



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA



ESCUELA DE INGENIERÍAS INDUSTRIALES

Departamento de Expresión Gráfica, Diseño y Proyectos

Área de Expresión Gráfica en la Ingeniería

TRABAJO FIN DE GRADO

**DISEÑO Y DESARROLLO DE BIOMODELO ARTICULADO DE MANO
HUMANA**

Grado en

Ingeniería en Diseño Industrial y Diseño del Producto

Autor: MAR DORADO GUERRERO

Tutor: FRANCISCO JOSÉ ORTIZ ZAMORA

Cotutor: MANUEL DAMIAN MARÍN GRANADOS

MÁLAGA, Junio de 2025



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA





AGRADECIMIENTOS

Antes de presentar este trabajo, me gustaría dar las gracias a todas las personas que, de algún modo han formado parte de este proceso lleno de esfuerzo y aprendizaje.

A mi tutor Francisco y a Antonio Martín, por ofrecerme la oportunidad de trabajar en esta línea de investigación que une dos disciplinas que me apasionan, por guiarme en cada etapa del proceso y por facilitarme además la posibilidad de conocer de cerca las instalaciones donde se llevan a cabo este tipo de proyectos.

A José Macías, porque, aunque todos los estudiantes que han tenido la oportunidad de trabajar con él, saben lo fácil que hace el proceso, yo he tenido la suerte de contar con su ayuda día a día y sin duda, tengo claro que sin su apoyo no hubiese llegado hasta aquí.

A mis amigos, a los que llevan a mi lado toda la vida y a aquellos que, poco a poco, han pasado a formar parte de ella, por escucharme y animarme en cada momento de duda, recordándome que era capaz de esto y más.

Por último, a mis padres y a mi hermana, que han sido mi apoyo incondicional durante esta etapa y que sé que lo seguirán siendo en cada una de las nuevas etapas que estén por venir.

Este trabajo no sería posible sin ninguno de vosotros así que por eso, gracias de corazón. Poquito a poco lo hemos conseguido.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Diseño y desarrollo de Biomodelo
Articulado de mano humana





RESUMEN

La fabricación aditiva ha transformado considerablemente el ámbito sanitario, permitiendo desarrollar soluciones que mejoren la planificación quirúrgica, la docencia médica y la investigación clínica. En este contexto, los biomodelos anatómicos han cobrado especial relevancia por su capacidad para representar estructuras humanas con alta fidelidad, facilitando la comprensión de casos clínicos complejos. Sin embargo, la mayoría de los modelos actuales presentan limitaciones funcionales, ya que reproducen únicamente la geometría estática sin incorporar mecanismos que simulen el movimiento real del cuerpo humano.

Este Trabajo de Fin de Grado se centra en el diseño y desarrollo de un modelo anatómico de mano sana articulada, impreso en 3D, que combine precisión anatómica con capacidad funcional. Para ello, se ha trabajado con imágenes médicas reales, procesadas mediante herramientas avanzadas de segmentación y edición, y se ha llevado a cabo una fase de ideación orientada al diseño de un sistema articular viable. El modelo está compuesto por diferentes elementos rígidos y flexibles que imitan tanto la estructura ósea como los tejidos blandos, garantizando un comportamiento biomecánico coherente.

El objetivo final es ofrecer un recurso útil en contextos docentes y de simulación médica accesible y reproducible, que supere las limitaciones de modelos estáticos convencionales mediante el uso de tecnologías de fabricación aditiva.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Diseño y desarrollo de Biomodelo
Articulado de mano humana





ABSTRACT

Additive manufacturing has significantly transformed the healthcare field, enabling the development of solutions that improve surgical planning, medical education and clinical research. In this context, anatomical biomodels have become particularly relevant due to their ability to represent human structures with high fidelity, making easier the understanding of complex clinical cases. However, most current models have functional limitations, as they only reproduce static geometry without incorporating mechanisms that simulate the real movement of the human body.

This Final Degree Project focuses on the design and development of a 3D printed anatomical model of a healthy articulated hand that combines anatomical precision with functional capacity. To this end, we have worked with real medical images, processed using advanced segmentation and editing tools, and we have carried out an ideation phase aimed at designing a viable joint system. The model is composed of different rigid and flexible elements that mimic both bone structure and soft tissues, ensuring a coherent biomechanical behaviour.

The ultimate goal is to offer a useful resource in teaching and medical simulation contexts that is accessible and reproducible, overcoming the limitations of conventional static models through the use of additive manufacturing technologies.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Diseño y desarrollo de Biomodelo
Articulado de mano humana





GLOSARIO

3D – Tres Dimensiones

ABS – Acrilonitrilo Butadieno Estireno

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine

FDM – Fused Deposition Modeling

MEX – Material Extrusion

PLA – Ácido Poliláctico

RM – Resonancia Magnética

SLA – Estereolitografía

TC – Tomografía Computarizada

TPU – Poliuretano Termoplástico

UH – Unidades Hounsfield

UPAM3D – Unidad de Producción Avanzada y Modelado 3D

UTADI3D – Unidad de Tecnologías Avanzadas en Diseño e Impresión 3D

UV – Ultravioleta

VPP – Vat Photopolymerization (Polimerización en tanque)



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Diseño y desarrollo de Biomodelo
Articulado de mano humana





ÍNDICE DE CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN.....	19
1.1	Objetivos.....	19
1.2	Justificación.....	19
1.2.1	Hospital Universitario 12 de Octubre	21
1.2.2	Hospital Universitario Gregorio Marañón	23
1.3	Alcance.....	26
2.	ANTECEDENTES	27
2.1	Bases anatómicas de la mano humana.....	27
2.2	Simulación Médica.....	31
2.3	Biomodelos	33
2.3.1	Biomodelo personalizado para el tratamiento de fracturas de codo.....	33
2.3.2	Simulador quirúrgico impreso en 3D para la colocación de agujas de Kirschner en fracturas de mano	35
2.3.3	Desarrollo articulación de Impresión 3D multicolor y multimaterial de modelos de articulación de rodilla.....	36
2.3.4	Efectos de un simulador funcional de articulación de rodilla impreso en tres dimensiones (3D) en la mejora del conocimiento espacial anatómico	37
2.4	Guías quirúrgicas	39
3.	RECURSOS.....	41
3.1	Tecnologías de fabricación aditiva y materiales	41
3.1.1	Extrusión de material, Material Extrusion (MEX)	42
3.1.2	Fotopolimerización en Tanque, (VAT PHOTOPOLYMERIZATION, VPP)	46
3.2	Materiales	52
3.2.1	Elementos rígidos	52
3.2.2	Elementos flexibles.....	54



3.3	Herramientas de software	56
3.3.1	Segmentación del modelo anatómico - Philips Intellispace Portal.....	56
3.3.2	Edición de mallas y modelos 3D	57
3.3.3	Software de laminación 3D.....	58
3.3.4	Otros softwares	58
4.	METODOLOGÍA.....	61
4.1	Establecimiento de requisitos de diseño	62
4.2.1	Requisitos específicos de la articulación móvil.....	64
4.3.2	Cálculo del percentil 70	65
4.2	Selección de caso clínico y planteamiento de diseño.....	67
4.3	Diseño, desarrollo y evaluación de propuestas.....	68
4.3.1	Diseño de la estructura osea	68
4.3.2	Diseño de articulación móvil.....	81
a)	Primera fase de diseño – Material de ensayo: PLA	82
b)	Segunda fase de diseño – Material de ensayo: Resina Elástica	88
c)	Tercera fase de diseño – Material de ensayo: Silicona	100
d)	Desarrollo final del diseño seleccionado.....	103
4.3.3	Mecanismo de bloqueo de posición.....	109
4.3.4	Diseño de la simulación de la piel.....	110
5.	RESULTADOS	117
6.	CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS	121
6.1	Conclusiones	121
6.2	Líneas Futuras	122
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	125



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Modelo para aplicar radioterapia impreso en 3D.....	22
Figura 2: Mascarillas para bebés prematuros.....	22
Figura 3: Planificación 3D de urgencia para cirugía de pie	23
Figura 4: Arteria Coronaria, Universidad de Cataluña	25
Figura 5: Estructura ósea de la mano.....	28
Figura 6: Fibrocartílago Glenoideo.....	29
Figura 7: Flexión articulaciones interfalángicas	30
Figura 8: Extensión pasiva articulaciones interfalángicas.....	30
Figura 9: Ejes de flexión dedos.....	31
Figura 10: Sala de simulación médica UMA.....	32
Figura 11: Biomodelo personalizado fractura de codo.....	34
Figura 12: Modelo articulación de rodilla con impresión 3D.....	36
Figura 13: Simulador funcional articulación de rodilla	38
Figura 14: Guía quirúrgica cirugía de muñeca.....	39
Figura 15: Proceso FDM	42
Figura 16: Warping.....	44
Figura 17: Ultimaker s5	46
Figura 18:: Diferencia SLA y DLP.....	51
Figura 19: FormLabs Form 3BL.....	52
Figura 20: Segmentación en plano axial, sagital y coronal	56
Figura 21: Modelo 3D generado por Philips Intellispace Portal.....	57
Figura 22: Secuencia de tejidos blandos en la mano en Complete Anatomy.....	59
Figura 23: Importación y segmentación en Philips Intellispace	69
Figura 24: Selección de UH para clasificación de tejidos	70
Figura 25: Visualización del modelo 3D	70
Figura 26: Ajuste calidad de la malla.....	71
Figura 27: Errores y agujeros presentes en la malla	72
Figura 28: Inspección automática agujeros Meshmixer	72
Figura 29. a) Selección del área dañada; b) Descarte del área seleccionada; c) Reconstrucción del área.....	73



Figura 30: Malla arrelgada y sin errores.....	74
Figura 31: Corte con plano para obtención de elementos independientes	74
Figura 32: a) antes de aplicar suavizado b) después de aplicar suavizado	75
Figura 33: Malla dedo corazón alineado	76
Figura 34: Malla dedo corazón obtenido de la TC.....	76
Figura 35: Dedo anular alineado con geometría de la TC Fuente: propia	77
Figura 36: Dedo anular tras modificar extremos en cóncavo y convexo	77
Figura 37: Hueco pasante en dedo Índice para ensamblaje de alambre	78
Figura 38: Preparación pruebas de impresión ósea en Ultimaker Cura	79
Figura 39: Preparación impresión ósea final en PreForm Fuente: propia	80
Figura 40: Impresión anatomía ósea final.....	80
Figura 41: Boceto opción 1 PLA. Encaje segmentado por ranuras	82
Figura 42: Boceto opción 2 PLA. Rótula con muelle vertical.....	83
Figura 43: Boceto opción 3 PLA. Rótula con muelle horizontal	84
Figura 44: Boceto opción 4 PLA. Sistema de fricción cilíndrica	84
Figura 45: Boceto opción 1 resina. Almohadilla adaptable.....	88
Figura 46: Boceto opción 2 resina. Tiras envolventes.....	89
Figura 47: Boceto opción 3 resina. Doble anillo con bandas flexibles	90
Figura 48: Modificación opción 1 resina. Almohadilla Estándar Fuente: propia	91
Figura 49: Preparación prueba impresión de la articulación en PreForm	92
Figura 50: Fallos en a) opción 2 resina b) opción 3 resina	93
Figura 51: Boceto alternativa 1 resina. Eje esférico	94
Figura 52: Boceto alternativa 2 resina. Eje Hiperbólico	94
Figura 53: Boceto alternativa 3 resina. Eje esférico con entrada	95
Figura 54: estudio de fuerzas geometría eje esférico	97
Figura 55: estudios de fuerzas geometría eje hiperbólico	97
Figura 56: Pruebas impresión opción esférica e hiperbólica Fuente: propia.....	98
Figura 57: Fisura en prueba de articulación con eje hiperbólico	99
Figura 58 a) movimiento angular en resina ; b) movimiento angular en silicona	100
Figura 59: Estudio de fuerzas. Tensiones Elastic 50A.....	101
Figura 60: Estudio de fuerzas. Tensiones silicona RPRO20	102
Figura 61: Estudio de fuerzas. Deformaciones Elastic 50A V2	102



Figura 62: Estudio de fuerzas. Deformaciones silicona RPRO20.....	102
Figura 63: Superficies tangentes en el diseño de la articulación	104
Figura 64: Canales del molde para el colado	104
Figura 65: Vista superior del molde finalizado Fuente: propia	105
Figura 66: Ranuras del molde para el ajuste Fuente: propia	105
Figura 67: Preparación pruebas de impresión de molde en PreForm	106
Figura 68: a) proceso de curado con rayos UV ; b) pieza tras finalizar el curado	106
Figura 69: Silicona líquida RPRO20 de dos componentes	107
Figura 70: Molde con silicona	108
Figura 71: Articulación de silicona final.....	108
Figura 72: Mecanismo de bloqueo de posición	109
Figura 73: a) malla antes del suavizado ; b) malla después del suavizado	111
Figura 74: a) supresión de dedo con patología ; b) reconstrucción del dedo con las correspondientes proporciones.....	111
Figura 75: Validación ajuste dimensional huesos y piel.....	112
Figura 76: Vaciado de la mano para su impresión	112
Figura 77: Pruebas de espesores.....	113
Figura 78: Pruebas de espesores junto con estructura ósea	113
Figura 79: Impresión modelo de la piel completo	114
Figura 80: Impresión tras eliminar los soportes.....	115
Figura 81: Proceso de curado de la resina	115
Figura 82: Capa externa de la piel procesada	116
Figura 83: Prototipo final del biomodelo	118
Figura 84: Comparación de biomodelo con mano humana real.....	119
Figura 85: Movimiento del sistema de articulación	119



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Diseño y desarrollo de Biomodelo
Articulado de mano humana





ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Comparación propiedades mecánicas para elementos rígidos.....	53
Tabla 2: Comparación parámetros de impresión para resinas rígidas.....	53
Tabla 3: Comparación propiedades mecánicas elementos flexibles	54
Tabla 4: Parámetros de impresión para resinas elásticas	55
Tabla 5: Método de la suma ponderada	86



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Diseño y desarrollo de Biomodelo
Articulado de mano humana





1. INTRODUCCIÓN

1.1 Objetivos

El presente trabajo de fin de grado tiene por objeto el diseño y desarrollo de un biomodelo articulado de una mano humana sana, capaz de simular de forma detallada, sus movimientos naturales mediante control y fijación de las articulaciones en distintas posiciones. El objetivo principal es conseguir un modelo funcional que reproduzca los movimientos de flexión-extensión de los dedos, para posteriormente aplicarlo a estudios fisioterapéuticos y biomecánicos.

El modelo del proyecto pretende cumplir dos funciones principales.

- Servir como herramienta de apoyo para el análisis preciso del movimiento y la planificación de ejercicios específicos para las sesiones de fisioterapia.
- Servir como recurso en el análisis de la cinemática de los movimientos o en el estudio de patrones proporcionando datos en un entorno controlado.

Para el desarrollo de este modelo tridimensional se emplearán procesos de fabricación aditiva y tecnologías de impresión 3D, concretamente FDM (Modelado por Deposición Fundida) y SLA (Estereolitografía), que proporcionarán a la estructura un buen nivel de detalle y precisión.

1.2 Justificación

Este Trabajo Fin de Estudios se realiza con una finalidad principalmente académica, al constituir un requisito necesario para la obtención del título de Graduado en Ingeniería en Diseño Industrial y Desarrollo del producto por la Escuela de Ingenierías Industriales de la Universidad de Málaga.



En segundo lugar, este proyecto surge también del interés por aplicar los conocimientos adquiridos a un ámbito con gran potencial de desarrollo: el estudio del cuerpo humano y, en particular de la mano como estructura anatómica compleja y esencial en la vida cotidiana.

El cuerpo humano siempre ha sido objeto de estudio para la ciencia debido a la alta complejidad de su funcionamiento y de las interacciones entre sus estructuras. (Tapia-Nañez et al., 2022) Dentro de este sistema, la mano destaca por ser una de las partes más sofisticadas y precisas, necesaria en la ejecución de movimientos básicos en la vida cotidiana, y por ello una de las más estudiadas en medicina y rehabilitación. (Schreuders et al.2014)

Actualmente, desde el ámbito sanitario se ha puesto de manifiesto la ausencia de modelos tridimensionales articulados de la mano que puedan utilizarse como referencia funcional en sesiones clínicas o docentes. Esta carencia dificulta tanto la preparación estructurada de terapias como el seguimiento detallado de ciertas patologías.

En respuesta a estas necesidades, el desarrollo de nuevas tecnologías aplicadas al entorno clínico, como la impresión 3D, ha abierto nuevas posibilidades para mejorar la práctica sanitaria. Desde su expansión en el sector a partir de 2010, esta herramienta ha demostrado su utilidad en múltiples aplicaciones: planificación quirúrgica personalizada, fabricación de implantes a medida, creación de guías operatorias o la elaboración de biomodelos que contribuyen tanto a la formación como a la comunicación entre el profesional y el paciente. El crecimiento de artículos y publicaciones científicas que se han producido en los últimos 20 años refleja el aumento de las aplicaciones que estas tecnologías tienen en el sector sanitario, siendo hoy en día una herramienta clave. (Meyer-Szary et al., 2022)

Dentro de los numerosos campos de la medicina que se han visto revolucionados por la inclusión de esta tecnología, se puede destacar la fisioterapia. La precisión, la eficacia y la comodidad de los tratamientos ha sufrido una considerable mejora gracias al uso de las tecnologías de impresión 3D. Los biomodelos brindan al fisioterapeuta la posibilidad de visualizar de un modo más realista las estructuras anatómicas del cuerpo humano y así poder entender el caso con mayor precisión. Del mismo modo, gracias a ellos los pacientes pueden interactuar con el modelo para una mejor comprensión de la lesión y del proceso a seguir. (Revista Sanitaria de Investigación, 2022).



Los procesos de fabricación aditiva comienzan con unos archivos 3D que se procesan con el software necesario para llevarlo a cabo en pequeñas capas 2D. De este modo el primer paso para muchas de las aplicaciones que tiene esta tecnología en la medicina y fisioterapia será la adquisición de imágenes tridimensionales, habitualmente extraídas de tomografías computarizadas (TC) o bien de resonancias magnéticas (RM).

Una vez se obtienen estas imágenes hay que tratarlas, y para ello se comenzará un proceso de segmentación con un grosor de corte menor a 1 mm para asegurar la calidad y resolución del producto final. Las imágenes médicas se presentan frecuentemente en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), el cual es cargado en un programa que se encarga de excluir los tejidos no deseados para la estructura final. Este paso necesita de conocimientos básicos sobre la anatomía del cuerpo humano y del objetivo final del modelo.

En España, diversas entidades ya cuentan con una unidad de impresión 3D con la que trabajar para sus casos clínicos. La Plataforma de biomodelos y biobancos del Instituto de salud Carlos III cuenta con 20 unidades distribuidas por España con el objetivo de ofrecer una buena calidad y realización de bioimpresión. (ISCIII Biobanks & Biomodels, 2023). Entre ellas se pueden destacar:

1.2.1 Hospital Universitario 12 de Octubre

La Unidad de Tecnologías Avanzadas en Diseño e Impresión 3D (UTADI 3D), ubicada en el Hospital Universitario 12 de Octubre, está especializada en el desarrollo de biomodelos personalizados a partir de unos archivos DICOM. Su actividad se centra en la segmentación de imágenes y la creación de modelos físicos destinados a la planificación de ensayos clínicos y quirúrgicos.

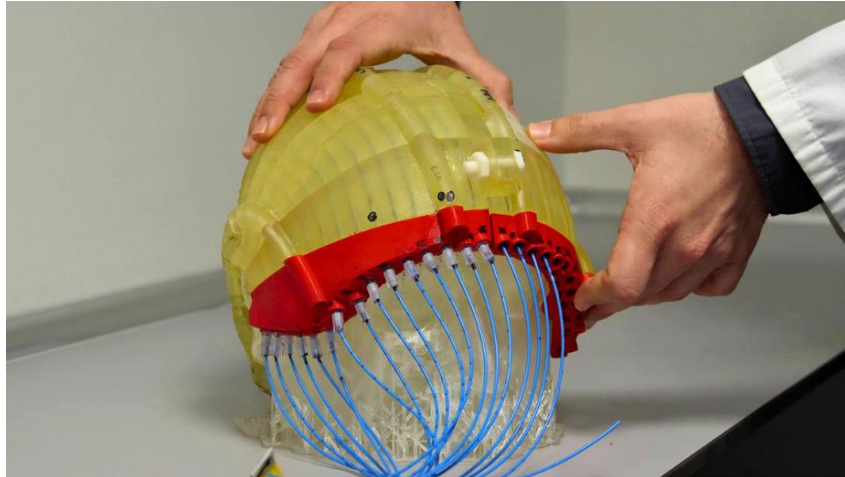


Figura 1: Modelo para aplicar radioterapia impreso en 3D.
Fuente: (Comunidad de Madrid, 2023)

Además, ha participado en proyectos de investigación nacionales e internacionales, así como en iniciativas de diseño e innovación orientadas al desarrollo de prototipos clínicos. (ISCIII Biobanks & Biomodels, 2023). *Figura 1*

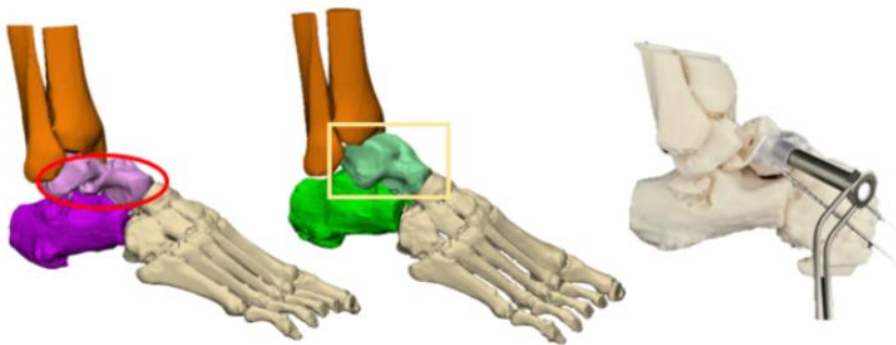
Uno de sus proyectos mas destacados, es en colaboración con el departamento de XPER 3D de la empresa Serveo, juntos desarrollaron unas mascarillas que facilitasen la ventilación pulmonar de bebés prematuros que tuviesen un peso por debajo de los 750 gramos. Estas mascarillas estan fabricadas con materiales biocompatibles y estan diseñadas específicamente para adaptarse perfectamente a la anatomía del recién nacido. Con este proyecto consiguieron mejorar la respiración y disminuir los problemas que ciertas medidas de sujeción generan en la piel. (Serveo, 2022). *Figura 2*



Figura 2: Mascarillas para bebés prematuros.
Fuente: (Serveo, 2022)

1.2.2 Hospital Universitario Gregorio Marañón

Se trata del pionero en incluir esta tecnología en España en el ámbito hospitalario. En 2015 consolidó la Unidad de Planificación Avanzada y manufactura 3D (UPAM3D), una unidad que mezcla diferentes disciplinas y que está destinada al diagnóstico y la planificación terapéutica. Hoy en día acumulan ya más de 1.000 casos clínicos en los que se ha implementado la tecnología 3D, consiguiendo posicionarse como ejemplo a seguir a nivel nacional e internacional. (Hospital General Universitario Gregorio Marañón, 2024). *Figura 3*



*Figura 3: Planificación 3D de urgencia para cirugía de pie
Fuente: (Hospital General Universitario Gregorio Marañón, 2024)*

El proceso que se lleva a cabo en la UPAM3D para cualquier impresión está definido según ciertas variables:

- Descripción del producto: depende si se trata de una guía o herramienta quirúrgica, de un instrumento o de un modelo anatómico.
- Utilidad del producto: se puede tratar de un producto destinado únicamente a la comunicación, un producto dirigido a la docencia, como instrumento de investigación, como herramienta para preparar una operación...
- Datos de entrada: es la información base y original que podrá ser archivo DICOM, un modelo digital 3D...



- Tiempo de trabajo: tiempo necesario por el equipo multidisciplinar para alcanzar paso a paso el producto final. Esto incluye tanto el procesado de los archivos previo a la impresión como el posprocesado del modelo obtenido en la misma.
- Tiempo de impresión: tiempo de la maquinaria en completar la pieza.
- Cantidad y tipo de material que se necesita para llevar el proyecto a cabo, midiendo la cantidad en gramos. El tipo de material dependerá según la función final, pudiendo variar entre las tecnologías FDM y las SLA.

Este enfoque organizado, permite un mejor seguimiento del trabajo y garantiza resultados adaptados a cada necesidad clínica. Asimismo, ha facilitado el análisis de datos relevantes sobre el uso de la impresión 3D en el hospital.

Se realizó un estudio sobre ciertas variables de un total de 907 modelos impresos . (Calvo-Haro et al., 2021).

En primer lugar se obtuvo que el departamento más activo con esta tecnología era Cirugía ortopédica y traumatología con un 52.81%, seguido de Cirugía maxilofacial con un 6.93% y Ginecología con un 5.06%.

En segundo lugar, los resultados indicaron que, de los productos realizados, el 87.02% eran modelos anatómicos, seguido de guías quirúrgicas con un 11.66%. El resto fueron instrumentos específicos para el paciente.

Por último, también se analizó la función que cumplirían dichos productos, resultando que los modelos anatómicos se emplearon en un 38,61% en preparación quirúrgica, en un 9.35% en comunicación y un 18.26% para investigación.

Ambas unidades, aunque en hospitales distintos, comparten un objetivo común enfocado en integrar la fabricación aditiva como herramienta clave de su proceso. Además, otros de sus objetivos 3D son:

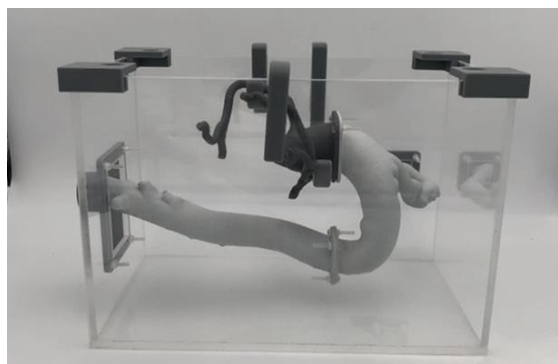
- Mejorar los resultados clínicos de los pacientes con métodos de planificación quirúrgica, y dispositivos de mayor precisión y seguridad para intervenciones.

- Mejorar la comunicación entre médico y paciente, consiguiendo así una mayor satisfacción por ambas partes.
- Impulsar la creatividad y el trabajo multidisciplinar entre el personal.
- Diseño y desarrollo de elementos personalizados para el paciente.
- Reducción de costes y tiempos de fabricación.

Para asegurar que el uso de estas tecnologías se realice bajo los estándares regulados de calidad y seguridad, ambos hospitales han dado un paso importante en cuanto a certificaciones. Ambos cuentan con la certificación ISO 13485, Sistemas de Gestión de la Calidad en Productos Sanitarios, verificando que cumplen con los requisitos de la normativa sanitaria europea que garantiza la seguridad de su actividad. (Hospital General Universitario Gregorio Marañón, 2024)

Cabe destacar el proyecto de la Universitat Politècnica de Catalunya en la que dos estudiantes de ingeniería han modelado con gran precisión biomodelos de la arteria aorta y las arterias coronarias, como la de la *figura 4*, mediante impresión 3D para el entrenamiento de cirujanos, demostrando firmemente el uso de estos biomodelos para la formación del personal clínico.

(Universitat Politècnica de Catalunya, 2023)



*Figura 4: Arteria Coronaria, Universidad de Cataluña
Fuente: (Universitat Politècnica de Catalunya, 2023)*



Por último, hacer mención al Instituto Murciano de Investigación Biosanitaria (IMIB) que ha sido participe del proyecto 4D-Bioskin y para el que ha desarrollado la fabricación de tejidos cutáneos mediante bioimpresoras, con el fin de tratar las quemaduras y heridas cutáneas de forma alternativa. (Cadena SER, 2024)

1.3 Alcance

El alcance del proyecto consiste en el desarrollo de un modelo funcional basado en los huesos y las articulaciones, excluyendo elementos más complejos como los músculos. De este modo, los movimientos esenciales serán replicados desde un enfoque cinemático, que permita observar y evaluar los movimientos articulares pero sin llevar a cabo una simulación de la biomecánica completa. Además la posición articular se podrá fijar temporalmente gracias al desarrollo de un mecanismo, que permita la inmovilización de las articulaciones.

Una vez realizado el modelo, se realizarán pruebas para validarlo, comprobando que los movimientos sean precisos y que el mecanismo de bloqueo funcione adecuadamente en cada articulación. Estas pruebas se realizarán en el taller, bajo un entorno controlado, pero no se llevarán a cabo ensayos con relación directa al paciente. El propósito de estas pruebas será reconocer las posibles mejoras de diseño y la evaluación de la similitud entre la capacidad del modelo y la mano humana.

Se ha de tener en cuenta que el movimiento dependerá de las capacidades de las tecnologías empleadas. En este caso el nivel de detalle estará determinado por la resolución de las impresoras de filamento y las impresoras de resina, ya que se tratan de piezas complejas, pequeñas e irregulares.



