



Universidad de Valladolid

Facultad de Medicina

Escuela de Ingenierías Industriales

Grado en Ingeniería Biomédica

TRABAJO DE FIN DE GRADO

Caracterización Geométrica del Aneurisma de Aorta
Abdominal a Partir de Imágenes Médicas: Comparación
entre 3D Slicer e ITK-SNAP

AUTOR:

Gabriel Alexander Apolaya Ayala

TUTORES:

Eduardo Soudah Prieto
M. Lourdes del Río Solá

Curso: 2024-2025

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero expresar mi más sincero agradecimiento a mis tutores, Eduardo Soudah Prieto y M. Lourdes del Río Solá, por haberme ayudado a realizar este trabajo y por introducirme en el campo completamente desconocido para mí.

En segundo lugar, agradezco a mis amigos y compañeros que tuve el privilegio de conocer durante mi intercambio en España, así como a aquellos que continúan acompañándome en este viaje académico. Su apoyo, comprensión y camaradería han sido esenciales en momentos de desafío.

Finalmente, un agradecimiento especial a mis padres y hermanos, quienes siempre han sido mi fuente constante de aliento y motivación. Su apoyo incondicional ha sido fundamental para que pudiera alcanzar mis metas y continuar adelante en mi carrera.

RESUMEN

Este trabajo de fin de grado tiene como objetivo comparar la segmentación y caracterización geométrica de aneurismas de aorta abdominal utilizando dos programas de segmentación semiautomática: 3D Slicer e ITK-SNAP. A partir de imágenes médicas DICOM obtenidas mediante tomografía computarizada (TC).

Se segmentan los aneurismas de la aorta abdominal para extraer parámetros geométricos como el diámetro máximo, la longitud y el volumen. El análisis se centra en evaluar si existen discrepancias significativas entre los resultados de segmentación obtenidos con ambos programas y cómo esas diferencias afectan las características geométricas del aneurisma.

Este estudio tiene como propósito buscar proporcionar herramientas más precisas y personalizadas para la planificación quirúrgica y el tratamiento de aneurismas abdominales aórticos, con el objetivo de mejorar la calidad de vida de los pacientes y reducir los riesgos asociados con la enfermedad.

PALABRAS CLAVE: Segmentación, Aneurisma, aorta, 3D Slicer, ITK-Snap, características geométricas.

ABSTRACT

This bachelor's thesis aims to compare the segmentation and geometric characterization of abdominal aortic aneurysms using two semi-automatic segmentation programs: 3D Slicer and ITK-SNAP, based on DICOM medical images obtained through computed tomography (CT).

Abdominal aortic aneurysms are segmented to extract geometric parameters such as maximum diameter, length, and volume. The analysis focuses on evaluating whether there are significant discrepancies between the segmentation results obtained with both programs and how these differences affect the geometric characteristics of the aneurysm.

The purpose of this study is to provide more accurate and personalized tools for surgical planning and treatment of abdominal aortic aneurysms, with the goal of improving patients' quality of life and reducing the risks associated with the disease.

KEYWORDS: Segmentation, Aneurysm, Aorta, 3D Slicer, ITK-Snap, Geometric characteristics.

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.....	3
2.1.	ARTERIA AORTA	3
2.1.1.	Descripción Anatómica	3
2.1.2.	HISTOLOGÍA	4
2.2.	ANEURISMA.....	5
2.2.1.	ANEURISMA DE AORTA ABDOMINAL (AAA).....	5
2.2.2.	EPIDEMIOLOGÍA.....	6
2.2.3.	FACTORES DE RIESGO.....	7
2.2.4.	DIAGNÓSTICO	8
2.2.5.	TRATAMIENTO.....	8
2.3.	ADQUISICIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS	10
2.3.1.	Ultrasonidos (US).....	10
2.3.2.	Tomografía Computarizada (TC)	11
3.	FLUJO DE TRABAJO	15
3.1.	SEGMENTACION DE LA AORTA	15
3.1.1.	3D SLICER	15
3.1.2.	ITK-SNAP	23
3.2.	POSTPROCESADO.....	35
3.2.1.	MESHLAB	35
3.3.	PREPARACIÓN DEL MODELO PARA ANÁLISIS.....	37
3.3.1.	CORTE DE LA AORTA EN MESHMIXER.....	37
3.4.	EXTRACCIÓN DE CARACTERISTICAS DE LA AORTA	39
3.4.1.	CARACTERISTIVAS GEOMETRICAS	39
4.	RESULTADOS Y DISCUSIONES	43
4.1.	COMPARATIVA CUALITATIVA DE LOS MODELOS SEGMENTADOS	43
4.2.	COMPARATIVA CUANTITATIVA DE LOS MODELOS SEGMENTADOS	47
4.2.1.	Diámetro Máximo	47
4.2.2.	Volumen y área de superficie.....	52
4.2.3.	Parámetros geométricos de la centerline:	53
5.	CONCLUSIONES.....	55

6. BIBLIOGRAFIA	57
-----------------------	----

Ilustración 1: Segmentos de la aorta ascendente y descendente. rPA = arteria pulmonar derecha. Fuente: 2014 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases (2014)	3
Ilustración 2: Pared de los vasos sanguíneos de la arteria. Fuente: Hill, M. A. (2025). Embriología HM Práctica - Histología de los vasos sanguíneos.....	5
Ilustración 3: Comparación aorta normal y aorta patológica. Fuente: MedlinePlus en español. (2023, 22 de agosto). Aneurisma aórtico abdominal.	6
Ilustración 4: Prevalencia de aneurisma aórtico abdominal entre 2.3 millones de pacientes asintomáticos examinados divididos por edad, sexo y tabaquismo (actualmente vs nunca). Fuente: Carter et al., 2020. Sex-Specific Associations of Vascular Risk Factors With Abd	8
Ilustración 5: Cirugía abierta de AAA. Fuente: Chassin-Trubert, L. (s.f.). Aneurisma de la aorta abdominal.	9
Ilustración 6: Cirugía endovascular de AAA. Fuente: Fuente: Chassin-Trubert, L. (s.f.). Aneurisma de la aorta abdominal.	9
Ilustración 7: Diagrama de flujo para toma decisiones de tratamiento quirúrgico. Fuente: Peña Olivar, I. (2022). Aneurisma de aorta abdominal.....	10
Ilustración 8: Ilustración 8: Imagen de un AAA en el plano transversal que muestra las mediciones AP internas y externas. Fuente: Kiru et al. (2016). Una evaluación del efecto de un inhibidor de la enzima convertidora de angiotensina sobre la tasa de crecimiento de pequeños AAA.	11
Ilustración 9: Planos anatómicos del cuerpo. Fuente: Gavidia et al. (2011). Generación de modelos discretos de tejidos del ser humano a través del preprocesamiento y segmentación de imágenes médicas.....	12
Ilustración 10: Representación bidimensional de un corte ortogonal de una imagen médica. Fuente: Gavidia et al. (2011). Generación de modelos discretos de tejidos del ser humano a través del preprocesamiento y segmentación de imágenes médicas.....	13
Ilustración 11: Valores de atenuación (en unidades Hounsfield (UH) para diferentes tejidos humanos. Fuente: Ramírez et al, 2008. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA POR RAYOS X: FUNDAMENTOS Y ACTUALIDAD.	14
Ilustración 12: Menú de bienvenida al programa 3D Slicer. Fuente: Propia.	15
Ilustración 13: Menú de “Import DICOM files” con una secuencia de imágenes cargada. Fuente: Propia.	16
Ilustración 14: Barra de herramientas de 3D Slicer. Fuente: Propia.	16
Ilustración 15: Vista del módulo “Volume Rendering” con la caja delimitadora. Fuente: Propia.	17
Ilustración 16: Configuración que se utiliza en la herramienta “Crop Volume”. Fuente: Propia.	18
Ilustración 17: Herramienta “Adjusting window/level of volume”. Fuente: Propia.	18
Ilustración 18: Imagen antes y después de usar la herramienta “Adjusting window/level of volume”. Fuente: Propia.....	18
Ilustración 19: Módulo “Segment Editor”. Fuente: Propia.....	19
Ilustración 20: Segmento con el nombre de Aorta y de color rojo. Fuente: Propia.	19
Ilustración 21: Menú del comando “Threshold” con el rango delimitado. Fuente: Propia. .	20
Ilustración 22: Visualización el rango de umbral aplicado para la segmentación de la Aorta. Fuente: Propia.	20
Ilustración 23: Menú de la herramienta “Islands”. Fuente: Propia.	21

Ilustración 24: Imagen antes y despues de modificar con la herramienta “Scissors”	
Fuente: Propia.	21
Ilustración 25: Menú del módulo “Smoothing” para poder reducir el ruido. Fuente: Propia.	22
Ilustración 26: Zoom en el plano axial antes y despues de aplicar el “smoothing” de “Closing”. Fuente: Propia.....	22
Ilustración 27: Segmentación del Aneurisma de la Arteria Aorta. Fuente: Propia.....	22
Ilustración 28: Modulo de “Segmentations” de la barra de herramientas. Fuente: Propia .	23
Ilustración 29: Configuración para guardar el archivo STL de la segmentación. Fuente: Propia.	23
Ilustración 30: Ventana de búsqueda de archivos DICOM de IKT-SNAP. Fuente: Propia.	24
Ilustración 31: Menú principal de ITK-SNAP con una secuencia de imágenes cargada. Fuente: Propia.	25
Ilustración 32: Barra de herramientas con la función “Snake” seleccionada. Fuente: Propia.	25
Ilustración 33: Menú de opciones de la herramienta “Snake”. Fuente: Propia.	26
Ilustración 34: Planos de la imagen con el “ROI” delimitado. Fuente: Propia.	26
Ilustración 35: Ventana de ajuste de nivel de grises. Fuente: Propia.	27
Ilustración 36: Imagen antes y despues del ajuste de contraste. Fuente: Propia.....	27
Ilustración 37: Opción de Thresholding en la vista “Speed Image”. Fuente: Propia.	28
Ilustración 38: Clasificación de niveles de gris. Fuente: Propia.	29
Ilustración 39: Opción de Classification en la vista “Speed Image”. Fuente: Propia.	29
Ilustración 40: Opción de Clustering en la vista “Speed Image”. Fuente: Propia.	30
Ilustración 41: Opción de Edge Attraction en la vista “Speed Image”. Fuente: Propia.....	30
Ilustración 42: Colocación de semillas o Bubbles. Fuente: Propia.....	31
Ilustración 43: Fase de Evolución se muestra el crecimiento de semillas. Fuente: Propia.	32
Ilustración 44: Ventada de Visión 3D con semillas antes de la iteración. Fuente: Propia. .	32
Ilustración 45: Fase de crecimiento de semillas terminada. Fuente: Propia.	33
Ilustración 46: Menú de opciones de “Paintbrush Mode”. Fuente: Propia.	33
Ilustración 47: Segmentación del Aneurisma de la Arteria Aorta. Fuente: Propia.	34
Ilustración 48: Ventana de selección del segmento. Fuente: Propia.	34
Ilustración 49: Ventana de la selección del formato de archivo STL. Fuente: Propia.	35
Ilustración 50: Archivo STL cargado en MeshLab. Fuente: Propia.....	35
Ilustración 51: Ventana de parámetros de Taubin Smoothing. Fuente: Propia.....	36
Ilustración 52: Antes y despues del suavizado en MeshLab. Fuente: Propia.	37
Ilustración 53: Visualización del modelo 3D en Meshmixer. Fuente: Propia.	38
Ilustración 54: Realización del corte del modelo con tapa en Meshmixer. Fuente: Propia.	38
Ilustración 55: Antes y despues del corte con tapa realizado en Meshmixer. Fuente: Propia.	39
Ilustración 56: VMTK en la tienda de Extensiones de 3D Slicer. Fuente: Propia.	39
Ilustración 57: Visualización del modelo STL cargado. Fuente: Propia.	40
Ilustración 58: Menú de Inputs con un modelo cargado y Endpoints creados. Fuente: Propia.	40
Ilustración 59: Modelo con los Endpoints de entrada y salida. Fuente: Propia.	41
Ilustración 60: Configuración del menú de Outputs. Fuente: Propia.	41
Ilustración 61: Tabla de características Geométricas del Aneurisma. Fuente: Propia.	41

Ilustración 62: Visualización de los Centerlines Curvos en la ventana 3D. Fuente: Propia.	42
Ilustración 63: Instrucciones para crear el segmento en “Data”. Fuente: Propia.	42
Ilustración 64: Menú de la herramienta “Quantification”. Fuente: Propia.	43
Ilustración 65: Tabla de características Geométricas del Aneurisma. Fuente: Propia.	43
Ilustración 66: Comparación de segmentaciones sin suavizar. Fuente: Propia.	44
Ilustración 67: Comparación de todos los modelos, antes y despues del postprocesado. Fuente: Propia.	46
Ilustración 68: Reducción del calibre de las arterias más delgadas del caso 6. Fuente: Propia.	46
Ilustración 69: Comparación de superficies de los modelos suavizados del Tercer Caso. Fuente: Propia.	47
Ilustración 70: Comparación del modelo del primer paciente. Fuente: Propia.	48
Ilustración 71: Comparación del modelo del segundo paciente. Fuente: Propia.	48
Ilustración 72: Comparación del modelo del tercer paciente. Fuente: Propia.	49
Ilustración 73: Comparación del modelo del cuarto paciente. Fuente: Propia.	50
Ilustración 74: Comparación del modelo del quinto paciente. Fuente: Propia.	50
Ilustración 75: Comparación del modelo del sexto paciente. Fuente: Propia.	51
Ilustración 76: Visualización del modelo 3d de la Aneurisma con las curvas del Centerline. Fuente: Propia.	54

Tabla 1: Riesgo de rotura según el diámetro del aneurisma. Fuente: Peña Olivar, I. (2022). Aneurisma de aorta abdominal.	7
Tabla 2: Diámetros máximos del aneurisma (mm) y errores respecto a DICOM. AE: $ \text{Modelo}-\text{DICOM} $; E%: $100 (\text{Modelo} - \text{DICOM}) / \text{DICOM}$ (positivo = sobreestimación, negativo = subestimación). Fuente: Propia.	52
Tabla 3: Resumen de errores respecto al diámetro de la imagen DICOM. Fuente: Propia.	52
Tabla 4: Valores de volumen (cm^3) y área superficial (cm^2) del aneurisma de la arteria aorta abdominal obtenidos con 3D Slicer e ITK-SNAP. Fuente: Propia.	53
Tabla 5: Valores de volumen (cm^3) y área superficial (cm^2) del aneurisma de la arteria aorta abdominal obtenidos con 3D Slicer e ITK-SNAP. Fuente: Propia.	55

1. INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1. INTRODUCCIÓN

El concepto de modelos tridimensionales (3D) comenzó a desarrollarse en la segunda mitad del siglo XX, impulsado por los avances en tecnologías informáticas y la expansión de su aplicación en diversos sectores. Estos avances permitieron no solo la creación de modelos 3D más precisos, sino también el desarrollo de nuevas herramientas informáticas para el diseño, segmentación y procesamiento de estos modelos.

En el ámbito médico, la incorporación de modelos 3D ha sido fundamental, ya que la adquisición de imágenes médicas, como la tomografía computarizada (TC) y la resonancia magnética (RM), permitió la creación de modelos anatómicos detallados. Estos modelos son esenciales para el análisis y diagnóstico médico, ya que ofrecen la posibilidad de observar con mayor claridad las estructuras internas del cuerpo humano, mejorando la precisión en la evaluación de enfermedades.

El uso de modelos 3D en la medicina ofrece numerosas ventajas, entre ellas la capacidad de visualizar y modificar diseños anatómicos, lo que reduce los costos y tiempos de desarrollo, y permite una planificación quirúrgica más precisa. Estas tecnologías también han permitido la personalización de prótesis y órtesis tanto externas como internas, así como el avance en campos emergentes como la bioimpresión. La segmentación de imágenes médicas es una de las técnicas clave en este proceso, ya que permite extraer características geométricas precisas de las estructuras anatómicas para su análisis.

Este trabajo final de grado se centra en la segmentación de imágenes DICOM de aneurismas aórticos abdominales (AAA) a partir de tomografía computarizada, utilizando los programas 3D Slicer e ITK-SNAP. El objetivo principal es comparar las características geométricas extraídas, como el diámetro máximo, la longitud y el volumen, y analizar las discrepancias significativas entre los resultados obtenidos con ambos programas. A través de un análisis cualitativo y cuantitativo, se evaluará el impacto de estas diferencias en el análisis hemodinámico y en la toma de decisiones médicas.

Actualmente, la segmentación de imágenes médicas, especialmente en la aorta, se realiza mediante herramientas semiautomáticas con mínima intervención manual. Sin embargo, la precisión de la segmentación puede variar dependiendo del software y la experiencia del usuario, lo que puede generar discrepancias en los parámetros geométricos obtenidos. Este estudio tiene como objetivo evaluar cómo estas variaciones afectan la reconstrucción 3D y cómo impactan en la planificación quirúrgica y el tratamiento personalizado de aneurismas.

En resumen, las características geométricas obtenidas a partir de los modelos 3D reconstruidos proporcionan datos cuantitativos fundamentales para la evaluación y predicción de la evolución del aneurisma, ayudando en la planificación de tratamientos más personalizados y eficaces. Este trabajo busca optimizar la precisión de la segmentación y contribuir a la mejora de los diagnósticos y las simulaciones numéricas, proporcionando herramientas más fiables para los médicos y mejorando la calidad de vida de los pacientes.

A través de este estudio, se busca contribuir a la optimización de los diagnósticos y la planificación de tratamientos mediante la mejora en la precisión de la segmentación y ayudará a realizar con mejores resultados las simulaciones numéricas. Al hacerlo, se espera proporcionar herramientas más fiables y adaptadas a las necesidades individuales de los pacientes, mejorando así su calidad de vida y reduciendo los riesgos asociados con enfermedades cardiovasculares.

1.2. OBJETIVOS

La principal finalidad de este trabajo es evaluar el impacto de las diferencias en los resultados numéricos obtenidos mediante la reconstrucción de modelos 3d a partir de imágenes DICOM, cuando un mismo modelo de aneurisma abdominal aórtico es segmentado por un mismo usuario en dos programas de segmentación semiautomática distintos, como 3D Slicer e ITK-SNAP.

Para ello, se llevará a cabo una evaluación cualitativa y cuantitativa de modelos obtenidos de 6 pacientes que presentan esta patología, con el objetivo de determinar si las variaciones en los resultados de segmentación afectan significativamente las características geométricas del Aneurisma de la Arteria aorta. Además, se desarrollará un manual de usuario detallando el manejo de los distintos programas utilizados, con el fin de optimizar su aplicación en la práctica clínica.

En cuanto a la obtención de los modelos a partir de imágenes médicas, se realizará un análisis comparativo entre los programas de segmentación, seguido de simulaciones numéricas utilizando técnicas de dinámica computacional de fluidos (CFD). Este análisis evaluará cómo las variaciones en los parámetros geométricos extraídos afectan el flujo sanguíneo y la presión arterial en la aorta abdominal.

En resumen, este trabajo busca proporcionar herramientas clínicas más precisas y personalizadas para mejorar la planificación quirúrgica y el tratamiento de aneurismas abdominales aórticos, optimizando así la calidad de vida de los pacientes y reduciendo los riesgos asociados con la enfermedad.

1.3. ESTRUCTURA DEL DOCUMENTO

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

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

En el segundo capítulo, se abordan los conceptos y características más relevantes de la enfermedad en la que se centra el trabajo, así como la arteria aorta como, el aneurisma y la adquisición de imágenes médicas que se usarán para la reconstrucción de modelos 3D.

En el tercer capítulo, se expone ampliamente el desarrollo del proyecto, así como las metodologías utilizadas para la posterior extracción de las características geométricas.

En el cuarto capítulo, se muestran los resultados obtenidos de las características geométricas, realizará un análisis cualitativo y cuantitativo.

Por último, el quinto capítulo expone las conclusiones obtenidas del trabajo.

2. ESTADO DEL ARTE

2.1. ARTERIA AORTA

2.1.1. DESCRIPCIÓN ANATÓMICA

La arteria aorta es la arteria más grande del cuerpo humano y cumple la función vital de transportar sangre oxigenada desde el ventrículo izquierdo del corazón hacia todo el organismo. Esta arteria asegura la distribución de sangre rica en oxígeno a los órganos y tejidos, garantizando su correcto funcionamiento. Se debe destacar que todas las arterias del cuerpo (con excepción de las arterias pulmonares) reciben sangre directa o indirectamente de la aorta (Standring, 2021).

La aorta se divide en tres segmentos principales: la aorta ascendente, el arco aórtico (o callado aórtico) y la aorta descendente, la cual a su vez se subdivide en aorta torácica y aorta abdominal, cada una con funciones específicas en la circulación sanguínea (Ilustración 1).

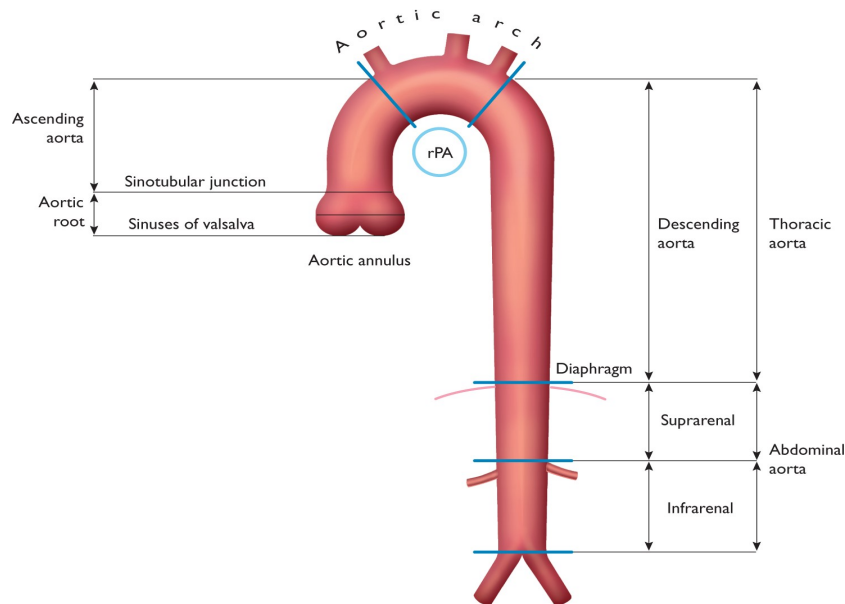


Ilustración 1: Segmentos de la aorta ascendente y descendente. rPA = arteria pulmonar derecha. Fuente: 2014 ESC Guidelines on the Diagnosis and Treatment of Aortic Diseases (2014)

AORTA ASCENDENTE

La aorta ascendente comienza en la apertura de la válvula aórtica, localizada en el ventrículo izquierdo del corazón, a nivel del ángulo esternal. Se dirige hacia arriba y hacia adelante, detrás de la mitad derecha del esternón, y se continúa con el arco aórtico. Esta sección está rodeada por el pericardio fibroso y se encuentra contenida en la vaina pericárdica, junto con el tronco pulmonar.

La pared de la aorta ascendente presenta las tres capas típicas de la arteria: íntima, media y adventicia. La elasticidad y resistencia de estas capas permiten soportar la elevada presión de eyección generada por el corazón durante la sístole. Alteraciones en esta región, como dilataciones, aneurismas o disecciones aórticas, pueden comprometer gravemente la circulación y la perfusión de órganos vitales.

En este segmento se originan las arterias coronarias derecha e izquierda, responsables de la irrigación del propio corazón. La arteria coronaria derecha surge del seno aórtico anterior y suministra sangre a la aurícula derecha, ventrículo derecho, y en parte a la aurícula izquierda, ventrículo izquierdo y al tabique interventricular. Por su parte, la arteria coronaria izquierda se origina en el seno aórtico posterior izquierdo y se encarga de irrigar principalmente el ventrículo izquierdo y el tabique ventricular.

ARCO AÓRTICO

El arco aórtico es la continuación de la aorta ascendente, formando un bucle sobre la arteria pulmonar izquierda y la bifurcación del tronco pulmonar, y conecta con la aorta descendente a nivel del disco intervertebral entre la cuarta y quinta vértebras torácicas. Se arquea hacia arriba, atrás y a la izquierda, quedando anterior a la tráquea, y constituye un segmento clave en la distribución de sangre oxigenada hacia la cabeza, el cuello y los miembros superiores. De su superficie convexa se originan tres ramas principales:

- Tronco braquiocefálico, que se divide en la arteria subclavia derecha y la carótida común derecha, irrigando el lado derecho de la cabeza, cuello y brazo.
- Arteria carótida común izquierda, que irriga la cabeza y el cuello izquierdos.
- Arteria subclavia izquierda, que irriga el brazo y la pared torácica izquierda.

Este arco asegura una distribución eficiente de sangre oxigenada a las estructuras superiores y es fundamental para estudios anatómicos, segmentación de imágenes médicas y planificación de intervenciones clínicas.

AORTA TORÁCICA

Es el primer segmento de la aorta descendente que empieza a nivel de la vertebra T4 y termina al borde inferior del cuerpo de la vertebra T12, pasa a través del orificio aórtico del diafragma hacia la cavidad abdominal. Las ramas de la aorta torácica pueden ser divididas en ramas viscerales, destinadas principalmente a los órganos del mediastino, y ramas parietales, destinadas a las estructuras de la pared torácica. Las ramas viscerales son; las ramas pericárdicas, bronquiales, esofágicas y mediastínicas, mientras que las ramas parietales son; las arterias intercostales, subcostales y frénicas superiores.

AORTA ABDOMINAL

La aorta abdominal se origina en el orificio aórtico del diafragma, a nivel de la vértebra T12, y desciende a lo largo del abdomen, ubicándose inicialmente anterior y a la izquierda de la columna vertebral. Su trayecto continúa hacia abajo hasta la vértebra lumbar L4, donde se bifurca en sus ramas terminales: las arterias ilíacas comunes derecha e izquierda. La aorta abdominal se clasifica en dos segmentos principales: el segmento suprarrenal, situado por debajo del diafragma y por encima de las arterias renales, y el segmento infrarrenal, que se encuentra por debajo de las arterias renales hasta la bifurcación de la iliaca.

2.1.2. HISTOLOGÍA

Los vasos sanguíneos son los pilares del sistema cardiovascular, ya que son los responsables del transporte dinámico de materia y producto sanguíneo a cada célula del organismo. La red vascular empieza en la salida del corazón, recorre todo el cuerpo y

regresa en las venas del corazón. Taylor y Bordoni (2023) mencionan que La pared de la aorta está compuesta por tres capas principales: íntima, media y adventicia. La íntima es la capa más interna, que está en contacto directo con el torrente sanguíneo (Lumen), está formada por células endoteliales, mientras que la media, compuesta principalmente por músculo liso y fibra elástica, permite a la aorta expandirse y contraerse con el flujo sanguíneo. Finalmente, la adventicia, que contiene colágeno y fibra elástica, le da soporte estructural a la arteria (Ilustración 2).

