



## Trabajo Fin de Grado

Estudio de la detección de heterogeneidades en arterias aortas para diagnosticar aneurismas ascendentes

Study of the detection of heterogeneities in aortic arteries to diagnose ascending aneurysms

Autor

David Ferrando Escartín

Director/es

Estefanía Peña Baquedano  
Álvaro Tomás Latorre Molins

Ingeniería Mecánica

ESCUELA DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA

2023

# Resumen

Las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte a nivel global, y entre ellas, la patología aneurismática se destaca como una de las más comunes. Los aneurismas consisten en una dilatación anormal y localizada de la arteria aorta, lo que puede comprometer su integridad estructural y llevar a complicaciones de elevada gravedad. El diagnóstico y la detección temprana de los aneurismas aórticos son fundamentales para prevenir complicaciones potencialmente mortales. En la actualidad, la detección y seguimiento de la patología se lleva a cabo mediante técnicas de imagen, que permiten determinar parámetros geométricos tomados como criterio para valorar el riesgo del paciente. Sin embargo, en multitud de casos resultan ser insuficientes para una temprana detección y un correcto diagnóstico. En este contexto, el presente trabajo tiene como objetivo abordar la problemática de los aneurismas ubicados en la región ascendente de la aorta, enfocándose en la detección y el seguimiento de esta condición desde la óptica de la ingeniería a través de sus propiedades mecánicas. Se estudia la viabilidad de detección de heterogeneidades en el tejido arterial de la aorta en su región ascendente, cuya aparición está estrechamente ligada al inicio de aneurismas. Para este propósito se elaboran modelos de elementos finitos con diferentes geometrías, siendo estos modelos correspondientes a la evolución de la patología. Se parte de un modelo en estado sano, con la posterior aparición de inclusiones en el tejido de la región ascendente cuya rigidez va en aumento, hasta alcanzar un estado aneurismático completamente desarrollado. En este estudio se va a trabajar con geometrías parametrizadas idealizadas para simular arterias aórticas sanas y con aneurisma. Con el fin de reproducir los datos que proporcionarían las técnicas de imagen clínica como la tomografía computarizada, se analizan las coordenadas y desplazamientos nodales de las simulaciones de cada uno de los modelos que simulan el inflado de las aortas y los aneurismas. Se toma registro de ambas variables en un incremento de presión de unos 5 mmHg para la posterior aplicación de la hipótesis de pequeños desplazamientos, lo cual posibilita el cálculo de las deformaciones a partir de los desplazamientos relativos producidos. Una vez calculadas las deformaciones, se procede al cálculo del módulo del gradiente de las deformaciones, variable cuya representación permite la detección del contorno de heterogeneidades. Los resultados obtenidos indicaron que la metodología utilizada posibilita la detección de heterogeneidades en los diferentes estadios de la patología. Esto permite detectar el inicio de aneurismas y llevar a cabo un seguimiento de la evolución de la enfermedad. El tamaño del contorno de la inclusión revela el desarrollo geométrico de la enfermedad, y la nitidez del contorno está directamente relacionada con la rigidez. Por lo que esta metodología permitiría obtener un diagnóstico precoz en las primeras etapas de la patología aneurismática.

# Índice general

<b>1. Introducción.....</b>	<b>1</b>
1.1. La arteria aorta .....	1
1.2. Descripción de la patología .....	2
1.3. Factores etiológicos del aneurisma .....	2
1.4. Comportamiento mecánico de la pared arterial.....	3
1.5. Estudios previos .....	4
1.6. Motivación .....	4
1.7. Objetivo.....	4
1.8. Metodología .....	5
1.9. Estructura de la Memoria .....	5
<b>2. Modelos de Elementos Finitos de la Arteria Aorta.....</b>	<b>6</b>
2.1. Geometrías .....	6
2.1.1. Modelado de la geometría sana.....	7
2.1.2. Modelado de la región de inclusión .....	9
2.1.3. Modelado de la geometría enferma.....	9
2.2. Materiales.....	11
2.3. Cargas y Condiciones de Contorno .....	13
2.4. Mallado .....	14
2.4.1. Mallado de la región 1.....	15
2.4.2 Mallado de la región 2.....	17
2.4.3. Malla final .....	18
2.4.4. Comparación de las distribuciones en función del mallado .....	19
<b>3. Procesado de Datos.....</b>	<b>20</b>
3.1. Post-Procesado de Datos .....	20
3.2. Cálculo de las Deformaciones.....	20
<b>4. Resultados .....</b>	<b>24</b>
4.1. Estudio de las tensiones y deformaciones .....	24
4.2. Aplicación de la metodología.....	26
<b>5. Conclusiones .....</b>	<b>30</b>
5.1. Limitaciones .....	30
5.2. Líneas Futuras .....	31
<b>6. Bibliografía .....</b>	<b>32</b>
<b>ANEXO .....</b>	<b>35</b>
<b>ANEXO I: Detección y diagnóstico.....</b>	<b>36</b>

# Índice de figuras

## 1. Introducción

Figura 1.1: Regiones de la arteria aorta y las capas que la componen [9]/[8]. .....	1
Figura 1.2: Representación de arteria aorta sana y arteria aorta con aneurisma ascendente [21].....	2
Figura 1.3: Pasos seguidos hasta el objetivo último del estudio (detección de heterogeneidades). .....	5

## 2. Modelos de Elementos Finitos de la Arteria Aorta

Figura 2.1: Consideraciones geométricas generales: Indicación de las 4 regiones morfológicas de interés, así como la disposición geométrica de las mismas, indicación de las 3 bifurcaciones del cayado aórtico e indicación del radio de la directriz del arco aórtico. .....	7
Figura 2.2: Disposición y orientación de las salidas del cayado aórtico.....	7
Figura 2.3: Cayado aórtico generado y las dimensiones de mayor relevancia en mm.....	8
Figura 2.4: Detalle del vaciado del volumen y del achaflanado de las aristas del modelo. ....	8
Figura 2.5: Geometría desarrollada para la simulación de heterogeneidades en el tejido arterial.	9
Figura 2.6: Cayado aórtico aneurismático generado y las dimensiones de mayor relevancia en mm. .....	10
Figura 2.7: Detalle vaciado del volumen enfermo. ....	10
Figura 2.8: Asignación de los materiales definidos en el modelo sano y en el modelo enfermo.	12
Figura 2.9: Asignación de materiales en el modelo aortico con inclusión. ....	13
Figura 2.10: Movimiento descrito por la raíz aórtica. (17) .....	14
Figura 2.11: Condiciones de contorno aplicadas en (a) Modelo sano. (b) Modelo enfermo. ....	14
Figura 2.12: Definición geométrica en el modelo de las regiones de mallado. ....	15
Figura 2.13: Sigma Max. Principal en función del tamaño de malla en la región 1. ....	16
Figura 2.14: Tiempo requerido para el cálculo en función del tamaño de malla en la región 1. ....	16
Figura 2.15: Tiempo requerido para el cálculo en función del tamaño de malla en la región 2. ....	17
Figura 2.16: Representación del mallado del modelo sano y del modelo enfermo.....	18

## 3. Procesado de Datos

Figura 3.1: Representación del modelo PDE generado en Matlab a partir de la nube de puntos. .....	20
--	----

Figura 3.2: Representación de  $|\nabla \varepsilon|$ : (a) Sin el filtrado para la eliminación de valores máximos debidos al ruido. (b) Con la aplicación del filtro para la eliminación de valores máximos debidos al ruido. ..... 23

#### 4. Resultados

Figura 4.1: Deformación logarítmica principal máxima (LE, Max. Principal [-]) en: (a) Modelo de la arteria aorta sana. (b) Modelo de la arteria aorta en estado enfermo completamente desarrollado. ..... 24

Figura 4.2: Tensión principal máxima (S. Max. Principal [MPa]) en: (a) Modelo de la arteria aorta sana. (b) Modelo de la arteria aorta en estado enfermo completamente desarrollado. ..... 25

Figura 4.3: Resultado de la representación del módulo del gradiente de las deformaciones [-] en cada estado: (a) Arteria aorta en estado sano. [(b)-(g)] Progresión de los estadios de la inclusión en la arteria aorta. (h) Arteria aorta en estado enfermo completamente desarrollado. ..... 27

Figura 4.4: Representación del módulo del gradiente de las deformaciones [-] del modelo de la arteria aorta con inclusión en estadio 1 modificando la escala para mayor contraste de la variable. ..... 28

Figura 4.5: Representación del módulo del gradiente de las deformaciones [-] para un incremento de presión de 105 a 110 mmHg para: (1) Modelo de la arteria aorta con inclusión en estadio 3. (2) Modelo de la arteria aorta con inclusión en estadio 6. ..... 29

#### ANEXO I: Detección y Diagnóstico

Figura Anexo 1: Imágenes de la arteria aorta obtenidas por (a) Ecocardiograma [20]. (b) Tomografía computarizada [23]. (c) Resonancia magnética [10]. ..... 36

# Índice de tablas

## 2. Modelos de Elementos Finitos de la Arteria Aorta

Tabla 2.1: Diámetros aórticos absolutos en los 4 niveles medidos de la arteria aorta en estado sano [2].....	6
Tabla 2.2: Diámetros exteriores y espesores medios de las salidas del cayado aórtico [6].....	6
Tabla 2.3: Módulo de Young [kPa] del tejido según su condición [6].....	11
Tabla 2.4: Parámetros materiales para los 2 estados de la arteria aorta calculados a partir de la Tabla 2.3 aplicando las Ecuaciones 2.2 y 2.3.....	12
Tabla 2.5: Parámetros materiales para las diferentes inclusiones consideradas calculados a partir de las Ecuaciones 2.2 y 2.3. ....	13
Tabla 2.6: Valores de las variables consideradas en función del tamaño de malla en la región 1. ....	16
Tabla 2.7: Valores de las variables consideradas en función del tamaño de malla en la región 2. ....	17
Tabla 2.8: Parámetros de interés de la malla utilizada diferenciadas por región y modelo. ....	18
Tabla 2.9: Distribución de la variable tensión principal máxima [MPa] en función del tamaño de malla. ....	19

# 1. Introducción

## 1.1. La arteria aorta

La arteria aorta es la primera parte del sistema vascular y la arteria de mayor dimensión del cuerpo humano, la cual tiene origen en el ventrículo izquierdo del corazón. En la misma podemos diferenciar 4 segmentos principales en su región superior distinguidos por su dirección y orientación [9]. La parte inicial de la arteria aorta se conoce como parte ascendente, con base en el corazón, justo por encima de la válvula aórtica, elevándose hacia arriba y hacia la izquierda. La siguiente parte diferenciada es el arco aórtico, el cual define una curva pronunciada que se extiende desde la parte ascendente hasta la descendente, se encuentra en la parte superior del tórax, detrás de la tráquea y a la izquierda del conducto linfático torácico. La siguiente región es la aórtica descendente, que se extiende desde el arco aórtico hasta el diafragma, encontrándose en la parte posterior del tórax, detrás del corazón y los pulmones. En último lugar se localiza en la región inferior la denominada como aorta abdominal, que se extiende desde el diafragma hasta la bifurcación de las arterias iliacas comunes, las cuales se encuentran en la región pélvica [16] (*Figura 1.1*).

La estructura de las paredes de la aorta está formada por 3 capas concéntricas tal y como se indica en la *Figura 1.1*, cada una con una estructura y función diferentes para contribuir a la elasticidad, capacidad de transporte y resistencia. La capa más interna de la pared aórtica se denomina capa íntima, formada por las células endoteliales y el conjunto subintimal, siendo esta capa la que está en contacto directo con la sangre. Además, es la encargada de ayudar a reducir la fricción entre la sangre y la pared de la arteria, regulando también el diámetro vascular. La siguiente es la capa media, que es la capa más gruesa de la pared aórtica, se basa en una disposición paralela de láminas concéntricas elásticas que le confieren a la aorta la capacidad para estirarse y contraerse, está formada por tejido conjuntivo, así como células musculares lisas y fibroblastos. La tercera y última capa es la adventicia, tratándose de la más externa, la misma se caracteriza por su alto contenido en colágeno y vasos sanguíneos. Es la encargada de proteger y fortalecer la aorta, así como de aportar nutrientes al resto de capas de la pared aórtica [13].

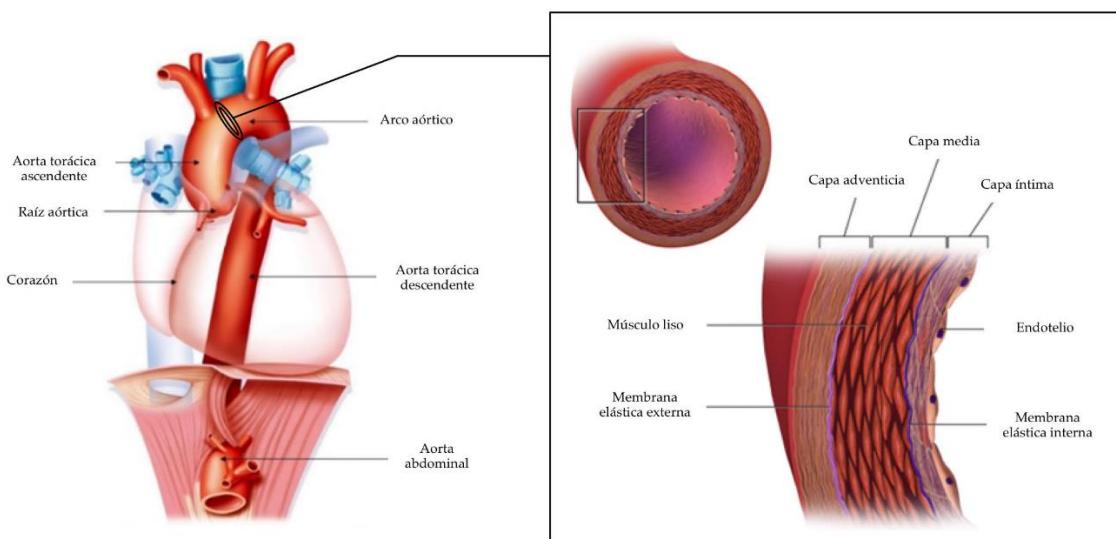


Figura 1.1: Regiones de la arteria aorta y las capas que la componen [9][8].

## 1.2. Descripción de la patología

Existen diferentes patologías de la arteria aorta tales como son la aterosclerosis, enfermedades genéticas como el síndrome de Marfan, o los aneurismas. Todas ellas, afectan en gran medida a las propiedades mecánicas de la pared del vaso aórtico, comprometiendo la estructura de la pared de la arteria y por tanto su respuesta mecánica [6].

Una de las patologías más influyentes en el comportamiento mecánico de la arteria aorta es la aneurismática, la cual modifica las dimensiones de la sección de la arteria. Podemos definir un aneurisma como un ensanchamiento anómalo de las paredes de las arterias, las cuales son las encargadas de transportar sangre oxigenada a las diferentes partes del cuerpo. Cuando este ensanchamiento de las paredes arteriales aumenta se puede producir la rotura de la misma, provocando un sangrado de elevada gravedad que puede desencadenar en la muerte [17]. Si este ensanchamiento implica a las 3 capas de la pared arterial (capa íntima, media y adventicia) se define como aneurisma verdadero, a diferencia de cuando afecta a 2 de las 3 capas (capa íntima y media) de la pared arterial en cuyo caso es definido como pseudoaneurisma [5]. La caracterización de los aneurismas se basa en 2 criterios principalmente: la localización y el aspecto macroscópico. El criterio de localización define a los aneurismas como torácicos cuando estos se encuentran por encima del músculo diafrágmatico y como aneurismas abdominales cuando se encuentran por debajo del mismo. El criterio de la morfología distingue entre aquellos aneurismas que afectan a toda la circunferencia de la aorta, en cuyo caso son definidos como fusiformes, o bien cuando solo afectan a una porción de la circunferencia de la aorta, definiéndose entonces como saculares [22].

La formación del aneurisma ocasiona un aumento de la tensión de la pared, provocando una extensión superior del segmento aneurismático. Cuanto en mayor medida se alargue, mayor pérdida de la distensibilidad sufrirá la arteria, es decir, menor será capacidad de la pared del vaso para dilatarse durante los cambios en la presión sanguínea [11].