2. ANTECEDENTES

2.1 Bases anatómicas de la mano humana

La mano humana ha sido un foco de interés para numerosos estudios debido a su complejidad anatómica y funcional. Se trata de una de las herramientas más importantes del ser humano ya que es capaz de realizar innumerables acciones gracias a su función principal: la presión. Así, una de las razones por las que el ser humano ha alcanzado un grado de perfección tan elevado se debe a la posición y la amplitud que alcanza el dedo pulgar, ya que se puede oponer por completo al resto de dedos. No solo como herramienta de ejecución, este miembro destaca porque gracias a ella recibimos del entorno una gran cantidad de información precisa cuyos datos son imprescindibles para que pueda cumplir sus funciones eficazmente. (Hirt et al., 2015)

La estructura ósea de la mano está formada por tres grupos principales de huesos: carpianos, metacarpianos y falanges. (Rodríguez, Pose, & Abalo, 2015)

Los huesos del carpo, que se organizan en dos filas: la proximal compuesta y la distal. La primera de ellas está formada por el escafoide, semilunar, piramidal y pisiforme, y la segunda está formada por el trapecio, trapecoide, hueso grande y hueso ganchoso.

A continuación se encuentran los cinco metacarpianos, que se numeran del uno al cinco desde el pulgar hasta el meñique. El metacarpiano del pulgar se articula de forma más independiente que el resto de los dedos, proporcionando una mayor flexibilidad que permite el movimiento de oposición.

En cuanto a las falanges, todos los dedos cuentan con tres falanges: proximal, media y distal, excepto el pulgar que solo cuenta con proximal y distal.

Las articulaciones principales de la mano incluyen las metacarpofalángicas, situadas entre las cabezas distales de los metacarpianos y las falanges proximales, que están reforzadas por

ligamentos y las articulaciones interfalángicas, de tipo bisagra, que se encuentran entre las falanges y están igualmente estabilizadas por los ligamentos. *Figura 5*

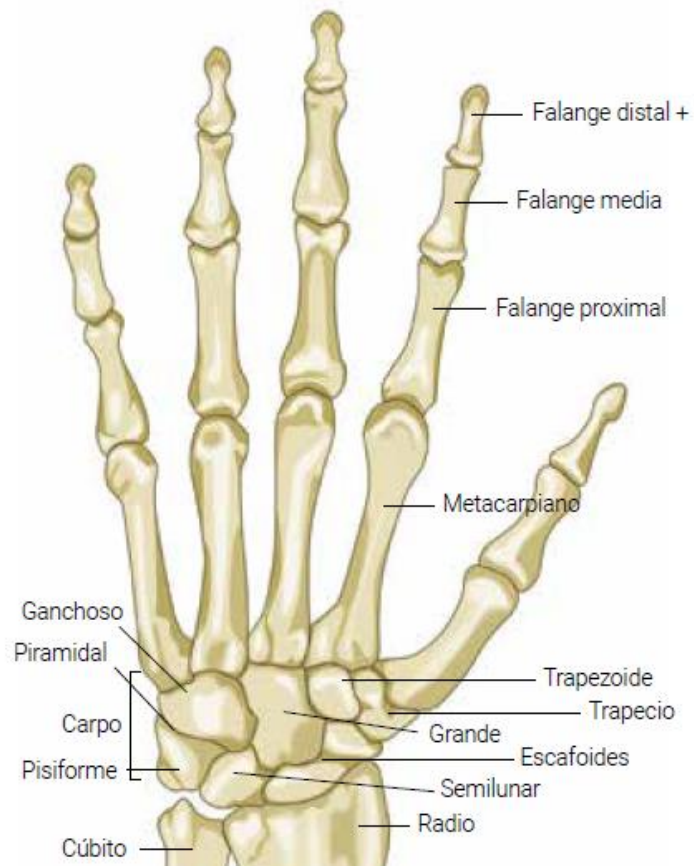


Figura 5: Estructura ósea de la mano
Fuente: (Rodríguez, Pose, & Abalo, 2015)

Las articulaciones interfalángicas solo poseen un grado de libertad, es decir, son trocleares. En ellas se distingue la cabeza de la falange, que cuenta con un solo eje transversal en torno al que se realiza la flexión y extensión, y por otro lado la base de la falange más alejada que presenta una pequeña superficie cóncava. (Kapandji, 1998)

Ambas cuentan con una superficie de apoyo conocida como el fibrocartílago glenoideo, una estructura fibrosa y flexible unida al borde de la base de la falange con el fin de ampliar la superficie de contacto entre los huesos y que mejora la estabilidad del movimiento. *Figura 6.*

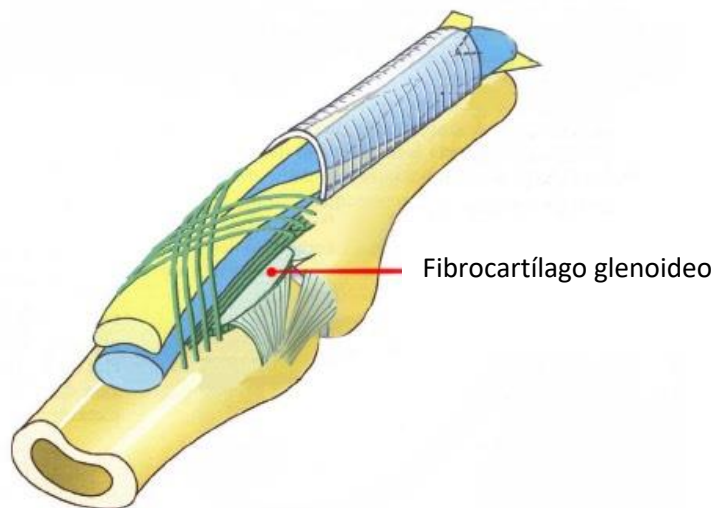


Figura 6: Fibrocartílago Glenoideo
Fuente: (Kapandji, 1998)

Además si se observa desde una vista lateral, también se observarán los ligamentos laterales (tensos en la flexión), el tendón extensor y ligamentos falangoglenoideos. Otro elemento a tener en cuenta son los “frenillos de la extensión”, un conjunto de fibras longitudinales situado en la cara frontal de la palma que se encarga de impedir una posible hiperextensión de la articulación. (Hirt et al., 2015)

Como ya se ha mencionado, dentro de las articulaciones interfalángicas, podemos distinguir entre las proximales y las distales.

La amplitud del movimiento de flexión en las primeras sobrepasa los 90° , y aumentan progresivamente entre el segundo y el quinto dedo hasta alcanzar una flexión de 135° . Para las segundas, el ángulo es ligeramente inferior a 90° , alcanzándolos únicamente en el dedo meñique. (Kapandji, 1998). Esto se puede observar en la *figura 7.*

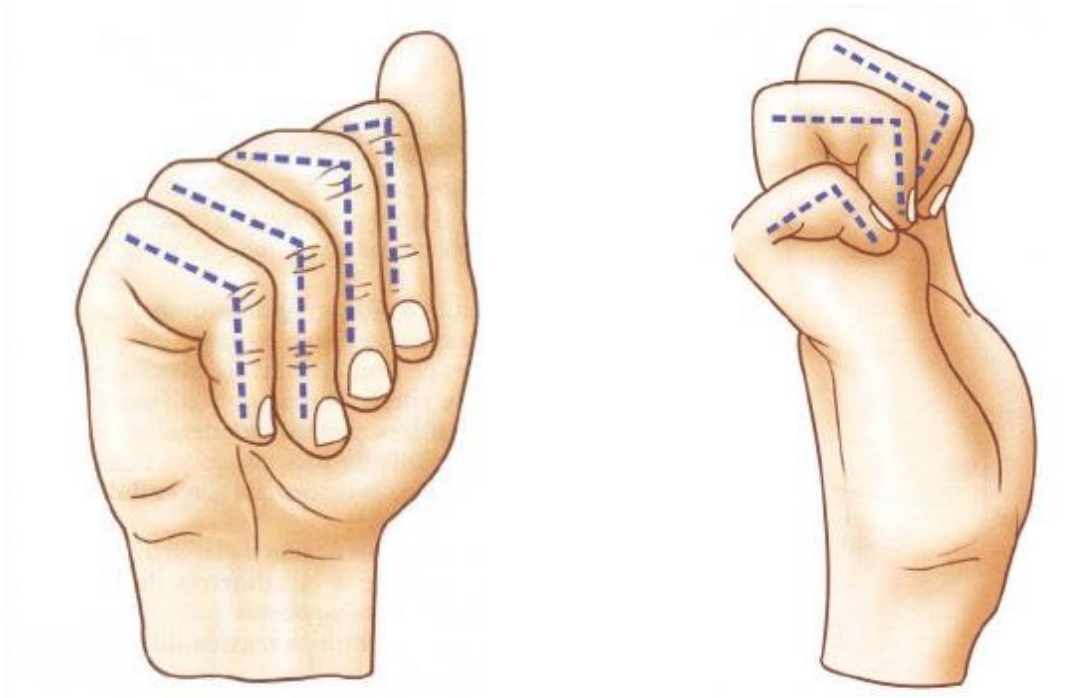


Figura 7: Flexión articulationes interfalángicas
Fuente: (Kapandji, 1998)

Para la amplitud de extensión debemos distinguir entre extensión activa y pasiva. Para el primer caso será nula para las articulaciones proximales y muy pequeña, alrededor de los 5º, para las distales. Sin embargo, en el segundo caso, la amplitud en las articulaciones distales podrá alcanzar hasta los 30º. *Figura 8.*



Figura 8: Extensión pasiva articulationes interfalángicas
Fuente: (Kapandji, 1998)

Hasta ahora se ha mencionado que eran articulaciones que poseían un único grado de libertad, sin embargo, si que existen algunos movimientos pasivos de lateralidad en las articulaciones distales, no en las proximales ya que son muy estables lateralmente.

Para comprender lo mejor posible el movimiento que realizan estas articulaciones, se ha de tener en cuenta el plano en el que se produce y es que el dedo índice no sigue el mismo plano que los otros tres. La flexión del primero se produce directamente en el plano sagital, mientras que en el resto seguirán unos ejes oblicuos, dirigidos hacia un punto situado en la parte inferior del borde radial tal y como se observa en la *figura 9*, el ángulo de cada eje será mayor cuanto mas alejado de este borde se encuentre.

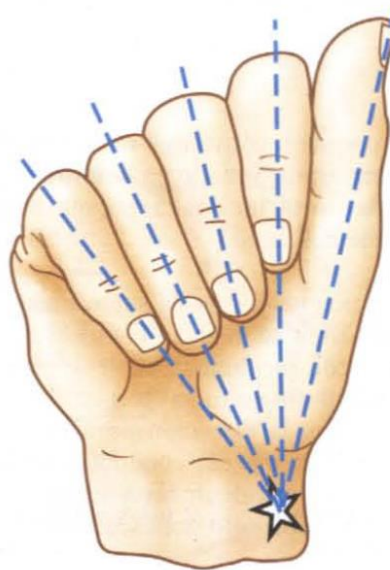


Figura 9: Ejes de flexión dedos
Fuente: (Kapandji, 1998)

2.2 Simulación Médica

La simulación médica ha sido reconocida como una herramienta clave para la formación en ciencias de la salud, al permitir la reproducción de contextos clínicos reales en un entorno controlado sin riesgos para el paciente. (Gaba, 2004)

Su implementación favorece no solo al aprendizaje técnico, sino también al desarrollo de habilidades cognitivas y esenciales para una práctica médica segura y eficiente. Gracias a su

versatilidad, la simulación puede adaptarse a distintos niveles de complejidad, desde entrenamientos básicos hasta intervenciones clínicas avanzadas. (Maran & Glavin, 2003)

Una de las principales ventajas de este enfoque es que permite la repetición sistemática de procedimientos, favoreciendo la consolidación del aprendizaje, la reducción de errores médicos y la mejora de la calidad de la ayuda. (Nasri et al., 2023)

Además, posibilita la inmersión del estudiante en escenarios realistas que estimulan la toma de decisiones, el razonamiento clínico y el trabajo en equipo, aspectos fundamentales para la práctica sanitaria. (Scalese, Obeso, & Issenberg, 2008). En la *figura 10* se muestra una sala de simulación de la Universidad de Málaga.



*Figura 10: Sala de simulación médica UMA
Fuente: (Universidad de Málaga, 2025)*

Los sistemas de simulación pueden clasificarse según su fidelidad, entendida como el grado de realismo con el que replican tanto las características físicas como las funciones clínicas de una situación determinada (Maran & Glavin, 2003). La fidelidad física se refiere al parecido del modelo con la anatomía humana real, mientras que la fidelidad funcional evalúa si el simulador permite realizar correctamente todos los pasos del procedimiento clínico. En este sentido, los dispositivos de alta fidelidad ofrecen un entorno altamente realista, pero su elevado coste limita su uso generalizado (Gaba, 2004). Sin embargo, los modelos de baja fidelidad presentan un diseño más sencillo y económico que igualmente siguen siendo eficaces para entrenamientos repetitivos y tareas de naturaleza cognitiva o técnica básica (Nasri et al., 2023)

La literatura ha destacado que incluso los simuladores de bajo coste, especialmente si son reutilizables, pueden alcanzar resultados formativos comparables en determinadas situaciones siempre que se ajusten a los objetivos pedagógicos del entrenamiento. Esto ha impulsado en los últimos años el desarrollo de modelos autoconstruidos, lo que reduce la barrera económica de acceso a este tipo de formación. A pesar de ello, uno de los principales retos actuales sigue siendo el elevado precio de los equipos comerciales avanzados y los costes asociados a su mantenimiento y actualización. (Maran & Glavin, 2003)

2.3 Biomodelos

Una de las primeras aplicaciones que tuvo la impresión 3D en el ámbito sanitario fue el desarrollo de biomodelos anatómicos a mediados de los años 90 (Hoang et al., 2016), y desde entonces han demostrado su efectividad en múltiples estudios. En este apartado se analizan algunos biomodelos y estudios existentes que han demostrado ser fundamentales para llevar a cabo la planificación, la docencia o la comunicación profesional-paciente.

2.3.1 Biomodelo personalizado para el tratamiento de fracturas de codo

Yang y otros (2017) desarrollan un biomodelo del codo que ayude a los especialistas a comprender las fracturas de los pacientes con mayor precisión. Ver en *figura 11*.

El codo es una de las articulaciones más complejas de la extremidad superior del cuerpo humano y sus lesiones están en constante aumento debido a traumatismos de alto impacto. Como consecuencia el número de tratamientos quirúrgicos también ha ido aumentando. Son tratamientos muy delicados ya que una ejecución incorrecta puede tener como consecuencia dolor crónico, una mala función de la articulación o incluso pérdida del movimiento. La producción de este biomodelo puede resultar de gran utilidad ya que ayuda a los cirujanos a comprender la fractura con mayor detalle, permitiendo realizar un plan quirúrgico de alta precisión y, además, facilitando la comunicación y comprensión del paciente. Para el desarrollo de estos modelos, los materiales más utilizados son el PLA y el ABS; el resto de los parámetros, como tiempo de impresión o coste, variarán según el modelo.

Con el fin de evaluar su eficacia, a continuación se presentan los resultados obtenidos en un estudio que analiza el uso de estas tecnologías en este tipo de tratamientos, así como la elección del material mas adecuado.

En un grupo de 40 pacientes, se obtuvo como resultado, se obtuvo que el tiempo de operación y la pérdida de sangre durante la operación habían sido inferiores en el grupo 3D que en el grupo convencional. Además tras un seguimiento después de la operación, la función del codo en el grupo 3D resultó ser superior a la del grupo convencional.

En cuanto al material, el PLA, un material biodegradable, no produjo ningún olor durante la impresión, mientras que el ABS produjo un olor intenso durante el proceso. Además la calidad de la pieza se vio afectada, ya que en cuatro de cada diez modelos impresos con ABS se observaron bordes con curvatura, un defecto que solo apareció en uno de los modelos realizados con PLA. Por otro lado, aquellos modelos de PLA no se vieron afectados ni deformados por el proceso de esterilización mediante vapor a alta presión pero los impresos en ABS perdieron detalles relevantes de las fracturas. Por tanto, el material con el que se obtuvieron los mejores resultados fue con el PLA.

Estas conclusiones refuerzan el valor de los biomodelos como herramientas complementarias en el sector quirúrgico.

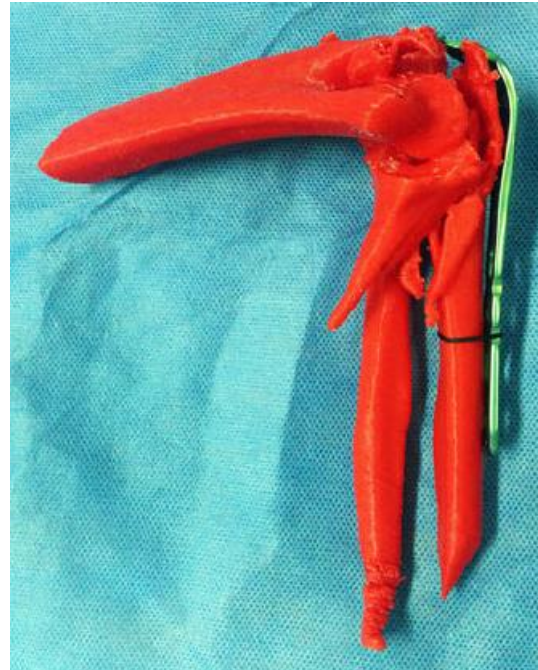


Figura 11: Biomodelo personalizado fractura de codo
Fuente: (Yang et al., 2017)



2.3.2 Simulador quirúrgico impreso en 3D para la colocación de agujas de Kirschner en fracturas de mano

El trabajo de Boyajian y otros (2019) consistió en un estudio realizado por miembros de las secciones de cirugía plástica de las universidades de Manitoba y Ottawa, en Canadá. Para este proyecto se desarrolló un simulador quirúrgico tridimensional mediante impresión 3D con el objetivo de mejorar el método de enseñanza y facilitar la práctica del procedimiento de reducción cerrada y fijación cutánea en fracturas de la mano. Los autores desarrollaron un biomodelo que pudiera ser empleado como herramienta formativa para residentes en los hospitales. Utilizaron como referencia para el desarrollo del modelo, imágenes obtenidas de tomografías computarizadas incorporando tres fracturas comunes de la mano.

Los materiales del modelo son muy variados, para las estructuras óseas se empleó espuma de poliuretano mezclada con polvo de hierro para hacer el modelo radiopaco. Para las estructuras flexibles se utilizó silicona de distinta viscosidad según el área del que se tratase.

Este modelo fue evaluado por cinco residentes y cinco cirujanos especialistas, que realizaron el proceso de inserción de agujas Kirschner (K-wires) en las fracturas simuladas. Estas agujas son alambres rígidos y rectos que ocasionalmente se utilizan para el tratamiento de fracturas. (Royal Children's Hospital, 2019)

Posteriormente se realizó una encuesta para evaluar diferentes aspectos del biomodelo como el realismo, su utilidad educativa y su aplicabilidad, obteniendo resultados muy favorecedores para todos los apartados. Además los participantes destacaron la fidelidad anatómica del modelo, la sensación de realidad, la posibilidad de articularlo gracias a la flexibilidad de la silicona y la transparencia de la piel que permitía localizar los huesos con mayor facilidad.

A pesar de las grandes ventajas que ofrecía el modelo, también presentaba ciertas limitaciones que reducían la utilidad en la simulación de otras maniobras más avanzadas debido a la falta de articulaciones y otras estructuras. De este modo, se acuerda que el mejor uso es para residentes en etapas iniciales de formación.

2.3.3 Desarrollo articulación de Impresión 3D multicolor y multimaterial de modelos de articulación de rodilla

Oliver Grimaldo Ruiz y Yasin Dhafer (2021) realizaron un estudio en colaboración con en el Laboratorio de Investigación Shirley Ryan AbilityLab, para el que se desarrolló un nuevo modelo anatómico, realista, multicolor y multimaterial de la articulación de la rodilla con características únicas, que se muestra a continuación en la *figura 12*.

La intervención quirúrgica del ligamento cruzado anterior en la rodilla es una de las más frecuentes en cirugía ortopédica. A pesar de esto, el número de publicaciones acerca de las aplicaciones de la impresión 3D en estas operaciones demuestra que es un campo aun inexplorado.

La reconstrucción de dicho ligamento tiene como objetivo restaurar la biomecánica articular fisiológica en la rodilla afectada. A día de hoy, los errores relacionados con esta técnica quirúrgica son la causa mas frecuente de casos reincidentes después de la reconstrucción, y representan una media del 86% de todos los casos del fracaso de esta.



*Figura 12: Modelo articulación de rodilla con impresión 3D
Fuente: (Grimaldo & Yasin, 2021)*

Se fabricaron tres modelos de articulación incluyendo en ellos la estructura de matriz de fibras e integrando resultados quirúrgicos claves para el desarrollo de la reconstrucción.



Para llevarlo a cabo se utilizó la tecnología PolyJet, un sistema que destaca ya que puede combinar hasta seis materiales diferentes simultáneamente, ajustando propiedades como la dureza a la escala Shore A, ideal para aplicaciones biomédicas. En este caso los materiales utilizados fueron Agilus30 (FLX935), material flexible que puede ajustar su dureza y con ello simular los tejidos blandos; Digital ABS (RGD5130) para estructuras rígidas y Tango (FLX930) un elastómero complementario.

En cuanto a las durezas utilizadas en el desarrollo de la articulación, después de diferentes pruebas se seleccionaron la combinación A60-50 y la A70-60. Esto es debido a que su comportamiento mecánico fue el más similar al de los tejidos reales. Además, fueron sometidos a ciclos de flexión-extensión manuales sin presentar roturas demostrando su durabilidad.

Con este estudio demuestran que los modelos obtenidos ofrecen una gran variedad de usos. Pueden ser una perfecta alternativa para sustituir a los cadáveres utilizados en la formación médica, para la investigación o la educación. También demuestra que a pesar de que los materiales utilizados cuentan con módulos elásticos diferentes, su comportamiento se adecúa al movimiento real de los tejidos blandos de la articulación.

2.3.4 Efectos de un simulador funcional de articulación de rodilla impreso en tres dimensiones (3D) en la mejora del conocimiento espacial anatómico

Caj y otros (2019), investigadores de la National University of Singapore realizaron un estudio sobre la articulación de la rodilla que fue publicado en Anatomical Sciences Education. Ante la necesidad de recursos más interactivos y dinámicos para enseñar la anatomía funcional, el equipo propuso este proyecto basado en el desarrollo del diseño, fabricación y validación de un simulador funcional de la rodilla impreso en 3D como herramienta educativa en anatomía. A diferencia de los modelos tradicionales rígidos, este simulador permite reproducir los movimientos reales de flexión-extensión, bloqueo y desbloqueo de la articulación, mejorando la comprensión espacial del sistema.

De nuevo, los datos se obtuvieron de una CT de una rodilla sana, fueron procesados y posteriormente impresos en 3D. El material utilizado fue poliamida blanca (EOS PA2200), un polímero resistente y duradero ideal para la reproducción de piezas móviles y mecánicas. Como

se puede observar en la *figura 13* el diseño anatómico se centró en las superficies de contacto con el femoral y la tibia, representando las curvas geométricas simplificadas basadas en tres círculos perfectos de distintos tamaños, permitiendo reproducir la forma y comportamiento de la superficie articular.



*Figura 13: Simulador funcional articulación de rodilla
Fuente: (Cai et al., 2019)*

Además también se simularon los ligamentos cruzados y colaterales utilizando cuerdas elásticas y no elásticas respectivamente. Estas cuerdas estaban fijadas al modelo mediante un sistema que permitía regular la tensión y longitud del ligamento según fuese necesario garantizando que se representasen fielmente a la realidad.

El modelo fue evaluado por 35 estudiantes de primer año del grado de Medicina, divididos en dos grupos: el primero recibió una formación teórica y con modelos tradicionales y el segundo utilizó el simulador funcional. Al finalizar la materia, se aplicó una prueba a ambos grupos para evaluar la comprensión espacial sobre la rodilla obteniendo el grupo del simulador una media de 85% de preguntas correctas, mientras que el grupo de formación tradicional obtuvo el 70% de preguntas correctas.

Expertos en anatomía evaluaron positivamente este simulador destacando la capacidad del modelo de ilustrar el comportamiento de los huesos y la articulación. Sin embargo, reconocieron

la ausencia de tejidos mas blandos o complejos que representasen el conjunto completo de forma fiel.

En conclusión, este tipo de proyectos y modelos no solo mejora el rendimiento académico sino que también facilitan el aprendizaje activo y ofrecen una solución rentable y escalable frente a otros modelos mas costosos o rígidos.

2.4 Guías quirúrgicas

Pocos años después del desarrollo de los primeros biomodelos, surgieron las guías quirúrgicas que también revolucionaron la medicina. Mientras que los biomodelos se enfocaban en la visualización y planificación preoperatoria, las guías quirúrgicas permitieron al cirujano trasladar con precisión la planificación virtual al procedimiento real mediante dispositivos impresos específicamente para cada paciente.

Estas guías comenzaron a utilizarse inicialmente en cirugía dental para la colocación precisa de implantes, gracias a los primeros desarrollos de empresas como Materialise en 1996. (Materialise, 2022). Posteriormente, su uso se extendió a áreas como la cirugía maxilofacial u ortopédica, como se observa en la *figura 14* que se muestra una guía quirúrgica de muñeca, donde se requiere una ejecución exacta de cortes, perforaciones o movimientos planeados digitalmente. (Materialise, 2023)



Figura 14: Guía quirúrgica cirugía de muñeca
Fuente: (Materialise, 2023)



El empleo de guías en procedimientos de reconstrucción craneomaxilofacial ha demostrado ser una herramienta eficaz para aumentar la precisión, reducir tiempos operatorios y mejorar la ejecución de procedimientos de alta exactitud. Este potencial se demuestra en diversos casos clínicos en los que el uso de guías quirúrgicas durante las intervenciones permitió una planificación más controlada y una ejecución más segura de la cirugía. Entre los principales beneficios destacan un mayor control sobre la ejecución de la cirugía, la posibilidad de personalizar según la anatomía del paciente y, en definitiva, una mejora en los resultados funcionales. (Wu et al., 2021)

Otros casos de aplicación de estas guías son los aplicados en casos de cirugía ortopédica y traumatología. Se realiza un estudio que analiza múltiples intervenciones realizadas en distintas regiones anatómicas como rodilla, tibia, fémur, hombro o columna, en las que se emplearon guías específicas para el paciente. Los resultados evidencian un alto nivel de precisión, con desviaciones angulares medias significativamente inferiores a las obtenidas con técnicas tradicionales. Además de contribuir a una colocación más exacta de implantes y cortes óseos, estas guías han permitido minimizar la exposición del paciente a radiación intraoperatoria y aumentar la estandarización de procedimientos complejos. Los datos obtenidos del estudio afirman aún más el papel de las guías quirúrgicas como recurso técnico de gran utilidad en la actualidad. (Meng et al., 2022)

3. RECURSOS

En este apartado se describen los recursos tanto materiales como digitales que se han utilizado durante el desarrollo del proyecto. Se detallan los procedimientos de impresión utilizados, especificando tanto la tecnología y maquinaria aplicada en cada caso como los softwares necesarios para la preparación y ejecución del proceso .

3.1 Tecnologías de fabricación aditiva y materiales

Las tecnologías de impresión 3D, remontan sus orígenes a principios de la década de 1980, cuando Charles Wallis Hull patentó la estereolitografía (Hecker et al., 2023), marcando un punto de inflexión para la evolución de los procesos de prototipado. Sin embargo, no fue hasta 2010, cuando expiraron muchas de las patentes, que se comenzó a democratizar su uso y se comenzó a desarrollar maquinaria mas asequible para los usuarios (Meyer-Szary et al., 2022).

Inicialmente el objetivo principal de estas técnicas se basaba en la creación ágil y eficiente de prototipos a través de procesos sencillos que permitiesen una primera evaluación del producto antes de llevar a cabo la versión final. No obstante, en la actualidad el avance tecnológico ha permitido superar el uso inicial de esta tecnología limitado a prototipos o utillaje básico, posibilitando la fabricación de productos finales de alto valor tanto funcional como técnico.

Para el desarrollo de dichos productos, se parte un modelo digital, que cuenta con las características tridimensionales y de diseño que definan el objeto a partir del cual se fabrica el modelo por aporte de material en sucesivas capas.

Teniendo en cuenta todo lo anterior, la norma UNE-EN ISO/ASTM 52900:2022, define la fabricación aditiva como *“Proceso de unión de materiales para fabricar piezas u objetos a partir de datos de modelos 3D, generalmente capa a capa, en oposición a métodos de fabricación*

mediante eliminación de material y conformado". (Organización Internacional de Normalización [ISO], 2022)

Desde sus inicios, esta tecnología ha estado en constante desarrollo gracias a nuevos avances y a la evolución de los procesos, muchos de ellos similares entre si. Todos ellos con el objetivo de reducir los tiempos y costes de producción. La norma UNE-EN ISO/ASTM 52900:2022, establece las siete tecnologías clave de la fabricación aditiva. A continuación, se explican brevemente dos de los siete métodos, ya que serán mencionados posteriormente para el desarrollo de este proyecto: fotopolimerización en tanque y extrusión de material.

