



Universidad de Valladolid

Facultad de Medicina
Escuela de Ingenierías Industriales

Grado en Ingeniería Biomédica

TRABAJO DE FIN DE GRADO

**Extracción de características geométricas y
análisis de aneurismas de aorta abdominal**

AUTOR:

Jaime Criado Martín

TUTOR:

Eduardo Soudah Prieto

Curso: 2023-2024

AGRADECIMIENTOS:

En primer lugar, quiero agradecer a los profesores que me han ayudado en el desarrollo de este trabajo, a mi tutor Eduardo Soudah, y a Christian Gasser. También dar las gracias a Miriam Reyes, ya que todo esto ha sido posible gracias a ella.

En segundo lugar, dar las gracias a mis amigos por estos cuatro años de carrera.

Y, por último, a mis padres y a mi hermana Blanca por animarme a ser un mejor estudiante y persona durante todos estos años.

RESUMEN

El presente Trabajo de Fin de Grado se centra en la extracción de características geométricas de modelos 3D de aneurismas de aorta abdominal abdominalales mediante el uso de un software propio y cálculos geométricos.

Antes de comenzar con el proyecto, se ha realizado una investigación y resumen sobre la patología estudiada, así como el estado actual de las tecnologías que implementan técnicas con modelos 3D en diversos sectores, y en concreto en el sector médico, y como estas pueden ayudar a otorgar una asistencia más personalizada.

Este trabajo final de grado se centra en la extracción de características geométricas de modelos de aneurismas ya generados. Para ello, se han utilizado 82 modelos introducidos en el software desarrollado desde cero para extraer las características y posteriormente se ha realizado un estudio de los resultados comparando entre clases (casos de ruptura y no ruptura). Finalmente se realizará un breve análisis de los costes económicos del desarrollo del trabajo en su totalidad.

PALABRAS CLAVE: Aneurisma, Aorta, Aneurisma de aorta abdominal, AAA, Python, Parámetros geométricos, Modelos 3D

ABSTRACT

This Final Degree Project focuses on the extraction of geometric characteristics of 3D models of abdominal aortic aneurysms using proprietary software and geometric calculations.

Before starting the project, a research and summary of the pathology studied has been made, as well as the current status of technologies that implement techniques with 3D models in various sectors, and specifically in the medical sector, and how these can help to provide a more personalized assistance.

This final degree work focuses on the extraction of geometric features from aneurysm models already generated. For this purpose, 82 models introduced in the software developed from scratch have been used to extract the features and then a study of the results comparing between classes (rupture and non-rupture cases) has been carried out. Finally, a brief analysis of the economic costs of the development of the work as a whole will be made.

KEYWORDS: Aneurysm, Aorta, Abdominal aortic aneurism, AAA, Python, Geometrical parameters, 3D models

ÍNDICE

Contenido

1.	INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	1
1.1.	INTRODUCCIÓN.....	1
1.2.	OBJETIVOS	2
1.3.	ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO.....	2
2.	ESTADO DEL ARTE	4
2.1.	INTRODUCCIÓN.....	4
2.2.	DESCRIPCIÓN ANATÓMICA DE LA ZONA	4
2.3.	ANEURISMA	7
2.4.	OBTENCIÓN DE IMÁGENES	20
2.5.	OBTENCIÓN MODELOS 3D.....	27
3.	ANÁLISIS MODELOS 3D	33
3.1.	LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN: Python.....	33
3.2.	ENTORNO DE EJECUCIÓN: Visual Studio Code.....	33
3.3.	DESCRIPCIÓN DE ARCHIVOS INICIALES.....	37
3.4.	ETAPA DE PREPROCESADO.....	38
3.5.	PROCESADO.....	49
4.	VALIDACIÓN DEL CÓDIGO	65
4.1.	MODELOS EMPLEADOS	65
4.2.	DESARROLLO DEL CÓDIGO.....	66
4.3.	RESULTADOS ESPERADOS Y OBTENIDOS:.....	73
4.4.	CONCLUSIÓN DE LA VALIDACIÓN.....	77
5.	RESULTADOS	78
5.1.	INTRODUCCIÓN.....	78
5.2.	HISTOGRAMAS	79
5.3.	BOXPLOT	85
5.4.	VIOLIN PLOT	88
5.5.	CORRELACIÓN	92
6.	COSTES DEL PROCESO	96
6.1.	COSTES DIRECTOS	96
6.2.	COSTES INDIRECTOS.....	97
7.	CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS	98

7.1. CONCLUSIONES.....	98
7.2. LÍNEAS FUTURAS.....	99
8. BIBLIOGRAFIA.....	101

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1: Segmentos de la aorta. rPA = arteria pulmonar derecha. Fuente: 2014 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases (2014)	4
Ilustración 2: Capas de la arteria. Fuente: (“Medical Gallery of Blausen Medical 2014,” 2014)...	7
Ilustración 3: Comparación aorta normal y aorta patológica. Fuente: (Stanford Medicine, 2024b)	8
Ilustración 4: Prevalencia de aneurisma aórtico abdominal entre 2.331.943 pacientes asintomáticos examinados divididos por edad, sexo y tabaquismo (actualmente vs nunca). Fuente: (Carter et al., 2020)	10
Ilustración 5: Diferencias histológicas entre tejidos de aorta normal y aneurisma en la aorta torácica y en el segmento infrarrenal de aorta abdominal. Fuente: (Paulenka et al., 2023)	13
Ilustración 6: Tipos de aneurisma abdominal aórtico dependiendo de su localización respecto a las arterias renales. Fuente: (Dieter et al., 2019)	14
Ilustración 7: Tipos de aneurisma clasificando según su forma. Fuente: (Stanford Medicine, 2024a)	15
Ilustración 8: Reparación de AAA mediante cirugía abierta. Fuente: (Stanford Medicine, 2024b)	17
Ilustración 9: Reparación de AAA mediante EVAR. Fuente: (NHLBI, 2022)	18
Ilustración 10: Esquema de tratamiento para pacientes con AAA. Fuente: (Hensley & Upchurch, 2022)	18
Ilustración 11: Dibujo de la complicación ‘endoleak’. El diseño de la izquierda muestra el tipo 1a, la sangre entra al saco por la parte superior del stent. En la derecha se ejemplifica el tipo 1b, la sangre entra al saco por la zona inferior del injerto. Fuente: (Gozzo et al., 2022)	20
Ilustración 12: Dispositivo de ultrasonidos portátil ‘Lumify’ diseñado por Philips. Fuente: (Philips, 2016)	21
Ilustración 13: Imagen obtenida mediante ultrasonidos a partir de la cual se obtiene el diámetro del aneurisma de aorta abdominal. AAA Diameter = 5.96cm. Fuente: (Emory University, 2013)	22
Ilustración 14: Imagen de vasos sanguíneos obtenida por ultrasonidos con efecto Doppler. En la zona superior y de color rojo el flujo de una arteria (AF), y en la zona inferior y color azul el flujo de una vena (VF). Fuente: (Hoskins et al., 2019)	22
Ilustración 15: Ejemplo de imagen de ultrasonidos con el artefacto de sombra acústica, en este caso producido por las costillas. Fuente: (Blanco et al., 2016)	23
Ilustración 16: Imagen de un AAA con un diámetro de 8,5 cm obtenida con CT. El aneurisma presenta un pequeño derrame indicado por las flechas amarillas, esto puede significar una ruptura precoz o lenta. Fuente: (Hartung & Brown, 2024)	25
Ilustración 17: a) Imagen Resonancia Magnética FLASH de la zona abdominal, plano coronal. b) Resonancia magnética angiográfica del mismo paciente, imagen axial. Fuente: (Töpel et al., 2016)	27
Ilustración 18: Primera animación 3D generada por ordenador del mundo, creada por Edwin Catmull. Fuente: (Menon, 2011)	28
Ilustración 19: a) Modelo 3D de un cartílago nasal lateral inferior derecho a partir de imágenes de TC. b) Vista previa del cartílago nasal cortado usando el software Slic3r. c) Cartílago nasal lateral inferior bioimpreso en 3D en un baño de gelatina antes y (d) después de 30 minutos de incubación a 37°C. Fuente: (Lan et al., 2022)	28
Ilustración 20: Imagen de un modelo 3D de AAA, generado a partir de imágenes de CT utilizando el software A4clinicsRE. Fuente: (Gasser et al., 2021)	29
Ilustración 21: Visualización de un modelo 3D de una pieza mecánica almacenada en formato STL. Fuente: (All3DP, 2023)	30
Ilustración 22: Ejemplos de archivos STL almacenados en formato ASCII (izquierda) y formato Binario (derecha). Fuente: Propia.	31
Ilustración 23: Logo del lenguaje de programación Python. Fuente: (Python Software Foundation, 2024)	33
Ilustración 24: Logo del entorno de ejecución Visual Studio Code (VS Code). Fuente: (Microsoft, n.d.)	34

Ilustración 25: Entorno de trabajo de VS Code. Fuente: (Microsoft, 2024)	34
Ilustración 26: Logo de la librería PyVista. Fuente: (Kaszynski et al., 2023)	35
Ilustración 27: Logo de la librería NumPy. Fuente: (Oliphant, 2024)	36
Ilustración 28: Logo de la librería pandas. Fuente: (McKinney, 2024).....	36
Ilustración 29: Logo de la librería matplotlib. Fuente: (Hunter, 2024)	37
Ilustración 30: Logo de la librería PySimpleGUI. Fuente: (PySimpleSoft Inc., 2018)	37
Ilustración 31: Representación de cuatro modelos 3D de AAA. Fuente: Propia.	38
Ilustración 32: Ventana emergente GUI. Fuente: Propia.	38
Ilustración 33: Funcionamiento del historial GUI. Fuente: Propia.	39
Ilustración 34: Buscador de carpetas implementado en el GUI. Fuente: Propia.	39
Ilustración 35: Funcionamiento 'Clear History'. Fuente: Propia.	40
Ilustración 36: Esquema de funcionamiento de la función 'split_model'. Fuente: Propia.	41
Ilustración 37: Ejemplo de resultado al usar la función 'split_model', en la que se introduce el modelo '12-KL107.stl' y se obtiene como resultado 5 nuevos archivos 'stl', cada uno con un sólido que se corresponde con una de las capas del modelo. Fuente: Propia.	42
Ilustración 38: Sección del código en la que se define la clase 'SetVisibilityCallback'. Fuente: Propia.	43
Ilustración 39: Sección de código para obtener los cortes. Fuente: Propia.....	44
Ilustración 40: Sección de código obtener centroides de todos los cortes. Fuente: Propia.	45
Ilustración 41: Tipos de interpolación spline. Fuente: (ScottPlot, 2024)	46
Ilustración 42: Resultado de la aproximación de la línea central. La representación incluye de color azul los cortes del modelo y de color rojo la línea central. Fuente: Propia.	47
Ilustración 43: Sección de código para el cálculo de la longitud de la línea central. Fuente: Propia.	47
Ilustración 44: Sección de código de la función 'distance2points_3d' que calcula la distancia euclidiana entre dos puntos. Fuente: Propia.....	48
Ilustración 45: Sección del código para realizar los cortes del modelo. Fuente: Propia.....	48
Ilustración 46: Ejemplo en modelos que presentan bifurcación. Incluyendo dos planos que indican: el plano donde se encuentra la bifurcación (color gris) y el plano de corte (color azul). Fuente: Propia.....	49
Ilustración 47: Sección de código de la función 'diam_calc', implementada para calcular el diámetro de un corte. Fuente: Propia.....	50
Ilustración 48: Sección del código en la que se calcula el diámetro para todos los cortes del modelo generados. Fuente: Propia.	51
Ilustración 49: Ejemplo resultado cortes perpendiculares al eje Z. Fuente: Propia.	51
Ilustración 50: La representación se incluyen todos los cortes perpendiculares al eje Z, indicando de color rojo uno de los diámetros que se consideraría erróneo. Fuente: Propia.	52
Ilustración 51: Sección del código que incluye el cálculo de la normal a la línea central y creación de los cortes utilizándola. Fuente: Propia.	52
Ilustración 52: Ejemplo resultado de usar cortes perpendiculares a la línea central. Fuente: Propia.	53
Ilustración 53: Sección del código para filtrar cortes no válidos. Fuente: Propia.	54
Ilustración 54: Resultados finales implementando el método suavizado, incluyendo los cortes de color azul y la línea central de color rojo.	54
Ilustración 55: Ejemplo de un resultado final utilizando el número de cortes con los que se obtendrán los resultados finales. Fuente: Propia.....	55
Ilustración 56: Resultado de usar las variables diámetro limite (izquierda), y diámetro limite junto con diámetro adaptativo (derecha)	56
Ilustración 57: Sección del código para obtener las posiciones de los cortes con diámetro superior a los límites. Fuente: Propia.....	56
Ilustración 58: Sección del código para el filtrado de las posiciones de los cortes que presentan un diámetro superior al límite. Fuente: Propia.	57
Ilustración 59: Ejemplo de modelo con diámetros mayores en la zona inferior debido a la bifurcación. Fuente: Propia.	57
Ilustración 60: Sección del código para aislar el aneurisma del resto del modelo. Fuente: Propia.	58

Ilustración 61: Sección del código para el cierre de la superficie. Fuente: Propia.	58
Ilustración 62: Volumen de aneurisma antes (izquierda) y después (derecha) de usar la función repair. Fuente: Propia.....	59
Ilustración 63: Sección de código para obtener vectores conteniendo las caras y vértices del modelo. Fuente: Propia.	60
Ilustración 64: Sección del código para almacenar las caras superiores e inferiores. Fuente: Propia.	60
Ilustración 65: Sección de código para guardar las caras y sus vértices en un nuevo archivo stl en formato ASCII. Fuente: Propia.	61
Ilustración 66: Representación incluyendo de color azul los cortes obtenidos del modelo, de color negro la línea central y la longitud hipotética de la aorta de color rojo. Fuente: Propia.	62
Ilustración 67: Representación del aneurisma con los puntos de la línea central en esa sección. Fuente: Propia.	63
Ilustración 68: Representación de varios modelos incluyendo las superficies del lumen y exterior, y de color morado el diámetro máximo obtenido para las dos superficies. Fuente: Propia.	64
Ilustración 69: Visualización del modelo 'Tubo_R3_L150.stl'. Fuente: Propia.	65
Ilustración 70: Visualización del modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl'. Fuente: Propia.	66
Ilustración 71: GUI para la selección del archivo stl. Fuente: Propia.....	66
Ilustración 72: Sección de código de la función 'slice_z'. Fuente: Propia.	67
Ilustración 73: Sección de código para crear una línea que recorre el modelo en el eje Z. Fuente: Propia.	67
Ilustración 74: Visualización de los modelos de validación con la línea que los recorre longitudinalmente. Fuente: Propia.....	68
Ilustración 75: Sección del código que crea los cortes perpendiculares al eje Z. Fuente: Propia.	68
Ilustración 76: Visualización de los cortes generados en el modelo 'Tubo_R3_L150.stl'. En la zona izquierda el modelo completo y en la derecha ampliado. Fuente: Propia.	69
Ilustración 77: Visualización de los cortes generados en el modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl'. En la zona izquierda el modelo completo y en la derecha ampliado. Fuente: Propia.	69
Ilustración 78: Sección de código de la función 'centerline_aprox' utilizada para calcular la línea central. Fuente: Propia.	70
Ilustración 79: Visualización de los cortes del modelo 'Tubo_R3_L150.stl' y en su interior la línea central de color negro. En la zona izquierda el modelo completo y en la derecha ampliado. Fuente: Propia.....	70
Ilustración 80: Visualización de los cortes del modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl' y en su interior la línea central de color negro. En la zona izquierda el modelo completo y en la derecha ampliado. Fuente: Propia.	71
Ilustración 81: Visualización del modelo 'Tubo_R3_L150.stl'. La representación de la izquierda utiliza el parámetro diámetro limite mientras que la de la derecha añade el parámetro diámetro adaptativo. Los cortes de color azul se corresponden con un diámetro inferior al límite.	72
Ilustración 82: Visualización del modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl'. La representación de la izquierda utiliza el parámetro diámetro limite mientras que la de la derecha añade el parámetro diámetro adaptativo. Los cortes de color azul se corresponden con un diámetro inferior al límite, y el color rojo superior.	72
Ilustración 83: Visualización del modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl' incluyendo de color violeta el corte que presenta el diámetro máximo. Fuente: Propia.	73
Ilustración 84: Visualización de la línea central obtenida para el modelo 'Tubo_R3_L150.stl'. Fuente: Propia.	74
Ilustración 85: Representación del modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl'. La representación de la izquierda se clasifica usando únicamente el diámetro limite, la representación de la derecha incluye también el diámetro adaptativo. Cortes de color azul se corresponden con un diámetro inferior al límite, y los de color rojo con un diámetro superior. Fuente: Propia.	75
Ilustración 86: Representación en la que se incluyen los planos de corte, la malla del modelo completo en formato 'wireframe' y el volumen del aneurisma de color rojo. Fuente: Propia.	76
Ilustración 87: Imagen del volumen de la esfera aislada. Fuente: Propia.	77
Ilustración 88: GUI creada para la visualización de los resultados. Fuente: Propia.	78

Ilustración 89: Sección de código donde se definen los tipos de visualizaciones y las variables que utiliza cada una de las representaciones. Fuente: Propia.	79
Ilustración 90: Histograma de la variable diámetro máximo del lumen (DAMAX). Fuente: Propia.	80
Ilustración 91: Histograma de la variable diámetro exterior máximo (D_EXT_MAX). Fuente: Propia.	80
Ilustración 92: Histograma de la variable tortuosidad (TORTUOSITY). Fuente: Propia.	81
Ilustración 93: Histograma de la variable longitud del aneurisma (ANEURYSM LENGTH). Fuente: Propia.	82
Ilustración 94: Histograma de la variable índice sacular (SACCULAR INDEX). Fuente: Propia.	82
Ilustración 95: Histograma de la variable volumen del aneurisma (ANEURYSM VOLUME). Fuente: Propia.	83
Ilustración 96: Histograma de la variable volumen del trombo (THROMBUS VOLUME). Fuente: Propia.	84
Ilustración 97: Histograma de la variable volumen total del lumen (TOTAL VOLUME). Fuente: Propia.	84
Ilustración 98: Diagrama de caja de la variable diámetro máximo del lumen (DAMAX). Fuente: Propia.	85
Ilustración 99: Diagrama de caja de la variable diámetro exterior máximo (D_EXT_MAX). Fuente: Propia.	86
Ilustración 100: Diagrama de caja de la variable tortuosidad (TORTUOSITY). Fuente: Propia.	86
Ilustración 101: Diagrama de caja de la variable volumen del aneurisma (ANEURYSM VOLUME). Fuente: Propia.	87
Ilustración 102: Representación de la malla del modelo k4017.stl y de color morado el diámetro luminal máximo. Fuente:	87
Ilustración 103: Violin plot de la variable diámetro máximo del lumen (DAMAX). Fuente: Propia.	88
Ilustración 104: Violin plot de la variable diámetro exterior máximo (D_EXT_MAX). Fuente: Propia.	89
Ilustración 105: Violin plot de la variable tortuosidad (TORTUOSITY). Fuente: Propia.	89
Ilustración 106: Violin plot de la variable longitud del aneurisma (ANEURYSM LENGTH). Fuente: Propia.	90
Ilustración 107: Violin plot de la variable índice sacular (SACCULAR INDEX). Fuente: Propia.	91
Ilustración 108: Violin plot de la variable volumen del aneurisma (ANEURYSM VOLUME). Fuente: Propia.	91
Ilustración 109: Violin plot de la variable volumen del trombo (THROMBUS VOLUME). Fuente: Propia.	92
Ilustración 110: Matriz de correlación de variables en el grupo control. Fuente: Propia.	93
Ilustración 111: Matriz de correlación de variables en el grupo ruptura. Fuente: Propia.	94

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1: Factores de riesgo para desarrollo, expansión y ruptura del AAA. Fuente: (Chaikof et al., 2009)	11
Tabla 2: Recomendaciones de vigilancia de los aneurismas de aorta abdominal en función del diámetro aórtico. Fuente: (Hensley & Upchurch, 2022)	16
Tabla 3: Horas de trabajo necesarias para la realización del proyecto. Fuente: Propia.	96
Tabla 4: Coste eléctrico. Fuente: Propia	97

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1. INTRODUCCIÓN

Los modelos 3D comenzaron a desarrollarse a partir de los años 1960 y 1970, en paralelo con el avance de la informática y la tecnología de gráficos por computadora, comenzó el desarrollo de los primeros sistemas CAD (diseño asistido por computadora). Estos sistemas eran, en sus inicios, muy básicos y tenían capacidades muy limitadas, pero sentaron las bases para el desarrollo de tecnologías más avanzadas. Con el avance de la potencia de procesamiento de las computadoras y la mejora en las técnicas de renderizado y modelado, se ha logrado que los modelos 3D pasen a ser más detallados y realistas.

El uso de estos modelos 3D ofrece numerosas ventajas, entre ellas encontramos la capacidad de visualizar y modificar diseños antes de la producción, la reducción de costos y tiempos de desarrollo, o la mejora en la comunicación de ideas complejas.

Todo este tipo de mejoras se estaban aplicando principalmente a la industria, pero actualmente se están aplicando este tipo de técnicas también en ámbito de la medicina. En el sector médico, los modelos 3D computacionales están revolucionando aspectos esenciales como pueden ser la planificación quirúrgica, la formación médica, la obtención de características, la visualización de estructuras anatómicas, el desarrollo de prótesis personalizadas, etc. Utilizando las imágenes obtenidas de resonancias magnéticas y tomografías computarizadas, que son sistemas de obtención de imagen aplicados de forma rutinaria, es posible crear representaciones tridimensionales precisas de los órganos y las estructuras anatómicas de interés.

El uso de estos modelos presenta múltiples ventajas, y un gran número de opciones de para ser aplicados a diferentes casos, a continuación algunos ejemplos: formación médica a través de la visualización de estructuras anatómicas de pacientes reales, visualización realista de casos clínicos y posible impresión 3D de estos, desarrollo de prótesis que se adecuen a las condiciones físicas del paciente, extracción de características anatómicas o geométricas de los modelos para facilitar el diagnóstico y pronóstico, o ayudar con el planteamiento de una cirugía.

Este Trabajo Fin de Grado se centra en el ámbito del sector médico y más específicamente en la extracción de características geométricas de aneurismas localizados en la arteria abdominal. Partiendo de los modelos 3D computacionales se pueden extraer características de la zona anatómica con el propósito de facilitar información geométrica de interés del aneurisma. Este tipo de parámetros podrían ser de gran ayuda para profesionales médicos a la hora de tratar con este tipo de patología, tanto para ver las condiciones en un instante de un paciente como el desarrollo del aneurisma a lo largo de su evolución. Permitiendo alcanzar un tratamiento más personalizado y adaptado a las necesidades del paciente en cada momento.

En resumen, el uso de modelos 3D aplicados en el ámbito de la medicina permite reducir costes y tiempos mediante la planificación previa, la mejora en la comunicación de ideas o procedimientos complejos, y la posibilidad de crear tratamientos cada vez más adaptados a cada paciente, aumentando la seguridad y eficacia para estos.

En el futuro este tipo de características se obtendrán de manera automática cuando se obtenga una imagen tridimensional usando ya sea CT o MR, y podrían llegar a ser de gran utilidad para crear modelos predictivos.

1.2. OBJETIVOS

La principal finalidad de este trabajo es realizar un programa en Python para la extracción de características geométricas de modelos 3D de aneurismas de aorta abdominal (AAA). Este código se generará desde cero y debe presentar un funcionamiento completamente automático para obtener características geométricas de 82 modelos ya generados de AAA, compuestos por 42 casos control y 40 casos de ruptura.

Con el objetivo de verificar que los métodos empleados para obtener los resultados son válidos se debe crear una prueba de validación, que sirva como proceso de revisión comprobando que el sistema de software producido cumple con las especificaciones y logra su cometido. Para ello se utilizara la misma metodología que en código principal para modelos de características conocidas.

Se realizará una revisión y visualización de los resultados obtenidos con el código para todos los modelos de AAA. Estos resultados se discutirán y se explicará una posible diferencia entre grupos usando los parámetros geométricos obtenidos.

Por último, realizar un breve estudio económico incluyendo todos los costes necesarios para cada una de las partes del proyecto, el desarrollo del código, prueba de validación y visualización de resultados.

Todos estos objetivos se pueden asociar a las competencias detalladas para el Grado en Ingeniería Biomédica en el Real Decreto 861/2010 de 2 de julio, incluyendo competencias tanto genéricas (CG) como Específicas (CE).

1.3. ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO

Este apartado explicara la estructura del Trabajo de Fin de Grado.

En este primer capítulo, se ha desarrollado una breve introducción del trabajo, los objetivos perseguidos y la organización del documento.

En el segundo capítulo, se aborda un resumen de las características más relevantes de la enfermedad en la que se centra el trabajo y sobre la obtención de imágenes de esta.

En el tercer capítulo, se desarrolla todo el procedimiento que empleado para el preprocesado de los modelos y la posterior extracción de las características geométricas.

En el cuarto capítulo, se detalla la prueba de validación realizada para comprobar el funcionamiento adecuado del software desarrollado.

En el quinto capítulo, se muestran los resultados obtenidos para todos los modelos de AAA utilizado una serie de representaciones para comparar entre grupos.

En el sexto capítulo, se realiza un estudio económico del procedimiento incluyendo todas las etapas explicadas anteriormente.

Por último, el séptimo capítulo expondrá las conclusiones obtenidas del trabajo y las líneas futuras explicando el posible enfoque a futuro de este proyecto.

2. ESTADO DEL ARTE

2.1. INTRODUCCIÓN

En este apartado, buscamos proporcionar una visión general sobre las características de la anatomía de la arteria, centrándose posteriormente en la sección de interés, la aorta abdominal, el concepto de aneurisma y principales puntos de esta patología. Una segunda sección pasará a centrarse en el aspecto más matemático y computacional explicando la obtención de modelos 3D y como estos se han desarrollado a lo largo de los años hasta la actualidad donde se aplican en el ámbito médico.

2.2. DESCRIPCIÓN ANATÓMICA DE LA ZONA

La aorta es la arteria principal y de mayor tamaño del cuerpo humano, distribuyendo sangre oxigenada por el cuerpo a través de la circulación sistémica. Tiene su origen en el ventrículo izquierdo del corazón y comienza su recorrido hacia arriba, formando un arco, y posteriormente se extiende hacia la zona abdominal donde pasará a dividirse en la bifurcación aórtica dando lugar a dos arterias más pequeñas, las arterias ilíacas comunes.

Podemos dividir la arteria aorta en varias secciones: la aorta ascendente, el arco aórtico y por último la aorta descendente, la cual podemos diferenciar en dos partes: la aorta torácica y la aorta abdominal (Ilustración 1).

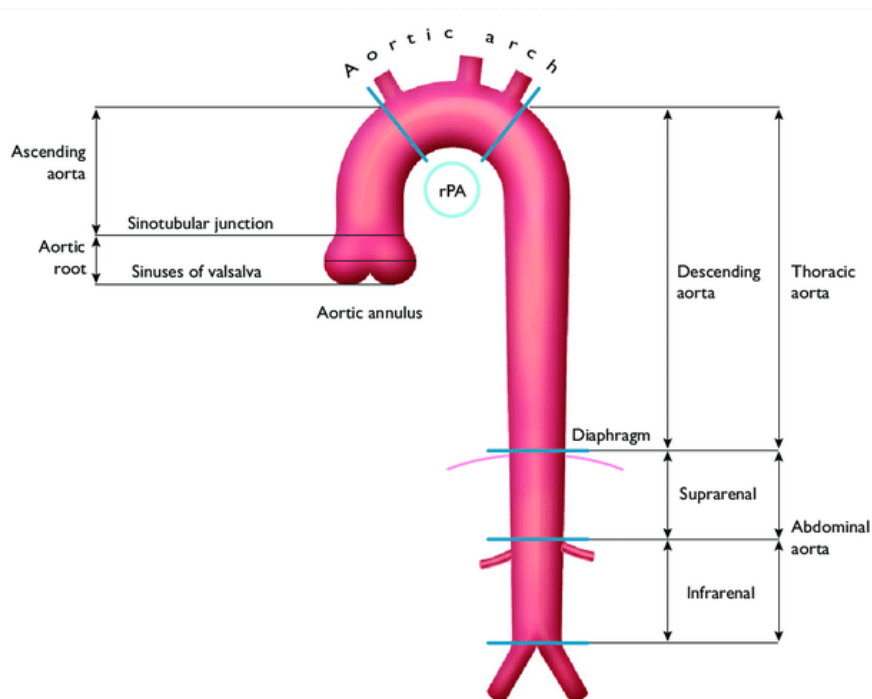


Ilustración 1: Segmentos de la aorta. rPA = arteria pulmonar derecha. Fuente: 2014 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases (2014)

- **Aorta ascendente:**

La aorta ascendente tiene su inicio en la apertura de la válvula aórtica, localizada en el ventrículo izquierdo del corazón. Discurre a través de una vaina pericárdica común con el tronco pulmonar. Como resultado de la presencia de esta aorta pulmonar, el recorrido de la aorta comienza posterior al tronco pulmonar y termina retorciéndose hacia su lado derecho y anterior. En el inicio de este segmento podemos diferenciar tres cavidades a nivel del lumen, entre las cúspides de la válvula aórtica y la pared de la aorta, que son lo que llamamos los senos aórticos o de Valsalva. La función principal de estos senos es mantener espacio suficiente para que las valvas aórticas se abran durante la sístole sin causar obstrucción del ostium coronario.

El seno aórtico izquierdo y el seno aórtico derecho dan lugar a las arterias coronaria izquierda y derecha respectivamente, que son las arterias encargadas de irrigar el corazón. Por último, el seno aórtico posterior no da origen a una arteria coronaria.

- **Arco aórtico:**

El arco aórtico es la continuación de la aorta ascendente que forma un bucle para posteriormente dar lugar a la sección descendente de la aorta, el arco aórtico termina a nivel del disco intervertebral entre la cuarta y quinta vértebras torácicas. Este arco se forma sobre la arteria pulmonar izquierda y la bifurcación del tronco pulmonar.

De este arco surgen tres ramas principales que proximal a distal son: tronco braquiocefálico, irriga el lado derecho de la cabeza y el cuello, así como el brazo derecho y la pared torácica, arteria carótida común izquierda y arteria subclavia izquierda, últimas irrigan conjuntamente el lado izquierdo de las mismas regiones.

- **Aorta torácica:**

El primer segmento de la aorta descendente se corresponde con la aorta torácica. Esta arteria da lugar a las arterias intercostales, subcostales, bronquiales izquierda superior e inferior y también a ramas que irrigan la zona del esófago, mediastino y pericardio. En su zona más inferior da origen a las arterias frénicas superiores que irrigan diafragma y arterias subcostales para la duodécima costilla.

- **Aorta abdominal:**

La arteria abdominal comienza a nivel del diafragma, atravesándolo a través del hiato aórtico, a la altura de la vertebra T12. Esta arteria tiene como recorrido la pared posterior del abdomen siendo anterior a la columna vertebral y siguiendo la curvatura de las vértebras lumbares, resultando en una arteria convexa anteriormente. La cúspide de esta convexidad se sitúa a nivel de la tercera vértebra lumbar (L3). La aorta abdominal discurre de manera paralela a la vena

cava inferior, se encuentra la derecha de esta primera, y va disminuyendo de diámetro a medida que se ramifica. Una división clásica de la aorta abdominal a nivel clínico es diferenciando en 2 segmentos:

1. Segmento suprarrenal o paravisceral: este segmento se encuentra entre la zona inferior al diafragma y superior a las arterias renales.
2. Segmento infrarrenal: comprende la zona inferior a las arterias renales y superior a la bifurcación ilíaca.

2.2.1. *Histología*

La aorta se trata de una arteria con un comportamiento elástico y distensible, esto debido a la necesidad de esta arteria de adecuarse a las altas presiones ya que es la primera parte de la circulación sistémica, se tiene que adaptar a las presiones y al volumen de sangre, dilatándose o contrayéndose en consecuencia. La pared aortica está compuesta por una mezcla heterogénea de musculo liso, nervios, células de la íntima, células endoteliales, células similares a fibroblastos y una extracelular compleja, que es lo que le da esas características biomecánicas necesarias.

Podemos diferenciar tres capas que conforman la pared vascular (Ilustración 2), estas capas presentan diferente composición, lo que es clave para comprender la funcionalidad del vaso como un amortiguador del puso cardiaco:

- **Túnica externa/ adventicia:** Se trata de la capa externa que rodea los vasos del sistema circulatorio. Esta capa actúa como un centro de procesamiento biológico, presentando las siguientes funciones: recuperación, integración, almacenamiento y liberación de reguladores clave para las funciones de las paredes vasculares, se trata de la capa más compleja de todas. Está compuesta por colágeno, fibroblastos, nervios y una red de vasos que circula de forma paralela al torrente principal, e irriga las diferentes capas.
- **Túnica media:** Esta capa es la que otorga al vaso las propiedades mecánicas y la habilidad de adaptarse a las diferentes presiones y volúmenes modificando la incrementando o disminuyendo el diámetro interno del vaso. En esta capa los componentes de mayor importancia cuantitativamente son el músculo liso y la matriz extracelular. La composición general es principalmente células musculares lisas, colágeno (predominantemente de tipo III), elastina, proteoglicanos y glicosaminoglicanos. Esta matriz elástica domina las propiedades biomecánicas de la aorta, el componente de músculo liso, aunque se trata de un tejido contráctil, no altera sustancialmente el diámetro de la aorta, sino que sirve para aumentar la rigidez y la viscoelasticidad de la pared aórtica cuando se activa.
- **Túnica íntima:** Esta es la capa que está en contacto directo con el torrente sanguíneo, la superficie de esta capa permite el intercambio de nutrientes. Está compuesta por células endoteliales, tejido conjuntivo y una capa elástica, formada por una red de fibras elásticas.

The Structure of an Artery Wall

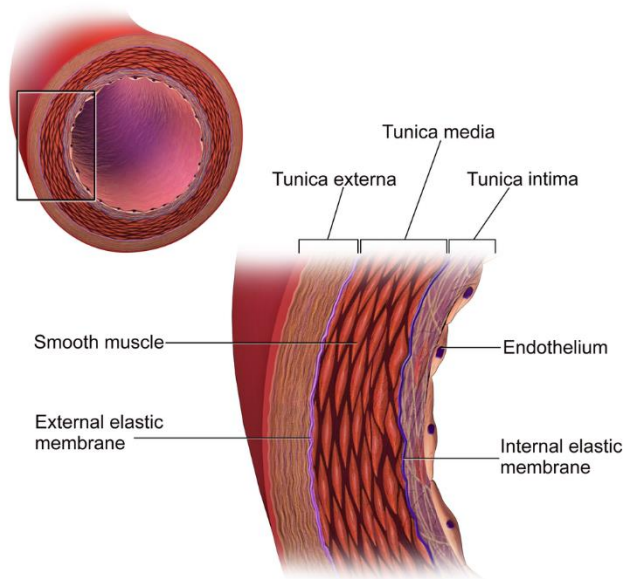


Ilustración 2: Capas de la arteria. Fuente: ("Medical Gallery of Blausen Medical 2014," 2014)

2.3. ANEURISMA

2.3.1. Definición

Un aneurisma es una protuberancia o dilatación anormal, se debe tratar de un abultamiento local y permanente de la pared vascular de al menos un incremento del cincuenta por ciento del calibre del vaso normal. Eso se puede producir en la pared de una arteria o de una vena debido a la debilidad de la pared vascular, esta debilidad puede ser congénita o adquirida, o puede deberse a diversos factores como la presión arterial alta, el tabaquismo, la aterosclerosis, entre otros. Los aneurismas pueden ocurrir en cualquier parte del cuerpo, aunque son más comunes en arterias que llevan sangre al cerebro, al corazón y la aorta abdominal. Si un aneurisma se rompe, puede causar una hemorragia interna grave y potencialmente mortal. Los aneurismas pueden aparecer en cualquiera de los segmentos de la aorta, sin embargo, la zona con mayor incidencia es la localizada en el segmento infrarrenal. La prevalencia de aparición de aneurismas en la aorta abdominal es evidente, siendo este caso 9 veces más habitual que en la sección de la aorta torácica. Este trabajo se centrará en ese tipo de aneurismas, los localizados en la aorta abdominal.