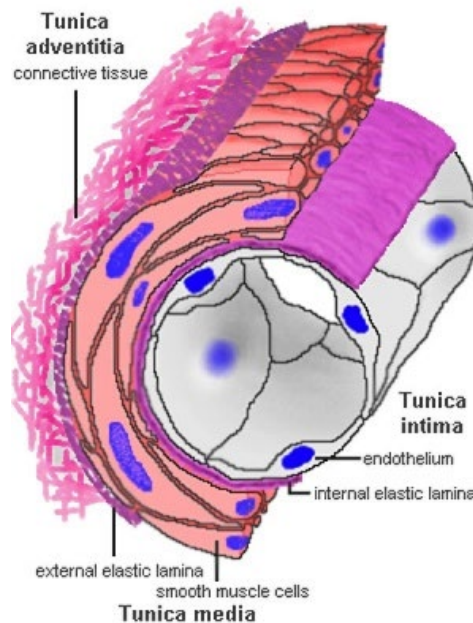


Ilustración 2: Pared de los vasos sanguíneos de la arteria. Fuente: Hill, M. A. (2025). Embriología HM Práctica - Histología de los vasos sanguíneos

2.2. ANEURISMA

Según la Revista de Salud MedlinePlus (revisada en 2024), Un aneurisma es un ensanchamiento o abombamiento anormal de una arteria debido a la debilidad de su pared. Esta condición ocurre cuando las fibras musculares y elásticas de la pared arterial se deterioran, lo que genera una dilatación. Los aneurismas pueden desarrollarse en varias partes del cuerpo, siendo comunes en la aorta (tanto abdominal como torácica), el cerebro, detrás de la rodilla, y en el intestino. Entre las causas de los aneurismas, se incluyen defectos congénitos de las paredes arteriales, hipertensión, colesterol alto, tabaquismo, consumo de drogas ilícitas, embarazo, y antecedentes familiares.

2.2.1. ANEURISMA DE AORTA ABDOMINAL (AAA)

El aneurisma de aorta abdominal (AAA) se define como una dilatación permanente de la aorta abdominal, que ocurre debido a la debilidad o degeneración de su pared, y generalmente se presenta cuando el diámetro de la aorta alcanza los 30 mm o si presenta un incremento de más del 50% (Ilustración 3). Esta condición suele permanecer asintomática hasta que ocurre una ruptura, lo que puede llevar a complicaciones graves (Figuerola et al., 2023).

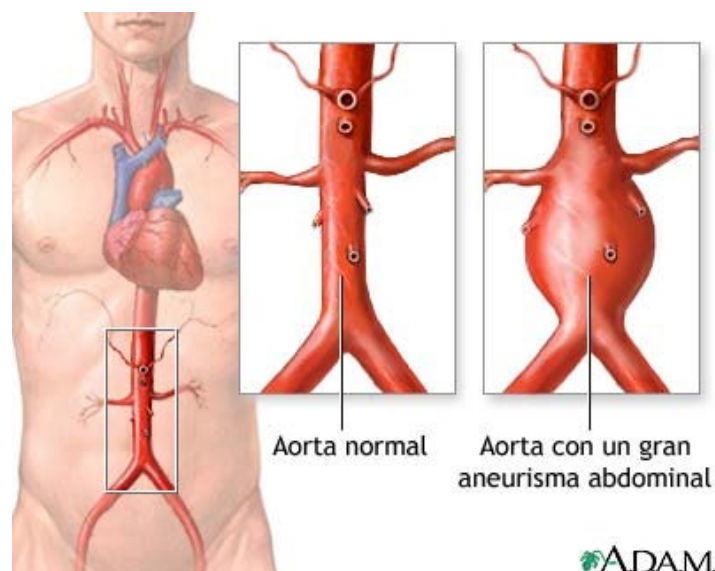


Ilustración 3: Comparación aorta normal y aorta patológica. Fuente: MedlinePlus en español. (2023, 22 de agosto). Aneurisma aórtico abdominal.

El AAA es menos frecuente en pacientes menores de 60 años. Sin embargo, en hombres mayores de 65 años, aproximadamente el 7% presenta esta condición. La prevalencia varía entre el 4,8% a los 60 años hasta el 10,8% a los 80 años (Chang, 1997). La tasa de crecimiento de un aneurisma es directamente proporcional a su tamaño; es decir, a mayor tamaño, mayor será la tasa de crecimiento. A medida que el aneurisma crece, aumenta el riesgo de ruptura, lo que hace fundamental la vigilancia y el diagnóstico precoz. Los principales factores de riesgo para el desarrollo de un aneurisma de aorta abdominal incluyen el sexo masculino, la hipertensión arterial, el tabaquismo, antecedentes de enfermedad vascular y una historia familiar de aneurismas. También hay un riesgo mayor en aquellos que ya han presentado aneurismas en otras localizaciones (Shaw, Loree, & Oropallo, 2025).

2.2.2. EPIDEMIOLOGÍA

Debido a que en la mayoría de los casos son asintomáticos, se desconoce la prevalencia real, pero se estima que entre el 2-5% en la población general, siendo tres veces mayor en hombres que en mujeres, con una prevalencia de entre el 4-8,9% en hombres de 55 a 75 años y entre el 0,7-2,2% en mujeres del mismo grupo de edad (Peña, 2022). Los aneurismas de la aorta abdominal constituyen casi tres cuartas partes de los aneurismas aórticos, un 12% de estos tienen repercusión torácica, un 3,5% periférica y un 25% iliaca (2 y 7). La mortalidad por ruptura de AAA alcanza hasta el 80%, siendo la causa del 1% de los fallecimientos en hombres mayores de 55 años, lo que lo convierte en la décima causa de muerte en este grupo de edad (Blanco et al., 2020).

Los aneurismas de mayor tamaño, los de un diámetro mayor de 5 cm tienen un alto riesgo de rotura, lo que supone una alta mortalidad. El crecimiento del aneurisma se asocia a un mayor riesgo de rotura (9). Se estima que el riesgo de rotura es menor del 2% si la dilatación es menor de 5 cm, entre un 5-10% si tiene entre 5-6 cm de dilatación y si superan los 7 cm el riesgo de rotura es del 20% (Hermida, 2016).

Diámetro del AAA	Riesgo de rotura (% a los 12 meses)
------------------	-------------------------------------

30 - 39 mm	0
40 - 49 mm	1
50 - 59 mm	1 – 11
60 - 69 mm	10 - 22
> 70 mm	30 - 33

Tabla 1: Riesgo de rotura según el diámetro del aneurisma. Fuente: Peña Olivar, I. (2022). Aneurisma de aorta abdominal.

2.2.3. FACTORES DE RIESGO

El desarrollo de un aneurisma de aorta abdominal (AAA) está influenciado por diversos factores de riesgo, tanto genéticos como ambientales. A continuación, se detallan los principales factores que contribuyen al aumento de la prevalencia de esta patología según el estudio realizado por (Peña, 2022).

- Etnia: Los individuos de raza blanca presentan una mayor prevalencia de AAA en comparación con los de raza negra, mientras que la prevalencia es menor en personas de raza asiática.
- Hipertensión Arterial (HTA): Los pacientes hipertensos tienen un mayor riesgo de desarrollar un AAA en comparación con la población general.
- Sexo: Los hombres tienen tres veces más probabilidades de desarrollar un AAA que las mujeres.
- Edad: La edad avanzada es uno de los factores de riesgo más importantes para el desarrollo del AAA (Ilustración 4). La prevalencia de AAA es menor del 1% en pacientes menores de 60 años, mientras que aumenta significativamente a partir de los 85 años, alcanzando hasta el 22% en este grupo de edad.
- Tabaquismo: El hábito de fumar incrementa significativamente la incidencia de AAA, con estudios que muestran un aumento de 3 a 5 veces en la prevalencia en fumadores activos y exfumadores.
- Factores genéticos: Aproximadamente el 15-20% de los pacientes con AAA tienen un familiar directo con antecedentes de la misma patología.
- Otras condiciones médicas: La presencia de enfermedades como la enfermedad arterial periférica (EAP), cardiopatía isquémica, y la enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) también aumenta el riesgo de desarrollar un AAA, especialmente en pacientes con tratamientos crónicos como los esteroides.

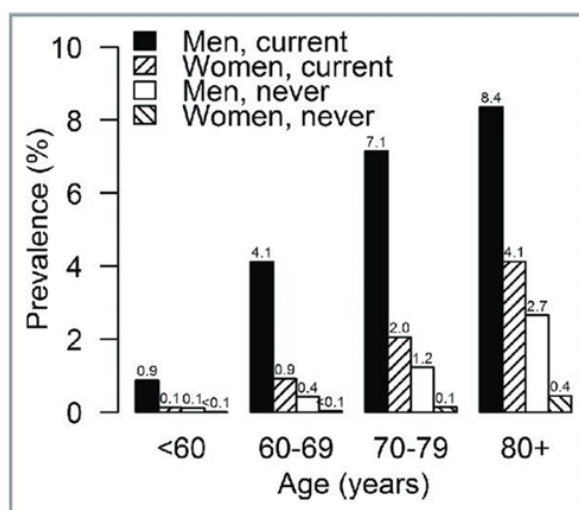


Ilustración 4: Prevalencia de aneurisma aórtico abdominal entre 2.3 millones de pacientes asintomáticos examinados divididos por edad, sexo y tabaquismo (actualmente vs nunca). Fuente: Carter et al., 2020. Sex-Specific Associations of Vascular Risk Factors With Abd

2.2.4. DIAGNÓSTICO

Tan solo sobre un 38% de los casos se diagnostica por la clínica, ya que la mayoría de los casos son asintomáticos, aproximadamente un 75%, por lo que su diagnóstico es casi siempre casual en las pruebas de imágenes durante la realización de técnicas radiológicas por otros motivos (Ballesteros et al, 2022).

El diagnóstico del aneurisma de aorta abdominal (AAA) en pacientes asintomáticos generalmente se realiza a través de imágenes radiológicas, siendo la ecografía abdominal el estudio inicial de elección. Se recomienda especialmente en pacientes con factores de riesgo, masa abdominal pulsátil, o sospecha previa de aneurisma. La ecografía es un método no invasivo de bajo costo, con una alta sensibilidad (95%-100%) y especificidad cercana al 100%, pero su precisión puede verse afectada por factores como la obesidad, gas intestinal y profundidad aórtica (Figuerola et al., 2023). Por otro lado, la angiografía por tomografía computarizada (CTA) es utilizada para obtener un detalle anatómico más completo del segmento aortoiliaco, y permite la evaluación de la carga de trombo, calcificación y morfología del aneurisma, además de detectar la naturaleza del aneurisma como las características de este. Sin embargo, la TAC tiene un mayor costo y requiere contraste intravenoso y radiación, lo que limita su uso en comparación con la ecografía.

2.2.5. TRATAMIENTO

La decisión de realizar una reparación quirúrgica del aneurisma de aorta abdominal (AAA) depende de factores como el tamaño, la velocidad de expansión y las patologías previas del paciente que puedan aumentar el riesgo en la intervención. Para aneurismas pequeños (< 5 cm) y asintomáticos, el tratamiento es conservador, ya que no se ha demostrado que la cirugía aumente la supervivencia en estos casos. En lugar de intervenir de inmediato, se realiza un tratamiento preventivo y sintomático, con un enfoque en controlar las causas subyacentes de la enfermedad aterosclerótica y un seguimiento periódico mediante ecografía y TC cada 6-12 meses (Botas, 2017).

Las guías de práctica clínica de diferentes instituciones recomiendan las siguientes medidas preventivas para reducir el riesgo de ruptura y complicaciones del AAA:

- Abandonar el hábito tabáquico en los pacientes fumadores.
- Mantener la tensión arterial por debajo de 140/90 mmHg.
- Prescribir antiagregantes plaquetarios como el acetilsalicílico a dosis bajas, salvo contraindicación.
- Tratamiento con estatinas para reducir la tasa de crecimiento del aneurisma.

TRATAMIENTO QUIRÚRGICO

La cirugía para el aneurisma de aorta abdominal (AAA) se recomienda a pacientes que tengan un diámetro mayor a 5 cm, aneurismas sintomáticos y aquellos que ya se han roto, siempre que no exista una contraindicación médica. La intervención tiene como objetivo aliviar los síntomas, reducir el riesgo de ruptura y disminuir la mortalidad asociada. Además, la edad avanzada no debe considerarse un factor excluyente para la cirugía, ya que estudios de metaanálisis han demostrado cifras de supervivencia aceptables en pacientes octogenarios (Peña, 2022).

Actualmente se consideran dos opciones para tratar quirúrgicamente esta patología:

- Cirugía Abierta Aneurisma Aorta Abdominal: Se reemplaza el aneurisma por un injerto protésico. Se realiza una incisión en el abdomen, es una operación agresiva para el paciente y tiene mayor riesgo.

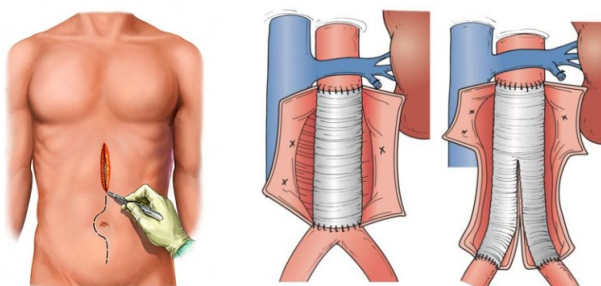


Ilustración 5: Cirugía abierta de AAA. Fuente: Chassin-Trubert, L. (s.f.). Aneurisma de la aorta abdominal.

- Reparación Endovascular Aneurisma Aorta Abdominal: Consiste en introducir una endoprótesis, se realiza un corte en la zona de la arteria femoral para introducir la endoprótesis. Es menos invasiva y tiene menor tiempo de recuperación.

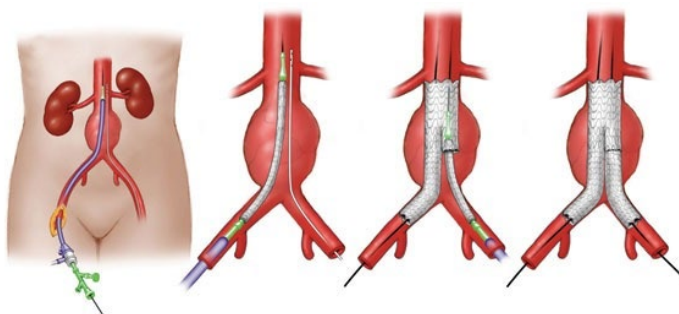


Ilustración 6: Cirugía endovascular de AAA. Fuente: Fuente: Chassin-Trubert, L. (s.f.). Aneurisma de la aorta abdominal.

A continuación, en la Ilustración x, se observa un esquema que representa el manejo de un AAA en la etapa quirúrgica que mediante un algoritmo expone como se dividen las acciones dependiendo de la estabilidad hemodinámica de la persona, con respecto a la elección de la cirugía.

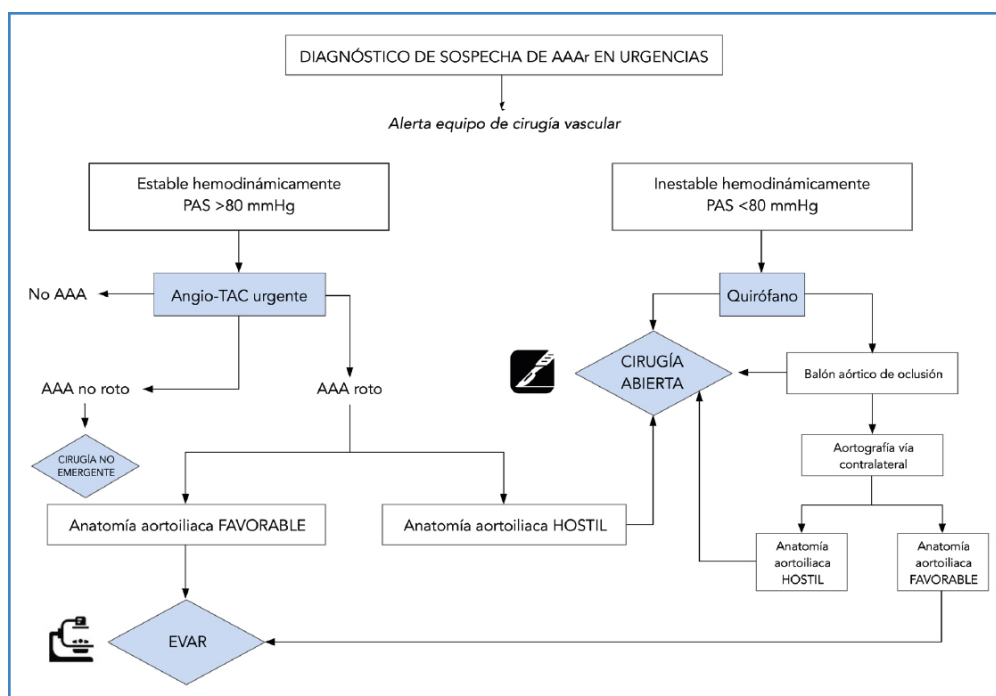


Ilustración 7: Diagrama de flujo para toma de decisiones de tratamiento quirúrgico. Fuente: Peña Olivar, I. (2022). Aneurisma de aorta abdominal.

2.3. ADQUISICIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS

El primer paso para elaborar un modelo anatómico 3D es la adquisición de imágenes médicas. Las imágenes utilizadas deben estar en formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), un estándar internacional empleado para la comunicación entre equipos médicos. DICOM permite manejar, visualizar, almacenar y transmitir imágenes médicas, lo que facilita su uso en diagnóstico y tratamiento.

Además de las propias imágenes, los archivos DICOM contienen información importante sobre el paciente, como su nombre, edad, tipo de prueba realizada, centro sanitario donde se realizó la prueba, número de tomas, dimensiones de la imagen y separación entre las capas de la imagen, entre otros datos.

2.3.1. ULTRASONIDOS (US)

El ultrasonido o ecografía, es uno de los métodos más utilizados para el diagnóstico inicial del aneurisma de aorta abdominal (AAA), especialmente en el contexto de cribado poblacional y seguimiento de pacientes de riesgo. Esta técnica de imagen es no invasiva, de bajo costo, rápida y sin radiación, lo que la convierte en una opción ideal para la detección inicial de aneurismas en pacientes asintomáticos (Ilustración 8).

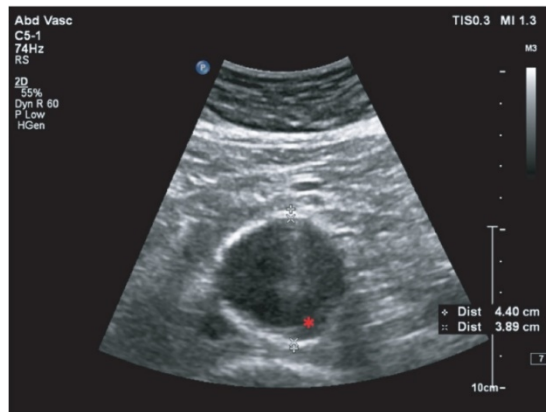


Ilustración 8: Imagen de un AAA en el plano transversal que muestra las mediciones AP internas y externas. Fuente: Kiru et al. (2016). Una evaluación del efecto de un inhibidor de la enzima convertidora de angiotensina sobre la tasa de crecimiento de pequeños AAA.

El ultrasonido abdominal se realiza principalmente para medir el diámetro de la aorta abdominal y para identificar aneurismas en diferentes ubicaciones, como la zona suprarrenal e infrarrenal. Su alta sensibilidad (95%-100%) y especificidad cercana al 100% lo convierten en una herramienta de primera línea para la detección precoz de AAA, especialmente en poblaciones de alto riesgo. La ecografía permite realizar mediciones de diámetro en múltiples niveles de la aorta, lo cual es fundamental para la vigilancia y seguimiento del aneurisma (Kiru et al., 2016).

2.3.2. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC)

La Tomografía Computarizada (TC) es una técnica de adquisición de imágenes médica que utiliza el principio de funcionamiento de los rayos X y computadoras para crear imágenes detalladas de las estructuras internas del cuerpo. Esta tecnología permite realizar un conjunto de cortes transversales del cuerpo desde distintos ángulos, utilizando un tubo de rayos X que gira alrededor del paciente. Los detectores miden la cantidad de rayos X que atraviesan el cuerpo y envían la información a una computadora, la cual procesa los datos y reconstruye las imágenes en 2D o 3D (Calzado et al., 2010).

Los cortes que realiza el tomógrafo se efectúan en tres planos del espacio: el plano axial o transversal, que tiene orientación horizontal; los planos sagitales o laterales, con orientación vertical; y los planos coronales o frontales, también verticales, que dividen al cuerpo en las partes anterior y posterior (Ilustración 9).

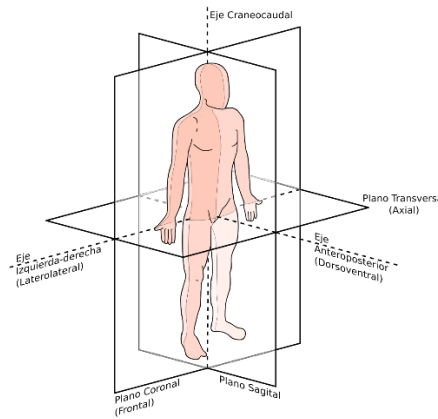


Ilustración 9: Planos anatómicos del cuerpo. Fuente: Gavidia et al. (2011). Generación de modelos discretos de tejidos del ser humano a través del preprocesamiento y segmentación de imágenes médicas.

La TC es una herramienta crucial para obtener imágenes transversales del cuerpo humano, lo que permite la reconstrucción tridimensional de los órganos y tejidos. Esta capacidad es fundamental para la visualización precisa de estructuras internas, como los aneurismas aórticos, facilitando su diagnóstico y planificación quirúrgica.

Los valores que toman los píxeles en la Tomografía Computarizada (TC) están directamente relacionados con la densidad de los tejidos a medida que la radiación atraviesa el cuerpo. La radiación es absorbida por los diferentes tejidos, y los rayos X que pasan a través de los detectores después de atravesar el paciente muestran un contraste diferente debido a las distintas densidades de los tejidos, lo que genera un coeficiente de atenuación específico para cada tipo de tejido.

Cada una de las imágenes o cortes de TC se representa mediante una matriz bidimensional de dimensiones $m \times n$, donde cada elemento P_{mn} corresponde a un píxel específico.

$$I(x, y) = \begin{bmatrix} P_{11} & P_{12} \dots & P_{1n} \\ P_{21} & P_{22} \dots & P_{2n} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ P_{m1} & P_{m2} \dots & P_{mn} \end{bmatrix}$$

Ilustración 9: Representación bidimensional de un corte ortogonal de una imagen médica. Fuente: Gavidia.

La reconstrucción 3D de los cortes iniciales es obtenida por el apilamiento paralelo de cortes de la misma resolución. Se representa una matriz 3D de dimensiones $m \times n \times o$, donde cada elemento $V_{x,y,z}$ de esta matriz es denominado voxel, el cual es el

elemento básico de un volumen. En la Ilustración 10, se presenta la matriz del primer y último corte de la imagen 3D.

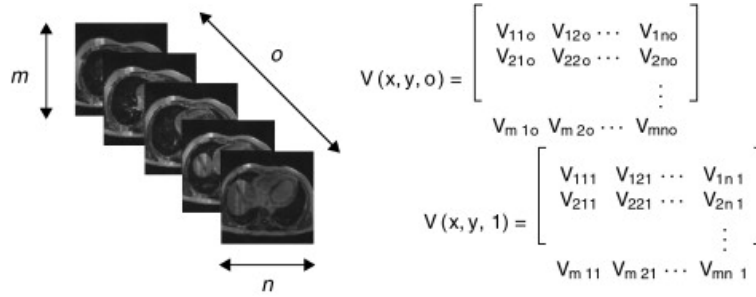


Ilustración 10: Representación bidimensional de un corte ortogonal de una imagen médica. Fuente: Gavidia et al. (2011). Generación de modelos discretos de tejidos del ser humano a través del preprocesamiento y segmentación de imágenes médicas.

Cada coeficiente de atenuación lineal de la matriz se mide en la escala de Unidades Hounsfield (UH), la cual es utilizada para diferenciar los distintos tipos de tejidos humanos. En esta escala, se asigna un valor de -1000 UH al aire y 0 UH al agua (Ramírez et al., 2008). Los valores de la escala UH para otros tejidos se calculan mediante la siguiente fórmula:

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

Donde:

- μ_{agua} : Coeficiente de atenuación lineal del agua.
- μ_t : Coeficiente de atenuación lineal del tejido.
- μ_{aire} : Coeficiente de atenuación lineal del aire.

En la Ilustración 11 se muestra una escala de valores UH para distintos tejidos del cuerpo humano. El hueso presenta el valor más alto, siendo representado en blanco o claro en las imágenes. En contraste, el aire tiene un valor cercano a -1000 UH, lo que lo hace aparecer en negro en las imágenes.



Ilustración 11: Valores de atenuación (en unidades Hounsfield (UH) para diferentes tejidos humanos. Fuente: Ramírez et al, 2008. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA POR RAYOS X: FUNDAMENTOS Y ACTUALIDAD.

3. FLUJO DE TRABAJO

3.1. SEGMENTACION DE LA AORTA

3.1.1. 3D SLICER

3D Slicer es un software de código abierto y gratuito diseñado para aplicaciones médicas e ingenieriles. Utiliza una serie de módulos nativos, así como otros creados por la comunidad, permitiendo realizar procesamiento de imágenes, reconstrucción, análisis, segmentación, entre otras funciones. Su objetivo es facilitar la comprensión de la estructura anatómica, optimizando así los diagnósticos médicos. Es una herramienta flexible que abarca desde el registro de imágenes hasta simulaciones complejas.

CARGA DE IMÁGENES DICOM

La primera etapa consiste en cargar las imágenes DICOM obtenidas mediante Tomografía Computarizada. Para ello, se debe acceder al módulo de inicio "Welcome to Slicer" y seleccionar la opción "Add DICOM Data" (Ilustración 12).