3.1.1 Extrusión de material, Material Extrusion (MEX)

Se trata de un proceso en el que un filamento de material polimérico es fundido con ayuda de calor para posteriormente ser extruido a través de una boquilla de pequeño diámetro con flujo continuo. El material se deposita capa a capa en una plataforma o cama. Al salir de la boquilla debe estar semisólido de modo que pueda solidificarse por completo al ser depositado sin perder la forma y que permita su adherencia al material de la capa anterior. (Turner & Gold, 2015). Ver *figura 15*

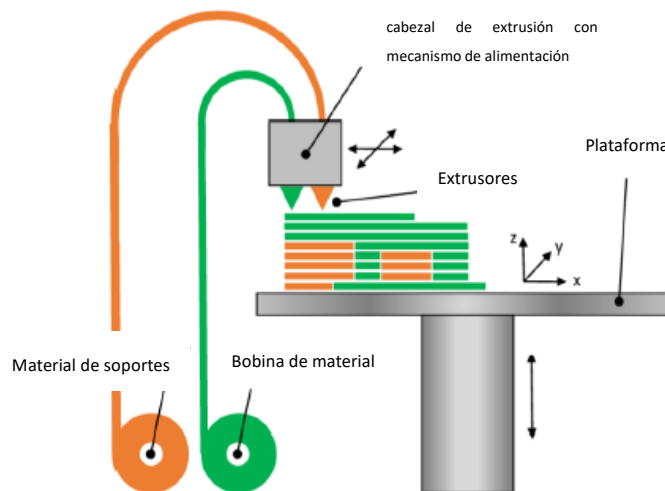


Figura 15: Proceso FDM
Fuente: (Calignano et al., 2017)

El filamento se encuentra enrollado en una bobina y su diámetro se encuentra estandarizado en 1.75mm o 2.85mm (a veces nombrado como 3mm). El material se desenrolla de la bobina gracias a un motor paso a paso y un conjunto de poleas y engranajes.

El proceso FDM (Fused Deposition Modelling), es actualmente uno de los tipos mas empleados, que además se encuentra en pleno auge dentro del ámbito de la fabricación aditiva, debido a sus prestaciones para construir piezas funcionales y complejas. Se trata de una tecnología basada en la extrusión de material termoplástico fundido capa a capa hasta construir la estructura final del objeto deseado.

La máquina es un sistema de control numérico dirigida principalmente por una placa electrónica que controla los tres ejes cartesianos en velocidad y posición. Además el proceso tendrá una serie de parámetros que darán forma al objeto final, y variarán según el material empleado, el acabado o la geometría de la pieza.

Los parámetros principales para tener en cuenta según los requisitos de diseño serán:

- **Altura de capa:** es la cantidad de material que se deposita, medido en el eje vertical, en una sola pasada. Su valor debe ser siempre menor al diámetro del extrusor. Este parámetro afecta directamente a la calidad de la pieza, siendo de menor calidad aquellas cuya altura de capa sea mayor. (Solomon et al., 2021)
- **Densidad y patrón de relleno:** la densidad hace referencia al volumen de material impreso y por ello, está estrechamente ligada a las propiedades del componente. A mayor densidad de relleno, mayores propiedades mecánicas poseerá. Por otro lado, el patrón es la forma que tendrá la estructura interna, pudiendo ser triangular, hexagonal, giroidal entre otras.
- **Soportes:** debido al método de desarrollo de este proceso, si la pieza incluye un puente o un voladizo sin soporte estructural bajo esa capa, el resultado se verá afectado desfavorablemente. Es esta la razón por la que si el ángulo de inclinación es mayor de 45º será imprescindible el uso de soportes que aseguren la geometría final.

En caso de que el ángulo fuese menor, se podría realizar la impresión sin necesidad de soportes. (Dassault Systèmes, 2023)

- Orientación de la pieza: es el modo en el que la pieza esta dispuesta respecto a la plataforma de impresión. Es uno de los factores mas importantes a tener en cuenta para la resistencia a la compresión y a la tracción. Para mejorar estas propiedades, se debe tener en cuenta que la carga a la que este sometida tiene que ser perpendicular a la orientación de las capas. (Krishna et al., 2022)
- Otros factores: se debe tener en cuenta también la velocidad de extrusión, la velocidad de desplazamiento del cabezal mientras el filamento no se está extruyendo, la temperatura de extrusión para conseguir la fundición del material y la temperatura de la plataforma de impresión, que proporciona adherencia al material y evita que las esquinas de la base de la pieza se despeguen y contraigan, fenómeno conocido como warping., mostrado en la *figura 16* (Impresoras3D.com, 2021)



Figura 16: Warping
Fuente: (Simplify3D)

Una vez se ha visto los parámetros que influyen en el proceso de impresión, también debemos conocer los materiales más utilizados, ya que su elección también tendrá una gran importancia en el aspecto final del producto. Cada material cuenta con características diferentes, que serán mas o menos adecuadas según su aplicación. A continuación, se explicarán brevemente los dos tipos mas comunes de filamentos (Calignano et al., 2017):

- ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno): es uno de los más utilizados, sobre todo para realizar componentes de automoción. Permite altas velocidades gracias a su fácil adherencia, sin embargo, tiende a mostrar fallos por warping.
- PLA (Ácido Poliláctico): es un termoplástico derivado de recursos renovables, por lo que es biodegradable. Es un material asequible que, al igual que el ABS, puede imprimir a gran velocidad y que además, a diferencia del anterior, es dimensionalmente estable y puede utilizarse sin necesidad de cama caliente. Es más duro y menos viscoso que el ABS, sin embargo tiene mayor fricción, propiciando así los atascos del extrusor.

Aunque estos sean los más utilizados, hay una inmensa variedad de materiales como por ejemplo el PETG (Polietileno Tereftalato Glicol), TPU (Poliuretano Termoplástico) o NYLON, entre muchos.

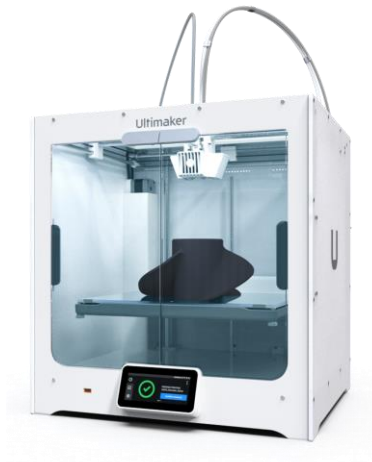
Las máquinas de extrusión de material poseen a día de hoy, con diferencia, la mayor base instalada dentro del conjunto de técnicas de fabricación aditiva. (Gibson et al., 2021)

Este proceso presenta múltiples ventajas que han potenciado su crecimiento, entre ellas resalta su accesibilidad económica tanto de material como de equipo necesario, en comparación con otros procesos como estereolitografía, que se verá más adelante. Además, la gran variedad de materiales con diferentes características y propiedades, junto a su facilidad de uso, provocan que sea una herramienta con aplicación en numerosas áreas.

Por otro lado, también cuenta con ciertas limitaciones que se deben tener en cuenta. En contraste con otras tecnologías como la estereolitografía, la calidad superficial de los modelos impresos es habitualmente inferior, ya que en este caso se puede observar la diferencia entre capas sucesivas o se pueden producir problemas como el warping, ya mencionado anteriormente. En relación con lo anterior, la precisión dimensional que tiene en piezas pequeñas o con muchos detalles no es óptima. Por último, si se opta por este proceso para piezas de gran tamaño, alta complejidad o gran calidad, el tiempo requerido para obtener la pieza aumentará considerablemente tanto por la impresión como por el necesario posprocesado.

- Equipo de impresión utilizado para FDM

Para las impresiones mediante tecnología FDM se ha utilizado la impresora Ultimaker S5, ver *figura 17*, un equipo avanzado compatible con mas de 280 materiales, entre los que se encuentran el PLA, ABS, Nylon, TPU... Esta impresora permite la fabricación de piezas de gran tamaño con alto nivel de precisión gracias a su volumen de impresión, 220 x 240 x 300 mm. (Ultimaker, s.f.)



*Figura 17: Ultimaker s5
Fuente: (Ultimaker, s.f.)*

Destaca principalmente por su nivelación automática de la base, la extrusión dual con un sistema automático de elevación de boquillas, una pantalla táctil a color de 4,7 pulgadas y la posibilidad de conectarse a través de USB, Wi-Fi y Ethernet, agilizando la transmisión de datos de los trabajos desde la nube.

3.1.2 Fotopolimerización en Tanque, (VAT PHOTOPOLYMERIZATION, VPP)

La fotopolimerización en tanque consiste en el curado de material líquido, situado en el interior de la cuba, por medio de un proceso de radiación y solidificación, conocido como polimerización y que es activado por un haz de luz.

Se pueden emplear diferentes tipos de radiación para llevar a cabo el curado de los fotopolímeros, tales como rayos X, rayos gamma, haces de electrones, UV y en ciertos casos la luz visible. (Gibson et al., 2021)

El proceso mas común, dentro de este procedimiento es la estereolitografía (SLA), pionera de estas tecnologías y en constante avance desde la década de 1980. Este proceso comienza con el descenso de una plataforma sobre la que se formará la pieza hasta llegar al tanque donde se encuentra el material liquido. Es entonces cuando un laser de luz ultravioleta (UV) se encarga de emitir el haz de luz hacia una serie de espejos, encargados de dirigir la luz hacia aquellos puntos correspondientes de la geometría del modelo, curando y solidificando así el material.

Figura 18

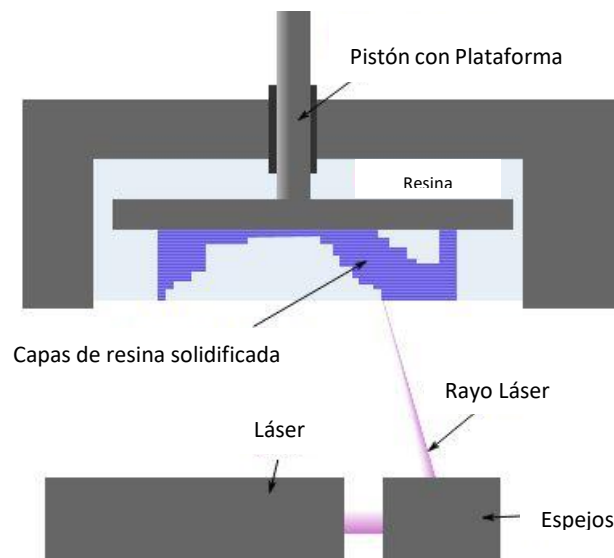


Figura 18: Proceso SLA
Fuente: (3Dilla, 2023)

A continuación, la plataforma ascenderá ligeramente para asegurar la formación de la siguiente capa sobre la anterior y esto se repetirá hasta que la pieza este finalizada.

Una vez el proceso se ha completado, la plataforma asciende y comienza el posprocesado, que consta de dos pasos principales.

El primer paso, una vez se ha extraído la plataforma de la máquina y se ha obtenido la pieza, es eliminar el exceso de resina que no ha sido curada durante el proceso de impresión. Para ello, se sumerge la pieza impresa en un baño de alcohol isopropílico u otro disolvente adecuado, para quitar el exceso de resina. La duración de este proceso depende directamente del tamaño y de la geometría de la pieza. (Çerlek et al., 2024)

Posteriormente se retiran los soportes y se coloca la pieza en un horno de rayos UV, dando comienzo la última fase del curado.

Después de entender cual es el funcionamiento de este proceso de impresión, es importante conocer que tipos de materiales se utilizan para la fabricación de las piezas.

Las resinas destacan por su comportamiento ante la luz, permitiendo así la construcción de los modelos capa a capa. Además presentan una gran variedad de propiedades que se adaptan a las diferentes necesidades y aplicaciones, como mayor resistencia, flexibilidad o detalle, entre otros.

En un inicio se utilizaban resinas de bajo peso molecular, pero los resultados no eran muy favorables ya que se obtenían piezas rígidas y quebradizas. Para mejorar las propiedades del producto, se comenzó a trabajar con nuevos polímeros de bases híbridas, consiguiendo un aumento de la calidad por tener mayor tolerancia a la humedad. Según la tecnología ha ido avanzando se han ido descubriendo e implementando nuevos materiales producto de la combinación de resinas.

A continuación se describe brevemente los principales grupos de resinas que se utilizan a día de hoy (Sicnova, 2021):

- Resina estándar: es una de las resinas mas utilizadas gracias a su versatilidad, ya que puede ser empleada en una gran variedad de aplicaciones. Entre sus propiedades resalta su buena resistencia, su precisión para detalles de pequeño tamaño y su facilidad de uso. Son muy utilizadas para la fabricación de prototipos, piezas funcionales o modelos de propiedades generales.
- Resina flexible: utilizadas para piezas que necesiten de propiedades elásticas y de baja dureza, que simulan las características de elastómeros como el caucho o las siliconas. Es utilizada para piezas de amortiguación, simulación de tejidos blandos, modelos ergonómicos...
- Resina rígida: a diferencia de las flexibles, estas presentan mayor resistencia de impacto, son mas rígidas y más duras. Se emplea por ejemplo para componentes mecánicos.



- Resina de altas temperaturas: como su nombre indica se trata de un material con una elevada resistencia al calor, por ello su aplicación se basa en piezas que deban estar expuestas a temperaturas muy elevadas, como componentes de maquinaria o que se encuentren en zonas cercanas a fuentes de calor.
- Resina biocompatible: se trata de resinas aptas para aplicaciones medicas y que son seguras al estar en contacto con la piel humana. Se utilizan para crear piezas como prótesis, piezas de ortodoncia o modelos anatómicos. Como se puede suponer, es fundamental adquirir resinas que cumplan rigurosamente con las normativas y regulaciones para evitar cualquier tipo de riesgo para el cuerpo humano.
- Resina transparente: la finalidad de estas es mas estética pues lo que se busca es un acabado transparente o semitransparente en lugar de una propiedad mecánica. Se usa para lentes, envases...

Una vez se ha seleccionado el material apropiado, es muy importante ajustar adecuadamente los parámetros de impresión, la mayoría de ellos similares a los de las tecnologías FDM.

Los soportes siempre juegan un papel fundamental en estas tecnologías, pero en este caso, se tratan de un factor imprescindible para el desarrollo de la pieza ya que son necesarios en la gran mayoría de los casos. Gracias a ellos se construye una base sólida que evitará deformaciones y fallos estructurales en la pieza. Es muy importante tener en cuenta que la cantidad y posición de los soportes variará según la inclinación y la orientación de la pieza. No proporcionar el apoyo necesario podrá causar: caída del modelo sobre el tanque, deformación de las capas y de las paredes o incluso, pequeños restos de resina curada flotando en el tanque. (Formlabs, 2024)

Este tipo de consecuencias reflejan la delicadeza del proceso de impresión mediante SLA, por ello es importante tener en cuenta una serie de precauciones antes de llevar a cabo el proceso, para evitar fallos de impresión y para garantizar la seguridad del usuario. Las mas importantes son:

- Luz: los materiales utilizados en este proceso son altamente sensibles a la luz, sobre todo a la luz UV que provoca el curado de la resina. Para evitar que la resina se cure antes de tiempo, esta debe ser almacenada en envases oscuros y alejados de posibles incidencias de la luz solar. Del mismo modo, aunque las impresoras cuenten con sistemas de protección ante estos rayos, para prevenir se deberán situar en un entorno sin iluminación directa. (AmeraLabs, 2020)
- Temperatura: afecta directamente a la viscosidad de la resina líquida y por tanto a la calidad de impresión, de este modo se debe tener precaución de no alcanzar temperaturas extremas
- Revisión del estado de la impresora: justo antes de comenzar una nueva impresión es necesario revisar que no hay ningún resto de resina curada en el fondo del tanque. Si no es así, la resina se deberá colar para extraer cualquier elemento que impida la incidencia del laser sobre la resina líquida.

Del mismo modo, es fundamental verificar que la plataforma de impresión está completamente limpia, ya que la presencia de restos de alguna impresión anterior podría producir la perforación de la membrana del tanque cuando la plataforma descienda y esto provocaría la pérdida del material.

- Precauciones para el usuario: es muy recomendado el uso de mascarillas y guantes de protección cuando se manipule la resina líquida, ya que puede ser tóxica al entrar en contacto con la piel. En ciertas ocasiones también se recomienda el uso de gafas de protección ante la exposición directa de la luz UV o para la retirada de soportes, para evitar que pequeños fragmentos puedan impactar con los ojos.

Además de la estereolitografía, dentro de este grupo también podemos encontrar el Procesamiento Digital de la Luz y el Procesamiento Digital de la Luz continuo. Procesos que se diferencian principalmente de la estereolitografía en el método de curado del material. En el

primer caso que se ha visto, la luz láser era dirigida por una serie de espejos, sin embargo, en estos dos procesos (DLP y CDLP) se emplea un proyector de luz digital, que agiliza el proceso. (Calignano et al., 2017). La diferencia se muestra a continuación en la *figura 18*.

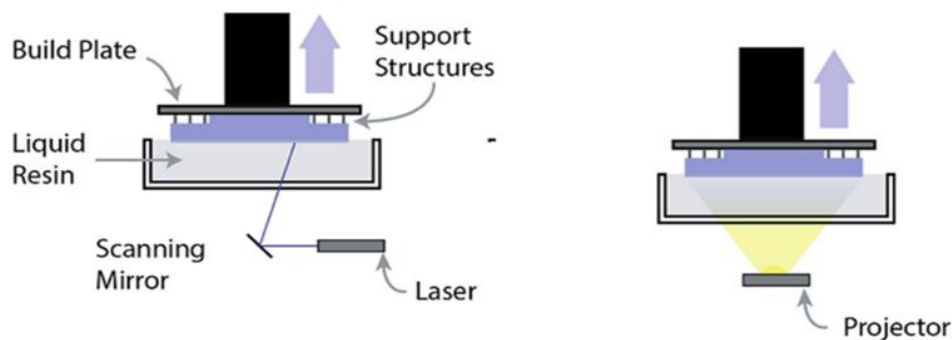


Figura 18:: Diferencia SLA y DLP
Fuente: (Al Rashid et al., 2021)

Como cualquier proceso de fabricación, el VPP cuenta con ventajas e inconvenientes. Entre sus principales ventajas destacan la alta resolución y precisión de las piezas realizadas, así como la calidad de un acabado superficial superior al de otros métodos. No obstante, es un proceso muy delicado y de coste elevado pues los materiales utilizados necesitarán un mantenimiento mas exigente y con condiciones de conservación mas específicas.

- Equipo de impresión SLA utilizado

En el caso de la estereolitografía se ha empleado la FormLabs Form 3BL, ver *figura 19*, una de las impresoras 3D de mayor tamaño destinada principalmente a productos sanitarios y profesionales médicos. Tiene un tamaño de 335 x 200 x 300 mm de modo que permite la producción de piezas anatómicas tanto pediátricas como adultas a escala real.

Se trata de un maquina compatible con una variedad de mas de 40 materiales entre los que destacan los biocompatibles y esterilizables. Además cuenta con una pantalla táctil intuitiva que permite la conectividad inalámbrica facilitando la gestión de los datos. (Formlabs, 2024)



*Figura 19: FormLabs Form 3BL
Fuente: (FormLabs, 2024)*

Para el posacabado de las piezas, se han utilizado la Form Wash L y la Form Cure L, maquinarias validadas que son compatibles con los mismos materiales y que optimizan el proceso de trabajo asegurando la alta calidad de las piezas.

3.2 Materiales

La selección de materiales se trata de uno de los apartados mas interesantes e importantes del proyecto. A continuación se muestran todos los materiales que se han considerado durante el desarrollo del biomodelo.

Para esta preselección, se comienza desarrollando todos aquellos materiales que se han empleado para los huesos, es decir, para las piezas rígidas, y posteriormente se detallarán los materiales utilizados para el desarrollo de las partes flexibles, como las articulaciones o la piel.

3.2.1 Elementos rígidos

Se trata de componentes que no necesitan de un peso determinado, siempre y cuando sean piezas ligeras, pero si de ciertas características mecánicas como una alta rigidez estructural y

resistencia a la tracción y compresión para que el movimiento no afecte ni deforme la estructura de las piezas. Al tratarse de piezas muy pequeñas que deben representar fielmente la anatomía y que deben ajustarse adecuadamente al resto de piezas también requieren un alto nivel de precisión que asegure la estructura y el diseño establecido. Por último, un factor a tener en cuenta que posteriormente facilitaría el ensamblaje de las piezas es la capacidad de integración del material, es decir, la posibilidad de poder pegarse, atornillarse, lijarse o posprocesarse.

Las opciones estudiadas son: el ácido poliláctico (PLA), en concreto PLA Ultrafuse White de 2.85mm (Sicnova, 2024), y las resinas “Grey Resin v4” (Formlabs, 2024) y “Clear Resin v4” (Formlabs, 2024).

A continuación, en la *Tabla 1* y *Tabla 2* se comparan algunas propiedades mecánicas y los parámetros de impresión a tener en cuenta para cada uno de los materiales mencionados:

		PLA	Clear Resin	Grey Resin
Propiedades Mecánicas	Densidad (g/cm ³)	1,248	1,09	1,08
	Módulo de Tracción (MPa)	2131	2750	2675
	Resistencia de Tracción (MPa)	21.2	60	62

Tabla 1: Comparación propiedades mecánicas para elementos rígidos
Fuente: (Formlabs, 2024)

		Clear Resin	Grey Resin
Parámetros de Impresión	Atura de capa (mm)	0,100	0,100
	Tiempo de lavado (min)	5	5
	Ajustes de curado UV	15 min - 60°C	15 min - 60°C

Tabla 2: Comparación parámetros de impresión para resinas rígidas
Fuente: (Formlabs, 2024)

Además de las propiedades mecánicas, es importante considerar otras características relevantes de cada material, como su precisión dimensional y características específicas que influyen en su elección. En este sentido, la resina Grey se distingue por ofrecer la mayor precisión, seguida por la Clear Resin y en último lugar el PLA, cuya resolución depende en mayor medida de la maquinaria empleada. Por otro lado, la resina Clear presenta la ventaja adicional de su transparencia, lo que permite visualizar el interior de la pieza, resultando muy útil en modelos que requieren observar el comportamiento de componentes internos.

3.2.2 Elementos flexibles

Son aquellos componentes como las articulaciones entre falanges o la piel, que necesitan de cierta flexibilidad y/o elasticidad. En este caso, no solo se necesita una alta resolución como en el caso de los elementos rígidos, sino también una elevada flexibilidad y una adecuada recuperación elástica.

Los materiales elásticos estudiados incluyen varias opciones. Se han considerado dos resinas flexibles: “Elastic 50A V1” y “Elastic 50A V2” (Formlabs, 2024). Como alternativa en silicona se plantea el material “RPRO 20” (Reschimica, 2024), seleccionado por su dureza. Sus características se muestran en la *Tabla 3* y *Tabla 4*.

		ELASTIC 50A V1	ELASTIC 50A V2	RPRO20
Propiedades Mecánicas	Alargamiento (%)	160	160	490
	Resistencia al desgarro (kN/m)	19,1	12,3	27
	Dureza (Shore A)	50	55	21

Tabla 3: Comparación propiedades mecánicas elementos flexibles
Fuente: (FormLabs, 2024), (Reschimica, 2024)

		ELASTIC 50A V1	ELASTIC 50A V2
Parámetros de Impresión	Atura de capa (mm)	0,100	0,100
	Tiempo de lavado (min)	10 + 10	20 + 10
	Ajustes de curado UV	20 min - 60°C	30 min – 70°C Sumergido en agua

Tabla 4: Parámetros de impresión para resinas elásticas
Fuente: (Formlabs, 2024)

La resina Elastic 50A V2 es simplemente una versión mejorada de la V1 en la que corrigieron errores significantes que afectaban a la seguridad de la impresión. La primera versión tenía una gran tendencia agresiva a dañar los tanques de impresión además de presentar fallos en la compatibilidad con el software.

En el caso de la anatomía humana, se han realizado otros estudios que indicaban la dureza en escala shore A para las diversas partes del cuerpo. En el caso de los tendones se trataba de una dureza de A60 y para los cartílagos se considera una dureza A28 (Grimaldo & Yasin, 2021). Teniendo esto en cuenta, es cierto que para la articulación, la resina de A55 podría ser demasiado firme para los objetivos establecidos. Es por ello, que se considera la opción de una silicona de menor dureza que la resina, que permita un movimiento mas suave.

La silicona **RPRO 20**, se trata de una silicona de dos componentes de baja dureza que permite obtener piezas flexibles y detalladas por medio de moldes bien diseñados para poder garantizar con precisión la pieza que se quiere obtener.

Con esta información quedan definidos los materiales considerados y estudiados en este proyecto. En el apartado 4. *Metodología* se profundizará en la justificación de la selección o descarte de cada uno de ellos, en función de su comportamiento y adecuación a los requisitos establecidos.

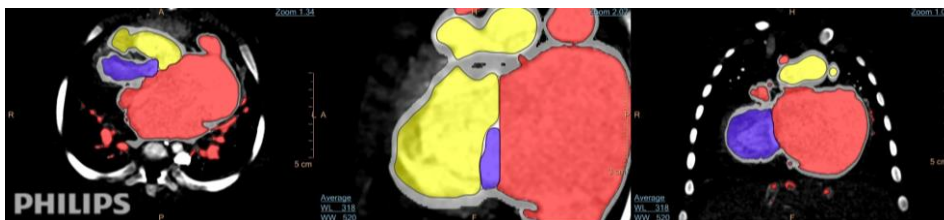
3.3 Herramientas de software

En el proceso de desarrollo del biomodelo se han empleado diversos programas atendiendo a las necesidades de cada etapa del procesado de la información. Cada programa se ha utilizado para un fin determinado, según compatibilidad y funciones que ofreciesen. En el primer paso del desarrollo se necesita segmentar el área de la mano del cuerpo humano a través de los registros de TC, a continuación se necesita procesar los datos para obtener una malla STL que posteriormente será modificada con los ajustes de diseño necesario para el posterior ensamblaje. Finalmente se trasladarán a programas preparados para la impresión de las piezas en los que seleccionaremos los materiales y los parámetros necesarios.

3.3.1 Segmentación del modelo anatómico - Philips Intellispace Portal

Tras obtener las imágenes médicas mediante una TC, los datos son procesados mediante Philips Intellispace Portal, una plataforma avanzada de visualización y segmentación ampliamente utilizada en entornos hospitalarios para el análisis de estructuras anatómicas complejas.

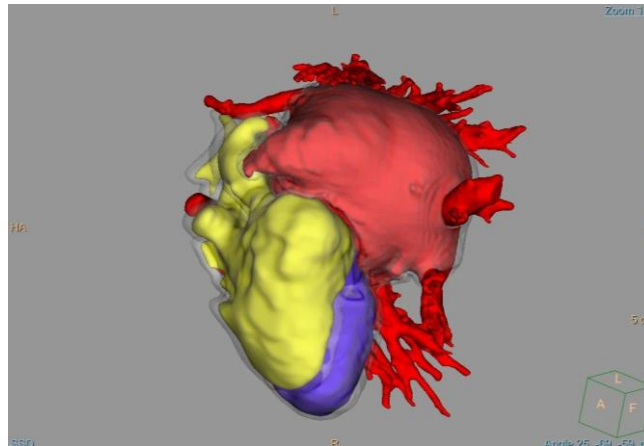
El software permite segmentar imágenes en planos axiales, sagitales y coronales (Universidad de los Andes, s.f.) como se puede ver en la *figura 20*, ofreciendo una reconstrucción tridimensional a partir de cortes bidimensionales. Esta segmentación multiplanar facilita la localización precisa de estructuras en el cuerpo humano. La interfaz de trabajo muestra simultáneamente estas vistas junto con el volumen 3D renderizado, lo que permite una segmentación precisa y selectiva de la región de interés. (Philips, s.f.)



*Figura 20: Segmentación en plano axial, sagital y coronal
Fuente: (Philips, s.f.)*

Para identificar los diferentes tejidos, el programa utiliza Unidades Hounsfield (UH), que clasifican las densidades en la imagen. El aire se representa con -1000 UH, el agua en 0 UH y los huesos entre +500 y +3000 UH. A través de estos valores, el software diferencia automáticamente entre estructuras como piel, músculo, cartílago o hueso. (Pretorius & Solomon, 2010)

El modelo tridimensional resultante de la *figura 21* puede exportarse como archivo STL, generando una malla basada en triangulación. La precisión de este modelo puede ajustarse modificando la densidad de triángulos de la malla, lo que influye directamente en la calidad de la impresión o análisis posterior.