2.3.2. Aneurisma abdominal

El aneurisma de aorta abdominal (AAA) se define como como una dilatación permanente ubicada en la aorta abdominal con un diámetro mayor de 3 centímetros o si presenta un incremento en el diámetro de más del 50% esperado en esta arteria, se puede aproximar al diámetro del segmento suprarrenal (Ilustración 3). Este segundo parámetro se considera debido a la

variación entre sujetos, pacientes de menor tamaño tienen arterias más pequeñas y su límite para empezar a considerar aneurisma puede ser inferior a 3, y lo contrario con una persona de gran tamaño, que puede presentar arterias de gran calibre. (Johnston et al., 1991)

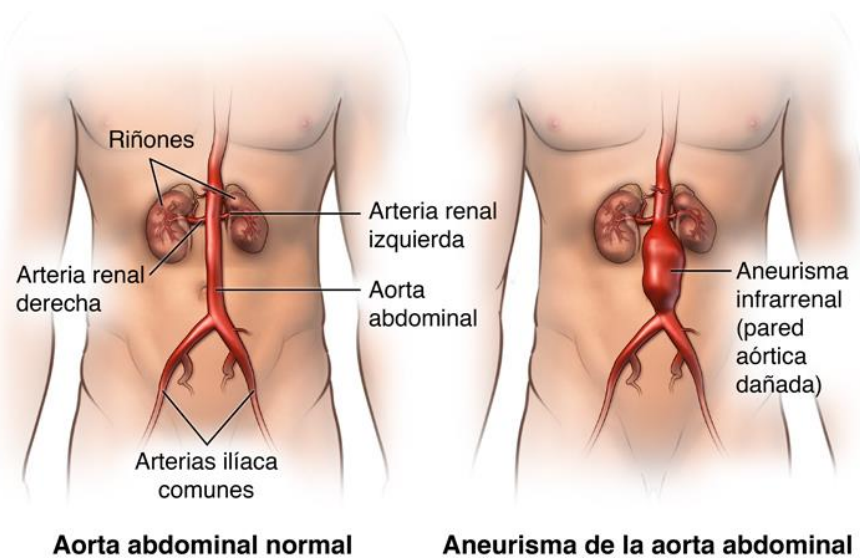


Ilustración 3: Comparación aorta normal y aorta patológica. Fuente: (Stanford Medicine, 2024a)

Los aneurismas aórticos abdominales suelen desarrollarse lentamente, se trata de un proceso que ocurre a lo largo de los años. Normalmente se trata de una patología asintomática, y en muchas ocasiones es detectado cuando el aneurisma se rompe, en otras ocasiones se puede presentar como un dolor localizado en la zona del abdomen, tórax, lumbar o ingle. Si el aneurisma se agranda demasiado o se produce la rotura de este pueden aparecer síntomas graves y potencialmente mortales. La ruptura del aneurisma es en muchos casos mortal, con una tasa de mortalidad que se encuentra entre el 85 y el 90 %. Los aneurismas aórticos son la decimotercera causa de muerte en Estados Unidos, aproximadamente 4.500 muertes al año son consecuencia de la rotura de un aneurisma aórtico abdominal (AAA) y otras 1.400 muertes se deben a intervenciones realizadas para prevenir la rotura. (Aggarwal & Malik, 2015; Kent, 2014)

Detectar de forma temprana el aneurisma para proceder con el tratamiento adecuado es de gran importancia y es lo que va a evitar consecuencias más graves, para esto será necesario empezar un seguimiento médico con el objetivo de monitorear el tamaño y cómo evoluciona el aneurisma. La detección del aneurisma abdominal aórtico suele ser de manera accidental durante el estudio de otra patología ubicada en la una zona cercana o cuando este ya se ha roto, ya que como se ha mencionado anteriormente se trata de una patología en la mayoría de los casos asintomática. Entre los tratamientos que podemos

encontrar cuando ya hemos detectado el aneurisma encontramos la cirugía abierta o procedimientos endovasculares con el objetivo de reparar el aneurisma y evitar una posible ruptura, estos se trataran con más detalle posteriormente (Shaw et al., 2024).

2.3.3. Epidemiología

Esta patología se trata de un problema que se desarrolla con el tiempo, esto implica una mayor prevalencia en personas gran edad, que con el tiempo se van debilitando sus paredes aórticas y lo que puede llegar a producir una dilatación anormal de la arteria en esta zona debido a las presiones o pérdida de musculatura en la zona lo que hace que la pared se distienda y no recupere su estado normal. La incidencia de este tipo de aneurismas se encuentra entre el 0,5% y el 3%, estos datos se obtienen en muchos casos tras realizar una autopsia debido a su aspecto asintomático. Se puede destacar que la incidencia es mayor pasados los 60 años y tiene sus máximos en poblaciones de entre 70 y 90 años. Es destacable que esta patología aparece más en hombres de raza blanca, mientras que se trata de algo menos común en razas como la asiática, afroamericana o hispana (Marcaccio & Schermerhorn, 2021; Wang et al., 2018).

2.3.4. Etiología

Los AAA ocurren cuando hay una zona debilitada en la pared de la aorta abdominal, esta debilidad puede producirse por múltiples causas entre ellas podemos encontrar: la aterosclerosis, la causa más frecuente, el tabaquismo, la edad avanzada, el sexo masculino, la raza blanca, los antecedentes familiares de AAA, la hipertensión, la hipercolesterolemia y los antecedentes de disección aórtica (Tabla 1). También nos podemos encontrar con otras causas pero que representan una minoría de los casos de AAA como pueden ser la necrosis quística medial, la sífilis, el VIH y algunas enfermedades del tejido conectivo como síndromes de Ehlers-Danlos, Marfan o Loeys-Dietz. Mientras que la raza no blanca y la diabetes se asocian a un menor riesgo de AAA (L. Wei et al., 2021).

- Tabaco:

El consumo de tabaco es un factor de riesgo con mayor influencia, mucho mayor para el AAA que para la aterosclerosis. Además de desempeñar un papel en la etiología del AAA, el tabaquismo también aumenta la tasa de expansión y el riesgo de ruptura de los AAA ya establecidos. El tabaquismo implica alteraciones duraderas de la función de las células musculares lisas vasculares y de las células inflamatorias. Actualmente esta relación entre el tabaquismo y el desarrollo de aneurismas es algo muy estudiado y demostrado. Un estudio realizado por 'The Aneurysm Detection and Management (ADAM) Veterans Affairs (VA) Cooperative Study Group' demostró mayor riesgo de enfermedad aneurismática en las personas con antecedentes de tabaquismo, edad

avanzada, carga aterosclerótica y antecedentes familiares de AAA, mientras que la diabetes, el sexo femenino y la raza negra presentaron asociaciones negativas con el AAA. Pero lo que más destaca de este estudio es que reveló que el 75% del exceso de prevalencia de AAA de tamaño igual o superior a 4 centímetros se debía al tabaquismo. Otra publicación realizando un análisis de más de 10 estudios, que en total incluyen más de tres millones de participantes, estudio la relación entre tabaquismo y AAA. Los resultados del estudio determinaron que riesgo relativo de desarrollar un AAA era de tres a seis veces mayor en los fumadores actuales y de una a dos veces mayor en los exfumadores que en los que nunca habían fumado (Ilustración 4). Además, esta asociación entre tabaquismo y enfermedad era mucho mayor en los casos de aneurisma aórtico abdominal que en los casos de coronaria o la cerebrovascular (Lederle et al., 1997; Norman & Curci, 2013).

En resumen, existen pruebas de una fuerte respuesta lineal del desarrollo de AAA con la duración del tabaquismo. La relación con la cantidad fumada también es lineal en los fumadores actuales y, en menor medida, en los exfumadores. En el caso de los exfumadores, lo que parece tener mayor relevancia es la duración, más que el nivel de exposición.

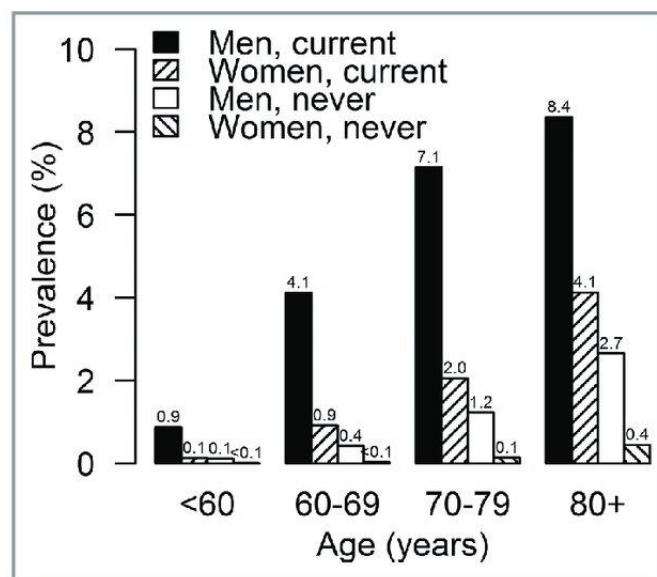


Ilustración 4: Prevalencia de aneurisma aórtico abdominal entre 2.331.943 pacientes asintomáticos examinados divididos por edad, sexo y tabaquismo (actualmente vs nunca). Fuente: (Carter et al., 2020)

- **Antecedentes familiares:**

Actualmente se han realizado numerosos estudios con el objetivo de estudiar la importancia del historial familiar para el desarrollo de esta patología. Algunos estudios de cribado poblacional han mostrado un riesgo de entre 2 y 4 veces mayor de desarrollar AAA en personas cuyos antecedentes presentaban la enfermedad. Estudios realizados entre gemelos han mostrado que la

heredabilidad es muy elevada, con porcentajes entre el 70 y el 77 por ciento. Se están realizando estudios utilizando el genoma completo para identificar cadenas que se puedan asociar al desarrollo de AAA y su riesgo.

También existen algunas enfermedades hereditarias raras que suelen llevar asociadas el desarrollo de aneurisma abdominal en algún momento de la enfermedad. Algunos ejemplos son el Síndrome de Marfan o el Síndrome de Ehlers-Danlos tipo V (vascular) (Kuivaniemi & Elmore, 2012).

Factores de riesgo:

Desarrollo de AAA	Expansión de AAA	Ruptura de AAA
<ul style="list-style-type: none"> - Tabaco - Hipercolesterolemia - Hipertensión - Género masculino - Historial familiar - Edad avanzada 	<ul style="list-style-type: none"> - Edad avanzada - Cardiopatía grave - Accidente cerebrovascular previo - Tabaco - Trasplante cardíaco o renal 	<ul style="list-style-type: none"> - Sexo femenino - 2FEV1 - Mayor diámetro inicial del AAA - Mayor presión arterial media - Consumo actual de tabaco (tiempo que lleva fumando >> cantidad) - Trasplante cardíaco o renal - Tensión crítica de la pared - Relación resistencia de la pared

Tabla 1: Factores de riesgo para desarrollo, expansión y ruptura del AAA. Fuente: (Chaikof et al., 2009)

2.3.5. Fisiopatología

Los aneurismas de aorta abdominal se producen cuando se surge un fallo de las proteínas estructurales de la aorta, inflamación pronunciada, degradación proteolítica del tejido conjuntivo de la pared aórtica... el resultado es que la pared aórtica se debilita gradualmente desarrollando el aneurisma (Golledge et al., 2023).

Degeneración de la pared arterial: La principal causa subyacente del AAA es la degeneración de la pared arterial, está relacionada directamente con la edad, el tabaquismo y la hipertensión arterial. Esta degeneración debilita la túnica media de la aorta que es la que la otorga sus propiedades mecánicas características, el resultado final es que se pierde la elasticidad de la pared arterial.

Estrés hemodinámico: La sección de la aorta abdominal es una zona con presión sanguínea elevada, esto ejerce un estrés de forma continua sobre la pared arterial, lo que conlleva a una expansión del aneurisma. Este aneurisma

una vez establecido comienza su expansión. El agrandamiento del aneurisma puede aparecer de forma escalonada, siendo de tamaño estable durante algún tiempo y presentando etapas de crecimiento acelerado. La tasa de crecimiento de los AAA pequeños es de 0,2 a 0,3 cm/año y para AAA de mayor tamaño el crecimiento medio es de 0,3 a 0,5 cm/año.

La presión que sufre la pared aórtica sigue la ley de Laplace, que determina que la tensión de la pared es proporcional al radio del aneurisma. Cuanto mayor sea el radio de aneurisma mayor será la tensión en la pared, los aneurismas de mayor tamaño tienen un mayor riesgo de rotura debido a este comportamiento físico, y la presencia de hipertensión incrementa aún más el riesgo. (Stevens et al., 2017)

Inflamación y respuesta inmune: La inflamación crónica y la activación del sistema inmunológico desempeñan un papel importante en la patogénesis del AAA. Esta inflamación es la que puede producir en el paciente signos clínicos de dolor localizado ya sea en la zona del abdomen, tórax, lumbar o ingle. A mayores, la infiltración de células inflamatorias en la pared del vaso puede causar daño adicional a la estructura arterial y promover la degeneración.

Angiogénesis: La angiogénesis es el proceso fisiológico en el que forman nuevos vasos sanguíneos a partir de los vasos ya existentes. Se ha demostrado que este fenómeno de formación de nuevos vasos sanguíneos en la zona de la pared del aneurisma está asociado con la progresión del AAA. Estos vasos pueden aumentar la inflamación y la degradación de la pared arterial, así como contribuir al crecimiento del aneurisma.

2.3.6. Histopatología

Al evaluar los tejidos a nivel histológico de la aorta abdominal con presencia de aneurisma puede observarse los siguientes cambios comparando con un sujeto normal. En primer lugar, se puede apreciar una **degeneración de la media**. La capa media de la pared arterial se puede observar en forma de adelgazamiento de la capa media, pérdida de células musculares lisas y/o disminución de las fibras elásticas. Se puede apreciar una **inflamación crónica** con infiltración de células inflamatorias en la pared del vaso, incluyendo linfocitos, macrófagos y células del sistema inmunitario. Esta inflamación crónica puede estar relacionada con la respuesta inmune del cuerpo al daño vascular y contribuir con el crecimiento crónico del AAA (Yuan et al., 2021). En el tejido se produce una **remodelación de la matriz extracelular** (ECM) compuesta por cambios en la composición y organización de la matriz extracelular de la pared arterial. Principalmente hay que destacar la degradación excesiva de colágeno y elastina (Busutil, 1980; Busutil et al., 1982), y, por el contrario, la acumulación de proteínas de matriz anormales (Ilustración 5). Estos cambios en la matriz extracelular hacen que la estructura de la pared arterial sea más débil y contribuye a la formación y expansión del aneurisma. Por último, se puede observar un proceso de **calcificación y generación de trombo**. En ocasiones

pueden aparecer trombos intraluminales y calcificación en el interior del aneurisma. La presencia de estos trombos puede aumentar el riesgo de complicaciones mayores, como la embolia. En cuanto a la calcificación nos encontramos con una afectación a la elasticidad de la pared arterial, lo que puede hacer que se rompa con mayor facilidad.

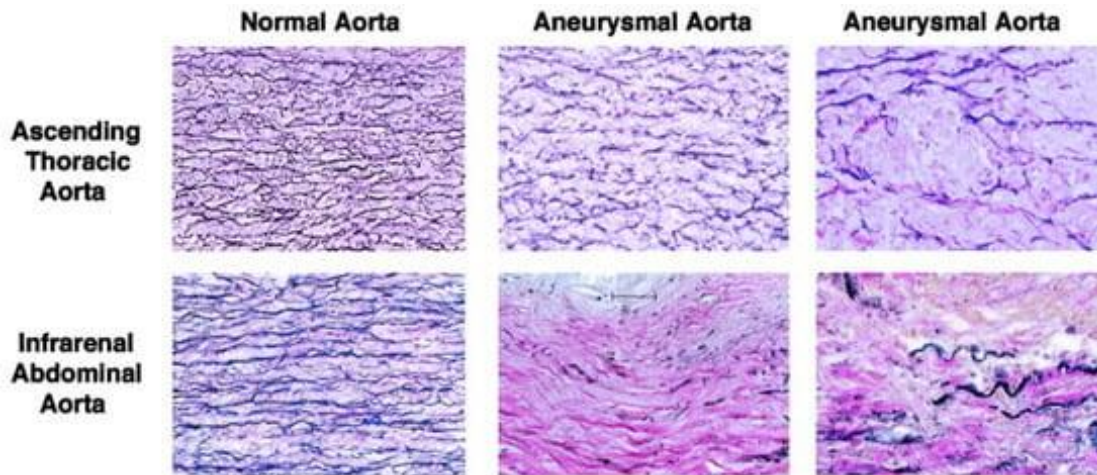


Ilustración 5: Diferencias histológicas entre tejidos de aorta normal y aneurisma en la aorta torácica y en el segmento infrarrenal de aorta abdominal. Fuente: (Paulenka et al., 2023)

2.3.7. Diagnóstico

Al tratarse de una patología asintomática, lo habitual es que la patología se detecte durante una exploración clínica o radiológica realizada por otro motivo, en una zona cercana al aneurisma. El método más común para diagnosticar un aneurisma aórtico abdominal es mediante el uso de ultrasonidos, realizando una ecografía. Este método se utiliza de cribado con el objetivo de reducir las cirugías de urgencia, la ruptura de AAA y la mortalidad asociada a AAA.

Sin embargo, en pacientes sintomáticos, la tomografía es la modalidad de imagen preferida, ya que esta es mejor para identificar con precisión la posición, magnitud y participación de otras arterias. Debido al pulmón y las vísceras que contienen aire por encima de las arterias renales, los ultrasonidos son menos precisos cuando se utilizan para fines de detección precisa en cuanto a localización espacial. Para obtener estas imágenes de CT es necesario el uso de contraste intravenoso y radiación ionizante, lo que limita su uso. Otra opción sería mediante angiografía de resonancia magnética, que al igual que en el caso de los ultrasonidos no implica radiación ionizante, pero su precio es muy elevado. Esta opción se suele reservar para pacientes que presentan reacción alérgica al contraste, ya que las imágenes obtenidas mediante CT son de mayor calidad. Realizar un ecocardiograma también es una prueba a la que se suele recurrir ya que muchos de los pacientes presentan enfermedades cardíacas.

2.3.8. Clasificación

No se ha establecido un método de clasificación de aneurismas arteriales basándose exclusivamente en una característica. El método más utilizado para clasificar los aneurismas es combinando las siguientes características:

- Localización y forma.
- Origen.
- Características histológicas.
- Fisiopatología/manifestaciones clínicas.

Localización: Los aneurismas pueden aparecer en cualquier vaso sanguíneo (bazo, piernas, riñones...), aunque algunos presentan una mayor incidencia que otros, destacando los aneurismas cerebrales y aórticos.

- Los aneurismas cerebrales tienden a pasar desapercibidos en su fase de crecimiento ya que se trata de una zona pocas veces explorada en exámenes y habitualmente sin síntomas, pero al romper tienen consecuencias muy graves, o incluso letales.
- Los aneurismas aórticos son los más comunes y son más fácilmente diagnosticables y tratables, destacando la mayor incidencia en la sección abdominal. Estos son el caso más común de aneurismas de aorta, aproximadamente el 85% ocurren por debajo del nivel de los riñones. Podemos diferenciar las siguientes localizaciones dentro del aneurisma abdominal mostradas en la Ilustración 6:
 - Suprarrenal
 - Con afectación arterial esplénica y renal
 - Con afectación exclusivamente renal
 - Yuxtarenal o pararenal: ausencia de aorta normal entre la parte superior del aneurisma y las arterias renales
 - Infrarenal

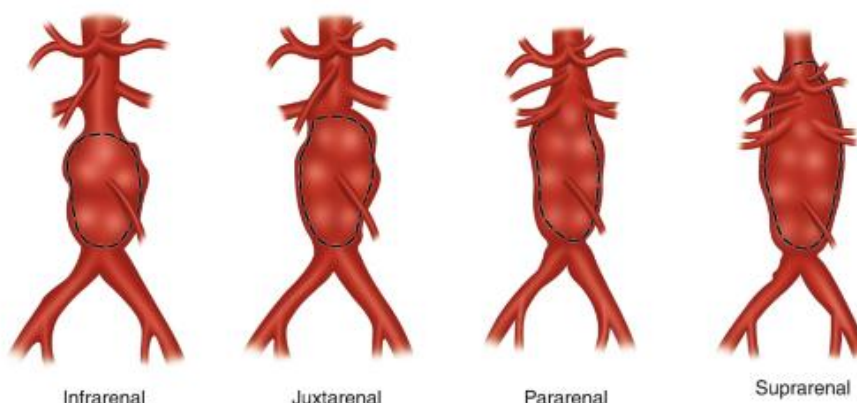


Ilustración 6: Tipos de aneurisma abdominal aórtico dependiendo de su localización respecto a las arterias renales. Fuente: (Dieter et al., 2019)

Forma:

- **Fusiformes:** Tienen una forma circunferencial y abombada de la pared vascular, se hinchan hacia afuera en todas las direcciones. Es común que parezcan vasos de gran calibre como la aorta, producen la distorsión en el flujo aguas abajo de la protuberancia. Más del 90% de los AAA son fusiformes.
- **Saculares:** Este tipo de aneurisma se encuentra más comúnmente en vasos de pequeño calibre que tienden a llenarse de coágulos debido a su forma esférica, esto hace que un mayor volumen de sangre entre en el aneurisma. Los aneurismas saculares raramente se encuentran en la aorta abdominal, pero si se presencian en la aorta torácica, en la región del arco aórtico distal, donde se producen los “aneurismas del ductus”. (Criado, 2014)
- **Pseudoaneurismas o disecantes:** Este tipo de aneurisma no concierne las tres capas de la pared vascular, tienen origen en una disección de la arteria. Se trata de una complicación extremadamente rara y está asociada a una elevada mortalidad, pese al tratamiento quirúrgico oportuno. Se producen por la separación de las capas como consecuencia de un trauma provocado por una operación quirúrgica o un golpe, debido a esto la sangre comienza a filtrarse entre las capas acumulándose en el tejido circundante y formando coágulos que se acumulan en una formación parecida a un aneurisma. El flujo de sangre no se ve tan alterado como en un aneurisma real y su evolución tiende a ser más lenta. (Ilustración 7).

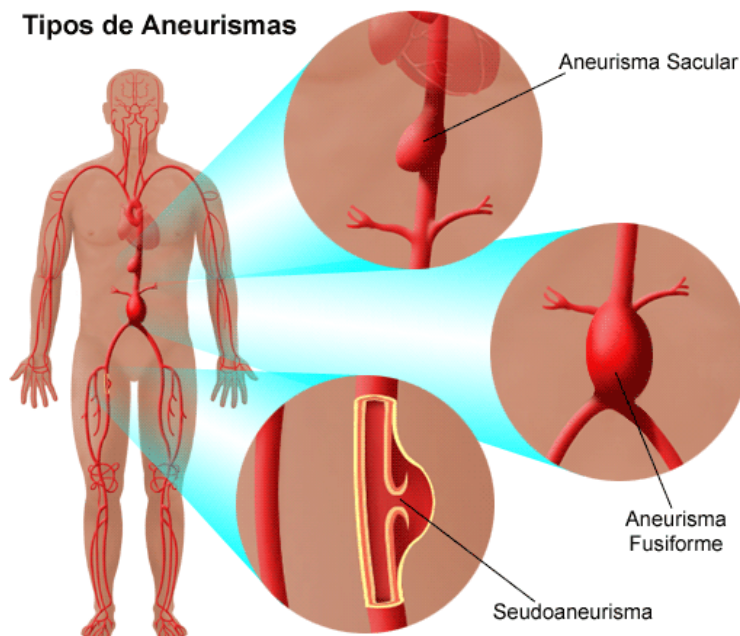


Ilustración 7: Tipos de aneurisma clasificando según su forma. Fuente: (Stanford Medicine, 2024b)

Tamaño: Dependiendo de las instituciones de estudio podemos encontrar unos parámetros de tamaño diferentes. En la siguiente tabla (Tabla 2) aparecen algunos de los grupos más importantes, su localización, y como actúan dependiendo del tamaño del aneurisma. Se realiza una clasificación de pequeño, mediano o grande donde aparece rango de diámetros que se incluyen en el grupo y a continuación el tiempo recomendado para realizar una revisión, donde ‘y’ se corresponde con años (years) y ‘mo’ se corresponde con meses (months).

	Location	Aorta <3 cm	Small	Medium	Large
Society for Vascular Surgery (SVS Guidelines, 2017) ³⁰	United States	10 y	3-3.9 cm; 3 y	4-4.9 cm; 1 y	5-5.4 cm; 6 mo
National Health Services (NHS AAA Screening Program, 2017)	United Kingdom	No follow-up	3-4.4 cm; 1 y	4.5-5.4 cm; 3 mo	4.5-5.4 cm; 3 mo
European SVS (ESVS Guidelines, 2019)	33+ countries in Europe	5-10 y	3-3.9 cm; 3 y	4-4.9 cm; 1 y	5-5.4 cm; 3-6 mo

Tabla 2: Recomendaciones de vigilancia de los aneurismas de aorta abdominal en función del diámetro aórtico. Fuente: (Hensley & Upchurch, 2022)

2.3.9. Tratamiento

Actualmente se recomienda el tratamiento cuando el diámetro del aneurisma alcanza entre 5 y 5,5 cm, si se demuestra un rápido agrandamiento de más de 0,5 cm en seis meses o si este se vuelve sintomático. Para esto es necesario en primer lugar tener el aneurisma localizado, y una vez detectado realizar un seguimiento de la patología mediante revisiones periódicas y se pueden emplear medicaciones contra la hipertensión o la hiperlipidemia. Para todos los pacientes es necesario realizar análisis de sangre rutinarios, incluyendo una prueba de compatibilidad pretransfusional si es necesaria la cirugía. En caso de rotura del aneurisma es necesario realizar una operación de urgencia (Hensley & Upchurch, 2022).

Actualmente se consideran dos opciones para tratar quirúrgicamente esta patología:

- Cirugía abierta:

En 1888 se realizó la primera operación de este tipo, uniendo desde dentro del saco las dos ramas del aneurisma. La técnica consiste en cortar temporalmente el flujo en la zona de operación pinzando las ramas de la aorta aguas abajo y aguas arriba. Se realiza una incisión en el saco por donde se introduce la prótesis, y esta se fija al extremo superior y a las arterias ilíacas mediante el uso de puntos de sutura. Por último, se envuelve el saco alrededor de la prótesis, se cierra la incisión con puntos de sutura y se liberan las pinzas (Ilustración 8). En el postoperatorio los pacientes necesitan una estancia en la UCI para vigilar su evolución durante 24 a 48 horas. Este tipo de operación no ha sufrido grandes en cuanto a metodología, se ha podido visualizar evolución en cuanto a los útiles empleados en esta (Schmitz-Rixen et al., 2020).

Reparación abierta de aneurisma de aorta abdominal

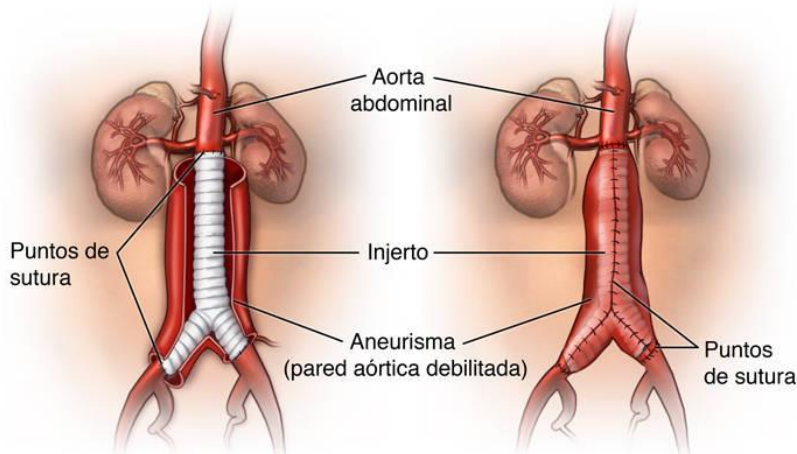


Ilustración 8: Reparación de AAA mediante cirugía abierta. Fuente: (Stanford Medicine, 2024a)

- **Endovascular aneurysm repair (EVAR):**

El Dr. Juan Carlos Parodi, un cirujano vascular argentino, revolucionó el tratamiento con una solución quirúrgica endovascular poco invasiva en el año 1990 (Teraa & Hazenberg, 2022). Esta es una operación mínimamente invasiva que permite introducir la prótesis sin necesidad de operar directamente en la aorta, no es necesario cortar el riego sanguíneo y la recuperación es más rápida debido a la menor afectación de la zona. Este método presenta resultados y supervivencia superiores en comparación con la reparación abierta si la anatomía es adecuada, pero las tasas de mortalidad siguen siendo elevadas. La técnica consiste en la colocación de un stent dentro de la aorta, que se ajusta a la pared arterial y aísla el aneurisma. Comienza el procedimiento realizando incisiones de pequeño tamaño para acceder a las arterias femorales por las que se introducirán los catéteres hacia la aorta, estos se colocan utilizando fluoroscopia. Seguidamente se introduce el stent plegado y se guía hasta la ubicación del aneurisma, una vez colocado se despliega y queda ajustado a la pared interna de la aorta, cubriendo y reforzando la pared del aneurisma (Ilustración 9)(Medical Advisory Secretariat, 2002).

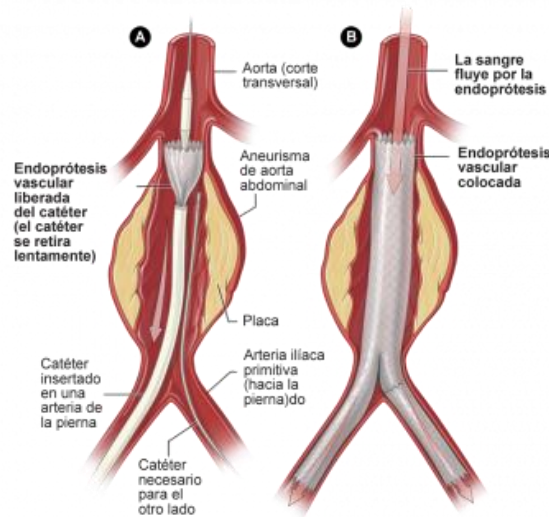


Ilustración 9: Reparación de AAA mediante EVAR. Fuente: (NHLBI, 2022)

La técnica EVAR se emplea actualmente para la mayoría de las reparaciones, especialmente en pacientes de edad avanzada y de mayor riesgo; y pacientes que no son candidatos para cirugía abierta, esto incluye a pacientes con cardiopatías graves y/u otras comorbilidades. Los pacientes con aneurismas de menor tamaño que no se someten a reparación necesitan un seguimiento periódico mediante ecografía cada 6 - 12 meses para observar la evolución de este y asegurarse de que no se está expandiendo.

A continuación, en la Ilustración 10, podemos ver un esquema que representa el esquema de actuación con pacientes que presentan AAA. Este esquema resume los puntos que se han mencionado anteriormente y que método de actuación sería el adecuado para cada caso clínico.

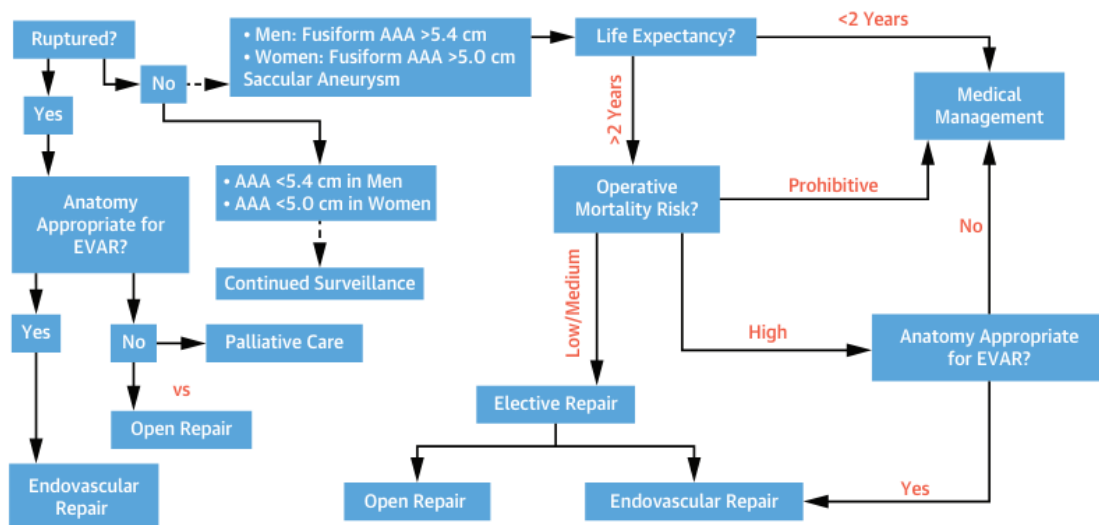


Ilustración 10: Esquema de tratamiento para pacientes con AAA. Fuente: (Hensley & Upchurch, 2022)

2.3.10. Pronóstico

Si un aneurisma abdominal llega a la ruptura el pronóstico pasa a ser negativo, ya que más del 50% de los pacientes mueren antes de llegar a la sala de operaciones, y si no las secuelas hacen que la vida pueda pasar a estar en riesgo constante. Algunos factores que contribuyen al 50% de mortalidad son la parada cardíaca preoperatoria, una edad superior a 80 años, el sexo femenino, la pérdida masiva de sangre y las transfusiones continuas. En este tipo de pacientes lo principal es alcanzar la sala de operaciones lo antes posible. Los AAA son la decimotercera causa de muerte en EE. UU. y se establece que la tasa estandarizada de mortalidad por rotura de AAA en pacientes mayores de 45 años es de 5,6 por 100.000 individuos.

Por otro lado, los pacientes que se someten a reparación electiva, antes de la ruptura, presentan un pronóstico positivo. Las indicaciones para realizar esta reparación electiva son o bien presentar síntomas o un diámetro superior a 5.4 centímetros. Actualmente, el método endovascular (EVAR) es el principal tratamiento para la reparación de los AAA ya que resultados a corto plazo de morbilidad y mortalidad con mejores. La efectividad a largo plazo no depende tanto del método de operación sino de otras comorbilidades como la enfermedad pulmonar obstructiva crónica, la cardiopatía y la enfermedad vascular periférica.

2.3.11. Complicaciones

Entre las principales complicaciones que podemos encontrar en una persona con esta patología destacamos las siguientes:

- Hemorragias.
- Isquemia de las extremidades, el aneurisma afecta a la circulación de la sangre disminuyendo la irrigación ya sea de manera transitoria o permanente en las extremidades y a su vez disminuye el aporte de oxígeno.
- Rotura retardada secundaria a fuga interna.
- Síndrome compartimental abdominal, este síndrome aparece por un aumento de la presión de la cavidad intraabdominal como consecuencia de sangrados mayores intraabdominales.
- Infarto de miocardio.
- Complicaciones relacionadas con el implante EVAR: un tipo de complicación específica de este tipo de implante es el 'Endoleak' (Ilustración 11). Se trata de la complicación más frecuente tras la operación, y se produce en el 15-30% de los pacientes en los primeros 30 días postoperatorios. La sangre continúa entrando en el saco por alguna sección del injerto.

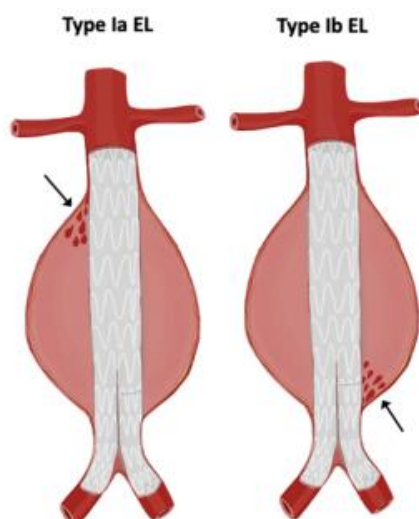


Ilustración 11: Dibujo de la complicación 'endoleak'. El diseño de la izquierda muestra el tipo 1a, la sangre entra al saco por la parte superior del stent. En la derecha se ejemplifica el tipo 1b, la sangre entra al saco por la zona inferior del injerto. Fuente: (Gozzo et al., 2022)

Debido a la falta de irrigación sanguínea nos podemos encontrar con otras complicaciones como las siguientes:

- Isquemia intestinal, cuando el flujo sanguíneo que llega a los intestinos disminuye, puede aparecer dolor localizado en y se pierda la funcionalidad del órgano.
- Fallo renal, como consecuencia se pierde la capacidad de filtrar la sangre.
- Síndrome del dedo azul, debido a una menor irrigación en las zonas periféricas del cuerpo puede aparecer una coloración azulada en zonas como el dedo del pie.
- Amputación de zonas en las que la isquemia se ha establecido y se ha producido una gangrena.
- Muerte

2.4. OBTENCIÓN DE IMÁGENES

2.4.1. Ultrasonidos (US)

Los ultrasonidos emplean ondas sonoras que exceden el rango de audición humana. Estas ondas se pueden aplicar sobre tejidos para ver sus propiedades acústicas. Esto nos permite obtener medidas de distancia y volúmenes, movimiento y velocidad de la sangre... El ultrasonido es el método con que se suele detectar la patología de AAA, se realizan estudios preventivos, 'screenings', de la zona abdominal. Este método tiene muchas ventajas significativas entre las que podemos destacar:

- Se trata de un método **no invasivo**: Los ultrasonidos no implican el uso de radiación ionizante ya que se trata de ondas de presión, lo que los hace

seguros y no invasivos. Esto significa que se pueden realizar múltiples veces sin riesgo de efectos secundarios nocivos. Lo que facilita la posibilidad de realizar un **seguimiento periódico** del tamaño y forma del aneurisma abdominal con precisión. Esto es importante para evaluar la progresión del aneurisma y determinar si se requiere tratamiento adicional.