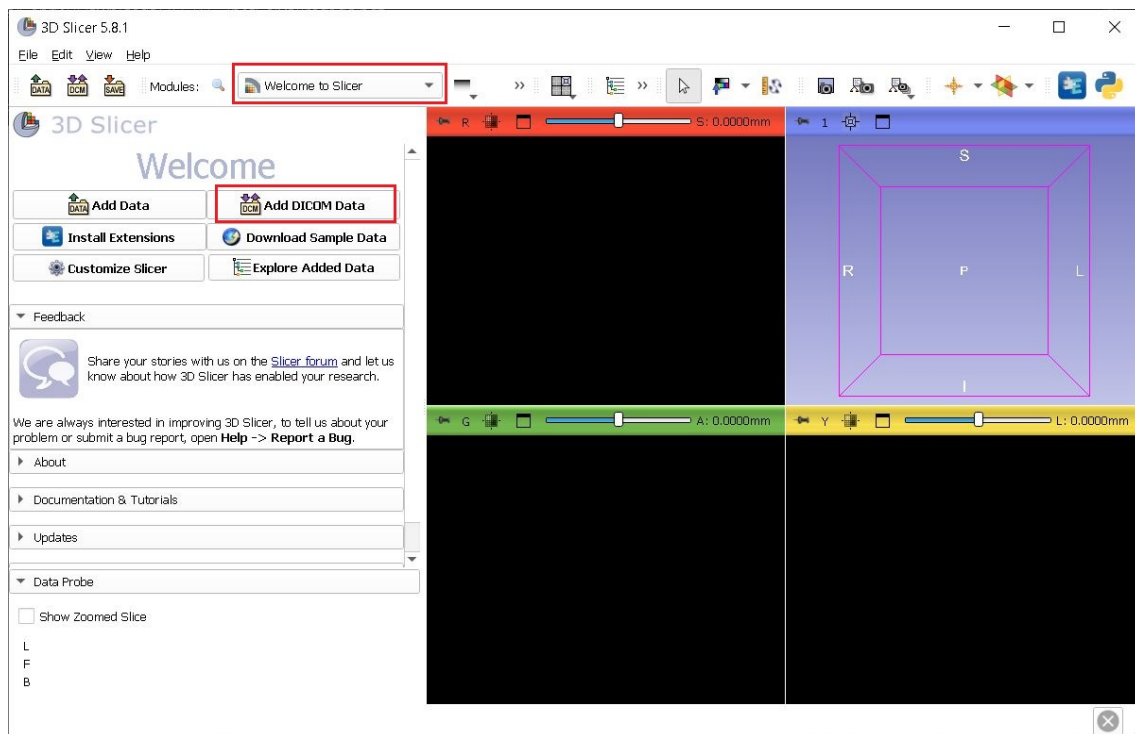


Ilustración 12: Menú de bienvenida al programa 3D Slicer. Fuente: Propia.

Una vez cargadas las imágenes, se muestran cuatro ventanas por defecto, cada una con la secuencia de imágenes en diferentes planos. El color rojo representa el plano axial, el verde corresponde al plano coronal, el amarillo al plano sagital, y el azul muestra la vista 3D. En estas ventanas, se puede deslizar para visualizar la secuencia de imágenes y realizar zoom para obtener una mejor visualización (Ilustración 13).

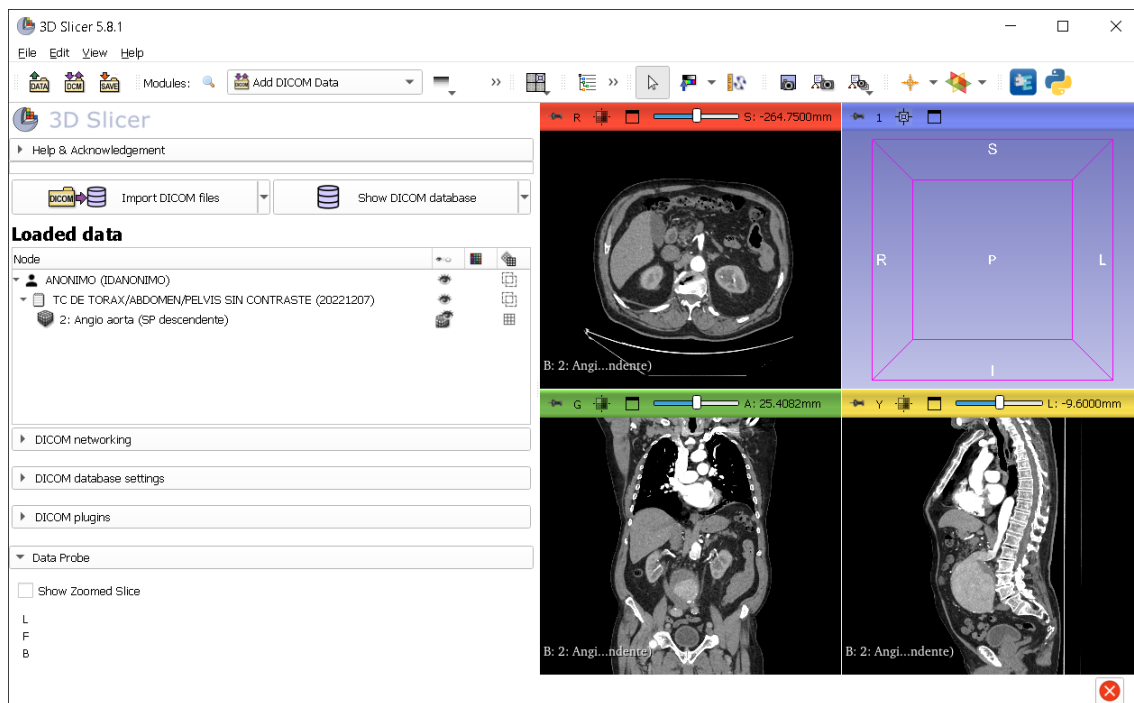


Ilustración 13: Menú de “Import DICOM files” con una secuencia de imágenes cargada. Fuente: Propia.

Una vez cargadas las imágenes, se muestran cuatro ventanas por defecto, cada una mostrando la secuencia de imágenes en diferentes planos. El color rojo corresponde al plano axial, el verde al plano coronal, el amarillo al plano sagital, y el azul representa la vista 3D. En estas ventanas, se puede deslizar para visualizar la secuencia de imágenes y hacer zoom para obtener una mejor visualización.

PREPARACIÓN DE LAS IMÁGENES

Una vez cargado la secuencia de imágenes, es recomendable realizar una delimitación del espacio de trabajo, para poder tener mayor facilidad al momento de segmentar la zona deseada. Para ello se utiliza un ROI (Region Of Interest), es una herramienta que permite eliminar las partes no deseadas en la posterior segmentación, se debe dirigir al módulo “Volume Rendering” que se encuentra en la barra de herramientas (Ilustración 14), los módulos ubican en el desplegable o en su defecto que puede buscar desde la lupa “Find module”.



Ilustración 14: Barra de herramientas de 3D Slicer. Fuente: Propia.

Tras seleccionar el módulo (Ilustración 15), se da click en el icono del ojo de “Volume”, esto permitirá observar el modelo en 3D para poder delimitar de mejor manera, con ayuda de la herramienta “Shift” se podrá ajustar la intensidad de la imagen 3D, que permite poder tener una previsualización de la zona que se quiere segmentar. Para poder ajustar el ROI se debe pinchar en el icono de “Display ROI”, aparecerá una caja delimitadora, si se selecciona en “Enable” se eliminará las partes externas a la caja delimitadora.

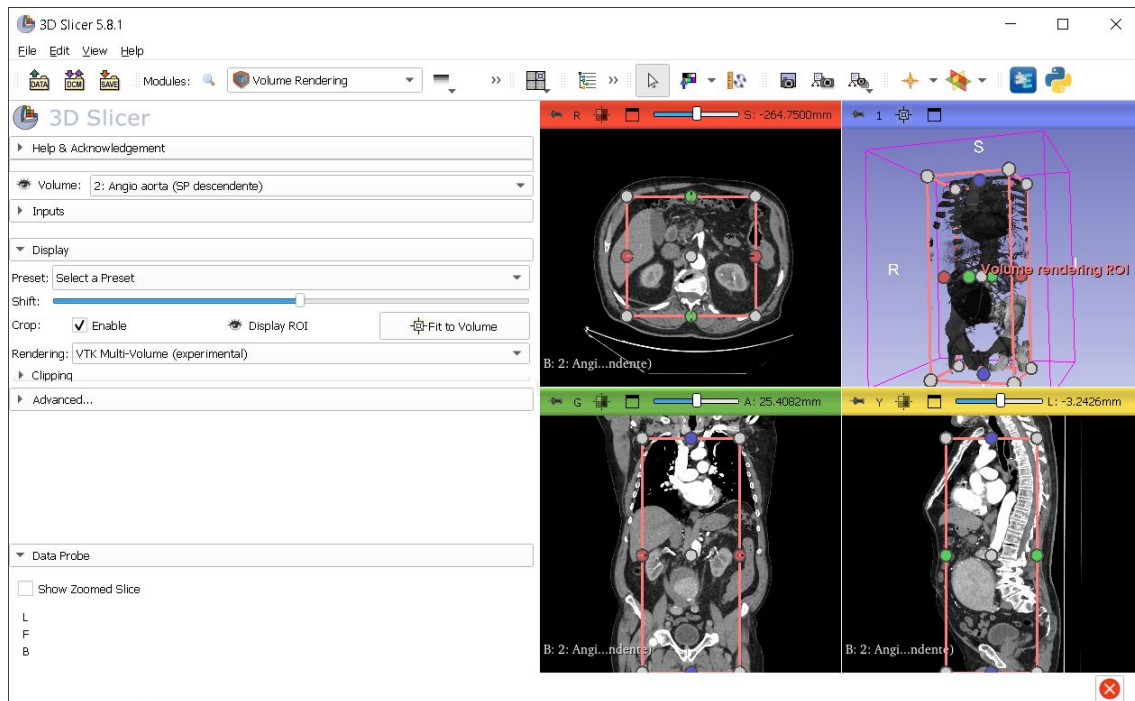


Ilustración 15: Vista del módulo “Volume Rendering” con la caja delimitadora. Fuente: Propia.

Para poder suprimir el volumen que no es de interés se debe dirigir en “Find modulo” y buscar el módulo “Crop Volume”, también se ubica dentro del módulo de “Converters”. Dentro del modulo aparece un menú en el que se deberá marcar las opciones como aparece en la Ilustración 16, posterior a ello se dará en “Apply” para observar los cambios. Se hará una explicación de las opciones señaladas:

- **Interpolated cropping:** Esta opción habilita o deshabilita las opciones de recorte interpolado de los volúmenes.
- **Spacing scale:** Este parámetro ajusta la escala de espaciado del volumen, el espaciado de un volumen se refiere a la distancia entre los voxeles a lo largo de cada eje (X, Y, Z). Modificar la escala de espaciado cambiará la resolución espacial del volumen.
- **Isotropic spacing:** Cuando está activado la distancia entre los voxeles es igual a lo largo de los tres ejes del volumen de salida, toma como valor el valor más pequeño del volumen de entrada.
- **Interpolator:** Determina el método matemático utilizado para calcular los valores de los voxeles durante procesos de transformación, como al cambiar la resolución o al aplicar técnicas de recorte.
 - Nearest Neighbor: calidad baja, velocidad alta.
 - Linear: calidad media, velocidad media
 - Windowed Sinc: calidad alta, velocidad baja.
 - B-spline: calidad alta, velocidad baja.

Crop Volume

Parameter set: CropVolumeParameters

IO

Input volume: 2: Anglo aorta (SP descendente)

Input ROI: Volume rendering ROI

☒ Display ROI

Output volume: Create new volume

Advanced

Fill value: 0

Interpolated cropping: ☒

Spacing scale: 1.00x

Isotropic spacing: ☒

Interpolator:
☐ Nearest Neighbor
☐ Linear
☒ Windowed Sinc
☐ B-spline

Volume information

Input volume

Spacing: 0.908203mm 0.908203mm 0.625000mm

Dimensions: 512 512 977

Cropped volume

Spacing: 0.625mm 0.625mm 0.625mm

Dimensions: 371 345 891

Ilustración 16: Configuración que se utiliza en la herramienta “Crop Volume”. Fuente: Propia.

Otra operación para preparar la imagen antes de segmentar es la de ajustar el contraste de imagen, ajustando los niveles de grises. El objetivo es poder tener un mayor contraste de gris en la zona deseada, en este caso será el lumen de la arteria aorta frente al resto de estructuras. Se lleva a cabo mediante la herramienta “Adjusting window/level of volume” que se encuentra en la barra de herramientas (Ilustración 17). Para ajustar el contraste se utiliza se debe dirigir a cualquiera de las ventanas en la que aparece los cortes y seleccionar click izquierdo con el mouse para poder ajustar al nivel de gris deseado (Ilustración 18).



Ilustración 17: Herramienta “Adjusting window/level of volume”. Fuente: Propia.



Ilustración 18: Imagen antes y despues de usar la herramienta “Adjusting window/level of volume”. Fuente: Propia.

SEGMENTACIÓN SEMIAUTOMÁTICA

Una vez preparada la imagen, se encuentra lista para realizar la segmentación del aneurisma de la arteria aorta. En este procedimiento se hará uso de la herramienta “Threshold” o umbralización. Dicha herramienta se basa en la intensidad de los píxeles de la imagen, para aislar al lumen de la arteria aorta mediante la asignación de un valor de umbral que corresponden a la estructura de interés. Es importante destacar que este comando requiere de asignar un rango de umbral para delimitar precisamente la zona de interés, esta técnica es efectiva cuando hay un contraste claro entre el aneurisma y el resto de los tejidos circundantes.

En primer lugar, hay que acceder al módulo “Segment Editor” situado en la barra de herramientas (Ilustración 19), el siguiente paso es crear un segmento en el que estará el rango de grises para la aorta, se da clic en el botón “Add”. Es recomendable asignarle un nombre y un color. En este caso será “Aorta” y de color rojo (Ilustración 20).

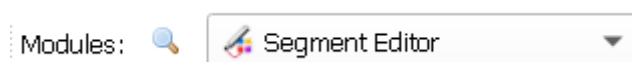


Ilustración 19: Módulo “Segment Editor”. Fuente: Propia.

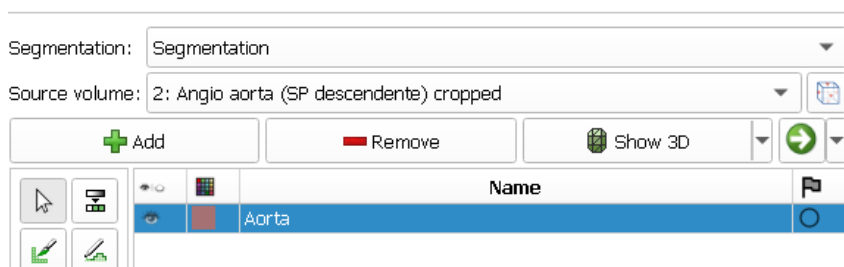


Ilustración 20: Segmento con el nombre de Aorta y de color rojo. Fuente: Propia.

Posteriormente, con la herramienta “Threshold” debemos ajustar un rango con límite inferior y superior en la “Threshold Range” (Ilustración 21), esto con el fin de obtener la mayor parte de la zona deseada de la aorta. Una vez obtenido el rango deseado se da clic en “Apply” y se pincha en “Show 3D” para poder visualizar la segmentación en la ventana 3D, en las otras ventanas se puede observar las segmentaciones en los diferentes planos que se ha realizado (Ilustración 22). Como recomendación previamente se debe dirigir al módulo “Volume Rendering” y seleccionar en el ojo de “Volume” y “Display ROI” para que la ventana de visualización 3D este limpia.

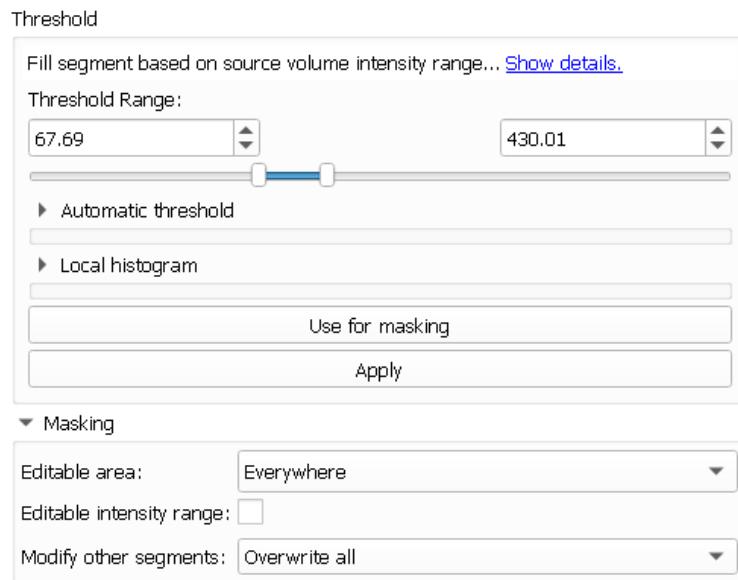


Ilustración 21: Menú del comando “Threshold” con el rango delimitado. Fuente: Propia.

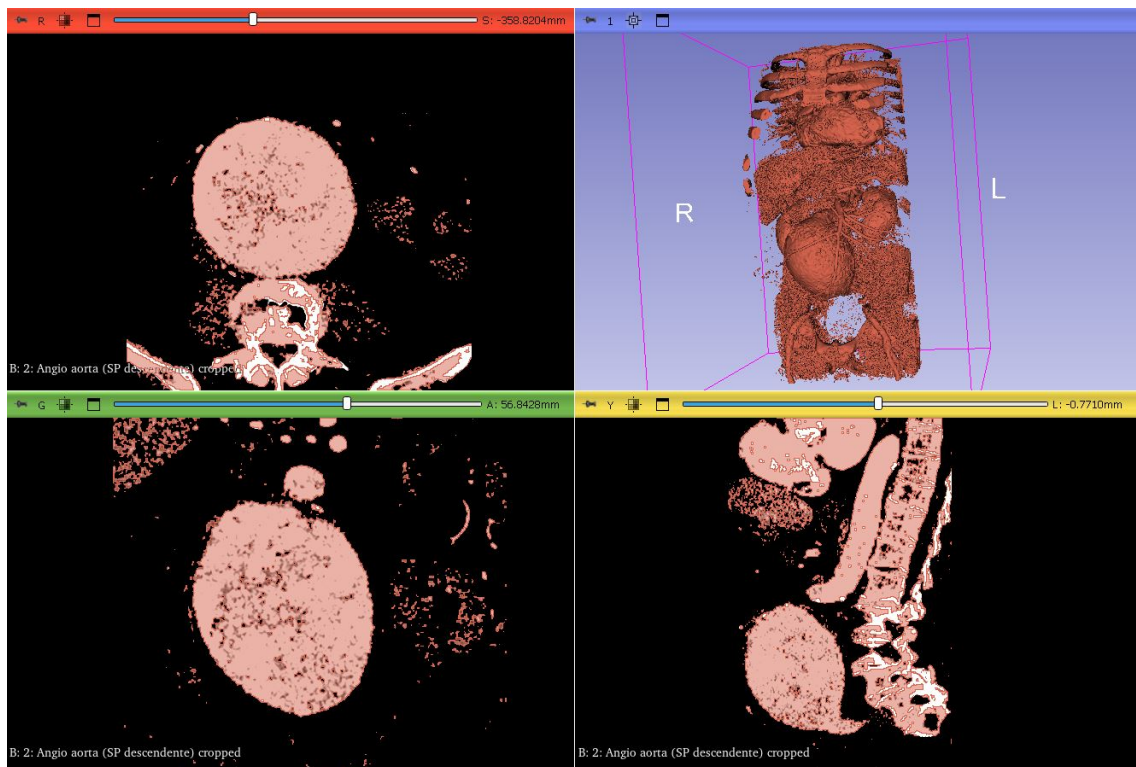


Ilustración 22: Visualización el rango de umbral aplicado para la segmentación de la Aorta. Fuente: Propia.

Tras el rango aplicado se puede observar partes que no se desean en la segmentación, con ayuda de la herramienta “Scissors” se limpia la imagen de las zonas no deseadas, se aplica en la ventana de visualización 3D. También utilizamos la herramienta “Islands” y seleccionamos “Keep selected island” y seleccionamos en la isla grande en cualquiera de las ventanas que contienen los planos que contiene la Aorta para eliminar las que no estén conectadas con la pieza principal (Ilustración 23). Con paciencia y practica se obtiene un resultado limpio.

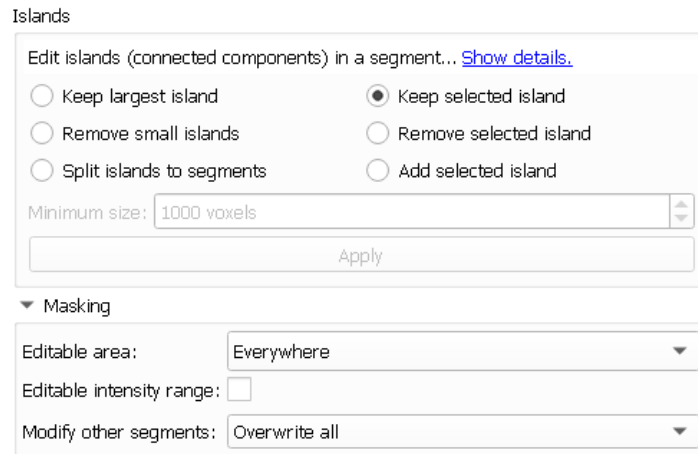


Ilustración 23: Menú de la herramienta “Islands”. Fuente: Propia.

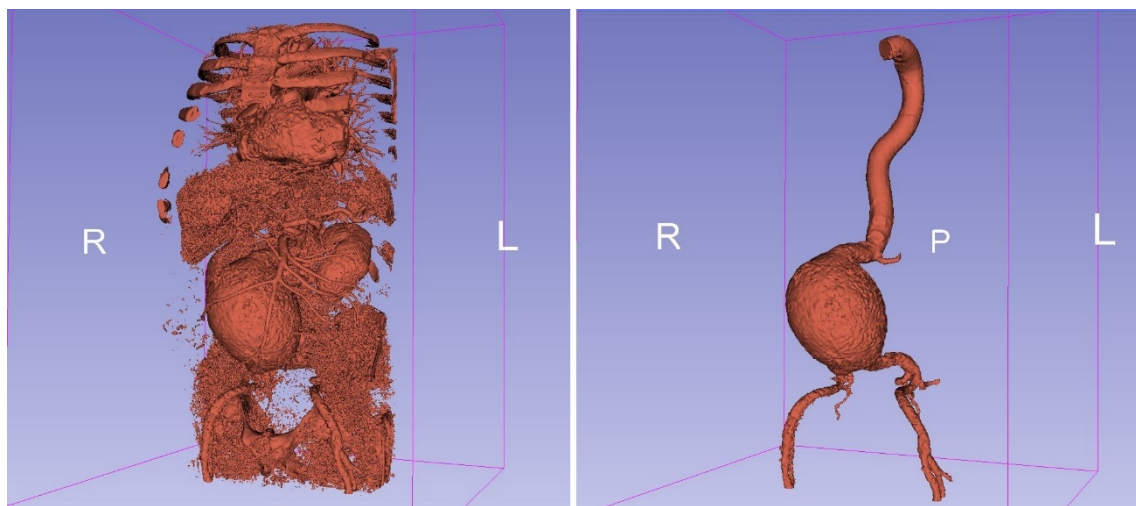


Ilustración 24: Imagen antes y después de modificar con la herramienta “Scissors” Fuente: Propia.

Tras la segmentación, es posible visualizar el modelo en 3D con las arterias renales y con las arterias iliacas, la precisión es buena ya que se puede distinguir, pero esto mejora o no, según el rango aplicado del threshold y con la habilidad del usuario para poder realizar el limpiado de los tejidos que no se desea segmentar. En el Módulo “Segment Editor” es posible retocar la imagen con la herramienta “Paint” de manera manual, para ello puede ser útil aplicar opciones como “Sphere Brush” que permite pintar esféricamente, y “Edit in 3D views” que permite pintar o borrar en la vista 3D.

Se recomienda aplicar en “Smoothing method” la opción “Closing (fill holes)”, para eliminar pequeños huecos o discontinuidades dentro de las estructuras segmentadas, de ese modo no tener dificultades cuando se exporte en STL (Ilustración 25). Se puede observar una comparación del antes y después en la Ilustración 26.

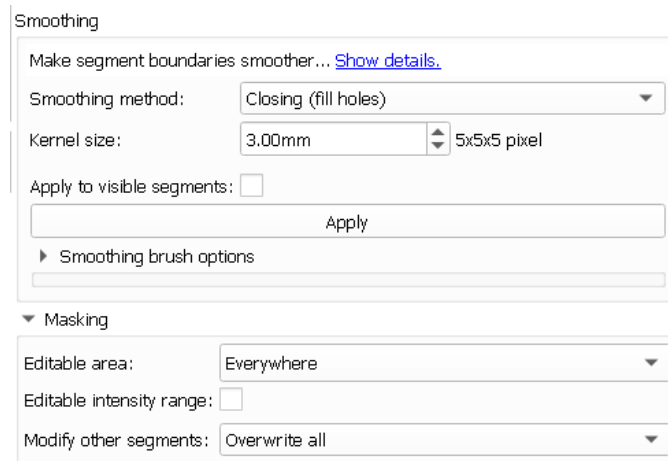


Ilustración 25: Menú del módulo “Smoothing” para poder reducir el ruido. Fuente: Propia.

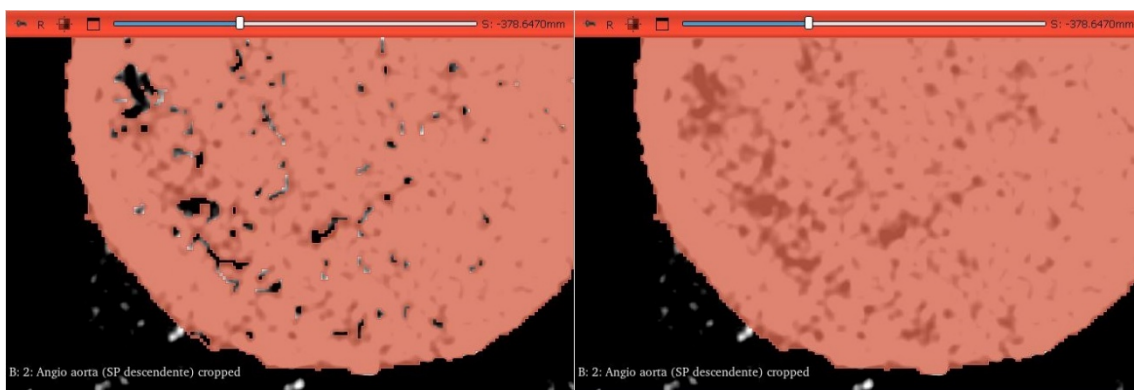


Ilustración 26: Zoom en el plano axial antes y después de aplicar el “smoothing” de “Closing”. Fuente: Propia.

Una vez obtenida la segmentación de la aorta (Ilustración 27), Se tendrá que exportar el modelo como una malla de superficie para poder visualizar y procesar en otro software externo de procesamiento. El formato en el que se exportará es de STL. Para ello se debe dirigir al módulo “Segmentations” de la barra de herramientas (Ilustración 28).

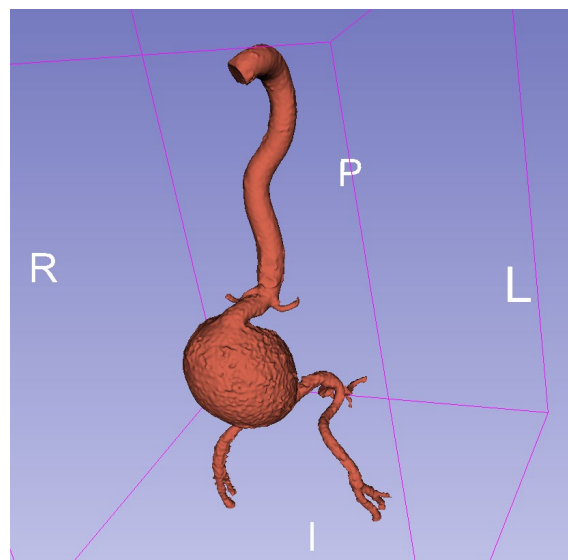


Ilustración 27: Segmentación del Aneurisma de la Arteria Aorta. Fuente: Propia.



