



Universidad de Valladolid



ESCUELA DE INGENIERÍAS  
INDUSTRIALES

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE INGENIERIAS INDUSTRIALES

Grado en Ingeniería Mecánica

**“Estudio de los principales parámetros de influencia en  
la rotura de AAAs y planteamiento de un método de  
localización de las tensiones generadas en la pared  
arterial”**

Autor:

**Blanco Rodríguez, Alberto**

Tutor(es):

**Pérez Rueda, María Ángeles  
Dpto. CMeIM/EGI/CGF/IM/IPF**

**Miahi Lipsa, Laurentiu  
Nieto Palomo, Félix  
Dpto. Soluciones Industriales, Cartif**

Valladolid, Septiembre de 2020.





## ***Agradecimientos***

Tras unos duros meses de trabajo en plena pandemia, ha llegado el momento de escribir este apartado para agradecer a todas las personas que han hecho posible la finalización de mi trabajo de fin de grado.

En primer lugar, a mi familia por su apoyo y ánimo constante durante todas las etapas de mi vida, a mi tutora M<sup>a</sup> Ángeles Pérez Rueda por su incansable ayuda y por estar ahí para todo lo que he necesitado.

A Laurentiu Miahî Lipsa, por haberme guiado durante todo este proceso, ya que sin él no hubiera sido posible, además de haberme hecho sentir como parte de su equipo.

A Félix Nieto Palomo, por realizar revisiones en las últimas etapas del proyecto, aportando tantos conocimientos sobre el tema.

Y, por último, se lo quería agradecer a mis amigos, que sin ellos habría conseguido superar este proceso, y a todas las personas que han conseguido, de un modo directo o indirecto, que este proyecto haya sido posible.





## **Resumen**

El aneurisma de aorta abdominal (AAA) es una deformación anormal y permanente de la pared de la aorta en su trayecto abdominal, localizándose más frecuentemente a nivel infrarrenal. Su importancia viene determinada por poder realizar de forma precoz un diagnóstico de la posible rotura de su pared arterial, puesto que conlleva una elevada tasa de mortalidad.

Clásicamente, los parámetros que conformaban los métodos de predicción de la rotura, han sido el diámetro máximo y su tasa de crecimiento máxima. En el presente trabajo se ha utilizado un método más actual, denominado como *Método de los Factores Biodeterminantes*, que pretende cuantificar el riesgo de rotura de AAA a través de una serie de coeficientes geométricos.

Además, se ha introducido un método que permite localizar sobre el modelo 3D las tensiones generadas, tratando de relacionar las zonas en las que se generan estas tensiones máximas con alguno de los parámetros de influencia del AAA.

## **Palabras clave**

Aneurisma de Aorta Abdominal (AAA), Índice Potencial de Ruptura (IPR), Índice de Peligrosidad (IP), Factores Biodeterminantes Geométricos y Tasa de Deformación ( $X$ ).

## **Abstract**

The Abdominal Aortic Aneurysm (AAA) is an abnormal, permanent deformation of the aorta's wall in the abdominal tract, most frequently located in the infrarenal area. This pathology has a high impact on elderly population. Its relevance is determined by being able to perform an early diagnosis of the possible rupture of the artery wall, as it entails an elevated mortality rate.

Typically, rupture prediction methods have been defined by two parameters: maximum diameter and maximum growth rate. The present study has followed a more up-to-date method, called the Biodeterminant Factors Method, which aims to assess the AAA rupture risk.

At the same time, a method has been implemented which allows to locate the generated tensions on its 3D model, in an attempt to relate the areas in which these tensions are generated with some of the AAA influence parameters.

## **Keywords**

Abdominal Aortic Aneurysm (AAA), Rupture Potential Index (IPR), Dangerousness Index, Geometric Biodeterminant Factors, Deformation Rate,





## Índice de contenido

<b>CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS .....</b>	<b>1</b>
1.1 Introducción .....	3
1.2 Objetivos .....	4
1.3 Estructura del proyecto .....	5
<b>CAPÍTULO 2: ENFERMEDAD ANEURISMÁTICA.....</b>	<b>7</b>
2.1 Introducción .....	9
2.2 Clasificación de los aneurismas .....	11
2.2.1 Clasificación en función de su localización .....	12
2.2.2 Clasificación en función de su morfología.....	14
2.3 Aneurismas de Aorta Abdominal (AAA).....	14
2.4.Causas principales que influyen en la generación de AAA .....	16
2.5 Síntomas de enfermedad por AAA .....	17
2.6 Diagnóstico, tratamiento de AAA y principales riesgos de las intervenciones quirúrgicas .....	18
2.6.1 Diagnóstico de AAA.....	18
2.6.1 Tratamiento de AAA.....	21
2.7 Definición geométrica de AAA .....	23
<b>CAPÍTULO 3: MODELADO 3D DE ANEURISMAS DE AORTA ABDOMINAL .....</b>	<b>25</b>
3.1 Introducción .....	27
3.2 Creación de superficie mediante el software de MeVisLab.....	28
3.3 Uso del software VMTK (the Vascular Modelling Toolkit).....	32
3.4. Generación del modelo 3D en Catia .....	35
<b>CAPÍTULO 4: DETERMINACIÓN DE LAS PROPIEDADES DE AAAs.....</b>	<b>41</b>
4.1 Introducción .....	43
4.2 Propiedades geométricas .....	43
4.3 Factores geométricos.....	54
4.3.1 Introducción al método de los Factores Biodeterminantes Geométricos .....	54
4.3.2 Método de los Factores Biodeterminantes Geométricos .....	55
4.3.3 Parámetros calculados: Explicación y Resultados .....	57
4.3.4 Obtención del Índice de Peligrosidad .....	65
<b>CAPÍTULO 5: SIMULACIÓN MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS .....</b>	<b>67</b>
5.1 Introducción .....	69
5.2 Módulo <i>Fluid Flow (Fluent)</i> : Simulación del flujo sanguíneo .....	69
5.3 Módulo <i>Static Structural</i> : Simulación de tensiones .....	76
<b>CAPÍTULO 6: OBTENCIÓN DE RESULTADOS .....</b>	<b>85</b>
6.1 Introducción.....	87



6.2 Obtención de la tensión equivalente y de la resistencia mínima.....	87
6.2.1 Tensión equivalente.....	87
6.2.2 Resistencia de la pared arterial.....	89
6.3 Obtención de la tensión cortante máxima.....	91
6.4 Introducción al Método de Localización de las Tensiones.....	91
<b>CAPÍTULO 7: ANÁLISIS DE RESULTADOS.....</b>	<b>105</b>
7.1 Introducción.....	107
7.2 Método del Índice Potencial de Ruptura (IPR).....	107
7.2.1 Introducción al método del Índice Potencial de Ruptura.....	107
7.2.2 Obtención del Índice Potencial de Ruptura de cada caso.....	108
7.3 Comparación de resultados.....	111
7.4 Comparación del Índice Potencial de Ruptura con otros factores.....	131
7.4.1 Comparación del IPR con el diámetro y con la posición.....	131
7.4.2 Comparación del IPR con el Índice de Peligrosidad (IP).....	133
7.5 Comparación de la longitud de asimetría ( $l_{asim}$ ) con el coeficiente de asimetría ( $\beta$ ).....	133
<b>CAPÍTULO 8: ESTUDIO ECONÓMICO.....</b>	<b>135</b>
8.1 Introducción.....	137
8.2 Costes directos.....	137
8.2.1 Costes de material.....	138
8.2.2 Costes de mano de obra.....	139
8.2.3 Costes de amortización.....	140
8.2.4 Costes directos totales.....	141
8.3 Costes indirectos.....	142
8.4 Costes totales.....	143
<b>CAPÍTULO 9: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS.....</b>	<b>145</b>
9.1 Conclusiones.....	147
9.2 Líneas futuras de investigación.....	149
<b>CAPÍTULO 10: BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS.....</b>	<b>151</b>
10.1 Bibliografía.....	153
10.2 Webgrafía.....	154





### Listado de figuras

Figura 2.1 Comparación aorta con o sin aneurisma.

Fuente: <https://portals1.com.br/aneurisma-saiba-os-sintomas-da-doenca-que-matou-o-diretor-da-rede-globo-jorge-fernando/>

Figura 2.2 Aneurisma intracraneal.

Fuente: <https://www.geosalud.com/neurologia/aneurisma-cerebral.html>

Figura 2.3 Aneurisma de aorta torácica

Fuente: <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=thoracicaorticaneurysm-85-P08287>

Figura 2.4 Aneurisma poplíteo

Fuente: <https://www.baylorhearthospital.com/handler.cfm?event=practice.template&cpid=51776>

Figura 2.5 Localización de aneurismas de aorta abdominal

Fuente: <https://www.grupogamma.com/aneurisma-de-aorta-abdominal-un-enemigo-silencioso/>

Figura 2.6 Detección de un aneurisma mediante una ecografía abdominal

Fuente: [https://www.chospab.es/miradorclinico/index.php?option=com\\_content&view=article&id=183%3Apaciente-con-sensacion-de-masa-pulsatil-en-abdomen&catid=100%3Aaneurisma-de-aorta-abdominal-&Itemid=98&lang=es&showall=1](https://www.chospab.es/miradorclinico/index.php?option=com_content&view=article&id=183%3Apaciente-con-sensacion-de-masa-pulsatil-en-abdomen&catid=100%3Aaneurisma-de-aorta-abdominal-&Itemid=98&lang=es&showall=1)

Figura 2.7-a Morfología del stent

Fuente: <https://www.intramed.net/contenidover.asp?contenidoid=95154>

Figura 2.7-b Colocación del stent sobre un AAA

Fuente: <https://www.medicalexpo.es/prod/cook-medical/product-78422-531937.html>

Figura 2.8 Morfología de un AAA.

Fuente: Nieto, F. (2016). Predicción del riesgo de ruptura de aneurismas de aorta abdominal. Método basado en los biodeterminantes geométricos. Universidad de Valladolid.

Figura 3.1 Visualización de imágenes de TACs. Fuente propia.

Figura 3.2 Creación de los contornos de un AAA. Fuente propia.



Figura 3.3 Conjunto de contornos de un AAA . Fuente propia.

Figura 3.4 Primera nube de puntos generada mediante *MeVisLab* . Fuente propia.

Figura 3.5 Nube de puntos suavizada. Fuente propia.

Figura 3.6 Mapa generado con *MeVisLab*. Fuente propia.

Figura 3.7 Modelo 3D suavizado mediante *VMTK*. Fuente propia.

Figura 3.8 Herramienta de apertura de un AAA en *MeVisLab*. . Fuente propia.

Figura 3.9 Modelo de un AAA abierto por sus extremos. Fuente propia.

Figura 3.10 Creación de comienzo y final de línea media de un AAA. Fuente propia.

Figura 3.11 Línea media de un AAA calculada mediante *VMTK*. Fuente propia.

Figura 3.12 Nube de puntos importada a *Catia*. Fuente propia.

Figura 3.13 Superficie generada en *Catia* junto con la nube de puntos

Figura 3.14 Creación de las superficies de entrada y salida de un AAA. Fuente propia.

Figura 3.15 Modelo 3D de un AAA. Fuente propia.

Figura 3.16 Modelo del lumen de un AAA en 3D sin cortes en los cuellos proximal y distal. Fuente propia.

Figura 3.17 Modelo del lumen de un AAA en 3D con cortes en los cuellos proximal y distal. Fuente propia.

Figura 3.18 Modelo 3D de un AAA en *Catia*. Fuente propia.

Figura 3.19 Modelo 3D de un AAA en *Catia* con los planos para realizar las mediciones. Fuente propia.

Figura 3.20 Modelo 3D de un AAA en *Catia* con las mediciones en cada plano. Fuente propia.

Figura 4.1 Introducción de puntos en *Catia*. Fuente propia.

Figura 4.2 Planos de corte para longitud anterior. Fuente propia.

Figura 4.3 Aneurisma seccionada. Fuente propia.

Figura 4.4 Medición de la longitud anterior de un AAA. Fuente propia.

Figura 4.5 Aneurisma con diámetro máximo en cuello distal. Fuente propia.

Figura 4.6 Recta que une los puntos del cuello proximal y distal. Fuente propia.

Figura 4.7 Medición de longitud de asimetría. Fuente propia.



- Figura 4.8 Lumen del paciente 1. Fuente propia.
- Figura 4.9 Lumen del paciente 2. Fuente propia.
- Figura 4.10 Lumen del paciente 3. Fuente propia.
- Figura 4.11 Lumen del paciente 4. Fuente propia.
- Figura 4.12 Lumen del paciente 5. Fuente propia.
- Figura 4.13 Lumen del paciente 6. Fuente propia.
- Figura 4.14 Lumen del paciente 7. Fuente propia.
- Figura 4.15 Lumen del paciente 8. Fuente propia.
- Figura 4.16 Lumen del paciente 9. Fuente propia.
- Figura 5.1 Geometría importada a Ansys. Fuente propia.
- Figura 5.2 Mallado de un AAA vista anterior. Fuente propia.
- Figura 5.3 Mallado de un AAA vista posterior. Fuente propia.
- Figura 5.4 Perfil de velocidad generado en la entrada de un AAA. Fuente propia.
- Figura 5.5 Perfil de presión generado en la salida de un AAA. Fuente propia.
- Figura 5.6 Resultado de distribución de presiones. Fuente propia.
- Figura 5.7 Distribución de flujo de velocidad. Fuente propia.
- Figura 5.8 Definición de materiales. Fuente propia.
- Figura 5.9 Superficie creada para definir las condiciones de contorno. Fuente propia.
- Figura 5.10 Creación de la Fijación del trombo. Fuente propia.
- Figura 5.11 Creación de la Fijación de la pared. Fuente propia.
- Figura 5.12 Creación de la Superficie del trombo. Fuente propia.
- Figura 5.13 Creación de la Superficie del lumen. Fuente propia.
- Figura 5.14 Secciones y árbol de la simulación. Fuente propia.
- Figura 5.15 Mallado para geometría utilizada en el módulo *Static Structural*. Fuente propia.
- Figura 5.16 Importación de presiones del *Fluent* al *Static Structural*. Fuente propia.
- Figura 5.17 Ejemplo de importación de presiones. Fuente propia.
- Figura 5.18 Resultado la distribución de tensión equivalente. Fuente propia.
- Figura 5.19 Resultado de la distribución *LOCZ*. Fuente propia.



- Figura 6.1 Distribución de tensiones en un AAA. Fuente propia.
- Figura 6.2 Diagrama de flujo del método de localización de tensiones. Fuente propia.
- Figura 6.3 Localización de las tensiones máximas del caso 1. Fuente propia.
- Figura 6.4 Localización de las tensiones máximas del caso 2. Fuente propia.
- Figura 6.5 Localización de las tensiones máximas del caso 3. Fuente propia.
- Figura 6.6 Localización de las tensiones máximas del caso 4. Fuente propia.
- Figura 6.7 Localización de las tensiones máximas del caso 5. Fuente propia.
- Figura 6.8 Localización de las tensiones máximas del caso 6. Fuente propia.
- Figura 6.9 Localización de las tensiones máximas del caso 7. Fuente propia.
- Figura 6.10 Localización de las tensiones máximas del caso 8. Fuente propia.
- Figura 6.11 Localización de las tensiones máximas del caso 9. Fuente propia.
- Figura 7.1 Frecuencia acumulada del IPR. Fuente propia.
- Figura 7.2 Relación Diámetro-Posición del caso 1. Fuente propia.
- Figura 7.3 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 1. Fuente propia.
- Figura 7.4 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 1. Fuente propia.
- Figura 7.5 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 1. Fuente propia.
- Figura 7.6 Relación Tensión cortante-Posición del caso 1. Fuente propia.
- Figura 7.7 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 1. Fuente propia.
- Figura 7.8 Relación Diámetro-Posición del caso 4. Fuente propia.
- Figura 7.9 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 4. Fuente propia.
- Figura 7.10 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 4. Fuente propia.
- Figura 7.11 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 4. Fuente propia.
- Figura 7.12 Relación Tensión cortante-Posición del caso 4. Fuente propia.
- Figura 7.13 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 4. Fuente propia.
- Figura 7.14 Relación Diámetro-Posición del caso 5. Fuente propia.



Figura 7.15 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 5.  
Fuente propia.

Figura 7.16 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 5. Fuente propia.

Figura 7.17 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 5. Fuente propia.

Figura 7.18 Relación Tensión cortante-Posición del caso 5. Fuente propia.

Figura 7.19 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 5. Fuente propia.

Figura 7.20 Relación Diámetro-Posición del caso 6. Fuente propia.

Figura 7.21 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 6.  
Fuente propia.

Figura 7.22 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 6. Fuente propia.

Figura 7.23 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 6. Fuente propia.

Figura 7.24 Relación Tensión cortante-Posición del caso 6. Fuente propia.

Figura 7.25 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 6. Fuente propia.

Figura 7.26 Relación Diámetro-Posición del caso 7. Fuente propia.

Figura 7.27 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 7.  
Fuente propia.

Figura 7.28 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 7. Fuente propia.

Figura 7.29 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 7. Fuente propia.

Figura 7.30 Relación Tensión cortante-Posición del caso 7. Fuente propia.

Figura 7.31 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 7. Fuente propia.

Figura 7.32 Relación Diámetro-Posición del caso 8. Fuente propia.

Figura 7.33 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 8.  
Fuente propia.

Figura 7.34 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 8. Fuente propia.

Figura 7.35 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 8. Fuente propia.

Figura 7.36 Relación Tensión cortante-Posición del caso 8. Fuente propia.

Figura 7.37 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 8. Fuente propia.



Figura 7.38 Relación Diámetro-IPR de todos los casos. Fuente propia.

Figura 7.39 Relación Diámetro-IPR del caso 1. Fuente propia.

Figura 7.40 Relación Posición-IPR del caso 1. Fuente propia.

Figura 7.41 Relación IPR-IP de todos los casos. Fuente propia.

Figura 8.1-a Desglose de costes los totales. Fuente propia.

Figura 8.1-b Costes calculados sobre el total. Fuente propia.



### **Listado de tablas**

- Tabla 2.1 Clasificación de los aneurismas toracoabdominales (Crawford)
- Tabla 2.2 Criterio de recomendación de diagnóstico de aneurismas
- Tabla 4.1 Datos geométricos del lumen del paciente 1
- Tabla 4.2 Datos geométricos del lumen del paciente 2
- Tabla 4.3 Datos geométricos del lumen del paciente 3
- Tabla 4.4 Datos geométricos del lumen del paciente 4
- Tabla 4.5 Datos geométricos del lumen del paciente 5
- Tabla 4.6 Datos geométricos del lumen del paciente 6
- Tabla 4.7 Datos geométricos del lumen del paciente 7
- Tabla 4.8 Datos geométricos del lumen del paciente 8
- Tabla 4.9 Datos geométricos de lumen del paciente 9
- Tabla 4.10 Recomendación clínica según el valor del IP
- Tabla 4.11 Factores biodeterminantes con sus coeficientes de ponderación
- Tabla 4.12 Valores de riesgo de los factores biodeterminantes
- Tabla 4.13 Resultados tasa de deformación con su nivel de riesgo correspondiente
- Tabla 4.14 Resultados coeficiente de asimetría con su nivel de riesgo correspondiente
- Tabla 4.15 Resultados índice de dilatación con su nivel de riesgo correspondiente
- Tabla 4.16 Resultados relación área ILT/AAA con su nivel de riesgo correspondiente
- Tabla 4.17 Resultados relación espesor relativo con su nivel de riesgo correspondiente
- Tabla 4.18 Resultados tasa de crecimiento con su nivel de riesgo correspondiente
- Tabla 4.19 Resultados Índice Peligrosidad con su nivel de riesgo correspondiente
- Tabla 4.20 Nivel de riesgo para el Índice de Peligrosidad
- Tabla 5.1 Valores de los coeficientes de los parámetros tensionales
- Tabla 5.2 Comparaciones de elementos de mallado
- Tabla 6.1 Tensiones máximas equivalentes para cada AAA
- Tabla 6.2 Datos parámetros resistencia pared



Tabla 6.3 Resistencia mínima para cada AAA

Tabla 6.4 Tensión cortante máxima para cada AAA

Tabla 6.5 Localización de las tensiones máximas del caso 1

Tabla 6.6 Localización de las tensiones máximas del caso 2

Tabla 6.7 Localización de las tensiones máximas del caso 3

Tabla 6.8 Localización de las tensiones máximas del caso 4

Tabla 6.9 Localización de las tensiones máximas del caso 5

Tabla 6.10 Localización de las tensiones máximas del caso 6

Tabla 6.11 Localización de las tensiones máximas del caso 7

Tabla 6.12 Localización de las tensiones máximas del caso 8

Tabla 6.13 Localización de las tensiones máximas del caso 9

Tabla 7.1 Obtención del IPR del caso 1

Tabla 7.2 Obtención del IPR del caso 2

Tabla 7.3 Obtención del IPR del caso 3

Tabla 7.4 Obtención del IPR del caso 4

Tabla 7.5 Obtención del IPR del caso 5

Tabla 7.6 Obtención del IPR del caso 6

Tabla 7.7 Obtención del IPR del caso 7

Tabla 7.8 Obtención del IPR del caso 8

Tabla 7.9 Obtención del IPR del caso 9

Tabla 7.10 Longitud de asimetría frente a coeficiente de asimetría

Tabla 8.1 Costes de los materiales

Tabla 8.2 Costes de licencias software

Tabla 8.3 Total de horas invertidas

Tabla 8.4 Costes de amortización de licencias software

Tabla 8.5 Costes directos totales





Tabla 8.6 Costes indirectos totales

Tabla 8.7 Costes totales





### Listado de parámetros

- $R_a$ : Radio de la aorta infrarrenal no deformada.
- $x$ : Coordenada X de los puntos del AAA del paciente.
- $y$ : Coordenada Y de los puntos del AAA del paciente.
- $u(t)$ : Perfil de velocidad del flujo sanguíneo a lo largo del ciclo cardíaco.
- $W(t)$ : Velocidad respecto al eje Z en la entrada del AAA.
- $d_{max}$ : Diámetro transversal máximo.
- $d$ : Diámetro original de la arteria sin deformar.
- $d_L$ : Diámetro del lumen.
- $d_{prox}$ : Diámetro proximal.
- $d_{dist}$ : Diámetro distal.
- $l_{AAA}$ : Longitud saco aneurismático.
- $l_p$ : Longitud anterior.
- $l_a$ : Longitud posterior.
- $V$ : Volumen.
- $T$ : Tortuosidad.
- $X$ : Tasa de deformación.
- $\beta$ : Coeficiente de asimetría.
- $\gamma$ : Índice de dilatación.
- $\alpha$ : Ratio de área máxima trombo-aneurisma.
- $A_{ILT\ max}$ : Área transversal del trombo intraluminal en la sección de diámetro máximo.
- $A_{AAA\ max}$ : Área transversal del aneurisma en la sección de diámetro máximo.
- $A_{lumen\ max}$ : Área transversal del lumen en la sección de diámetro máximo.
- $A_{ILT\ max}$ : Área transversal del trombo en la sección de diámetro máximo.
- $T$ : Espesor relativo.
- $t$ : Espesor de pared.
- $\varepsilon$ : Tasa de crecimiento.
- IP: Índice de peligrosidad.
- $d_{max}^{prev}$ : Diámetro transversal máximo del AAA medido previamente.
- $\dot{d}_{max}$ : Velocidad de crecimiento del AAA.
- $\Delta t$ : Intervalo de tiempo.
- $l_{asim}$ : Longitud de asimetría.
- IPR: Índice Potencia de Ruptura.
- $\sigma_{equivalente}$ : Tensión equivalente.
- $\sigma_{mínima}$ : Resistencia mínima de pared.
- IPR: Índice Potencial de Ruptura.





# CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS





## CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

### 1.1. Introducción

Una aneurisma, del griego *anérysma*, que significa dilatación, es una deformación anormal, permanente e irreversible de un vaso sanguíneo. Para que sea considerada aneurisma esta dilatación tiene que tener, al menos, un 50% más de diámetro que en condiciones normales.

Debido a que el vaso sanguíneo es demasiado débil para soportar la presión ejercida por el empuje que genera el flujo de sangre, las paredes comienzan a dilatarse y a debilitarse, pudiendo generar una rotura del vaso sanguíneo, provocando la muerte del paciente en la mayoría de los casos antes de llegar al hospital.

Aunque los aneurismas pueden aparecer en cualquier vaso sanguíneo, la mayoría se producen en determinadas zonas de las arterias. Se considera enfermedad aneurismática si el diámetro de la arteria supera los 3 cm y se considera un caso grave o de riesgo aquellas que superen los 5 cm.

Se trata de una patología bastante común, pero ofrece muchas complicaciones debido a la difícil interpretación de la evolución de la enfermedad, ya que algunas personas sufren una rotura del saco aneurismático a los 3 cm de diámetro y otras a los 7 cm. Aunque no están claras, existen una serie de causas que, según algunos autores y Sociedades Científicas, aumentan la probabilidad de aparición de un aneurisma, las cuales serán enumeradas posteriormente.

Aquellos que más probabilidades tienen de suelen sufrir esta patología suelen ser hombres a partir de los 65 años. También se dan casos en mujeres con una proporción unas 4 a 5 veces menor.

Existen algunas enfermedades vasculares que pueden aumentar las probabilidades de aparecer después de que aparezca el aneurisma, como pueden ser la sífilis, la aterosclerosis o los traumatismos.

Para la realización de este proyecto se ha consultado información acerca del tema estudiado en los trabajos más relevantes de la Base de Datos “*Springer protocols*” perteneciente a la Universidad de Valladolid, así como en otros archivos de *UVaDOC* y la bibliografía recomendada sobre este tema.



## 1.2 Objetivos

Con el presente proyecto se pretende estudiar y analizar los principales parámetros de un aneurisma de aorta abdominal (AAA), así como la distribución de tensiones que se genera en las paredes arteriales debido a la presión ejercida por el flujo sanguíneo mientras circula a través de la aorta afectada por el aneurisma. Más concretamente, se buscarán las zonas en las que se producen las mayores tensiones equivalentes y cortantes para comprobar si tienen relación con alguno de los parámetros calculados con el fin realizar un diagnóstico acerca del seguimiento de la enfermedad y así evitar tener que someter al paciente a una complicada operación si es innecesaria, o por el contrario, recomendar una intervención quirúrgica inmediata en los casos en los que haya una alta probabilidad de rotura de la pared del saco aneurismático.

Para ello, se modelizarán una serie de aneurismas de pacientes reales (anónimos) del hospital Clínico Universitario de Valladolid mediante el uso de distintos softwares hasta obtener la distribución de tensiones del aneurisma para su posterior análisis, así como los perfiles de flujo obtenidos en el interior del aneurisma.

También se pretende introducir un método con el que se pueden localizar las tensiones equivalentes y cortantes máximas en el modelo 3D de un aneurisma real para determinar la zona en la que se ha producido, así como introducir un parámetro poco utilizado en la actualidad, definido como la longitud de asimetría, con el fin de encontrar una relevancia a nivel morfológico con alguno de los demás parámetros.

## 1.3 Estructura del proyecto

El presente proyecto presenta la siguiente estructura con el fin de seguir los objetivos fijados anteriormente.

- **Capítulo 1:** Introducción y objetivos: Se realiza una primera descripción de la problemática de este proyecto y se fijan unos objetivos.
- **Capítulo 2:** Enfermedad aneurismática: Se realiza una caracterización y clasificación de la patología, más en concreto de los AAAs.
- **Capítulo 3:** Modelado 3D de aneurismas de aorta abdominal: Desarrollo del método de obtención del modelo 3D de AAAs.
- **Capítulo 4:** Obtención de propiedades de AAA: Extracción de información geométrica a través de las tablas obtenidas con las propiedades de los AAAs utilizados.
- **Capítulo 5:** Simulación mediante elementos finitos: Simulación del perfil de flujo que pasa por el aneurisma, así como de las tensiones generadas en la pared arterial.
- **Capítulo 6:** Obtención de resultados: Se extraen los resultados en cuanto a parámetros tales como el Índice Potencial de Ruptura. Se introduce un método de localización de tensiones.
- **Capítulo 7:** Análisis de resultados: Se realizan las comparaciones pertinentes entre los resultados de los parámetros calculados.





- **Capítulo 8:** Estudio económico: Análisis de los costes directos y de los costes indirectos con el fin de obtener un presupuesto total del presente proyecto.
- **Capítulo 9:** Conclusiones y líneas futuras: Se presentan las conclusiones obtenidas y las posibles futuras líneas de investigación de temas parecidos al del presente trabajo.
- **Capítulo 10:** Bibliografía y referencias. Se recoge la bibliografía y referencias utilizadas durante la generación del presente trabajo.





## CAPÍTULO 2: ENFERMEDAD ANEURISMÁTICA





## CAPÍTULO 2: ENFERMEDAD ANEURISMÁTICA

### 2.1 Introducción

Un aneurisma según la OMS (Organización Mundial de la Salud) es “una anomalía en algún vaso sanguíneo arterial del cuerpo que provoca que se inflame, sobresalga o se abombe”. Es decir, es una dilatación permanente del diámetro de arteria.

Su importancia clínica y por ello repercusión, aparece cuando se produce una dilatación anormal y permanente del diámetro del vaso sanguíneo de al menos un 50% de su diámetro normal. La presión que ejerce el flujo continuado de sangre debilita la pared de la arteria de forma progresiva, de modo que dicha pared arterial sufre una serie de cambios en su composición que motiva no soportar dicha presión arterial, provocando que se ensanche y se forme un aneurisma.

Esta patología puede producirse en cualquier época de la vida, afectando principalmente al grupo de edad por encima de 65 años, con una incidencia muy superior en varones. Aunque no se conoce la causa exacta por la que se producen existen varios factores que favorecen su desarrollo: tabaquismo, arterioesclerosis e Hipercolesterolemia, hipertensión arterial, enfermedad coronaria y menos frecuente las infecciones de la pared del vaso, así como los traumatismos. Una historia familiar de aneurismas especialmente en pacientes de primer grado también se asocia con mayor riesgo. Su incidencia es difícil de estimar puesto que muchos pacientes son asintomáticos, pero se estima que en personas mayores de 65 años puede estar en torno al 8%.<sup>[1]</sup>

Habitualmente esta patología es asintomática, y salvo que se detecte de forma accidental al realizar una exploración por otra causa, su debut clínico se produce de forma brusca cuando ya existe una complicación del mismo como su rotura que motivaría una hemorragia, la cual en función de su localización puede tener un desenlace fatal que puede provocar la muerte del paciente o secuelas muy severas, como sería en paciente con aneurisma cerebral provocando una hemorragia cerebral o un torácico que produciría la muerte del paciente.

Clásicamente el tratamiento ha sido la cirugía abierta, siendo lo habitual en situaciones de urgencia que conllevaba situaciones dramáticas para el paciente. Actualmente sin embargo gracias al diagnóstico precoz de los mismos, así como la mejoría científica tecnológica, se han incorporado al arsenal terapéutico la utilización de endoprótesis que permiten un mejor manejo y pronóstico en el tratamiento de dichos aneurismas.

En la figura 2.1 se muestra un aneurisma de aorta abdominal en el que se puede diferenciar la arteria con presencia de aneurisma y sin él.

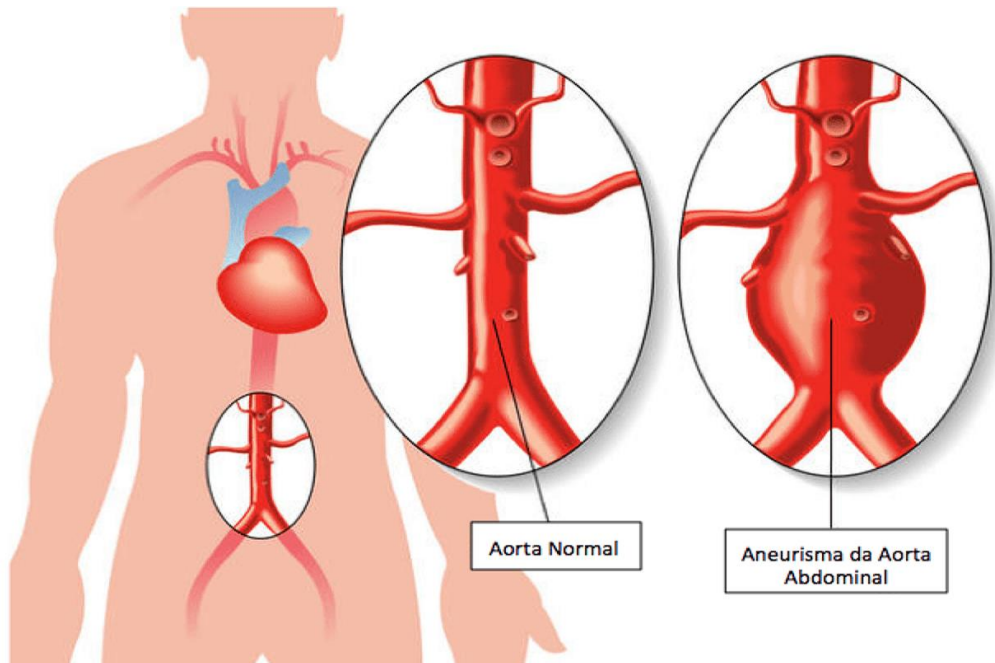


Figura 2.1 Comparación aorta con o sin aneurisma

Fuente: <https://portals1.com.br/aneurisma-saiba-os-sintomas-da-doenca-que-matou-o-diretor-da-rede-globo-jorge-fernando/>

Para entender el funcionamiento del tejido durante el desarrollo de la enfermedad, lo que se conoce como Fisiopatología, es necesario tener unas nociones básicas de la composición de las paredes que conforman el vaso arterial. En su pared se pueden diferenciar tres capas:

- Capa externa o adventicia, formada por tejido conjuntivo (fibras colágenas). Esta capa es lo que produce que las arterias tengan una rigidez que permita soportar la presión sanguínea.
- Capa media: capa más gruesa de la pared. Está formada por fibras musculares y fibras elásticas, permitiendo con ello la adaptación del vaso a la presión sanguínea, así como la regulación de dicho flujo.
- Capa interna o íntima: formada por el endotelio y conjuntiva subendotelial. Esta pared tiene por función evitar que la sangre (sus componentes) se adhieran a su pared permitiendo un flujo laminar.

Cualquier causa que debilite la pared de una arteria, en especial la capa adventicia y sus fibras elásticas, provocará su dilatación y, por ende, se convertirá en una arteria aneurismática.

