



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial

Desarrollo de una herramienta software para la medición del área del anillo aórtico mediante análisis de imagen de tomografía computarizada para la planificación de reemplazo valvular aórtico transcatheter (TAVR)

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Biomédica

AUTOR/A: Campos Hervás, Gloria

Tutor/a: Moratal Pérez, David

Cotutor/a: Vallés Lluch, Ana

Cotutor/a externo: FERNANDEZ CISNAL, AGUSTIN

CURSO ACADÉMICO: 2021/2022



UNIVERSITAT
POLITÈCNICA
DE VALÈNCIA



ESCUOLA TÉCNICA
SUPERIOR INGENIERÍA
INDUSTRIAL VALENCIA

Curso Académico:

AGRADECIMIENTOS

A Agustín Fernández, cardiólogo de la Unidad de Cardiología Intervencionista del Hospital Clínico Universitario de Valencia, por aportarme la formación necesaria para entender profundamente los conceptos médicos y clínicos.

A mi tutor David Moratal, por acompañarme y guiarme todos estos meses. Gracias por motivarme para conseguir sacar adelante este proyecto, aun sabiendo las posibilidades de las que partíamos. Agradecer a ambos tanto la confianza que habéis puesto en mí como la implicación personal que habéis aportado a la investigación. Sin vuestra ayuda y motivación, no habría sido posible llevar a cabo el siguiente trabajo.

Por último, me gustaría dar gracias a mi familia, en especial a mis padres y mi hermana, por el apoyo incondicional que me han aportado durante todos estos años y la confianza que siempre han depositado en mí.

RESUMEN

La estenosis aórtica es la valvulopatía más frecuente. Clásicamente, en casos severos y con sintomatología, el tratamiento indicado es el reemplazo valvular mediante abordaje quirúrgico. Sin embargo, en las últimas décadas, se han desarrollado técnicas percutáneas con la finalidad de evitar abordajes invasivos y sus derivadas complicaciones. El reemplazo valvular aórtico transcatóter (TAVR, por sus siglas en inglés) permite realizar dicho procedimiento sin necesidad de intervención quirúrgica, y se considera de elección en pacientes de alto y moderado riesgo quirúrgico, así como una alternativa en aquellos pacientes con bajo riesgo.

El remplazo de la válvula aórtica transcatóter requiere de una cuidadosa planificación previa para determinar las características anatómicas del paciente y los requerimientos que debe cumplir la prótesis para ser implantada con éxito. La estructura más importante a analizar es el anillo aórtico, pues es donde va a ser asentada la prótesis, por lo que resulta crucial obtener distintas características de la aorta en base a su área y diámetro.

Por ello, este proyecto aborda el desarrollo y programación de una aplicación que permita obtener distintas mediciones relacionadas con el área del anillo aórtico para escoger el tamaño adecuado de la prótesis a ser implantada. Utiliza la herramienta de programación *App Designer* de *Matlab* con el fin de determinar las particularidades de la aorta sobre la que se pretende intervenir mediante el análisis 2D de imágenes de tomografía computarizada (TC). Adicionalmente, se han empleado diversos softwares para un análisis previo y, posteriormente, comparación con los resultados que proporcionan dichas herramientas utilizadas hoy en día en la práctica clínica.

Palabras clave: *estenosis aórtica; TAVR; tomografía computarizada; programación; App Designer; anillo aórtico.*

DOCUMENTO

MEMORIA

AUTOR: GLORIA CAMPOS HERVÁS

TUTOR: DAVID MORATAL PÉREZ

COTUTOR: AGUSTÍN FERNÁNDEZ CISNAL

CONTENIDO

1. MOTIVACIÓN	8
2. OBJETIVOS	9
3. INTRODUCCIÓN	10
3.1. Las válvulas del corazón	10
3.2. Estenosis aórtica.....	12
3.3. Reemplazo valvular aórtico transcáteter (TAVR).....	13
4. MATERIALES Y MÉTODOS	17
5. RESULTADOS	18
5.1. Estudio de la aorta con <i>3D Slicer</i>	18
5.2. Funciones previas y estudio de alternativas	25
5.3. <i>TAVIMetrics</i>	27
5.3.1. Interfaz gráfica	27
5.3.2. Desarrollo del código	29
5.3.3. Elementos y funciones adicionales.....	39
5.3.4. Validación del software.....	41
6. DISCUSIÓN	42
7. CONCLUSIONES	45
8. LÍNEAS FUTURAS	46
9. RESULTADOS DERIVADOS DEL PRESENTE TFG	47
10. BIBLIOGRAFÍA	48

1. MOTIVACIÓN

En los últimos años, ha adquirido gran importancia el desarrollo de nuevas técnicas quirúrgicas que reduzcan el carácter invasivo de un procedimiento quirúrgico tradicional. En general, estos métodos no pretenden sustituir a los abordajes tradicionales, sino ser utilizados como alternativa en pacientes con un elevado riesgo de sufrir complicaciones.

El tema tratado en el presente trabajo está relacionado con una técnica relativamente nueva en cardiología que ha demostrado ser un método menos invasivo que reduce el riesgo del paciente. Dicha técnica, denominada TAVR (reemplazo valvular aórtico transcatóter) elimina la necesidad de abrir el esternón por completo (esternotomía) para llegar al corazón, introduciendo una prótesis que, colocada mediante un catéter, se despliega. Así, no existe necesidad de retirar la propia válvula enferma del paciente ni someterlo a anestesia general en el transcurso de la operación. Su carácter innovador, así como su gran potencial, ha sido una de las motivaciones principales para el desarrollo del proyecto.

Por tanto, la presente investigación permitirá disponer de una herramienta de aplicabilidad real para dirigir el procedimiento de reemplazo valvular aórtico transcatóter y determinar el tamaño de prótesis óptimo a colocar.

2. OBJETIVOS

El objetivo general del presente Trabajo Fin de Grado es el desarrollo de una herramienta software para la medición del anillo aórtico mediante el análisis de imágenes de Tomografía Computarizada en la planificación del procedimiento de TAVR.

Para llevar a cabo el objetivo general propuesto, se plantean una serie de objetivos específicos: utilización de la carga de imágenes de TC para la obtención de las medidas; búsqueda de un método lo más automático posible, donde la interacción del usuario con el programa sea reducida; creación de una aplicación fácil de manejar e interpretar, es decir, que no se requiera una formación exhaustiva de uso del software; y finalmente obtención de resultados coherentes, comparables con la realidad y que demuestren la verdadera utilidad clínica de la herramienta. Además, también cabe incluir como objetivo específico el estudio profundo del problema a resolver y formación previa al desarrollo del software, ya que va dirigido a un sector determinado dentro del ámbito de la cardiología y se necesita un alto nivel de conocimiento tanto clínico como informático antes de adentrarse en el desarrollo de los métodos.

3. INTRODUCCIÓN

3.1. Las válvulas del corazón

El corazón constituye el órgano central de impulsión de la sangre. Está formado por un conjunto de conductos con distintas estructuras y propiedades, encargados de guiar y distribuir la sangre por todo el organismo. Como se observa en la *figura 3.1.1*, morfológicamente es posible dividirlo en cuatro cavidades: dos en el lado derecho y dos en el izquierdo. Las cavidades situadas en la parte superior son denominadas aurículas, mientras que las dispuestas en la parte inferior son los ventrículos [1].

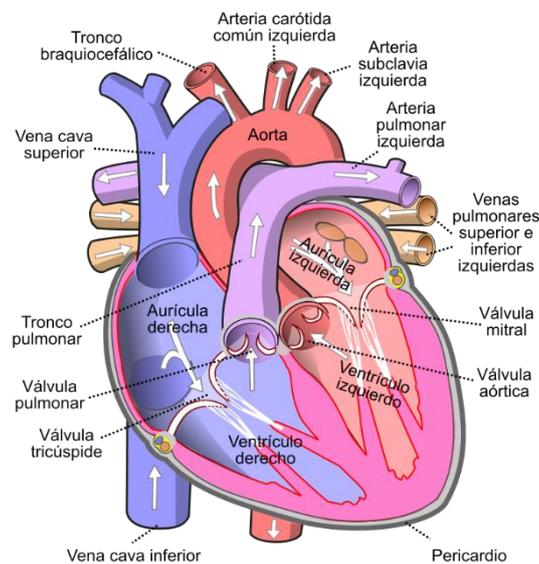


Figura 3.1.1. Vista frontal del corazón humano. Conductos. [14]

El corazón derecho recoge la sangre venosa (no oxigenada) de todo el cuerpo a través de las venas cavas, las cuales desembocan en ella. El paso de la sangre de la aurícula al ventrículo es posible gracias a la válvula tricúspide, que impide el retorno de la sangre en sentido contrario. La salida de la sangre del corazón derecho a los pulmones para que sea oxigenada es posible gracias a la válvula pulmonar. Por el contrario, en la aurícula izquierda desembocan cuatro venas pulmonares, encargadas de llevar la sangre que ha sido oxigenada de los pulmones al corazón. En la parte izquierda, la aurícula se comunica con el ventrículo a partir de la válvula mitral que, al igual que la válvula tricúspide de la porción derecha, evita que haya retorno sanguíneo desde el ventrículo a la aurícula. Una vez se produce la contracción del corazón, la sangre pasa del ventrículo izquierdo a la arteria aorta a través de la válvula aórtica y finalmente se distribuye por todo el organismo [1].

Las cuatro válvulas mencionadas tienen la misma función: abrirse y dejar pasar la sangre en un sentido, evitando el retroceso de esta en sentido contrario; sin embargo, la morfología entre las que comunican aurículas con ventrículos (válvulas tricúspide y mitral) y las que se encuentran entre ventrículos y arterias (válvulas pulmonar y aórtica) es distinta [1].

La tricúspide y mitral constan de un anillo que las sujeta al orificio situado entre la aurícula y el ventrículo. Desde el anillo surgen los velos o valvas, tres en la tricúspide y dos en la mitral, los cuales presentan unas finas prolongaciones (cuerdas tendinosas) que se insertan en la musculatura del ventrículo para evitar que los velos se desplacen hacia las aurículas cuando las válvulas se cierran. Las válvulas pulmonar y aórtica constan también de una zona de unión con el orificio situado entre el ventrículo y la arteria pulmonar o aorta, con anatomía ligeramente distinta al anillo de las tricúspide y mitral, y se componen de tres valvas cóncavas o semilunares que permiten durante la sístole la apertura completa de la válvula y en la diástole el cierre que impide el retroceso sanguíneo [1]. En la *figura 3.1.2*, es posible observar dichas diferencias de morfología entre las válvulas del corazón.

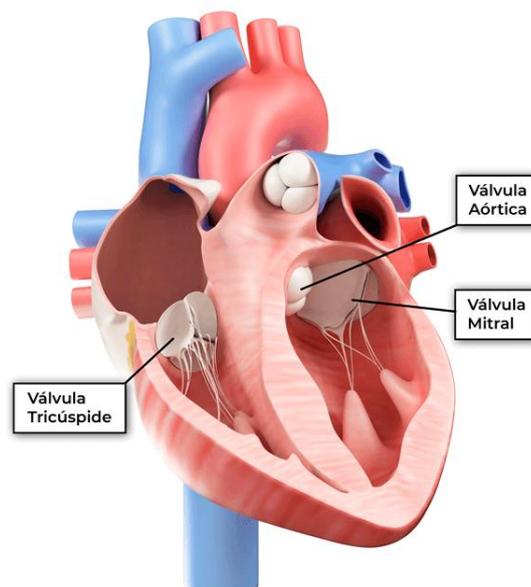


Figura 3.1.2. Representación anatómica de las válvulas del corazón.[15]

Existen numerosas enfermedades asociadas a las válvulas cardiacas, donde una o más de estas no funciona correctamente. En general, dichas patologías de las válvulas incluyen un mal cierre o apertura (regurgitación), un engrosamiento o aumento de la rigidez (estenosis) o un bloqueo del flujo sanguíneo a causa de una capa sólida de tejido entre las cavidades cardiacas (atresia) [2].

En la mayoría de los casos, las enfermedades de las válvulas del corazón derivan en complicaciones tales como insuficiencia cardiaca, accidentes cerebrovasculares, coágulos

sanguíneos, anomalías en el ritmo cardiaco, o incluso en la muerte [2]. Por ello, es necesario atender a cualquier manifestación de signos o síntomas que indiquen riesgo de padecer valvulopatías y tratarlas.

3.2. Estenosis aórtica

Tal y como se ha comentado en apartado anterior, la estenosis incluye el engrosamiento o rigidez de los velos o valvas de una válvula cardiaca, lo cual deriva en un aumento de la resistencia general y, en estadios más avanzados, una disminución del flujo de sangre que pasa a través de ella [2]. Cuando dicha enfermedad afecta a la válvula aórtica, se habla de estenosis aórtica. La *figura 3.2.1* representa visualmente dicho estrechamiento que afecta a la válvula.

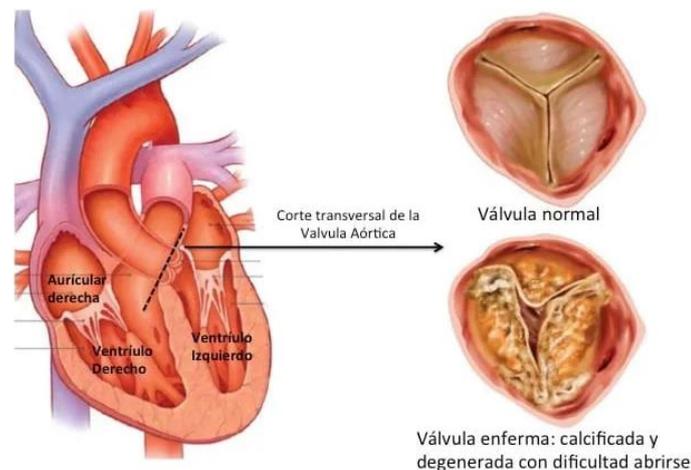


Figura 3.2.1. Representación de una válvula enferma por estenosis aórtica. [16]

La estenosis aórtica (EA) se ha convertido en la valvulopatía más común en Europa y Estados Unidos. Su principal causa es la calcificación degenerativa y la estenosis aórtica secundaria a enfermedad reumática. La EA calcificada o degenerativa es una enfermedad progresiva y multisistémica en la que se produce una significativa obstrucción del flujo de salida ventricular, con una consecuente alteración hemodinámica que puede llevar al fallo cardiaco y posible muerte [3]. Generalmente, la EA degenerativa se mantiene asintomática durante años; sin embargo, cuando se vuelve sintomática, la tasa de mortalidad se incrementa significativamente [6].

Se estima que la prevalencia de EA incluye a un 0.3-0.5% de la población en general, mientras que para mayores de 65 esta aumenta a un 2-7%. Además, la enfermedad tiene predominio por el sexo masculino, con una relación de 2:1 (dos casos en hombres por cada caso en mujer) [3]. Por tanto, dado que existe una asociación significativa entre la edad y la prevalencia de estenosis aórtica degenerativa, es lógico pensar que se producirá un aumento de pacientes con estenosis

aórtica debido al progresivo envejecimiento de la población en países desarrollados [4]. Sin embargo, el estudio longitudinal de Martinsson et al. [5] sobre la incidencia de estenosis aórtica en Suecia demostró una disminución de la mortalidad y la incidencia ajustada por edad en lugar del aumento que se esperaba. Dichos resultados se atribuyen a un mejor control de los factores de riesgo cardiovascular y al desarrollo de nuevas técnicas con menor riesgo perioperatorio, siendo posible un aumento de reemplazos de la válvula aórtica en personas de riesgo y ancianos.

3.3. Reemplazo valvular aórtico transcathéter (TAVR)

El reemplazo valvular aórtico transcathéter (TAVR) se ha convertido en el procedimiento alternativo terapéutico por excelencia en pacientes con elevado riesgo quirúrgico que presentan estenosis aórtica sintomática [6]. El método no pretende sustituir el reemplazo quirúrgico de la válvula aórtica (SAVR), sino ser empleado en pacientes de alto y moderado riesgo quirúrgico, así como una posible alternativa en aquellos pacientes con bajo riesgo.