Ilustración 28: Modulo de “Segmentations” de la barra de herramientas. Fuente: Propia

En el menú de “Segmentations”, se debe abrir un desplegable llamado “Export to files” en el que se puede configurar para saber la ubicación de donde se exportará, el tipo de de formato en “File Format” donde se escogerá STL. La escala en la que se exportará el archivo será de 1,0. Se debe seleccionar la opción de “visible segments only”, lo que permite exportar los segmentos visibles (Ilustración 29). Es importante que el segmento que se quiera exportar esté visible y se tienen otros segmentos deben estar ocultos.

Ilustración 29: Configuración para guardar el archivo STL de la segmentación. Fuente: Propia.

3.1.2. ITK-SNAP

ITK-SNAP es un software de código abierto y gratuito para la segmentación de imágenes médicas. Originalmente desarrollado por un grupo de investigadores de la Universidad de Carolina del Norte, su propósito fue crear una herramienta con una interfaz amigable, sin la necesidad de contar con muchos módulos. Su principal objetivo es la segmentación manual y semiautomática de estructuras anatómicas en imágenes médicas. El software es compatible con una amplia variedad de formatos de imagen 3D, incluyendo NIfTI y DICOM.

CARGA DE IMÁGENES DICOM

La primera etapa es cargar las imágenes DICOM para realizar la segmentación del aneurisma. Para ello, al abrir el programa nos dirigimos a “file” se selecciona “Open Main Image” y se abrirá una ventana en la que se pincha en “Browse...” para buscar la dirección de la secuencia de datos de los archivos DICOM (Ilustración 30). Luego de ubicar la secuencia de imágenes en la ventana “File Format” se completará de manera automática en “DICOM Image Series” y se damos en “Next” hasta que se halla cargado las imágenes.

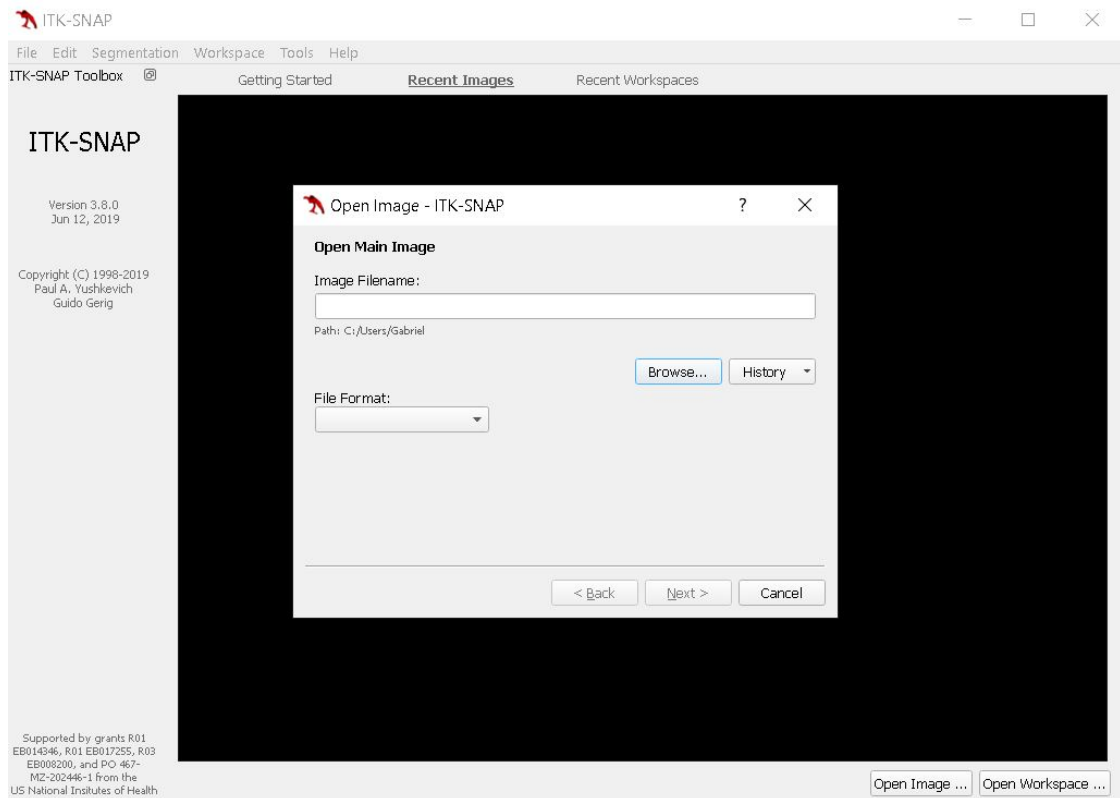


Ilustración 30: Ventana de búsqueda de archivos DICOM de IKT-SNAP. Fuente: Propia.

Después de cargar los archivos, se visualizan cuatro ventanas en la interfaz del software. La ventana "A" muestra el plano Axial, "S" el plano Sagital, "C" el plano Coronal (Ilustración 31), y la cuarta ventana muestra la imagen en 3D. A diferencia de 3D Slicer, la interfaz de este software vincula las tres ventanas de los planos, lo que permite ajustar simultáneamente la zona deseada en todas ellas. Además, cuenta con un cursor interactivo que orienta automáticamente las otras ventanas hacia la zona seleccionada.

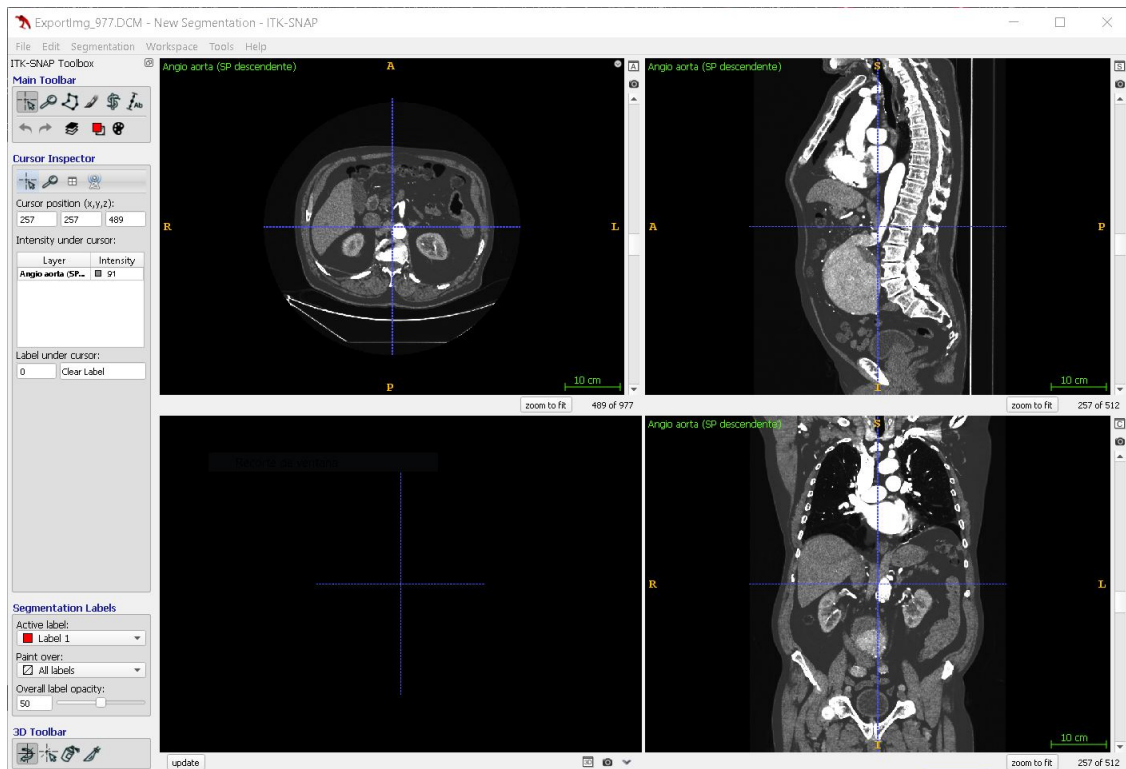


Ilustración 31: Menú principal de ITK-SNAP con una secuencia de imágenes cargada. Fuente: Propia.

PREPARACIÓN DE IMÁGENES

Después de cargar las imágenes, se procede a la preparación de la imagen para su segmentación. El primer paso consiste en realizar la delimitación del aneurisma de la arteria aorta. Para ello, se utiliza la herramienta "Snake", ubicada en el menú principal de las herramientas en la "Main Toolbar" (Ilustración 32). Esta herramienta permite crear un ROI de manera similar a como se hizo en 3D Slicer, ajustando automáticamente el espacio de trabajo, el contraste y realizando la segmentación del área de interés.



Ilustración 32: Barra de herramientas con la función "Snake" seleccionada. Fuente: Propia.

Tras seleccionar la herramienta "Snake", se abre un menú de opciones en el que aparece un cuadro de líneas discontinuas, las cuales se utilizarán para delimitar la zona de interés (Ilustración 33). Una vez realizada la delimitación, se hace clic en "Segment 3D", ubicado en el menú de opciones (Ilustración 34), para continuar con el siguiente paso.

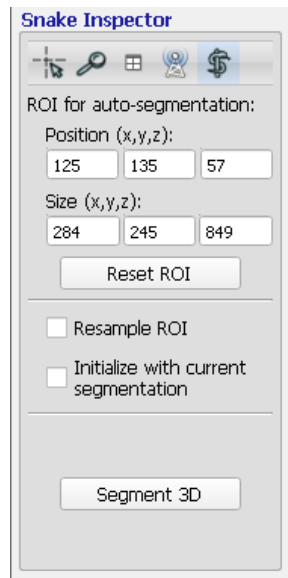


Ilustración 33: Menú de opciones de la herramienta "Snake". Fuente: Propia.

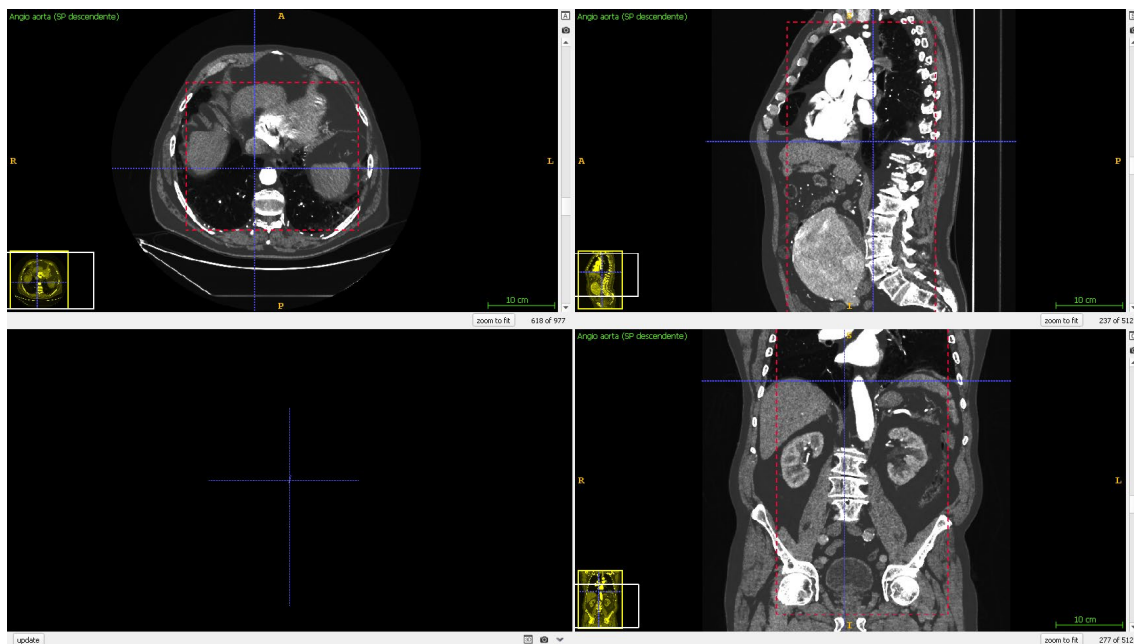


Ilustración 34: Planos de la imagen con el "ROI" delimitado. Fuente: Propia.

Al igual que en la preparación para la segmentación con 3D Slicer, se procederá a realizar un ajuste en el nivel de grises para mejorar el contraste durante la segmentación. El objetivo es que la arteria aorta se visualice más blanca que los demás tejidos, por lo que será necesario ajustar los parámetros correspondientes. Para ello, se debe ir a la barra de herramientas superior del software, hacer clic en "Tools", luego seleccionar "Image Contrast" y, finalmente, hacer clic en "Contrast Adjustment". En la ventana de ajuste de contraste (Ilustración 35), se visualizará una gráfica en la que, bajo la opción "Curve-Based Contrast Adjustment", se deberá ajustar la curva de contraste para que la zona del lumen de la aorta se represente con un tono más blanco (Ilustración 36).

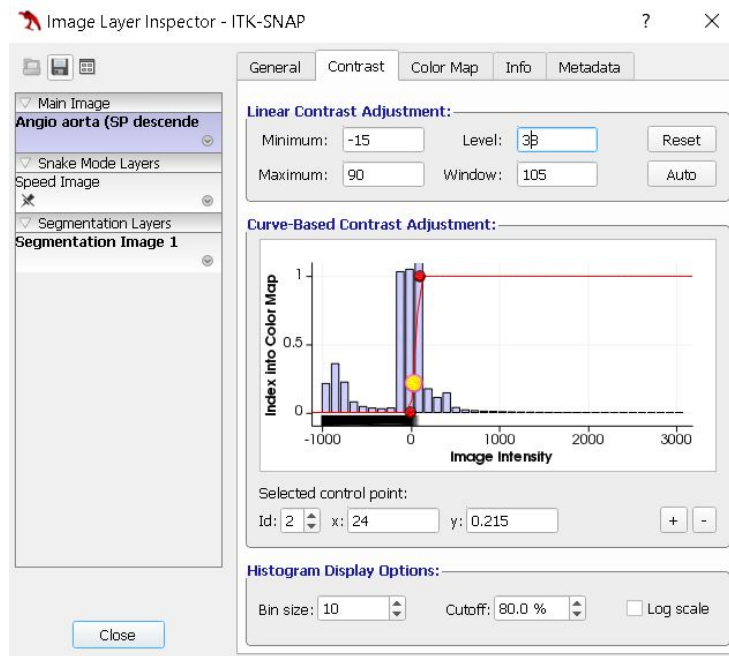


Ilustración 35: Ventana de ajuste de nivel de grises. Fuente: Propia.

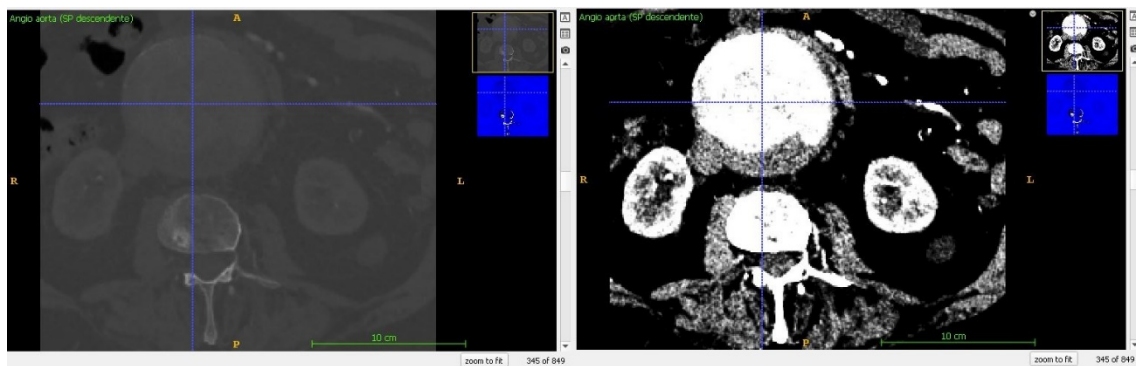


Ilustración 36: Imagen antes y después del ajuste de contraste. Fuente: Propia.

SEGMENTACIÓN SEMIAUTOMÁTICA

Para realizar la segmentación, como se mencionó anteriormente, se debe continuar utilizando la metodología de la herramienta "Snake". En esta sección, se explicará la segmentación correspondiente a la tercera etapa de la herramienta "Snake". La segmentación se divide en tres fases: Presegmentación, Inicialización y Evolución.

La fase de Presegmentación consiste en delimitar el lumen de la arteria aorta mediante un contraste. Esta fase utiliza cuatro diversas técnicas. Se hará una explicación de las opciones:

THRESHOLDING

Esta técnica se utiliza para establecer un rango de intensidad que permita aislar las áreas de interés. En este proceso, las áreas no deseadas se representan con el color azul, mientras que la zona de interés se muestra en blanco. El umbral es una de las técnicas más comunes en segmentación, ya que facilita la distinción entre diferentes estructuras en la imagen. El umbral puede ajustarse de diversas formas: limitando el rango tanto por su tramo inferior como superior, únicamente por el tramo inferior, o solo por el superior. En este caso, se define por ambos tramos para obtener una segmentación precisa de la zona deseada (Ilustración 37).

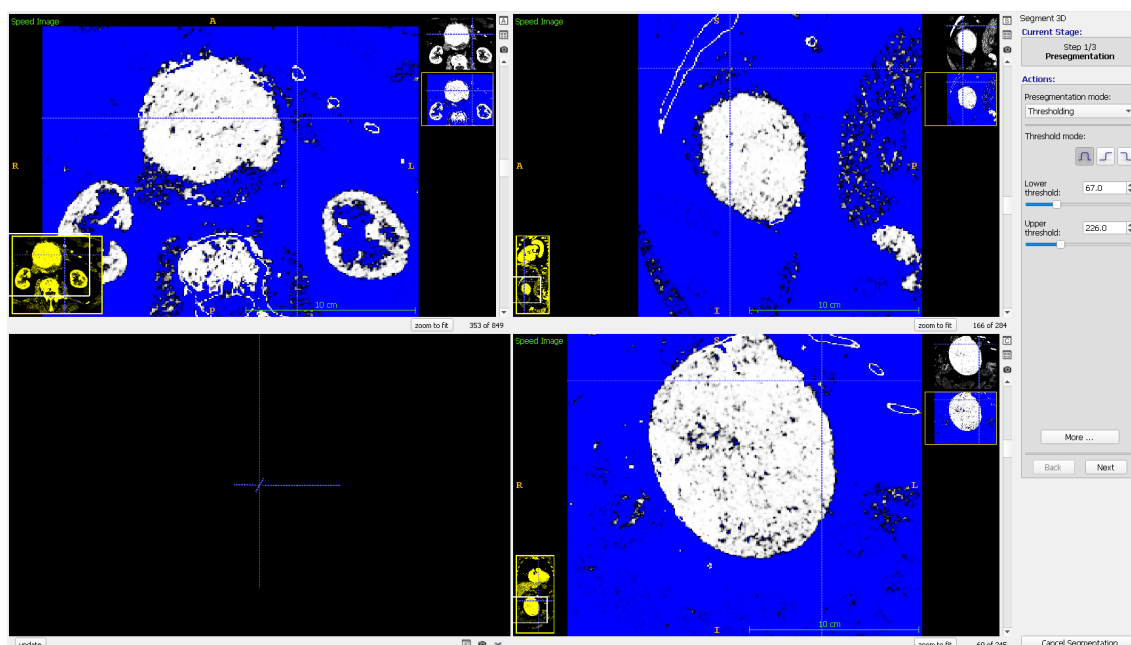


Ilustración 37: Opción de Thresholding en la vista "Speed Image". Fuente: Propia.

CLASSIFICATION

Esta técnica se basa en asignar un color a cada nivel de gris, permitiendo categorizar los píxeles de la imagen según sus valores en distintas clases. Esto facilita la identificación y separación de las diferentes regiones de la imagen en función de sus características. Para aplicar esta técnica, se deben utilizar al menos dos colores. En este caso, se emplean solo dos colores debido al contraste marcado entre las estructuras (Ilustración 38). Después de marcar cada nivel de gris, se selecciona la opción "Train Classifier" y el resultado de la clasificación se muestra en la Ilustración 39.

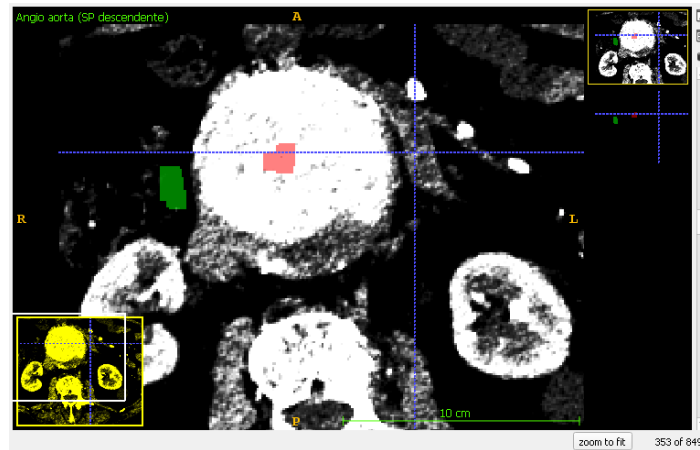


Ilustración 38: Clasificación de niveles de gris. Fuente: Propia.

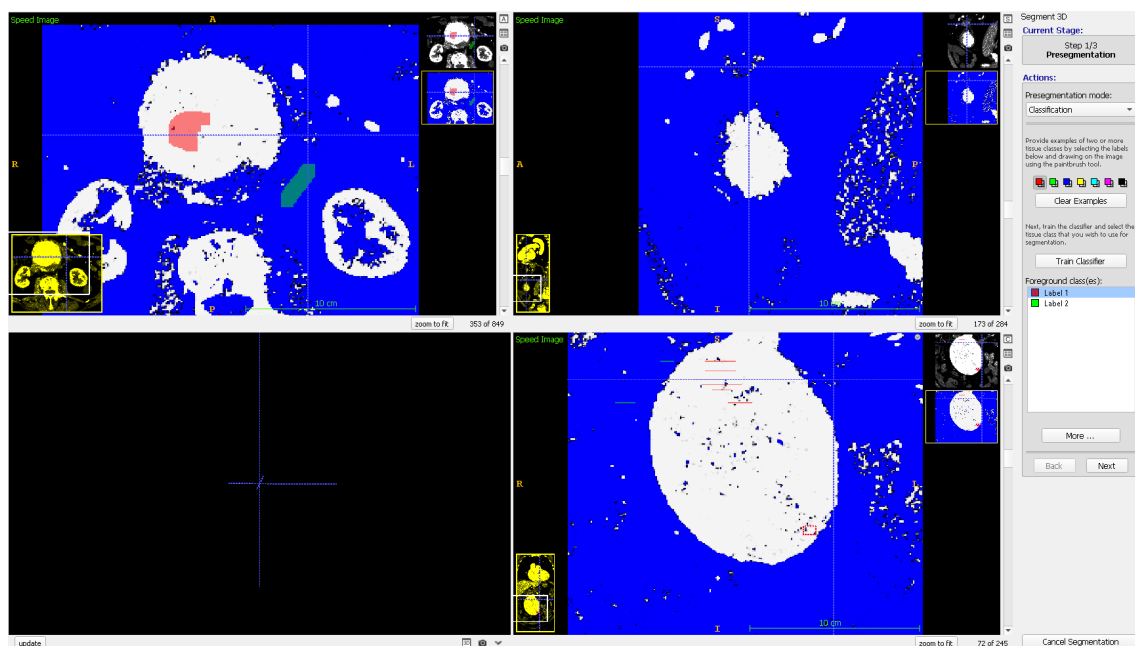


Ilustración 39: Opción de Classification en la vista "Speed Image". Fuente: Propia.

CLUSTERING

El clustering es una técnica de agrupamiento que clasifica los píxeles de la imagen en clusters o grupos basados en características similares, como intensidad o textura. Al aplicar esta técnica, los píxeles que pertenecen a estructuras similares, como las paredes de la arteria y el aneurisma, se agrupan, facilitando así la separación entre el aneurisma y los tejidos circundantes para lograr una segmentación más precisa. En este caso, se aumentó el "Number of Clusters" a 10 clusters, y se seleccionó el cluster número 1 de los 10 disponibles en la opción "Foreground Cluster". El resultado final se muestra en la Ilustración 40.

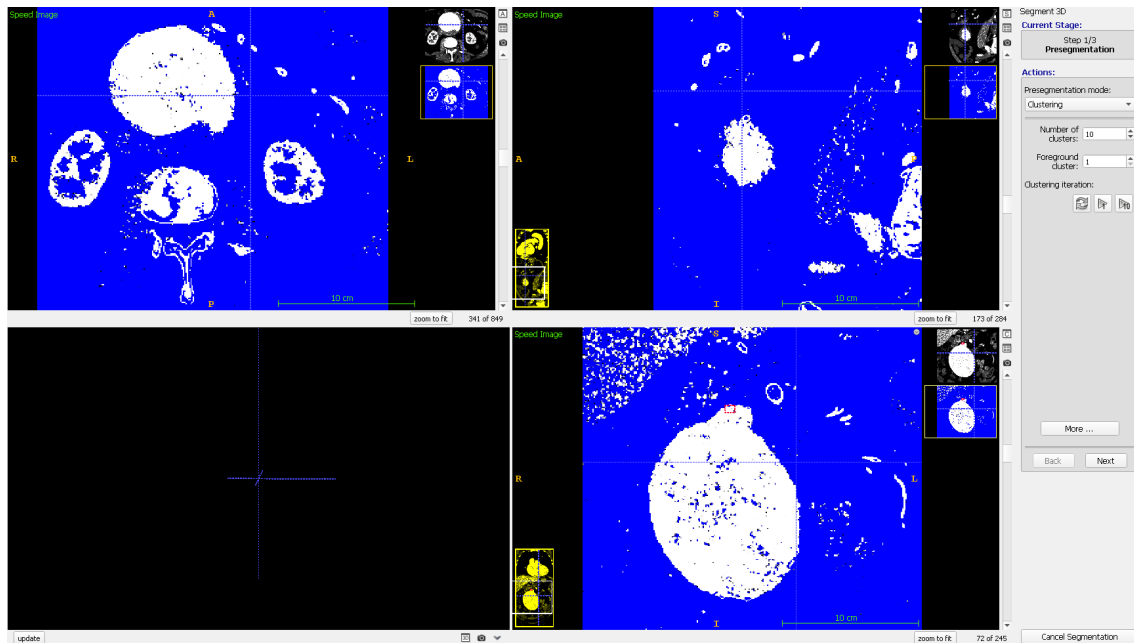


Ilustración 40: Opción de Clustering en la vista “Speed Image”. Fuente: Propia.

EDGE ATTRACTION:

La opción de atracción de bordes se basa en el suavizado de los vóxeles que forman los bordes, preservando los bordes de interés para la segmentación. Esta técnica resalta los cambios significativos en la intensidad de la imagen, como los que ocurren en las paredes de la arteria. Como se observa en la Ilustración 41, los bordes no se diferencian claramente, lo que hace que esta técnica no sea particularmente útil para la segmentación de estructuras como las arterias.