Cuando se produce un aumento de la presión sanguínea en el interior de un vaso, la primera respuesta del mismo es su elongación. Mientras la pared arterial mantenga su resistencia y elasticidad, retornará a su forma original cuando la presión ejercida sea



retirada. Si el paciente presenta Hipertensión Arterial de forma mantenida, el vaso no lo soportará y se producirá dicha dilatación, que a su vez conlleva rotura de sus fibras elásticas y musculares, provocando cada vez mayor dilatación. Cuando la dilatación es excesiva, a su vez se producen alteraciones en el flujo laminar que provocan la lesión de su capa íntima y por ello facilita conglomeración de los distintos componentes sanguíneos que hacen que se formen trombos dentro del mismo, contribuyendo a una mayor dilatación.

A su vez, si la pared arterial es alterada y se hace más rígida, como por ejemplo durante el curso de una Arterioesclerosis e Hipercolesterolemia, por lo tanto, la resistencia y elasticidad disminuyen provocando dichos aneurismas.

Los factores mecánicos que aumentan la tensión sobre la pared arterial tales como la Hipertensión, factores inflamatorios propios de enfermedades autoinmunes, factores proteolíticos que producen cambios en la matriz proteica arterial con destrucción de la elastina de la pared de la arteria provocados por el tabaquismo, envejecimiento..., también influyen en la patogenia de esta enfermedad.

Actualmente también se están estudiando factores genéticos que faciliten una predisposición a la formación de los mismos.

A pesar de todo el mecanismo por el cual se produce su rotura sigue siendo desconocido en la actualidad. Sin embargo, se sabe que se está produciendo una reacción inflamatoria crónica en su pared, asociada a la degeneración de su pared facilitan la rotura y por ello el sangrado.

## **2.2 Clasificación de los aneurismas**

Los aneurismas pueden ser clasificados según distintas consideraciones. Se podría hacer una primera clasificación de aneurismas en función de la cantidad de capas de la pared de la arteria que ha alterado la dilatación vascular: si se han alterado las tres capas de la pared arterial, se considerará como un aneurisma verdadero, mientras que, si se han alterado la íntima y la media o se han formado estructuras no constitutivas de la pared arterial, se considerará *pseudoaneurisma*.

A continuación, se exponen las clasificaciones más comunes:

### 2.2.1 Clasificación en función de su localización

En función de la zona del cuerpo en la que se encuentre se puede realizar la siguiente clasificación:

- Aneurismas intracraneales: Son los que se producen en el interior del cerebro, concretamente suelen formarse en las bifurcaciones de las arterias que constituyen el polígono de Willis o en zonas de curvatura muy marcada.

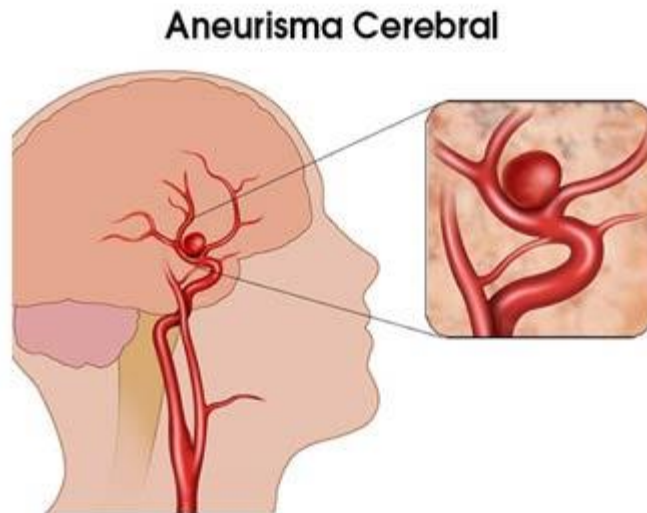


Figura 2.2 Aneurisma intracraneal

Fuente: <https://www.geosalud.com/neurologia/aneurisma-cerebral.html>

- Aneurismas aórticos: Como su nombre indica se forman en la arteria aorta. Según en qué región anatómica se produzca, podrá ser clasificado como aneurisma de aorta torácica, aneurisma de aorta abdominal, etc. A continuación, se describen los más habituales.
  - **Aórtico abdominal**: Se producen en el tramo de la aorta abdominal donde se encuentra la bifurcación de las arterias renales y las ramas de las arterias ilíacas. Son las más frecuentes y el objeto de estudio de este trabajo, vistas en detalle en la Sección 2.3 en adelante.
  - **Aórtico torácicos**: Se localizan en la aorta torácica como se observa en la figura 2.3. Más concretamente, si se localizan en la aorta ascendente, su origen es una necrosis quística en la mayoría de ocasiones. Por otro lado, si se encuentran en la aorta descendente, el origen suele ser por un endurecimiento de las arterias, es decir, origen aterosclerótico.



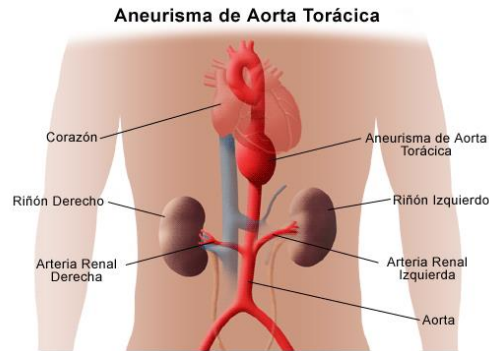


Figura 2.3 Aneurisma de aorta torácica

Fuente:

<https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=thoracicaorticaneurysm%20andaorticdissection-85-P08287>

En la tabla 2.1 se puede encontrar la clasificación de los aneurismas de arteria aorta más habitual realizada por Crawford. En general, se originan debajo de las arterias renales y se prolongan hasta la bifurcación aórtica. En algunos casos, puede llegar a extenderse hasta las arterias ilíacas. Con menor frecuencia se producen los aneurismas de aorta torácica.

Tipo	Afectación aorta abdominal	Afectación aorta torácica
I.	Afecta hasta el tercio superior abdominal	Afecta al tercio superior aorta torácica
II.	Afecta a la aorta infrarrenal	Afecta a aorta torácica
III.	Afecta hasta la zona abdominal distal	Afecta al tercio inferior aorta torácica
IV.	Confinado a la aorta abdominal	No hay afectación

Tabla 2.1 Clasificación de los aneurismas toracoabdominales (Crawford)

Los aneurismas de aorta infrarrenal (tipo IV de la clasificación de Crawford de la tabla 2.1) son los más habituales.

- Aneurismas en extremidades:
  - **Aneurismas femorales:** Son localizados en la arteria femoral común. Algunas veces coexisten con otros aneurismas a nivel abdominal.
  - **Aneurismas poplíteos:** Se encuentran en la arteria poplíteo, normalmente asociados a otros aneurismas de otras arterias. Tras los aneurismas aórticos abdominales, son los más frecuentes de aparecer y poseen morfología fusiforme.

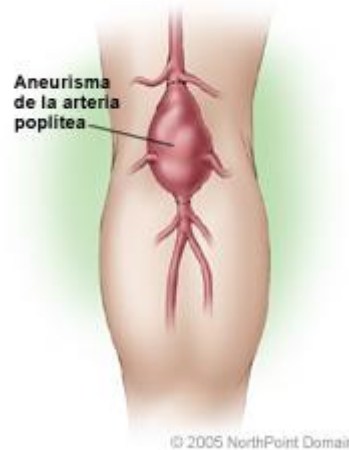


Figura 2.4 Aneurisma poplíteo

Fuente: <https://www.baylorhearthospital.com/handler.cfm?event=practice,template&cpid=51776>

- Aneurismas carotídeos: Habitualmente se localizan en la arteria carótida interna, pudiendo aparecer también en la externa. Se atribuyen a causas derivadas del aterosclerosis, aunque existen casos originados por brodisplasia o episodios infecciosos. [2]

### 2.2.2 Clasificación en función de su morfología

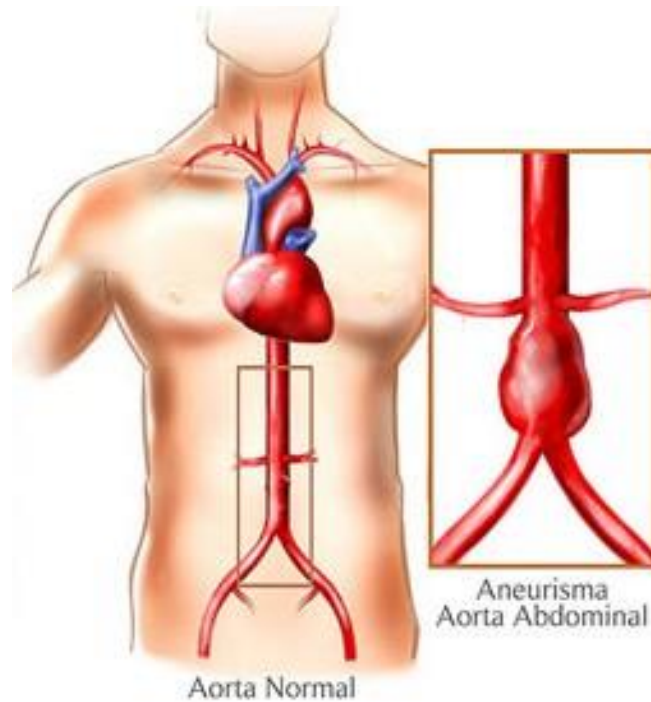
- Fusiformes: El aneurisma se presenta de forma simétrica a lo largo de la pared arterial. La dilatación se muestra igual en todos los lados de la arteria, aparentando ser simétrica y alargada. Suelen darse en aneurismas abdominales y torácicos.
- Saculares: La dilatación de la pared arterial se muestra de un solo lado de la arteria, teniendo una clara disposición no simétrica en comparación al tipo anterior. Suelen darse en aneurismas intracraneales.

### 2.3 Aneurisma de Aorta Abdominal (AAA)

La Arteria Aorta es el vaso sanguíneo más grande del organismo humano, ya que nace en el corazón, cruza todo el tórax y el abdomen finalizando en la bifurcación de las femorales, con lo que una ruptura de un aneurisma de aorta abdominal puede causar un sangrado mortal.

Un aneurisma de aorta abdominal (AAA) es una dilatación irreversible de una región de la parte abdominal de la arteria. Dicha dilatación suele mostrarse, en la mayoría de los

casos, entre la bifurcación de las arterias renales y las ramas de las arterias ilíacas. En la figura 2.5 puede apreciarse la localización de estos aneurismas.



*Figura 2.5 Localización de aneurismas de aorta abdominal*  
Fuente: <https://www.grupogamma.com/aneurisma-de-aorta-abdominal-un-enemigo-silencioso/>

El diámetro de la arteria aorta en población normal oscila entre los 14 y 21 mm en los hombres y entre los 12 a los 19 mm en las mujeres, aunque dichos diámetros pueden aumentar con el crecimiento y la edad sin llegar a considerarse aneurisma. Aunque no exista un consenso global la mayoría de autores y cirujanos vasculares, definen los aneurismas de aorta abdominal como una dilatación igual o superior a los 30 mm.

Al igual que el resto de aneurismas, se desarrollan principalmente en hombres de avanzada edad, a partir de los 65 años. En ocasiones más esporádicas se forman en mujeres de avanzada edad, y de forma muy puntual se generan en personas menores de 60 años.

Según el tamaño del aneurisma y la velocidad de crecimiento, la actuación puede variar desde mera observación a cirugía de emergencia.

Se pueden clasificar en función de la causa que provoque el degradado de los componentes estructurales de la pared de la arteria. Los componentes más habitualmente degradados son la elastina y el colágeno. La clasificación de AAA atendiendo a la causa, es la siguiente:



- **Aneurismas aórtico degenerativos:**

Este tipo de aneurismas son debidos a procesos de aterosclerosis. A menudo, los pacientes que las poseen han sufrido estos procesos de endurecimiento de vasos sanguíneos en otras zonas del cuerpo.

Cuando en la capa arterial media se degenera el colágeno y las fibras elásticas que la forman se habla de necrosis quística. En este tipo de necrosis se pierden células de la capa media y son reemplazadas por múltiples grietas de un material mucoso. En estos casos, la necrosis afecta a la aorta proximal, provocando debilidad y deformación de la pared arterial.

- **Aneurismas aórticos hereditarios**

Se ha comprobado que un porcentaje en torno al 20% de los pacientes aneurismáticos tienen familiares con la misma patología, lo cual indica que la transmisión genética juega un importante papel en el desarrollo de esta enfermedad.

- **Aneurismas aórticos asociados a infecciones**

En algunas ocasiones ciertas enfermedades infecciosas provocan la aparición de aneurismas aórticos. Algunas de estas enfermedades pueden ser la sífilis, la tuberculosis y diversas infecciones bacterianas. Estas infecciones dañan las fibras elásticas, haciendo que la pared aórtica aumente de espesor y se debilite, provocando la deformación de la pared arterial y la aparición de un aneurisma.

- **Aneurismas traumáticos**

También es posible la aparición de un aneurisma tras un fuerte traumatismo torácico penetrante o no. La disección crónica de la aorta provoca un debilitamiento de las paredes de dicho vaso sanguíneo, con la posterior dilatación y aparición de aneurisma.

#### **2.4 Causas principales que influyen en la generación de AAA**

A pesar de todos los esfuerzos para conseguir cercar al máximo todas las causas que favorecen la generación de aneurismas de aorta abdominal, hoy en día no se tienen muy claras las causas que las generan, pero sí que se conocen los factores que aumentan el riesgo de sufrir un aneurisma, con todo lo que ello conlleva. Estos factores son:

- Género



La aparición de un aneurisma es unas 4 a 5 veces más probable en los hombres que en las mujeres debido a causas naturales. Sin embargo, en la mayoría de ocasiones es más probable la rotura del aneurisma en las mujeres.

- Edad

Uno de los factores que más influye en la generación de aneurismas es la edad. A medida que pasa el tiempo las arterias, y en general los vasos sanguíneos, van perdiendo capacidades elásticas, con lo que se producen dilataciones que no se revierten debido a la pérdida de las capacidades elásticas. La incidencia del aneurisma aumenta muy significativamente en personas mayores de 65 años.

- Genética

El riesgo de padecer un aneurisma de aorta abdominal es mucho mayor en personas que tienen antecedentes familiares con esta patología. Este riesgo aumenta si la relación familiar es de primer grado. Se estima que hasta un 20% de las personas con AAA poseen un familiar directo con la misma patología.

- Estilo de vida

El estilo de vida es uno de los factores de alta influencia en la generación de AAA. Las malas conductas como fumar o la mala alimentación, que puede confluír en obesidad, son elementos que potencian la generación de aneurismas. Los fumadores tienen hasta 8 veces más probabilidades de que se genere un aneurisma y aumenta el riesgo de ruptura de 1,5 a 2,4 veces debido a que el tabaco rigidiza los vasos sanguíneos debido a su efecto sobre las células endoteliales.

- Enfermedades cardiovasculares

La probabilidad de sufrir un aneurisma se ve incrementada si la persona padece de ciertas enfermedades cardiovasculares previamente. Estas enfermedades podrían ser tales como la hipertensión, la cual provoca aumentos de presión y de tensiones de cizallamiento sobre las arterias, o la aterosclerosis o endurecimiento de las arterias, la cual se produce cuando se acumula grasa, colesterol y otras sustancias en las paredes arteriales pudiendo quedar obstruidas.

## **2.5 Síntomas de enfermedad por AAA.**

La sintomatología que muestra esta enfermedad se debe principalmente a la propia dilatación arterial, que provoca una compresión sobre las estructuras vecinas y la molestia del paciente. En otros casos, los síntomas pueden ser complicaciones debidas a la trombosis



o la ruptura del vaso sanguíneo, dejando muy poco tiempo de actuación para una intervención quirúrgica.

Previo a la rotura del vaso se produce la fisuración de la pared del aneurisma que se manifiesta en dolor lumbar. Cuando el paciente presenta una rotura de la dilatación aneurismática tiene lugar un shock hemorrágico, con isquemia distal y graves complicaciones con una alta tasa de mortalidad.

Atendiendo a la sintomatología de esta enfermedad, existen dos tipos de pacientes:

- *Pacientes asintomáticos:* Dado que no presentan síntomas que inflijan dolor o malestar al paciente, suelen ser detectados mediante exámenes físicos rutinarios por la palpación de una masa pulsátil en el abdomen, rayos X, ecografía, TAC o resonancia magnética realizadas para la evaluación de otros trastornos. Representan más del 70% de los casos y son peligrosos debido a que no dan síntomas de inicio o alarma, motivo por el cual, en muchas ocasiones, los pacientes asintomáticos solo se manifiestan tras complicaciones como trombosis o ruptura, reduciendo las posibilidades de supervivencia del mismo.
- *Pacientes sintomáticos:* El paciente empieza a notar dolor o malestar debido a la aparición y crecimiento del aneurisma. En estos casos son detectadas con mayor rapidez que en un caso asintomático.

## **2.6 Diagnóstico, tratamiento de AAA y principales riesgos de las intervenciones quirúrgicas**

### **2.6.1 Diagnóstico de AAA**

La mayoría de los casos de aneurismas de aorta abdominal son diagnosticados en controles médicos rutinarios de forma accidental, ya que, como ya se ha comentado previamente, un muy elevado porcentaje de los aneurismas son asintomáticos, no produciéndole ningún malestar o dolor al paciente, lo que implica que la detección o el hallazgo de los mismos se compliquen.

Suelen detectarse durante estudios de próstata mediante ecografías, por resonancias magnéticas para el seguimiento y control de la columna vertebral, o porque se detecta una masa que late y se expande durante una palpación abdominal.

Los pacientes que sufren síntomas no poseen una tasa de detección mucho mayor porque se tratan de síntomas leves que no tienen por qué estar relacionados directamente



con un aneurisma. Algunos de estos síntomas pueden ser dolor lumbar si el aneurisma ha afectado a otros elementos, como pudieran ser las vías urinarias; o un edema de los miembros inferiores debido a la compresión de la vena cava inferior. En estos casos, al notar el paciente molestia o dolor, pueden ser detectados más rápidamente, evitando que se produzca la rotura.

En numerosas ocasiones se diagnostica el aneurisma cuando se produce su rotura, poniendo en riesgo la vida del paciente debido a la pérdida de sangre a aun tratándose quirúrgicamente de forma rápida.

Dado a que en la actualidad la forma más extendida de diagnosticar un aneurisma es mediante pruebas realizadas para analizar otra afectación, a *continuación, se desarrollan las pruebas más comunes* con las que son detectadas:

- Radiografía simple de abdomen

Permite diagnosticar fácilmente un aneurisma en los casos que presentan una pared calcificada. Un ejemplo es el uso de radiografía de tórax en proyección posterior-anterior y en proyección lateral para ver la dilatación de la aorta torácica.

- Ecografía

Mediante un proceso tan simple y tan poco invasivo como es una ecografía se puede obtener gran información sobre un aneurisma como por ejemplo su tamaño, extensión, situación de la pared arterial, presencia de trombo. Esta técnica es empleada en el seguimiento de la evolución de aneurismas posteriormente a su detección dado su bajo coste y su alta sensibilidad.

- Tomografía Axial Computarizada (TAC)

Actualmente es el método que permite conocer la forma, tamaño y localización de un aneurisma, teniendo precisión milimétrica y una efectividad muy alta a la hora de realizar el diagnóstico, además de ser un proceso rápido y nada invasivo. Un TAC ofrece imágenes de alta resolución a partir de planos horizontal, lateral y frontal, a partir de las cuales se pueden reconstruir modelos 3D para realizar un mejor diagnóstico y seguimiento de la patología. Su resolución aumenta significativamente con la introducción de contraste intravenoso.

- Resonancia magnética

Permite obtener imágenes detalladas de las estructuras corporales y construir modelos 3D, compitiendo en muchos aspectos con la Tomografía Axial Computarizada debido a que elimina el riesgo de nefrotoxicidad y radiaciones ionizantes, sin embargo,

no puede detectar calcificaciones, requiere más tiempo para realizar un diagnóstico y se realiza en un espacio pequeño y cerrado.

El trabajo realizado por C. Lahoz et al.<sup>[3]</sup> establece un criterio de recomendación para cuando haya que seleccionar una de las técnicas de detección existentes, junto con la calidad de los resultados que arroja dicha técnica. Este criterio puede encontrarse en la tabla 2.2.

Técnica de diagnóstico	Nivel de recomendación	Calidad de los resultados
Diagnóstico accidenta	Baja	Baja
Exploración física	Moderada	Moderada
Marcadores bioquímicos o hemostáticos	Alta	Moderada
Radiografía de abdomen	Alta	Baja
Ecografía abdominal	Alta	Alta
Diagnóstico ecográfico del AAA para diámetro de aorta >3cm	Alta	Alta
Arteriografía	Alta	Baja
Tomografía computarizada	Alta	Moderada
Resonancia magnética	Alta	Baja

Tabla 2.2 Criterio de recomendación de diagnóstico de aneurismas

Tras analizar los resultados observados en la tabla 2.2 se llega a la conclusión de que los métodos de *Ecografía abdominal* y el diagnóstico ecográfico del AAA para un diámetro de aorta superior a 3 cm son las técnicas más eficaces en la actualidad para la detección de aneurismas.

En la figura 2.6 se muestra la detección de un aneurisma formado en la arteria ilíaca del riñón derecho. La zona con mayor contraste, es decir, la zona negra, corresponde con el lumen de la arteria; por lo tanto, la zona que posee un contraste medio corresponde con la pared arterial, que ha sufrido una dilatación, con lo que se ha convertido en una arteria aneurismática. Se define el lumen de la arteria como el espacio de la misma por el que fluiría la corriente sanguínea. Frecuentemente también es denominado como luz del vaso.



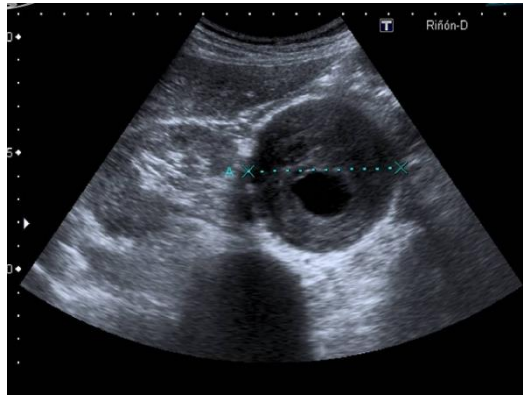


Figura 2.6 Detección de un aneurisma mediante una ecografía abdominal

Fuente:[https://www.chospab.es/miradorclinico/index.php?option=com\\_content&view=article&id=183%3Apaciente-con-sensacion-de-masa-pulsatil-en-abdomen&catid=100%3Aaneurisma-de-aorta-abdominal-&Itemid=98&lang=es&showall=1](https://www.chospab.es/miradorclinico/index.php?option=com_content&view=article&id=183%3Apaciente-con-sensacion-de-masa-pulsatil-en-abdomen&catid=100%3Aaneurisma-de-aorta-abdominal-&Itemid=98&lang=es&showall=1)

### 2.6.2 Tratamiento de AAA

Actualmente, el tratamiento farmacológico del AAA ha sido descartado debido a que no existe ninguna prueba científica que confirme la efectividad del fármaco. Con lo que, si el riesgo de rotura o de complicaciones del AAA es muy alto se procede a realizar una intervención quirúrgica con el fin de evitar la rotura y todo lo que ello conlleva.

La decisión de intervenir quirúrgicamente se toma en base al diámetro máximo del aneurisma y a la tasa de crecimiento anual. Otros factores de decisión podrían ser la morfología, localización, existencia de un aneurisma ilíaco, etc.

Existen dos métodos de intervención quirúrgica para los aneurismas y se explican a continuación:

- Reparación quirúrgica abierta

Es la técnica de reparación de aneurismas más utilizada desde que Dubost la introdujo en 1951<sup>[4]</sup>, pero a su vez la más invasiva para el paciente. Para realizar esta operación el paciente ha de estar anestesiado de forma general. Se comienza realizando una incisión en el abdomen del paciente de forma transversal o longitudinal. Tras localizar el aneurisma y separarla del tejido adyacente, se les aplican mordazas en el cuello del aneurisma y en las ilíacas, se retira el trombo del aneurisma y la porción debilitada de la aorta se reemplaza por un injerto, es decir, un implante artificial fabricado en Dacron o Teflón (PTFE). La morfología de este injerto depende de la localización del aneurisma y si éste afecta a las arterias ilíacas o no.

Es una técnica que ofrece buenos resultados de forma duradera pero el paciente sufre dolores de diversa índole durante el post-operatorio. La tasa de mortalidad de esta cirugía es aproximadamente de un 6%.

En la reparación quirúrgica abierta existen una serie de riesgos que han de ser asumidos, como podrían ser una lesión intestinal, lesión medular, aparición de infecciones, daños renales o arritmias, o en casos más graves, la generación de isquemias periféricas o ataques cardíacos.

- Reparación endovascular mínimamente invasiva (EVAR)

Aparece gracias a la investigación publicada por *Parodi et al.* [5] y es la mejor técnica de reparación de aneurismas en la actualidad.

Para la realización de este procedimiento suele emplearse únicamente la anestesia local y sedación. Se realiza mediante una pequeña incisión en la cara interna del muslo a través de la cual se cateteriza por punción la arteria femoral, permitiendo introducir una guía a través de la cual se desliza un injerto (stent o endoprótesis) en dicha arteria hasta la zona donde se sitúa el aneurisma. En la figura 2.7-a se muestra la morfología de un stent y en la figura 2.7-b se muestra el resultado de una cirugía sobre un AAA. Una vez fijado el stent se libera, permitiéndose que se expanda y que se fije a la pared arterial. Se retira el catéter de suministro y el flujo sanguíneo comienza a atravesar la arteria, ejerciendo presión sobre la pared y la endoprótesis instalada en el lugar del aneurisma sobre la pared arterial, dándole mayor resistencia al flujo de sangre y reduciendo el riesgo de ruptura.

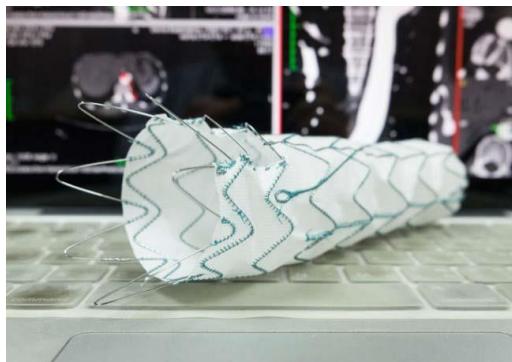


Figura 2.7-a Morfología del stent

Fuente: <https://www.intramed.net/contenidover.asp?contenidoid=95154>

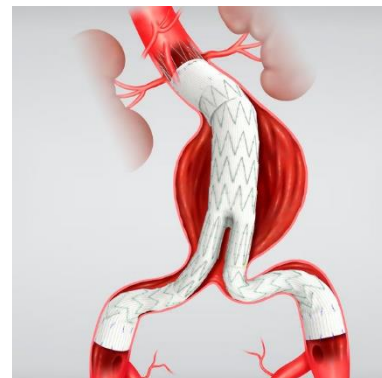


Figura 2.7-b Colocación del stent sobre un AAA  
Fuente: <https://www.medicaexpo.es/prod/cook-medical/product-78422-531937.html>

Se trata de un método menos intrusivo para el paciente y reduce mucho el tiempo de hospitalización y recuperación tras la intervención. Sin embargo, requiere un mayor seguimiento de la evolución del stent implantado al paciente, pues se pueden producir migraciones cuando el stent se mueve de la posición deseada o bien endofugas, es decir, podría seguir habiendo flujo lateral dentro del saco aneurismático.

En la reparación endovascular mínimamente invasiva (EVAR) existen los siguientes riesgos: daños a vasos sanguíneos, órganos u otros tejidos, aparición de lesiones medulares, daños renales, sangrado interno o externo, isquemia periférica o hematoma inguinal.

Ambas intervenciones quirúrgicas pueden generar posibles complicaciones durante el tiempo de operación, pero debido a que la **Reparación Endovascular Mínimamente Invasiva** (EVAR) es un procedimiento seguro, que se realiza con anestesia local, presenta menos complicaciones y menos riesgos con una reducción de la hospitalización, es la técnica que más se está desarrollando actualmente.

### 2.7 Definición geométrica de un AAA.

Para poder realizar el posterior cálculo de parámetros es necesario definir los datos que podrán ser medidos en un aneurisma. El saco aneurismático de un AAA, que es dónde se encuentran las zonas con mayores curvaturas y tensiones, comienza en el plano denominado como cuello proximal y finaliza en el cuello distal. El flujo sanguíneo va en este mismo sentido.

En la figura 2.8 se muestra la morfología de un aneurisma de aorta abdominal en la que se puede observar cómo se delimita el saco aneurismático:

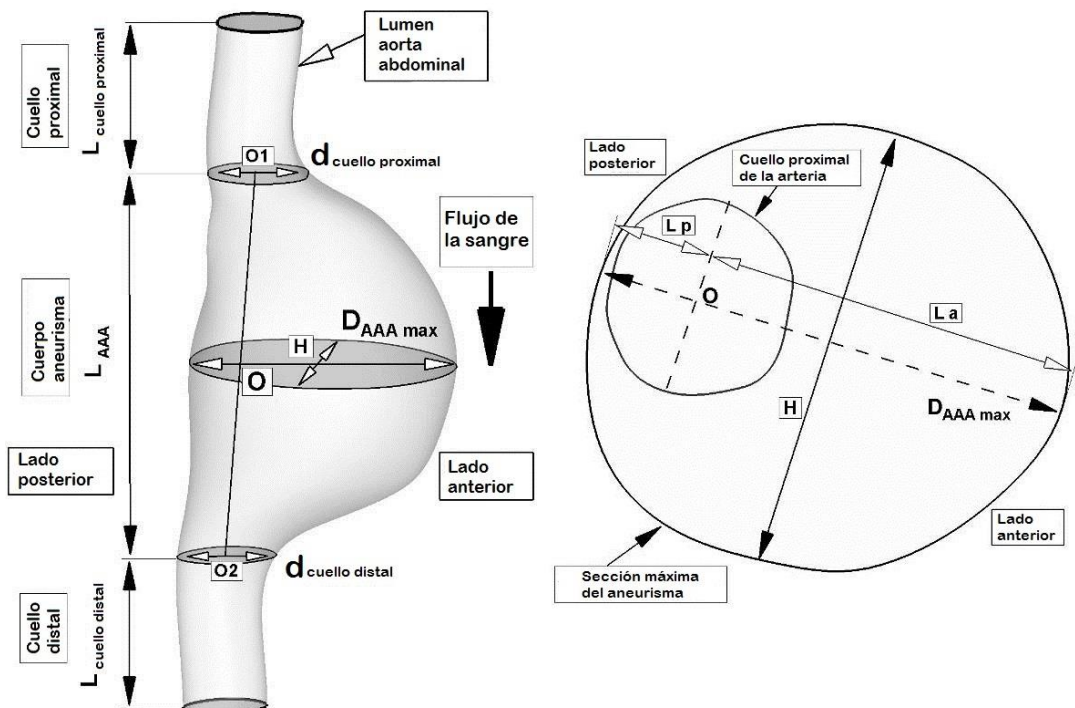


Figura 2.8 Morfología de un AAA. Fuente: Nieto, F. (2016). Predicción del riesgo de ruptura de aneurismas de aorta abdominal. Método basado en los biodeterminantes geométricos. Universidad de Valladolid.

Donde se utilizarán las siguientes abreviaturas:



$l_{AAA}$ : Longitud total del saco aneurismático. Corresponde con la distancia medida entre el cuello proximal y el cuello distal sobre la línea central media. Es la zona que se estudia del aneurisma.

$d_{max}$ : Diámetro transversal máximo. Distancia máxima entre las paredes del AAA medido en la sección que lo corta por un plano perpendicular a la línea central media.

$d_p$ : Diámetro proximal. Diámetro correspondiente a la distancia existente entre las paredes en el plano del cuello proximal. Es la entrada del flujo sanguíneo al saco aneurismático.

$d_d$ : Diámetro distal. Diámetro correspondiente a la distancia existente entre las paredes en el plano del cuello distal. Es la salida del flujo sanguíneo al saco aneurismático.

$d$ : Diámetro original de la arteria sin deformar. Diámetro que tendría la arteria si no existiera el aneurisma, es decir, si no se hubiera deformado.

$l_{cuello\ proximal}$ : Longitud existente entre el comienzo del cuello proximal y la entrada al saco aneurismático, que se ha definido como cuello proximal.

$l_{cuello\ distal}$ : Longitud existente entre el comienzo del cuello distal y la salida al saco aneurismático, que se ha definido como cuello distal.

$\alpha$ : Ángulo de bifurcación de las arterias ilíacas. Formado por las líneas medias de las dos ilíacas del aneurisma.

$l_p$ : Longitud posterior. Distancia mínima entre la intersección de la línea media y el plano en el que está definido el diámetro transversal máximo hasta la parte posterior del AAA.

$l_a$ : Longitud anterior. Distancia mínima entre la intersección de la línea media y el plano en el que está definido el diámetro transversal máximo hasta la parte anterior del AAA.

$d_L$ : Diámetro del lumen. Diámetro del conducto interior de la arteria por donde circula el flujo sanguíneo.

Como se puede observar en la figura 2.8, la suma de las longitudes anterior y posterior debe coincidir con el diámetro máximo, ya que todas estas distancias se miden en el plano transversal dónde se encuentra el diámetro máximo. La ecuación 2.1 muestra esta relación:

$$d_{max} = l_p + l_a \quad (\text{Ecuación 2.1})$$

Posteriormente, se calcularán estas características geométricas de una serie de aneurismas de un grupo reducido de pacientes anónimos del hospital Clínico de Valladolid para que sean analizadas y se calculen métodos expuestos más adelante.



## **CAPÍTULO 3: MODELADO 3D DE ANEURISMAS DE AORTA ABDOMINAL**





## CAPÍTULO 3: MODELADO 3D DE ANEURISMAS DE AORTA ABDOMINAL

### 3.1 Introducción

En este capítulo se explica el proceso que hay que seguir para elaborar los modelos 3D de AAA en pacientes seleccionados del Hospital Clínico Universitario de Valladolid.

Para construir dichos modelos se parte de un conjunto de imágenes obtenidas por TAC pertenecientes a distintos pacientes. Dentro de las imágenes, se seleccionan aquellas en las cuales aparece la arteria aorta. Se utilizarán la siguiente lista de software para la realización del modelado:

- **MeVisLab 3.0.2**

*MeVisLab* es un software de procesamiento de imágenes, utilizado en ámbitos de investigación médica. Se define una nube de puntos que permite obtener, en este caso, la geometría de la pared arterial del aneurisma de aorta abdominal a través de las tomografías axiales computarizadas extraídas en el hospital. Este programa presenta un marco modular para el procesamiento de imágenes médicas en el ámbito de la investigación. Incluye módulos avanzados para la segmentación, registro y análisis cuantitativos morfológicos y funcionales.