El TAVR consiste principalmente en insertar una prótesis que simula la morfología y función de la válvula aórtica mediante un catéter introducido vía femoral o a través de una pequeña incisión en el pecho. Una vez se ha colocado la nueva válvula en la posición correcta, se expande para empujar los tejidos de la válvula, sustituyéndola y restaurando el paso del flujo sanguíneo a través de la arteria. Dado que no hay un contacto visual directo con la válvula aórtica antes de realizar el reemplazo valvular, es esencial evaluar diagnósticamente el complejo que forma la válvula y mapear los vasos de acceso antes de comenzar con el procedimiento [6]. Para ello, se recurre a la captura de imágenes de tomografía computarizada (TC) y a su posterior análisis para determinar el tamaño apropiado de la prótesis y planificar el TAVR óptimo. Como la planificación del método consiste en obtener medidas precisas, la seguridad y eficacia del TAVR estarán directamente relacionadas con la adquisición correcta de las imágenes [8].

Durante la planificación de TAVR, el tamaño del anillo aórtico se utiliza como medida estándar para la evaluación cuantitativa del lugar de implantación de la prótesis. Por definición, el anillo aórtico debe de ser circular, aunque su forma varía dependiendo de la estructura de la raíz aórtica y las valvas semilunares. También se debe tener en cuenta que el diámetro varía considerablemente a lo largo del conducto y dependerá de la dirección en que sea medido [8].

El anillo aórtico típicamente representa la parte más estrecha de la raíz aórtica y se define como un anillo virtual con tres puntos base, los cuales corresponden a los vértices de las valvas semilunares que conforman la válvula aórtica (*figura 3.3.1*). Por tanto, el tamaño de la prótesis valvular deberá ser estimado a partir del diámetro obtenido del plano que pasa por estos tres puntos y que corta transversalmente la raíz aórtica.

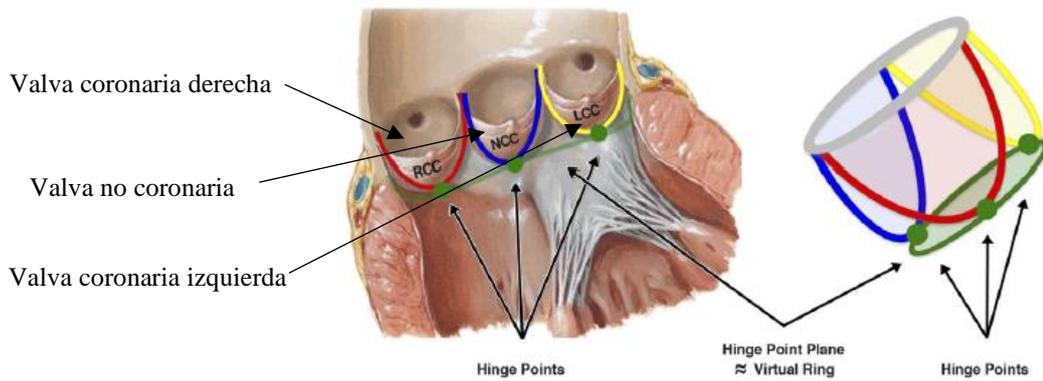


Figura 3.3.1. Anillo aórtico visto de lado. Bases de las tres valvas que forman la válvula aórtica [8].

Actualmente, existen numerosas herramientas software de tratamiento de imagen médica que entre sus funcionalidades incluyen la obtención de mediciones tales como el diámetro, área, perímetro, etc. Sin embargo, no existe un programa para medir exclusivamente el anillo aórtico en el plano que pasa por los tres puntos base de las valvas, por lo que se recurre a estos softwares genéricos realizando previamente una serie de acciones sobre las imágenes TAC adquiridas del paciente.

Los pasos a seguir para posicionarse en el plano deseado son:

1. Reconstrucción multiplanar en plano no ortogonal: obtención de una vista doble oblicua transversa para situar los ejes a través de la línea media (*centerline*) de la aorta. Esta vista será la nueva vista axial.
 - a. Rotar el volumen inicial en el plano coronal para obtener una reconstrucción del volumen de forma que la vista axial pase por la *centerline* de la aorta.
 - b. Rotar sagitalmente el volumen obtenido de dicha rotación coronal para que en la imagen sagital el plano coronal pase aproximadamente por la supuesta *centerline*.

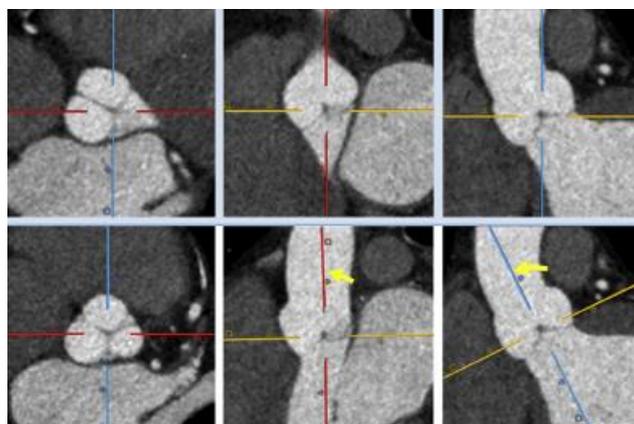


Figura 3.3.2. Obtención de la vista doble oblicua transversa. Se observa la rotación coronal (esquina inferior) y sagital (medio inferior), así como el nuevo posicionamiento de la vista axial [7].

2. Obtención de las tres bases de las valvas.

- a. Navegar arriba y abajo por la nueva vista axial (doble oblicua) para identificar el vértice de la valva coronaria derecha. Posicionar el centro de los ejes exactamente en el punto de inserción más basal (flecha blanca de la *figura 3.3.3*).

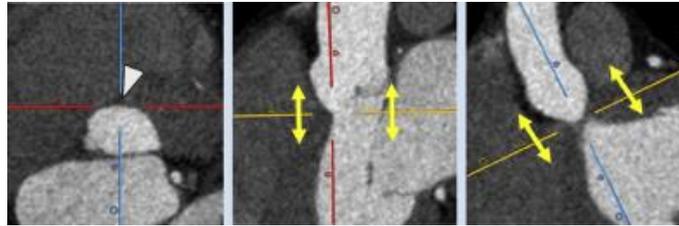


Figura 3.3.3. Identificación de la valva coronaria derecha. Vistas axial (izquierda), sagital (centro) y coronal (derecha) [7].

- b. Rotar los ejes de la vista axial en sentido antihorario manteniendo su posición central para que la vista coronal atraviese el vértice de la valva no coronaria (flecha blanca de la *figura 3.3.4*).



Figura 3.3.4. Identificación de la valva no coronaria. Vistas axial (izquierda), sagital (centro) y coronal (derecha) [7].

- c. La vista coronal muestra ahora los puntos de inserción más bajos de las valvas coronaria derecha y no coronaria. En esta vista, rotar los ejes para que coincidan exactamente con el punto más basal dichas valvas. Una vez conseguido, el plano axial contendrá dos de los tres vértices de las valvas.

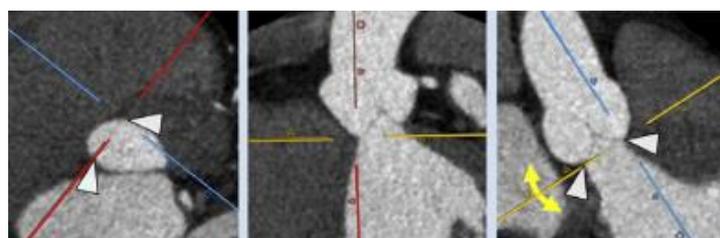


Figura 3.3.5. Identificación de valva coronaria derecha y no coronaria. Vistas axial (izquierda), sagital (centro) y coronal (derecha) [7].

- d. Rotar los ejes en la vista sagital hasta que el punto de inserción más bajo de la valva coronaria izquierda aparece en la vista axial (flecha blanca de la *figura 3.3.6*). Ahora, la vista axial representa exactamente el plano que atraviesa el anillo aórtico, pasando por los tres vértices de las valvas.

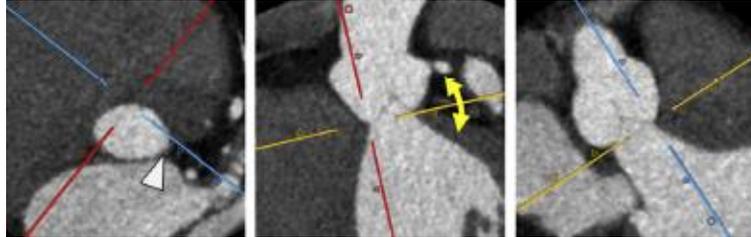


Figura 3.3.6. Identificación de los vértices de las tres valvas. Vistas axial (izquierda), sagital (centro) y coronal (derecha) [7].

Una vez situados en dicho plano, ya es posible realizar las medidas. En general, el anillo aórtico se puede aproximar a una elipse mediante polígonos, *splines* o líneas a mano alzada para realizar las medidas. Hoy en día, la mayoría de los softwares se adecúan a la forma automáticamente mediante el uso de *splines*, ya que representan más fielmente su forma esférica-elipsoidal.

Dado que no existe una herramienta específica para la medida del diámetro del anillo aórtico, se ha utilizado toda la información expuesta en este apartado para diseñar una herramienta que tan solo se dedique a aportar los medios necesarios para realizar las medidas. En los próximos apartados, se expondrá la herramienta junto con todos los detalles del procedimiento seguido para el desarrollo de la mismo.

4. MATERIALES Y MÉTODOS

Para el desarrollo del presente trabajo se ha utilizado el programa *3D Slicer*. Se trata de un software multi-plataforma libre y de código abierto, utilizado ampliamente por expertos en investigación médica, biomédica y de imagen [10]. En este caso, ha sido de gran utilidad a la hora de entender la anatomía de la aorta y reconocer las distintas partes que deben ser analizadas para la planificación del TAVR (anillo aórtico, raíz aórtica y valvas, entre otras).

El código ha sido escrito en la plataforma de programación *Matlab*. Concretamente, se ha empleado un entorno de desarrollo interactivo de aplicaciones proporcionado por la propia herramienta de *Matlab*, denominado *App Designer*, el cual facilita la creación de apps integrando dos tareas principales: la distribución de los componentes visuales de una interfaz gráfica de usuario y la programación del comportamiento de la app. Así, el proceso de diseñar y programar una aplicación es más sencillo y guiado.

Finalmente, se incluyen también como materiales del proyecto las imágenes anónimas y resultados de mediciones reales proporcionados por la Unidad de Cardiología Intervencionista del Hospital Clínico de Valencia. El hospital proporcionó la información de cinco pacientes, cuatro mujeres y un hombre, situados en un rango de edad entre 80 y 90 años.

5. RESULTADOS

5.1. Estudio de la aorta con 3D Slicer

Una vez entendida la enfermedad a tratar, se pasó a estudiar a fondo la anatomía de forma que se obtuvieran vistas de la aorta segmentada y mediciones aproximadas sobre esta segmentación para tener una idea del rango de valores que puede adoptar el diámetro medio del anillo aórtico.

Para ello, se empleó el software libre *3D Slicer*, un programa disponible en sistemas Windows, macOS y Linux. Presenta un gran número de funcionalidades relacionadas con el tratamiento de imagen médica, e incorpora la posibilidad de añadir extensiones para realizar tareas específicas no incluidas en el paquete principal. Además, también es posible interactuar con el software a través de *Python*, un lenguaje de programación comúnmente utilizado en desarrollo de aplicaciones y análisis de datos.

Hoy en día está disponible el módulo VMTK (*Vascular Modeling Toolkit*), el cual proporciona una serie de extensiones relacionadas con la segmentación y análisis de vasos sanguíneos. Las más relevantes, y las que han sido utilizadas en el presente estudio, son las siguientes:

- *Extract Centerline*: permite la obtención semiautomática de la línea central de la aorta (*centerline*).
- *Cross-section Analysis*: permite visualizar transversalmente el recorrido de la *centerline*, es decir, para una estructura segmentada, crea un plano que sea perpendicular en todo momento a su *centerline* y analiza la sección.
- *Centerline Metrics*: permite obtener mediciones del vaso segmentado junto con una serie de gráficas que muestran la variación del diámetro a lo largo de la estructura.

En primera instancia, se pensó en segmentar la aorta para separarla del resto de tejidos; emplear *Extract Centerline* para extraer la línea central que pasa por esta arteria, analizar su sección mediante *Cross-section Analysis*; y finalmente obtener las medidas del diámetro a lo largo de la aorta a partir de *Centerline Metrics*. Como primera toma de contacto con el programa, se empleó la secuencia de imágenes de ejemplo *CTACardio* que está disponible en la base de datos de *3D Slicer* para realizar dicho procedimiento. Así, se abrió la secuencia y una vez cargada y mostrada en pantalla, se comenzó con la segmentación.

La ventaja de trabajar con imágenes de TC es que estas utilizan las llamadas *unidades Hounsfield* (HU), una escala empleada como medida del rango de densidades de los distintos tejidos y que depende de la atenuación de la señal existente en cada uno de ellos. Existe, por lo tanto, una

relación directa entre la densidad de cada tejido y la intensidad que adquieren los tejidos en las imágenes, lo cual resulta de especial interés a la hora de segmentar una estructura.

Las *unidades Hounsfield* abarcan un rango que dependerá del número de bits. En el caso de TC, se utiliza una profundidad mínima de 12 bits, lo que fija una escala de valores desde -1024 a 3071 HU, cubriendo la mayoría de los tejidos relevantes clínicamente [11]. En la *tabla 5.1.1* se muestran las HU correspondientes a cada tejido o sustancia del cuerpo humano.

SUSTANCIA O TEJIDO	VALOR HU
Aire	-1000
Pulmón	-500
Grasa	-100 a -50
Agua	0
Líquido Cerebroespinal	15
Riñón	30
Sangre	30 a 40
Músculo	20 a 30
Sustancia Blanca	20 a 30
Sustancia Gris	37 a 45
Hígado	40 a 60
Medios contraste	100 a 300
Hueso Trabecular	700
Hueso Cortical	1000

Tabla 5.1.1. Unidades Hounsfield para los tejidos y sustancias del cuerpo humano [12].

En la práctica real, existen diferencias significativas entre los valores esperados y los reales de las HU debido a la dependencia de estos con la configuración empleada en la máquina para la obtención de la secuencia de imágenes. Por ello, para determinar el rango de intensidades que permitieran segmentar la aorta descartando los demás tejidos, se utilizó la información que proporciona el histograma local de la región correspondiente a este vaso en las imágenes mostradas en el programa. En las *figuras 5.1.1* y *5.1.2* se observa la selección de la región, así como el histograma y el rango de intensidades escogido.

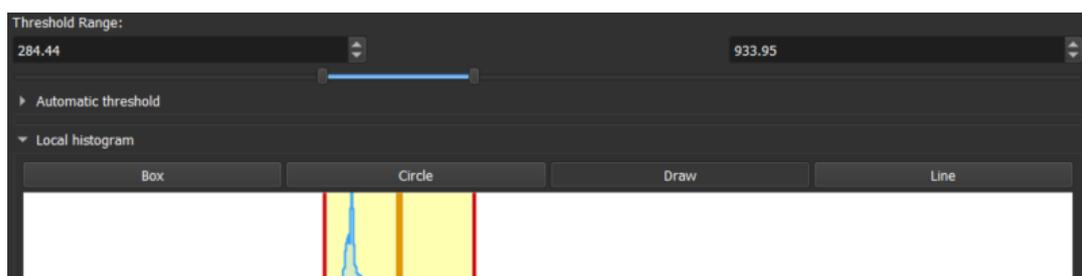


Figura 5.1.1. Histograma local correspondiente a la región de la aorta seleccionada.

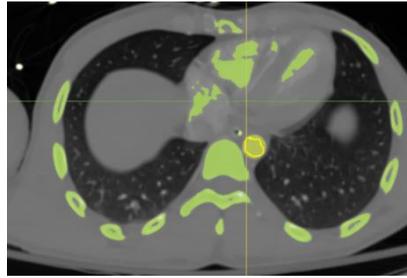


Figura 5.1.2. Selección de la región de interés en el corte axial (aorta, marcada con un círculo amarillo).

