



**Universidad de Valladolid**



**ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES**

**UNIVERSIDAD DE VALLADOLID  
ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES  
Grado en Ingeniería Mecánica**

**Estudio comparativo de software de  
segmentación y postprocesado de imágenes  
médicas para impresión 3D en docencia  
médica**

**Autora:**

**Calvo Bragado, Inés**

**Tutores:**

**Herráez Sánchez, Marta**

**Soudah Prieto, Eduardo**

**Dpto. CMeIM**

**Área Ingeniería Mecánica**

**Valladolid, julio de 2023**







## AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero dar las gracias a mis tutores, Eduardo Soudah Prieto y Marta Herráez Sánchez, por hacer posible este trabajo e introducirme en un campo totalmente desconocido para mí.

En segundo lugar, a mis amigos, por ser un apoyo fundamental en los buenos momentos y, sobre todo, en los malos. Gracias por compartir risas y también llantos.

Por último, a mis padres y a mi hermana, por alentarme a cumplir mis metas y por su infinita paciencia en las épocas más difíciles.





## RESUMEN

El presente Trabajo de Fin de Grado abordará la elaboración de modelos anatómicos de aneurismas abdominales mediante tecnología de impresión 3D para facilitar la comprensión de la patología por parte de pacientes y estudiantes de ciencias de la salud.

Antes de comenzar con el proyecto, se ha realizado una evaluación sobre el actual alcance de las tecnologías de impresión 3D en diversos sectores, haciendo hincapié en el ámbito de la medicina, así como, de los principales hospitales nacionales que están haciendo uso de esta tecnología.

El presente trabajo final de grado se centra en la obtención de las aneurismas. Para ello, se han comparado diferentes programas de pre-postprocesado de imágenes médicas, con el objetivo de definir aquellos que satisfagan el objetivo principal: "elaboración de modelos anatómicos para su uso en docencia".

Por último, se realizará una evaluación económica con la intención de minimizar los costes sin alterar el resultado óptimo.

**PALABRAS CLAVE:** Impresión3D, Aorta, Modelo anatómico, 3DSlicer, ITK-Snap.

## ABSTRACT

This Final Project Degree deal will the development of anatomical models of abdominal aneurysms using 3D printing technology to facilitate the understanding of the pathology by patients and students of Health Sciences.

Before starting the project, an assessment of the current importance of 3D printing technologies in different sectors has been made, with an emphasis on the field of medicine, as well as the main national hospitals that are making use of this technology.

This Final Project Degree focuses on the production of aneurysms. For this purpose, different medical image pre-post-processing programs have been compared, with the aim of defining those that satisfy the main objective: "elaboration of anatomical models for use in teaching".

Finally, an economic evaluation will be carried out with the intention of minimizing costs without altering the optimal result.

**KEYWORDS:** 3D printing, Aorta, Anatomical model, 3DSlicer, ITK-Snap.





## ÍNDICE

1.	INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS.....	1
1.1.	INTRODUCCIÓN .....	1
1.2.	OBJETIVOS .....	2
1.3.	ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO .....	3
2.	ESTADO DEL ARTE .....	5
2.1.	IMPRESIÓN 3D .....	5
2.2.	APLICACIONES DE LA IMPRESIÓN 3D.....	5
2.2.1.	INDUSTRIA .....	5
2.2.2.	ARQUITECTURA.....	6
2.2.3.	AEROESPACIAL .....	7
2.2.4.	EDUCACIÓN .....	7
2.2.5.	ARTE.....	8
2.3.	MEDICINA .....	9
2.3.1.	APLICACIONES.....	10
2.3.2.	MODELOS ANATÓMICOS.....	27
2.3.3.	HOSPITALES CON UNIDAD 3D EN ESPAÑA .....	36
3.	FLUJO DE TRABAJO .....	41
3.1.	ADQUISICIÓN IMÁGENES MÉDICAS .....	43
3.2.	SEGMENTACIÓN AORTA.....	48
3.2.1.	3D SLICER .....	48
3.2.2.	ITK-SNAP .....	58
3.2.3.	COMPARATIVA DE USO DE LOS PROGRAMAS.....	72
3.3.	POSTPROCESADO .....	74
3.3.1.	MESHMIXER .....	74
3.3.2.	MESHLAB.....	75
3.4.	COMPARACIÓN CUALITATIVA DE MODELOS SEGMENTADOS .....	77
3.5.	COMPARACIÓN CUANTITATIVA DE MODELOS SEGMENTADOS.....	81
4.	FABRICACIÓN.....	87
4.1.	ESTEREOLITOGRAFÍA (SLA) .....	87
4.2.	MODELADO POR DEPOSICIÓN FUNDIDA (FDM).....	89
5.	COSTES DEL PROCESO .....	93
5.1.	COSTES DIRECTOS.....	93
5.2.	COSTES INDIRECTOS .....	94





6.	CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS.....	97
6.1.	CONCLUSIONES.....	97
6.2.	LÍNEAS FUTURAS.....	103
7.	BIBLIOGRAFÍA.....	105



## ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

<i>Ilustración 1: Neumático Michelin fabricado con impresora 3D. Fuente: (Revista 12 Voltios &amp; Personal Car, 2022)</i> .....	5
<i>Ilustración 2: Maqueta fabricada con impresora 3D. Fuente: (Camargo, s. f.)</i> .....	6
<i>Ilustración 3: Edificio impreso en 3D. Fuente: (Winsun3d, 2015)</i> .....	6
<i>Ilustración 4: Soporte producido por impresión 3D para Airbus A350. Fuente: (Calvo, 2021)</i> ..	7
<i>Ilustración 5: Ejemplos piezas impresas en 3D. Fuente: (Sicnova, 2020)</i> .....	7
<i>Ilustración 6: Copia de la estatua David de Miguel Ángel fabricada mediante impresión 3D. Fuente: (Redacción El Correo del Golfo, 2021)</i> .....	8
<i>Ilustración 7: Película animada que utiliza impresión 3D. Fuente: (Marchante, 2020)</i> .....	8
<i>Ilustración 8: Número de publicaciones por año sobre impresión 3D en medicina. Fuente: (Andrés-Cano et al., 2021)</i> .....	9
<i>Ilustración 9: Estimación del crecimiento de mercado de dispositivos médicos para 2026. Fuente: (Research and Markets, 2021)</i> .....	10
<i>Ilustración 10: Instrumental quirúrgico mediante impresión 3D. Fuente: (Blog Ingenius, 2022)</i> .....	11
<i>Ilustración 11: Tamaño del mercado de implantes médicos de impresión 3D, informe 2020 a 2030. Fuente: (Precedence Research, 2021)</i> .....	12
<i>Ilustración 12: Implante craneofacial impreso en 3D. Fuente: (TRUMPF, s. f.)</i> .....	13
<i>Ilustración 13: Simulación implante dental de titanio. Fuente: (AdanaDental, 2020)</i> .....	13
<i>Ilustración 14: Implante de rodilla Triathlon. Fuente: (Stryker, 2022)</i> .....	13
<i>Ilustración 15: Proceso de obtención y aplicación de guía quirúrgica. Fuente: (Andrés-Cano et al., 2021)</i> .....	14
<i>Ilustración 16: Guía quirúrgica para columna vertebral. Fuente: (Redacción médica, 2021)</i> ..	15
<i>Ilustración 17: Impresión 3D de medicamentos. Fuente: (UKE Hamburg, 2022)</i> .....	15
<i>Ilustración 18: Ajuste de dosis para impresión 3D de medicamentos. Fuente: (UKE Hamburg, 2022)</i> .....	16
<i>Ilustración 19: Formulaciones masticables impresas en 3D de diferentes dosis, sabores y colores. Fuente: (Goyanes et al., 2019)</i> .....	17
<i>Ilustración 20: Información de los pacientes. Fuente: (Goyanes et al., 2019)</i> .....	17
<i>Ilustración 21: Órtesis de muñeca mediante impresión 3D. Fuente: (Andrés-Cano et al., 2021)</i> .....	19
<i>Ilustración 22: Casco 3D para plagiocefalia en bebés. Fuente: (Ottobock, s. f.)</i> .....	19
<i>Ilustración 23: Órtesis “UNYQ Align” para escoliosis. Fuente: (Dezeen, 2016)</i> .....	20
<i>Ilustración 24: Prótesis biónica controlada con el cerebro. Fuente: (Ron Winslow, 2013)</i> .....	20
<i>Ilustración 25: “Exo Prosthetic Leg, prótesis de titanio 3D. Fuente: (Grunewald, 2015)</i> .....	21
<i>Ilustración 26: Prótesis de brazos impresas en 3D. Fuente: (Owen, 2022)</i> .....	22
<i>Ilustración 27: Niño utilizando prótesis de mano 3D. Fuente: (Conteras, 2022)</i> .....	22
<i>Ilustración 28: Diseño de prótesis con gadget para tocar la guitarra. Fuente: (MediaLab, 2021)</i> .....	23
<i>Ilustración 29: Diseño gadgets para coger el cepillo de dientes y la cuchara. Fuente: (MediaLab, 2018)</i> .....	23
<i>Ilustración 30: Ránking mundial de trasplantes de órganos. Fuente: (García &amp; Amade, 2023)</i> .....	24
<i>Ilustración 31: Biorreactor impreso en 3D con aorta en miniatura creciendo en su interior. Fuente: (FormLabs, 2020)</i> .....	25
<i>Ilustración 32: Primer corazón impreso en 3D por la Universidad de Tel Aviv. Fuente: (Tardón, 2019)</i> .....	26
<i>Ilustración 33: Biomodelo 3D de una mano. Fuente: (FormLabs, 2020)</i> .....	27
<i>Ilustración 34: Uso de biomodelo angiosarcoma pélvico. Fuente: (Pérez-Mañanes et al., 2016)</i> .....	28



Ilustración 35: Biomodelos 3D. Fuente: (Andrés-Cano et al., 2021).....	31
Ilustración 36: Uso de modelo anatómico para comunicación entre médicos. Fuente: (Pérez- Mañanes et al., 2016).....	32
Ilustración 37: Uso de modelo anatómico para comunicación médico-paciente. Fuente: (Pérez-Mañanes et al., 2016).....	33
Ilustración 38: Curso formación de cirugía impartido en el Hospital Sant Joan de Déu. Fuente: (Redacción Interempresas, 2022).....	33
Ilustración 39: Procedimiento intervención quirúrgica. Fuente: (UPAM3D, s. f.) .....	36
Ilustración 40: Procedimiento de intervención quirúrgica. Fuente: (UPAM3D, s. f.) .....	37
Ilustración 41: Proceso planificación preoperatoria. Fuente: (UPAM3D, s. f.).....	38
Ilustración 42: Modelos anatómicos impresos en 3D. Fuente: (HSJD, 2014).....	39
Ilustración 43: Réplica impresa en 3D del corazón real. Fuente: (Espanyol, 2019).....	40
Ilustración 44: Oreja reconstruida con ayuda de su modelo en 3D. Fuente: Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona .....	40
Ilustración 45: Esquema de elaboración del modelo anatómico. Fuente: Propia. ....	41
Ilustración 46: Comparación aorta sin patología y con patología. Fuente: (Chassin-Trubert, s. f.) .....	42
Ilustración 47: Cirugía abierta de aneurisma de aorta abdominal.....	43
Ilustración 48: Cirugía endovascular de aneurisma de aorta abdominal. ....	43
Ilustración 49: Planos anatómicos de cuerpo humano. Fuente: (Gavidia et al., 2011).....	45
Ilustración 50: Tomógrafo de cuarta generación. Fuente: (Raudales Díaz, 2014) .....	45
Ilustración 51: Representación bidimensional de un corte ortogonal. Fuente: (Gavidia et al., 2011).....	46
Ilustración 52: Representación tridimensional de una imagen médica. Fuente: (Gavidia et al., 2011).....	46
Ilustración 53: Escala de Unidades Hounsfield para tejidos humanos. Fuente: (Ramírez Giraldo et al., 2008).....	47
Ilustración 54: Menú principal de 3D Slicer con una secuencia de imágenes cargad. Fuente: Propia.....	49
Ilustración 55: Vista del programa en el módulo “Volume Rendering”. Fuente: Propia.....	50
Ilustración 56: Opción “Volume Rendering”. Fuente: Propia. ....	50
Ilustración 57: Opciones de configuración de “Crop Volume”. Fuente: Propia.....	51
Ilustración 58: Comando “Adjusting image window”. Fuente: Propia. ....	52
Ilustración 59: Imágenes antes y después de usar “Adjusting image window”. Fuente: Propia. .....	52
Ilustración 60: Opción “Segment Editor”. Fuente: Propia. ....	53
Ilustración 61: Botón “Add” de comando “Segment Editor”. Fuente: Propia.....	53
Ilustración 62: Segmentos con su nombre y color correspondientes. Fuente: Propia.....	53
Ilustración 63: Vistas bidimensionales con las áreas marcadas. Fuente: Propia. ....	54
Ilustración 64: Vista 3D con las áreas marcadas. Fuente: Propia.....	54
Ilustración 65: Resultado segmentación. Fuente: Propia. ....	55
Ilustración 66: Resultado final de la segmentación. Fuente: Propia.....	56
Ilustración 67: Opción “Segmentations”. Fuente: Propia.....	56
Ilustración 68: Desplegable de opciones “Export to files”. Fuente: Propia. ....	57
Ilustración 69: Visibilidad de los segmentos. Fuente: Propia. ....	57
Ilustración 70: Cuadro de búsqueda de imagen. Fuente: Propia. ....	58
Ilustración 71: Menú principal de ITK-Snap con una secuencia de imágenes cargada. Fuente: Propia.....	59
Ilustración 72: Símbolos de cada plano. Fuente: Propia.....	59
Ilustración 73: Barra de herramientas con función “Snake”. Fuente: Propia.....	60
Ilustración 74: Aorta acotada mediante el ROI. Fuente: Propia. ....	60



<i>Ilustración 75: Menú de opciones “Snake”. Fuente: Propia. ....</i>	<i>61</i>
<i>Ilustración 76: Gráfica de Ajuste de contraste. Fuente: Propia. ....</i>	<i>62</i>
<i>Ilustración 77: Imágenes antes y después del contraste. Fuente: Propia. ....</i>	<i>62</i>
<i>Ilustración 78: Opción “Thresholding”. Fuente: Propia.....</i>	<i>63</i>
<i>Ilustración 79: Clasificación de niveles de gris. Fuente: Propia. ....</i>	<i>64</i>
<i>Ilustración 80: Opción “Classification”. Fuente: Propia. ....</i>	<i>64</i>
<i>Ilustración 81: Opción “Edge attraction”. Fuente: Propia.....</i>	<i>65</i>
<i>Ilustración 82: Colocación de semillas. Fuente: Propia.....</i>	<i>66</i>
<i>Ilustración 83: Evolución de las semillas. Fuente: Propia.....</i>	<i>67</i>
<i>Ilustración 84: Menú configuración “Evolution”. Fuente: Propia. ....</i>	<i>68</i>
<i>Ilustración 85: Comparación de los métodos “Thresholding” y “Classification”. Fuente: Propia. ....</i>	<i>68</i>
<i>Ilustración 86: Menú de opciones “Paintbrush”. Fuente: Propia.....</i>	<i>69</i>
<i>Ilustración 87: Resultado final de la segmentación. Fuente: Propia.....</i>	<i>70</i>
<i>Ilustración 88: Ventana de selección de segmento. Fuente: Propia. ....</i>	<i>71</i>
<i>Ilustración 89: Ventana de selección de formato de archivo. Fuente: Propia. ....</i>	<i>71</i>
<i>Ilustración 90: Menú de opciones de suavizado de Meshmixer. Fuente: Propia. ....</i>	<i>74</i>
<i>Ilustración 91: Modelos en Meshmixer antes y después del suavizado. Fuente: Propia.....</i>	<i>75</i>
<i>Ilustración 92: Comando “Taubin Smooth”. Fuente: Propia. ....</i>	<i>76</i>
<i>Ilustración 93: Modelos en MeshLab antes y después del suavizado. Fuente: Propia.....</i>	<i>76</i>
<i>Ilustración 94: Comparación modelo en distintos softwares de segmentación. Fuente: Propia. ....</i>	<i>78</i>
<i>Ilustración 95: Comparación modelos anteriores y posteriores con cada uno de los programas de segmentación. En verde se muestra el modelo anterior y en rojo el modelo posterior. Fuente: Propia. ....</i>	<i>79</i>
<i>Ilustración 96: Comparación de superficies de modelos suavizados Caso 1. Fuente: Propia. ....</i>	<i>80</i>
<i>Ilustración 97: Comparación superficies de modelos suavizados Caso 2. Fuente: Propia.....</i>	<i>80</i>
<i>Ilustración 98: Comparación de modelos caso 1 en distintos planos. Fuente: Propia. ....</i>	<i>81</i>
<i>Ilustración 99: Comparación de modelos caso 2 en distintos planos. Fuente: Propia. ....</i>	<i>82</i>
<i>Ilustración 100: Comparación de modelos caso 3 en distintos planos. Fuente: Propia. ....</i>	<i>83</i>
<i>Ilustración 101: Comparación de modelos caso 4 en distintos planos. Fuente: Propia. ....</i>	<i>84</i>
<i>Ilustración 102: Comparación de modelos caso 4 en distintos planos. Fuente: Propia. ....</i>	<i>85</i>
<i>Ilustración 103: Esquema de la técnica SLA. Fuente: (Valbuena-Niño et al., 2016) ....</i>	<i>88</i>
<i>Ilustración 104: Impresora Form 3BL. Fuente: (FormLabs, 2020) ....</i>	<i>89</i>
<i>Ilustración 105: Esquema de la técnica FDM. Fuente: (Ricoh 3D Technologies, s. f.).....</i>	<i>90</i>
<i>Ilustración 106: Impresora Delta WASP 4070. Fuente: (WASP, s. f.).....</i>	<i>91</i>
<i>Ilustración 107: Proceso de impresión 3D del modelo anatómico de aneurisma de aorta. Fuente: Propia. ....</i>	<i>102</i>





## ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1: Diámetros máximos del aneurisma. Fuente: Propia.</i>	86
<i>Tabla 2: Características Form 3BL. Fuente: Propia.</i>	88
<i>Tabla 3: Características Delta WASP 4070. Fuente: Propia.</i>	91
<i>Tabla 4: Coste material. Fuente: Propia.</i>	95
<i>Tabla 5: Coste personal. Fuente: Propia.</i>	95
<i>Tabla 6: Coste servicio. Fuente: Propia.</i>	96
<i>Tabla 7: Coste eléctrico. Fuente: Propia.</i>	96
<i>Tabla 8: Comparación 3D Slicer e ITK-Snap. Fuente: Propia.</i>	98
<i>Tabla 9: Comparación Meshmixer y MeshLab. Fuente: Propia.</i>	99
<i>Tabla 10: Comparación métodos de impresión 3D. Fuente: Propia.</i>	100
<i>Tabla 11: Comparación de métodos de impresión. Fuente: Propia.</i>	101









## 1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

### 1.1. INTRODUCCIÓN

Desde la aparición de la fabricación aditiva durante los años 80, ésta se fue introduciendo lentamente en la industria a lo largo de la siguiente década, lográndose notables avances que han ido transformando completamente el proceso de diseño y desarrollo de productos en la actualidad. Hoy en día, todos estos procesos se han simplificado, hasta tal punto que, a menudo, es suficiente con encender una impresora 3D, elegir un archivo y obtener el modelo impreso. Es posible afirmar que el crecimiento de esta tecnología ha aumentado tanto que está prácticamente al alcance de todos, pudiéndose diseñar y fabricar objetos desde casa.

La implantación de la tecnología aditiva ha supuesto una gran revolución abarcando desde la industria de la automoción hasta el sector de la educación. La impresión 3D juega un papel fundamental en el área industrial debido a que permite convertir un diseño virtual en un producto tangible, sin la necesidad de emplear otro tipo de herramientas más costosas. Gracias al incremento de la cantidad de máquinas y softwares, cada vez más sencillos de utilizar, se puede conseguir una impresión de una amplia gama de objetos en diversos tipos de materiales. El resultado es la reducción de tiempos y la facilidad del proceso.

No obstante, indudablemente el campo de la medicina ha sido uno de los que más se ha beneficiado de la innovación de la tecnología de impresión 3D, ya que los avances han permitido obtener productos de mayor calidad y, por ende, lograr una considerable mejora en las condiciones de vida de los pacientes.

Dentro de la medicina existen numerosas aplicaciones en las que la fabricación aditiva está adquiriendo cada vez más importancia. Algunas de estas aplicaciones son las siguientes: instrumental quirúrgico a medida, implantes personalizados, guías quirúrgicas, fármacos, órtesis, prótesis y uno de los campos que se encuentra actualmente en vías de desarrollo, la bioimpresión.

Este trabajo final de grado se centra en el ámbito de la docencia médica y se dirige específicamente hacia la impresión de modelos anatómicos. Estos modelos anatómicos son representaciones físicas y tangibles de la estructura anatómica del cuerpo humano. La utilización de tecnología 3D para fabricar estos modelos desempeña un papel crucial, ya que facilita en gran medida la comprensión y el análisis de diversas patologías, como los aneurismas abdominales. Además, los modelos anatómicos impresos en 3D se convierten en herramientas indispensables tanto para los estudiantes como para los



pacientes. Por un lado, los estudiantes pueden examinar y manipular estos modelos, lo que les permite comprender de manera más sencilla la estructura del cuerpo humano y su funcionamiento. Por otro lado, estos modelos también son de gran ayuda para los pacientes, ya que les permiten entender de forma más clara y visual las patologías que puedan afectarles, lo cual conlleva numerosos beneficios.

En resumen, la impresión de modelos anatómicos en 3D no solo mejora la enseñanza y el aprendizaje en el ámbito médico, sino que también contribuye a una mejor comunicación y comprensión de las patologías por parte de los pacientes, generando un impacto positivo en la práctica médica en general.

Se prevé que, en un futuro, la fabricación aditiva siga aumentando exponencialmente su crecimiento alcanzando nuevas aplicaciones en todos los ámbitos.

## 1.2. OBJETIVOS

La principal finalidad del trabajo es la elaboración, tanto la obtención como la fabricación, de modelos anatómicos de Aneurisma de Aorta Abdominal (AAA) mediante tecnologías de impresión 3D. Un aspecto muy importante a tener en cuenta en este trabajo es la persecución de un propósito didáctico, por lo que todas las decisiones estarán ligadas a tal fin. Por ello, el objetivo final será lograr la obtención de modelos anatómicos que cumplan con su finalidad didáctica y, a su vez, puedan ser lo más económicos posibles.

En relación con la obtención del modelo a partir de imágenes médicas, se llevará a cabo un estudio, tanto de diversos programas de segmentación como de distintos programas de postprocesado, cuyo objetivo será el desarrollo de diversos modelos anatómicos virtuales. Además, se creará un manual de usuario sobre el manejo de los programas utilizados.

Tras la obtención de los modelos mediante los diferentes softwares de segmentación y postprocesado, se procederá a la realización de una evaluación cualitativa y cuantitativa de estos, cuyo fin será la elección del programa de segmentación y el programa de postprocesado que presente mejores resultados, dentro del marco didáctico y económico.

En relación con la fabricación del modelo anatómico 3D, se tratarán los distintos tipos de impresión 3D con sus respectivos materiales con el objetivo de seleccionar el tipo más adecuada, en el que el acabado final no es un aspecto crítico, ya que tiene un enfoque didáctico y visual.



Por último, se realizará un estudio económico de todas las partes influyentes durante el proceso de elaboración de modelos anatómicos de neurisma de Aorta Abdominal.

Adicionalmente a los objetivos detallados anteriormente, se incorporan como objetivos académicos la adquisición de las competencias genéricas (CG), relacionadas con la profesión de Ingeniero Técnico Industrial, y de las competencias específicas (CE), relacionadas con la rama de Mecánica. Estas competencias se encuentran reflejadas en la Orden CIN/351/2009 del Boletín Oficial del Estado.

### 1.3. ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO

En este apartado se explicará la estructura del Trabajo de Fin de Grado.

En el primer capítulo, se abordará una breve introducción del propio trabajo junto a los objetivos perseguidos y la organización de dicho trabajo.

El segundo capítulo, desarrollará el concepto de impresión 3D, así como su alcance hoy en día y sus distintas aplicaciones.

En el tercer capítulo, se llevará a cabo, ampliamente, el desarrollo del proyecto, así como las metodologías utilizadas.

En el cuarto capítulo, **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se explicarán y compararán las distintas tecnologías de fabricación aditiva con las que se llevará a cabo el proyecto.

En el quinto capítulo, se realizará un estudio económico del procedimiento, el cual abarca desde el proceso de segmentación hasta la propia impresión de los modelos anatómicos.

Por último, el sexto capítulo, expondrá las conclusiones y líneas futuras alcanzadas tras la finalización del trabajo.





## 2. ESTADO DEL ARTE

### 2.1. IMPRESIÓN 3D

La impresión 3D es una tecnología basada en los procesos aditivos. Estos procesos aditivos se obtienen mediante la superposición de sucesivas capas de material. El fin que persigue esta tecnología es el desarrollo de un objeto tridimensional personalizado que pueda ajustarse a las necesidades de cada individuo. Para este proceso de impresión 3D, es necesario el uso de software de CAD (Computer Aided Design o Diseño Asistido por Ordenador), el cual permite diseñar el producto deseado y obtener virtualmente su modelo 3D. Generalmente, los materiales más utilizados son los plásticos, aunque también es posible emplear otros materiales como metales, materiales en polvo, etc.

### 2.2. APLICACIONES DE LA IMPRESIÓN 3D

Esta tecnología supone una gran revolución debido a la multitud de aplicaciones en la vida real y los distintos tipos de técnicas y materiales utilizados según el objeto deseado.

#### 2.2.1. INDUSTRIA

La impresión 3D en el sector de la industria permite la mejora de los procesos de fabricación, tanto en el diseño (Ilustración 1) del producto como en el control del proceso. Por otro lado, el auge de las impresoras 3D que hacen uso del metal, posibilitan la obtención de piezas para los distintos tipos de maquinaria, disminuyendo considerablemente los tiempos de fabricación.



*Ilustración 1: Neumático Michelin fabricado con impresora 3D. Fuente: (Revista 12 Voltios & Personal Car, 2022)*



### 2.2.2. ARQUITECTURA

Hace unos años, el diseño de estructuras y la construcción de maquetas se realizaba totalmente a mano. El mayor inconveniente era que esta técnica podía llevarse a cabo durante días, semanas o meses. Con la llegada de la impresión 3D, se ha optimizado este proceso, ya que dicha tecnología permite actualizar el diseño con facilidad y acortar los plazos de elaboración de la maqueta. Las maquetas diseñadas en 3D (Ilustración 2) ayudan a entender perfectamente las ideas que el proyecto pretende transmitir. Por otra parte, se está comenzando a utilizar materiales en la construcción impresos mediante la tecnología 3D (Torras, s. f.).



Ilustración 2: Maqueta fabricada con impresora 3D. Fuente: (Camargo, s. f.)

En la Ilustración 3 se puede ver un edificio de cinco plantas cuya construcción se ha realizado mediante fabricación aditiva.



Ilustración 3: Edificio impreso en 3D. Fuente: (Winsun3d, 2015)



### 2.2.3. AEROESPACIAL

La industria aeroespacial exige una constante investigación e innovación respecto a los materiales de los diversos elementos. Dichos materiales deben ser aptos para lidiar con condiciones de alta presión, alta temperatura y desgaste. A través de la impresión 3D, se consiguen piezas resistentes y ligeras, lo que facilita el rendimiento de las aeronaves y, por consiguiente, su mantenimiento. Se puede ver un ejemplo en la Ilustración 4.

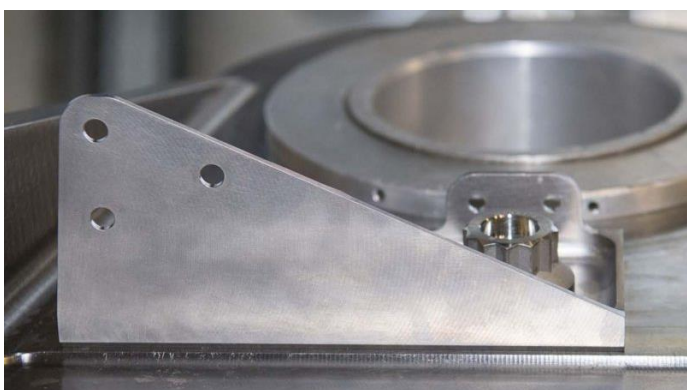


Ilustración 4: Soporte producido por impresión 3D para Airbus A350. Fuente: (Calvo, 2021)

### 2.2.4. EDUCACIÓN

Atendiendo a la educación, la impresión 3D también juega un papel importante, debido a que fomenta el aprendizaje dinámico. Permite un aumento de la atención por parte de los alumnos, desarrolla las distintas cualidades, fomenta la interacción y participación en el aula, etc. Algunos ejemplos se muestran en la Ilustración 5. Por otro lado, permite a los centros educativos preparar y enseñar a sus alumnos sobre los distintos programas de diseño y el funcionamiento de las impresoras 3D (Sicnova, 2020).

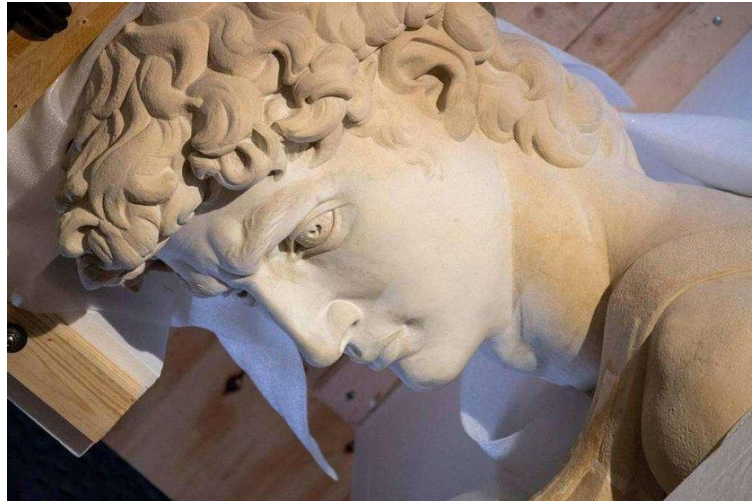


Ilustración 5: Ejemplos piezas impresas en 3D. Fuente: (Sicnova, 2020)



### 2.2.5. ARTE

En el ámbito del arte, la impresión 3D se emplea a menudo con el objetivo de restaurar o replicar algunas obras de arte muy relevantes. Un ejemplo es la réplica del David de Miguel Ángel (Ilustración 6), que fue realizada por el pabellón italiano a causa de la Dubai World Expo 2020 (Redacción El Correo del Golfo, 2021).



*Ilustración 6: Copia de la estatua David de Miguel Ángel fabricada mediante impresión 3D. Fuente: (Redacción El Correo del Golfo, 2021)*

Otra de las aplicaciones de la tecnología 3D en el mundo del arte es el cine, donde se crean personajes (Ilustración 7), efectos visuales y textiles que facilitan y agilizan el trabajo que anteriormente era manual (Marchante, 2020).



*Ilustración 7: Película animada que utiliza impresión 3D. Fuente: (Marchante, 2020)*





### 2.3. MEDICINA

El sector de la medicina está experimentando un extraordinario crecimiento con la llegada de la tecnología de impresión 3D. En la Ilustración 8 se puede ver el creciente número de publicaciones en medicina en relación a la impresión 3D. Por ello, es posible afirmar que la impresión 3D está desarrollando todo su potencial en esta área.

La impresión tridimensional en el campo de la salud se está convirtiendo en un instrumento para la visualización física de imágenes clínicas, lo cual es fundamental para las tareas de planificación preoperatoria en diversos ámbitos quirúrgicos. Asimismo, induce la cooperación multidisciplinaria entre ingenieros, diseñadores, radiólogos, cirujanos u otros profesionales relacionados con el sector sanitario (Andrés-Cano et al., 2021).

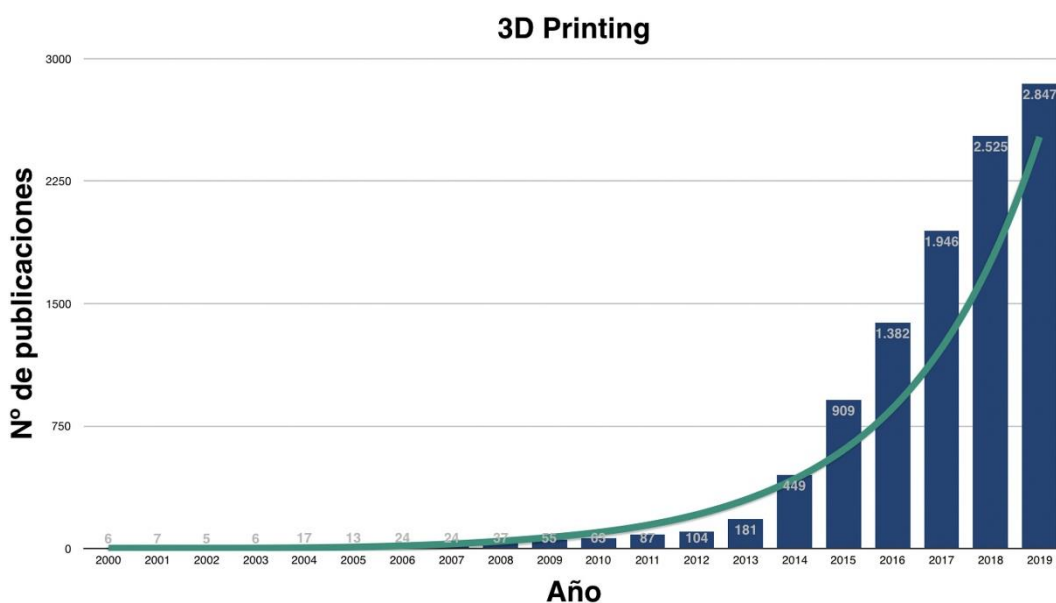


Ilustración 8: Número de publicaciones por año sobre impresión 3D en medicina. Fuente: (Andrés-Cano et al., 2021)

Existen casi 7,5 millones de estructuras diferentes por lo que cada día se crean nuevos tratamientos y dispositivos capaces de adaptarse de la mejor manera posible a cada persona, permitiendo así el acercamiento entre médicos y pacientes (Contreras, 2022).

La influencia de la tecnología 3D en la medicina implica grandes beneficios en el terreno sanitario. Por un lado, estos métodos terapéuticos proporcionan una mayor comodidad, seguridad e individualización del tratamiento sobre el paciente. La personalización del tratamiento vía impresión 3D supone un gran ahorro de tiempo y dinero frente al uso de técnicas



tradicionales. Por otra parte, dichos métodos facilitan a los médicos la comprensión de los casos más problemáticos, ayudando a conseguir una cirugía mucho más eficaz (FormLabs, 2020).