- **Amplia disponibilidad:** Ya que se trata de una tecnología **económica** y con **múltiples aplicaciones**, se pueden utilizar para examinar una amplia variedad de tejidos y órganos, incluyendo el corazón, el abdomen, los vasos sanguíneos, los músculos y los tejidos blandos, lo que los hace útiles en muchas especialidades médicas diferentes. Comparado con otras modalidades de imagen, como pueden ser la resonancia magnética (RM) o la tomografía computarizada (TC), los ultrasonidos son mucho más baratos y no requieren de gran cantidad de espacio, lo que los hace atractivos especialmente en entornos con recursos limitados. Los ultrasonidos están ampliamente disponibles en hospitales, clínicas y consultorios médicos, lo que facilita su acceso para una amplia gama de aplicaciones médicas. Actualmente existen dispositivos que solo constan del transductor y se pueden conectar a un dispositivo móvil para la visualización (Ilustración 12).



Ilustración 12: Dispositivo de ultrasonidos portátil 'Lumify' diseñado por Philips. Fuente: (Philips, 2016)

- Permite obtener **imágenes en tiempo real:** Los ultrasonidos proporcionan imágenes en tiempo real, lo que permite a los médicos observar estructuras internas del cuerpo y el movimiento de órganos en tiempo real. Esto es particularmente útil para realizar procedimientos guiados por imágenes. Seguimiento periódico: Los ultrasonidos permiten un seguimiento periódico del tamaño y la forma del aneurisma abdominal con precisión (Ilustración 13). Esto es importante para evaluar la progresión del aneurisma y determinar si se requiere tratamiento adicional.

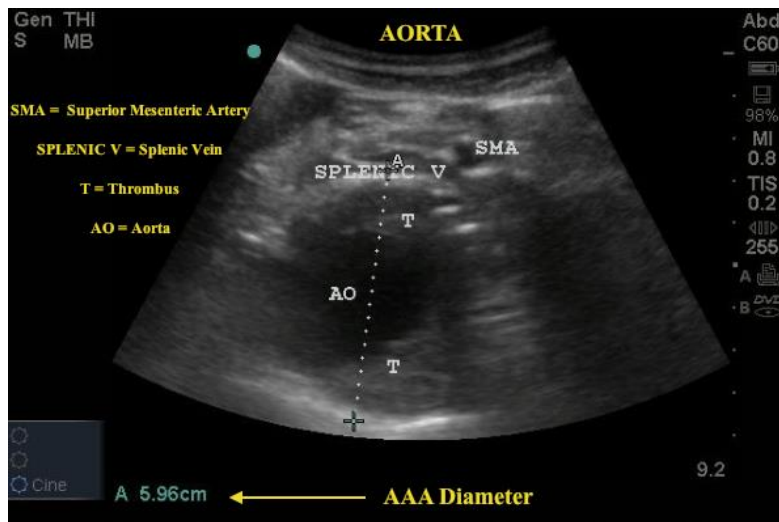


Ilustración 13: Imagen obtenida mediante ultrasonidos a partir de la cual se obtiene el diámetro del aneurisma de aorta abdominal. AAA Diameter = 5.96cm. Fuente: (Emory University, 2013)

- **Evaluación de la perfusión:** Algunos equipos de ultrasonido también pueden realizar análisis de flujo sanguíneo utilizando el efecto Doppler, lo que permite a los médicos evaluar la perfusión sanguínea en y alrededor del aneurisma (Ilustración 14). Esto es importante para determinar el riesgo de ruptura y para guiar decisiones de tratamiento.

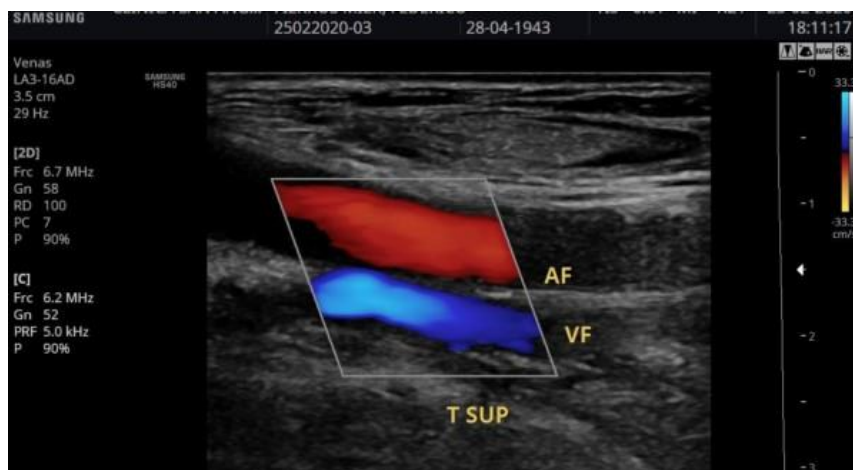


Ilustración 14: Imagen de vasos sanguíneos obtenida por ultrasonidos con efecto Doppler. En la zona superior y de color rojo el flujo de una arteria (AF), y en la zona inferior y color azul el flujo de una vena (VF). Fuente: (Hoskins et al., 2019)

Por otro lado, los exámenes con ultrasonido pueden presentar complicaciones con las imágenes. Por ejemplo, no siempre logran atravesar con facilidad los huesos o tejidos muy compactos, esto hace que sea complicado visualizar de forma correcta lo que se encuentra detrás, produciéndose el artefacto conocido como 'acoustic shadow' o sombra acústica. En la Ilustración 15 podemos ver

cómo, si hay presencia de un área hipointensa detrás de un objeto atenuante o con reflexión, no se devuelven ecos del área posterior. Esto se puede producir por huesos, cálculos o líneas de baja intensidad.



Ilustración 15: Ejemplo de imagen de ultrasonidos con el artefacto de sombra acústica, en este caso producido por las costillas. Fuente: (Blanco et al., 2016)

Otro punto a tener en cuenta es que las imágenes no siempre salen igual de nítidas. Esto depende de dos cosas principales: qué tan hábil sea la persona que maneja el equipo y la forma del cuerpo de cada paciente.

- **Limitaciones en la profundidad de visualización:** Aunque los ultrasonidos son útiles para la visualización de estructuras superficiales y órganos ubicados cerca de la superficie del cuerpo, pueden tener dificultades para visualizar estructuras más profundas o ubicadas detrás de estructuras densas. Factores como la obesidad y los gases intestinales pueden comprometer la precisión de esta herramienta. Si se compara la precisión obtenida con la de tomografía computarizada los ultrasonidos tienden a subestimar el diámetro de los AAA en 2 milímetros en el plano anteroposterior, y esta precisión disminuye a medida que el tamaño del aneurisma aumenta (Jaakkola et al., 1996).

La ecografía abdominal es el método más utilizado para el diagnóstico inicial y seguimiento de aneurismas de tamaño reducido debido a su bajo precio, fácil acceso y no invasividad. Sin embargo, la tomografía computarizada (TC) es la modalidad de imagen más empleada para la planificación preoperatoria y el seguimiento de los aneurismas de gran tamaño (Kostun & Malik, 2016; Lau et al., 2017).

2.4.2. Tomografía computarizada (TC)

La tomografía computarizada (TC o TAC) es una técnica de imagenología médica que utiliza rayos X y computadoras para crear imágenes detalladas de las estructuras internas del cuerpo. El tubo de rayos X gira alrededor del paciente

y emite haces de rayos X a través del cuerpo desde varios ángulos. Los detectores miden la cantidad de rayos X que atraviesan el cuerpo y envían esta información a una computadora, que la procesa y reconstruye en imágenes digitales en 2D o 3D (Calzado et al., 2010). Este método presenta las siguientes ventajas:

- **Visualización detallada:** Se obtienen imágenes detalladas y tridimensionales de las estructuras internas, permite la visualización de órganos, tejidos, huesos y vasos sanguíneos. Comparando con las imágenes de ultrasonidos, que pueden tener dificultades para visualizar zonas que presenten huesos y ciertos tejidos blandos, mediante TC se obtienen imágenes detalladas de ambos tipos de tejido.
- **Contrastes:** Se pueden administrar agentes de contraste para resaltar estructuras de interés y mejorar la precisión del diagnóstico. Estos contrastes son útiles para visualizar tumores, lesiones vasculares y áreas de inflamación.
- **Evaluar perfusión y función del órgano:** Algunas técnicas avanzadas permiten evaluar la perfusión de órganos como el cerebro o el corazón, así como la función cardíaca. A diferencia de la ecografía, esta técnica puede detectar aneurismas rotos o con fugas (Ilustración 16).
- **Alta resolución espacial:** Se obtienen imágenes de alta resolución espacial, lo que permite detectar pequeñas lesiones o anomalías en tejidos y órganos.
- **Rápida adquisición de imágenes:** Las exploraciones de TC suelen ser rápidas, permite obtener las imágenes en cuestión de minutos. Esto es especialmente útil en situaciones de emergencia donde se necesita un diagnóstico rápido, como pueden ser casos de rotura del aneurisma en los que es necesario cirugía de urgencia.
- **Amplia gama de aplicaciones:** Las imágenes se puede utilizar para diagnosticar una amplia variedad de condiciones médicas, incluyendo traumas, enfermedades cardíacas, cáncer, trastornos cerebrales, enfermedades pulmonares.... Se pueden utilizar las imágenes como **guía para procedimientos invasivos**, como biopsias, drenajes de abscesos y colocación de catéteres, asegurando una colocación precisa y reduciendo el riesgo de complicaciones.(Lau et al., 2017)

Este método no está exento de inconvenientes. En esta técnica se utilizan rayos X para obtener las imágenes lo que implica el **uso de radiación ionizante**. Aunque las dosis de radiación han disminuido con avances tecnológicos, la exposición repetida puede aumentar el riesgo de efectos adversos a largo plazo, como el cáncer. Esto limita el número de exploraciones que se pueden realizar usando este método. En ciertas exploraciones de TC, como las angiografías, pueden requerir la administración de medio de contraste para resaltar estructuras específicas. Sin embargo, algunos pacientes pueden tener **contraindicaciones para el uso de contraste**, como insuficiencia renal. Otros pueden experimentar reacciones alérgicas al medio de contraste utilizado en la

TC. Otra limitación muy importante es el **precio y disponibilidad**. Los equipos de TC son costosos de adquirir y también de mantener, lo que limita su disponibilidad. Además, el costo de las exploraciones de TC también es más elevado que el de otras modalidades. Debido a esto esta técnica no se puede emplear como cribado y se utiliza exclusivamente para la planificación preoperatoria. (Chervu et al., 1995)

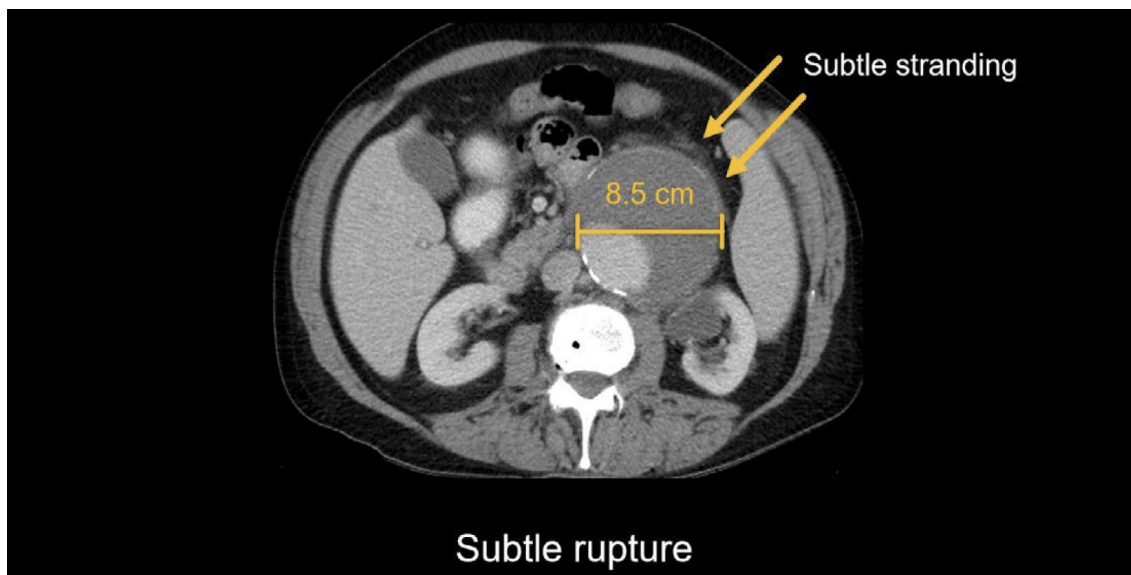


Ilustración 16: Imagen de un AAA con un diámetro de 8,5 cm obtenida con CT. El aneurisma presenta un pequeño derrame indicado por las flechas amarillas, esto puede significar una ruptura precoz o lenta. Fuente: (Hartung & Brown, 2024)

2.4.3. Resonancia magnética angiográfica (MRA)

La resonancia magnética angiográfica (MRA) es una técnica de obtención de imagen médica que se utiliza para visualizar los vasos sanguíneos del cuerpo sin la necesidad de realizar procedimientos invasivos. La MRA utiliza los mismos principios básicos que la resonancia magnética convencional, pero se enfoca específicamente en la visualización de los vasos sanguíneos.

Este método utiliza campos magnéticos y ondas de radio para generar imágenes detalladas de las estructuras internas del cuerpo humano. Se coloca el paciente dentro de un escáner que contiene un potente imán y una antena emisora de radio. El imán crea un campo magnético fuerte que alinea los núcleos de hidrógeno en el cuerpo. Las ondas de radio se aplican para alterar temporalmente esta alineación, y cuando los núcleos vuelven a su estado original, emiten señales que son detectadas por la antena de radio y utilizadas para construir imágenes digitales en 2D o 3D. Se adquieren imágenes de los vasos sanguíneos utilizando secuencias de pulsos especiales que resaltan el flujo sanguíneo.

Actualmente existen varias técnicas de MRA disponibles, incluyendo la MRA de tiempo de vuelo (TOF), la MRA con contraste de fase y la MRA con contraste de

gadolinio. Cada una de estas técnicas tiene sus propias ventajas y limitaciones, y el médico puede seleccionar la más adecuada según las necesidades del paciente y la región anatómica a estudiar.

- **Sin radiación ionizante:** A diferencia de la angiografía por TC, que utiliza rayos X, la MRA no emplea radiación ionizante en el proceso de obtención de imágenes. Esto la hace una técnica segura, principalmente para pacientes que necesitan múltiples estudios de imagen.
- **Buena visualización:** Las imágenes que se obtienen presentan una excelente resolución de tejidos blandos y permite visualizar incluso los vasos sanguíneos más pequeños, lo que favorece la detección de patologías vasculares con gran detalle. Aunque no siempre es necesario, en algunos casos se puede administrar un agente de contraste para mejorar la visualización de los vasos sanguíneos (Ilustración 17).
- Se pueden producir **imágenes tridimensionales** y en múltiples planos anatómicos: lo que facilita una comprensión completa de la anatomía vascular y de cualquier anomalía presente.
- **Evaluación funcional:** Permite obtener información sobre el flujo sanguíneo y la perfusión de los tejidos para la evaluación de enfermedades vasculares. Lo que permite el diagnóstico y seguimiento de enfermedades vasculares como la estenosis, los aneurismas, las malformaciones vasculares y las trombosis.

Por otro lado, nos encontramos con una serie de limitaciones como: el **costo y la disponibilidad**, se trata de equipos muy caros tanto para adquirir como para mantener, lo que hace que no esté disponible en todas las clínicas. Además, las exploraciones también tienen un mayor coste. **Tiempo de adquisición de imágenes**, las exploraciones de MRA requieren más tiempo que otras modalidades de imagen, una sesión puede tener una duración entre 15 y 60 minutos, lo que puede suponer un problema para pacientes que no pueden permanecer quietos durante períodos prolongados, casos en los que la posición en la que se quiere obtener la imagen no sea cómoda o pacientes claustrofóbicos. Si el paciente usa **implantes metálicos o dispositivos electrónicos implantados** pueden interferir con el campo magnético y causar daño al paciente o afectar la calidad de las imágenes, por lo que no se recomienda para todos los pacientes. Por último, la **interpretación técnica**, esta puede requerir experiencia técnica y conocimientos especializados para identificar y caracterizar adecuadamente las anomalías vasculares y diferenciarlas de artefactos o variaciones anatómicas normales.

Las imágenes de MRA son comparable a las obtenidas mediante TC en cuanto a la exactitud de las mediciones del AAA, sin embargo, se trata de una técnica poco empleada debido a su elevado coste, el tiempo necesario para obtener las imágenes y los cirujanos vasculares están menos acostumbrados a guiarse utilizando estas imágenes.



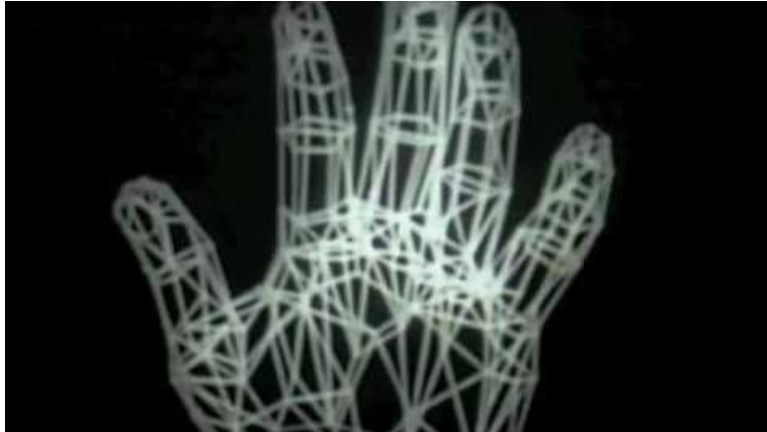
Ilustración 17: a) Imagen Resonancia Magnética FLASH de la zona abdominal, plano coronal. b) Resonancia magnética angiográfica del mismo paciente, imagen axial. Fuente: (Töpel et al., 2016)

2.5. OBTENCION MODELOS 3D

2.5.1. Modelado 3D

Durante los años 1970 la representación de objetos 3D mediante el uso de polígonos comenzó a ganar popularidad ya que se desarrollaron algoritmos para renderizar polígonos y superficies, lo que permitía la creación de modelos más complejos que se podían soportar con la potencia tecnológica del momento (Ilustración 18).

Edwin Catmull, reconocido por ser cofundador de Pixar y presidente de Walt Disney Animation Studios durante años, es considerado como uno de los pioneros en gráficos por computadora debido a su desarrollo algoritmos para el modelado de superficies suaves y curvas. Logro dos nuevos descubrimientos fundamentales de la informática gráfica: el mapeado de texturas y las B-spline, además de descubrir posteriormente la técnica de Z-buffering. Estos avances permitieron una representación más realista de los objetos 3D y que estos métodos ganaran popularidad.

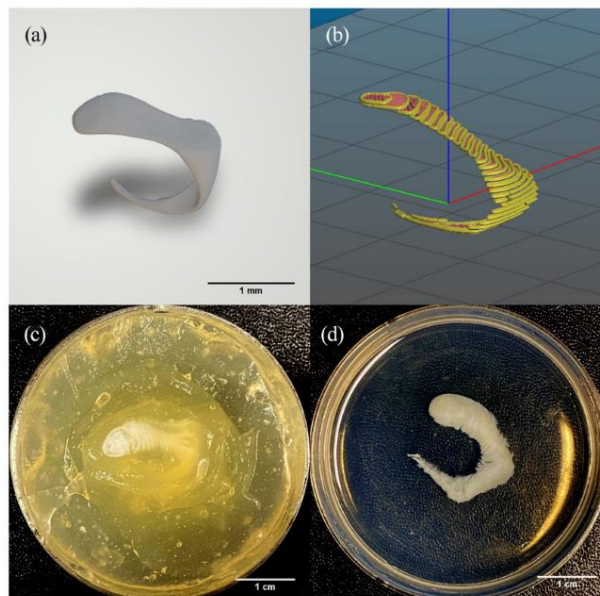


*Ilustración 18: Primera animación 3D generada por ordenador del mundo, creada por Edwin Catmull.
Fuente: (Menon, 2011)*

2.5.2. Implementación en medicina

En la década actual se están enfocando estos conceptos hacia una medicina con tratamientos personalizados y el Bioprinting.

- Modelos 3D personalizados extraídos mediante imágenes de la anatomía del paciente para diseñar tratamientos a medida.
- La impresión 3D de tejidos y órganos con el objetivo de crear tejidos viables para trasplantes (Ilustración 19).



*Ilustración 19: a) Modelo 3D de un cartílago nasal lateral inferior derecho a partir de imágenes de TC. b) Vista previa del cartílago nasal cortado usando el software Slic3r. c) Cartílago nasal lateral inferior bioimpreso en 3D en un baño de gelatina antes y (d) después de 30 minutos de incubación a 37°C.
Fuente: (Lan et al., 2022)*

2.5.3. Modelos de AAA

En el tratamiento de aneurismas abdominales, los modelos 3D computacionales juegan un papel crucial. Utilizando datos obtenidos de imágenes TC o resonancia magnética, se pueden crear representaciones tridimensionales precisas de la sección de la aorta abdominal y el aneurisma. Estos modelos permiten a los profesionales sanitarios visualizar y planificar la intervención de manera detallada, identificando la mejor estrategia para reparar el aneurisma ya sea utilizando endoprótesis o la técnica de cirugía abierta. Además, los modelos 3D facilitan la personalización de las endoprótesis, asegurando un ajuste perfecto y reduciendo el riesgo de complicaciones postoperatorias, aumentando la precisión, seguridad y eficacia de los procedimientos.

Los modelos con los que se ha realizado este trabajo fin de grado han sido creados a partir de imágenes de CT de trabajos anteriores realizados por el instituto Karolinska (KI). Los archivos '.stl' que contienen los modelos 3D se generaron previamente utilizando el software A4clinicsRE, un sistema de investigación interdisciplinar que combina el procesamiento de imágenes médicas con el análisis biomecánico. Este software permite la reconstrucción de imágenes, y el análisis biomecánico, un análisis no lineal mediante elementos finitos (Ilustración 20).

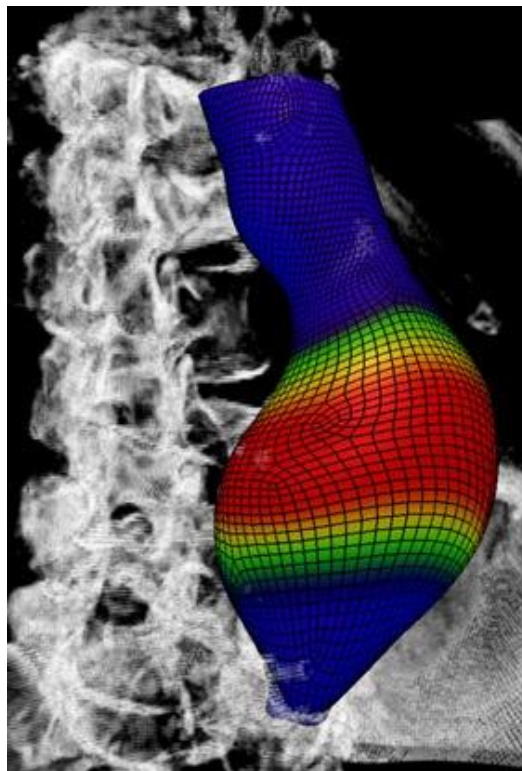
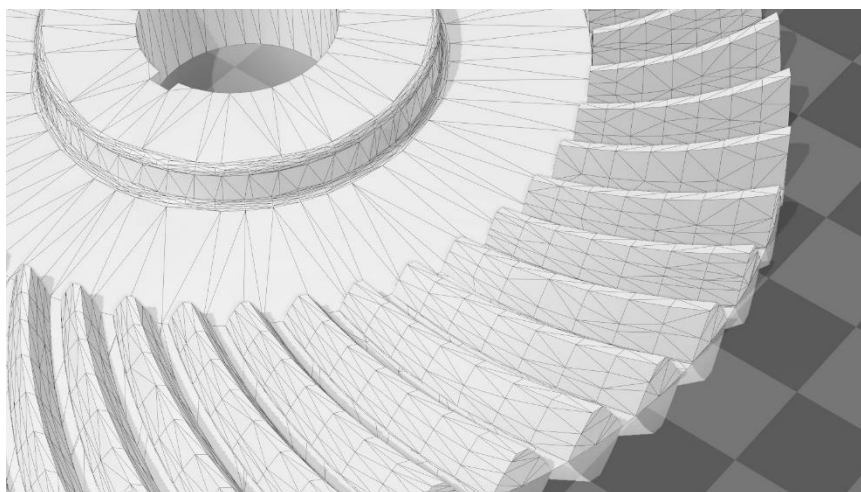


Ilustración 20: Imagen de un modelo 3D de AAA, generado a partir de imágenes de CT utilizando el software A4clinicsRE. Fuente: (Gasser et al., 2021)

2.5.4. Formato STL

El formato STL (abreviación de 'Stereolithography') es un formato de archivo estándar que se utiliza para el diseño de modelos 3D, usado en diseño asistido por computadora (CAD) para la creación, modificación, análisis u optimización de un diseño; también es utilizado para la impresión 3D de estos modelos. Este formato permite contener toda la información necesaria de un objeto 3D y que pueda ser procesada por diferentes softwares.



*Ilustración 21: Visualización de un modelo 3D de una pieza mecánica almacenada en formato STL.
Fuente: (All3DP, 2023)*

Los archivos STL contienen la información de los objetos 3D mediante superficies delimitadas por mallas triangulares. El resultado es una serie de triángulos que se adaptan a la forma del objeto. Cada uno de estos triángulos está definido por tres vértices, en un espacio R^3 , y su correspondiente vector normal, que es el que indica la orientación del triángulo. Dependiendo del número de triángulos que contenga el sólido se podrá obtener una mayor o menor resolución. Cuanto mayor sea el número de triángulos y estos sean de menor tamaño, mejor se adaptarán a la superficie, pero también se trabajará con archivos más pesados y de mayor carga computacional. Es por esto por lo que una buena técnica es utilizar diferentes tamaños de triángulos para diferentes zonas, utilizando triángulos más pequeños en zonas que requieren mayor resolución, zonas de mayor interés o que presentan geometrías curvas. En la Ilustración 21 podemos apreciar cómo funciona este método, se puede visualizar como en la zona exterior del engranaje los triángulos que se emplean son de menor tamaño para aumentar la resolución en esta zona. En modelos biológicos como podría ser una arteria esto podría aplicarse a zonas de bifurcación que son las que presentan una estructura geométrica más compleja debido a su curvatura.

Los archivos STL pueden venir definidos de dos formas diferentes (Ilustración 22):

- **STL Binario:** se almacenan los datos de los vértices y las caras utilizando codificación binaria. Esto permite que sea más eficiente a la hora de almacenarlo y el procesamiento sea más veloz.
- **STL ASCII:** en este otro formato se utiliza texto plano, legible por una persona. Estos archivos tienen mayor tamaño y un análisis más lento, a cambio de poder ser leído por un humano.

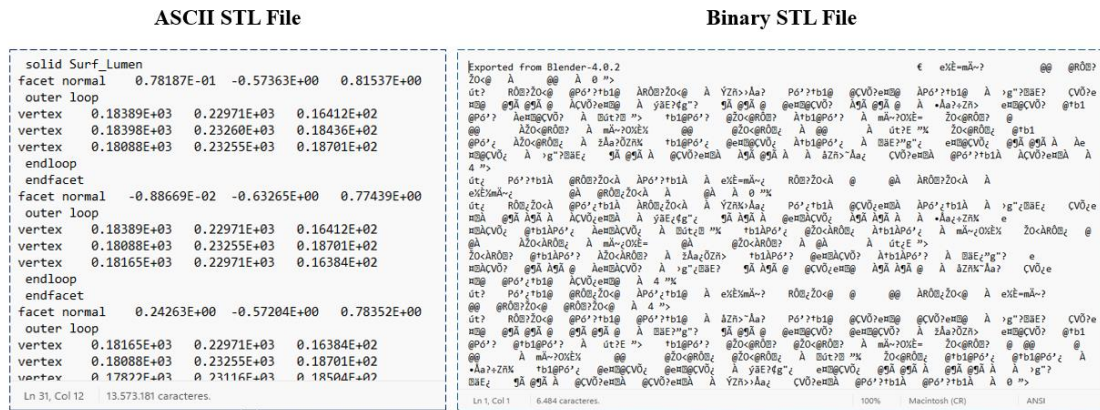


Ilustración 22: Ejemplos de archivos STL almacenados en formato ASCII (izquierda) y formato Binario (derecha). Fuente: Propia.

Ejemplo STL en formato ASCII:

Los archivos STL ASCII comienzan siempre con la siguiente línea:

solid name

Esta primera línea sirve para definir que un nuevo sólido comienza, la palabra *name* puede ser sustituida por cualquier otra cadena de caracteres, 'string'. A partir de aquí se empiezan a definir los triángulos que van a definir el sólido, cada uno de estos se define de la siguiente forma:

```

facet normal ni nj nk
  outer loop
    vertex v1x v1y v1z
    vertex v2x v2y v2z
    vertex v3x v3y v3z
  endloop
endfacet

```

Las palabras '**facet normal**' y '**endfacet**' indican el comienzo y final de un triángulo respectivamente. Seguido de '**facet normal**' se incluye la normal del triángulo indicando la orientación (n_i n_j n_k). En medio de estas líneas encontramos los '**vertex**', estos describen las coordenadas XYZ de los tres puntos que componen el triángulo.

Por último, para indicar el final del sólido se introduce la siguiente línea:

endsolid *name*

Finalizado este sólido se podría volver a generar otro en el mismo archivo comenzando de nuevo con '**solid** *name*'.

Este formato solo da información sobre la geometría de la superficie, no incluye información sobre la composición interna de la estructura u otros atributos como podrían ser el color o la textura. A diferencia de otros formatos de CAD en los archivos STL no se especifica que unidad de medida se ha usado para crear el modelo, depende de los indicar que unidad se ha empleado, habitualmente se trata con milímetros o pulgadas, esto es necesario para asegurarse que las operaciones de escalado posterior se puedan realizar con precisión, evitar problemas con la impresión 3D, renderizado o extracción de información geométrica. Este formato presenta compatibilidad con numerosas plataformas de software y también hardware, actualmente prácticamente todas las suites de software de modelado 3D e impresoras 3D facilitan la importación y exportación de archivos en este formato.

3. ANÁLISIS MODELOS 3D

3.1. LENGUAJE DE PROGRAMACIÓN: Python

Se ha elegido Python (Ilustración 23) como lenguaje de programación para llevar a cabo esta tarea, ya que es un lenguaje interpretado de alto nivel con una sintaxis sencilla y legible. Se enfatiza en la sencillez y legibilidad del código y permite que se puedan expresar conceptos y crear funciones en menos líneas de código, comparando con otros lenguajes como podría ser C++, que además son menos flexibles. Este lenguaje de programación presenta las siguientes ventajas:

- **Claridad de lectura:** Se trata de un lenguaje de sintaxis clara y directa, lo cual facilita la comprensión y hace que actualizar el código sea más sencillo, esto implica un mejor mantenimiento.
- **Adaptabilidad:** Es apto para una gran variedad de usos, desde el desarrollo web hasta la computación científica, en este caso se utiliza principalmente para geometría computacional.
- **Extensa biblioteca estándar:** El lenguaje incluye una amplia biblioteca para tareas comunes, lo que disminuye la necesidad de utilizar recursos externos, como por ejemplo softwares entre los que se incluyen ITK-SNAP o 3DSlicer. A mayores, existe una gran comunidad de desarrolladores que contribuyen con otras bibliotecas y 'frameworks', ofreciendo amplia ayuda y recursos.
- **Multiplataforma:** Puede ejecutarse en diferentes sistemas operativos sin modificaciones, lo que mejora la portabilidad.
- **Fácil integración:** Permite la integración perfecta de otros lenguajes, lo que mejora la interoperabilidad.



Ilustración 23: Logo del lenguaje de programación Python. Fuente: (Python Software Foundation, 2024)

3.2. ENTORNO DE EJECUCIÓN: Visual Studio Code

Visual Studio Code (VS Code) es un editor de código con una interfaz adaptable y una amplia gama de 'plugins' que lo hacen ligero, pero de gran potencia (Ilustración 24). Entre sus principales beneficios se incluyen: la versatilidad entre lenguajes de programación, el rápido rendimiento y ejecución, la depuración integrada y la interoperabilidad entre plataformas. Estas cualidades hacen que

sea una de las principales elecciones de los desarrolladores que buscan una plataforma en la que crear código optimizado.



Ilustración 24: Logo del entorno de ejecución Visual Studio Code (VS Code). Fuente: (Microsoft, n.d.)

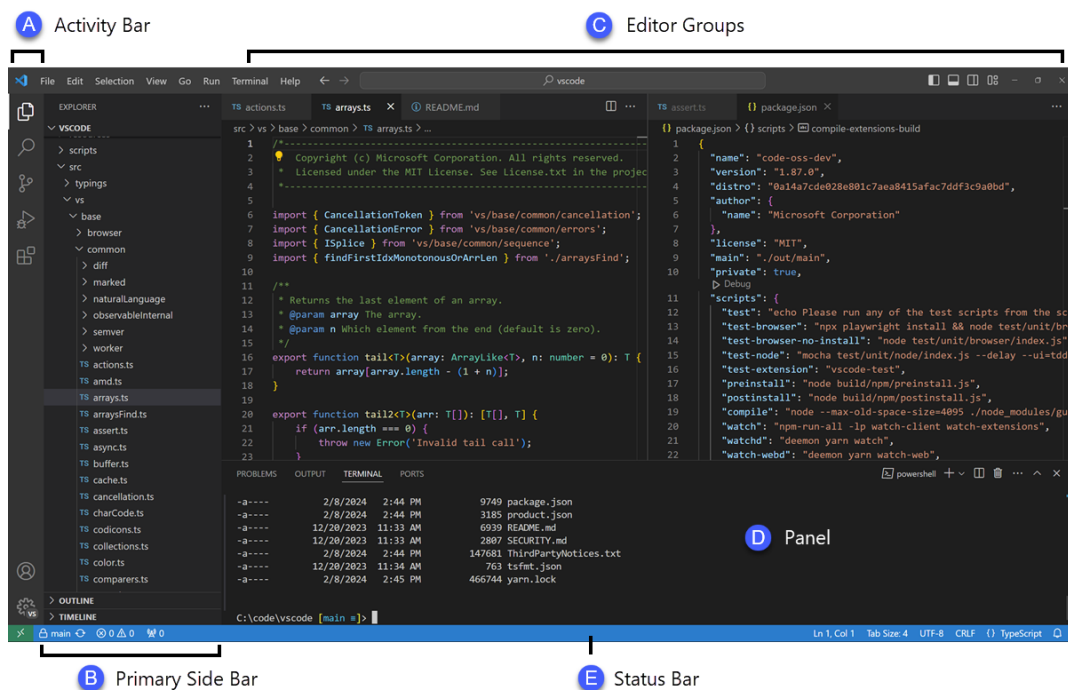


Ilustración 25: Entorno de trabajo de VS Code. Fuente: (Microsoft, 2024)

En la Ilustración 25 podemos ver en que consiste este entorno de programación y sus diferentes ventanas. A continuación, una pequeña descripción que las ventanas de mayor relevancia:

- **Activity Bar:** Esta barra situada en el extremo izquierdo permite cambiar entre las opciones que se mostraran en la Primary Side Bar. De forma predeterminada incluye un explorador de archivos, un buscador, un controlador de cambios, y más.
- **Primary Side Bar:** Esta ventana permite interactuar con la categoría seleccionada en la Activity Bar.
- **Editor Groups:** Es la ventana principal, en la que se desarrolla el código. Se pueden abrir tantos editores como sea necesario y se comprimen en la barra

superior como ocurre con las ventanas de un navegador. También se pueden colocar de forma vertical u horizontal.

- **Panel:** Se trata de la segunda ventana más relevante, esta aparece debajo del editor por defecto y contiene la salida, información de depuración, errores y advertencias, y un terminal integrado.