- **VMTK 1.4.0**

*VMTK* (The Vascular Modelling Toolkit) es un software que posee unas grandes colecciones de librerías y herramientas utilizado para realizar análisis geométricos, reconstrucción de modelos 3D y generación de mallados en sólidos o superficies, entre otras cosas. Es empleado principalmente en modelado de vasos sanguíneos, en la mayoría de los casos venas o arterias, a partir de imágenes médicas procesadas anteriormente por otros software, todo ello haciendo uso del lenguaje de programación Phyton.

- **Catia V5R19**

*Catia* (Computer-Aided Three Dimensional Interactive Application), programa desarrollado por Dassault Systèmes de diseño o fabricación asistido por ordenador. Está formado por una estructura con multitud de módulos, los cuales permiten abarcar cualquier ámbito del desarrollo de un proyecto, así como enlazar el trabajo de unos módulos con otros. Este programa fue desarrollado con el fin de apoyar todas las fases



de creación de un proyecto, desde la primera concepción del diseño hasta la producción y el análisis del producto.

Una vez obtenidos los modelos en 3D se procede a realizar las simulaciones de trabajo del aneurisma, con el fin de calcular las tensiones generadas a lo largo del mismo. Para ello, se utilizarán los siguientes softwares:

- **Ansys 16.2**

*Ansys* es un software de simulación que sirve como apoyo a la ingeniería, capaz de predecir el comportamiento de un producto en un entorno real a través del uso de la teoría de elementos finitos y la dinámica de fluido computacional. Para llevar a cabo estas tareas, *Ansys* está formado por un conjunto de módulos que permiten su aplicación para la solución de cualquier problema específico, pudiendo resolverlo en partes a través del uso de distintos módulos. La herramienta principal de trabajo, que además permite la interacción entre los distintos módulos, es *Ansys Workbench*, pudiendo integrar el producto mediante herramientas CAD u otros ficheros de diseño.

- **Excel**

Programa desarrollado por la empresa Microsoft que forma parte del paquete Office que permite trabajar con datos numéricos fácilmente, realizar cálculos aritméticos básicos o funciones matemáticas de mayor complejidad, así como utilizar funciones estadísticas o generar gráficos y tablas dinámicas.

### **3.2 Creación de superficie mediante el software MeVisLab**

Mediante el uso de este software se obtendrá la superficie de un aneurisma como una nube de puntos. Para ello, se irá dibujando el contorno en cada uno de los cortes obtenidos por las imágenes de los TACs para, posteriormente, unirlos y obtener una superficie.

Para empezar, se selecciona la carpeta que contiene las imágenes de los TACs de uno de los casos mediante la herramienta *ImageViewer* del menú *Applications* y se cargan esas imágenes. Para trabajar con este programa, es necesario ir insertando los módulos adecuados para el fin que se busca a través de la barra de búsqueda *searchmodules*.

El primer módulo insertado es el módulo *DicomImport*, que permite transformar las imágenes de TACs aportadas por el hospital, que vienen en formato .DCM, a un formato .TIFF, que es el que utiliza este software para trabajar.



A continuación, se inserta el módulo *LocalImage* para cargar a la memoria local de trabajo la imagen TIFF generada anteriormente, que contiene todos los planos del TAC.

La visualización de las imágenes cargadas a partir de los TACs que se encuentran guardadas en archivos .TIFF tienen la forma que se puede observar en la figura 3.1.

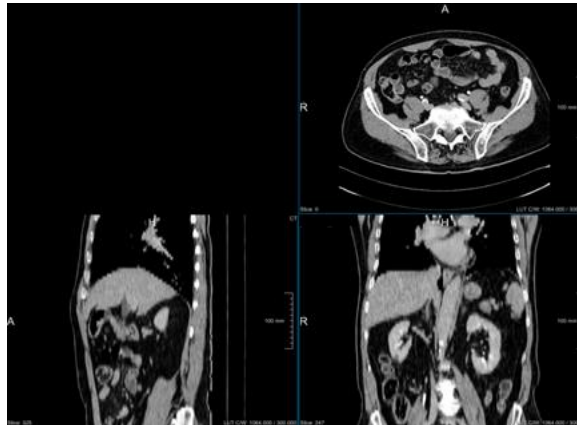


Figura 3.1 Visualización de imágenes de TACs. Fuente propia.

Se pueden colocar estas imágenes de forma que nos muestre un corte horizontal, una vista lateral y una vista frontal para obtener la máxima información posible. También se puede cambiar el contraste y el brillo, así como saltar de *Timepoint* si se han realizado varios TACs en la misma sesión.

Para poder comenzar a dibujar los contornos en cada una de las imágenes es necesario acoplar los módulos *OrthoView2D* y *SoView2DCSOEditor*. Se dibujará un contorno cerrado en cada una de las imágenes de los cortes horizontales para, posteriormente, unir todos estos contornos y formar una nube de puntos. En la figura 3.2 se muestra un ejemplo de un contorno utilizado para modelar un aneurisma.

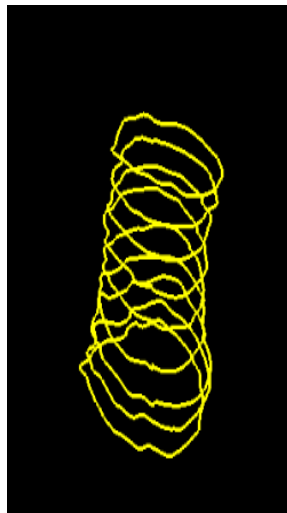


Figura 3.2 Creación de los contornos de un AAA. Fuente propia.

Si se quiere guardar y cargar los contornos realizados es necesario vincular el módulo *CSOManager* a *SoView2DCOEditor*, así como también es necesario utilizar los módulos *CSOSavey CSOLoad*.

Para poder visualizar los contornos realizados en una imagen en 3D es necesario vincular los módulos *SoCSO3DRenderer* y *SoExamineViewer* al módulo *CSOManager*.

Una vez dibujados todos los contornos se obtiene una serie de curvas cerradas que el programa utilizará para calcular la nube de puntos, tal y como se muestra en la figura 3.3.



*Figura 3.3 Conjunto de contornos de un AAA.  
Fuente propia.*

Posteriormente, se procede a crear la superficie como una nube de puntos mediante el módulo *CSOConvertTo3DMask*. Este resultado puede ser guardado mediante el módulo *GVRVolumeSave*, que permite guardar y exportar la superficie 3D en un formato *.GVR*. Para poder visualizar esta nube de puntos, se utilizan los módulos *SoGVRVolumeRenderer* y *SoExaminerViewer*. En la figura 3.4 se muestra la nube de puntos generada mediante el módulo *CSOConverto3DMask*.



*Figura 3.4 Primera nube de puntos generada mediante MeVisLab. Fuente propia.*

Dado que esta nube de puntos creada es muy tosca y este software cuenta con módulos para realizar un suavizado de la superficie, ya que, al haber sido creada mediante la unión de distintos contornos suele tener picos e irregularidades que no se corresponden con el aneurisma real, se realiza un suavizado. Para llevar a cabo este paso se emplean los módulos *WEMIsosurface* y *WEMSmooth*. La figura 3.5 muestra el modelo tras ser suavizado por estos dos últimos módulos. Entonces, se guarda en un formato.STL para poder ser utilizada con el siguiente software mediante el módulo *WEMSave*.



*Figura 3.5 Nube de puntos suavizada. Fuente propia.*

Una vez realizado el suavizado de la geometría 3D se puede continuar con el siguiente software, a partir del cual se extraerán los datos para ser analizados más tarde. El mapa creado en *MeVisLab* para llegar al suavizado de la nube de puntos se puede observar en la figura 3.6

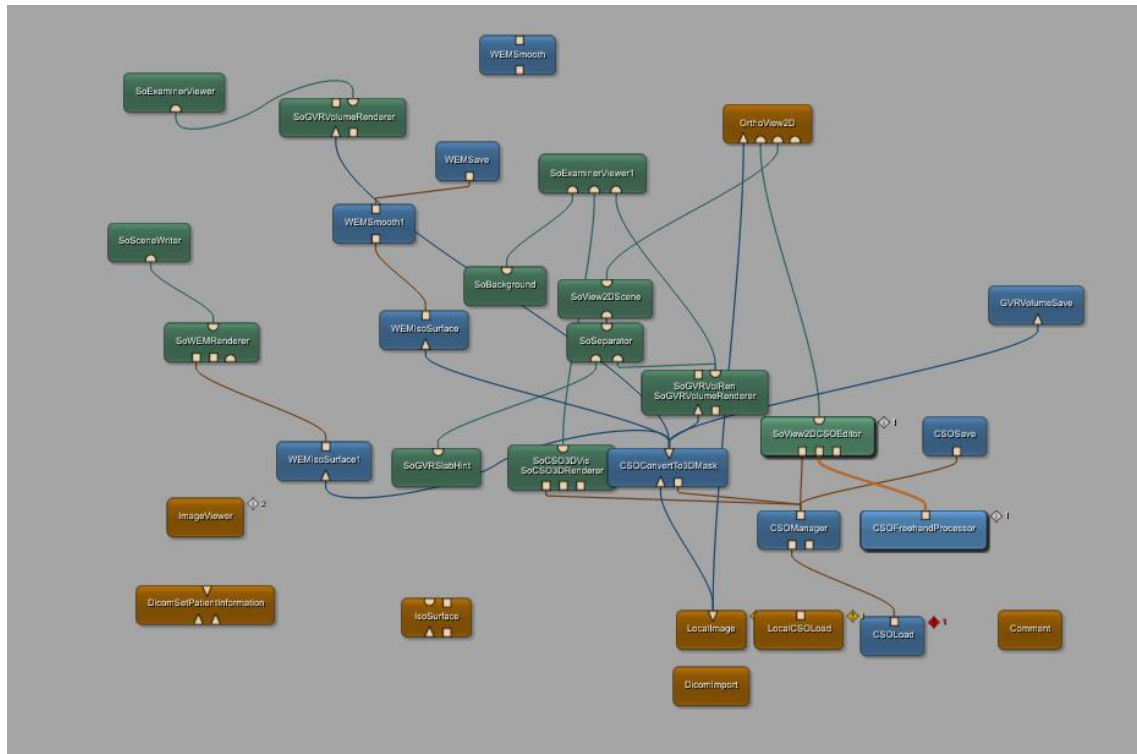


Figura 3.6 Mapa generado con *MeVisLab*. Fuente propia.

### 3.3 Uso del software VMTK (the Vascular Modelling Toolkit)

Una vez suavizada la superficie generada como una nube de puntos con el programa *MeVisLab*, se utilizará el archivo .STL creado anteriormente para ser suavizado, realizar las correspondientes aperturas de la nube de puntos y proceder a la extracción de datos que posteriormente serán analizados.

Este software está basado en el lenguaje de programación Python, con lo que habrá que utilizar una serie de comandos ejecutables para modificar la nube de puntos creada en *MeVisLab* y poder realizar las mediciones necesarias.

Durante todas las operaciones realizadas habrá que tener en cuenta que es necesario extraer la información tanto de la pared interna, conocida como lumen, como del trombo o pared arterial.

Para comenzar, se convierte el archivo .STL procedente de *MeVisLab* a un formato .VTP, el cual es usado por el programa para poder trabajar.

A continuación, se realiza otro suavizado a pesar de haberlo suavizado con el anterior programa, ya que el suavizado anterior era demasiado tosco. En la figura 3.7 se muestra una captura del modelo suavizado de nuevo.

En la figura 3.7 se muestra el modelo de un AAA siendo analizado en el software *VMTK* tras haber realizado todos los pasos correspondientes a los diferentes apartados del capítulo 3 de la presente memoria, en el que se incluyen los cortes por los cuellos proximal y distal a una altura indeterminada pero perteneciente al cuello en cuestión a través del software *Catia* mediante la herramienta *Pocket* como se explica más adelante. Esto se debe a que a la hora de realizar la toma de datos a través del software *VMTK* se toma como plano de cuello proximal y distal aquellos en los cuales se realizan los cortes para abrir las arterias, tal y como se explica a continuación.

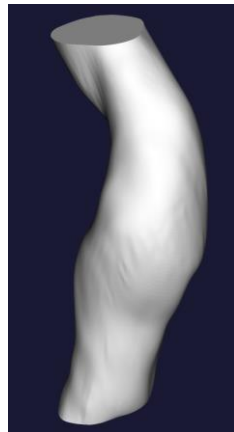


Figura 3.7 Modelo 3D suavizado mediante *VMTK*. Fuente propia.

Se procede realizar la apertura de las entradas y salidas de las arterias aorta e ilíacas debido a que el software de *MeVisLab* ofrece una nube de puntos cerrada por todos los extremos de manera automática, con lo que hay que proceder a su apertura. Para ello, se colocará el tetraedro que sirve para realizar cortes en cada uno de los extremos y se realizará la apertura a través de la tecla espacio, como se muestra en las figuras 3.8 y 3.9:

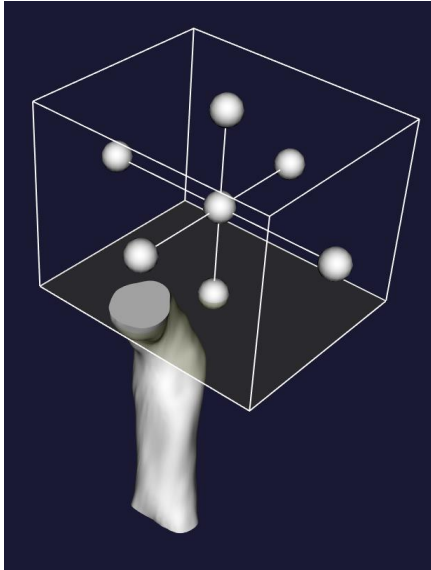


Figura 3.8 Herramienta de apertura de un AAA en MeVisLab. Fuente propia.

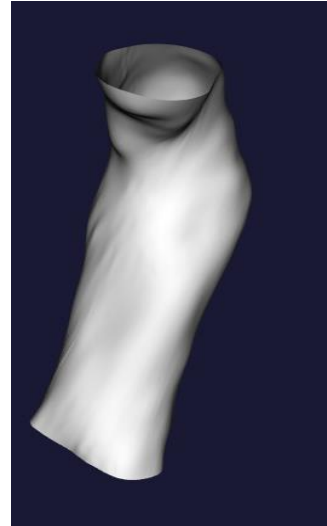


Figura 3.9 Modelo de un AAA abierto por sus extremos. Fuente propia.

Después se marcan las superficies que serán el comienzo y el final de la línea media como se muestra en la figura 3.10 para que la calcule y extraiga las propiedades geométricas a lo largo de la misma, así como otros parámetros adicionales, como podrían ser la tortuosidad del camino completo o la curvatura y se enumeran dichas superficies. La figura 3.11 muestra la visualización de la línea central media de un AAA durante su modelado. Con todo esto se procede a devolver el último archivo de geometría generado en un formato .STL para poder ser utilizado mediante el siguiente software.

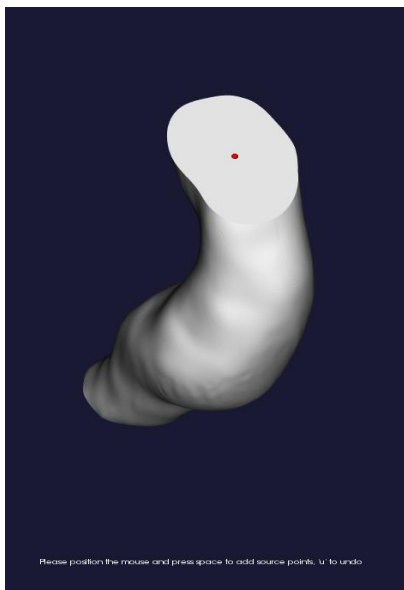


Figura 3.10 Creación de comienzo y final de línea media de un AAA. Fuente propia.

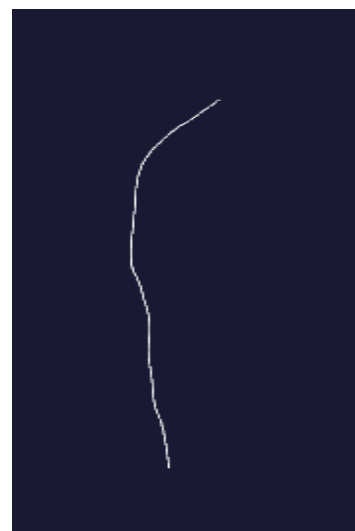


Figura 3.11 Línea media de un AAA calculada mediante VMTK. Fuente propia.

Todos los comandos utilizados durante el modelado del aneurisma y la extracción de datos con este software se encuentran en el Anexo 1.

### 3.4 Generación del modelo 3D en Catia

El modelo 3D final del aneurisma se genera mediante el software *Catia* V5R19 a partir de las nubes de puntos del lumen y del trombo generados anteriormente.

El objetivo es tratar las superficies y generarlas como sólido con el fin de que sean compatibles con un software de análisis de elementos finitos, en este caso *Ansys* 16.0.

Para ello, se comienza importando la nube de puntos obtenida en el programa *VMTK* mediante el comando *Import* del módulo *DigitizedShape Editor*. En la figura 3.12 se muestra la nube de puntos importada a *Catia* desde el último archivo generado en *VMTK*:

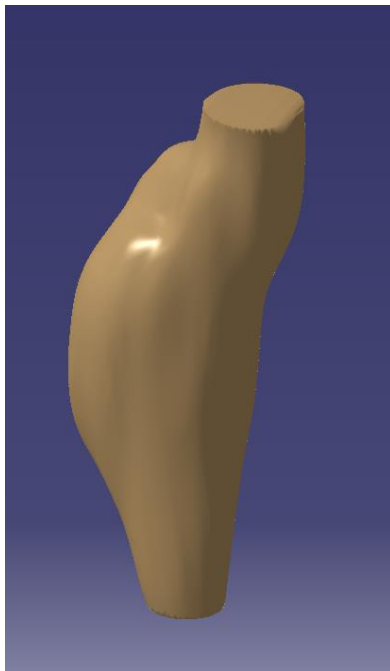


Figura 3.12 Nube de puntos importada a *Catia*.  
Fuente propia.

Se genera una superficie a través del comando *Automatic Surface* del módulo *Quick Surface Reconstruction*. Esta superficie puede observarse de color amarillo en la figura 3.13 y en color marrón la nube de puntos importada anteriormente.



Figura 3.13 Superficie generada en Catia junto con la nube de puntos. Fuente propia.

A continuación, se utiliza el módulo *GenerativeShapeDesign* para crear las superficies de entradas y la salida o las salidas dependiendo si se ha cortado antes o después del comienzo de las ilíacas tal y como se muestra en la figura 3.14. Este comando creará una superficie a través de la definición de un contorno cerrado. Para ello se utiliza el comando *Fill*. Para juntar todas las superficies y generar una sola pieza se usa el comando *Join*.

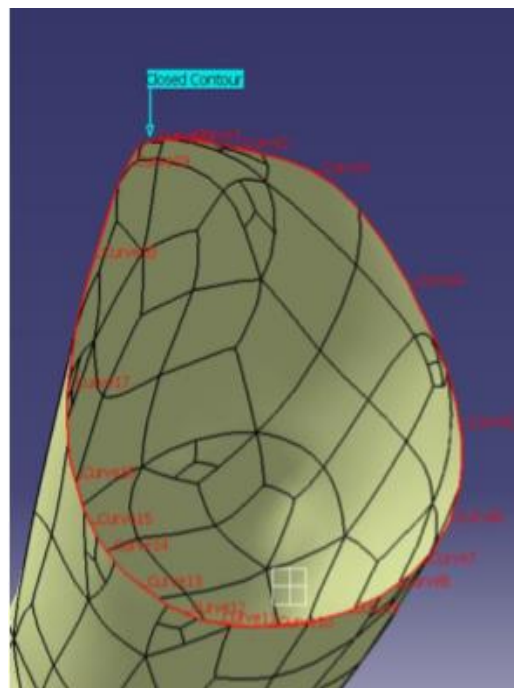


Figura 3.14 Creación de las superficies de entrada y salida de un AAA. Fuente propia.



En el módulo *PartDesign* es posible obtener el volumen que encierra la superficie mediante la herramienta *Close Surface*. Esta herramienta proporciona un sólido cerrado y con la geometría completamente definida, como se muestra en la figura 3.15, con el que ya se puede trabajar.

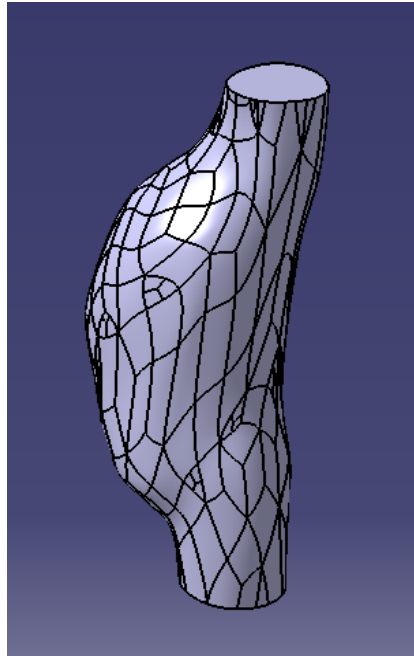


Figura 3.15 Modelo 3D de un AAA.  
Fuente propia.

Al realizar todos estos pasos por primera vez se tiene un comienzo y final del AAA demasiado irregular como se muestra en la figura 3.16. Para evitar realizar cálculos sobre zonas que no van a aportar información precisa y coherente, es el momento de realizar unos cortes por el cuello proximal y distal a una altura indeterminada para hacer el modelo menos pesado. Esto no influirá en la determinación del plano del cuello proximal y distal y sus propiedades geométricas, ya que son extraídos durante la toma de datos del software *VMTK* a la hora de realizar los cortes de las aperturas y seleccionar los puntos que serán el principio y el final de la línea central media. Por ello, es preciso volver a introducir el modelo extraído de *Catia* en el software *VMTK* para hacer la extracción de datos. Estos cortes se realizan mediante la herramienta *Pocket* del módulo *PartDesign*. En la figura 3.17, que es el modelo del lumen que se tendrá que utilizar para la extracción de datos geométricos, se muestra el mismo aneurisma que en la figura 3.16 pero con dichos cortes realizados.

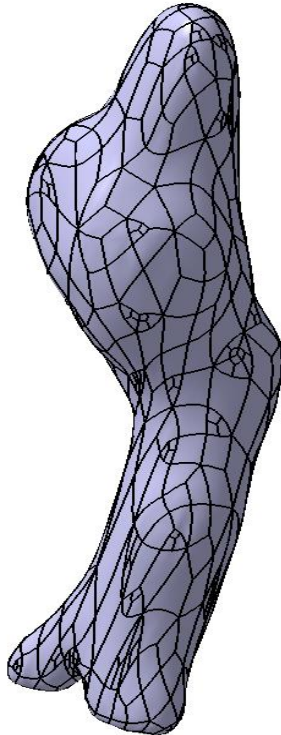


Figura 3.16 Modelo del lumen de un AAA en 3D sin cortes en los cuellos proximal y distal. Fuente propia.

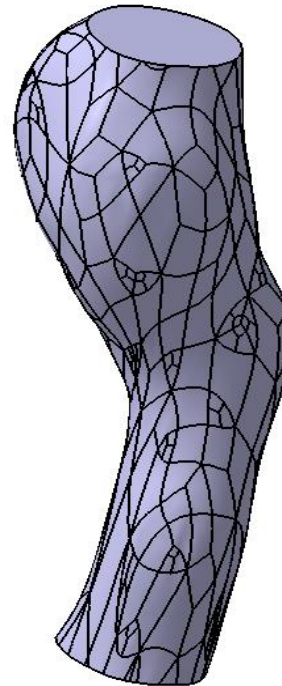


Figura 3.17 Modelo del lumen de un AAA en 3D con cortes en los cuellos proximal y distal. Fuente propia.

Si se realizan estos pasos para ambos volúmenes de la parte interior y exterior del AAA, se puede crear un *Product* para poder restar ambos volúmenes a través de la herramienta *Remove*. El resultado es un ensamblaje de ambos sólidos, pudiendo tener el modelo del lumen o el de la pared arterial por separado para extraer información. Un ejemplo de uno de los ensamblajes realizados y habiéndole restado la parte del lumen al conjunto se encuentra en la figura 3.18:

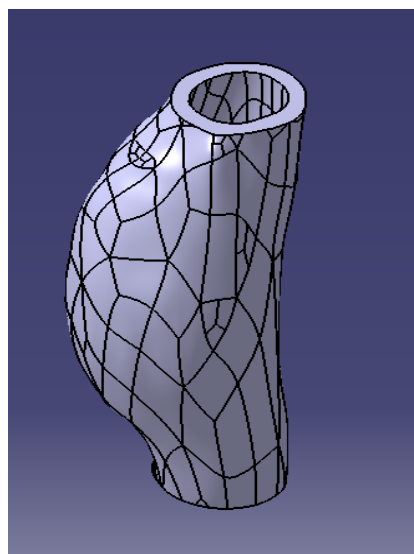


Figura 3.18 Modelo 3D de un AAA en Catia. Fuente propia

Ambos modelos se guardan en formatos .STP y .CATPART para poder ser utilizados posteriormente aunque para el análisis mediante elementos finitos solo vaya a utilizarse el .STL. Puesto que posteriormente se estudiará el lumen, a partir de aquí se trabajará en gran parte sólo con el lumen.

Para realizar la toma de datos en *Catia* se generarán una sucesión de cortes a lo largo del aneurisma en el módulo *Quick Surface Reconstruction* a través de la herramienta *PlanarSections*. Esto permite medir la longitud del contorno del aneurisma, dato a partir del cual se puede extraer el diámetro de la circunferencia aproximada que forma ese contorno. Para ello se utiliza la herramienta *MeasureItem*, que permite obtener dicha longitud para cada uno de los cortes. Es necesario mantener la tecla Ctrl a la hora de seleccionar cada uno de los planos construidos para que tome las medidas de todos. Estos planos son muy importantes a la hora de localizar el cuello proximal, distal, el plano transversal de diámetro máximo, e incluso, localizar tensiones. En la figura 3.19 se puede observar el aneurisma con la división de planos equiespaciados, en este caso 1 mm, que han sido creados mediante la herramienta *PlanarSections*. Por otro lado, en la figura 3.20 se observan las mediciones tomadas sobre estos contornos, las cuales serán extraídas posteriormente.

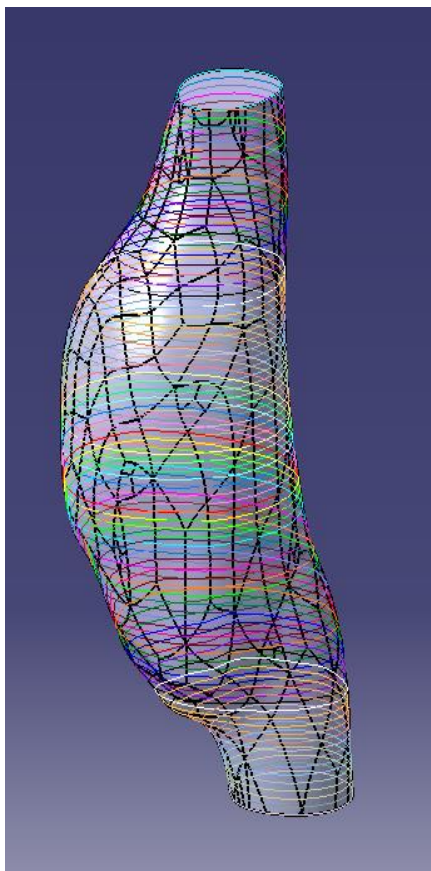


Figura 3.19 Modelo 3D de un AAA en *Catia* con los planos para realizar las mediciones. Fuente propia.

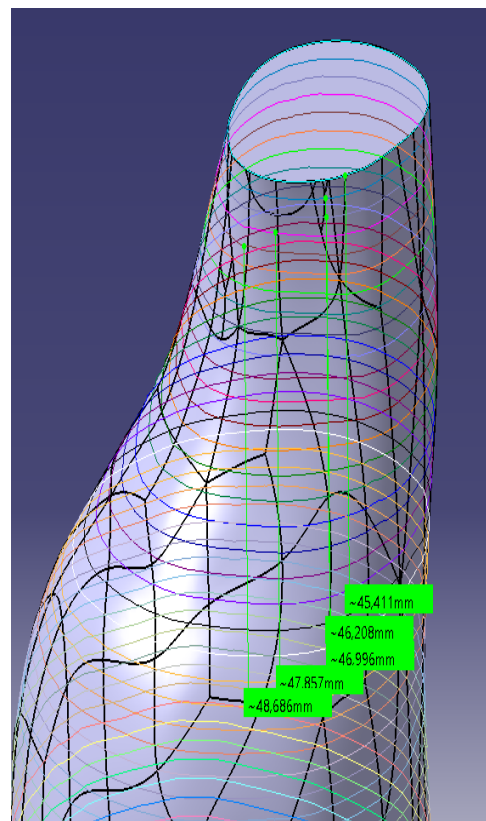


Figura 3.20 Modelo 3D de un AAA en *Catia* con las mediciones en cada plano. Fuente propia.



Posteriormente, se extrae la información en un formato de texto de las longitudes medidas en cada plano a través de la herramienta *Design Table* y se selecciona cada una de las medidas tomadas anteriormente. Por último, se traspassa la información a una tabla de *Excel* para trabajar con ella más adelante.

Los planos creados durante este paso serán utilizados posteriormente para localizar las tensiones simuladas en *Ansys* en la sección 6.4 del presente informe.



## CAPÍTULO 4: DETERMINACIÓN DE LAS PROPIEDADES DE AAAs





## CAPÍTULO 4: DETERMINACIÓN DE LAS PROPIEDADES DE AAAs

### 4.1 Introducción

Para poder obtener resultados que se asemejen fielmente al modelo estudiado al realizar un análisis y conseguir predecir el riesgo que posee el paciente de tener complicaciones de la patología durante su seguimiento, es necesario obtener las principales propiedades geométricas del aneurisma aórtico abdominal.

Ello se consigue determinando las propiedades geométricas del aneurisma, mediante el diseño de un modelo 3D, previamente explicado. Se utilizarán los Software de *Catia V5R19* y *VMTK*. A través del software *Catia*, se puede calcular el volumen del aneurisma o la longitud del saco aneurismático analizado y gracias al software *VMTK* se podrán calcular parámetros como diámetro en el plano proximal y distal, diámetro máximo, así como propiedades geométricas de la línea media, entre otros.

Los parámetros serán calculados para el lumen de la arteria, objeto de estudio del presente proyecto, es decir, para el espacio de la arteria por el que fluye la sangre, denominado frecuentemente como luz del vaso.

### 4.2 Propiedades geométricas

En este apartado se calcularán los parámetros geométricos que son necesarios para la obtención de los coeficientes que se calcularán posteriormente en el Método de los Factores Biodeterminantes con el fin de conocer la probabilidad de rotura del AAA. Estos parámetros son los representados en la figura 2.8.

- **Diámetros del AAA ( $d_{max}$ ,  $d_{prox}$ ,  $d_{dist}$ ,  $d_L$ )**

El diámetro máximo puede ser un indicador bastante fiable del riesgo de ruptura de un AAA, demostrado gracias a los datos clínicos existentes en relación con este parámetro [6], puesto que se ha comprobado que diámetros arteriales superiores a 5,5 cm tienen muy altas probabilidades de rotura.

Para proceder a su medida, una vez calculada la línea central media y extraídas las propiedades de los puntos que la componen a través del software *VMTK*, se utiliza las tablas generadas en los archivos .DAT. En estas tablas se tiene la posición respecto del sistema de referencia base medida a lo largo de los tres ejes de cada uno de los puntos que pertenece a la línea media. Para la localización de los diámetros se utilizará la coordenada Z. Se tomarán las medidas de la columna nombrada como *branchmax* en las tablas obtenidas mediante este software, ya que ofrecen el diámetro máximo del aneurisma en cada sección de la línea media.



Se buscarán, para cada aneurisma, el diámetro máximo usando la función de *Excel* “=MAX(A2:A573<sup>1</sup>)” y los diámetros distal y proximal a partir de la coordenada Z. El diámetro del lumen, utilizado más adelante para calcular uno de los factores biomecánicos, se calcula como el promedio de los diámetros obtenidos del software *VMTK*.

Los comandos utilizados para obtener las tablas de los datos extraídos del software *VMTK* se encuentran en el Anexo I.

- **Longitud del saco aneurismático ( $l_{AAA}$ )**

La longitud del plano aneurismático se obtiene mediante el software *VMTK* calculando la distancia entre el plano distal y el plano proximal en la coordenada Z en las tablas donde se han extraído anteriormente los diámetros máximo, distal y proximal. En la figura 2.8 se muestra la longitud del saco aneurismático. Este parámetro también podría ser calculado mediante el software *Catia*.

- **Longitud anterior ( $l_a$ )**

La longitud anterior se define como la distancia que existe entre el punto de intersección de la línea media en el plano de diámetro máximo y la pared anterior del AAA, es decir, el extremo del aneurisma que no toca la columna vertebral. Esta distancia es un parámetro geométrico de utilidad a la hora de calcular algún coeficiente si se quiere comprobar el riesgo de ruptura, por ejemplo, a través del coeficiente de asimetría.

Ya que las tablas extraídas del programa *VMTK* no aportan información sobre esta longitud, se seccionará el aneurisma en el software *Catia* a través de dos planos, uno longitudinal y otro transversal, tal y como se observa en la figura 4.2. Para realizar estos cortes en el aneurisma se crean dos planos paralelos a los ejes de referencia a través de la herramienta *Plane* de la barra de tareas *Reference Element* que pasen por el plano de diámetro máximo. Para identificar en este software el plano en el que se encuentra el diámetro máximo se posiciona el punto que pertenece a la línea central media y a su vez a la sección donde se encuentra el diámetro máximo (Punto A) a través de las coordenadas extraídas de las tablas de *VMTK*.

Para ello, se localiza la sección con diámetro máximo en dichas tablas y se introducen las coordenadas de dicho punto en el software *Catia* mediante la barra de tareas *Reference Element* haciendo uso de la herramienta *Point*, como se puede observar en la figura 4.1. A continuación, se crean dichos planos con la herramienta *Plane* de la misma barra de tareas, que deben ser paralelos a los ejes de referencia y pasar por el punto que se acaba de posicionar. En la figura 4.2 se muestran los planos creados para uno de los pacientes.

---

<sup>1</sup> El rango de valores es un ejemplo de uno de los casos.