*Figura 21: Modelo 3D generado por Philips Intellispace Portal
Fuente: (Philips, s.f.)*

3.3.2 Edición de mallas y modelos 3D

En el tratamiento de modelos 3D obtenidos a partir de imágenes médicas se han utilizado tres programas principales, cada uno con sus funciones específicas dentro del flujo de trabajo. Autodesk Meshmixer se ha empleado para la reparación y modificación de mallas, ya que permite suavizar superficies, cerrar agujeros y corregir errores comunes en los archivos STL derivados de la segmentación. Su uso es esencial para garantizar que los modelos estén preparados para la impresión sin fallos.

Una vez corregidas las mallas, se recurre a Autodesk Inventor para realizar modificaciones en estructuras sólidas, especialmente cuando es necesario adaptar la anatomía o integrar elementos técnicos respetando la geometría interna. Su precisión y robustez lo hacen adecuado para el diseño mecánico detallado.

Por último, Autodesk Fusion 360 es la herramienta seleccionada para creación de moldes, gracias a su entorno más intuitivo y flexible, ideal para iteraciones rápidas y diseño funcional orientado a fabricación.

3.3.3 Software de laminación 3D

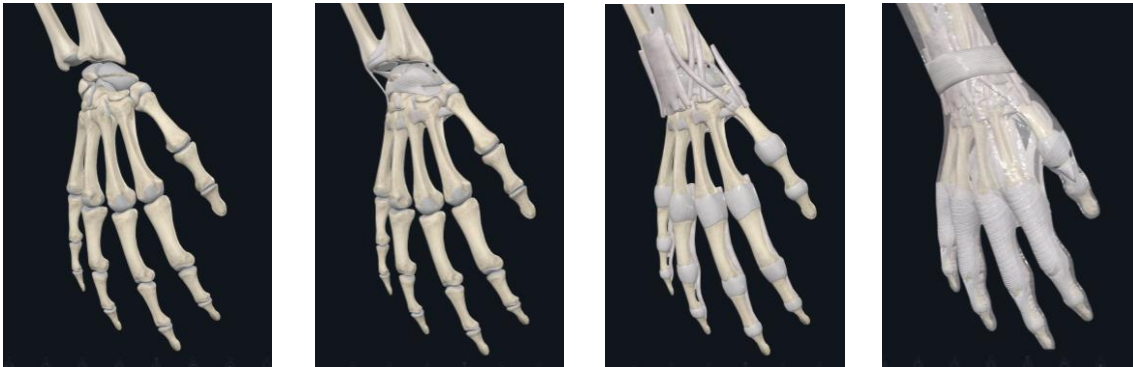
Antes de realizar la impresión, es necesario laminar los modelos 3D creados y definir los parámetros específicos según el material y la tecnología utilizada. Para impresoras FDM, se emplea el software Ultimaker Cura, mientras que para las tecnologías SLA se utiliza PreForm. Ambos generan un archivo G-Code, el cual contiene las instrucciones que la impresora leerá para construir el modelo capa a capa.

3.3.4 Otros softwares

Como parte del proceso de análisis y comprensión de la biomecánica de la mano, se ha utilizado un software llamado Complete Anatomy. Se trata de la plataforma de anatomía 3D más avanzada del mundo que ofrece representaciones detalladas y altamente interactivas del cuerpo humano en tres dimensiones, permitiendo explorar sus estructuras de forma precisa.

Una de sus funciones principales es la posibilidad de poder visualizar de forma separada los diferentes tejidos del cuerpo humano (músculos, huesos, tendones, nervios y vasos sanguíneos) lo que resulta muy útil para el estudio de la mano. En la *figura 22* se puede observar una secuencia de como se han ido incluyendo tejidos blandos a la estructura ósea.

Además, los modelos incluyen animaciones y simulaciones dinámicas que representan como se produce el movimiento interno real, lo que permite comprender la interacción entre los distintos componentes en movimientos de flexión y extensión. (3D4Medical, s.f.)



*Figura 22: Secuencia de tejidos blandos en la mano en Complete Anatomy
Fuente: propia*



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Diseño y desarrollo de Biomodelo
Articulado de mano humana





4. METODOLOGÍA

En el contexto descrito previamente, donde se ha puesto de manifiesto la necesidad de contar con modelos anatómicos funcionales para su aplicación en el ámbito clínico y de investigación, la metodología planteada en este proyecto busca dar una respuesta técnica y viable a dicha demanda. Tal como se ha mencionado anteriormente, los biomodelos impresos en 3D han demostrado su utilidad en simulación y formación clínica. No obstante sigue existiendo carencia de modelos articulados que integren fidelidad anatómica y funcionalidad mecánica.

La metodología empleada se basa en la modelización simplificada de una mano humana sana para reproducir de forma funcional y fiel a la realidad las estructuras necesarias para su aplicación en contextos clínicos.

La metodología se ha estructurado en una secuencia de tres etapas:

1. Establecimiento de requisitos de diseño: se definen objetivos funcionales y técnicos que debe cumplir el modelo, sirviendo de guía para las decisiones de diseño posteriores.
2. Selección del caso clínico y planteamiento de diseño: se elige una TC como base anatómica, se anonimizan los datos y se define qué partes del modelo serán extraídas de esta imagen y cuáles se diseñarán desde cero.
3. Desarrollo, evaluación y validación de propuestas: se desarrolla de forma independiente para cada componente. Se plantean posibles soluciones que son analizadas funcionalmente para comprobar si cumplen con los requisitos establecidos. Si los resultados no son satisfactorios se da un paso atrás en el proceso



para rediseñar parcial o totalmente los elementos necesarios, repitiendo este ciclo tantas veces como sea necesario hasta conseguir una propuesta válida.

Se trata de una estrategia iterativa, basada en la creación de prototipos funcionales, con el objetivo de validar aspectos clave como la movilidad de las articulaciones o el ensamblaje entre piezas.

Gracias a este enfoque experimental, se logró ajustar el diseño de manera continua, asegurando que cada componente mantuviera su funcionalidad y respondiera a los objetivos marcados desde el inicio del proyecto.

4.1 Establecimiento de requisitos de diseño

Las especificaciones de diseño se establecen en función del objetivo principal del proyecto y de su aplicación en el ámbito terapéutico. Para obtener criterios realistas y útiles se han llevado a cabo reuniones con especialistas del sector, cuyo conocimiento ha permitido adaptar el enfoque a las necesidades reales de un entorno clínico. El propósito principal está basado en el diseño de un biomodelo que represente con fidelidad una mano humana sana y que pueda emplearse como referencia en estudios biomecánicos o educativos. A continuación se detallan los requisitos establecidos para este proyecto:

- Fidelidad anatómica: el biomodelo debe reproducir de forma precisa la morfología de una mano sana, respetando en la medida de lo posible las proporciones anatómicas como la disposición relativa de los huesos y articulaciones. Se trata de un requisito primordial para que el modelo pueda ser validado en un entorno médico.
- Tamaño real: las dimensiones de la mano tienen que estar de acuerdo con el percentil 70, se trata de una estrategia común con la que se busca un equilibrio entre funcionalidad y adaptabilidad. De este modo conseguimos que sea semejante a la

mayoría de usuarios sin alejarnos en exceso de aquellos que tienen dimensiones más extremas.

- Capacidad de articulación funcional: los movimientos simulados deben ser equivalentes a los reales.
- Fijación posicional: el diseño tiene que permitir mantener la posición adoptada tras cada movimiento sin necesidad de elementos externos de sujeción. Esta característica permitiría analizar con precisión posturas específicas de la mano, lo que resultaría muy útil para medir ángulos, comparar movimientos o mostrar deformaciones entre otras funciones.
- Funcionalidad de montaje: el diseño debe estar concebido de forma que el montaje de su componente sea sencillo y rápido.
- Función educativa: un diseño relativamente sencillo que facilite la comprensión al alumnado pero que a la vez represente los principales movimientos, permitiendo que los estudiantes visualicen el funcionamiento mecánico mientras se familiarizan con las estructuras anatómicas.
- Seguridad: el modelo debe ser seguro para su manipulación manual, sin superficies afiladas o irritantes ni necesidad de materiales peligrosos al contacto.
- Coste económico reducido: dentro de lo posible, el biomodelo debe ser económicamente accesible, equilibrando la calidad que se desea alcanzar y el tiempo estimado de producción necesario.

4.2.1 Requisitos específicos de la articulación móvil

A continuación se detallan criterios mas concretos y técnicos, enfocados a la articulación de modo que garantice la funcionalidad del componente.

- Reproducción de movimiento anatómico

El mecanismo debe replicar con precisión el movimiento de flexión-extensión que tienen las articulaciones interfalángicas. Estas cuentan con un único grado de libertad, de modo que el giro se producirá en el plano sagital.

Por otro lado hay que considerar que cada articulación alcanza un grado de movimiento diferente. En el caso de las distales será hasta 135° y para las proximales hasta 90° . De este modo, la articulación debe ser capaz de alcanzar el mayor ángulo de todos para asegurar que todos los movimientos pueden ser representados.

- Compatibilidad geométrica con la estructura ósea

Las piezas deben integrarse con la estructura ósea de forma simplificada. En la anatomía humana el espacio existente entre las falanges es menor a 1 mm de grosor pues son las propias falanges las que rotan una sobre la otra. Para el modelo, escogeremos un grosor aproximado de unos cuatro milímetros, que junto con ciertas modificaciones de la estructura ósea no modifique las dimensiones totales.

Por supuesto se valorará también, la facilidad de impresión, consumo de material y el tiempo necesario para obtener las piezas.

4.3.2 Cálculo del percentil 70

En ergonomía y diseño antropométrico, se ha demostrado que diseñar para el usuario medio, es decir, para el percentil 50, muchas veces no resulta adecuado, ya que no existe una persona que se encuentre en el percentil 50 de todas las dimensiones corporales. (Cornell University, s.f.)

Fuentes reconocidas como Julius Panero en su libro *Human Dimension and Interior Space* (1979) muestran el percentil 70 como una referencia recurrente en el diseño antropométrico. Este valor intermedio proporciona un buen equilibrio entre inclusión de la mayoría de usuarios y simplificación de diseño y control de costes. (Panero & Zelnik, 1979)

Es por ello que aunque en este proyecto el modelo se obtenga a partir de una mano humana real, posteriormente se redimensiona para que cumpla con las medidas del percentil 70.

Para determinar las dimensiones correspondientes al percentil 70 se ha recurrido al libro mencionado anteriormente. En este documento se recopilan medidas antropométricas clave obtenidas a partir de estudios estadísticos de la población. En concreto, para la longitud del dedo índice, se recoge un valor de 8,7 cm para el percentil 95 en hombres adultos, y un valor de 7,8 cm para el percentil 5.

Partiendo de este dato y teniendo en cuenta una distribución normal de la variable, se ha estimado el valor correspondiente al percentil 70 utilizando la fórmula general de la distribución normal:

$$x = \mu + z \cdot \sigma$$

Siendo:

- x: valor del percentil
- μ : media de la distribución
- z: valor z correspondiente al percentil deseado
- σ : desviación típica de la distribución.

Con los datos que se saben, se puede realizar un sistema de ecuaciones con el que averiguar los valores de la media y la desviación típica.

Para ello primero necesitamos obtener de la tabla de la distribución normal, el valor de z en cada caso: 1,645 para el percentil 95 y -1,645 para el percentil 5.

$$\begin{cases} 8,7 = \mu + 1,645 \cdot \sigma \\ 7,8 = \mu + (-1,645) \cdot \sigma \end{cases}$$

Resolviendo el sistema se obtiene que:

$$\mu = 8,2501 \text{ cm}$$

$$\sigma = 0,2734 \text{ cm}$$

Con estos valores ya se puede calcular la dimensión del dedo índice para el percentil 70, teniendo en cuenta que la $z_{70} = 0,525$.

$$x_{70} = 8,2501 + 0,525 * 0,2734$$

$$x_{70} = 8,3936 \text{ cm}$$

Ya que sabemos las medidas que debe tener el dedo índice, se puede pasar a calcular la escala que se debe aplicar a todo el modelo para que cumpla los requisitos:

$$E = \frac{T_{real}}{T_{TC}} = 0,9335$$

Esta será la escala aplicada a los diseños con el objetivo de obtener un modelo ajustado a las dimensiones deseadas.



4.2 Selección de caso clínico y planteamiento de diseño

A partir de las características y requisitos establecidos que debe cumplir el biomodelo, se da comienzo a la fase de diseño de la estructura y análisis de las distintas alternativas de fabricación. Para garantizar una representación anatómica precisa, esta etapa comienza con la selección de una imagen médica que sirva como base para el desarrollo del biomodelo. Para ello, se recurre a una TC de una mano adulta y sana, obtenida de la base de datos del Hospital Universitario 12 de Octubre.

El archivo debe cumplir ciertos criterios fundamentales, como una buena resolución, ausencia de malformaciones y una posición anatómica lo más adecuada posible que facilite la segmentación detallada de las estructuras óseas. No obstante, durante el proceso de selección, se presenta una dificultad habitual en este tipo de estudios y es que los escaneos suelen realizarse para diagnosticar deformidades o patologías de la mano. Esto complica la posibilidad de encontrar imágenes completas con estructuras sanas en su totalidad. Por esta razón, se selecciona finalmente una TC en la que se aprecia una ligera desviación en el dedo corazón. Esta anomalía no impide el uso del modelo, ya que será corregida posteriormente en la fase de procesamiento de mallas, adaptando la geometría para conseguir una representación fiel y coherente al objetivo de este proyecto.

Una vez identificado este escaneo, es imprescindible llevar a acabo la anonimización de todos los datos personales del paciente. Es un paso esencial para garantizar su privacidad y el tratamiento ético de los datos médicos, permitiendo trabajar con los modelos 3D de forma segura durante todo el desarrollo estructural del proyecto.

A continuación se definen con claridad qué elementos serán diseñados desde cero y cuales se desarrollarán a partir de la TC obtenida. En este proyecto, tanto la estructura ósea como la piel envolvente externa de la mano se crearán a partir de modificaciones sobre el archivo médico. No obstante, el sistema de articulación será diseñado completamente desde cero, lo que requerirá un proceso de ideación basado en una lluvia de ideas inicial, cuyas propuestas serán posteriormente analizadas y evaluadas en función de su viabilidad técnica y funcional.

4.3 Diseño, desarrollo y evaluación de propuestas

Durante el desarrollo de nuevas ideas, se exploraron distintas propuestas para el diseño del modelo, según el funcionamiento de las articulaciones y el mecanismo con el que fijar las posiciones.

El desarrollo de estas ideas se estructura en cuatro bloques, correspondientes a cada uno de los bloques que forman el modelo final: la estructura ósea, el sistema de articulación, el método de fijación de posición y la capa externa que simula la piel.

4.3.1 Diseño de la estructura ósea

A continuación, se detalla el proceso seguido para la creación de los componentes óseos del biomodelo a partir de la tomografía computarizada seleccionada. Este apartado aborda tanto la reconstrucción de la geometría original obtenida del escaneo como las diferentes modificaciones y pruebas necesarias durante el proyecto.

Dentro de este apartado se seguirá el siguiente proceso, formado por 4 fases:

- Segmentación del modelo anatómico
 - Edición de la malla
 - Diseño de la anatomía ósea final
 - Pruebas de impresión anatomía ósea
-
- Segmentación del modelo anatómico

Para la reconstrucción tridimensional de toda la estructura ósea de la mano se emplea el software Philips IntelliSpace Portal, una herramienta clínica avanzada para el posprocesado de imágenes médicas.

El procedimiento parte de un estudio de TC de alta resolución en el que se ha adquirido imágenes con un espesor de corte de 0,625mm. Este pequeño grosor entre cortes permite obtener un gran número de secciones, lo que resulta fundamental para la reconstrucción tridimensional precisa y detallada. Las imágenes obtenidas se presentan en los tres planos anatómicos principales: axial, sagital y coronal, de izquierda a derecha en la *figura 23*.

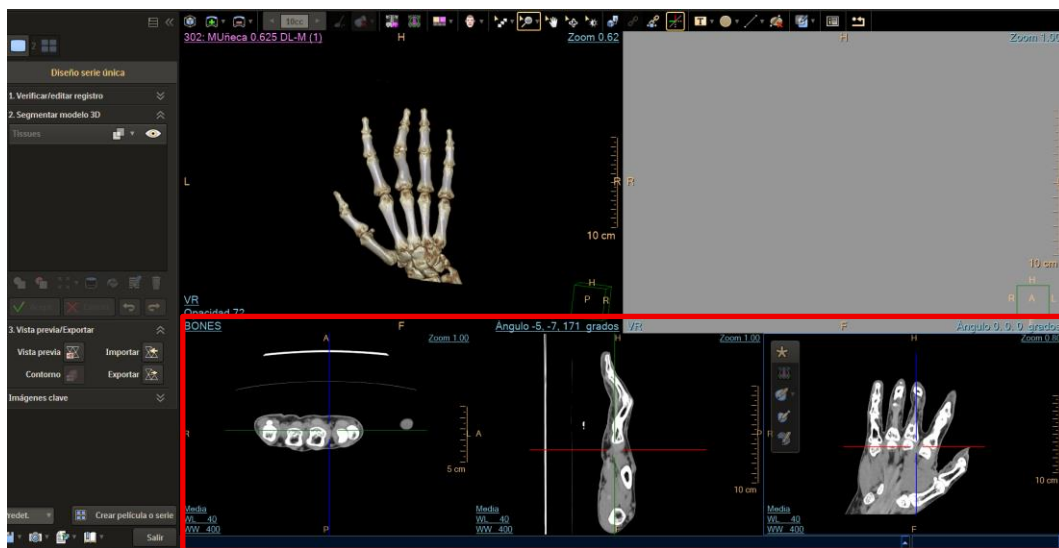


Figura 23: Importación y segmentación en Philips Intellispace
Fuente: propia

El proceso se inicia con la verificación del registro del estudio, comprobando que las imágenes están correctamente alineadas, sin ningún defecto que haya podido alterar la geometría de la estructura. Se inspeccionan en las tres proyecciones para asegurarse de que todas las partes estén completas y sin distorsiones, ya que una mala alineación afectaría directamente al resultado de la segmentación y a la calidad del modelo final.

Una vez se ha comprobado la integridad del registro, se activa la herramienta de umbralización inteligente que permite seleccionar un rango específico de valores de densidad, medidos en Unidades Hounsfield (UH) para aislar determinadas estructuras anatómicas. En este caso, como se observa en la *figura 24*, se determina un umbral entre 150 y 1000 UH, que corresponde al intervalo característico de los tejidos óseos. Al aplicar estos parámetros, el sistema segmenta automáticamente todas las regiones del volumen que presentan densidades dentro del rango

definido, generando una máscara tridimensional en color verde que representa los huesos de la mano y la muñeca.



Figura 24: Selección de UH para clasificación de tejidos
Fuente: propia

Paralelamente se puede visualizar la segmentación en cada plano, lo cual es fundamental para detectar posibles errores o fragmentos óseos omitidos. Estas imperfecciones pueden ser corregidas de modo manual utilizando las herramientas de edición del propio programa.

Tras confirmar la segmentación, se genera una visualización 3D del modelo como un render ajustando la opacidad del tejido para obtener una mejor visualización de las superficies externas.

Figura 25



Figura 25: Visualización del modelo 3D
Fuente: propia

A continuación, se accede al panel de modificación de las propiedades de la malla, donde se ajustan los parámetros como la suavidad y el tamaño de la malla poligonal en la sección seleccionada de la *figura 26*. El modelo resultante cuenta con 568.650 caras, una densidad de malla que asegura una reproducción precisa de los detalles estructurales, especialmente en zonas críticas como las superficies articulares, la base del carpo y las falanges distales.



Figura 26: Ajuste calidad de la malla
Fuente: propia

Por último, el modelo 3D se exporta en formato STL, estándar en procesos de fabricación aditiva. Este archivo puede ser importado en programas de edición como Meshmixer, MeshLab o software de simulación estructural para su posterior análisis.

- Edición de la malla

En este caso el modelo 3D se importa en el software Autodesk Meshmixer con el objetivo de comprobar la continuidad de la geometría de la malla y preparar el archivo para su modificación estructural. Este paso es imprescindible para garantizar que el modelo no contenga errores como huecos, agujeros y superficies irregulares ya que el resultado se vería comprometido.

Una vez se ha importado el modelo, se comprueba el estado de la malla y se puede observar a simple vista que presenta pequeños agujeros en su superficie, de todos modos puede haber otros errores que no se puedan apreciar tan fácilmente. *Figura 27.*

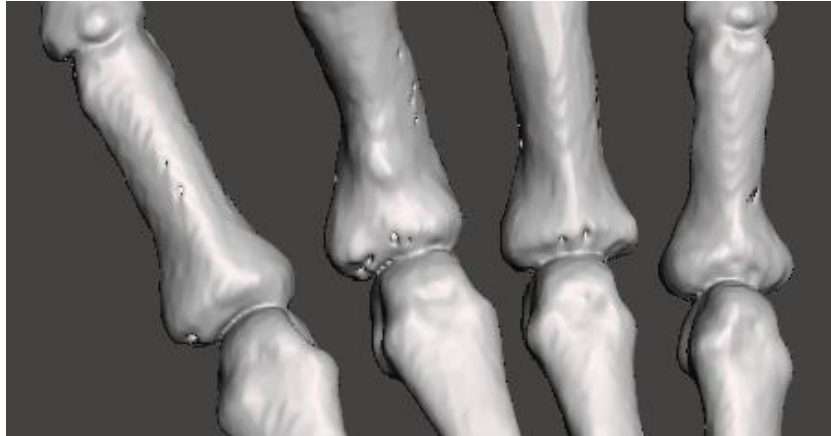


Figura 27: Errores y agujeros presentes en la malla
Fuente: propia

Es por ello por lo que se utiliza la herramienta de inspección dentro del menú de análisis de este programa. Al activar esta opción, el software detecta automáticamente todas las discontinuidades presentes en la geometría y las representa gráficamente mediante marcadores circulares de color magenta conectados a líneas que apuntan a cada defecto, tal y como se puede apreciar en la *figura 28*. Esta visualización permite identificar rápidamente las zonas problemáticas repartidas por toda la superficie del modelo con el que se trabaja.

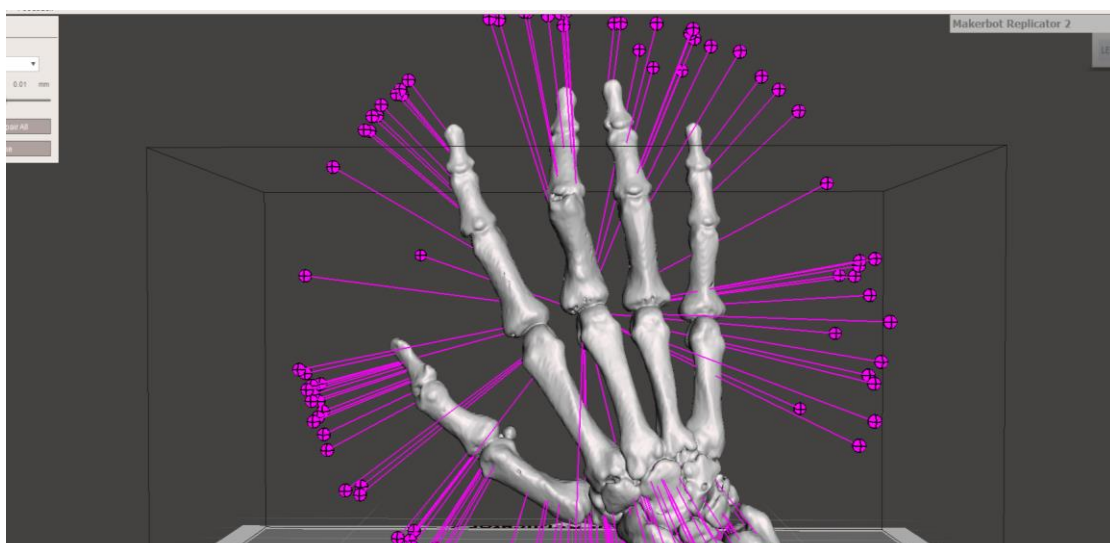


Figura 28: Inspección automática agujeros Meshmixer
Fuente: propia

Como primera opción, se intenta arreglar estos errores utilizando la función “Auto Repair All”, que analiza la topología y realiza correcciones automáticas en función del modo de relleno seleccionado. Sin embargo, al aplicar esta solución general se observa que algunos errores internos se han corregido pero los agujeros de la malla permanecen abiertos, lo cual impide su uso directo en impresión 3D o modificaciones estructurales.

Ante esta limitación, se opta por una estrategia alternativa de reparación manual. En primer lugar se localiza cada agujero en el modelo y se realiza una selección directa de la región afectada. A través del menú de edición se elimina la zona seleccionada, descartándola de la geometría y generando un hueco bien definido. A continuación, se vuelve a activar la herramienta de Inspector, consiguiendo rellenar la abertura de la superficie automáticamente con un “parche”. Este proceso queda representado en la *figura 29*.

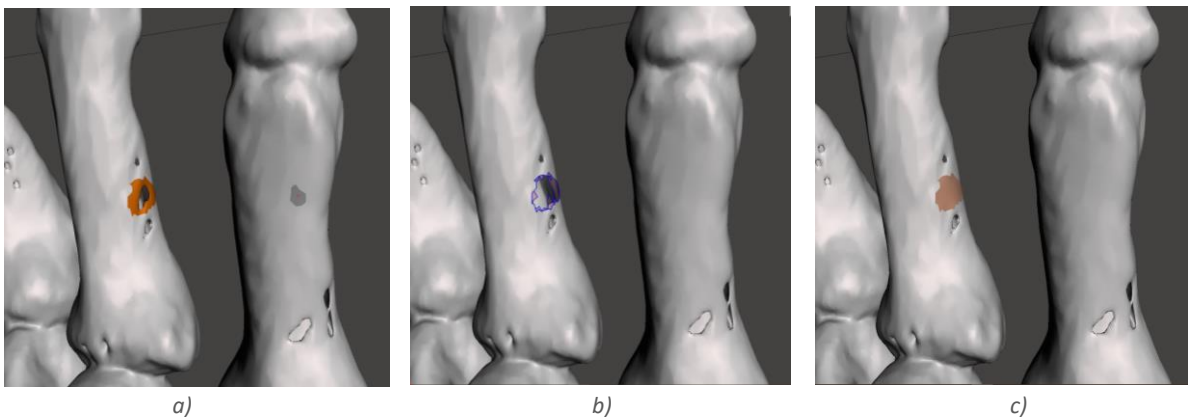
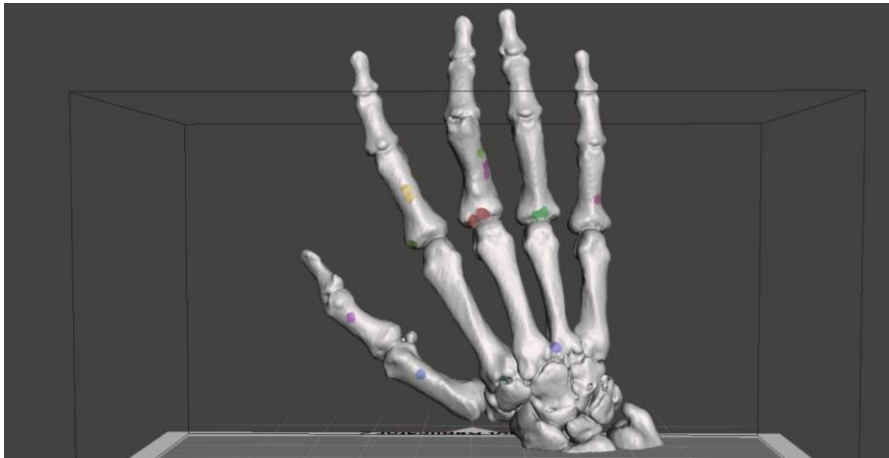


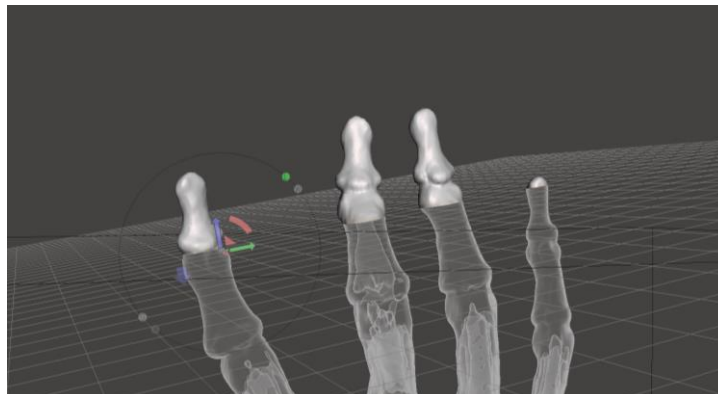
Figura 29. a) Selección del área dañada; b) Descarte del área seleccionada; c) Reconstrucción del área
Fuente: propia

Esto se repite de forma individualizada para cada uno de los agujeros detectados, garantizando un control mas preciso sobre las zonas reparadas. En la *figura 30* se puede observar claramente cada una de las áreas que han sido reparadas y rellenadas mediante pequeños parches, obteniendo finalmente una malla cerrada y continua.