Según un estudio realizado por una de las empresas de investigación de mercado más grandes del mundo: Research and Markets, el mercado mundial de los instrumentos sanitarios fabricados mediante impresión 3D, alcanzaría los 4.900 millones de dólares para el año 2026 (Ilustración 9). El progreso se atribuye a la capacidad de personalización que proporciona la fabricación aditiva. Día tras día son más las empresas dedicadas al sector sanitario que se suman a esta tecnología (Research and Markets, 2021).

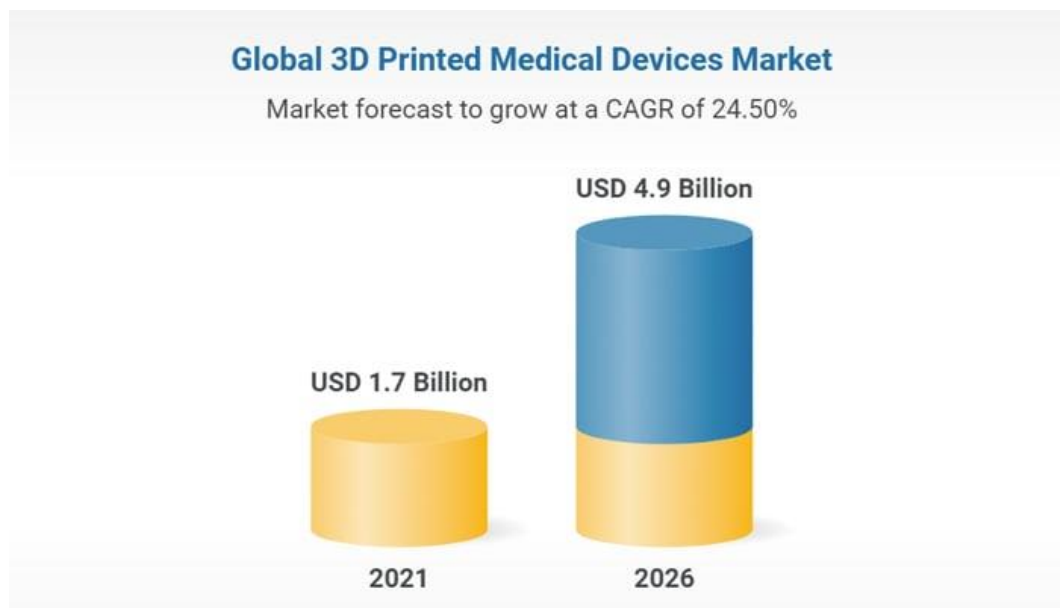


Ilustración 9: Estimación del crecimiento de mercado de dispositivos médicos para 2026. Fuente: (Research and Markets, 2021)

### 2.3.1. APLICACIONES

#### INSTRUMENTAL QUIRÚRGICO A MEDIDA

Gran parte del instrumental quirúrgico utilizado hoy en día en los quirófanos se ha mantenido sin ningún cambio desde hace muchos años, por lo que dicho instrumental no se encuentra óptimamente adaptado a los nuevos materiales y métodos de fabricación. Dado que las cirugías a realizar demandan diversos requisitos y requerimientos para cada uno de los pacientes, existen multitud de piezas y útiles personalizados solicitados por los hospitales (Andrés-Cano et al., 2021).



Una de las principales aplicaciones de la impresión 3D en la industria médica es la fabricación de diversos instrumentos quirúrgicos (Ilustración 10) capaces de ajustarse a las distintas necesidades de los usuarios, como por ejemplo, las dimensiones del paciente. Esta tecnología consigue acelerar el procedimiento de diseño, logrando reducir de semanas a días el tiempo de iteraciones necesarias para obtener el diseño deseado (FormLabs, 2020). Por otro lado, es posible la mejora de la forma del instrumental, reducción del peso, aumento de resistencia e incluso la dotación de propiedades especiales como puede ser la radiotransparencia.

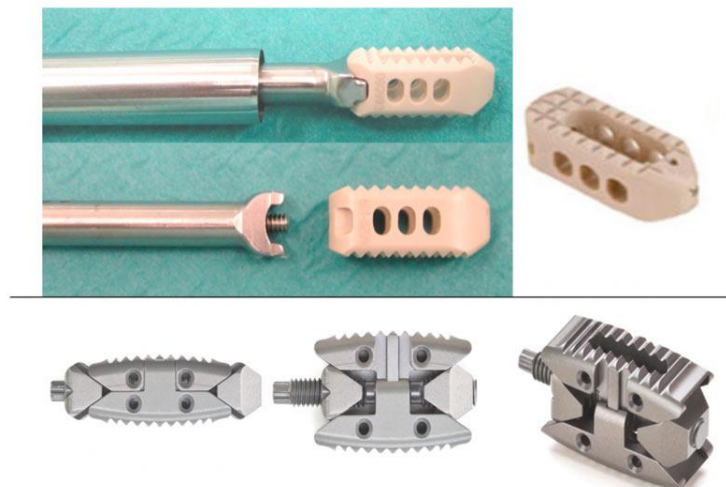


Ilustración 10: Instrumental quirúrgico mediante impresión 3D. Fuente: (Blog Ingenius, 2022)

*Para esta práctica se hace uso de polímeros de alto rendimiento (TPE, TPU, PEEK). Estos materiales precisan de una alta resistencia a los productos químicos de limpieza y a la temperatura, los cuales son necesarios para garantizar la higiene de las herramientas sanitarias. Un ejemplo de material son los polímeros de alto rendimiento, el cual proporcionan una larga vida a las piezas (Sicnova, 2022).*

Según el testimonio del ingeniero de proyectos mecánicos de DJO Surgical (proveedor de productos sanitarios a nivel mundial), Alex Drew: “Antes de que DJO Surgical incorporara la impresora 3D de Formlabs recurriamos casi exclusivamente a otras empresas de impresión para nuestros prototipos. Ahora, utilizamos cuatro impresoras de Formlabs, y su impacto en nuestro trabajo ha sido considerable. Nuestro ritmo de impresión 3D se ha duplicado, los costes se han reducido un 70 por ciento y el nivel de detalle de las impresiones nos permite tener una buena comunicación de los diseños con los cirujanos ortopédicos” (FormLabs, 2020).



## IMPLANTES PERSONALIZADOS

Los implantes son dispositivos médicos cuya función es reemplazar alguna estructura biológica y así poder rehabilitar su funcionamiento. Por lo tanto, los implantes deben estar totalmente adaptados al paciente y a sus condiciones anatómicas. Gracias a la fabricación aditiva es posible lograr esta personalización de los implantes invirtiendo una menor cantidad de tiempo y dinero en comparación con el uso de métodos tradicionales (Valenzuela-Villela et al., 2020).

En la actualidad, la impresión 3D posibilita la mejora de la estética de los implantes. Este tema cobra importancia en los casos en los que los efectos estéticos son notorios, como es el ejemplo de los implantes craneofaciales (Valenzuela-Villela et al., 2020).

Otro factor muy importante a tener en cuenta en el caso de los implantes por fabricación aditiva es la durabilidad. El uso de ciertos materiales en la impresión 3D afecta de manera muy favorable a dicha durabilidad, evitando el cambio de implante cada cierto tiempo y contribuyendo a la comodidad en la vida diaria del paciente y al ahorro del número de intervenciones quirúrgicas. Una muestra de material idóneo es el titanio debido a su total biocompatibilidad con el cuerpo humano y su duración.

Según un informe publicado por la empresa de investigación Precedence Research se estimó el mercado mundial de implantes fabricados mediante impresión 3D en 1,5 mil millones de dólares en 2020 y se prevé un alcance de 9 mil millones de dólares para finales de 2030. El mercado tendrá un impresionante crecimiento anual del 19% durante el período de 2022 a 2030 (Precedence Research, 2021). En la Ilustración 11 se muestra el crecimiento del mercado de implantes impresos en 3D.

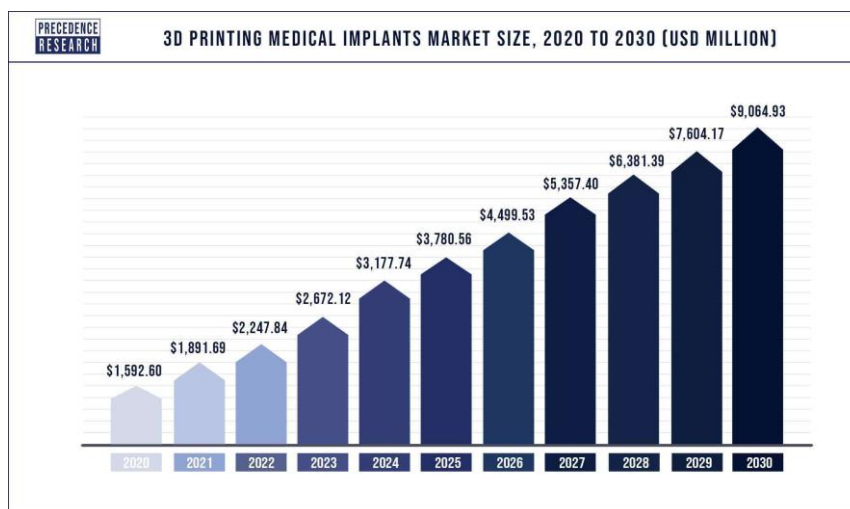


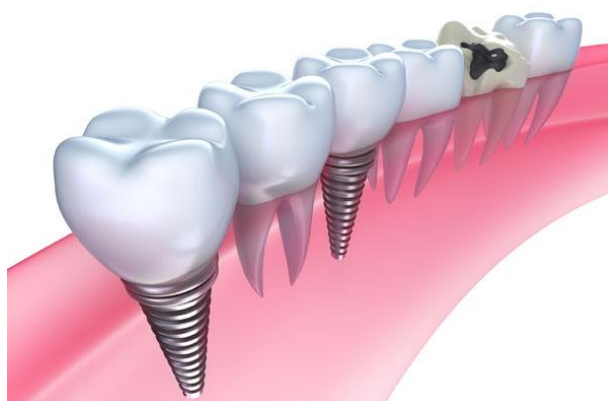
Ilustración 11: Tamaño del mercado de implantes médicos de impresión 3D, informe 2020 a 2030.  
Fuente: (Precedence Research, 2021)



En la Ilustración 12, Ilustración 13 e Ilustración 14 se muestran algunos tipos de implantes médicos: craneofaciales, cardíacos, de rodillas, etc.



*Ilustración 12: Implante craneofacial impreso en 3D. Fuente: (TRUMPF, s. f.)*



*Ilustración 13: Simulación implante dental de titanio. Fuente: (AdanaDental, 2020)*



*Ilustración 14: Implante de rodilla Triathlon. Fuente: (Stryker, 2022)*



## GUÍAS QUIRÚRGICAS

Las guías quirúrgicas son dispositivos que permiten el posicionamiento de implantes. Gracias al uso de la tecnología 3D en las guías quirúrgicas, existe la capacidad de conseguir una mayor individualización en cada caso clínico. El mayor beneficio de estas guías es el aumento de la precisión en la intervención frente al instrumental convencional. Por otro lado, también se disminuye el tiempo de la cirugía y con ello, la radiación recibida por el paciente (Andrés-Cano et al., 2021).

En la Ilustración 15 se muestra el proceso de obtención y aplicación de una guía quirúrgica impresa en 3D: Modelo CAD y planificación virtual de la guía (A), modelo CAD (B), intervención quirúrgica (C), radioscopias (D)(E) (Andrés-Cano et al., 2021).

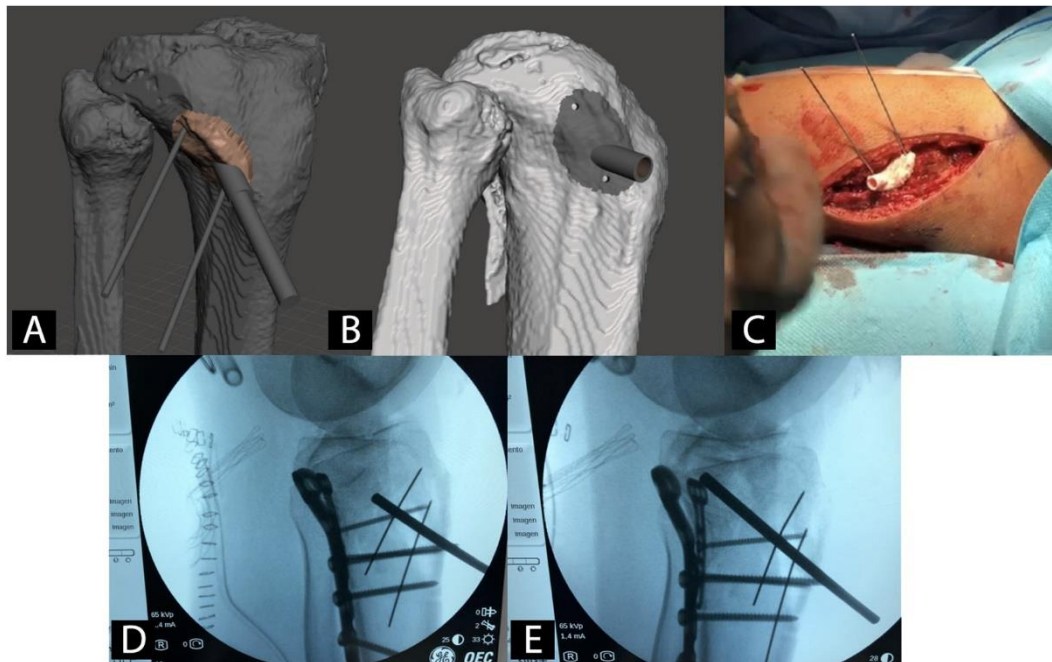
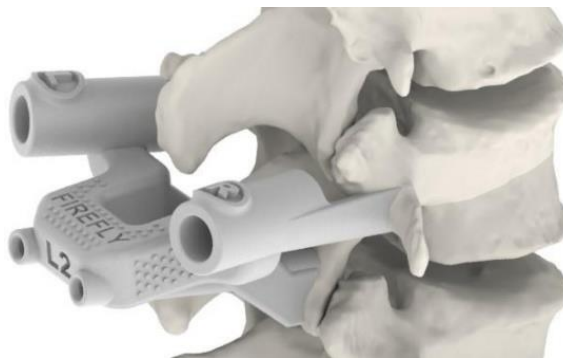


Ilustración 15: Proceso de obtención y aplicación de guía quirúrgica. Fuente: (Andrés-Cano et al., 2021)

En la Ilustración 16 se puede observar una guía quirúrgica impresa en 3D para una intervención quirúrgica del Hospital Sant Joan de Déu de Barcelona.



*Ilustración 16: Guía quirúrgica para columna vertebral. Fuente: (Redacción médica, 2021)*

## FÁRMACOS

Otra de las aplicaciones de la tecnología de fabricación aditiva es la impresión 3D de medicamentos (Ilustración 17). Aunque esta práctica se encuentra hoy en día en vías de desarrollo, ya existen algunos fármacos en el mercado autorizados por la Food and Drug Administration (FDA) (Administración de Alimentos y Medicamentos de los Estados Unidos). La comercialización de fármacos supone un problema debido a que la industria farmacéutica se encuentra estrictamente regulada (Andrés-Cano et al., 2021).



*Ilustración 17: Impresión 3D de medicamentos. Fuente: (UKE Hamburg, 2022)*



Varios de los objetivos que persigue la técnica de impresión 3D en el ámbito de la farmacología son los descritos a continuación:

- ✚ Ajuste de la dosis de medicamento en relación a la altura y peso del paciente, permitiendo cambiar la dimensión y el llenado del medicamento de una manera más rápida y sencilla (Ilustración 18).
- ✚ Combinación de dos o más medicamentos en un único comprimido, disminuyendo así el número de comprimidos que una persona necesitaría tomar. Esto puede ser de gran importancia en pacientes ancianos.
- ✚ En función de los materiales utilizados, posibilidad de liberación controlada del fármaco, provocando una emisión más rápida o incluso una emisión dirigida a regiones específicas.

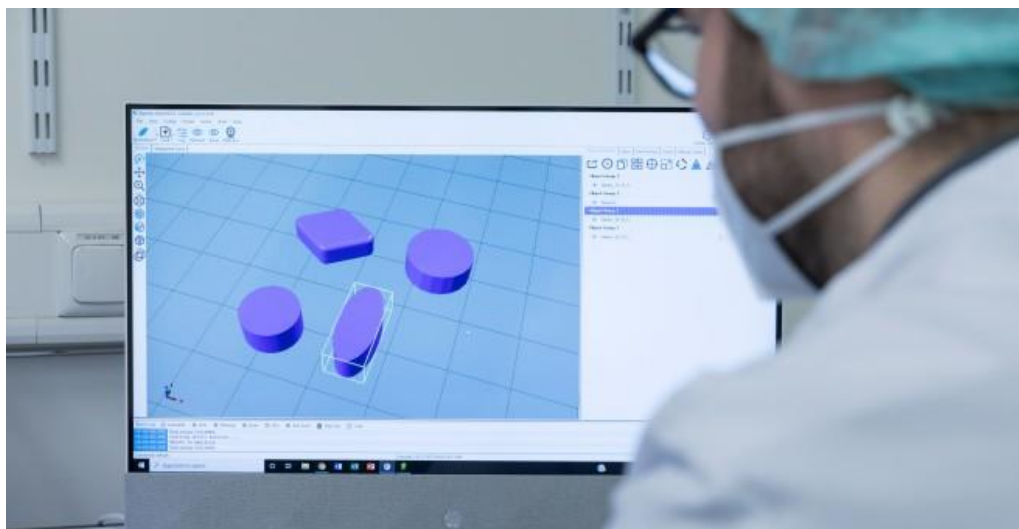


Ilustración 18: Ajuste de dosis para impresión 3D de medicamentos. Fuente: (UKE Hamburg, 2022)

La FDA destaca el futuro prometedor de la impresión 3D en la impresión de medicamentos debido a su gran potencial para incrementar su efectividad y seguridad (Andrés-Cano et al., 2021).

En el año 2019, se realizó en el Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela un estudio para la preparación de terapias personalizadas mediante impresión 3D. Fue posible gracias a la colaboración de la compañía farmacéutica FabRx con investigadores de la Universidad de Santiago de Compostela (USC) y la University College London (UCL).



El estudio estaba focalizado en el tratamiento de la enfermedad de la orina con olor a jarabe de arce (MSUD) en pacientes pediátricos. La MSUD es una enfermedad hereditaria rara que afecta a 1 de cada 185.000 nacidos. Esta enfermedad se caracteriza por generar un trastorno metabólico que impide la catabolización de los aminoácidos leucina, isoleucina y valina, provocando así un aumento de los niveles de estos químicos en los fluidos corporales, lo que podría causar daños en el cerebro e incluso la muerte. El tratamiento para la MSUD requiere la restricción de leucina en la dieta, pudiendo ser necesario el suplemento de dosis de isoleucina y valina (Goyanes et al., 2019).

Mediante la impresión 3D, se prepararon formulaciones masticables de isoleucina totalmente personalizadas (forma, color, sabor, dosis, etc.) denominadas “printlets” (Ilustración 19) y se suministraron a cuatro pacientes pediátricos de entre 3 y 16 años de edad. En la Ilustración 20 se observa la tabla que recoge el número de pacientes, género, edad, dosis aplicada y los días de ingesta (Goyanes et al., 2019).



Ilustración 19: Formulaciones masticables impresas en 3D de diferentes dosis, sabores y colores. Fuente: (Goyanes et al., 2019)

Patient	Gender	Age (years–months)	Isoleucine dose (mg)	Prescribing instructions
1	M	5–0	50	Monday, Wednesday and Friday
2	F	3–8	100	Daily
3	M	16–1	200	Daily
4	F	10–1	100–150	Daily

Ilustración 20: Información de los pacientes. Fuente: (Goyanes et al., 2019)



Posteriormente, se hizo una comparación de la eficacia obtenida en el mantenimiento del nivel de isoleucina en sangre a través de la medicación convencional y a través de los “printlets”, llegando a las siguientes conclusiones:

- Obtención de los rangos objetivos de isoleucina en sangre mediante formulaciones impresas en 3D, pero no mediante las cápsulas convencionales.
- Aumento de la aceptabilidad y cumplimiento del paciente gracias al diseño de formulaciones masticables de diversos colores y sabores que eliminaban la necesidad de ingerir alimentos o agua.
- Posibilidad de preparación de formulaciones evitando sustancias que puedan generar reacciones alérgicas en determinados pacientes.
- Automatización del proceso, evitando errores y aumentando la seguridad y la calidad del medicamento y disminuyendo los costes.
- Corto período de tiempo de proceso de impresión 3D, llegando a fabricar la medicación necesaria de un mes (28 printlets) en 8 minutos.

## ÓRTESIS

Una órtesis es un dispositivo externo que se adapta a cualquier región anatómica, cuyo objetivo es modificar las condiciones estructurales o funcionales del sistema neuromuscular o del esqueleto y así, inmovilizar, estabilizar o restaurar la parte afectada del cuerpo (Sacyl, 2023).

El uso de la tecnología de impresión 3D para fabricar órtesis, implica una gran ventaja, ya que, al ser totalmente personalizadas, se produce una mejoría en la adaptación a la anatomía del paciente. Gracias a esta tecnología y los nuevos materiales utilizados, se ha podido asistir de una forma más fácil al tratamiento de enfermedades de extremidades inferiores, extremidades superiores e incluso problemas de columna vertebral, como la escoliosis (Andrés-Cano et al., 2021).

La Ilustración 21 expone el proceso de obtención de una órtesis de muñeca con sus distintas fases: renderizado virtual (A), modelo CAD personalizado (B), impresión 3D (C), aplicación de la órtesis (D).

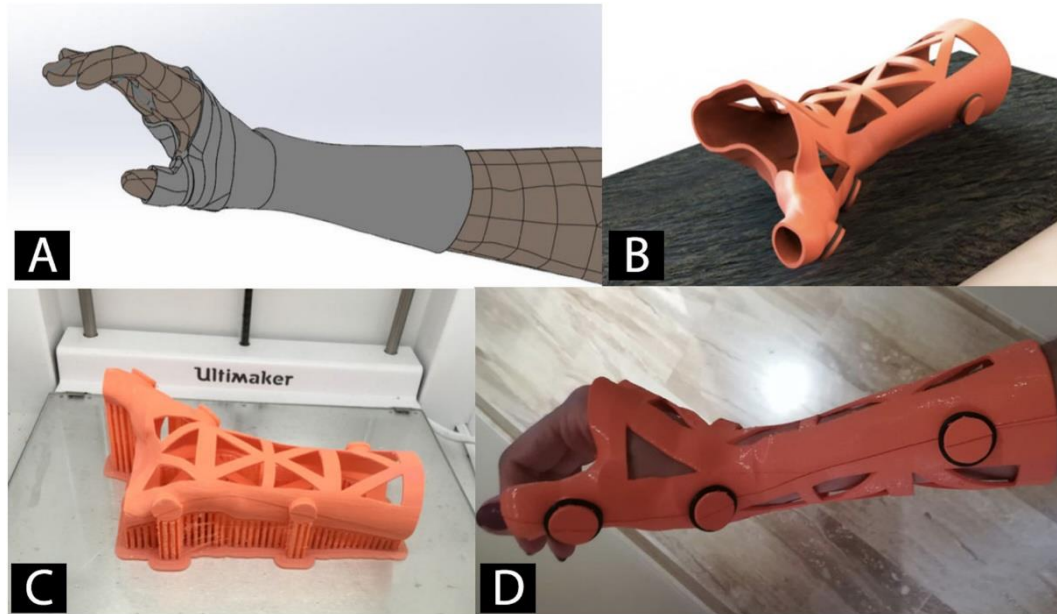


Ilustración 21: Órtesis de muñeca mediante impresión 3D. Fuente: (Andrés-Cano et al., 2021)

Las órtesis elaboradas por impresión 3D son una gran alternativa a las convencionales. Con la llegada de estas nuevas órtesis, se ha conseguido un mejor ajuste a la anatomía humana, unos buenos resultados médicos y un mayor grado de comodidad para los pacientes. Cabe destacar la reducción del tiempo de espera de los pacientes debido a las demoras en la llegada de las distintas piezas para las órtesis. Todo ello con una disminución del coste de fabricación (FormLabs, 2020). Estudios recientes han determinado que las órtesis impresas en 3D son equivalentes a las tradicionales (Andrés-Cano et al., 2021).

En la Ilustración 22 y Ilustración 23, se muestran algunos tipos de órtesis.



Ilustración 22: Casco 3D para plagiocefalia en bebés. Fuente: (Ottobock, s. f.)



Ilustración 23: Órtesis “UNYQ Align” para escoliosis. Fuente: (Dezeen, 2016)

## PRÓTESIS

Año tras año, miles de personas ven amputada alguna de sus extremidades. Sólo una pequeña parte logra hacerse con una prótesis para poder restablecer el funcionamiento del miembro perdido.

Por una parte, están las prótesis más sencillas, las cuales están disponibles en algunas tallas, por lo que los pacientes deben arreglarse con la que mejor les sirva. Por otro lado, existen las prótesis biónicas (Ilustración 24), que son dispositivos mucho más sofisticados, hechos a medida y con capacidad de control y simulación de movimientos y agarres de miembros reales. Estos dispositivos son extremadamente costosos, por lo que solamente están disponibles para personas que cuenten con los mejores seguros médicos de los países más desarrollados. Una gran parte afectada de la población son los niños, ya que su rápido crecimiento requiere la compra continua de nuevas prótesis o las costosas reparaciones de estas (FormLabs, 2020).



Ilustración 24: Prótesis biónica controlada con el cerebro. Fuente: (Ron Winslow, 2013)



La tecnología de impresión 3D es una gran solución para estos problemas, debido a que puede fabricar prótesis personalizadas por un precio mucho más asequible (Ilustración 25). De este modo, la personas con menos recursos económicos podrán optar a estos tratamientos. Según la Organización Mundial de la Salud, “existen 30 millones de personas en todo el mundo que necesitan prótesis”, por lo que la fabricación aditiva ayudaría a aumentar la disponibilidad de estas prótesis (Conteras, 2022).



Ilustración 25: “Exo Prosthetic Leg, prótesis de titanio 3D. Fuente: (Grunewald, 2015)

En todo el mundo existen numerosos proyectos de ayuda para personas que necesitan una prótesis en su día a día.

Uno de estos proyectos es el de la organización sin ánimo de lucro E-nable, creada en Estados Unidos. El proyecto consiste en una red de voluntarios alrededor de todo el mundo que se encargan de crear diseños con código abierto para poder imprimirlos en 3D. El principal objetivo del proyecto es “*dar una mano amiga*” a las personas que disponen de menos recursos económicos y así, evitar los elevados gastos que conllevaría una prótesis tradicional. Aproximadamente, forman parte de este proyecto 40.000 voluntarios repartidos en más de 100 países. Entre 10.000 y 15.000 han sido las personas a las que la organización ha conseguido donar una prótesis de mano o brazo (Owen, 2022). En la Ilustración 26 y la Ilustración 27 se puede ver un ejemplo de dichas prótesis.



Ilustración 26: Prótesis de brazos impresas en 3D. Fuente: (Owen, 2022)



Ilustración 27: Niño utilizando prótesis de mano 3D. Fuente: (Conteras, 2022)

En 2018 nace “Superhéroes”, un proyecto de diseño e impresión 3D llevado a cabo por la Universidad de Oviedo, en concreto, el laboratorio MediaLab de la Escuela Politécnica de Ingeniería de Gijón. Este proyecto está formado por estudiantes voluntarios de la Universidad de Oviedo junto con terapeutas ocupacionales (MediaLab, 2021).

La finalidad del programa es ofrecer una solución personalizada a cada una de las necesidades precisadas por las personas, en su gran mayoría niños. Esta solución consiste en diseñar la prótesis en dos elementos, como se puede observar en la Ilustración 28. El primero de ellos es el guante, que es el componente que recubre el muñón de la persona. El segundo elemento es el denominado gadget (Ilustración 29), que es la parte encargada de satisfacer la



necesidad específica. La unión entre los dos componentes se realiza mediante un acople, el cuál es común para todas las prótesis (MediaLab, 2021).

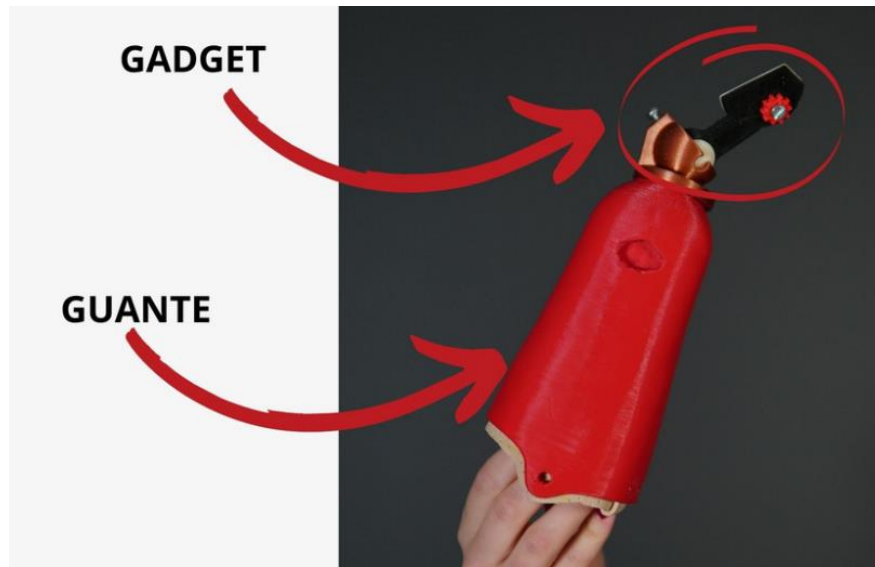


Ilustración 28: Diseño de prótesis con gadget para tocar la guitarra. Fuente: (MediaLab, 2021)

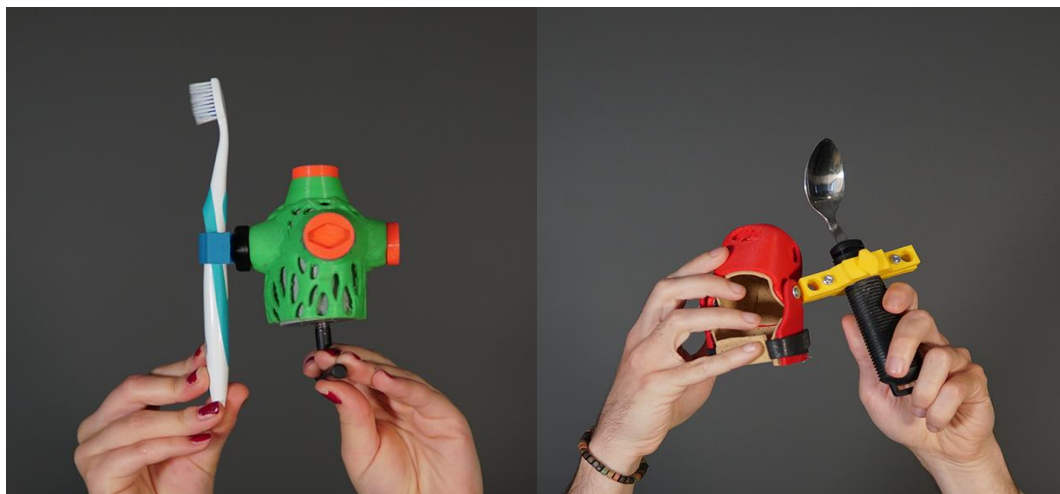


Ilustración 29: Diseño gadgets para coger el cepillo de dientes y la cuchara. Fuente: (MediaLab, 2018)



## BIOIMPRESIÓN

En la actualidad, los tratamientos habituales para pacientes con graves insuficiencias orgánicas implican el uso de autoinjertos, injertos de tejido cuya procedencia resulta de otra parte del cuerpo del mismo paciente, o el uso de trasplantes de órganos provenientes de un donante (FormLabs, 2020).

Según Rafael Matesanz, fundador de la Organización Nacional de Trasplantes: “En el mundo, se calcula que unos 2 millones de personas cada año pueden necesitar un trasplante y se vienen realizando unos 140.000. Es decir, la posibilidad de conseguirlo no supera el 4-5%. En España cualquier persona que necesita un órgano, estadísticamente tiene un 94-95% de probabilidades de conseguirlo”. Aunque España es uno de los países que encabezan la lista de mayor número de donantes a nivel mundial (Ilustración 30), este tratamiento supone un gran reto para la medicina, debido a que la demanda de órganos es mucho mayor que la oferta (Crespo Garay, 2021).

### ESPAÑA, LÍDER EN DONACIÓN ENTRE LOS PAÍSES MÁS DESARROLLADOS

En 2021. Tasa por millón de población

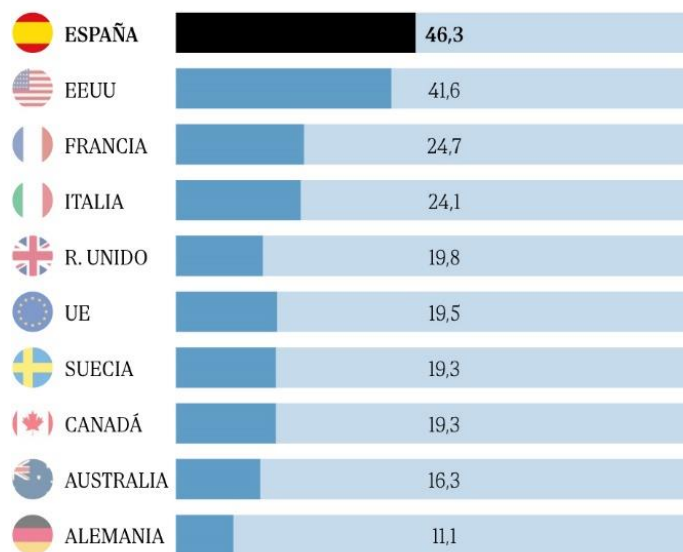
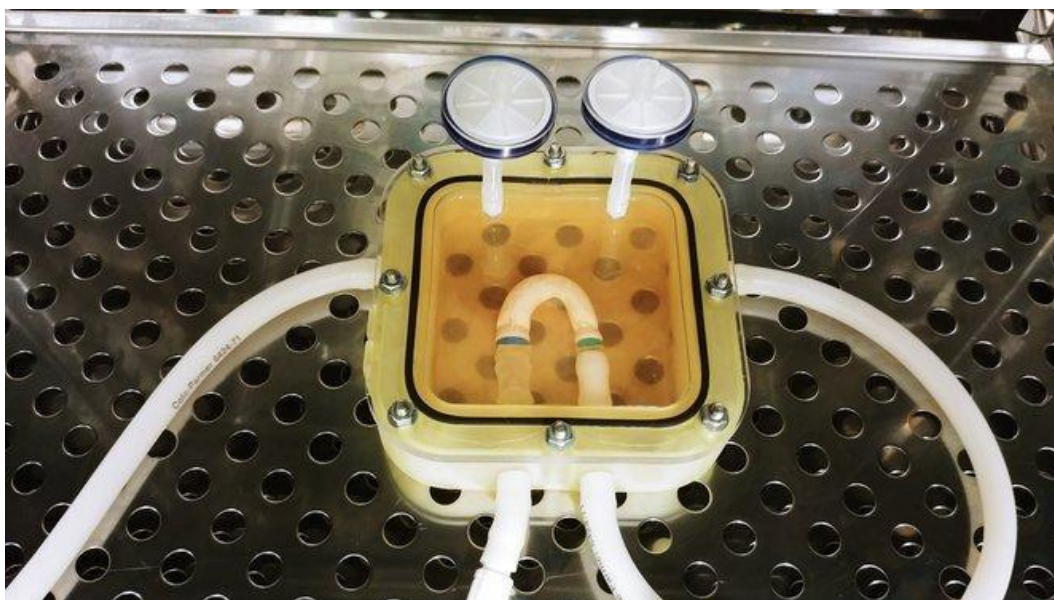


Ilustración 30: Ránking mundial de trasplantes de órganos. Fuente: (García & Amade, 2023)

Investigadores y científicos trabajan para hacer frente a estas estadísticas. Así surge la bioimpresión, una tecnología basada en la fabricación aditiva que persigue el desarrollo de tejidos, vasos sanguíneos y órganos totalmente funcionales para poder combatir lesiones y enfermedades (FormLabs, 2020).