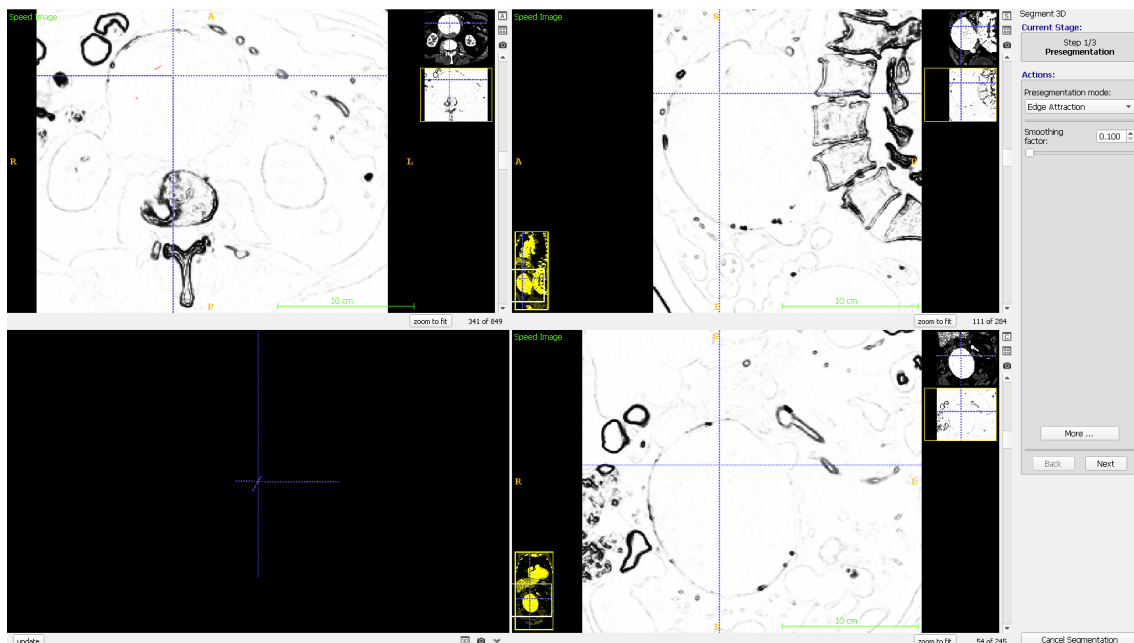


Ilustración 41: Opción de Edge Attraction en la vista “Speed Image”. Fuente: Propia.

Tras completar la fase de Presegmentación, el siguiente paso es la Inicialización. En esta etapa, se colocan varias semillas de color rojo en las zonas de interés. Estas semillas son de tipo esférico y se visualizan en las tres ventanas. Es crucial ajustar el tamaño de las semillas para que no se salgan de la zona delimitada. El tamaño de las semillas se ajusta mediante la opción "Bubble Radius", y se pueden agregar presionando "Add Bubble at Cursor". Una vez colocadas las semillas en las zonas deseadas (Ilustración 42), se debe hacer clic en "Next" para continuar con la siguiente fase. Si se comete un error al colocar una semilla, se puede eliminar dirigiéndose a "Delete Active Bubble".

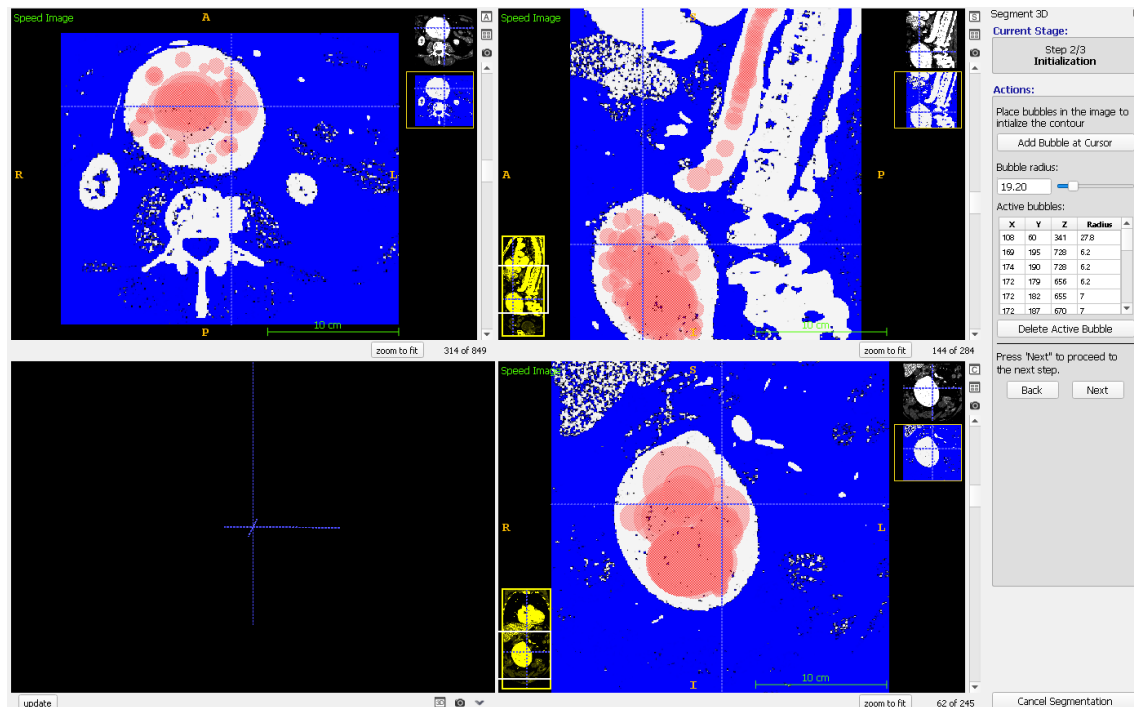


Ilustración 42: Colocación de semillas o Bubbles. Fuente: Propia.

La tercera y última fase de la segmentación semiautomática es la Evolución. Esta etapa consiste en hacer crecer las semillas colocadas en la fase de inicialización mediante iteraciones del programa. Durante las iteraciones, las semillas se expanden a través de las zonas blancas de la imagen, mientras que las áreas azules permanecen sin segmentar (Ilustración 43).

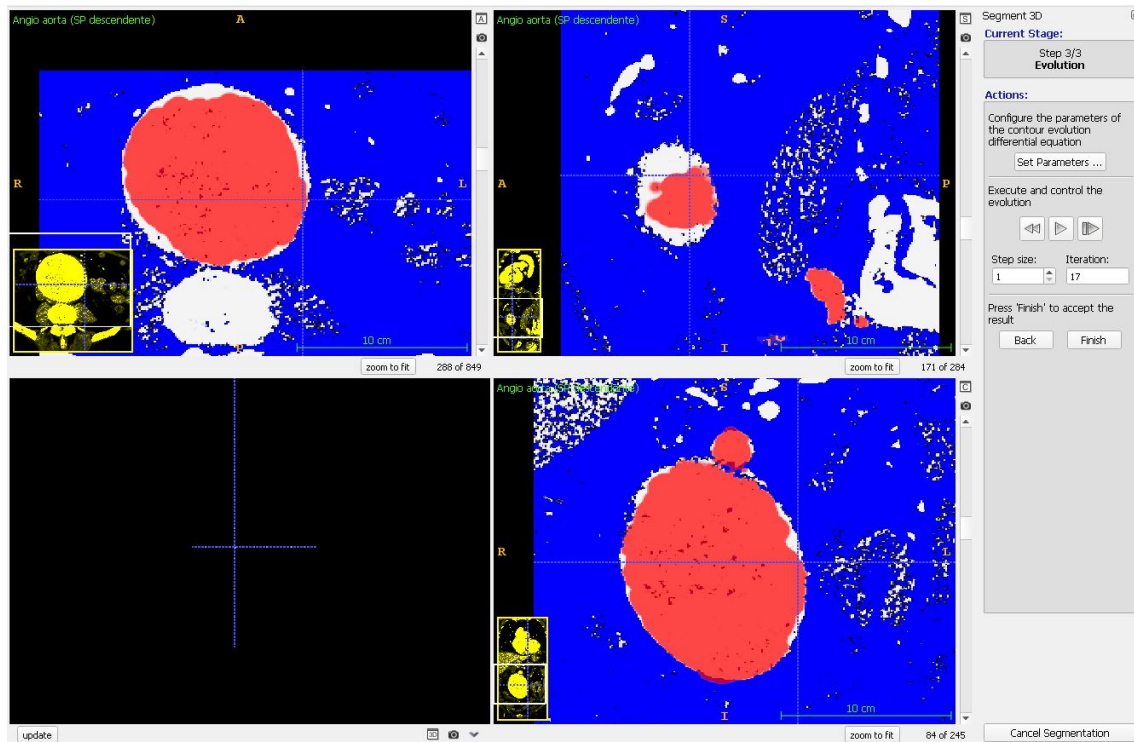


Ilustración 43: Fase de Evolución se muestra el crecimiento de semillas. Fuente: Propia.

Además, es posible visualizar un bosquejo de las semillas en la vista 3D, el cual se actualiza cada vez que se presiona "Update", ubicado en la parte inferior de la ventana (Ilustración 44). Se debe controlar la expansión, pausándola en el momento en el que se encuentre la estructura deseada (Ilustración 45).

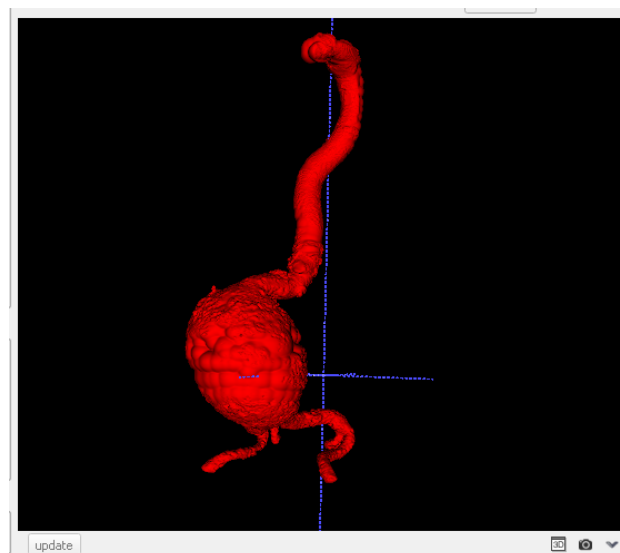


Ilustración 44: Ventada de Visión 3D con semillas antes de la iteración. Fuente: Propia.

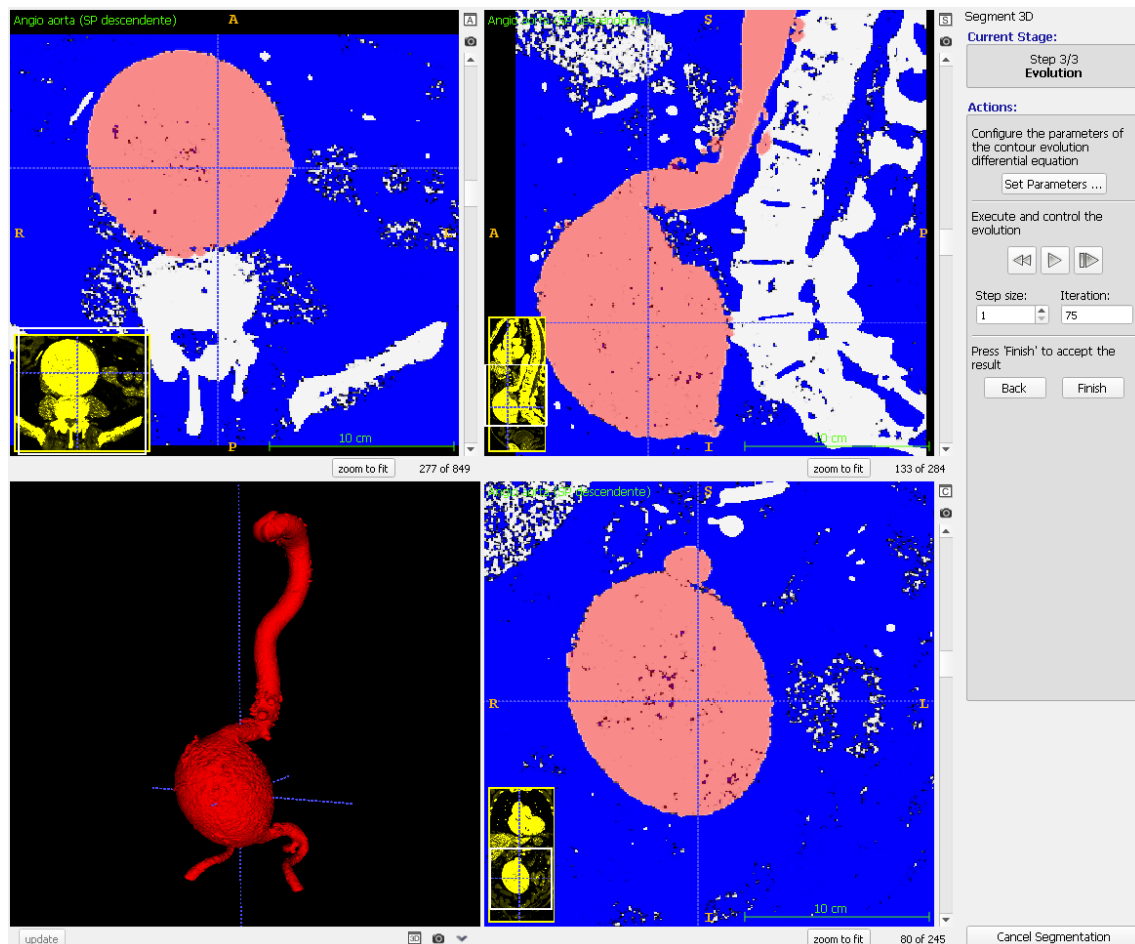


Ilustración 45: Fase de crecimiento de semillas terminada. Fuente: Propia.

Una vez completada la segmentación semiautomática con la herramienta "Snake", es necesario modificar manualmente ciertas áreas debido a imperfecciones o zonas mal segmentadas. Para ello, se utiliza la herramienta "Paintbrush Mode", ubicada en el menú principal de herramientas (Main Toolbar). Dentro del menú de "Paintbrush Mode" se encuentran opciones para cambiar la forma y el tamaño del pincel (Ilustración 46). Se recomienda activar la casilla "3D" para pintar con una esfera en lugar de un pincel plano, y marcar la opción "Isotropic" para asegurar que el pincel tenga dimensiones iguales en todos los planos. Para utilizar la herramienta, se debe hacer clic izquierdo para pintar y clic derecho para borrar, permitiendo una corrección precisa de la segmentación.

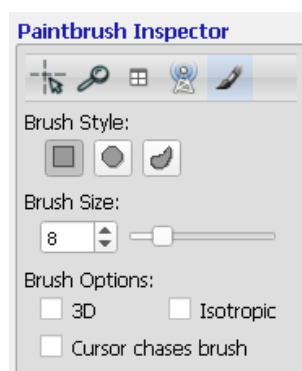


Ilustración 46: Menú de opciones de "Paintbrush Mode". Fuente: Propia.

En la Ilustración 47, se observa el resultado final de la segmentación del lumen de la arteria aorta.

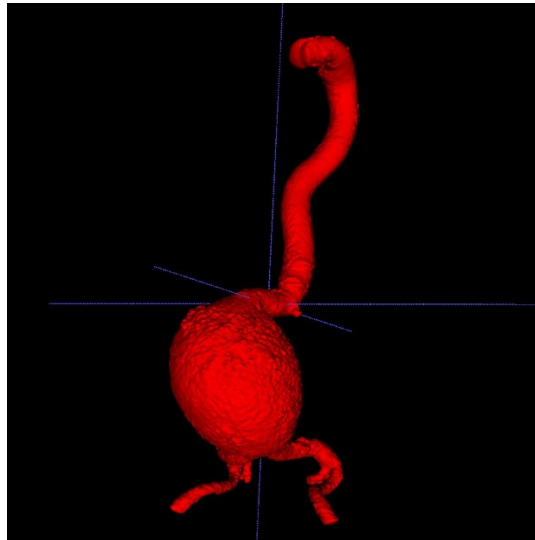


Ilustración 47: Segmentación del Aneurisma de la Arteria Aorta. Fuente: Propia.

Después de haber completado la segmentación de la arteria aorta, el modelo obtenido se exporta en formato STL para generar una superficie tridimensional que pueda emplearse en análisis geométricos y simulaciones posteriores. Para ello, en la barra superior se selecciona la opción “*Segmentation*”, donde se despliega un submenú en el que se elige “*Export as Surface Mesh*”. Al hacerlo, se abre una ventana en la que se define el color de la segmentación correspondiente, en este caso “*Label 1*” (rojo) (Ilustración 48), y se continúa con “*Next*”. En la segunda ventana emergente, se selecciona el formato de salida en “*File Format*” como *STL* y, finalmente, se confirma el proceso haciendo clic en “*Finish*” (Ilustración 49).

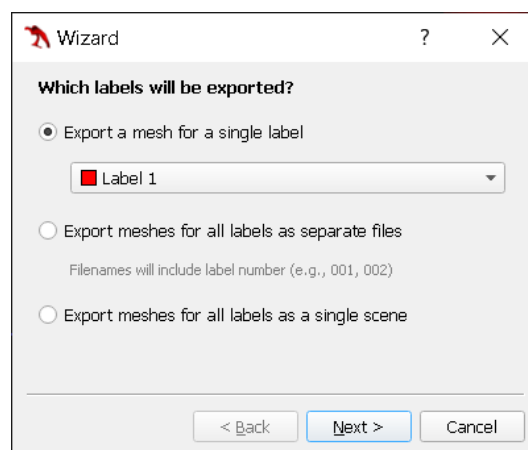


Ilustración 48: Ventana de selección del segmento. Fuente: Propia.

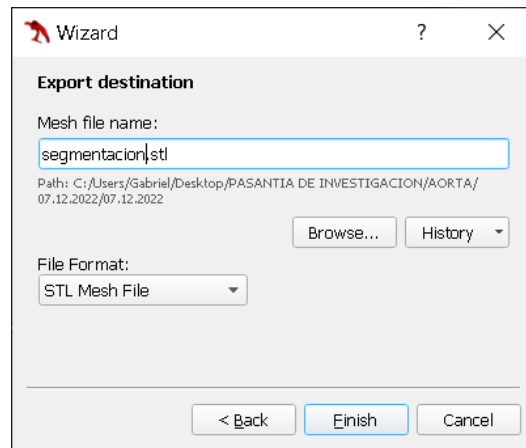


Ilustración 49: Ventana de la selección del formato de archivo STL. Fuente: Propia.

3.2. POSTPROCESADO

Una vez realizada la segmentación del lumen del aneurisma de la arteria aorta, se procede a la fase de postprocesado de los archivos STL generados a partir de las segmentaciones efectuadas con 3D Slicer e ITK-SNAP. En esta etapa se aplica un suavizado de las mallas del modelo, con el propósito de eliminar irregularidades superficiales y optimizar la geometría obtenida. Este procedimiento es fundamental para asegurar una representación más fiel y estable del lumen arterial, evitando artefactos que puedan interferir en los análisis posteriores.

3.2.1. MESHLAB

MeshLab es un software de código abierto diseñado para el procesamiento y edición de mallas triangulares. En este trabajo, su función principal es aplicar un suavizado automático estandarizado mediante el algoritmo “Taubin Smooth”, utilizando los mismos parámetros en los modelos STL obtenidos tras la segmentación con 3D Slicer e ITK-SNAP. La aplicación de algoritmos de filtrado de forma sistemática garantiza que los modelos de un mismo paciente sean tratados bajo condiciones homogéneas, evitando la introducción de sesgos entre segmentaciones. Además, MeshLab dispone de herramientas adicionales para la limpieza y edición de mallas, lo que refuerza la calidad de los modelos tridimensionales de la arteria aorta empleados en las fases posteriores de análisis.

Para importar los archivos en formato STL, se accede al menú “File” en la barra de herramientas y se selecciona la opción “Import Mesh”. A continuación, se ubica el archivo correspondiente al modelo STL y se confirma la operación con “Ok” (Ilustración 50).

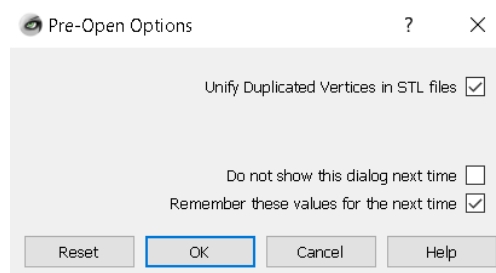


Ilustración 50: Archivo STL cargado en MeshLab. Fuente: Propia.

Una vez cargado el modelo 3D, se procede a aplicar el suavizado mediante la herramienta “Taubin Smooth”. Para ello, se accede al menú “Filters”, se selecciona el submenú “Smoothing, Fairing and Deformation” y, finalmente, la opción “Taubin Smooth”. Al activar la herramienta, se despliega una ventana de configuración en la que se introducen los parámetros correspondientes al algoritmo de “Taubin Smoothing” (Ilustración 51).

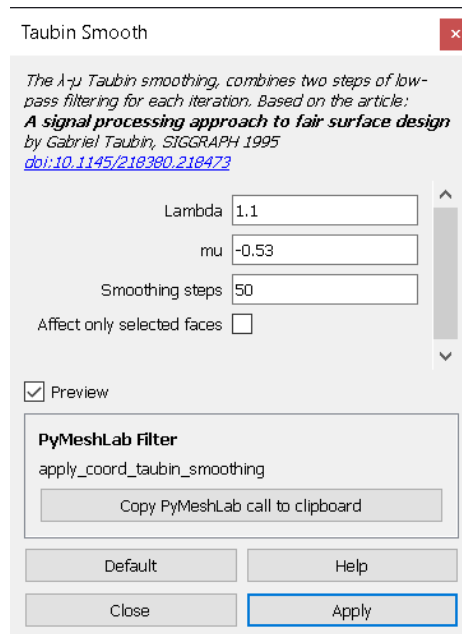


Ilustración 51: Ventana de parámetros de Taubin Smoothing. Fuente: Propia.

El valor del parámetro “Lambda” se fijó en 1.1, correspondiendo al factor de suavizado. Cabe señalar que valores excesivamente altos pueden provocar una contracción significativa de la geometría, por lo que este valor se seleccionó tras un proceso de ajuste experimental. El parámetro “Mu” se mantuvo con el valor por defecto, garantizando el balance necesario para evitar la pérdida de volumen durante el suavizado. Finalmente, en “Smoothing Steps” se asignaron 50 iteraciones, cada una correspondiente a un ciclo de suavizado y compensación del algoritmo. Estos valores se establecieron a partir de pruebas preliminares y se aplicaron de manera homogénea en los modelos segmentados de un mismo paciente (Ilustración 52)

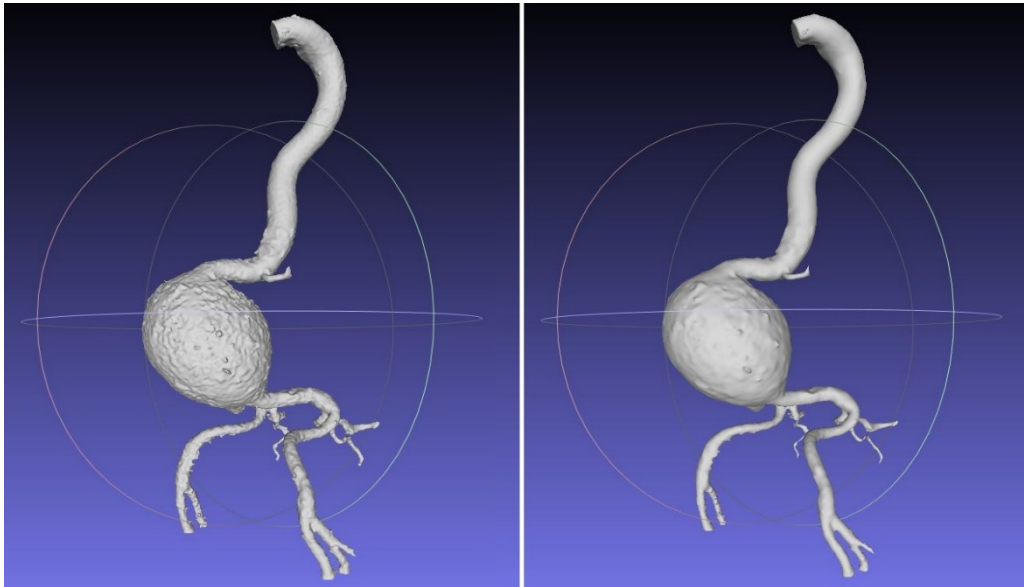


Ilustración 52: Antes y después del suavizado en MeshLab. Fuente: Propia.

3.3. PREPARACIÓN DEL MODELO PARA ANÁLISIS

En esta fase se lleva a cabo la preparación de los modelos para el análisis, con el fin de obtener características geométricas de manera estandarizada. El procedimiento consiste en aplicar cortes planares definidos mediante criterios anatómicos, garantizando que los modelos segmentados con 3D Slicer e ITK-SNAP de un mismo paciente presentaran las mismas dimensiones y condiciones de procesamiento. De este modo, ambos modelos fueron sometidos al mismo filtrado y se ajustará a un tamaño equivalente, lo que asegura la comparabilidad en la posterior extracción automática de parámetros geométricos.

3.3.1. CORTE DE LA AORTA EN MESHMIXER

En esta etapa se realizan los cortes en los modelos segmentados para extraer parámetros geométricos del aneurisma de la arteria aorta, tales como la longitud, el radio máximo y el volumen.

MESHMIXER

Meshmixer es un software gratuito de Autodesk basado en mallas triangulares, utilizado para modelado, análisis e impresión 3D. Entre sus funciones más relevantes se encuentran el suavizado de superficies y el corte de planos. En esta fase de preparación del modelo para el análisis, se emplea la herramienta “Plane Cut” para realizar cortes planimétricos en los modelos STL obtenidos a partir de los programas de segmentación. Este proceso permite lograr la homogeneidad en las dimensiones de los modelos, asegurando que todos estén bajo las mismas condiciones para su posterior análisis.

El primer paso consiste en importar el archivo STL de la segmentación en Meshmixer mediante la opción “Import”, disponible en el menú principal al iniciar el programa. Luego se busca el archivo STL después del suavizado y se muestra la visualización en la pantalla (Ilustración 53).



Ilustración 53: Visualización del modelo 3D en Meshmixer. Fuente: Propia.

A continuación, se realizará el corte anatómico en la zona comprendida entre las arterias renales y por encima de la bifurcación de las arterias ilíacas. Se llevarán a cabo dos tipos de cortes:

MODELO SÓLIDO ESTANCO

Este modelo tiene todas sus superficies completamente cerradas, lo que permite conservar el volumen para su análisis. Es necesario para la obtención de parámetros geométricos como los proporcionados por VMTK, donde se requiere que la geometría sea completamente cerrada para el cálculo preciso del volumen y otros parámetros.

Para realizar los cortes, se accede al menú “Edit” y se selecciona la herramienta “Plane Cut”. Esto abrirá un menú en el que se debe activar la opción “Remeshed Fill” (Ilustración 54). Con la ayuda del mouse, se ubican los planos de corte en las posiciones deseadas. Es recomendable que los planos de corte sean perpendiculares a la aorta para asegurar una correcta alineación y coherencia en los modelos (Ilustración 55).