Para realizar el análisis de los estos modelos 3D y la extracción de características se han creado una serie de scripts, estos scripts constan de diferentes secciones y funciones que se desarrollarán en profundidad a posteriormente. En estos scripts se han implementado una serie de librerías con el objetivo de agilizar el proceso y hacerlo óptimo. Algunas de las librerías a destacar son las siguientes:

PyVista:

Se trata de una librería de acceso gratuito que se puede utilizar en todas las disciplinas científicas y de ingeniería (Ilustración 26). Se utiliza principalmente para visualizar datos/modelos en 3D, generar ilustraciones con calidad de publicación, automatizar flujos de trabajo de análisis y crear aplicaciones personalizadas aprovechando las capacidades 3D de 'PyVista'. Se trata de la librería principal del código que extrae las características geométricas debido a su fácil implementación en Python. El código de esta librería tiene como cimientos el 'Visualization Toolkit' (VTK), se trata de un sistema de software libre utilizado para gráficos 3D y procesamiento y visualización de imagen, por lo que utiliza los mismos tipos de malla de VTK y análisis de esas estructuras de datos. Esto permite que 'PyVista' sea interoperable con cualquier software basado en VTK, lo que hace que la barrera de entrada para la visualización 3D sea menor.

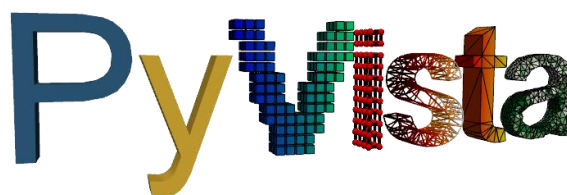


Ilustración 26: Logo de la librería PyVista. Fuente: (Kaszynski et al., 2023)

NumPy:

'NumPy' es una librería que comenzó como un proyecto de código abierto que permite la computación numérica con Python (Ilustración 27). Esta librería da soporte para crear vectores y matrices grandes multidimensionales, además de ofrecer un gran número de funciones matemáticas complejas y también sencillas. Actualmente se trata de una de las librerías más utilizadas en Python para proyectos de Data Science.



Ilustración 27: Logo de la librería NumPy. Fuente: (Oliphant, 2024)

Pandas:

Pandas es una librería que se utiliza como herramienta de análisis y manipulación de datos de forma potente, flexible y fácil de usar, diseñada para el lenguaje de programación Python (Ilustración 28). Esta librería se utiliza en una gran variedad de ámbitos: académicos, comerciales, finanzas, neurociencia, economía, estadística, etc..



Ilustración 28: Logo de la librería pandas. Fuente: (McKinney, 2024)

Matplotlib:

Esta librería es utilizada para crear graficas usando el lenguaje de Python, y también los módulos de la librería 'NumPy' (Ilustración 29). Incluye una serie de herramientas sencillas de comprender y una GUI intuitiva. A mayores incluye un módulo llamado 'Pyplot' que permite usar una interfaz similar a la del lenguaje MATLAB en Python de forma gratuita.



Ilustración 29: Logo de la librería matplotlib. Fuente: (Hunter, 2024)

PySimpleGUI:

Se trata de una librería que implementa el módulo 'Tkinter' pero de una forma más sencilla y fácil de modificar. 'Tkinter' es la librería gráfica que se considera como estándar para crear interfaces gráficas de usuario (GUI) en Python (Ilustración 30). 'PySimpleGUI' se creó por la comunidad con el objetivo de crear un desarrollo de la GUI de Python más simple e intuitivo de usar, y permitiendo incluir diseños personalizados.



Ilustración 30: Logo de la librería PySimpleGUI. Fuente: (PySimpleSoft Inc., 2018)

3.3. DESCRIPCIÓN DE ARCHIVOS INICIALES

Se trata de un conjunto de datos muy variado, pero podemos generar una primera gran división, se puede diferenciar entre dos claros casos los 'rupture' y 'non-rupture'. Es decir, los modelos de arterias abdominales que han sufrido la rotura del aneurisma y los que no. Aunque los modelos son muy diferentes dentro de cada grupo se trata de una característica muy diferencial a nivel clínico.

Otra diferenciación muy clara que se puede hacer es diferenciar modelos que incluyen la bifurcación iliaca y los que no, se trata de una diferenciación geométrica de los modelos. Dependiendo del hospital, técnicos, momento de adquisición, etc. hay modelos que incluyen esta sección anatómica y otros que no. Es por ello por lo que será necesaria una etapa de preprocesado para detectar si el modelo tiene o no la bifurcación y si es así recortarla del modelo para que el conjunto de datos global sea uniforme, todos los modelos sin bifurcación iliaca.

En la Ilustración 31 podemos visualizar cuatro modelos aleatorios con los que se han trabajado, se puede diferenciar de forma evidente que uno de los modelos

no incluye la bifurcación ilíaca mientras el resto si la incluyen. El modelo localizado en el extremo derecho se trata de un caso de ruptura, se puede ver que es un modelo con una mayor deformación.

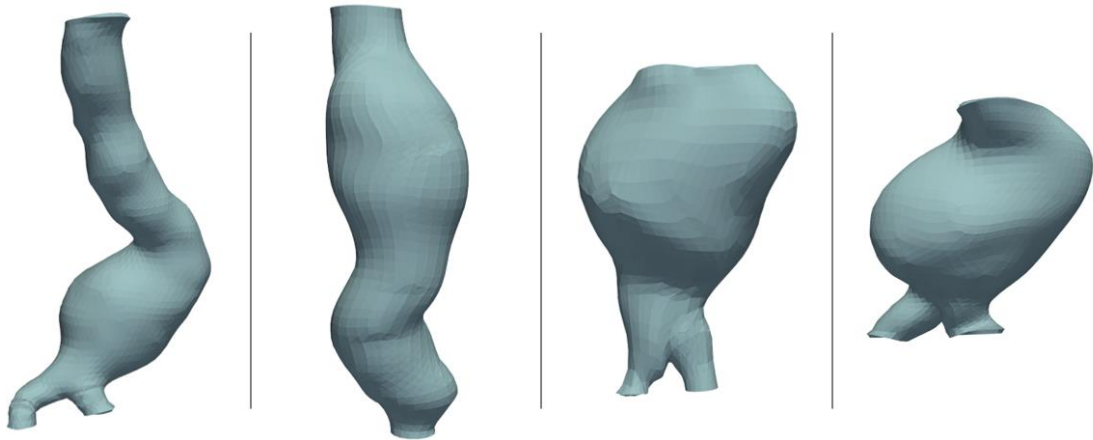


Ilustración 31: Representación de cuatro modelos 3D de AAA. Fuente: Propia.

Cabe destacar que la obtención de las imágenes de tomografía computarizada, segmentación y la obtención de los modelos 3d no forman parte del trabajo final realizado, este comienza con los modelos ya generados.

3.4. ETAPA DE PREPROCESADO

3.4.1. Graphical User Interface (GUI)

Un GUI o Interfaz Gráfica de Usuario es una forma en que un usuario puede interactuar con un dispositivo informático sin tener que introducir comandos de texto en una consola, se trata de un entorno visual de fácil comprensión que permite al usuario realizar cualquier acción sin necesidad de tener conocimientos de programación o del código que se está ejecutando.



Ilustración 32: Ventana emergente GUI. Fuente: Propia.

Cuando se ejecuta el script principal aparece por pantalla una ventana emergente con un GUI para cargar los archivos que se quieren analizar, esta interfaz se ha creado utilizando la librería 'PySimpleGUI' para Python. Se trata

de un buscador con historial para seleccionar la carpeta que incluye los modelos 3D que se pretende cargar. Hay varias opciones para seleccionar la carpeta:

1. Copiar y pegar el nombre de la carpeta en el buscador
2. Utilizar el último elemento utilizado que aparecerá por defecto al crear la ventana
3. Elegir un elemento de la lista de elementos utilizados anteriormente, accediendo al historial a través de la ventana desplegable (Ilustración 33)

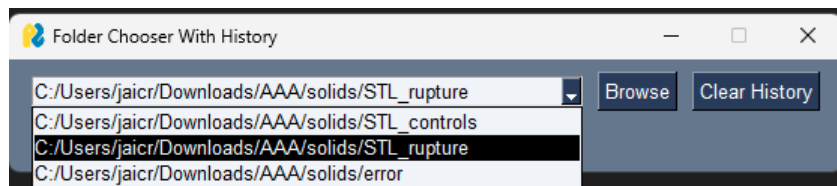


Ilustración 33: Funcionamiento del historial GUI. Fuente: Propia.

4. Buscar una nueva carpeta utilizando el buscador: Aparece por pantalla una ventana con los archivos del ordenador. Se busca la carpeta de interés y se presiona 'Seleccionar carpeta', localizado en la esquina inferior derecha (Ilustración 34).

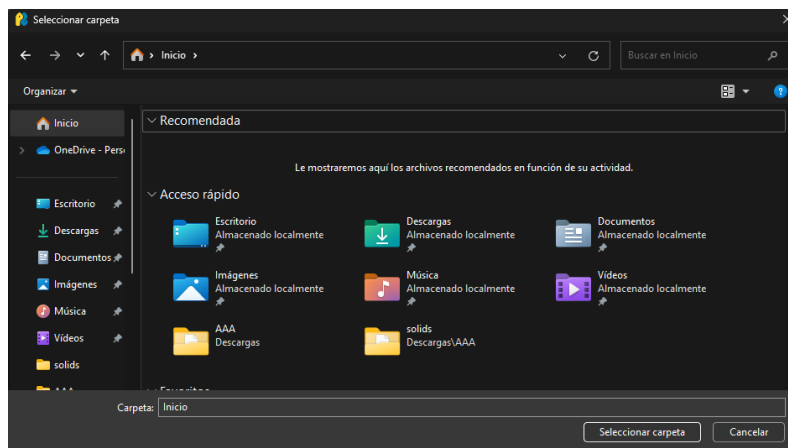


Ilustración 34: Buscador de carpetas implementado en el GUI. Fuente: Propia.

Para borrar la lista de entradas anteriores, se puede hacer clic en el botón "Clear History" (Ilustración 35). Este historial se almacena en un archivo '.json' usando las APIs de Configuración de Usuario de 'PySimpleGUI'.

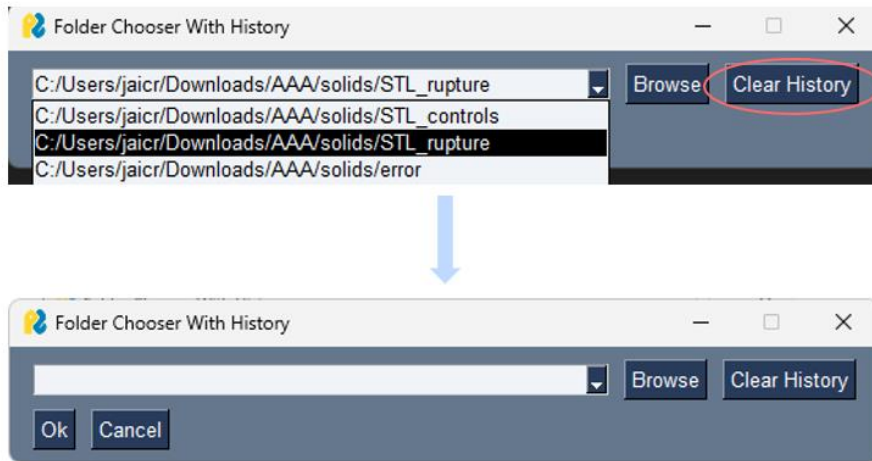


Ilustración 35: Funcionamiento 'Clear History'. Fuente: Propia.

3.4.2. Importar y separar los modelos:

La carpeta que se seleccione mediante el GUI debe contener los modelos en formato STL. En este caso se han utilizado modelos ASCII STL, estos utilizan texto legible que contiene la lista de coordenadas de vértices y la lista de triángulos definidos por índices de vértices.

Los archivos con los que se trabaja en este proyecto están compuestos de 5 capas diferentes, para separar estas capas y trabajar con ellas de forma individual se ha creado la función 'split_model', que separa los sólidos y crea un nuevo archivo para cada uno de estos.

Funcionamiento de la función 'split_model':

Esta función recibe como entrada un archivo 'stl' y lo divide en los diferentes sólidos, generando un archivo 'stl' temporal para cada sólido. Esto se hace aprovechando que los archivos son en lenguaje ASCII, esta función recorre el archivo buscando la cadena de caracteres 'endsolid' que se corresponde con el final de un objeto. Todos los caracteres anteriores a 'endsolid' componen el sólido como tal, toda esa serie de caracteres se añade a un nuevo archivo que se nombra de la misma forma que se llamaba el objeto en el archivo original. Para seguir con el siguiente sólido se elimina toda la información añadida al nuevo archivo del original y continúa buscando el siguiente sólido, hasta dar con la cadena 'endsolid' y repitiendo el proceso. En el caso de la Ilustración 36 la primera cadena de caracteres 'endsolid' daría lugar a un archivo nuevo 'stl' con nombre 'Surf_Lumen.stl' que contiene toda la información del sólido y continuaría con el siguiente.

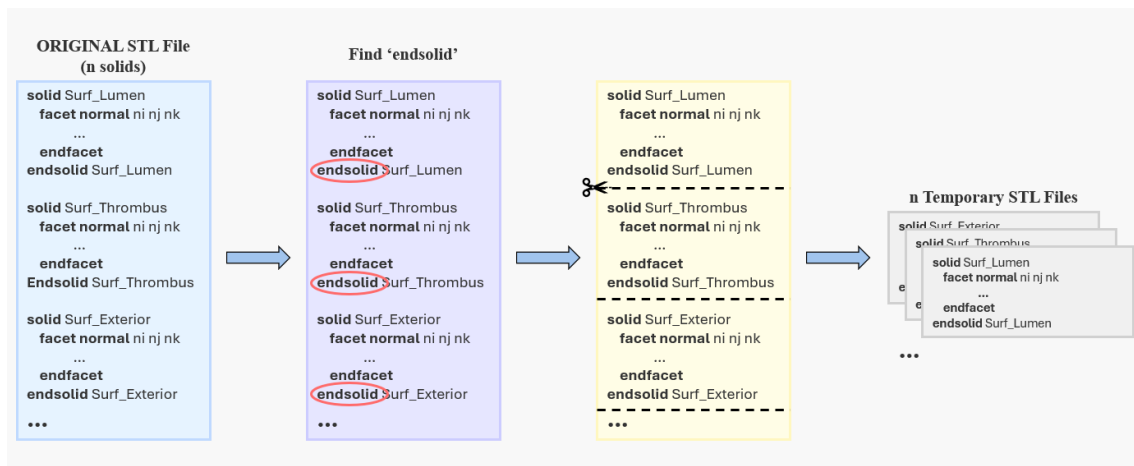


Ilustración 36: Esquema de funcionamiento de la función 'split_model'. Fuente: Propia.

Los archivos originales que se emplean están compuestos todos por los mismos sólidos, nominados de la misma forma y a partir de las cuales se generarán los archivos 'stl', esos sólidos se pueden visualizar en la Ilustración 37 y son los siguientes:

1. 'Surf_Lumen.stl': se trata de una superficie, se corresponde con la zona interior de la arteria por el cual fluye la sangre.
2. 'Wall.stl': se trata de un volumen, este se genera a partir de la superficie del trombo y añadiendo una anchura hacia el exterior de la arteria de 1 o 1.5 milímetros dependiendo del modelo.
3. 'Thrombus.stl': se trata de un volumen, corresponde con la cantidad de trombo y/o calcificación que tiene la arteria.
4. 'Surf_Exterior.stl': define la superficie más exterior del modelo, se corresponde con la superficie más exterior del volumen de la pared.
5. 'Surf_Thrombus.stl': es la superficie que incluye en su interior tanto al lumen como al trombo, se corresponde con la superficie interior de la pared.

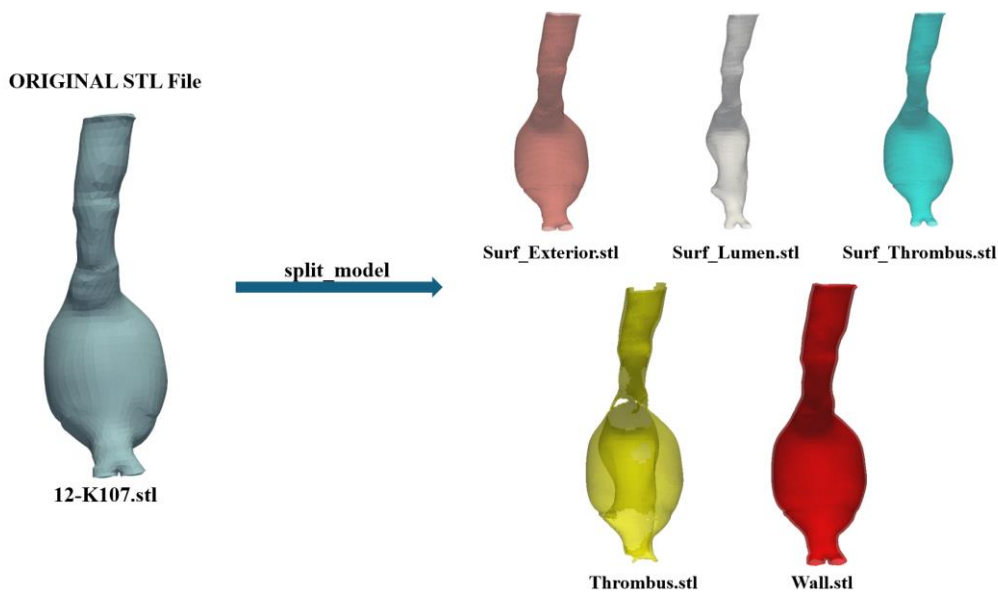


Ilustración 37: Ejemplo de resultado al usar la función 'split_model', en la que se introduce el modelo '12-KL107.stl' y se obtiene como resultado 5 nuevos archivos 'stl', cada uno con un sólido que se corresponde con una de las capas del modelo. Fuente: Propia.

Como se puede apreciar el modelo original se compone de dos volúmenes ('Wall.stl' y 'Thrombus.stl') y tres superficies ('Surf_Lumen.stl', 'Surf_Exterior.stl' y 'Surf_Thrombus.stl'). El código desarrollado se centra en las superficies, teniendo en cuenta que los volúmenes son derivados de estas superficies, luego no se pierde ninguna información.

3.4.3. Previsualización del modelo

En esta sección del código se crea una primera visualización con el objetivo de realizar una representación con todas las superficies y volúmenes que componen el archivo original. Esta primera visualización ayuda a distinguir de manera muy sencilla que se está visualizando gracias a un código de colores y el poder seleccionar que sólidos se quieren visualizar. Esto se logra añadiendo un widget lateral con el código de colores junto al nombre de la superficie, este funciona como un botón que permite escoger las capas que queremos visualizar.

En primer lugar, se cargan los 5 archivos 'stl' generados con la función 'split_model', cada uno de ellos conteniendo un sólido. Tras cargar los sólidos se define una clase en Python llamada 'SetVisibilityCallback' (Ilustración 38). Esta clase se utiliza como una función de retorno para modificar la visibilidad de un actor. Este actor es cada uno de los sólidos que se quieren mostrar u ocultar en la escena.

```

class SetVisibilityCallback:
    """Helper callback to keep a reference to the actor being modified."""
    def __init__(self, actor):
        self.actor = actor
    def __call__(self, state):
        self.actor.SetVisibility(state)

```

Ilustración 38: Sección del código en la que se define la clase 'SetVisibilityCallback'. Fuente: Propia.

Seguidamente se definen las características que van a tener los widgets que queremos incluir: tamaño, posición, colores, etiquetas.... Se incluyen todos los sólidos y su respectivo widget de activación utilizando un bucle 'for' en el que se van añadiendo los sólidos uno a uno, su widget y el texto que acompaña al widget en el lateral indicando el nombre del sólido asociado al botón.

3.4.4. Cortes en el eje Z

En este apartado se va a realizar una segmentación creando cortes ortogonales al eje Z. La segmentación se define como el proceso de dividir un modelo 3D en partes significativas. En este caso se realizan estos cortes para estudiar la geometría de la malla de la aorta para evaluar el riesgo de ruptura. Estos cortes permiten la medición precisa de parámetros como el diámetro máximo, el grosor de la pared y la forma del cuello del aneurisma. También nos permite identificar y aislar el aneurisma de las estructuras circundantes, facilitando un análisis detallado de su tamaño, forma y ubicación.

Esta etapa se realiza con la una función propia del código llamada 'slice_z()'. Esta función recibe como entrada una malla y realiza los cortes recorriendo el eje z. Esto puede emplearse para visualizar y analizar la malla 3D en torno al eje z, algo particularmente útil para comprender la estructura y la geometría.

En primer lugar, es necesario crear un vector que tenga como dirección el eje de interés en torno al que realizar los cortes, en este caso el eje z. Se normaliza el vector y a continuación se crean puntos a lo largo de ese vector para posteriormente generar los cortes, esto se hace teniendo en cuenta los límites en el eje z de la malla a segmentar, para esto se usa la función '.bounds' para encontrar estos puntos.

Una vez tenemos el vector a lo largo de la malla generamos los puntos, para ello utilizamos la función '.Line()' de la librería 'PyVista', en la que introducimos el punto máximo y mínimo en z, indicando el punto de inicio y fin de la recta, y el número de puntos que contiene la línea en su interior, que se corresponde con el número de cortes que se realizaran. En el código se ejecuta con 300 puntos, aunque este valor se puede modificar sin problema cambiando la constante 'n_slices'. Este valor se ha seleccionado después de realizar pruebas con diferentes números de cortes y valorando la precisión obtenida, cuanto mayor

sea el número de cortes mayor puede llegar a ser la resolución sin embargo la carga computacional y el número de operaciones que se deben realizar en pasos posteriores también aumenta de manera exponencial.

Utilizando un bucle 'for' recorreremos los puntos que conforman la línea y creamos un corte utilizando la función 'slice' introduciendo como parámetros el punto y la normal, calculada al inicio. Cada uno de estos cortes se añaden a un conjunto de datos característico de la librería 'PyVista' que es un 'MultiBlock()' y este objeto es lo que devuelve la función finalmente (Ilustración 39).

```
slices = pv.MultiBlock()
for point in line.points:
    slices.append(mesh.slice(normal=normal, origin=point))
return slices
```

Ilustración 39: Sección de código para obtener los cortes. Fuente: Propia.

3.4.5. Aproximación de la línea central

La línea central se define como la línea que une el conjunto de puntos correspondientes con el centro de los discos máximos contenidos en la forma (Yahya-zoubir et al., 2016). Esta línea proporciona información geométrica y topológica significativa de los objetos tridimensionales. Esta línea tiene sus aplicaciones para planificación de rutas en entornos 3D, generación de mallas, animación, compresión de datos, reconocimiento de patrones y segmentación de imágenes.

A lo largo de los años se han propuesto diferentes algoritmos para calcular una aproximación de esta línea; la mayoría de estos algoritmos se pueden clasificar en cuatro categorías: adelgazamiento topológico, transformada de distancia, camino más corto y los diagramas de Voronoi.(M. Wei et al., 2018)

En este caso se va a utilizar una aproximación utilizando los cortes en torno al eje z, de cada uno de estos cortes se calcula el punto central, centroide. Si aplicamos esto a todos los cortes obtenemos un conjunto de puntos que componen la línea central del modelo 3d a analizar.

Luego se define la línea central como la unión de cada uno de los centroides C de los φ cortes $V_{z1... \varphi}$.

Cada uno de los cortes se representan de la siguiente forma (Ecuación 1):

$$V_{zk} = \{(v_i^{x,k}, v_i^{y,k}, v_i^{z,k}) \in R^3, 1 \leq i \leq m\}$$

Ecuación 1

Donde V_{zk} se corresponde con el corte k perpendicular al eje z, y está compuesto por m puntos con coordenadas $(v_i^{x,k}, v_i^{y,k}, v_i^{z,k})$.

El centroide C_k correspondiente al corte V_{zk} se calcula usando las coordenadas medias de todos los puntos del corte (Ecuación 2):

$$C_k = \begin{cases} c_{x,k} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m v_i^{x,k} \\ c_{y,k} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m v_i^{y,k} \\ c_{z,k} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m v_i^{z,k} \end{cases}$$

Ecuación 2

Esta ecuación representa las coordenadas (x, y, z) del centroide C_k con las variables $c_{x,k}$, $c_{y,k}$ y $c_{z,k}$.

Todo este cálculo se implementa en el código con la función local 'centerline_ aprox'. Esta función toma una lista de secciones como entrada y genera una aproximación de la línea central. Con esta función se consigue crear una representación suave y continua de la línea central de las secciones de la malla 3D, que puede luego ser utilizada para el análisis o la visualización.

En primer lugar, se recorren los cortes de entrada uno a uno utilizando un bucle 'for' y se calcula su centroide. Este centroide se agrega a un vector que acaba conteniendo todos los centroides en orden (Ilustración 40).

```
centers = []
for slice in slices:
    center = slice.center
    centers.append(center)
```

Ilustración 40: Sección de código obtener centroides de todos los cortes. Fuente: Propia.

El siguiente paso es considerar todos los puntos para generar una línea que pase por ellos, para eso se va a generar una spline, Una spline es una curva suave definida matemáticamente por segmentos de curva suaves conectados entre sí. Estos segmentos pueden ser curvas polinomiales o funciones más complejas que satisfacen ciertas condiciones de suavidad y continuidad y conectan una serie de puntos, en el caso que estamos tratando se utilizan los puntos centrales para generar estos segmentos.

Las splines son una herramienta que se utilizada en una amplia variedad de campos principalmente para la representación y manipulación de formas y curvas en aplicaciones de diseño gráfico y modelado 3D. Existen diferentes tipos

de splines cada uno con sus características y aplicaciones propias (Ilustración 41). Se ha decidido implementar una spline de interpolación, estas splines pasan a través de un conjunto dado de puntos de control. Las más comunes son las splines cúbicas, que obtienen su nombre ya que utilizan polinomios cúbicos para definir cada segmento de curva entre los puntos de control.

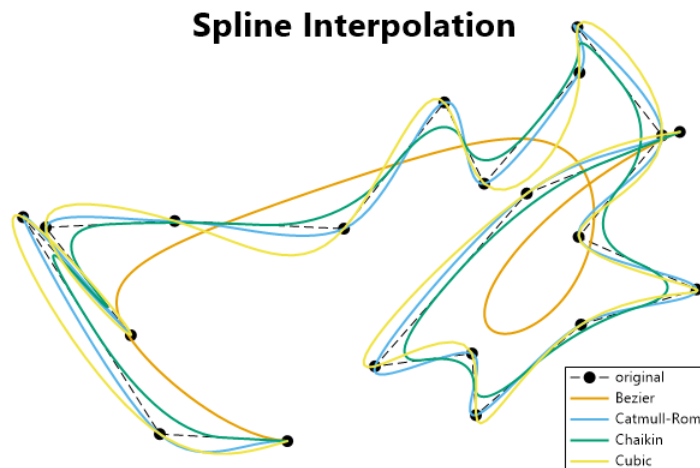


Ilustración 41: Tipos de interpolación spline. Fuente: (ScottPlot, 2024)

En este caso se utilizará la función 'Spline' propia de la librería 'PyVista' introduciendo el conjunto de puntos que debe contener la spline en orden y el número de puntos que queremos que tenga nuestra spline generado. Es necesario que los puntos centrales se introduzcan en orden para que los segmentos se generen de forma correcta, esto se corresponde con el vector 'centers' generado en el bucle iterativo en el que se calculan los centroides. El número de puntos que debe contener la spline se ha fijado en 300 pero se trata de un valor modificable, cuanto mayor sea el número mayor será la carga computacional posterior ya que estos puntos se utilizarán posteriormente para realizar nuevos cortes. El resultado de esta etapa se puede visualizar en la Ilustración 42, donde se han representado los cortes del modelo de color azul y la línea central de color rojo.

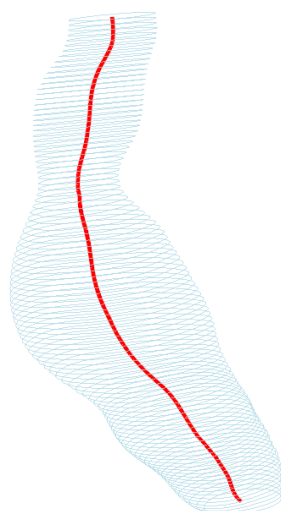


Ilustración 42: Resultado de la aproximación de la línea central. La representación incluye de color azul los cortes del modelo y de color rojo la línea central. Fuente: Propia.

Por último, esta función incluye el cálculo de la longitud de la línea central. Se ha creado un bucle "for" que se ejecuta un número de veces igual al número de puntos de un spline menos uno. Este bucle recorre todos los puntos que conforman el spline y se mide la distancia entre este punto y el consecutivo y añade esa distancia a la variable `centerline_length` (Ilustración 43).

```
# Centerline length estimation
centerline_length = 0
spline_puntos = centerline.GetPoints()
for i in range(n-1):
    centerline_length += distance2points_3d(spline_puntos.GetPoint(i), spline_puntos.GetPoint(i+1))
```

Ilustración 43: Sección de código para el cálculo de la longitud de la línea central. Fuente: Propia.

Para calcular la distancia se ha creado una nueva función que se empleara en varias ocasiones a lo largo del código. Esta función es 'distance2points_3d' que, en un espacio en R3, calcula la distancia entre dos puntos utilizando la fórmula de la distancia euclidiana en un espacio tridimensional (Ecuación 3).

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2}$$

Ecuación 3

La función recibe como entrada dos puntos: `point1` y `point2`, estos tienen que ser vectores que incluyan las coordenadas XYZ del punto. La función devuelve como salida un valor de tipo 'float' con la distancia entre los dos puntos, 'return distance' (Ilustración 44).

```

def distance2points_3d(point1, point2):
    """...
    > # Distance between the two points using the Euclidean distance formula
    distance = math.sqrt((point2[0] - point1[0])**2 + (point2[1] - point1[1])**2 + (point2[2] - point1[2])**2)

    return distance

```

Ilustración 44: Sección de código de la función 'distance2points_3d' que calcula la distancia euclidiana entre dos puntos. Fuente: Propia.

3.4.6. Encontrar bifurcación

El conjunto de datos que se utilizó para desarrollar el código incluía modelos con y sin bifurcación, ya que se ha desarrollado un código de extracción de características automático es necesario que todos los modelos que se introducen tengan unas condiciones de entradas similares. Esta parte del código es necesaria para aumentar la variabilidad de modelos que se puedan analizar, incluyendo tanto los que incluyen bifurcación como los que no es necesario esta sección.

Para adaptar los modelos al código y poder obtener las características es necesario que los modelos de entrada se adecuen a ciertas características, es por esto por lo que se implementa esta sección de código para unificar los casos de los modelos. Esta sección del script adapta todos los modelos a la versión más restrictiva, que sería analizando todos los modelos sin la zona de la bifurcación, de esta forma es posible que todos los modelos se inicien con las mismas condiciones, ya que no sería posible predecir la forma de la bifurcación de los modelos sin esta zona.

El código desarrollado detecta si el modelo tiene bifurcación y en caso de ser así corta el modelo a la altura de la bifurcación, quedándose exclusivamente con la parte superior a esta. Esto se hace haciendo uso de la línea central calculada anteriormente, si la línea corta al modelo 3D en algún punto de la zona inferior se detecta como bifurcación y se recorta (Ilustración 45).

```

lumen_mesh = lumen_mesh.clip('z', origin=aux_point, invert=False)
surf_thrombus_mesh = surf_thrombus_mesh.clip('z', origin=aux_point, invert=False)
surf_exterior_mesh = surf_exterior_mesh.clip('z', origin=aux_point, invert=False)

```

Ilustración 45: Sección del código para realizar los cortes del modelo. Fuente: Propia.

Para la Ilustración 46 se ha representado de forma gráfica algunos ejemplos de modelos que contenían la bifurcación. Se ha incluido en primer lugar todos los cortes generados y la línea central. También se pueden observar dos planos, ambos orientados de forma ortogonal al eje Z, tienen como normal el vector (0,0,1). El primero de estos planos, localizado inferiormente y de color grisáceo,

se trata del plano que tiene como punto de origen donde se localiza la bifurcación. El segundo plano, de color azul, es el plano que se utiliza para cortar la malla, es paralelo y superior al anterior ya que actúa como pequeño margen para realizar el corte unos milímetros por encima de la bifurcación.

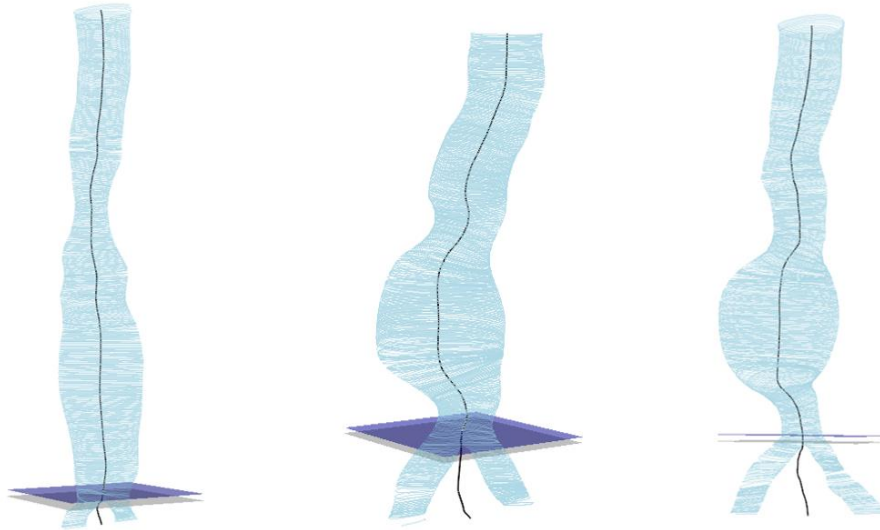


Ilustración 46: Ejemplo en modelos que presentan bifurcación. Incluyendo dos planos que indican: el plano donde se encuentra la bifurcación (color gris) y el plano de corte (color azul). Fuente: Propia.

El resultado de esta etapa es un conjunto de modelos 3D todos con las mismas características, se inician en torno a la arteria renal y finalizan unos milímetros antes de la bifurcación íliaca. A partir de todos estos modelos preprocesados se obtendrán las correspondientes características geométricas.

3.5. PROCESADO

Una vez tenemos los modelos 3D preprocesados, se calculan la línea central del modelo y los cortes perpendiculares a esta en caso de que el modelo 3D se haya tenido que seccionar por la presencia de bifurcación. A continuación, se procede a la etapa de procesado, en la que podemos empezar a obtener las características geométricas de interés.

3.5.1. Diámetros

Los slices generados en pasos anteriores se almacenan en una estructura del tipo 'Multiblock()', accediendo a cada uno de estos elementos tenemos los cortes de manera individual. Partiendo de estos slices podemos calcular el diámetro de cada uno de estos analizando los puntos que lo componen.

El diámetro es una de las características más esenciales y a su vez básicas para definir un aneurisma abdominal, ya que es su principal característica de diagnóstico, considerando como aneurisma una zona de la arteria que presente un diámetro superior a 3 centímetros.

Para calcular el diámetro necesitamos encontrar en cada slice generada los dos puntos más alejados. Como estamos tratando con un espacio en R3, para calcular la distancia euclidiana entre dos puntos debemos utilizar de nuevo la Ecuación 3. Esta fórmula se debe aplicar para todos los puntos que conforman una slice, para ello en el programa se necesita crear dos bucles anidados. El primero que recorre todas las slices que conforman el 'Multiblock()' y un segundo bucle que recorre todos los puntos de una slice encontrando los dos que se encuentran más alejados. La función local 'diam_calc' es la que va a realizar la segunda parte del bucle anidado. Esta función recibe como entrada un corte y calcula la distancia entre todos los puntos que lo forman (Ilustración 47).

```
def diam_calc(slice, center):  
    """ ...  
    >  
    max_dist = 0  
    point_a = None  
    point_b = None  
  
    for point in slice:  
        center_dist = distance2points_3d(point, center)  
        min_dist = min(min_dist, center_dist)  
  
    for p1, p2 in combinations(slice, 2):  
        distance = distance2points_3d(p1, p2)  
        if distance > max_dist:  
            max_dist = distance  
            point_a, point_b = p1, p2
```

Ilustración 47: Sección de código de la función 'diam_calc', implementada para calcular el diámetro de un corte. Fuente: Propia.

Para calcular la distancia entre todos los puntos en un slice es necesario calcular la distancia entre cada par único de puntos. Esto se puede plantear como un problema de combinatoria donde tenemos que encontrar el número de combinaciones puntos tomados de 2 en 2. Se he implementado la función 'combination' de la librería 'itertools', para reducir el número de operaciones evitando repetir cálculos. Esta librería se usa principalmente para crear iteradores para bucles eficaces. De forma convencional si un corte tuviera los puntos ABCD se calcularían las distancias con dos bucles anidados resultando en las distancias de pares: AB AC AD BA BC BD CA CB CD DA DB DC, usando la función 'combination' únicamente se calculan las distancias necesarias: AB AC AD BC BD CD.