La bioimpresión consiste en conducir el crecimiento celular de tal manera que se pueda obtener el tejido requerido. Para ello, se precisa de un andamio, una plantilla biodegradable donde las células vivas irán creciendo, multiplicándose y adoptando la forma, el tamaño y la geometría de dicho andamio. Una vez se haya completado el crecimiento, la estructura del andamio se descompone gradualmente dejando las células vivas con la configuración del tejido deseado. El siguiente paso es el cultivo de las células en un biorreactor, donde se reproducen las condiciones internas del organismo y cuyo objetivo es alcanzar el funcionamiento biológico y mecánico del tejido (FormLabs, 2020). En la Ilustración 31 se muestra la bioimpresión de una aorta en miniatura



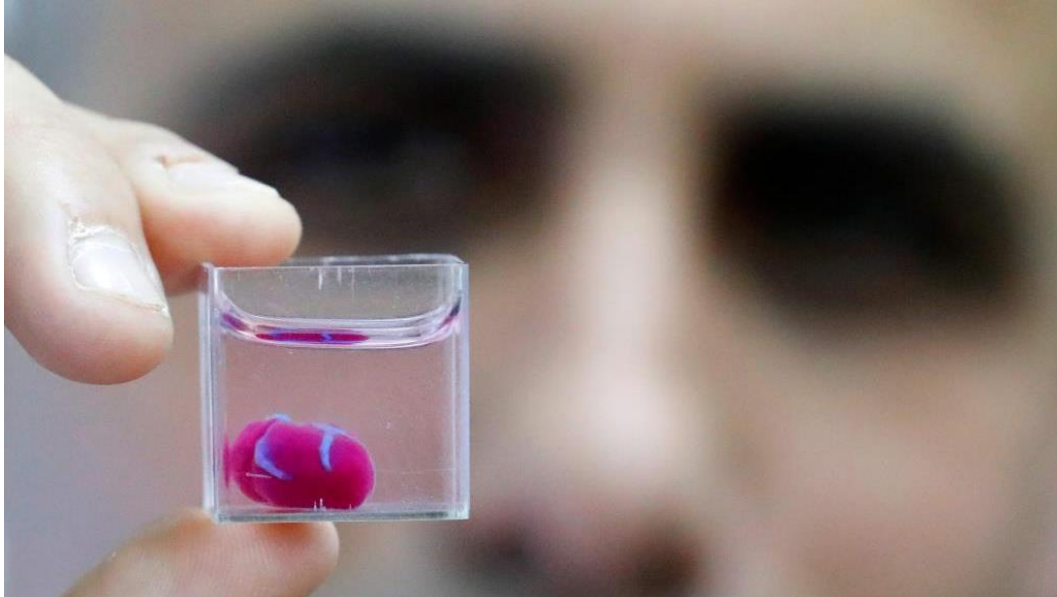
*Ilustración 31: Biorreactor impreso en 3D con aorta en miniatura creciendo en su interior. Fuente: (FormLabs, 2020)*

Existen avances en relación con los materiales biológicos apropiados para la impresión 3D. Uno de estos avances es el impulso que le están dando los científicos a los nuevos materiales de hidrogel compatibles con la tecnología aditiva, cuya consistencia es la misma que se puede encontrar en el tejido orgánico del cerebro y los pulmones. El objetivo es poder implementar este material en los “andamios” que ayudan a dirigir el crecimiento de las células (FormLabs, 2020).

Otro de los grandes avances fue la impresión del primer corazón 3D a partir de las células de un paciente (Ilustración 32). Este hecho se produjo en abril de 2019 gracias a los investigadores de la Universidad israelí de Tel Aviv. Este corazón era una pequeña réplica, del tamaño del corazón de un conejo,



que se ajustaba a la perfección con el perfil celular, inmunológico y anatómico del corazón del paciente. Este corazón estaba provisto de ventrículos, cámaras y vasos sanguíneos para bombear la sangre. Hasta la fecha, todas las réplicas habían tenido una estructura mucho más sencilla (FormLabs, 2020).



*Ilustración 32: Primer corazón impreso en 3D por la Universidad de Tel Aviv. Fuente: (Tardón, 2019)*

La evolución de la tecnología de bioimpresión 3D está prosperando a un ritmo extraordinario. Pronto se espera poder generar a tamaño real y completamente funcional nuevos órganos como corazones, riñones, hígados, etc.



### 2.3.2. MODELOS ANATÓMICOS

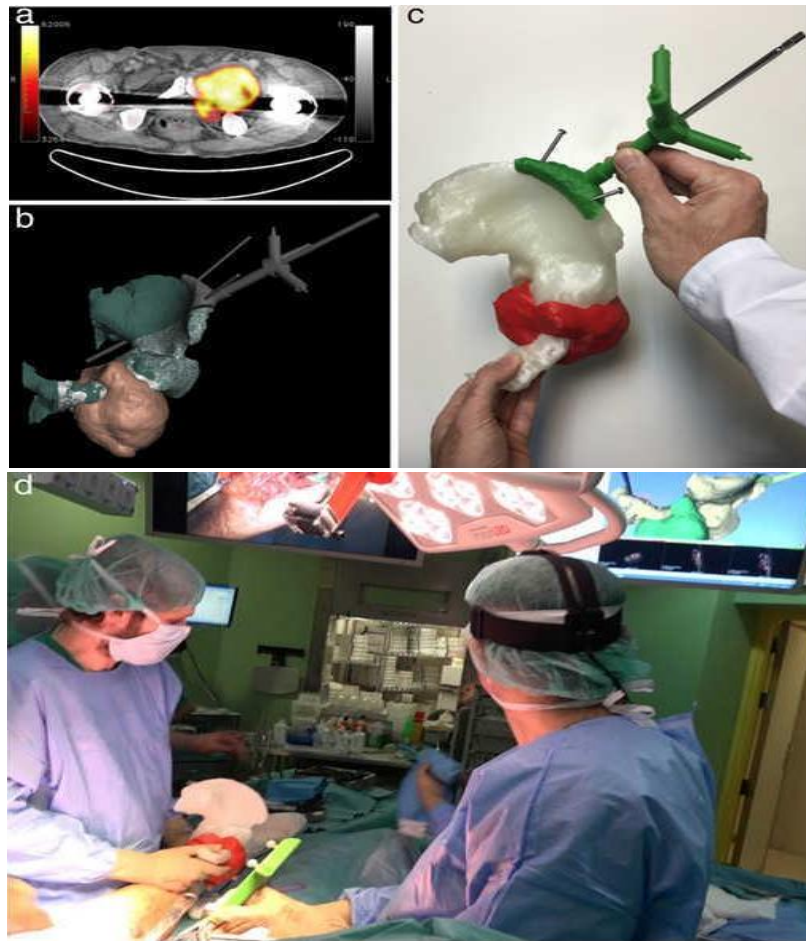
Los modelos anatómicos o biomodelos (Ilustración 33) son representaciones tridimensionales de estructuras y regiones anatómicas concretas del paciente. Estas representaciones físicas pueden ser tanto a tamaño real como a escala (Andrés-Cano et al., 2021).

Gracias a la tecnología de fabricación aditiva es posible obtener cualquier estructura anatómica a partir de una imagen médica, consiguiendo una exactitud milimétrica. La exactitud mencionada dependerá de calidad de la imagen adquirida y de la elección de la tecnología utilizada para hacerse con los datos de dicha imagen. Los métodos más utilizados son la tomografía computarizada (TC), la resonancia magnética (RM) e incluso la ecografía (Andrés-Cano et al., 2021).



*Ilustración 33: Biomodelo 3D de una mano. Fuente: (FormLabs, 2020)*

El principal objetivo de los quirófanos es lograr la mayor eficiencia posible a la hora de practicar una cirugía. Por ello, hoy en día, los modelos anatómicos mediante impresión 3D constituyen una de las herramientas más útiles, ya que, al presentarse casos complejos, éstos se convierten en una referencia visual y tangible, potenciando la percepción y comunicación entre el equipo médico y, a su vez, entre médico y paciente (Andrés-Cano et al., 2021).



Rev Latinoam Cir Ortop. 2016;1:47-53

Ilustración 34: Uso de biomodelo angiosarcoma pélvico. Fuente: (Pérez-Mañanes et al., 2016)

En la Ilustración 34 se puede ver el estudio preoperatorio de un angiosarcoma pélvico (a), el biomodelo tridimensional (b), la simulación de la operación sobre el biomodelo impreso en 3D (c) y el uso del biomodelo durante la intervención quirúrgica (d) (Pérez-Mañanes et al., 2016).

En cuanto a su fabricación, se utilizan materiales biodegradables compatibles con la previa esterilización que el modelo necesita a la hora de entrar en quirófano. Uno de los más aplicados es el ácido poliláctico PLA, del que se hablar  más adelante (Concepción-Ruiz et al., 2020).



## LIMITACIONES

A pesar de los numerosos beneficios que tiene la impresión de modelos anatómicos, existen ciertas limitaciones que son descritas a continuación:

- No es posible utilizar biomodelos en los casos que requieren mayor urgencia, puesto que la elaboración de un único modelo puede demorarse algunas horas.
- La impresión del modelo no debe alcanzar determinadas dimensiones, debido a la imposibilidad de las impresoras de producir biomodelos excesivamente grandes, como, por ejemplo, el cuerpo entero. Por suerte, es posible subsanar esta limitación. Para ello, se producen modelos a escala o se divide el modelo general en modelos más pequeños pudiendo unirlos una vez se hayan impreso (César-Juárez et al., 2018).
- Elevado coste de algunos programas de postprocesado de imagen utilizados para la obtención de la malla tridimensional. Se puede hacer frente a estos costes gracias al uso de programas de acceso libre, lo que abarata de forma muy significativa el proceso. Sin embargo, estos programas no tienen el marcado CE de dispositivo médico y por lo tanto no pueden usarse para el diagnóstico/tratamiento.
- Costes de impresión: las impresoras industriales tienen un alto coste, sin embargo, existen impresoras de uso doméstico que cuestan entre 600 y 1.500 euros. Con ellas existe la opción de obtener modelos de muy buena resolución y con un coste bajo de material. Normalmente se utilizan los termoplásticos PLA (ácido poliláctico) o ABS (acrilonitrilo butadieno estireno), cuya bobina de 1 kilogramo ronda los 20 euros. Con dicha bobina de un kilogramo podrían imprimirse entre 5 y 10 modelos anatómicos. Por tanto, estos costes sí son asumibles por parte de los centros sanitarios, lo que permite su implantación (Pérez-Mañanes et al., 2016).
- Falta de aprendizaje en nuevas tecnologías por parte del personal sanitario involucrado en este proceso.



## BENEFICIOS

Los modelos anatómicos poseen multitud de beneficios, los cuales se detallarán a continuación.

### PLANIFICACIÓN PREOPERATORIA

El mayor de los beneficios obtenidos debido al uso de modelos anatómicos impresos en 3D, se produce a la hora de la planificación preoperatoria, ya que toda operación debe ser preparada.

El uso de los modelos anatómicos ayuda a los médicos a comprender mucho mejor la anomalía del paciente, ya que dichos modelos son totalmente personalizados. Una vez entendido el problema, es posible planificar y simular con mayor facilidad las técnicas y el procedimiento que van a ser llevados a cabo en la intervención quirúrgica. Todo ello ayuda a prever complicaciones intra y postoperatorias (César-Juárez et al., 2018).

Existen casos en los que, después de crear y analizar estas réplicas, los médicos se han dado cuenta de que las lesiones eran diferentes a las que se creía en un primer momento, por lo que se ha podido cambiar la estrategia de la operación, logrando así una cirugía y rehabilitación mucho más eficaces (FormLabs, 2020).

La Ilustración 35 muestra algunas de las fases del modelo anatómico: planificación preoperatoria (A), modelo impreso en 3D (B), modelos como ayuda intraoperatoria (C), modelo esterilizado para su uso (D), comunicación médico-paciente (E) y uso de biomodelo para formación médica (F) (Andrés-Cano et al., 2021).

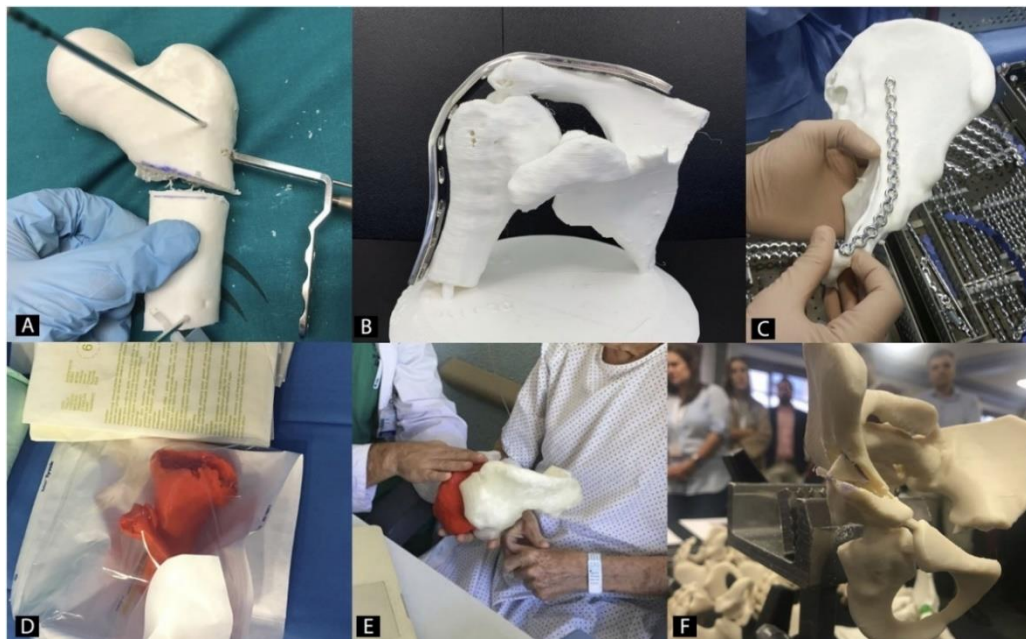


Ilustración 35: Biomodelos 3D. Fuente: (Andrés-Cano et al., 2021)

### **REDUCCIÓN DE TIEMPOS**

Una buena planificación quirúrgica provoca una gran reducción de tiempos durante la cirugía, ya que se consigue una intervención mucho más eficaz.

Al disminuir el tiempo que dura la operación, disminuyen las probabilidades de infecciones quirúrgicas, disminuyen los riesgos y con ello, las tasas de reingreso. Por otro lado, también se reducen los efectos secundarios de la alta dosis de radiación recibida por el paciente.

Está demostrado que el uso de los modelos anatómicos impresos en 3D pueden reducir hasta un 40% el tiempo de duración de la cirugía, si se toma como promedia una duración de 2 a 4 horas. Cuando se afrontan casos complejos, puede ser la diferencia entre la vida y la muerte (Bernhard Dorweiler, 2018).

### **REDUCCIÓN DE COSTES**

Aunque es evidente que tienen mayor relevancia las ventajas que afectan directamente a los pacientes, el factor económico es un punto muy importante a tener en cuenta a la hora de evaluar si la tecnología 3D es o no rentable.

El ahorro de tiempo en una operación que utiliza modelos impresos en 3D se traduce en un gran ahorro de dinero, pudiendo llegar a un ahorro de 3.700 dólares por intervención (Andrés-Cano et al., 2021).



## COMUNICACIÓN

Los modelos anatómicos son una herramienta muy útil a la hora de comunicarse los médicos entre ellos o los médicos con los pacientes.

La impresión 3D les proporciona una visión adicional a los médicos. La comunicación médico-médico (Ilustración 36) se produce en la preparación preoperatoria, donde los médicos planifican e incluso simulan la cirugía. Esta comunicación genera una mayor seguridad en el profesional sanitario y reduce su incertidumbre a la hora de enfrentarse a la intervención quirúrgica. Esto es posible gracias a que cada modelo anatómico está personalizado al paciente.



*Ilustración 36: Uso de modelo anatómico para comunicación entre médicos. Fuente: (Pérez-Mañanes et al., 2016)*

Respecto a la comunicación con los pacientes (Ilustración 37), gracias a los biomodelos, los pacientes comprenden mucho mejor el tipo de lesión que tienen y el tratamiento que van a recibir cuando son informados por el cirujano. Esto provoca una mayor tranquilidad en los pacientes y un alto índice de satisfacción con la intervención quirúrgica.





*Ilustración 37: Uso de modelo anatómico para comunicación médico-paciente. Fuente: (Pérez-Mañanes et al., 2016)*

### **FORMACIÓN DE PROFESIONALES**

Los modelos anatómicos se están utilizando como herramientas educativas en el ámbito sanitario (Ilustración 38). Con ellos, se instruye y capacita a futuros cirujanos para que aprendan a tratar los casos más complejos, practicando las operaciones en los propios modelos (Bernhard Dorweiler, 2018).



*Ilustración 38: Curso formación de cirugía impartido en el Hospital Sant Joan de Déu. Fuente: (Redacción Interempresas, 2022)*



## MARCO REGULATORIO

Tras un trabajo de más de cuatro años, fue publicado el 5 de abril de 2017 el REGLAMENTO (UE) 2017/745 DEL PARLAMENTO EUROPEO Y DEL CONSEJO sobre los productos sanitarios, por el que se modifican la Directiva 2001/83/CE, el Reglamento (CE) n.o 178/2002 y el Reglamento (CE) n.o 1223/2009 y por el que se derogan las Directivas 90/385/CEE y 93/42/CEE del Consejo (AEMPS, 2021).

Este Reglamento entró en vigor en mayo de 2021, un año más tarde de la fecha prevista. Esta demora se produjo como consecuencia de la pandemia de COVID-19, ya que, en su momento, el principal propósito era asegurar el suministro de los productos sanitarios necesarios para enfrentarse a la crisis sanitaria (AEMPS, 2021).

El objetivo del Reglamento es establecer un marco legal a los productos sanitarios para garantizar el alto nivel de calidad, seguridad y eficacia de dichos productos.

Se entiende por “producto sanitario” todo instrumento, dispositivo, equipo, programa informático, implante, reactivo, material u otro artículo destinado por el fabricante a ser utilizado en personas, por separado o en combinación, con alguno de los siguientes fines médicos específicos (DOUE, 2017):

- Diagnóstico, prevención, seguimiento, predicción, pronóstico, tratamiento o alivio de una enfermedad.
- Diagnóstico, seguimiento, tratamiento, alivio o compensación de una lesión o de una discapacidad.
- Investigación, sustitución o modificación de la anatomía o de un proceso o estado fisiológico o patológico.
- Obtención de información mediante el examen in vitro de muestras procedentes del cuerpo humano, incluyendo donaciones de órganos, sangre y tejidos.



Los productos sanitarios se clasifican en cuatro clases, dependiendo del grado de riesgo que pueda implicar al paciente, siendo de clase I el menor grado y de clase III el máximo grado (GOIB, s. f.).

- ✚ **Clase I:** productos que no tienen contacto con el paciente o que dicho contacto se produce con la piel intacta y es pasajero. Ejemplo: gasas, vendas, bolsas de orina, etc.
- ✚ **Clase IIa:** productos introducidos en el cuerpo humano a través de la piel que no son permanentes y productos que modifiquen un proceso fisiológico de manera no peligrosa. Ejemplo: drenajes, agujas, etc.
- ✚ **Clase IIb:** productos destinados al diagnóstico y productos que influyeran procesos fisiológicos de forma peligrosa. Ejemplo: bolsas de sangre, equipos de rayos X, desfibriladores externos, hemodializadores.
- ✚ **Clase III:** productos implantables, productos con sustancias medicinales, productos absorbibles. Ejemplos: endoprótesis vascular, prótesis de cadera, suturas absorbibles, etc.

El nuevo Marco De Regulación, pasa a contemplar producto sanitario a varios de los elementos descritos en el apartado 2.3.1, como son las guías quirúrgicas (Clase IIa), órtesis (Clase IIa), implantes (Clase III) y modelos anatómicos (Clase I). El REGLAMENTO (UE) 2017/745 exige a los fabricantes la posesión de una licencia de actividad y una licencia sanitaria. La primera de ellas supone el obligado cumplimiento de la normativa de protección y seguridad en las instalaciones. La segunda licencia, dicta la previa certificación del sistema de calidad del fabricante mediante la Norma UNE-EN ISO 13485:2018. Productos sanitarios. Sistemas de gestión de la calidad. Requisitos para fines reglamentarios (Redacción ConSalud, 2021).

En cuanto a la tecnología aditiva, el Reglamento impone el uso de impresoras 3D certificadas para elaborar productos sanitarios. Por tanto, se limita el uso quirúrgico de dispositivos como las guías quirúrgicas o los biomodelos impresos en 3D. Para un uso quirúrgico, estos dispositivos deberán cumplir la normativa mencionada. De no ser así, únicamente podrán ser herramientas de uso didáctico y apoyo para la planificación preoperatoria.

En España únicamente cumplen el nuevo marco legal el Hospital Universitario Gregorio Marañón y el Hospital Sant Joan de Déu.

Actualmente, la Agencia Española de Medicamentos y Productos Sanitarios (AEMPS) junto con la Comisión Europea, trabajan para desarrollar información que facilite la implantación del reglamento publicado en 2017 (AEMPS, 2021).



### 2.3.3. HOSPITALES CON UNIDAD 3D EN ESPAÑA

Actualmente, cada vez son más los hospitales de todo el mundo que ven necesaria la implementación de la tecnología 3D en sus centros. Seguidamente se van a exponer distintos casos en los que hospitales han aplicado dicha técnica para resolver de una manera mucho más eficaz las intervenciones. Todos ellos cuentan con una potente unidad de diseño y fabricación 3D.

En España existen varios hospitales pioneros en la fabricación aditiva. En la ciudad de Madrid se encuentra el Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Por otro lado, en Barcelona está el Hospital de la Santa Creu i Sant Pau y el Hospital Sant Joan de Déu..

#### HOSPITAL GENERAL UNIVERSITARIO GREGORIO MARAÑÓN

##### **Fabricación de un implante personalizado en un caso de condrosarcoma de pared torácica**

Un paciente fue diagnosticado de un tumor en la pared torácica y precisó la extirpación de cuatro costillas. Para ello, se realizó una reconstrucción tridimensional del tórax y se diseñó un implante a medida. El implante fue fabricado con impresión 3D utilizando el titanio como material (UPAM3D, s. f.).

Tras la compleja intervención, el implante no ha presentado fallos.

En la Ilustración 39 se puede observar la imagen radiológica donde se aprecia el tumor, el modelo virtual 3D con el tumor en rojo, el modelo virtual 3D con el implante en gris, imagen de la intervención quirúrgica, imagen del implante impreso en 3D, imagen radiológica donde se observa el implante ya en el tórax.

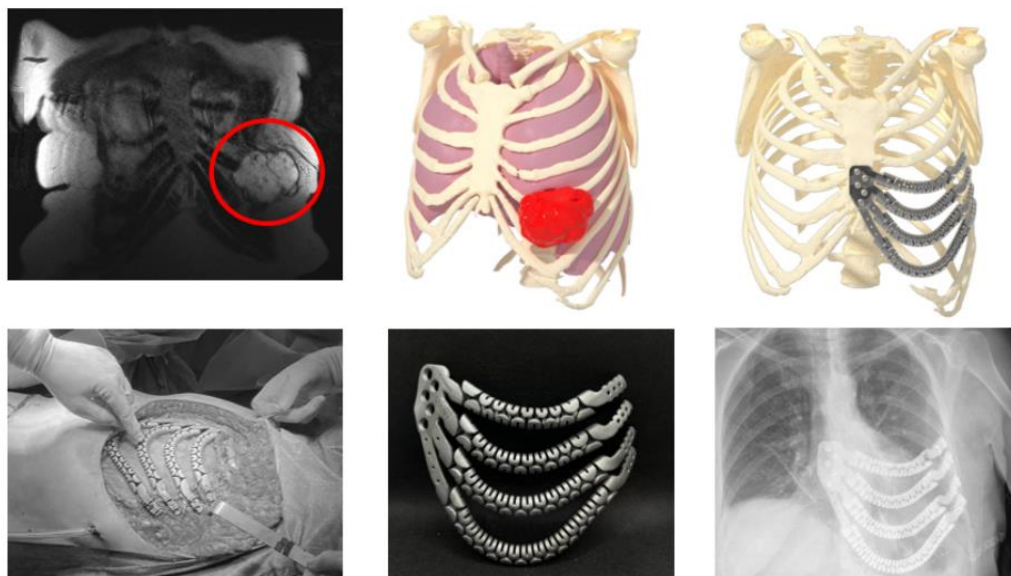


Ilustración 39: Procedimiento intervención quirúrgica. Fuente: (UPAM3D, s. f.)

## Fabricación de implante en titanio de tibia y peroné personalizados en un caso de sarcoma de Ewing

Diagnóstico de sarcoma de Ewing en la tibia y el peroné distal. Para la intervención se diseñó una guía quirúrgica cuyo material era una resina biocompatible y dos implantes de titanio fabricados a medida para sustituir el peroné distal y el espacio intercalar tibial. La guía quirúrgica fue fabricada por el propio centro mientras que los implantes fueron fabricados por una empresa externa seleccionada por la UPAM3D (Unidad de Planificación Avanzada y Manufactura 3D) debido a su gran rapidez en la fabricación de dispositivos personalizados. Gracias a la impresión 3D se pudo reducir los costes y el tiempo quirúrgico y aumentar la precisión de reconstrucción (UPAM3D, s. f.).

En la Ilustración 40 se observa la imagen radiológica prequirúrgica en la cual se aprecia el sarcoma, los biomodelos 3D en blanco junto con las guías quirúrgicas y los implantes, el implante colocado durante la cirugía y la imagen radiológica postoperatoria.



Ilustración 40: Procedimiento de intervención quirúrgica. Fuente: (UPAM3D, s. f.)



## Fractura de suelo de órbita. Biorréplica especular para preconformado de malla quirúrgica

El paciente presentaba una rotura en la órbita derecha debido a un traumatismo. La impresión 3D permitió el modelado de una réplica anatómica de la órbita para poder diseñar una malla quirúrgica de titanio previamente a la intervención. Esto evitó el diseño de la malla durante la operación, reduciendo así el tiempo hasta un 50% (UPAM3D, s. f.).

En la Ilustración 41 se aprecia el modelo virtual 3D con la órbita dañada, la imagen radiológica previa a la operación, el modelo anatómico de la órbita con la malla de titanio y el modelo anatómico de la órbita dañada.

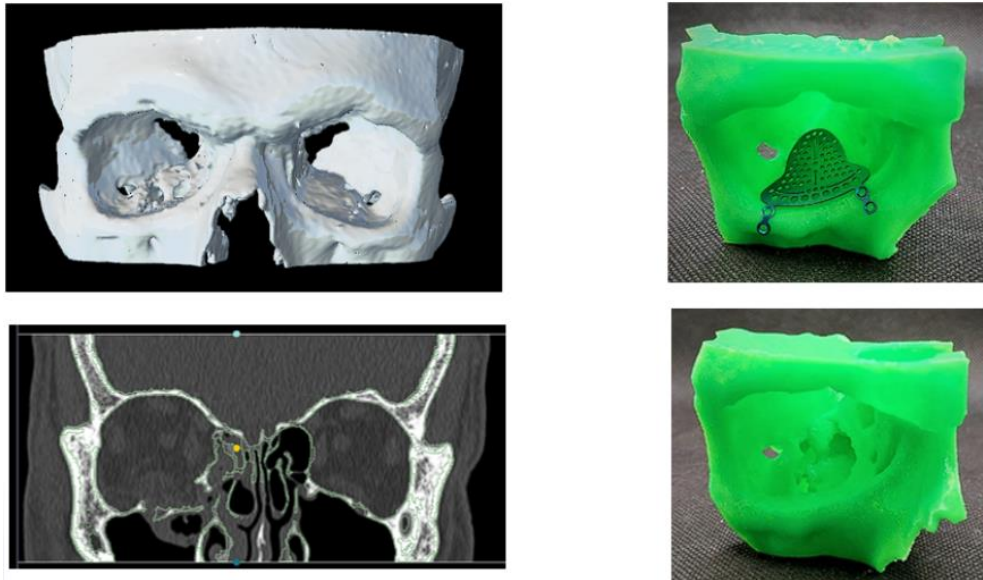


Ilustración 41: Proceso planificación preoperatoria. Fuente: (UPAM3D, s. f.)

## HOSPITAL SANT JOAN DE DÉU

El Hospital Sant Joan de Déu fue el primero del mundo en hacer uso de la tecnología 3D para la planificación quirúrgica de una cirugía oncológica en un paciente pediátrico. El caso en concreto se trataba de un neuroblastoma en un niño de 5 años (HSJD, 2014).

El neuroblastoma es un tumor extremadamente ofensivo, el cual se desarrolla en el tejido nervioso. Se forma más frecuentemente alrededor de las glándulas suprarrenales, aunque también puede aparecer en el abdomen, tórax, cuello y cerca de la columna vertebral. Este tipo de cáncer es uno de los más habituales en niños. Supone el 10% de los cánceres detectados en la población infantil (HSJD, 2014).

Para su tratamiento es necesaria la extirpación del tumor y la aplicación de sesiones de quimioterapia y/o radioterapia. La extirpación de dicho tumor implica una extremada precisión ya que, al estar rodeado de arterias y numerosos vasos sanguíneos, un fallo podría poner en peligro la vida del paciente.

El equipo de cirujanos del hospital optó por realizar una copia en 3D del tumor y así poder ensayar la operación y estudiar la forma más eficaz de enfrentarse a la intervención (Ilustración 42). Dicha copia se realizó mediante el uso de dos tipos de materiales. El primero de ellos era una resina para imprimir los vasos sanguíneos y órganos de la zona. El segundo era un material translúcido para asemejar la consistencia del tumor real. Por otro lado, también se fabricó un modelo sin el tumor, para poder observar el resultado al hacer la operación (HSJD, 2014).



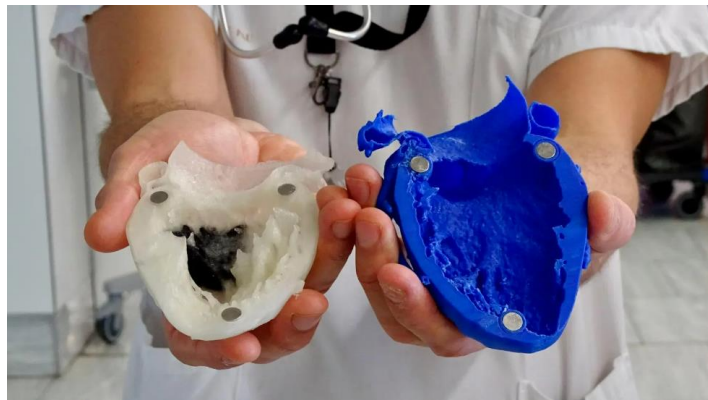
*Ilustración 42: Modelos anatómicos impresos en 3D. Fuente: (HSJD, 2014)*



## HOSPITAL DE LA SANTA CREU I SANT PAU

### **Infarto de miocardio**

Un paciente fue ingresado en el Hospital de la Santa Creu i Sant Pau debido a su estado crítico provocado por un infarto agudo de miocardio con la grave complicación de rotura cardíaca. Para ello, se imprimió en 3D el corazón del paciente (Ilustración 43). Dicha impresión proporcionó a los médicos información única y detallada. Esto ayudó a los cirujanos a personalizar la intervención (Espanyol, 2019).



*Ilustración 43: Réplica impresa en 3D del corazón real. Fuente: (Espanyol, 2019)*

### **Reconstrucción de oreja**

En el año 2022, el Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona logró realizar por primera vez una reconstrucción del pabellón auricular gracias a la tecnología 3D. Con la fabricación aditiva fue posible recrear minuciosamente los relieves y repliegues de la oreja (Expósito, 2022).

Para realizar esta cirugía, el primer paso fue obtener el modelo 3D virtual de la oreja sana del paciente mediante un escaneo 3D o una tomografía computarizada. Con ello, se puede hacer una “oreja espejo” impresa en 3D y así poder reconstruir la malformación (Expósito, 2022).



*Ilustración 44: Oreja reconstruida con ayuda de su modelo en 3D. Fuente: Hospital de la Santa Creu i Sant Pau de Barcelona*





### 3. FLUJO DE TRABAJO

En este apartado, se desarrollará el flujo de trabajo seguido para la elaboración de los modelos anatómicos de los aneurismas de aorta (Ilustración 45). El proyecto consta de las siguientes fases: adquisición de imágenes médicas, segmentación de la aorta, postprocesado para la obtención de un modelo CAD e impresión 3D del modelo anatómico. Seguidamente se hará una breve explicación de la patología del aneurisma de aorta abdominal.



Ilustración 45: Esquema de elaboración del modelo anatómico. Fuente: Propia.

El Aneurisma de Aorta Abdominal (AAA) es una enfermedad vascular que se caracteriza por una dilatación del vaso sanguíneo, cuyo diámetro es igual o superior a 3 cm o existe una dilatación mayor al 50% del diámetro normal del vaso. Se puede considerar aneurisma grande cuando el diámetro supera los 5,5 cm (Soudah, 2016; Soudah et al., 2015). Indicar que hay estudios recientes que analizan otros parámetros del aneurisma abdominal, tales como, la excentricidad ó la longitud del saco aneurismático (Alonso et al., 2016; Nieto-Palomo et al., 2021; Soudah et al., 2016). Sin embargo, el diámetro máximo sigue siendo hoy en día, el indicador usado durante la práctica clínica. El diámetro máximo será el índice utilizado a la hora de comparar los modelos. La mayor parte de los aneurismas de aorta abdominal, aproximadamente el 90%, se localizan por debajo de las arterias renales. En la Ilustración 46 se muestra la comparación entre una aorta sana y una con la patología.