Ilustración 54: Realización del corte del modelo con tapa en Meshmixer. Fuente: Propia.

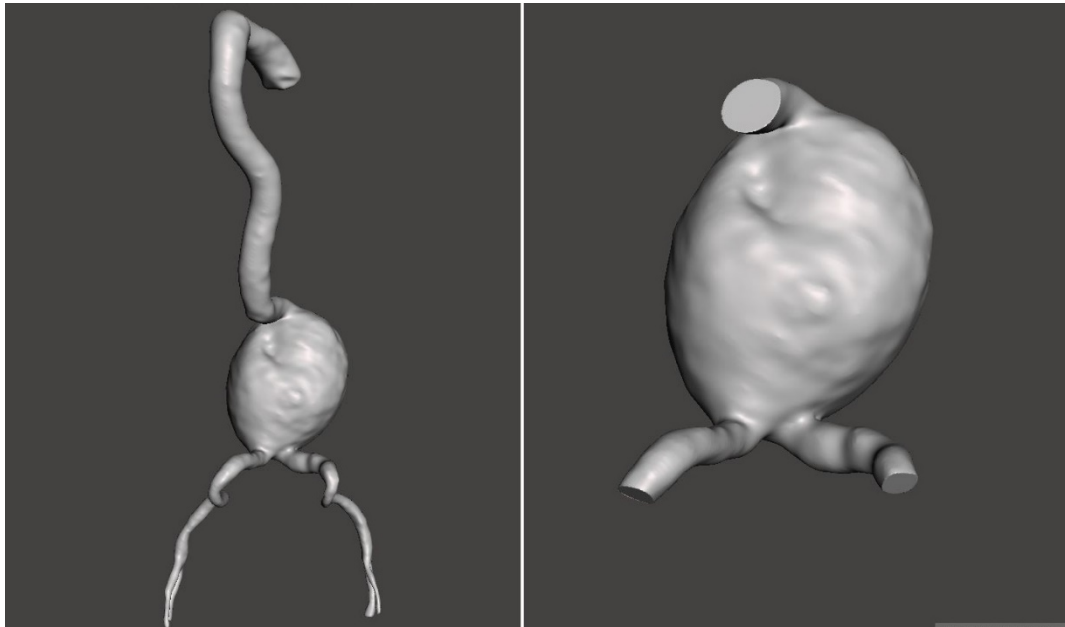


Ilustración 55: Antes y después del corte con tapa realizado en Meshmixer. Fuente: Propia..

Una vez realizado los cortes se procede a exportar los modelos, para ello nos dirigimos a “file” y le damos clic en “Export” y guardamos los modelos cortados en formato de archivo STL.

3.4. EXTRACCIÓN DE CARACTERÍSTICAS DE LA AORTA

En esta última etapa, se procederá a la extracción de características geométricas utilizando VMTK, una extensión de 3D Slicer. Este proceso permitirá obtener parámetros geométricos precisos del aneurisma de la arteria aorta abdominal.

3.4.1. CARACTERÍSTICAS GEOMÉTRICAS

En esta fase, se llevará a cabo la obtención de las características geométricas utilizando la extensión “SlicerVMTK” (Ilustración 56). Esta herramienta permite extraer parámetros como el radio, la longitud, la curvatura, la torsión, entre otros datos relevantes. Sin embargo, no permite calcular el volumen del aneurisma, por lo que se empleará la herramienta “Segment Statistics”, ubicada en el módulo “Quantification”, para obtener este parámetro.

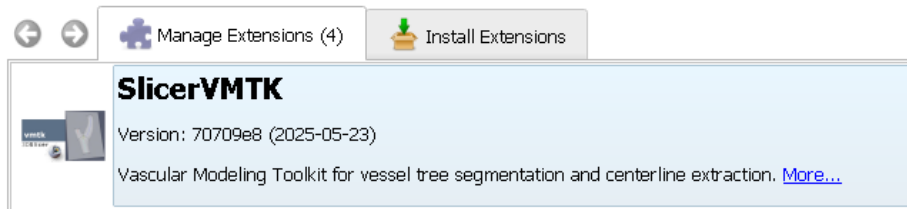


Ilustración 56: VMTK en la tienda de Extensiones de 3D Slicer. Fuente: Propia.

SLICERVMTK

Una vez instalada la extensión *VMTK* (Vascular Modeling ToolKit), se carga el archivo STL en *3D Slicer*. Para ello, se selecciona la opción “Add Data” y luego “Choose

File(s) to Add”, donde se elige el modelo previamente segmentado y cortado, ya sea con tapa (sólido estanco) o sin tapa. Esto nos permitirá obtener las características geométricas del modelo, se muestra el modelo en la ventana de 3D (Ilustración 57).

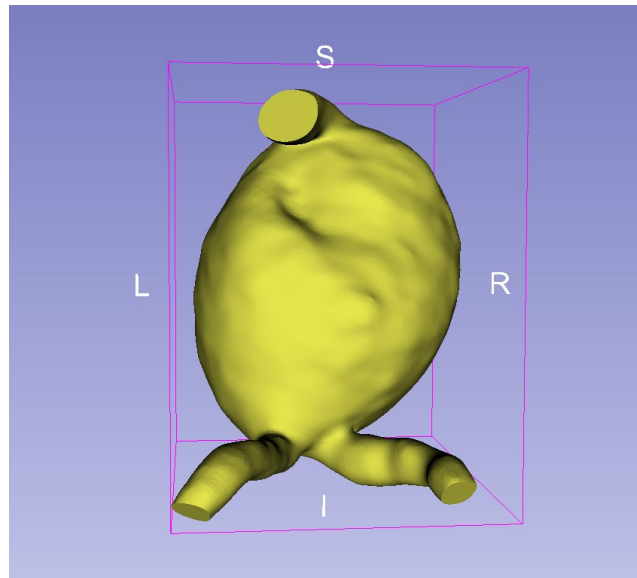


Ilustración 57: Visualización del modelo STL cargado. Fuente: Propia.

A continuación, se accede al módulo de *VMTK* y, en el menú de *“Inputs”*, se selecciona *“Surface”* y se carga el archivo STL de la segmentación. Posteriormente, se crea un *“New Point List”* (Ilustración 58) y se asignan los *point lists* de entrada y salida para completar el proceso, se debe arrastrar del ícono de una flecha con una esfera roja (Ilustración 59).

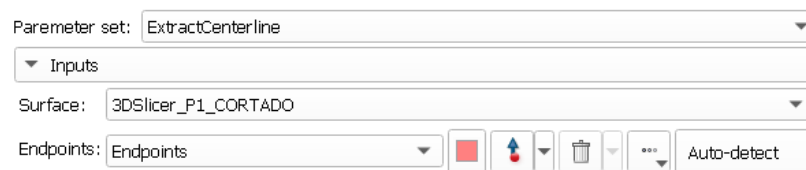


Ilustración 58: Menú de Inputs con un modelo cargado y Endpoints creados. Fuente: Propia.

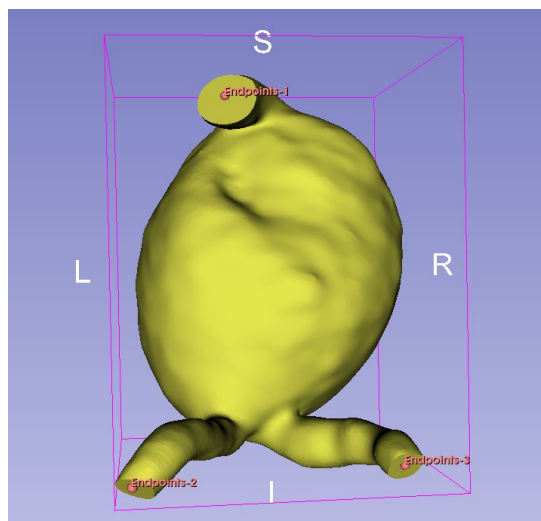


Ilustración 59: Modelo con los Endpoints de entrada y salida. Fuente: Propia.

En el menú de “Outputs”, se selecciona “Tree” y se crean los modelos de “Centerline model”, “Centerline curve” y “Centerline properties” (Ilustración 60). Este procedimiento permite obtener una tabla con los valores de longitud, radio, ángulo, entre otros parámetros geométricos (Ilustración 61), Además, se visualizarán los Centerlines Curves generados en el modelo 3D (Ilustración 62), lo que facilita la interpretación de las características del aneurisma.

▼ Outputs

▼ Network

Network model: None ▼

Network curve: None ▼

Network properties: None ▼

▼ Tree

Centerline model: Centerline model ▼

Centerline curve: Centerline curve ▼

Centerline properties: Centerline quantification ▼

► Advanced

Apply

Ilustración 60: Configuración del menú de Outputs. Fuente: Propia.

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	CellId	Radius	Length	Curvature	Torsion	Tortuosity	StartPointPosition	EndPointPosition
2	0	31.8329	135.885	0.0212613	0.00214311	0.324841	10.6724 53.4038 -289.327	13.9031 57.543 -391.759
3	1	7.79613	109.632	0.0258631	0.0743105	0.102941	13.9031 57.543 -391.759	-30.8605 -24.1463 -426.449
4	2	8.54694	105.177	0.028056	0.0213269	0.163354	13.9031 57.543 -391.759	61.3566 -12.4702 -423.698

Ilustración 61: Tabla de características Geométricas del Aneurisma. Fuente: Propia.

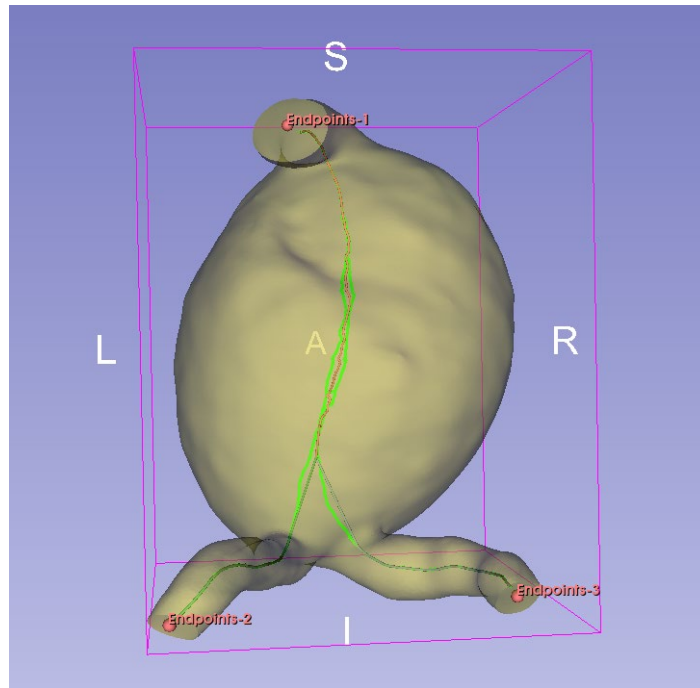


Ilustración 62: Visualización de los Centerlines Curvos en la ventana 3D. Fuente: Propia.

QUANTIFICATION (SEGMENT STATISTICS)

Una vez obtenida la tabla con los parámetros geométricos del aneurisma de la arteria aorta, como la longitud, el diámetro máximo y otras características, se procederá a la extracción del volumen del modelo segmentado. Para ello, se utiliza la herramienta “Quantification”. Primero, se accede a “Data”, se hace clic derecho sobre el archivo STL del modelo 3D y se selecciona “Create Segment”, lo que permitirá crear un segmento para la extracción de las características geométricas del modelo. Luego, en el mismo módulo “Data”, se hace clic derecho sobre el archivo STL y se selecciona “Convert Model to Segmentation Node” (Ilustración 63). Este paso genera un segmento que facilitará la obtención de los parámetros deseados.

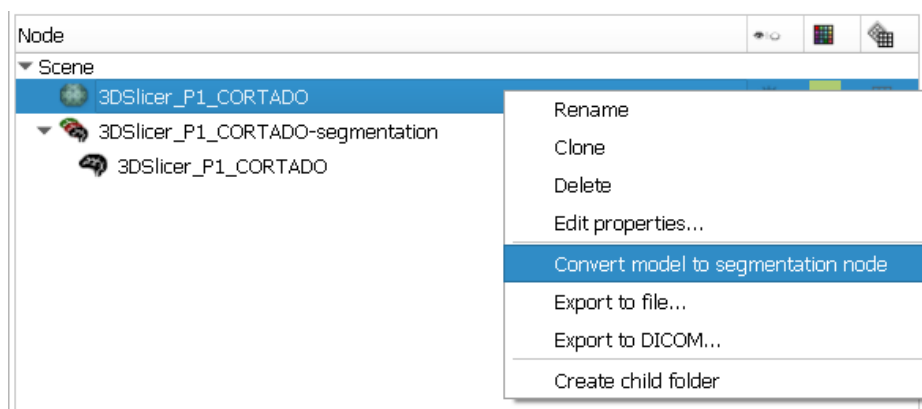


Ilustración 63: Instrucciones para crear el segmento en “Data”. Fuente: Propia.

A continuación, se accede al módulo “Quantification” y se selecciona “Segment Statistics”. Se abrirá una ventana en la que se debe elegir el segmento creado en “Segmentation”, luego se genera una nueva tabla en “Output Table” y se hace clic en

“Apply” (Ilustración 64). Esto generará una tabla con las características del modelo, como el número de voxeles, el volumen, entre otros parámetros (Ilustración x42).

Ilustración 64: Menú de la herramienta “Quantification”. Fuente: Propia.

Segment	Voxel count	Volume (LM) [mm3]	Volume (LM) [cm3]	Surface area [mm2]	Volume (CS) [mm3]	Volume (CS) [cm3]
1 3DSlicer_P1_cortado	4513426	856180	856.18	53074.9	856227	856.227

Ilustración 65: Tabla de características Geométricas del Aneurisma. Fuente: Propia.

4. RESULTADOS Y DISCUSIONES

4.1. COMPARATIVA CUALITATIVA DE LOS MODELOS SEGMENTADOS

En esta etapa se procede a comparar los modelos sin suavizar y suavizados, obtenidos a partir de los programas 3D Slicer e ITK-SNAP. El objetivo de esta sección es identificar el software que mejor se adecua a la segmentación del aneurisma de la arteria aorta abdominal. Para ello, se evaluaron seis pacientes con esta patología, analizando de manera independiente cada caso con ambos programas. La comparativa incluyó tanto los modelos suavizados como los no suavizados, permitiendo observar cómo el postprocesado influye en la representación del lumen arterial. Para facilitar la visualización de los modelos segmentados, se empleó el programa GiD Simulation, únicamente con fines de visualización tridimensional.

Este análisis cualitativo permite realizar una evaluación inicial de la morfología del lumen, identificando diferencias en la forma, continuidad y precisión de los modelos generados por cada software, lo cual es crucial para determinar la herramienta más adecuada para estudios posteriores de caracterización geométrica.

Para iniciar el análisis, se realizó la comparativa de un caso aleatorio de los seis pacientes, considerando los modelos sin suavizado. Esta primera evaluación permite observar de manera preliminar las diferencias entre las segmentaciones obtenidas con los distintos programas. En la visualización, el modelo azul corresponde a la segmentación

realizada con 3D Slicer, mientras que el modelo verde corresponde a la segmentación realizada con ITK-SNAP (Ilustración x43).

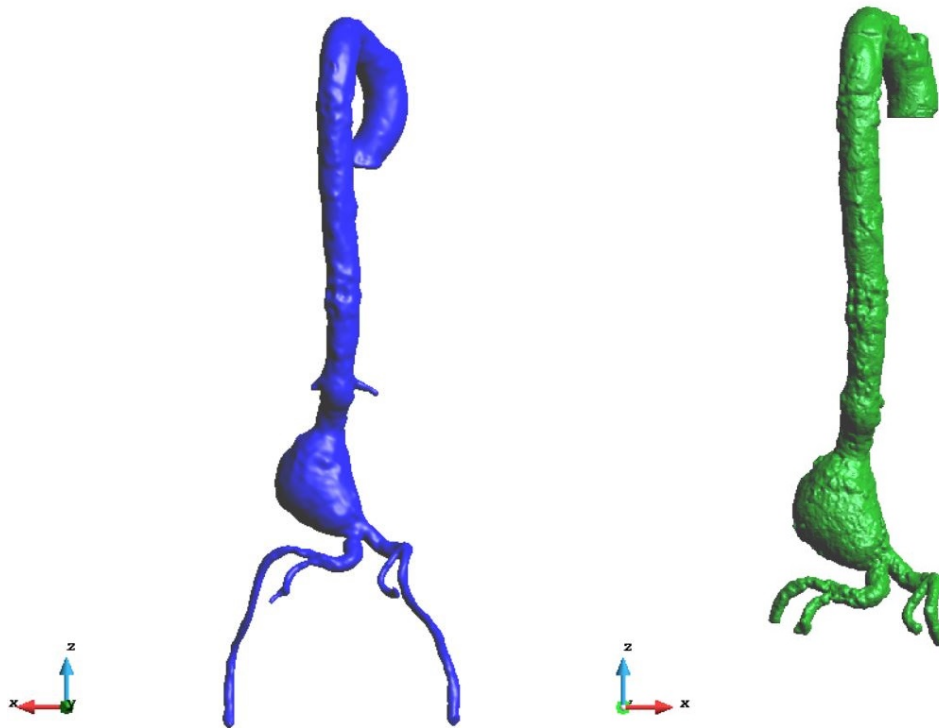
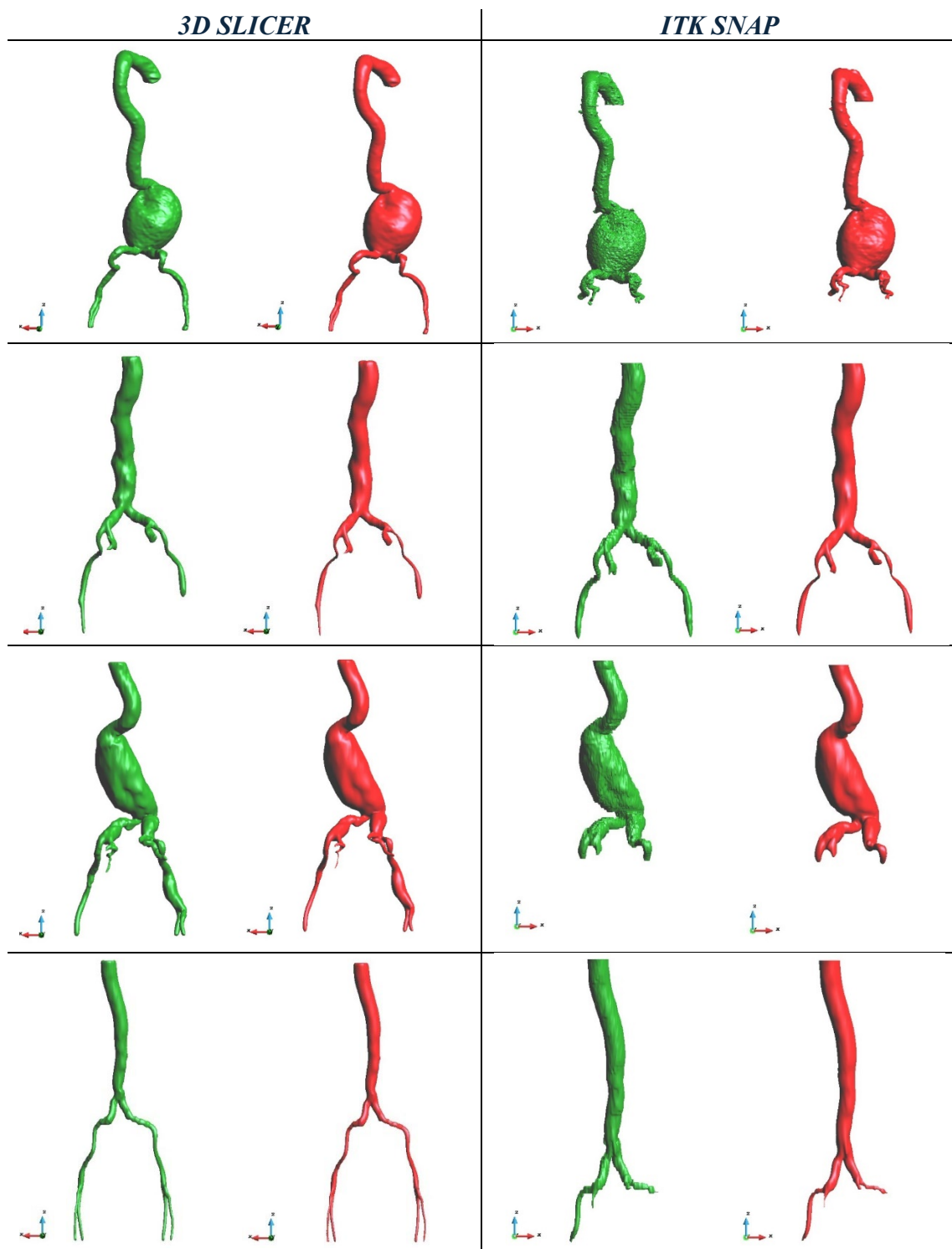


Ilustración 66: Comparación de segmentaciones sin suavizar. Fuente: Propia.

En la Ilustración 66, se observan diferencias relevantes entre ambas segmentaciones. El modelo obtenido con ITK-SNAP (verde) presenta una mayor rugosidad en la superficie del lumen, lo que indica una menor capacidad de suavizado inicial del software. Por otro lado, el modelo generado con 3D Slicer (azul) muestra una superficie más uniforme y, además, permite identificar ramas arteriales adicionales, como las arterias renales, lo que resulta útil para ubicar con mayor certeza el tipo y la localización del aneurisma en la aorta abdominal. Asimismo, en la segmentación con 3D Slicer se aprecia una mayor extensión visible de las arterias ilíacas, lo cual es de interés si se busca realizar un seguimiento clínico más detallado o planificar procedimientos terapéuticos. También cabe resaltar que el tiempo requerido para realizar la segmentación con *ITK-SNAP* fue menor en comparación con el empleado en *3D Slicer*. Esta diferencia en la rapidez del proceso constituye un factor relevante a considerar, ya que puede influir en la elección del software según el contexto de uso, especialmente en escenarios donde la eficiencia en la segmentación resulta prioritaria.

Tras la observación de los modelos segmentados sin suavizar, se procede a presentar los casos renderizados correspondientes al antes y después del postprocesado realizado en MeshLab. Para garantizar la homogeneidad, se aplicaron los mismos parámetros de suavizado en todos los modelos de los seis pacientes, de manera que las comparaciones se efectuaran en condiciones equivalentes. En las imágenes, el modelo en color verde corresponde a la segmentación original sin suavizar, mientras que el modelo en color rojo representa el resultado tras la aplicación del suavizado (Ilustración x43).



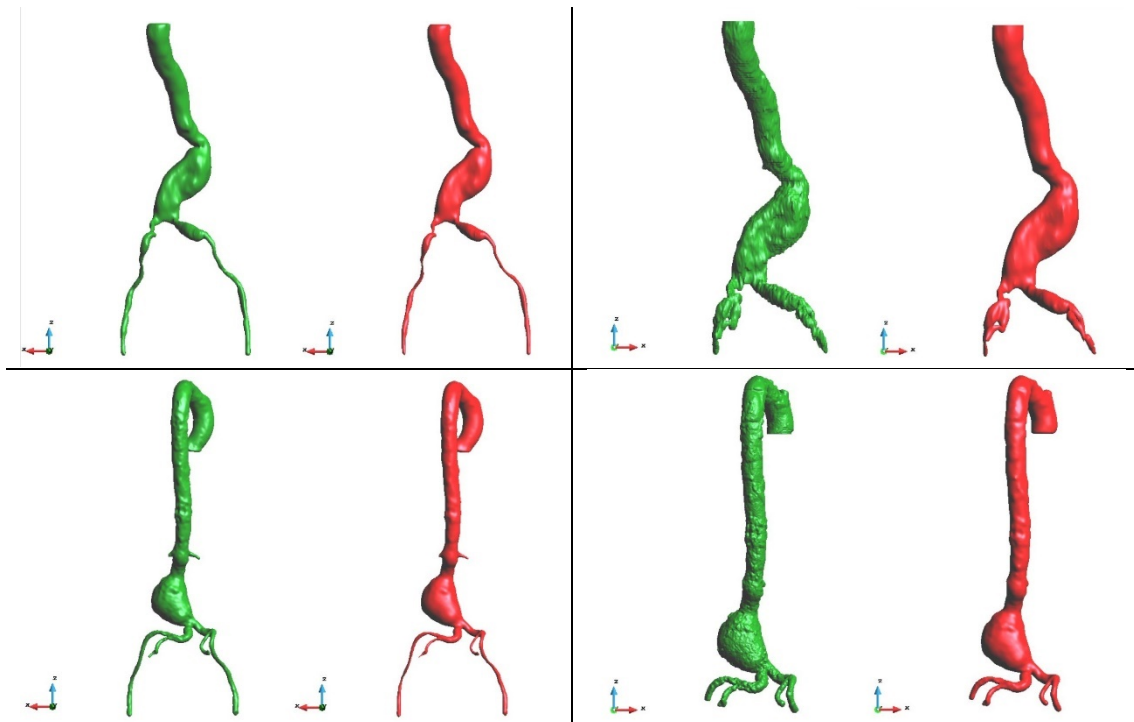


Ilustración 67: Comparación de todos los modelos, antes y después del postprocesado. Fuente: Propia.

En la Ilustración 67, se presentan los seis casos de aneurismas segmentados en ambos programas, comparando los modelos originales sin suavizar (color verde) con los modelos suavizados mediante *MeshLab* (color rojo). En el lado izquierdo se muestran los resultados obtenidos con *3D Slicer* y en el lado derecho los correspondientes a *ITK-SNAP*. Se aprecia que el proceso de suavizado reduce de manera significativa las irregularidades superficiales, generando modelos más uniformes y continuos. Sin embargo, esta operación también conlleva una ligera pérdida de detalle en ciertas estructuras finas, especialmente en ramas arteriales con menor calibre (Ilustración 68). También en las segmentaciones con 3d slicer se observa como unos picos que no se eliminan por completo por otra anomalía (Ilustración 69), se observa La comparación visual permite constatar que, incluso utilizando los mismos parámetros de filtrado en todos los pacientes, los efectos del suavizado difieren según el programa de segmentación inicial, lo que evidencia la influencia de la técnica de segmentación en la calidad final del modelo.

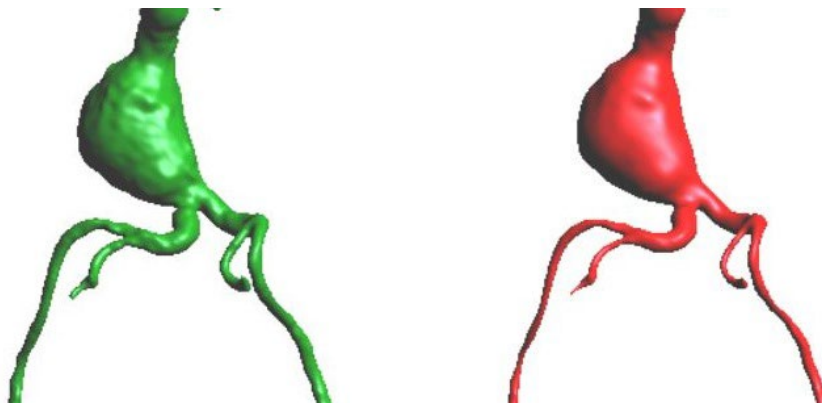


Ilustración 68: Reducción del calibre de las arterias más delgadas del caso 6. Fuente: Propia.