Atendiendo al histograma, se empleó un rango comprendido entre 290 y 1000 HU. Además, se limitó el diámetro mínimo a 10 mm para evitar incluir en la segmentación porciones de hueso. El resultado se muestra en la *figura 5.1.3*.

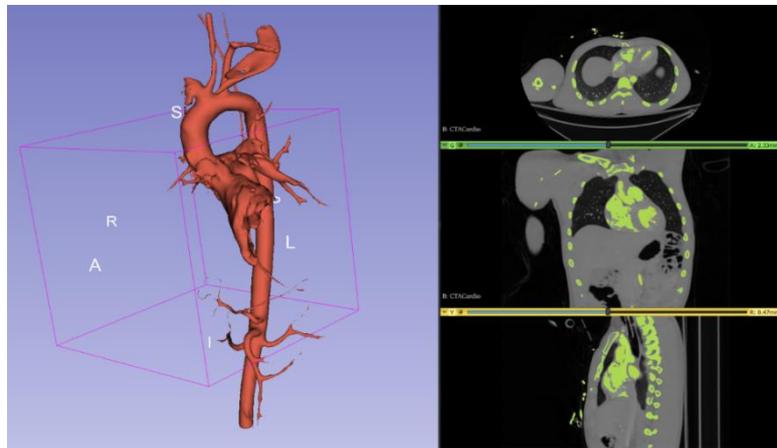


Figura 5.1.3. Resultado de segmentación por umbralización. Interfaz de 3D Slicer.

El siguiente paso consistió en eliminar las ramificaciones y elementos no relevantes en la segmentación. Esto fue posible gracias a dos herramientas que incluye el programa: “tijeras”, para recortar, e “islas”, la cual permite borrar aquellos elementos sueltos que no corresponden al objeto principal (en nuestro caso, la aorta). El resultado tras aplicar dichas herramientas se muestra en la *figura 5.1.4*.

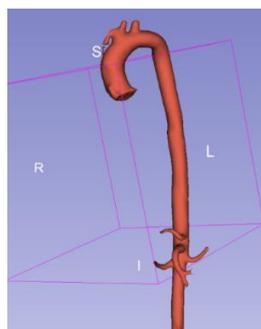


Figura 5.1.4. Segmentación definitiva de la aorta.

Una vez se obtuvo la segmentación, se pasó a obtener la *centerline* mediante la extensión *Extract Centerline*. Para ello, tan solo fue necesario colocar dos puntos en cada extremo (*endpoints*) y el programa automáticamente reconstruyó la línea que pasa por medio del vaso.

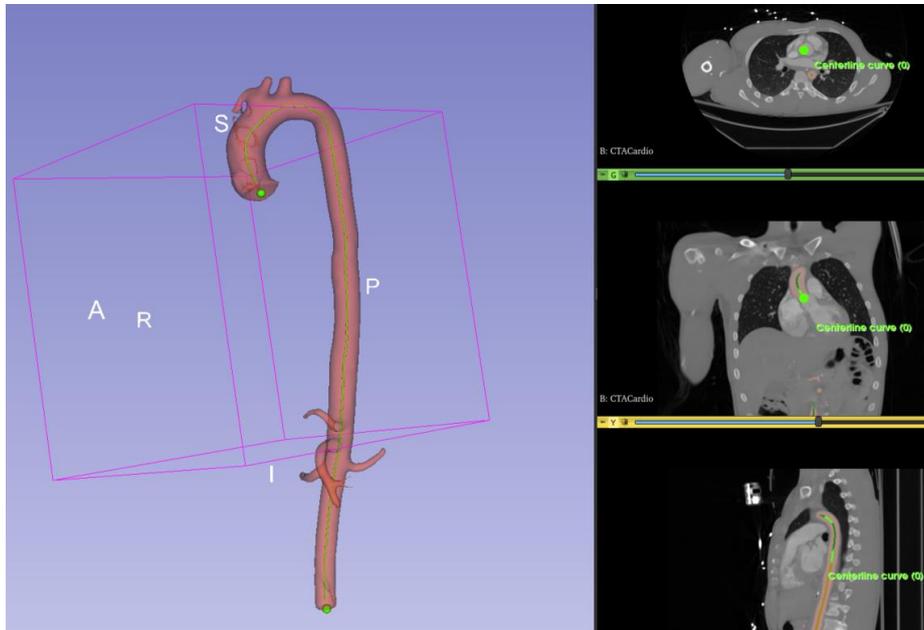


Figura 5.1.5. Obtención de la *centerline*.

Siguiendo los pasos anteriormente comentados, se pasó a analizar el corte que pasa por la línea central para obtener el diámetro en cada punto de la arteria. En primer lugar, se empleó la opción de *Cross-section Analysis* para obtener una reconstrucción multiplanar correspondiente a la vista que pasa por la *centerline*. En la *figura 5.1.6* se ve dicha reconstrucción, representada en la vista más inferior de las tres, así como su visión en la representación 3D de la segmentación.

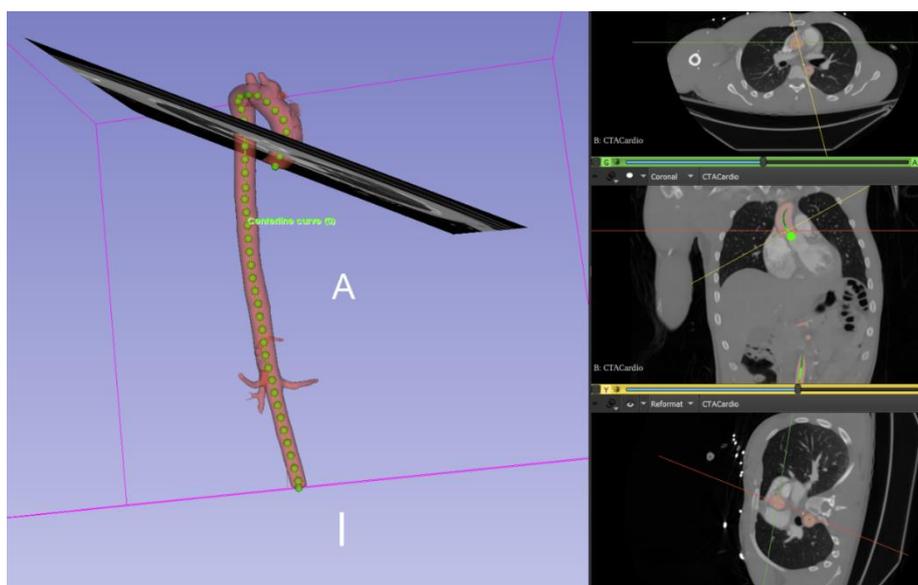


Figura 5.1.6. Reconstrucción multiplanar: vista perpendicular a la *centerline*.

El último paso fue a la obtención de las medidas de diámetro en los distintos puntos de la aorta a partir de esta nueva vista. La extensión *Centerline Metrics* proporcionó la medida de diámetro en cada uno de los puntos que componen la línea central de la aorta. Además, es capaz de graficar dicha solución para ver la variación de diámetro a lo largo de la arteria.

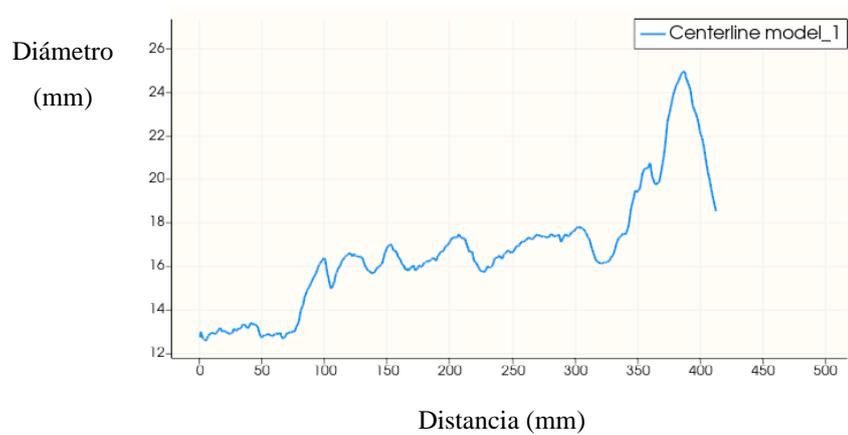


Figura 5.1.7. Variación de diámetro frente a la distancia recorrida a través de la centerline.

La *figura 5.1.7* muestra que el diámetro máximo fue de 24,91 mm. Dado que dicho valor se encuentra dentro del rango de valores que se da en casos de estenosis aórtica, el proceso se consideró válido.

Tras esta primera interacción con *3D Slicer* y *VMTK*, se procedió a emplear los archivos DICOM proporcionados por la Unidad de Cardiología Intervencionista del Hospital Clínico Universitario de Valencia, los cuales incluían imágenes de pacientes con estenosis aórtica. Los pasos a realizar en este caso variaron ligeramente ya que, dado que se pretende analizar el anillo aórtico, se pensó conveniente segmentar tan solo el tracto ascendente de la aorta junto con el ventrículo izquierdo. La segmentación de ambas partes mediante métodos de umbralización (siguiendo el proceso descrito anteriormente a partir del histograma local) se muestra en la *figura 5.1.8.A*.

El siguiente paso era obtener la *centerline* del vaso, incluyendo una pequeña porción del ventrículo. Sin embargo, los resultados fueron totalmente opuestos a lo deseado, ya que las extensiones de *VMTK* no funcionaron bien y no fueron capaz de extraer los puntos de la línea central tan fácilmente como en el caso anterior. Como solución, se decidió marcar una serie de puntos que pasaran por dicha línea central para luego unirlos formando un *spline*. A pesar de ser un método ligeramente subjetivo y con posibilidad de fallo, los resultados (*figura 5.1.8.B*) fueron realmente satisfactorios.

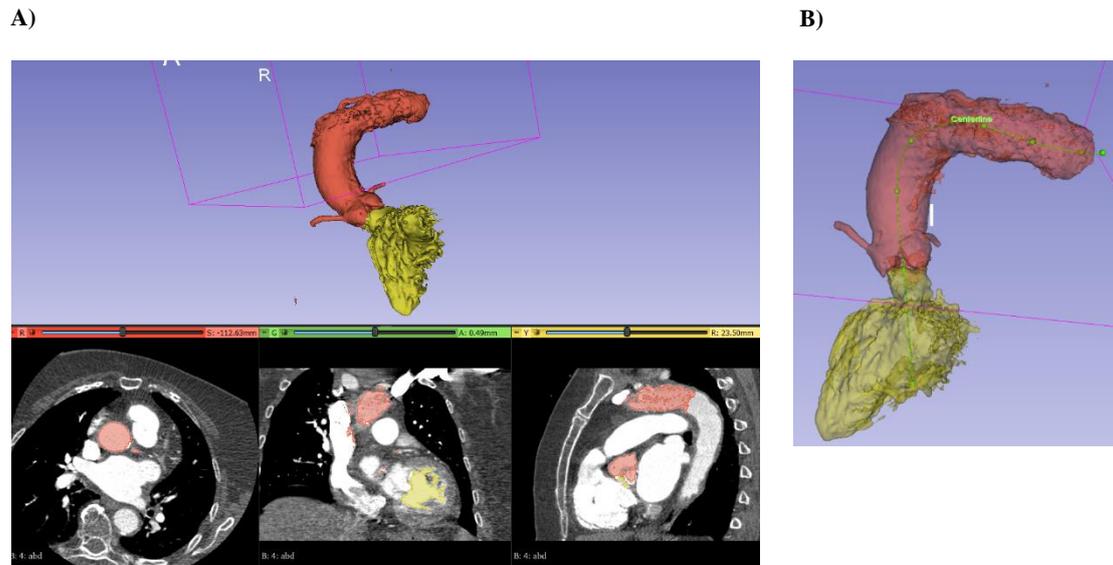


Figura 5.1.8. A) Segmentación de la arteria aorta y ventrículo izquierdo. B) Segmentación de la arteria aorta y ventrículo izquierdo junto con la centerline.

El problema de dicho método fue que, al no estar utilizando la extensión proporcionada por VMTK (*Centerline Extraction*), el modelo de línea creado no podía utilizarse con las otras extensiones para realizar la reconstrucción multiplanar en el plano perpendicular a la línea y luego medir el diámetro en el tracto correspondiente al diámetro aórtico. Entonces, era necesario pensar en una alternativa que sustituyera a la utilización de VMTK empleando las propias herramientas de *3D Slicer*. Tras una exhaustiva búsqueda y análisis de las herramientas del programa, se obtuvo finalmente una solución: emplear la extensión *Endoscopy*, la cual da como resultado un modelo que pasa por la *centerline*; y a continuación utilizar la extensión *IGT – Volume Reslice Driver*, que permite la visualización de la reconstrucción multiplanar de dicho modelo creado. Así, se logró una visión de la aorta como la mostrada en la *figura 5.1.9*, remediando el problema de la reconstrucción multiplanar.

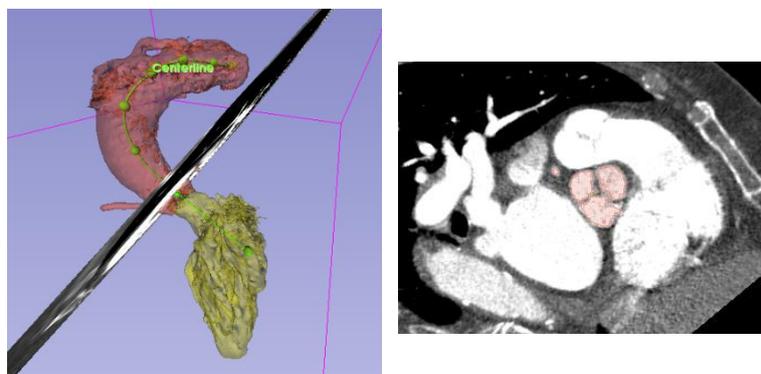
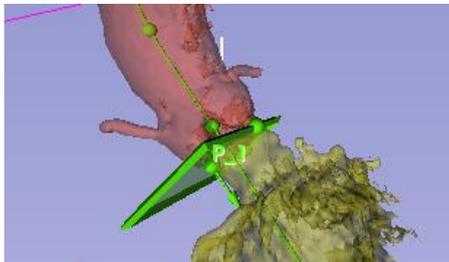


Figura 5.1.9. Reconstrucción multiplanar: plano perpendicular a la centerline.

Utilizando dicha vista, se creó un plano que pasara por los 3 puntos de interés: las cúspides inferiores de las 3 valvas que forman la válvula aórtica. Solo faltaría entonces medir el diámetro que se correspondiera exactamente el plano construido (*figura 5.1.10*).

A)



B)

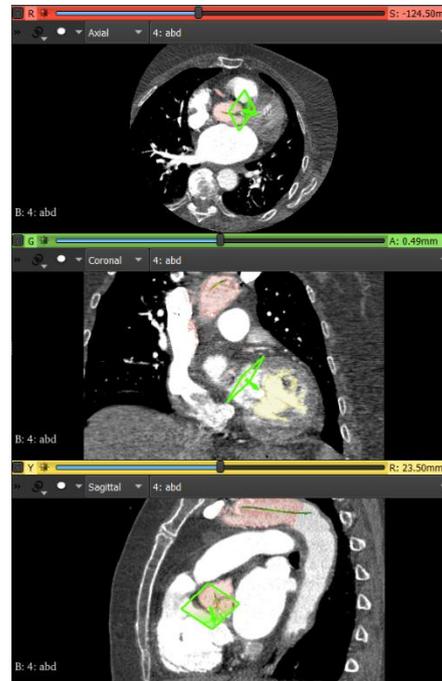


Figura 5.1.10. A) Plano transversal al anillo aórtico. B) Reconstrucciones multiplanares tradicionales (axial, coronal y sagital) con el plano transversal representado.

La opción más sencilla y rápida consistió en utilizar la herramienta “regla” que proporciona el programa, de forma que manualmente se midieran las longitudes de los diámetros mayor y menor de la supuesta elipse que forma el anillo aórtico. En la *figura 5.1.11* se muestran los resultados finales exactos, que correspondieron a 24.0 mm y 17.6 mm, respectivamente.