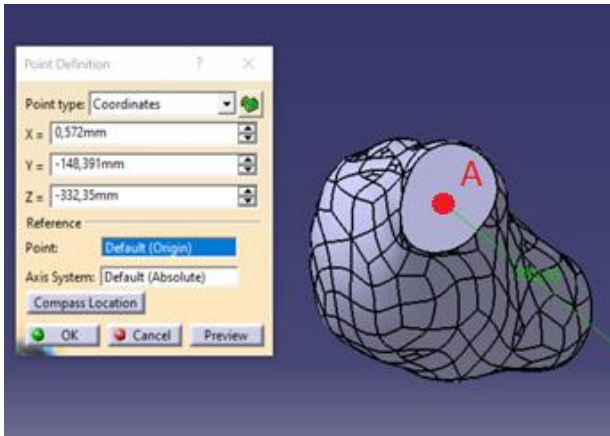


Figura 4.1 Introducción de puntos en Catia. Fuente propia.

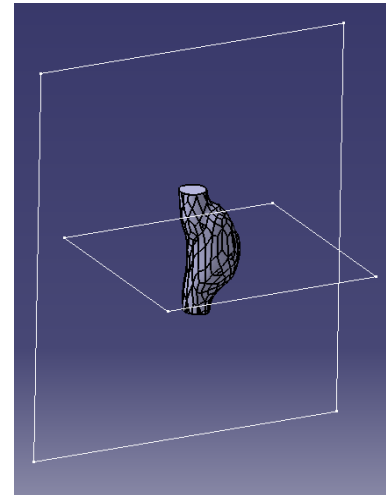


Figura 4.2 Planos de corte para longitud anterior. Fuente propia.

Seguidamente se crea un *Sketch* que permita realizar los cortes transversal y longitudinal requeridos y se realizan mediante la herramienta *Pocket*. El resultado del corte del aneurisma de uno de los pacientes analizados es el mostrado en la figura 4.3:

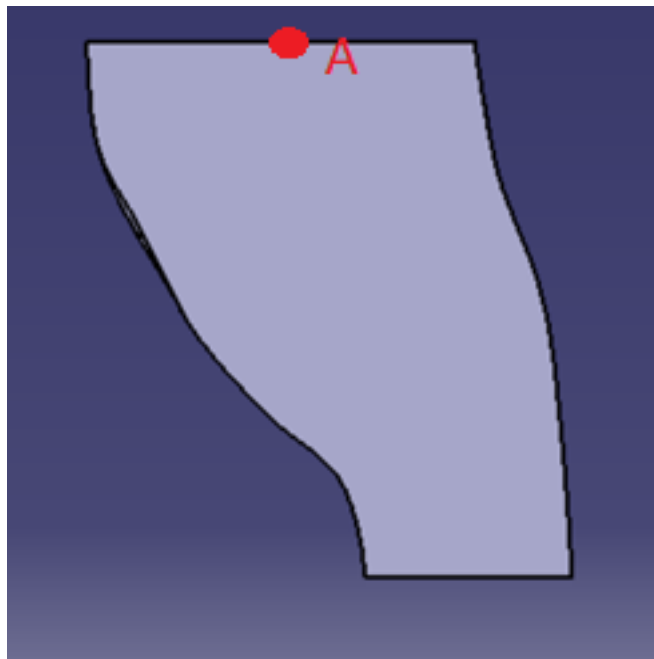


Figura 4.3 Aneurisma seccionada. Fuente propia.

La longitud anterior corresponde a la distancia medida entre el punto definido anteriormente (Punto A) y la pared anterior (Punto B). Para medir esta distancia se utiliza la herramienta *Measure Between* y el resultado de esta operación es la longitud anterior. En la figura 4.4 se muestra una captura del resultado final.

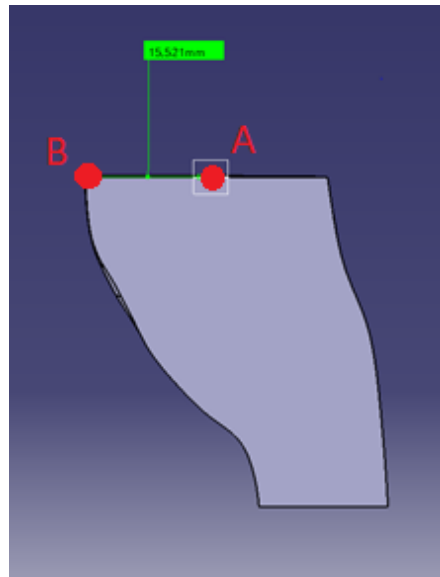


Figura 4.4 Medición de la longitud anterior de un AAA.  
Fuente propia.

- **Longitud posterior ( $l_p$ )**

Corresponde con la distancia medida desde el punto central del plano de diámetro máximo hasta la pared posterior, es decir, hasta la pared del aneurisma que se apoya sobre la columna vertebral. Para calcularla se utiliza la expresión 4.1, debido a que la suma de la longitud anterior y posterior en el plano de diámetro máximo debe ser igual al diámetro máximo.

$$l_p = d_{max} - l_a \text{ (Ecuación 4.1)}$$

Donde:

$l_p$ : Longitud posterior.

$d_{max}$ : Diámetro máximo.

$l_a$ : Longitud anterior.

- **Volumen del AAA ( $V$ )**

Este volumen se calcula a través del software *Catia*, correspondiendo éste a la totalidad del saco aneurismático y el volumen que tiene el lumen, cuya suma es el volumen por el que pasa la corriente sanguínea a medida que fluye por el aneurisma. Con estos dos volúmenes, es posible calcular el volumen de trombo que existe en la arteria a partir de la diferencia entre ambos volúmenes.



Su cálculo se realiza mediante la herramienta *Measure Volume*. Previamente es necesario haber cortado los modelos por el plano proximal y distal para reducir el problema al volumen de control que se quiere estudiar y así realizar la toma de datos sólo en la zona de interés.

- **Tortuosidad del AAA ( $T$ )**

La tortuosidad es la relación entre la longitud de la línea central del AAA y la línea recta que une los puntos que se encuentran en la línea central y en los cuellos proximal y distal, es decir, la relación existente entre la longitud teórica y la longitud real de la línea central media. Esta se puede calcular mediante el software *VMTK* tanto como para el aneurisma completo como para las bifurcaciones. Se obtienen unos archivos *.DAT* con la información correspondiente se ha extraído la tortuosidad del AAA completo. En este caso se ha extraído información de la tortuosidad del AAA completo.

Los comandos utilizados para extraer dicha información se encuentran en el Anexo I.

- **Longitud de asimetría ( $l_{asim}$ )**

Se procederá al cálculo de un parámetro que no ha sido objeto de estudio por otros autores que trabajaron este tema con anterioridad y que podría llegar a ser considerado como un parámetro de influencia sí, en este estudio o en estudios posteriores, se encuentran relaciones de consistencia que apoyaran este hecho. Se trata de la longitud de asimetría, la cual podríamos definir, como la longitud existente entre la recta que une los puntos pertenecientes a la línea central media que se encuentran en los planos distal y proximal y el punto correspondiente a la sección de diámetro máximo.

Esta longitud representa una distancia de asimetría, es decir, si el aneurisma fuera un cilindro recto, esta longitud sería igual a cero porque la recta que une los puntos del plano distal y proximal pasaría por el punto central de la sección de diámetro máximo. También podría darse el caso de que el diámetro máximo del aneurisma se encuentre en uno de los planos considerados como cuello distal o proximal, quedando parte del aneurisma fuera de lo que se ha considerado como cuello aneurismático durante el estudio, y teniendo una longitud de asimetría igual a cero porque coincide con el punto del plano distal o proximal, dependiendo de la zona en la que se encuentre. En la figura 4.5 se muestra un ejemplo de este último caso, en el que se ha marcado en verde el plano del cuello distal, que corresponde con el plano de diámetro máximo, siendo el mismo punto en ambos casos.

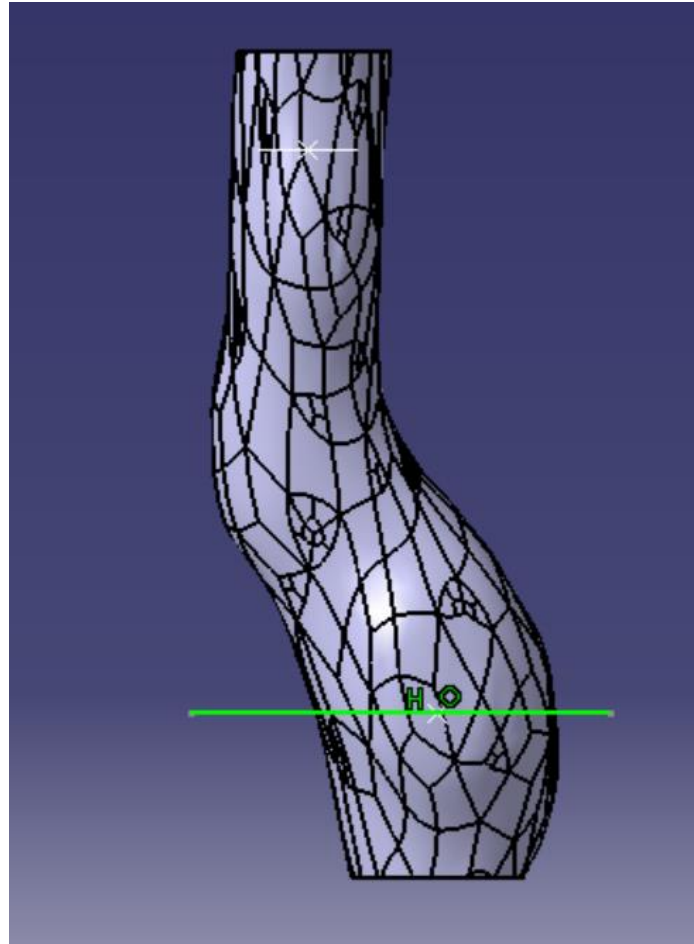


Figura 4.5 Aneurisma con diámetro máximo en cuello distal. Fuente propia

Para calcular esta distancia se requiere el uso del software *Catia*. El primer paso consta en colocar los puntos que pertenecen a los planos proximal y distal y a su vez a la línea central media calculada mediante el software *VMTK*. Como se comentó anteriormente, este software ofrece las coordenadas en X, en Y y en Z de los puntos que ha ido tomando sobre la línea central. Para realizar el posicionamiento de dichos puntos se procede de la misma forma que se explicó anteriormente, tal y como se muestra en la figura 4.1.

Una vez colocados los puntos de los planos proximal y distal, se unen mediante una recta haciendo uso de la herramienta *Line*, que se encuentra en la misma barra de tareas que en el paso anterior. En la figura 4.6 se muestra el resultado de esta operación:

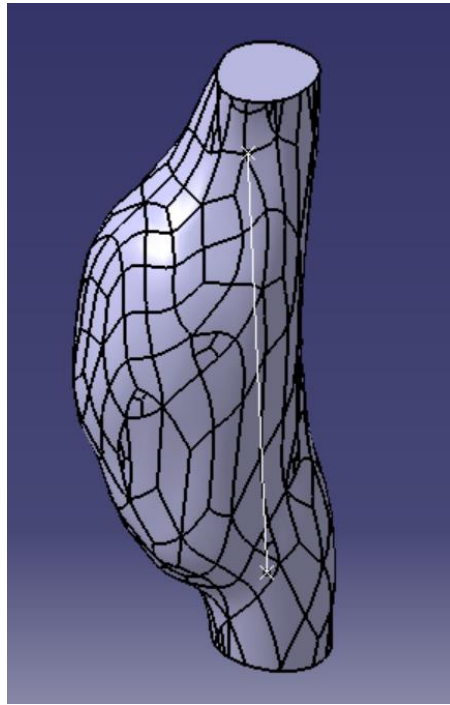


Figura 4.6 Recta que une los puntos del cuello proximal y distal. Fuente propia.

El siguiente paso consiste en localizar el punto de diámetro máximo en las tablas e introducir dicho punto en *Catia* tal y como se ha realizado anteriormente. A continuación, se crea un corte en el modelo 3D a través del plano que pasa por ese punto y es paralelo a los cortes de los planos proximal y distal y se une de forma perpendicular a la recta que se proyecta en este plano, que es la recta que se creó en el paso anterior para unir los dos primeros puntos. La longitud de esta recta es la longitud de asimetría que se buscaba, tal y como se muestra en la figura 4.7:

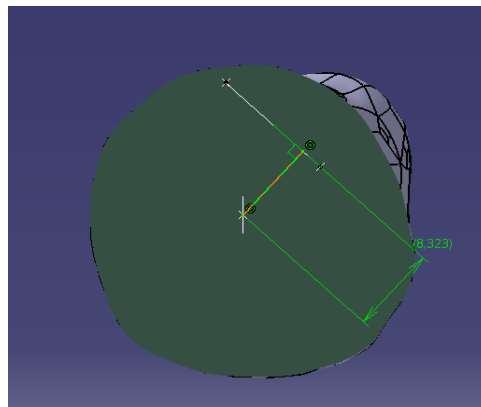


Figura 4.7 Medición de longitud de asimetría. Fuente propia.

A continuación, se exponen los resultados de las propiedades geométricas calculadas para cada uno de los pacientes, así como una figura del modelo del lumen del aneurisma:

**Caso 1:**

Diámetro máximo	32,15	mm
Diámetro lumen	26,37	mm
Diámetro proximal	17,44	mm
Diámetro distal	18,58	mm
Longitud saco	61,96	mm
Longitud anterior	16,63	mm
Longitud posterior	14,46	mm
Volumen	3,9 E-05	m <sup>3</sup>
Tortuosidad	0,05933	
Longitud asimetría	8,771	mm

Tabla 4.1 Datos geométricos del lumen del paciente 1

**Caso 2:**

Diámetro máximo	27,78	mm
Diámetro lumen	21,29	mm
Diámetro proximal	16,9	mm
Diámetro distal	27,78	mm
Longitud saco	60,69	mm
Longitud anterior	14,01	mm
Longitud posterior	13,77	mm
Volumen	3,135 E-05	m <sup>3</sup>
Tortuosidad	0,03617	
Longitud asimetría	0	mm

Tabla 4.2 Datos geométricos del lumen del paciente 2

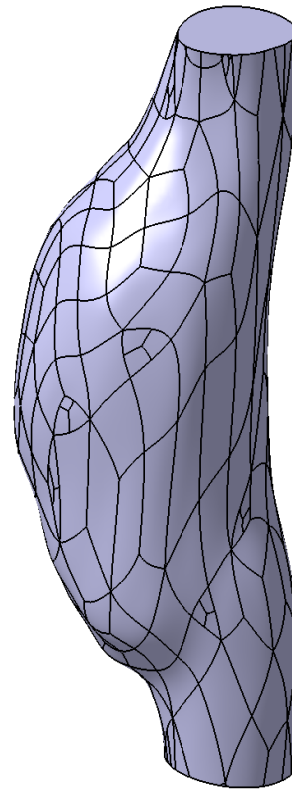


Figura 4.8 Lumen del paciente 1. Fuente propia.

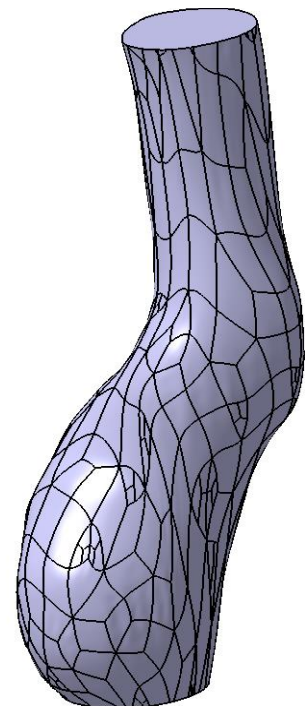


Figura 4.9 Lumen del paciente 2. Fuente propia.

Este paciente posee una longitud de asimetría igual a cero milímetros debido a que el plano de diámetro máximo corresponde con el plano que se ha definido como plano distal,

por lo tanto, se deduce que el punto que ha calculado el software *VMTK* perteneciente a la línea media y al plano de diámetro máximo es el mismo punto que el del cuello distal.

**Caso 3:**

Diámetro máximo	31,31	mm
Diámetro lumen	22,23	mm
Diámetro proximal	21,78	mm
Diámetro distal	16,47	mm
Longitud saco	49,91	mm
Longitud anterior	13,6	mm
Longitud posterior	18,71	mm
Volumen	2,432 E-05	m <sup>3</sup>
Tortuosidad	0,03651	
Longitud asimetría	1,9463	mm

Tabla 4.3 Datos geométricos del lumen del paciente 3

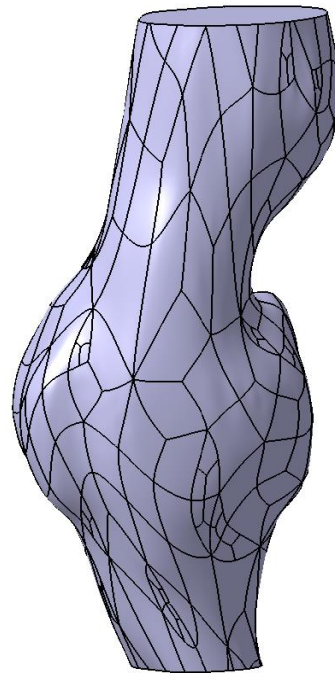


Figura 4.10 Lumen del paciente 3. Fuente propia.

**Caso 4:**

Diámetro máximo	36,23	mm
Diámetro lumen	24,37	mm
Diámetro proximal	18,24	mm
Diámetro distal	28,11	mm
Longitud saco	56,55	mm
Longitud anterior	18,18	mm
Longitud posterior	22,27	mm
Volumen	3,612 E-05	m <sup>3</sup>
Tortuosidad	0,04580	
Longitud asimetría	4,759	mm

Tabla 4.4 Datos geométricos del lumen del paciente 4

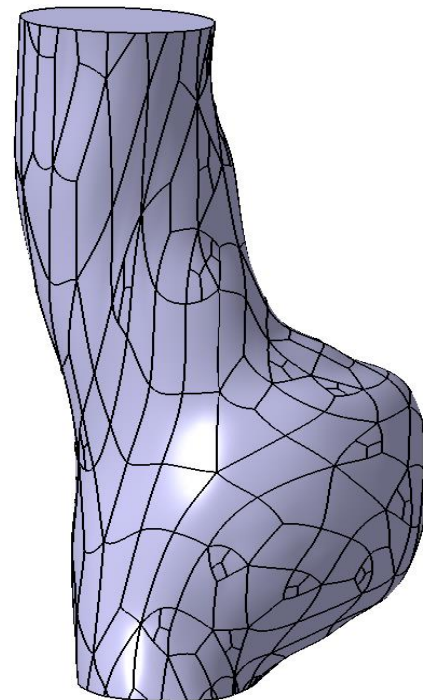


Figura 4.11 Lumen del paciente 4. Fuente propia.

**Caso 5:**

Diámetro máximo	39,95	mm
Diámetro lumen	28,78	mm
Diámetro proximal	20,5	mm
Diámetro distal	37,62	mm
Longitud saco	44,31	mm
Longitud anterior	18,83	mm
Longitud posterior	21,12	mm
Volumen	4,42 E-05	m <sup>3</sup>
casTortuosidad	0,02589	
Longitud asimetría	0,617	mm

Tabla 4.5 Datos geométricos del lumen del paciente 5

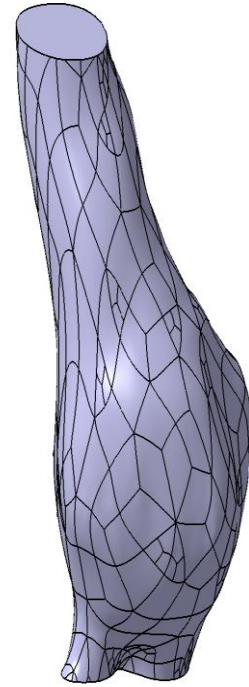


Figura 4.12 Lumen del paciente 5. Fuente propia.

**Caso 6:**

Diámetro máximo	28,98	mm
Diámetro lumen	23,71	mm
Diámetro proximal	19,84	mm
Diámetro distal	19,98	mm
Longitud saco	53,15	mm
Longitud anterior	13,65	mm
Longitud posterior	15,33	mm
Volumen	2,762 E-05	m <sup>3</sup>
Tortuosidad	0,01590	
Longitud asimetría	2,869	mm

Tabla 4.6 Datos geométricos del lumen del paciente 6

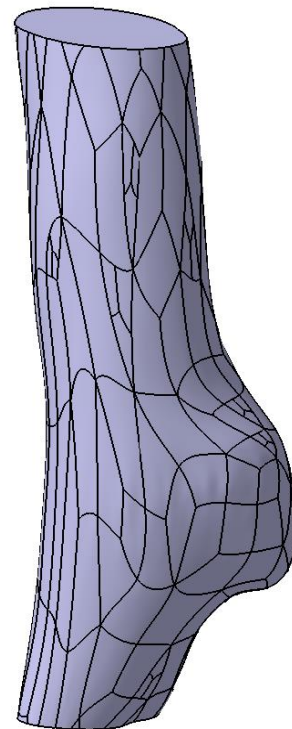


Figura 4.13 Lumen del paciente 6. Fuente propia.



**Caso 7:**

Diámetro máximo	28,99	mm
Diámetro lumen	24,04	mm
Diámetro proximal	23,78	mm
Diámetro distal	23,36	mm
Longitud saco	62,64	mm
Longitud anterior	15,423	mm
Longitud posterior	12,567	mm
Volumen	3,035 E-05	m <sup>3</sup>
Tortuosidad	0,031678419	
Longitud asimetría	4,99	mm

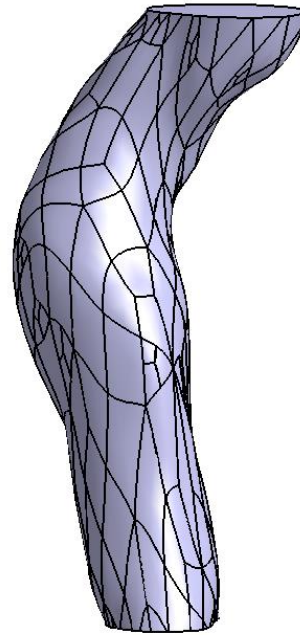


Figura 4.14 Lumen del paciente 7. Fuente propia.

**Caso 8:**

Diámetro máximo	33,26	mm
Diámetro lumen	27,51	mm
Diámetro proximal	23,63	mm
Diámetro distal	23,46	mm
Longitud saco	64,04	mm
Longitud anterior	16,59	mm
Longitud posterior	16,67	mm
Volumen	4,533 E-05	m <sup>3</sup>
Tortuosidad	0,02129	
Longitud asimetría	1,001	mm

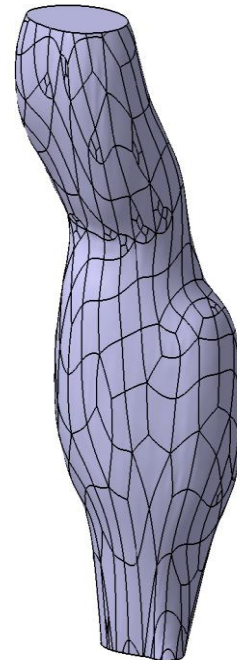


Figura 4.15 Lumen del paciente 8. Fuente propia.

Tabla 4.8 Datos geométricos del lumen del paciente 8

**Caso 9:**

Diámetro máximo	27,01	mm
Diámetro lumen	25,37	mm
Diámetro proximal	25,21	mm
Diámetro distal	24,17	mm
Longitud saco	65,63	mm
Longitud anterior	13,85	mm
Longitud posterior	14,94	mm
Volumen	3,725 E-05	m <sup>3</sup>
Tortuosidad	0,02895	
Longitud asimetría	0,314	mm

Tabla 4.9 Datos geométricos de lumen del paciente 9

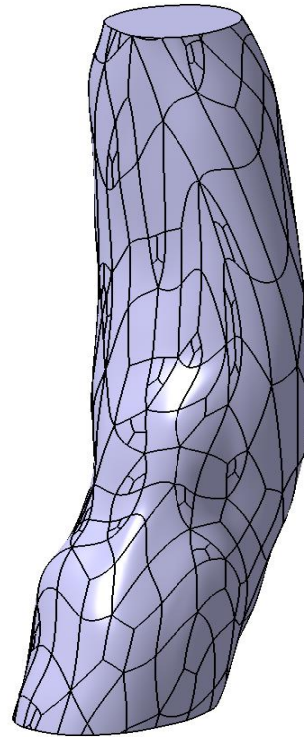


Figura 4.16 Lumen del paciente 9. Fuente propia.

**4.3. Factores geométricos**

En este apartado se pretende utilizar los parámetros calculados anteriormente con el fin de aplicar el Método de los Biodeterminantes Geométricos y obtener el Índice de Peligrosidad de cada uno de los casos analizados, que muestra el riesgo de ruptura del AAA. En función del valor obtenido de dicho índice se realizará la recomendación clínica pertinente.

**4.3.1 Introducción al método de los Factores Biodeterminantes Geométricos**

A partir de los años 60 y gracias un estudio realizado por *Fillinguer*<sup>[7]</sup> la decisión de intervención quirúrgica en un paciente debido a un cuadro aneurismático venía de la mano del diámetro máximo. En este estudio se ratificaba que un aneurisma con un diámetro máximo superior a 6 cm posee una mayor probabilidad de rotura en comparación a los de diámetro inferior. Estudios posteriores realizados por otras organizaciones de prestigio, tales como *UK-SAT* y *AneurismDetection and Management*, descienden este límite a 5,5 cm gracias a observaciones experimentales <sup>[8]</sup> <sup>[9]</sup>.



Otro de los parámetros valorados más importantes, a la hora de evaluar el riesgo de ruptura en el estudio de *Fillinguer* es la tasa de deformación, considerando un valor límite a partir del cual realizar la intervención en 0,5 centímetros al año. Se debe considerar que no todos los aneurismas rompen si superan una de estas medidas, por lo que han ido surgiendo otros métodos más complejos en los que se tienen en cuenta otros factores determinantes.

Actualmente, uno de los métodos utilizados para evaluar el riesgo de ruptura de AAA y tomar una decisión sobre una posible intervención quirúrgica es el método de los Factores Biomecánicos, donde se combinan factores de distintas naturalezas, tanto geométricas como estructurales, para definir parámetros adimensionales. A partir de estos parámetros, se puede estimar el riesgo potencial de un aneurisma asignándoles un coeficiente de ponderación a cada uno de los parámetros calculados. Entonces, es posible estimar el riesgo de ruptura de forma cuantitativa, obteniendo un resultado entre 0 y 1, representando el 0 el riesgo menor y el 1 un riesgo inminente.

Uno de los primeros en realizar un estudio detallado sobre el método de los Factores Biomecánicos fue *Kleinstreuer y Li* <sup>[10]</sup>, quienes introducen un primer parámetro que evalúa el riesgo de ruptura de un AAA. En este trabajo, dicho método ha sido modificado para considerar sólo los parámetros geométricos que pueden ser medidos directamente de una tomografía axial computarizada o en una resonancia magnética. Este método también permite ser utilizado durante el seguimiento del paciente, tomando las medidas de los principales parámetros de la imagen obtenida en un TAC.

De esta forma, se puede realizar una evaluación de la influencia sobre la ruptura de cada uno de los factores definidos y realizar una recomendación clínica en torno a la intervención quirúrgica.

#### 4.3.2 Método de los Factores Biodeterminantes Geométricos

En este método se pretende calcular un parámetro comprendido entre 0 y 1 denominado Índice de Peligrosidad, que sea capaz de cuantificar el riesgo de ruptura de un AAA que posee un paciente durante un episodio aneurismático y hacer una evaluación clínica en torno al mismo. Para ello, se calculará el riesgo ponderado de una serie de factores adimensionales a los que se les aplicará el correspondiente coeficiente de ponderación con el fin de determinar el índice de peligrosidad. En función del valor obtenido se realizará la valoración pertinente. Para calcular el índice de peligrosidad se utilizará el nivel de riesgo ponderado y el coeficiente de ponderación.

El nivel de riesgo ponderado ( $P_i$ ) tiene en cuenta la probabilidad de ruptura del AAA. Se divide en cuatro tipos: Riesgo Bajo, Riesgo Medio, Riesgo Alto y Peligroso; y cada uno de ellos posee un rango de valores para cada uno de los parámetros.

El coeficiente de ponderación ( $w_i$ ) tiene en cuenta el peso del factor al que corresponde en la frecuencia de ocurrencia de la ruptura del AAA.

El índice de peligrosidad ( $IP$ ) es el valor que representa el riesgo de ruptura para cada AAA. Se calcula utilizando la expresión 4.2 a partir de todos los Factores Biodeterminantes Geométricos.

$$IP = \sum w_i \cdot P_i \quad (\text{Ecuación 4.2})$$

Donde:

$SP$ : Índice de peligrosidad. Toma valores entre 0 y 1, siendo 0 un riesgo mínimo y 1 un riesgo inminente.

$w_i$ : Factor de ponderación de cada uno de los parámetros.

$P_i$ : Nivel de riesgo ponderado de cada uno de los parámetros.

El índice de peligrosidad puede tomar una serie de valores que se recogen en la tabla 4.10, la cual presenta unos rangos de valores en los que se cuantifica el riesgo de ruptura y se da una recomendación clínica.

Valor del Índice de Peligrosidad IP	Riesgo de ruptura	Recomendación clínica
$\leq 0,1$	Sin riesgo	No se realiza ninguna acción
0,1	Riesgo Bajo	Se realiza un seguimiento del paciente en periodos de tiempo cortos.
0,3	Riesgo Medio	Se considera la intervención quirúrgica. Si el paciente sufre sintomatología grave se considera seriamente esta opción.
0,7	Riesgo Alto	Existe un riesgo muy alto para el paciente, ha de realizarse una intervención quirúrgica en un plazo corto de tiempo.
1	Peligroso	Se requiere intervención quirúrgica inmediata debido a la alta probabilidad de ruptura del AAA.

Tabla 4.10 Recomendación clínica según el valor del IP

Los parámetros adimensionales que serán calculados para determinar el riesgo de ruptura han sido tabulados junto con su coeficiente de ponderación en la tabla 4.11. Como se puede observar, los factores con más influencia en el valor final del Índice de Peligrosidad son la tasa de deformación, que depende del diámetro máximo, y la tasa de crecimiento, pudiendo comprobar que son los criterios de los métodos clásicos mencionados anteriormente.

Factor Biodeterminante	Coeficiente de ponderación
(i=1) Tasa de deformación $X$	0,35
(i=2) Coeficiente de asimetría $\beta$	0,1
(i=3) Índice de dilatación $\gamma$	0,1
(i=4) Ratio de área máxima trombo-aneurisma $\alpha$	0,1
(i=5) Espesor relativo $T$	0,1
(i=6) Tasa de crecimiento $\varepsilon$	0,25

Tabla 4.11 Factores biodeterminantes con sus coeficientes de ponderación

La tabla 4.12 muestra cada uno de los factores calculados con los valores típicos del riesgo que presenta el AAA para el paciente.

Factor Biodeterminante	Riesgo Bajo	Riesgo Medio	Riesgo Alto	Peligroso
Tasa de deformación $X$	1,20 - 1,70	1,71 - 2,30	2,31 - 3,29	$\geq 3,3$
Coeficiente de asimetría $\beta$	1,0 - 0,90	0,80 - 0,70	0,60 - 0,5	$\leq 0,4$
Índice de dilatación $\gamma$	$\geq 0,75$	0,74 - 0,69	0,68 - 0,61	$\leq 0,6$
Ratio de área máxima trombo-aneurisma $\alpha$	0,1 - 0,24	0,25 - 0,44	0,45 - 0,61	$\geq 0,62$
Espesor relativo $T$	0,05 - 0,042	0,041 - 0,025	0,024 - 0,011	$\leq 0,010$
Tasa de crecimiento $\varepsilon$	0,1 - 0,17	0,18 - 0,30	0,31 - 0,49	$\geq 0,50$

Tabla 4.12 Valores de riesgo de los factores biodeterminantes

#### 4.3.3 Parámetros calculados: Explicación y Resultados

A continuación, se realiza una explicación detallada de cada uno de los parámetros de influencia sobre el índice de peligrosidad, así como las expresiones utilizadas para su cálculo y desarrollo:

- Tasa de deformación ( $X$ )

Se trata de un parámetro relativo que puede ayudar mucho a la estimación de la situación del paciente, ya puede expresarse como la relación entre el diámetro original de aneurisma y el diámetro transversal máximo del mismo y puede comprobarse fácilmente si está creciendo a un ritmo muy acelerado o no porque compara la situación inicial con la situación final si se compara varias veces entre sí a lo largo de la evolución de la enfermedad del paciente. Comparar ambas situaciones ofrece una ventaja clara a este parámetro a la hora de analizar el riesgo de ruptura de un aneurisma.

La ecuación 4.3 muestra la forma de calcular la tasa de deformación:

$$X = \frac{d_{max}}{d} \quad (\text{Ecuación 4.3})$$

Donde:

$X$ : Tasa de deformación.

$d_{max}$ : Diámetro transversal máximo.

$d$ : Diámetro original de la arteria sin deformar.

Una tasa de deformación elevada implica mayores riesgos de ruptura que una menor, ya que en la mayor habrá crecido más rápidamente, siendo una situación peligrosa para el paciente. Estudios previos muestran que este parámetro ofrece una gran cantidad de información relevante de una forma sencilla y estiman el valor límite de este parámetro en un valor de 3,3 [11] [12]. Si la tasa de deformación supera este umbral, es necesaria una operación urgente con el fin de que el aneurisma soporte las tensiones y no rompa.

Los resultados obtenidos durante el cálculo de la tasa de deformación, junto con los datos necesarios para su cálculo se encuentran en la tabla 4.13 y su nivel de riesgo:

Caso	Diámetro máximo (mm)	Diámetro arteria sin deformar (mm)	Tasa de deformación	Nivel de Riesgo
1	32,15	17,44	1,66	Bajo
2	27,78	16,9	1,64	Bajo
3	31,31	21,78	1,44	Bajo
4	36,23	26,5	1,37	Bajo
5	39,95	23,5	1,7	Medio
6	28,98	19,84	1,46	Bajo
7	28,99	23,78	1,22	Bajo
8	33,26	23,63	1,41	Bajo
9	27,01	25,21	1,07	Bajo

Tabla 4.13 Resultados tasa de deformación con su nivel de riesgo correspondiente

- **Coefficiente de asimetría ( $\beta$ )**

Parámetro adimensional que estima la excentricidad de la arteria distal y del trombo del aneurisma debido a que la columna vertebral crea, en la mayoría de los casos, un aneurisma asimétrico. La ecuación 4.4 representa el cálculo del coeficiente de asimetría:

$$\beta = \frac{d_{max} - l_a}{l_a} \quad (\text{Ecuación 4.4})$$

Donde:

$\beta$ : Coeficiente de asimetría.

$d_{max}$ : Diámetro máximo transversal del AAA.