*Figura 30: Malla arreglada y sin errores
Fuente: propia*

Con el fin de permitir modificaciones internas y un manejo más flexible del modelo, se procede a dividir digitalmente las distintas partes óseas mediante cortes de plano, según se aprecia en la *figura 31*. Esta función permite realizar cortes precisos de forma muy intuitiva. El procedimiento se aplica de forma individual a cada una de las falanges de los cinco dedos, así como al conjunto del metacarpo generando quince archivos independientes.



*Figura 31: Corte con plano para obtención de elementos independientes
Fuente: propia*

Una vez tenemos cada una de las partes por separado, se aplica un proceso de reducción de malla con el objetivo de disminuir el número de triángulos sin comprometer la geometría original. El proceso permite reducir significativamente el tamaño del archivo y evitar posibles incompatibilidades o tiempos de carga excesivos en otros programas de edición.

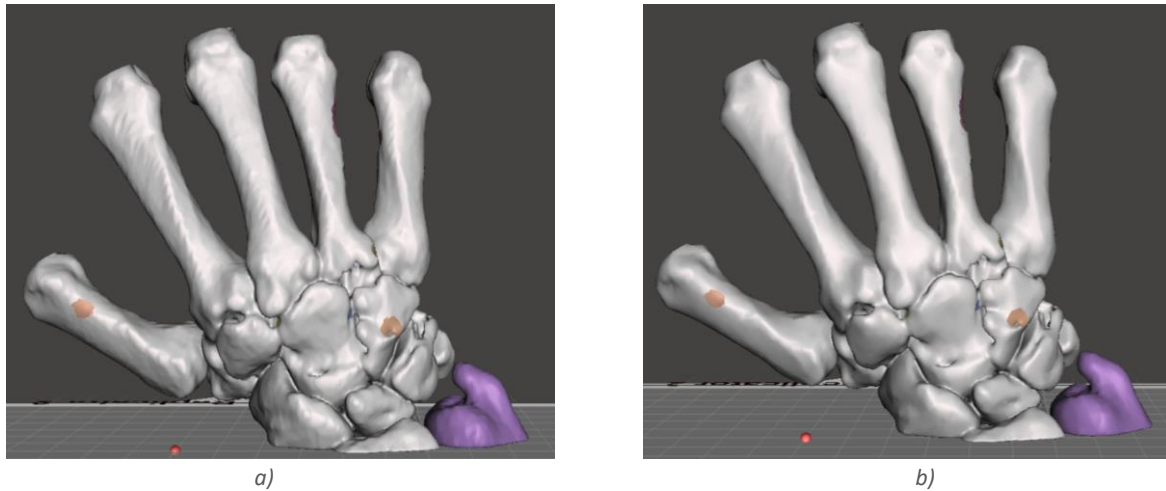


Figura 32: a) antes de aplicar suavizado b) después de aplicar suavizado
Fuente: propia

En la *figura 32*, se observa como en la edición de la pieza del metacarpo el número de triángulos pasa de 201.454 a 60.434 tras la reducción, sin que se aprecien alteraciones aparentes en la superficie.

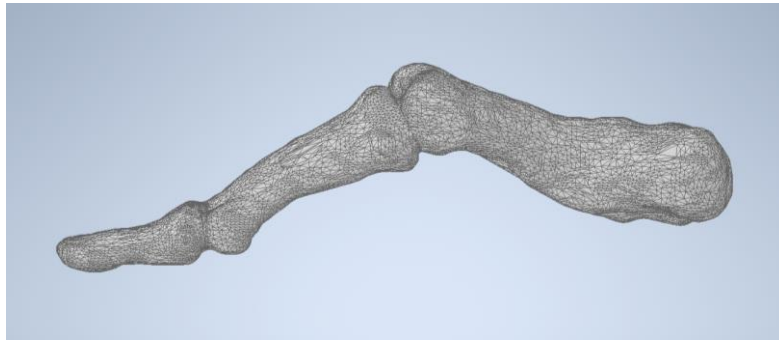
Por último se exporta cada elemento por separado en formato STL para que pueda ser importado en un software de diseño mecánico con el que poder realizar las modificaciones internas necesarias.

- Diseño y modificaciones internas para el ensamblaje

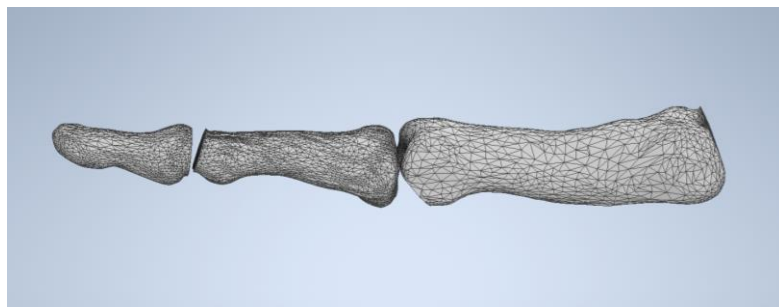
Una vez finalizado el tratamiento de la geometría en Meshmixer, los archivos STL correspondientes a las distintas falanges se importan en Autodesk Inventor, creando un archivo por cada dedo. Para dar comienzo a su adaptación al entorno paramétrico, las mallas trianguladas necesitan convertirse en cuerpos sólidos antes de poder trabajar con ellas de forma efectiva. Para ello se instala un complemento adicional que permite realizar esta conversión de manera sencilla, tras ajustar previamente algunos parámetros de importación. El resultado es un sólido editable que puede ser manipulado con total compatibilidad dentro del entorno del programa.

Cuando ya se ha convertido la geometría, el primer paso del proceso consiste en reorientar y alinear las falanges de cada dedo una a una. Este ajuste busca que los ejes longitudinales de las falanges queden lo mas alineados posible entre si, lo cual es fundamental para el diseño del ensamblaje. Esto no solo simplifica las operaciones de modelado sino que también mejora la precisión de los movimientos simulados, pues el giro se realizara en torno a un mismo eje.

En este caso, el proceso de alineación tiene especial importancia en el caso del dedo corazón, ya que el modelo original presenta una desviación visible, consecuencia simplemente de una anomalía en la mano del paciente del cual se obtuvo la TC. Esta posición por tanto, se corrige manualmente consiguiendo una disposición mas recta, que respeta la morfología anatómica real pero permita también una implementación eficiente del mecanismo. *Figura 33 y figura 34.*



*Figura 34: Malla dedo corazón obtenido de la TC
Fuente: propia*

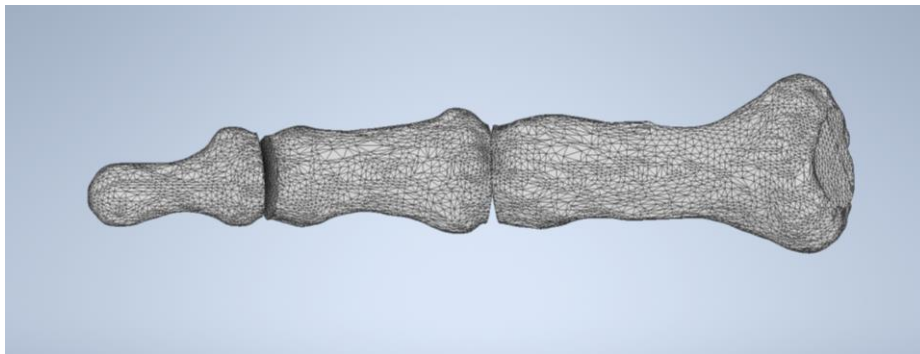


*Figura 33: Malla dedo corazón alineado
Fuente: propia*

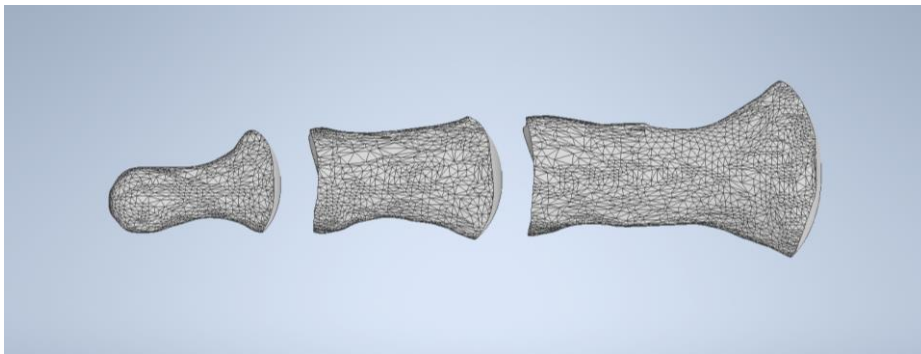
El siguiente paso consiste en escalar el modelo completo, ya que las dimensiones obtenidas de la TC no se corresponden con las medidas estándar de una mano media. Para ello, se calcula el factor de escala a partir de la comparación entre las dimensiones reales del modelo y las

proporcionadas en estudios antropométricos correspondientes al percentil 70. El valor obtenido es de 0,9335.

A continuación, se modifican los extremos de cada falange. En el proceso de corte anterior, las superficies de separación se habían generado mediante planos rectos, lo que da lugar a terminaciones artificiales que no representan el contacto articular real. Por este motivo, se modifica la geometría de estas zonas generando superficies curvas, en un extremo se crea una forma cóncava y en el opuesto una convexa, simulando así las superficies articulares. Además, no solo mejora la fidelidad a la realidad de la estructura sino que permite un ensamblaje mas natural y estable entre las piezas, garantizando una movilidad eficiente y adecuada. *Figura 35 y figura 36.*



*Figura 35: Dedo anular alineado con geometría de la TC
Fuente: propia*



*Figura 36: Dedo anular tras modificar extremos en cóncavo y convexo
Fuente: propia*

Por último, se lleva a cabo la perforación longitudinal de las falanges como se observa en la *figura 37*, generando un hueco pasante a lo largo del eje central cuyo diámetro variará según el método de impresión y las tolerancias necesarias. Esto está pensado para permitir el ensamblaje

mediante un filamento metálico de 1 mm de diámetro que actúe como guía y refuerce la unión entre las falanges. Esta solución permite mantener el alineamiento entre las piezas y ofrece la opción de mantener la posición deseada en todo momento, pudiendo siempre regresar a la posición inicial en la que se encontraba.

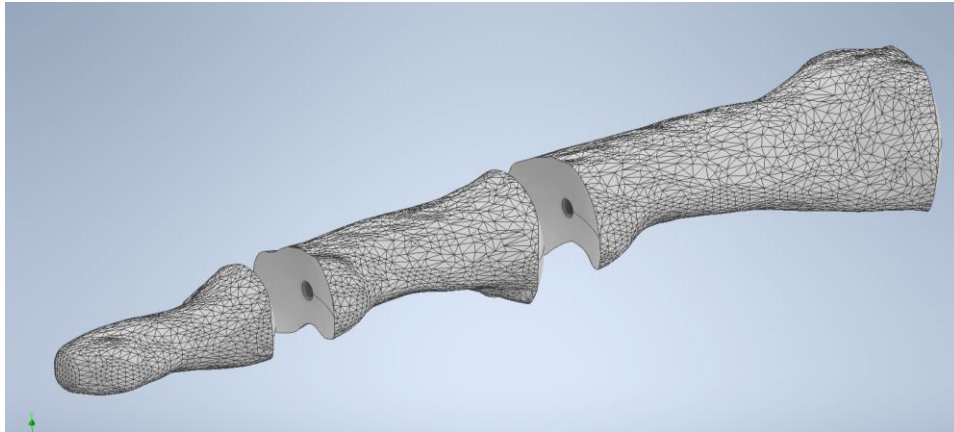


Figura 37: Hueco pasante en dedo Índice para ensamblaje de alambre
Fuente: propia

Finalmente se exportará en formato STL de nuevo ya que es el necesario para los softwares de impresión.

- Impresión

En las fases iniciales de la fabricación del modelo físico se realizaron impresiones de prueba con PLA, un material más económico, de fácil acceso y con un tiempo de impresión mucho más corto respecto al material final. El consumo de material de cada prueba (cada dedo) era de apenas 4g de PLA en un tiempo de 39 minutos, ver *figura 38*. Esto ha permitido realizar iteraciones rápidas y económicas, especialmente útiles para verificar ajustes mecánicos en cuanto al ensamblaje y detectar posibles errores de diseño. Durante este proceso se trabajan con piezas individuales o conjuntos reducidos, centradas en validar el ajuste, la articulación y la funcionalidad de cada segmento.

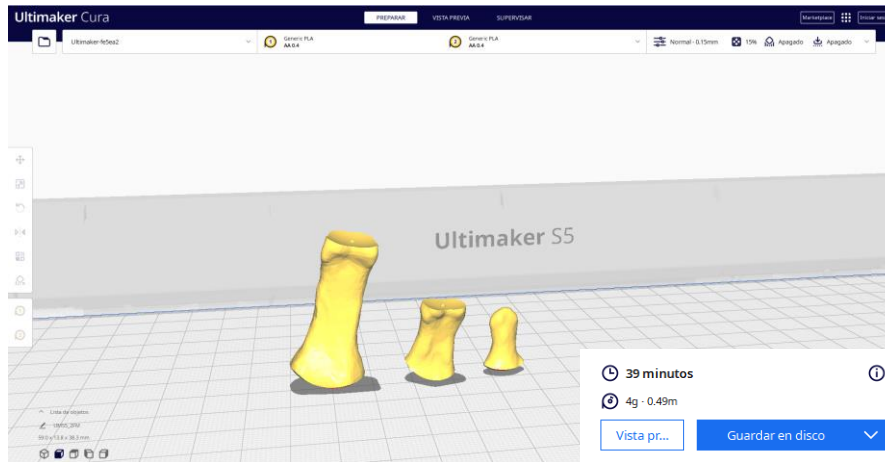


Figura 38: Preparación pruebas de impresión ósea en Ultimaker Cura
Fuente: propia

Tras realizar múltiples pruebas con las que se verifica el comportamiento del sistema, se procede a la impresión definitiva.

Para la selección del material de las pruebas finales se tienen en cuenta diversos factores, entre ellos la precisión que ofrece el material o sus características principales.

Las tecnologías de SLA tienen una precisión mucho más alta que la que ofrecen las tecnologías FDM. Sin embargo el PLA, material empleado en FDM, presenta una ventaja en cuanto a propiedades mecánicas respecto a las resinas, y es que tiene una resistencia al impacto mucho mayor. Ya que en este caso las piezas no van a estar sometidas a golpes, el material más adecuado para las piezas rígidas será una de las dos resinas.

Entre ellas, se debe saber qué las diferencia y en base a qué se debe escoger una u otra. La principal ventaja que ofrece la "Clear Resin" es su transparencia, permitiendo observar lo que sucede en el interior del mecanismo, por el contrario la "Grey Resin" es completamente opaca pero ofrece una mayor definición y estabilidad dimensional de los detalles.

En conclusión, para esta estructura ósea la opción que ofrecerá los mejores resultados teniendo en cuenta los requisitos principales es la "Grey Resin".

Para la fabricación de la anatomía final de la parte ósea, la orientación de las piezas se establece inicialmente de forma automática mediante el software utilizado, ya que es capaz de calcular la mejor disposición para garantizar la estabilidad y reducir soportes. No obstante, la propuesta

del programa es posteriormente revisada, y en caso necesario se ajusta manualmente. Por ejemplo, si de forma automática la disposición de la pieza fuerza a que en el agujero pasante de la falange deba haber un soporte, la orientación se modifica para evitarlo ya que su extracción dificultaría el posprocesado. Por último, el programa ofrece una estimación de que la cantidad que se necesita para la impresión final es de 125,35 ml y que el tiempo del proceso es aproximadamente de 6 horas y 59 minutos. *Figura 39 y Figura 40.*

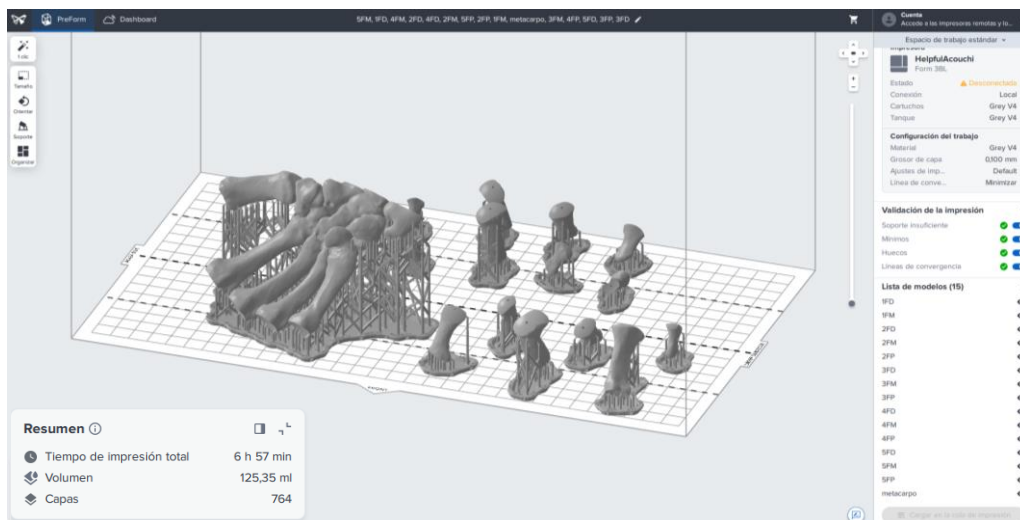


Figura 39: Preparación impresión ósea final en PreForm
Fuente: propia



Figura 40: Impresión anatomía ósea final
Fuente: propia

4.3.2 Diseño de articulación móvil

El diseño de la articulación constituye uno de los elementos clave del proyecto ya que es el componente responsable de proporcionar al biomodelo funcionalidad mecánica permitiendo la reproducción de los movimientos reales de la mano. A diferencia de la estructura ósea, derivada de una TC, la articulación ha sido desarrollada desde cero, mediante un proceso iterativo de generación de ideas, evaluación funcional y adaptación a los medios de fabricación disponibles.

El principal reto ha sido lograr un equilibrio entre realismo biomecánico, simplicidad y capacidad de fijación posicional, que permitan simular con fidelidad el movimiento de flexión de los dedos.

En este apartado se desarrolla el proceso hasta llegar a la propuesta final a partir de ideas iniciales que incluían tanto sistemas integrados en los huesos como mecanismos basados en posiciones angulares fijas. A partir de las limitaciones detectadas, se plantean nuevas alternativas flexibles, orientadas a reproducir de forma más realista el comportamiento biomecánico de la mano, hasta llegar a una solución final sencilla y eficaz que cumpla los requisitos.

Todo esto se explica con más detenimiento en los siguientes apartados, estructurados en 4 fases de diseño:

- a) Primera fase de diseño – Material de ensayo: PLA
 - Desarrollo de propuestas
 - Evaluación de prototipos

- b) Segunda fase de diseño – Material de ensayo: Resina elástica
 - Desarrollo de propuestas
 - Evaluación de prototipos
 - Desarrollo de alternativas de mejora
 - Evaluación de prototipos de mejora

- c) Tercera fase de diseño – Material de ensayo: Silicona
 - Desarrollo de propuestas
 - Evaluación de prototipos
 - Validación de modelo

- d) Cuarta fase de diseño – Desarrollo de la anatomía articular final.

a) Primera fase de diseño – Material de ensayo: PLA

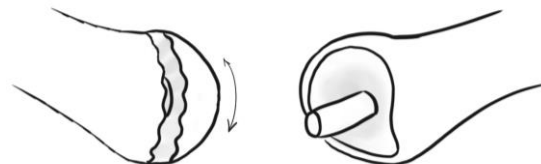
Una vez establecidos los requisitos funcionales del sistema articular, se inicia una fase de exploración conceptual con el objetivo de proponer posibles soluciones técnicas que cumplan dichas especificaciones. En esta etapa se consideran diferentes enfoques de diseño, evaluando el movimiento, fijación, integración estructural y compatibilidad con los métodos de fabricación seleccionados.

- Desarrollo de propuestas

La primera línea de desarrollo se enfoca en un diseño rígido que integran completamente el sistema articular dentro de la estructura ósea del biomodelo. Esta solución busca imitar de forma simplificada la funcionalidad de una rótula utilizando geometrías impresas directamente junto con los huesos.

Opción 1 – Encaje segmentado por ranuras

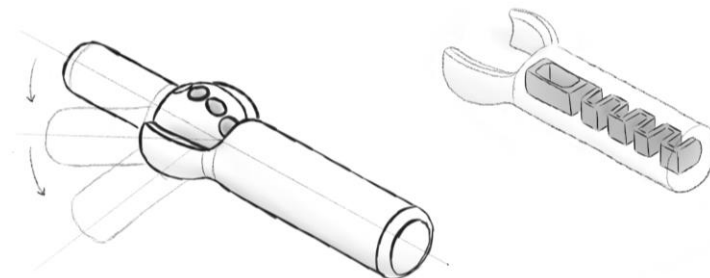
Esta opción aprovecha la propia geometría natural de las falanges, manteniendo una configuración donde una de las piezas presenta una superficie convexa y la otra una superficie cóncava complementaria. En el diseño, la primera de ellas presenta una pequeña ranura longitudinal con variaciones de grosor, mientras que la segunda incluye un cilindro saliente que se encaja en dicha ranura. Gracias a esta disposición el sistema permite fijar el dedo en distintas posiciones mediante un ajuste por encaje mecánico. El cambio de ángulo se realiza manualmente aplicando una ligera fuerza que permite desplazar el cilindro a lo largo de los puntos de retención definidos por la forma ondulada de la ranura. *Figura 41.*



*Figura 41: Boceto opción 1 PLA. Encaje segmentado por ranuras
Fuente: propia*

Opción 2 – Rótula con muelle vertical

Esta segunda opción combina precisión posicional y facilidad de ajuste. Se plantea como una imitación funcional de una rótula, diseñada específicamente para permitir el movimiento controlado en torno a un eje único. El mecanismo consta de una falange con una superficie esférica perforada que incluye una serie de pequeños orificios distribuidos alrededor del eje de rotación. La falange complementaria integra un pasador semiesférico que encaja en estos huecos, permitiendo fijar distintas posiciones angulares del dedo. *Figura 42.*



*Figura 42: Boceto opción 2 PLA. Rótula con muelle vertical
Fuente: propia*

Para garantizar el desplazamiento y la fijación, se incorpora en esta segunda pieza un muelle impreso en 3D, alojado en su interior. Este resorte ejerce presión sobre el pasador, permitiendo que se desplace al aplicar una fuerza externa y que, al cesar dicha fuerza, se encaje automáticamente en el siguiente orificio asegurando la posición deseada.

Opción 3 – Rótula con muelle horizontal

Esta tercera propuesta surge como una evolución de la anterior, ya que al revisar el diseño se identifican limitaciones dimensionales asociadas al sistema de muelle vertical integrado en el interior. Se observa que el resorte requería de un espacio considerable en comparación con las dimensiones reales que debía tener la falange.

Para resolver este inconveniente, se plantea una reconfiguración del mecanismo, reubicando el muelle en posición horizontal, manteniendo su función de aplicar presión sobre el pasador, pero ocupando un volumen mas pequeño, ver *Figura 43.* Esta disposición resulta mas eficiente en cuanto a espacio y es favorable para la integración con otros componentes del modelo.

Además, también se reduce el volumen de la superficie esférica pues su forma era innecesaria para la transmisión del movimiento que se quería, y eso suponía un mayor consumo de material y un aumento innecesario del volumen total.

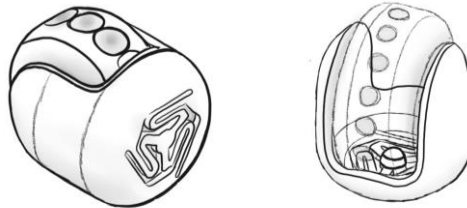


Figura 43: Boceto opción 3 PLA. Rótula con muelle horizontal
Fuente: propia

Opción 4 – Sistema de fricción cilíndrica

Esta última opción se plantea como una solución simple y de baja complejidad, creada como una alternativa en caso de que las opciones anteriores no cumplan adecuadamente con los requisitos funcionales del biomodelo. Su diseño se basa en un mecanismo básico de fricción entre superficies cilíndricas, en el que una de las falanges incorpora un saliente de geometría cilíndrica que se introduce a presión en un hueco del mismo perfil que se encuentra en la otra falange. *Figura 44.*

La resistencia del movimiento se logra mediante ajuste dimensional entre ambas piezas, lo que genera suficiente fricción para mantener la posición del dedo tras su colocación manual.

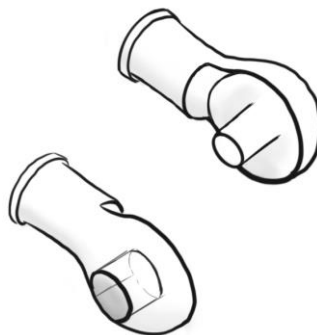


Figura 44: Boceto opción 4 PLA. Sistema de fricción cilíndrica
Fuente: propia

- Evaluación de prototipos

A continuación, se aplica el método de ponderación simple, también conocido como método de suma ponderada, una técnica de ayuda a la toma de decisiones dentro del análisis multicriterio. Este procedimiento resulta muy útil en aquellos casos en los que es necesario seleccionar entre varias alternativas a partir de un conjunto de requisitos previamente definidos.

En primer lugar, se asigna a cada criterio una ponderación basada en su importancia. Luego, se evalúan las distintas alternativas, otorgándoles una puntuación del 1 al 5 según el grado en que satisfacen cada uno de los criterios. La puntuación obtenida por cada alternativa se multiplica por la ponderación correspondiente y, finalmente, se suman los resultados parciales para obtener una puntuación total por cada propuesta.

La opción que alcance la mayor puntuación global se considera la más adecuada para los objetivos propuestos en el proyecto.

Los criterios propuestos en base a las necesidades funcionales y técnicas con sus correspondientes ponderaciones relativas en este caso son:

- Cumplimiento de requisitos generales (50%)
- Durabilidad (15%)
- Comodidad y facilidad de uso (15%)
- Escalabilidad (10%)
- Facilidad de fabricación (5%)
- Consumo de material (5%).

Cuando ya se han establecido las ponderaciones, se procede a la evaluación individual de cada propuesta con puntuaciones del 1 al 5 en cada criterio en la *Tabla 5*.

	Opción 1	Opción 2	Opción 3	Opción 4
Requisitos generales	4	3	5	4
Durabilidad	3	4	4	3
Comodidad de uso	4	3	4	5
Escalabilidad	3	3	3	5
Facilidad de fabricación	4	4	5	5
Consumo de material	4	3	5	4
Puntual total ponderada	3,75	3,2	4,5	4,15

Tabla 5: Método de la suma ponderada
Fuente: propia

Tras realizar la suma ponderada a las cuatro propuestas de articulación, se concluye que la opción 3 (rótula con muelle horizontal) obtiene la mayor puntuación, posicionándose como la alternativa mas equilibrada en relación con los criterios establecidos. La propuesta destaca por su buena compatibilidad funcional y su tamaño optimizado respecto a otras versiones.

En segunda posición se encuentra la opción 4 (sistema de fricción cilíndrica) que , aunque ligeramente inferior en la evaluación global, sobresale por su simplicidad, comodidad de uso y escalabilidad, factores que lo convierten en una opción técnicamente viable.

Las opciones 1 y 2 obtuvieron puntuaciones más bajas, debido a las limitaciones significativas como la necesidad de un mayor volumen interno o baja resolución angular

De acuerdo con los resultados obtenidos, se procede a realizar pruebas de impresión únicamente con las opciones 3 y 4, al considerarse las mas prometedoras. Sin embargo, los resultados reales no fueron tan favorables como se esperaba.

En el caso de la opción 3, se identifican dos problemas principales relacionados con la escala. Por un lado, el muelle horizontal tiene que adaptarse al tamaño real de las falanges y por ello



sus dimensiones son tan pequeñas que se fractura con facilidad, además de ser incapaz de ejercer la fuerza necesaria para garantizar el encaje correcto del sistema. Por otro lado, los orificios del sistema de bloqueo requieren un diámetro mínimo para funcionar adecuadamente. Al mantener ese tamaño de orificios en una superficie tan reducida, la diferencia angular entre las posiciones aumenta excesivamente, impidiendo representar posturas intermedias de la mano.

En cuanto a la opción 4, es cierto que el tamaño no supone una barrera, pero si que surge un inconveniente relacionado con el material utilizado, PLA. El sistema basado en fricción depende directamente del ajuste preciso entre las piezas, sin embargo, el PLA no tolera bien el desgaste por contacto repetido. Tras realizar pruebas con el material, se observa que el modelo comienza a presentar holgura tras apenas 15 ciclos de flexión, provocando que el volumen cilíndrico se desplace sin control, anulando por completo la fijación posicional y poniendo en riesgo la funcionalidad del modelo.

Ante estas limitaciones, se toma la decisión de volver a la fase de diseño conceptual, con el fin de explorar nuevas alternativas que logren cumplir con los requisitos funcionales, sean mecánicamente viables y se adapten a la escala anatómica del modelo.

Tras un análisis de estos fallos para plantear posibles mejoras se observa que los problemas mas relevantes se centran en dos aspectos clave:

- La fricción y resistencia del material, que impide asegurar una larga duración de las piezas móviles.
- La escala de las articulaciones, que limita el diseño de mecanismos mecánicos complejos.