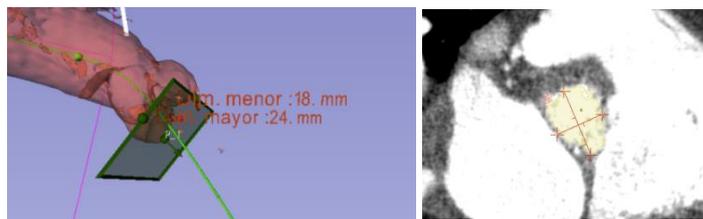


Figura 5.1.11. Diámetros mayor y menor del anillo aórtico.

El proceso de análisis fue esencial para entender en profundidad la anatomía del corazón y aorta, así como las estructuras de interés a la hora de tratar la estenosis aórtica. Todos estos pasos constituyeron la base sobre la que sustentar una primera aproximación de cómo debía funcionar un programa que se dedicara exclusivamente a la medida del diámetro medio del anillo aórtico en la planificación de TAVR.

Dado que el objetivo era disponer de una especie de aplicación sencilla e intuitiva, se decidió emplear *App Designer* de *Matlab*, ya que podría permitir en un tiempo relativamente ajustado diseñar dicha aplicación de manera más rápida. Además, los resultados pueden visualizarse en tiempo real mientras se diseñan y programan la aplicación, hecho que permitió visualizar los resultados que iban obteniéndose y, como consecuencia, disminuir el tiempo empleado en el desarrollo del software.

5.2. Funciones previas y estudio de alternativas

En un primer momento, se pensó en replicar exactamente el proceso realizado en *3D Slicer*, teniendo en cuenta las limitaciones de la herramienta *Matlab* y realizando los cambios necesarios en el proceso para lograr resultados similares. Así, el primer paso sería segmentar el tracto de interés de la aorta y continuar extrayendo la *centerline*, la vista transversal oblicua que pasa por esta y finalmente las medidas de los diámetros en estas vistas obtenidas. Para ello, antes de comenzar a desarrollar la aplicación final, se crearon diversas funciones que luego serían llamadas desde el método principal de la aplicación.

El proceso de segmentación en *Matlab* es bastante tedioso y requiere un profundo entendimiento de las herramientas disponibles para lograr un resultado satisfactorio. El primer paso fue en segmentar el corazón para restringir los órganos y tejidos incluidos en las imágenes a una pequeña porción, y luego quedarse tan solo con la porción de aorta necesaria (incluyendo válvula y anillo). El código desarrollado para ello aplicaba distintas funciones, tanto originales como incluidas en la biblioteca propia de *Matlab*, que permitían modelar en tres dimensiones el volumen inicial. Los pasos fueron los siguientes:

1. Eliminar fondo
 - a. Aplicar métodos de agrupamiento o *clustering* para dividir los píxeles del volumen inicial en 3 clases según su intensidad. Una de ellas hará referencia a los píxeles de fondo, los cuales serán los más oscuros y por tanto de menor intensidad.
 - b. Borrado de la clase que contiene los píxeles de fondo. El resultado es una máscara 3D con aquellos píxeles que en principio solo hacen referencia a estructuras anatómicas.
 - c. Erosión con un elemento estructurante 3D para desconectar el corazón del resto de tejidos.
2. Mejorar y limpiar la segmentación
 - a. Creación de una máscara 3D con los píxeles que contienen el objeto más grande, el cual corresponderá al corazón.
 - b. Relleno de los huecos de la máscara y dilatación con un elemento estructurante 3D para compensar la anterior erosión.

3. Obtención del volumen correspondiente al corazón

- a. Multiplicación del volumen inicial por la máscara creada para obtener la segmentación del corazón.

El método de *clustering* utilizado fue *k-means*, un algoritmo de clasificación no supervisada que agrupa los objetos en base a características. En este caso, consistió en agrupar los píxeles según su intensidad, partiendo de la asunción de que los píxeles de fondo serían oscuros y las estructuras anatómicas claras o intensas.

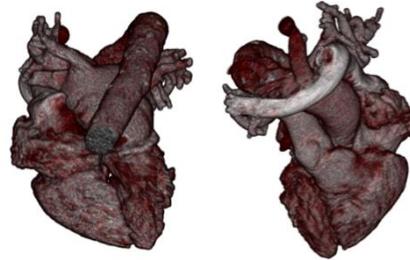


Figura 5.2.1.1. Segmentación del corazón. Vistas anterior y posterior.

Una vez obtenido el corazón (*figura 5.2.1.1*), se debía recortar la segmentación para obtener tan solo la aorta. Sin embargo, es un proceso difícil de automatizar, a diferencia del anterior que con tan solo ejecutar unas líneas de código se obtiene una buena segmentación del corazón independientemente del volumen con el que se trate. Por ello, los pasos incluían la interacción del usuario para guiar el proceso y obtener la aorta, ya que dependiendo de las imágenes o volumen con el que se trate, los resultados pueden variar. Los pasos empleados fueron:

1. A partir de dos imágenes (cortes coronal y axial) de la máscara 3D obtenidas en el paso anterior, seleccionar con un polígono las regiones que corresponden a aorta.
2. Método de “contornos activos” para que la máscara se expanda, formando una estructura 3D que representa la aorta.
3. Multiplicación del volumen inicial por la máscara para obtener la segmentación final.

Los resultados mostraban una idea aproximada de la estructura anatómica para poder extraer una *centerline*, pero como es posible observar en la *figura 5.2.1.2*, no se conseguía una plena segmentación. Además, el proceso era específico según el paciente, y dado que se buscaba automatizarlo al máximo, finalmente se descartó trabajar en tres dimensiones. A la decisión se añade que *Matlab* no es una herramienta especialmente adecuada a la hora de trabajar en 3D y la ejecución de las funciones supone mucha carga y tiempo computacional. Para lograr una representación en 3D, se requería una optimización profunda del código y debido a las limitaciones de tiempo y recursos, resultaba imposible desarrollar el software de dicha forma. Así, el plan inicial establecido de los pasos a seguir para obtener la medida del diámetro debía cambiar, adaptando el procedimiento a 2D y haciéndolo lo más sencillo posible y computacionalmente eficiente.



Figura 5.2.1.2. Segmentación aproximada de la aorta y su válvula. Vista frontal.

5.3. TAVIMetrics

Como se ha tratado en los puntos anteriores, un análisis en tres dimensiones requería una mayor disponibilidad de recursos, tanto materiales como temporales. Por tanto, atendiendo a las diferentes limitaciones que surgieron en el transcurso del presente estudio, se decidió emplear todo el conocimiento adquirido para crear una aplicación basada en un proceso ligeramente distinto al visto, más sencillo e intuitivo, pero que proporcionara buenos resultados comparables con la realidad. Así, el software debía mostrar el volumen adquirido en forma de imágenes TAC en dos dimensiones y realizar el proceso de planificación en base a la interacción de un usuario con la aplicación. Se pensó que la manera más sencilla de lograr dicho objetivo era, de forma resumida, seguir los siguientes pasos:

1. Reconstrucción multiplanar en plano no ortogonal: giro del volumen a partir de las imágenes coronales y sagitales para que el plano de visualización sea perpendicular a la *centerline*.
2. Selección de las tres cúspides o vértices de las valvas: aplicación del proceso explicado en el apartado 3.3 de este trabajo.
3. Obtención del plano que pasa por dichos puntos.
4. Vista del anillo aórtico y cálculo de parámetros.

Dado que se trata de un proceso complejo, el usuario que interaccione con el software debe tener pleno conocimiento de la anatomía y la enfermedad a tratar, ya que su aportación consiste en seguir el proceso de selección del plano deseado que corta el anillo aórtico.

5.3.1. Interfaz gráfica

Un primer comienzo del desarrollo del software fue crear la interfaz gráfica. Gracias a *App Designer* fue rápido y relativamente sencillo, ya que permite personalizar ejes, campos de texto y numéricos, barras de herramientas, etc., sin necesidad de la programación base que esto lleva consigo. Tras analizar qué herramientas se necesitaban y su distribución en el espacio, se definió un *grid layout* (matriz con dimensiones en píxeles definidas) sobre el que pudieran colocarse los objetos.

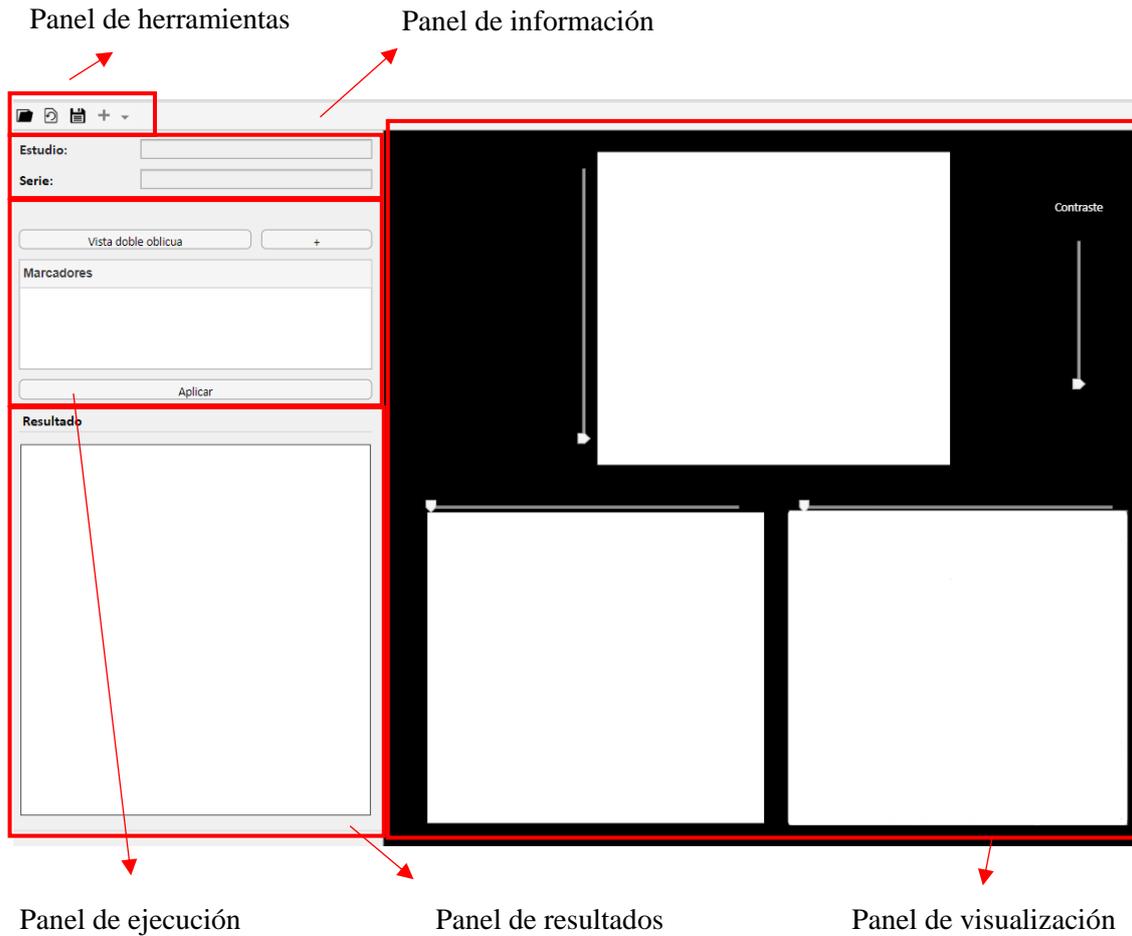


Figura 6.2.1.1. Vista principal de la aplicación.

Tal y como se observa en la *figura 6.2.1.1*, se emplearon numerosos elementos para construir la interfaz gráfica de usuario del software. La división se realizó mediante paneles insertados en el *grid layout*, y en su interior se colocaron distintos objetos que permiten realizar una serie de funciones.

El panel de herramientas, como su nombre indica, es la tradicional barra de herramientas presente en toda aplicación, y contiene 3 botones: “cargar”, para importar el archivo DICOM; “explorar”, el cual permite visualizar las distintas series y estudios del archivo importado; y “guardar”, que crea un archivo Excel con la información de las métricas una vez se ha realizado el proceso de medición del anillo aórtico. También se observa el panel de información, cuya finalidad es mostrar al usuario qué estudio y serie se ha seleccionado para realizar el procedimiento.

Justo abajo aparecen dos paneles: el panel de ejecución y el panel de resultados. Este primero contiene los elementos necesarios para realizar las mediciones, mientras que el segundo muestra los resultados una vez finalizado el proceso. En el panel de ejecución, se observan tres botones:

“vista doble oblicua”, “+” y “aplicar”. Cuando el botón “vista doble oblicua” es pulsado, se abre una nueva ventana que permite seleccionar a mano un nuevo plano oblicuo, el cual debe ser aproximadamente perpendicular a una *centerline* imaginaria para hacer una nueva reconstrucción multiplanar. Por otro lado, el botón “+” permite seleccionar los puntos más distales de las valvas para posteriormente construir el plano que pasa a través de estos. Finalmente, el botón “aplicar” abre una ventana que muestra la imagen correspondiente al plano construido mediante los tres marcadores con el fin de poder dibujar el contorno del anillo aórtico. La tabla de marcadores tan solo muestra un listado de los puntos que han sido marcados. Una vez dibujada la silueta aproximada del anillo, será posible visualizar los resultados en formato de tabla e imagen en el panel de resultados.

La mayor parte de la vista principal está ocupada por el panel de visualización. Será el más utilizado por el usuario ya que permite navegar en dos dimensiones a través del volumen reconstruido. Este contiene 3 ejes encargados de mostrar las imágenes, y 3 *sliders* para cambiar de corte. Además, a la derecha del panel se incluye un cuarto *slider* para modular el contraste de las imágenes.

5.3.2. Desarrollo del código

Una vez diseñados los elementos gráficos, se pasó al desarrollo de las funciones encargadas de llevar a cabo el proceso completo y obtener los resultados. Dada la complejidad de programación y el gran número de pasos que había que tener en cuenta, fue necesario crear una aplicación principal (*TAVIMetrics*) que llamara a otras segundas aplicaciones para realizar funciones secundarias. Así, no se acumulaba demasiado código en la aplicación principal ya que esto aumenta considerablemente la carga computacional en una sola aplicación y, por tanto, una menor eficiencia.

En primer lugar, había que definir la función que cargara el archivo DICOM procedente de la secuencia de TC y creara un listado de los estudios contenidos en este. Para ello, se programó un código que abre el directorio (*path*) actual del usuario para seleccionar dicho archivo (*figura 6.2.2.1*) y, una vez seleccionado y cargado (*figura 6.2.2.2*), apareciera una ventana emergente con una tabla que mostrara los estudios encontrados en el archivo (*figura 6.2.2.3*). Esta ventana surge gracias a una aplicación secundaria, la cual se denominó *ventanaCargar*, y su objetivo es permitir seleccionar el estudio de la tabla que el usuario desee y posteriormente mandar la información a la aplicación principal para visualizar el conjunto de imágenes (*figura 6.2.2.4*).

Dentro del código que permite este proceso, destacan una serie de funciones internas de la librería de *Matlab*:

- *uigetdir(path)*: abre el *path* introducido para la selección de archivos.
- *dicomCollection(path)*: muestra la información correspondiente a la cabecera del archivo DICOM del *path* introducido como argumento en la función.
- *dicominfo(archivo)*: muestra la información de un estudio TAC determinado, extraída anteriormente del archivo DICOM. Proporciona datos como la resolución y las dimensiones de píxel, necesarios para graficar las imágenes y obtener las medidas de diámetro.
- *plot(imagen,[min,max])*: permite graficar y, en este caso, representar las imágenes obtenidas a partir del volumen (cortes o *slices* del TAC)
- *squeeze(volumen)*: elimina las dimensiones con longitud 1 (denominadas *singleton*). Útil a la hora de representar la imagen mediante la herramienta *plot()*.