$l_a$ : Longitud anterior del AAA.

Los resultados del cálculo del coeficiente de asimetría, así como los datos necesarios para su cálculo se encuentran en la tabla 4.14:

Caso	Diámetro máximo (mm)	Longitud anterior (mm)	Coefficiente asimetría	Riesgo
1	32,15	19,66	0,64	Alto
2	27,78	12,01	1,31	Bajo
3	31,31	16,23	0,93	Bajo
4	36,23	19,22	0,88	Medio
5	39,95	19,1	1,09	Bajo
6	28,98	14,31	1,03	Bajo
7	28,99	15,423	0,88	Medio
8	33,26	16,38	1,03	Bajo
9	27,01	12,37	1,18	Bajo

Tabla 4.14 Resultados coeficiente de asimetría con su nivel de riesgo correspondiente

- **Índice de dilatación ( $\gamma$ )**

Se define como la relación entre el diámetro máximo transversal y la longitud total del saco aneurismático. Es un parámetro adimensional que indica la esbeltez del aneurisma. Esta relación se muestra en la ecuación 4.5.

$$\gamma = \frac{d_{max}}{l_{AAA}} \text{ (Ecuación 4.5)}$$

Donde:

$d_{max}$ : Diámetro máximo transversal del AAA.

$l_{AAA}$ : Longitud total del AAA.

En la tabla 4.15 se encuentran los datos necesarios para el cálculo del índice de dilatación, así como el valor del mismo para cada uno de los pacientes:

Caso	Diámetro máximo (mm)	Longitud saco aneurismático (mm)	Índice de dilatación	Riesgo
1	32,15	51,63	0,62	Alto
2	27,78	60,69	0,46	Peligroso
3	31,31	49,91	0,63	Alto
4	36,23	56,55	0,64	Alto
5	39,95	50,21	0,8	Bajo
6	28,98	53,15	0,55	Peligroso
7	28,99	62,64	0,46	Peligroso
8	33,26	64,04	0,52	Peligroso
9	27,01	65,63	0,41	Peligroso

Tabla 4.15 Resultados índice de dilatación con su nivel de riesgo correspondiente

- **Ratio de área máxima trombo-aneurisma ( $\alpha$ )**

La presencia de trombo intraluminal en un aneurisma hace que exista disparidad a la hora de evaluar un aneurisma entre distintos doctores ya que algunos autores plantean la posibilidad de que un trombo en un aneurisma acelera la ruptura, mientras



que otros autores han establecido que el trombo puede actuar como aliviador de tensiones, disminuyéndolas en la pared aneurismática.

Por ello, se define un parámetro que evalúe el efecto de la presencia de un trombo. Este parámetro se define en la ecuación 4.6:

$$\alpha = \frac{A_{ILTmax}}{A_{AAAmax}} = \frac{A_{ILTmax}}{A_{lumenmax} + A_{ILTmax}} \quad (\text{Ecuación 4.6})$$

Donde:

$\alpha$ : Ratio de área máxima trombo-aneurisma.

$A_{ILTmax}$ : Área transversal del trombo intraluminal en la sección de diámetro máximo.

$A_{AAAmax}$ : Área transversal del aneurisma en la sección de diámetro máximo.

$A_{lumenmax}$ : Área transversal del lumen en la sección de diámetro máximo.

$A_{ILTmax}$ : Área transversal del trombo en la sección de diámetro máximo.

Los resultados obtenidos durante el cálculo del ratio de área máxima trombo-aneurisma, junto con los datos necesarios para su cálculo se encuentran en la tabla 4.16:

Caso	Diámetro máximo (mm)	Diámetro lumen	Relación Área ILT/AAA	Riesgo
1	32,15	26,37	0,33	Medio
2	27,78	21,29	0,41	Medio
3	31,31	22,23	0,5	Alto
4	36,23	24,37	0,55	Alto
5	39,95	28,78	0,48	Alto
6	28,98	23,71	0,33	Medio
7	28,99	24,04	0,31	Medio
8	33,26	27,51	0,32	Medio
9	27,01	25,37	0,12	Bajo

Tabla 4.16 Resultados relación área ILT/AAA con su nivel de riesgo correspondiente

- **Espesor relativo (T)**

Por lo general, debido a la geometría de un aneurisma, el espesor de la pared es variable tanto en las zonas de cuello proximal y distal, como a lo largo del saco aneurismático. El espesor relativo es un parámetro adimensional que expresa la relación

entre el espesor de la pared y el diámetro máximo del aneurisma, como se muestra en la ecuación 4.7:

$$T = \frac{t}{d_{max}} \text{ (Ecuación 4.7)}$$

Donde:

$T$ : Espesor relativo

$t$ : Espesor de pared. Según bibliografía, como se comentó anteriormente, se tomará el valor de  $t=1,7$  mm ya que es imposible conocer dicho espesor sin recurrir a una cirugía y representa un valor medio.

En la tabla 4.17 se encuentran los datos necesarios para el cálculo espesor relativo, así como el valor del mismo para cada uno de los pacientes:

Caso	Diámetro máximo (mm)	Espesor relativo	Riesgo
1	32,15	0,053	Bajo
2	27,78	0,061	Bajo
3	31,31	0,054	Bajo
4	36,23	0,047	Bajo
5	39,95	0,043	Medio
6	28,98	0,059	Bajo
7	28,99	0,058	Bajo
8	33,26	0,051	Bajo
9	27,01	0,063	Bajo

Tabla 4.17 Resultados relación espesor relativo con su nivel de riesgo correspondiente

- **Tasa de crecimiento ( $\epsilon$ )**

Considerado uno de los factores más importantes para evaluar la posibilidad de rupturas de AAAs, se calcula a partir de la ecuación 4.8:

$$\epsilon = \frac{d_{max} - d_{max}^{prev}}{d_{max}^{prev}} \text{ (Ecuación 4.8)}$$

Donde:

$\varepsilon$ : Tasa de crecimiento.

$d_{max}^{prev}$ : Diámetro transversal máximo del AAA medido previamente.

Por lo general, el diámetro transversal del aneurisma medido previamente es un dato que no se ha medido y no se dispone de él porque se empiezan a realizar mediciones sobre el AAA y su arteria cuando ya ha aparecido la patología. En estos casos se utiliza la expresión 4.9 para calcularlo:

$$d_{max}^{prev} = d_{max} - \dot{d}_{max} \cdot \Delta t \quad (\text{Ecuación 4.9})$$

Donde:

$\dot{d}_{max}$ : Velocidad de crecimiento del AAA.

$\Delta t$ : Intervalo de tiempo.

La velocidad de crecimiento del aneurisma se puede calcular a partir de la correlación de Bernstein et al. [13] para cada uno de los pacientes. Esta correlación se muestra en la ecuación 4.10:

$$\dot{d}_{max} = 0,0067 \cdot d_{max}^3 - 0,4 \cdot d_{max}^2 - 0,0317 \cdot d_{max} + 0,705 \left(\frac{cm}{año}\right) \quad (\text{Ecuación 4.10})$$

Donde:

$d_{max}$ : Diámetro transversal máximo del AAA

La tabla 18 muestra los resultados obtenidos a la hora de realizar el cálculo de la tasa de crecimiento, así como los cálculos realizados para su obtención:

Caso	Diámetro máximo (mm)	Diámetro máximo (cm)	Velocidad de crecimiento (cm/año)	Diámetro previo (mm)	Tasa de crecimiento	Riesgo
1	32,15	3,22	0,41	23,91	0,34	Alto
2	27,78	2,78	0,45	18,75	0,48	Alto
3	31,31	3,13	0,42	22,92	0,37	Alto
4	36,23	3,62	0,38	35,47	0,22	Medio

5	39,95	3,99	0,37	32,6	0,23	Medio
6	28,98	2,90	0,44	20,18	0,44	Alto
7	28,99	2,89	0,44	20,19	0,44	Alto
8	33,26	3,33	0,40	25,18	0,32	Alto
9	27,01	2,70	0,46	22,41	0,21	Medio

Tabla 4.18 Resultados tasa de crecimiento con su nivel de riesgo correspondiente

#### 4.3.4 Obtención del Índice de Peligrosidad

A partir del conjunto de los principales parámetros geométricos de los AAAs (diámetro máximo  $d_{max}$ , diámetro del lumen  $d_L$ , longitud saco aneurismática  $l_{AAA...}$ ) se obtienen los factores biodeterminantes geométricos a partir de relaciones funcionales entre los parámetros antes mencionados.

El valor obtenido de cada uno de los Factores Biodeterminantes se tabula en función del nivel de riesgo ponderado obtenido. Además, se le asocia un coeficiente de ponderación a cada uno de ellos. El coeficiente de ponderación ( $w_i$ ) tiene en cuenta el peso del factor en la frecuencia de ocurrencia de la ruptura del AAA, sin embargo, el nivel de riesgo ponderado ( $P_i$ ) considera el impacto de un factor en la probabilidad de ruptura del AAA.

El resultado de los valores obtenidos para el Índice de Peligrosidad (IP) para cada paciente se encuentran en la tabla 4.19:

Caso	Índice de peligrosidad	Riesgo
1	0,831817012	Alto
2	0,920531195	Alto
3	0,805260796	Alto
4	0,747529657	Alto
5	0,892273427	Alto
6	0,816280167	Alto
7	0,707228613	Medio
8	0,764466546	Alto



9	0,603858081	Medio
---	-------------	-------

Tabla 4.19 Resultados Índice Peligrosidad con su nivel de riesgo correspondiente

Los rangos del nivel de riesgo del Índice de Peligrosidad han sido extraídos en la tabla 4.20:

IP	Riesgo Bajo	Riesgo Medio	Riesgo Alto	Peligroso
Nivel de riesgo	0,1	0,3	0,7	1

Tabla 4.20 Nivel de riesgo para el Índice de Peligrosidad





## **CAPÍTULO 5: SIMULACIÓN MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS**







## CAPÍTULO 5: SIMULACIÓN MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS

### 5.1 Introducción

Conocer la distribución de tensiones de un aneurisma permite obtener información clave a la hora de evaluar el seguimiento de un paciente, ya que, por ejemplo, permite conocer el índice potencial de ruptura, un indicador adimensional que cuantifica el riesgo de ruptura de un AAA mediante la tensión máxima que se genera en el aneurisma y la resistencia mínima de la pared del mismo.

Para calcular la distribución de tensiones se realiza un análisis de elementos finitos, en este caso se ha utilizado el software *Ansys 16.0*, programa muy elaborado que se utiliza frecuentemente en la ingeniería para realizar simulaciones de fluidodinámica, cálculo de estructuras, transferencia de calor, electromagnetismo, etc.; a través del uso de distintos módulos que se pueden interconectar entre sí, pudiendo aprovechar los resultados de una simulación en un módulo completamente distinto.

Es necesario conocer el comportamiento de los materiales implicados en la simulación para que ésta arroje resultados reales y precisos. Como se va a estudiar la interacción del paso de la sangre mediante el aneurisma, lo que se conoce como interacción fluido-estructura, hay que definir los parámetros tensionales que describen el comportamiento mecánico de la pared en la dirección longitudinal y en la dirección circunferencial. En estudios anteriores se determinó que la arteria respondía con un comportamiento hiperelástico ante el paso continuo de sangre y se aproximaron los valores de estos parámetros tensionales en los que se pueden encontrar en la tabla 5.1.

Coeficiente	Valor (N/cm <sup>2</sup> )	Valor (MPa)
C10	21350	1,74E+05
C20	21700	1,881E+06

Tabla 5.1 Valores de los coeficientes de los parámetros tensionales

A continuación, se explican los pasos seguidos durante la simulación de los aneurismas en los distintos módulos.

### 5.2 Módulo Fluid Flow (Fluent): Simulación del flujo sanguíneo

Mediante el módulo Fluid Flow (Fluent) de *Ansys* se llevará a cabo la simulación del flujo de la corriente sanguínea a través de aneurismas de pacientes reales sin trombo. Para ello es necesario llevar a cabo una serie de pasos en cada una de las herramientas del módulo, los cuales se describen a continuación:

- **Geometry**

Ya que en este módulo se pretende simular el paso de la corriente sanguínea a través del aneurisma, la geometría que se importa es el lumen en el formato .STP procedente del *Catia* a través del comando *Import Geometry*. Estas superficies serán llamadas con el término “inlet” y “outlet” según sean la entrada o la salida, respectivamente. Si en el modelo se visualizan las arterias ilíacas, podrán ser numeradas con un número a continuación de la palabra “outlet”. En la figura 5.1 se muestra la geometría importada en el formato .STP. En la figura 5.1 puede observarse la geometría importada a este software.

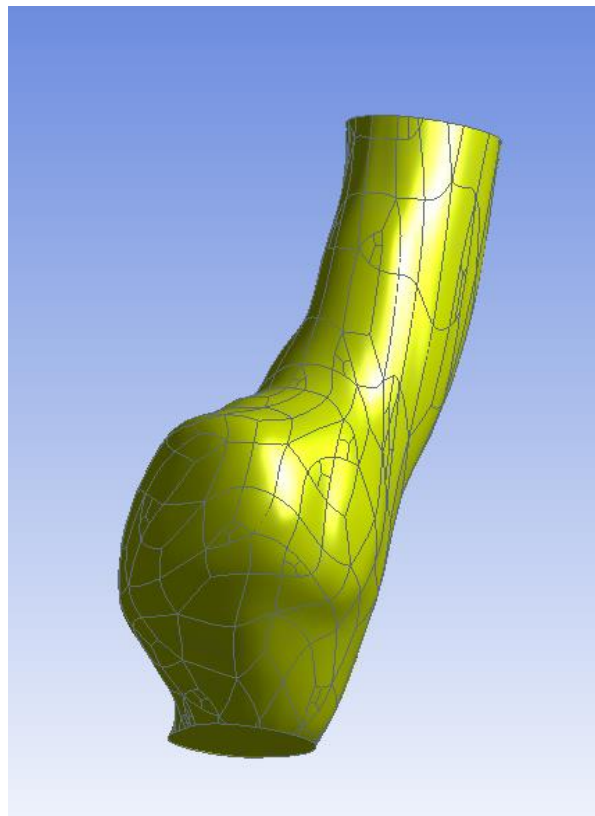


Figura 5.1 Geometría importada a Ansys. Fuente propia.

Una vez mostrada la geometría en el visualizador, se definen las zonas donde se impondrán las condiciones de contorno posteriormente. Estas zonas son las superficies de entrada y salida y se definen como tal mediante el comando *Named Selection* mediante el clic derecho.

- **Mesh**

El siguiente paso, es definir el mallado que envuelve el sólido generado anteriormente, en este caso el lumen. Definir el mallado puede ser un proceso bastante complicado debido a que un cambio de un parámetro puede aumentar la cantidad de nodos y elementos de forma muy considerable, haciendo que las simulaciones sean muy

lentas y de un gran coste computacional, pudiendo tardar en ser resueltas de 4 a 6 horas. Por ello, se han realizado una serie de mallados para comparar el número de nodos y elementos del mallado en función de los parámetros que se han activado con el objetivo de encontrar el que mejor se comporta con un coste computacional no muy elevado. Para ello, se han cogido los tamaños de los elementos entre 2 y 2,5 mm, ya que según se ha comprobado, un tamaño menor de 2 mm aumenta mucho el número de elementos y un mallado de 3 mm no consigue unos resultados demasiado precisos. Para comparar los números de nodos y elementos, se jugará con la opción *Use AdvancedSizeFunction* que permite introducirle al programa una función de tamaño de los nodos y dependiendo de la opción que se seleccione, se calculará la malla de una forma o de otra. En la tabla 5.2 se muestra la comparativa de estos mallados:

Malla 2 mm	Use Advanced Size Function: <b>OFF</b>	19711 Nodos
		102118 Elementos
	Use Advanced Size Function: <b>ON</b> Curvature: <b>ON</b>	51062 Nodos
		265920 Elementos
Malla 2,5 mm	Use Advanced Size Function: <b>ON</b> Proximity and curvature: <b>ON</b>	100055 Nodos
		526477 Elementos
	Use Advanced Size Function: <b>OFF</b>	11978 Nodos
		60226 Elementos
Malla 2,5 mm	Use Advanced Size Function: <b>ON</b> Curvature: <b>ON</b>	47506 Nodos
		245538 Elementos
	Use Advanced Size Function: <b>ON</b> Proximity and curvature: <b>ON</b>	98373 Nodos
		516928 Elementos

Tabla 5.2 Comparaciones de elementos de mallado

Como se puede comprobar en la tabla 5.2, activar la opción de Proximity and curvature provoca que el número de nodos del mallado se dispare, lo que implica que el coste computacional va a ser muy elevado debido a la gran cantidad de elementos que se generan y sobre los cuales el programa ha de realizar cálculos en cada instante de tiempo del ciclo cardíaco simulado, además de aumentar considerablemente la cantidad de nodos a ser analizados posteriormente.

Comparando el uso de la función Curvature, también se puede deducir que aumenta considerablemente el número de elementos si esta se ha activado, pero proporciona unos resultados muy fiables para el tipo de problema que se está abordando debido a la geometría del mismo. Finalmente, se ha activado la función *Use AdvancedSizeFunction*, haciendo uso de la función *Curvature* con un suavizado medio y transición entre nodos lenta.

Una vez definido el mallado, se puede continuar definiendo el resto de condiciones de la simulación. En las figuras 5.2y 5.3 se muestra un ejemplo del resultado de un mallado a un AAA con los parámetros seleccionados.

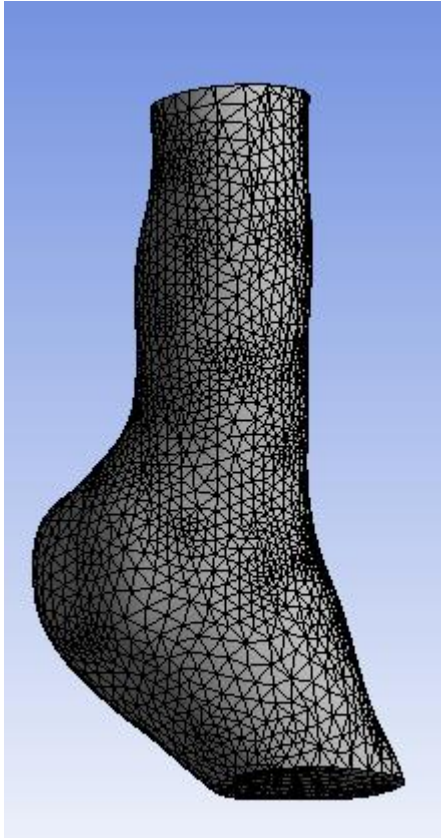


Figura 5.2 Mallado de un AAA vista anterior. Fuente propia.

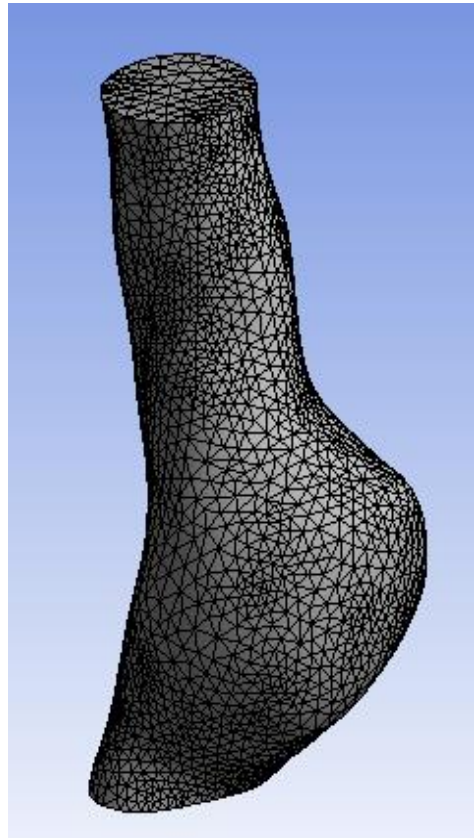


Figura 5.3 Mallado de un AAA vista posterior. Fuente propia.

- **Set up**

En este apartado se definirán todas las condiciones de la simulación que recreara el flujo sanguíneo en el interior de la arteria aneurismática.

En el apartado *General* se marca la opción *Transitorio* para el programa tome el paso del tiempo en distintos pasos (también llamados *steps*) y no lo considere como algo continuo para poder simular la onda de presión del fluido y para poder navegar entre los distintos momentos de la simulación. El tiempo entre distintos *steps* se puede modificar más adelante en el apartado *Run Calculation*.

Para realizar el análisis de flujo se consideraron condiciones de homogeneidad, se consideró la sangre como un fluido incompresible y laminar. Para tener todas estas condiciones en cuenta, en el apartado *Models* se marca la opción *ViscousLaminar* y en el apartado *Materials* se genera uno nuevo con una densidad de  $1050 \text{ kg/m}^3$  y una viscosidad de  $0,004 \text{ Pa}\cdot\text{s}$ , siendo ambos constantes durante el ensayo.

El siguiente paso es definir las condiciones de contorno de la simulación para las entradas y salidas mediante el apartado *BoundaryConditions*. Para ello, es necesario



introducir previamente el perfil de presión soportado en la salida y el perfil de velocidades parabólico en la entrada. Estos perfiles se encuentran definidos en lenguaje de programación C en el Anexo II, el cual devuelve los valores de velocidad y presión en función del tiempo de entrada. Ansys toma estos perfiles como funciones definidas por el usuario o *User Define Functions* y para introducirlos se hace mediante el comando *Interpreted* de la pestaña *Define*.

Esta función impone unas condiciones de contorno para el régimen transitorio que son:

- **Velocidad:** el perfil de velocidades se desarrolla en la sección de entrada del modelo del aneurisma, llamada inlet durante el proceso de simulación, y existe una condición de no deslizamiento de las paredes. Ambas condiciones se representan mediante las ecuaciones 5.1 y 5.2.

$$\vec{V} = 0; \text{ en toda la pared; (Ecuación 5.1)}$$

$$W(t) = 2 * (u(t)) * \left(1 - \frac{(x^2+y^2)}{R_a^2}\right); \text{ siendo } U=V=0 \text{ en } Z=0 \text{ (Ecuación 5.2)}$$

Donde:

$\vec{V}$ : Vector de velocidades. Posee coordenadas en X, Y y Z.

$W(t)$ : Velocidad respecto al eje Z en la entrada del AAA.

$u(t)$ : Perfil de velocidad del flujo sanguíneo a lo largo del ciclo cardíaco.

$x$ : Coordenada X de los puntos del AAA del paciente.

$y$ : Coordenada Y de los puntos del AAA del paciente.

$R_a$ : Radio de la aorta infrarrenal no deformada.

La gráfica de la velocidad medida durante la simulación del ciclo cardíaco gracias a la introducción de su perfil de velocidad se encuentra en la figura 5.4.

- **Presión:** las condiciones de contorno de presión impuestas sobre el AAA se introducen mediante un perfil de presión uniforme en la superficie de salida definida como outlet anteriormente. Estas condiciones de contorno se establecen a partir de las condiciones de la ecuación 5.3.

$$p = p(t) \forall (x, y, z) \in \text{outlet} \quad \text{(Ecuación 5.3)}$$

En la figura 5.5 se muestra la gráfica de la presión ejercida en la salida debido a la simulación de la corriente sanguínea a través del AAA.

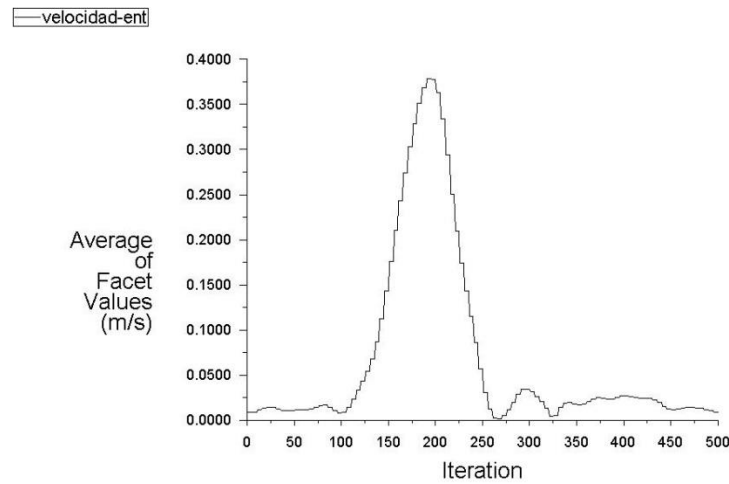


Figura 5.4 Perfil de velocidad generado en la entrada de un AAA

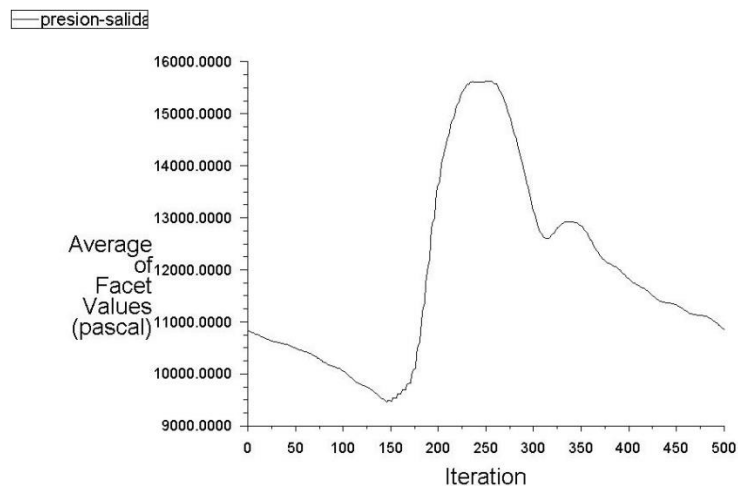


Figura 5.5 Perfil de presión generado en la salida de un AAA

Realmente, los perfiles han sido introducidos como una serie de Fourier mediante el lenguaje C que se comentó anteriormente. La ecuación 5.4 representa el código de la serie de Fourier introducido en el programa para devolver la magnitud de salida.

$$f(t) \sim \frac{a_0}{2} + \sum^{\infty} \left[ a_n \cdot \cos \frac{2 \cdot n \cdot \pi}{T} \cdot t + b_n \cdot \text{sen} \frac{2 \cdot n \cdot \pi}{T} \cdot t \right] \quad (\text{Ecuación 5.4})$$

Entonces, se puede indicar que cargue el archivo `udf unsteady-v` en el apartado *Velocity Magnitude (m/s)* para imponerle una condición de contorno de tipo *velocity-inlet* a la entrada y una de tipo *pressure-outlet*, cargando el fichero `udf unsteady-P` en el apartado *Gauge Pressure*.



- **Solution**

En este apartado se configuran los parámetros base y el tipo de cálculo que utilizará para realizar la simulación. Para que la solución sea estable el análisis será sobre la simulación de tres ciclos cardíacos completos, o lo que es lo mismo, un tiempo de tres segundos.

En el apartado *Monitors* se seleccionan las variables que se quiere que aparezcan tabuladas y en gráficas, en este caso se eligieron la velocidad a la entrada y las presiones a la salida.

En el apartado *Solution Initialization* es necesario marcar la opción de iniciación híbrida y en el apartado *Calculation Activities* se indica que guarde los cálculos cada 5 segundos.

Para finalizar, en el apartado *Run Calculation* se determina la cantidad de pasos que el programa realizará para encontrar la solución. Ya que solo se van a simular tres ciclos cardíacos se pondrán *300Time Steps* con una duración de 0,01 segundos, lo que hace en total dos ciclos cardíacos completos.

Una vez realizada la configuración de la simulación se procede a la resolución mediante el comando *Calculate*.

- **Results**

En este último apartado del módulo *Fluent* se podrán observar los diferentes resultados una vez realizada la simulación. Como este módulo es utilizado para extraer información sobre la presión soportada en el interior del AAA o para calcular la velocidad de entrada, salida o la variación de velocidades mientras está pasando el flujo sanguíneo. Para ello, se activa en el árbol la opción que se quiere que sea mostrada y se visualiza en la ventana *3DViewer*. En las figuras 5.6 y 5.7 se muestra el visualizador de resultados de este módulo para un aneurisma.

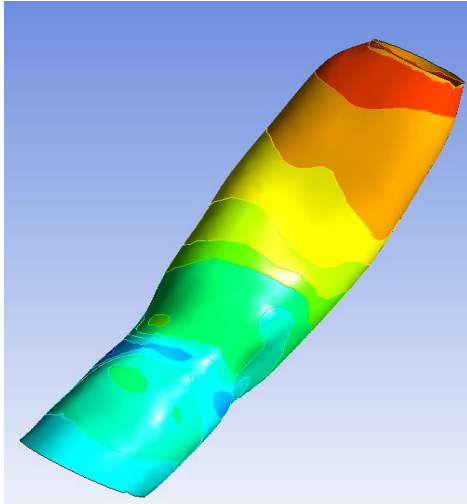


Figura 5.6 Resultado de distribución de presiones. Fuente propia.

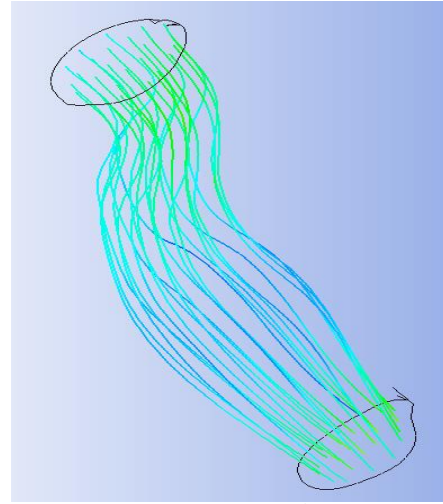


Figura 5.7 Distribución de flujo de velocidad. Fuente propia.

### 5.3 Módulo Static Structural: Análisis de tensiones

A continuación, se detallan los pasos a seguir en el módulo Static Structural para generar la distribución de tensiones sobre la pared del AAA debido al flujo de la corriente sanguínea calculada anteriormente.

- **Engineering Data**

Para empezar, se definen los modelos de los materiales que se corresponden con el comportamiento de los tejidos humanos involucrados durante la simulación. Estos materiales de los que ya se habló previamente se pueden aproximar, según estudios anteriores, a modelos hiperelásticos polinómicos de segundo orden.

Se crearon los materiales de la pared arterial y del trombo, siendo sus parámetros los siguientes:

- Pared arterial: Se le dio el nombre de AAWall y sus parámetros son:  
 $C_{10} = 1,74 \cdot 10^5 \text{ Pa}$   
 $C_{20} = 1,881 \cdot 10^6 \text{ Pa}$
- Trombo: Se le dio el nombre de Thrombus y sus parámetros son:  
 $C_{10} = 2,8275 \cdot 10^4 \text{ Pa}$   
 $C_{20} = 2,8575 \cdot 10^4 \text{ Pa}$

Haber creado estos materiales implica que pueden ser seleccionados más adelante para que los tenga en cuenta durante la simulación. En la figura 5.8 se muestra la forma de definir los modelos de comportamiento del material de uno de los tejidos:



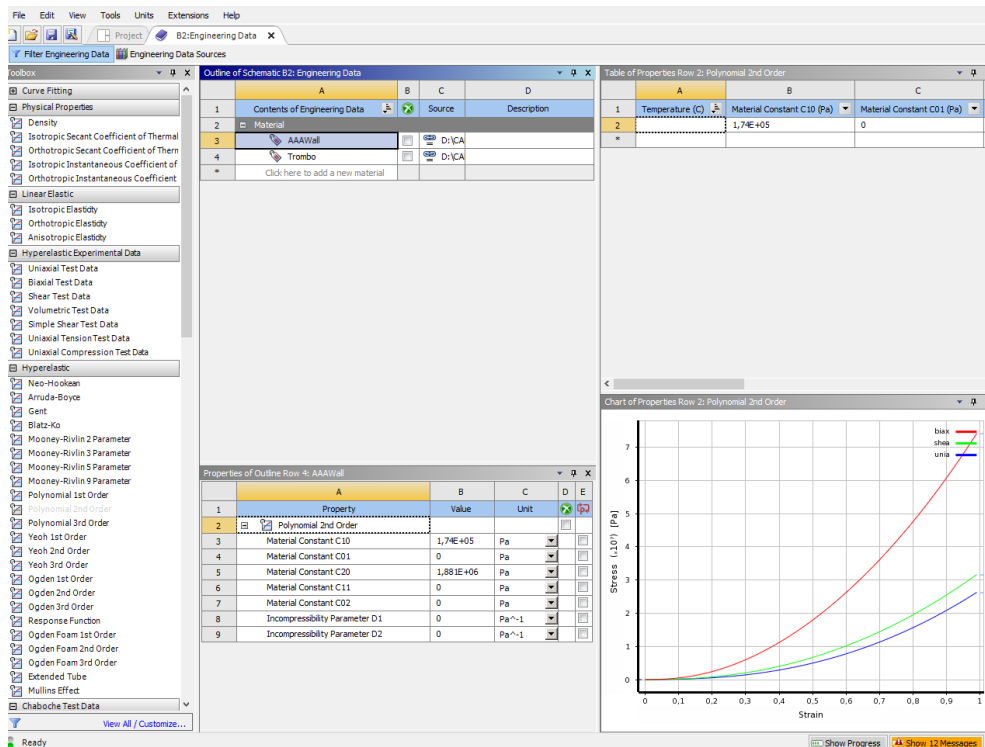


Figura 5.8 Definición de materiales. Fuente propia.