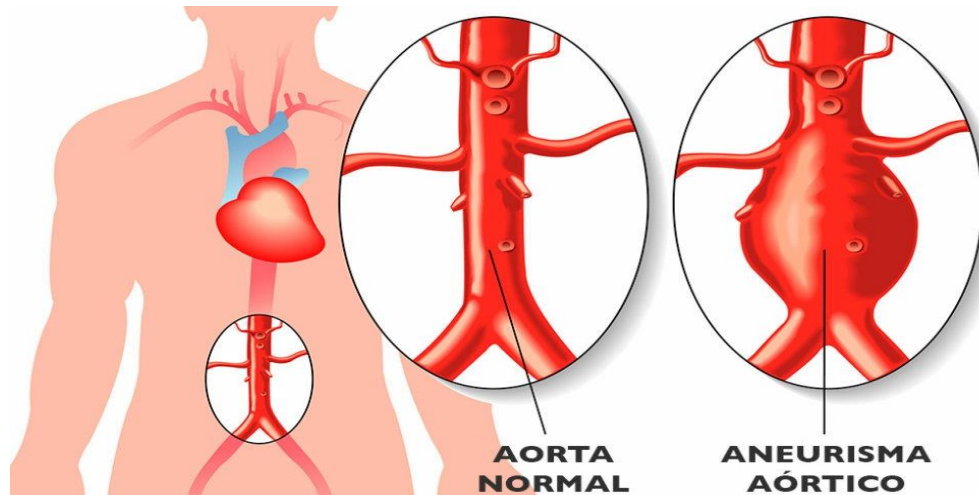


Ilustración 46: Comparación aorta sin patología y con patología. Fuente: (Chassin-Trubert, s. f.)

Debido al aumento del diámetro aórtico, se produce, a su vez, un aumento de presión sanguínea, la cual puede continuar incrementándose hasta vencer la resistencia de la pared de la aorta y provocar su ruptura (Soudah et al., 2013; Soudah, Rodríguez, et al., 2015; Vilalta-Alonso et al., 2016). Es importante saber que la mayor parte de los pacientes permanecen asintomáticos.

La prevalencia del AAA varía según determinados factores de riesgo:

- ❖ Sexo: siendo más frecuente en hombres que en mujeres.
- ❖ Edad: tasa superior en personas mayores de 65 años.
- ❖ Antecedentes familiares con AAA.
- ❖ Tabaquismo.
- ❖ Hipertensión arterial.
- ❖ Anomalía de la válvula aórtica.

Debido al riesgo de complicaciones conforme va aumentando el tamaño del aneurisma, muchas veces se plantea una intervención quirúrgica para evitar la rotura de la arteria. La intervención puede ser:

- ✚ **Cirugía abierta:** se reemplaza el aneurisma por un injerto protésico. Se realiza a través de una incisión en el abdomen. Es una cirugía más agresiva (Ilustración 47).

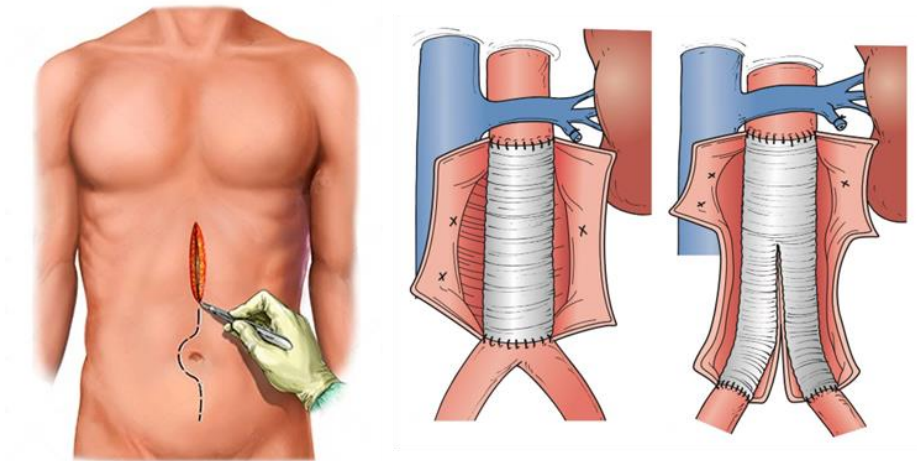


Ilustración 47: Cirugía abierta de aneurisma de aorta abdominal.

Fuente: (Chassin-Trubert, s. f.)

- ✚ **Cirugía endovascular:** consiste en introducir una endoprótesis plegada a través de la arteria femoral hasta llegar al aneurisma, donde se libera la prótesis. Se realiza a través de una pequeña incisión en la ingle. Es una cirugía menos invasiva (Ilustración 48).

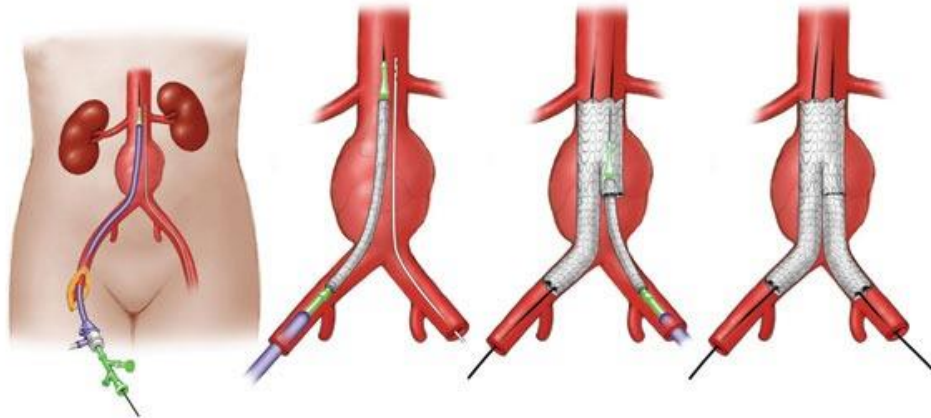


Ilustración 48: Cirugía endovascular de aneurisma de aorta abdominal.

Fuente: (Chassin-Trubert, s. f.)

### 3.1. ADQUISICIÓN IMÁGENES MÉDICAS

El primer paso para elaborar un modelo anatómico impreso en 3D es la adquisición de las imágenes médicas. Las imágenes utilizadas deberán estar en formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine). DICOM es un formato estándar internacional empleado para la comunicación entre equipos médicos, permitiendo manejar, visualizar, almacenar y transmitir



imágenes médicas. Además de la propia imagen médica, el archivo DICOM contiene otro tipo de datos relevantes como son el nombre, apellidos y edad del paciente, el tipo de prueba médica realizada, el centro sanitario donde se ha llevado a cabo dicha prueba, número de tomas aplicadas, dimensiones de la imagen, separación entre las capas de la imagen, etc.

La tecnología de adquisición de imágenes desarrollada será la Tomografía Computarizada, puesto que ha sido la tecnología en la que se ha basado el presente trabajo. La Tomografía Computarizada (TC) es una técnica de imagen médica que consiste en realizar un conjunto de cortes tomados desde distintos ángulos alrededor del cuerpo humano haciendo uso de los rayos X. La TC permite obtener una imagen transversal del cuerpo, haciendo posible la reconstrucción de una imagen tridimensional (Calzado et al., 2010).

Los cortes ejecutados por la TC se realizan en los siguientes planos del espacio (se pueden observar en la Ilustración 49):

- ✚ **Planos Axiales o Transversales:** son planos con orientación horizontal que dividen el cuerpo en parte superior e inferior. Los planos axiales son perpendiculares al eje longitudinal o craneocaudal.
- ✚ **Planos Sagitales o Laterales:** son planos con orientación vertical que dividen el cuerpo humano en parte derecha e izquierda. Los planos sagitales son perpendiculares al eje transversal o laterolateral. Se denomina “plano medio sagital” al plano sagital que divide al cuerpo humano en dos partes iguales.
- ✚ **Planos Coronales o Frontales:** son planos con orientación vertical que dividen el cuerpo humano en parte posterior y anterior. Los planos coronales son perpendiculares al eje anteroposterior o dorsoventral.

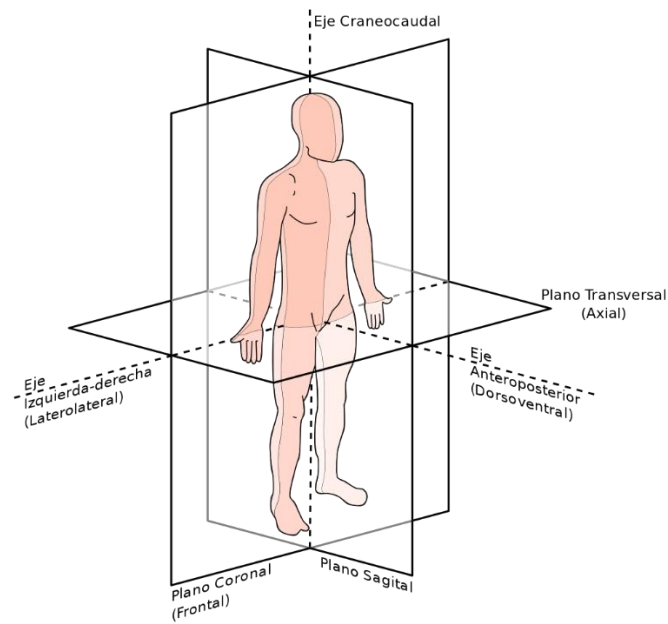


Ilustración 49: Planos anatómicos de cuerpo humano. Fuente: (Gavidia et al., 2011)

La Tomografía Computarizada se basa en la medición de la transmisión de los rayos X que atraviesan al paciente. En un equipo de TC se diferencian tres componentes (Ilustración 50): el tubo de rayos X que gira alrededor del paciente, un sistema de detectores cuya finalidad es recibir la radiación que atraviesa al cuerpo y un ordenador encargado de procesar las señales recibidas en los detectores y reconstruir la imagen.

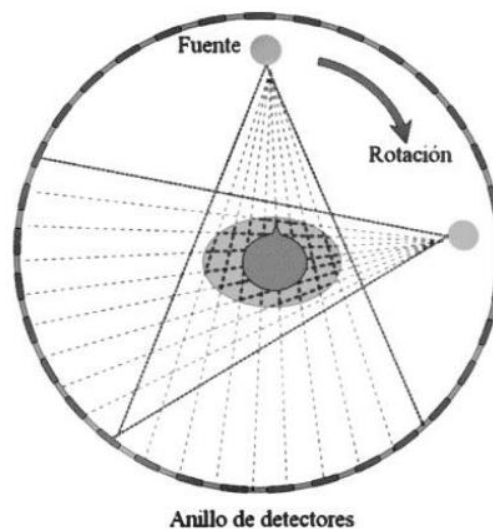


Ilustración 50: Tomógrafo de cuarta generación. Fuente: (Raudales Díaz, 2014)



Los valores que toman los píxeles de las imágenes de Tomografía Computarizada están relacionados con la densidad de cada tejido, ya que dependiendo de la radiación que llegue a los detectores existe un mayor o menor coeficiente de atenuación. A mayor densidad, menor será la radiación que atraviese el cuerpo y, por tanto, mayor será la atenuación producida.

Cada una de las imágenes o cortes de la TC representan una matriz bidimensional de dimensiones  $m \times n$ , donde cada elemento  $P_{mn}$  representa un píxel (Ilustración 51).

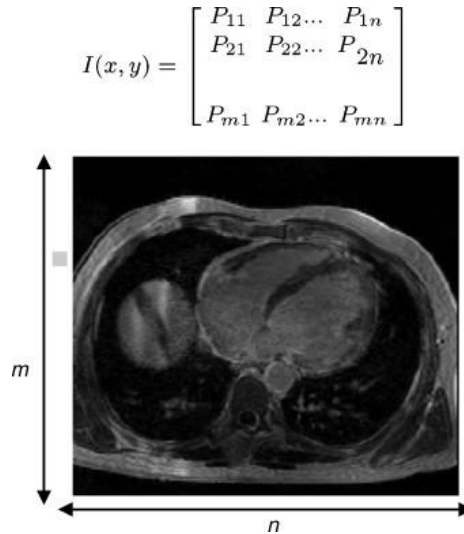


Ilustración 51: Representación bidimensional de un corte ortogonal. Fuente: (Gavidia et al., 2011)

La reconstrucción 3D de la Tomografía Computarizada se obtiene mediante el apilamiento de todos los cortes. La TC puede considerarse una matriz de dimensiones  $m \times n \times o$ , donde cada elemento  $V_{mno}$  representa un vóxel y cada vóxel tiene un coeficiente de atenuación (Ilustración 52).

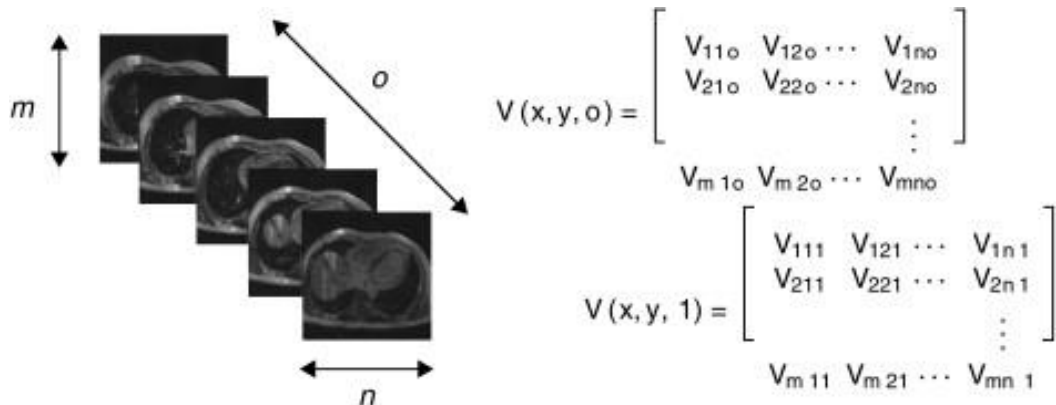


Ilustración 52: Representación tridimensional de una imagen médica. Fuente: (Gavidia et al., 2011)



Cada coeficiente de atenuación lineal de la matriz adquiere un número medido en la escala de Unidades Hounsfield. La escala Hounsfield sirve para determinar los distintos tipos de tejidos humanos. En esta escala, se presentan como valores fijos el aire, con un valor de -1000 UH y el agua, con un valor de 0 UH. Los distintos valores que toma la escala de UH vienen dados por la siguiente expresión:

$$UH = \frac{\mu_t - \mu_{agua}}{\mu_{agua} - \mu_{aire}} \times 1000$$

- $\mu_{agua}$ : coeficiente de atenuación lineal del agua destilada
- $\mu_t$ : coeficiente de atenuación lineal del tejido
- $\mu_{aire}$ : coeficiente de atenuación lineal del aire

En la Ilustración 53 se puede observar la escala de Unidades Hounsfield con los valores aproximados de cada tejido:

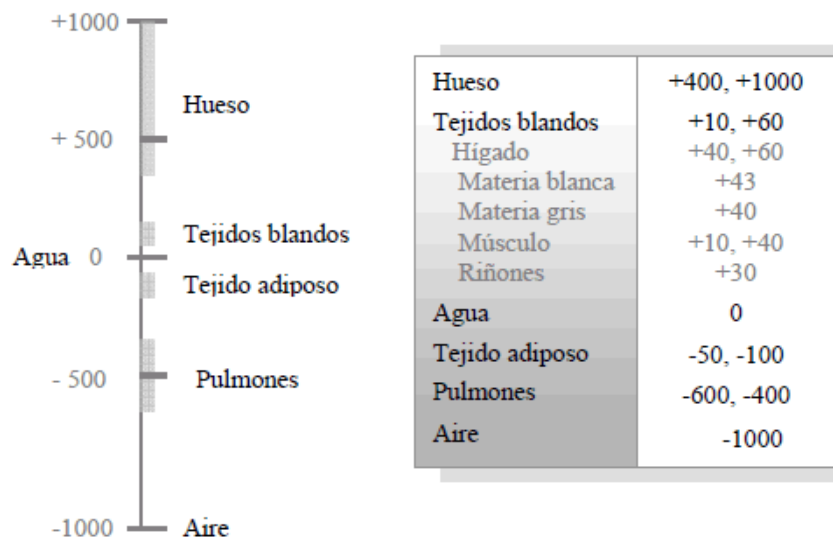


Ilustración 53: Escala de Unidades Hounsfield para tejidos humanos. Fuente: (Ramírez Giraldo et al., 2008)



## 3.2. SEGMENTACIÓN AORTA

La segmentación de imágenes médicas es un proceso que se utiliza para identificar y delimitar estructuras de interés en imágenes médicas. Las imágenes médicas pueden ser tomografías computarizadas (TC), resonancias magnéticas (RM) o ecografías. Como se ha mencionado anteriormente, este estudio ha sido llevado a cabo a partir de imágenes obtenidas mediante Tomografías Computarizadas. El objetivo principal de la segmentación es separar y etiquetar regiones específicas de la imagen, las cuales serán posteriormente reconstruidas en el modelo CAD. El presente trabajo consiste en la segmentación de aneurismas de aorta.

La segmentación puede realizarse mediante diferentes métodos: manual, semiautomático o automático.

- ✚ **Manual:** el usuario selecciona los píxeles de la región de interés en cada uno de los cortes de las TC.
- ✚ **Automática:** se utilizan herramientas con algoritmos que seleccionan las regiones de interés cuyas características son similares en todos los cortes del estudio.
- ✚ **Semiautomática:** es una combinación entre la segmentación manual y automática. Esta segmentación es la que se ha llevado a cabo en el estudio.

A continuación, se va a desarrollar la segmentación semiautomática haciendo uso de dos programas de edición de imágenes médicas: 3D Slicer e ITK-Snap.

### 3.2.1. 3D SLICER

3D Slicer es un software de código abierto y gratuito utilizado en el campo de la medicina. Esta plataforma permite la visualización, edición y análisis de imágenes médicas cuyo objetivo es facilitar la comprensión de las estructuras anatómicas y la planificación de tratamientos. Es una aplicación sin restricciones de uso, por lo que los usuarios pueden personalizar su interfaz integrando distintas extensiones creadas por ellos mismos y así ampliar las capacidades del software.

### CARGA DE IMÁGENES DICOM

El primer paso a realizar antes de proceder con la segmentación del aneurisma de aorta es la carga de la secuencia de imágenes DICOM del paciente, obtenida a través de una Tomografía Computarizada. Para ello, hay que seleccionar el botón “Add DICOM Data” que se encuentra en el módulo “Welcome to Slicer” y seguidamente hacer clic en “Import DICOM files”(Ilustración 54). Se abrirá la carpeta de archivos, donde se buscará la





carpeta que contiene la secuencia de imágenes deseada. Es importante tener en cuenta que dichas imágenes estén bien ordenadas.

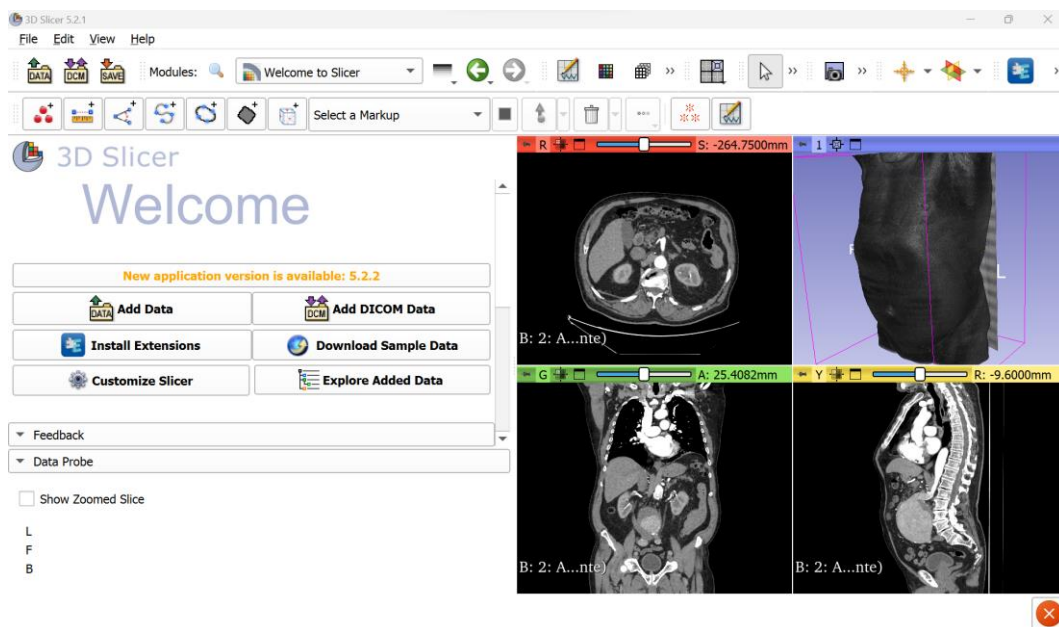


Ilustración 54: Menú principal de 3D Slicer con una secuencia de imágenes cargada. Fuente: Propia.

Una vez cargada la secuencia, se pueden visualizar cuatro ventanas con cuatro colores diferentes. El color rojo se corresponde con el plano axial, el verde con el coronal, el amarillo con el sagital y el azul con una vista 3D. Con ayuda de la ruleta del ratón o en su defecto, la barra deslizador de cada ventana, es posible visualizar cada uno de los cortes que forman el volumen.

## PREPARACIÓN DE LAS IMÁGENES

Tras haber completado la carga de la secuencia de imágenes, es necesario preparar las imágenes para lograr una mayor facilidad a la hora de proceder a la segmentación del volumen. Por ello, es muy recomendable acotar el espacio de trabajo mediante el ROI (Region Of Interest), una herramienta que permite eliminar las partes no necesarias en la posterior segmentación. Esta operación se realiza en el módulo “Volume Rendering” que se encuentra en el desplegable de la barra de herramientas (Ilustración 55). Tras seleccionar el módulo, hay que pinchar sobre el icono del ojo donde pone “Display ROI”. Aparece un recuadro que permite modificar los límites en cada una de las vistas bidimensionales. Si se activa la opción “Enable”, se puede observar en la vista tridimensional cómo se eliminarían las partes externas al recuadro.

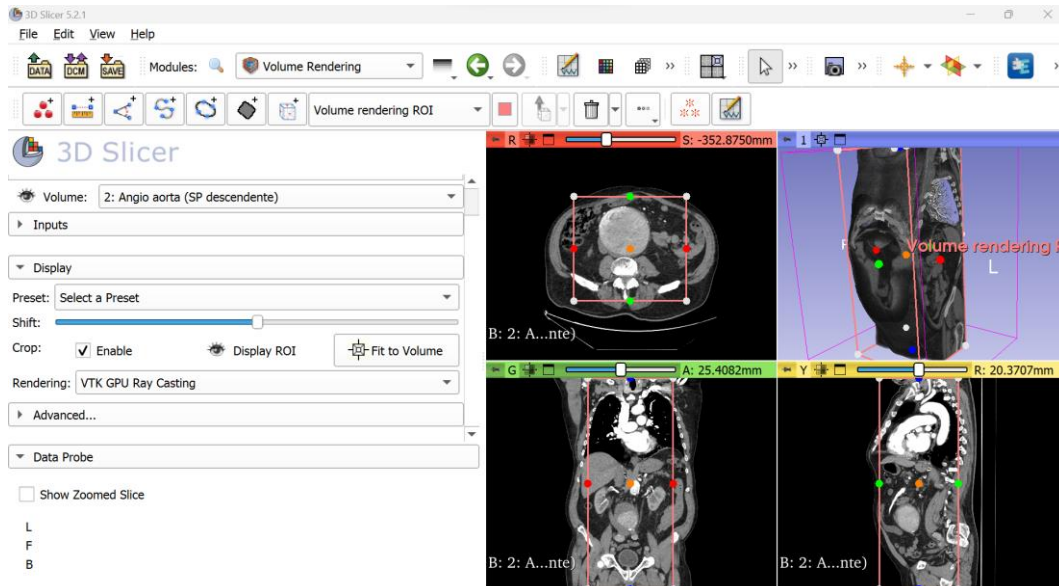


Ilustración 55: Vista del programa en el módulo “Volume Rendering”. Fuente: Propia.

Con el fin de suprimir el volumen prescindible, se hace uso del módulo “Crop Volume” situado en la barra de herramientas (Ilustración 56).



Ilustración 56: Opción “Volume Rendering”. Fuente: Propia.

Al seleccionar dicho módulo, se abre su menú. En la opción “Input ROI” hay que fijar el ROI creado en el paso anterior. El resto de las opciones deben marcarse como se muestra en la Ilustración 57. Acto seguido se hará una breve explicación de las opciones señaladas:

- **Interpolated cropping:** cuando está activada, se habilitan las opciones de recorte por interpolación.
- **Spacing scale:** es un factor de escala que determina la separación entre los vóxeles del volumen de salida mediante la multiplicación de dicho factor por la separación de los vóxeles de entrada. Si el factor es mayor que 1,0, aumenta la separación y por tanto disminuye la resolución. Por el contrario, si el factor es menor que 1,0, la separación disminuye y aumenta la resolución. En este caso se va a mantener la resolución de entrada, por lo que el factor elegido será 1,0.
- **Isotropic spacing:** si está activado, establece el mismo espaciado entre vóxeles en los tres ejes del volumen de salida, tomando como valor el valor más pequeño del volumen de entrada.



- **Interpolador:** es el tipo de interpolación utilizada para crear el volumen de salida.
- Nearest neighbor: calidad baja, velocidad alta.
  - Linear: calidad media, velocidad media.
  - B-spline: calidad alta, velocidad baja.
  - Windowed Sinc: calidad alta, velocidad baja.

▶ Crop Volume

▼ IO

Input volume: 2: Angio aorta (SP descendente) ▼

Input ROI: Volume rendering ROI ▼

Display ROI

Output volume: Create new volume ▼

▼ Advanced

Fill value: 0 ▼

Interpolated cropping:

Spacing scale: 1.00x ▼

Isotropic spacing:

Interpolator:  Nearest Neighbor  Linear  
 Windowed Sinc  B-spline

▼ Volume information

Input volume

Spacing:	0.908203mm ▼	0.908203mm ▼	0.625000mm ▼
Dimensions:	512 ▼	512 ▼	977 ▼

Cropped volume

Spacing:	0.625mm ▼	0.625mm ▼	0.625mm ▼
Dimensions:	395 ▼	366 ▼	977 ▼

Apply

Ilustración 57: Opciones de configuración de "Crop Volume". Fuente: Propia.



Otra operación importante para la preparación de las imágenes es el ajuste de los niveles de gris de la imagen. Lo que se pretende conseguir es un mayor contraste de grises entre la estructura deseada, en este caso la aorta, y el resto de las estructuras. Se lleva a cabo con el botón de “Adjusting image window” situado en la barra de herramientas (Ilustración 58). Para aplicar este comando, simplemente hay que clicar en una de las tres ventanas bidimensionales y arrastrar el cursor hasta lograr el contraste deseado (Ilustración 60).



Ilustración 58: Comando “Adjusting image window”. Fuente: Propia.

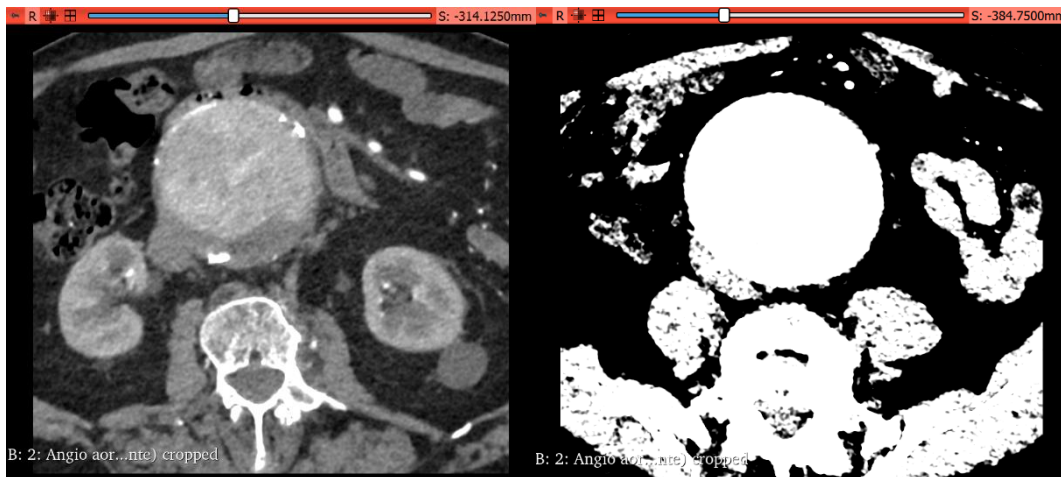


Ilustración 59: Imágenes antes y después de usar “Adjusting image window”. Fuente: Propia.

## SEGMENTACIÓN SEMIAUTOMÁTICA

Una vez que se ha concluido el proceso anterior, la imagen ya se encuentra preparada para obtener la segmentación del aneurisma de aorta. En este procedimiento se ha optado por hacer uso de la herramienta “Grown from seeds”. Dicha herramienta se basa en la colocación de semillas y su posterior crecimiento. Es importante destacar que este comando necesita usar como mínimo dos segmentos. El objetivo de la herramienta es identificar el rango de grises de la semilla y generar una región cuyo rango sea similar al de la semilla.

En primer lugar, hay que acceder al módulo “Segment Editor” situado en la barra de herramientas, cuyo símbolo se puede ver en la Ilustración 60. El siguiente paso es crear los distintos segmentos haciendo clic en el botón “Add” tantas veces como segmentos sean necesarios (Ilustración 61). En este caso se utilizarán dos segmentos: el primero, que identificará el rango de grises de



la aorta, y el segundo, que se utilizará para delimitar el crecimiento del primer segmento. Después de crear los segmentos, es recomendable darle un nombre y un color a cada uno de ellos con el fin de facilitar su distinción a la hora de emplearlos. En este caso, los nombres serán “Aorta” y “Límite” y los colores serán rojo y verde, para conseguir un buen contraste (Ilustración 62).

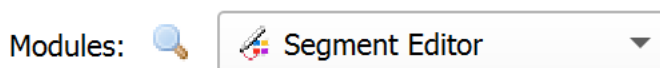


Ilustración 60: Opción “Segment Editor”. Fuente: Propia.



Ilustración 61: Botón “Add” de comando “Segment Editor”. Fuente: Propia.

		Name	
		Aorta	
		Límite	

Ilustración 62: Segmentos con su nombre y color correspondientes. Fuente: Propia.

Posteriormente, con el comando “Paint” se marcan las áreas de color rojo y verde como se muestra en la Ilustración 63. Basta con dar color a una parte de la región, no siendo necesario colorear completamente el área. Las marcas deben realizarse en varios cortes de la TC. El proceso de pintar las regiones de interés puede hacerse en los tres planos: axial, coronal y sagital.

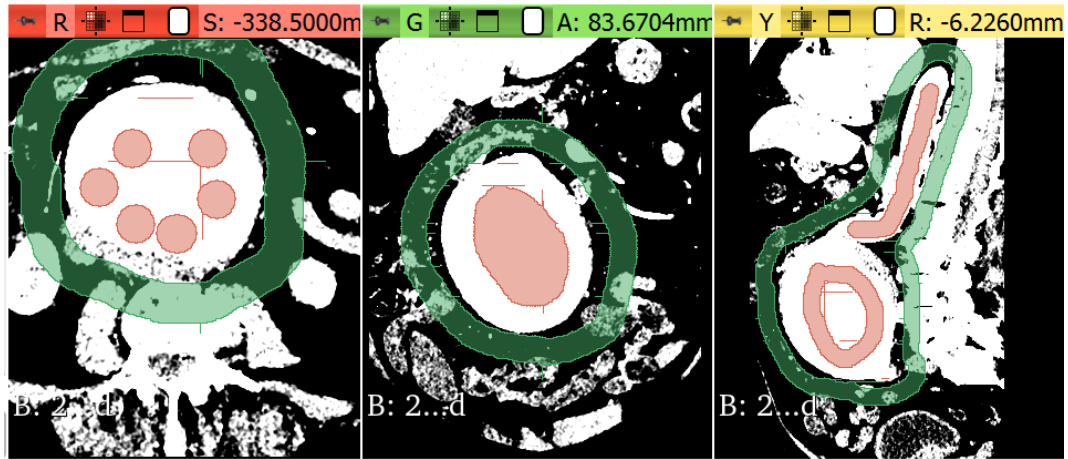


Ilustración 63: Vistas bidimensionales con las áreas marcadas. Fuente: Propia.

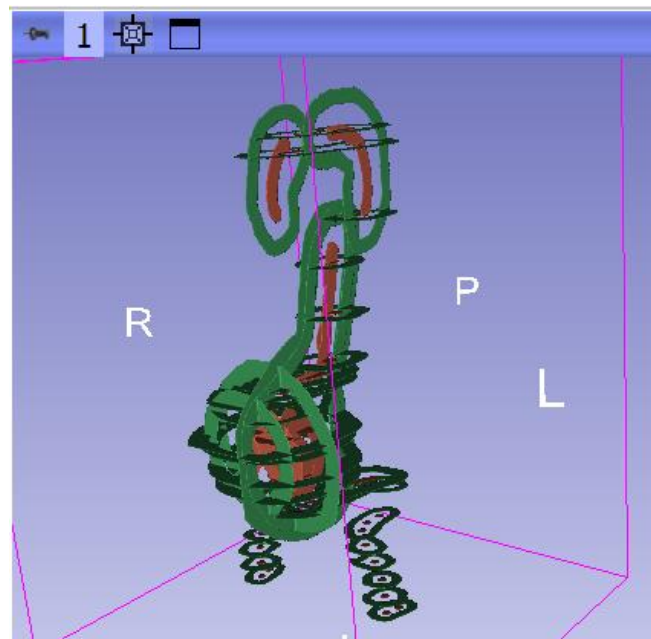
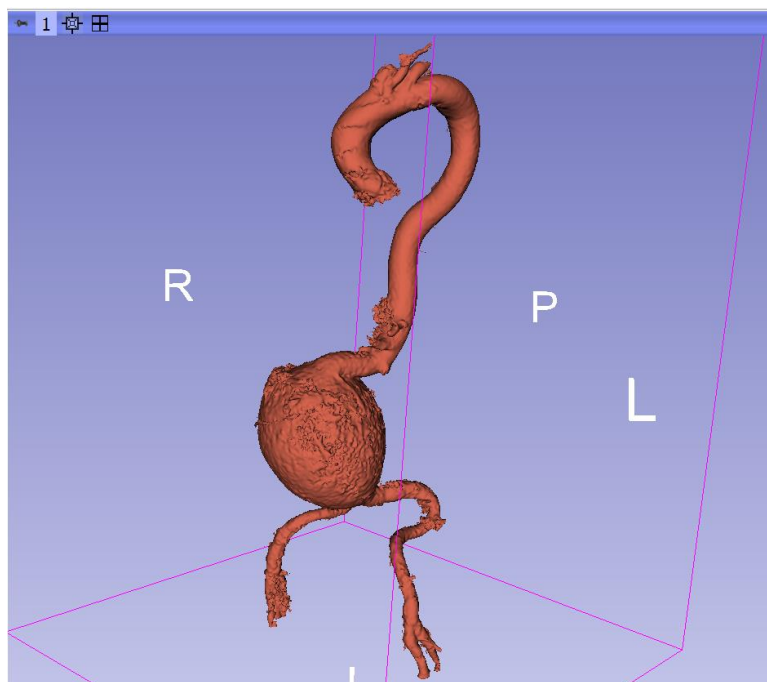


Ilustración 64: Vista 3D con las áreas marcadas. Fuente: Propia.