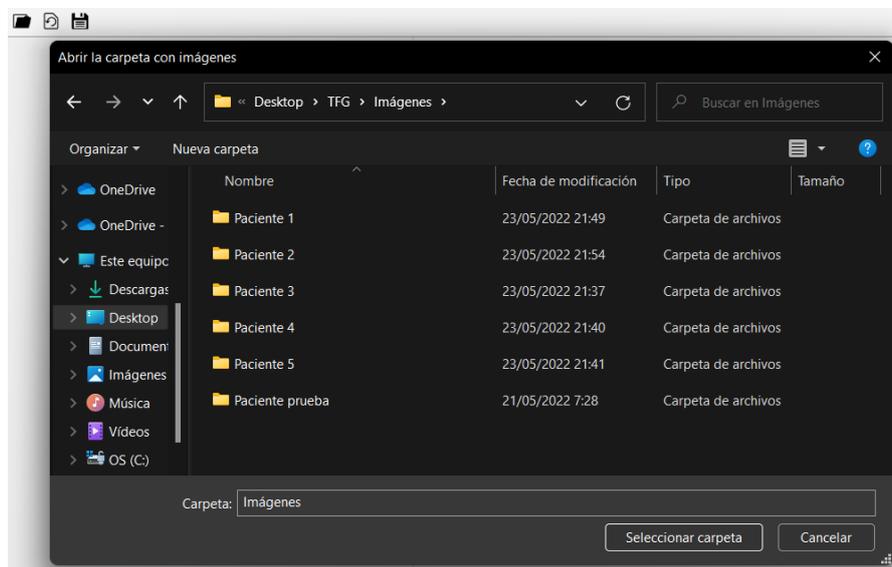


Figura 6.2.2.1. Apertura de la carpeta de archivos del usuario.

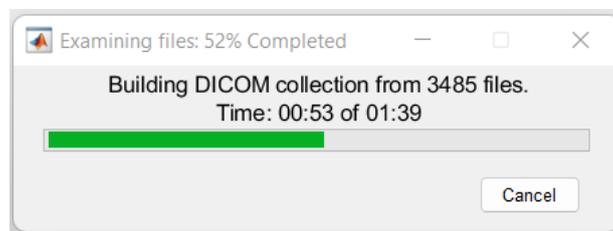


Figura 6.2.2.2. Carga del archivo DICOM escogido por el usuario.

	StudyDate Time	SeriesDate...	P...	PatientSex	Modality	Rows	Columns	Channels	Frames	StudyDescription
s1	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	1359	835	1	2	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s2	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	512	512	1	276	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s3	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	512	512	1	345	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s4	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	512	512	1	1	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s5	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	1576	2286	3	1	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s6	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	512	512	1	2790	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s7	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	672	672	1	23	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s8	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	672	672	1	6	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s9	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	672	672	1	5	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s10	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	600	672	1	19	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s11	04-Dec-2020 09:3...	04-Dec-2020 ...	C...	F	CT	600	600	1	15	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s12	04-Dec-2020 09:3...		C...	F	CT	1884	3258	3	1	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA
s13	04-Dec-2020 09:3...		C...	F	CT	1854	3258	3	1	TC CORAZON CORONARIOGRAFIA

Figura 6.2.2.3. Aplicación secundaria ventanaCargar para la visualización del contenido del archivo DICOM y selección del estudio de interés.

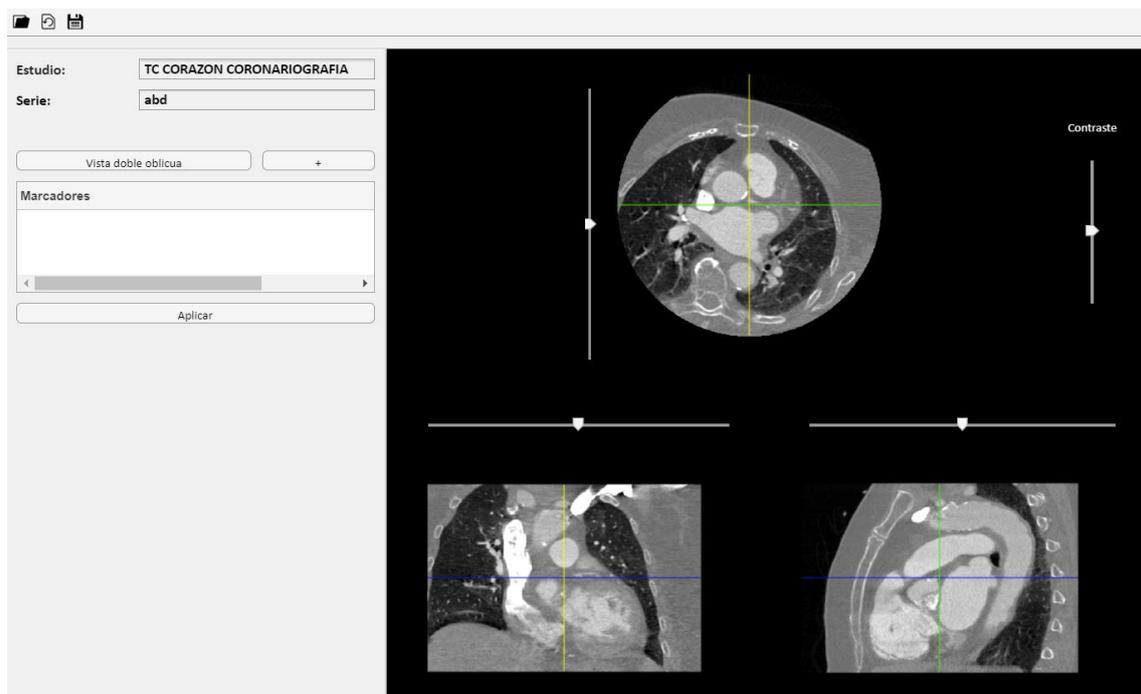


Figura 6.2.2.4. Resultado tras escoger el estudio deseado.

Una vez abiertas las imágenes correspondientes al volumen escogido, ya fue posible navegar a partir de los *sliders* y visualizar el volumen completo.

El siguiente paso consistió en adquirir la nueva reconstrucción multiplanar en el plano oblicuo. Para llevar a cabo dicho paso, se programó otra aplicación secundaria denominada *cambiarVista*, de forma que cuando se seleccionara el botón “vista doble oblicua”, se abriera una nueva ventana

con las imágenes coronal y sagital y se pudieran repositionar los ejes en el plano adecuado mediante el giro de estos, tal y como se muestra en la *figura 6.2.2.5*. Para ello, esta aplicación secundaria debía adquirir como *input* el volumen actual y enviar como *outputs* a la aplicación principal los ángulos de rotación en ambas dimensiones para realizar la reconstrucción. Una vez recibidos los ángulos, la aplicación principal ya puede rotar el volumen, reconstruirlo y mostrarlo en formato de imágenes en el panel de visualización. El resultado corresponde al mostrado en la *figura 6.2.2.6*.

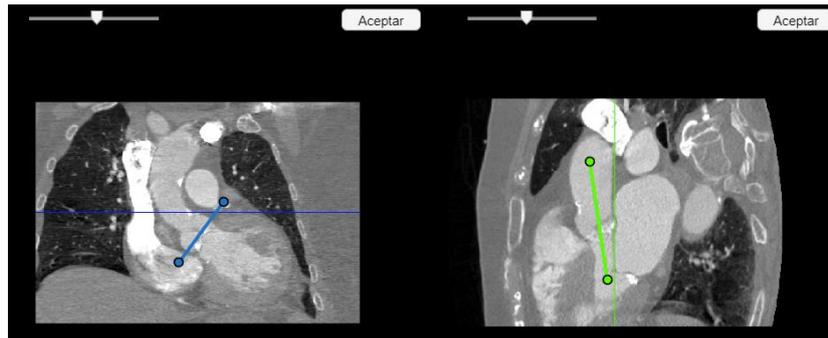


Figura 6.2.2.5. Aplicación secundaria *cambiarVista*. Obtención de los planos de interés en las imágenes coronal y sagital.

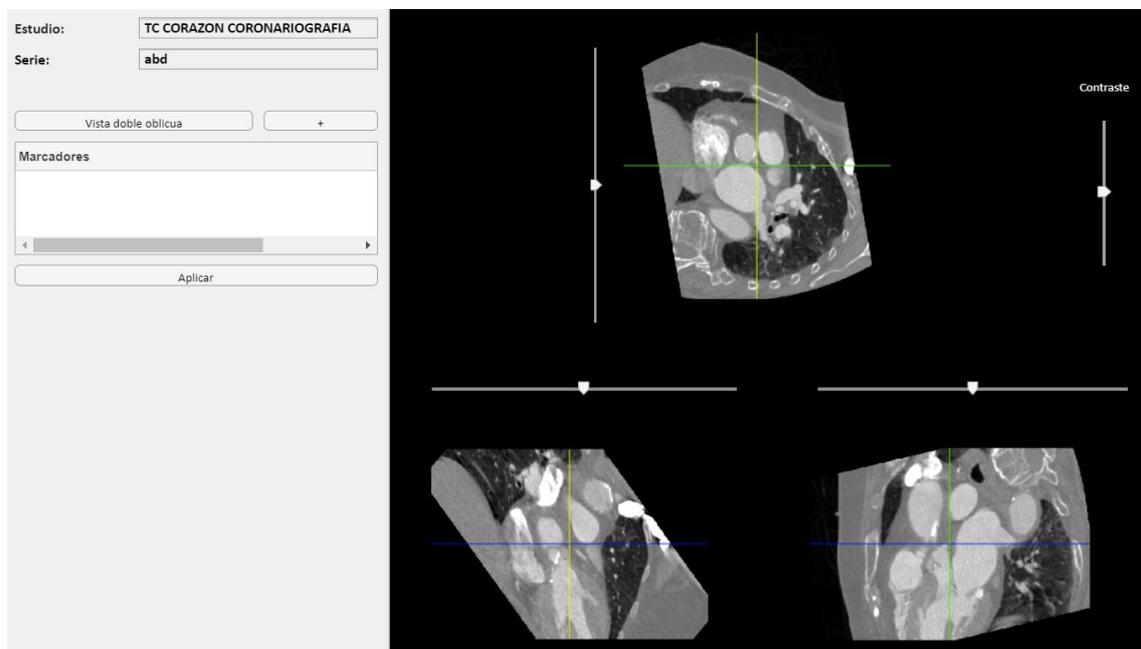


Figura 6.2.2.6. Aplicación secundaria *cambiarVista*. Obtención de los planos de interés en las imágenes coronal y sagital.

Los ángulos fueron obtenidos mediante trigonometría y operaciones matemáticas, utilizando como referencia los planos ortogonales y aplicando el teorema de la tangente a partir de los puntos de los extremos de las líneas que representan los ejes.

Una vez obtenida la vista deseada, el usuario ya podría seleccionar los tres marcadores (cúspides de las valvas) a mano, navegando a través de las diferentes vistas. El procedimiento que se implementó consiste en mover los ejes a partir de los *sliders* o rueda del ratón para situarse en la posición correcta y utilizar el botón “+” para insertar el marcador, el cual aparece en color morado sobre las imágenes (*figura 6.2.2.7*). Además, se programó para que se fuera rellenando la tabla de marcadores conforme se iban seleccionando los puntos. En caso de exceder de un límite de tres, la aplicación avisará mostrando un mensaje de error (*figura 6.2.2.8*).

El lugar de colocación de cada punto se determinó en base al procedimiento explicado en el apartado 3.3 del trabajo. En principio, si el usuario presenta un buen conocimiento del tema y conoce la técnica, no debería resultarle costoso marcar las tres cúspides.

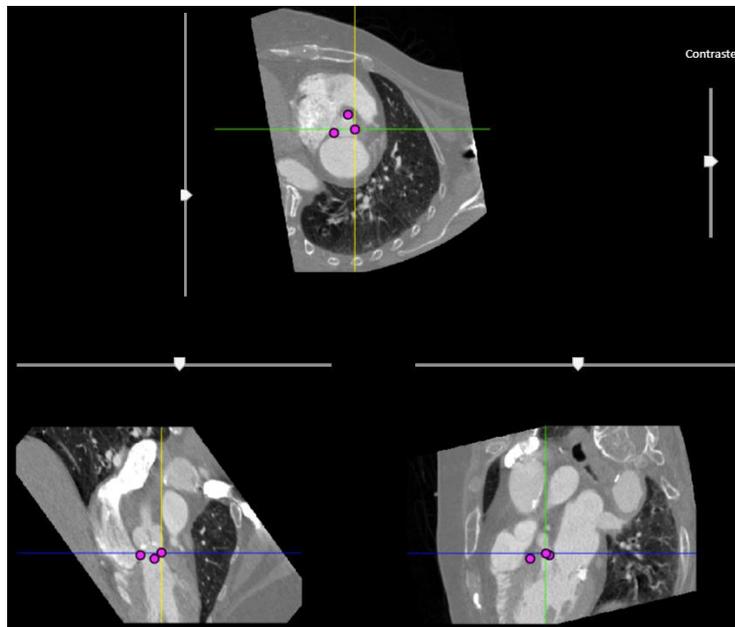


Figura 6.2.2.7. Selección del tercer marcador: los ejes marcan el punto de inserción más bajo de la valva coronaria izquierda.

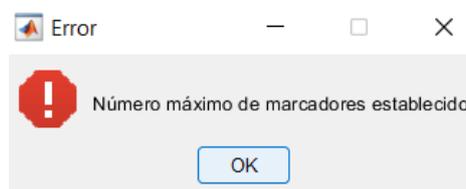


Figura 6.2.2.8. Mensaje de error.

La programación detrás de esta etapa consistió, resumidamente, en la obtención de las coordenadas de cada vista para establecer la localización de los puntos, y el posterior uso de la función *drawpoint()* de Matlab para mostrar en pantalla los marcadores.

Con la finalidad de construir el plano que pasase por los tres marcadores, se programó el botón de “aplicar” para que, a partir de las coordenadas de los marcadores, calculara el vector normal a dichos puntos y aplicara posteriormente la función *obliqueslice(volumen,marcador,normal)*. Esta función requiere como *inputs* un volumen, una coordenada y un vector normal, y devuelve como *output* la slice del volumen que corresponde al plano cuya normal se introduce como argumento en la función.

Se creó una tercera aplicación secundaria, *dibujarAnillo*, de forma que al obtener el plano tras ejecutar el botón “aplicar” se abriera una nueva ventana que mostrara la imagen del plano de interés y un menú para dibujar a mano la silueta del anillo aórtico. La forma del anillo es, en general, elipsoidal, pero en numerosos casos representa una figura intermedia entre círculo y elipse. En la *figura 6.2.2.9* se observa que la solución fue introducir tres opciones para poder dibujar sobre la imagen: construcción de polígono, construcción de elipse o *freehand* (mano alzada). Tras marcar la silueta utilizando uno de estos tres métodos (*figura 6.2.2.10*) y pulsar el botón de “aceptar”, la aplicación secundaria envía a la aplicación principal una imagen binaria cuyos píxeles en blanco corresponderían tan solo al anillo aórtico, descartando el resto de los tejidos.

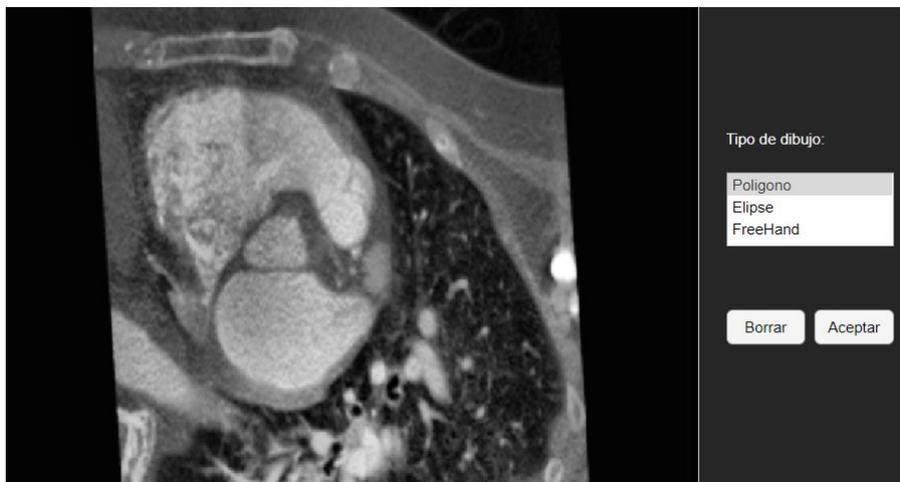


Figura 6.2.2.9. Aplicación secundaria dibujarAnillo.