La función 'diam_calc' se implementa en un bucle 'for' con la función 'enumerate' que la aplica para cada uno de los cortes (Ilustración 48). Con esta estructura se recorren todos los cortes creados y su posición correspondiente con un contador

i. Para cada una de estas slices se calcula los dos puntos más alejados que la conforman y la distancia entre sí.

```
for i, slice in enumerate(lumen_ortoslices):
    slice_center = slice.center
    orto_centers.append(slice_center)
    np_points = vnp.vtk_to_numpy(slice.GetPoints().GetData())
    point_a, point_b, min_dist, max_dist = diam_calc(np_points, lumen_centerline.GetPoint(i))
    diameters.append(max_dist)
    center_distance.append(min_dist)
```

Ilustración 48: Sección del código en la que se calcula el diámetro para todos los cortes del modelo generados. Fuente: Propia.

Para realizar el cálculo de estos diámetros se pueden considerar varias opciones, dependiendo de que cortes utilizar, que se desarrollaran en detalle a continuación:

1. Usando cortes perpendiculares al eje z:

Estos son los cortes que se han obtenido en primer lugar y con los que se ha obtenido la línea central (Ilustración 49). Se trata de un método muy sencillo y que en ocasiones puede funcionar de manera muy correcta para obtener los diámetros. Sin embargo, utilizar este tipo de cortes puede llevar a problemas de precisión de gran importancia en casos en los que la arteria es muy tortuosa.



Ilustración 49: Ejemplo resultado cortes perpendiculares al eje Z. Fuente: Propia.

Como se puede apreciar en el ejemplo de la Ilustración 50, si el modelo a analizar tiene una zona que se presenta prácticamente perpendicular al eje z los cortes no se adecuan a la forma anatómica de la arteria, y en ese segmento curvo se obtienen cortes con diámetros muy superiores a los teóricos.

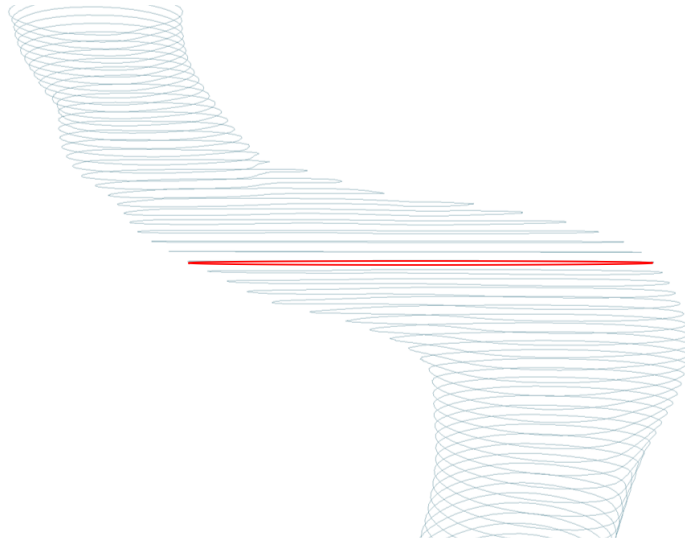


Ilustración 50: La representación se incluyen todos los cortes perpendiculares al eje Z, indicando de color rojo uno de los diámetros que se consideraría erróneo. Fuente: Propia.

2. Usando cortes perpendiculares a la línea central:

Este método se adapta mucho mejor a la forma de los modelos, ya que utilizando la normal de la línea central los cortes no son siempre iguales. Para generar estos cortes en torno a la línea central para cada punto que conforma la línea central genera un corte y utilizando como normal el vector que se crea utilizando el punto donde se crea el corte y el punto posterior a este (Ilustración 51).

```
point1 = centerline.GetPoint(j)
point2 = centerline.GetPoint(j+1)

normal_centerline = np.array([point2[0]-point1[0], point2[1]-point1[1], point2[2]-point1[2]])
orto_slices.append(mesh.slice(normal=normal_centerline, origin=point1))
```

Ilustración 51: Sección del código que incluye el cálculo de la normal a la línea central y creación de los cortes utilizándola. Fuente: Propia.

Este método no está exento de errores ya que al igual que en el caso anterior si se trata de una arteria muy tortuosa se obtienen cortes que no son válidos, esto ocurre si la línea central tiene alguna zona muy horizontal, lo que generaría cortes prácticamente paralelos al eje z. En el ejemplo de la Ilustración 52 podemos apreciar los cortes erróneos que son perpendiculares al caso anterior,

en ambos casos se obtienen diámetros que no se corresponden con lo que realmente se quiere obtener.

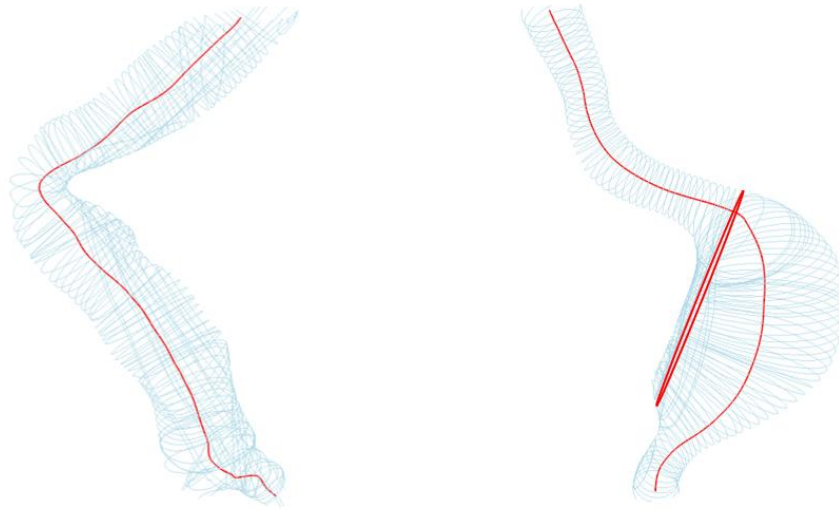


Ilustración 52: Ejemplo resultado de usar cortes perpendiculares a la línea central. Fuente: Propia.

3. Usando la normal de la línea central suavizada:

Este es el método que finalmente se ha seleccionado para el cálculo de los diámetros, esto debido a que se trata de un método intermedio a los dos anteriores. Este método calcula en primer lugar el vector entre los dos puntos de la centerline, el que actúa como punto de origen del plano de corte y el anterior, de la misma forma que en el caso anterior; posteriormente se aplica una operación para que los cortes no puedan ser tan verticales. Para suavizar los cortes y evitar obtener cortes como los que se veían en el caso anterior se ha optado por realizar una suma de vectores (Ecuación 4):

$$\vec{v} + \vec{w} = (v_x + w_x, v_y + w_y, v_z + w_z)$$

Ecuación 4

De esta forma los cortes obtenidos nunca pueden llegar a ser totalmente verticales al modelo. En este código se utilizan vectores unitarios, esto hace que los dos vectores tengan el mismo peso en la suma, sería interesante modificar esto creando un algoritmo que modifique el peso de cada vector dependiendo de la estructura del aneurisma.

Estos cortes también se pueden filtrar posteriormente de una forma muy sencilla analizando la bounding box del slice. Para evitar incorporar cortes que no son realistas, porque sean demasiado verticales, se puede filtrar utilizando los límites en el eje en z. Si la extensión del slice en el eje z es superior a un límite x pasan a ser eliminados del conjunto de cortes originales. Esto se puede realizar de forma muy sencilla con el código de la Ilustración 53.

```

exterior_ortoslices = ortogonal_slices(ext_centerline, surf_exterior_mesh)
filtered_ext_ortoslices = pv.MultiBlock()
for i, slice in enumerate(exterior_ortoslices):
    if abs(slice.bounds[5]-slice.bounds[4]) < 20: filtered_ext_ortoslices.append(slice)

```

Ilustración 53: Sección del código para filtrar cortes no válidos. Fuente: Propia.

En la Ilustración 54 mostrada a continuación se pueden visualizar algunos modelos tras aplicar este último método. Se han incluido modelos en los que en ejemplos anteriores se encontraban errores, en este caso podemos ver como esos cortes erróneos ya no aparecen.

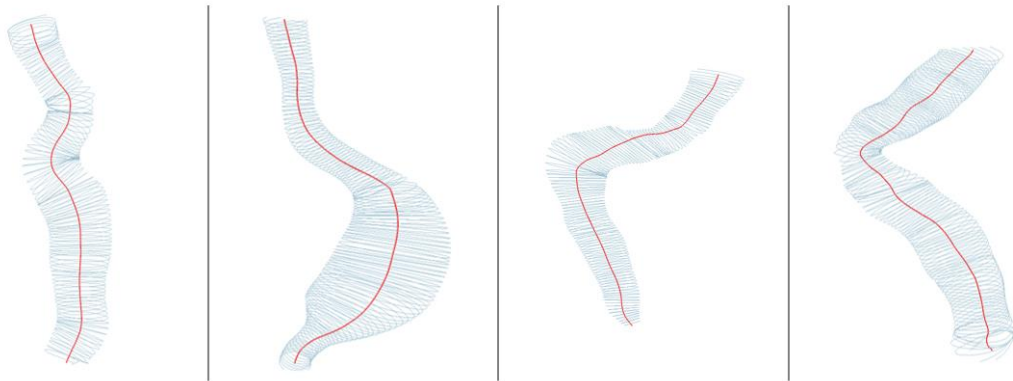


Ilustración 54: Resultados finales implementando el método suavizado, incluyendo los cortes de color azul y la línea central de color rojo.

Esta parte del código es la que presenta una mayor carga computacional, ya que usar un gran número de cortes cada uno de estos con un gran número de puntos hace que el número de operaciones se incremente rápidamente (Ilustración 55). Una forma de reducir el tiempo de cálculo y el número de operaciones sería utilizando menos puntos en cada slice, pero métodos como el de la envolvente convexa no se pueden implementar en este problema ya que el conjunto de puntos del slice ya forman la envolvente convexa entre sí.

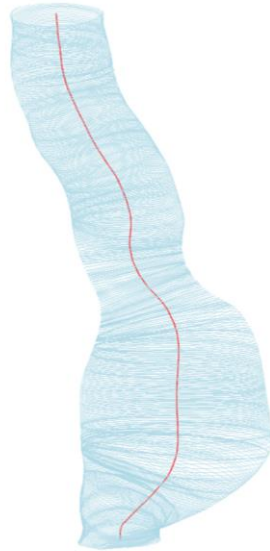


Ilustración 55: Ejemplo de un resultado final utilizando el número de cortes con los que se obtendrán los resultados finales. Fuente: Propia.

3.5.2. Plot RED/BLUE

Una vez los cortes se han obtenido y con ello el diámetro máximo de cada uno de ellos como se detallaba en el apartado anterior podemos realizar una representación básica para delimitar la zona de la arteria en la que se encuentra el aneurisma. Para ello definimos dos variables:

- **Diámetro límite:**

Se trata de un valor constante que va a determinar si el corte forma parte o no del aneurisma abdominal. Este valor se puede modificar para ser más o menos estricto asignando valores como 30mm o 40mm. Los cortes que tengan un diámetro superior al diámetro límite se consideraran que forman parte de la zona del aneurisma, el resto se consideran arteria normativa.

- **Diámetro adaptativo:**

Con el objetivo de adaptarse mejor a cada modelo 3D se ha creado esta variable asumiendo la variabilidad entre pacientes. Esta variable se trata de un valor de diámetro límite que se calcula para cada modelo. Como se ha comentado una segunda definición de aneurisma abdominal es un incremento de más del 50% respecto al tamaño normal de esta. En un caso de una mujer con una arteria normal de diámetro reducido si se utilizase un diámetro límite elevado se podría ignorar una zona con presencia de aneurisma. Esta variable se calcula usando los primeros cortes del modelo, que pertenecen al segmento de la arteria suprarrenal, se calcula el diámetro promedio de estos cortes iniciales y multiplicando por un valor como puede ser 1,5 (limitando incremento de 50%), se trata de un valor de nuevo modificable dependiendo de cómo de estricto se quiera ser.

En la Ilustración 56 se ha representado de color rojo los cortes con diámetros superiores al límite establecido. En la imagen izquierda se muestra el resultado de implementar solo el diámetro límite y en la derecha utilizando ambos parámetros. En el segundo caso la extensión del aneurisma se detecta de forma más precisa.

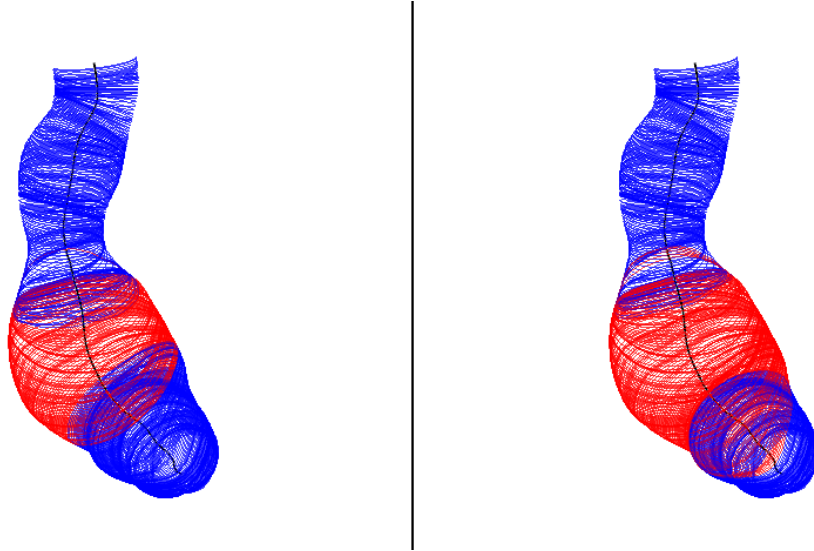


Ilustración 56: Resultado de usar las variables diámetro límite (izquierda), y diámetro límite junto con diámetro adaptativo (derecha)

3.5.3. Volumen de aneurisma

Para obtener esta característica partimos de los cortes que anteriormente se han seleccionado como pertenecientes a la zona de aneurisma ya que su diámetro era superior al diámetro límite, ya sea el constante o el adaptativo.

Para obtener una mayor precisión de la zona del aneurisma se realiza un procesamiento de estos cortes. Todos los cortes que cumplen con las condiciones para pertenecer a la zona de aneurisma se incluyen en una variable, que contiene los cortes con sus respectivos puntos y la posición del corte en el conjunto de datos 'Multiblock()' inicial que contiene todos los cortes, tanto los del aneurisma como los que no (Ilustración 57).

```
# Save the positions of the aneurysm:
for i in range(len(diameters)):
    if diameters[i]>limit_diameter or diameters[i] >= initial_diameter*1.50:
        positions.append(i)
if len(positions) < xx:
    aneurysm = False
```

Ilustración 57: Sección del código para obtener las posiciones de los cortes con diámetro superior a los límites. Fuente: Propia.

Utilizando las posiciones encontramos los bloques de cortes que pertenecen a la zona de aneurisma que son consecutivos. A continuación, podemos filtrar los slices y eliminar por ejemplo aquellos cortes que se encuentran aislados, 'outliers', que pueden hacer que el volumen del aneurisma realmente no sea el correcto (Ilustración 58).

```
# Consecutive positions:
else:
    blocks = find_blocks(positions)

    for i in range(len(blocks)):
        if len(blocks[i]) > xx:
            zone_of_interest.extend(blocks[i])
```

Ilustración 58: Sección del código para el filtrado de las posiciones de los cortes que presentan un diámetro superior al límite. Fuente: Propia.

Este problema ocurre principalmente por la zona de la bifurcación donde podemos encontrar un corte con un diámetro mayor al esperado pero que no forma parte del volumen del aneurisma como tal como se puede apreciar en la Ilustración 59.

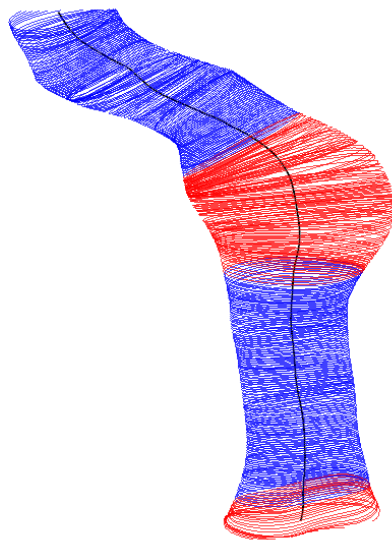


Ilustración 59: Ejemplo de modelo con diámetros mayores en la zona inferior debido a la bifurcación. Fuente: Propia.

Para calcular el volumen de la zona en primer lugar se generan dos cortes, un primer corte en la parte superior del aneurisma considerando como punto del plano de corte el centro del primer corte con diámetro superior al límite y usando como normal el eje Z, en la función para realizar el corte es necesario aclarar la variable 'invert=False' para que la parte que se conserve tras el corte sea la

inferior. El segundo corte se realiza de la misma forma, pero usando el corte más inferior y conservando la parte superior definiendo 'invert=True' (Ilustración 60).

```
if aneurysm == True:
    bounda = (lumen_ortoslices[min(zone_of_interest)].bounds)
    bounda2 = (lumen_ortoslices[max(zone_of_interest)].bounds)

    aneurysm_mesh = lumen_mesh.clip(normal='z', origin=[0,0,bounda2[4]], invert=False)
    aneurysm_mesh = aneurysm_mesh.clip(normal='z', origin=[0,0,bounda[5]], invert=True)
```

Ilustración 60: Sección del código para aislar el aneurisma del resto del modelo. Fuente: Propia.

Para almacenar el volumen del aneurisma es necesario cerrar la superficie, para ello se utiliza el siguiente código implementando funciones de la librería 'PyMeshFix' y el resultado es la malla cerrada, 'repaired' (Ilustración 61).

```
fixer = pymeshfix.MeshFix(aneurysm_mesh.triangulate())
fixer.repair()
repaired = fixer.mesh
```

Ilustración 61: Sección del código para el cierre de la superficie. Fuente: Propia.

3.5.4. Preparación para simulaciones

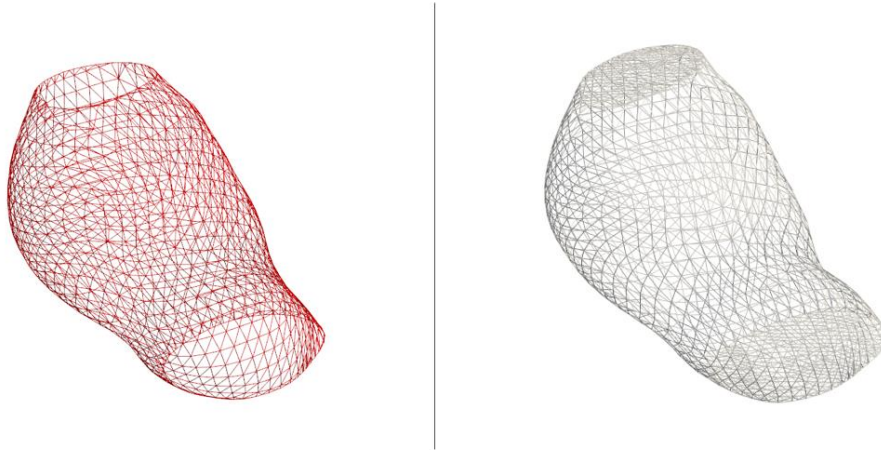
A mayores de la extracción de características geométricas se propuso la preparación de los modelos para su posterior uso para simulaciones. La preparación de estos modelos consiste en separar el modelo en varias secciones para que su implementación sea más sencilla:

- **Inlet:** se trata de la apertura, estructura o sistema a través del cual entra un fluido en un espacio o máquina como consecuencia de una diferencia de presión entre el exterior y el interior. En el caso de la aorta abdominal recibe la sangre del segmento anterior, la aorta torácica.
- **Arteria:** este es el conducto que recorre el fluido y lo mantiene en un espacio cerrado.
- **Outlet:** es la apertura por la que finalmente sale el fluido una vez finaliza el conducto.

En el caso del código desarrollado se adaptan los modelos que se obtienen tras el corte de la zona de la bifurcación, aunque cambiando un único parámetro del código que es el archivo que se introduce en la función, se puede realizar este procedimiento para los modelos originales y obtener el mismo resultado sin problema alguno. El procedimiento para obtener este modelo es el siguiente:

- Función 'repair':

Esta es una función importada de la librería 'PyMeshFix' con la que conseguimos cerrar el modelo, de esta forma se crean las 'tapas' que se corresponden con las entradas y salidas del modelo (Ilustración 62).



*Ilustración 62: Volumen de aneurisma antes (izquierda) y después (derecha) de usar la función repair.
Fuente: Propia.*

- Función 'load_stl':

Esta función se utiliza para cargar un archivo STL y extraer sus vértices y caras para su procesamiento en el script dado (Ilustración 63). En primer lugar, se introduce el nombre del archivo 'stl' que contiene el modelo reparado. Este fichero 'stl' se lee por líneas, de las que se van a extraer los vértices y las caras. Para ello se recorren todas las líneas utilizando un 'for' buscando las cadenas de caracteres **vertex** y **endloop**. Se crea una primera función condicional en la que si se encuentra la cadena de caracteres **vertex** este vértice se almacena en el vector vértices. Por otro lado, tenemos otro condicional, en este caso 'elif', para cuando se detecta el string **endloop**, en este caso se agregan los últimos tres vértices del vector vértices al vector faces, indicando los 3 puntos que conforman esa cara. El resultado y lo que devuelve esta función son dos arrays de 'NumPy', uno de ellos contiene los vértices y el otro las caras.

```

# Open the STL file in read mode
with open(filename, 'r') as file:
    lines = file.readlines()
vertices = []
faces = []

for line in lines:
    parts = line.split()
    if len(parts) > 0:
        if parts[0] == 'vertex':
            vertex = list(map(float, parts[1:4]))
            vertices.append(vertex)
        elif parts[0] == 'endloop':
            face = [vertices[-3], vertices[-2], vertices[-1]]
            faces.append(face)

return np.array(vertices), np.array(faces)

```

Ilustración 63: Sección de código para obtener vectores conteniendo las caras y vértices del modelo. Fuente: Propia.

- **Localizar las caras que se corresponden con el inlet y el outlet:**

Comenzamos encontrando los límites en el eje z del modelo. Esto se obtiene de forma muy sencilla utilizando la función '.bounds' y obteniendo los correspondientes al eje z ('.bounds[4]' que se corresponde con el extremo superior, y '.bounds[5]' que se trata del extremo inferior). Conocidos los límites obtenemos todas las caras cuyos tres vértices se encuentran en uno de estos límites. Para esto es necesario crear un bucle que recorra las caras del modelo comprobando esta condición, este bucle se hace una vez para encontrar las caras del 'inlet', extremo superior, y otra vez para el outlet, extremo inferior. Estas caras se almacenan en dos vectores 'top_faces' y 'bot_faces' (Ilustración 64).

```

top_faces = []
for face in faces:
    if all(vertex[2] == top_z for vertex in face):
        top_faces.append(face)

bot_faces = []
for face in faces:
    if all(vertex[2] == bot_z for vertex in face):
        bot_faces.append(face)

```

Ilustración 64: Sección del código para almacenar las caras superiores e inferiores. Fuente: Propia.

- **Función 'save_stl':**

En este punto se crean el archivo 'inlet' en el que se incluyen las caras del extremo superior ('top_faces'), y para el 'outlet' los contrarios ('bot_faces'). Teniendo en cuenta la estructura de un 'stl' en formato ASCII se ha creado esta función que escribe las caras y sus vértices en un nuevo archivo (Ilustración 65).

```

with open(filename, 'w') as file:
    file.write("solid filtered_model\n")
    for face in faces:
        file.write(" facet normal 0 0 0\n")
        file.write(" outer loop\n")
        for vertex in face:
            file.write(" vertex {} {} {}\n".format(vertex[0], vertex[1], vertex[2]))
        file.write(" endloop\n")
        file.write(" endfacet\n")
    file.write("endsolid filtered_model\n")

```

Ilustración 65: Sección de código para guardar las caras y sus vértices en un nuevo archivo stl en formato ASCII. Fuente: Propia.

Para poder visualizar los resultados de esta parte del código se puede realizar una representación de las secciones de la siguiente forma, en este caso representamos el 'inlet' de color verde y el 'outlet' de color rojo.

3.5.5. Parámetros geométricos

El resultado final del código es un archivo en formato JSON que contiene todos los parámetros geométricos extraídos a lo largo del código. Este formato se trata de un archivo de texto que contiene todos los datos de forma estructurada. Este tipo de archivos se utilizan debido a su simplicidad y eficiencia, tratándose de un formato nativo en la mayoría de los lenguajes.

El archivo generado mediante este código contiene los siguientes parámetros:

- **“id”:**

La primera variable es el identificador del modelo, esta sirve para poder localizar de forma más rápida los datos de cualquier modelo de interés. Cada uno de los modelos tiene un identificador propio.

- **Longitud hipotética de la aorta:**

Esta variable aparece representada como “HYPOTHETIC AORTA LENGTH” en el conjunto de datos. Este valor se corresponde con la longitud que podría tener una aorta en un sujeto sano, se trata de una línea recta imaginaria que va desde el punto inicial hasta el punto final de la línea central. En la Ilustración 66 se puede visualizar de color negro la línea central, y representada de color rojo la longitud hipotética. Para obtener su valor se aplica la función 'distance2points_3d', en la que se introducen el primero y el último punto que forman la línea central.

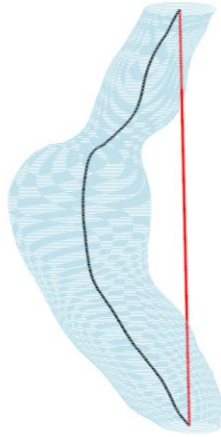


Ilustración 66: Representación incluyendo de color azul los cortes obtenidos del modelo, de color negro la línea central y la longitud hipotética de la aorta de color rojo. Fuente: Propia.

- **Longitud de la línea central:**

Esta variable aparece en el dataset resultante como "CENTERLINE LENGTH". Se trata de un valor que se calcula en el apartado donde se aproxima la línea central, en la segunda parte de la función 'centerline_aprox' se calcula lo longitud sumando la distancia entre los puntos que la conforman.

- **Tortuosidad:**

Es una característica que valora el grado de vueltas o rodeos que tiene una curva. En el conjunto de datos aparece bajo el nombre de la variable "TORTUOSITY". La fórmula implementada para esta variable es la Ecuación 5:

$$T = \frac{L_c}{L_h}$$

Ecuación 5

Donde L_c se corresponde con la longitud de la línea central y L_h con la longitud hipotética de la aorta.

- **Longitud del aneurisma:**

Utilizando los cortes seleccionados como zona de aneurisma se puede calcular la longitud del aneurisma como la distancia entre todos los puntos de la línea central contenidos entre los dos puntos de origen para crear los planos de cortes (Ilustración 67). Esta variable en el dataset aparece como "ANEURYSM LENGTH".

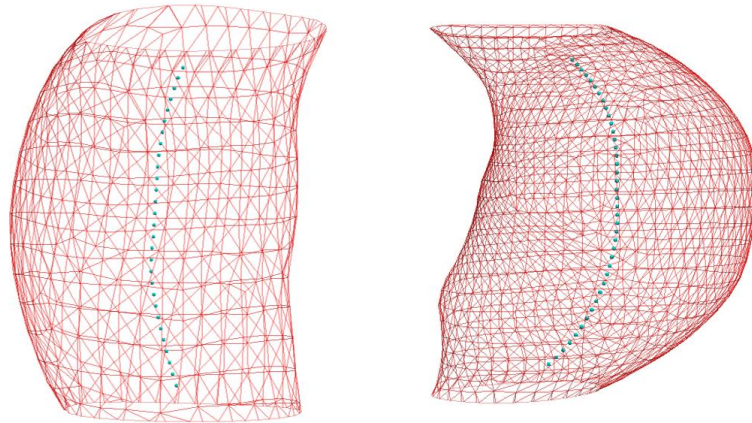


Ilustración 67: Representación del aneurisma con los puntos de la línea central en esa sección. Fuente: Propia.

- **Diámetro máximo del lumen:**

Utilizando la función 'diam_calc' se obtuvo como resultado un vector que contenía los diámetros de todos los cortes, utilizando la función 'max' podemos localizar el valor de diámetro máximo en el modelo. Este valor máximo se almacena como "DAMAX".

- **Diámetro máximo exterior:**

De la misma forma que se hacía con el lumen, la función 'diam_calc' se puede implementar introduciendo la superficie exterior en este caso obteniendo como resultado los diámetros exteriores. Y utilizando la función 'max' se localiza el valor máximo del vector que contiene todos los diámetros. Esta variable se almacena en el dataset final como "D_EXT_MAX".

Para estas dos variables se ha realizado la Ilustración 68, representación en la que se destaca el corte donde se localiza el diámetro máximo. Se crea un nuevo escenario con la función 'pv.Plotter()', en este escenario se añaden las mallas del lumen y exterior con la función 'add_mesh'. Para añadir los cortes con diámetros máximos es necesario encontrar su posición usando 'diameters.index(max(diameters))', esta línea de código devuelve la posición del vector 'diameters' en la que se encuentra el valor máximo. En el escenario se incluye corte que se encuentra en esa posición de otro color para que se aprecie visualmente.

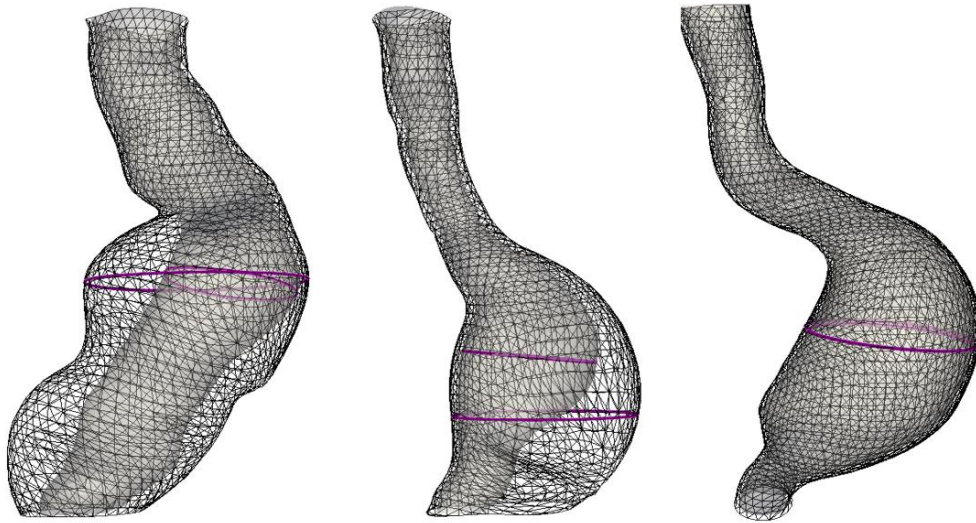


Ilustración 68: Representación de varios modelos incluyendo las superficies del lumen y exterior, y de color morado el diámetro máximo obtenido para las dos superficies. Fuente: Propia.

- **Índice sacular:**

Es un índice que relaciona la longitud del aneurisma (L_{AAA}) y el diámetro máximo del saco (DAMAX). La forma en la que se relacionan viene definida en la Ecuación 6:

$$\gamma = \frac{DAMAX}{L_{AAA}}$$

Ecuación 6

Se utiliza para valorar la forma del aneurisma, un AAA con un índice próximo a 1 o superior se asocia con un aneurisma sacular, un valor más próximo a 0 significa que el aneurisma presenta forma fusiforme. La variable se almacena en el código como "SACCULAR INDEX".

- **Volúmenes:**

Finalmente se obtienen una serie de volúmenes, este tipo de parámetro es importante ya que su valor depende de la extensión de la malla en las tres direcciones. Se ha optado por obtener los siguientes volúmenes:

"ANEURYSM VOLUME": volumen del saco del aneurisma aislado.

"TOTAL LUMEN VOLUME": volumen de la superficie del lumen cerrada en los extremos superior e inferior.

"THROMBUS VOLUME": volumen de trombo en todo el modelo, se obtiene como la diferencia de volumen entre el volumen de la superficie exterior y la del lumen.

4. VALIDACIÓN DEL CODIGO

Para comprobar que el procedimiento que se ha seguido al procesar los modelos 3D y obtener sus características geométricas es válido y funciona se ha creado una etapa de validación en la que probar que los procesos y método, conducen a unos resultados esperados. Se han generado dos modelos 3D de características conocidas a los que se les aplicaran las mismas operaciones que a los modelos de aneurismas (Soudah et al., 2015; Soudah et al., 2015).

4.1. MODELOS EMPLEADOS

Se han generado dos sólidos de forma tubular, simulando lo que podría ser una versión simplificada de una arteria abdominal. Estos modelos se han creado con unas características específicas para que los resultados esperados se puedan obtener de forma analítica, y se han guardado como modelos STL en formato ASCII de la misma forma que los modelos anteriores.

El primero de estos modelos es el archivo 'Tubo_R3_L150.stl', se trata de un sólido con forma de tubo con el eje coincidente con el eje z. Este sólido tiene un radio de 3 milímetros y una longitud de 150 milímetros (Ilustración 69).



Ilustración 69: Visualización del modelo 'Tubo_R3_L150.stl'. Fuente: Propia.

El segundo sólido es el archivo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl', este sólido está compuesto por un tubo como el del sólido anterior, radio 3 milímetros y longitud 150 milímetros, al que se le ha añadido una esfera de radio 20 milímetros que simula lo que podría ser un aneurisma abdominal (Ilustración 70).

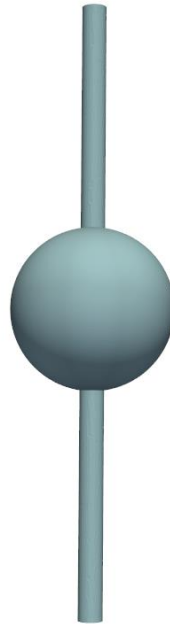


Ilustración 70: Visualización del modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl'. Fuente: Propia.

4.2. DESARROLLO DEL CÓDIGO

Se han modificado algunas secciones del código para adaptarlo a la entrada de estos sólidos. En este caso no es necesario separar los sólidos que conforman el archivo 'stl', este archivo incluye solamente un sólido que se corresponde con el que se quiere estudiar.

En segundo lugar, se ha modificado la GUI, el código completo incluye una interfaz para seleccionar la carpeta en la que se encuentran todos los modelos, ahora esta sirve para seleccionar un único archivo (Ilustración 71). Esto permite seleccionar directamente el archivo diseñado para la validación de forma sencilla sin necesidad de incluirlo en una carpeta y visualizar los resultados uno a uno. El resto de la GUI mantiene su funcionalidad, conservando el historial y el buscador de archivos.



Ilustración 71: GUI para la selección del archivo stl. Fuente: Propia.

Para este código se ha eliminado la primera visualización que disponía de un widget lateral para visualizar las diferentes capas, porque en este caso solo se está tratando con una capa. También se ha eliminado la parte del código utilizada para detectar la bifurcación iliaca, ya que los modelos de validación no la presentan.

4.2.1. Generar cortes

Esta primera función recibe como entrada una malla y genera cortes en torno al eje z. Esto puede ser muy útil para visualizar y analizar la estructura de la malla en torno a este, algo particularmente conveniente para comprender la geometría. La función comienza creando un vector en la dirección perpendicular a la que se quieren generar los cortes, en este caso el eje Z (Ilustración 72).

```
# Create vector
vec = np.array([0, 0, 1.0])

# Normalize the vector
normal = vec / np.linalg.norm(vec)
```

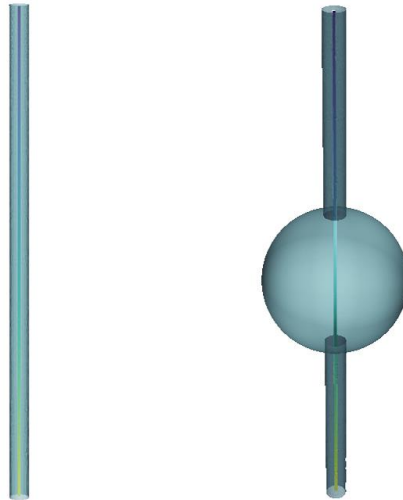
Ilustración 72: Sección de código de la función 'slice_z'. Fuente: Propia.

Este vector se utiliza para crear una línea que recorrerá toda la extensión del modelo 3D en su eje Z (Ilustración 73, Ilustración 74). Esta línea servirá como el origen de los diferentes puntos de referencia de los planos de corte perpendiculares. De la misma forma que en el código original se ha seleccionado que el número de cortes sea 300, de forma que el número de puntos que forman la línea serán los mismos. Esta línea NO es la línea central, aunque coincide con ella ya que se trata de figuras asimétricas, la línea central se obtiene posteriormente.

```
# Make points along that vector for the extent of the slices
z_length = np.max(mesh.bounds[5]) - np.min(mesh.bounds[4])
a = mesh.center + normal * z_length / 2.01
b = mesh.center - normal * z_length / 2.01

# Define the line/points for the slices
line = pv.Line(a, b, n_slices)
```

Ilustración 73: Sección de código para crear una línea que recorre el modelo en el eje Z. Fuente: Propia.