En el trabajo presente, resultará de interés la patología específica del aneurisma de aorta ascendente, la cual supone una dilatación permanente localizada en dicha región de la aorta, que involucra a las 3 capas de la pared y que es igual o superior al 50% del diámetro de la aorta, tomando como medida diametral de referencia el mismo segmento aórtico en individuos de igual edad y sexo [5]. Tal y como se representa en la *Figura 1.2*:

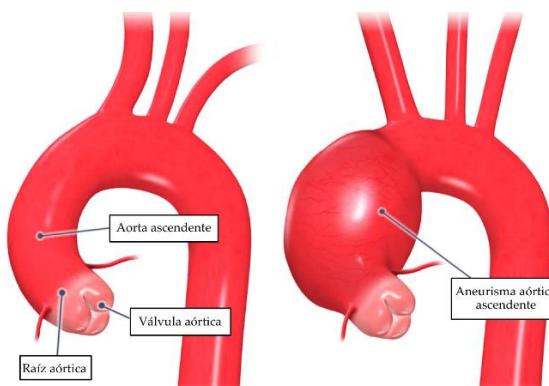


Figura 1.2: Representación de arteria aorta sana y arteria aorta con aneurisma ascendente [21].

## 1.3. Factores etiológicos del aneurisma

La condición aneurismática suele ser asintomática, pero puede desencadenar en graves consecuencias tales como la ruptura de la pared vascular. Por ello, es de gran importancia prestar atención su fisiopatología. Las causas pueden incluir [15]:

- **Endurecimiento de las arterias (ateroesclerosis):** Las arterias pierden capacidad elástica con la acumulación de placas de ateroma en las paredes arteriales, generando una debilitación y dilatación de estas cuando la presión sea elevada.
- **Afecciones genéticas:** Tales como el síndrome de Marfan, condición que afecta al tejido conectivo y que por ende puede provocar un debilitamiento de la pared de la aorta.
- **Inflamación de los vasos sanguíneos:** Provocadas por afecciones como arteritis de células gigantes o de Takayasu que están estrechamente relacionadas con los aneurismas de aorta torácica.
- **Válvula aórtica irregular:** Considerada así cuando la misma solo tiene dos cúspides (válvula aórtica bicúspide) y afectando positivamente al desarrollo de un aneurisma torácico.
- **Lesión traumática:** En algunos casos estas lesiones pueden desarrollar aneurismas de la aorta torácica al provocar un debilitamiento de las paredes del vaso.

#### 1.4. Comportamiento mecánico de la pared arterial

Es primordial para el estudio de la aparición de esta patología, así como de su desarrollo, entender sus bases mecánicas. Para ello hemos de tener presentes los principales componentes de la pared arterial mencionados con anterioridad: la elastina y el colágeno, así como la orientación de las fibras de estos componentes.

1. El colágeno es el componente que da rigidez, fuerza y tenacidad a la pared vascular, es decir, tiene una fuerte influencia en las propiedades mecánicas de la misma. Las fibras de colágeno se encuentran entretejidas en paralelo, de forma similar a un tendón o ligamento, lo cual produce que la pared del vaso soporte mejor la carga mecánica [7].
2. La elastina, es una proteína fibrosa de comportamiento lineal que funciona en asociación con el colágeno, la cual brinda elasticidad y capacidad de distensión al tejido [7].

Estas proteínas están organizadas específicamente en la pared de la arteria para proporcionar un balance entre resistencia y flexibilidad. Normalmente la disposición de estas fibras en la pared arterial es en capas concéntricas, permitiendo una distribución uniforme de fuerzas y manteniendo la integridad estructural de la pared. Las fibras de colágeno en disposición longitudinal son las encargadas de brindar resistencia a la pared de la aorta, mientras que las de elastina permiten que la arteria se estire y contraiga en respuesta a los pulsos cardíacos [18].

La pared aneurismática se caracteriza por un menor contenido de elastina y además un alto contenido de colágeno, lo cual se traduce en un aumento de la rigidez y en una disminución de la capacidad elástica. Por tanto, ante la patología aneurismática, son una serie de heterogeneidades en la pared arterial las que pueden afectar a la orientación y organización de estas fibras. Todo ello puede provocar alteraciones de la distribución de fuerzas mecánicas, así como una disminución de la resistencia de la pared, aumentando el riesgo de rotura [18].

Por tanto, las arterias sufren un proceso de adaptación en respuesta a los cambios mecánicos de presión y de flujo sanguíneo. Este proceso de adaptación se refiere a cambios tanto en la geometría, como en las propiedades del vaso arterial, definiéndose este fenómeno como remodelación, que genera efectos tales como [6]:

- Cambios en el diámetro del lumen de la arteria, así como cambios en la relación entre el espesor de la pared y el diámetro del lumen.
- Crecimiento no uniforme del diámetro del vaso.
- Cambio de las propiedades mecánicas que relacionan tensiones y deformaciones en la pared del vaso.

## 1.5. Estudios previos

Dentro del contexto de la caracterización de las propiedades mecánicas, así como de la evolución de las mismas en función del desarrollo de la patología, existen diversas líneas de estudio.

Estudios previos, como el de *Gasser et al. [2020]*, analizan las propiedades estructurales y mecánicas de la pared aórtica normal y aneurismática, centrándose en la interacción de los componentes que afectan las propiedades mecánicas de la matriz extracelular. Se revisa la histología y función de las capas vasculares, destacando el efecto de la elastina y el colágeno [7]. En otro estudio, *Koullias et al. [2005]* investiga las propiedades mecánicas de los aneurismas aórticos ascendentes en pacientes mediante mediciones *in vivo* a través de ecocardiografía directa en pacientes sometidos a reemplazos de la arteria aorta. Los resultados muestran que la pared del aneurisma es menos resistente y elástica que la aorta sana, aumentando la tensión de la pared con el diámetro, lo cual incrementa la probabilidad de rotura [11]. *Farzaneh et al. [2018]* se enfoca en la identificación inversa de la rigidez local de las paredes aórticas mediante escaneos preoperatorios de tomografía computarizada (CT), tratando de encontrar mejores predictores de riesgo para la disección aórtica, ya que el diámetro nominal del aneurisma no es un biomarcador confiable por sí solo. Los resultados indicaron que la rigidez es mayor en la región aneurismática de la aorta que en la misma región para aortas saludables. Sin embargo, aunque hay una tendencia general hacia una mayor rigidez en las regiones aneurismáticas, también se observa una distribución heterogénea dentro de estas regiones. En particular, se encontró una mayor rigidez en la parte abultada del aneurisma [4].

## 1.6. Motivación

La detección de esta patología se produce en la mayoría de los casos de forma casual en pruebas de imagen (*Anexo I*) realizadas por motivos ajenos a la misma, ya que no presenta síntomas hasta que alcanza dimensiones extremas o directamente se produce la rotura. Por lo que la detección temprana de estas anomalías puede ser crucial para evitar complicaciones potencialmente mortales. Además, el criterio para la caracterización del riesgo de rotura del aneurisma se valora mediante parámetros geométricos, esto es, según el diámetro nominal de la arteria aorta en la zona afectada, determinándolo mediante técnicas de imagen. Según estudios previos, se considera que la arteria aorta en su región ascendente, es considerada propensa a la rotura cuando el diámetro nominal de la misma supera los 6 cm, aumentando este riesgo a partir de dicho valor en un 14,6% anualmente. Sin embargo, el 23% de los aneurismas rompen antes de alcanzar este límite [6]. Es por esto que se manifiesta una necesidad de estudio de diferentes alternativas desde la perspectiva de la ingeniería, para entender cómo afecta a las propiedades mecánicas de la arteria aorta el fenómeno de la remodelación, tratando de aportar más luz sobre la viabilidad de detección de la patología en estados tempranos.

En el trabajo presente se trabajará a partir de las conclusiones determinadas en artículos como *Farzaneh et al. [2018]*, el estudio de la viabilidad de la detección de las heterogeneidades dentro del tejido aneurismático que presenten variaciones de rigidez con respecto del tejido arterial sano, mediante determinaciones no invasivas.

## 1.7. Objetivo

En el presente proyecto se estudia la viabilidad de la detección de heterogeneidades en arterias aortas que puedan indicar el inicio de la patología aneurismática. Para ello se construyen modelos de elementos finitos a partir de la geometría idealizada 3D de la arteria aorta en un estado sano, de la misma con la aparición de inclusiones simulando heterogeneidades en el tejido de la región ascendente, y de la arteria aorta afectada por una aneurisma totalmente desarrollada en la región

ascendente. Con estos modelos se pretenderá determinar si el cambio de propiedades mecánicas en el tejido del vaso permite la detección de la patología. Para la detección de estas heterogeneidades se usará la representación del módulo del gradiente de las deformaciones.

## 1.8. Metodología

Para la elaboración de las geometrías se empleará el programa Inventor Professional, a partir de medidas clínicas extraídas de bibliografía. En lo referido a la creación de los modelos de elementos finitos y la obtención del estado de las deformaciones para el posterior análisis, se hará uso del programa de elementos finitos Abaqus. Finalmente, se utilizará el software Matlab para obtener las variables mecánicas de interés (gradientes de deformación) utilizadas para la detección de heterogeneidades.

## 1.9. Estructura de la Memoria

Habiendo introducido en el primer capítulo el contexto de la patología, así como el estado del arte relacionado con el modelado de geometrías idealizadas y con las propiedades mecánicas del tejido arterial aórtico, se continúa en el segundo capítulo con el modelado de elementos finitos para la simulación de datos médicos, donde se detalla el proceso de generación de las geometrías necesarias para el estudio, la caracterización y asignación de los materiales, la imposición de las cargas y condiciones de contorno, así como un estudio de sensibilidad de malla en el modelo para el consiguiente mallado. El tercer capítulo, contiene el procesado de los datos obtenidos haciendo uso de Matlab, donde se lleva a cabo el cálculo de las deformaciones a partir de los desplazamientos relativos procedentes de Abaqus, para proceder al cálculo el módulo del gradiente de las deformaciones, con la finalidad de valorar la viabilidad de detección de heterogeneidades en el tejido del vaso aórtico ascendente a través de dicha variable. El cuarto y quinto capítulo contienen los resultados y conclusiones del estudio respectivamente. En la *Figura 1.3* se representa la consecución de pasos para alcanzar el objetivo del presente estudio. Además, se ha incluido un anexo donde se profundiza en mayor medida sobre las técnicas de imagen empleadas en la actualidad para la detección de aneurismas.

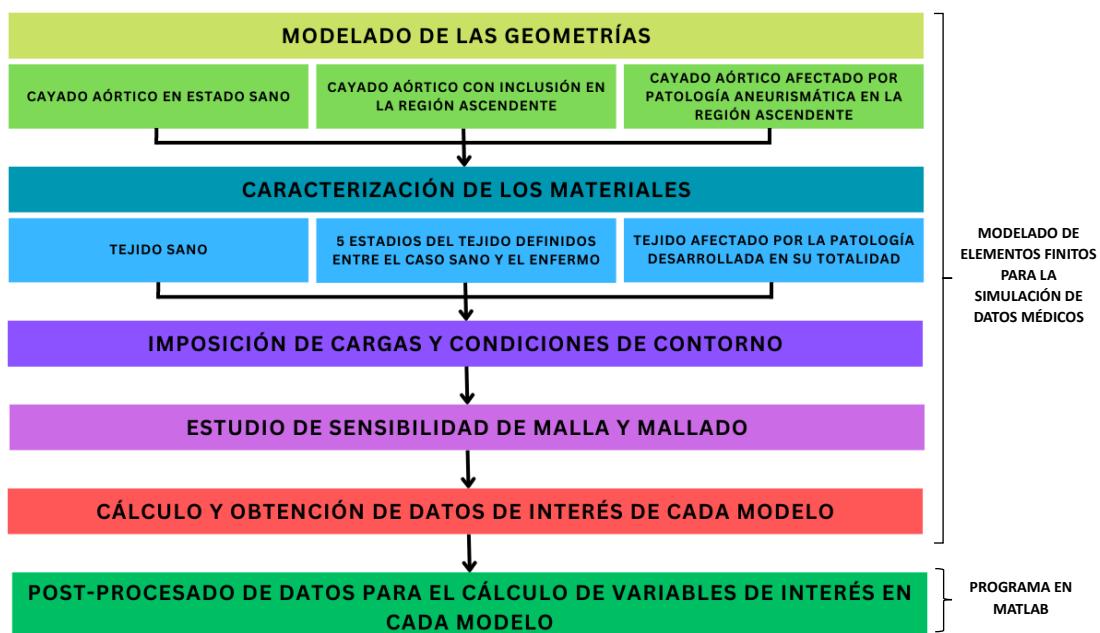


Figura 1.3: Pasos seguidos hasta el objetivo último del estudio (detección de heterogeneidades).

## 2. Modelos de Elementos Finitos de la Arteria Aorta

### 2.1. Geometrías

En esta sección se describen los procedimientos y decisiones tomadas para la generación de cada una de las geometrías, con el objetivo de obtener en cada caso un modelo idealizado de la arteria aorta ascendente. Se desarrollan 2 geometrías, una geometría de la arteria aorta ascendente en estado sano y una geometría en estado aneurismático. A partir de la geometría de la arteria aorta sana se desarrolla una variación de la misma en la que se dispone una región de inclusión, la cual simula la aparición de heterogeneidades en el tejido como consecuencia del inicio de la patología.

En primer lugar, serán expuestas algunos de los requisitos del modelado de las geometrías idealizadas. Se han definido 4 regiones para obtener medidas morfológicas de la arteria aorta. Estas regiones han sido: la unión sinotubular, la aorta ascendente proximal, el cayado aórtico y la aorta descendente proximal (*Figura 2.1*). Los diámetros de estas cuatro regiones mostrados en la *Tabla 2.1* han sido recogidas de datos ofrecidos por la *Sociedad Argentina de Ecocardiografía* [2], la cual publicó los diámetros normales de las zonas de interés de la arteria aorta en estado sano tomando como espacio muestral 1000 individuos, sin discriminar por sexo ni edad.

Total (N=1000)	
Diámetro medio absoluto (mm)	
Unión sinotubular (mm)	25,7 $\pm$ 2,2
Aorta ascendente proximal (mm)	27,4 $\pm$ 3,8
Cayado aórtico (mm)	23,5 $\pm$ 3,5
Aorta descendente proximal (mm)	19 $\pm$ 3,4

Tabla 2.1: Diámetros aórticos absolutos en los 4 niveles medidos de la arteria aorta en estado sano [2].

Se han modelado también las 3 bifurcaciones del cayado aórtico (*Figura 2.1*), es decir, el tronco braquiocefálico, la carótida común y la arteria subclavia izquierda. Para dimensionar las mismas han sido tomadas las medidas indicadas por *Herrera et al. [2008]* [6], expuestas en la *Tabla 2.2*.

	Vaso		
	Braquiocefálico	Carótida	Subclavia
Diámetro (mm)	12,0 $\pm$ 0,34	10,1 $\pm$ 0,25	11,2 $\pm$ 0,31
Espesor (mm)	2,06 $\pm$ 0,11	1,89 $\pm$ 0,21	2,1 $\pm$ 0,08

Tabla 2.2: Diámetros exteriores y espesores medios de las salidas del cayado aórtico [6].

Es de gran importancia la definición del radio de la directriz del arco aórtico cuyo valor es de 37 mm según *Herrera et al. [6]*, utilizada también esta dimensión en estudios anteriores [1]. Ya que a partir del mismo se define la posición geométrica en la que definir los diámetros de cada zona tal y como se indica en la *Figura 2.1*.