Para terminar el proceso de segmentación hay que hacer clic en la opción “Grown from seed” y seguidamente en “Initialize” para comenzar el proceso de crecimiento de las semillas. Pulsando en el botón “Show 3D” se podrá ver el resultado en la vista 3D antes de aplicarlo (Ilustración 64). Debido a ciertas irregularidades, antes de aplicar el comando “Grown from seed”, se pueden pintar las regiones mal detectadas, haciendo que el programa vuelva a recalcular la segmentación. Una vez corregidas las irregularidades se hace doble clic en el botón “Apply”.



*Ilustración 65: Resultado segmentación. Fuente: Propia.*

Tras la segmentación (Ilustración 65), es posible visualizar en el modelo 3D la ausencia de las arterias renales y la poca precisión en las arterias ilíacas. Este problema se va a solucionar manualmente utilizando el comando “Paint” (Ilustración 66). Para ello, es útil activar las opciones “Sphere brush” que permite pintar esféricamente en lugar de manera plana, y “Edit in 3D views”, la cual permite pintar o borrar en la vista 3D.

Para ganar una mayor calidad en la segmentación, se hace doble clic en la herramienta “Islands”, se mantiene seleccionada la opción “Keep selected island” y se clica en el modelo. Esto hace que se eliminen todas las partículas sobrantes que no pertenecen al modelo.

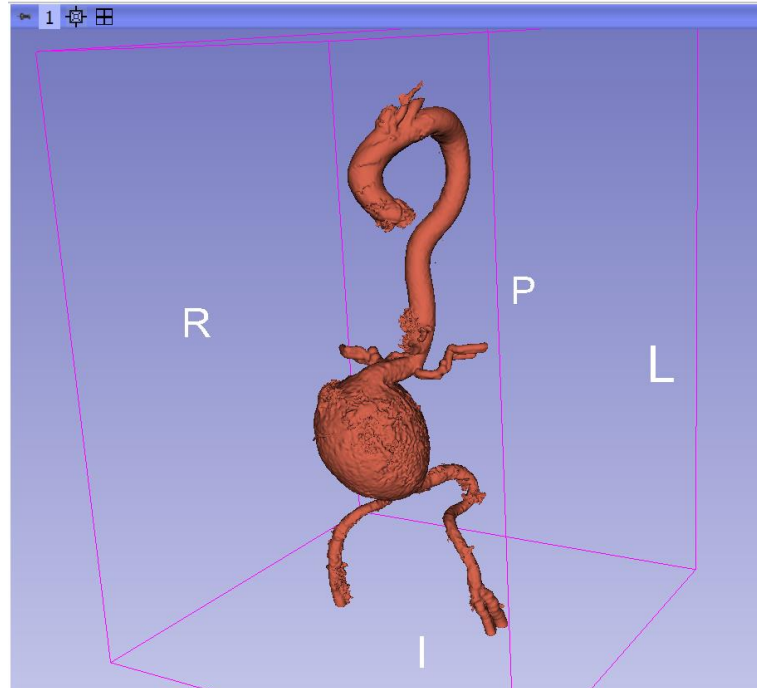


Ilustración 66: Resultado final de la segmentación. Fuente: Propia.

Finalmente, hay que exportar el modelo como una malla de superficie para poder visualizarlo y procesarlo en un software de externo del que se hablará más tarde. El formato elegido será STL. Para ello, hay que acceder al módulo “Segmentations” de la barra de herramientas (Ilustración 67).

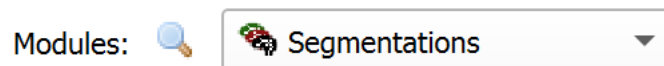



Ilustración 67: Opción “Segmentations”. Fuente: Propia.

Una vez abierto el menú, hay que abrir el desplegable “Export to files” para elegir la carpeta de destino del archivo (Ilustración 68). El resto de las opciones se dejan por defecto. Se debe tener en cuenta la escala a la que se va a exportar el archivo, en cuyo caso será 1,0. Por otro lado, hay que marcar la opción “Visible segments only”, lo que permite exportar únicamente los segmentos deseados, en este caso el segmento del color rojo (Ilustración 69). Es muy importante que el segmento a exportar se encuentre visible y el resto estén ocultos. Tras configurar el menú, solo queda pulsar en el botón “Export”.





▼ Export to files

Destination folder:  

Visible segments only:

Reference volume:

File format:

Merge into single file:

Size scale:

Coordinate system:

Use compression:

Use color table values:

Show destination folder:

Ilustración 68: Desplegable de opciones "Export to files". Fuente: Propia.










		Opacity	Name	
		1.00	Aorta	
		1.00	Límite	

Ilustración 69: Visibilidad de los segmentos. Fuente: Propia.



### 3.2.2. ITK-SNAP

ITK-Snap es un programa de código abierto y gratuito utilizado para la navegación y segmentación de imágenes médicas mediante métodos manuales o semiautomáticos. La plataforma fue desarrollada por un grupo de estudiantes de la Universidad de Carolina del Norte que buscaban una aplicación cuyo aprendizaje resultase sencillo y una serie reducida de opciones cuyo objetivo específico fuese la segmentación de imágenes médicas.

#### CARGA DE IMÁGENES DICOM

Al igual que en la plataforma de 3D Slicer, la primera etapa a llevar a cabo antes de comenzar con la segmentación del aneurisma es la carga de imágenes DICOM en el programa. Al abrir el programa, dentro de la ventana “File” se selecciona “Open Main Image”. Aparecerá un cuadro de búsqueda como el mostrado en la Ilustración 70. La imagen se podrá encontrar introduciendo su nombre en el cuadro o seleccionando el botón “Browse” que abrirá la carpeta de archivos donde se localizará la imagen deseada. También se podrá elegir el formato para acotar la búsqueda.

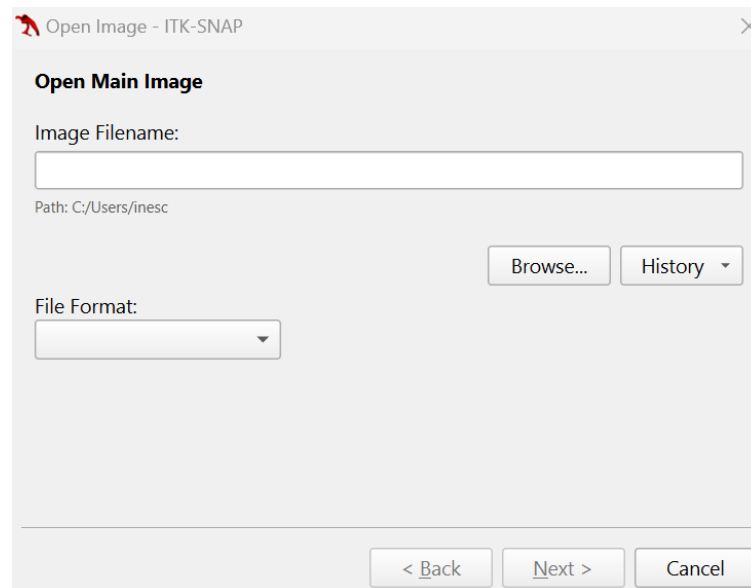


Ilustración 70: Cuadro de búsqueda de imagen. Fuente: Propia.

Tras haber cargado las imágenes en el programa ITK-Snap, en la se observa la vista general de la plataforma, donde se pueden apreciar cuatro ventanas (Ilustración 71). Cada ventana tiene una pequeña letra (Ilustración 72) que marca el plano con el que se corresponde, siendo la venta de arriba a la izquierda el plano axial, la ventana de arriba a la derecha el plano sagital y la ventana de abajo a la derecha el plano coronal. Todas ellas disponen de una



barra deslizadora para mostrar cada uno de los cortes del volumen total. La cuarta ventana se corresponde con la vista tridimensional.

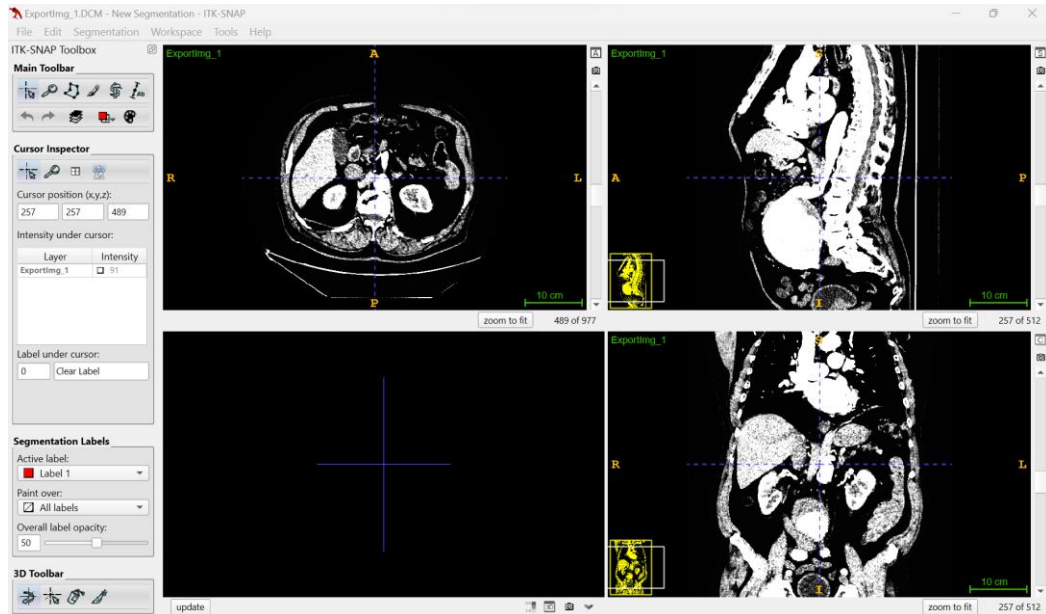


Ilustración 71: Menú principal de ITK-Snap con una secuencia de imágenes cargada. Fuente: Propia.



Ilustración 72: Símbolos de cada plano. Fuente: Propia.

## PREPARACIÓN DE IMÁGENES

Seguidamente, comienza la etapa de preparación de las imágenes, cuyo objetivo es facilitar la posterior segmentación de las mismas. Al igual que se ha procedido en el apartado anterior con 3D Slicer, se procede a la acotación de la región de interés mediante el uso del ROI, cuyo objetivo es eliminar las partes innecesarias de las imágenes. Este método se lleva a cabo mediante la herramienta “Snake” (Ilustración 73). La herramienta “Snake” consta de diversos pasos: acotación mediante ROI, ajuste de contraste y segmentación. En este apartado se desarrollarán las dos primeras etapas. Está situada en la barra de herramientas localizada en la parte superior izquierda del programa.

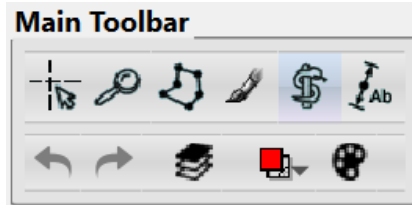


Ilustración 73: Barra de herramientas con función "Snake". Fuente: Propia

Al seleccionar la herramienta "Snake" se abre su menú de opciones y aparece el recuadro del ROI en las vistas bidimensionales para delimitar la región de la aorta (Ilustración 74). En este paso, hay que hacer uso de las barras deslizadoras para asegurarse de que todo el volumen necesario se encuentra dentro del recuadro. Una vez delimitado el espacio, se hace doble clic en la opción "Segment 3D" (Ilustración 75).

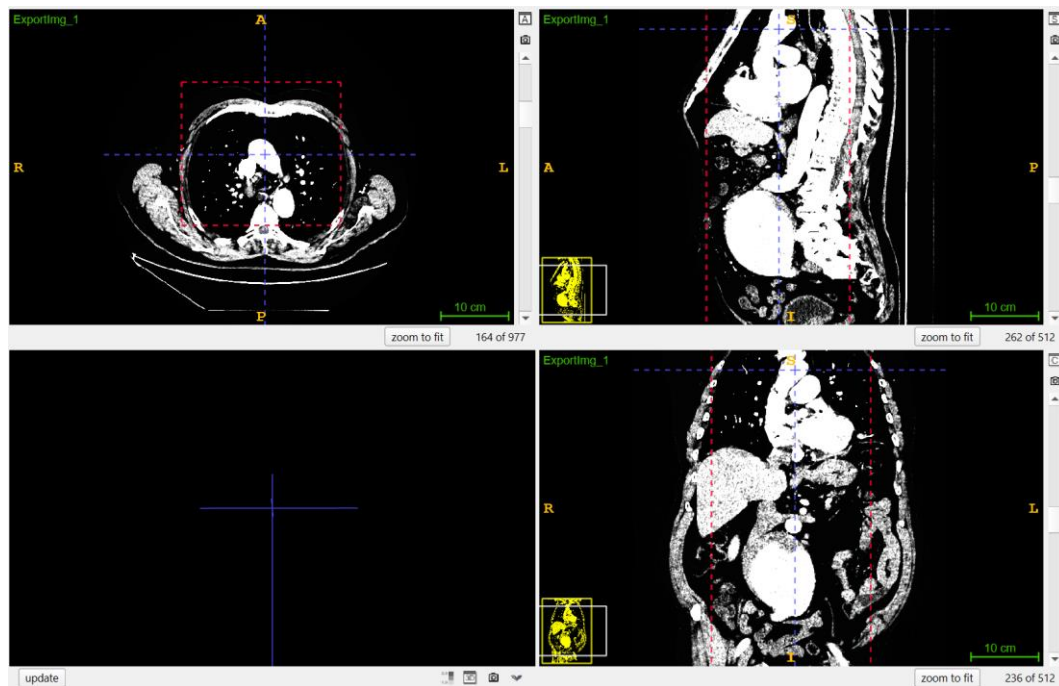


Ilustración 74: Aorta acotada mediante el ROI. Fuente: Propia.

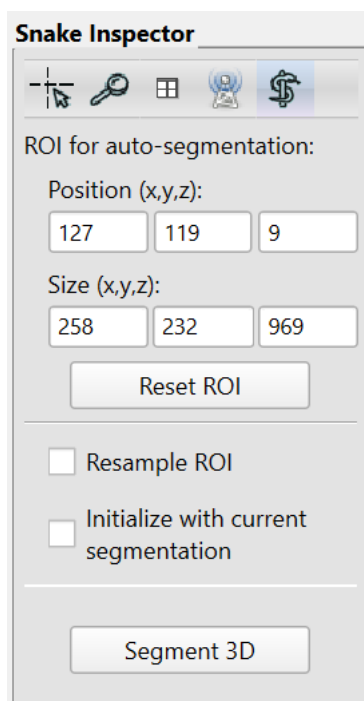


Ilustración 75: Menú de opciones “Snake”. Fuente: Propia.

De la misma manera que se procedió con 3D Slicer, ahora se deben modificar los niveles de gris de la imagen para lograr un mayor contraste a la hora de segmentar la aorta, de tal manera que la estructura de interés permanezca prácticamente blanca y el resto de las estructuras alcancen un nivel muy oscuro o casi negro. Para la aplicación de este contraste hay que acudir a la barra superior del programa y pinchar sobre “Tools”, “Image Contrast” y seguidamente en “Contrast Adjustment” (Ilustración 76). Al contrario que en la plataforma de 3D Slicer, en ITK-Snap aparece una ventana adicional con una gráfica con el Índice en el mapa de colores como eje de ordenadas y la Intensidad de la imagen como eje de abscisas. En esa gráfica se ajusta la curva de tal manera que la imagen tenga el contraste necesario (Ilustración 77).

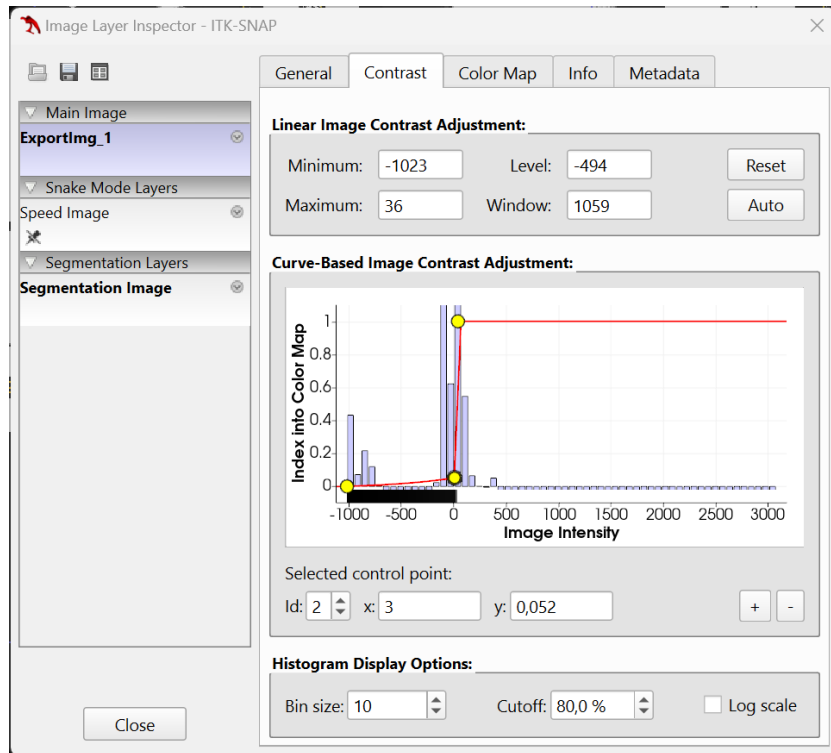


Ilustración 76: Gráfica de Ajuste de contraste. Fuente: Propia.

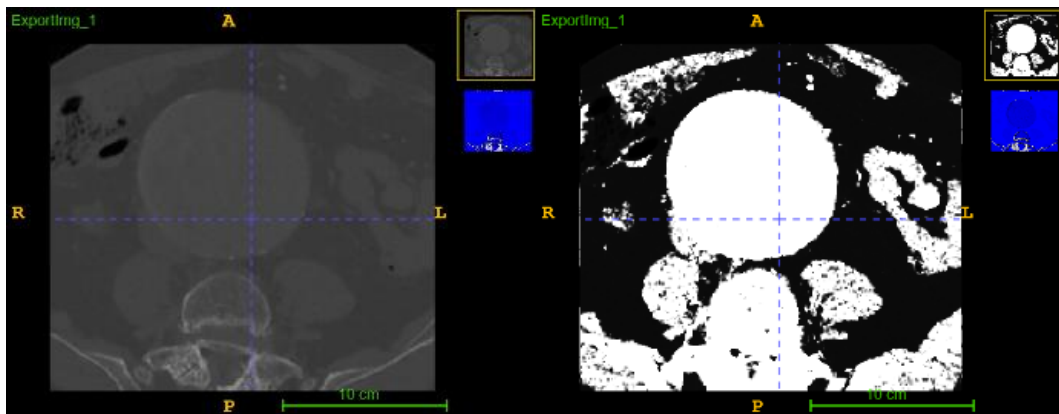


Ilustración 77: Imágenes antes y después del contraste. Fuente: Propia.



## SEGMENTACIÓN SEMIAUTOMÁTICA

A continuación, viene el paso de la segmentación. Como se ha mencionado anteriormente, la segmentación semiautomática de ITK-Snap se realiza mediante la metodología de la herramienta “Snake”. En este apartado se va a explicar la segmentación, que es la tercera etapa de la herramienta “Snake”. Dicha segmentación se encuentra a su vez dividida en tres fases: Presegmentación, Inicialización y Evolución.

La fase de la presegmentación consiste en delimitar la zona de interés mediante un contraste. Existen tres opciones para realizar este contraste, las cuáles serán explicadas y experimentadas a continuación.

### THRESHOLDING

La opción “Thersholding” trata de establecer un rango de valores de tal forma que el color azul ocupe las regiones que no se van a segmentar, es decir, estableciendo un límite que el segmento no podrá cruzar. Es la variante más utilizada. El umbral puede acotarse por su tramo inferior y superior, únicamente por su parte inferior o únicamente por su parte superior. En este caso se delimita por los dos tramos (Ilustración 78).

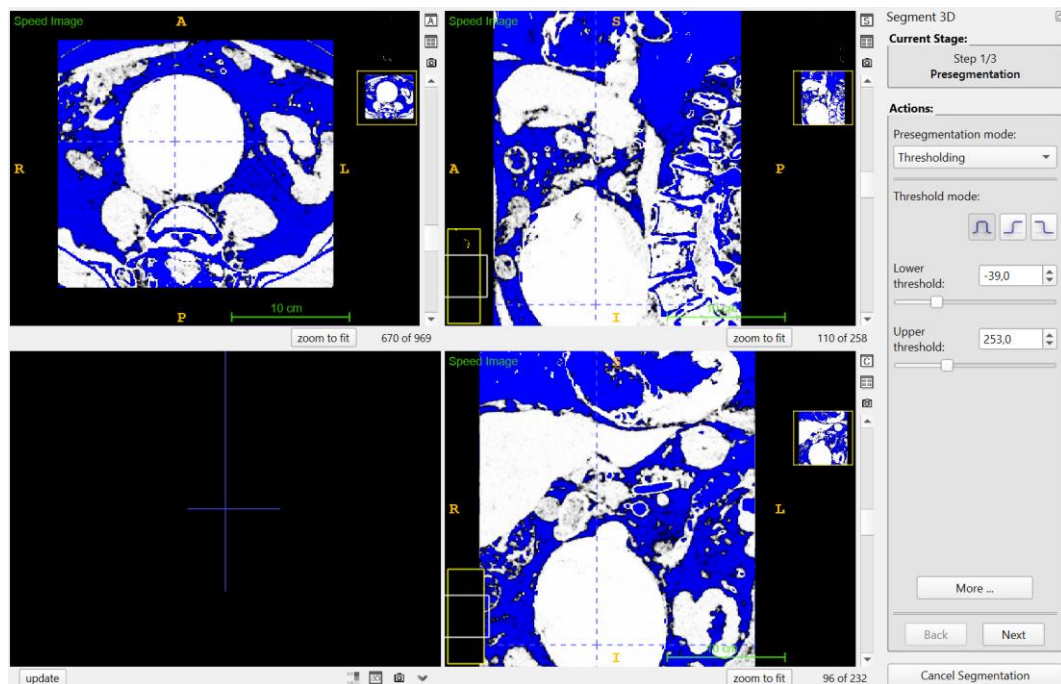


Ilustración 78: Opción “Thresholding”. Fuente: Propia.



## CLASSIFICATION

La opción “Classification” se basa en asignar un color a cada nivel de gris para que el programa identifique las distintas regiones. Con este comando es necesario aplicar al menos dos colores (Ilustración 79). En este caso, al tener un contraste muy marcado, solamente serán necesario dos colores. Después de marcar cada nivel de gris, la opción “Train classiefier” muestra cómo sería el resultado (Ilustración 80).

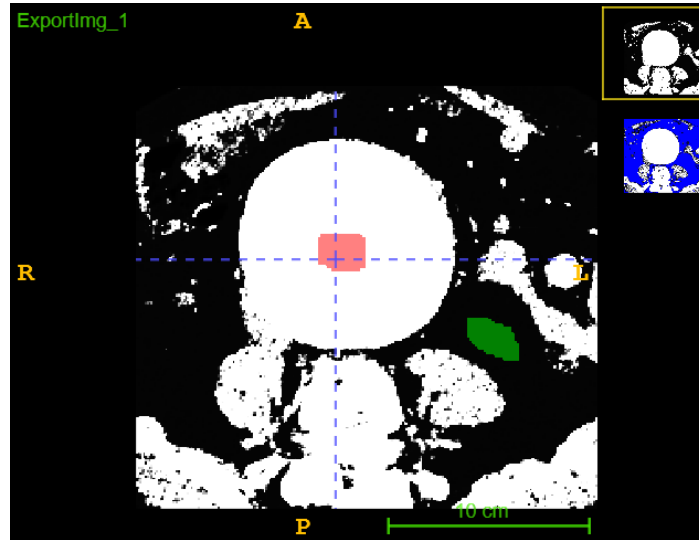


Ilustración 79: Clasificación de niveles de gris. Fuente: Propia.

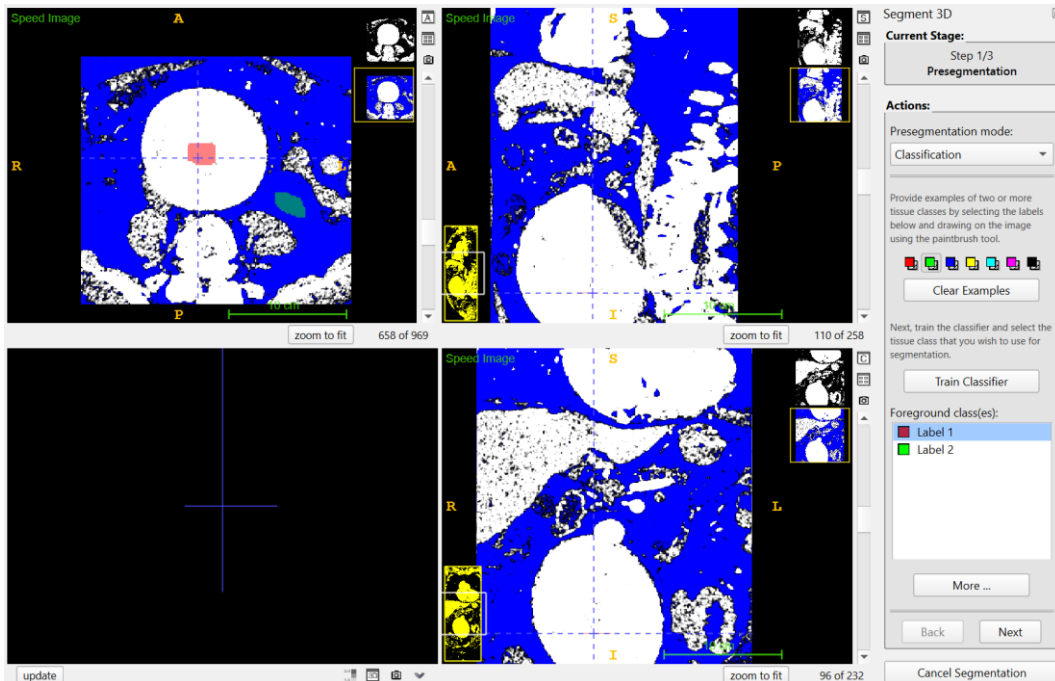


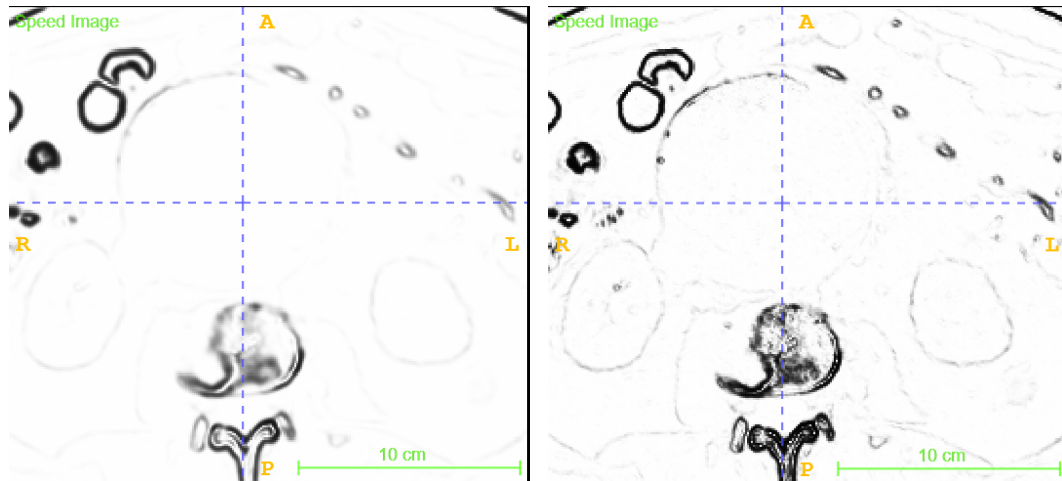
Ilustración 80: Opción “Classification”. Fuente: Propia.





## EDGE ATTRACTION

La última de las opciones de presegmentación es la atracción de bordes. Esta opción se basa en el suavizado de los vóxeles que forman los bordes dejando aquellos bordes más relevantes.



*Ilustración 81: Opción "Edge attraction". Fuente: Propia.*

Como se puede observar en la Ilustración 81, "Edge attraction" no es una buena opción ya que los bordes de la aorta apenas se diferencian, por lo que se obtendría una segmentación muy poco precisa.



Tras completar la fase de la presegmentación, el siguiente paso es la inicialización. En esta etapa se colocan varias semillas de color rojo en distintas zonas de la estructura de interés (Ilustración 80). Las semillas son regiones circulares denominadas “Bubbles”. Dichas semillas se van añadiendo al pulsar el botón “Add Bubble at Cursor”. Es posible modificar su radio mediante la barra deslizadora situada debajo del botón “Add Bubble at Cursor”. Para continuar con la siguiente fase, hay que pinchar en el botón “Next”.

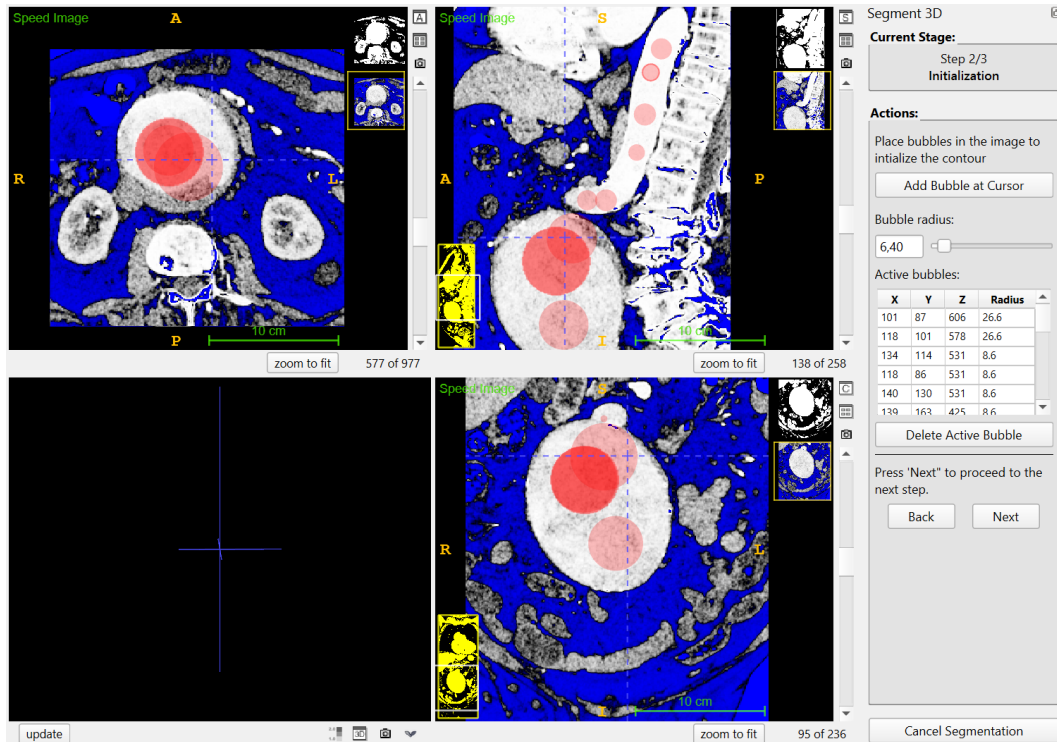


Ilustración 82: Colocación de semillas. Fuente: Propia.



El tercer y último paso de la segmentación semiautomática es la evolución. La evolución consiste en el crecimiento o expansión de las semillas mediante sucesivas iteraciones del programa (Ilustración 83). El crecimiento de las burbujas se produce por las partes blancas, quedando sin segmentar las partes azules. Debido a que existen más partes blancas de las que realmente interesan, hay que controlar la expansión, pausándola en el momento en el que la estructura se encuentre segmentada (Ilustración 84).

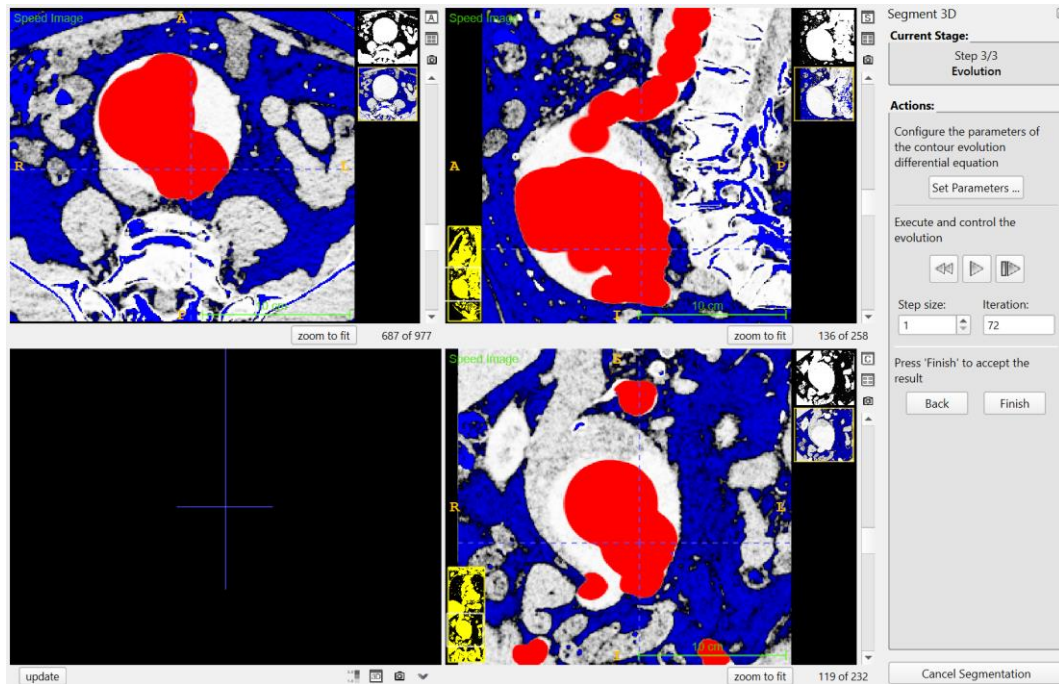


Ilustración 83: Evolución de las semillas. Fuente: Propia.