Ilustración 69: Comparación de superficies de los modelos suavizados del Tercer Caso. Fuente: Propia.

4.2. COMPARATIVA CUANTITATIVA DE LOS MODELOS SEGMENTADOS

Tras el análisis cualitativo de los modelos segmentados y postprocesados, se llevó a cabo un análisis cuantitativo dividido en tres fases:

- **Diámetro máximo:** Se compararon los diámetros máximos obtenidos a partir de las segmentaciones generadas con 3D Slicer e ITK-SNAP, utilizando como referencia la medición en DICOM sobre un corte ortogonal a la centerline.
- **Volumen y área de superficie:** Se evaluaron las diferencias de volumen (cm^3) y área superficial (cm^2) del lumen calculadas con el módulo Quantification (Segment Statistics), aplicando idénticos criterios de corte y postprocesado para ambos modelos.
- **Parámetros geométricos de la centerline:** Mediante SlicerVMTK se compararon los descriptores geométricos del segmento aórtico principal: radio medio (máxima esfera inscrita promedio), longitud, curvatura, torsión y tortuosidad.

En todas las comparaciones se emplearon diferencias absolutas y relativas (%), y se reportaron estadísticas resumen (media, DE, MAPE) para valorar la concordancia entre ambos flujos de segmentación.

4.2.1. DIÁMETRO MÁXIMO

Para la comparación se empleó GiD Simulation, donde se superpusieron los modelos STL previamente cortados y alineados en el mismo sistema de referencia. Se generaron cortes transversales (planos ortogonales al eje Z) a lo largo del modelo para la inspección sección a sección, luego se realizó la medida con ayuda del programa. En las visualizaciones, el modelo de 3D Slicer se muestra en verde y el modelo de ITK-SNAP en rojo. Como referencia para el diámetro máximo, en el Anexo I se incluyen las imágenes DICOM con la localización de la medida realizada (medición en plano sagital en el punto de mayor dilatación). A partir de estas mediciones se calcularon el error absoluto y el error relativo (%), lo que permitió cuantificar las discrepancias y valorar qué flujo de segmentación ofrece resultados más próximos a la referencia

PACIENTE 1:

Imagen DICOM

- Diámetro maximo: 105.00 mm

3D Slicer

- Diámetro maximo: 112.14 mm

ITK-Snap

- Diámetro maximo: 112.29 mm

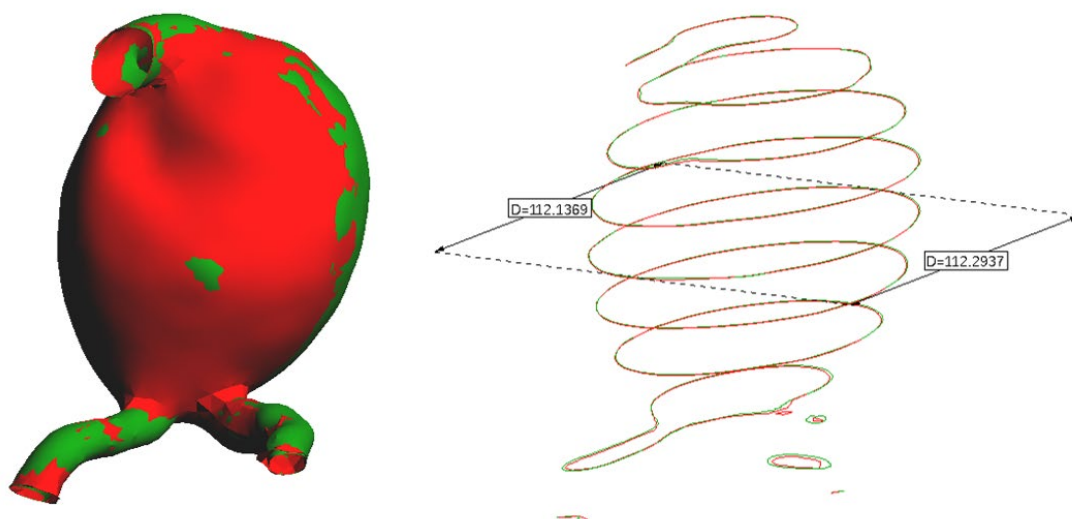


Ilustración 70: Comparación del modelo del primer paciente. Fuente: Propia.

PACIENTE 2:

- ✚ **Imagen DICOM**
 - Diámetro maximo: 30.43 mm
- ✚ **3D Slicer**
 - Diámetro maximo: 31.53 mm
- ✚ **ITK-Snap**
 - Diámetro maximo: 30.65 mm

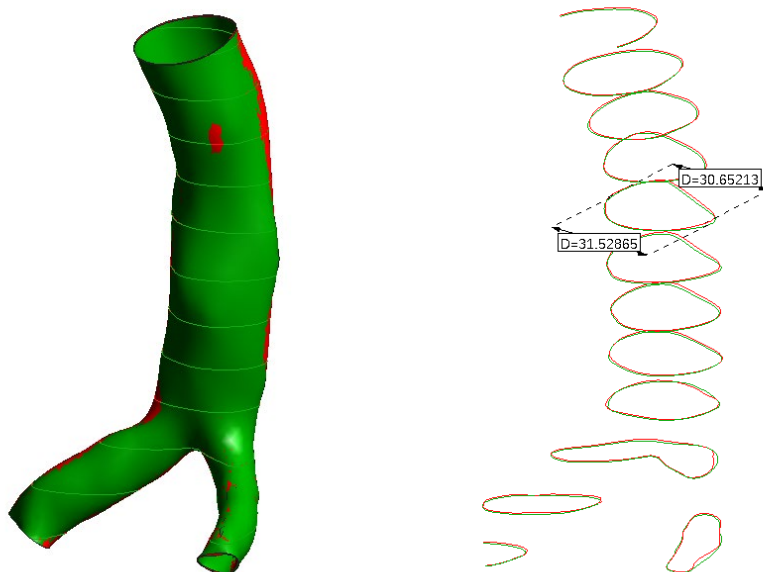


Ilustración 71: Comparación del modelo del segundo paciente. Fuente: Propia.

PACIENTE 3:

Imagen DICOM

- Diámetro maximo: 79.17 mm

3D Slicer

- Diámetro maximo: 82.61 mm

ITK-Snap

- Diámetro maximo: 81.38 mm

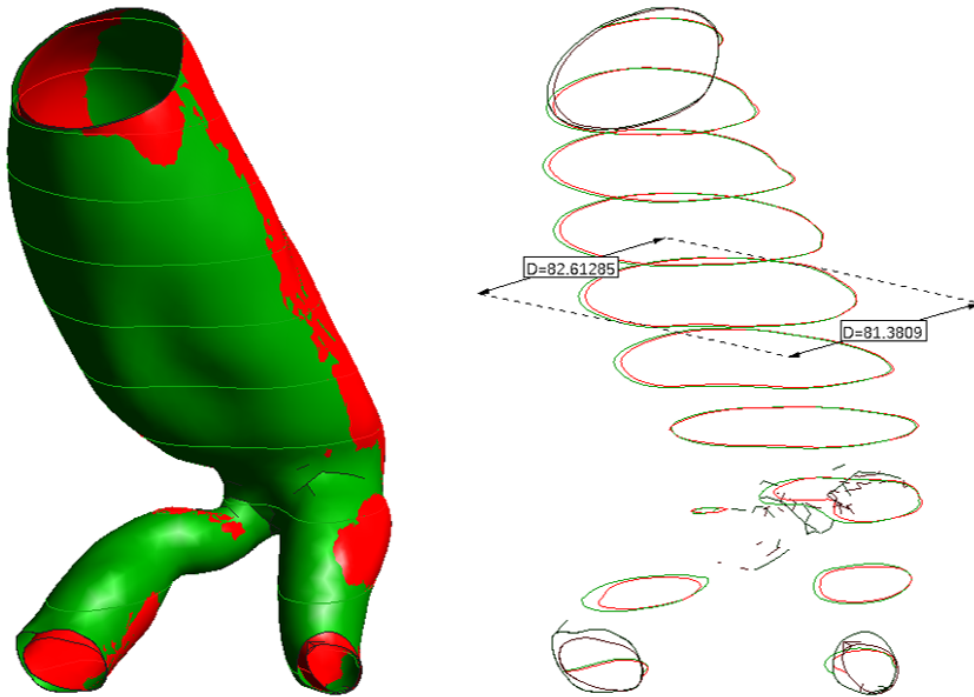


Ilustración 72: Comparación del modelo del tercer paciente. Fuente: Propia.

PACIENTE 4:

Imagen DICOM

- Diámetro maximo: 25.85 mm

3D Slicer

- Diámetro maximo: 23.41 mm

ITK-Snap

- Diámetro maximo: 24.57 mm

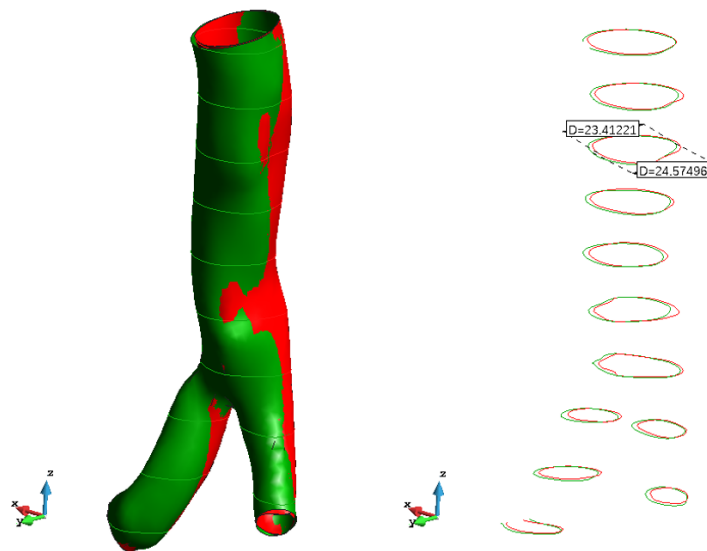


Ilustración 73: Comparación del modelo del cuarto paciente. Fuente: Propia.

PACIENTE 5:

Imagen DICOM

- Diámetro maximo: 69.32 mm

3D Slicer

- Diámetro maximo: 68.92 mm

ITK-Snap

- Diámetro maximo: 68.81 mm

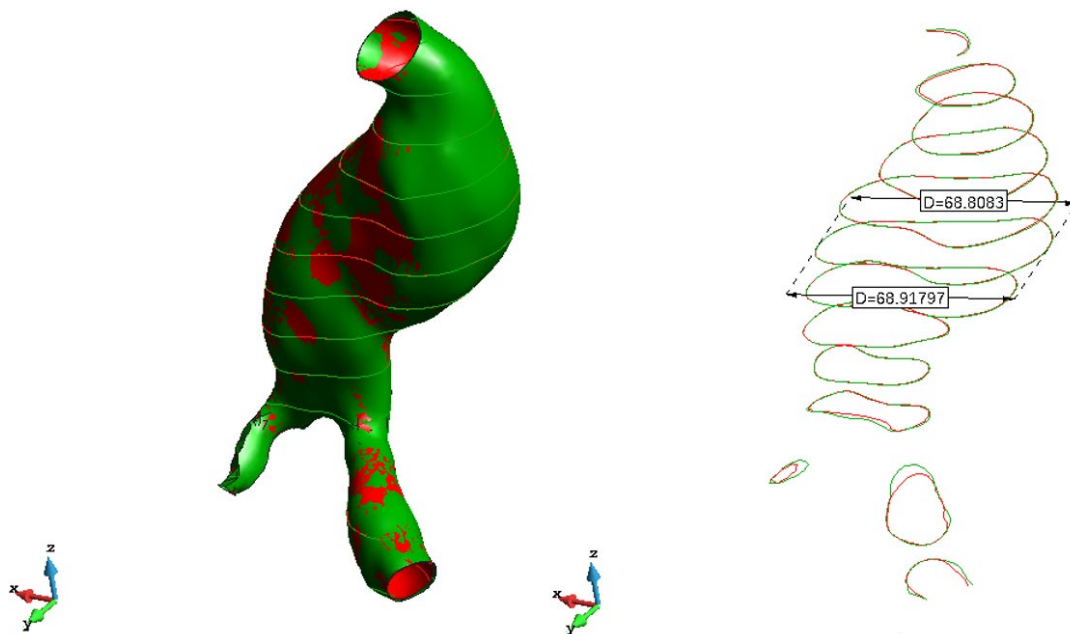


Ilustración 74: Comparación del modelo del quinto paciente. Fuente: Propia.

PACIENTE 6:

Imagen DICOM

- Diámetro maximo: 58.43 mm

3D Slicer

- Diámetro máximo: 56.48 mm

 **ITK-Snap**

- Diámetro máximo: 59.22 mm

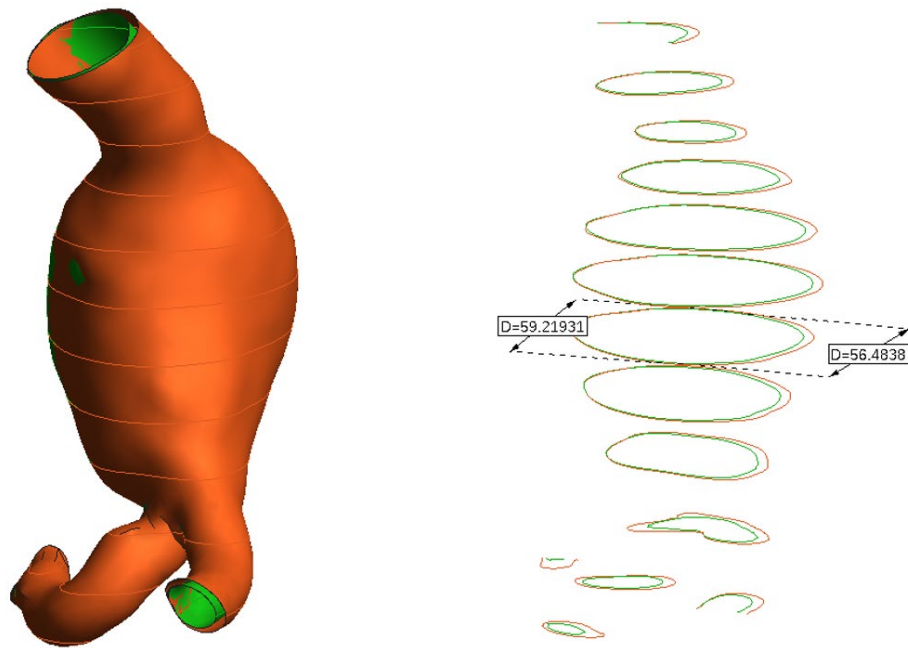


Ilustración 75: Comparación del modelo del sexto paciente. Fuente: Propia.

Para la medición del diámetro máximo se utilizaron los modelos del aneurisma de aorta abdominal previamente segmentados, suavizados y cortados. En GiD se superpusieron ambos STL y se generaron cortes transversales (planos ortogonales al eje Z) a lo largo del modelo. La porción superior corresponde a la región aneurismática y la inferior a la bifurcación ilíaca. En las figuras se aprecia la coincidencia geométrica entre ambos modelos: las superficies se superponen con ligeras variaciones, lo que sugiere segmentaciones comparables. (Para la representación se mostraron pocos cortes, por lo que las ilíacas no se distinguen con detalle).

Con estas mediciones se construyó la Tabla 2 (Diámetros máximos del aneurisma), donde se reportan los valores de referencia en DICOM y los obtenidos con 3D Slicer e ITK-SNAP, junto con el Error Absoluto por paciente (AE) y el Error Relativo (E%).

También se construyó la Tabla 3. En esta tabla se sintetiza la discrepancia entre cada método de segmentación y la referencia DICOM mediante cuatro métricas: MAE (Mean Absolute Error, mm), MAPE (Mean Absolute Percentage Error, %), sesgo (bias, mm; media firmada de Modelo – DICOM, positivo = sobreestimación) y correlación r (coeficiente de Pearson). Estas métricas complementan los errores por paciente al proporcionar la magnitud media del error (MAE), su versión normalizada (MAPE) y la dirección del error (sesgo).

Paciente	DICOM (mm)	3D Slicer (mm)	ITK- SNAP (mm)	AE Slicer (mm)	AE ITK (mm)	E% Slicer	E% ITK
P1	105.00	112.14	112.29	7.14	7.29	6.80	6.94
P2	30.43	31.53	30.65	1.10	0.22	3.61	0.72
P3	79.17	82.61	81.38	3.44	2.21	4.35	2.79
P4	25.85	23.41	24.57	2.44	1.28	-9.44	-4.95
P5	69.32	68.92	68.81	0.40	0.51	-0.58	-0.74
P6	58.43	56.48	59.22	1.95	0.79	-3.34	1.35

Tabla 2: Diámetros máximos del aneurisma (mm) y errores respecto a DICOM. AE: $|Modelo - DICOM|$; E%: $100 (Modelo - DICOM) / DICOM$ (positivo = sobreestimación, negativo = subestimación). Fuente: Propia.

Métrica	3D Slicer	ITK-SNAP
MAE (mm)	2.74	2.05
MAPE (%)	4.69	2.92
Sesgo (mm)	1.15	1.45

Tabla 3: Resumen de errores respecto al diámetro de la imagen DICOM. Fuente: Propia.

Frente a la referencia DICOM, los modelos obtenidos con ITK-SNAP presentaron menor error que los de 3D Slicer. El MAE fue de 2.05 mm para ITK-SNAP y 2.74 mm para 3D Slicer; el MAPE fue 2.92 % y 4.69 %, respectivamente (Tabla 2). En ambos casos el sesgo fue positivo (+1.45 mm en ITK-SNAP; +1.15 mm en Slicer), indicando una ligera sobreestimación del diámetro con respecto a DICOM. A nivel individual (Tabla 1) el software ITK-SNAP mostró el menor AE en cuatro de los seis pacientes (P1, P2, P3 y P6); Slicer fue mejor en P5 y ambos subestimaron en P4, siendo este el caso más discordante (-9.44 % Slicer; -4.95 % ITK-SNAP), probablemente asociado a diferencias locales del plano de corte/segmentación o al efecto del suavizado en la zona de máxima dilatación.

Con el conjunto analizado (n=6), ITK-SNAP ofrece una menor desviación media respecto a DICOM para el diámetro máximo, por lo que manteniendo el mismo flujo de trabajo de postprocesado, resulta ligeramente más preciso para este parámetro que 3D Slicer. No obstante, las diferencias absolutas son reducidas y ambos métodos muestran alta concordancia con la referencia.

4.2.2. VOLUMEN Y ÁREA DE SUPERFICIE

Para la comparación del volumen y el área de superficie del aneurisma de la arteria aorta abdominal, se emplearon los resultados obtenidos con la herramienta Quantification de 3D Slicer. El análisis se realizó a partir de los parámetros generados tras las segmentaciones efectuadas en los dos programas evaluados (3D Slicer e ITK-SNAP). Con el fin de garantizar la validez de la comparación, todos los modelos fueron sometidos al mismo proceso de postprocesado (suavizado y corte) bajo condiciones idénticas.

Se construyó la tabla 4, donde muestra los resultados y las variaciones que hay con respecto a ambos programas.

PACIENTE	Volumen (cm ³)			Área de Superficie (cm ²)		
	3D SLICER	ITK-SNAP	Variación (%)	3D SLICER	ITK-SNAP	Variación (%)
P1	856.18	869.407	-1.54	530.749	539.9	-1.725
P2	73.5905	74.5258	-1.27	143.275	144.1	-0.553
P3	601.031	558.12	7.14	482.614	461.2	4.435
P4	49.4551	45.8924	7.20	111.508	106.9	4.131
P5	156.821	161.659	-3.09	217.891	223.6	-2.633
P6	127.925	145.617	-13.83	170.328	187.2	-9.887

Tabla 4: Valores de volumen (cm³) y área superficial (cm²) del aneurisma de la arteria aorta abdominal obtenidos con 3D Slicer e ITK-SNAP. Fuente: Propia.

En términos de volumen, se observan discrepancias moderadas entre programas. La variación porcentual osciló entre -13.83 % (P6) y +7.20 % (P4). En tres de los seis casos (P1, P2 y P5), la diferencia relativa fue menor al 3 %, lo que refleja buena concordancia. Sin embargo, en P3, P4 y P6 las diferencias superaron el 7 %, lo que indica que la estimación del volumen es más sensible a las particularidades de la segmentación y el postprocesado.

Respecto al área superficial, las variaciones fueron en general más estables, con un rango de -9.88 % a +4.43 %. En cuatro pacientes (P1, P2, P4 y P5), la diferencia fue inferior al 5 %, mientras que en P6 se presentó la mayor discrepancia (- 9.88 %), consistente con la variación observada en volumen para el mismo caso.

En el caso del volumen y el área de superficie no fue posible calcular métricas de error como en el análisis del diámetro máximo, debido a que no se cuenta con un valor de referencia absoluto en la imagen DICOM que pueda ser considerado como estándar de verdad. Por tal motivo, la comparación se centró en la variación porcentual relativa ($\text{Variación (\%)} = 100 \cdot (\text{Slicer} - \text{ITK-SNAP}) / \text{Slicer}$; valores positivos indican sobreestimación de 3D Slicer respecto a ITK-SNAP, y valores negativos subestimación.) entre los resultados obtenidos con ambos programas de segmentación. Este enfoque permite identificar el grado de discrepancia entre softwares bajo las mismas condiciones de postprocesado. En general, se observó que las diferencias se mantuvieron por debajo del 5 % en la mayoría de los casos, lo que sugiere que tanto 3D Slicer como ITK-SNAP ofrecen resultados comparables. Sin embargo, en casos puntuales (P3, P4 y P6) las variaciones fueron superiores al 7 %, lo que evidencia la influencia de la segmentación y los planos de corte en el cálculo volumétrico. Esto refuerza la necesidad de estandarizar los procedimientos de segmentación y postprocesado para reducir la variabilidad en parámetros derivados, especialmente cuando se emplean en estudios comparativos o de simulación numérica.

4.2.3. PARÁMETROS GEOMÉTRICOS DE LA CENTERLINE:

Para el análisis se emplearon las métricas calculadas por SlicerVMTK a lo largo de la centerline. El árbol vascular se divide en segmentos identificados por CellId. En cada caso se seleccionó el segmento principal de la aorta abdominal, definido como el tramo de mayor longitud comprendido entre el plano infrarrenal y la bifurcación ilíaca (Ilustración 76).

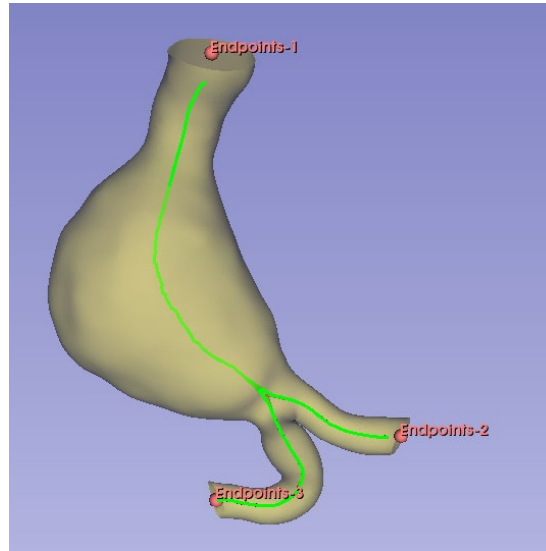


Ilustración 76: Visualización del modelo 3d de la Aneurisma con las curvas del Centerline. Fuente: Propia.

En muchos casos este tramo coincide con CellId = 0, pero dado que la indexación puede variar, la selección se basó en criterio anatómico y longitud máxima, no en el número de CellId. Con el fin de centrar el estudio en el aneurisma y evitar mezclar ramas, solo se analizaron los valores del segmento principal.

Los parámetros reportados para ese segmento son:

- Radio medio (mm): promedio del radio de la esfera inscrita máxima (maximum inscribed sphere radius) a lo largo del segmento. No representa el diámetro máximo global del aneurisma; es un descriptor del calibre medio local.
- Longitud (mm): longitud del recorrido de la centerline en el segmento seleccionado.

Se realizarán la Tabla 5, que nos mostrarán los parametros de radio y longitud, esta tabla es la mas importante ya que nos muestras las dimensiones más usadas en los analisis. Con el fin de facilitar la lectura, los resultados de SlicerVMTK se presentará en la tabla 5, nos muestra las dimensiones del segmento principal (CellId = 0), que recoge los parámetros geométricos de tamaño más usados en los análisis: radio medio (promedio del radio de la esfera inscrita) y longitud de la centerline. Estos valores describen el calibre medio y la extensión del tronco aórtico aneurismático y son los que más directamente condicionan otras métricas (p. ej., volumen).

Se reportan, para los seis pacientes, los valores obtenidos con 3D Slicer e ITK-SNAP, junto con la variación ($\text{Variación (\%)} = 100 \cdot (\text{Slicer} - \text{ITK-SNAP}) / \text{Slicer}$; valores positivos indican sobreestimación de 3D Slicer respecto a ITK-SNAP, y valores negativos subestimación).

PACIENTE	Radio (mm)			Longitud (mm)		
	3D SLICER	ITK-SNAP	Variación (%)	3D SLICER	ITK-SNAP	Variación (%)
P1	31.85	32.37	-1.64	135.92	135.41	0.38
P2	11.57	11.71	-1.23	91.27	90.47	0.88
P3	30.14	29.96	0.61	119.30	110.14	7.68

P4	10.00	9.78	2.21	89.32	84.58	5.30
P5	131.17	133.44	-1.73	15.31	13.91	9.10
P6	15.42	16.37	-6.14	108.16	111.30	-2.91

Tabla 5: Valores de volumen (cm³) y área superficial (cm²) del aneurisma de la arteria aorta abdominal obtenidos con 3D Slicer e ITK-SNAP. Fuente: Propia.

En la Tabla 5 se comparan el radio medio y la longitud de la centerline entre 3D Slicer e ITK-SNAP. Con la definición de variación empleada, los valores negativos indican que ITK-SNAP produce medidas mayores y los positivos que lo hace Slicer.

Para el Radio medio. Las diferencias fueron pequeñas en la mayoría de casos ($|\Delta\%| \leq \sim 2-3\%$), salvo P6 (-6.14%). En promedio, el radio de ITK-SNAP resultó ligeramente mayor (media de $\Delta\% \approx -1.3\%$), consistente con la mayor micro-rugosidad observada cualitativamente.

Para la longitud, la media de $+3.4\%$ sugiere que Slicer reporta longitudes algo más altas; las discrepancias más notables se observaron en P3–P5, atribuibles a variaciones en los planos de corte o en la selección del tramo infrarrenal–bifurcación para la extracción de la centerline. En conjunto, el radio aparece robusto entre segmentadores bajo el mismo postprocesado, mientras que la longitud es más sensible a las condiciones de recorte y al tramo analizado.