Dado que la escala anatómica es un requisito invariable del modelo, se decide centrar los esfuerzos en analizar qué materiales alternativos pueden ofrecer una mejor respuesta frente al desgaste, al tiempo que permitan mantener una fiabilidad del sistema articular.

b) Segunda fase de diseño – Material de ensayo: Resina Elástica

Considerando que muchas estructuras del cuerpo humano como ligamentos o cartílagos son materiales blandos y flexibles, se explora la posibilidad de utilizar un material elástico que permita el movimiento con un rango angular continuo, sin posiciones previamente determinadas. Para ello, debido a su capacidad de deformación y recuperación se seleccionó como material la resina Elastic 50A V2, ya que como se ha visto en el apartado 3.2.2 *Elementos Flexibles* la primera versión de esta resina es agresiva con la maquinaria empleada.

Es importante señalar que el requisito de mantener la posición no recae sobre la articulación flexible en si, sino que se resuelve mediante un mecanismo complementario e independiente.

Bajo esta premisa, se desarrollan nuevas propuestas de diseño que incorporan materiales elásticos y responden a los criterios definidos en el apartado 4.1 *Establecimiento de requisitos de diseño*.

- Desarrollo de propuestas

Opción 1 – Almohadilla adaptable

La propuesta se basa en una pieza intermedia adaptada a la geometría de la superficie articular de cada falange. La estructura de esta pieza se ajusta tanto a la cara interna como externa del hueso, debiendo ser diferente para cada dedo y articulación.

El elemento este compuesto por un cuerpo elástico que incorpora dos cavidades, una en su cara superior y otra en la inferior, destinadas al encaje de los extremos óseos. De este modo la unión

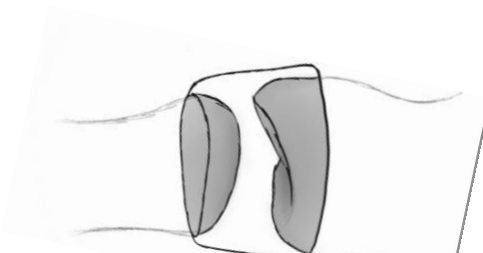


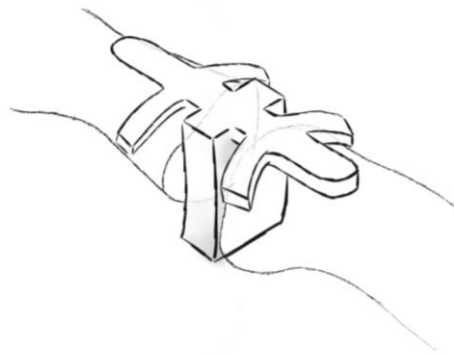
Figura 45: Boceto opción 1 resina. Almohadilla adaptable
Fuente: propia

se realiza por simple inserción, aprovechando la capacidad del material para deformarse y así garantizar el acoplamiento. *Figura 45.*

Opción 2 – Tiras envolventes y contacto curvo deslizando

En este caso se plantea un sistema externo a la estructura ósea, compuesto por un elemento elástico que envuelve parcialmente los extremos de ambas falanges mediante tres tiras: una central y dos laterales. La tira central, ubicada en la parte superior, es la que permite el movimiento principal mediante su deformación en extensión. Por su parte, las tiras laterales actúan como puntos de anclaje y guía, abrazando suavemente los extremos óseos para mantener la alineación del conjunto. *Figura 46.*

La geometría de las tiras laterales además representa los ligamentos colaterales presentes en las articulaciones interfalángicas, ya que proporcionan estabilidad lateral sin restringir la flexión.



*Figura 46: Boceto opción 2 resina. Tiras envolventes
Fuente: propia*

El contacto entre falanges se resuelve mediante una superficie intermedia curvada, diseñada para ajustarse a la curvatura tanto cóncava como convexa creada en los huesos y para proporcionar un movimiento sin fricción entre las falanges.

Opción 3 – Doble anillo con bandas flexibles

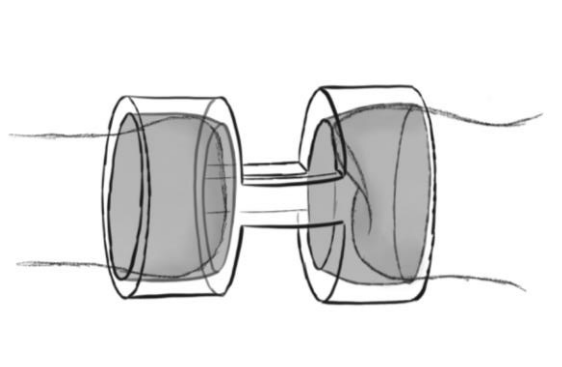
Esta idea consiste en la implementación de dos anillos flexibles que envuelven los extremos de las falanges implicadas. Ambos anillos se encuentran conectados mediante dos segmentos

longitudinales del mismo material elástico, una situada en la parte superior y otra en la parte inferior del conjunto.

Durante la flexión, una de las tiras se somete a tracción mientras que la opuesta se comprime, generando así el movimiento relativo entre los componentes óseos. La deformación entre ambas bandas permite una flexión semi controlada en el eje deseado. *Figura 47.*

Desde un punto de vista biomecánico, esta configuración guarda similitud con el comportamiento de los tendones. Las bandas elásticas imitan el efecto de estructuras como los tendones flexores y extensores, que estabilizan y permiten el movimiento de la articulación mediante tracción.

Una de las ventajas de esta opción es el consumo reducido de material que tiene, pudiendo variar la rigidez del sistema según el grosor que se le da a la pieza.



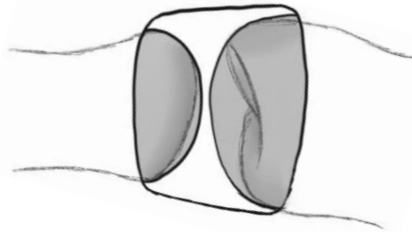
*Figura 47: Boceto opción 3 resina. Doble anillo con bandas flexibles
Fuente: propia*

Tras realizar un análisis comparativo de las diferentes propuestas se observa una ventaja relevante presente en las opciones 2 y 3, y es que ambas permiten el uso de un mismo modelo para múltiples articulaciones, lo cual supone una clara reducción en el número total de piezas a diseñar y fabricar. Considerando que la reconstrucción completa de la articulaciones interfalángicas y metacarpofalángicas requiere un total de 14 articulaciones, la opción 1, en su planteamiento inicial, implica desarrollar catorce piezas distintas, ya que cada cavidad interna reproduce de forma exacta la superficie ósea correspondiente. Con el objetivo de mejorar este aspecto, se plantea una modificación de dicha opción.

Modificación Opción 1 – Almohadilla Estándar

En esta mejora, en lugar de diseñar un hueco interno específico para cada articulación, se propone una geometría más genérica basada en una cavidad elíptica. Esta nueva forma busca adaptarse a una media estructural obtenida a partir de varias articulaciones diferentes, de modo que la misma pieza pueda utilizarse en distintas posiciones de la mano sin empeorar su funcionalidad. *Figura 48.*

Esta versión simplificada, mantiene el mismo principio de funcionamiento que la opción original, una pieza intermedia flexible entre las falanges, pero introduce un grado de estandarización que la hace más viable para su producción a pequeña escala o prototipado rápido.



*Figura 48: Modificación opción 1 resina. Almohadilla Estándar
Fuente: propia*

- Evaluación de prototipos

Con el desarrollo de las tres propuestas, incluyendo la primera en su versión modificada, se llevan a cabo pruebas de impresión con el objetivo de obtener una primera aproximación al comportamiento real del material frente a la aplicación de fuerza. Al tratarse de ensayos iniciales con piezas de poco tamaño y de acuerdo con la *figura 49*, el consumo de material resulta insignificante, (1,5 ml aproximadamente por pieza incluyendo los soportes), lo que permite realizar múltiples iteraciones sin impacto relevante en los recursos. Además, se considera que estas pruebas físicas ofrecen una apreciación más directa y fiable del rendimiento del sistema

que un estudio de fuerzas realizado en algún software, dadas las particularidades geométricas y el comportamiento del material.

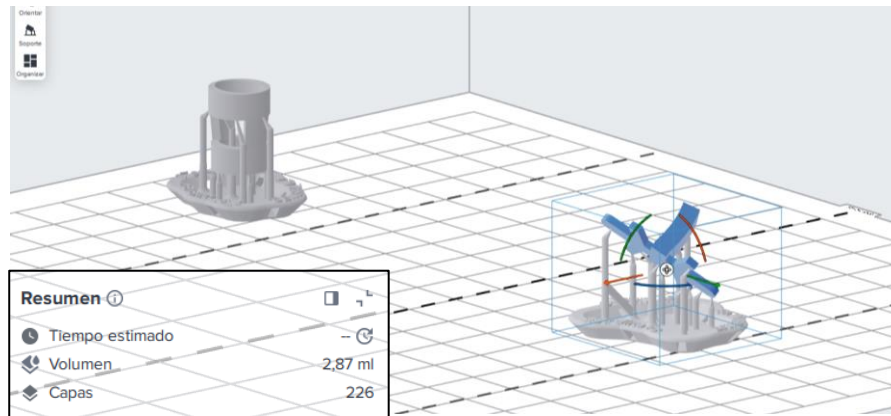


Figura 49: Preparación prueba impresión de la articulación en PreForm
Fuente: propia

Los ensayos realizados con estas tres propuestas ofrecen sacar una serie de conclusiones importantes respecto al comportamiento del material elástico empleado.

En el caso de la primera opción, el diseño basado en una pieza maciza con cavidades en los extremos no permitió generar un movimiento funcional ya que la dureza de la resina resultó ser demasiado elevada para permitir la flexión.

De forma similar, las otras dos opciones basadas en tiras delgadas o elementos de unión más flexibles tampoco ofrecieron resultados satisfactorios. Al adherir las articulaciones a los extremos óseos y tratar de simular el movimiento articular, se observan concentraciones de tensiones tan elevadas que provocaban la rotura.

Este comportamiento, se puede explicar por la rigidez del material utilizado, pero también por la presencia de secciones muy delgadas en el diseño que actuaban como puntos críticos donde se acumulaban las tensiones.

En el caso de la opción 2 (tiras envolventes y contacto curvo deslizante), se observa que las tensiones se concentraban principalmente en el primer eje transversal cercano a la zona

adherida a la falange ver *figura 50 a)*. Esta concentración se debe a que la zona actúa como una bisagra y debe soportar simultáneamente la transmisión de carga desde el hueso y la deformación del material durante la flexión. Finalmente se genera una rotura por tracción justo en el inicio del voladizo.



a)



b)

*Figura 50: Fallos en a) opción 2 resina b) opción 3 resina
Fuente: propia*

Por otro lado en la opción 3 (doble anillo con bandas flexibles) el punto crítico se localiza sobre todo en la banda superior, que es la encargada de alargarse durante el movimiento de flexión. Ver en la *figura 50 b)*. La deformación localizada en esta zona provoca su fractura como resultado de tensiones y de tracción, especialmente en los bordes de unión con los anillos, donde el material es reducido. Además esta opción presenta un inconveniente añadido ya que el sistema resultó ser muy inestable y por ello se generaban desviaciones laterales no deseadas durante el movimiento.

Todas estas conclusiones refuerzan la necesidad de optimizar el diseño de la pieza, así que teniendo en cuenta todos los problemas detectados de tensiones, falta de movimiento y de inestabilidad se decide centrar las próximas mejoras en la primera opción, al considerarse la más prometedora desde el punto de vista estructural. A diferencia de las otras dos ideas, que implicaban la adición de elementos esta opción se basaba en la reducción de material lo que además, ofrecía mayor control y simplificaba la fabricación.

- Desarrollo de alternativas

Alternativa 1 – eje esférico

Esta propuesta se basa en una modificación de la zona central de la articulación, sustituyendo el cuerpo recto original por un volumen esférico cortado en su parte inferior y superior. Esta forma genera dos superficies ligeramente inclinadas que actúan como pequeñas bisagras geométricas independientes, permitiendo el movimiento de flexión se distribuya en dos ejes, uno en cada extremo. *Figura 51.*

La ventaja principal de esta configuración radica en una mayor superficie sobre la que repartir las tensiones. Aun así, se prevé que las zonas de unión entre la parte central y los extremos continúen siendo los puntos críticos del sistema, la geometría redondeada favorecerá una deformación más controlada y reduce el riesgo de fallo por concentración de esfuerzos.

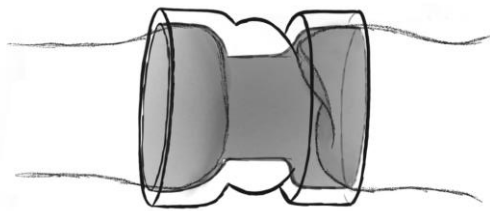
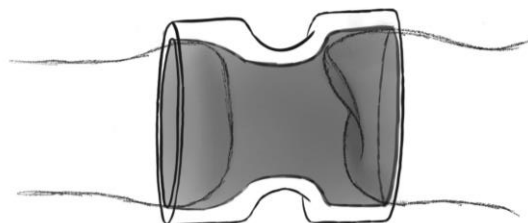


Figura 51: Boceto alternativa 1 resina. Eje esférico

Alternativa 2 – eje hiperbólico

Para esta variante se plantea una estrategia opuesta, se opta por reducir el material en la zona central de la articulación en lugar de en los extremos. Para ello, se modela una transición continua con forma hiperbólica, generando un estrechamiento progresivo que actúa como eje de flexión. *Figura 52.*

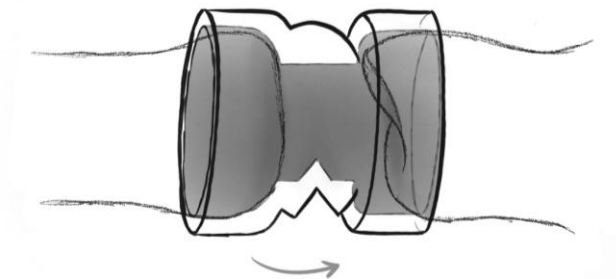


*Figura 52: Boceto alternativa 2 resina. Eje Hiperbólico
Fuente: propia*

Este diseño se basa en principios de eficiencia mecánica: al de reducir el diámetro de la zona central, se facilita la flexión y se disminuyen las tensiones ya que no se incluyen ni aristas ni cambios repentino de sección. Esto se conseguiría mediante superficies tangentes entre sí, lo que mejora la continuidad del modelo y reduce la concentración de esfuerzos.

Alternativa 3 – Eje esférico con entrada

Como ultima opción se plantea esta modificación sobre la primera propuesta mencionada, en el diseño se incluye una hendidura en ángulo recto en la parte central. Esta geometría crea un cambio brusco en la sección que actúa como punto de giro definido, concentrado el movimiento en ese punto específico. *Figura 53.*



*Figura 53: Boceto alternativa 3 resina. Eje esférico con entrada
Fuente: propia*

Estas propuestas representan un avance respecto a los modelos anteriores, ya que incorporan mejoras geométricas que abordan directamente los problemas identificados en las primeras pruebas. Por esta razón, se decidió continuar el desarrollo de ambas soluciones en paralelo mediante pruebas de impresión y estudios de fuerzas con el objetivo de determinar cual ofrece mejores resultados.

- Evaluación de las alternativas

Estudio de fuerzas

Con el objetivo de profundizar en la viabilidad funcional de estas tres alternativas finales, esta fase comienza con un estudio de fuerzas mediante análisis de elementos finito (FEA). Se trata de una técnica comúnmente empleada en ingeniería con la que se puede calcular cómo responde un objeto ante cargas, esfuerzos, deformaciones u otros factores. Divide el modelo en pequeñas partes que se llaman elementos y calcula cómo se comporta cada uno, para luego proporcionar el comportamiento del conjunto.

En este caso es un estudio orientativo y básico, cuyo objetivo principal es identificar las zonas de mayor concentración de tensiones y comparar cual de las geometrías planteadas ofrece una mayor deformación sin riesgo de rotura.

Para llevar a cabo el estudio hay 4 pasos principales previos a la simulación.

El primer paso cuando ya están diseñadas las piezas, es la definición del material. En este caso, se utiliza la resina Elastic 50A V2, cuyas propiedades mecánicas han sido introducidas en el software de simulación según las características proporcionadas por cada fabricante.

A continuación, se procede a definir las restricciones necesarias, fijando las zonas del modelo que deben mantenerse estáticas. Para ello, se fija la primera falange como referencia estática. Luego, se debe aplicar la carga que representará el esfuerzo real al que estaría sometido la pieza, en este estudio se ha escogido un momento flector que simule la flexión articular.

Cuando ya se han definido estas condiciones, se realiza el mallado del cuerpo para proceder con la simulación. Esto último ofrecerá resultados clave que permitirán comparar el rendimiento estructural de las distintas geometrías.

Para evaluar el comportamiento mecánico de los materiales bajo carga, se utiliza el criterio de Von Mises, que permite analizar si un material fallará por rotura ante un estado de tensiones complejo. Resulta muy útil en geometrías irregulares ya que permite comparar las tensiones de cada caso, como se muestra a continuación.

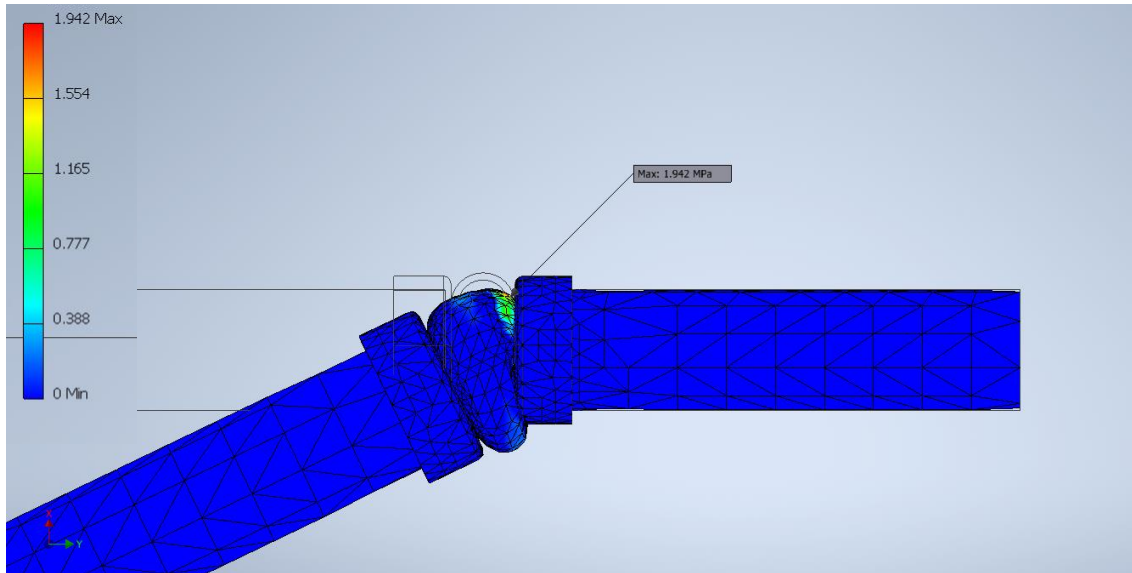


Figura 54: estudio de fuerzas geometría eje esférico
Fuente: propia

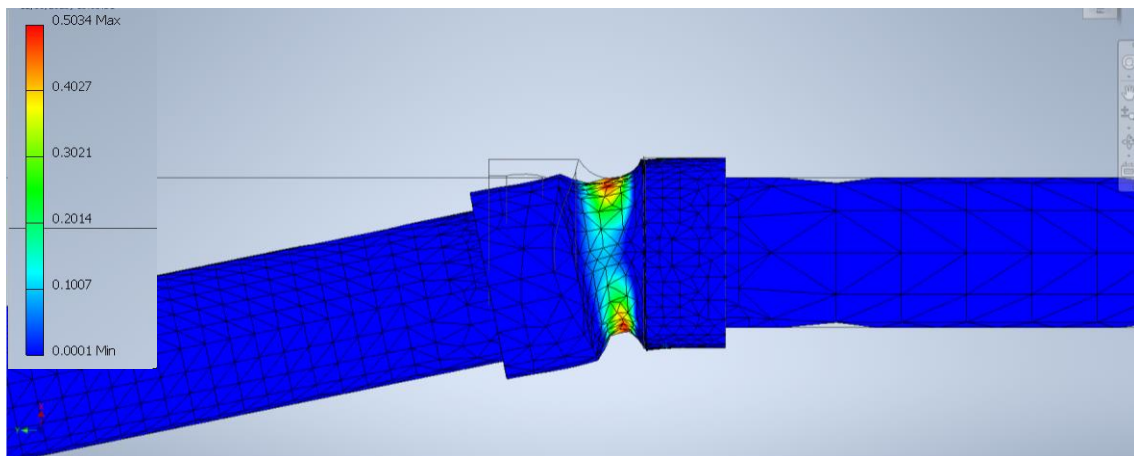


Figura 55: estudios de fuerzas geometría eje hiperbólico
Fuente: propia

Tal y como se preveía, se puede observar en la *figura 54* y *figura 55* que las tensiones acumuladas en la primera propuesta resultan ser considerablemente mayores que las registradas en la segunda, lo que confirma la hipótesis inicial sobre el comportamiento estructural de cada diseño. Es importante recalcar que este análisis tiene un carácter orientativo

y preliminar y su finalidad es ofrecer una visión general sobre como responde cada geometría frente a la misma carga aplicada, mas que proporcionar resultados exactos o definitivos.

En cualquier caso, teniendo en cuentas las propiedades mecánicas de la resina Elastic 50A, proporcionadas por el fabricante se deben realizar pruebas de impresión para comprobar como de cerca al límite de rotura estan estas piezas realmente.

De este modo, se lleva a cabo la impresión de la opción esférica y la hipérbola, descartando en esta fase la tercera variante basada en una hendidura. Se considera que si la primera propuesta presenta ya riesgos estructurales por acumulación de tensiones, realizar pruebas con esta variación sería redundante.

Pruebas de impresión

Se procede a la impresión de ambas piezas con el objetivo de realizar pruebas funcionales y analizar el comportamiento real de cada sistema articular. Este proceso es delicado ya que se trataba de elementos con dimensiones muy reducidas, con grosores de pared de aproximadamente 1mm, lo que dificulta la retirada de soportes. En varias ocasiones, las piezas se fracturan durante el proceso de limpieza, antes incluso de alcanzar el curado completo. No obstante, mediante un tratamiento cuidadoso, se logra obtener una muestra en buen estado para cada una de las propuestas seleccionadas, aunque mostrasen pequeños restos de los soportes necesarios para la impresión. *Figura 56.*



*Figura 56: Pruebas impresión opción esférica e hiperbólica
Fuente: propia*

Una vez finalizado el poscurado completo, se procede a realizar la prueba de funcionamiento simulando el movimiento. Para ello, cada una de las piezas fue adherida a las respectivas falanges mediante pegamento de contacto.

En el caso de la opción esférica, se observa que la articulación no llega a fracturarse, ya que no permite realizar el movimiento de flexión debido a las restricciones geométricas impuestas por el espacio entre falanges. Los 4mm definidos como separación resultaron insuficientes para utilizar este tipo de articulación, imposibilitando cualquier grado de movimiento funcional.

Por el contrario, la opción hiperbólica muestra una respuesta inicial positiva. La pieza se integra correctamente en las falanges y permite ejecutar el movimiento de flexión necesario, cumpliendo con los requisitos de funcionalidad. Sin embargo, tras varios ciclos de uso, se detecta una fisura en la zona central del eje hiperbólico, es decir, en el área de mayor acumulación de tensiones. Aunque la pieza no llega a romperse completamente, sí se produjo una pequeña fisura que en posteriores iteraciones fracturaría por completo el modelo. *Figura 57.*



*Figura 57: Fisura en prueba de articulación con eje hiperbólico
Fuente: propia*

Ante esta situación, se concluye que la mejor alternativa sería mantener este diseño hiperbólico, ya que ha sido el único que ha ofrecido una funcionalidad adecuada. No obstante, para garantizar su durabilidad estructural, se decide sustituir el material empleado por uno de menor dureza que permitiese una mayor deformación sin riesgo de rotura.

c) Tercera fase de diseño – Material de ensayo: Silicona

Como alternativa a la resina, se opta por emplear silicona de A21 como nuevo material para la articulación, dada su menor dureza y mayor capacidad de deformación.

- Desarrollo de propuestas

En esta fase no se contempla una nueva generación de ideas, a diferencia de lo realizado en etapas anteriores, ya que en lo que respecta a la geometría articular se ha determinado una opción que, junto con el cambio de material previsto, se espera que proporcione los resultados requeridos. Por tanto, se procede directamente con la opción del eje hiperbólico mencionada en el apartado anterior como base para el siguiente paso.

- Evaluación del prototipo

Al igual que en las fases anteriores, se realizan impresiones físicas con ambos materiales con el objetivo de comprobar el comportamiento real. Tal y como se puede observar en la *figura 58*, la respuesta obtenida con la silicona es notablemente mejor en comparación con la resina. Debido a su menor dureza, este material permite un mayor desplazamiento bajo la acción de una misma fuerza, convirtiéndolo así en una opción mas adecuada.

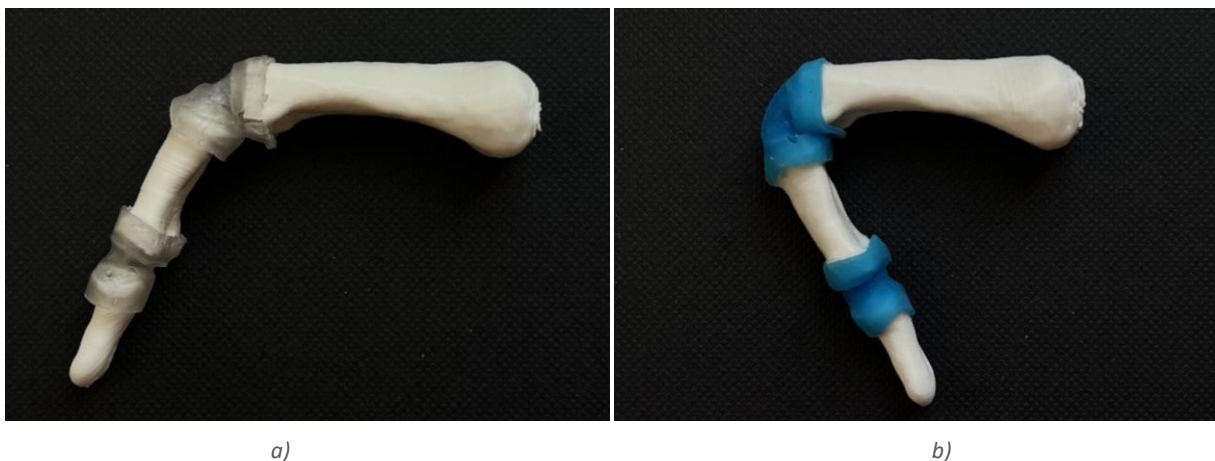


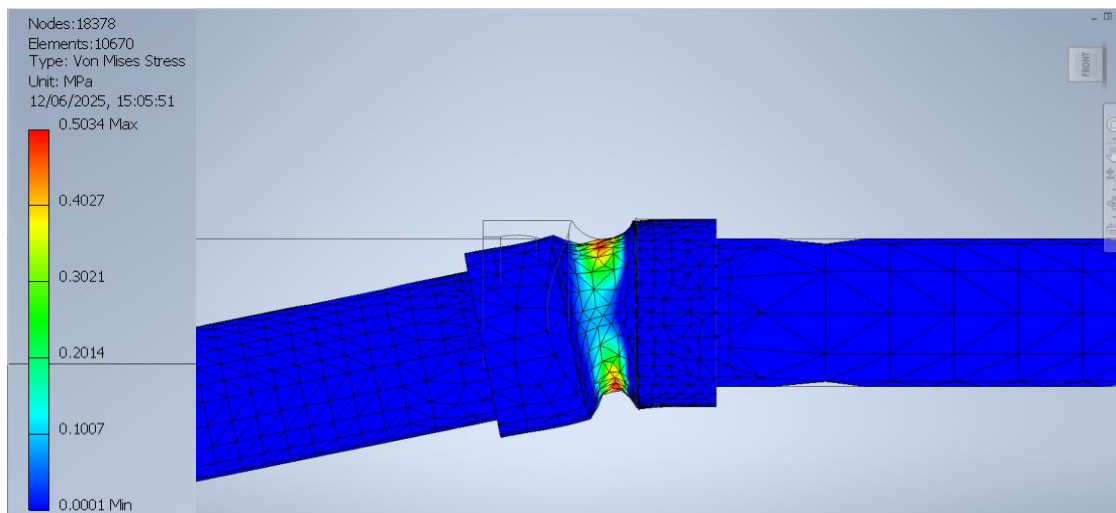
Figura 58 a) movimiento angular en resina ; b) movimiento angular en silicona
Fuente: propia

- Validación del modelo articular

Una vez completadas todas las pruebas de materiales y geometrías desarrolladas para la estructura articular, se lleva a cabo un estudio de fuerzas con el fin de validar la pieza planteada y confirmar que la solución escogida, tanto en material como en diseño geométrico, resulta ser la más adecuada y eficiente para los objetivos planteados en la metodología.