- **Geometry**

Se importa mediante el comando *Import* el archivo .STP que se había generado del volumen del AAA mediante el software de *Catia*. Una vez generado el volumen, es necesario crear una superficie en la que se defina la pared arterial del AAA. Para ello, se utiliza el comando *Surfaces From Faces*, se seleccionan todos los elementos de la cara exterior del AAA y se designa como Pared. Esta acción permite crear una superficie que será donde se aplicarán las condiciones de la simulación más adelante. En la imagen 5.9 se muestra la superficie creada durante este paso:

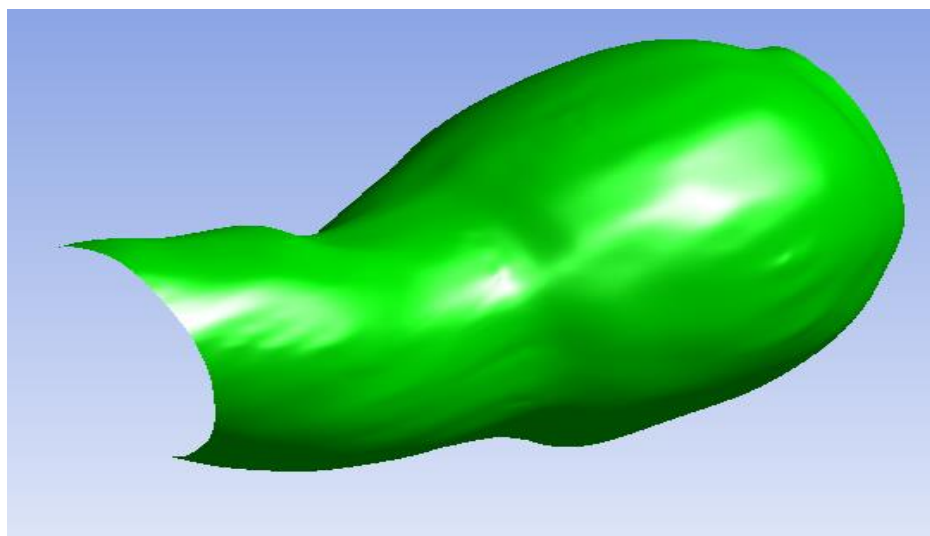


Figura 5.9 Superficie creada para definir las condiciones de contorno. Fuente propia

A continuación, se definen el resto de secciones o superficies de interés mediante el comando *Named Selection* para poder aplicar posteriormente las condiciones de contorno. Estas zonas de interés son las siguientes:

- *Superficie del lumen*: superficie interior de separación entre el trombo y el lumen.
- *Fijación del trombo*: superficies de entrada y salida del trombo. Se define debido a que se considera que el AAA se encuentra fijado en el cuello proximal con la arteria aorta y en el cuello distal con las arterias ilíacas.
- *Superficie del trombo*: superficie exterior del AAA. Es la superficie generada anteriormente mediante el comando *Surface From Faces*.
- *Fijación de la pared*: contornos de las secciones de entrada y salida pertenecientes a la pared arterial. Se define debido a que se considera que el AAA se encuentra fijado por los tejidos y órganos circundantes.

Las superficies que han sido definidas como *Fijación del trombo* y *Fijación de la pared* serán fijadas en el programa posteriormente.

Las figuras 5.10, 5.11, 5.12 y 5.13 muestran la visualización de dichas superficies.

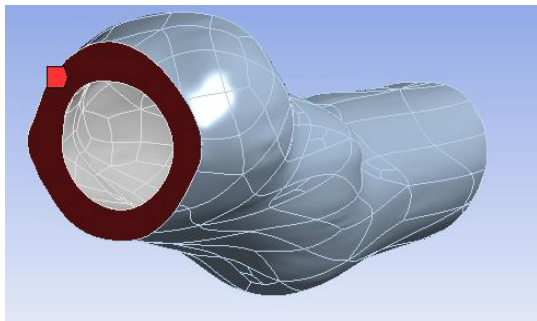


Figura 5.10 Creación de la *Fijación del trombo*. Fuente propia.

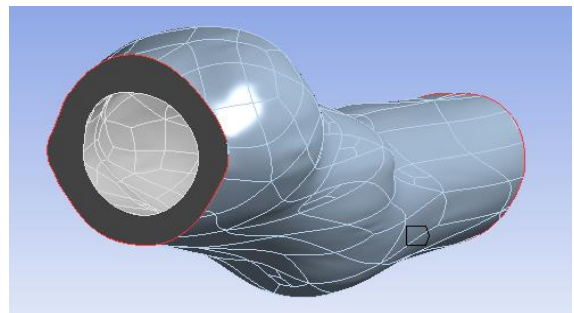


Figura 5.11 Creación de la *Fijación de la pared*. Fuente propia

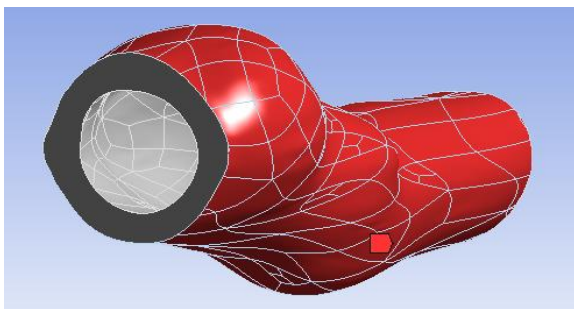


Figura 5.12 Creación de la *Superficie del trombo* Fuente propia.

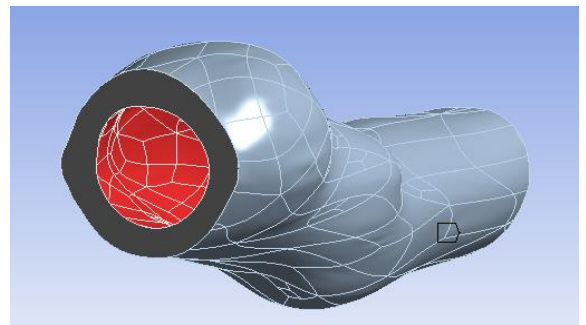


Figura 5.13 Creación de la *Superficie del lumen* Fuente propia.

Ya que en este caso se va a estudiar el lumen del AAA, se realizarán los cálculos de las tensiones sobre la zona definida como *Superficie del lumen*.

Una vez definidas las anteriores secciones, el modelo y el árbol quedan como se muestra en la figura 5.14:

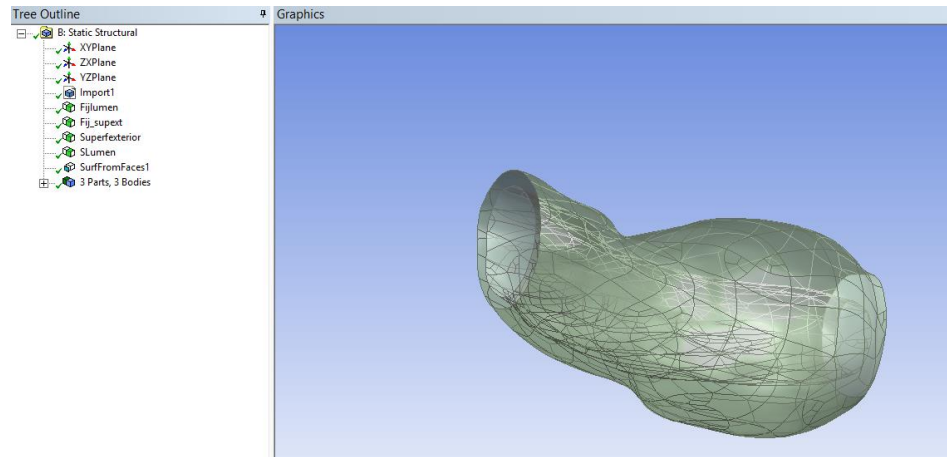


Figura 5.14 Secciones y árbol de la simulación Fuente propia.

- **Model**

En este apartado se especificarán los detalles del modelo 3D para realizar la simulación de tensiones. Para empezar, se asignan los materiales creados a las distintas partes del modelo geométrico, al volumen del trombo se le asigna el material designado como *Thrombus* y a la pared arterial se le asigna el material denominado como *AAAWall*. En este último es necesario determinar el espesor. Según la bibliografía, los valores más comunes de la bibliografía para el espesor de la pared arterial varían entre los 1,5 y los 2 mm. Se ha seleccionado un espesor genérico de 1,7 mm debido a que es el valor medio de los valores más comunes y a que es imposible conocer el espesor del trombo si no es realizando una cirugía para poder observarlo y medirlo.

Ahora es posible realizar el mallado de la geometría del modelo mediante el comando *Generate Mesh*. Como en el modelo se encuentran ambas partes, se pueden diferenciar los mallados del trombo y de la pared arterial. En la figura 5.15 se muestra un ejemplo de un mallado para esta geometría.

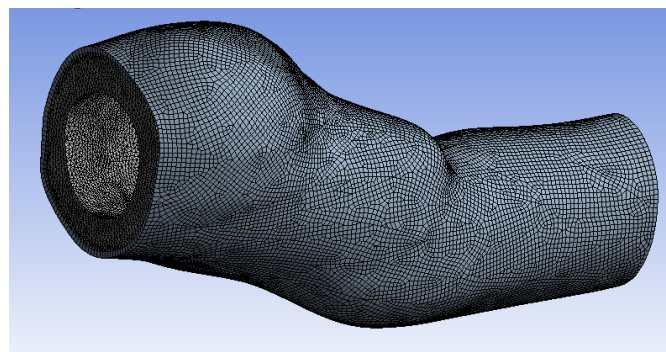


Figura 5.15 Mallado para geometría utilizada en el módulo Static Structural Fuente propia.

- **Set up**

Se comienza indicando la temperatura ambiente a la que se realizará la simulación. Ya que la variación de la temperatura del cuerpo humano se encuentra entre los 36 °C y los 37 °C se toma una temperatura corporal de 37 °C.

Como el movimiento de la aorta está limitado por los tejidos y órganos adyacentes, se fijan los elementos definidos como Fijación de la pared y Fijación del trombo mediante el comando *Fixed Support* para representar fielmente el modelo (18).

Las presiones calculadas en el módulo *Fluid Fluent* son importadas a este módulo arrastrando con el ratón para que las tome como datos de entrada. Como se configuró el módulo anterior para que guardase los valores de presión cada 5 pasos de simulación, se tendrán veinte pasos por segundo de simulación en los que es conocida la distribución de presiones que actúa sobre la pared interna del trombo del AAA, que será el lugar donde se aplicarán estas presiones importadas. Se trabajará con los pasos del último ciclo cardiaco, al cual le corresponde una duración de un segundo o veinte pasos. En cada uno de los pasos definidos se importan los valores de la presión del *Fluent* sobre la superficie definida anteriormente como Superficie del trombo mediante el comando *Imported Load*. En la figura 5.16 se muestra el resultado del proceso de importación de presiones del módulo *Fluent* al módulo *Static Structural*.

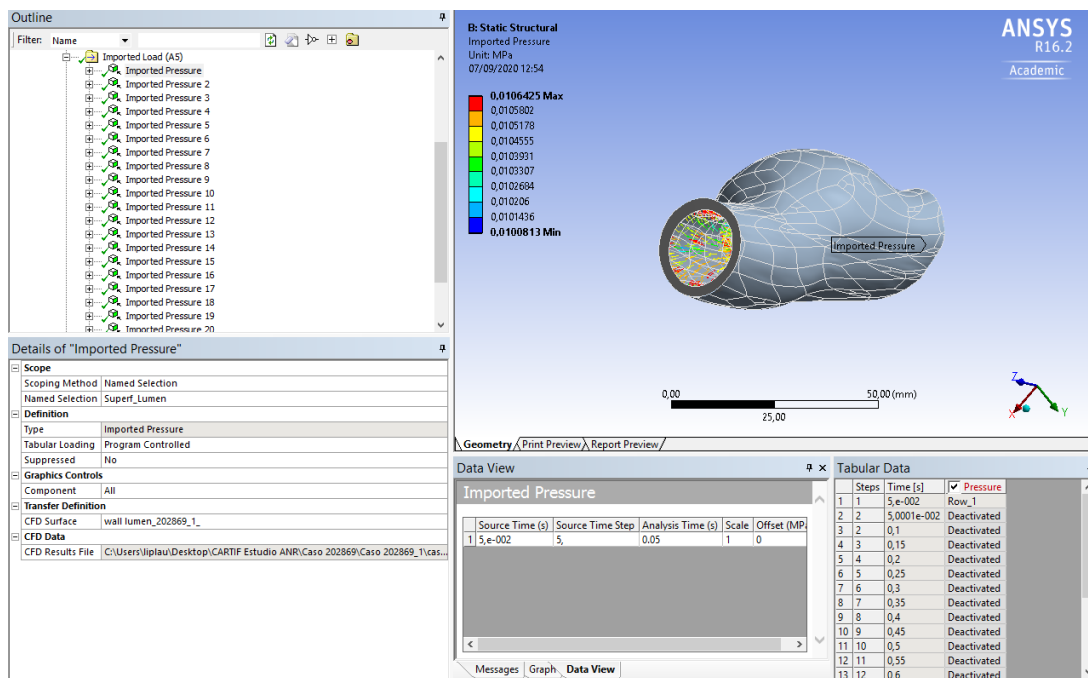


Figura 5.16 Importación de presiones del *Fluent* al *Static Structural* Fuente propia.

A la hora de definir las presiones importadas del módulo *Fluent* es importante colocar cada presión en el momento temporal que le corresponde. Para ello, se utiliza la tabla inferior, en la que solo se activa la presión si es ejercida en ese preciso instante de tiempo. Por ejemplo, si se quiere importar la presión n.º 11, es necesario fijarse en el instante de tiempo en el que se ha calculado esa presión para importarla en el mismo instante, tal y como se observa en la figura 5.17:

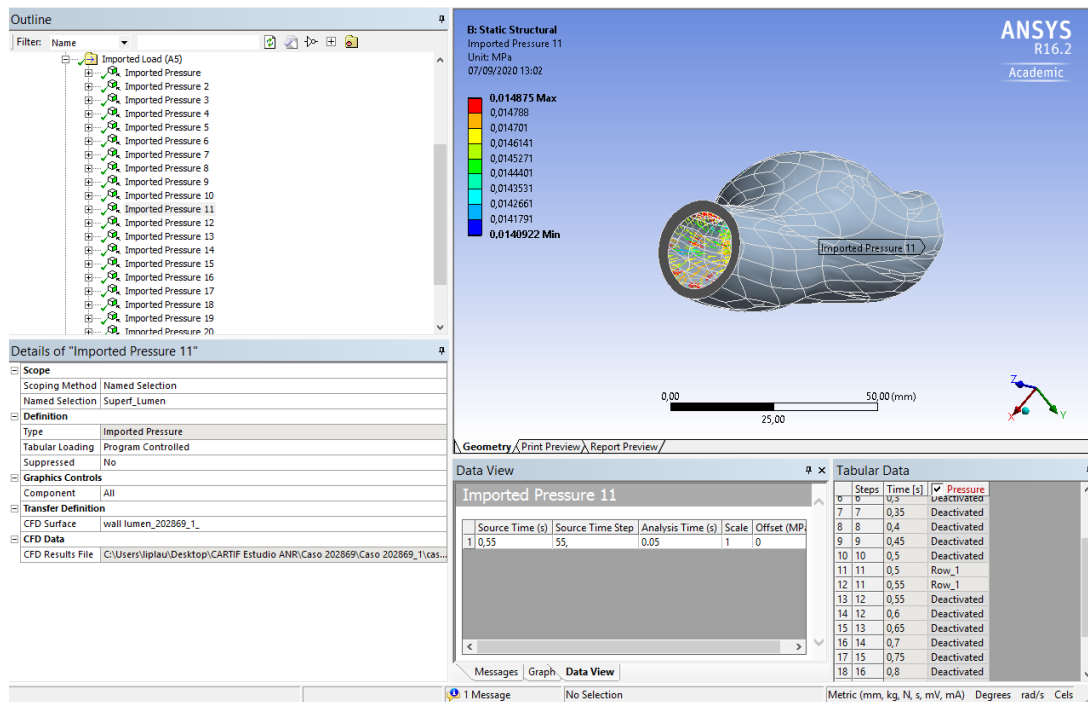


Figura 5.17 Ejemplo de importación de presiones Fuente propia.

Por último, se activa el comando *Large Deflection* porque en los modelos definidos los materiales de los tejidos son hiperelásticos.

La configuración del análisis debe ser coherente con los datos de entrada del módulo *Fluent*. Ya que se han importado 20 pasos de presiones de una duración de 0,5 segundos cada uno, en el análisis han de definirse los 20 mismos pasos con la misma duración.

- **Solution.**

En este apartado se seleccionan las variables que se quieren que se calculen. Es necesario definir la zona en la que se quiere que sean calculadas, para ello, en el apartado *Scoping Method* se elige la opción *Named Selection* que permite coger las superficies definidas anteriormente. También es necesario definir la posición del comienzo de la toma de datos, lo cual se hace en el apartado *Position* se selecciona la opción *Bottom* para que lo haga desde la zona inferior.

Una vez configurada toda la simulación se especifican los resultados que se desean obtener. Estos resultados son los siguientes:

- *Equivalent Stress*: Muestra la distribución de tensiones de Von Mises en la pared del AAA durante un ciclo cardíaco. Permite obtener una tabla que asocia cada uno de los nodos que se definieron a través de la malla con el valor de tensión equivalente que soporta.
- *Shear Stress*: Muestra la distribución de tensiones cortantes que soporta la pared del AAA durante un ciclo cardíaco. Permite obtener una tabla que asocia cada uno de los nodos que se definieron a través de la malla con el valor de tensión cortante que soporta.
- *LOCZ*: Muestra la distribución de la localización de cada uno de los nodos respecto del sistema de referencia global del modelo 3D. Permite obtener una tabla que asocia cada uno de los nodos con el valor de la distancia con el sistema de referencia global del modelo respecto del eje Z, eje que corta longitudinalmente el AAA.

Estos resultados son extraídos mediante la herramienta *Export*, haciendo clic derecho en cada uno de los parámetros que se han calculado. Los resultados son extraídos en forma de archivos de texto formados por dos columnas, en la primera se encuentra cada uno de los nodos que se ha formado con el mallado configurado y en la segunda se encuentra el parámetro del que se ha exportado la información. Esto quiere decir que para cada uno de los nodos se muestra el valor del parámetro solicitado, lo cual aporta poca información si no se tiene una referencia de la zona en la que se encuentra cada uno de los nodos. En la sección 6.4 se detalla la forma de localizar cada uno de los nodos.

En las figuras 5.18 y 5.19 se muestran las visualizaciones de los resultados junto con el modelo 3D y una leyenda de las soluciones de tensión equivalente y LOCZ:

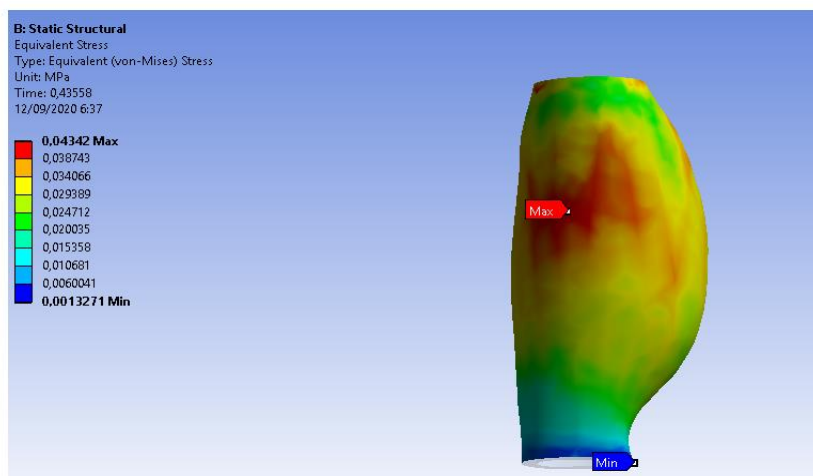


Figura 5.18 Resultado la distribución de tensión equivalente Fuente propia.

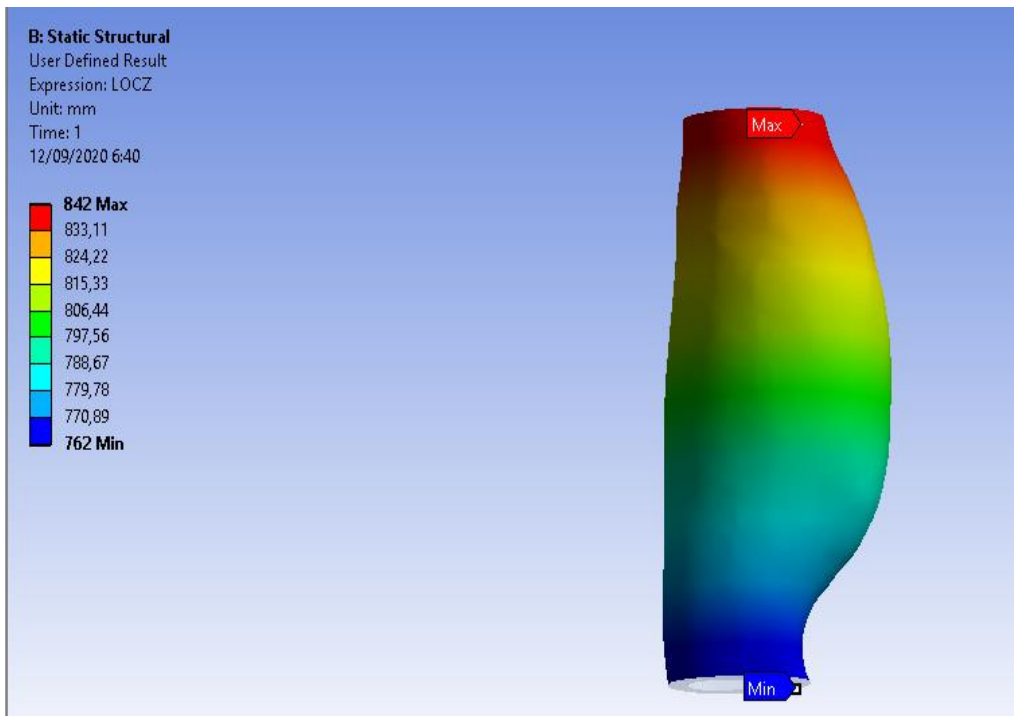


Figura 5.19 Resultado de la distribución LOCZ Fuente propia.







## CAPÍTULO 6: OBTENCIÓN DE RESULTADOS



## CAPÍTULO 6: OBTENCIÓN DE RESULTADOS

### 6.1 Introducción

En este apartado se pretende tabular y clasificar los datos obtenidos de cada paciente tras haber realizado las simulaciones mediante elementos finitos que permitan obtener las distribuciones de tensiones a lo largo de los AAA.

Además, se calculará la resistencia de la pared arterial de cada uno de los planos que conforman el aneurisma a través de la ecuación introducida por *Vande Geest et al* <sup>[14]</sup>, explicada más adelante.

Los valores de resistencia de la pared y tensión equivalente servirán más adelante, entre otras cosas, para calcular el Índice Potencial de Ruptura, parámetro que valora la decisión de intervención quirúrgica durante el desarrollo de una patología por aneurisma.

Por último, se definirá un método a partir del cual se puede localizar la tensión máxima de un aneurisma de aorta abdominal en un software de visualización de modelos 3D a través de los datos extraídos durante su modelado en el software *VMTK*.

### 6.2 Obtención de la tensión equivalente y de la resistencia de la pared arterial

#### 6.2.1 Tensión equivalente

Para realizar el cálculo de la tensión equivalente inducida en cada punto de la pared del AAA se puede proceder de varias formas. Se podría calcular mediante el método clásico introducido por **Von Mises**, donde se conforma una matriz de tensiones, denominada tensor de tensiones, a partir de la cual se puede determinar el estado tensional de la pared arterial. Otra forma en la que se podría calcular la distribución de tensiones es mediante una simulación en elementos finitos, método seleccionado que se expondrá más adelante.

Para realizar el cálculo de la tensión inducida sobre la pared arterial sería necesario conocer el estado tensional previo. Para ello, se podría calcular la tensión equivalente de la pared haciendo uso de la ecuación 6.1:

$$\sigma_{pared} = \sqrt{\frac{(\sigma_{11}-\sigma_{22})^2+(\sigma_{11}-\sigma_{33})^2+(\sigma_{22}-\sigma_{33})^2}{2}} \quad (\text{Ecuación 6.1})$$

Donde:

$\sigma_{pared}$ : Tensión equivalente en la pared arterial.

- $\sigma_{11}$ : Tensión principal del tensor de tensiones en la dirección 1.
- $\sigma_{22}$ : Tensión principal del tensor de tensiones en la dirección 2.
- $\sigma_{33}$ : Tensión principal del tensor de tensiones en la dirección 3.

Haber realizado una simulación del ciclo cardíaco del AAA de cada paciente mediante un programa de elementos finitos permite, entre otras cosas, conocer la distribución de tensiones a lo largo del modelo 3D del aneurisma del que se está realizando el seguimiento. Además, el programa en el que fueron simuladas muestra una leyenda que permite conocer el valor y la localización del conjunto de tensiones que soporta la pared del AAA. En la figura 6.1 se muestra un ejemplo del resultado de una simulación en la que se puede observar la distribución de tensiones y la leyenda con el valor de la tensión máxima que se ha generado durante el paso del flujo sanguíneo a lo largo del aneurisma.

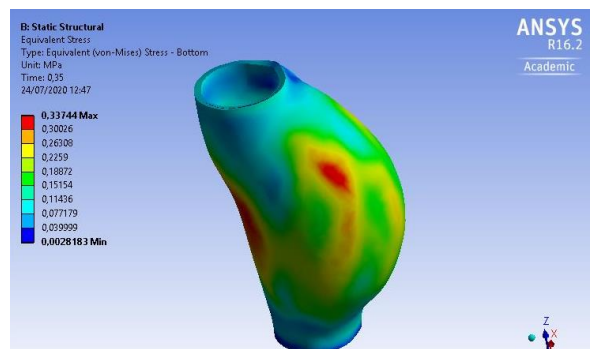


Figura 6.1 Distribución de tensiones en un AAA Fuente propia.

Como ya se ha comentado, a través de la distribución de tensiones se puede extraer la tensión máxima, pero también puede extraerse información sobre su localización, así como del resto de tensiones soportadas en el AAA. Esto permite realizar un análisis sobre estas localizaciones para tratar de interpretar el motivo por el que se producen en estas zonas.

Para ello, se utilizará la tabla de datos sobre la tensión equivalente extraída de la simulación tras haber realizado el cálculo. A través de esta tabla se obtienen los valores de tensión equivalente que soporta cada uno de los nodos. Se traspasa esta tabla a un formato *Excel* para trabajar mejor en futuros pasos y se obtiene el valor de la tensión máxima a través de la función *Excel* que extrae los máximos de un conjunto de valores. El valor obtenido a través de esta función debe coincidir con el valor tensión máxima obtenido mediante la leyenda de la distribución de tensiones.

Los resultados de las tensiones equivalentes máximas para cada uno de los pacientes se encuentran en la tabla 6.1:

Caso	Tensión Equivalente Máxima (Mpa)
1	0,33744
2	0,21967
3	0,1154
4	0,15252
5	0,19964
6	0,29502
7	0,15169
8	0,13525
9	0,31636

Tabla 6.1 Tensiones máximas equivalentes para cada AAA

### 6.2.2 Resistencia de la pared arterial

La resistencia mínima de la pared puede calcularse a través de un conjunto de parámetros gracias a un estudio realizado por *Vande Geest et al* [14]. Esta resistencia representa la resistencia última de la pared y puede ser calculada mediante la expresión 6.2:

$$\sigma_{ultima} = 72,9 - 33,5 \cdot (\sqrt{ILT} - 0,79) - 12,3 \cdot (NORD - 2,31) - 24 \cdot HIST + 15 \cdot SEX \left( \frac{N}{cm^2} \right)$$

(Ecuación 6.2)

Donde:

$\sigma_{ultima}$ : Tensión última de ruptura de la pared arterial.

*ILT*: Espesor local del trombo intraluminal.

*NORD*: Diámetro normalizado respecto del diámetro transversal máximo del AAA. Se calcula mediante la expresión 6.3.

$$NORD = \frac{d_{AAAlocal}}{d_{AA}} \quad \text{(Ecuación 6.3)}$$

Donde:

$d_{AAAlocal}$ : Diámetro local del AAA.

$d_{AA}$ : Diámetro de la aorta infrarrenal no deformada.

*HIST*: Historial del paciente en función de si algún familiar ha presentado alguna vez algún cuadro aneurismático.

*SEX*: Sexo del paciente en función si es masculino o femenino.

Mediante la expresión 6.2 se obtiene la resistencia última de ruptura de la pared arterial en N/cm<sup>2</sup>, para poder compararla con la tensión máxima habrá que transformarla a MPa.

Los datos de los parámetros de la ecuación 6.2 se pueden tomar haciendo uso de las consideraciones que se encuentran en la tabla 6.2:

Parámetro	Condiciones		Rango de valores
Espesor local ILT	-		$0 \leq \text{ILT} \leq 3,6 \text{ cm}$
Diámetro local normalizado	-		$1,06 \leq \text{NORD} \leq 3,9$
Historial paciente	Familiar cercano con AAA	0,5	-
	No familiar cercano con AAA	-0,5	-
Sexo del paciente	Hombre	0,5	-
	Mujer	-0,5	-

Tabla 6.2 Datos parámetros resistencia pared

La clasificación del historial médico familiar sobre aneurismas y el sexo de cada uno de los pacientes se encuentra en el Anexo III.

Los resultados de las resistencias últimas mínimas para cada uno de los pacientes se encuentran en la tabla 6.3:

Caso	Resistencia mínima (MPa)
1	0,775098876
2	0,594236709
3	0,395727306
4	0,835228903
5	0,573588329
6	0,611922683
7	0,886003117
8	0,41340359
9	0,838845749

Tabla 6.3 Resistencia mínima para cada AAA



### **6.3 Tensión cortante máxima**

Para extraer la tensión cortante máxima producida en el AAA simulado se exporta la tabla de datos del módulo *Static Structural* del mismo modo que se hizo con la tabla de datos de la tensión máxima equivalente calculada en el apartado anterior.

En esta tabla se obtienen los valores de tensión cortante para cada uno de los nodos, pudiendo calcular la máxima mediante la función: “=MAX(A2;A6928) <sup>2</sup>”. Más adelante se localizará en cada aneurisma la tensión cortante máxima.

Los resultados de las tensiones cortantes máximas para cada uno de los pacientes se encuentran en la tabla 6.4:

Caso	Tensión Cortante Máxima (Mpa)
1	0,0060825
2	0,0020169
3	0,0019413
4	0,0017874
5	0,0035732
6	0,00066339
7	0,0058227
8	0,0015953
9	0,0004063

Tabla 6.4 Tensión cortante máxima para cada AAA

### **6.4 Introducción al Método de Localización de las Tensiones sobre el modelo 3D**

En este apartado se pretende introducir un método sobre cómo analizar los datos obtenidos tras la creación del modelo 3D con el software *VMTK* y su simulación mediante elementos finitos para determinar la tensión máxima, previamente calculada, que soporta cada uno de los planos en los que se seccionó el aneurisma en la sección 3.4 del presente trabajo, más concretamente en la figura 3.19. De esta forma, se podrá comprobar

---

<sup>2</sup> El rango de valores es un ejemplo de uno de los casos. En la columna ‘A’ se mostrarían el número de identificación de cada nodo.



visualmente en qué zona del aneurisma se encuentra cada una de las tensiones máximas que se han generado por la corriente del flujo sanguíneo, Este método permite conocer la posición sobre el AAA no solo de las tensiones, sino de cualquiera de los parámetros que se puedan calcular en el software de simulación, tales como fuerzas, deformaciones o energías. Ya que en este caso se ha realizado este método para el cálculo de tensiones, de ahora en adelante se hablará de tensiones, pero podría ser cualquiera de estos parámetros.

Serán necesarios dos programas de ordenador, los cuales podrán ser de libre elección siempre que cumplan las siguientes condiciones: el primero de ellos debe permitir la visualización de modelos 3D, la creación de planos y puntos respecto al sistema de referencia base creado durante la obtención de dicho modelo y la extracción de datos geométricos respecto al sistema base; y el segundo debe permitir realizar la simulación mediante elementos finitos del parámetro a analizar y que extraiga los valores de este parámetro en cada uno de los nodos del mallado de dicha simulación, así como su posición respecto al sistema de referencia base. En este caso se han utilizado los programas *Catia V5R19* y *Ansys 16.0*, respectivamente.

Para comenzar, se utilizarán las tablas obtenidas en la simulación mediante el software de elementos finitos, las cuales relacionan cada uno de los nodos con el valor de tensión que soporta y con la altura respecto al eje Z del sistema de referencia base, gracias a la función de usuario definida como LOCZ. Ya que los resultados se extraen en tablas separadas, se juntan de tal forma que coincidan cada uno de los nodos mediante la función Excel “=BUSCARV(A2;A6928) <sup>3</sup>”. De esta forma se tiene cada uno de los nodos del mallado relacionado con su tensión y con su altura en una tabla, que tendrá tantas filas como nodos se hayan simulado, pudiendo llegar a manejar fácilmente tablas de más de 18.000 filas.

A continuación, se pretende asociar cada uno de los planos en los que se seccionó el aneurisma con el conjunto tensiones que soportan los nodos que se encuentran en ese plano con la intención de extraer la tensión máxima de cada uno de ellos posteriormente. Para ello, se comprueba la altura máxima y mínima medida en el eje Z a la que se encuentran los planos definidos y se utiliza la combinación de funciones de Excel: “=SI(Y(C2>=-345; C2<=-344);B2;0) <sup>4</sup>” en la tabla extraída de la simulación, que permite devolver el valor de la tensión si el nodo se encuentra dentro del rango de altura respecto de Z especificado. En caso negativo esta función devuelve un 0. Se realiza este paso para cada uno de los planos, variando la altura en Z y, de esta forma, se tiene cada uno de los planos con las tensiones que en él se han generado. Utilizando la función: “=MAX(E2:E6928) <sup>5</sup>” se obtiene el valor máximo de la tensión correspondiente a cada plano, pudiendo comprobar de una forma visual donde se localiza la tensión máxima sobre el AAA a través de los datos extraídos del

---

<sup>3</sup> El rango de valores es un ejemplo de uno de los casos en el que el número de identificación del nodo se encuentra en la Columna ‘A’

<sup>4</sup> El rango de valores y la posición que se muestran son un ejemplo de uno de los casos, donde la altura en Z del plano se encuentra en la Columna ‘C’ entre unos valores de -345 y -344 mm, y la tensión, que es el valor devuelto por la función, en la Columna ‘B’.

<sup>5</sup> El rango de valores es un ejemplo de uno de los casos, en el que la tensión se encuentra en la Columna ‘E’.



programa de visualización del modelo, en el cual se tiene la posición que ocupa cada uno de los planos.

En la figura 6.2 se muestra un diagrama de flujo de los pasos necesarios para llevar a cabo este método.