El radio medio es robusto entre segmentadores bajo el mismo postprocesado, mientras que la longitud es más sensible a pequeñas diferencias de recorte o a qué tramo exacto se toma para la centerline. Para minimizar estas discrepancias conviene (i) fijar y documentar los planos anatómicos de corte, y (ii) seleccionar siempre el segmento de mayor longitud comprendido entre el plano infrarrenal y la bifurcación iliaca.

5. CONCLUSIONES

A lo largo de este trabajo se estableció y aplicó un flujo de trabajo estandarizado para la obtención y comparación de características geométricas del aneurisma de aorta abdominal (AAA) a partir de imágenes DICOM. El pipeline incluyó la segmentación en 3D Slicer e ITK-SNAP, la exportación de modelos STL, el suavizado automático (Taubin) en MeshLab, la definición de planos anatómicos de corte infrarrenal y de bifurcación iliaca en Meshmixer, y, finalmente, la extracción de métricas con SlicerVMTK y Segment Statistics. Esta estandarización permitió comparar de manera justa y reproducible seis casos de AAA, utilizando GiD como visor para superposición y lectura de cortes. El enfoque combinado cualitativo - cuantitativo aportó una visión completa: por un lado, de la calidad superficial y la representación anatómica; por otro, de la concordancia numérica entre softwares.

En el análisis cualitativo, antes del filtrado se observaron diferencias consistentes entre herramientas: ITK-SNAP tendió a generar superficies del lumen más rugosas, mientras que 3D Slicer produjo una apariencia más uniforme y una mejor identificación de ramas (renales e ilíacas). Tras aplicar el mismo suavizado a todos los modelos, las superficies se homogenizaron de forma notable, aunque con la contrapartida esperable de pérdida de detalle en ramas finas; además, en algunas geometrías de Slicer persistieron picos locales. Estas observaciones son relevantes para la práctica: cuando la prioridad es la exploración anatómica inicial o el reconocimiento de ramas, 3D Slicer resulta

especialmente útil; cuando se requiere rapidez operativa, ITK-SNAP ofrece tiempos de segmentación menores.

El análisis cuantitativo con referencia clínica en DICOM se centró en el diámetro máximo, parámetro de uso extendido para seguimiento del AAA. Con el conjunto evaluado ($n=6$), ITK-SNAP mostró un rendimiento ligeramente superior: MAE de 2.05 mm y MAPE de 2.92 %, frente a 2.74 mm y 4.69 % en 3D Slicer. En ambos casos se observó un sesgo positivo de alrededor de +1-1.5 mm, es decir, una leve tendencia a sobreestimar el diámetro respecto a la referencia; pese a ello, la concordancia global con DICOM fue muy alta ($r \approx 0.998 - 0.999$). Caso a caso, ITK-SNAP obtuvo el menor error absoluto en cuatro de seis pacientes, mientras que Slicer lo hizo en uno; el resto correspondió a un caso con subestimación en ambas herramientas, probablemente vinculada a microdesajustes de corte o efecto del suavizado en la zona de máxima dilatación. En conjunto, estos hallazgos apoyan que, cuando el objetivo principal es la medición fiable del diámetro máximo, ITK-SNAP aporta una ventaja modesta pero consistente, sin que ello invalide el uso de 3D Slicer, cuyas discrepancias se mantuvieron en el orden de pocos milímetros.

Para volumen y área superficial no se dispone de un “estándar de verdad” en DICOM; por ello, se comparó la variación relativa entre softwares bajo idéntico posprocesado. La mayoría de los casos presentó diferencias por debajo del 5 %, lo que sugiere que, manteniendo constantes suavizado y planos de corte, el software de segmentación influye poco en estas magnitudes. Las discrepancias puntuales superiores ($\approx 7-14$ % en volumen y hasta ~ 10 % en área) se concentraron en casos aislados y se explican de forma plausible por la inclusión/exclusión de ramas de pequeño calibre y por diferencias sutiles en la ubicación de los planos de corte. Este comportamiento refuerza la idea de que la mayor fuente de variabilidad no es el algoritmo de segmentación per se, sino la definición anatómica del dominio y su posprocesado.

Las métricas derivadas de la centerline aportaron una perspectiva complementaria. El radio medio (promedio del radio de la esfera inscrita) mostró diferencias pequeñas entre softwares (habitualmente $\leq 2-3$ %, con una media cercana a -1.3 % según la convención empleada, lo que implica radios ligeramente mayores en ITK-SNAP), en consonancia con la rugosidad previa al suavizado. En cambio, la longitud del tronco infrarrenal-bifurcación resultó más sensible: la media de variación alrededor del $+3-4$ % a favor de Slicer se vio afectada por algunos casos con discrepancias más altas, atribuibles a milimétricos desajustes de corte o a la selección exacta del tramo analizado. En otras palabras, el radio medio aparece robusto entre segmentadores cuando se controla el posprocesado, mientras que la longitud exige una definición muy precisa y reproducible de los límites anatómicos y del segmento evaluado.

Desde el punto de vista práctico, los resultados permiten proponer recomendaciones concretas. Para estudios centrados en el diámetro máximo (seguimiento, toma de decisiones clínicas), ITK-SNAP, combinado con un posprocesado homogéneo, constituye una opción ligeramente más precisa. Para exploración anatómica y contextualización de ramas, 3D Slicer ofrece ventajas cualitativas. Para magnitudes integrales como volumen, área y radio medio, ambos flujos son intercambiables si se aplican exactamente los mismos parámetros de suavizado y se respetan los mismos

planos. En cualquier caso, conviene institucionalizar una lista de verificación por paciente (planos infrarrenal y de bifurcación definidos y documentados; parámetros de Taubin fijados; identificación del segmento principal de mayor longitud; registro de resolución y espesor de corte del estudio DICOM) y mantener un control de calidad visual que anticipe discrepancias.

Este trabajo presenta limitaciones: tamaño muestral reducido ($n=6$), un único operador, ausencia de estándar de verdad para volumen y área, y dependencia de la resolución espacial y del espesor de corte. La simulación hemodinámica, inicialmente prevista, no se abordó en esta versión del estudio. Aun así, el protocolo desarrollado es trasladable y puede servir como base para estudios multicéntricos o longitudinales en los que interese aislar el efecto del software de segmentación del efecto de los pasos de posprocesado.

En términos de aplicabilidad, los resultados son inmediatamente útiles para estandarizar pipelines en entornos de investigación o clínica de apoyo: con este protocolo es posible asegurar que comparaciones inter-software o inter-centro se realicen en condiciones controladas, minimizar la variabilidad atribuible a decisiones de corte y suavizado, y priorizar la herramienta de segmentación en función del objetivo (precisión en $D_{\max}$ frente a detalle anatómico). A futuro, se recomienda (i) validar el diámetro máximo también en STL mediante cortes ortogonales a la centerline (diámetro equivalente) como control interno del valor DICOM; (ii) incorporar lectores clínicos independientes para estimar la variabilidad interobservador; (iii) añadir métricas de distancia de superficie (Hausdorff/Chamfer) entre modelos Slicer/ITK; (iv) automatizar la definición de planos de corte mediante scripts reproducibles; y (v) reintroducir la simulación hemodinámica cuando sea posible, con modelos abiertos, para cuantificar el impacto real de las pequeñas diferencias geométricas en parámetros de flujo. En síntesis, el objetivo del TFG extraer y analizar cualitativa y cuantitativamente parámetros geométricos del AAA a partir de imágenes se cumple, y las conclusiones proporcionan criterios operativos y una ruta clara para fortalecer la reproducibilidad y la utilidad clínica de futuros estudios.

6. 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>
- Ballesteros-Pomar, Marta, Maqueda Ara, Silvia, Nogal Arias, Cristina, Sanz Pastor, Nuria, del Barrio Fernández, Marcos, Suárez González, Luis Ángel, & Fernández-Samos, Rafael. (2020). Actualización y algoritmos de toma de decisión en el manejo del aneurisma aórtico abdominal roto. *Angiología*, 72(5), 240-252. Epub 30 de noviembre de 2020. <https://dx.doi.org/10.20960/angiologia.00138>
- Blanco Cañibano, Estrella, Morata Barrado, Pilar Caridad, Muela Méndez, Miguel, García Fresnillo, Beatriz, & Guerra Requena, Mercedes. (2020). Prevalencia de aneurismas de aorta abdominal en una población de riesgo en una consulta de cirugía vascular. *Angiología*, 72(3), 118-125. Epub 02 de noviembre de 2020.

https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0003-31702020000300002

- Botas V., M. (2017). Aneurisma de aorta abdominal: prevalencia en familiares de primer grado y utilidad del screening ecográfico (Tesis de maestría). Cirugía y Especialidades Médico Quirúrgicas, Departamento de [Nombre de la institución]. <https://digibuo.uniovi.es/dspace/handle/10651/44523>
- 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., Morris, D., 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, e014748. <https://doi.org/10.1161/JAHA.119.014748>
- Chang, J. B., Stein, T. A., Liu, J. P., & Dunn, M. E. (1997). Risk factors associated with rapid growth of small abdominal aortic aneurysms. Surgery, 121(2), 117-122. [https://doi.org/10.1016/S0039-6060\(97\)90279-8](https://doi.org/10.1016/S0039-6060(97)90279-8)
- Chassin-Trubert, L. (s.f.). Aneurisma de la aorta abdominal. Recuperado de <https://cirujanovascular.cl/aneurismas-aorta-abdominal/>
- Figuroa C., A. L., Estupiñán S., C. O., Marcillo P., N. A., & Guerrero O., J. P. (2023, 24 de febrero). Aneurisma de la aorta abdominal: actualización sobre epidemiología, clínica y abordaje diagnóstico. Archivos de la Sociedad de Cirugía de Guayaquil, 6(1). <https://jah-journal.com/index.php/jah/article/view/157>
- Gavidia, G., Soudah, E., Martín-Landrove, M., & Cerrolaza, M. (2011). Generación de modelos discretos de tejidos del ser humano a través del preprocesamiento y segmentación de imágenes médicas. Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería, 27(3), 200-226. <https://doi.org/10.1016/J.RIMNI.2011.07.002>
- Hermida P., J. A. (2016). Aneurisma de aorta abdominal infrarrenal, lumbalgia crónica, dislipidemia y enfermedad pulmonar obstructiva crónica. Medicina General y de Familia, 5(2), 59-63. <https://doi.org/10.1016/j.mgyf.2015.12.003>
- Hill, M. A. (2025). Embriología HM Práctica - Histología de los vasos sanguíneos. Recuperado el 23 de septiembre de 2025, de https://embryology.med.unsw.edu.au/embryology/index.php/HM_Practical_-_Blood_Vessel_Histology
- Kiru, G., Bicknell, C., Falaschetti, E., et al. (2016). Una evaluación del efecto de un inhibidor de la enzima convertidora de angiotensina sobre la tasa de crecimiento de pequeños aneurismas aórticos abdominales: un ensayo aleatorizado controlado con placebo. Biblioteca de Revistas del NIHR, Evaluación de Tecnologías Sanitarias, No. 20.59, Capítulo 3, Mediciones de ultrasonido y garantía de calidad. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK378857/>

- MedlinePlus en español. (2019, 27 de agosto). Aneurisma. Biblioteca Nacional de Medicina (EE. UU.). Recuperado el 30 de agosto de 2025, de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001122.htm>
- MedlinePlus en español. (2023, 22 de agosto). Aneurisma aórtico abdominal. Biblioteca Nacional de Medicina (EE. UU.). Recuperado el 30 de agosto de 2025, de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001122.htm>
- Peña Olivar, I. (2022). Aneurisma de aorta abdominal. NPunto, 5(49), 46-68. Recuperado de Dialnet: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/articulo?codigo=8485094>
- Ramírez Giraldo, J. C., Arboleda Clavijo, C., & McCollough, C. H. (2008). TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA POR RAYOS X: FUNDAMENTOS Y ACTUALIDAD. Revista Ingeniería Biomédica, 2(4), 54-66.
- Shaw, P. M., Loree, J., & Oropallo, A. (2025, 19 de enero). Abdominal Aortic Aneurysm. En StatPearls [Internet]. StatPearls Publishing. Recuperado de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK470237/>
- Standring, S. (Ed.). (2021). Gray's Anatomy E-Book: Gray's Anatomy E-Book. Elsevier Health Sciences.
- Taylor, A. M., & Bordoni, B. (2023, 1 de mayo). Histology, Blood Vascular System. En StatPearls [Internet]. StatPearls Publishing. Recuperado el 1 de enero de 2025, de <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK553217/>

ANEXO I: MEDIDA EN IMÁGENES DICOM

A continuación, se adjuntan las imágenes en las que se realizaron las mediciones del diámetro máximo, obtenidas a partir del corte sagital de los archivos DICOM. Las mediciones de los diámetros fueron realizadas con el programa 3D Slicer y corresponden a imágenes sin ningún tipo de manipulación, por lo que reflejan los valores reales del archivo DICOM.

PACIENTE 1

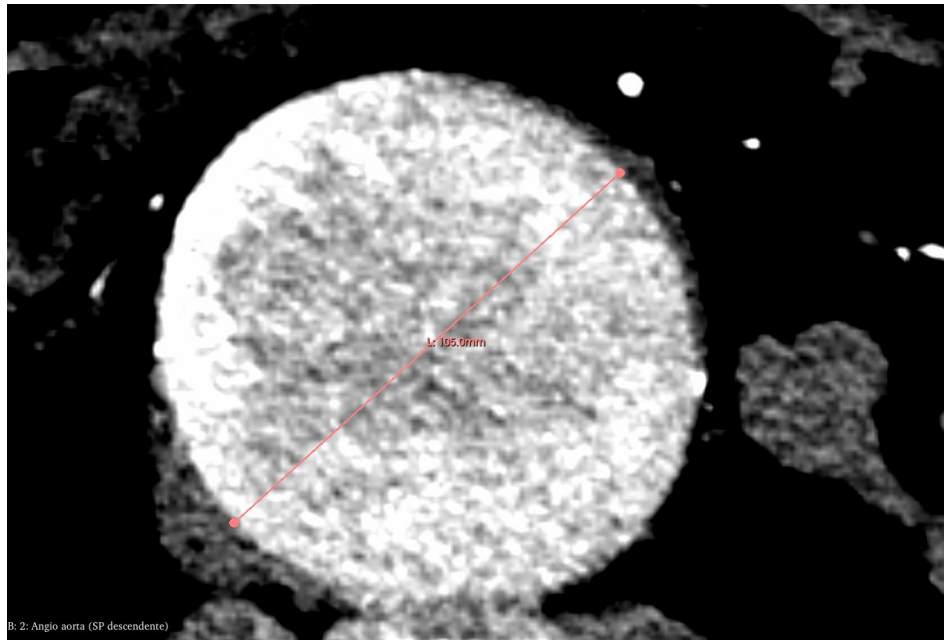


Ilustración 1: Diámetro máximo del paciente 1 de la imagen DICOM. Fuente: Propia.

PACIENTE 2

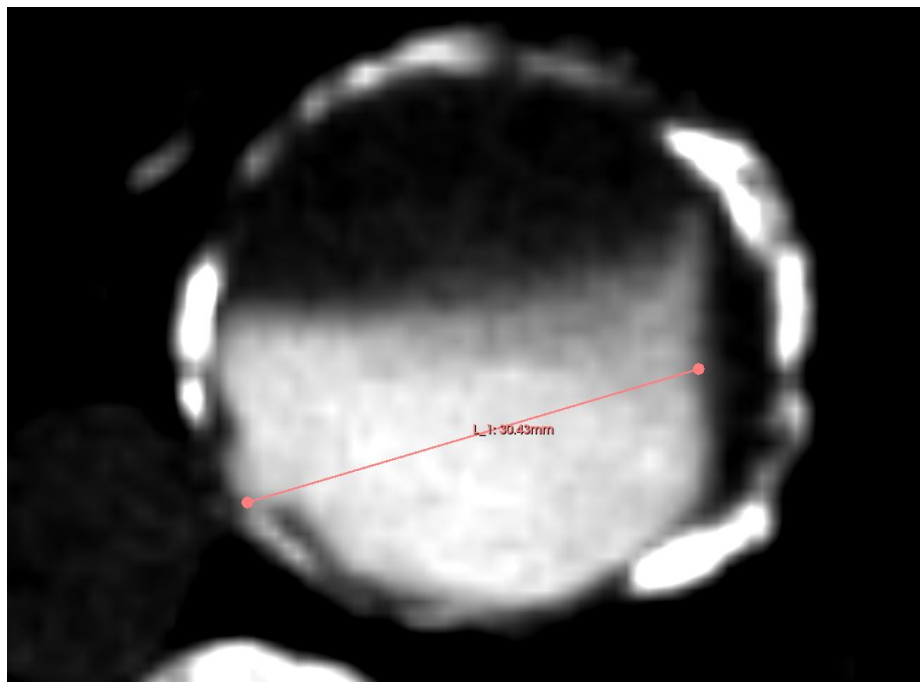


Ilustración 2: Diámetro máximo del paciente 1 de la imagen DICOM. Fuente: Propia.

PACIENTE 3

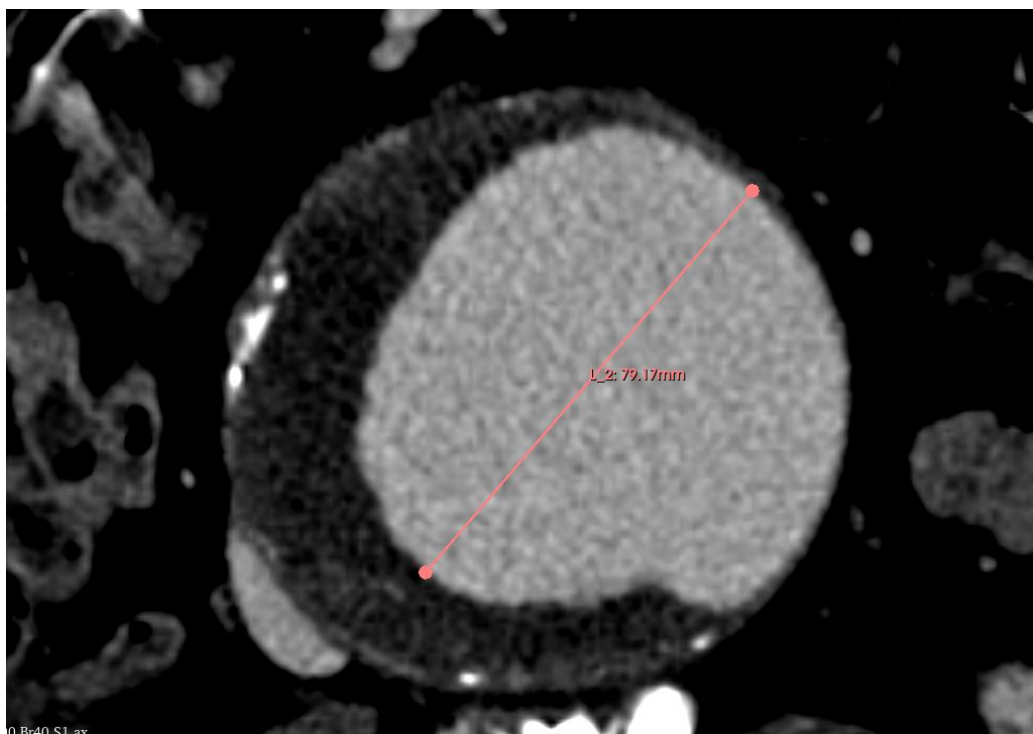


Ilustración 3: Diámetro máximo del paciente 1 de la imagen DICOM. Fuente: Propia.

PACIENTE 4

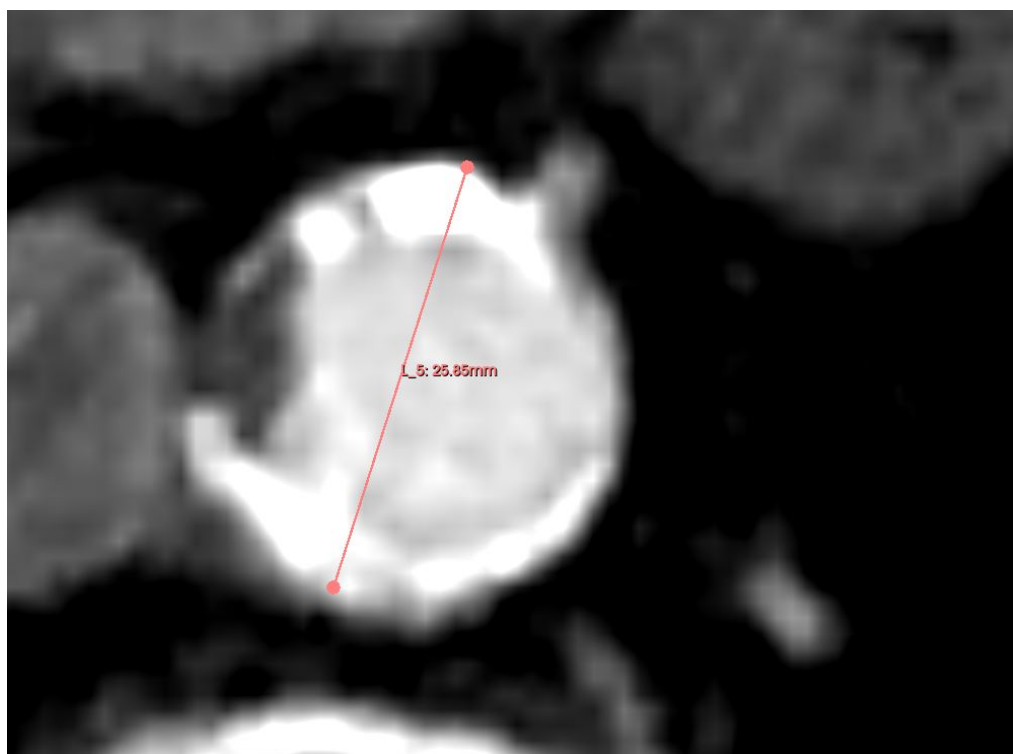


Ilustración 4: Diámetro máximo del paciente 1 de la imagen DICOM. Fuente: Propia.

PACIENTE 5

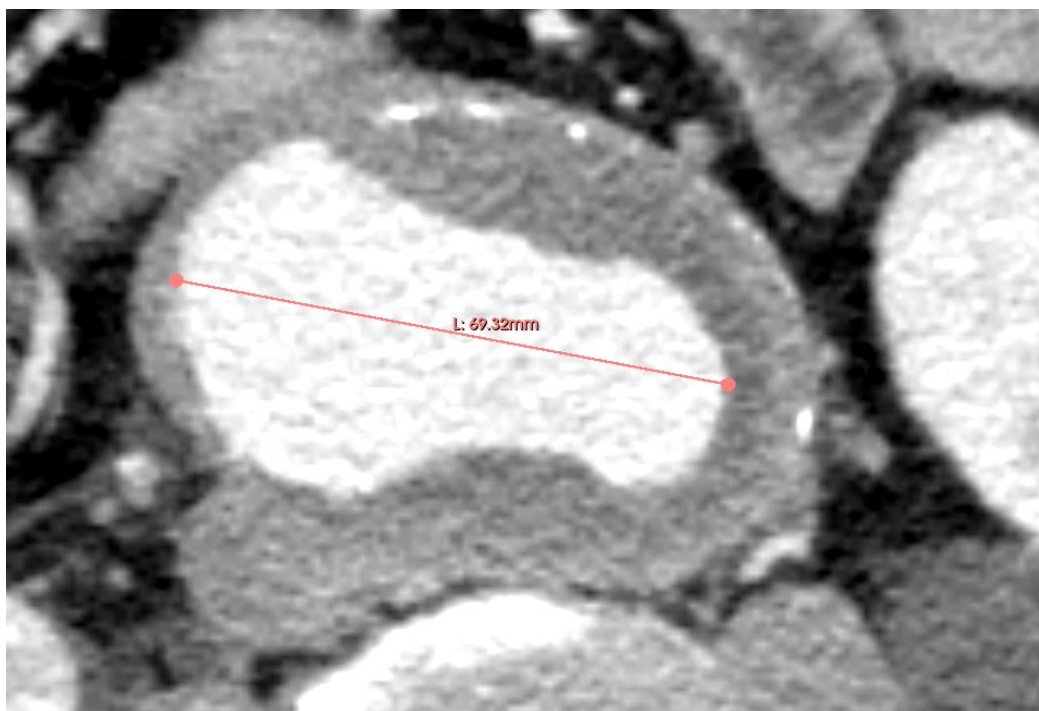


Ilustración 5: Diámetro máximo del paciente 1 de la imagen DICOM. Fuente: Propia.

PACIENTE 6

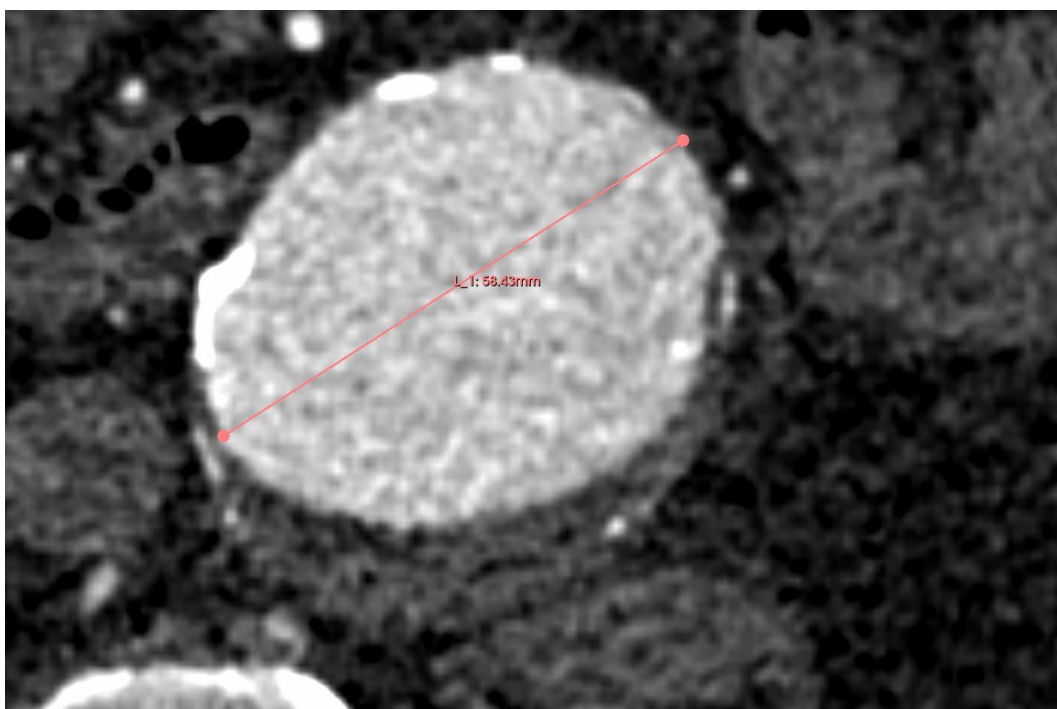


Ilustración 6: Diámetro máximo del paciente 1 de la imagen DICOM. Fuente: Propia.