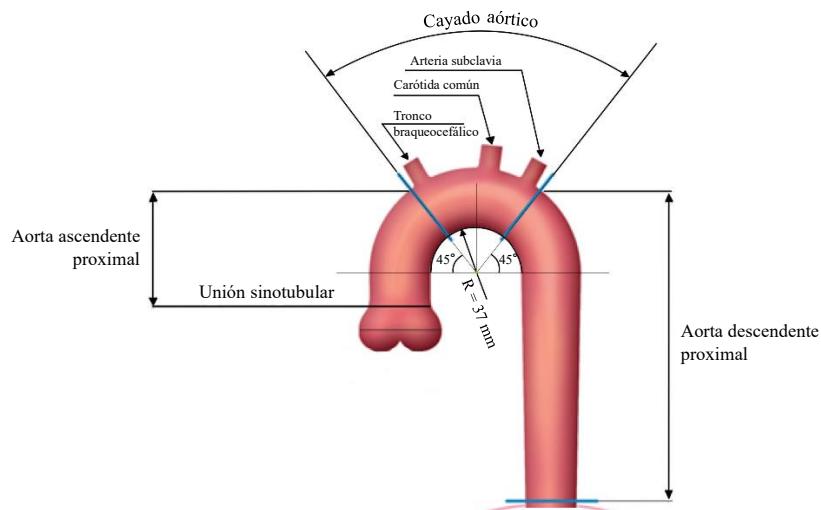


Figura 2.1: Consideraciones geométricas generales: Indicación de las 4 regiones morfológicas de interés, así como la disposición geométrica de las mismas, indicación de las 3 bifurcaciones del cayado aórtico e indicación del radio de la directriz del arco aórtico.

### 2.1.1. Modelado de la geometría sana

A partir de los datos geométricos recopilados en la sección anterior, ha sido generada la geometría CAD del cayado aórtico mediante el programa Inventor Professional 2021. En primer lugar, se construye un croquis de la geometría, a partir del cual se definirán las secciones obtenidas en las *Tablas 2.1* y *2.2*. Finalmente, se construirán los volúmenes que conforman el modelo.

Las salidas del cayado aórtico fueron dispuestas en el plano normal a la superficie, ubicándose la salida braquiocefálica en el plano ZOY a  $67.5^\circ$  respecto al plano XOY, la carótida común en el plano ZOY a  $90^\circ$  del plano XOY y la salida subclavia izquierda en el plano ZOY a  $67.5^\circ$  del plano XOY, tal y como se indica en la *Figura 2.2*:

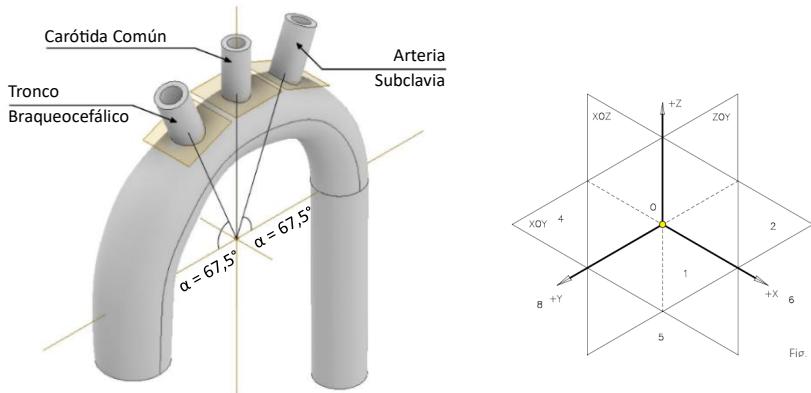


Figura 2.2: Disposición y orientación de las salidas del cayado aórtico.

Una vez generado el volumen principal, se lleva a cabo un vaciado del modelo aórtico dándole un espesor constante de 1,89 milímetros, valor similar al indicado por *Herrera et al.* [6]. Cabe destacar en el diseño, la importancia del achaflanado de las superficies de conexión entre el cayado aórtico y las salidas dispuestas en el mismo. Este achaflanado suaviza la transición entre volúmenes para evitar la generación de concentradores de tensiones en fases posteriores. El radio del chaflán ha sido de 1 mm. Se presenta a continuación la descripción de la geometría sana en la *Figura 2.3*, y una vista detalle del vaciado del volumen y de los chaflanes en las aristas de las bifurcaciones en la *Figura 2.4*.

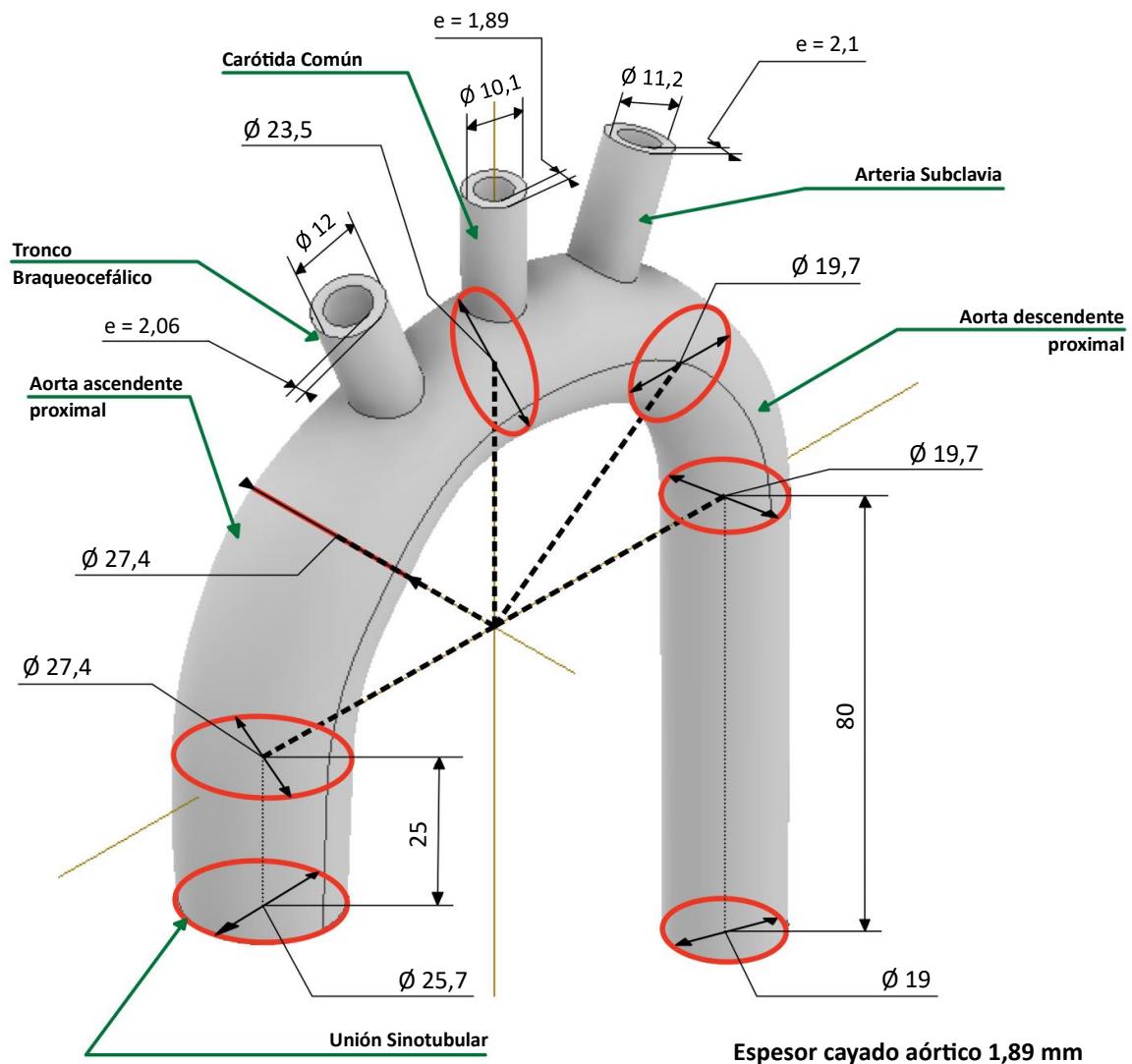


Figura 2.3: Cayado aórtico generado y las dimensiones de mayor relevancia en mm.

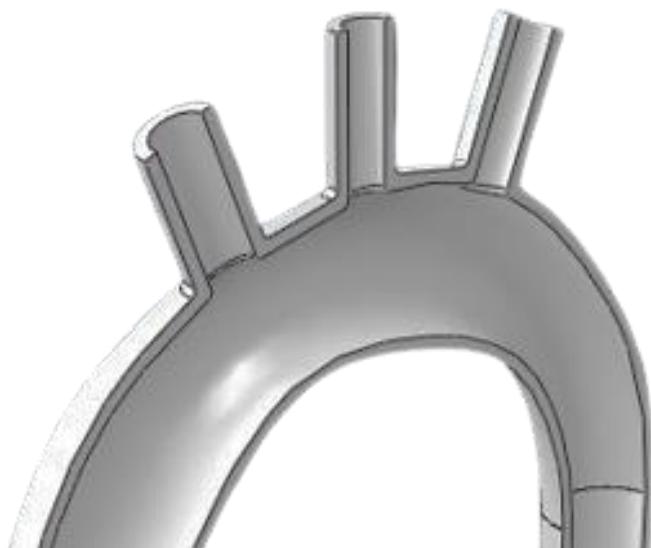
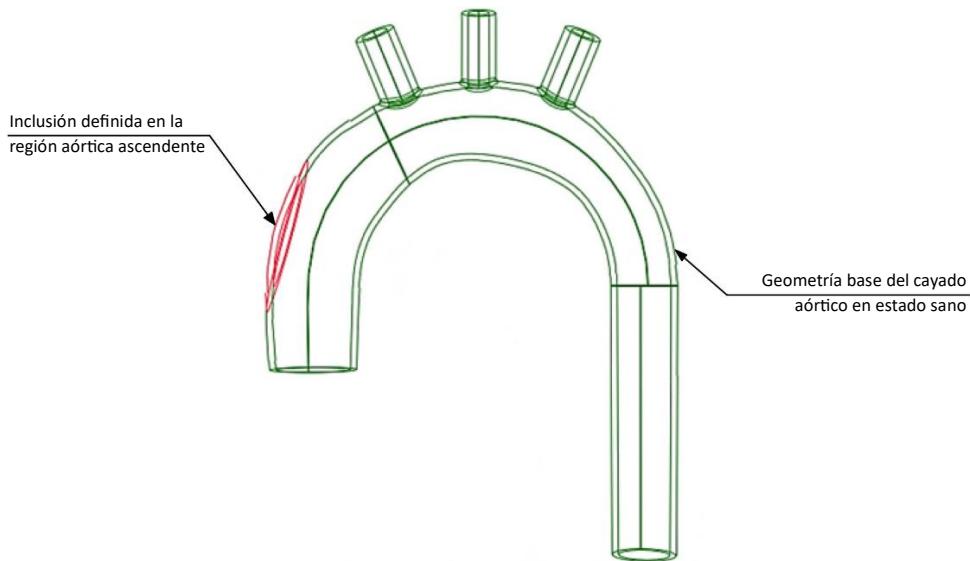


Figura 2.4: Detalle del vaciado del volumen y del achaflanado de las aristas del modelo.

### 2.1.2. Modelado de la región de inclusión

Una vez realizada la geometría sana, se procede a la generación de inclusiones en la pared arterial simulando el inicio de un aneurisma. Será este modelo el que permita la posterior simulación de heterogeneidades en la pared del vaso arterial con la asignación de materiales de diferente rigidez. La generación de la inclusión se lleva a cabo teniendo en cuenta que la misma ha de afectar a todo el espesor del vaso arterial en la región definida, tal y como se presenta en la *Figura 2.5*:



*Figura 2.5: Geometría desarrollada para la simulación de heterogeneidades en el tejido arterial en la parte anterior de la misma.*

### 2.1.3. Modelado de la geometría enferma

Para la construcción del modelo aórtico afectado por un aneurisma ascendente completamente desarrollado se ha partido del modelo sano, sobre el cual se han modificado los diámetros en la parte ascendente dando lugar a un ensanchamiento para la simulación de la patología.

Ha sido necesaria para ello la recopilación de datos fisiológicos del aneurisma, disponibles en el estudio desarrollado por *Duprey et al. [2016]*, en el cual se presentan diferentes propiedades de arterias afectadas por aneurismas ascendentes de un espacio muestral de 31 individuos sin discriminar ni por edad ni por sexo [3]. En esta geometría resultan de interés los diámetros nominales que presentaban las arterias aortas en su región aneurismática, ya que través de la media de los mismos se determinará el diámetro nominal aneurismático del modelo. La media de los diámetros fue de 54,52 mm, habiéndose aproximado esta magnitud a 54 mm. En lo referido al espesor de la geometría, por simplicidad, se ha mantenido constante de igual manera que en modelo anterior asignándole un valor de 1,89 mm.

La región patológica se dispone de manera que afecte únicamente a la zona ascendente, ubicando el diámetro nominal a 22,5° con respecto a la horizontal tal y como se indica en la *Figura 2.6* que incluye los parámetros geométricos de mayor relevancia. Además, en la *Figura 2.7* se aprecia un corte del modelo que muestra el vaciado del mismo con los espesores especificados con anterioridad.

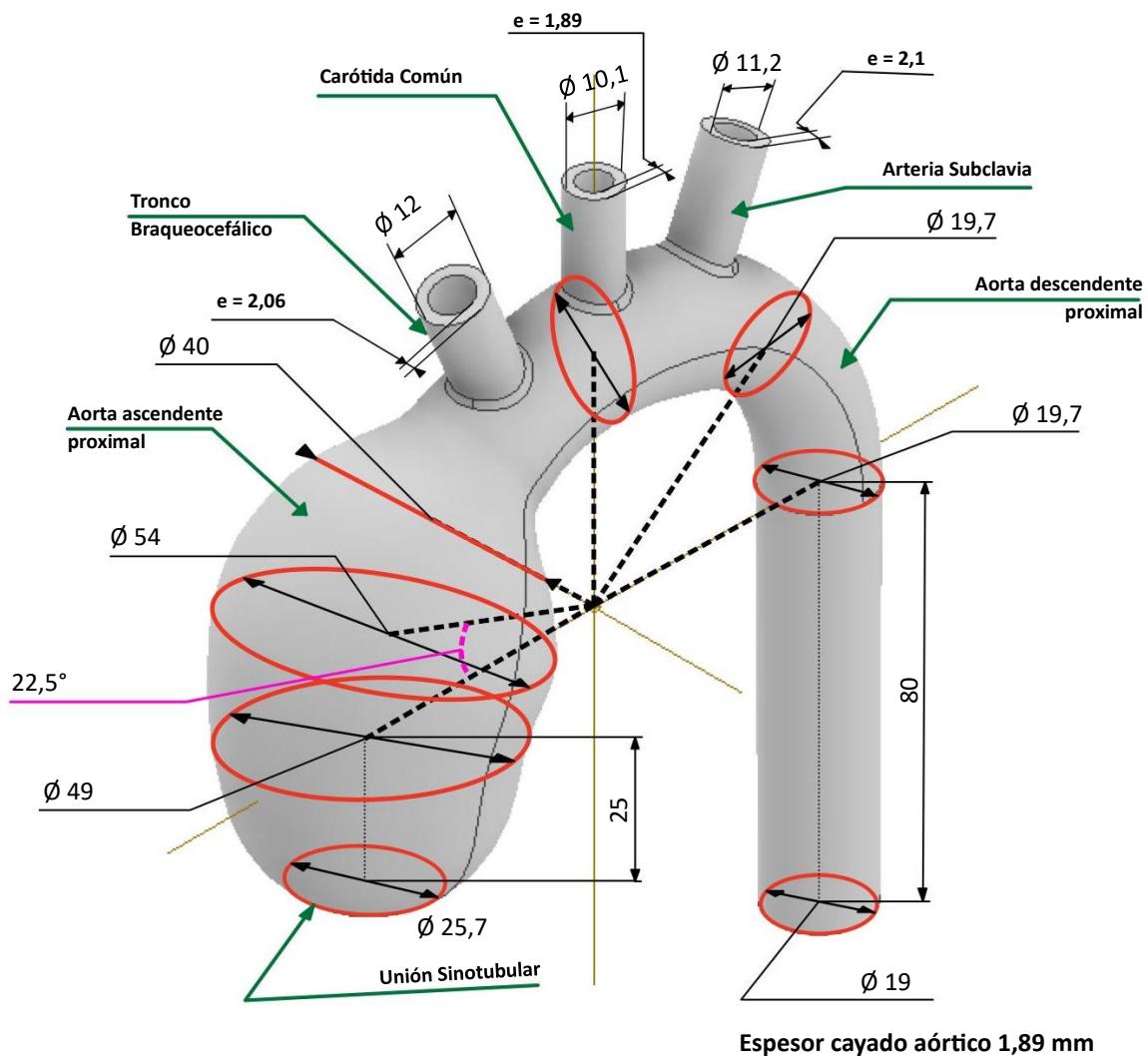


Figura 2.6: Cayado aórtico aneurismático generado y las dimensiones de mayor relevancia en mm.