Aunque se trata nuevamente de un análisis simple, este estudio permite comparar el comportamiento de ambos materiales, especialmente en cuanto a la acumulación de tensiones y deformaciones. El objetivo es validar la respuesta de la silicona, comprobando que su comportamiento se ajusta a los requisitos previos.

Tal y como se puede observar en *la figura 59* y *figura 60*, los materiales mostraron una diferencia clara. Al comparar la acumulación de tensiones, la tensión máxima que presenta la resina elástica es de 0,5034 MPa mientras que la que presenta la silicona es de 0,4935 MPa, siendo ambos valores relativamente similares. Sin embargo, en *las figuras 61* y *figura 62* la diferencia mas significativa se observa en los desplazamientos máximos, siendo 8,38mm para la resina y 23,54mm para la silicona.



*Figura 59: Estudio de fuerzas. Tensiones Elastic 50A
Fuente: propia*

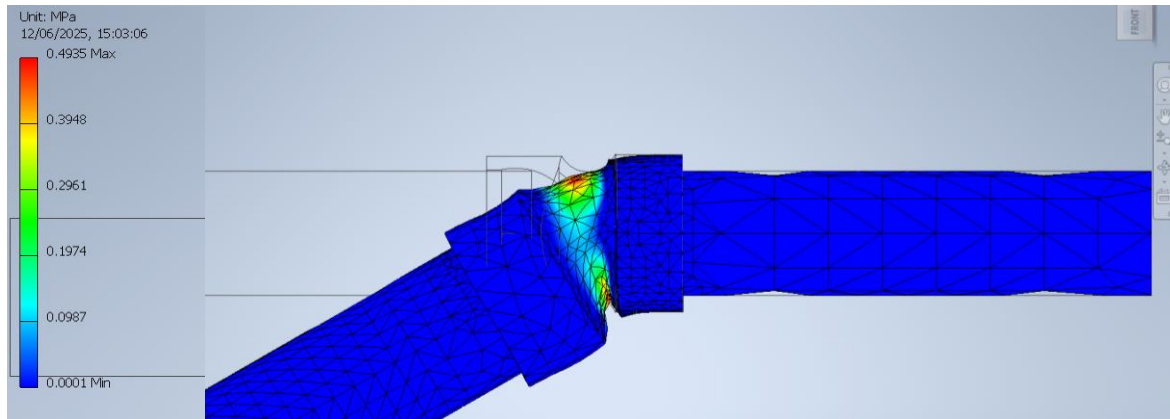


Figura 60: Estudio de fuerzas. Tensiones silicona RPRO20
Fuente: propia

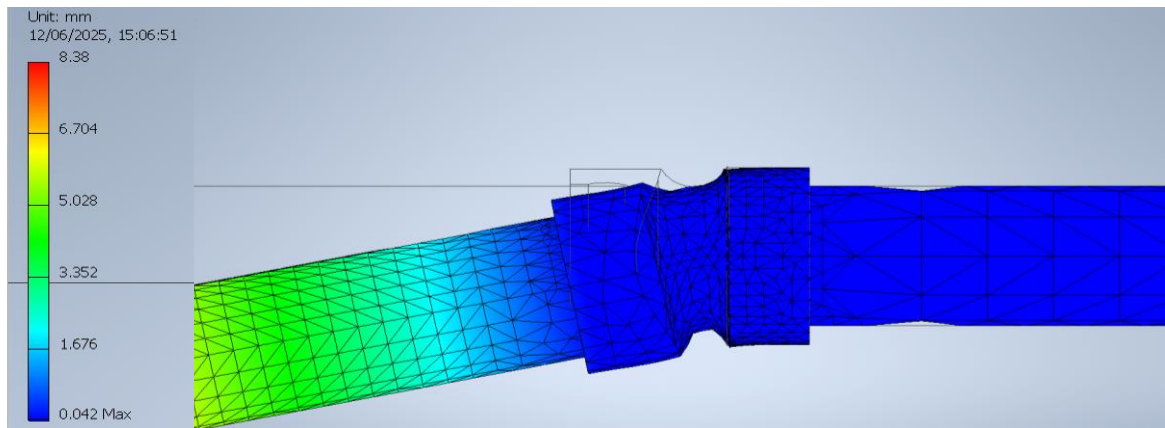


Figura 61: Estudio de fuerzas. Deformaciones Elastic 50A V2
Fuente: propia

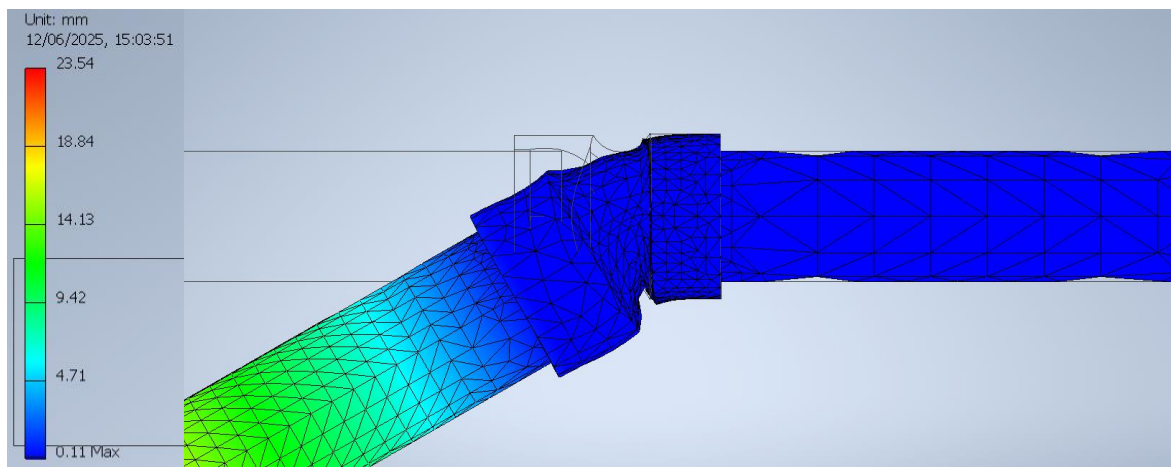


Figura 62: Estudio de fuerzas. Deformaciones silicona RPRO20
Fuente: propia

Esto implica que, para obtener un mismo grado de movimiento articular, la silicona requiere menos fuerza aplicada, lo que significa una menor probabilidad de rotura durante el reiterado uso del modelo. De este modo, se consigue validar la elección del material, confirmando que ofrece la mejor respuesta frente a las condiciones a las que se someten.

d) Desarrollo final del diseño seleccionado

En este apartado se desarrolla mucho más detalladamente cada paso que hay que realizar para la obtención de la pieza. Partiendo del modelo 3D, el proceso de fabricación y por último la impresión.

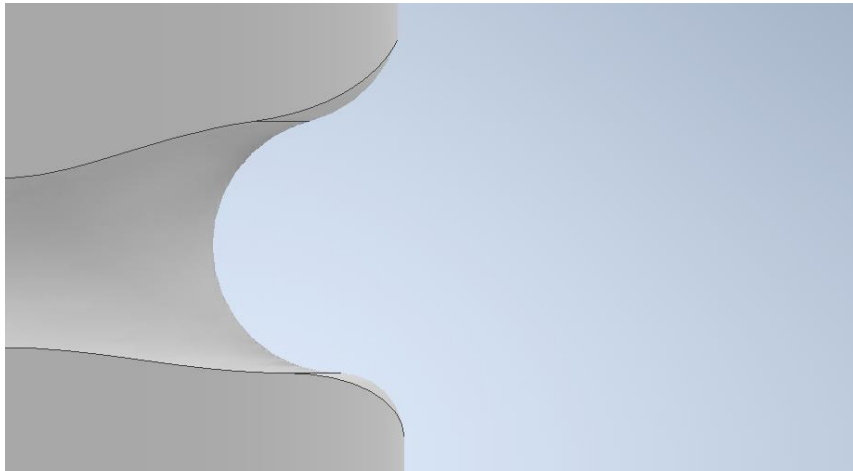
- Diseño del modelo articular 3D

El diseño final de la articulación se ha modelado teniendo en cuenta tanto la adaptación geométrica a la forma de los huesos como los requisitos del proceso de moldeo en silicona. En primer lugar, el hueco inferior de la pieza se ha mantenido completamente recto, mientras que el hueco superior presenta una forma curva, con el objetivo de acomodarse mejor a la geometría redondeada de las falanges superiores. Esta diferencia permite un ajuste más preciso en la zona donde se inserta la articulación, mejorando su integración con el resto del modelo.

Además, el hueco interior no será pasante, porque aunque un diseño completamente abierto sería favorable en términos de reducción de material, en este caso se considera que mantener el volumen interno cerrado es una condición necesaria. En la fabricación con silicona, el desmoldeo puede resultar especialmente problemático si el volumen es completamente hueco. Por ello se ha optado por rellenar la parte central que seguiría permitiendo conservar las propiedades de flexibilidad y deformación necesarias para el funcionamiento de la articulación.

Por último, remarcar que todas las transiciones entre superficies han sido diseñadas como tangentes suaves y continuas, ilustrado en la *figura 63*, evitando ángulos pronunciados o cambios bruscos de curvatura. Este criterio responde a la necesidad de minimizar la fricción entre el modelo y el molde durante el desmoldeo. En geometrías más marcadas, el material

podría quedar atrapado o generar tensiones internas que acabaría provocando la rotura de la pieza al intentar extraerla. Con superficies continuas, el proceso de moldeo y desmoldeo resulta mas seguro y reproducible.

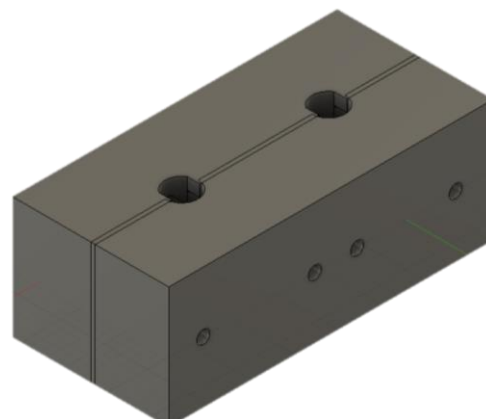


*Figura 63: Superficies tangentes en el diseño de la articulación
Fuente: propia*

Una vez definido el diseño final de la articulación, se procede a la creación del molde necesario mediante Fusion 360. Se plantea como un molde de dos piezas, diseñado para encajar con precisión y ser reutilizable.

Para asegurar un proceso de colado adecuado, el molde incluye orificios de evacuación de aire que permiten evitar la formación de burbujas y defectos en la pieza final. Estos canales deben tener un diámetro mínimo de 1,5 mm, permitiendo así que el aire escape sin comprometer la reutilización del molde ni obstruirse tras el primer uso. Además, se incorporan agujeros de mayor tamaño que tienen entre 4 y 5 mm de diámetro, a través de los cuales se introduce silicona líquida durante el proceso de moldeo.

Figura 64.



*Figura 64: Canales del molde para el colado
Fuente: propia*

Es importante destacar que la división del molde no se realiza por la mitad geométrica del modelo, sino que se ha definido una línea de partición más favorable, teniendo en cuenta tanto la forma como el eje de desmoldeo. Esta elección evita que la separación se produzca en la sección más estrecha de la pieza, donde los cambios bruscos de geometría son puntos críticos que podrían provocar roturas al extraer la articulación del molde. *Figura 65.*

El diseño además incluye ranuras externas de guiado (*figura 66*) que permiten el ajuste entre ambas mitades del molde con las tolerancias adecuadas, asegurando una correcta alineación durante el llenado y secado del material.

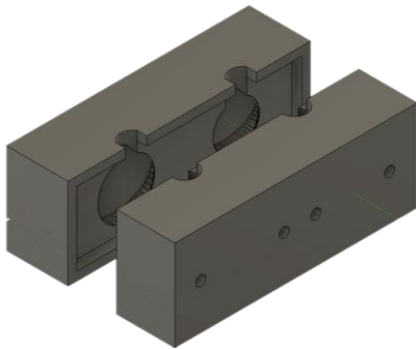


Figura 66: Ranuras del molde para el ajuste
Fuente: propia

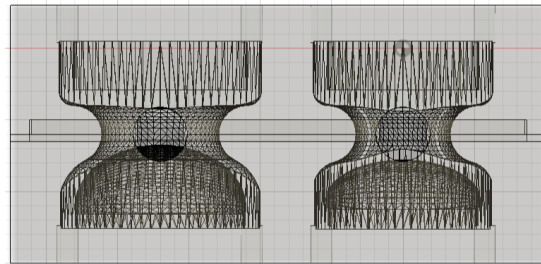


Figura 65: Vista superior del molde finalizado
Fuente: propia

- Proceso de impresión, colado y curado

Para la fabricación de los moldes utilizados en el proceso, se selecciona la resina Clear como material de impresión debido a su alta precisión dimensional, que permite reproducir con gran fidelidad los detalles del diseño. Además, su carácter translúcido ofrece una ventaja significativa ya que facilita la visión durante la fase de colado, permitiendo detectar en tiempo real la formación de burbujas de aire o posibles imperfecciones de llenado. La impresión se llevó a cabo mediante la tecnología SLA, lo que garantiza una excelente resolución y una superficie final adecuada para procesos posteriores. La impresión requiere un tiempo de 1 hora y 27 minutos y un consumo de material de 26,63 ml aproximadamente por cada dos moldes. *Figura 67.*

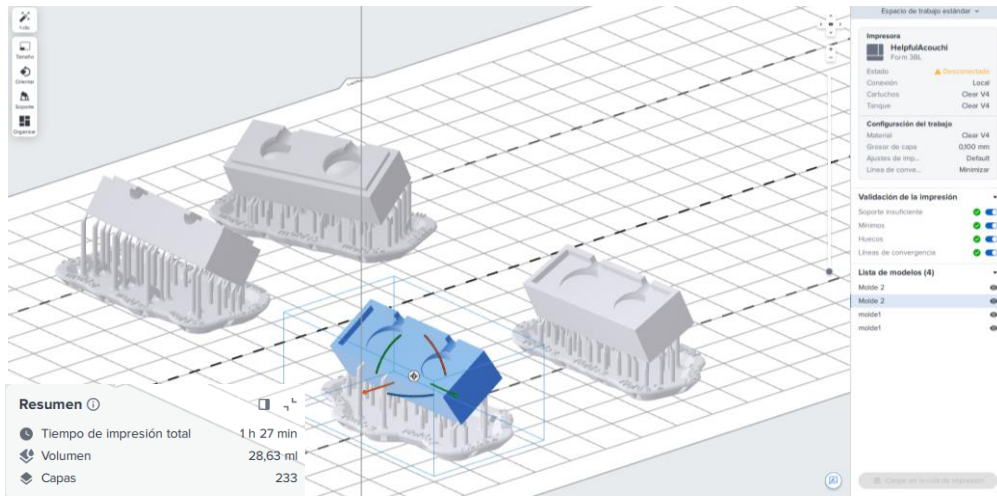


Figura 67: Preparación pruebas de impresión de molde en PreForm
Fuente: propia

Una vez terminado, se procede al poscurado de las piezas como se ha indicado en otros apartados anteriores. *Figura 68*

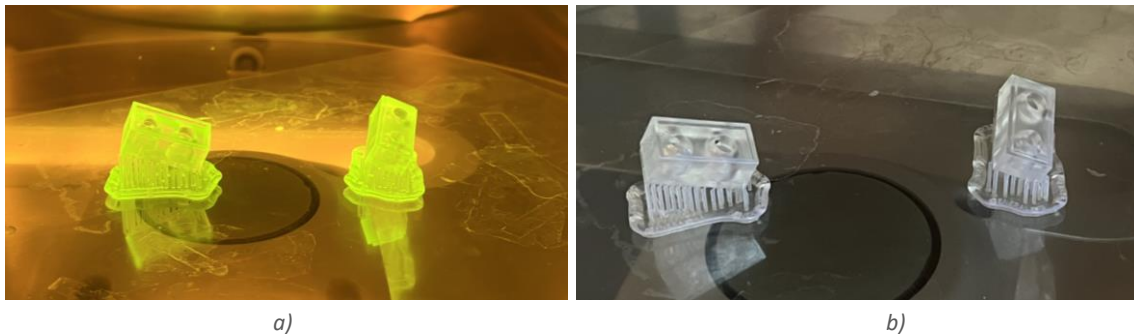


Figura 68: a) proceso de curado con rayos UV ; b) pieza tras finalizar el curado
Fuente: propia

La fase de colado se realiza empleando silicona líquida de dos componentes, mostrados en la *Figura 69*, formulada específicamente para aplicaciones de moldeo de precisión. Dado que se trata de un material de dos componentes, es necesario respetar cuidadosamente la proporción indicada por el fabricante, que en este caso es de 1:1 en volumen. La cantidad total de mezcla utilizada para cada molde fue de aproximadamente 10 ml, incluyendo en cada uno los dos

modelos necesarios para conformar un dedo completo. La preparación de la mezcla se llevó a cabo manualmente de forma controlada.



Figura 69: Silicona líquida RPRO20 de dos componentes
Fuente: propia

Una vez homogeneizada la mezcla, se procede al vertido de la silicona en el interior del molde. Esta operación se realiza desde una altura de aproximadamente 10 cm, con el fin de favorecer la rotura de posibles burbujas generadas durante la mezcla y facilitar el flujo continuo del material.

El diseño del molde incluye orificios de evacuación estratégicamente situados para permitir la salida de aire durante el llenado asegurando que el material alcance todas las cavidades sin generar vacíos o zonas defectuosas. Tras el vertido, los moldes fueron dejados en reposo durante un tiempo estimado de tres horas, bajo condiciones ambientales controladas, con una temperatura comprendida entre los 18°C y 23°C, rango recomendado por el fabricante para el curado. *Figura 70.*



*Figura 70: Molde con silicona
Fuente: propia*

Completadas las tres horas de curado, se procede al desmoldeo de las piezas. Esta etapa se realiza con especial cuidado, abriendo poco a poco el molde y evitando movimientos bruscos que pudieran comprometer la integridad del modelo obtenido. Finalmente, en caso de haberse producido reboses de material por los orificios o zonas no deseadas, estos son eliminados manualmente mediante herramientas de corte, para garantizar que la geometría final de la pieza se ajusta lo máximo posible al diseño original.

Con este proceso se obtiene la pieza final que actúa como unión entre las falanges del dedo, pero tal y como se ha mencionado antes, para aportar al conjunto de estabilidad y permitir el bloqueo de posición se debe incluir un mecanismo aparte. *Figura 71.*



*Figura 71: Articulación de silicona final
Fuente: propia*

4.3.3 Mecanismo de bloqueo de posición

Tras considerar y estudiar diversas opciones para fijar la posición articular del biomodelo se plantea un mecanismo basado en un filamento metálico. Se trata de un sistema sencillo y funcional que consiste en la inclusión de un alambre metálico a lo largo del eje longitudinal del dedo. Inicialmente se considera en la superficie ósea, sin embargo, esta idea se descarta debido a que interfiere con la articulación poniendo en riesgo el movimiento.

Como solución se propone incluir este mecanismo en la parte interna de la estructura ósea atravesando los orificios diseñados en las falanges, como se aprecia en la *Figura 72*. Esto permite mantener alineadas las piezas y proporcionar un eje de movimiento más controlado.



Figura 72: Mecanismo de bloqueo de posición
Fuente: propia

Se selecciona un filamento metálico de acero con diámetro 1mm, debido a sus propiedades mecánicas. En cuanto a las dimensiones del alambre, su elección se ha hecho teniendo en cuenta dos factores, flexibilidad y resistencia. Un alambre de mayor diámetro habría incrementado excesivamente la rigidez del sistema, dificultando el movimiento de flexión y exigiendo una mayor fuerza por parte del usuario. Por el contrario, un alambre demasiado fino comprometería la durabilidad del mecanismo, ya que sería más propenso a la rotura tras un número reducido de ciclos de uso.

Respecto a las tolerancias, aunque la impresora de resina utilizada permite una precisión de $\pm 0,1\text{mm}$, se decide dejar una tolerancia de $0,3\text{ mm}$ en los orificios destinados al paso del alambre. Esto se debe a la presencia de posibles irregularidades del propio alambre, que puede no ser perfectamente recto. Esta holgura adicional garantiza una inserción relativamente sencilla, facilitando el montaje sin necesidad de realizar fuerza excesiva, pero al mismo tiempo asegura que el alambre apenas presente juego dentro del orificio, manteniendo la estabilidad del conjunto y evitando desplazamientos no deseados.

Este sistema, además de ser funcional, presenta ventajas en términos de simplicidad de montaje y bajo coste, convirtiéndolo en una muy buena solución para el diseño.

4.3.4 Diseño de la simulación de la piel

Por último en este apartado se desarrolla el proceso de obtención de la capa externa que simula la piel del modelo.

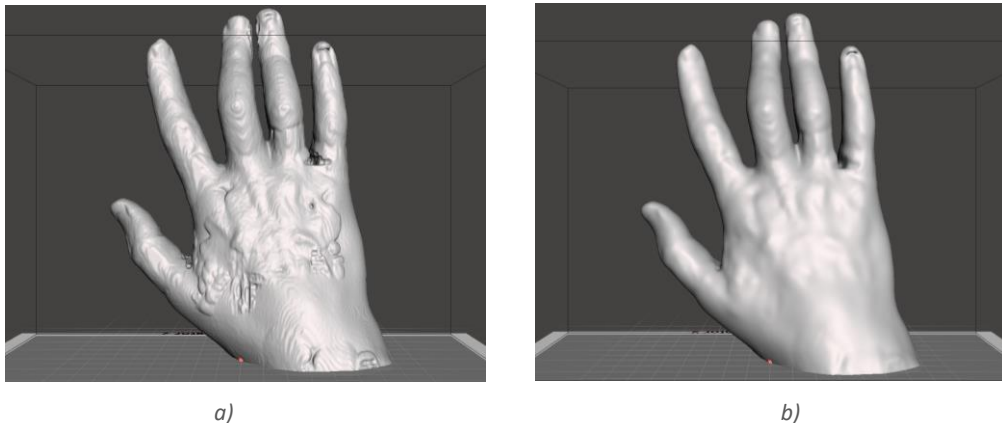
- Segmentación del modelo anatómico

El proceso de segmentación de la capa externa se realiza de forma similar al empleado para la obtención de las estructuras óseas descritas en el apartado *4.3.1. Diseño de la estructura ósea*. Dado que ya se han detallado antes las etapas de este procedimiento, en este caso únicamente se destacan las diferencias específicas aplicadas.

La principal variación reside en el rango de valores de UH seleccionados como umbral de segmentación. Para aislar la piel del resto de tejidos blandos, se emplea un rango comprendido entre -500 y 100 UH, lo que permite delimitar de forma precisa el contorno cutáneo sin incluir estructuras cercanas como los músculos. Esta selección se ajusta manualmente hasta obtener una representación fiel en el volumen 3D renderizado que crea el software.

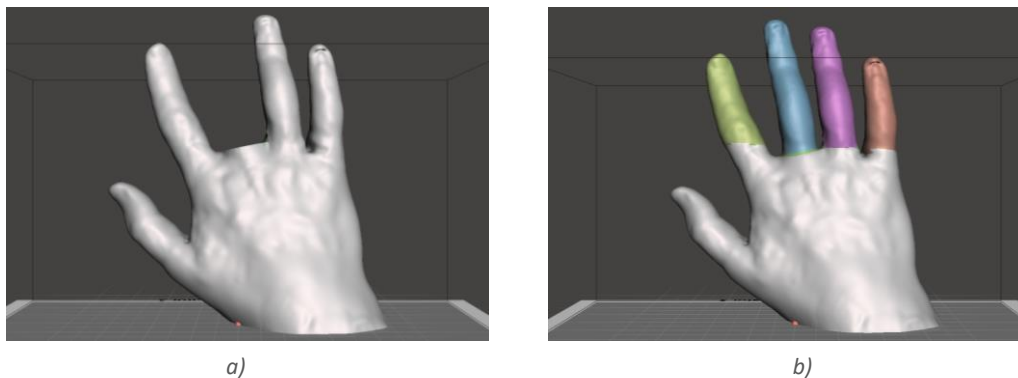
- Edición de la malla

Una vez segmentado el modelo de la capa externa anatómica, se procede a la edición del modelo Meshmixer. En primer lugar se aplica una herramienta de suavizado sobre la malla con el objetivo de eliminar irregularidades superficiales derivados del proceso de segmentación, logrando una geometría mas continua y adecuada para su posterior impresión. *Figura 73.*



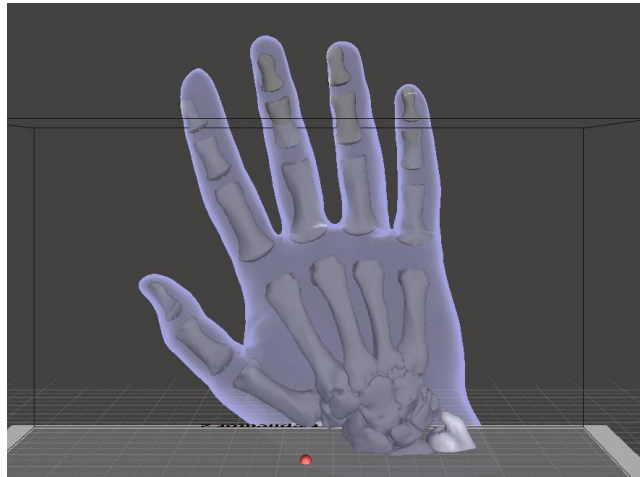
*Figura 73: a) malla antes del suavizado ; b) malla después del suavizado
Fuente: propia*

La TC presentaba una deformación en el dedo corazón correspondiente a una patología. Dado que el objetivo es obtener una representación anatómica de una mano sana, es necesario modificar esta zona. Para ello, se elimina el dedo afectado y se sustituye por geometrías obtenidas a partir de otros dedos de la misma mano, *Figura 74.* Estas geometrías se adaptan mediante transformaciones para mantener la proporción y alineación necesaria.



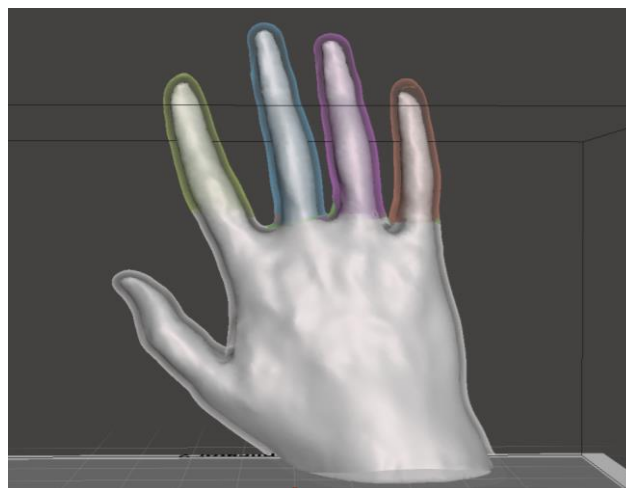
*Figura 74: a) supresión de dedo con patología ; b) reconstrucción del dedo con las correspondientes proporciones
Fuente: propia*

Una vez completada la reconstrucción del dedo, se realiza la unión de todas las partes en una única malla continua, garantizando la cohesión de las superficies. Luego, el modelo se escala al percentil 70 de acuerdo con las mismas proporciones utilizadas para los huesos, asegurando así la coherencia dimensional del conjunto anatómico. *Figura 75*



*Figura 75: Validación ajuste dimensional huesos y piel
Fuente: propia*

Finalmente, se procede al vaciado del modelo especificando el espesor adecuado para realizar la impresión. *Figura 76.*



*Figura 76: Vaciado de la mano para su impresión
Fuente: propia*

- Impresión

Tras haber definido el modelo final correspondiente a la capa externa anatómica, se procede a la fase de impresión. Antes de fabricar la pieza completa, se realizan pruebas preliminares centradas exclusivamente en un solo dedo, con el objetivo de evaluar el comportamiento del material en función del espesor de pared y su efecto sobre la movilidad de la articulación.



*Figura 77: Pruebas de espesores
Fuente: propia*

El propósito es encontrar un equilibrio entre realismo y funcionalidad, el espesor debe ser suficiente para evitar holguras excesivas, pero no tan elevado como para restringir el movimiento de las uniones internas. Se llevan a cabo ensayos con espesores distintos: 2mm y 2.5mm. El modelo con 2.5 mm es el que presenta obviamente menor holgura, sin embargo, este espesor incrementa considerablemente la rigidez general del sistema, dificultando el giro de las articulaciones. Por el contrario, los espesores más delgados permiten una mayor movilidad pero introdujeron problemas de estabilidad dimensional.