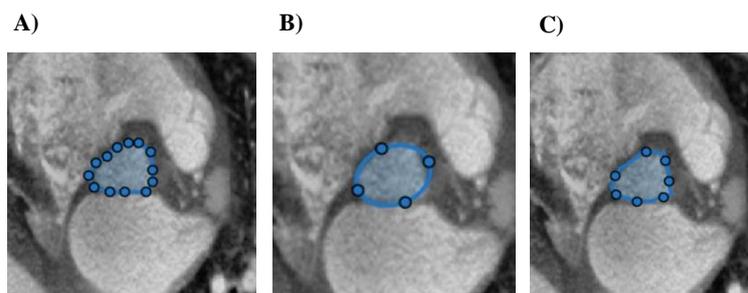


Figura 6.2.2.10. A) Dibujo mediante polígono. B) Dibujo mediante elipse. C) Dibujo mediante freehand.

A partir de la imagen binaria y el número de píxeles clasificados como 1 (blanco), se debían aplicar una serie de funciones y operaciones para la obtención de distintos resultados: diámetro mayor, diámetro menor, diámetro medio, perímetro, área, diámetro derivado de perímetro y diámetro derivado de área. La elección de dichos parámetros se estableció en base a la práctica real, ya que son los que analiza el cardiólogo a la hora de planificar una intervención de TAVR.

Dado que los cálculos deben basarse en el número de píxeles, debía utilizarse la información obtenida en los primeros pasos a partir de la función de *dicominfo()*. Cada estudio de TAC presenta una cabecera con numerosos parámetros, entre los que se encuentran *Pixel Spacing* y *Slice Thickness*. Este primero es una matriz con el tamaño del píxel en mm, mientras que el segundo representa la profundidad del píxel en mm. Atendiendo a estos tres valores numéricos, es posible conformar un píxel en tres dimensiones, más comúnmente denominado vóxel (*figura 6.2.2.11*). Es entonces el conjunto de vóxeles lo que conforma el volumen completo.

Sin embargo, no podían utilizarse directamente estos datos ya que, al haber rotado el volumen, los valores de tamaño en mm se veían alterados. La solución, mostrada en la *figura 6.2.2.12*, fue aplicar trigonometría empleando los ángulos de rotación que habían sido empleados para realizar la reconstrucción multiplanar en el plano oblicuo.

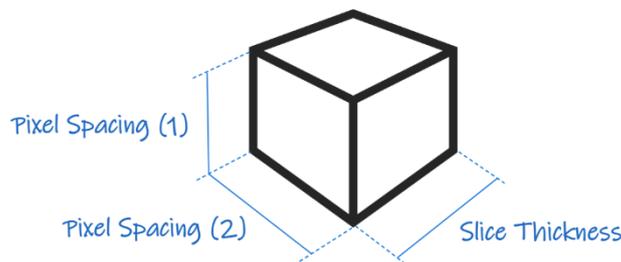


Figura 6.2.2.11. Representación de un vóxel de volumen. Elaboración propia.

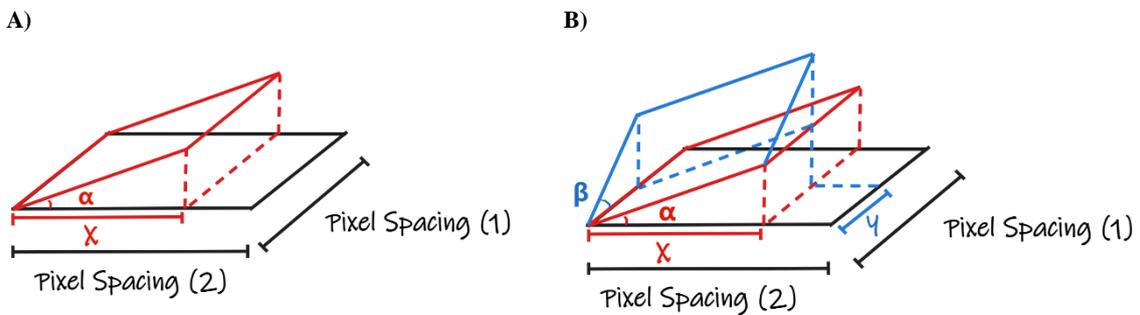


Figura 6.2.2.12. A) Representación de la rotación en la dimensión coronal. B) Representación de la rotación en la dimensión coronal (rojo) y sagital (azul). Elaboración propia.

Dado que el programa trabaja en dos dimensiones, tan solo se requería el cálculo de las nuevas dimensiones del píxel (x e y de la *figura 6.2.2.11*). Utilizando los valores de la matriz *Pixel Spacing* (*Pixel Spacing* (1), *Pixel Spacing* (2)) y despejando x e y en las *ecuaciones 1* y *2*, se obtuvieron los nuevos tamaños que conformaban los píxeles de la secuencia de imágenes.

$$\cos(\alpha) = \frac{x}{\text{Pixel Spacing (2)}} \quad \text{Ecuación 1}$$

$$\cos(\beta) = \frac{y}{\text{Pixel Spacing (1)}} \quad \text{Ecuación 2}$$

Tras realizar la corrección del tamaño de píxel, solo quedaba obtener los resultados finales. Para el cálculo de los diámetros mayor y menor, se supuso que el anillo formaba una elipse. Sin embargo, esta elipse generalmente aparece rotada respecto a los ejes ortogonales de referencia (*figura 6.2.2.13*), por lo que se necesitaba otra corrección de distancias para obtener resultados más precisos.

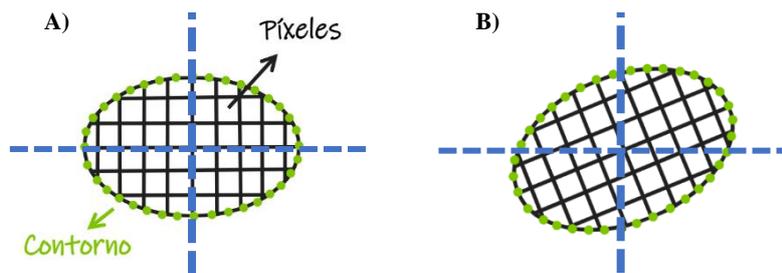


Figura 6.2.2.13. A) Representación ideal de la elipse. B) Representación real de la elipse. Elaboración propia.

Teniendo en cuenta dicho cambio, se siguieron los siguientes pasos:

1. Cálculo de todas las distancias (en píxeles) entre puntos del contorno dibujado sobre el anillo aórtico, diferenciando entre distancias en el eje x y distancias en el eje y .
2. Búsqueda de las mayores distancias entre puntos en x e y .
3. Obtención de las coordenadas de los puntos del contorno que corresponden a la máxima distancia en cada eje.
4. Unión de dichos puntos con una línea: parámetros *distancia1* y *distancia2*.
5. Corrección de los valores de píxel: cálculo de x' e y' . Para obtener los ángulos de rotación respecto al eje de referencia (α y β de la *figura 6.2.2.14*), se utilizaron las coordenadas obtenidas en el paso 3 y se empleó el teorema de la tangente. Se expone a continuación la metodología empleada (*ecuaciones 3* y *4*).

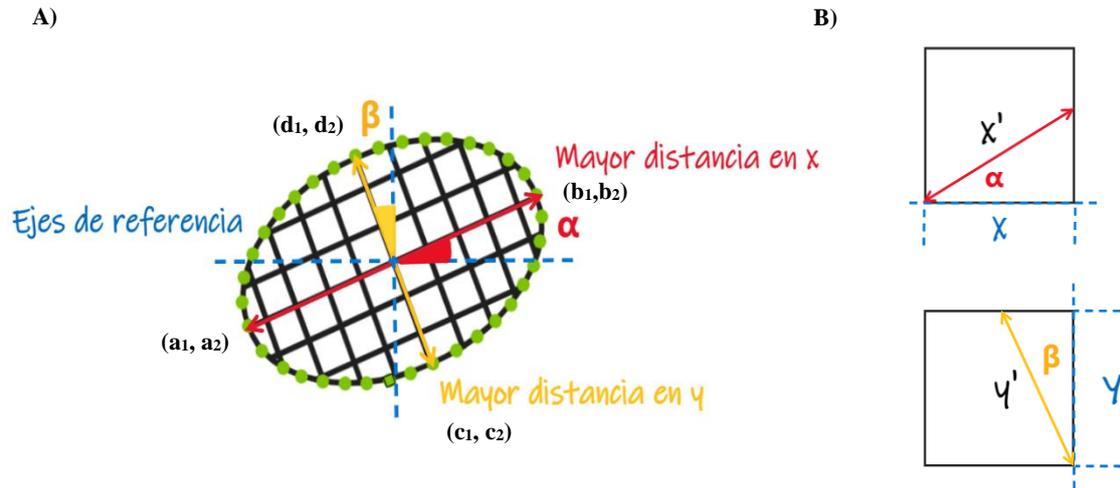


Figura 6.2.2.14. A) Representación gráfica de las distancias. B) Corrección en cada píxel. Elaboración propia.

$$x_1 = |b_1 - a_1| \quad ; \quad y_1 = |b_2 - a_2| \quad ; \quad \alpha = \arctan\left(\frac{y_1}{x_1}\right)$$

$$x_2 = |d_1 - c_1| \quad ; \quad y_2 = |d_2 - c_2| \quad ; \quad \beta = \arctan\left(\frac{y_2}{x_2}\right)$$

$$x' = \frac{x}{\cos(\alpha)} \quad \text{Ecuación 3}$$

$$y' = \frac{y}{\cos(\beta)} \quad \text{Ecuación 4}$$

6. Cálculo de los diámetros. Denominando a las mayores distancias calculadas *distancia1* y *distancia2*, el cálculo final se resume en las ecuaciones 5 y 6.

$$\text{diámetro1} = n^\circ \text{ píxeles de la distancia1} \cdot x' \quad \text{Ecuación 5}$$

$$\text{diámetro2} = n^\circ \text{ píxeles de la distancia2} \cdot y' \quad \text{Ecuación 6}$$

7. Asociación de los valores de diámetro1 y diámetro2 a diámetro mayor y diámetro menor.

$$\text{Diámetro mayor} = \max(\text{diámetro1}, \text{diámetro2})$$

$$\text{Diámetro menor} = \min(\text{diámetro1}, \text{diámetro2})$$

Una vez obtenidos los diámetros mayor y menor, se calculó la media para obtener el diámetro medio (ecuación 7).

$$\text{Diámetro medio} = \frac{\text{diámetro mayor} + \text{diámetro menor}}{2} \quad \text{Ecuación 7}$$

El cálculo del área, perímetro y diámetros derivados de área y perímetro fue más sencillo, ya que se basó en la aplicación de fórmulas en base a los diámetros calculados. Las *ecuaciones 8, 9, 10* y *11* aportaron los valores definitivos de los parámetros.

$$\text{Área} = \pi \cdot \left(\frac{\text{diámetro mayor}}{2}\right) \cdot \left(\frac{\text{diámetro menor}}{2}\right) \quad \text{Ecuación 8}$$

$$\text{Perímetro} = 2 \cdot \pi \cdot \sqrt{\frac{\left(\frac{\text{diámetro mayor}}{2}\right)^2 + \left(\frac{\text{diámetro menor}}{2}\right)^2}{2}} \quad \text{Ecuación 9}$$

$$\text{Diámetro derivado de área} = 2 \cdot \sqrt{\frac{\text{Área}}{\pi}} \quad \text{Ecuación 10}$$

$$\text{Diámetro derivado de perímetro} = \frac{\text{Perímetro}}{\pi} \quad \text{Ecuación 11}$$

Tras aplicar el proceso expuesto y obtener todos los valores de los resultados, se pensó en mostrar visualmente la porción de la imagen seleccionada, una representación visual de los diámetros mayor y menor colocados sobre esta y los resultados en formato de tabla (*figura 6.2.2.15*).



Figura 6.2.2.15. Resultado final. Se muestra la imagen del plano oblicuo que pasa por las cúspides de las valvas aórticas con la región de interés (aorta) superpuesta en color azul. A esto se le suma la representación del diámetro mayor (rojo) y menor (amarillo), junto con los valores obtenidos tras el proceso.

5.3.3. Elementos y funciones adicionales

Además de las funcionalidades descritas en el apartado anterior, el software incluye otras opciones adicionales, no necesarias para obtener las medidas, pero que se vio conveniente incluir para mejorar la experiencia de usuario.

Una de ellas, ya mencionada anteriormente, es la modulación del contraste. A pesar de que el software va exclusivamente dirigido a la medición del anillo aórtico, también se trata de un visor DICOM, y cualquier herramienta de visualización de imágenes médicas debe incluir la opción de aumentar o disminuir el contraste. Así, se vio interesante crear un slider que permitiera jugar con los niveles de gris de las imágenes mostradas en el panel de visualización.

Al tratarse de una funcionalidad secundaria, se optó por utilizar un método sencillo basado en la variación del número de bits de la imagen. El número de bits determina los niveles de gris, siguiendo la siguiente *ecuación 12*.

$$\text{niveles de gris} = 2^{n^{\circ} \text{ bits}} - 1 \quad \text{Ecuación 12}$$

Por ejemplo, si tenemos 12 bits: $2^{12} - 1 = 4095$ *niveles de gris*.

El número de niveles de gris de una secuencia de TAC puede obtenerse a partir del mayor valor de píxel del conjunto de imágenes y, a partir de dicho valor, es posible obtener el número de bits (*ecuación 13*).

$$n^{\circ} \text{ bits} = \log_2(\text{mayor nivel de gris}) - 1 \quad \text{Ecuación 13}$$

Por tanto, se creó un *slider* cuyo valor medio fuera el número de bits correspondiente al valor del píxel más elevado. De esta forma, cuando el usuario interacciona con el *slider* subiéndolo o bajándolo, lo que se produce es un aumento o disminución de bits. El programa almacena este cambio y transforma los bits a niveles de gris siguiendo la *ecuación 12*. Luego, actualiza la variable global que representa estos niveles de gris con el valor recién obtenido y grafica de nuevo las imágenes. La *figura 6.2.3.1* muestra el resultado de variar los niveles de intensidad manteniendo constante la imagen.

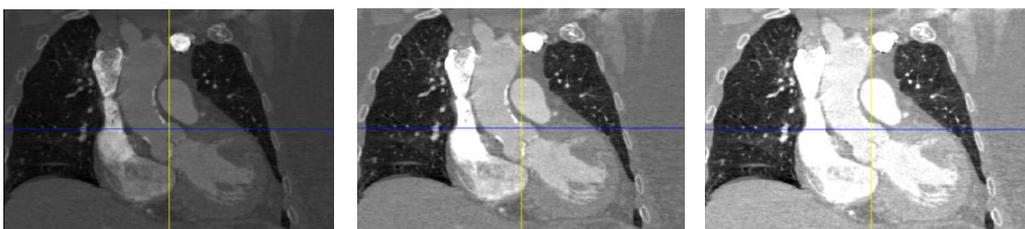
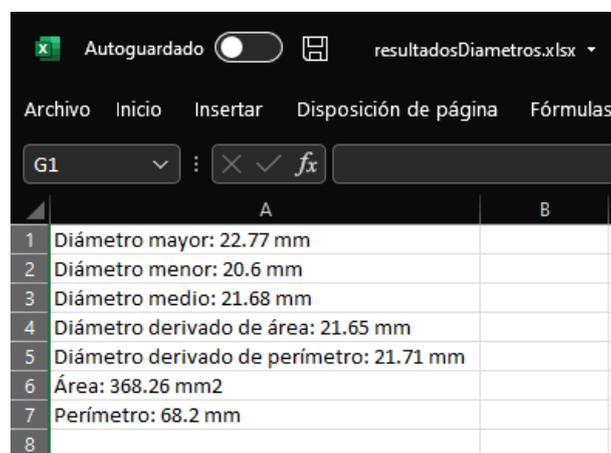


Figura 6.2.3.1. Modulación del contraste.