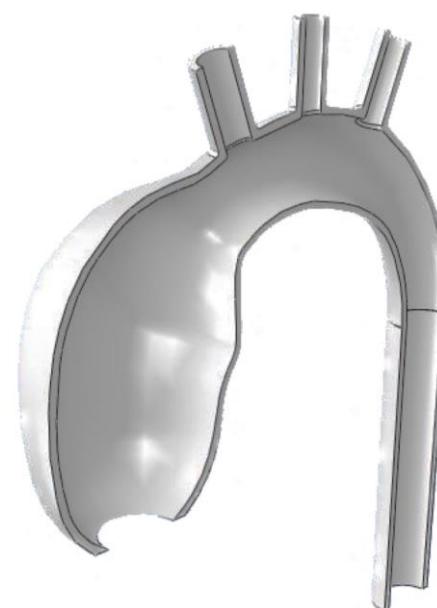


Figura 2.7: Detalle vaciado del volumen enfermo.

## 2.2. Materiales

La definición de los parámetros de los materiales se ha realizado acorde estudios anteriores [6]. Se ha diferenciado para la caracterización de los materiales 2 regiones. La región en estado sano y la región aneurismática, ambas determinadas experimentalmente en personas de mediana edad y mediante ensayos de tracción uniaxial. A continuación, se presenta en la *Tabla 2.3* el módulo elástico (E) obtenido para el tejido de cada una de las regiones por *Herrera et al. [2008]* [6].

Resultados de tracción uniaxial	
E [kPa]	
Región sana	1270 $\pm$ 90
Región aneurismática	2321 $\pm$ 100

*Tabla 2.3: Módulo de Young [kPa] del tejido según su condición [6].*

En primer lugar, se ha de destacar que tanto en la geometría como en los materiales, se ha considerado un único material en el espesor de la arteria aorta, a pesar de que en el caso real esta pared arterial esta formada por 3 capas (íntima, intermedia y adventicia) de diferenciadas propiedades, pero de muy difícil caracterización. Esta simplificación se debe a que las técnicas de imagen clínica nos permiten conocer únicamente información del lumen, esto es, del diámetro interior de la arteria, mientras que no permiten obtener información de manera directa del espesor de la misma. Por ello se ha considerado el espesor constante y del mismo material a lo largo del modelo.

En segundo lugar, se ha de tener en cuenta que normalmente para la caracterización de los tejidos arteriales, el coeficiente de Poisson es igual a 0.5, es decir, completamente incompresible, debido en parte al alto contenido en agua en estos materiales. Asignaremos un valor de 0,49 al coeficiente de Poisson para ayudar de esta manera a la convergencia del cálculo en el programa, quedando definido como cuasi-incompresible.

La arteria aorta está formada por varias familias de fibras orientadas de múltiples maneras, embebidas en una matriz, es decir, presenta anisotropía [7]. Sin embargo, como una primera aproximación y sin pérdida de generalidad, asumimos el tejido arterial como un material isótropo, es decir, caracterizado por tener las mismas propiedades físicas y mecánicas en todas sus direcciones. Esta hipótesis es especialmente válida para la aorta ascendente, ya que presenta un comportamiento parecido en la dirección circunferencial y longitudinal. Además, el tejido arterial presenta un comportamiento altamente no lineal, ya que la deformación provoca un aumento en la rigidez del material, por lo que el material elástico lineal no puede usarse para caracterizar correctamente su comportamiento

Por todo ello se ha escogido un modelo de comportamiento hiperelástico, no lineal, isótropo y cuasi-incompresible caracterizado mediante el modelo Neo-Hookeano. Para un material Neo-Hookeano compresible la función de densidad de energía de deformación viene dada por la *Ecuación 2.1*:

$$W = C_{10}(I_1 - 3 - 2 \ln J) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2; J = \det(\mathbf{F}) \quad (2.1)$$

Donde  $C_{10}$  y  $D_1$  son constantes materiales relacionadas con el módulo de rigidez ( $\mu$ ) y con el módulo de compresibilidad ( $\kappa$ ) respectivamente, definidas a partir del módulo elástico (E) y el coeficiente de Poisson ( $\nu$ ) (*Ecuaciones 2.2 y 2.3*).  $I_1$  corresponde al primer invariante del tensor deformación de Cauchy-Green por la izquierda ( $\mathbf{C} = \mathbf{F}^T \mathbf{F}$ ).  $\mathbf{F}$  corresponde al gradiente de deformación.

$$\mu = \frac{E}{2(1 + \nu)} \rightarrow c_{10} = \frac{\mu}{2} \quad (2.2)$$

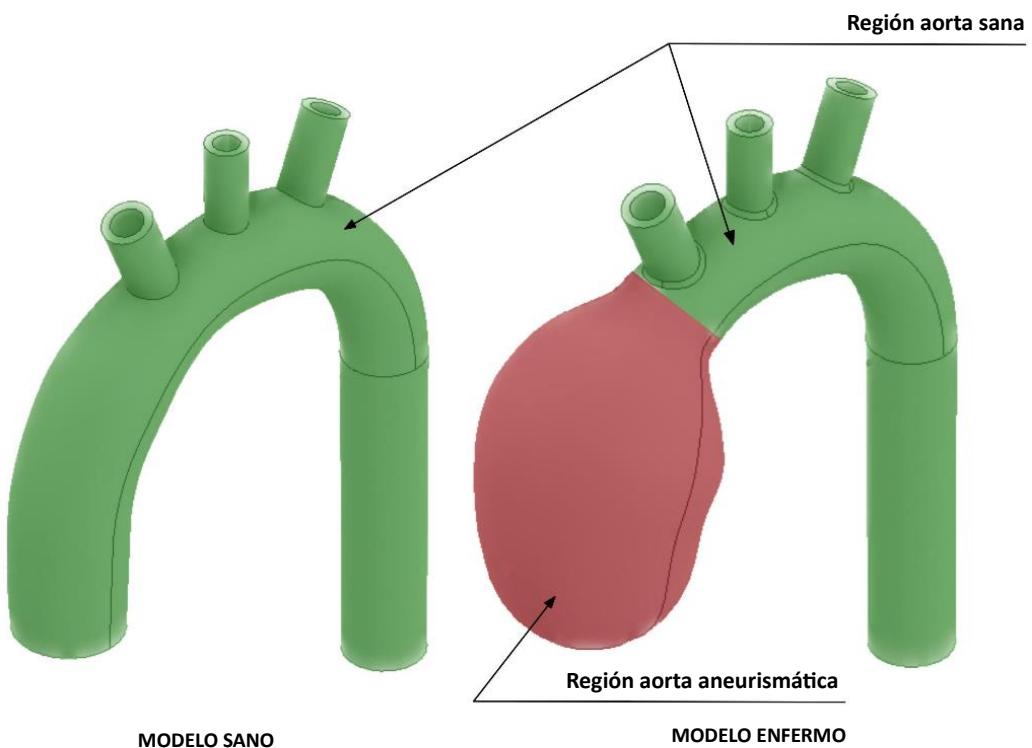
$$\kappa = \frac{E}{3(1 - 2\nu)} \rightarrow D_1 = \frac{2}{\kappa} \quad (2.3)$$

Obteniendo los resultados presentados en la *Tabla 2.4* para cada una de las regiones en el modelo sano y en el modelo patológico completamente desarrollado:

	C10 [kPa]	D1 [kPa <sup>-1</sup> ]
Región aorta sana	213	94,5
Región aorta aneurismática	389,4	51,7

*Tabla 2.4: Parámetros materiales para los 2 estados de la arteria aorta calculados a partir de la Tabla 2.3 aplicando las Ecuaciones 2.2 y 2.3.*

La asignación de los materiales en cada uno de los modelos ha sido la indicada a en la *Figura 2.8*:



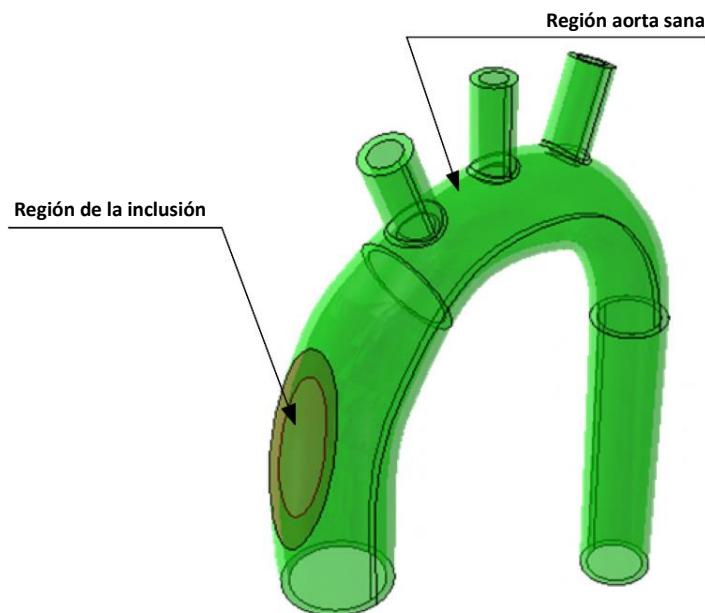
*Figura 2.8: Asignación de los materiales definidos en el modelo sano y en el modelo enfermo.*

Una vez definidos los parámetros materiales para cada uno de los modelos, se definen los parámetros materiales de las inclusiones en el modelo modificado. De esta manera se simula el aumento del valor de la rigidez que produce el desarrollo de la condición aneurismática desde el estado inicial sano, con un módulo de Young de 1270 kPa hasta el estado patológico desarrollado con totalidad, con un módulo de Young de 2321 kPa. Al ser la variación del módulo elástico del tejido desde el estado sano hasta el estado enfermo de +1051 kPa, se definirán 5 aumentos del valor del módulo de elasticidad uniformemente espaciados de magnitud 175,1 kPa.

La *Tabla 2.5* presenta los módulos de rigidez en cada caso, así como los parámetros  $C_{10}$  y  $D_1$  correspondientes para la parametrización del material Neo-Hookeano de la inclusión en cada estadio. Siendo la asignación de las regiones la indicada en la *Figura 2.9*.

Estadio de la inclusión	$E$ [kPa]	$C_{10}$ [kPa]	$D_1$ [ $kPa^{-1}$ ]
Estadio 1	1445,1	242,4	83
Estadio 2	1620,3	271,8	74
Estadio 3	1795,5	301,2	66,8
Estadio 4	1970,6	330,6	60,8
Estadio 5	2145,8	360	55,9
Estadio 6	2321	389,4	51,7

*Tabla 2.5: Parámetros materiales para las diferentes inclusiones consideradas calculados a partir de las Ecuaciones 2.2 y 2.3.*



*Figura 2.9: Asignación de materiales en el modelo aortico con inclusión.*

### 2.3. Cargas y Condiciones de Contorno

En el contexto del estudio del funcionamiento de la aorta durante el ciclo cardíaco, la imposición de las condiciones de contorno adecuadas es un aspecto crucial que no puede ser subestimado, ya que de la correcta especificación de estas depende la precisión y fiabilidad de los resultados obtenidos. Se han analizado los estudios realizados por *Beller et al. [2004]*, el cual define las condiciones de contorno de su modelo en impedir el movimiento de todos los extremos de las arterias de salida (bifurcaciones), así como del extremo de la parte descendente [1]. Posteriormente *Zhang et al. [2021]*, desarrollaron esta selección de condiciones de contorno, en las cuales se destaca la importancia del movimiento hacia arriba y abajo en dirección longitudinal de la sección sinotubular, el cual es producido por el movimiento sistólico-diastólico del corazón [24]. Este movimiento resulta con magnitudes según se indica de 8,91 mm en la dirección normal al plano de su sección transversal (Indicado de M1 a M2 en la *Figura 2.10*), así como un giro de 6° en mismo extremo [24].

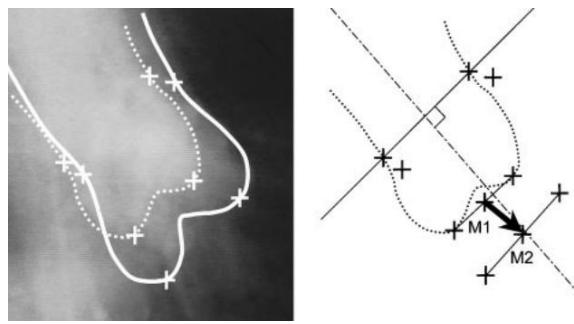


Figura 2.10: Movimiento descrito por la raíz aórtica obtenido de Beller et al. [2004] [1].

Se incorporó además en cada uno de los modelos en la región descendente proximal la acción que ejerce sobre la aorta el ligamento arterioso. Esta restricción se incorporó mediante un muelle con un coeficiente de rigidez  $k = 10^8$  N/mm y un coeficiente de amortiguación  $c = 10^5$  N/(mm/s) [24]. En el resto del modelo se restringe el movimiento en la salida de la aorta proximal descendente, así como en las salidas braquiocefálica, carótida común y subclavía izquierda, en todos sus grados de libertad para simular la sujeción sugerida por Zhang et al. [2021] [24]. Siendo las condiciones de contorno aplicadas a los modelos las representadas de manera simplificada en la Figura 2.11. Además, siguiendo a Zhang et al. [2021] se considera que las geometrías se encuentran en fase sistólica, es decir, se aplica en el lumen de ambas geometrías una presión de 120 mmHg [24].

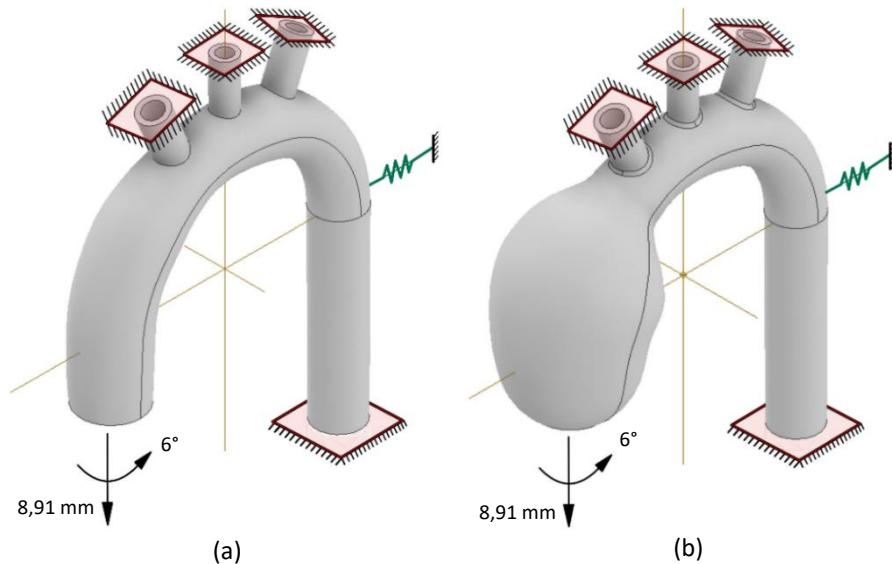
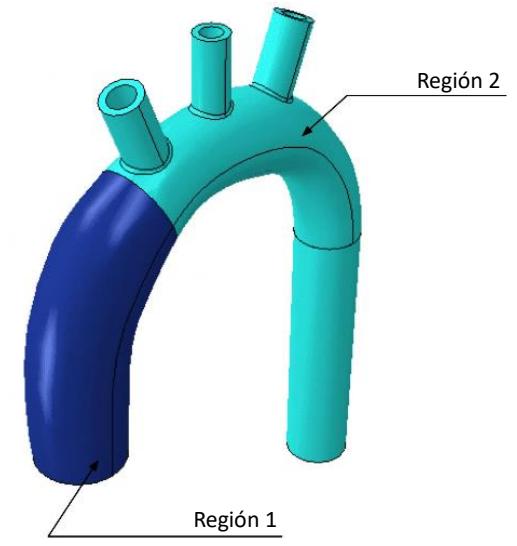


Figura 2.11: Condiciones de contorno aplicadas en (a) Modelo sano. (b) Modelo enfermo.