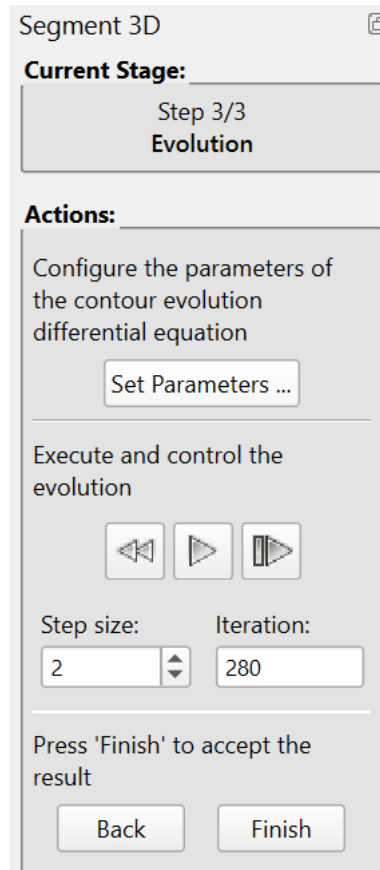


Ilustración 84: Menú configuración “Evolution”. Fuente: Propia.

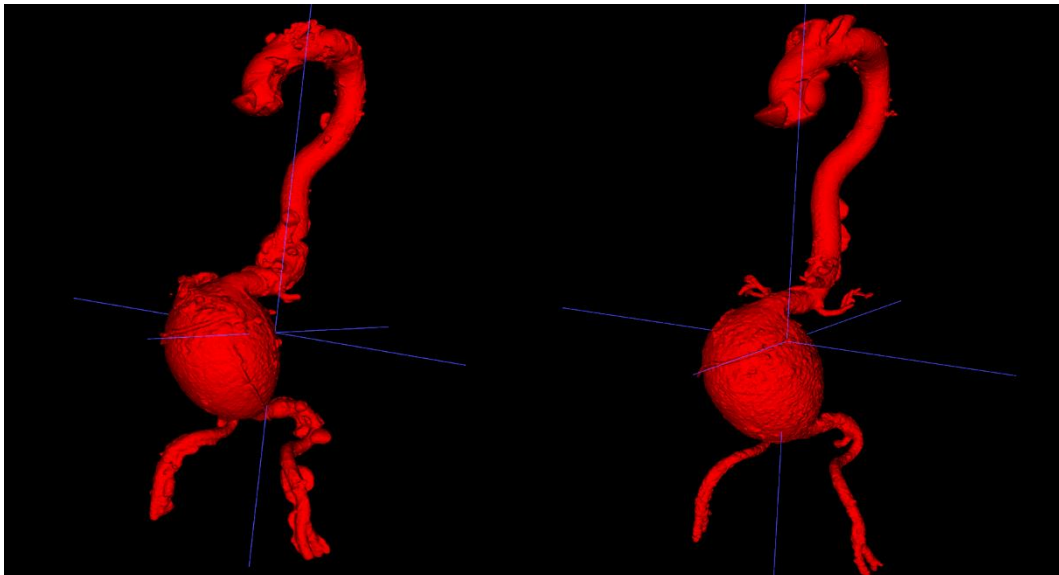


Ilustración 85: Comparación de los métodos “Thresholding” y “Classification”. Fuente: Propia.

En la Ilustración 85 se observan dos segmentaciones del mismo aneurisma de aorta mediante los dos tipos de presegmentación que dieron mejores resultados. La aorta de la izquierda muestra el método “Thresholding” mientras que la de la derecha muestra el método de “Classification”. El método



“Edge Attraction” no se ha llevado a cabo debido al mal resultado a la hora de establecer los límites de la segmentación. Como se puede observar, se ha obtenido un mejor efecto aplicando la opción “Classification”, ya que el modelo contiene menos imperfecciones y ha logrado definir las arterias renales. Por tanto, el método elegido será “Classification”.

Una vez se ha completado la segmentación semiautomática a través del comando “Snake”, se procede a modificar manualmente ciertas zonas debido a diversas imperfecciones. Para ello, se hace uso de la herramienta “Paintbrush” de la barra de herramientas (Ilustración 86). En el menú de opciones de “Paintbrush” se puede seleccionar la forma que va a tener el pincel y su tamaño. Por otro lado, es recomendable marcar la casilla “3D” para pintar con una esfera en lugar de con un plano. Por comodidad se puede seleccionar “Isotropic”, lo que hace que la forma del pincel no difiera de una vista bidimensional a otra. Hay que tener en cuenta que para pintar vóxeles se debe hacer clic con el botón izquierdo del ratón y para borrar debe ser pulsando el botón derecho.

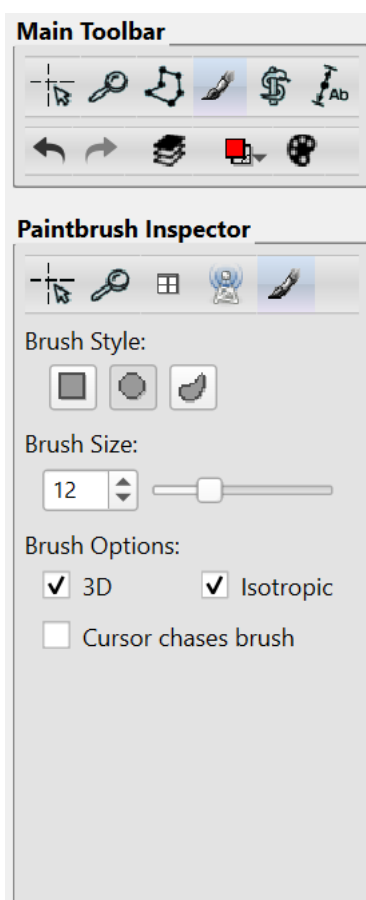
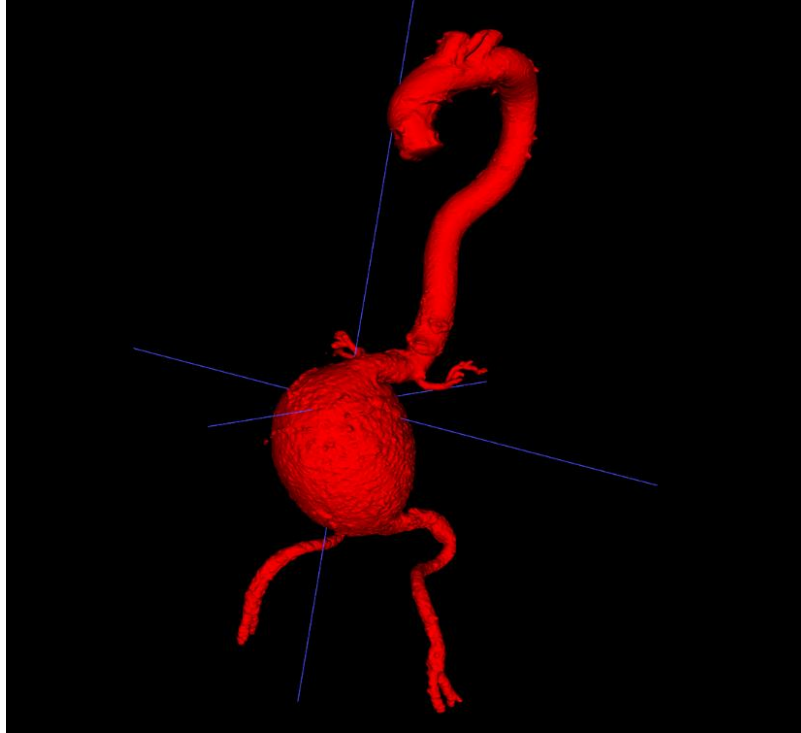


Ilustración 86: Menú de opciones “Paintbrush”. Fuente: Propia.



En la Ilustración 87 se puede apreciar el resultado final de la segmentación del aneurisma de aorta.



*Ilustración 87: Resultado final de la segmentación. Fuente: Propia.*

Finalmente, queda exportar la segmentación al formato de archivo STL. En la barra superior de herramientas se encuentra la opción “Segmentation”. Tras hacer clic en la opción hay que seleccionar “Export as Surface Mesh”. Una vez ahí, se abrirán dos ventanas. En la primera de ellas se selecciona el segmento a exportar, en cuyo caso será el único que hay (color rojo) (Ilustración 88). La segunda ventana aparecerá seguidamente y en ella habrá un desplegable para seleccionar el formato (Ilustración 89). Por último, se pulsa en “Finish”.

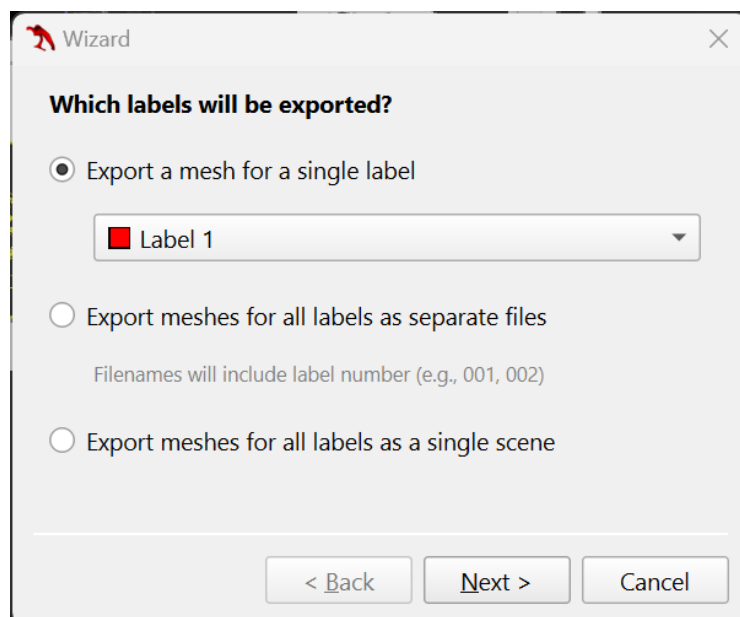


Ilustración 88: Ventana de selección de segmento. Fuente: Propia.

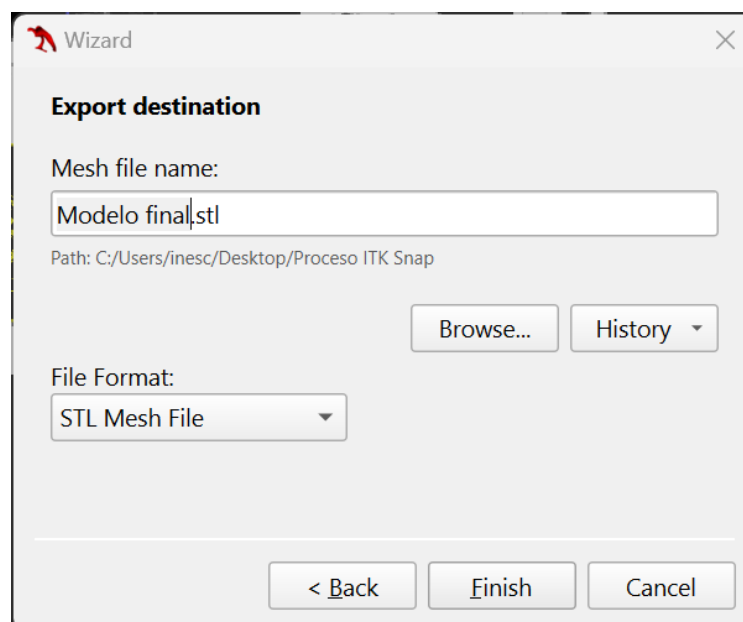


Ilustración 89: Ventana de selección de formato de archivo. Fuente: Propia.



### 3.2.3. COMPARATIVA DE USO DE LOS PROGRAMAS

Con el fin de seleccionar un software para desempeñar la segmentación, se van a tratar los diferentes aspectos positivos y negativos que se han podido observar durante el manejo de cada uno de los dos programas.

#### 3D SLICER

##### VENTAJAS

- ✚ Es un software de código abierto y gratuito, por lo que no es necesario invertir dinero para su uso.
- ✚ Contiene numerosos módulos de procesamiento de imágenes. Incluye un módulo expresamente dedicado a la segmentación de imágenes.
- ✚ La segmentación puede realizarse de manera manual o semiautomática. Seguidamente se enumeran las herramientas utilizadas para cada método.
  - Método Manual:
    - Pintar.
    - Dibujar.
    - Borrar.
  - Método Semiautomático:
    - Grow from seeds (crecimiento de semillas): es la herramienta utilizada en el proyecto.
    - Level tracing o seguimiento de nivel.
    - Thresholding o umbralización.
    - Islands o islas.
  - Herramientas complementarias:
    - Fill between slices (rellenar entre cortes).
    - Logical operators (operadores lógicos): copiar, invertir, intersectar, etc.
    - Smoothing.
- ✚ Se obtienen segmentaciones de gran calidad.
- ✚ Es posible personalizar la interfaz del programa y la manera de visualizar los cortes de las imágenes.
- ✚ El uso de colores en la interfaz facilita su uso.
- ✚ Posibilidad de modificar la segmentación en la vista 3D.
- ✚ Actualización automática de la vista 3D cada vez que se modifica la segmentación en alguno de los cortes.





## INCONVENIENTES

- ✚ Debido a la gran cantidad de módulos y herramientas, supone un mayor tiempo para el usuario familiarizarse con el software debido a su complejidad.
- ✚ Posible ralentización del programa durante la segmentación debido a la actualización continua de la vista 3D.

## *ITK-SNAP*

### VENTAJAS

- ✚ Software de código abierto y gratuito.
- ✚ Contiene un único módulo especializado en la segmentación de imágenes.
- ✚ Posibilidad de realizar la segmentación mediante un método manual o semiautomático.
  - Método Manual:
    - Pincel.
    - Polígono.
    - Borrar.
  - Método Semiautomático:
    - Snake: es la herramienta utilizada. Como se ha explicado anteriormente, dispone de tres modalidades de presegmentación:
      - ❖ Thresholding (umbralización)
      - ❖ Classification (clasificación)
      - ❖ Edge Attraction (atracción de borde)
- ✚ Se obtienen segmentaciones de gran calidad.
- ✚ Interfaz intuitiva.
- ✚ Aprendizaje más rápido debido a su menor número de herramientas.
- ✚ Software rápido.

### INCONVENIENTES

- ✚ El programa dispone de un número reducido de herramientas, lo que dificulta la segmentación en caso de aparecer alguna complicación.
- ✚ No se puede personalizar la interfaz del programa.
- ✚ No existe la posibilidad de modificar la segmentación en la vista 3D.
- ✚ La vista 3D no se actualiza automáticamente, es necesario pulsar un botón para ver el resultado.



### 3.3. POSTPROCESADO

Una vez completado el proceso de segmentación del aneurisma de aorta, la siguiente fase es realizar un postprocesado de los archivos STL obtenidos mediante los programas 3D Slicer e ITK-Snap. La fase de postprocesado consiste en la preparación del modelo para su impresión en 3D. En dicha fase se llevará a cabo un suavizado de los modelos obtenidos con los programas anteriormente explicados. Dicho proceso se realizará mediante dos programas: Meshmixer y MeshLab.

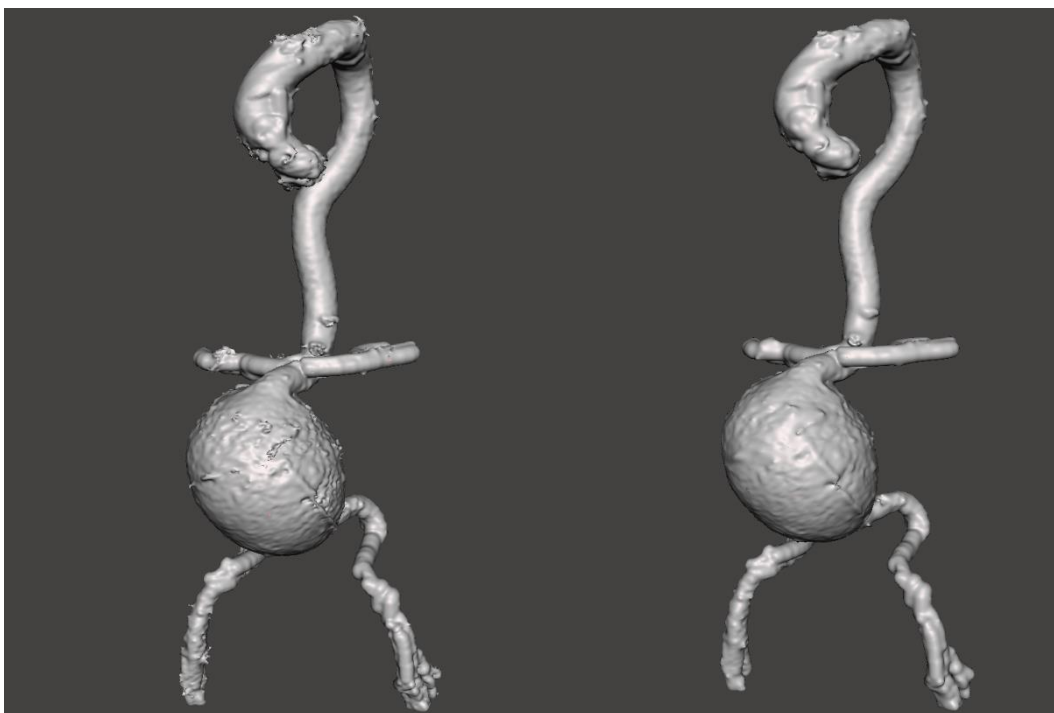
#### 3.3.1. MESHMIXER

Meshmixer es un software de código abierto de Autodesk utilizado para el modelado, análisis e impresión 3D. Se basa en el mallado triangular de las superficies de los modelos. En este trabajo hará uso de Meshmixer para suavizar los modelos adquiridos en los programas de segmentación de imágenes.

El primer paso es abrir Meshmixer e importar el archivo STL del modelo deseado. Posteriormente, para acceder a las herramientas de suavizado, se debe hacer clic en “Sculpt” y “Brushes” para visualizar las opciones de suavizado (Ilustración 90). En este caso se elige la herramienta “Bubble Smooth” y se modifican los parámetros de tamaño y fuerza. Para aplicar el comando se desplaza el ratón por la superficie haciendo clic tantas veces como sea necesario en las irregularidades. El resultado se muestra en la Ilustración 91.



Ilustración 90: Menú de opciones de suavizado de Meshmixer. Fuente: Propia.



*Ilustración 91: Modelos en Meshmixer antes y después del suavizado. Fuente: Propia.*

### 3.3.2. MESH LAB

MeshLab es una plataforma de código abierto cuyos objetivos son la visualización, el procesamiento y la edición de mallas triangulares de los modelos tridimensionales. El programa contiene diversas herramientas capaces de limpiar y editar la malla generada en los modelos 3D. El recurso utilizado a continuación será el suavizado de la superficie de los modelos.

Una vez abierto el MeshLab, se importa el modelo STL y se procede a su preparación. Para el suavizado se va a utilizar el comando “Taubin Smooth” situado en la opción “Smoothing, Fairing and Deformation”, a su vez contenido en la opción “Filters” de la barra de herramientas. A continuación, se muestra en la pantalla una ventana para introducir los parámetros utilizado por el algoritmo de “Taubin Smoothing” (Ilustración 92).

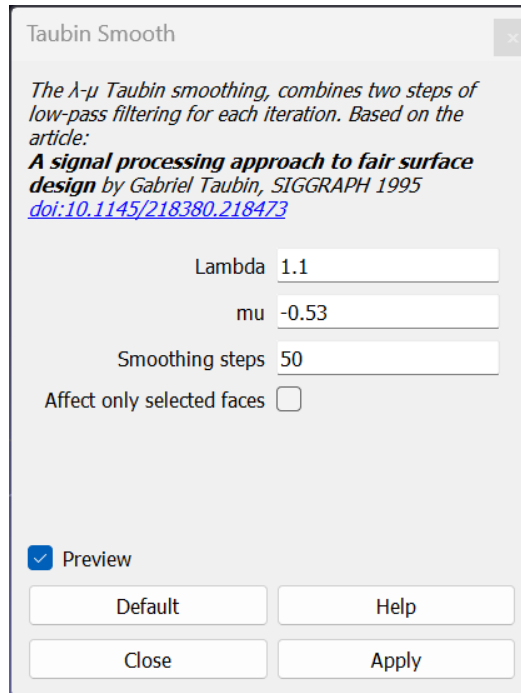


Ilustración 92: Comando “Taubin Smooth”. Fuente: Propia.

En este caso, se mantiene el valor de “mu” y se establecen 50 como número de iteraciones a realizar por el algoritmo. Para llegar al resultado deseado se meten distintos valores en el campo de “Lambda”, siempre mayores que uno. Tras varias pruebas, se establece un valor de “Lambda” de 1.1. En la Ilustración 93 se muestra el modelo anterior y posterior al algoritmo “Taubin Smooth”.

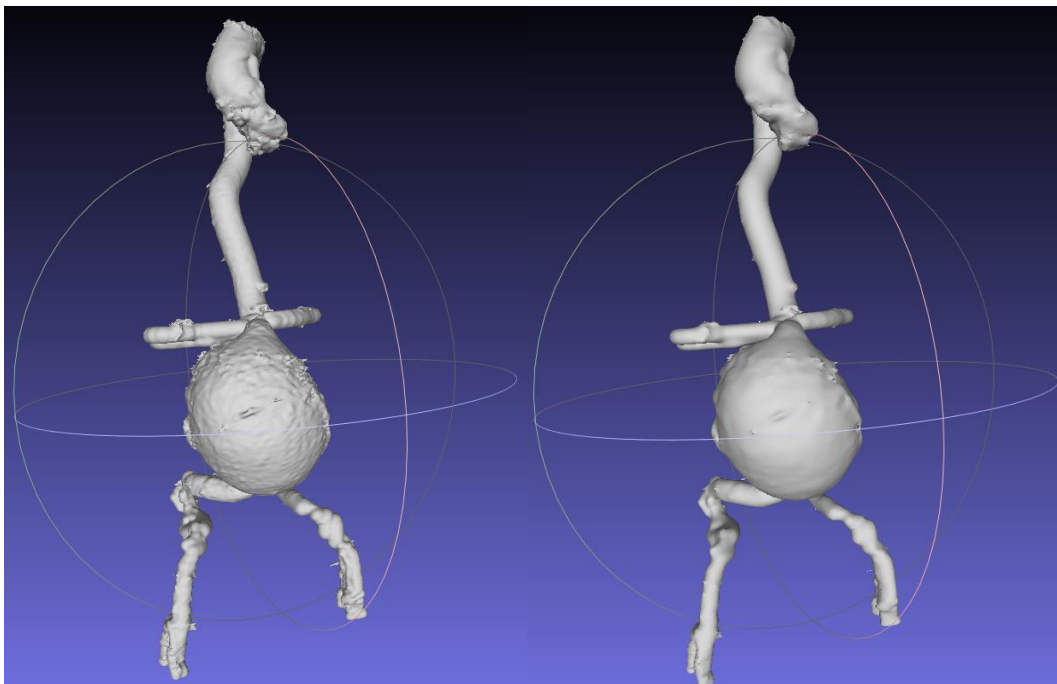


Ilustración 93: Modelos en MeshLab antes y después del suavizado. Fuente: Propia.



Después de probar los dos programas de edición de malla, se elige el MeshLab para el proceso de suavizado. Dicha elección se basa principalmente en que el suavizado en MeshLab es mucho más uniforme que en Meshmixer. Otros factores importantes son el tiempo empleado y la precisión de la herramienta. El proceso de suavizado se realiza de una forma totalmente manual en Meshmixer y las irregularidades no son eliminadas correctamente. Por el contrario, MeshLab utiliza un comando que suaviza toda la estructura de manera automática, con ello disminuye en gran medida el tiempo de postprocesado.

### 3.4. COMPARACIÓN CUALITATIVA DE MODELOS SEGMENTADOS

Como paso previo a la impresión tridimensional, se efectúa una comparación de los modelos sin suavizar y suavizados adquiridos con los programas 3D Slicer e ITK-Snap. El principal objetivo de esta sección es la elección del software de segmentación más adecuado para llevar a cabo la obtención de modelos 3D de Aneurismas de Aorta Abdominal. Para ello, es importante destacar que dicha comparación será llevada a cabo aplicándose los mismos parámetros para cada modelo en la operación de suavizado del software MeshLab. La comparación se realizará mediante el software GiD Simulation, un programa de postprocesado de modelos 3D. Por otro lado, también es necesario aclarar que dicha obtención de AAA mediante impresión 3D persigue un fin didáctico, por lo que las comparaciones se efectuarán cualitativamente, ya que, al no intervenir directamente en la cirugía, no se requiere una gran precisión y basta con una aproximación de la patología para ayudar a pacientes y médicos a la comprensión de ésta.

Primeramente, se van a contrastar los modelos obtenidos con los softwares de segmentación sin haber sido modificados en el software de postprocesado (Ilustración 94). A la izquierda se muestra de color morado el modelo adquirido mediante 3D Slicer y a la derecha el modelo de color azul adquirido a través ITK-Snap.

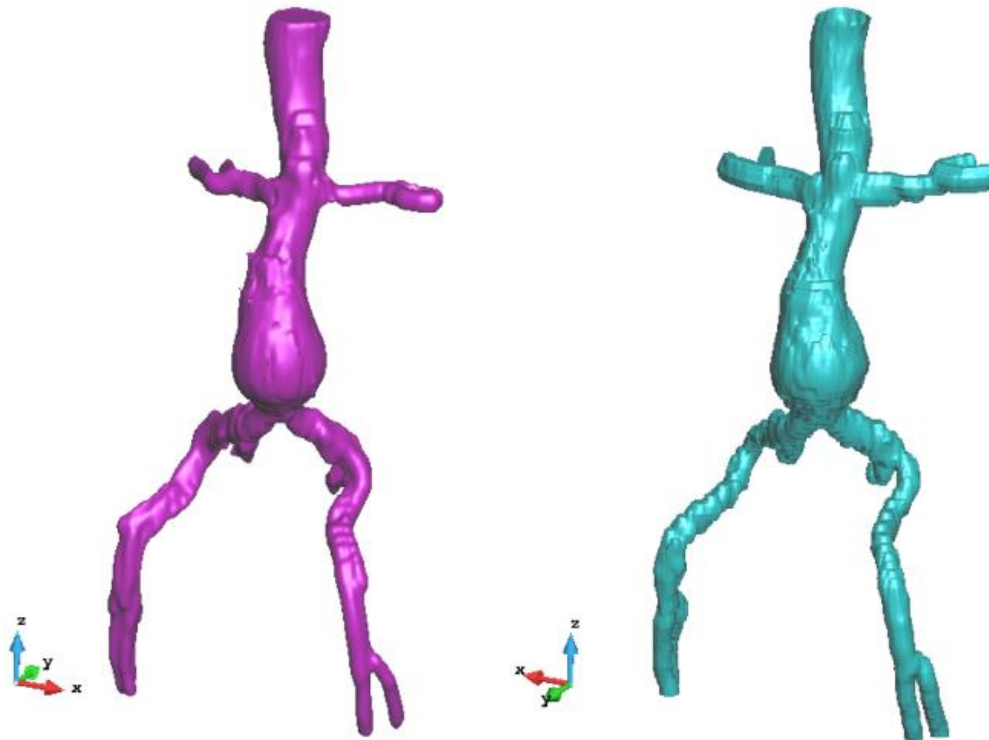


Ilustración 94: Comparación modelo en distintos softwares de segmentación. Fuente: Propia.

En la Ilustración 94 es posible apreciar las diferencias de los modelos obtenidos a partir de cada programa de segmentación. El modelo de la derecha se muestra mucho más escalonado, es decir, los cambios en su superficie son más bruscos. A priori, el software que da mejores resultados en la segmentación sería el 3D Slicer (superficie morada), debido a que la superficie que presenta es mucho más regular que la superficie del modelo de ITK-Snap (superficie azul), por lo que se aproximaría más a una aorta real.

Tras la comparativa de los modelos sin pasar por el postprocesado, se van a exponer las imágenes de todos los casos renderizados de 3D Slicer e ITK-Snap. Dichas imágenes serán anteriores y posteriores al suavizado realizado con MeshLab para apreciar las diferencias existentes. En color verde (primera y tercera columna) se muestran los modelos sin suavizar y en color rojo (cuarta columna) se muestran los modelos tras someterse al proceso de suavizado.

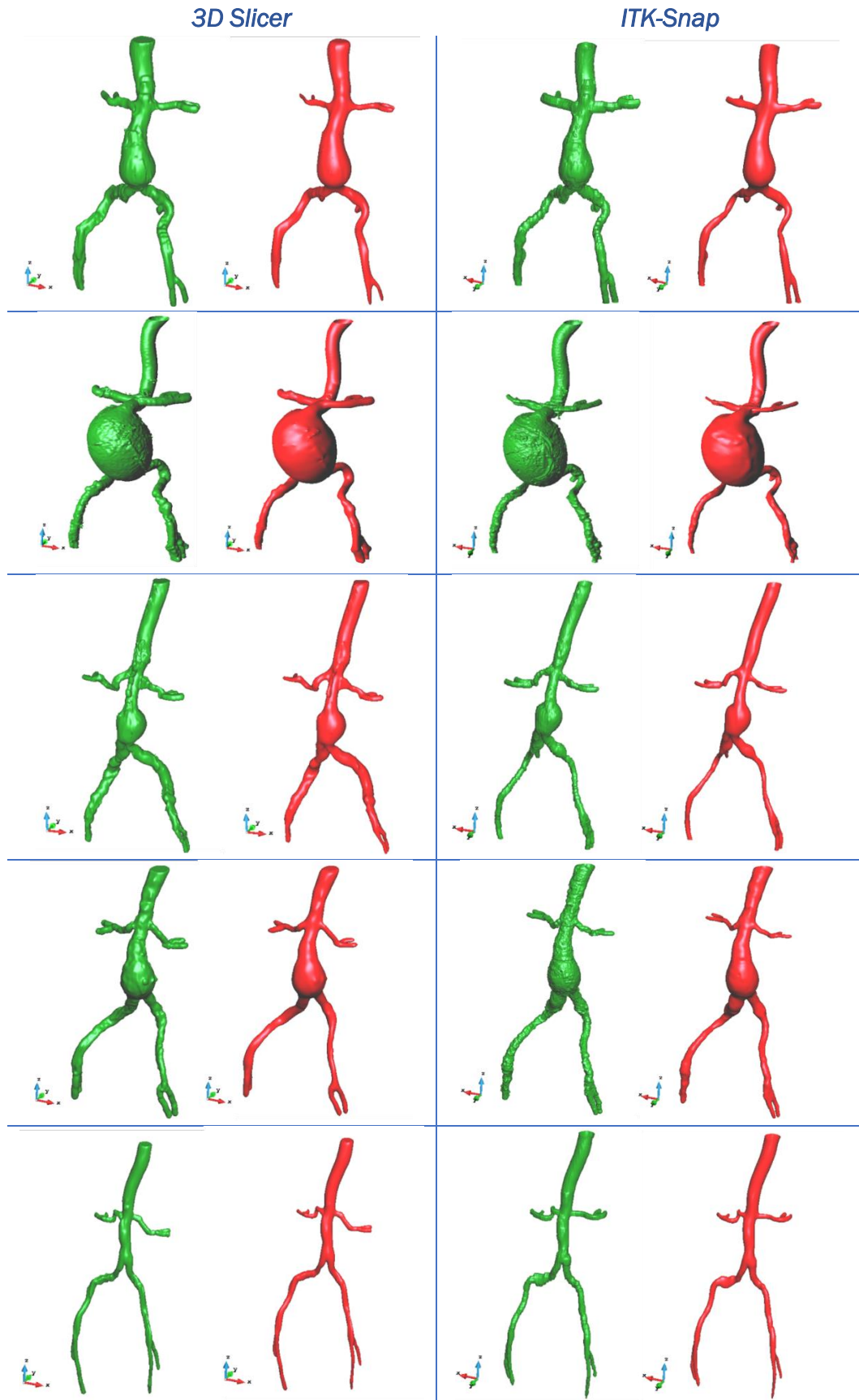


Ilustración 95: Comparación modelos anteriores y posteriores con cada uno de los programas de segmentación. En verde se muestra el modelo anterior y en rojo el modelo posterior. Fuente: Propia.



Una vez equiparados todos los modelos con su versión anterior y posterior al suavizado de la superficie, es posible afirmar que se alcanzan unos resultados bastante buenos con ambos softwares de segmentación. Sin embargo, existe una pequeña divergencia entre el programa de 3D Slicer y el ITK-Snap. Dicha diferencia se percibe en los modelos del 3D Slicer, en cuya superficie se mantienen pequeñas irregularidades en forma de picos (Ilustración 96 e Ilustración 97). A pesar de aplicar el proceso de suavizado, estas irregularidades simplemente van estrechando su tamaño, no consiguiendo su eliminación total de la superficie. Por el contrario, en las superficies suavizadas de los modelos de ITK-Snap la superficie es mucho más continua. En las siguientes ilustraciones se exponen imágenes ampliadas de algunas zonas con defectos de los modelos en 3D Slicer (modelo de la izquierda) y su comparación con los modelos de ITK-Snap (modelo de la derecha).

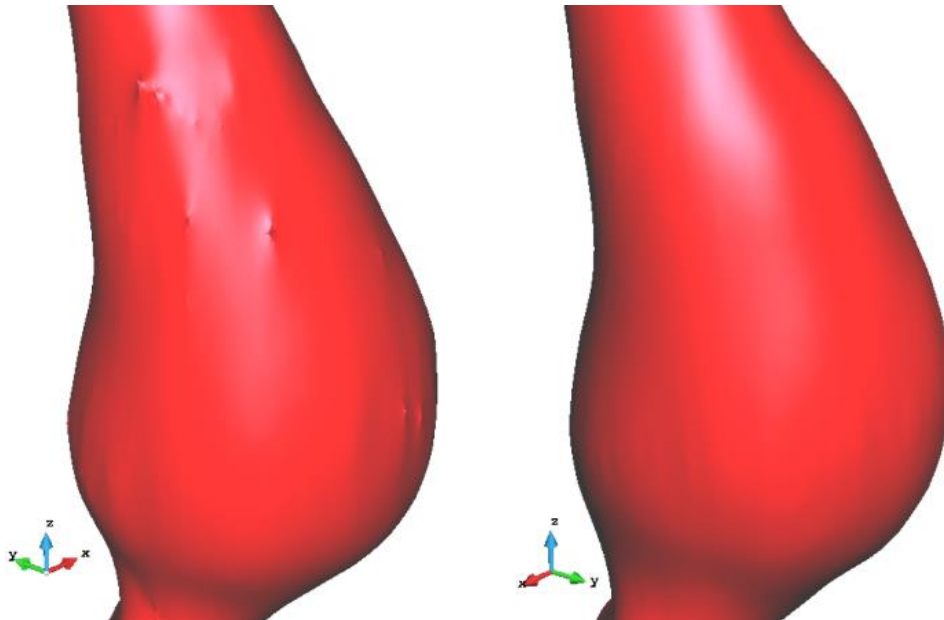


Ilustración 96: Comparación de superficies de modelos suavizados Caso 1. Fuente: Propia.