Otra funcionalidad extra fue incluir la navegación entre cortes mediante la rueda del ratón. Para ello, se programó un *listener* o agente de escucha, cuyo trabajo consiste en detectar cuándo sucede una determinada acción. En este caso, su misión era detectar el movimiento de la rueda del ratón, por lo que se estableció un sistema de coordenadas sobre la aplicación y, en función de la posición donde se encontrara cuando se produjera el movimiento de la rueda, cambiaría una imagen u otra y desplazaría los ejes de posición en las tres imágenes.

Finalmente, tan solo queda comentar el uso de los botones de “explorar” y “guardar” situados en la barra de herramientas. Cuando ya se ha importado un archivo DICOM a la aplicación y se ha seleccionado una determinada serie, es posible cambiar entre series mediante el botón “explorar”. Cuando el usuario pulsa dicho botón, se abre una tabla con todas las series del estudio de TAC importado tal y como mostrada en la *figura 6.2.2.3*. Seleccionando la que se desea ver, el programa automáticamente elimina la que estaba siendo mostrada para representar la nueva. Se trata de una especie de reinicio de la aplicación, pero sin tener que pasar por el paso previo de cargar el archivo DICOM, ya que es el proceso más costoso computacionalmente.

El botón “guardar” crea un archivo denominado “resultadosDiametros” en formato xlsx en el directorio de trabajo. Este archivo contiene una columna con los resultados obtenidos del último proceso de medida del anillo.



	A	B
1	Diámetro mayor: 22.77 mm	
2	Diámetro menor: 20.6 mm	
3	Diámetro medio: 21.68 mm	
4	Diámetro derivado de área: 21.65 mm	
5	Diámetro derivado de perímetro: 21.71 mm	
6	Área: 368.26 mm ²	
7	Perímetro: 68.2 mm	
8		

Figura 6.2.3.2. Archivo de resultados.

5.3.4. Validación del software

Tras un largo proceso de estudio de alternativas y desarrollo definitivo de la aplicación, se llevaron a cabo varias pruebas para determinar la validez del software.

La Unidad de Cardiología Intervencionista del Hospital Clínico de Valencia proporcionó imágenes TAC de 5 pacientes junto con sus valores de medidas del anillo aórtico para poder contrastar los resultados y validar el modelo. Dichas medidas fueron obtenidas de *3mensio* (*Pie Medical Imaging*, Holanda), una herramienta de imagen médica utilizada principalmente para el análisis del corazón y sistemas vasculares [13].

Dado que se disponía de un número limitado de pacientes y, por tanto, de datos, se optó por realizar 3 pruebas por paciente, de forma que también pudiera estudiarse la reproducibilidad, es decir, la capacidad de dar valores similares en pruebas distintas realizadas con el mismo procedimiento. En la *tabla 6.2.4.1* se exponen los valores obtenidos tras realizar un total de 15 pruebas.

	Prueba	Ø Min (mm)	Ø Max (mm)	Ø Medio (mm)	Perímetro (mm)	Ø Perímetro (mm)	Área (mm ²)	Ø Área (mm)
Paciente 1	1	20,22	27,11	23,67	75,13	23,92	430,54	23,41
	2	19,15	27,63	23,39	76,68	23,77	415,55	23,00
	3	19,43	24,80	22,11	69,98	22,28	378,40	21,95
Paciente 2	1	17,06	21,05	19,05	60,18	19,16	282,00	18,95
	2	18,82	20,34	19,58	61,55	19,59	300,59	19,56
	3	19,51	20,18	19,84	62,35	19,85	309,18	19,84
Paciente 3	1	20,50	21,13	20,82	65,40	20,82	340,23	20,81
	2	20,51	22,83	21,67	68,17	21,70	367,74	21,64
	3	18,58	23,70	21,14	66,90	21,30	345,90	20,99
Paciente 4	1	30,02	39,40	34,71	110,02	35,02	923,73	34,39
	2	26,21	39,78	33,00	105,84	33,69	819,01	32,29
	3	26,55	36,64	31,59	100,51	31,99	763,96	31,19
Paciente 5	1	21,14	26,92	24,03	76,03	24,2	446,91	23,85
	2	19,32	26,19	22,75	72,29	23,01	397,34	22,49
	3	20,03	24,47	22,25	70,25	22,36	385,00	22,14

Tabla 6.2.4.1. Resultados obtenidos en 5 pacientes. Realización de 3 pruebas por paciente. Ø Min: diámetro menor del anillo aórtico; Ø Max: diámetro mayor del anillo aórtico; Ø Medio: diámetro medio del anillo aórtico; Perímetro: perímetro del anillo aórtico; Ø Perímetro: diámetro derivado del perímetro del anillo aórtico; Área: área del anillo aórtico; Ø Área: diámetro derivado del perímetro del anillo aórtico.

6. DISCUSIÓN

En el apartado anterior, se ha mostrado el proceso de elaboración de un software para la medición del área del anillo aórtico en pacientes que sufren estenosis aórtica y requieren un reemplazo valvular. Dado que son varias las técnicas utilizadas hoy en día para realizar dicha tarea ante una preparación de TAVR, los resultados obtenidos se compararán, tal y como se ha comentado anteriormente, con los valores que ofrece la herramienta *3mensio*.

Con la finalidad de contrastar los resultados de *TAVIMetrics* con los validados y empleados por el cardiólogo en la práctica real, se realizó la media de los resultados de la *tabla 6.2.4.1* para tener un único valor por paciente. A simple vista, se observa en la *tabla 6.2.4.2* que los resultados ofrecidos por *TAVIMetrics* se asemejan notablemente a los de *3mensio*.

	Paciente 1		Paciente 2		Paciente 3	
	3mensio	TAVIMetrics	3mensio	TAVIMetrics	3mensio	TAVIMetrics
Ø Min (mm)	21,10	19,60	17,50	18,46	20,00	19,86
Ø Max (mm)	25,80	26,51	21,00	20,52	22,40	22,55
Ø Medio (mm)	23,40	23,06	19,30	19,49	21,20	21,21
Perímetro (mm)	74,80	73,93	60,50	61,36	66,90	66,82
Ø Perímetro (mm)	23,80	23,32	19,30	19,53	21,30	21,27
Área (mm ²)	431,70	408,16	284,00	297,26	351,00	351,29
Ø Área (mm)	23,40	22,79	19,00	19,45	21,10	21,15

	Paciente 4		Paciente 5	
	3mensio	TAVIMetrics	3mensio	TAVIMetrics
Ø Min (mm)	29,10	27,59	20,00	20,16
Ø Max (mm)	33,50	38,61	25,40	25,86
Ø Medio (mm)	31,30	33,10	22,70	23,01
Perímetro (mm)	99,20	105,46	72,70	72,86
Ø Perímetro (mm)	31,60	33,57	23,10	23,19
Área (mm ²)	762,40	835,57	408,20	409,75
Ø Área (mm)	31,20	32,62	22,80	22,83

Tabla 6.2.4.2. Comparación de los valores reales con los medidos. Ø Min: diámetro menor del anillo aórtico; Ø Max: diámetro mayor del anillo aórtico; Ø Medio: diámetro medio del anillo aórtico; Perímetro: perímetro del anillo aórtico; Ø Perímetro: diámetro derivado del perímetro del anillo aórtico; Área: área del anillo aórtico; Ø Área: diámetro derivado del perímetro del anillo aórtico.

También se vio necesario obtener una valoración cuantificable, por lo que se calcularon los errores absolutos y relativos de la media de las medidas de *TAVIMetrics* respecto al valor verdadero para cada paciente (*tabla 6.2.4.3*).

		Ø Min (mm)	Ø Max (mm)	Ø Medio (mm)	Perímetro (mm)	Ø Perímetro (mm)	Área (mm ²)	Ø Área (mm)
Paciente 1	Desviación estándar	0,4531	1,2300	0,6791	2,8639	0,7403	21,9175	0,6148
	Error absoluto	1,5000	0,7133	0,3433	0,8700	0,4767	23,5367	0,6133
	Error relativo	7,1%	2,8%	1,5%	1,2%	2,0%	5,5%	2,6%
Paciente 2	Desviación estándar	1,0315	0,3781	0,3287	0,8960	0,2845	11,3438	0,3716
	Error absoluto	0,9633	0,4767	0,1900	0,8600	0,2333	13,2567	0,4500
	Error relativo	5,5%	2,3%	1,0%	1,4%	1,2%	4,7%	2,4%
Paciente 3	Desviación estándar	0,9075	1,0673	0,3505	1,1321	0,3598	11,8600	0,3565
	Error absoluto	0,1367	0,1533	0,0100	0,0767	0,0267	0,2900	0,0467
	Error relativo	0,7%	0,7%	0,0%	0,1%	0,1%	0,1%	0,2%
Paciente 4	Desviación estándar	1,7215	1,3993	1,2757	3,8919	1,2401	66,2682	1,3275
	Error absoluto	1,5067	5,1067	1,8000	6,2567	1,9667	73,1667	1,4233
	Error relativo	5,2%	15,2%	5,8%	6,3%	6,2%	9,6%	4,6%
Paciente 5	Desviación estándar	0,7490	1,0271	0,7496	2,3935	2,3935	26,7547	0,7376
	Error absoluto	0,1633	0,4600	0,3100	0,1567	0,0900	1,5500	0,0267
	Error relativo	0,8%	1,8%	1,4%	0,2%	0,4%	0,4%	0,1%

Tabla 6.2.4.3. Cálculo de desviación estándar, error absoluto y error relativo para cada paciente. Ø Min: diámetro menor del anillo aórtico; Ø Max: diámetro mayor del anillo aórtico; Ø Medio: diámetro medio del anillo aórtico; Perímetro: perímetro del anillo aórtico; Ø Perímetro: diámetro derivado del perímetro del anillo aórtico; Área: área del anillo aórtico; Ø Área: diámetro derivado del perímetro del anillo aórtico.

En términos generales, el error absoluto se calcula como a diferencia entre el valor real de una medida y el valor obtenido en el proceso de medición, proporcionando un indicador de la imprecisión de una determinada medida. Por otro lado, el error relativo determina la precisión de la medición, y se obtiene dividiendo el error absoluto por el valor verdadero. En este caso, se ha visto conveniente expresarlo en forma de porcentaje a modo de indicador de calidad de los resultados de *TAVIMetrics* para cada parámetro.

En la *tabla 6.2.4.3* se demuestra que, en general, los parámetros ofrecen mayor o menor error dependiendo del paciente que se trate. Por tanto es posible concluir que ofrecen un sesgo por igual, pero dado que el proceso de medición en *TAVIMetrics* es realmente subjetivo (se escogen las cúspides de las valvas a mano), dependiendo del paciente que se trate el parámetro cuyo error relativo sea mayor variará. También se observa que hay casos en los que los errores son mucho

más elevados, como ocurre en el paciente número 4. Son varias las causas que influyen en estos aumentos de error, pero principalmente se debe a la subjetividad a la hora de medir y a la elección correcta de los marcadores.

La desviación estándar representa la dispersión de los datos de una población. Se observan valores relativamente bajos en base a los valores de cada parámetro, por lo que es posible afirmar que las medidas son reproducibles, es decir, realizar el proceso en distintas pruebas no aporta resultados significativamente dispares. En el parámetro área aparecen los mayores valores de desviación, pero esto se atribuye a que se está tratando con valores numéricos mucho más grandes que el resto de los parámetros (centenas frente a decenas). Por tanto, la diferencia entre resultados es más notoria, a diferencia del error relativo que no depende de la magnitud de los valores. Tal y como sucede en los errores, no existe ningún parámetro cuya desviación destaque por encima de la de los demás, esta aumenta o disminuye de manera distinta en cada parámetro de cada paciente.

Finalmente, cabe destacar que las medidas realizadas en *TAVIMetrics* se han llevado a cabo por una persona no experta en cardiología. Esto también podría estar influyendo en el hecho de que unos pacientes ofrezcan mayores errores debido a una mala selección de los marcadores en el proceso.

7. CONCLUSIONES

En el presente Trabajo Fin de Grado se ha desarrollado una herramienta software que permite obtener diversas medidas relacionadas con el área y sección del anillo aórtico para la planificación del remplazo valvular aórtico transcatóter o TAVR mediante el análisis de imagen de tomografía computarizada. Como trabajo complementario, aunque necesario para el avance del proyecto, se ha estudiado la fisiopatología de la estenosis aórtica y la anatomía de la válvula aórtica.

Para la validación de los resultados, estudio de la reproducibilidad del programa y demostración de su relevancia clínica se ha llevado a cabo un análisis (apartado 6 del documento) que incluye la comparación entre el programa *3mensio* y *TAVIMetrics*, empleando información de cinco pacientes del Hospital Clínico Universitario de Valencia. Se han empleado tanto las imágenes TC, necesarias para realizar los cálculos en *TAVIMetrics*, como los datos que proporciona *3mensio*, los cuales han permitido realizar el contraste de los resultados que ofrece cada aplicación.

Las medidas obtenidas en *TAVIMetrics* difieren ligeramente de los verdaderos, medidas por un experto en *3mensio*. Sin embargo, estas diferencias no son dispares y los errores son realmente aceptables, por lo que es posible afirmar que el software desarrollado en el presente trabajo puede ser una alternativa a las aplicaciones ya existentes.

Cabe destacar que *TAVIMetrics* debería ser valorada profundamente por un especialista, tanto como para validar sus resultados como para determinar su relevancia en la práctica clínica real, pero los resultados muestran a priori una herramienta útil, sencilla e intuitiva. Además, una futura optimización del software podría mejorarlo significativamente, identificando y corrigiendo los errores de metodología y código.

En definitiva, las posibilidades de lograr el trabajo obtenido eran bastante reducidas debido a la complejidad que incluye el proyecto y el espacio de tiempo disponible. No solo se requería desarrollar los métodos matemáticos y lógicos necesarios para la ejecución, sino que antes de comenzar el desarrollo de la aplicación se debía establecer un amplio conocimiento médico del tema a tratar (lectura bibliográfica, formaciones, etc.). Sin embargo, a pesar de las limitaciones que presenta *TAVIMetrics* y los errores mencionados, se ha logrado con éxito alcanzar los objetivos generales y específicos fijados al comienzo del proyecto.

8. LÍNEAS FUTURAS

En base al éxito obtenido con el desarrollo de *TAVIMetrics*, es lógico pensar en una futura optimización del software, incluyendo cambios tanto a nivel computacional como metodológico. Así, tras una valoración por parte de un experto en TAVR, sería posible identificar una serie de errores, corregirlos, e implementarlos para mejorar la aplicación.

Respecto a la posible optimización que podría llevarse a cabo, ya son varios los cambios que se ha pensado implementar. Por un lado, uno de los puntos débiles de la aplicación es la visualización del volumen tras sufrir la reconstrucción multiplanar. Este se ve ligeramente distorsionado y, además, no se consiguió rotar los ejes de las vistas coronal y sagital para mantener las imágenes rectas (demostración en *figura 6.2.2.6*) . También sería interesante automatizar más el proceso para detectar automáticamente la centerline y, por tanto, la rotación necesaria para realizar la reconstrucción multiplanar oblicua.

Los primeros pasos a seguir para la mejora del software se centrarían en la elaboración de una metodología que permitiera eliminar dichos errores. Una vez resueltos, ya sería posible centrarse en otros defectos corregibles, o incluso en la inserción de otras funcionalidades como la representación en 3D.

La acción definitiva para optimizar el software será trasladar el código a un lenguaje de programación más robusto. Así, se programaría desde cero la aplicación, utilizando los métodos matemáticos y lógicos de *TAVIMetrics*, pero sin la ayuda que ofrece *AppDesigner* a la hora de diseñar la interfaz gráfica y conectar las funciones entre sí. Entre las opciones existentes, se ha pensado en utilizar *Python* o *JavaScript* debido a su gran versatilidad y popularidad en el desarrollo de aplicaciones web.