*Ilustración 74: Visualización de los modelos de validación con la línea que los recorre longitudinalmente.
Fuente: Propia*

Una vez creada esta línea con la función 'pv.Line' se recorren todos los puntos que la forman utilizando un bucle 'for' (Ilustración 75). En este bucle para cada punto se crea un corte de la malla generando un plano que tiene como normal (0,0,1), es decir el eje Z, y como punto de origen el punto en el que se encuentra la estructura iterativa.

```
# Generate all of the slices
slices = pv.MultiBlock()
for point in line.points:
    slices.append(mesh.slice(normal=normal, origin=point))
return slices
```

Ilustración 75: Sección del código que crea los cortes perpendiculares al eje Z. Fuente: Propia.

Para visualizar el resultado de esta función se crea una nueva grafica con el comando 'pv.Plotter()' en la que añadimos el objeto 'Multiblock' que contiene todas las secciones de corte. En este caso también se ha añadido el contorno de la malla de color negro (Ilustración 76 e Ilustración 77).

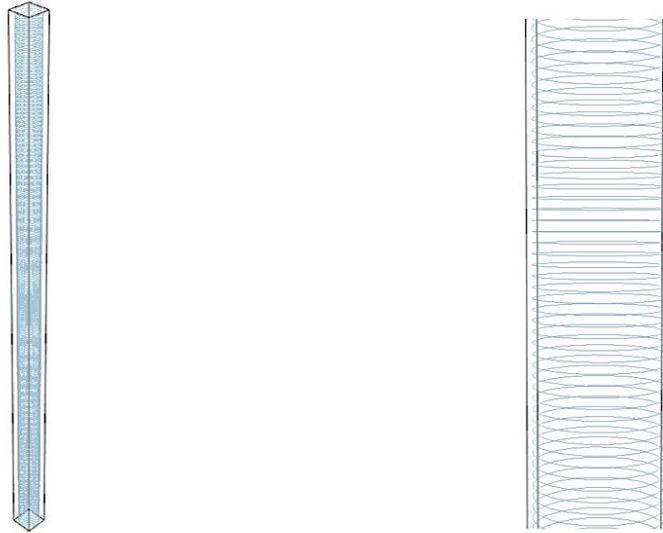


Ilustración 76: Visualización de los cortes generados en el modelo 'Tubo_R3_L150.stl'. En la zona izquierda el modelo completo y en la derecha ampliado. Fuente: Propia.

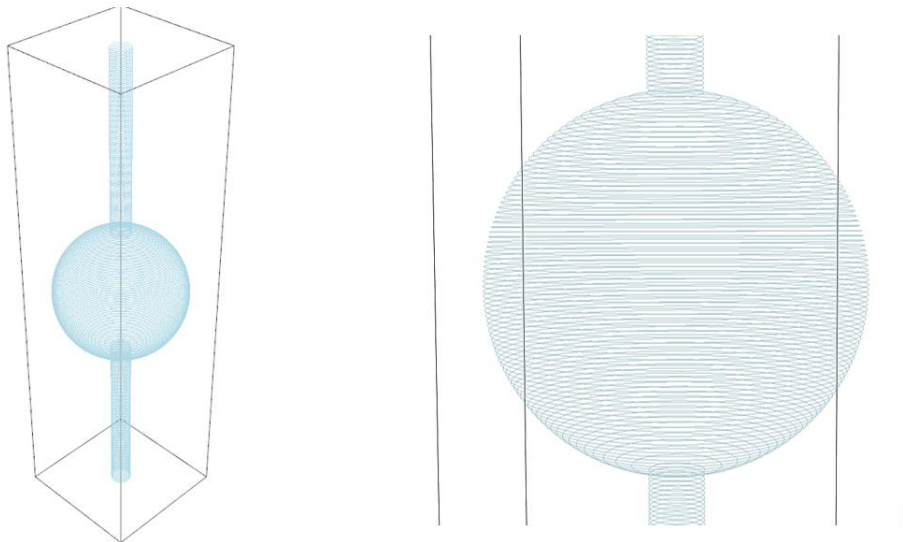


Ilustración 77: Visualización de los cortes generados en el modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl'. En la zona izquierda el modelo completo y en la derecha ampliado. Fuente: Propia.

4.2.2. Línea central

Una vez se han calculado los cortes en torno al eje Z en la sección anterior estos se introducen en la función 'centerline_aprox' para calcular la línea central de la malla 3D (Ilustración 78). Esta función se implementa de la misma forma que en casos anteriores. El resultado final es una curva generada usando un 'spline' de interpolación que recorre el centroide de cada uno de los cortes.

```

centers = []
for slice in slices:
    center = slice.center
    centers.append(center)

# Generate spline with n interpolation points
centerline = pv.Spline(centers, n)

# Centerline length estimation
centerline_length = 0
spline_puntos = centerline.GetPoints()
for i in range(n-1):
    centerline_length += distance2points_3d(spline_puntos.GetPoint(i), spline_puntos.GetPoint(i+1))
# Finally, the function returns the generated spline (centerline)
# and the estimated centerline length.
return centerline, centerline_length

```

Ilustración 78: Sección de código de la función 'centerline_aprox' utilizada para calcular la línea central. Fuente: Propia.

Para visualizarlo se ha creado la Ilustración 79 y la Ilustración 80 en las que se incluyen los cortes obtenidos con la función anterior y el resultado de la línea central de color negro.

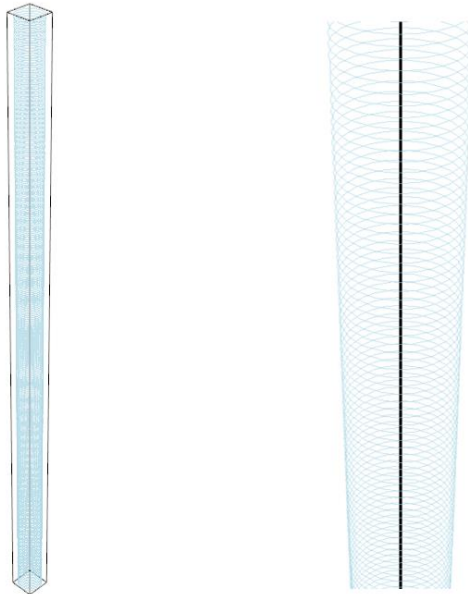


Ilustración 79: Visualización de los cortes del modelo 'Tubo_R3_L150.stl' y en su interior la línea central de color negro. En la zona izquierda el modelo completo y en la derecha ampliado. Fuente: Propia.

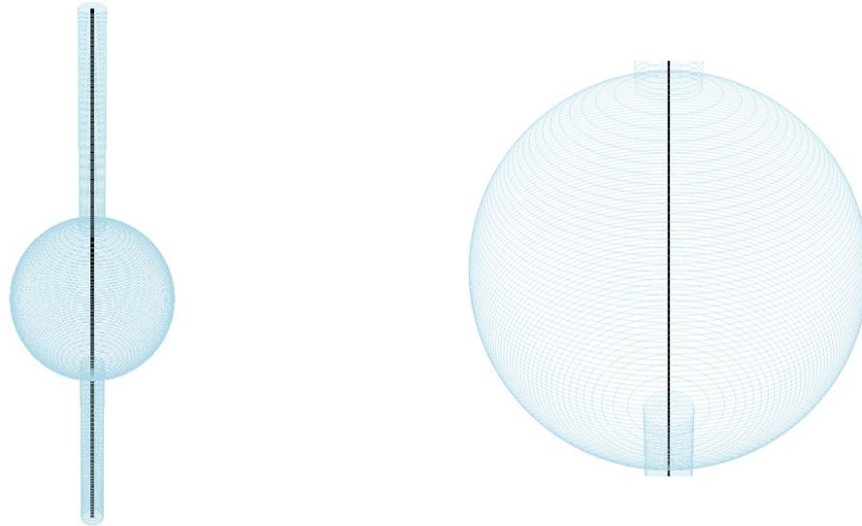


Ilustración 80: Visualización de los cortes del modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl' y en su interior la línea central de color negro. En la zona izquierda el modelo completo y en la derecha ampliado. Fuente: Propia.

4.2.3. Plot RED/BLUE

Con los cortes extraídos calculamos los diámetros calculamos el diámetro de cada uno de ellos, recorriendo todos los puntos que contiene el corte y registrando la distancia entre los dos puntos más alejados. Seguidamente realizamos una representación para delimitar la zona de la arteria en la que se encuentra el aneurisma, representando de color rojo la zona de aneurisma y de azul zonas no patológicas. Para ello definimos de nuevo el diámetro límite y el diámetro adaptativo. Si el diámetro calculado para el corte es superior al diámetro límite o al diámetro adaptativo se considera como zona de aneurisma y se representará de color rojo. Aplicando esta metodología a los sólidos de validación obtenemos las siguientes representaciones (Ilustración 81 e Ilustración 82), en las que a la izquierda se muestra el caso sin el diámetro adaptativo y a la derecha se implementa este otro diámetro también, para valorar la diferencia al implementar este segundo parámetro.

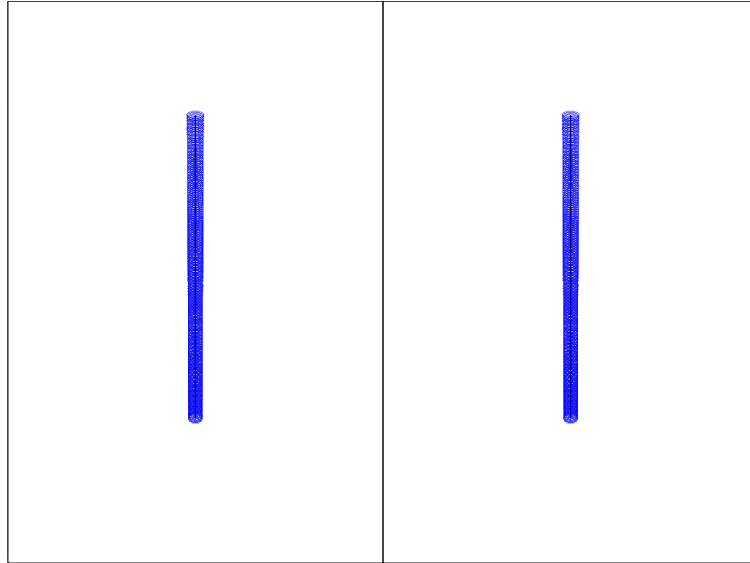


Ilustración 81: Visualización del modelo 'Tubo_R3_L150.stl'. La representación de la izquierda utiliza el parámetro diámetro límite mientras que la de la derecha añade el parámetro diámetro adaptativo. Los cortes de color azul se corresponden con un diámetro inferior al límite.

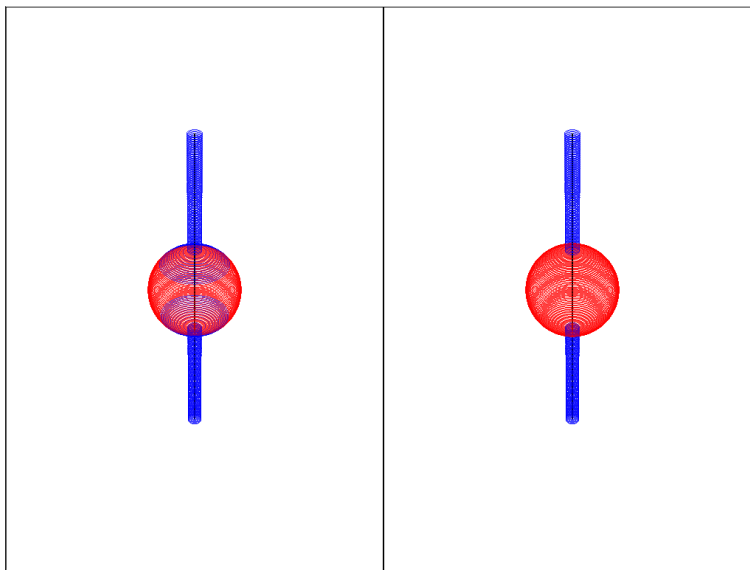


Ilustración 82: Visualización del modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl'. La representación de la izquierda utiliza el parámetro diámetro límite mientras que la de la derecha añade el parámetro diámetro adaptativo. Los cortes de color azul se corresponden con un diámetro inferior al límite, y el color rojo superior.

4.2.4. Diámetro máximo

Utilizando los diámetros calculados para cada los cortes podemos encontrar el valor máximo de este vector. Esta sección del código resulta de interés para el caso del segundo solido de validación, en el que nos encontramos con una esfera. Para el otro solido no resulta del mismo interés ya que se trata de una malla con un diámetro constante. Se ha realizado la Ilustración 83 incluyendo la malla 3D en el estilo 'wireframe' y de color violeta el corte que presenta el mayor diámetro.



Ilustración 83: Visualización del modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl' incluyendo de color violeta el corte que presenta el diámetro máximo. Fuente: Propia.

4.2.5. Detección de aneurisma

Para la detección del aneurisma se utilizan los dos mismos parámetros que en el código principal: diámetro límite y diámetro adaptativo. Se analizan todos los cortes generados y se compara su diámetro con estos dos valores, si el diámetro del corte es superior este pasa a considerarse como zona de aneurisma. Finalmente se obtiene un vector con las posiciones de todos los cortes que cumplían estas condiciones, y se procesa para encontrar la zona de extensión del aneurisma. Posteriormente se utilizará esta zona de interés para aislar el volumen del aneurisma.

4.3. RESULTADOS ESPERADOS Y OBTENIDOS:

En el caso del primer sólido nos encontramos con una estructura de radio constante, este radio es de 3 milímetros lo que significa un diámetro también constante de 6 milímetros. Este diámetro es inferior al diámetro límite que se ha establecido para considerar la zona como aneurisma, detectada cuando el diámetro es superior a 30 milímetros. Por lo que esperaríamos que el plot RED/BLUE sea completamente azul, como realmente ocurre.

Para analizar más a fondo los resultados podemos analizar la variable 'diameters' que se ha obtenido para este modelo, que contiene el diámetro de cada uno de los cortes que se ha generado. Podemos apreciar que el valor del diámetro para cada uno de los cortes se mantiene en los constante en 6 milímetros, presentando una diferencia con el valor más alejado de $2,9 \cdot 10^7$ milímetros es decir prácticamente 0, el método no presenta error.

Teniendo en cuenta que se trata de un objeto de forma cilíndrica y con un radio constante, la línea central debería ser una línea recta que atravesase el sólido por el centro, y con una longitud de 150 milímetros. Podemos obtener una primera comparación visual generando una ilustración que contenga la línea central y verificar que efectivamente se trata de una línea recta, y se localiza en el centro del sólido (Ilustración 84).

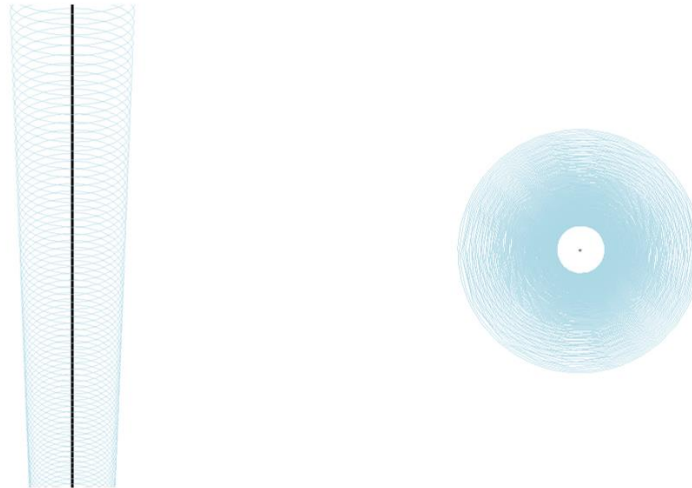


Ilustración 84: Visualización de la línea central obtenida para el modelo 'Tubo_R3_L150.stl'. Fuente: Propia.

Por último, podemos comprobar su longitud obteniendo la variable "CENTERLINE_LENGTH" de la misma forma que con los modelos de AAA. El resultado obtenido es 149.25 milímetros, debido a la forma en la que se obtienen los cortes parte del principio y del final del modelo se pierde, en este caso el resultado es 0.75 milímetros menor de lo esperado, lo que supone un error relativo del 0.49%, es decir prácticamente inapreciable.

Pasamos a analizar los resultados del segundo sólido, este resulta de mayor interés debido a la adición de la esfera simulando la presencia de un aneurisma. En este caso sí que se espera detectar una zona de aneurisma, ya que la esfera tiene un radio de 20 milímetros, lo que se traduce en un diámetro máximo de 40 milímetros. Esto se encuentra por encima del límite establecido en 30 milímetros y se debería considerar como zona de aneurisma. Cuando visualizamos el 'plot' RED/BLUE (Ilustración 85) podemos apreciar como efectivamente en este caso sí que hay cortes indicados con el color rojo. Este gráfico está compuesto por dos 'subplots', el 'plot' de la izquierda muestra de color rojo los cortes que cumplen la condición diámetro > diámetro limite; en el segundo gráfico tenemos el mismo modelo, pero implementando el diámetro adaptativo, en este caso se muestran en rojo los cortes que cumplen la condición diámetro > diámetro limite o diámetro > diámetro adaptativo. Se puede apreciar el efecto que tiene implementar un diámetro adaptativo, las zonas inicial y final del aneurisma en el primer gráfico no se detectan como aneurisma sin embargo en este sí que se encuentran señaladas.

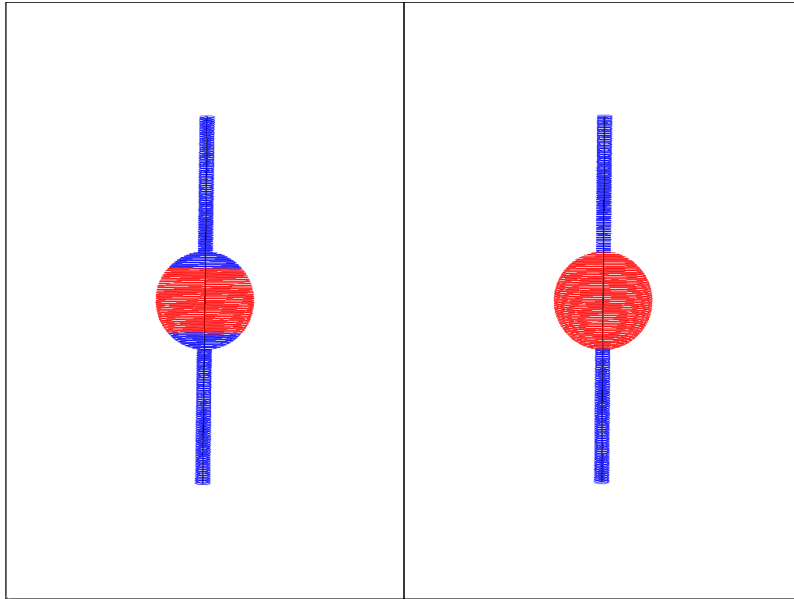


Ilustración 85: Representación del modelo 'Tubo_R3_L150_SacoR20.stl'. La representación de la izquierda se clasifica usando únicamente el diámetro límite, la representación de la derecha incluye también el diámetro adaptativo. Cortes de color azul se corresponden con un diámetro inferior al límite, y los de color rojo con un diámetro superior. Fuente: Propia.

Procedemos a analizar los valores almacenados en la variable 'diameters'. En este caso no se trata de valores constantes, sino que encontramos zonas de diámetro 6 milímetros al inicio y al final, pero en la zona media encontramos los diámetros producidos por el volumen de la esfera. El valor máximo que se alcanza es este vector es 40 milímetros que se corresponde con el diámetro de la esfera, de nuevo sin error.

En este sólido al haber presencia de una zona con aneurisma también se puede proceder a la extracción de esta para su análisis. Para esto se realiza un corte o 'clip' de la malla al comienzo y al final del aneurisma. Se ha creado la siguiente ilustración, Ilustración 86, en la que se incluyen la malla original, los planos de corte y de color rojo la zona del aneurisma.

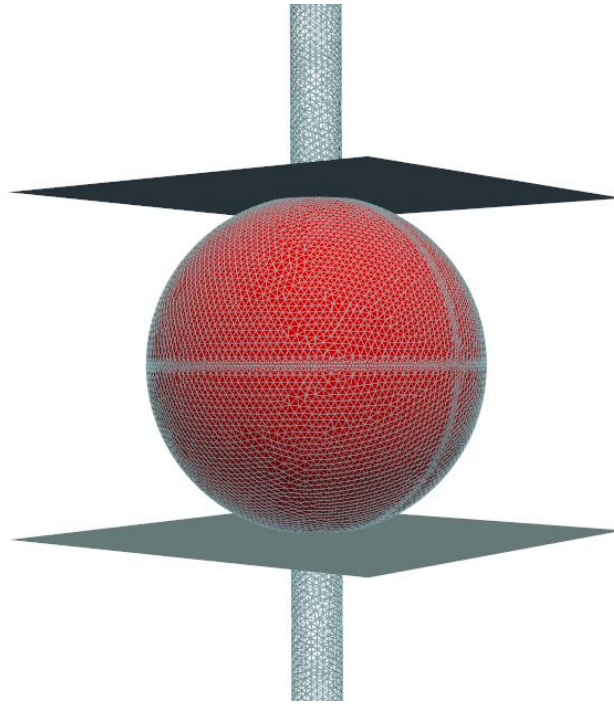


Ilustración 86: Representación en la que se incluyen los planos de corte, la malla del modelo completo en formato 'wireframe' y el volumen del aneurisma de color rojo. Fuente: Propia.

Este sólido recortado es utilizado para calcular el volumen del aneurisma, en este caso se trata de un volumen que se puede calcular analíticamente debido a que sus características son conocidas. El aneurisma se trata de una esfera de radio 2 centímetros, utilizando la fórmula del volumen de una esfera descrita en la Ecuación 7 podemos calcular el resultado esperado:

$$V = \frac{4}{3} \pi r^3$$

Ecuación 7

Donde V se corresponde con el volumen de la esfera y r con el radio de la esfera. Considerando que la esfera con la que estamos trabajando tiene 2 cm de radio el resultado esperado sería el siguiente:

$$V = \frac{4}{3} \pi 2^3$$

$$V = 33.51 \text{ cm}^3$$

El resultado obtenido con al ejecutar el código es el siguiente: 33445.98 mm³ que convirtiendo a centímetros cúbicos es 33.44 cm³. Teniendo en cuenta que el volumen del aneurisma no se extrae como una esfera perfecta (Ilustración 87), sino que se encuentra achatada en los polos ya que en esas zonas el diámetro

se encuentra en valores normales, podemos decir que el resultado se corresponde con el esperado.

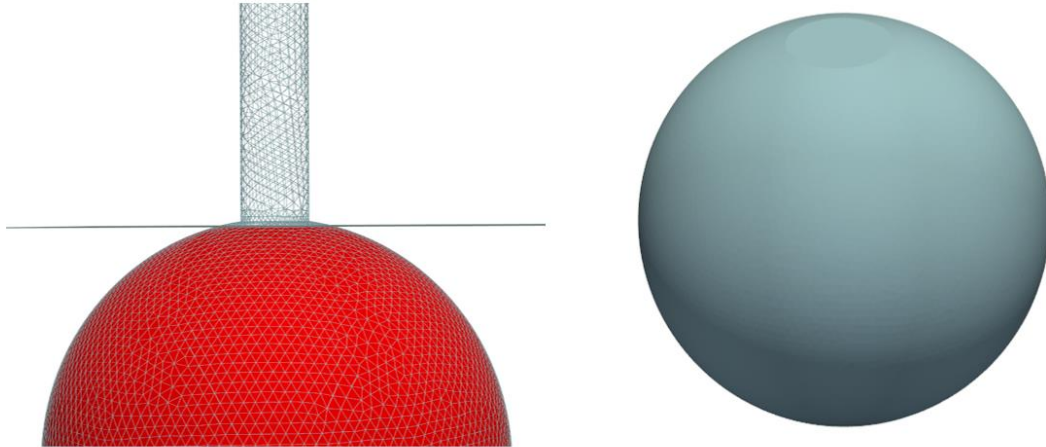


Ilustración 87: Imagen del volumen de la esfera aislada. Fuente: Propia.

4.4. CONCLUSIÓN DE LA VALIDACIÓN

Utilizando un análisis de este estilo aplicando el código a figuras con estructuras conocidas y de las cuales se puede obtener las características de manera analítica permite validar la metodología aplicada sobre los modelos de aneurisma originales. Comparando los resultados obtenidos en esta etapa con los esperados se ha demostrado que los métodos utilizados para obtener las características geométricas son válidos y la precisión de los datos obtenidos es realmente buena.

5. RESULTADOS

5.1. INTRODUCCIÓN

Este apartado del trabajo tiene como objetivo realizar un breve estudio de los valores obtenidos para todos los modelos utilizando el código de extracción de variables. El resultado de las secciones anteriores ha sido dos conjuntos de datos, para los casos control y ruptura, a continuación, se analizarán los resultados para encontrar diferencias en los parámetros geométricos entre estos dos grupos. Para ello se ha creado un nuevo archivo de código que se utilizará para analizar los resultados, en este código se introducen los archivos '.json' y a partir de estos datos se generan todas las representaciones.

Se ha creado una nueva GUI para que se puedan visualizar todos los resultados de forma sencilla y veloz. En la Ilustración 88 se puede observar el entorno de trabajo y posteriormente se explicarán las partes que la componen.

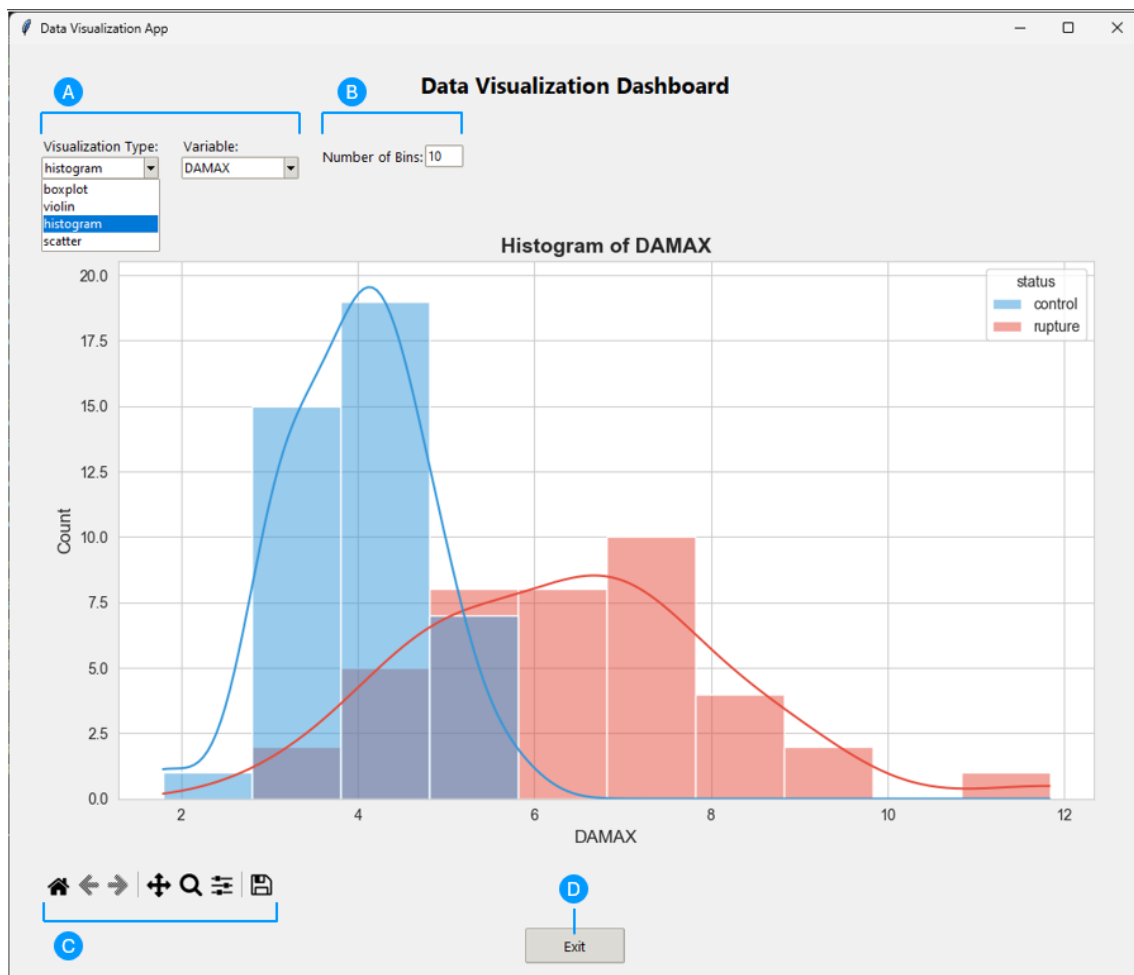


Ilustración 88: GUI creada para la visualización de los resultados. Fuente: Propia.

- A) Menú desplegable para seleccionar el tipo de visualización y la variable que se quiere representar, o variables en el caso del gráfico de dispersión.
- B) Ventana de datos opcional, en el caso del histograma se pueden modificar el número de barras.
- C) Editor predeterminado de 'matplotlib.pyplot' para modificar la visualización del gráfico.
- D) Botón 'Exit' para cerrar la interfaz y finalizar el código.

Para las representaciones se diferencian los dos grupos: casos ruptura, representado de color rojo, y casos control, representado de color azul, tal y como aparece en la leyenda de la parte superior derecha. Este código de colores será el mismo a lo largo de toda esta sección.

Las opciones de visualización y como se genera cada una de ellas se define en el código de la siguiente manera, generando el tipo de visualización según la selección en la GUI e incluyendo las variables necesarias (Ilustración 89).

```

if viz_type == "boxplot":
    sns.boxplot(x='status', y=var, data=combined_df, ax=ax, hue='status', palette=color_palette)
    ax.set_title(f'Boxplot of {var}', fontsize=14, fontweight='bold')
elif viz_type == "violin":
    sns.violinplot(x='status', y=var, data=combined_df, ax=ax, hue='status', palette=color_palette, split=True)
    ax.set_title(f'Violin Plot of {var}', fontsize=14, fontweight='bold')
elif viz_type == "histogram":
    bins = int(self.bins_var.get())
    sns.histplot(data=combined_df, x=var, hue='status', palette=color_palette, kde=True, ax=ax, bins=bins)
    ax.set_title(f'Histogram of {var}', fontsize=14, fontweight='bold')
elif viz_type == "scatter":
    sns.scatterplot(data=combined_df, x=var, y=var2, hue='status', palette=color_palette, ax=ax)
    ax.set_title(f'Scatter Plot of {var} vs {var2}', fontsize=14, fontweight='bold')

```

Ilustración 89: Sección de código donde se definen los tipos de visualizaciones y las variables que utiliza cada una de las representaciones. Fuente: Propia.

5.2. HISTOGRAMAS

Un histograma sirve para realizar una representación gráfica de una variable del conjunto de datos en forma de barras. La superficie de cada barra es proporcional a la frecuencia de los valores representados.

En primer lugar, se ha creado este tipo de representación para los valores de diámetro máximo del lumen (DAMAX) obtenidos. Visualizando este primer histograma se puede apreciar como los casos de ruptura se corresponden con diámetros mayores. Actualmente se recomienda el tratamiento cuando el diámetro del aneurisma alcanza entre 5 y 5,5 cm, en el histograma de la Ilustración 90 se puede apreciar como en torno a esos valores nos encontramos con la transición hacia una mayoría de casos en los que se produce la ruptura del aneurisma.

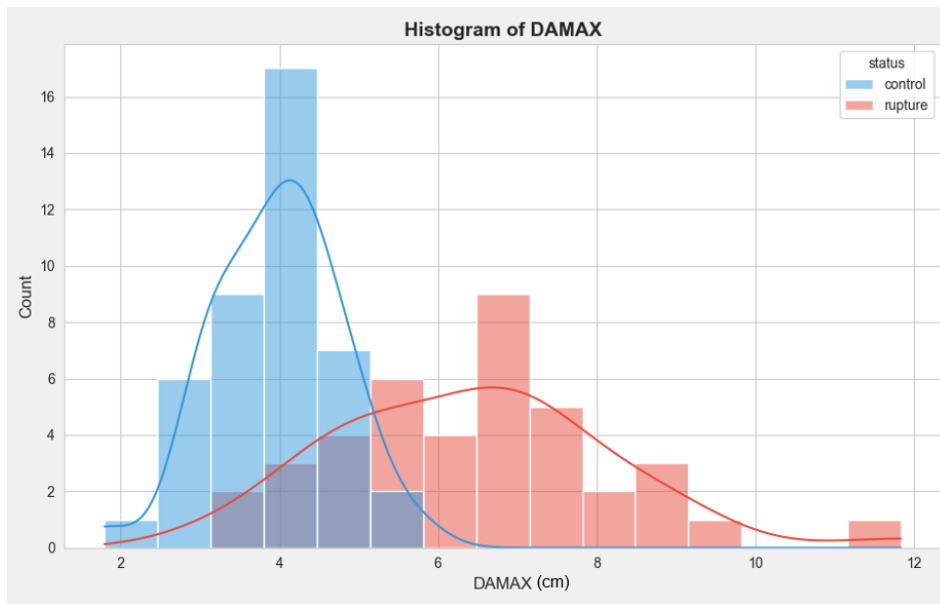


Ilustración 90: Histograma de la variable diámetro máximo del lumen (DAMAX). Fuente: Propia.

Se ha realizado la misma representación (Ilustración 91), pero en este caso con los diámetros exteriores máximos. En este caso todos los diámetros son algo mayores, localizando un pico en la función de densidad de los casos control próximo a los 6 centímetros de diámetro, mientras que en el caso del lumen el pico se encontraba en los 4 centímetros. De la misma forma que en el caso anterior los sujetos patológicos presentan un diámetro mayor como cabía esperar, suponiendo el diámetro exterior una diferencia geométrica entre grupos al igual que el parámetro anterior. El valor a partir del cual los sujetos pasan a pertenecer en mayor parte al grupo ruptura es en torno a los 7 centímetros.

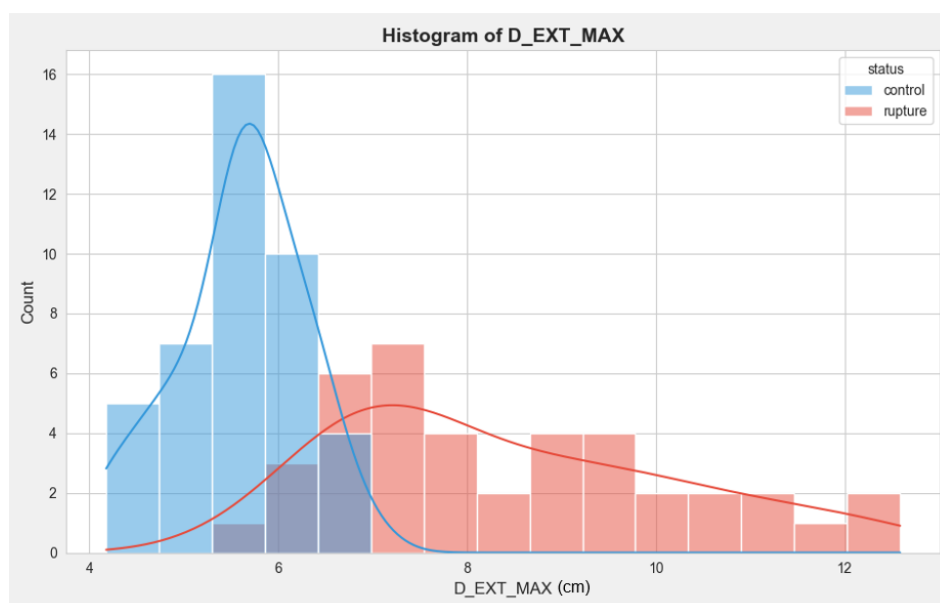


Ilustración 91: Histograma de la variable diámetro exterior máximo (D_EXT_MAX). Fuente: Propia.

La siguiente variable que se ha representado es la tortuosidad (Ilustración 92), en este caso los datos de los dos casos se encuentran bastante solapados, aunque la función de densidad de los casos ruptura se encuentra algo más desplazada hacia la derecha, lo que significaría una mayor tortuosidad en estos casos, no se trata de una diferencia significativa.