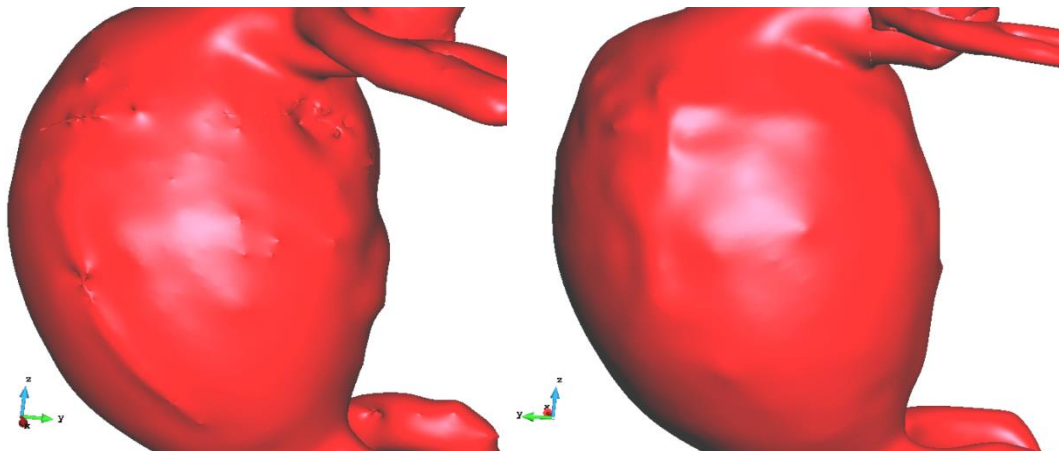


Ilustración 97: Comparación superficies de modelos suavizados Caso 2. Fuente: Propia.



### 3.5. COMPARACIÓN CUANTITATIVA DE MODELOS SEGMENTADOS

Tras haber realizado la comparación cualitativa de los modelos obtenidos con cada uno de los programas de segmentación, se continúa con un análisis cuantitativo. Dicho análisis se lleva a cabo de nuevo con el programa GiD Simulation. A diferencia de la anterior comparativa, esta vez se procede a la superposición de los modelos suavizados para analizar el diámetro máximo de cada ejemplar. Para ello, se han realizado cortes transversales a lo largo del eje Z. En color verde se muestran los cortes de los modelos obtenidos con 3D Slicer y en color rojo los modelos de ITK-Snap. En el ANEXO I se muestran las imágenes DICOM donde se mide el diámetro máximo del aneurisma en el corte sagital con 3d Slicer. En la Ilustración 98, Ilustración 99, Ilustración 100, Ilustración 101 y Ilustración 102 se muestran las comparaciones de todos los casos.

#### CASO 1

 **Imagen DICOM**

Diámetro máximo: 52,74 mm

 **3D Slicer**

Diámetro máximo: 48,48 mm

 **ITK-Snap**

Diámetro máximo: 49,42 mm

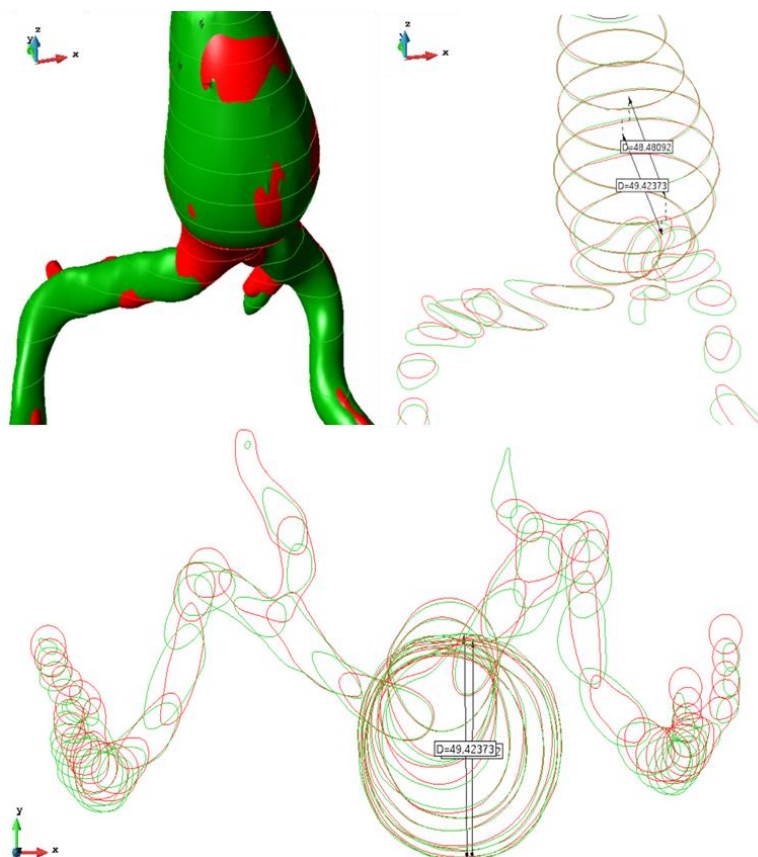


Ilustración 98: Comparación de modelos caso 1 en distintos planos. Fuente: Propia.



## CASO 2

✚ *Imagen DICOM*

Diámetro máximo: 116,9 mm

✚ *3D Slicer*

Diámetro máximo: 109,66 mm

✚ *ITK-Snap*

Diámetro máximo: 111,24 mm

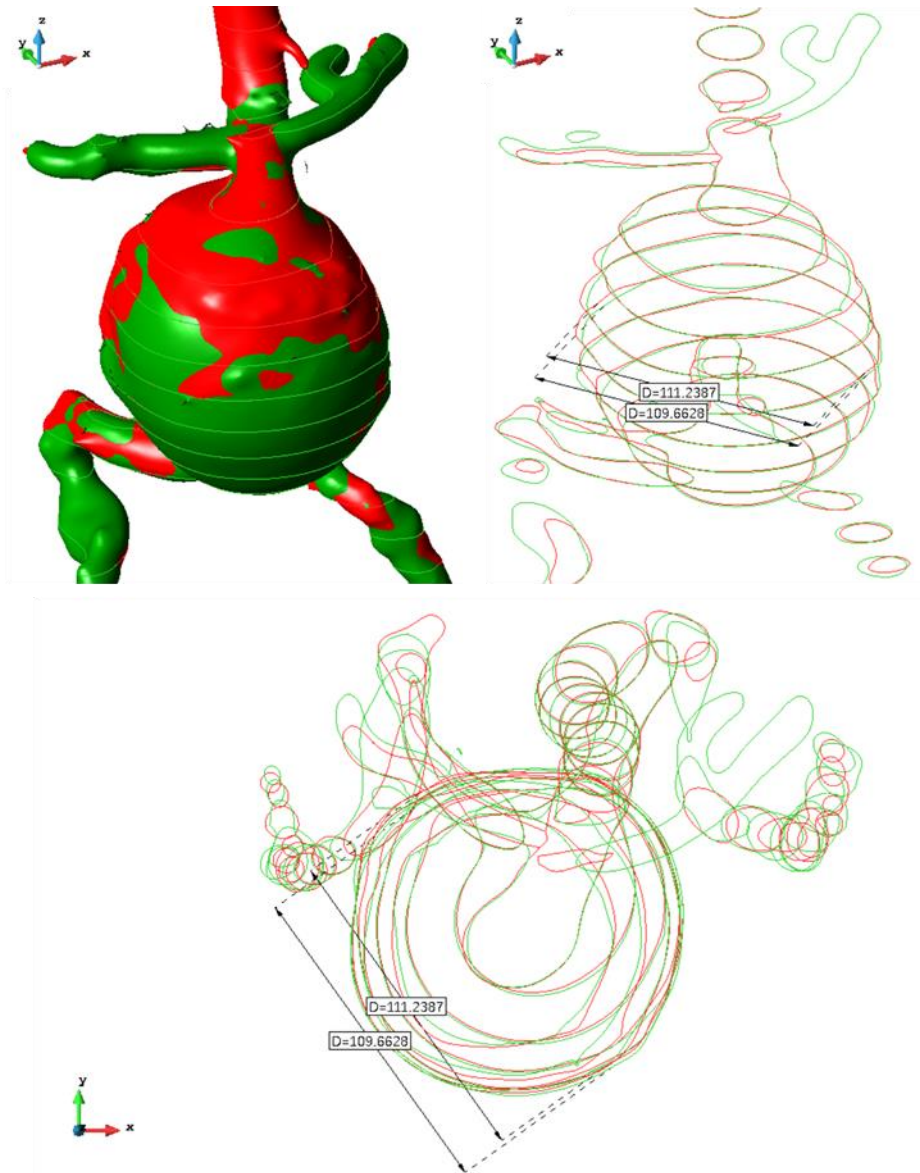


Ilustración 99: Comparación de modelos caso 2 en distintos planos. Fuente: Propia.

### CASO 3

 **Imagen DICOM**

Diámetro máximo: 49,36 mm

 **3D Slicer**

Diámetro máximo: 46,43 mm

 **ITK-Snap**

Diámetro máximo: 48,39 mm

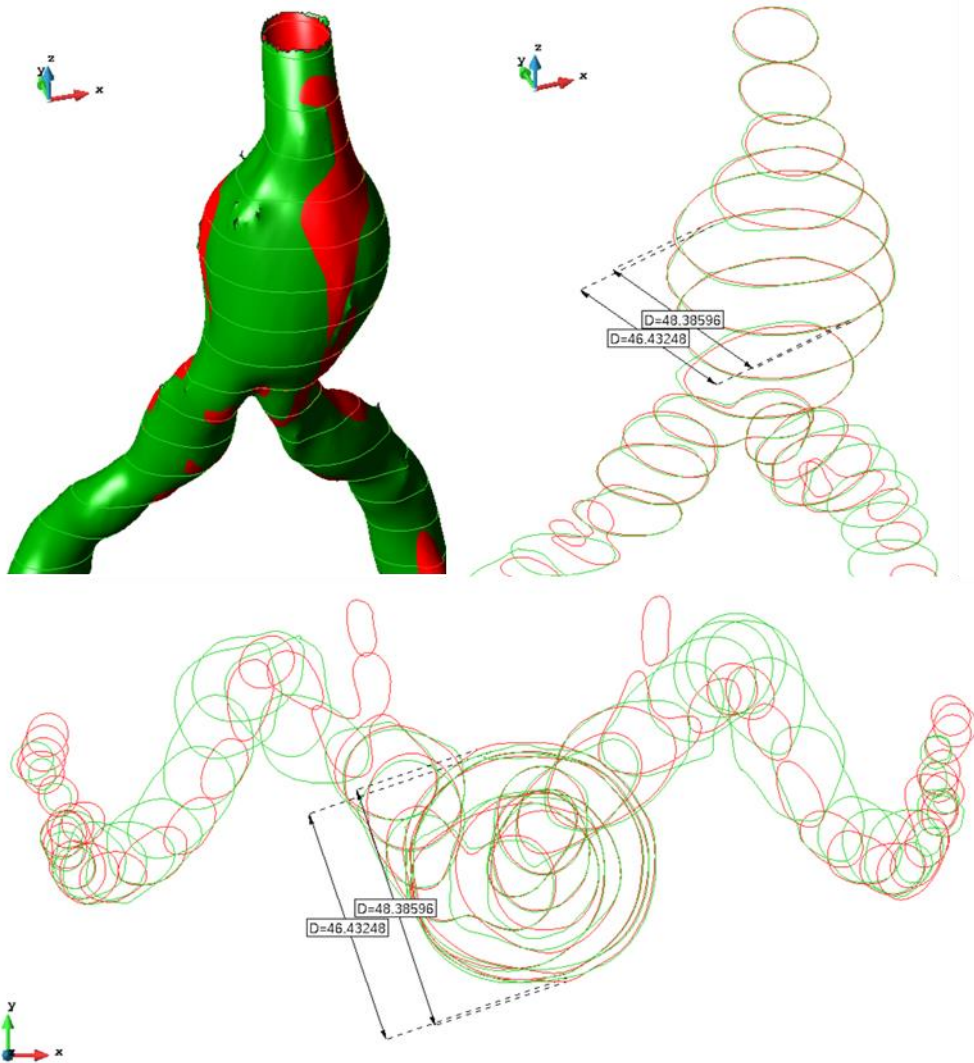


Ilustración 100: Comparación de modelos caso 3 en distintos planos. Fuente: Propia.



#### CASO 4

✚ *Imagen DICOM*

Diámetro máximo: 55,10 mm.

✚ *3D Slicer*

Diámetro máximo: 50,84 mm

✚ *ITK-Snap*

Diámetro máximo: 51,89 mm

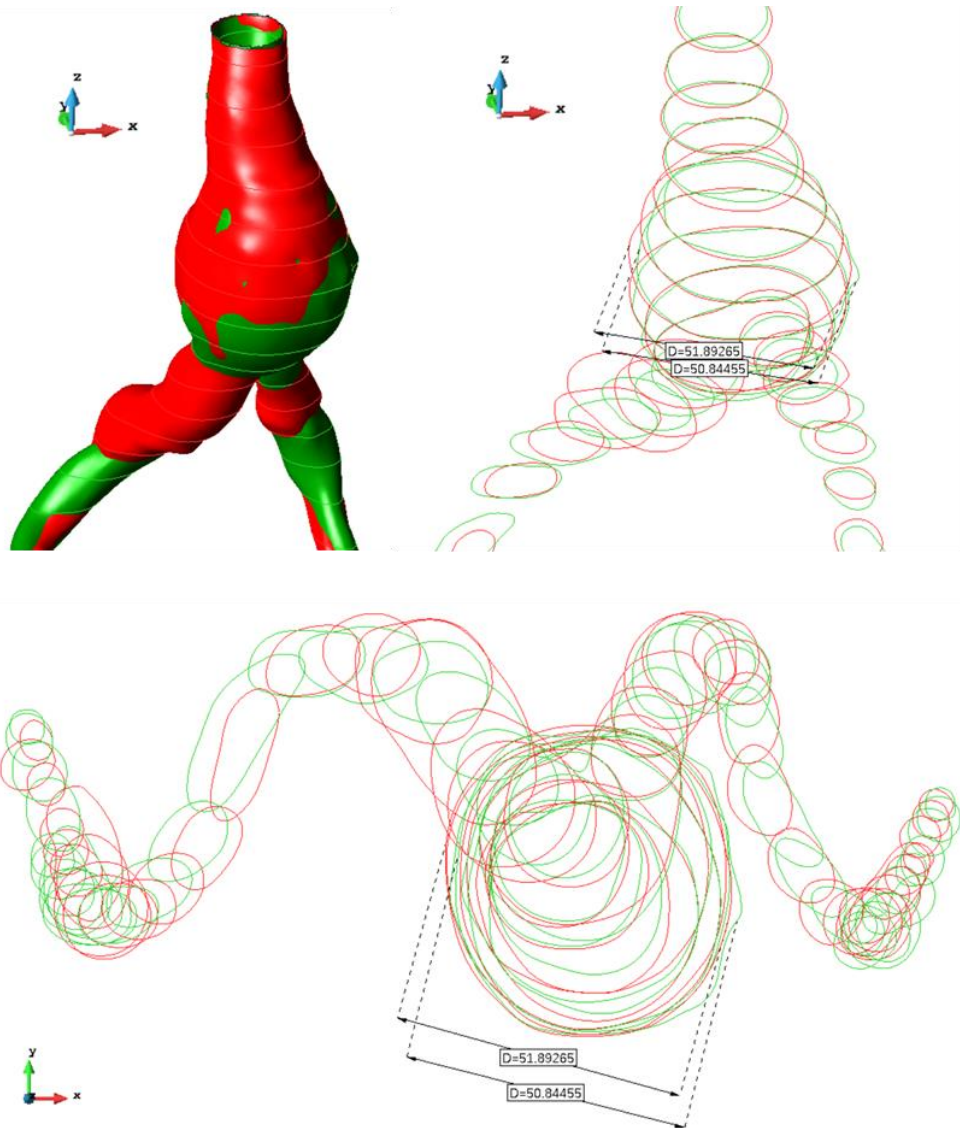


Ilustración 101: Comparación de modelos caso 4 en distintos planos. Fuente: Propia.

## CASO 5

 **Imagen DICOM**

Diámetro máximo: 23,24 mm

 **3D Slicer**

Diámetro máximo: 24,85 mm

 **ITK-Snap**

Diámetro máximo: 22,69 mm

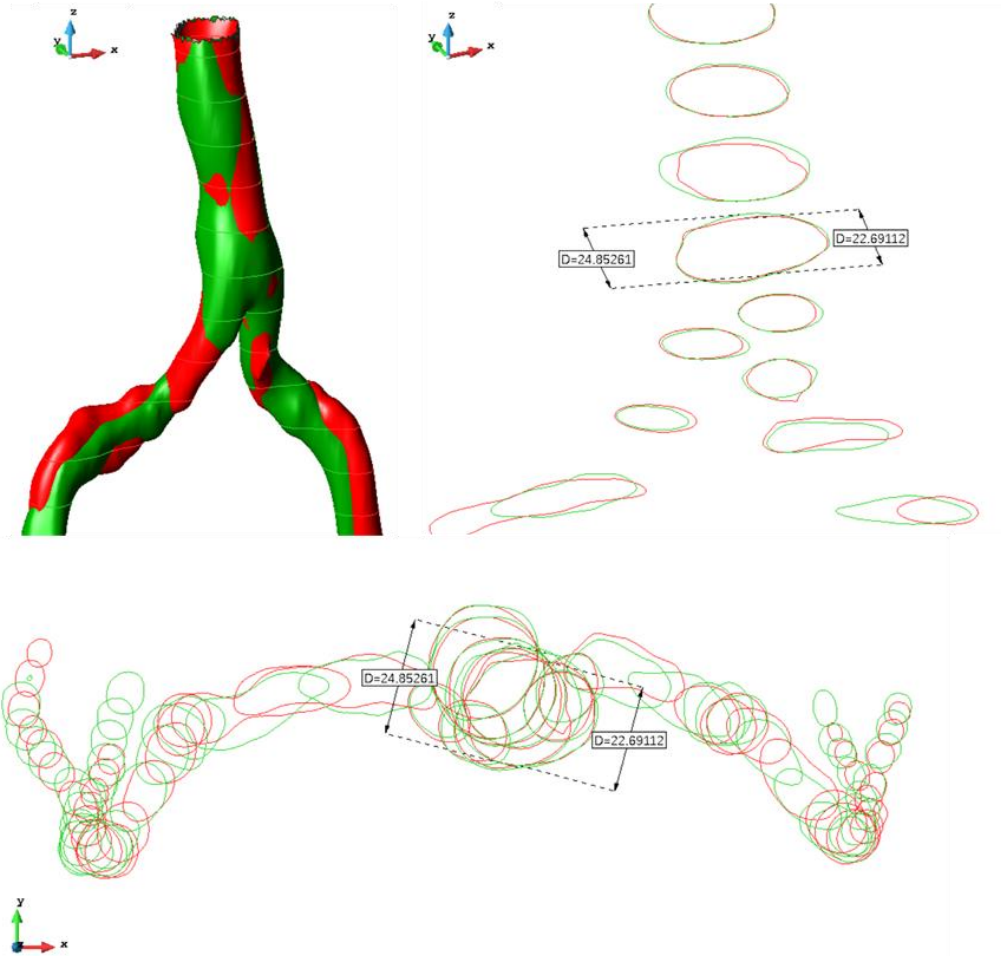


Ilustración 102: Comparación de modelos caso 4 en distintos planos. Fuente: Propia.



Como se puede observar en las imágenes, en la parte superior de la aorta, incluyendo el aneurisma, los cortes están prácticamente superpuestos entre sí, lo que significa que los dos programas dan un resultado similar a la hora de la segmentación. En la parte inferior de la aorta, cuando ésta se bifurca para dar lugar a las arterias ilíacas, sí es posible apreciar una mayor diferencia en los cortes superpuestos. Esto se debe a que, en el proceso de segmentación, se ha utilizado el método manual para obtener un mejor resultado de las arterias ilíacas. Dicha diferencia de dimensiones no es excesivamente relevante, puesto que no es una diferencia muy grande y la parte realmente importante del modelo es el aneurisma, lugar en el que, como ya se ha visto, los programas sí coinciden en resultado.

En la Tabla 1 Tabla 1: Diámetros máximos del aneurisma: Fuente: Propia.se muestran los porcentajes de error de los diámetros máximos del aneurisma que tienen los modelos obtenidos con ambos programas de segmentación frente a los diámetros máximos medidos en las imágenes DICOM. Estas mediciones han sido tomadas en el corte sagital con el programa 3D Slicer y se pueden ver en el ANEXO I.

Es posible apreciar que el programa ITK-Snap acumula menos error, ya que su mayor porcentaje es de 6,29%, mientras que el mayor error en 3D Slicer es de 8,08%. Por tanto, los resultados obtenidos con ITK-Snap se ajustan más a las imágenes DICOM y, por tanto, a la realidad.

Diámetro mayor (mm)	3D Slicer (mm)	ITK-Snap (mm)	Diámetro imagen DICOM (mm)	% Error 3D Slicer	% Error ITK-Snap
Caso 1	48,48	49,42	52,74	8,08	6,29
Caso 2	109,66	111,24	116,9	6,19	4,84
Caso 3	46,43	48,39	49,36	5,93	1,97
Caso 4	50,84	51,89	55,1	7,72	5,82
Caso 5	24,85	22,69	23,24	6,94	2,36

Tabla 1: Diámetros máximos del aneurisma: Fuente: Propia.

Una vez se han obtenido los modelos anatómicos, se explicará en el siguiente apartado las distintas técnicas de fabricación aditiva para continuar con su impresión 3D.



## 4. FABRICACIÓN

En este apartado se contemplarán los tipos de tecnologías de impresión mediante fabricación aditiva y, por consiguiente, los materiales utilizados en cada tecnología. Posteriormente se elegirá la técnica y material para realizar el modelo anatómico del aneurisma de aorta abdominal.

### 4.1. ESTEREOLITOGRAFÍA (SLA)

La técnica de impresión denominada estereolitografía se basa en un proceso conocido como fotopolimerización. Este proceso consiste en utilizar una resina fotosensible en estado líquido como material de partida, la cual será endurecida a través de un láser ultravioleta.

Este método hace uso de un depósito donde se vierte la resina líquida. En el interior del depósito se sitúa sumergida una plataforma móvil cuyos movimientos tienen lugar a lo largo del eje Z (Ilustración 103). Inicialmente, la plataforma se dispone a una profundidad de la superficie libre igual que el espesor de capa de material deseado. Seguidamente, la luz láser impacta sobre la resina trazando la trayectoria indicada. A medida que el láser incide sobre la resina, ésta se va endureciendo. Una vez impresa la primera capa, la plataforma móvil se desplaza hacia abajo para generar la siguiente capa de material. Este proceso se ejecuta tantas veces como número de capas tenga el modelo a imprimir.

Una vez finalizada la fabricación aditiva, el modelo requiere un postprocesado en el que se le aplica una luz ultravioleta a la pieza con el objetivo de proporcionar unas mejores características mecánicas. A este proceso se le denomina curado y su temperatura aproximada es de 60°.

Las grandes ventajas de este método de impresión son la alta resolución y precisión que alcanza. Es una gran opción para productos sanitarios que requieran alto nivel de detalle. Por el contrario, tiene un precio ligeramente elevado, aunque es más asequible que otro tipo de impresiones. Una desventaja es la necesidad de realizar el postprocesado (Valbuena-Niño et al., 2016).

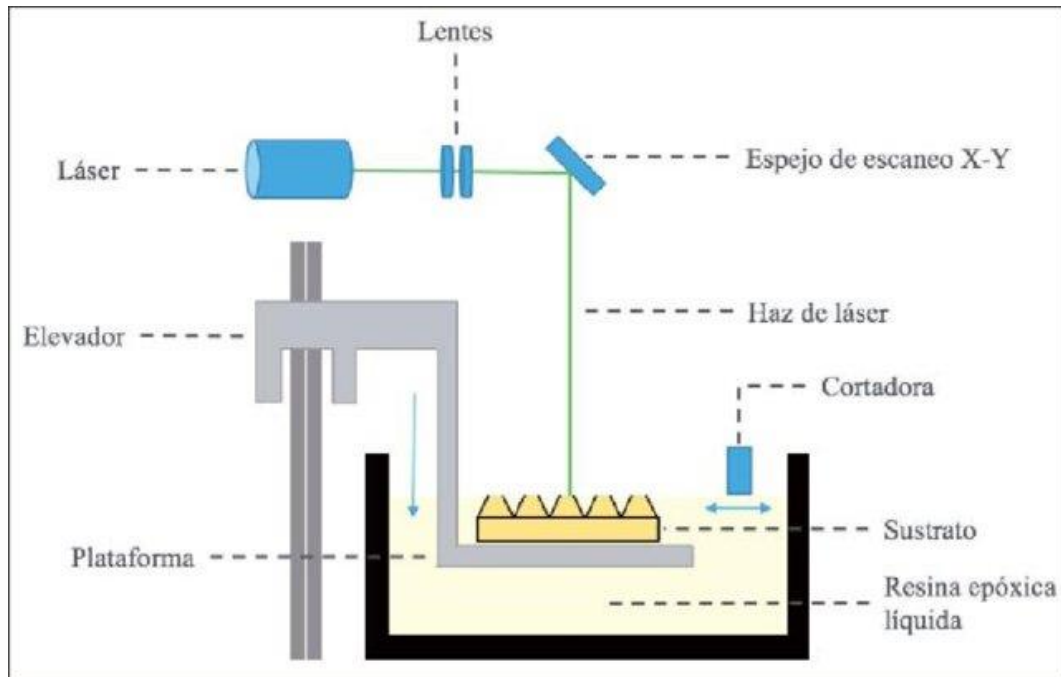


Ilustración 103: Esquema de la técnica SLA. Fuente: (Valbuena-Niño et al., 2016)

En la Tabla 2 se detallan las características de la impresora Form 3BL. Asimismo, en la Ilustración 104 se muestra una imagen de la propia impresora.

<b>Dimensiones</b>	1050 x 900 x 1050 mm
<b>Peso</b>	48 kg
<b>Volumen impresión</b>	335 x 200 x 300 mm
<b>Temperatura funcionamiento</b>	15 °C - 35 °C
<b>Número de láser</b>	2
<b>Potencia láser</b>	250 mW

Tabla 2: Características Form 3BL. Fuente: Propia.





*Ilustración 104: Impresora Form 3BL. Fuente: (FormLabs, 2020)*

#### 4.2. MODELADO POR DEPOSICIÓN FUNDIDA (FDM)

El modelado por deposición fundida (FDM) o también denominado como fabricación con filamento fundido (FFF) es una de las técnicas más populares en el área de la impresión 3D.

Este tipo de fabricación aditiva se basa en el uso de una bobina de filamento termoplástico (Ilustración 105). Dicho filamento se calienta hasta llegar a un estado semilíquido. Una vez en este estado, el material se va depositando a través de un extrusor sobre la plataforma. Dicho extrusor realiza los desplazamientos en el plano XY. Una vez depositada la capa, la plataforma varía su altura y se deposita la siguiente capa. El proceso se repite hasta que se fabrique el modelo. Algunas impresoras contienen diversos extrusores que permiten la impresión en distintos materiales. Esto es útil cuando el modelo necesite soportes para su impresión. Los termoplásticos más comunes en este método de fabricación aditiva son el acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) y el ácido poliláctico (PLA) (Cano Vicent & Serrano Aroca, 2021).

La principal ventaja del método FDM es su bajo coste, tanto en las impresoras 3D como en el material. El postprocesado consiste en la eliminación de los soportes y en un posible lijado del material. Para su eliminación, el material de los soportes es soluble en agua, por lo que bastará con sumergir el modelo en agua y esperar a que los soportes desaparezcan.

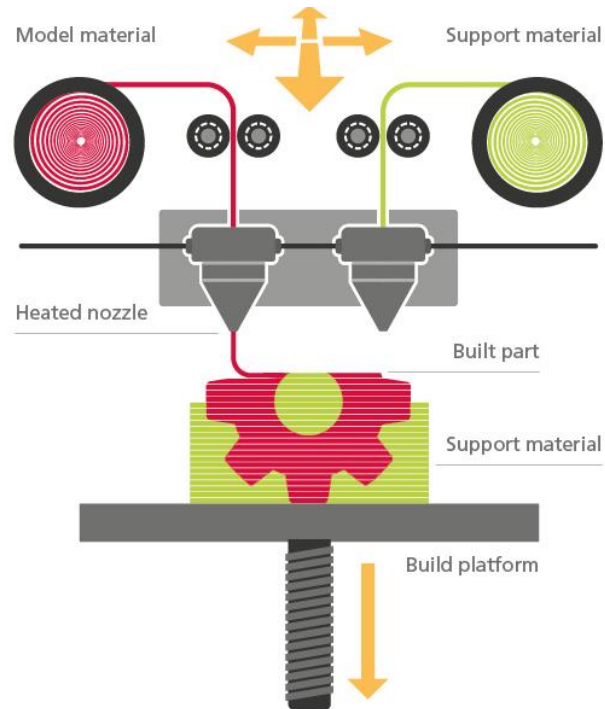


Ilustración 105: Esquema de la técnica FDM. Fuente: (Ricoh 3D Technologies, s. f.)

## ÁCIDO POLILÁCTICO

El ácido poliláctico o PLA es un polímero termoplástico el cual se obtiene por la fermentación de componentes vegetales como el almidón de maíz o de la caña de azúcar. Por consiguiente, es un polímero biodegradable en función de ciertos factores ambientales.

Atendiendo a sus propiedades, el ácido poliláctico es una sustancia resistente pese a presentar cierta fragilidad. Este material no es adecuado para trabajar a altas temperaturas debido a que posee una baja temperatura de transición vítrea de 60 °C. Una vez que el material alcanza dicha temperatura de transición, pierde su rigidez.

El PLA es uno de los materiales más utilizados en la impresión 3D cuando se trata de prototipos rápidos, puesto que es muy barato y no requiere ambientes controlados.

La impresora de modelado por deposición fundida es la Delta WASP 4070 Pro (Ilustración 106), cuyas características se detallan en la Tabla 3.



<b>Dimensiones</b>	850 mm x 770 mm x 1990 mm
<b>Peso</b>	50 kg
<b>Volumen impresión</b>	Ø400 mm x h670 mm
<b>Extrusor</b>	Ø 0,4 mm
<b>Velocidad máxima impresión</b>	200 mm/s
<b>Cama caliente</b>	Hasta 110°
<b>Filamento</b>	Ø 1,75 mm

*Tabla 3: Características Delta WASP 4070. Fuente: Propia.*



*Ilustración 106: Impresora Delta WASP 4070. Fuente: (WASP, s. f.).*





## 5. COSTES DEL PROCESO

En el actual capítulo se abordará un estudio económico cuyo propósito será determinar el coste total asociado a la implantación del proceso descrito durante todo el trabajo. Para este fin, se tienen en cuenta los costes directos e indirectos influyentes en la obtención de modelos anatómicos mediante impresión 3D.

### 5.1. COSTES DIRECTOS

#### ➤ Coste de materiales

Se van a utilizar dos tipos de materiales para la impresión: ácido poliláctico o PLA para la estructura de la pieza y alcohol polivinílico o PVA, el cual se utilizará como material de soporte y será eliminado posteriormente tras sumergir la pieza en agua, ya que este tipo de material es soluble en agua.

Seguidamente se va a calcular el coste de cada uno de los materiales:

#### PLA

##### ✚ Modelo 1:

Teniendo en cuenta que la masa utilizada en el primer modelo es de 83 gramos y el coste del material PLA es 26 €/kg se obtiene el coste del material utilizado.

$$Coste_{PLA_2} = 26 \frac{\text{€}}{\text{kg}} \cdot 0,080 \text{ kg} = 2,08\text{€}$$

##### ✚ Modelo 2:

En este caso, la masa utilizada en el segundo modelo es de 60 gramos.

$$Coste_{PLA_1} = 26 \frac{\text{€}}{\text{kg}} \cdot 0,060 \text{ kg} = 1,56 \text{ €}$$

#### PVA

##### ✚ Modelo 1:

En el primer modelo se han precisado de 78 gramos de PVA cuyo coste es de 53,90 €/kg.

$$Coste_{PVA_2} = 54 \frac{\text{€}}{\text{kg}} \cdot 0,078 \text{ kg} = 4,21 \text{ €}$$

##### ✚ Modelo 2:

En este caso, la masa utilizada es de 55 gramos.



$$Coste_{pVA_1} = 54 \frac{\text{€}}{\text{kg}} \cdot 0,055 \text{ kg} = 2,97 \text{ €}$$

➤ **Coste de mano de obra**

El personal necesario para la realización del proyecto será un ingeniero júnior para la obtención de los modelos anatómicos.

➤ **Coste servicio de impresión**

Para realizar el procedimiento de impresión se contrata un servicio ajeno que supone un gasto de 100 €. Para la impresión se ha utilizado la impresora 3D Delta WASP 4070 Pro.

Es necesario tener en cuenta que el ordenador utilizado para la obtención de los modelos virtuales ha sido un HP Envy 14, cuyos gastos no están incluidos en el servicio de impresión.

➤ **Coste de softwares**

Para el estudio se han requerido los siguientes softwares de segmentación y postprocesado.

- ❖ **Segmentación:** 3D Slicer, ITK-Snap.
- ❖ **Postprocesado:** Meshmixer, MeshLab, GiD Simulation.

## 5.2. COSTES INDIRECTOS

➤ **Coste del consumo eléctrico**

En cuanto a los costes indirectos, se tiene en cuenta el consumo eléctrico generado por el ordenador. Para ello, se hace el cálculo con el consumo del ordenador de 0,135 kW, el precio de la electricidad de 0,2145 €/kWh y el tiempo total del ordenador enchufado a la red de 175 horas.

$$Coste_{eléctrico} = 0,2145 \frac{\text{€}}{\text{kWh}} \cdot 0,135 \text{ kW} \cdot 190 \text{ h} = 5,50 \text{ €}$$



<b>COSTE MATERIAL</b>	<b>Precio unidad</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Precio total</b>
HP Envy 14-eb1002ns	1.400 €	1	1.400 €
3D Slicer	0	1	0 €
ITK-Snap	0	1	0 €
Meshmixer	0	1	0 €
MeshLab	0	1	0 €
GiD 16.1.5	0	1	0 €
PLA			
○ Modelo 1	26 €/kg	83	2,08
○ Modelo 2	26 €/kg	60 g	1,56 €
PVA			
○ Modelo 1	54 €/kg	78	4,21
○ Modelo 2	54 €/kg	55 g	2,97 €
<b>SUBTOTAL</b>			<b>1.410,82 €</b>
21% I.V.A			296,27 €
<b>TOTAL</b>			<b>1.707,09 €</b>

Tabla 4: Coste material. Fuente: Propia.