## 2.4. Mallado

Los elementos más precisos y adecuados para la discretización de la geometría son los hexaédricos [24]. Pero debido a la complejidad de los modelos, este tipo de elementos no resultaron ser válidos para adaptarse a las 2 geometrías construidas, por ello se debió de adoptar una malla formada por elementos tetraédricos híbridos con aproximación cuadrática, con denominación C3D10H. La formulación híbrida fue utilizada para evitar problemas de convergencia al haber caracterizado al material como cuasi-incompresible.

Para la construcción del mallado se ha llevado a cabo la partición de la geometría en dos secciones, debido a que en la misma hay una región de mayor interés para el estudio. Se han diferenciado por tanto dos regiones que tendrán diferentes características de malla en el modelo, siendo la primera zona la de la región proximal ascendente (Región 1), y la segunda zona que comprende el arco aórtico y la región proximal descendente (Región 2), tal y como se indica en la *Figura 2.12*:



*Figura 2.12: Definición geométrica en el modelo de las regiones de mallado.*

En la región de mayor interés para el estudio tanto en la geometría sana como en la enferma, es decir, en la región ascendente proximal, se procederá con un mallado más fino, ya que en esa zona se van a simular las heterogeneidades o el aneurisma. En la segunda región, se realiza un mallado más grueso debido a que los resultados obtenidos en esta segunda zona no son de gran relevancia. Para la determinación del tamaño de la malla de los modelos se ha llevado a cabo un análisis de la sensibilidad de esta. Para ello se ha diferenciado entre el estudio del tamaño de la malla en la primera región y posteriormente en la segunda.

#### **2.4.1. Mallado de la región 1**

Para el estudio de la sensibilidad de malla en la región ascendente se han tomado como parámetros de interés: el número de nodos, el número de elementos, la precisión de valores de una variable determinada en un punto específico y el coste de tiempo de cálculo para la obtención resultados (CPU time). Los casos de tamaños de malla estudiados fueron determinados basándose en el espesor, siendo el espesor de la arteria aorta modelada de 1,89 mm. Se tomó esta magnitud como punto de partida debido al interés que supone la selección de un tamaño de malla en esta región ascendente que permita la existencia de dos o más elementos en el espesor de la pared aórtica. Además, durante el estudio de la malla en esta primera región se asignó un tamaño de malla a la segunda región de 5 mm, que permanecería invariable durante las simulaciones.

Se presentan a continuación los valores de cada una de los parámetros de interés determinados con anterioridad en función del tamaño del elemento de la malla en la *Tabla 2.6*.

Tamaño del elemento en la región 1 (mm)	Número de elementos	Número de nodos	Tensión principal máxima (kPa)	Tiempo CPU (seg)
0,63	280156	438474	124,817	4833,6
0,95	93078	155484	121,817	961,3
1,2	55382	95143	121,231	411,3
1,5	36199	63596	118,828	196,2
1,89	19783	37711	113,214	88,4
2	17406	33664	112,971	75,4

Tabla 2.6: Valores de las variables consideradas en función del tamaño de malla en la región 1.

A continuación se han representado las variables de interés en función del tamaño de malla aplicado, correspondiendo la *Figura 2.13* a la tensión principal máxima en función del tamaño de malla, para poder comparar la precisión del valor de la variable entre los diferentes tamaños de malla, y la *Figura 2.14* el tiempo de cálculo de la simulación (tiempo CPU) en función del tamaño de malla, la cual resulta de interés para poder hacer balance entre la precisión de los resultados y el coste computacional que supone la simulación para la obtención de los mismos.

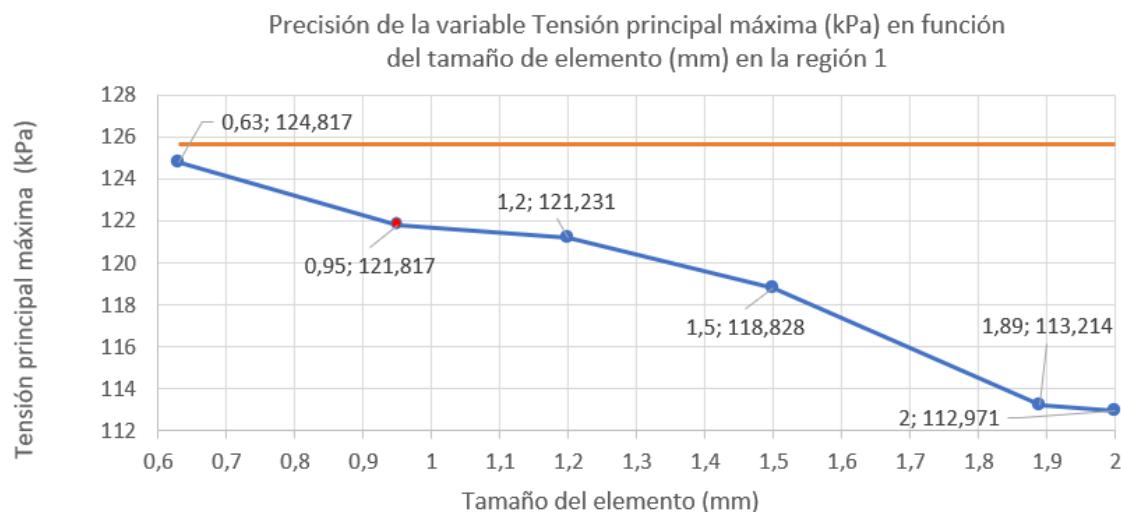


Figura 2.13: Tensión principal máxima [kPa] en función del tamaño de malla en la región 1.

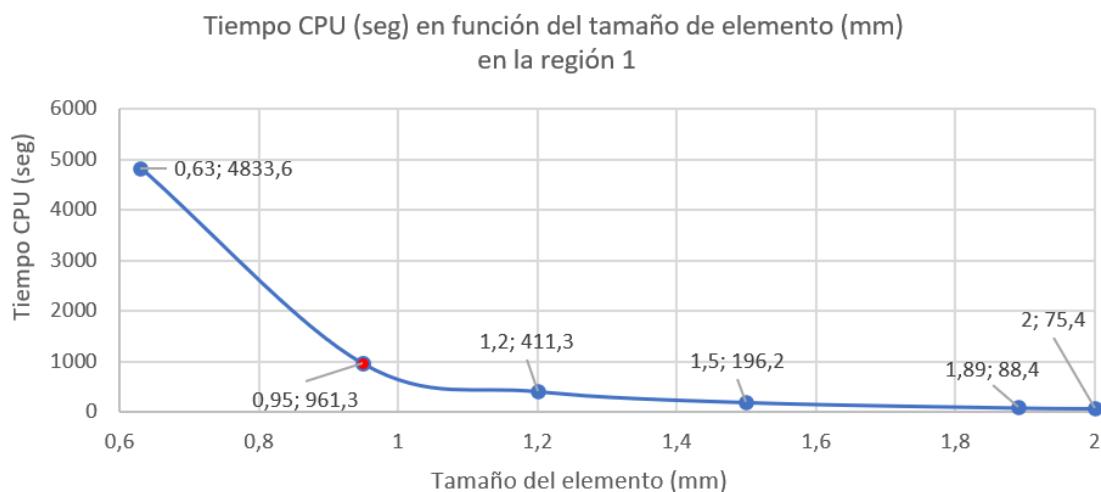


Figura 2.14: Tiempo requerido para el cálculo [seg] en función del tamaño de malla en la región 1.

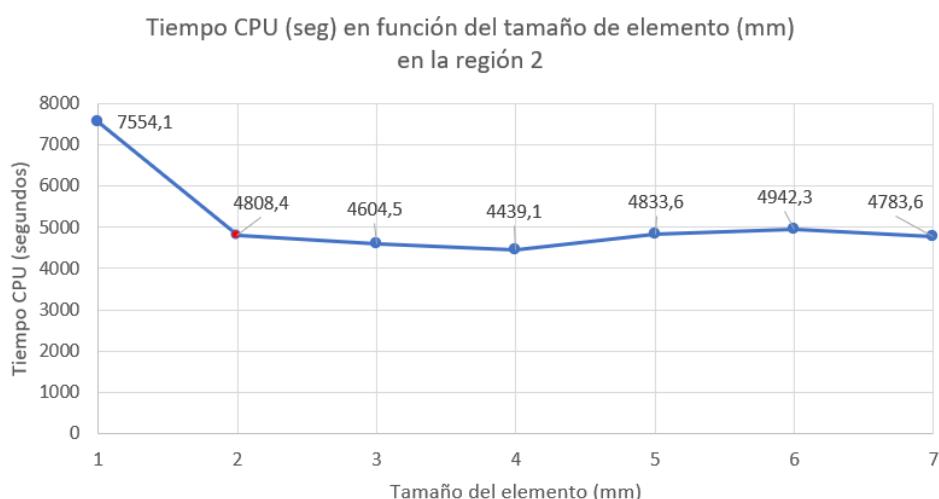
Tal y como se puede observar en la *Figura 2.13*, cuando el tamaño de malla es menor, se obtiene mayor precisión del valor de la variable. El contrapunto que presenta este tamaño de malla es que, aunque la precisión sea muy elevada, tiene un coste computacional muy alto, tal y como se puede observar en la *Figura 2.14*. Buscando un equilibrio de estas dos variables, se determinó que el tamaño de malla óptimo para el modelo en esta primera región es de 0,95 mm (indicado en rojo en la *Figura 2.13* y en la *Figura 2.14*), debido a que presenta un tiempo requerido para la obtención de resultados muy inferior al registrado para el tamaño de malla más fino, sin comprometer de manera considerable la precisión de los valores de los resultados obtenidos, en este caso, de la variable tensión principal máxima.

#### 2.4.2 Mallado de la región 2

Para el estudio de la sensibilidad de malla de la segunda región del modelo, se tomó un tamaño de malla de 0,63 mm constante en la región 1. Se registraron en función del tamaño del elemento de la malla los siguientes parámetros: el número de elementos, el número de nodos y el tiempo de cálculo para la obtención de resultados (Tiempo CPU). En este caso, no resultó de interés el análisis de la precisión de una variable seleccionada en función del tamaño de malla ya que los resultados en la segunda región no son relevantes para el estudio. Se presentan en la *Tabla 2.7* los valores de cada parámetro para tamaños de malla de 1 a 7 milímetros, y se grafica además el tiempo de cálculo para la simulación en función del tamaño de malla (*Figura 2.15*) para poder comparar cada uno de los casos.

Tamaño del elemento en la región 2 (mm)	Número de elementos	Número de nodos	Tiempo CPU (seg)
1	499331	786380	7554,1
2	324373	513335	4808,4
3	294704	464607	4604,5
4	284295	445824	4439,1
5	280156	438474	4833,6
6	276789	432448	4942,3
7	273930	428171	4783,6

*Tabla 2.7: Valores de las variables consideradas en función del tamaño de malla en la región 2.*



*Figura 2.15: Tiempo requerido para el cálculo [seg] en función del tamaño de malla en la región 2.*

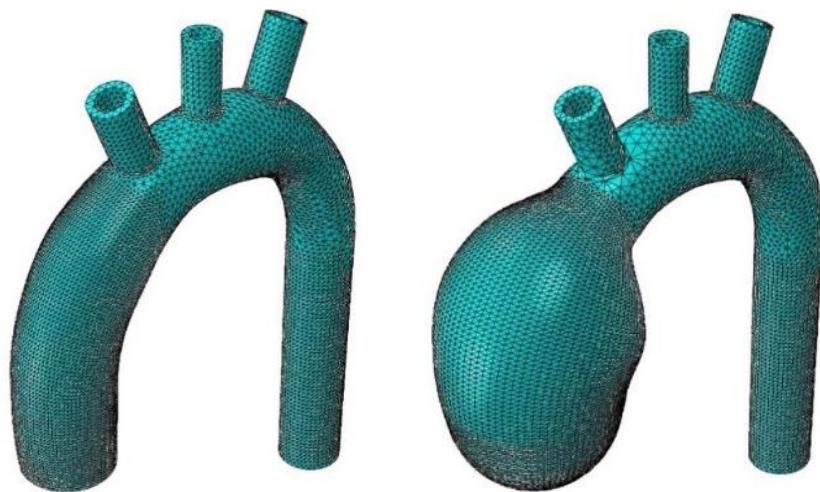
Para la selección del tamaño de malla en la segunda región del modelo, buscamos el balance entre dos variables. En este caso un tiempo de cálculo para la obtención de resultados bajo, así como un tamaño de malla pequeño, ya que, a más pequeño, mejor será la adaptación entre la misma y la geometría del modelo. De esta manera, podemos observar en la *Figura 2.15* que un tamaño de malla de 2 mm nos presenta un tiempo de cálculo muy similar al requerido para tamaños de malla mayores, y considerablemente menor que el requerido para un tamaño de malla de 1 mm. Siendo por tanto este tamaño de elemento de la malla el considerado como más adecuado para la región 2 del modelo (indicado en rojo en la *Figura 2.15*).

#### 2.4.3. Malla final

La selección final de la malla considera un tamaño de malla de 0,95 mm para la región 1 y un tamaño de malla de 2 mm para la región 2. Presentando la conjunción de ambos mallados en el modelo los siguientes registros de las variables estudiadas, diferenciando las características del malla entre el modelo de la aorta sana, el modelo de la aorta con inclusiones y el modelo de la aorta aneurismática en la *Tabla 2.8* presentada a continuación. Se representa también en la *Figura 2.16* los modelos con la malla seleccionada.

Modelo	Arteria aorta sana		Arteria aorta inclusión		Arteria aorta aneurismática	
Tamaño del elemento (mm)	Región 1	Región 2	Región 1	Región 2	Región 1	Región 2
Denominación de la malla	C3D10H DASHPOTA SPRINGA					
Elementos	132344		179210		114862	
Nodos	222922		293340		200738	
Tiempo CPU (seg)	1049,8		1254		812	

*Tabla 2.8: Parámetros de interés de la malla utilizada diferenciadas por región y modelo.*



*Figura 2.16: Representación del mallado del modelo sano y del modelo enfermo.*

#### 2.4.4. Comparación de las distribuciones en función del mallado

Para la valoración de la precisión de los resultados de la simulación, se lleva a cabo una comparación de la distribución de la variable tensión principal máxima en el modelo sano para 3 casos de tamaño de malla diferentes. El primer caso expuesto es la simulación con el caso de malla estudiada más pequeña, siendo el tamaño de malla de la región 1 de 0,63 mm y el de la segunda región de 1 mm ( $R1=0,63$  mm;  $R2=1$  mm). El segundo caso de la comparación se refiere a la simulación con la malla seleccionada, es decir, de 0,95 mm para la región 1 y de 2 mm para la región 2 ( $R1=0,95$  mm;  $R2=2$  mm). El tercer caso expuesto se refiere a la simulación empleando una malla más gruesa, siendo el tamaño de elemento en la región 1 de 2 mm y de 7 mm en la región 2 ( $R1=2$  mm;  $R2=7$  mm). Se procede a continuación a presentar la distribución de la variable de estudio en el modelo sano (*Tabla 2.9*).