*Figura 78: Pruebas de espesores junto con estructura ósea
Fuente: propia*

Ante esta limitación, se opta por una solución intermedia, modificando ligeramente el espesor de forma localizada a lo largo del modelo. De este modo, se incrementa un poco en aquellas zonas donde es necesario que disminuya la holgura y se reduce en otras para facilitar la flexión. No obstante, esta variación se aplica con precaución, ya que un exceso de espesor interfiere con el sistema articular dificultando el montaje.

Finalmente, se lleva a cabo la impresión de la anatomía externa, buscando el mejor modo para su impresión e intentando reducir el número de soportes internos que requiere el modelo ya que dificultan mucho el proceso de poscurado. La impresión de esta pieza implica un tiempo estimado de 53 horas y una cantidad de material estimada de 400 ml. *Figura 79.*

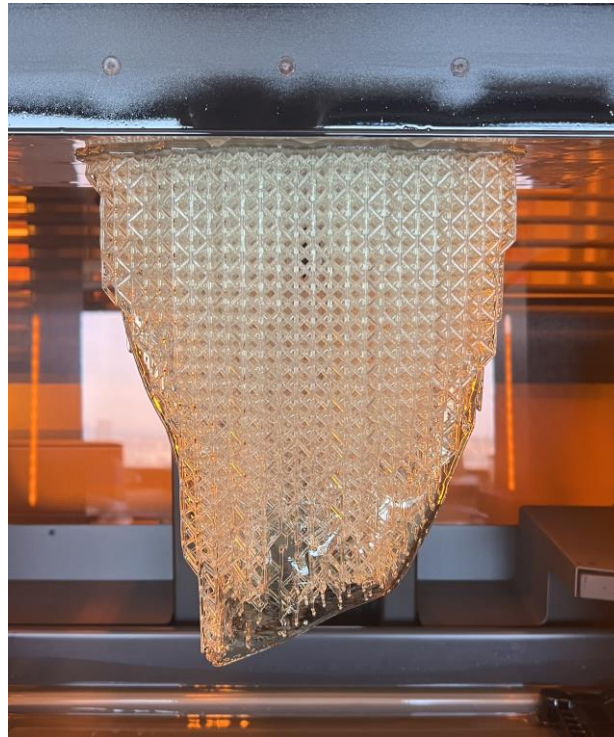


Figura 79: Impresión modelo de la piel completo
Fuente: propia

Como con cualquier pieza de las impresas anteriormente se lleva su correspondiente poscurado, teniendo en cuenta que en este caso la pieza debe sumergirse en agua para su curado con rayos ultravioletas. *Figura 80 y figura 81.*



Figura 80: Impresión tras eliminar los soportes
Fuente: propia

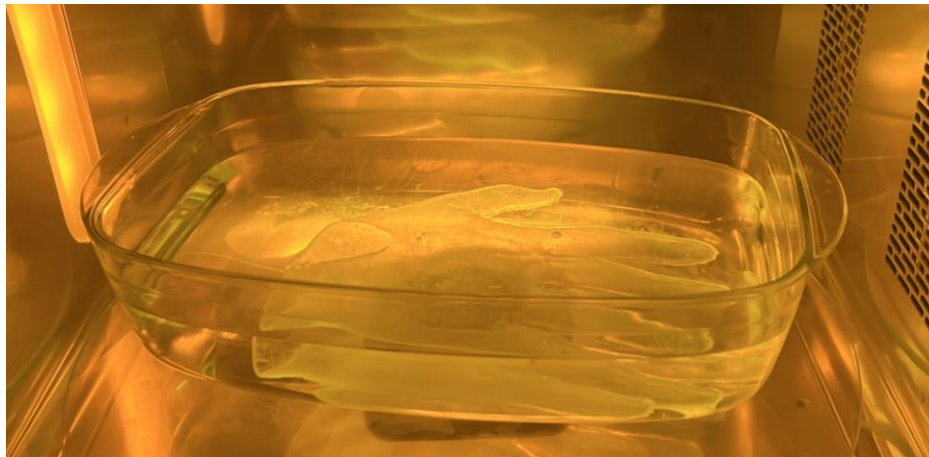


Figura 81: Proceso de curado de la resina
Fuente : propia

Una vez retirados los soportes y esperado una hora a su curado, se obtiene la pieza final que formará la capa externa que simula la piel. *Figura 82.*



*Figura 82: Capa externa de la piel procesada
Fuente: propia*

5. RESULTADOS

Este capítulo se centra en la exposición de los resultados obtenidos tras el desarrollo del biomodelo. En primer lugar, se describen las distintas partes que conforman el modelo final, detallando sus características físicas y funcionales, así como los requisitos de simulación que se han logrado cumplir en relación a los objetivos establecidos inicialmente.

El biomodelo de la mano humana sana desarrollado en este proyecto está destinado a su uso en clínicas de fisioterapia, donde podrá emplearse para la medición de ángulos articulares, así como en entorno de investigación biomecánica para estudios de movimiento y simulación funcional. El modelo representa la mano de un adulto medio, ajustándose a las medidas estándar correspondientes al percentil 70, considerado como uno de los más representativos en el ámbito del diseño ergonómico.

El modelo se compone de los siguientes elementos:

- Huesos: estructura interna rígida que reproduce con alta precisión la estructura ósea de una mano humana sana.
- Articulaciones: sistema de unión que permite la flexión y extensión de los dedos, simulando el movimiento natural de la mano.
- Piel: recubrimiento externo flexible que reproduce la textura y la apariencia de la piel humana, aportando realismo al conjunto.

Cada uno de estos componentes ha sido diseñado y fabricados mediante procesos específicos y con materiales seleccionados cuidadosamente, con el fin de asegurar tanto la fidelidad anatómica como la funcionalidad operativa del modelo. En la *figura 83* se puede observar el biomodelo completo ensamblado con todas sus partes.



*Figura 83: Prototipo final del biomodelo
Fuente: propia*

El resultado final del proyecto se ha ajustado de forma muy satisfactoria a los requisitos establecidos en las fases iniciales, alcanzando alta coherencia entre los objetivos definidos y el producto obtenido. A través de la metodología iterativa, se ha logrado un biomodelo funcional que integra los tres elementos mencionados anteriormente.

En lo que respecta a la fidelidad anatómica, el modelo mantiene con precisión las proporciones y formas extraídas a partir de la TC real seleccionada, lo que ha permitido conservar la anatomía original en gran parte del diseño. Esto ha sido posible gracias a un proceso preciso de segmentación, reparación de mallas y ajuste geométrico, lo que permite afirmar que el biomodelo puede servir como referencia anatómica. Además la dimensionalidad general del modelo se sitúa muy cercana al percentil 70, situándose dentro de las recomendaciones de un diseño ergonómico estándar. Ver *figura 84*.



Figura 84: Comparación de biomodelo con mano humana real
Fuente: propia

En cuanto a la capacidad funcional, se debe realizar una valoración por componentes. Por un lado, la estructura ósea interna, junto con el sistema de articulación, se asegura que han cumplido completamente con los objetivos planteados ya que el modelo permite reproducir los movimientos interfalángicos reales, cumpliendo con los 135º requeridos para articulaciones distales. Esta fidelidad se ha conseguido con un proceso de evaluación detallada de distintas geometrías, y distintos materiales para conseguir la solución mas eficiente. Observar *figura 85*.



Figura 85: Movimiento del sistema de articulación
Fuente: propia



Por otro lado la estructura flexible que simula los tejidos subcutáneos no alcanza del todos los objetivos previstos. Las limitaciones están principalmente relacionadas con el espesor del material y su capacidad de recuperación elástica, lo que ha generado una leve pérdida de precisión en el comportamiento de la articulación.

La fijación posicional de los dedos después del movimiento se resuelve con un sistema interno de filamento metálico flexible, que permite mantener las posiciones alcanzadas sin necesidad de mecanismos complejos. A pesar de ser una solución simple, resulta altamente funcional y cumple con eficacia el objetivo propuesto de estabilizar la articulación en diferentes posiciones.

Respecto a la facilidad de montaje, el ensamblaje del modelo se plante como una secuencia lógica y mecánica, accesible incluso para usuarios no expertos. No obstante, se ha comprobado que el tiempo requerido para el montaje completo es ligeramente superior al esperado, debido principalmente a la necesidad de la precisión en los ajustes entre piezas.

Como objeto con finalidad educativa, el modelo cumple las condiciones necesarias para ser utilizado como recurso de apoyo didáctico, especialmente en los primeros cursos de los estudios. Su fidelidad anatómica y su capacidad de movimiento lo convierten en una herramienta útil para visualizar y comprender la biomecánica de la mano humana.

Desde el punto de vista de la seguridad, el diseño no presenta bordes cortantes ni zonas peligrosas, y los materiales utilizados no ponen en riesgo al usuario que los maneje tanto en entornos clínicos como en entornos formativos.

El modelo ha sido desarrollado mediante procesos de fabricación aditiva y montaje manual, por lo tanto, en relación con el coste económico, se ha alcanzad un buen equilibrio entre coste, calidad y funcionalidad.

Por último, en cuanto a los requisitos específicos de la articulación, ya se ha mencionado que el sistema permite simular el rango completo de movimiento requerido, que además cumple cuenta con una buena compatibilidad geométrica entre sus componentes.



6. CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS

6.1 Conclusiones

El desarrollo de este biomodelo articulado de una mano humana sana ha sido una experiencia técnica y metodológica muy completa, donde se han fusionado conocimientos de diseño, ingeniería médica, materiales y fabricación digital. Desde el inicio del proyecto hasta la creación del modelo final, todo el proceso ha estado guiado por un objetivo claro, basado en ofrecer una solución que no solo sea funcional, sino también anatómicamente precisa, y que supere las limitaciones de los modelos tradicionales, que a menudo son rígidos o estáticos.

Uno de los aspectos más destacados del proyecto ha sido el uso de una metodología iterativa. En cada fase de diseño y evaluación, se han obtenido nuevos resultados que han permitido redefinir, optimizar y validar las propuestas. Este enfoque ha sido fundamental para el desarrollo de la articulación móvil, donde se han combinado simulaciones, pruebas físicas y comparativas de materiales hasta lograr un equilibrio entre movilidad y simplicidad.

En cuanto a su funcionalidad, el biomodelo ha cumplido con creces los requisitos establecidos. Para comenzar, la estructura ósea basada en imágenes médicas reales y ajustada a un percentil de referencia, ofrece un alto grado de fidelidad anatómica. Luego, las articulaciones móviles permiten reproducir los movimientos interfalángicos de manera realista y por último, el mecanismo de fijación posicional, a pesar de su simplicidad, ha demostrado ser funcional y coherente con el objetivo de mantener posiciones durante la manipulación.

La validación a través de simulaciones de fuerzas ha respaldado la elección del material final, mostrando que la silicona seleccionada reduce el esfuerzo necesario para la articulación sin comprometer la integridad de la estructura. Esta ha sido una de las decisiones más importantes en el proyecto, la elección de los materiales y cómo combinarlos adecuadamente. Las pruebas comparativas entre diferentes geometrías o materiales, tanto en simulaciones como en



impresiones, han aportado la evidencia necesaria para justificar los cambios necesarios hasta llegar a la solución final, que prioriza la flexibilidad y el comportamiento biomecánico.

Además, en este trabajo ha resaltado la importancia de encontrar un equilibrio entre precisión y viabilidad técnica, sobre todo cuando se trata de elementos a escala real. Gracias a tecnologías como SLA, se ha podido mantener un alto nivel de detalle, y del mismo modo, aspectos como el ajuste preciso de tolerancias, la estrategia de vaciado para optimizar material, y la correcta integración entre componentes han resultado imprescindibles para garantizar la calidad y funcionalidad del modelo final.

Este proyecto también invita a reflexionar sobre cómo la ingeniería puede aplicarse en el ámbito médico, no solo como un ejercicio de diseño, sino como una herramienta que facilita procesos clínicos, educativos y experimentales. El biomodelo no busca reemplazar soluciones comerciales, sino ofrecer una alternativa más accesible, personalizable y cercana a los entornos donde se forman los futuros profesionales de la salud.

En resumen, se ha demostrado que es posible diseñar y fabricar, con recursos accesibles, un modelo anatómico articulado de la mano humana que sea funcional, realista y útil en diferentes contextos, cumpliendo con los principios de precisión y eficiencia que deben guiar cualquier proyecto de ingeniería enfocado en la salud.

6.2 Líneas Futuras

A partir de los resultados alcanzados en este proyecto, se identifican a distintas líneas de trabajo que permitirían mejorar y ampliar las capacidades del biomodelo desarrollado.

Una de las direcciones más prometedoras es la incorporación de sistemas de monitoreo del movimiento, utilizando sensores flexibles o dispositivos de registro que permitan capturar el rango de movilidad en cada articulación. Esta mejora facilitaría el análisis en tiempo real del desplazamiento angular, así como de la velocidad y la resistencia a la deformación.

Contar con esta información enriquecería significativamente el uso del biomodelo en el ámbito clínico, convirtiéndolo en una herramienta esencial para programas de rehabilitación y



seguimiento fisioterapéutico de diversas patologías. Al añadir la capacidad de registrar datos reales, el modelo podría servir como un sistema comparativo entre pacientes o entre diferentes sesiones, lo que permitiría a los profesionales evaluar de manera objetiva el progreso funcional de la mano lesionada. Además, esta línea de trabajo abriría la puerta a un uso más amplio del biomodelo, llevándolo más allá del entorno educativo y transformándolo en un recurso de simulación con aplicaciones en la formación clínica avanzada.

Otra línea de desarrollo con gran potencial se orienta hacia la optimización del material utilizado para la capa externa del biomodelo, que simula los tejidos blandos de la mano. Aunque en este trabajo se ha empleado un diseño funcional que cumple un objetivo básico, se plantea la posibilidad de explorar nuevos materiales más avanzados que permitan obtener un comportamiento más cercano al de la piel, tanto en términos de tacto como de elasticidad. La mejora del material en esta zona no solo afectaría a un mayor realismo táctil, sino también a una interacción más precisa con la estructura articular, permitiendo una cobertura que se adapte al movimiento sin generar holguras ni resistencias excesivas. Además, facilitaría su uso en entornos clínicos o docentes donde se requiera manipulación repetida, sin pérdida de forma ni funcionalidad.

Otra posible evolución del consiste en su adaptación a prácticas clínicas concretas, de modo que pueda emplearse como herramienta previa a la intervención real. En un entorno médico educativo, disponer de un modelo anatómico funcional permite que los estudiantes ensayen maniobras específicas, técnicas de inmovilización o abordajes quirúrgicos en un entorno controlado y seguro. Esta posibilidad resulta especialmente valiosa en fases de aprendizaje o especialización, ya que serviría como etapa intermedia entre la simulación virtual y la intervención sobre pacientes reales o modelos comerciales de alto coste.

En conclusión, el resultado obtenido no solo valida la idea inicial, sino que establece una base sólida para futuras evoluciones del modelo. Las posibles áreas de mejora ya identificadas, como la incorporación de sistemas de monitoreo o el perfeccionamiento de la capa externa, no disminuyen el valor del trabajo realizado, sino que reflejan una visión proactiva y abierta a la mejora continua.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

Diseño y desarrollo de Biomodelo
Articulado de mano humana





REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

3D4Medical. (s.f.). 3D4Medical – Anatomía en 3D para educación médica.
<https://3d4medical.com/es>

3Dilla. (2023, 17 abril). *Estereolitografía (SLA) – ¿Qué es y cómo funciona esta tecnología de impresión 3D?* <https://es.3dilla.com/impresora-3d/estereolitografia/>

AmeraLabs. (2020, 2 abril). Resin 3D printing troubleshooting: How to fix resin print fails. <https://ameralabs.com/blog/resin-3d-printing-troubleshooting/>

Al Rashid, A., Ahmed, W., Khalid, M. Y., & Koc, M. (2021). Vat photopolymerization of polymers and polymer composites: Processes and applications. *Additive Manufacturing*, 47, 102279. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.102279>

Boyajian, M. K., Snapp, W. K., Iyengar, R., Crozier, J. W., Schmidt, S., Woo, A. S., & Prsic, A. (2019). A novel 3-dimensional–printed hand model to simulate bony fixation with Kirschner wires without fluoroscopy. *Plastic and Reconstructive Surgery–Global Open*, 7(8S-1), 97-98. <https://doi.org/10.1097/01.GOX.0000584776.40142.6f>

Cadena SER. (2024, 29 septiembre). El IMIB participa en un consorcio para desarrollar la producción de piel humana generada con una bioimpresora 3D. <https://cadenaser.com/murcia/2024/09/29/el-imib-participa-en-un-consorcio-para-desarrollar-la-produccion-de-piel-humana-generada-con-una-bioimpresora-3d-radio-murcia/>

Cai, B., Rajendran, K., Bay, B. H., Lee, J., & Yen, C. C. (2019). The effects of a functional three-dimensional (3D) printed knee joint simulator in improving anatomical spatial knowledge. *Anatomical sciences education*, 12(6), 610-618. <https://doi.org/10.1002/ase.1847>



Calignano, F., Manfredi, D., Ambrosio, E. P., Biamino, S., Lombardi, M., Atzeni, E., ... & Fino, P. (2017). Overview on additive manufacturing technologies. Proceedings of the IEEE, 105(4), 593-612. <https://doi.org/10.1109/JPROC.2016.2625098>

Calvo-Haro, J. A., Pascau, J., Asencio-Pascual, J. M., Calvo-Manuel, F., Cancho-Gil, M. J., Del Cañizo López, J. F., ... & Perez-Mañanes, R. (2021). Point-of-care manufacturing: a single university hospital's initial experience. 3D printing in medicine, 7(1), 11. <https://doi.org/10.1186/s41205-021-00101-z>

Comunidad de Madrid. (2023, 12 diciembre). *El Hospital 12 de Octubre consigue la certificación nacional para el diseño y fabricación de productos sanitarios.* <https://www.comunidad.madrid/hospital/12octubre/noticia/hospital-12-octubre-comunidad-madrid-consigue-certificacion-nacional-diseno-fabricacion-productos>

Cornell University. (s.f.). *Anthropometry and design.* <https://ergo.human.cornell.edu/DEA3250Flipbook/DEA3250notes/anthrodesign.html>

Dassault Systèmes. (2023, 16 febrero). ¿Qué son los soportes en la impresión 3D? <https://www.3ds.com/es/make/solutions/blog/3d-printing-supports>

Formlabs. (2024). BioMed Elastic 50A Resin V1: Compliance and technical documents. <https://support.formlabs.com/s/article/BioMed-Elastic-50A-Resin-V1-Compliance-and-technical-documents?language=es>

Formlabs. (2024). Clear Resin V4. <https://formlabs.com/es/store/materials/clear-resin-v4/>

Formlabs. (2024). Elastic 50A Resin V2. <https://formlabs.com/es/store/materials/elastic-50a-resin-v2/?srsltid=AfmBOoq919mFijRHPiAvvRITVA8-SVFNVdvQAxZ9G1bMWwofP-Mkk-yV>



Formlabs. (2024). Form 3BL. <https://formlabs.com/es/3d-printers/form-3bl/?srsltid=AfmBOopC9281jsfLC0Rk5mi-J4g12EuC08vxTRr5ISO0u7FteoN6uRGR>

Formlabs. (2024). Grey Resin V4. <https://formlabs.com/es/store/materials/grey-resin-v4/>

Formlabs. (2024). How supports work in SLA printing. https://support.formlabs.com/s/article/How-supports-work-in-SLA-printing?language=en_US

Gaba, D. M. (2004). The future vision of simulation in health care. BMJ quality & safety, 13(suppl 1), i2-i10. <https://doi.org/10.1136/qshc.2004.009878>

Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2021). Additive manufacturing technologies (Vol. 17, pp. 160-186). Cham, Switzerland: Springer. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7>

Grimaldo, R. O., & Yasin, D. (2021). Multi-color and Multi-Material 3D Printing of Knee Joint models. 3D Printing in Medicine, 7(1). <https://doi.org/10.1186/s41205-021-00100-0>

Hecker, A., Tax, L., Giese, B., Schellnegger, M., Pignet, A. L., Reinbacher, P., ... & Lumenta, D. B. (2023). Clinical applications of three-dimensional printing in upper extremity surgery: a systematic review. Journal of Personalized Medicine, 13(2), 294. <https://doi.org/10.3390/jpm13020294>

Hoang, D., Perrault, D., Stevanovic, M., & Ghiassi, A. (2016). Surgical applications of three-dimensional printing: a review of the current literature & how to get started. Annals of translational medicine, 4(23), 456. <http://doi.org/10.21037/atm.2016.12.18>

Hospital General Universitario Gregorio Marañón. (2024, 12 marzo). Unidad 3D (UPAM3D). Comunidad de Madrid.



<https://www.comunidad.madrid/hospital/gregoriomaranon/profesionales/unidades-multidisciplinares/unidad-3d-upam3d>

ISCIIBiobanks & Biomodels. (2023). Unidad de Tecnologías Avanzadas en Diseño e Impresión 3D (UTADI3D) – Hospital Universitario 12 de Octubre.

<https://www.isciibiobanksbiomodels.es/centros/unidad-de-tecnologias-avanzadas-en-diseno-e-impresion-3d-utadi3d-hospital-universitario-12-de-octubre/>

Impresoras3D.com. (2021, 24 junio). El warping: qué es y cómo evitarlo.

<https://www.impresoras3d.com/el-warping-que-es-y-como-evitarlo/>

Kapandji, A. I. (1998). Fisiología articular (Vol. 1, pp. 12-80). Médica Panamericana.

Krishna, C. V., Krishna, C. H. V., Rao, P. V., & Rani, T. S. (2022). 3D bioprinting in orthopaedics. En A. S. Birla, B. M. S. Kumar, & C. S. Ramesh (Eds.), 3D printing in biomedical engineering (pp. 133–150). Springer. https://doi.org/10.1007/978-981-19-2890-1_8

Maran, N. J., & Glavin, R. J. (2003). Low-to high-fidelity simulation—a continuum of medical education?. Medical education, 37, 22-28. <https://doi.org/10.1046/j.1365-2923.37.s1.9.x>

Materialise. (2022, 22 marzo). 30 years of mass personalization.

<https://www.materialise.com/en/inspiration/articles/30-years-mass-personalization>

Materialise. (2023). Osteotomy guides.

<https://www.materialise.com/en/healthcare/osteotomy-guides>

Meng, M., Wang, J., Sun, T., Zhang, W., Zhang, J., Shu, L., & Li, Z. (2022). Clinical applications and prospects of 3D printing guide templates in orthopaedics. Journal of orthopaedic translation, 34, 22-41. <https://doi.org/10.1016/j.jot.2022.03.001>



Meyer-Szary, J., Luis, M. S., Mikulski, S., Patel, A., Schulz, F., Tretiakow, D., ... & Kwiatkowska, J. (2022). The role of 3D printing in planning complex medical procedures and training of medical professionals—Cross-sectional multispecialty review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 19(6), 3331. <https://doi.org/10.3390/ijerph19063331>

Nasri, A., Jerbi, M., Karray, R., Snoussi, H., Samet, A., Talbi, A., ... & Rekik, N. (2023). Man-O-War simulator: A low-cost manikin for training on chest tube management. *African Journal of Emergency Medicine*, 13(2), 39–41. <https://doi.org/10.1016/j.afjem.2023.01.004>

Organización Internacional de Normalización. (2022). UNE-EN ISO/ASTM 52900:2022. Fabricación aditiva. Principios generales. Fundamentos y vocabulario (ISO/ASTM 52900:2021).

Panero, J., & Zelnik, M. (1979). *Human dimension and interior space: A source book of design reference standards*. Watson-Guptill.

Philips. (s.f.). Visualización avanzada – IntelliSpace Portal. <https://www.philips.es/healthcare/product/HC881102/visualizacin-avanzada-intellispace-portal>

Pretorius, E. S., & Solomon, J. A. (2010). *Radiology secrets plus E-book*. Elsevier Health Sciences. <https://doi.org/10.1016/C2009-0-55128-8>

Rainer, Z., Harun, S., Bernhard, H., & Michael, W. *Hand and wrist anatomy and biomechanics: a comprehensive guide*/Bernhard Hirt, Harun Seyhan, Michael Wagner, Rainer Zumhasch; translator, Karen Leube.

Reschimica. (2024). R PRO 20 - Goma de silicona líquida para moldes de dureza media. https://www.reschimica.com/es/gomas-de-silicona/122-r-pro-20-goma-de-silicona-liquida-para-moldes-de-dureza-media.html?srsIid=AfmBOoofhjas-2VTmvg1-cR_khOudIRI39Ob_yIIPKk8pjIkoVY7X2BQ



Revista Sanitaria de Investigación. (2022, 28 abril). El impacto de la impresión 3D en la fisioterapia: Una revisión bibliográfica. <https://revistasanitariadeinvestigacion.com/el-impacto-de-la-impresion-3d-en-la-fisioterapia-una-revision-bibliografica/>

Rodríguez, J. F., Pose, A. A., & Abalo, M. C. (2015). Muñeca-mano dolorosa: Exploración física (3.ª ed.).

Royal Children's Hospital. (2019). Kirschner wires. https://www.rch.org.au/kidsinfo/fact_sheets/Kirschner_wires/

Scalese, R. J., Obeso, V. T., & Issenberg, S. B. (2008). Simulation technology for skills training and competency assessment in medical education. *Journal of General Internal Medicine*, 23(Suppl 1), 46–49. <https://doi.org/10.1007/s11606-007-0283-4>

Schreuders, T. A., Brandsma, J. W., & Stam, H. J. (2014). Functional anatomy and biomechanics of the hand. In *Hand Function: A Practical Guide to Assessment* (pp. 3–22). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-030-17000-4_1

Serveo. (2022, 8 noviembre). La fabricación aditiva al servicio de los recién nacidos prematuros del Hospital 12 de Octubre. <https://serveo.com/la-fabricacion-aditiva-al-servicio-de-los-recien-nacidos-prematuros-del-hospital-12-de-octubre>

Sicnova. (2021, 14 diciembre). ¿Qué tipos de resinas para impresoras 3D existen y cuáles son sus ventajas? <https://sicnova3d.com/blog/experiencias-3d/resinas-impresoras-3d/>

Sicnova. (2024). Filamentos para impresora 3D Ultimaker TPU 95A. <https://tienda.sicnova3d.com/ultimaker-materiales/6627-filamentos-para-impresora-3d-ultimaker-tpu-95a>



Sicnova. (2024). PLA filamento impresora 3D Ultrafuse BASF 1.75 mm. <https://tienda.sicnova3d.com/basf-forward-am/17190-pla-filamento-impresora-3d-ultrafuse-basf-1-75-mm>

Simplify3D. (s.f.). *Warping – Print quality troubleshooting guide*. <https://www.simplify3d.com/resources/print-quality-troubleshooting/warping/>

Solomon, I. J., Sevel, P., & Gunasekaran, J. J. M. T. P. (2021). A review on the various processing parameters in FDM. *Materials Today: Proceedings*, 37, 509–514. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.05.484>

Tapia-Nañez, M., Quiroga-Garza, A., Guerrero-Mendivil, F. D., Salinas-Alvarez, Y., Jacobo-Baca, G., De la Fuente-Villarreal, D., ... & Elizondo-Omaña, R. E. (2022). A review of the importance of research in Anatomy, an evidence-based science. *Eur J Anat*, 26(4), 477–86. <https://doi.org/10.52083/EVZA1394>

Turner, B. N., & Gold, S. A. (2015). A review of melt extrusion additive manufacturing processes: II. Materials, dimensional accuracy, and surface roughness. *Rapid Prototyping Journal*, 21(3), 250–261. <https://doi.org/10.1108/RPJ-02-2013-0017>

Ultimaker. (s.f.). Ultimaker S5. <https://ultimaker.com/es/3d-printers/s-series/ultimaker-s5/>

Universidad de Málaga. (2025). *Sala Polivalente 1*. <https://www.uma.es/facultad-de-medicina/info/127085/sala-polivalente-1/>

Universidad de los Andes. (s.f.). Macroscópico. <https://www.uandes.cl/macroscopico/>

Universitat Politècnica de Catalunya. (2023, 28 marzo). Estudiantes de la UPC fabrican dos biomodelos de arterias con impresión 3D para el entrenamiento de cirujanos.



<https://www.upc.edu/es/sala-de-prensa/noticias/estudiantes-upc-fabrican-dos-biomodelos-arterias-impresion-3d-entrenamiento-cirujanos>

Wu, P., Hu, L., Li, H., Feng, L., Liu, Y., Zhang, S., ... & Lu, R. J. (2021). Clinical application and accuracy analysis of 3D printing guide plate based on polylactic acid in mandible reconstruction with fibula flap. *Annals of Translational Medicine*, 9(6), 460. <http://doi.org/10.21037/atm-20-6781>

Yang, L., Grottkau, B., He, Z., & Ye, C. (2017). Three dimensional printing technology and materials for treatment of elbow fractures. *International Orthopaedics*, 41, 2381–2387. <https://doi.org/10.1007/s00264-017-3627-7>

ÇERLEK, Ö., KESERCİOĞLU, M. A., & Han, K. (2024). Stereolithography (SLA): An Innovative Additive Manufacturing Process. *New trends and frontiers in engineering*, 399-412.