<b>COSTE PERSONAL</b>	<b>Precio por hora</b>	<b>Horas al día</b>	<b>Total de horas</b>	<b>Precio total</b>
Ingeniero júnior	10,50 €	5h/día	400 h	4.200 €
<b>SUBTOTAL</b>				
21% I.V.A				
<b>TOTAL</b>				<b>4.200 €</b>

Tabla 5: Coste personal. Fuente: Propia.



<b>COSTE SERVICIO</b>	<b>Precio total</b>
Impresión	100 €
<b>SUBTOTAL</b>	<b>100 €</b>
21% I.V.A	21 €
<b>TOTAL</b>	<b>121 €</b>

Tabla 6: Coste servicio. Fuente: Propia.

<b>COSTE ELÉCTRICO</b>	Precio electricidad	Consumo	Tiempo	Precio total
HP Envy 14-eb1002ns	0,2145 €/kWh	0,135 kW	190 h	5,50 €
<b>SUBTOTAL</b>				<b>5,50 €</b>
5% I.V.A				0,28 €
<b>TOTAL</b>				<b>5,78 €</b>

Tabla 7: Coste eléctrico. Fuente: Propia.

El coste total del proyecto, con I.V.A incluido, asciende a una cantidad de **6.033,87 €**.





## 6. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

Acto seguido al desarrollo del presente trabajo, se exponen las conclusiones en cuanto al proceso a seguir para la elaboración de modelos anatómicos de aneurismas de aorta mediante impresión 3D y unas posibles líneas de futuro.

### 6.1. CONCLUSIONES

En relación con la obtención del modelo, tras la primera comparación realizada cualitativamente de modelos de aneurisma de aorta logrados mediante los programas de 3D Slicer e ITK-Snap, se alcanzan dos conclusiones iniciales. La primera de ellas es la obtención de mejores resultados en los modelos sin suavizar realizados con 3D Slicer frente a los realizados con ITK-Snap. Una vez ejecutado el suavizado de la superficie con los programas de edición de malla, se procede a la comparación de los modelos anteriores y posteriores a dicha operación, concluyendo así con la necesidad de aplicar un postprocesado de malla, ya que se produce la eliminación total o parcial de las irregularidades de la superficie de los modelos propuestos.



	3D Slicer	ITK-Snap
Número módulos	Varios módulos	Módulo segmentación
Usabilidad de la interfaz	Compleja	Sencilla
Precisión	Alta	Alta
Rapidez	Media	Alta
Coste	Código abierto y gratuito	Código abierto y gratuito
Tiempo empleado	Alto	Bajo
Métodos	Manual <ul style="list-style-type: none"> <li>❖ Pintar</li> <li>❖ Dibujar</li> <li>❖ Borrar</li> </ul> Semiautomático <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Grow from seeds</li> <li>▪ Level tracing</li> <li>▪ Thresholding</li> <li>▪ Islands</li> </ul>	Manual <ul style="list-style-type: none"> <li>❖ Pincel</li> <li>❖ Polígono</li> <li>❖ Borrar</li> </ul> Semiautomático <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Snake               <ul style="list-style-type: none"> <li>○ Thresholding</li> <li>○ Classification</li> <li>○ Edge Attraction</li> </ul> </li> </ul>

Tabla 8: Comparación 3D Slicer e ITK-Snap. Fuente: Propia.

A la hora de decidir cuál será el programa de segmentación elegido para este proceso, se plantea un balance de argumentos (Tabla 8).

En primer lugar, cabe destacar como afirmación más importante que los resultados obtenidos en relación a la continuidad de la superficie con los programas 3D Slicer e ITK-Snap son muy buenos, siempre y cuando se realice el postprocesado de malla abordado anteriormente. No obstante, es necesario resaltar la eliminación de todas las irregularidades con el uso del programa ITK-Snap. En cuanto a la comparación de los diámetros máximos de cada modelo,



ambos programas ofrecen resultados similares, aunque el ITK-Snap genera un porcentaje menor frente al 3D Slicer.

Respecto a la interfaz y manejo de cada uno de los dos softwares, existen distintos enfoques. Por una parte, el programa 3D Slicer es un software mucho más completo que contiene numerosas herramientas para hacer frente a la segmentación semiautomática de diversas maneras. Además, permite al usuario personalizar la interfaz y hace uso de multitud de colores, facilitando considerablemente la navegación por la citada interfaz. Adicionalmente, existe la posibilidad de editar el modelo en su vista 3D. Por otra parte, el programa ITK-Snap cuenta con una interfaz mucho más sencilla y con una única herramienta de segmentación semiautomática. Dicha herramienta, denominada Snake, es un recurso muy sencillo de aplicar, ya que guía al usuario en los pasos a seguir. Todo ello proporciona un aumento en la rapidez en el proceso de segmentación y reduce el tiempo empleado en el aprendizaje del uso del software.

Como conclusión, se opta por la elección del programa ITK-Snap, puesto que, aunque el programa tenga menos herramientas con las que abordar la segmentación, los modelos anatómicos de aneurisma de aorta tienen únicamente un fin didáctico, por lo que no es necesaria una precisión milimétrica. ITK-Snap logra muy buenos resultados en un menor tiempo de segmentación y de familiarización con el software.

En cuanto a los programas de postprocesado, se da preferencia al uso del programa MeshLab respecto a Meshmixer, puesto que la operación de smoothing se aplica de un modo notablemente más regular y uniforme a lo largo de la superficie. Asimismo, el comando en MeshLab se ejecuta automáticamente, lo que disminuye en gran medida el tiempo de postprocesado.

	Meshmixer	MeshLab
Proceso	Manual	Automático
Superficie	Irregular	Regular y uniforme
Tiempo empleado	Alto	Bajo

Tabla 9: Comparación Meshmixer y MeshLab. Fuente: Propia.

En relación con la fabricación del modelo anatómico 3D, se puede ver en la Tabla 10, que la estereolitografía (SLA) es un método que consigue



mejores resultados en cuanto a la resolución, la precisión y el nivel de detalle, frente a los resultados logrados mediante modelado por deposición fundida (FDM). En el caso de los modelos anatómicos de aneurisma de aorta, dichos factores no son extremadamente importantes, puesto que la función didáctica que tienen que desempeñar se puede cumplir con una resolución, precisión y nivel de detalle un poco más bajos, ahorrando así, una cantidad notable en los costes.

Teniendo en cuenta que los modelos anatómicos persiguen un fin didáctico, el método de impresión 3D seleccionado es el modelado por deposición fundida. Esta elección se debe mayoritariamente a una cuestión económica, ya que, como se puede observar en la Tabla 11 la impresora 3D y el material utilizado (PLA) del método FDM son mucho más económicos que la impresora y el material utilizado en SLA.

	FDM	SLA
<b>Resolución</b>	Media	Alta
<b>Precisión</b>	Media	Alta
<b>Nivel de detalle</b>	Medio	Alto
<b>Diseño</b>	Básico	Complejo
<b>Facilidad uso</b>	Buena	Buena
<b>Rapidez</b>	Alta	Media

Tabla 10: Comparación métodos de impresión 3D. Fuente: Propia.



	FDM	SLA
<b>Volumen de impresión</b>	Ø400 mm x h670 mm	335 x 200 x 300 mm
<b>Precio de impresora</b>	13.750	16.000 €
<b>Materiales</b>	Termoplástico PLA	Resina Estándar Form 3
<b>Precio material</b>	26 €/kg	163,35 €/litro
<b>Aplicaciones</b>	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Prototipado de bajo coste</li><li>▪ Piezas sencillas</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>▪ Prototipado de alto nivel de acabado</li><li>▪ Piezas complejas</li></ul>

Tabla 11: Comparación de métodos de impresión. Fuente: Propia.

Como resultado final, en la Ilustración 107 se puede observar el proceso de impresión 3D que sigue cada uno de los modelos. Arriba a la izquierda, se muestra el comienzo del proceso, en el cual la máquina ha depositado las primeras capas de material. Abajo a la izquierda se muestra el modelo en una fase más avanzada del proceso, donde se ve claramente el uso de los dos tipos de materiales: PLA (material del modelo) y PVA (material utilizado de soporte para la pieza). Por último, en la parte de la derecha se visualiza el modelo final tras finalizar el proceso de impresión.

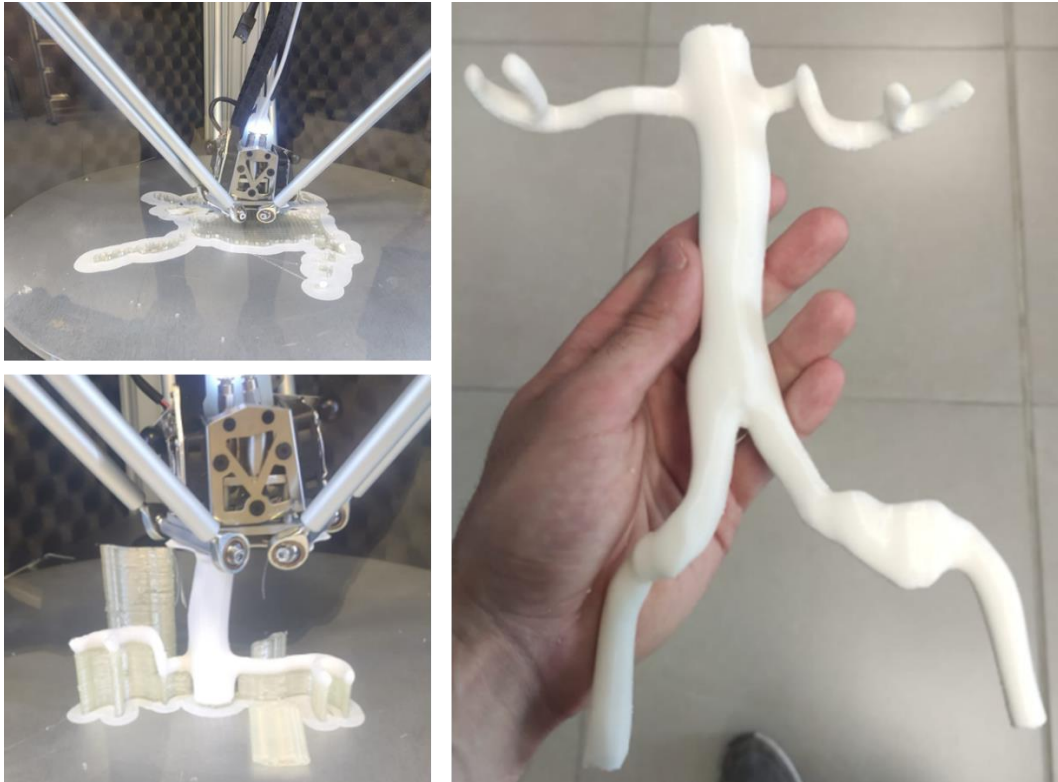


Ilustración 107: Proceso de impresión 3D del modelo anatómico de aneurisma de aorta. Fuente: Propia.

Para finalizar, se exponen los objetivos académicos desarrollados durante el Trabajo de Fin de Grado.

En primer lugar, se ha desarrollado la capacidad para la adquisición de nuevos métodos y teorías gracias a la profunda investigación y búsqueda de información en relación al contenido a desarrollar.

En segundo lugar, se ha desarrollado la capacidad para aplicar los principios y métodos de calidad, es decir, se han utilizado distintas técnicas y conocimientos en relación a la gestión de calidad. Dicha capacidad se ha obtenido a la hora de realizar la elección de los distintos programas de segmentación, programas de postprocesado y tipos de impresión 3D, cuyo fin era la elaboración de modelos anatómicos capaces de cumplir una finalidad didáctica.

Para continuar, se ha desarrollado la capacidad de resolución de problemas con iniciativa y razonamiento crítico debido a los diversos errores emergentes en el uso de los distintos programas.

Para finalizar, se ha llevado a cabo y redactado individualmente el Trabajo de Fin de Grado en el área de la rama de Ingeniería Mecánica.



## 6.2. LÍNEAS FUTURAS

Atendiendo a las líneas futuras que podría seguir este trabajo se encuentra la investigación de nuevos programas de segmentación cuyo objetivo sea obtener modelos más ajustados a las imágenes DICOM, es decir, reducir el porcentaje de error generado, así como su automatización.

Por otro lado, sería interesante realizar una ampliación en la base de datos de los aneurismas de aorta abdominal (AAA), incluyendo por ejemplo las disecciones aórticas (DA) (Zorrilla et al., 2020) o los aneurismas de aorta torácica (AAT). También podrían incorporarse otro tipo de patologías (Soudah et al., 2014).

Una vez obtenidos los modelos anatómicos, se podrían cotejar los resultados con médicos para incorporar nuevas mejoras de cara a la práctica clínica (Nieto-Palomo et al., 2021; Alonso et al., 2016).

Adicionalmente, aunque hoy en día existan hospitales que implementen la tecnología 3D, se abre la posibilidad de valorar la creación de un departamento de elaboración de modelos 3D (obtención e impresión 3D) en la Universidad de Valladolid en colaboración con el Hospital Clínico de Valladolid, cuyo objetivo sea ofrecer al colectivo médico un servicio de bajo coste.

En cuanto a los materiales utilizados en la tecnología 3D, existiría la posibilidad de estudiar otro tipo de materiales para mejorar la resolución de los modelos con el objetivo de utilizar dichos modelos para un fin experimental/numéricos, como podría ser la velocimetría de imagen de partículas (PIV).

En relación al coste del proceso, se estudiaría su optimización en el procedimiento de impresión 3D.







## 7. BIBLIOGRAFÍA

- AdanaDental. (2020). *Titanio, el material clave de la implantología dental*. AdanaDental. Recuperado 3 de abril de 2023, de <https://www.adanadental.es/titanio-el-material-clave-de-la-implantologia-dental/>
- AEMPS. (2021, mayo). *Hoy comienza a aplicarse en la Unión Europea el nuevo reglamento de productos sanitarios*. Agencia Española de Medicamentos y Productos Sanitarios. Recuperado 19 de abril de 2023, de <https://www.aemps.gob.es/informa/hoy-comienza-a-aplicarse-en-la-union-europea-el-nuevo-reglamento-de-productos-sanitarios/>
- Alonso, G.V., Soudah, E., Alonso, J. L., Lipsa, L. M., Nieto, F., Pérez, M. Á., & Vaquero, C. P. (2016). Preliminary Correlations for Characterizing the Morphology of Abdominal Aortic Aneurysms as Predictor of Rupture. In: Silva Neto, A., Llanes Santiago, O., Silva, G. (eds) *Mathematical Modeling and Computational Intelligence in Engineering Applications*. Springer, Cham. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-38869-4\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-319-38869-4_1)
- Andrés-Cano, P., Calvo-Haro, J. A., Fillat-Gomà, F., Andrés-Cano, I., & Perez-Mañanes, R. (2021). Papel del cirujano ortopédico y traumatólogo en la impresión 3D: aplicaciones actuales y aspectos legales para una medicina personalizada. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 65(2), 138-151. <https://doi.org/10.1016/j.recot.2020.06.014>
- Bernhard Dorweiler, Prof. Dr. (2018). *Salvar vidas gracias a la impresión 3D*. Canales sectoriales interempresas. Recuperado 3 de marzo de 2023, de <https://www.interempresas.net/Fabricacion-aditiva/Articulos/217850-Salvar-vidas-gracias-a-la-impresion-3D.html>
- Blog Ingenius. (2022, marzo). *Aplicaciones médicas de la impresión 3d profesional*. Ingenius. Recuperado 30 de abril de 2023, de <https://eddm.es/blog-ingenius/aplicaciones-medicas-de-la-impresion-3d-profesional/>
- Calvo, L. (2021). *Airbus incorporará más piezas 3D en sus aviones*. Fly News. Recuperado 30 de marzo de 2023, de <https://fly-news.es/industria/airbus-incorporara-mas-piezas-3d-aviones/>
- Calzado, A., Geleijns, J., & De Revisión, A. (2010). Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. *Revista de Física Médica*, 11(3), 163-180.
- Camargo, C. (s. f.). *Cuando la impresión 3D y la arquitectura se unen para crear ideas*. makeR. Recuperado 30 de abril de 2023, de



<https://somosmaker.com/impresion-3d-arquitectura-se-unen-para-crear-ideas/>

Cano Vicent, A., & Serrano Aroca, Á. (2021). Impresión 3D por modelado por deposición fundida: Manejo, funcionamiento y aplicaciones biomédicas. *Nereis. Interdisciplinary Ibero-American Journal of Methods, Modelling and Simulation.*, 13, 227-238. [https://doi.org/10.46583/NEREIS\\_2021.13.809](https://doi.org/10.46583/NEREIS_2021.13.809)

César-Juárez, Á. A., Olivos-Meza, A., Landa-Solís, C., Cárdenas-Soria, V. H., Silva-Bermúdez, P. S., Suárez Ahedo, C., Olivos Díaz, B., Ibarra-Ponce de León, J. C. (2018). Uso y aplicación de la tecnología de impresión y bioimpresión 3D en medicina. *Revista de la Facultad de Medicina (México)*, 61(6), 43-51. <https://doi.org/10.22201.fm.24484865e.2018.61.6.07>

Chassin-Trubert, Dr. L. (s. f.). *Aneurisma Aorta Abdominal*. Recuperado 5 de mayo de 2023, de <https://cirujanovascular.cl/aneurismas-aorta-abdominal/>

Concepción-Ruiz, E., López-Puerta, J., Andrés-Cano, P., & Voltres Martínez, A. (2020). Impresión 3D para la planificación preoperatoria avanzada en cirugía ortopédica y traumatología. *Revista Sociedad Andaluza Traumatología y Ortopedia*, 58-68.

Conteras, L. (2022, abril). *Las prótesis impresas en 3D, ayudar gracias a las nuevas tecnologías*. 3Dnatives. Recuperado 3 de abril de 2023, de <https://www.3dnatives.com/es/protesis-impresas-en-3d-100420182/#!>

Contreras, L. (2022, abril). *La impresión 3D en la medicina, una herramienta para salvar nuestras vidas*. 3Dnatives. Recuperado 2 de abril de 2023, de <https://www.3dnatives.com/es/la-impresion-3d-170720182/#!>

Crespo Garay, C. (2021). *La bioimpresión 3D, el futuro de los trasplantes de órganos*. National Geographic. Recuperado 29 de abril de 2023, de <https://www.nationalgeographic.es/ciencia/2021/05/la-bioimpresion-3d-el-futuro-de-los-trasplantes-de-organos>

Dezeen. (2016, noviembre). *Printed back brace offers «fashionable» solution for scoliosis sufferers*. Dezeen. Recuperado 1 de mayo de 2023, de <https://www.dezeen.com/2016/11/04/unyq-align-fashionable-3d-printed-back-brace-replaces-current-chunky-designs/>

DOUE. (2017). Reglamento (UE) 2017/745 del Parlamento Europeo y del Consejo, de 5 de abril de 2017, sobre los productos sanitarios, por el que se modifican la Directiva 2001/83/CE, el Reglamento (CE) nº 178/2002 y el Reglamento (CE) nº 1223/2009 y por el que se



derogan las Directivas 90/385/CEE y 93/42/CEE del Consejo. En *Diario Oficial de la Unión Europea*. Parlamento Europeo y Consejo de la Unión Europea.

Redacción El Correo del Golfo. (2021, abril). *Primeras imágenes de la estatua de Miguel Ángel del pabellón italiano en la Expo Dubai*. El Correo del Golfo. Recuperado 30 de marzo de 2023, de <https://www.elcorreo.ae/articulo/ocio/primeras-imagenes-estatua-miguel-angel-pabellon-italiano-en-expo-dubai/20210416084100107835.html>

Espanyol, M. (2019). *El hospital de Sant Pau comienza a imprimir corazones en 3D*. La Razón. Recuperado 5 de abril de 2023, de <https://www.larazon.es/local/cataluna/el-hospital-de-sant-pau-comienza-a-imprimir-corazones-en-3d-EC25502237/>

Expósito, D. (2022). *El Hospital de Sant Pau reconstruye una oreja en 3D*. NIUS. Recuperado 5 de abril de 2023, de [https://www.niusdiario.es/espana/catalunya/hospital-sant-pau-opera-paciente-reconstruye-pabellon-auricular-oreja-tecnologia-3d\\_18\\_3306196969.html](https://www.niusdiario.es/espana/catalunya/hospital-sant-pau-opera-paciente-reconstruye-pabellon-auricular-oreja-tecnologia-3d_18_3306196969.html)

FormLabs. (2020, marzo). *Introducción a la impresión 3D en medicina y las impresoras 3D para el sector sanitario*. Formlabs. Recuperado 30 de marzo de 2023, de <https://formlabs.com/es/blog/impresion-3D-atencion-sanitaria/>

García, R. R., & Amade, E. (2023). *Los trasplantes en España crecen un 13% y recuperan cifras prepandemia*. El Mundo. Recuperado 2 de mayo de 2023, de <https://www.elmundo.es/ciencia-y-salud/salud/2023/01/19/63c8fefce4d4d823478b456f.html>

Gavidia, G., Soudah, E., Martín-Landrove, M., & Cerrolaza, M. (2011). Generación de modelos discretos de tejidos del ser humano a través del preprocesamiento y segmentación de imágenes médicas. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, 27(3), 200-226. <https://doi.org/10.1016/J.RIMNI.2011.07.002>

GOIB. (s. f.). *Control de Medicamentos y Productos Sanitarios-Tipos de productos sanitarios*. Govern Illes Balears/Conselleria Salut i Consum. Recuperado 19 de abril de 2023, de <https://www.caib.es/sites/productessanitaris/es/tipos-de-productos-sanitarios/>

Goyanes, A., Madla, C. M., Umerji, A., Duran Piñeiro, G., Giraldez Montero, J. M., Lamas Diaz, M. J., Gonzalez Barcia, M., Taherali, F., Sánchez-Pintos, P., Couce, M. L., Gaisford, S., & Basit, A. W. (2019). Automated therapy preparation of isoleucine formulations using 3D printing for



the treatment of MSUD: First single-centre, prospective, crossover study in patients. *International Journal of Pharmaceutics*, 567, 118497. <https://doi.org/10.1016/J.IJPHARM.2019.118497>

Grunewald, S. J. (2015, enero). *The Exo Prosthetic Leg Prototype*. 3D Printing Industry. Recuperado 7 de abril de 2023, de <https://3dprintingindustry.com/news/exo-prosthetic-leg-prototype-39152/>

HSJD. (2014, julio). *El Hospital Sant Joan de Déu utiliza una impresión en 3D de un tumor para planificar una intervención extremadamente compleja a un niño de 5 años*. Hospital Sant Joan de Déu. Recuperado 20 de abril de 2023, de <https://www.sjdhospitalbarcelona.org/es/noticias/hospital-sant-joan-deu-utiliza-impresion-3d-tumor-planificar-intervencion-extremadamente-compleja-nino-5-anos>

Marchante, A. (2020, agosto). *¿Cuál es el impacto de la impresión 3D en la industria del cine?* 3Dnatives. Recuperado 15 de marzo de 2023, de <https://www.3dnatives.com/es/impresion-3d-industria-del-cine-060820202/#!>

MediaLab. (2018). *Superhéroes. Proyecto de creación de prótesis personalizadas*. Universidad de Oviedo. Recuperado 15 de abril de 2023, de <https://www.medialab-uniovi.es/pro-superheroes.php>

MediaLab. (2021). *Información Proyecto Superhéroes*. Universidad de Oviedo Recuperado 15 de abril de 2023, de <https://www.medialab-uniovi.es/pro-superheroes.php>

Nieto-Palomo, F., Pérez-Rueda, M. Á., Lipsa, L. M., Vaquero-Puerta, C., Vilalta-Alonso, J. A., Vilalta-Alonso, G., Soudah-Prieto, E. (2021). Statistical techniques for predicting rupture risk in abdominal aortic aneurysms: A contribution based on bootstrap. *Science progress*, 104(2), 368504211003785. <https://doi.org/10.1177/00368504211003785>

Ottobock. (s. f.). *MyCRO Band*. Ottobock. Recuperado 21 de abril de 2023, de <https://www.ottobock.com/es-mx/product/24H1>

Owen, J. (2022, septiembre). *e-NABLE sigue fortaleciéndose 10 años después: posibilitando el futuro*. e-NABLE. Recuperado 7 de abril de 2023, de <https://enablingthefuture.org/2022/09/27/e-nable-is-still-going-strong-10-years-later/>

Pérez-Mañanes, R., Calvo-Haro, J., Arnal-Burró, J., Chana-Rodríguez, F., Sanz-Ruiz, P., & Vaquero-Martín, J. (2016). Nuestra experiencia con impresión 3D doméstica en Cirugía Ortopédica y Traumatología. *Hazlo*



tú mismo. *Revista Latinoamericana de Cirugía Ortopédica*, 1(2), 47-53. <https://doi.org/10.1016/j.rslaot.2016.06.004>

Precedence Research. (2021, febrero). *Tamaño del mercado de implantes médicos de impresión 3D, informe 2022 a 2030*. Precedence Research. Recuperado 3 de abril de 2023, de <https://www.precedenceresearch.com/3d-printing-medical-implants-market>

Ramírez Giraldo, J. C., Arboleda Clavijo, C., & McCollough, C. H. (2008). TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA POR RAYOS X: FUNDAMENTOS Y ACTUALIDAD. *Revista Ingeniería Biomédica*, 2(4), 54-66.

Raudales Díaz, I. R. (2014). Imágenes diagnósticas: conceptos y generalidades. *Revista de la Facultad de Ciencias Médicas*.

Redacción ConSalud. (2021, septiembre). *El nuevo marco legal limita el uso quirúrgico de biomodelos*. ConSalud. Recuperado 19 de abril de 2023, de [https://www.consalud.es/tecnologia/tecnologia-sanitaria/marco-legal-limita-quirurgico-biomodelos-guias\\_101910\\_102.html](https://www.consalud.es/tecnologia/tecnologia-sanitaria/marco-legal-limita-quirurgico-biomodelos-guias_101910_102.html)

Redacción Interempresas. (2022). *Sant Joan de Déu, el primer hospital de Catalunya autorizado a crear reproducciones 3D para planificar cirugías complejas*. Canales sectoriales interempresas. Recuperado 22 de abril de 2023, de <https://www.interempresas.net/Fabricacion-aditiva/Articulos/376767-Sant-Joan-Deu-primer-hospital-Catalunya-autorizado-crear-reproducciones-3D-planificar.html>

Redacción médica. (2021). *El Sant Joan de Déu realiza la primera intervención con sistema de impresión en 3D en columna vertebral*. Sanidad Privada. Recuperado 3 de abril de 2023, de <http://sanidadprivada.publicacionmedica.com/noticia/el-sant-joan-de-deu-realiza-la-primera-intervencion-con-sistema-de-impresion-en-3d-en-columna-vertebral>

Research and Markets. (2021, diciembre). *Global 3D Printed Medical Devices 2021-2026*. Research and Markets. Recuperado 8 de abril de 2023, de <https://www.researchandmarkets.com/reports/5515320/global-3d-printed-medical-devices-2021-2026#product-description>

Revista 12 Voltios & Personal Car. (2022, marzo). *Impresión 3D para la fabricación de piezas y recambios*. *12 Voltios & Personal Car*. Recuperado 30 de marzo de 2023, de <https://12vpersonalcar.com/art/9145/impresion-3d-para-la-fabricacion-de-piezas-y-recambios>



- Ricoh 3D Technologies. (s. f.). *Modelado por deposición fundida Proceso de impresión 3D*. Ricoh. Recuperado 22 de junio de 2023, de <https://rapidfab.ricoh-europe.com/es/tecnologias/fdm/>
- Ron Winslow. (2013). *Un hombre controla su pierna biónica sólo con el cerebro*. The Wall Street Journal. Recuperado 17 de mayo de 2023, de <https://www.wsj.com/articles/SB10001424052702303342104579097881115118314>
- Sacyl. (2023, abril). *Portal del Medicamento*. Portal de Salud de Castilla y León. Recuperado 8 de mayo de 2023, de <https://www.saludcastillayleon.es/portalmedicamento/es/normativa-enlaces/normativa/prestaciones-complementarias/prestacion-ortoprotésica/clasificación>
- Sicnova. (2020, abril). *Impresión 3D en la educación*. Sicnova. Recuperado 30 de marzo de 2023, de <https://sicnova3d.com/blog/la-impresion-3d-en-la-educacion/>
- Sicnova. (2022, septiembre). *Aplicaciones médicas con impresión 3D de polímeros de alto rendimiento*. Sicnova. Recuperado 30 de marzo de 2023, de <https://sicnova3d.com/blog/experiencias-3d/aplicaciones-medicas-con-impresion-3d-de-polimeros-de-alto-rendimiento/>
- Smart Materials 3D. (s. f.). *Filamento PLA*. Smart Materials 3D. Recuperado 2 de julio de 2023, de [https://www.smartmaterials3d.com/pla-filamento#/3-tamano-l\\_1000g/26-diametro-175\\_mm/91-color-wisteria](https://www.smartmaterials3d.com/pla-filamento#/3-tamano-l_1000g/26-diametro-175_mm/91-color-wisteria)
- Soudah, E. (2016). Computational fluid dynamics indicators to improve cardiovascular pathologies. *Tesis Doctoral*. Universitat Politècnica de Catalunya.
- Soudah, E., Ng, E. Y. K., Loong, T. H., Bordone, M., Pua, U., & Narayanan, S. (2013). CFD modelling of abdominal aortic aneurysm on hemodynamic loads using a realistic geometry with CT. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*. <https://doi.org/10.1155/2013/472564>
- Soudah, E., Rodríguez, J. M., López, R. S. (2015). MECHANICAL STRESS IN ABDOMINAL AORTIC ANEURYSMS USING ARTIFICIAL NEURAL NETWORKS. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 15(03), 1550029. <https://doi.org/10.1142/s0219519415500293>
- Soudah, E., Rossi, R., Idelsohn, S., Oñate, E. (2014). A reduced-order model based on the coupled 1D-3D finite element simulations for an efficient analysis of hemodynamics problems. *Computational Mechanics*, 54(4), 1013-1022. <https://doi.org/10.1007/s00466-014-1040-2>



- Soudah, E., Vilalta, G., Bordone, M., Nieto, F., Vilalta, J. A., & Vaquero, C. (2015). Estudio paramétrico de tensiones hemodinámicas en modelos de aneurismas de aorta abdominal. *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, 31(2), 106-112. <https://doi.org/10.1016/j.rimni.2014.02.003>
- Soudah, E., Vilalta, G., Bordone, M., Vilalta, J.A., Nieto, F., Pérez, M.A., Vaquero, C. (2012). Idealized abdominal aortic aneurysm (AAA) geometry as predictor of hemodynamics stresses. ECCOMAS 2012 – Eur. Congr. Comput. Methods Appl. Sci. Eng. E-b. Full Pap. 4385–4395.
- Stryker. (2022, diciembre). *Triathlon*. Stryker. Recuperado 1 de abril de 2023, de <https://www.stryker.com/es/es/joint-replacement/products/triathlon-total-knee-system/index-eu.html>
- Tardón, L. (2019). *Científicos israelíes fabrican un corazón impreso en 3D a partir de tejidos humanos*. El Mundo. Recuperado 16 de mayo de 2023, de <https://www.elmundo.es/ciencia-y-salud/salud/2019/04/15/5cb493bc21efa0c6628b46ef.html>
- Torras, M. (s. f.). *Arquitectura e impresión 3D*. Entresd. Recuperado 30 de marzo de 2023, de <https://entresd.es/blog/arquitectura-e-impresion-3d/>
- TRUMPF. (s. f.). *Ejemplo de uso: fabricación aditiva de implantes*. TRUMPF. Recuperado 3 de abril de 2023, de [https://www.trumpf.com/es\\_ES/soluciones/aplicaciones/fabricacion-aditiva/laser-metal-fusion/ejemplo-de-uso-implantes-cmf/](https://www.trumpf.com/es_ES/soluciones/aplicaciones/fabricacion-aditiva/laser-metal-fusion/ejemplo-de-uso-implantes-cmf/)
- UKE Hamburg. (2022, julio). *Impresión 3D de medicamentos*. University Medical Center Hamburg-Eppendorf. Recuperado 3 de mayo de 2023, de <https://www.uke.de/english/organizational-structure/central-areas/pharmacy/3d-printing-of-drugs/index.html>
- UPAM3D. (s. f.). *Unidad de Planificación Avanzada y Manufactura 3D*. Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Recuperado 14 de abril de 2023, de <https://www.comunidad.madrid/hospital/gregoriomaranon/profesionales/unidades-multidisciplinares/unidad-3d-upam3d>
- Valbuena-Niño, E. D., Endrino-Armenteros, J. L., Estupiñan-Duran, H. A., Pérez-Gutiérrez, B., & Díaz-Lantada, A. (2016). Caracterización microscópica de texturas superficiales fabricadas aditivamente mediante estereolitografía láser. *Respuestas*, 21(2), 37-47. <https://doi.org/10.22463/0122820X.771>
- Valenzuela-Villela, K. S., García-Casillas, P. E., & Chapa-González, C. (2020). Progress of the 3D Printing of Medical Devices [Revista



Mexicana de Ingeniería Biomédica]. En *Revista mexicana de ingeniería biomédica* (Vol. 41, Número 1). <https://doi.org/10.17488/RMIB.41.1.12>

Vilalta-Alonso, J.A., Soudah-Prieto, E., Nieto-Palomo, F., Lipsa, L., Pérez-Rueda, M.A., López-Aguilar, B.M., Vaquero-Puerta, C., Vilalta-Alonso, G. (2016). Correlation between Hemodynamic Stresses and Morphometric Indices as a Predictor Potential of Abdominal Aortic Aneurysm Rupture. *Austin J Vasc Med.*, 3,1:1-8.

WASP. (s. f.). *Delta WASP 4070*. WASP. Recuperado 29 de junio de 2023, de <https://www.wasp3d.es/delta-wasp-4070-pro/>

Winsun3d. (2015). *Arquitectura de impresión 3D*. Winsun3d. Recuperado 1 de marzo de 2023, de <https://winsun3d.com.au/in7.php>

Zorrilla, R., Soudah, E., Rossi, R. (2020). Computational modeling of the fluid flow in type B aortic dissection using a modified finite element embedded formulation. *Biomech Model Mechanobiol* 19, 1565–1583. <https://doi.org/10.1007/s10237-020-01291-x>