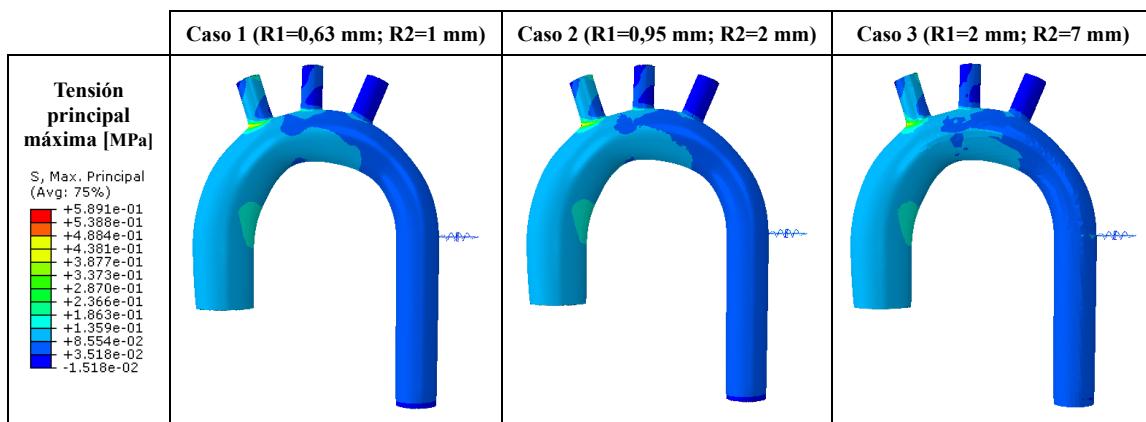


Tabla 2. 9: Distribución de la variable tensión principal máxima [MPa] en función del tamaño de malla.

En base a la comparación anterior, podemos observar como los valores de la variable de tensión principal máxima son diferentes en algunas zonas, destacando también la diferencia de la distribución de estas tensiones. En el caso 1, correspondiente a la malla más fina, podemos observar como esta distribución es muy suavizada al existir un mayor número de nodos para captar en una gran cantidad de puntos del modelo los valores de la variable de interés. Al contrario ocurre en el caso 3, ya que al tratarse de una malla más gruesa, es decir, formada por un número nodos inferior, registra una menor cantidad de valores de la variable, generando una distribución más irregular.

## 3. Procesado de Datos

### 3.1. Post-Procesado de Datos

Con el fin de detectar heterogeneidades o inclusiones relacionados con el inicio de aneurismas se parte de metodología desarrollada anteriormente por el grupo de investigación al que pertenecen los directores del trabajo presente [12]. Esta metodología se basa en la representación del módulo del gradiente de las deformaciones [12] para la detección de distintos materiales en placa de ateroma. Se ha llevado a cabo una adaptación del código para la aplicación de esta metodología sobre los modelos construidos de la arteria aorta. Tras el pertinente cálculo de los modelos de elementos finitos se procede al procesado de los resultados obtenidos.

El incremento de presiones total establecido en todos los modelos es de 120 mmHg, sin embargo, ABAQUS resuelve el problema en una serie de pequeños incrementos desde 0 mmHg hasta alcanzar los 120 mmHg establecidos. Esto permite el registro de los desplazamientos correspondientes a las presiones de 115 y 120 mmHg para obtener el desplazamiento relativo entre ellos. Esta metodología simula la información proporcionada a partir de dos imágenes médicas, donde es posible extraer el desplazamiento relativo de los tejidos. A partir de estos desplazamientos, se realizará el cálculo de las deformaciones experimentadas por las paredes del vaso en este incremento de presión mediante la hipótesis de pequeños desplazamientos cuya aplicación es posible al haber seleccionado un incremento de presión tan pequeño [12].

Por tanto, obtenemos en Abaqus los datos que obtendríamos en la práctica clínica para un paciente específico: las coordenadas (X,Y,Z) y los desplazamientos relativos entre 115 y 120 mmHg ( $u_x^{115-120}, u_y^{115-120}, u_z^{115-120}$ ) de cada uno de los modelos. Al importar las coordenadas nodales en Matlab se reconstruye una malla mediante una triangulación de Delaunay. A continuación, mediante la Toolbox Partial Differential Equation (PDE) de Matlab, es posible reconstruir el modelo de elementos finitos, tal y como se aprecia en la *Figura 3.1*:

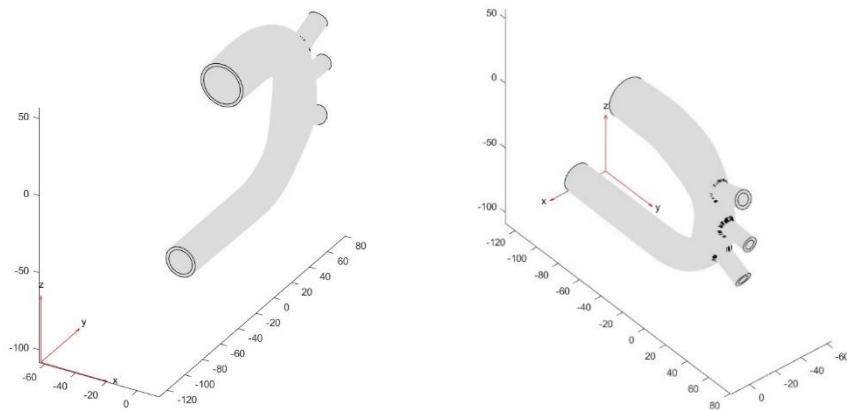


Figura 3.1: Representación del modelo PDE generado en Matlab a partir de la nube de puntos.

### 3.2. Cálculo de las Deformaciones

Disponiendo del desplazamiento relativo entre los dos instantes de presión, podemos relacionarlo con las deformaciones producidas mediante la hipótesis de pequeños desplazamientos, teniendo en cuenta que la misma se encontrará en coordenadas cartesianas, a través de la *Ecuación 3.1*:

$$\varepsilon_{ij}^{115-120} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i^{115-120}}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j^{115-120}}{\partial x_i} \right) \quad (3.1)$$

Como bien se ha mencionado, estas deformaciones son dependientes de las coordenadas definidas en el modelo, por lo tanto, su valor variará en función del origen del sistema de coordenadas utilizado o de cómo se calcule el desplazamiento relativo en imagen médica. Por ello se propone calcular las deformaciones principales para esta metodología, ya que estas son independientes de la orientación del sistema de coordenadas. De manera que, a partir del tensor de deformaciones  $[\varepsilon]$  calculamos sus autovalores ( $\varepsilon_I$ ,  $\varepsilon_{II}$ ,  $\varepsilon_{III}$ ) mediante los autovectores que indican las 3 direcciones principales ortogonales entre sí ( $n_I$ ,  $n_{II}$ ,  $n_{III}$ ) y forman un sistema de referencia.

Buscamos por tanto que la deformación tenga la misma dirección que el vector unitario normal, Sabiendo que la deformación  $[\vec{\varepsilon}]$  es igual al tensor deformaciones  $[\varepsilon]$  por un vector unitario dirección  $[\vec{n}]$  (*Ecuación 3.2*):

$$[\vec{\varepsilon}] = [\varepsilon][\vec{n}] \quad (3.2)$$

Para ello se busca resolver la *Ecuación 3.3*:

$$[\varepsilon - \varepsilon I][\vec{n}] = 0 \quad (3.3)$$

Cuya condición de compatibilidad de Rouché Frobenius es descrita en la *Ecuación 3.4*:

$$|\varepsilon - \varepsilon I| = 0 \quad (3.4)$$

Desarrollándola se definiría como:

$$\begin{vmatrix} (\varepsilon_x - \varepsilon) & \varepsilon_{xy} & \varepsilon_{xz} \\ \varepsilon_{xy} & (\varepsilon_y - \varepsilon) & \varepsilon_{yz} \\ \varepsilon_{xz} & \varepsilon_{yz} & (\varepsilon_z - \varepsilon) \end{vmatrix} = 0$$

Cuya resolución es a través de la siguiente expresión (*Ecuación 3.5*):

$$-\varepsilon^3 + I_1 \varepsilon^2 - I_2 \varepsilon + I_3 = 0 \quad (3.5)$$

Los coeficientes del polinomio característico se denominan invariantes del tensor deformación  $[\varepsilon]$ , los cuales se definen a continuación:

- Invariante lineal:  $I_1 = \varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z$
- Invariante cuadrático:  $I_2 = \varepsilon_x \varepsilon_y + \varepsilon_x \varepsilon_z + \varepsilon_y \varepsilon_z - \varepsilon_{xy}^2 - \varepsilon_{xz}^2 - \varepsilon_{yz}^2$
- Invariante cúbico:  $I_3 = |\varepsilon|$

La solución de esta ecuación secular nos dará los valores de las deformaciones principales ( $\varepsilon_I$ ,  $\varepsilon_{II}$ ,  $\varepsilon_{III}$ ) donde:

$$\varepsilon_I > \varepsilon_{II} > \varepsilon_{III}$$

En estudios anteriores se observó que el módulo del gradiente de la deformación principal máxima ( $|\nabla \varepsilon_I|$ ) permitía detectar los contornos en la placa de ateroma [12]. Por tanto, seleccionaremos únicamente la deformación principal máxima para este trabajo. Sin embargo, la metodología aquí presentada puede ser directamente aplicable a cualesquiera otras variables deformación.

Será a partir de esta variable con la que se efectuará el cálculo del gradiente de las deformaciones (*Ecuación 3.6*), así como el módulo del gradiente de las mismas (*Ecuación 3.7*). Resulta de interés el módulo del gradiente de la deformación principal máxima ( $|\vec{\nabla} \varepsilon_I|$ ) ya que esta variable es capaz

de capturar el salto en el valor de deformación en el tejido producido por un cambio de rigidez. El gradiente ( $\vec{\nabla}\varepsilon_I$ ) detecta la variación de deformación en el tejido, y su módulo es un valor escalar que permite cuantificar y visualizar esa variación mostrando los contornos de las heterogeneidades [12].

$$\vec{\nabla}\varepsilon_I = \left( \frac{\partial\varepsilon_I}{\partial x}, \frac{\partial\varepsilon_I}{\partial y}, \frac{\partial\varepsilon_I}{\partial z} \right) \quad (3.6)$$

$$|\vec{\nabla}\varepsilon_I| = \sqrt{\left(\frac{\partial\varepsilon_I}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial\varepsilon_I}{\partial y}\right)^2 + \left(\frac{\partial\varepsilon_I}{\partial z}\right)^2} \quad (3.7)$$

Una vez calculado el módulo del gradiente de la deformación principal máxima se ha de llevar a cabo un suavizado. Este suavizado se lleva a cabo sobre la representación del módulo del gradiente de las deformaciones, ya que la misma presenta picos máximos (*Figura 3.2(a)*) debidos a diversas razones. Principalmente la presencia de estos valores extremos puntuales se asocia a dos fenómenos:

- a) La metodología empleada indica el gradiente de la deformación, el cual manifiesta valores máximos ante cambios de las propiedades del material, o bien por cambios en la geometría. Estos resultan de interés, ya que se deben a los cambios generados por el efecto de remodelación propio de la patología.
- b) Ruido debido a distorsiones en la malla, manifestando discontinuidades en la magnitud de la variable, las cuales no tienen relevancia de estudio

Al no tener estos picos máximos debidos al ruido relevancia y, además, entorpecer al estudio, se ha llevado a cabo un filtrado de los mismos. Este filtro se aplica por tanto para la eliminación del ruido asociado a la malla, ya que estos valores no tienen significado físico al deberse al post-procesado de datos, manifestándose en discontinuidades en determinados nodos, y no a la naturaleza propia del modelo (*Figura 3.2(b)*). Otras alternativas para reducir este tipo de problemas podrían ser emplear una malla más fina o utilizar elementos cuadráticos en Matlab que aumentasen la precisión de las variables en cada nodo reduciendo la distorsión de la malla como se hizo en Abaqus. De esta manera se consigue que la representación de los valores obtenidos se suavice, eliminando valores máximos que no aportan información de relevancia para el análisis debido a que no buscamos los “puntos” que representan el ruido en los resultados, sino contornos que indican el cambio de rigidez.

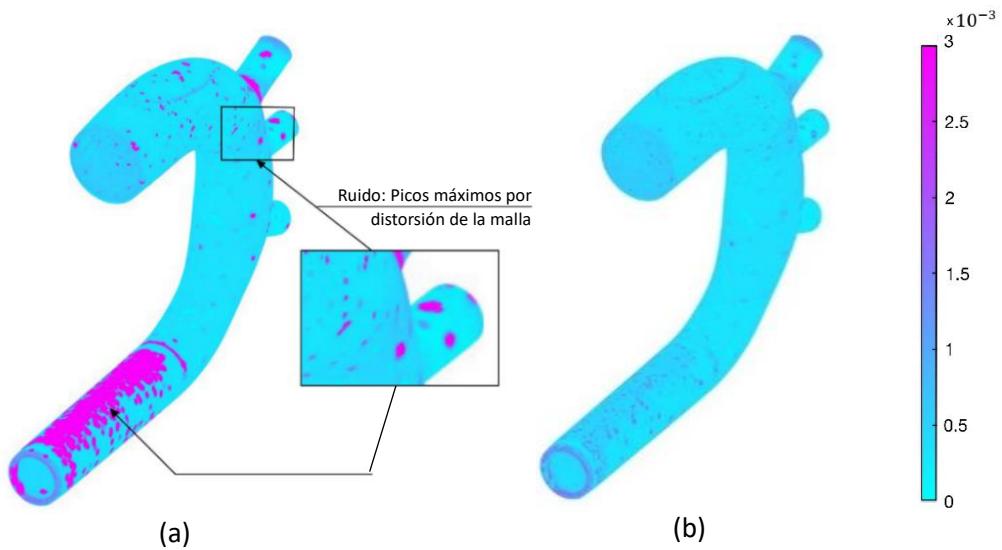


Figura 3.2: Representación de  $|\vec{\nabla} \varepsilon_I|$ : (a) Sin el filtrado para la eliminación de valores máximos debidos al ruido. (b) Con la aplicación del filtro para la eliminación de valores máximos debidos al ruido.

## 4. Resultados

En este apartado se mostrarán en primer lugar los resultados obtenidos del estado tensional y de las deformaciones de los modelos de la arteria aorta en estado sano y de la arteria aorta en estado enfermo desarrollado completamente. En segundo lugar, se mostrarán los resultados obtenidos tras la aplicación de la metodología para la detección de heterogeneidades en los diferentes modelos de la arteria aorta.

### 4.1. Estudio de las tensiones y deformaciones

Se ha llevado a cabo un análisis de la tensión principal máxima y de la deformación logarítmica principal máxima en el modelo sano y en el modelo enfermo completamente desarrollado. Este permite comparar los valores y las distribuciones del campo de tensiones y deformaciones en el modelo sano y enfermo. Además, se realiza una comparación de los resultados con los obtenidos en la bibliografía. Se presentan a continuación la deformación logarítmica principal máxima (LE, Max. Principal [-]) (Figura 4.1) y la tensión principal máxima (S. Max. Principal [MPa]) (Figura 4.2) en el modelo sano y en el modelo enfermo.