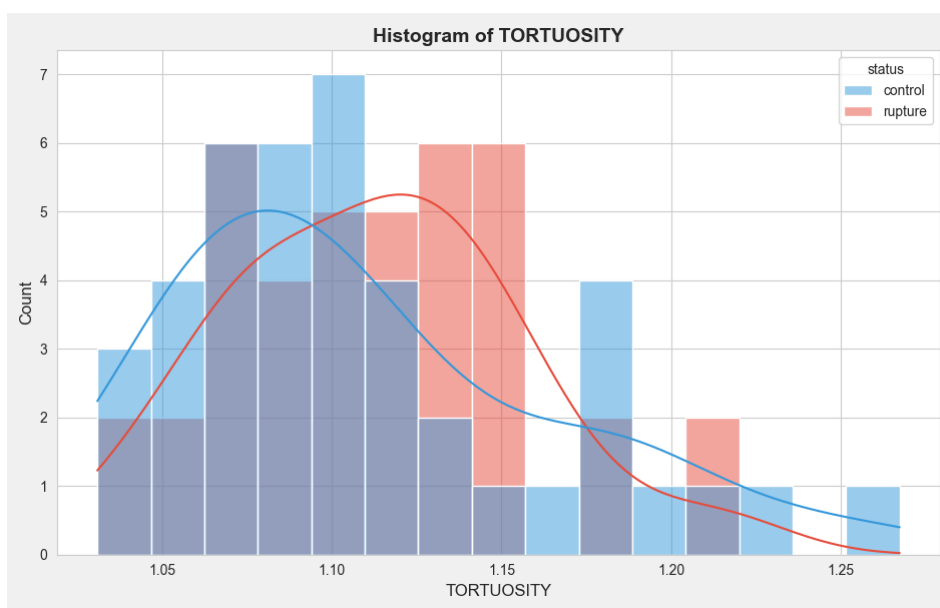


Ilustración 92: Histograma de la variable tortuosidad (TORTUOSITY). Fuente: Propia.

La Ilustración 93 muestra el histograma de la variable que contiene la longitud del aneurisma, 'ANEURYSM LENGTH'. Se puede observar que los casos de ruptura presentan una longitud mayor del aneurisma, encontrando el mayor número de casos entre los 10 y los 15 centímetros de longitud. Los casos control presentan la mayoría valores inferiores a los 9 centímetros de longitud, encontrando la mayoría de los casos en el rango de 0 a 7 centímetros.

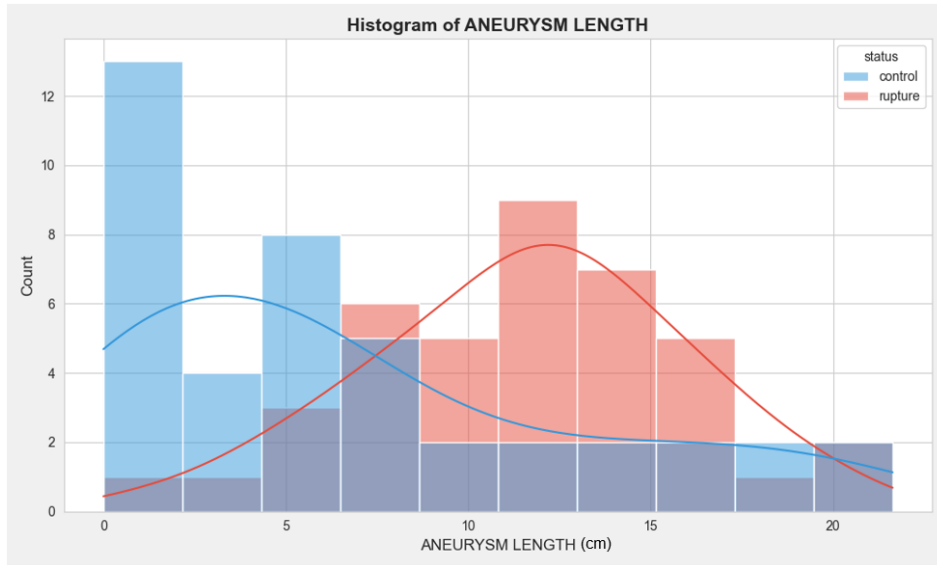


Ilustración 93: Histograma de la variable longitud del aneurisma (ANEURYSM LENGTH). Fuente: Propia.

A continuación, se genera el histograma de la Ilustración 94 utilizando los valores de índice sacular obtenidos. En el caso control se pueden observar posibles valores 'outliers' que aparecen debido a un aneurisma de pequeña longitud lo que hace que el índice sacular aumente mucho ya que este valor va en el denominador. Obviando estos valores se puede apreciar como la gran mayoría de los valores se encuentran inferiores a 1, indicando que se tratan de aneurismas fusiformes que son la forma más común de AAA.

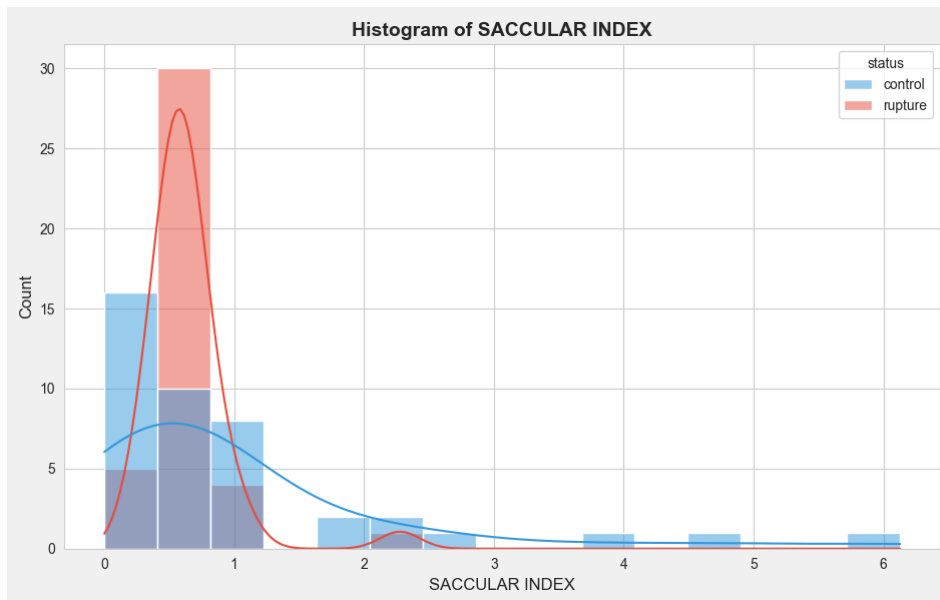


Ilustración 94: Histograma de la variable índice sacular (SACCULAR INDEX). Fuente: Propia.

Seguidamente se ha representado el histograma con los datos de volumen de aneurisma (Ilustración 95). En este caso podemos observar como un gran número de casos control presentan un volumen de aneurisma prácticamente mínimo, entre 0 y 100 centímetros cúbicos, mientras que casos ruptura se asocian con volúmenes bastante superiores.

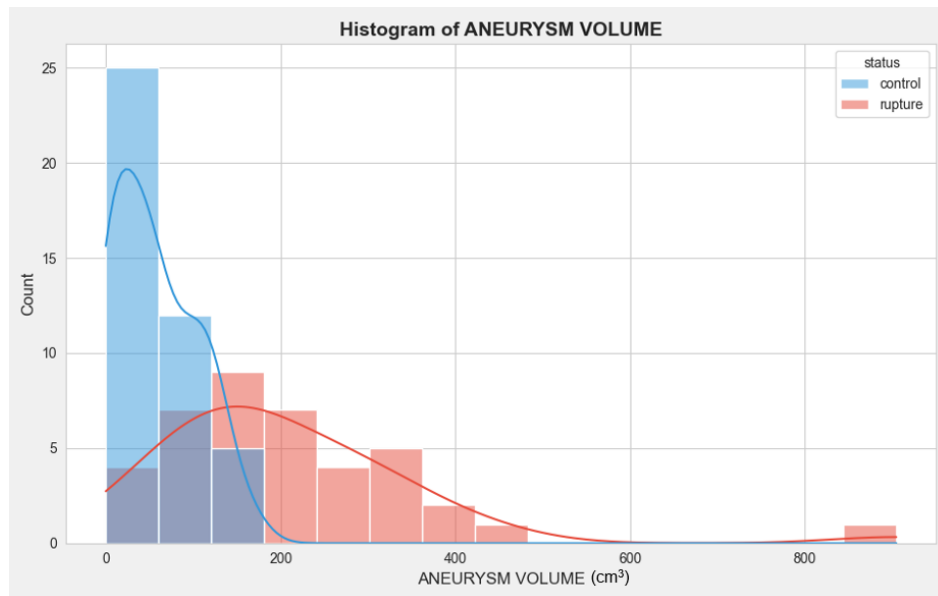


Ilustración 95: Histograma de la variable volumen del aneurisma (ANEURYSM VOLUME). Fuente: Propia.

En el histograma del trombo, Ilustración 96, podemos apreciar de nuevo una diferencia clara entre casos. Los sujetos control presentan volúmenes principalmente entre los 0 y 100 centímetros cúbicos, por otro lado, valores por encima de los 120 centímetros cúbicos perteneces a casos de ruptura, con excepción de uno en torno a los 200 centímetros cúbicos. El rango de valores del caso ruptura es mucho más extenso llegando a alcanzar valores superiores a 500 centímetros cúbicos.

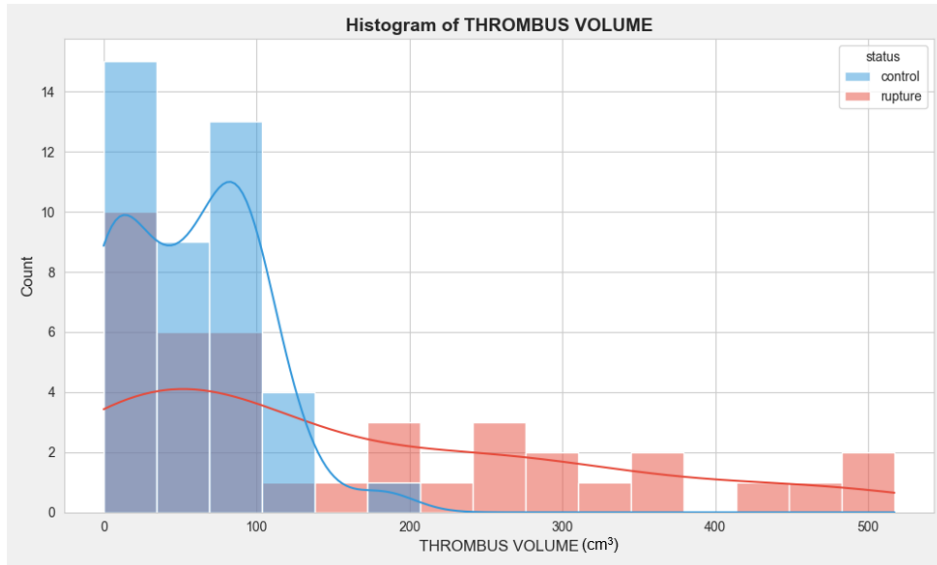


Ilustración 96: Histograma de la variable volumen del trombo (THROMBUS VOLUME). Fuente: Propia.

Por último, se representa el histograma con valores de volumen total del lumen (Ilustración 97). En la representación se puede apreciar una diferencia significativa entre clases. Los casos control no llegan a superar la barrera de los 200 centímetros cúbicos, la mayoría de los casos se encuentran en el rango de 75 a 150 centímetros cúbicos. En los sujetos que presentaron ruptura se observan valores superiores y más dispersos.

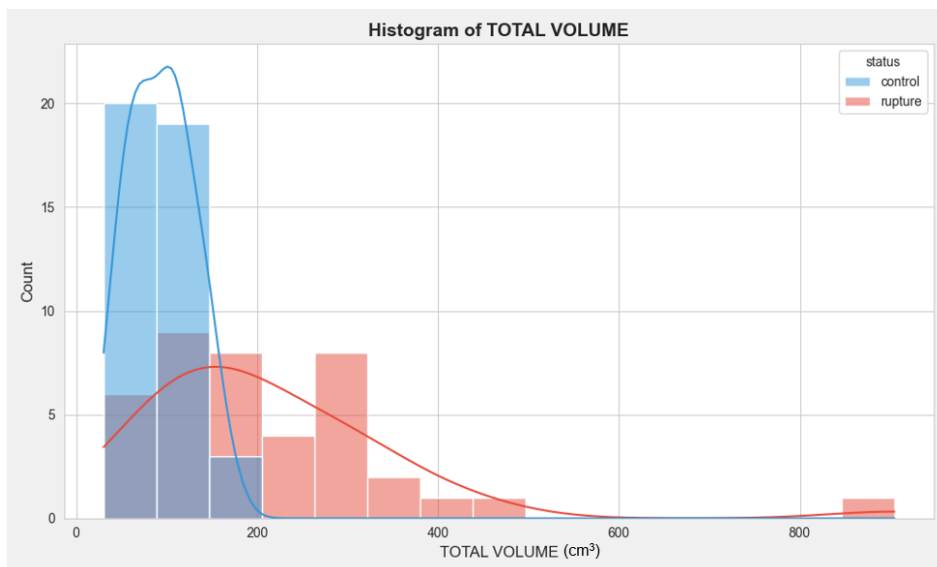


Ilustración 97: Histograma de la variable volumen total del lumen (TOTAL VOLUME). Fuente: Propia.

5.3. BOXPLOT

Un boxplot o diagrama de caja es una representación visual que proporciona información sobre los tres cuartiles, la mediana, y valores mínimo y máximo. La caja indica el intervalo en el que se encuentran el 50% de todos los valores, siendo el extremo inferior de la caja el primer cuartil (q_1) y el extremo superior el tercer cuartil (q_3). Por debajo de q_1 nos encontramos con un 25% de los valores y por encima de q_3 el 25% restante. Dentro de la caja nos podemos encontrar con dos líneas: una discontinua que indique la media y una continua que indica mediana. Por último, hay unos 'bigotes' en forma de T que indican el rango intercuartílico, este es 1,5 veces el IQR desde los extremos superior e inferior de la caja, y representan la varianza esperada de los datos. Si hay datos que son superiores o inferiores a los extremos de los bigotes se representan con puntos, y estos puntos se conocen como valores atípicos.

Si visualizamos el diagrama de caja de la variable diámetro máximo del lumen podemos ver las diferencias entre los dos grupos (Ilustración 98). El grupo ruptura presenta una mediana superior a los 6 centímetros, mientras que el caso control la mediana se encuentra en torno a los 4 centímetros.

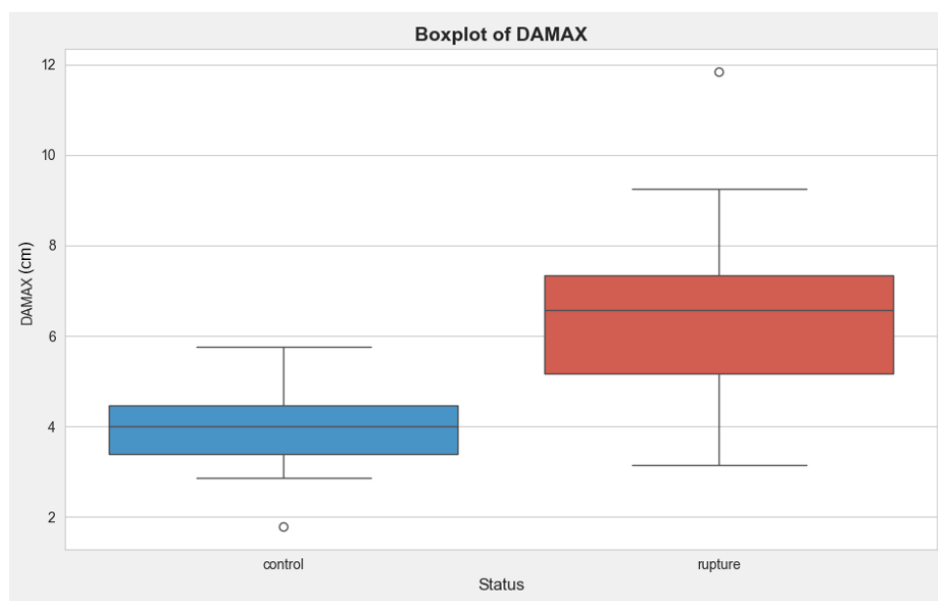


Ilustración 98: Diagrama de caja de la variable diámetro máximo del lumen (DAMAX). Fuente: Propia.

De igual forma que con los histogramas se ha representado el otro diámetro, el correspondiente al diámetro exterior máximo (Ilustración 99). Observamos de nuevo valores superiores en el caso de ruptura, con una mediana próxima a los 8 centímetros. En este grupo también se aprecia una mayor dispersión de valores, ya que presentan una caja más grande y los bigotes son más largos.

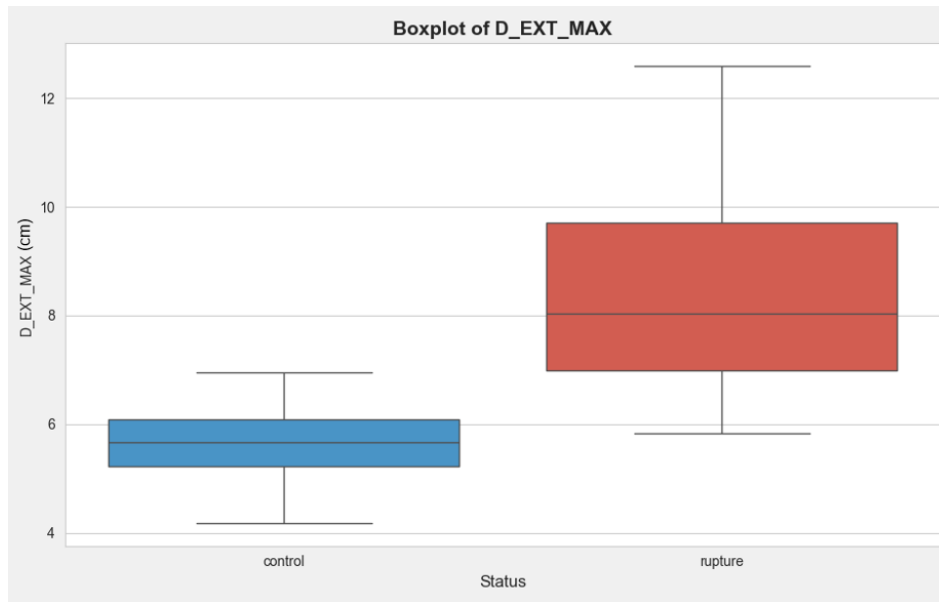


Ilustración 99: Diagrama de caja de la variable diámetro exterior máximo (D_EXT_MAX). Fuente: Propia.

En la Ilustración 100 se puede visualizar la distribución de la tortuosidad. Al igual que ocurría con el histograma, para esta variable el rango de datos de los dos grupos se encuentra bastante solapados. En el grupo control podemos observar un valor atípico que se encuentra por encima del 1.25.

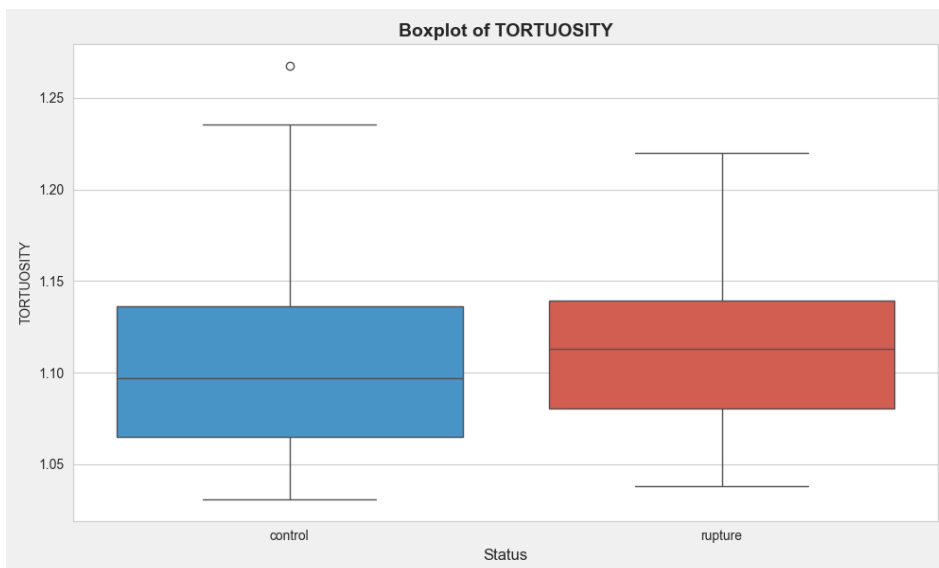


Ilustración 100: Diagrama de caja de la variable tortuosidad (TORTUOSITY). Fuente: Propia.

Por último, se ha representado la variable 'ANEURYSM VOLUME', en este caso también podemos ver diferencias entre los dos grupos (Ilustración 101). Los casos de control presentan valores inferiores y su variabilidad es menor, menor tamaño de los bigotes en T. Los sujetos patológicos por el contrario presentan

un volumen mayor, destaca la presencia de un 'outlier' muy por encima del resto de valores. Este valor atípico también se puede observar en el boxplot de DAMAX, para algunas aplicaciones este modelo y sus variables se podrían suprimir ya que es un caso muy diferente al resto de muestras.

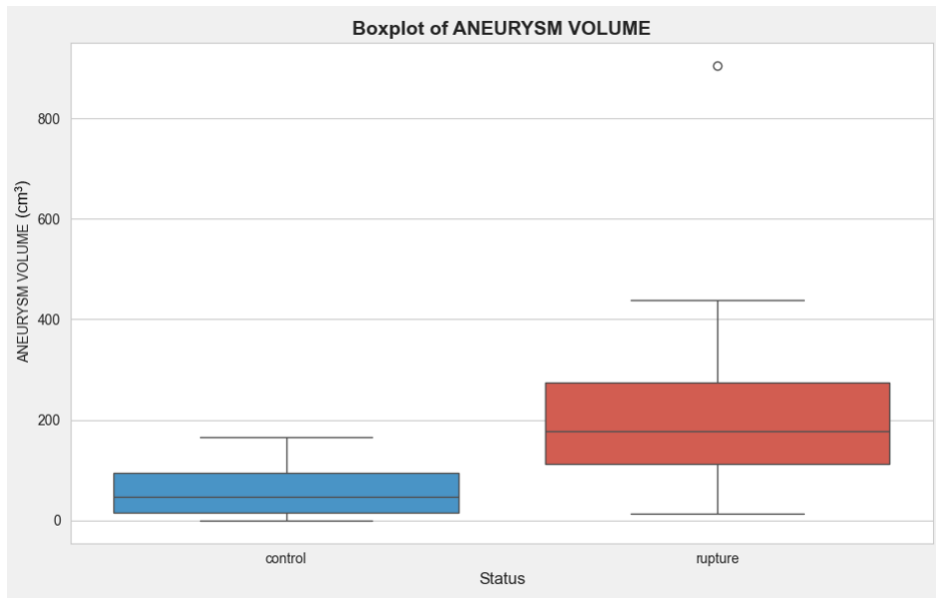


Ilustración 101: Diagrama de caja de la variable volumen del aneurisma (ANEURYSM VOLUME). Fuente: Propia.

Los valores atípicos se corresponden con el modelo k4017.stl representado a continuación en la Ilustración 102, se puede apreciar cómo se trata de un caso de ruptura atípico, con un diámetro muy superior a la media.

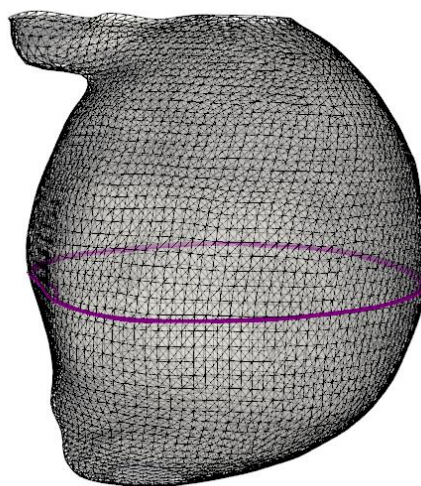


Ilustración 102: Representación de la malla del modelo k4017.stl y de color morado el diámetro luminal máximo. Fuente:

5.4. VIOLIN PLOT

Un violín plot sirve para representar distribuciones de datos numéricos para uno o más grupos usando curvas de densidad, en las que el ancho de cada curva se corresponde con la frecuencia aproximada de los puntos de datos en cada región. Estas curvas de densidad suelen ir acompañadas de otro gráfico superpuesto, como puede ser el diagrama de caja, para añadir más información. En las representaciones la función de densidad aparece suavizada en los extremos, esto se puede visualizar en parámetros que como mínimo presentan un valor 0 la función de densidad se extiende hasta valores negativos. Esto ocurre porque en el código la función 'sns.violinplot()' tiene ese funcionamiento por defecto, pero se puede incluir el parámetro 'cut=0' para evitar esto.

En primer lugar, realizamos la representación de la variable del diámetro máximo del lumen (Ilustración 103), al igual que ocurría con el boxplot anterior podemos observar diferencias claras entre los dos grupos. El grupo de ruptura tiene un valor medio más alto (representado por el punto blanco del centro) comparando con el grupo de control. El caso de ruptura presenta una función de densidad que presenta un rango de valores más extenso e incluye diámetros superiores, algunos de estos valores son muy extremos, se puede apreciar por la forma de la cola. Por el contrario, el grupo de control tiene una mayor concentración de valores en torno a su mediana. Todo esto corrobora las observaciones anteriores de la misma variable.

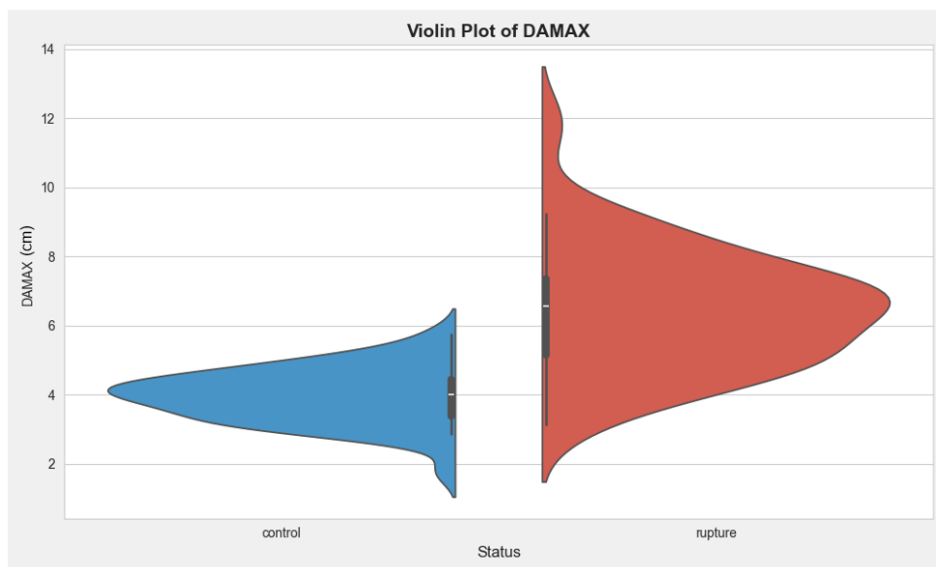


Ilustración 103: Violin plot de la variable diámetro máximo del lumen (DAMAX). Fuente: Propia.

La Ilustración 104 se muestra el violín plot correspondiente a los diámetros exteriores máximos. En esta apreciamos como los pacientes del grupo de ruptura presentan un valor medio notablemente superior al del grupo de control. El rango de valores del grupo de ruptura presenta un rango más amplio, incluyendo

valores desde de los 4 centímetros hasta los 14 centímetros. El grupo de control tiene un rango más reducido, y presenta una forma casi simétrica, ya que los valores se encuentran muy próximos a la mediana.

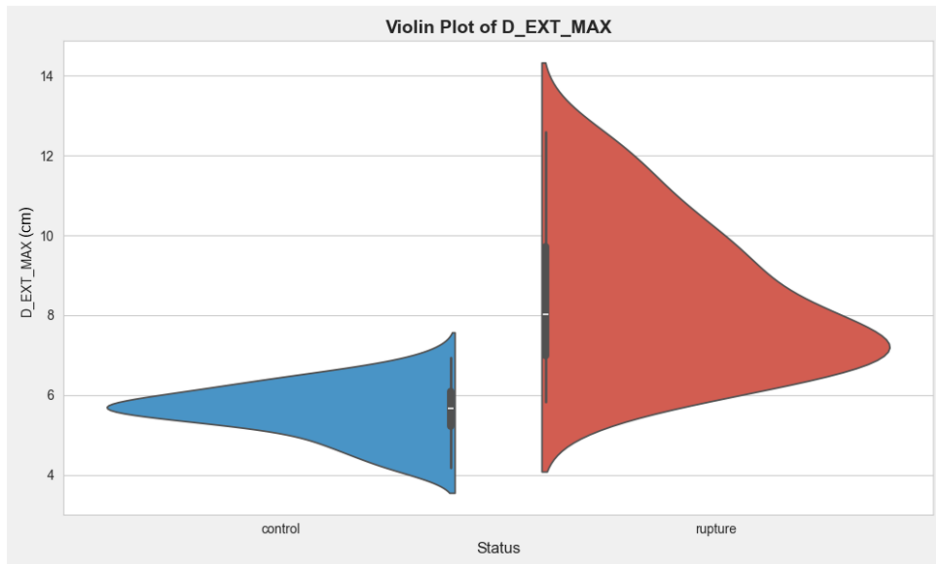


Ilustración 104: Violin plot de la variable diámetro exterior máximo (D_EXT_MAX). Fuente: Propia.

En la siguiente representación (Ilustración 105), que incluye el gráfico para los valores de tortuosidad, podemos apreciar cómo, aunque la media en el caso de rotura es algo mayor, en este caso esta variable no permite diferenciar entre clases de forma tan evidente como ocurriría con otros parámetros. El hecho de que exista un solapamiento entre grupos tan grande indica que esta variable por sí sola podría no ser un indicador tan fiable para distinguir entre grupos.

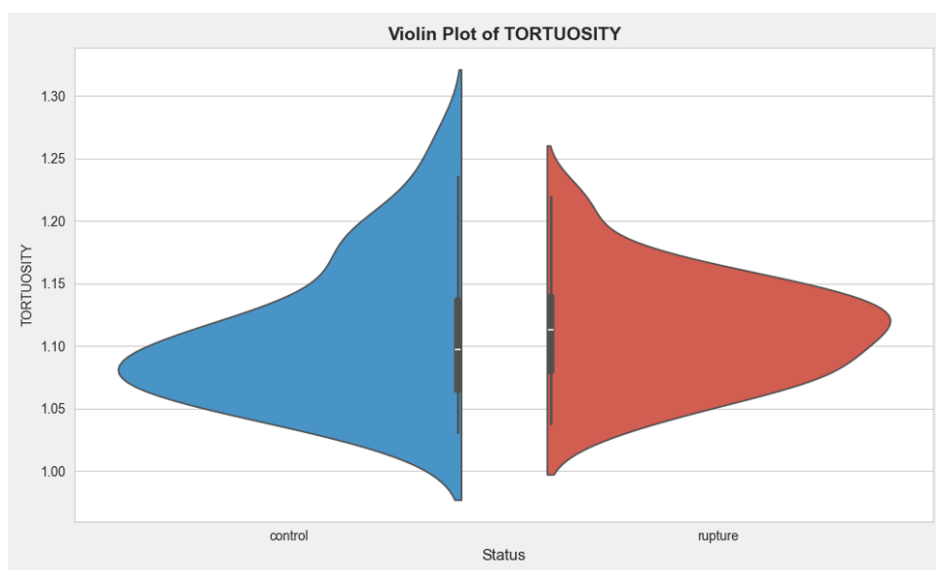


Ilustración 105: Violin plot de la variable tortuosidad (TORTUOSITY). Fuente: Propia.

La figura de la Ilustración 106 incluye la representación de las longitudes de aneurisma. En esta ilustración se observa que el grupo control presenta longitudes mayores al grupo de ruptura. El rango de valores del grupo de ruptura presenta un rango más reducido. En el grupo control se observa que la gráfica se extiende hasta valores negativos lo que significa que hay un gran número de valores próximos a cero esto hace que el suavizado de la representación se extienda hasta valores inferiores a cero, añadiendo el parámetro 'cut=0' a la función 'sns.violinplot' esto no ocurriría.

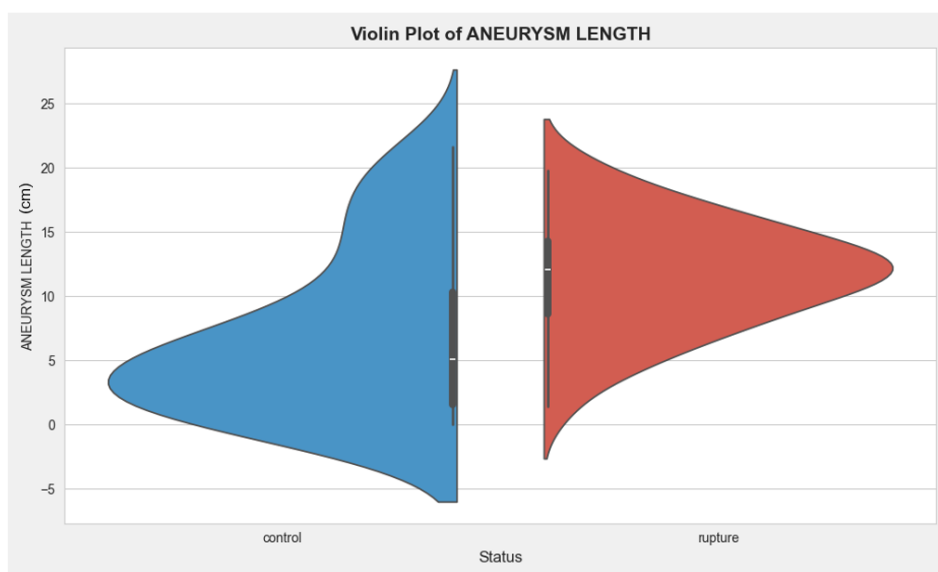


Ilustración 106: Violin plot de la variable longitud del aneurisma (ANEURYSM LENGTH). Fuente: Propia.

A continuación, se ha realizado la representación usando el parámetro índice sacular (Ilustración 107). Se puede visualizar como los casos de ruptura se encuentran muy concentrados entorno a valores inferiores a 1 a excepción de un 'outlier' que se puede visualizar como un segundo pico de menor magnitud. El grupo de control presenta un rango más amplio, y de nuevo visualizamos valores inferiores a cero, indicando que la cantidad de casos con valores próximos a cero es elevada.

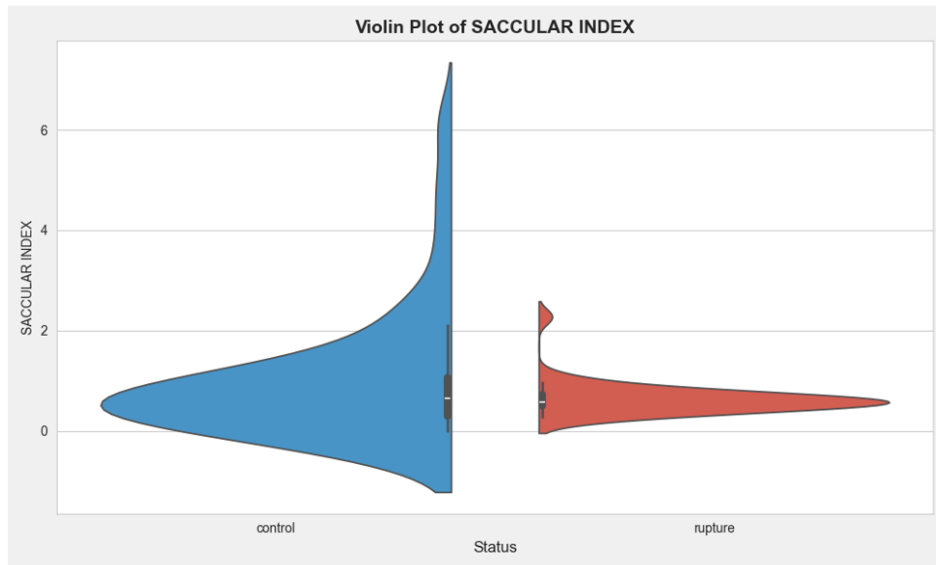


Ilustración 107: Violin plot de la variable índice sacular (SACCULAR INDEX). Fuente: Propia.

En la Ilustración 108 se puede apreciar como el grupo de control tiene una distribución más estrecha, concentrada en el intervalo de 0 a 200 centímetros cúbicos. Por otro lado, el grupo ruptura tiene una distribución más amplia, que se extiende hasta volúmenes mucho mayores alcanzando casi los 1000 centímetros cúbicos. El grupo de ruptura tiende a tener volúmenes de aneurisma más grandes en general en comparación con el grupo de control, y existe un solapamiento entre los dos grupos en rangos de volumen más bajos.