Finalmente, el programa nunca perderá su carácter de exclusividad. Deberá seguir siendo una herramienta que únicamente se emplee en el proceso de planificación de TAVR, descartando convertirse en una herramienta general para la visualización y análisis de imágenes TAC.

9. RESULTADOS DERIVADOS DEL PRESENTE TFG

Todo el análisis expuesto en el presente trabajo es un resumen de meses de estudio y desarrollo. Ha resultado inviable explicar a fondo los distintos métodos y técnicas empleadas para lograr crear *TAVIMetrics*, y detrás de cada una de las fases en las que se ha dividido el proceso hay un largo trabajo implícito que no ha resultado sencillo plasmar.

Además, como ya se ha comentado, se pretende optimizar y mejorar el software para obtener una herramienta real y aplicable en la práctica clínica. Es por ello que al hablar de publicaciones derivadas se piensa en la redacción de un artículo científico que incluya todo el proceso explicado en dicho TFG y el trabajo posterior que se lleve a cabo para la optimización y desarrollo de la aplicación final. Se incluiría también un estudio más extenso en pacientes para demostrar la viabilidad del programa a la hora de planificar intervenciones de TAVR reales.

A día de hoy, ya se ha iniciado el procedimiento para el registro de la herramienta *TAVIMetrics* en el Servicio de Promoción y Apoyo a la Investigación, Innovación y Transferencia de la Universitat Politècnica de València, con el fin de indicar la titularidad de la propiedad intelectual e industrial de los resultados generados.

10. BIBLIOGRAFÍA

1. Ballesteros, P. A. (2009). *Anatomía del corazón*. Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA. Bilbao: Fundación BBVA, 35-40.
2. Mayo Clinic. *Enfermedades de las válvulas cardiacas. Síntomas y causas*. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/heart-valve-disease/symptoms-causes/syc-20353727>.
3. Sánchez, V. A., Uribe C. J. C. (2016). *Estenosis aórtica*. Revista Médica de Costa Rica y Centroamérica, 73 (620), 433-438. <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=67628>.
4. López, M. P. (2016). *Estenosis aórtica: incidencia y pronóstico en población sueca. ¿Resultados extrapolables a España?* Sociedad Española de Cardiología. <https://secardiologia.es/blog/7891-estenosis-aortica-incidencia-pronostico-poblacion-sueca-resultados-extrapolables-poblacion-espanola#:~:text=La%20prevalencia%20de%20estenosis%20a%C3%B3rtica,pero%20los%20datos%20son%20limitados>.
5. Martinsson, A., Li X., et al. (2015). *Temporal Trends in the Incidence and Prognosis of Aortic Stenosis*. Circulation, 131, 11, 988-994. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.114.012906>.
6. Latsios G., Spyridopoulos T. N., et al. (2018). *Multi-slice CT (MSCT) imaging in petranscatheter aortic valve implantation (TAVI) screening. How to perform and how to interpret*. Hellenic Journal of Cardiology, 59, 3-7. <https://doi.org/10.1016/j.hjc.2017.09.013>.
7. Blanke P., Weor-McCall J. R., et al. (2018). *Computed tomography imaging in the context of transcatheter aortic valve implantation (TAVI) / transcatheter aortic valve replacement (TAVR): An expert consensus document of the Society of Cardiovascular Computed Tomography*. Journal of Cardiovascular Computed Tomography. <https://doi.org/10.1016/j.jcct.2018.11.008>.
8. Kasel A. M., Cassese S., et al. (2013). *Standardized Imaging for Aortic Annular Sizing*. Jacc: Cardiovascular Imaging, 6, 2, 249-262. <https://dx.doi.org/10.1016/j.jcmg.2012.12.005>.

9. Piazza N., De Jaegere P., et al. (2008). *Anatomy of the Aortic Valvar Complex and Its Implications for Transcatheter Implantation of the Aortic Valve*. *Circulation: Cardiovascular Interventions*, 1, 74-81. <http://circinterventions.ahajournals.org>.
10. *3D Slicer image computing platform*. Disponible en: <https://www.slicer.org/>.
11. Calzado A., Geleijns J., (2010). Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones. Artículo de revisión. *Revista de Física Médica*, 11 (3), 163-180. Recuperado de: <http://revistadefisicamedica.es/index.php/rfm/article/view/115>.
12. Mercado Anguila L. M., (2018). *Procesamiento y reconstrucción tridimensional de estructuras cardíacas a partir de imágenes de TAC*. Universidad del Norte.
13. *About 3mensio*. Disponible en: <https://www.3mensio.com/>.
14. (2022). *Corazón humano*. Disponible en: https://es.wikipedia.org/wiki/Coraz%C3%B3n_humano.
15. *Las válvulas cardíacas*. Texas Heart Institute. Disponible en: <https://www.texasheart.org/heart-health/heart-information-center/topics/las-valvulas-cardiacas/>.
16. *Estenosis aórtica*. Cirugía cardiovascular. Enfermedades Cardiovasculares. Disponible en: <https://cirugiacardiovascular.com.mx/operacion-a-corazon-abierto/enfermedades-cardiovasculares/estenosis-aortica/>

DOCUMENTO

PRESUPUESTO

AUTOR: GLORIA CAMPOS HERVÁS

TUTOR: DAVID MORATAL PÉREZ

COTUTOR: AGUSTÍN FERNÁNDEZ CISNAL

CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN	53
2.	CUADROS DE PRECIOS	54
2.1.	Mano de obra.....	55
2.2.	Materiales.....	55
2.3.	Precios unitarios	56
2.4.	Precios descompuestos.....	57
2.4.1.	Unidad de obra 1: reuniones.....	57
2.4.2.	Unidad de obra 2: proyecto	58
2.4.3.	Unidad de obra 3: redacción y defensa	58
3.	PRESUPUESTOS PARCIALES	59
4.	PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA	60

1. INTRODUCCIÓN

El objetivo del documento de presupuesto es exponer de forma detallada y desglosada el valor económico de los medios e inversiones necesarias para llevar a cabo el proyecto. En este caso, teniendo en cuenta que se trata de un software, se ha considerado la mano de obra y materiales.

2. CUADROS DE PRECIOS

En primer lugar, se realizará un pequeño análisis para determinar qué precios se utilizarán y el tiempo estimado que consumió el proceso. Para ello, se han tenido en cuenta 3 figuras: el ingeniero junior (alumno), el ingeniero senior (tutor) y el cardiólogo especialista en el tema a tratar (cotutor).

Dado que se pretende obtener el coste por día de cada una de las figuras, se ha visto necesario calcular el salario anual de estas y los días laborables de un año. Para determinar el salario anual, se ha supuesto que para el ingeniero junior se sitúa en torno a unos 20.000 € por año, mientras que para el ingeniero senior el valor se duplica alcanzando los 40.000 € por año. En el caso del cardiólogo, se ha establecido en 60.000 € por año. En cuanto a los días hábiles, y en base al calendario de 2021, se tienen 365 días en total de los cuales 104 días corresponden a fines de semana, obteniendo así 261 días entre semana. De estos 261 días que abarcan de lunes a viernes, 8 han sido festivos, por lo que finalmente se han obtenido 253 días hábiles. Además, se ha establecido una jornada laboral de 8 horas. Por tanto, las horas correspondientes a un año son 2024 horas, obtenidas de multiplicar 8 horas por 253 días.

Teniendo en cuenta lo expuesto, es posible calcular el coste por día de la mano de obra (*tabla 2.1*).

FIGURA	SALARIO ANUAL	HORAS TRABAJADAS	€/h
Ingeniero Junior	20.000 €	2024 horas	9.88 €/h
Ingeniero Senior	40.000 €	2024 horas	19.76 €/h
Cardiólogo	60.000 €	2024 horas	29.64 €/h

Tabla 2.1. Valor económico de la mano de obra.

El proyecto se ha desarrollado a lo largo de 3 meses y 15 días, empleando 4 horas al día de lunes a viernes (300 horas). En este periodo de tiempo, se han llevado a cabo una serie de actividades, siendo la última la preparación del documento memoria del TFG y su defensa ante el tribunal. Por tanto, se ha visto conveniente dividir las 300 horas en 3 grupos: “reuniones”, las cuales hacen referencia a 4 encuentros de 2 horas cada uno para la planificación y seguimiento del trabajo; “proyecto”, destinado a la creación por parte del alumno del software; y finalmente “preparación del documento y defensa”, tiempo también consumido exclusivamente por el ingeniero junior.

Como se observa en la *tabla 2.2*, las horas totales consumidas por el ingeniero junior fueron 300 horas, mientras que para los tutores el tiempo se redujo aproximadamente a 11 horas.

		ING. JUNIOR	ING. SENIOR	CARDIÓLOGO
REUNIONES	Planificación	2 horas	2 horas	2 horas
	Seguimiento	4 horas	4 horas	4 horas
	Correcciones	2 horas	2 horas	2 horas
PROYECTO	Formación	60 horas	1 hora	1 hora
	Desarrollo	152 horas		
	Correcciones	60 horas	2 horas	2 horas
PREPARACIÓN DEL DOCUMENTO Y DEFENSA		20 horas		
TOTAL HORAS		300 horas	11 horas	11 horas

Tabla 2.2. Horas consumidas por cada participante del proyecto.

2.1. Mano de obra

En base al análisis anterior se construye la *tabla 2.1.1*, la cual expone el cuadro de precios de la mano de obra.

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	COSTE	COSTE RECURSO
MO01	h	Ingeniero Junior	300 h	9.88 €/h	2,964.43 €
MO02	h	Ingeniero Senior	11 h	19.76 €/h	217.39 €
MO03	h	Cardiólogo	11 h	29.64 €/h	326.09 €
TOTAL MANO DE OBRA:					3,507.91 €

Tabla 2.1.1. Cuadro de precios mano de obra.

2.2. Materiales

Respecto a los materiales, se han considerado tres: el ordenador empleado para el desarrollo del software, la licencia de Microsoft Office para la ejecución y redacción del trabajo y la licencia de Matlab, necesaria para escribir el código que define el programa.

CÓDIGO	UNIDAD	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	COSTE	COSTE RECURSO
MAT01	u	Ordenador portátil DELL XPS Intel ® Core™ i7	1 u	1,700.00 €	1,700.00 €
MAT02	u	Microsoft Office 365 Estándar	1 u	126.00 €	126.00 €
MAT03	u	Matlab R2021a	1 u	800.00 €	800.00 €
TOTAL MATERIALES:					2,626.00 €

Tabla 2.2.1. Cuadro de precios materiales.

En este apartado se ha visto conveniente añadir el factor de amortización, dado que los productos fueron adquiridos para el proyecto pero su vida útil se extiende más allá del periodo de 3 meses y 15 días. Así, suponiendo un tiempo de desarrollo del proyecto de 3 meses y dividiendo dicho periodo entre el total de vida útil de cada material, se obtiene dicho factor.

CÓDIGO	VIDA ÚTIL	FACTOR DE AMORTIZACIÓN
MAT01	72 meses	$3/72 = 4\%$
MAT02	12 meses	$3/12 = 25\%$
MAT03	12 meses	$3/12 = 25\%$

Tabla 2.2.2. Factor de amortización de los materiales.

2.3. Precios unitarios

Para la elaboración de los precios unitarios, se ha tenido en cuenta la agrupación de la *tabla 2.2* para la estimación de horas consumidas por cada persona que interviene en el proyecto. Cada grupo hará referencia a una unidad de obra.

CÓDIGO	DESCRIPCIÓN DE LA UNIDAD DE OBRA	COSTE TOTAL
UD01	Reuniones: planificación y seguimiento del proyecto. CUATROCIENTOS SETENTA Y CUATRO EUROS CON TRENTA Y UN CÉNTIMOS	474.31 €
UD02	Proyecto: formación, desarrollo y correcciones. CUATRO MIL SETECIENTOS VEINTE EUROS CON OCHENTA Y SEIS CÉNTIMOS	4,720.86 €
UD03	Preparación del documento y defensa del TFG OCHOCIENTOS OCHENTA Y NUEVE EUROS CON TRENTA Y TRES CÉNTIMOS	889.33 €

Tabla 2.3.1. Tabla de precios unitarios.

2.4. Precios descompuestos

2.4.1. Unidad de obra 1: reuniones

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	COSTE	COSTE RECURSO
1.1	h	Reuniones para la planificación del proyecto	2 h	59.29 €	118.58 €
1.2	h	Reuniones para el seguimiento del proyecto	4 h	59.29 €	237.15 €
1.3	h	Reuniones para la revisión y corrección del proyecto	2 h	59.29 €	118.58 €
TOTAL UNIDAD DE OBRA 1 :					474.31 €

Tabla 2.4.1.1. Precios descompuestos para la unidad de obra 1.

2.4.2. Unidad de obra 2: proyecto

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	COSTE	COSTE RECURSO
2.1	u	Adquisición ordenador portátil DELL XPS 15	1 u	1,700.00 €	1,700.00 €
2.2	u	Compra licencia Microsoft Office 365	1 u	126.00 €	126.00 €
2.3	u	Compra licencia Matlab	1 u	800.00 €	800.00 €
2.4	h	Familiarización con el software	28 horas	9.88 €	276.68 €
2.5	h	Formación clínica	32 horas	9.88 €	316.21 €
2.6	h	Segmentación 3D Slicer	40 horas	9.88 €	395.26 €
2.7	h	Desarrollo del código	72 horas	9.88 €	711.46 €
2.8	h	Análisis de resultados	40 horas	9.88 €	395.26 €
TOTAL UNIDAD DE OBRA 2 :					4,720.86 €

Tabla 2.4.1.2. Precios descompuestos para la unidad de obra 2.

2.4.3. Unidad de obra 3: redacción y defensa

CÓDIGO	UD.	DESCRIPCIÓN	CANTIDAD	COSTE	COSTE RECURSO
3.1	h	Correcciones del alumno	28 horas	9.88 €	276.68 €
3.2	h	Correcciones y revisiones por parte de los tutores	2 horas	49.41 €	98.81 €
3.3	h	Redacción del proyecto	32 horas	9.88 €	316.21 €
3.4	h	Preparación de la defensa	20 horas	9.88 €	197.63 €
TOTAL UNIDAD DE OBRA 3 :					889.33 €

Tabla 2.4.1.3. Precios descompuestos para la unidad de obra 3.

3. PRESUPUESTOS PARCIALES

Los presupuestos parciales se determinarán en base a las unidades de obra establecidas.

CÓDIGO	DESCRIPCIÓN DE LA UNIDAD DE OBRA	CANTIDAD	COSTE	COSTE TOTAL
UD01	Reuniones: planificación y seguimiento del proyecto.	1	474.31 €	474.31 €
TOTAL PRESUPUESTO 1 :				474.31 €

Tabla 3.1. Presupuesto parcial 1.

CÓDIGO	DESCRIPCIÓN DE LA UNIDAD DE OBRA	CANTIDAD	COSTE	COSTE TOTAL
UD02	Proyecto: formación, desarrollo y correcciones	1	4,720.86 €	4,720.86 €
TOTAL PRESUPUESTO 2 :				4,720.86 €

Tabla 3.2. Presupuesto parcial 2.

CÓDIGO	DESCRIPCIÓN DE LA UNIDAD DE OBRA	CANTIDAD	COSTE	COSTE TOTAL
UD03	Redacción y defensa	1	889.33 €	889.33 €
TOTAL PRESUPUESTO 2 :				889.33 €

Tabla 3.3. Presupuesto parcial 3.

4. PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA

	IMPORTE (€)
UD01 – Reuniones: planificación y seguimiento del proyecto	474.31 €
UD02 – Proyecto: formación, desarrollo y correcciones	4,720.86 €
UD03 – Redacción de la memoria del TFG y defensa	889.33 €
PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN MATERIAL	6,084.50 €
Gastos generales (13%)	790.97 €
Beneficio industrial (6%)	365.07 €
PRESUPUESTO DE EJECUCIÓN POR CONTRATA	7,240.55 €
IVA (21%)	1,520.52 €
PRESUPUESTO TOTAL	8,761.07 €

Tabla 4.1. Presupuesto de ejecución por contrata.

El presupuesto total asciende a ocho mil setecientos sesenta y un euros con siete céntimos.