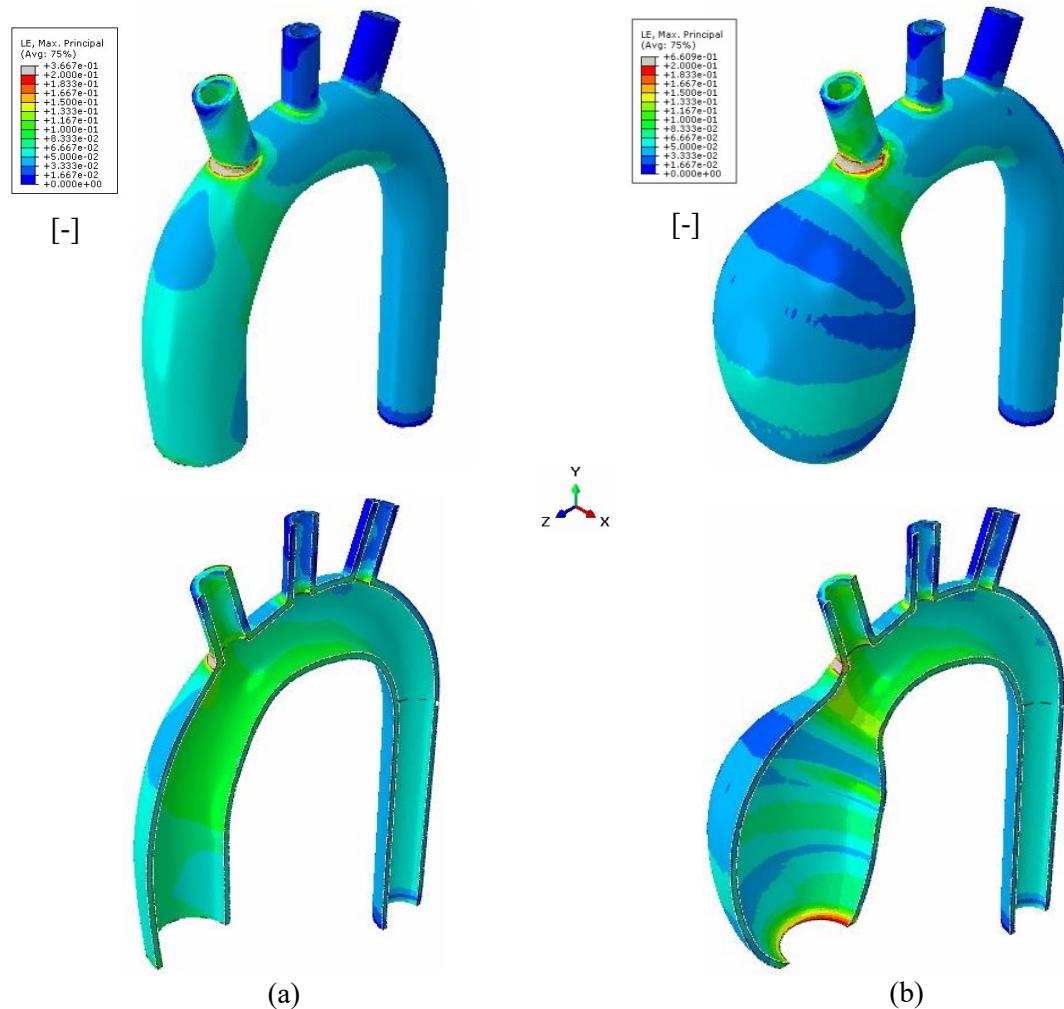


Figura 4.1: Deformación logarítmica principal máxima (LE, Max. Principal [-]) en: (a) Modelo de la arteria aorta sana. (b) Modelo de la arteria aorta en estado enfermo completamente desarrollado.

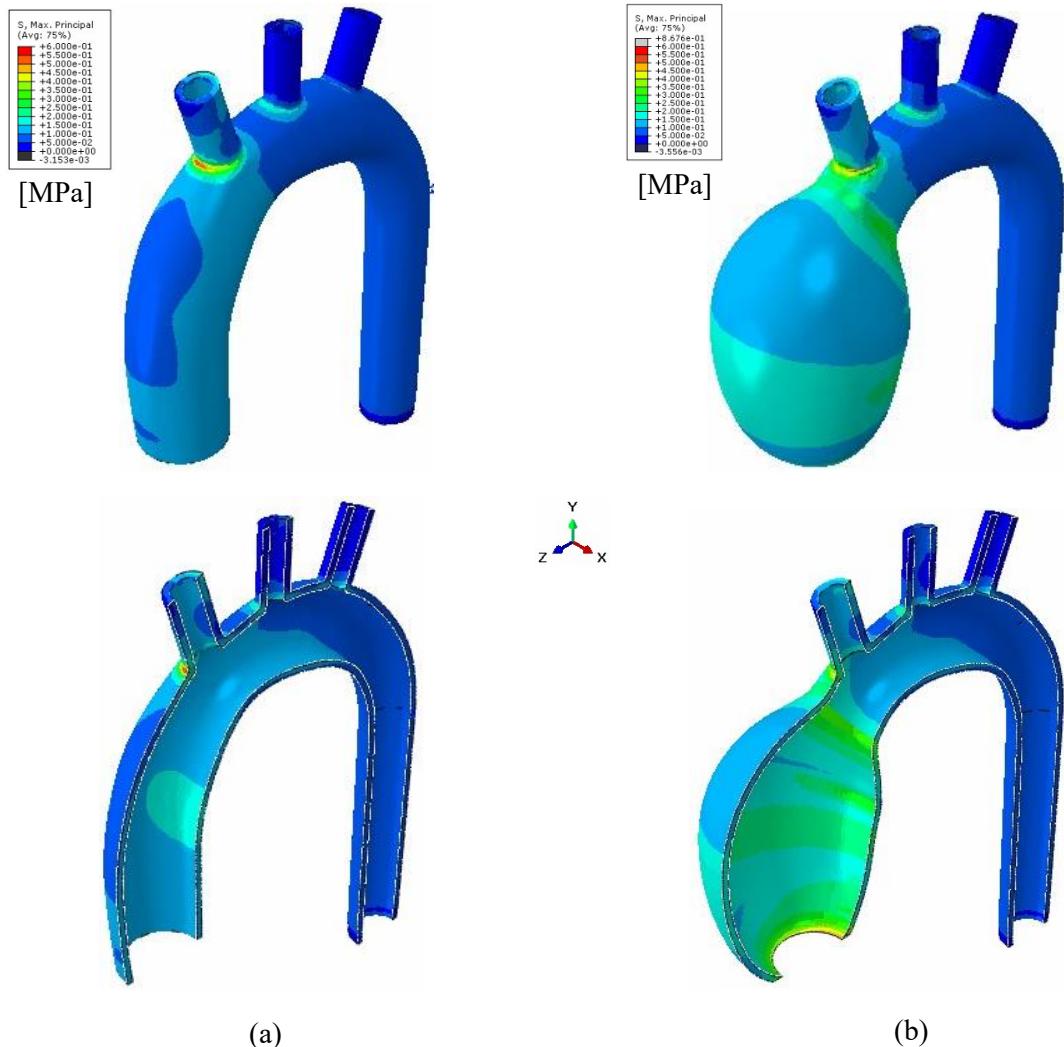


Figura 4.2: Tensión principal máxima (S. Max. Principal [MPa]) en: (a)Modelo de la arteria aorta sana. (b)Modelo de la arteria aorta en estado enfermo completamente desarrollado.

La Figura 4.1 permite observar las diferencias en magnitud y distribución de la variable del logaritmo de la deformación principal máxima entre ambos modelos. En el modelo sano se registran picos máximos de esta variable en la zona de conexión entre el arco aórtico y el tronco braquiocefálico al igual que sucede en el modelo enfermo, aunque en mayor medida en el enfermo debido al aumento de la rigidez producida por la patología. Este aumento en dicha región se debe a que a pesar de haber realizado un achaflanado para suavizar la superficie, se sigue produciendo un cambio muy brusco entre las superficies mencionadas. Se observa también que la deformación en la región ascendente del modelo enfermo es aproximadamente de  $3.33 \cdot 10^{-2}$  [-], a diferencia del modelo sano donde es de  $5 \cdot 10^{-2}$ . [-] Se produce por tanto una mayor deformación para el mismo incremento de presión en el modelo sano que en el modelo enfermo. Esto se debe a que en el modelo enfermo el tejido es de mayor rigidez en la zona ascendente y por ello, la deformación es menor. La distribución de esta variable en el modelo sano muestra variaciones de valor en consonancia con la curvatura de la arteria, a diferencia del modelo enfermo, donde se distribuye concéntricamente y mostrando variaciones de magnitud debidas a

la variación de el diámetro del aneurisma. Además, se puede observar en el modelo enfermo que el aumento de la rigidez y la variación de la geometría producidos por la patología no repercuten en la deformación de las zonas alejadas de la región aneurimática.

De acuerdo con estudios anteriores como el desarrollado por *Zhang et al. [2021]*, los valores de la deformación logarítmica principal máxima en la región ascendente de la aorta en estado sano para el mismo incremento de presión van desde 0,045 [-] hasta 0,103 [-] [24]. Estos presentan un orden de magnitud y una distribución en el modelo iguales a los obtenidos en este estudio, pero con valores mayores debidos a posibles diferencias en el modelado de las geometrías, así como en la caracterización de los materiales.

Por otro lado, la figura 4.2 permite observar las diferencias en magnitud y distribución de la tensión principal máxima en cada uno de los modelos. Tal y como ocurría en el análisis de las deformaciones, los valores máximos de tensión aparecen en la zona de conexión entre el arco aórtico y el tronco braquiocefálico, siendo de mayor magnitud en el estado enfermo que en el estado sano debido al aumento de la rigidez producido por la patología. La tensión principal máxima en la región ascendente de los modelos presenta valores superiores en el estado enfermo alcanzando valores de 400 kPa, ya que el tejido presenta una mayor rigidez, así como variaciones notorias de la geometría en esta región en comparación con la geometría sana, donde se registran valores de 150 kPa. La distribución de la tensión principal máxima en el estado sano, al igual que sucede con el logaritmo de la deformación, se dispone siguiendo la curvatura descrita por la geometría aórtica. Sin embargo, en el estado enfermo podemos observar como se distribuye concéntricamente presentando variaciones en función del diámetro del aneurisma.

Estudios anteriores como el desarrollado por *Duprey et al. [2016]*, indicaron la tensión máxima principal a la que se produce la rotura del tejido aórtico aneurismático, siendo esta de 1570 kPa [3], lo cual dista en gran medida de la tensión máxima principal registrada en la zona aneurismática del modelo enfermo (400 kPa) por lo que se encuentra por debajo de la condición de rotura. Sin embargo, se ha de tener en cuenta que en el modelo propuesto no se ha considerado la disminución del espesor del tejido que produce la patología, por lo que estos valores de tensión podrían aumentar. En comparación con otros estudios como el desarrollado por *Zhang et al. [2021]*, se han obtenido para el modelo sano ordenes de magnitud y distribuciones de la tensión principal máxima similares, aunque ligeramente menores en el trabajo presente al ser las consideraciones geométricas y de caracterización material diferentes [24].

## 4.2. Aplicación de la metodología

La metodología desarrollada con anterioridad se aplicó a los modelos sano y enfermo, y a los correspondientes a los 6 estadios de la rigidez de la inclusión. El objetivo es el de determinar la viabilidad de la detección de la heterogeneidad que supone esta variación de la rigidez en el espesor de la región ascendente de la arteria aorta, que asemeja el aumento de rigidez que tiene lugar en la evolución de la patología desde el estado del modelo sano, hasta el estado enfermo desarrollado. Si el resultado muestra la viabilidad de la detección de estas heterogeneidades, se buscará conocer a partir de qué valores en el aumento de la rigidez se pueden diferenciar con claridad estas inclusiones. Por tanto, una vez calculada la variable  $|\vec{\nabla}\varepsilon_I|$ , se representa tras aplicar el filtro de eliminación de los picos máximos explicados en apartados anteriores. Finalmente, se procede a la presentación de los resultados obtenidos para cada modelo (*Figura 4.3*).



Figura 4.3: Resultado de la representación del módulo del gradiente de las deformaciones [-] en cada estado: (a) Arteria aorta en estado sano. [(b)-(g)]Progresión de los estadios de la inclusión en la arteria aorta. (h) Arteria aorta en estado enfermo completamente desarrollado.

Como se ha mencionado anteriormente, resulta de interés la detección de contornos de valores de magnitud mayor en la representación del gradiente de las deformaciones, ya que las mismas indican los cambios de rigidez en el vaso arterial. Estos cambios de rigidez solamente se visualizan como contornos y no como superficies diferenciadas en la representación debido a que lo que se detecta es el salto de gradiente de las deformaciones producidas en el modelo.

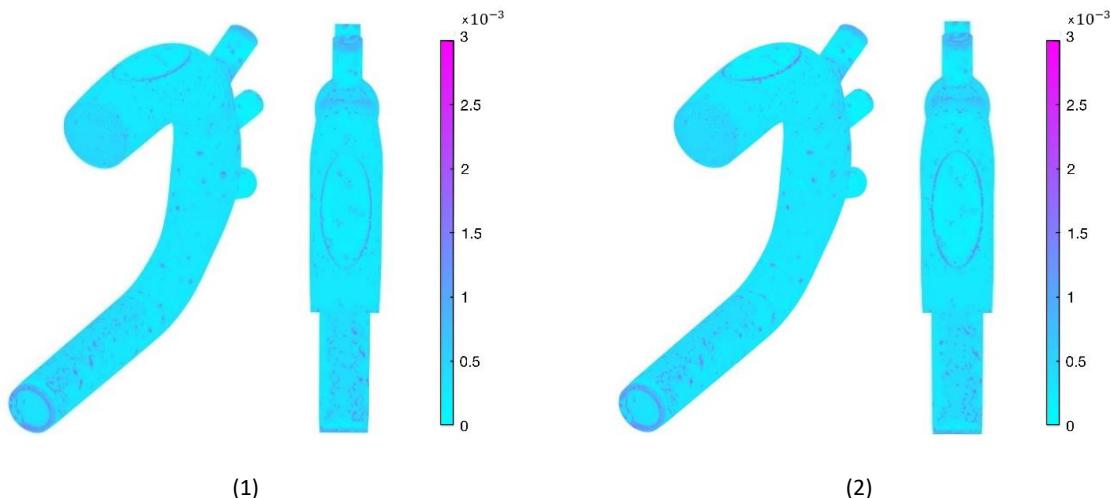
Tal y como se puede apreciar en la representación de los resultados para cada uno de los modelos dispuestos según el avance de la patología, es decir, desde el modelo sano, evolucionando en el aumento de la rigidez de la inclusión definida para cada uno de los estadios, hasta alcanzar el desarrollo total del aneurisma aórtico ascendente, la representación del gradiente de las deformaciones indica los contornos visibles debidos al cambio de la rigidez de la inclusión. Podemos observar como en el caso de la *Figura 4.3(a)* correspondiente a un estado sano, no se identifica ningún contorno debido a que no hay cambios en la rigidez del tejido, únicamente se identifican picos debidos a ruido o contornos debidos a cambios de curvatura o de sección. Conforme avanzamos en los estadios podemos ver como aparece de manera discreta pero apreciable el contorno que define la aparición de la inclusión simulando heterogeneidades en el tejido en el caso de la *Figura 4.3(b)* donde la diferencia entre el tejido sano y el enfermo es mínima. Conforme aumenta la rigidez de la inclusión, el contorno que la define se va haciendo más visible, hasta alcanzar el último estadio de la inclusión de la *Figura 4.3(g)* donde la misma es totalmente diferenciable gracias a un contorno perfectamente definido debido a una mayor diferencia de rigideces entre el tejido sano y el tejido enfermo con respecto a los estadios definidos anteriormente.

En la representación de los resultados presentados en la *Figura 4.3* se emplean unos límites comunes de escala para todos los modelos. Esto se ha decidido así para facilitar la comparación de la visibilidad del contorno dependiendo de las propiedades materiales definidas en cada modelo. Esto significa que, por ejemplo para el estadio 1 de la inclusión correspondiente a la *Figura 4.3(b)* donde la visibilidad de la heterogeneidad es muy reducida en comparación con estadios posteriores, es posible mejorar el contorno modificando la escala. Esta medida nos permitiría por tanto alcanzar una mayor visibilidad de la inclusión, pero de la misma manera aumentaría la presencia de ruido, lo cual entorpecería la capacidad de visualizar posibles indicadores de interés propios del estado patológico de la arteria, tal y como podemos observar en la *Figura 4.4*.



*Figura 4.4: Representación del módulo del gradiente de las deformaciones [-] del modelo de la arteria aorta con inclusión en estadio 1 modificando la escala para mayor contraste de la variable.*

Los resultados han sido determinados como se ha definido anteriormente para un incremento de presiones definido entre 115 y 120 mmHg, pero se comprobó la validez de la metodología para la detección de las heterogeneidades en instantes de presión diferentes. A continuación se muestran los resultados tomando un incremento de presiones entre 105 y 110 mmHg para esta comprobación, obteniendo los resultados indicados en las *Figuras 4.5(1)* y *Figura 4.5(2)* en los modelos de la arteria aorta con inclusión en los estadios 3 y 6 respectivamente.