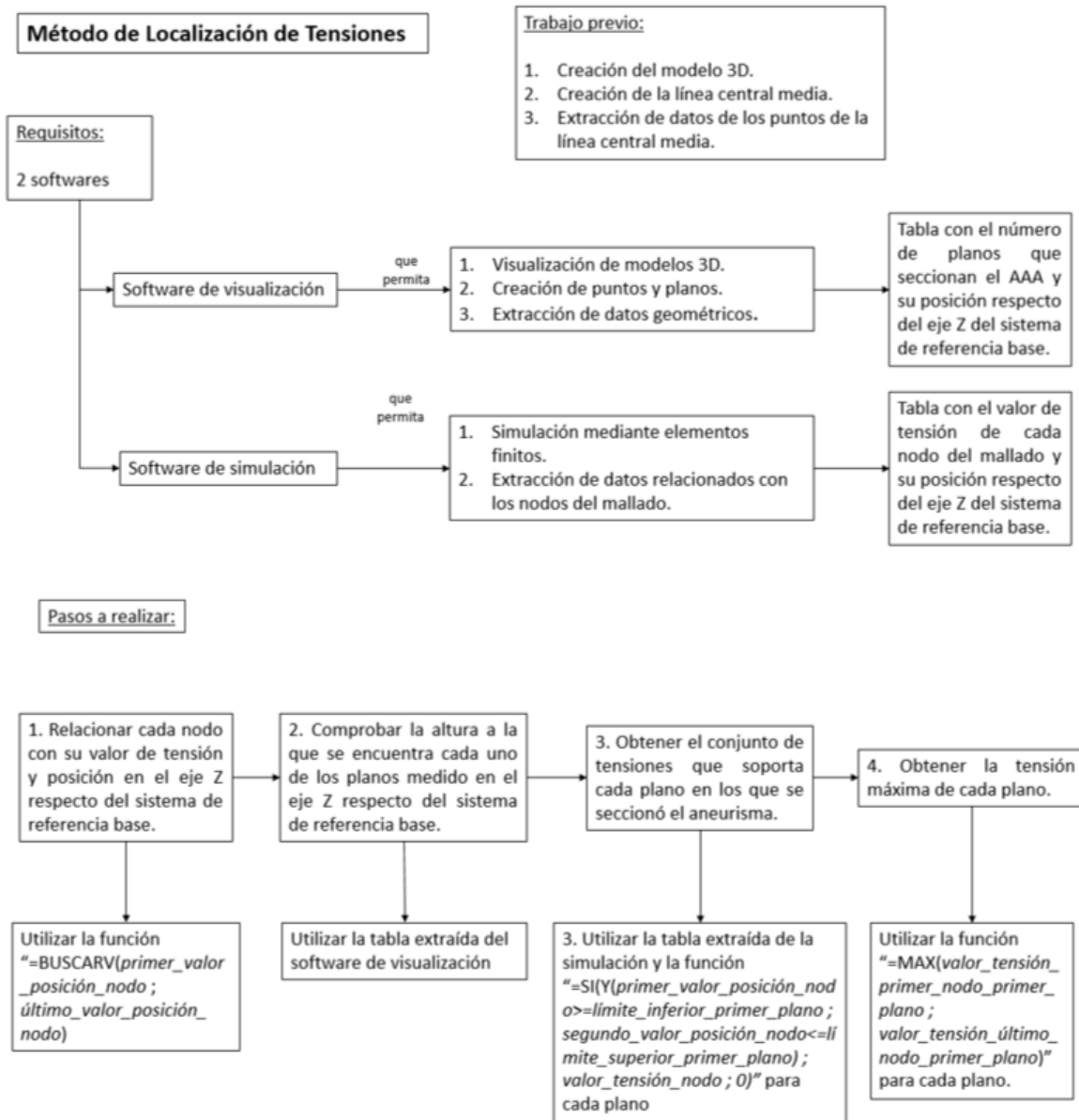


Figura 6.2 Diagrama de flujo del método de localización de tensiones Fuente propia.

Con todo esto, al tener la posibilidad de localizar las tensiones generadas en la pared, se pretende facilitar la localización de las tensiones máximas, tanto a sanitarios como a investigadores acerca de este tema, con la intención de analizar datos de una forma más rápida sin tener que volver a realizar simulaciones, ya que son procesos muy largos que pueden llevar bastantes horas de computación por paciente y en los que se generan una gran cantidad de archivos muy pesados que, en ocasiones, una leve modificación antes de



cerrar el resultado de la simulación requiere que la realice entera la próxima vez que se abra dicho archivo. También se pretende abrir nuevas posibles ramas de investigación sobre el estudio de la probabilidad de rotura de AAAs en trabajos futuros, donde se puede intentar extraer relaciones del motivo de la formación de tan elevadas tensiones en ciertas zonas con otros parámetros, ya sean geométricos o biomecánicos.

A continuación, se muestran las tensiones equivalentes y cortantes máximas en las que se muestra su localización forma de tabla y en el modelo 3D, donde se puede observar de una forma sencilla la posición que ocupan:

**Caso 1:**

Las tensiones máximas del caso 1 se localizan en:

	Valor (Mpa)	Diámetro (mm)	Localización en Z (mm)	Nodo	Plano <i>Catia</i>
Tensión equivalente máxima	0,33744	29,21861938	-286,44	13456	59
Tensión cortante máxima	0,0060825	20,90754825	-328,51	137	17

*Tabla 6.5 Localización de las tensiones máximas del caso 1*

La tensión equivalente máxima se encuentra en las proximidades del cuello distal, estando dentro del saco aneurismático, en la zona inferior del AAA analizado.

La tensión cortante máxima, sin embargo, se localiza en la entrada del saco aneurismático a la altura del cuello proximal, en la zona superior del aneurisma.

La figura 6.3 muestra la localización de dichas tensiones sobre el modelo del aneurisma:

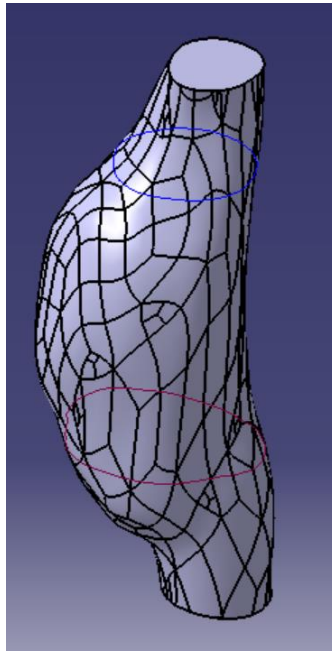


Figura 6.3 Localización de las tensiones máximas del caso 1 Fuente propia.

**Caso 2:**

Las tensiones máximas del caso 2 se localizan en:

	Valor (Mpa)	Diámetro (mm)	Localización en Z (mm)	Nodo	Plano <i>Catia</i>
Tensión equivalente máxima	0,21967	26,77362081	-301,87	14837	73
Tensión cortante máxima	0,0020169	25,32957192	-351,69	10842	52

Tabla 6.6 Localización de las tensiones máximas del caso 2

La tensión equivalente máxima se encuentra en la mitad del saco aneurismático, en la zona inferior del AAA analizado.

La tensión cortante máxima, sin embargo, se localiza en el cuello proximal, a media altura del aneurisma analizado.

La figura 6.4 muestra la localización de dichas tensiones sobre el modelo del aneurisma:

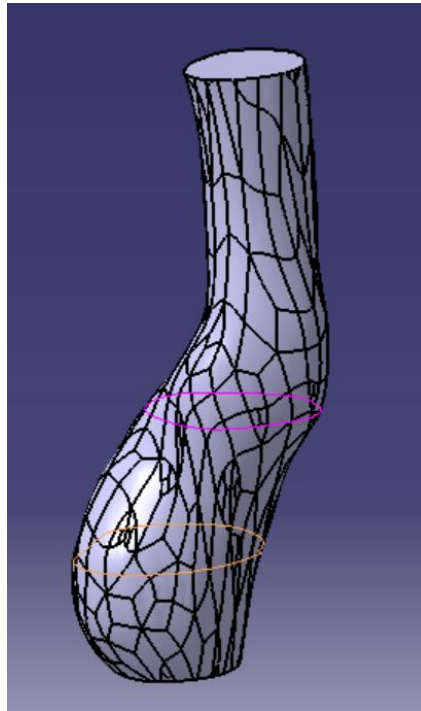


Figura 6.4 Localización de las tensiones máximas del caso 2 Fuente propia.

**Caso 3:**

Las tensiones máximas del caso 3 se localizan en:

	Valor (Mpa)	Diámetro (mm)	Localización en Z (mm)	Nodo	Plano <i>Catia</i>
Tensión equivalente máxima	0,1154	27,47392162	-161,27	11636	23
Tensión cortante máxima	0,0019413	21,22946507	-180,05	914	42

Tabla 6.7 Localización de las tensiones máximas del caso 3

Este aneurisma posee una morfología extraña. En él, la tensión equivalente máxima se encuentra en la mitad del saco aneurismático, en la zona inferior del AAA analizado.

La tensión cortante máxima se localiza en la entrada al saco aneurismático, en el cuello proximal, que en este caso posee una deformación clara.

La figura 6.5 muestra la localización de dichas tensiones sobre el modelo del aneurisma:

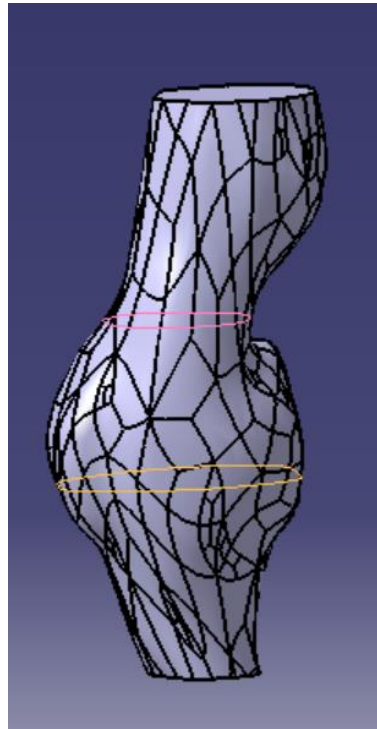


Figura 6.5 Localización de las tensiones máximas del caso 3 Fuente propia.

**Caso 4:**

Las tensiones máximas del caso 4 se localizan en:

	Valor (Mpa)	Diámetro (mm)	Localización en Z (mm)	Nodo	Plano <i>Catia</i>
Tensión equivalente máxima	0,15252	19,93288338	-1103	14643	1
Tensión cortante máxima	0,0017874	18,23406352	-1035,6	3670	68

Tabla 6.8 Localización de las tensiones máximas del caso 4

La tensión equivalente máxima se localiza en la salida del aneurisma, en el cuello distal, en la zona inferior del AAA.

La tensión cortante máxima se localiza en la entrada al aneurisma, en el cuello proximal, a una longitud considerable del comienzo del saco aneurismático, en la zona superior del AAA.

La figura 6.6 muestra la localización de dichas tensiones sobre el modelo del aneurisma:

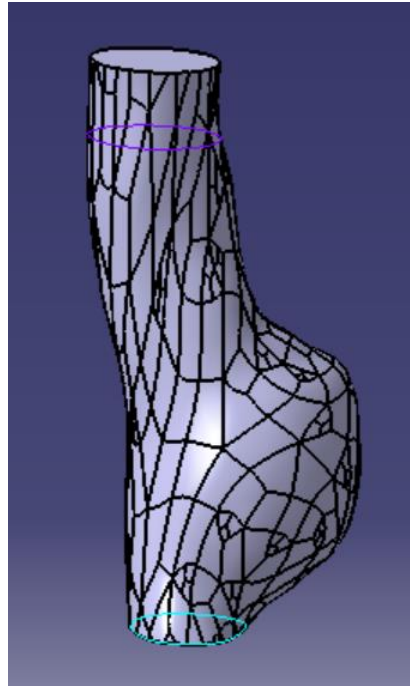


Figura 6.6 Localización de las tensiones máximas del caso 4 Fuente propia.

**Caso 5:**

Las tensiones máximas del caso 5 se localizan en:

	Valor (Mpa)	Diámetro (mm)	Localización en Z (mm)	Nodo	Plano <i>Catia</i>
Tensión equivalente máxima	0,19964	27,66558545	-143,91	13912	45
Tensión cortante máxima	0,0035732	22,39373711	-180,1	3684	22

Tabla 6.9 Localización de las tensiones máximas del caso 5

La tensión equivalente máxima se localiza en la entrada del saco aneurismático, a la altura del cuello proximal del AAA.

La tensión cortante máxima se localiza en la mitad del saco aneurismático del AAA.

La figura 6.7 muestra la localización de dichas tensiones sobre el modelo del aneurisma:

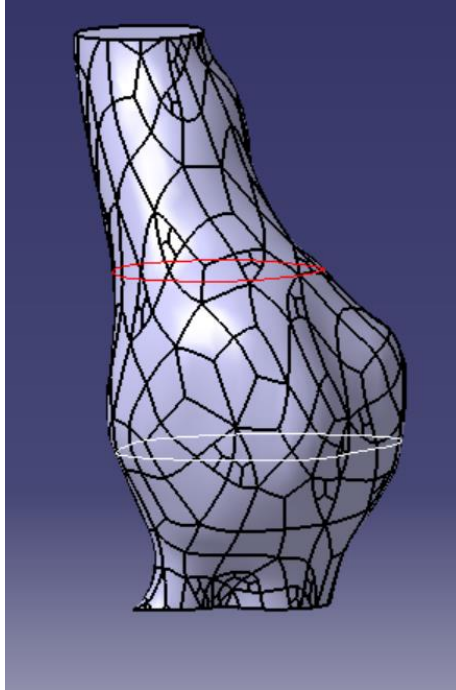


Figura 6.7 Localización de las tensiones máximas del caso 5 Fuente propia.

**Caso 6:**

Las tensiones máximas del caso 6 se localizan en:

	Valor (Mpa)	Diámetro (mm)	Localización en Z (mm)	Nodo	Plano <i>Catia</i>
Tensión equivalente máxima	0,29502	20,2747482	-1128	13364	45
Tensión cortante máxima	0,00066339	17,57134234	-1124,5	46	4

Tabla 6.10 Localización de las tensiones máximas del caso 6

La tensión equivalente máxima se localiza en la entrada del saco aneurismático, a la altura del cuello proximal del AAA.

La tensión cortante máxima se localiza tras el saco aneurismático, a la altura del cuello distal, es decir, en la salida del modelo del AAA.

La figura 6.8 muestra la localización de dichas tensiones sobre el modelo del aneurisma:

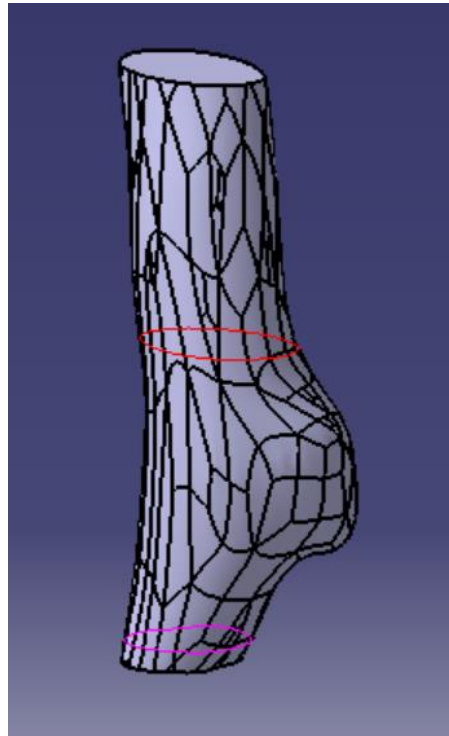


Figura 6.8 Localización de las tensiones máximas del caso 6 Fuente propia.

**Caso 7:**

Las tensiones máximas del caso 7 se localizan en:

	Valor (Mpa)	Diámetro (mm)	Localización en Z (mm)	Nodo	Plano <i>Catia</i>
Tensión equivalente máxima	0,15169	25,31454863	-323,76	11978	66
Tensión cortante máxima	0,0058227	23,66252032	-290	13453	99

Tabla 6.11 Localización de las tensiones máximas del caso 7

La tensión equivalente máxima se localiza en la entrada del saco aneurismático, a la altura del cuello proximal del AAA.

La tensión cortante máxima se localiza en la salida del AAA, tras la zona del cuello distal.

La figura 6.9 muestra la localización de dichas tensiones sobre el modelo del aneurisma:



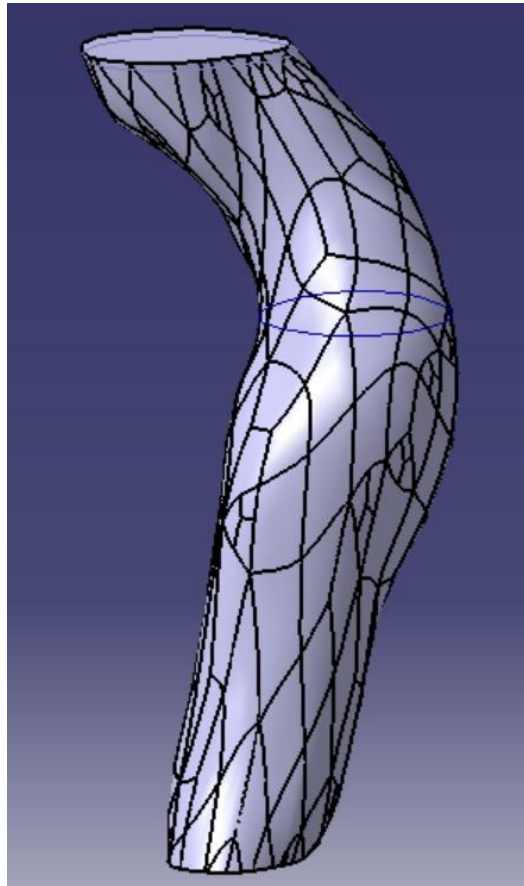


Figura 6.9 Localización de las tensiones máximas del caso 7 Fuente propia.

**Caso 8:**

Las tensiones máximas del caso 8 se localizan en:

	Valor (Mpa)	Diámetro (mm)	Localización en Z (mm)	Nodo	Plano <i>Catia</i>
Tensión equivalente máxima	0,13525	22,522016	1625,7	18513	57
Tensión cortante máxima	0,0015953	29,26063629	1634,7	18895	48

Tabla 6.12 Localización de las tensiones máximas del caso 8

En este caso la tensión máxima equivalente y la cortante máxima se encuentran muy cercanas, ambas en la entrada del saco aneurismático, en el cuello proximal.

La figura 6.10 muestra la localización de dichas tensiones sobre el modelo del aneurisma:

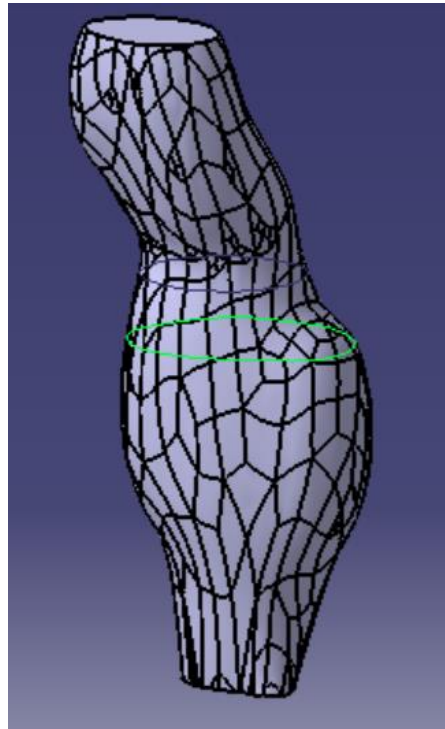


Figura 6.10 Localización de las tensiones máximas del caso 8 Fuente propia.

**Caso 9:**

Las tensiones máximas del caso 9 se localizan en:

	Valor (Mpa)	Diámetro (mm)	Localización en Z (mm)	Nodo	Plano <i>Catia</i>
Tensión equivalente máxima	0,31636	24,5601542	-150,31	2408	52
Tensión cortante máxima	0,0004063	0,000129329	-128,89	17110	70

Tabla 6.13 Localización de las tensiones máximas del caso 9

La tensión equivalente máxima se localiza en mitad del saco aneurismático, cerca del principio del modelo 3D.

La tensión cortante máxima se localiza en tras el saco aneurismático del AAA, a media altura del modelo.

La figura 6.11 muestra la localización de dichas tensiones sobre el modelo del aneurisma:

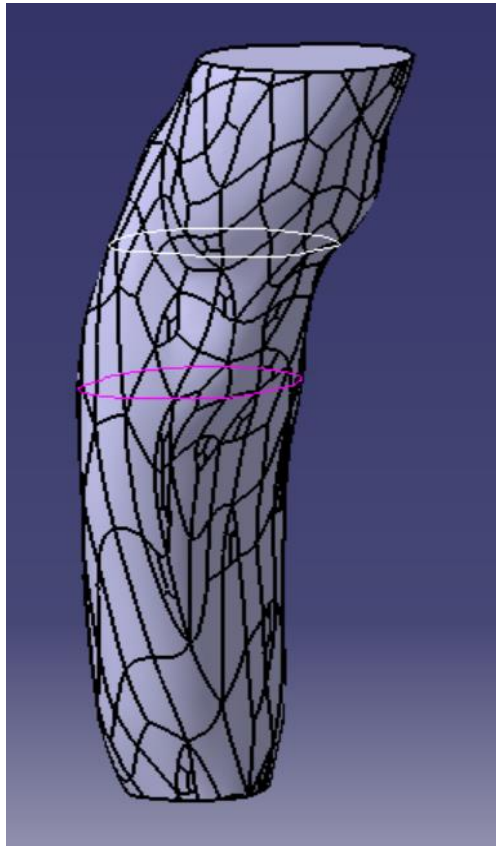


Figura 6.11 Localización de las tensiones máximas del caso 9 Fuente propia.





## CAPÍTULO 7: ANÁLISIS DE RESULTADOS





## CAPÍTULO 7. ANALISIS DE RESULTADOS

### 7.1 Introducción

Una vez realizado el modelado del AAA y su correspondiente simulación en elementos finitos se procede a comparar los resultados obtenidos de cada uno de los pacientes con el fin de extraer relaciones entre ellos y conclusiones.

Se calculará el índice potencial de ruptura a partir de la tensión equivalente máxima generada en la pared arterial y de la resistencia mínima de la misma para cada uno de los AAAs analizados.

Además, se compararán los resultados extraídos durante la caracterización de los AAAs con el fin de encontrar relaciones de peso entre los diferentes parámetros.

Por último, se compararán los valores obtenidos del Índice Potencial de Ruptura con otros parámetros de influencia, como puede ser el diámetro máximo, y con el Índice de Peligrosidad

### 7.2 Método del Índice Potencial de Ruptura (IPR)

#### 7.2.1 Introducción

El índice potencial de ruptura es un coeficiente que trata de calcular el riesgo de ruptura de un AAA. Está basado en la utilización de la tensión que se genera en la pared arterial en cada uno de los puntos junto con la resistencia última del material que crea esa pared arterial. Es decir, es un método que se basa en el planteamiento de la visión mecánica del procedimiento. La resistencia última es el esfuerzo máximo que soportará un material sin llegar a la rotura. En general, este método consta en comparar estos dos parámetros con el fin de conocer el riesgo de ruptura del aneurisma<sup>[14]</sup>. Durante la utilización de este método, el cálculo de parámetros tensionales se lleva a cabo a través del software de elementos finitos, *Ansys 16.0*, comentado anteriormente, donde se parametriza la geometría del AAA y se obtiene la distribución de tensiones generada por la corriente del flujo sanguíneo.

Para realizar el cálculo de índice potencial de ruptura se divide la tensión máxima simulada en el aneurisma entre la resistencia mínima de la pared arterial calculada anteriormente como se muestra en la ecuación 7.1:

$$IPR = \frac{\sigma_{equivalente}}{\sigma_{minima}} \text{ (Ecuación 7.1)}$$



Donde:

$IPR$ : Índice Potencia de Ruptura.

$\sigma_{equivalente}$ : Tensión equivalente.

$\sigma_{mínima}$ : Resistencia mínima de pared.

El IPR actúa como un coeficiente de seguridad del método clásico, debe ser mayor de la unidad para asegurar que en la pared arterial se producirá una rotura. Pero este coeficiente de seguridad no posee una gran precisión, ya que influyen una gran cantidad de parámetros en la rotura de un AAA, por lo que la mayoría de veces va a presentar valores menores de la unidad sin que realmente llegue a fallar.

El cálculo de la tensión equivalente máxima y de la resistencia última de rotura, parámetros utilizados en este método, se han explicado anteriormente, en el capítulo 6.

### 7.2.2 Obtención del Índice Potencial de Ruptura de cada caso

A continuación, se tabulan las máximas tensiones soportadas en el AAA y la resistencia última de la pared arterial, así como se calcula el IPR de cada uno de los casos reales (todos ellos anónimos) tal y como se ha explicado anteriormente:

#### **Caso 1:**

Tensión equivalente máxima	0,33744	MPa
Tensión cortante máxima	0,006083	MPa
Resistencia mínima	0,775099	MPa
$IPR = \frac{\sigma_{equivalente}}{\sigma_{mínima}}$	0,435351	

Tabla 7.1 Obtención del IPR del caso 1





**Caso 2:**

Tensión equivalente máxima	0,21967	MPa
Tensión cortante máxima	0,0020169	MPa
Resistencia mínima	0,594236708762433	MPa
$IPR = \frac{\sigma_{equivalente}}{\sigma_{mínima}}$	0,36966750246293	

Tabla 7.2 Obtención del IPR del caso 2

**Caso 3:**

Tensión equivalente máxima	0,12136	MPa
Tensión cortante máxima	0,0019413	MPa
Resistencia mínima	0,395727306240025	MPa
$IPR = \frac{\sigma_{equivalente}}{\sigma_{mínima}}$	0,30667582976038	

Tabla 7.3 Obtención del IPR del caso 3

**Caso 4:**

Tensión equivalente máxima	0,15252	MPa
Tensión cortante máxima	0,0017874	MPa
Resistencia mínima	0,835229	MPa
$IPR = \frac{\sigma_{equivalente}}{\sigma_{mínima}}$	0,182609	

Tabla 7.4 Obtención del IPR del caso 4



**Caso 5:**

Tensión equivalente máxima	0,19964	MPa
Tensión cortante máxima	0,0035732	MPa
Resistencia mínima	0,573588	MPa
$IPR = \frac{\sigma_{equivalente}}{\sigma_{mínima}}$	0,348055	

Tabla 7.5 Obtención del IPR del caso 5

**Caso 6:**

Tensión equivalente máxima	0,29502	MPa
Tensión cortante máxima	0,000663	MPa
Resistencia mínima	0,611923	MPa
$IPR = \frac{\sigma_{equivalente}}{\sigma_{mínima}}$	0,482120	

Tabla 7.6 Obtención del IPR del caso 6

**Caso 7:**

Tensión equivalente máxima	0,151690	MPa
Tensión cortante máxima	0,005823	MPa
Resistencia mínima	0,886003	MPa
$IPR = \frac{\sigma_{equivalente}}{\sigma_{mínima}}$	0,171207	

Tabla 7.7 Obtención del IPR del caso 7

**Caso 8:**

Tensión equivalente máxima	0,135250	MPa
Tensión cortante máxima	0,0015953	MPa
Resistencia mínima	0,413403	MPa
$IPR = \frac{\sigma_{equivalente}}{\sigma_{mínima}}$	0,327162	

Tabla 7.8 Obtención del IPR del caso 8

**Caso 9:**

Tensión equivalente máxima	0,316360	MPa
Tensión cortante máxima	0,0004063	MPa
Resistencia mínima	0,838846	MPa
$IPR = \frac{\sigma_{equivalente}}{\sigma_{minima}}$	0,377137	

Tabla 7.9 Obtención del IPR del caso 9

En la figura 7.1 se muestran los valores obtenidos del Índice Potencial de Ruptura en función de su frecuencia de su frecuencia acumulada. Se puede observar que los valores del IPR se encuentran dentro de los rangos habituales de seguridad, lo que muestra que en todos los casos hay un amplio rango hasta la ruptura, pero al menos dos de ellos, los que poseen una tensión aproximadamente la mitad del valor que provocaría la ruptura del AAA, deben ser analizados mediante otros métodos para realizar una evaluación y una recomendación clínica aceptable. Como la población estudiada no era demasiado grande no se puede encontrar una correlación directa con la frecuencia acumulada de casos según el IPR.

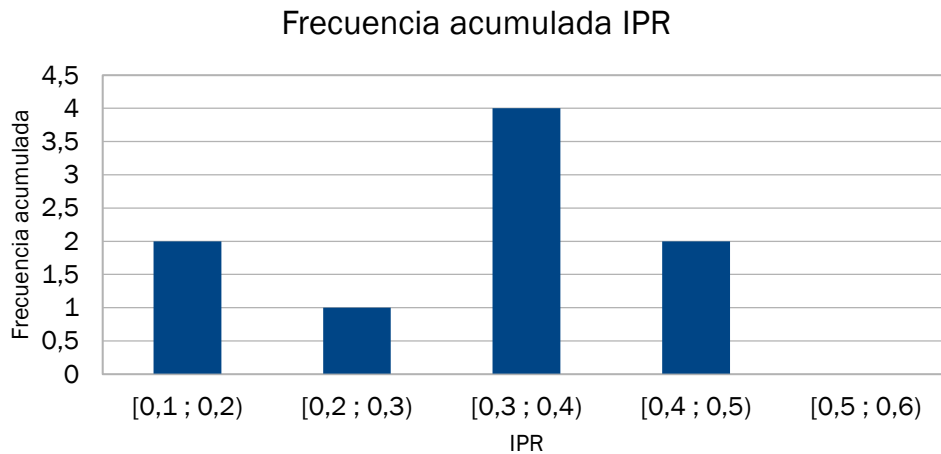


Figura 7.1 Frecuencia acumulada del IPR. Fuente propia.

**7.3 Comparación de resultados**

### Caso 1:

En la figura 7.2 se muestra una gráfica en la que se expone el diámetro del lumen del aneurisma frente a la posición que toman cada uno de los planos en los que se seccionó el AAA medida a lo largo del eje Z respecto del sistema de referencia base del modelo, lo que a partir de ahora se determinará “posición”. En esta figura se puede apreciar la zona en la que se encuentra el saco aneurismático, la cual posee diámetros mayores en tantos planos como la definan. La longitud del saco aneurismático mostrada coincide con la calculada anteriormente.

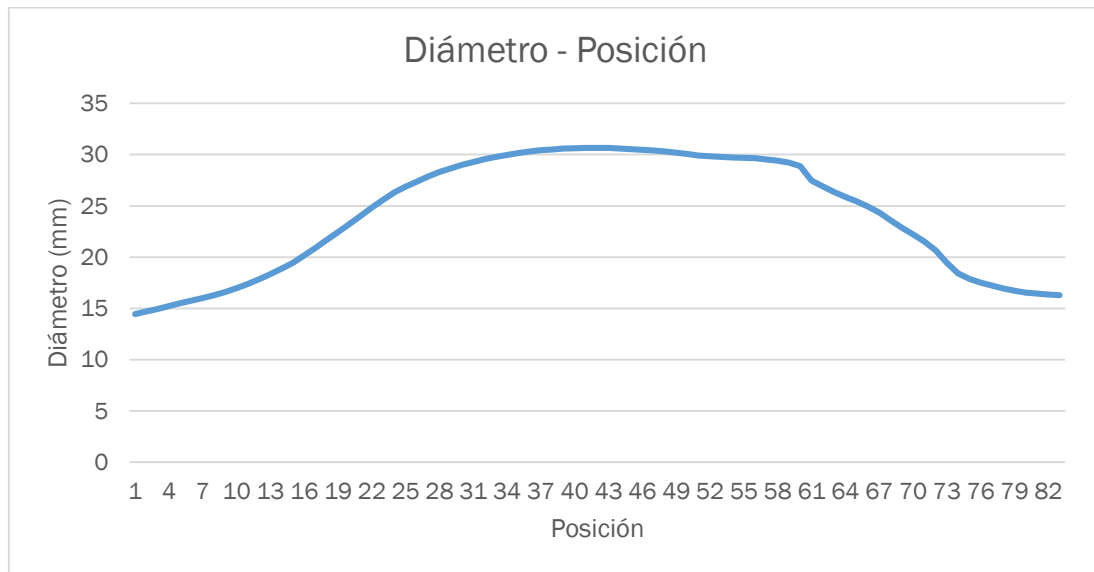


Figura 7.2 Relación Diámetro-Posición del caso 1. Fuente propia.

Por otro lado, en la figura 7.3 se muestra una gráfica en la que se relaciona tanto la tensión equivalente generada en el aneurisma como la resistencia de la pared arterial en función del plano en el que se encuentre de los que se seccionó el aneurisma. Durante el análisis de todos los pacientes, en cada uno de estos planos se tomará el valor máximo de tensión y el mínimo de resistencia que se han calculado. Se puede comprobar que las zonas con mayores tensiones coinciden con las zonas de menores resistencias en la pared, así como con la posición del saco aneurismático, hecho que aumenta la peligrosidad del aneurisma, ya que la distancia entre ambas curvas en la figura 7.3 representa lo que viene a ser un coeficiente de seguridad. Es decir, la distancia entre la curva que representa la tensión equivalente y la curva que representa la resistencia de pared muestra cuán de lejos se encuentra el aneurisma de la rotura, ya que, si en algún momento la tensión equivalente supera la resistencia del material de la pared, el coeficiente de seguridad pasaría a valer más que 1 y el sistema fallaría, produciéndose la rotura del AAA. Realmente no siempre se produce de esta forma debido a la gran cantidad de factores que influyen en la rotura, pudiendo producirse en momentos en los que la tensión equivalente no ha superado la resistencia de la pared, es decir, producirse la rotura teniendo el coeficiente de seguridad menor que la unidad.

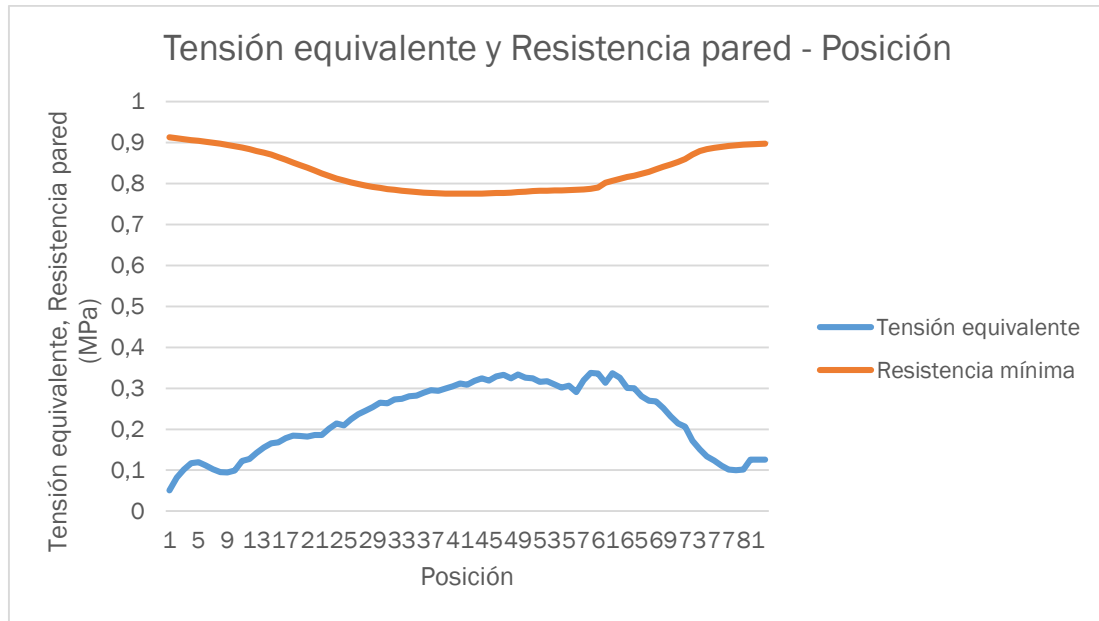


Figura 7.3 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 1. Fuente propia.