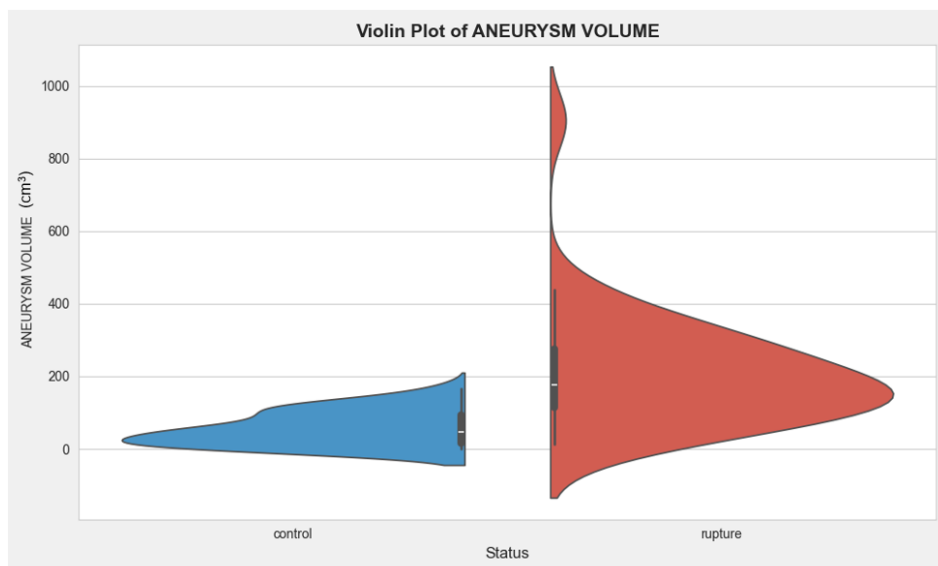


Ilustración 108: Violin plot de la variable volumen del aneurisma (ANEURYSM VOLUME). Fuente: Propia.

Finalmente, se visualiza la representación de los volúmenes de trombo en la Ilustración 109. En esta el grupo de control presenta una distribución más

estrecha y presenta una distribución bimodal con dos picos, uno próximo a 0 y el otro próximo a 100 centímetros cúbicos. El grupo ruptura tiene una distribución más amplia e incluye volúmenes mucho mayores.

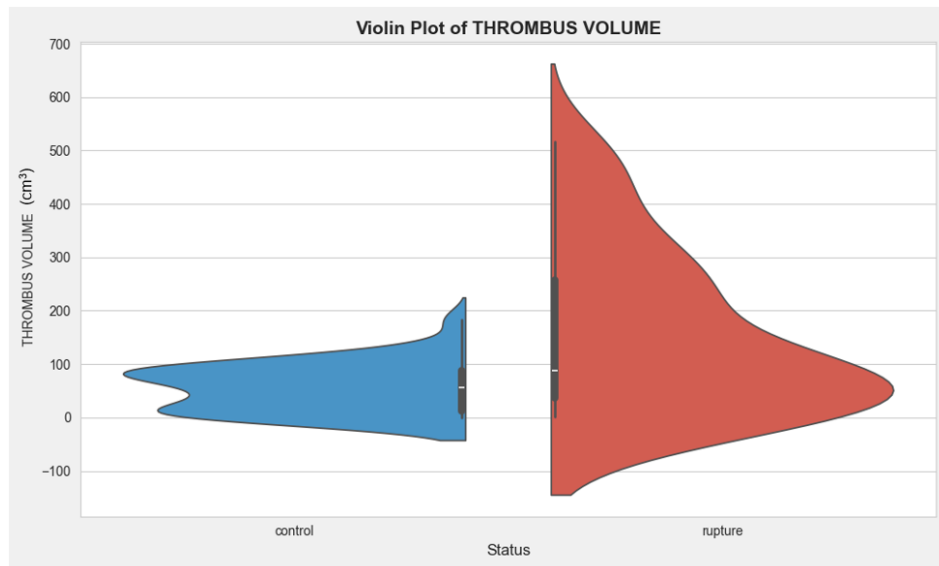


Ilustración 109: Violin plot de la variable volumen del trombo (THROMBUS VOLUME). Fuente: Propia.

5.5. CORRELACIÓN

La correlación se utiliza para definir la fuerza y dirección de una relación lineal entre dos variables. Considerando que dos variables cuantitativas están correlacionadas cuando los valores de una de ellas varía en relación con la variación de la otra. Se ha seleccionado el coeficiente de correlación de Pearson como método, en este el valor de un coeficiente de correlación oscila entre -1 y +1. Un coeficiente de correlación +1 se corresponde con una relación lineal directa (creciente) mientras que un valor de -1 se corresponde con una relación lineal inversa (decreciente).

Este parámetro se puede representar en una matriz, mostrando la relación entre todas las variables, cada celda que compone la matriz muestra la correlación entre dos variables.

Para el cálculo de las correlaciones se ha usado la función de la librería pandas '.corr' que calcula la correlación por pares de las columnas. Como método se ha utilizado la correlación de Pearson, se trata de la opción predeterminada no es necesario especificarlo.

En la Ilustración 110 se ha representado esta matriz de correlación utilizando los resultados obtenidos para el grupo control. En la diagonal de este tipo de matrices siempre encontramos el valor 1 ya que la pareja se conforma utilizando dos veces la misma variable. Si se observan el resto de los valores se pueden apreciar una serie de correlaciones positivas fuertes: HYPOTHETIC AORTA

LENGTH y CENTERLINE LENGTH presentan un valor de 0.95, a medida que aumenta la longitud de la aorta hipotética, la longitud de la línea central aumenta casi proporcionalmente. ANEURYSM LENGTH y ANEURYSM VOLUME tienen una correlación de 0.93, aneurismas más largos presentan un volumen mayor. ANEURYSM VOLUME y TOTAL VOLUME presentan una correlación 0.90, el volumen del aneurisma tiene un gran impacto en el volumen total. DAMAX y TOTAL VOLUME tienen una correlación de 0.76, según incrementa el radio máximo del aneurisma el volumen total aumenta. Y finalmente DAMAX y ANEURYSM VOLUME (0.71), lo que indica que un diámetro máximo mayor aumenta el volumen del aneurisma. La variable THROMBUS VOLUME tiene correlaciones débiles con todas las variables a excepción de D_EXT_MAX (0.58), lo mismo ocurre con TORTUOSITY correlaciones débiles con todas las variables, siendo DAMAX (0.38) su mayor correlación. El SACCULAR INDEX presenta correlaciones negativas. Todos estos resultados de relaciones tienen sentido desde un análisis geométrico.

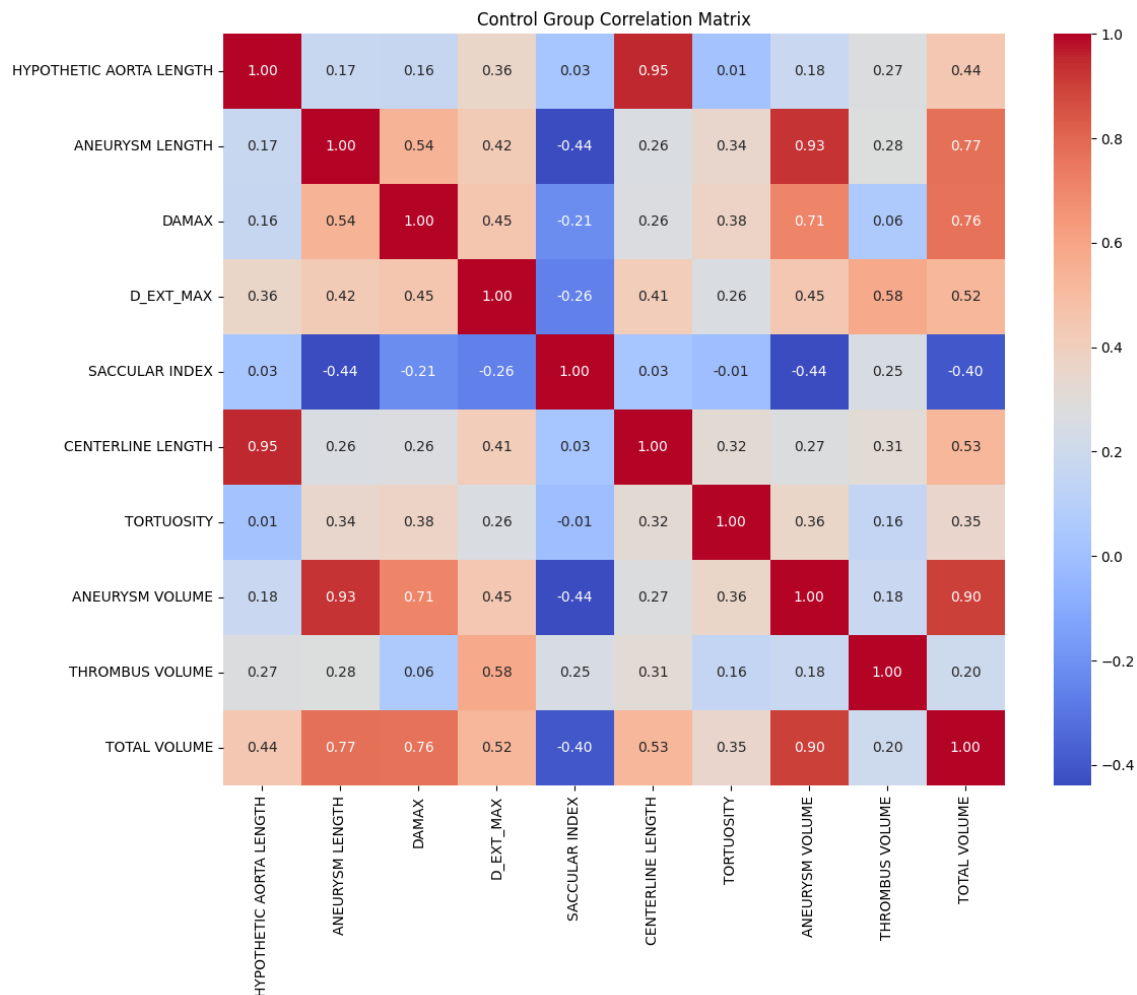


Ilustración 110: Matriz de correlación de variables en el grupo control. Fuente: Propia.

A continuación, en la Ilustración 111, se ha representado la matriz de correlación de los resultados obtenidos para el grupo de ruptura. Observando la matriz destacan los siguientes resultados: HYPOTHETIC AORTA LENGTH y CENTERLINE LENGTH presentan una correlación de 0.98. ANEURYSM VOLUME y TOTAL VOLUME tienen una correlación de 1.00: se trata de una correlación perfecta, lo que sugiere que en este tipo de casos el volumen del aneurisma domina sobre el volumen total. DAMAX y ANEURYSM VOLUME (0.87), DAMAX and TOTAL VOLUME (0.86), estas dos relaciones indican que el incremento del diámetro máximo del aneurisma afecta en gran medida tanto al volumen del aneurisma como al total. Para este grupo las variables TORTUOSITY y THROMBUS VOLUME de nuevo presentan correlaciones débiles con el resto de las variables. Por último, el SACCULAR INDEX y ANEURYSM LENGTH presentan una relación inversa intensa (-0.73) lo cual indica que este tipo de aneurismas presentan una forma fusiforme en su mayoría.

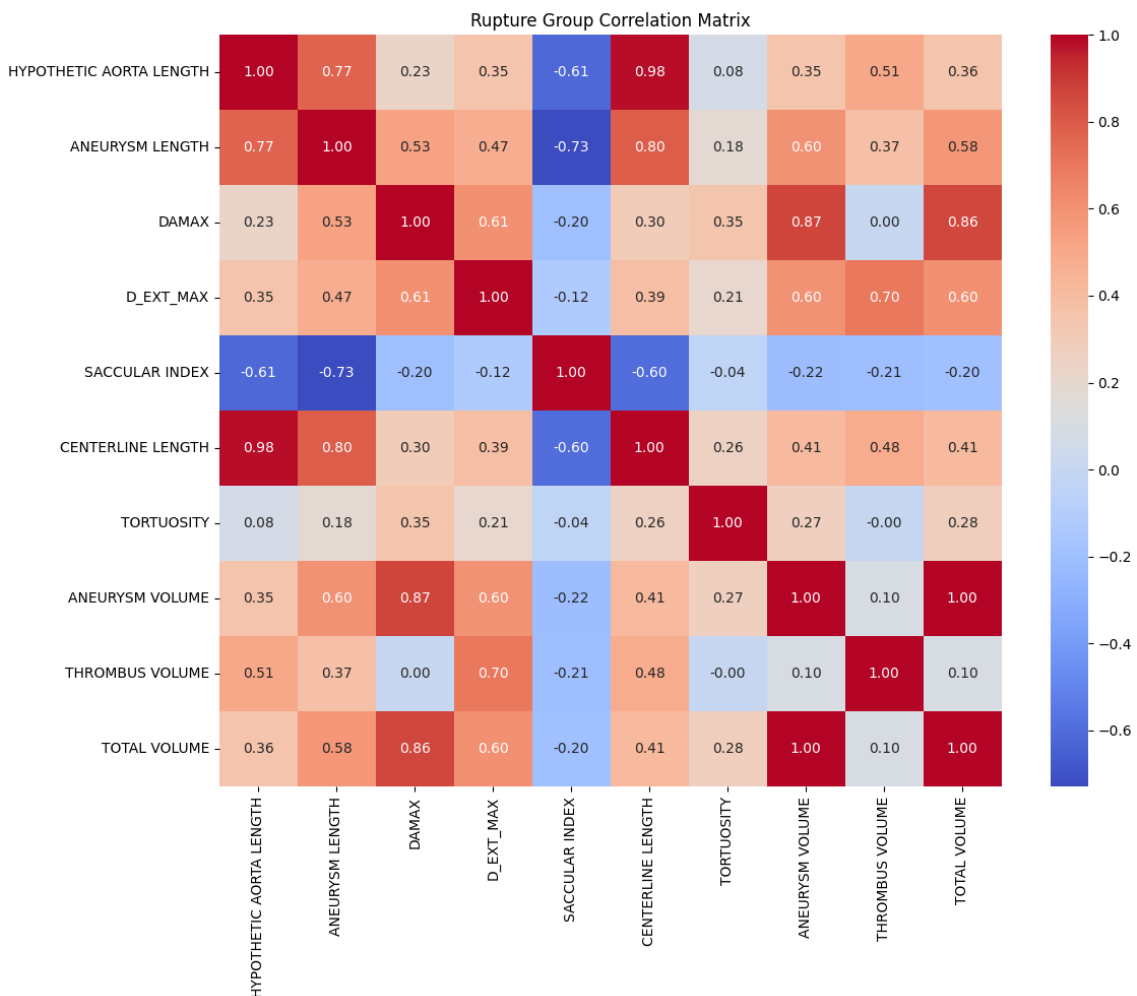


Ilustración 111: Matriz de correlación de variables en el grupo ruptura. Fuente: Propia.

En base a las matrices de correlación obtenidas, a continuación, vamos a analizar el diámetro máximo en base al resto de las variables analizadas, tomando como correlación positiva alta (> 0.7) y correlación negativa alta (< -0.7). Una correlación positiva baja, sugiere que una variable no varía significativamente respecto a otra, sin embargo, una correlación positiva alta indica que ambas variables están muy relacionadas.

Analizando el diámetro máximo, para el caso de ruptura, podemos observar que el diámetro máximo está fuertemente correlacionado con el volumen del aneurisma y el volumen total, lo cual es consistente con la fisiología del aneurisma. Tiene una correlación moderada con la longitud del aneurisma y el diámetro externo máximo lo cual también tiene sentido, ya que estos son indicadores del tamaño global del aneurisma. Y no tiene correlación con el volumen del trombo, lo sugiere que otros factores juegan un papel importante en la trombosis. Analizando la misma variable para los casos de control, se puede observar la misma tendencia, pero con valores de correlación más bajos, es decir, la correlación con el volumen aneurisma es más baja en el grupo control (0.71) en comparación con el grupo de ruptura (0.87) o para la correlación con el diámetro externo máximo es menor en el grupo control (0.45) que en el grupo de ruptura (0.61). Por lo tanto, ya sea en el grupo control como en el grupo de ruptura, el diámetro máximo está altamente correlacionado con el volumen del aneurisma, y su medición puede ser crucial para evaluar el riesgo de ruptura y la progresión del aneurisma, lo cual es crucial para la evaluación clínica. La mayor correlación entre la longitud del aneurisma y el diámetro máximo en el grupo de ruptura sugiere que los aneurismas en riesgo de ruptura tienden a expandirse de manera más uniforme y agresiva. En base a estos resultados, habría que resaltar la importancia de monitorear no solo el diámetro máximo, sino también la longitud y el volumen total del aneurisma para evaluar el riesgo de ruptura de manera más precisa.

Otras relaciones entre variables a destacar ya que presentan diferencias entre grupos podrían ser las siguientes: En el grupo de ruptura el índice sacular muestra correlaciones negativas más fuertes en general, especialmente con las medidas de longitud como la longitud del aneurisma. La correlación entre el volumen del aneurisma y el volumen total es perfecta en el grupo de ruptura, frente a 0,90 en el grupo de control.

Los dos grupos muestran diferentes patrones de intensidad y dirección de la correlación entre estas variables, lo que indica la existencia de una diferencia geométrica entre aneurismas que se han alcanzado la ruptura y los que no.

6. COSTES DEL PROCESO

En este capítulo se abordará un estudio económico con el objetivo de determinar el coste total asociado a la implantación del proceso descrito durante todo el trabajo. Para este cálculo se tienen en cuenta tanto los costes directos como los indirectos influyentes en todo el proceso.

6.1. COSTES DIRECTOS

Se consideran directos aquellos costes directamente relacionados con la elaboración del TFG.

El **coste de materiales** es reducido ya que estamos trabajando con modelos 3D almacenados digitalmente y el resultado de todo el proceso será una serie de variables. Las herramientas de software que se han utilizado son gratuitas, Python y VSCode. El único gasto que se puede considerar en este apartado es el del dispositivo utilizado para la programación: Portátil ASUS VivoBook 14 i7, **950€**.

La principal parte de los costes directos se deben a **costes de personal**. Para el cálculo de estos se considera que el personal necesario para la realización del proyecto es un ingeniero júnior. A continuación, es necesario plantear la cantidad de horas necesarias para la realización del proyecto y estimar el sueldo recibiría estas (Tabla 3).

Investigación	Repaso de la literatura y definición de objetivos.	50 horas
Diseño del procedimiento	Planteamiento de los métodos a aplicar para obtener los resultados.	50 horas
Diseño del código	Creación del software para la extracción de características.	200 horas
Análisis de resultados	Estudio de los resultados obtenidos.	100 horas
Redacción	Redacción y revisión del documento escrito.	50 horas
TOTAL		450 horas

Tabla 3: Horas de trabajo necesarias para la realización del proyecto. Fuente: Propia.

Teniendo en cuenta como salario del ingeniero junior promedio en España 25.000 €/año o 12,82 €/hora (Ecuación 8):

$$\text{Coste Personal} = 12,82 \frac{\text{€}}{\text{h}} \cdot 450 \text{ h} = 5769 \text{ €}$$

Ecuación 8

6.2. COSTES INDIRECTOS

Se consideran costes indirectos aquellos que no pueden ser directamente relacionados con ninguna actividad en concreto, si no con el proceso productivo, como pueden ser el gasto de electricidad, agua o almacenamiento.

Se ha considerado **el coste del consumo eléctrico** teniendo en cuenta el consumo que tiene el ordenador (Tabla 4). El portátil utilizado tiene un consumo aproximado de 0,100kW, y suponiendo un precio medio de la luz de 0,1078 €/kWh:

$$\text{Coste Eléctrico} = 0,1078 \frac{\text{€}}{\text{kWh}} \cdot 0,1 \text{ kW} \cdot 300 \text{ h} = 3,234 \text{ €}$$

Ecuación 9

	Precio electricidad	Consumo	Tiempo	Precio total
ASUS VivoBook 14	0,1078 €/kWh	0,1 kW	300 h	3,234 €
SUBTOTAL				3,234 €
10% IVA				0,3234 €
TOTAL				3,56 €

Tabla 4: Coste eléctrico. Fuente: Propia.

El coste total del proyecto incluyendo el IVA resulta aproximadamente en **6.722,56 €**.

7. CONCLUSIONES Y LINEAS FUTURAS

7.1. CONCLUSIONES

Para el desarrollo de este trabajo se han creado desde cero una serie de programas usando el lenguaje de programación Python. En primer lugar, se ha creado un sistema de extracción de las características geométricas de modelos 3D de aneurismas de aorta abdominal, este código funciona de forma completamente automática introduciendo una carpeta con los modelos y el resultado es un fichero con todos los parámetros geométricos. Este código se ha empleado para obtener las características geométricas de 82 modelos de AAA, 42 casos de control y 40 casos de ruptura. Para cada uno de ellos se obtiene como resultado las siguientes características: longitud hipotética de la aorta, longitud del aneurisma, diámetro máximo del lumen, diámetro máximo exterior, índice sacular, longitud de la línea central, tortuosidad, volumen del aneurisma, volumen del trombo, volumen total del lumen.

Para verificar que los métodos empleados y por tanto los resultados obtenidos son válidos se ha creado un segundo script, adaptando el primero para implementar la misma metodología con modelos de características conocidas, y que se pueden calcular de forma analítica. Se emplearon dos modelos para certificar el funcionamiento del modelo, el primero de ellos simulando una aorta normal con un radio de 3 milímetros y un segundo modelo que incluía una esfera de radio 20 milímetros simulando un aneurisma. Los resultados de esta parte muestran que la metodología utilizada es válida y los resultados obtenidos tienen una precisión muy elevada.

Finalmente se creó un código desde cero de nuevo con el lenguaje Python para crear una 'plataforma de visualización' de los resultados obtenidos en el código inicial. Esta interfaz permite cambiar entre los tipos de visualización y las variables que se representan de forma intuitiva y rápida. Esta ofrece la posibilidad de seleccionar, mediante un menú desplegable, entre cuatro tipos de gráficas: Histograma, Diagrama de cajas, Violin plot o Diagrama de dispersión.

En cuanto a los resultados obtenidos se puede apreciar mediante el uso de las distintas representaciones que existen diferencias entre clases algunas de las variables seleccionadas. El grupo de ruptura se corresponde con diámetros mayores tanto luminal como exterior. Si se analiza el diámetro luminal se observa que a partir de los 5 centímetros el número de casos de ruptura aumenta, coincidiendo con las recomendaciones para someterse a reparación electiva. Otras variables como los volúmenes también muestran diferencias, presentando valores mayores en los casos de ruptura. Sin embargo, variables como la tortuosidad no han mostrado diferencias significativas entre grupos, los datos se encontraban solapados en las representaciones.

7.2. LÍNEAS FUTURAS

Algoritmos de extracción de características de forma automática pueden favorecer en la creación de tratamientos y diagnósticos más personalizados. Además, con este código se podría realizar un seguimiento para observar la evolución de un AAA a lo largo de meses o años, lo que permitiría ofrecer al paciente la posibilidad de reparación electiva cuando fuera necesario.

Un proyecto que se podría desarrollar a partir de la extracción de estos datos es un modelo predictivo, con el objetivo de valorar como se va a desarrollar la evolución del aneurisma a corto o largo plazo.

Durante una parte del código se prepara el modelo para implementar simulación de biomecánica de fluidos, se podrían implementar valores obtenidos en simulaciones como ECAP, OSI o WSS para aumentar la variedad de parámetros del aneurisma e implementarlos en un modelo predictivo (Soudah, 2016; Soudah et al., 2013).

8. BIBLIOGRAFIA

- 2014 ESC Guidelines on the diagnosis and treatment of aortic diseases. (2014). *European Heart Journal*, 35(41), 2873–2926. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehu281>
- Aggarwal, S., & Malik, D. (2015). Clinical impact of USPSTF screening recommendations for abdominal aortic aneurysm: Analysis of Nationwide Inpatient Sample data. *International Journal of Cardiology*, 195, 77–78. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2015.05.063>
- All3DP. (2023). *What Is an STL File? – The STL Format Simply Explained*. <https://All3dp.Com/1/Stl-File-Format-3d-Printing/>. Abril-2024
- Blanco, S. R., Gaforio, A. F., Galán, B. H., Mateos González, M., Torres Macho, J., & García De Casasola Sánchez, G. (2016). Utilidad de la ecografía clínica en el diagnóstico del paciente con disnea Use of clinical echography in dyspnea diagnosis. In *Galicia Clin* (Vol. 77, Issue 4).
- Busuttil, R. W. (1980). Collagenase Activity of the Human Aorta. *Archives of Surgery*, 115(11), 1373. <https://doi.org/10.1001/archsurg.1980.01380110105016>
- Busuttil, R. W., Rinderbriecht, H., Flesher, A., & Carmack, C. (1982). Elastase activity: The role of elastase in aortic aneurysm formation. *Journal of Surgical Research*, 32(3), 214–217. [https://doi.org/10.1016/0022-4804\(82\)90093-2](https://doi.org/10.1016/0022-4804(82)90093-2)
- Calzado, A., Geleijns, J., & De Revisión, A. (2010). Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones Computed Tomography. Evolution, technical principles and applications. In *Rev Fis Med* (Vol. 11, Issue 3).
- Carter, J. L., Morris, D. R., Sherliker, P., Clack, R., Lam, K. B. H., Halliday, A., Clarke, R., Lewington, S., & Bulbulia, R. (2020). Sex-Specific Associations of Vascular Risk Factors With Abdominal Aortic Aneurysm: Findings From 1.5 Million Women and 0.8 Million Men in the United States and United Kingdom. *Journal of the American Heart Association*, 9(4). <https://doi.org/10.1161/JAHA.119.014748>
- Chaikof, E. L., Brewster, D. C., Dalman, R. L., Makaroun, M. S., Illig, K. A., Sicard, G. A., Timaran, C. H., Upchurch, G. R., & Veith, F. J. (2009). The care of patients with an abdominal aortic aneurysm: The Society for Vascular Surgery practice guidelines. *Journal of Vascular Surgery*, 50(4), S2–S49. <https://doi.org/10.1016/j.jvs.2009.07.002>
- Chervu, A., Clagett, G. P., Valentine, R. J., Myers, S. I., & Rossi, P. J. (1995). Role of physical examination in detection of abdominal aortic aneurysms. *Surgery*, 117(4), 454–457. [https://doi.org/10.1016/S0039-6060\(05\)80067-4](https://doi.org/10.1016/S0039-6060(05)80067-4)

- Criado, F. J. (2014). La morfología del aneurisma importa: sacular versus fusiforme. *Angiología*, 66(4), 215–217.
<https://doi.org/10.1016/j.angio.2014.04.009>
- Dieter, R. S., Dieter, R. A., & Dieter III, R. A. (Eds.). (2019). *Diseases of the Aorta*. Springer International Publishing. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-11322-3>
- Emory University. (2013). *Abdominal aortic aneurysm ultrasound*.
<https://Med.Emory.Edu/Departments/Emergency-Medicine/Sections/Ultrasound/Case-of-the-Month/Abdominal/Aortic-Aneurysm-with-Belly-Pain.Html>.
- Gasser, T. C., Auer, M., & Gasser, C. (2021). *A4clinics RE*.
<http://www.vascops.com/>.
- Golledge, J., Thanigaimani, S., Powell, J. T., & Tsao, P. S. (2023). Pathogenesis and management of abdominal aortic aneurysm. In *European Heart Journal* (Vol. 44, Issue 29, pp. 2682–2697). Oxford University Press. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehad386>
- Gozzo, C., Caruana, G., Cannella, R., Farina, A., Giambelluca, D., Dinoto, E., Vernuccio, F., Basile, A., & Midiri, M. (2022). CT angiography for the assessment of EVAR complications: a pictorial review. *Insights into Imaging*, 13(1), 5. <https://doi.org/10.1186/s13244-021-01112-4>
- Hartung, M. P., & Brown, A. (2024). *Abdominal CT: aortic aneurysm*.
<https://litfl.com/abdominal-ct-aortic-aneurysm/>. Mayo-2024
- Hensley, S. E., & Upchurch, G. R. (2022). Repair of Abdominal Aortic Aneurysms: JACC Focus Seminar, Part 1. In *Journal of the American College of Cardiology* (Vol. 80, Issue 8, pp. 821–831). Elsevier Inc.
<https://doi.org/10.1016/j.jacc.2022.04.066>
- Hoskins, P. R., Martin, K., & Thrush, A. (Eds.). (2019). *Diagnostic Ultrasound*. CRC Press. <https://doi.org/10.1201/9781138893603>
- Hunter, J. D. (2024). *Matplotlib - Visualization with Python*.
<https://matplotlib.org/>. Mayo-2024
- Jaakkola, P., Hippeläinen, M., Farin, P., Rytönen, H., Kainulainen, S., & Partanen, K. (1996). Interobserver variability in measuring the dimensions of the abdominal aorta: Comparison of ultrasound and computed tomography. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 12(2), 230–237. [https://doi.org/10.1016/S1078-5884\(96\)80112-2](https://doi.org/10.1016/S1078-5884(96)80112-2)
- Johnston, K. W., Rutherford, R. B., Tilson, M. D., Shah, D. M., Hollier, L., & Stanley, J. C. (1991). Suggested standards for reporting on arterial aneurysms. *Journal of Vascular Surgery*, 13(3), 452–458.
<https://doi.org/10.1067/mva.1991.26737>

- Kaszynski, A., Sullivan, B., & Åhl, H. (2023). *PyVista: 3D plotting and mesh analysis through a streamlined interface for the Visualization Toolkit (VTK)*. <https://docs.pyvista.org/version/stable/>.
- Kent, K. C. (2014). Abdominal Aortic Aneurysms. *New England Journal of Medicine*, 371(22), 2101–2108. <https://doi.org/10.1056/NEJMcp1401430>
- Kostun, Z. W., & Malik, R. K. (2016). Screening for abdominal aortic aneurysms. *Clinical Imaging*, 40(2), 321–324. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2015.12.009>
- Kuivaniemi, H., & Elmore, J. R. (2012). Opportunities in Abdominal Aortic Aneurysm Research: Epidemiology, Genetics, and Pathophysiology. *Annals of Vascular Surgery*, 26(6), 862–870. <https://doi.org/10.1016/j.avsg.2012.02.005>
- Lan, X., Liang, Y., Vyhliadal, M., Erkut, E. J., Kunze, M., Mulet-Sierra, A., Osswald, M., Ansari, K., Seikaly, H., Boluk, Y., & Adesida, A. B. (2022). In vitro maturation and in vivo stability of bioprinted human nasal cartilage. *Journal of Tissue Engineering*, 13, 204173142210863. <https://doi.org/10.1177/20417314221086368>
- Lau, C., Feldman, D. N., Girardi, L. N., & Kim, L. K. (2017). Imaging for surveillance and operative management for endovascular aortic aneurysm repairs. *Journal of Thoracic Disease*, 9(S4), S309–S316. <https://doi.org/10.21037/jtd.2017.03.89>
- Lederle, F. A., Johnson, G. R., Wilson, S. E., Gordon, I. L., Chute, E. P., Littooy, F. N., Krupski, W. C., Bandyk, D., Barone, G. W., Graham, L. M., Hye, R. J., & Reinke, D. B. (1997). Relationship of age, gender, race, and body size to infrarenal aortic diameter. *Journal of Vascular Surgery*, 26(4), 595–601. [https://doi.org/10.1016/S0741-5214\(97\)70057-0](https://doi.org/10.1016/S0741-5214(97)70057-0)
- Marcaccio, C. L., & Schermerhorn, M. L. (2021). Epidemiology of abdominal aortic aneurysms. *Seminars in Vascular Surgery*, 34(1), 29–37. <https://doi.org/10.1053/j.semvascsurg.2021.02.004>
- McKinney, W. (2024). *pandas - Python Data Analysis Library*. <https://pandas.pydata.org/>. April-2024
- Medical Advisory Secretariat. (2002). Endovascular repair of abdominal aortic aneurysm: an evidence-based analysis. *Ontario Health Technology Assessment Series*, 2(1), 1–46.
- Medical gallery of Blausen Medical 2014. (2014). *WikiJournal of Medicine*, 1(2). <https://doi.org/10.15347/wjm/2014.010>
- Menon, R. (2011). *first ever 3d animation (40 year old 3d computer graphics pixar 1972)*. <https://www.youtube.com/watch?v=T5seU-5U0ms>.
- Microsoft. (n.d.). *Visual Studio Code*. <https://code.visualstudio.com/>.

- Microsoft. (2024). *Visual Studio Code - User Interface*.
<https://Code.VisualStudio.Com/Docs/Getstarted/Userinterface>. Abril-2024
- NHLBI. (2022). *AORTIC ANEURYSM Treatment*.
<https://Www.Nhlbi.Nih.Gov/Health/Aortic-Aneurysm/Treatment>.
- Norman, P. E., & Curci, J. A. (2013). Understanding the effects of tobacco smoke on the pathogenesis of aortic aneurysm. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 33(7), 1473–1477.
<https://doi.org/10.1161/ATVBAHA.112.300158>
- Oliphant, T. (2024). *NumPy: The fundamental package for scientific computing with Python*. <https://Numpy.Org/>. Marzo-2024
- Paulenka, Y., Lee, C., Tawayha, M., Dow, S., Shah, K., Henkin, S., & Mosleh, W. (2023). From Natural History to Contemporary Management of Aortic Diseases: A State-of-the-Art Review of Thoracic Aortic Aneurysm. *Cardiogenetics*, 13(4), 154–172.
<https://doi.org/10.3390/cardiogenetics13040015>
- Philips. (2016). *Philips Lumify*.
<https://Www.Usa.Philips.Com/Healthcare/Product/HC795005/Lumify>.
- PySimpleSoft Inc. (2018). *PySimpleGUI*. <https://Www.Pysimplegui.Com/>.
- Python Software Foundation. (2024). *Welcome to Python.org*.
<https://Www.Python.Org/>. Marzo-2024
- Schmitz-Rixen, T., Böckler, D., Vogl, T. J., & Grundmann, R. T. (2020). Endovascular and Open Repair of Abdominal Aortic Aneurysm. *Deutsches Ärzteblatt International*. <https://doi.org/10.3238/arztebl.2020.0813>
- ScottPlot. (2024). *ScottPlot.NET*. <https://Scottplot.Net/>.
- Shaw, P. M., Loree, J., & Gibbons, R. C. (2024). *Abdominal Aortic Aneurysm*.
- Soudah, E. (2016). *Computational fluid dynamics indicators to improve cardiovascular pathologies* [Universitat Politècnica de Catalunya].
<https://doi.org/10.5821/dissertation-2117-96285>
- 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*, 2013, 1–9.
<https://doi.org/10.1155/2013/472564>
- Soudah, E., Rodríguez, J. F., & López, R. (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., 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>
- Stanford Medicine. (2024a). *Abdominal Aortic Aneurysm*.
<https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=abdominal-aortic-aneurysm-85-p08276>. Abril-2024
- Stanford Medicine. (2024b, April 16). *Abdominal Aortic Aneurysm*.
<https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=aneurysm-85-p03316>.
- Stevens, R. R. F., Grytsan, A., Biasseti, J., Roy, J., Liljeqvist, M. L., & Christian Gasser, T. (2017). Biomechanical changes during abdominal aortic aneurysm growth. *PLoS ONE*, 12(11).
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0187421>
- Teraa, M., & Hazenberg, C. E. V. B. (2022). The Current Era of Endovascular Aortic Interventions and What the Future Holds. *Journal of Clinical Medicine*, 11(19), 5900. <https://doi.org/10.3390/jcm11195900>
- Töpel, I., Zorger, N., & Steinbauer, M. (2016). Inflammatory diseases of the aorta. *Gefässchirurgie*, 21(S2), 87–93. <https://doi.org/10.1007/s00772-016-0142-x>
- Wang, L. J., Prabhakar, A. M., & Kwolek, C. J. (2018). Current status of the treatment of infrarenal abdominal aortic aneurysms. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*, 8(S1), S191–S199.
<https://doi.org/10.21037/cdt.2017.10.01>
- Wei, L., Bu, X., Wang, X., Liu, J., Ma, A., & Wang, T. (2021). Global burden of aortic aneurysm and attributable risk factors from 1990 to 2017. In *Global Heart* (Vol. 16, Issue 1). Web Portal Ubiquity Press.
<https://doi.org/10.5334/gh.920>
- Wei, M., Wang, Q., Li, Y., Pang, W. M., Liang, L., Wang, J., Wong, K. K. L., Abbott, D., Qin, J., & Wu, J. (2018). Centerline extraction of vasculature mesh. *IEEE Access*, 6, 10257–10268.
<https://doi.org/10.1109/ACCESS.2018.2802478>
- Yahya-zoubir, B., Hamami, L., Saadaoui, L., & Ouared, R. (2016). Automatic 3D Mesh-Based Centerline Extraction from a Tubular Geometry Form. *Information Technology And Control*, 45(2).
<https://doi.org/10.5755/j01.itc.45.2.12162>
- Yuan, Z., Lu, Y., Wei, J., Wu, J., Yang, J., & Cai, Z. (2021). Abdominal Aortic Aneurysm: Roles of Inflammatory Cells. *Frontiers in Immunology*, 11.
<https://doi.org/10.3389/fimmu.2020.609161>