*Figura 4.5: Representación del módulo del gradiente de las deformaciones [-] para un incremento de presión de 105 a 110 mmHg para: (1) Modelo de la arteria aorta con inclusión en estadio 3. (2) Modelo de la arteria aorta con inclusión en estadio 6.*

Comparando los resultados para los modelos presentados *Figura 4.5 (1)* y *(2)* para un incremento de presión de 105 a 110 mmHg con los resultados para un incremento de presión de 115 a 120 mmHg en los modelos de la *Figura 4.3 (d)* y *(g)* respectivamente, podemos observar que la definición del contorno es prácticamente la misma, lo cual indica que esta es únicamente dependiente de las rigideces del tejido del vaso e independiente por tanto del instante de presión en el que se realice el análisis. Estos resultados indican que la metodología presenta la posibilidad de detección de la inclusión en diferentes instantes de presión, permitiendo llevar un seguimiento de la evolución de la patología ya no solo de la rigidez, sino de las dimensiones de esta inclusión. Indicando el tamaño del contorno de la inclusión el desarrollo geométrico de la patología, y cuán definido esté este contorno indicará una mayor o menor rigidez. Por tanto, cuanto más desarrollada se encuentre la patología, mayor será la rigidez de la región afectada, y por tanto más se marcará el contorno de la heterogeneidad. Además, conforme la heterogeneidad crezca en el desarrollo de la patología, se podrá determinar el tamaño de la misma mediante la visualización del contorno.

## 5. Conclusiones

Se exponen a continuación las conclusiones mas relevantes del estudio habiendo sido presentados y comentados los resultados con anterioridad:

- Se han cumplido los objetivos del proyecto pudiendo considerar como válida la metodología.
- Se ha conseguido modelar en 3D la geometría idealizada de la arteria aorta en un estado sano y en un estado afectado por un aneurisma ascendente completamente desarrollado a partir de datos médicos tomados de la bibliografía. Además, se ha modelado el cambio de las propiedades mecánicas basáandonos en el modelo sano mediante la definición de inclusiones en la región ascendente, simulando los efectos producidos en el fenómeno de remodelación. La generación de estas geometrías a partir de datos bibliográficos que asemejen con precisión la anatomía de una arteria aorta humana, representa un punto importante de la elaboración de este proyecto.
- Se ha modificado la metodología de procesado de datos previamente propuesta para la placa de ateroma en 2D para la aplicación de la misma sobre los modelos de la arteria aorta en el desarrollo aneurismático, cuya geometría es 3D.
- Se ha validado la metodología para el seguimiento de la progresión patológica basáandonos en las dimensiones del contorno definido en la representación del gradiente de las deformaciones, y en la mayor o menor visibilidad de dicho contorno para la valoración de la rigidez de la inclusión con respecto al tejido sano. Por ello permitiría a nivel clínico la detección visual y posterior seguimiento de aneurismas desde sus estadios iniciales. Esta metodología posibilitaría el diagnóstico de aneurismas de manera temprana, previa a la dilatación propia de la patología en estados muy avanzados o a la localización de aneurismas secundarios en pacientes en seguimiento.
- Los resultados obtenidos respaldan la idea de continuar investigando las líneas de estudio para la detección y seguimiento de la patología basadas en su comportamiento mecánico, debido a la insuficiente información para posibles actuaciones médicas brindada por los parámetros geométricos utilizados en la actualidad.

### 5.1. Limitaciones

El trabajo presente es el primer paso para construir y validar la metodología estudiada, pero tiene una serie de limitaciones que deben ser remarcadas.

- La construcción de los modelos, así como la caracterización de sus propiedades mecánicas y simulaciones se asientan sobre datos teóricos, esto es, no se ha llevado a cabo el trabajo sobre datos médicos específicos de pacientes, lo cual hubiese aportado una mayor precisión, representatividad y validación de los resultados obtenidos. A pesar de ello, el estudio sienta las bases para estudios futuros aplicados en casos reales.
- En la caracterización de los materiales se ha asumido una hipótesis de isotropía en el tejido. Realmente esto solo sucede en el estado sano, debido a que los cambios producidos en la estructura del tejido ante la condición aneurismática aumentan la anisotropía del mismo [7]. Se consideró isotropía tanto en el estado sano como en el estado enfermo debido a la reducción de complejidad que esta consideración supone, además de que la misma ha sido empleada en estudios previos del comportamiento mecánico de la arteria aorta [19].

- Tal y como se explica en el apartado de la definición de los materiales de los modelos, a pesar de que el espesor de la arteria aorta esta compuesta por 3 capas de diferenciadas propiedades ha sido considerada una simplificación de estas asignando un solo material en el espesor. Esto se debe a que las técnicas de imagen no permiten la obtención de mas información sobre el espesor del vaso aórtico.
- A la hora de simular los datos de desplazamientos obtenidos a partir de imagen clínica, se han utilizado los resultados obtenidos de Abaqus. No obstante, sería necesario añadir ruido al campo de desplazamientos para simular de forma más realista datos clínicos.
- Únicamente se ha estudiado una variable ( $|\vec{\nabla}\varepsilon_I|$ ) en el análisis, pudiéndose, en este caso, existir otras variables con mejores resultados.

## 5.2. Líneas Futuras

El estudio realizado sienta las bases para el desarrollo de la detección y seguimiento de la patología aneurismática ascendente a partir del estudio de sus propiedades mecánicas, para en un futuro implementarla empleando datos médicos específicos del paciente. El siguiente paso a desarrollar sería la segmentación de la arteria aorta para obtener las diferentes partes de la arteria.

## 6. Bibliografía

- [1] BELLER, Carsten J. et al. Role of Aortic Root Motion in the Pathogenesis of Aortic Dissection. *Circulation* [en línea]. 2004, 109(6), 763–769 [consultado el 31 de mayo de 2023]. ISSN 1524-4539. Disponible en: doi:10.1161/01.cir.0000112569.27151.f7.
- [2] CARRERO, María C. et al. Valores normales de aorta torácica por ecocardiografía. Registro MATEAR (Medición de Aorta Torácica por Ecocardiografía en Argentina). *Revista argentina de cardiología* [en línea]. 2020, 88(1), 14–25. Disponible en: doi:10.7775/rac.es.v88.i1.17194.
- [3] DUPREY, Ambroise et al. Biaxial rupture properties of ascending thoracic aortic aneurysms. *Acta Biomaterialia* [en línea]. 2016, 42, 273–285 [consultado el 31 de mayo de 2023]. ISSN 1742-7061. Disponible en: doi:10.1016/j.actbio.2016.06.028.
- [4] FARZANEH, Solmaz, Olfa TRABELSI y Stéphane AVRIL. Inverse identification of local stiffness across ascending thoracic aortic aneurysms. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology* [en línea]. 2018, 18(1), 137–153 [consultado el 31 de mayo de 2023]. ISSN 1617-7940. Disponible en: doi:10.1007/s10237-018-1073-0.
- [5] GARCÍA-FUSTER, Rafael. Aneurismas de aorta ascendente: tratamiento quirúrgico. *Cirugía Cardiovascular* [en línea]. 2015, 22(4), 195–199 [consultado el 2 de mayo de 2023]. ISSN 1134-0096. Disponible en: doi:10.1016/j.circv.2015.01.007.
- [6] GARCÍA HERRERA, Claudio Moisés. Comportamiento mecánico de la aorta ascendente : caracterización experimental y simulación numérica. [en línea]. Tesis doctoral, Universidad Politécnica de Madrid/Escuela técnica superior de Ingenieros de Caminos, Canales y Puertos/Departamento de mecánica de medios continuos y teoría de estructuras., 2008 [consultado el 2 de marzo de 2023]. Disponible en: doi:10.20868/UPM.thesis.1241.
- [7] GASSER, T. Christian. Modeling the Structural and Mechanical Properties of the Normal and Aneurysmatic Aortic Wall. En: *Multi-scale Extracellular Matrix Mechanics and Mechanobiology* [en línea]. Cham: Springer International Publishing, 2019, pp. 55–82 [consultado el 8 de abril de 2023]. ISBN 9783030201814. Disponible en: doi:10.1007/978-3-030-20182-1\_3.
- [8] GEEKY MEDICS. Aortic Dissection | Summary | Geeky Medics. Geeky Medics [en línea]. [sin fecha] [consultado el 20 de mayo de 2023]. Disponible en: <https://geekymedics.com/aortic-dissection/>.
- [9] GENETIC AORTIC DISORDERS ASSOCIATION CANADA. The Aorta & TAAD — Genetic Aortic Disorders Association Canada. Genetic Aortic Disorders Association Canada [en línea]. 2019 [consultado el 12 de abril de 2023]. Disponible en: <http://www.gadacanada.ca/aorta-taad#aorta>.
- [10] GIRDAUSKAS, Evaldas, Michael A. y Thomas KUNTZE. Novel Phenotypes in Bicuspid Aortic Valve Disease. En: *Aortic Valve* [en línea]. InTech, 2011 [consultado el 10 de mayo de 2023]. ISBN 9789533075617. Disponible en: doi:10.5772/20242.

- [11] KOULLIAS, George et al. Mechanical deterioration underlies malignant behavior of aneurysmal human ascending aorta. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* [en línea]. 2005, 130(3), 677.e1–677.e9 [consultado el 15 de abril de 2023]. ISSN 0022-5223. Disponible en: doi:10.1016/j.jtcvs.2005.02.052.
- [12] LATORRE, Álvaro T. et al. Atherosclerotic Plaque Segmentation Based on Strain Gradients: A Theoretical Framework. *Mathematics* [en línea]. 2022, 10(21), 4020 [consultado el 8 de mayo de 2023]. ISSN 2227-7390. Disponible en: doi:10.3390/math10214020.
- [13] LÓPEZ FARRÉ, Antonio y Carlos MACAYA MIGUEL. Libro de la Salud Cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA. Bilbao: Editorial Nerea,S.A., 2009. ISBN 978-84-96515-92-5.
- [14] MAYO CLINIC. Aneurisma de la aorta torácica - Diagnóstico y tratamiento - Mayo Clinic. Mayo Clinic [en línea]. 25 de abril de 2023 [consultado el 28 de abril de 2023]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/thoracic-aortic-aneurysm/diagnosis-treatment/drc-20350193>.
- [15] MAYO CLINIC. Aneurisma de la aorta torácica - Síntomas y causas - Mayo Clinic. Mayo Clinic - Mayo Clinic [en línea]. 25 de abril de 2023 [consultado el 25 de abril de 2023]. Disponible en: [https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/thoracic-aortic-aneurysm/symptoms-causes/syc-20350188#:~:text=Las%20causas%20de%20los%20aneurismas,debilitarse%20y%20ensancharse%20\(dilatarse\)](https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/thoracic-aortic-aneurysm/symptoms-causes/syc-20350188#:~:text=Las%20causas%20de%20los%20aneurismas,debilitarse%20y%20ensancharse%20(dilatarse)).
- [16] SERRANO, Cinthia. Aorta. Kenhub [en línea]. 17 de agosto de 2021 [consultado el 5 de mayo de 2023]. Disponible en: <https://www.kenhub.com/es/library/anatomia-es/aorta-es>.
- [17] NIH: NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH. Aneurisma aórtico. MedlinePlus - Health Information from the National Library of Medicine [en línea]. 13 de marzo de 2021 [consultado el 15 de marzo de 2023]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/aorticaneurysm.html#:~:text=Un%20aneurisma%20es%20un%20ensanchamiento,peligroso%20e%20incluso%20la%20muerte>.
- [18] POBLETE SILVA, Raúl. Patogenia de los aneurismas inespecíficos. Rev. Chilena de Cirugía [en línea]. 2004, 56(2), 191–198 [consultado el 11 de abril de 2023]. Disponible en: [https://www.cirujanosdechile.cl/revista\\_anteriores/PDF%20Cirujanos%202004\\_02/Rev.Cir.2.04.\(18\).AV.pdf](https://www.cirujanosdechile.cl/revista_anteriores/PDF%20Cirujanos%202004_02/Rev.Cir.2.04.(18).AV.pdf).
- [19] RAGHAVAN, Madhavan L. et al. Regional distribution of wall thickness and failure properties of human abdominal aortic aneurysm. *Journal of Biomechanics* [en línea]. 2006, 39(16), 3010–3016 [consultado el 3 de mayo de 2023]. ISSN 0021-9290. Disponible en: doi:10.1016/j.jbiomech.2005.10.021.
- [20] SOCIEDAD ESPAÑOLA DE IMAGEN CARDÍACA. Trucos para medir la aorta con ecocardiografía. Ecocardio.com [en línea]. 2021 [consultado el 7 de abril de 2023]. Disponible en: <https://ecocardio.com/documentos/retic-web/1346-trucos-medir-aorta-con-ecocardiografia.html>

- [21] SOLOMON, Matthew D., Thomas LEONG y Sue Hee SUNG. Aneurisma de aorta torácica: ¿Cuándo operar? IntraMed [en línea]. 2023 [consultado el 17 de febrero de 2023]. Disponible en: <https://www.intramed.net/contenidover.asp?contenidoid=102322>.
- [22] VEGA, Javier et al. Aneurismas de la aorta torácica: historia natural, diagnóstico y tratamiento. Revista chilena de cardiología [en línea]. 2014, 33(2), 127–135 [consultado el 5 de mayo de 2023]. ISSN 0718-8560. Disponible en: doi:10.4067/s0718-85602014000200007.
- [23] WEERAKKODY, Yuranga. Ascending aorta dilatation. Radiopaedia.org, the peer-reviewed collaborative radiology resource [en línea]. 3 de agosto de 2022 [consultado el 7 de abril de 2023]. Disponible en: <https://radiopaedia.org/articles/ascending-aorta-dilatation?lang=gb>
- [24] ZHANG, Ruifen. Patient specific imaging-based modeling of vessels. Application to the assessment of pathologies in the thoracic aorta. 2021LYSEI047. Tesis doctoral, Universite de Lyon, 2021.

# **ANEXO**

## ANEXO I: Detección y diagnóstico

Normalmente, la detección de esta patología se produce mediante pruebas por imágenes realizadas por otros motivos (*Figura 1.3*). Estas pruebas por imágenes empleadas para confirmar o detectar aneurismas se basan principalmente en 3 técnicas: los ecocardiogramas, la tomografía computarizada y la resonancia magnética cardíaca [14].

Los ecocardiogramas se basan en la emisión de ondas sonoras para caracterizar el flujo sanguíneo a través del corazón y vasos, permitiendo esta metodología la detección de aneurismas [14].

La tomografía computarizada (TC) utiliza rayos X para la generación de imágenes transversales del área de interés, permitiendo esto la definición del tamaño y forma del aneurisma [14].

La resonancia magnética cardíaca en su lugar, hace uso de campos magnéticos y ondas de radio para de igual manera que en la tomografía computarizada, determinar el tamaño y forma. Representando esta técnica una alternativa a las TC para los usuarios que requieran un control frecuente del aneurisma al reducir la exposición a la radiación [14].

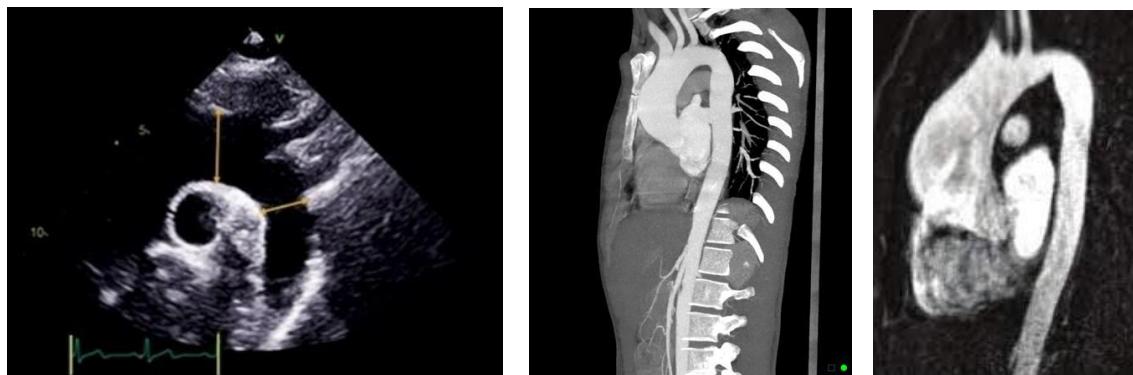


Figura Anexo 1: Imágenes de la arteria aorta obtenidas por (a) Ecocardiograma [20]. (b) Tomografía computarizada [23]. (c) Resonancia magnética [10].

Una vez se conoce el estadio del aneurisma por las técnicas mencionadas anteriormente, se ha de valorar la peligrosidad de rotura de este. Actualmente, el indicador para este criterio es el diámetro del aneurisma, estableciendo que el mismo no ha de sobrepasar los 5 cm [6].