Si se compararan las figuras 7.1, 7.2 y 7.3 se observa que la zona definida como saco aneurismático, es decir, la zona en la que se encuentra el aneurisma, coincide con la zona de mayor variación de la tensión equivalente y de resistencia de la pared, siendo la tensión lo máxima posible y la resistencia lo mínimo posible.

En la figura 7.4 se ha colocado el diámetro correspondiente a cada uno de los planos en orden ascendente, y se ha relacionado con la resistencia de la pared arterial, comprobando que para mayores valores de diámetro esta resistencia disminuye debido al agrietamiento de la pared y a la pérdida de sus características mecánicas originales.

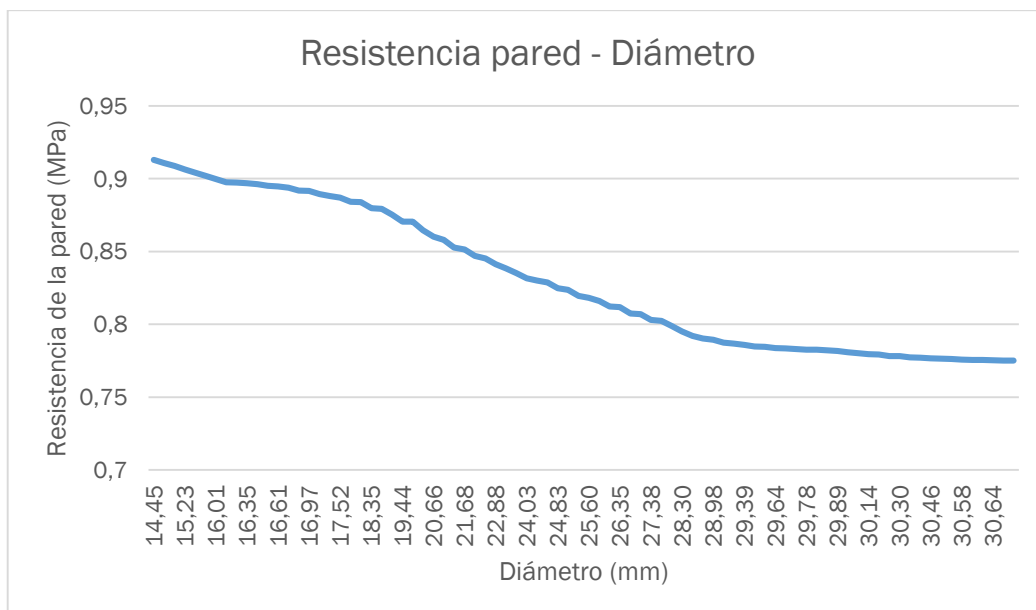


Figura 7.4 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 1. Fuente propia.

En la figura 7.5 se ha graficado la tensión equivalente para cada uno de los diámetros de los planos generados en el AAA, posicionados en orden ascendente. Se puede observar que en las zonas de diámetros mayores se producen tensiones mayores que en las zonas que poseen diámetros más pequeños. También se puede observar que existen valores de diámetros muy próximos que sufren grandes incrementos de tensiones. Esto puede ser debido a que existen dos planos en zonas distintas, como podrían ser el cuello proximal y distal, los cuales poseen diámetros parecidos pero las tensiones son valores completamente distintos, es decir, dos valores de diámetros similares no tienen por qué encontrarse en el mismo plano. También puede darse esta situación debido a que la distribución de tensiones que se ha generado durante la simulación muestra zonas que se encuentran muy próximas, pero poseen tensiones muy dispares.

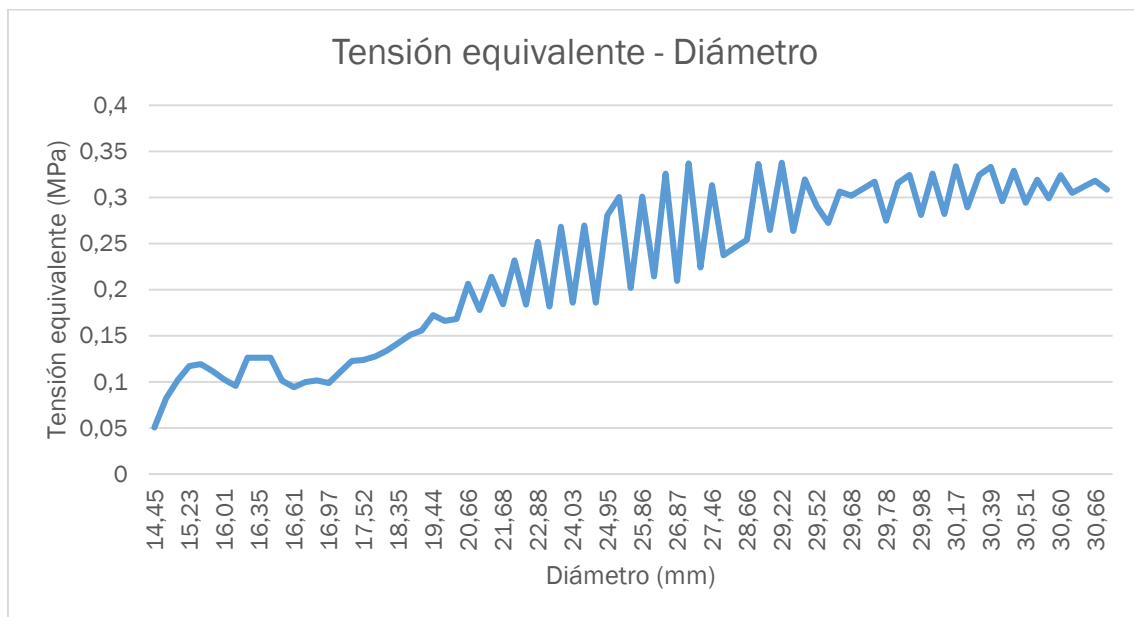


Figura 7.5 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 1. Fuente propia.

De la misma forma que con la tensión equivalente, se ha graficado la tensión cortante en función de la posición y del diámetro de cada plano en forma ascendente. El resultado se muestra en las figuras 7.6 y 7.7, respectivamente:

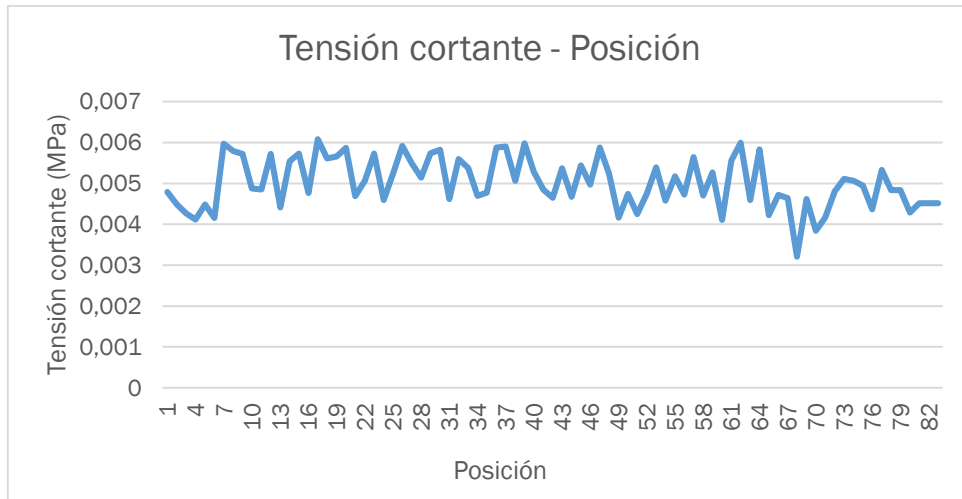


Figura 7.6 Relación Tensión cortante-Posición del caso 1. Fuente propia.

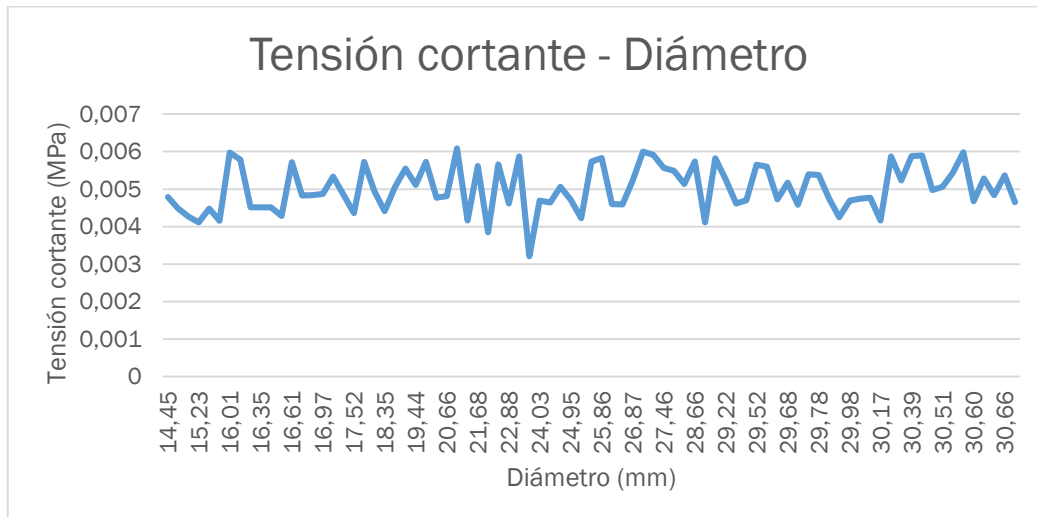


Figura 7.7 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 1. Fuente propia.

No se han encontrado correlaciones suficientes para evidenciar la correspondencia entre la tensión cortante y la posición o el diámetro de cada uno de los planos.

#### Caso 4:

En la figura 7.8 se puede observar la relación entre diámetro del lumen del aneurisma y la posición que ocupa ese plano respecto del sistema de referencia base, medido a lo largo del eje Z. En esta gráfica salta a la vista la zona del saco aneurismático, la cual posee diámetros mayores en tantos planos como lo definan. La longitud del saco aneurismático mostrada coincide con la calculada anteriormente.

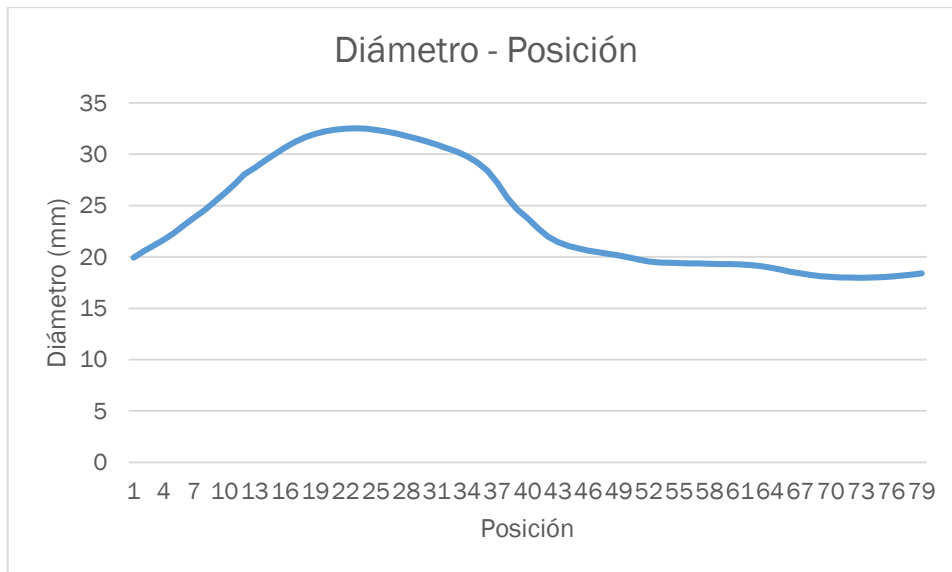


Figura 7.8 Relación Diámetro-Posición del caso 4. Fuente propia.

En la figura 7.9 se comparan los valores de tensión equivalente y de resistencia de la pared con los valores de posición en función del plano. Se puede observar que en el tramo en el que se encuentra el saco aneurismático se produce una disminución de la resistencia que soporta la pared debido a la pérdida de características mecánicas. Por otro lado, puede observarse que en esa misma zona se producen valores de tensiones mayores, teniendo en este caso dos picos de tensiones en lo que corresponde a la entrada y a la salida del saco aneurismático. Ambas series se encuentran bastante separadas, distancia que coincide con el coeficiente de seguridad, lo que implica que debe aumentar bastante la tensión para sobrepasar el valor de la resistencia para que se produzca la rotura del AAA. Sin embargo, el aumento del valor de la tensión para llegar a la rotura no tiene por qué ser proporcional hasta llegar al valor de la resistencia límite, ya que al modificar la tensión se podrían modificar ciertos valores que harían que esta resistencia disminuyera, aproximándose el Índice Potencia de Ruputra cada vez más a la unidad y aumentando las probabilidades de la aparición de agrietamiento y debilitamiento de la pared arterial, provocando su posterior rotura.



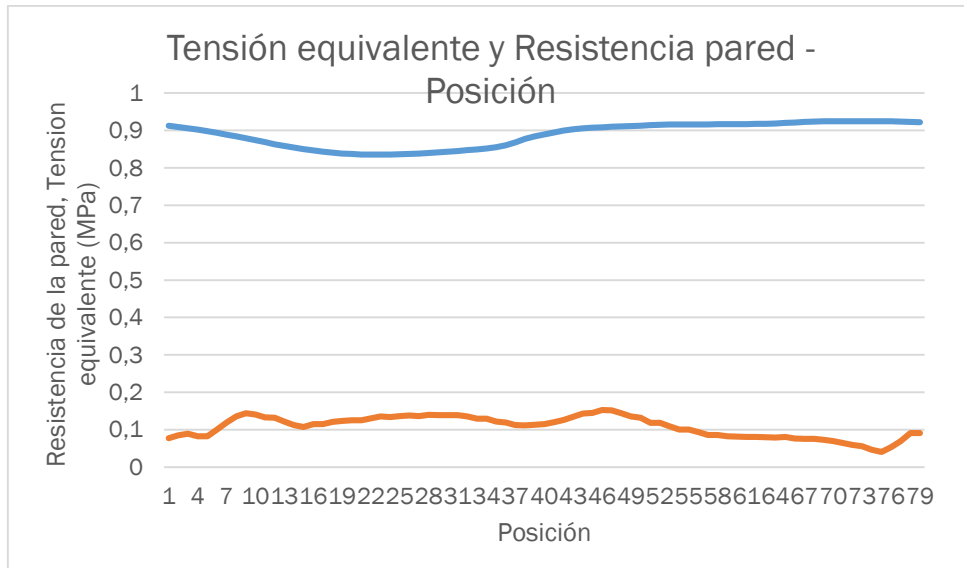


Figura 7.9 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 4. Fuente propia.

En la figura 7.10 se muestra la disminución de los valores de resistencia última de la pared arterial en función del diámetro calculado en cada plano, colocado en orden ascendente. Se observa que la resistencia disminuye a medida que aumenta el diámetro del AAA, es decir, la zona en la que se ha dilatado la arteria, y por lo tanto posee los mayores diámetros, ha perdido características mecánicas y su resistencia ha disminuido.

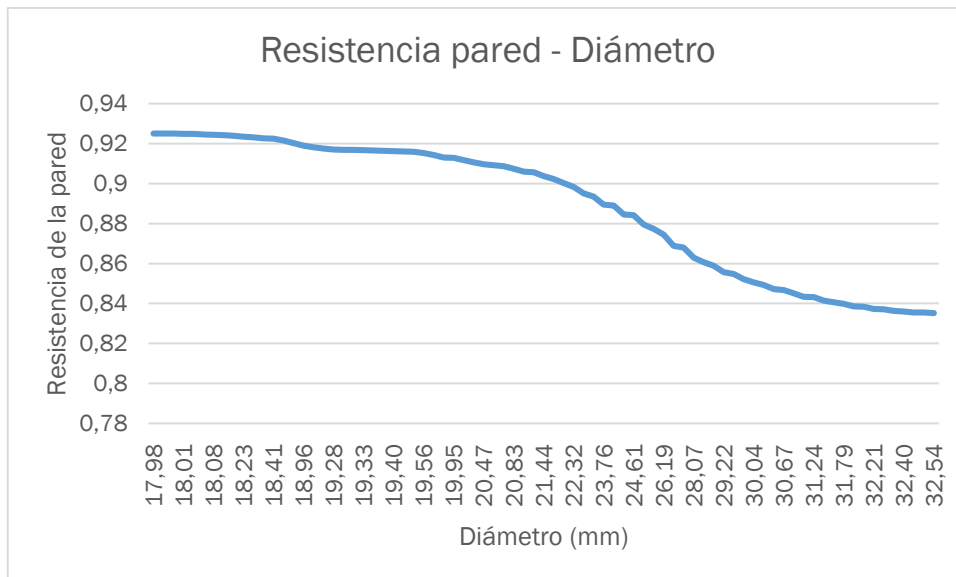


Figura 7.10 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 4. Fuente propia.

A continuación, en la figura 7.11, se puede observar la distribución de tensiones equivalentes relacionada con el diámetro del plano del AAA en los que fue seccionado. Se puede comprobar que los mayores diámetros soportan las mayores tensiones. Existen zonas con valores de tensiones que, a priori, no corresponden con lo esperado. Puede deberse a

que, igual que en los casos anteriores, sean tensiones que se encuentren en distintas zonas del AAA pero que poseen diámetros similares.

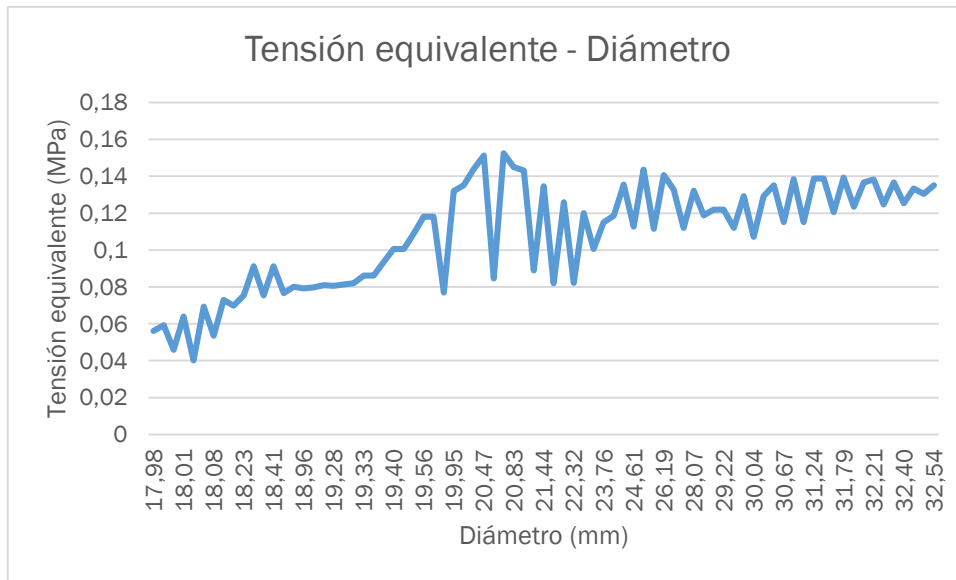


Figura 7.11 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 4. Fuente propia.

En las figuras 7.12 y 7.13 se han tabulado los valores de la tensión cortante máxima con la posición y el diámetro del plano al que pertenecen, respectivamente. En ambas figuras se observa que existe la tensión cortante posee una tendencia más o menos constante de entre 0,002 y 0,004 MPa con excepciones en ciertos planos, dónde hay picos tensionales de hasta más de 4 veces su valor. En estas zonas del AAA se producirían pérdidas de las características mecánicas de la pared arterial debido al a las fuerzas de cizallamiento.

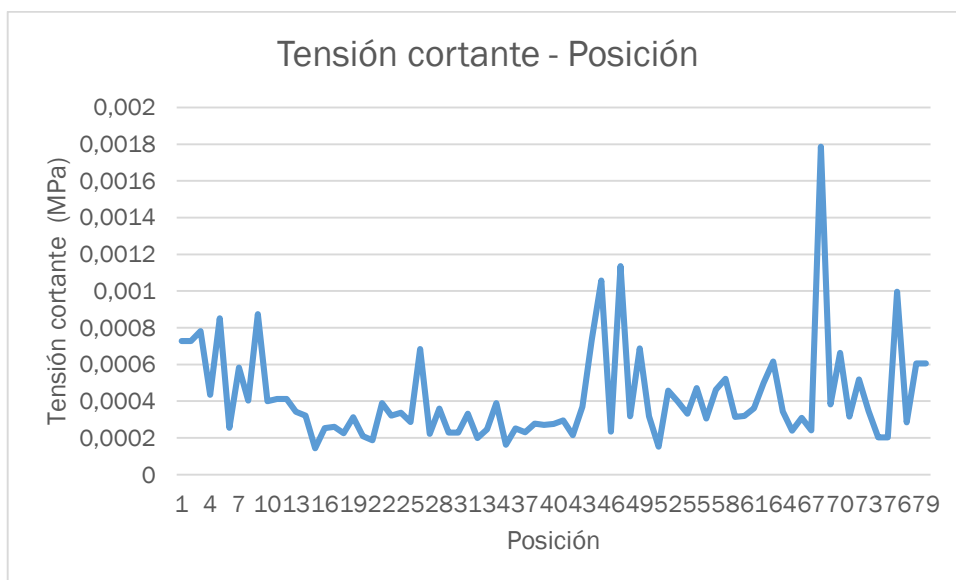


Figura 7.12 Relación Tensión cortante-Posición del caso 4. Fuente propia.

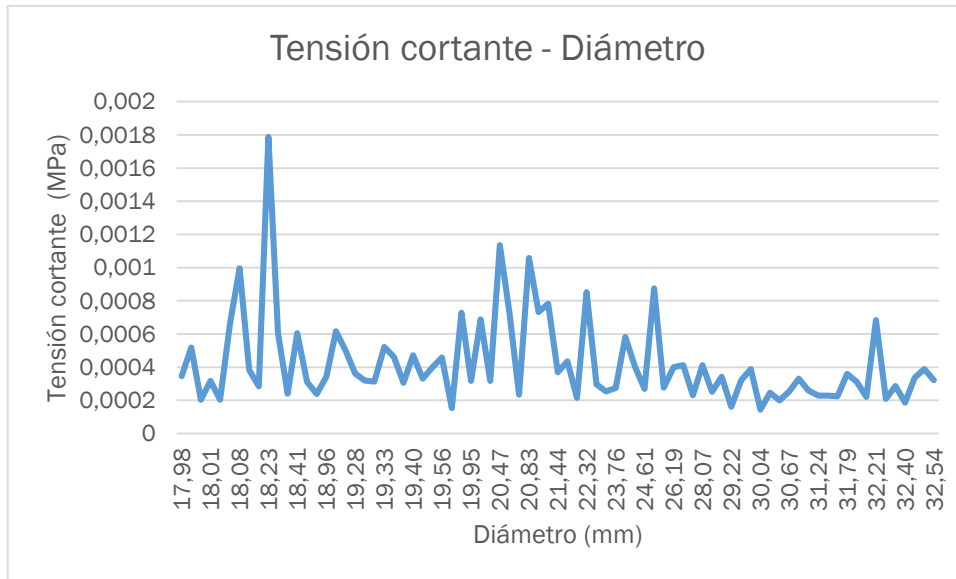


Figura 7.13 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 4. Fuente propia.

**Caso 5:**

En la figura 7.14 se ha graficado el valor del diámetro de cada plano del AAA con la posición que toma dicho diámetro y se puede diferenciar perfectamente en dicha figura la longitud y la posición del saco aneurismático dentro de este aneurisma, así como la posición de los cuellos proximal y distal.

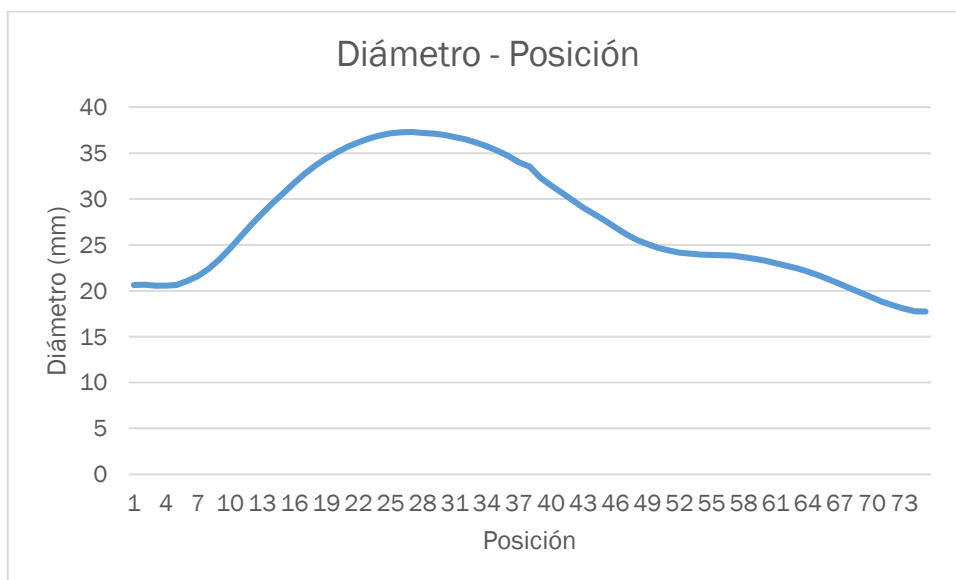


Figura 7.14 Relación Diámetro-Posición del caso 5. Fuente propia.

Posteriormente, y al igual que en el resto de aneurismas, se ha tabulado en la figura 7.15 la resistencia en función de la posición de los planos en los que se ha dividido el AAA, donde se puede observar que, si se compara con la figura 7.14, la resistencia de la pared arterial disminuye en el tramo en el que se encuentra el saco aneurismático de forma no demasiado pronunciada en este caso.

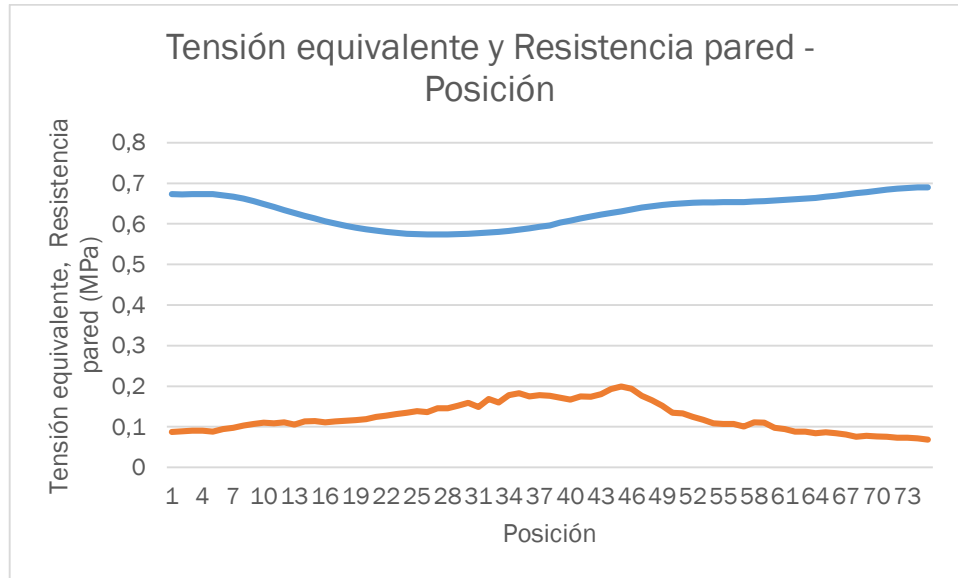


Figura 7.15 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 5. Fuente propia.

En la figura 7.16 se muestra la resistencia del AAA en función del diámetro colocado con sus valores en forma ascendente. El aneurisma de este paciente no se comporta en torno a lo esperado debido a que la resistencia mínima no disminuye a medida que aumenta el diámetro a lo largo del AAA.

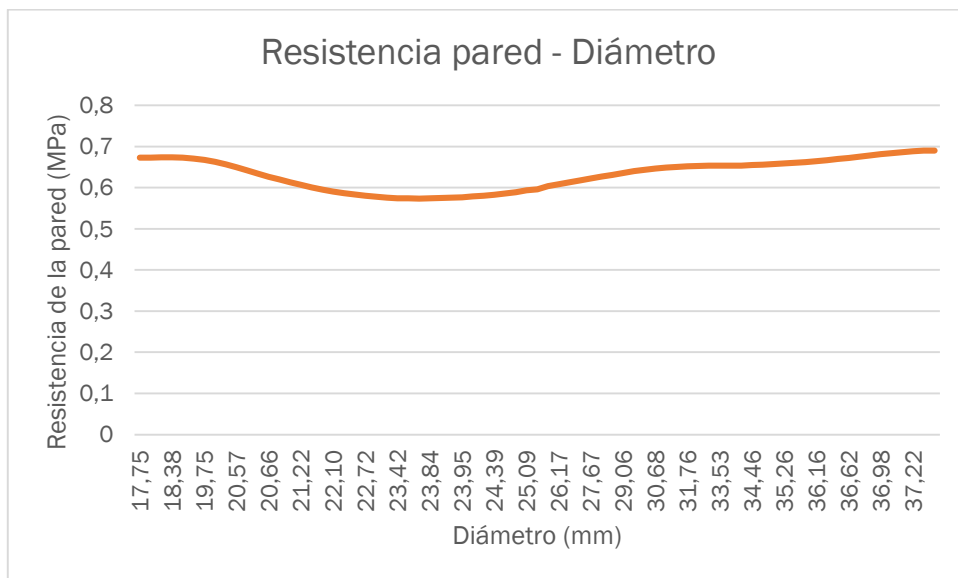


Figura 7.16 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 5. Fuente propia.

En la figura 7.17 se muestra la tensión equivalente en función del diámetro en orden ascendente. Esta gráfica tiene una tendencia al alza, por lo que implica que diámetros mayores soportan tensiones mayores. También se puede observar una gran variación de

tensiones entre diámetros que se encuentran muy próximos en valor, esto puede ser debido a que cada uno de ellos se encuentre en una zona del aneurisma y, al no estar próximos, no tienen por qué soportar la misma tensión.

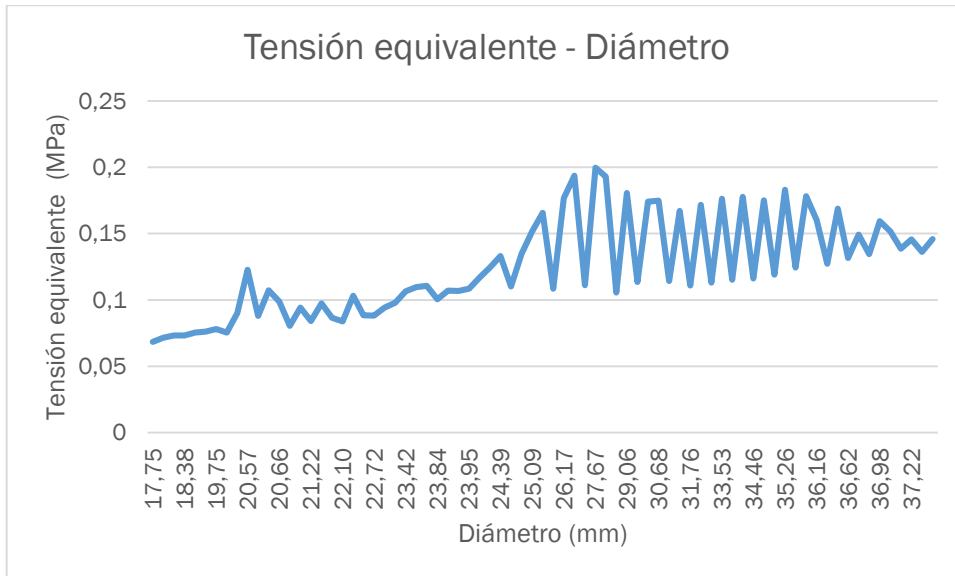


Figura 7.17 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 5. Fuente propia.

En las figuras 7.18 y 7.19 se muestran los valores de la tensión cortante en función de la posición y del diámetro del plano al que pertenecen, respectivamente. En la figura 7.18 se observa una tendencia de la tensión cortante a la baja a medida que se avanza por el aneurisma, por lo que se deduce que la zona del cuello distal del AAA de este paciente soportará menos tensiones cortantes que las que se encuentran más arriba.

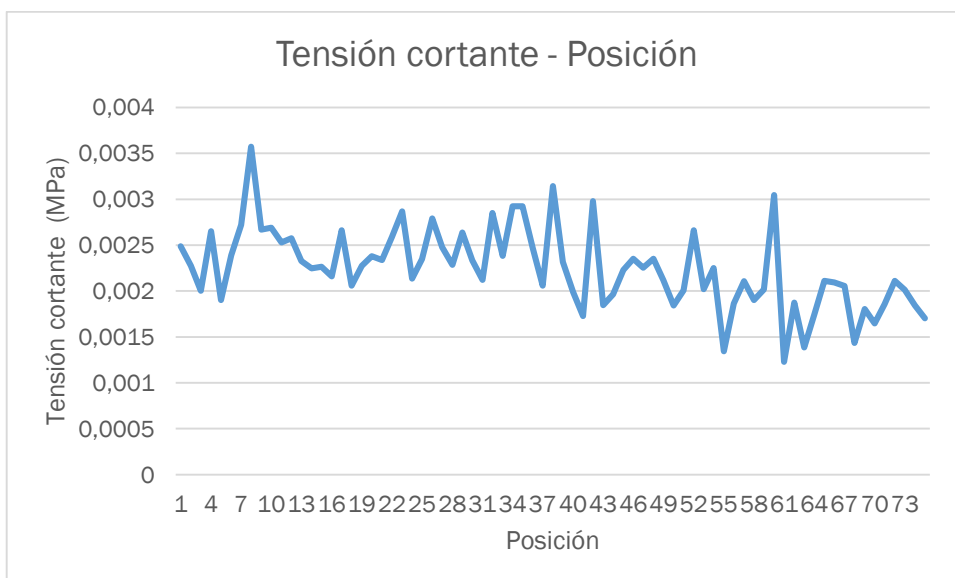


Figura 7.18 Relación Tensión cortante-Posición del caso 5. Fuente propia.

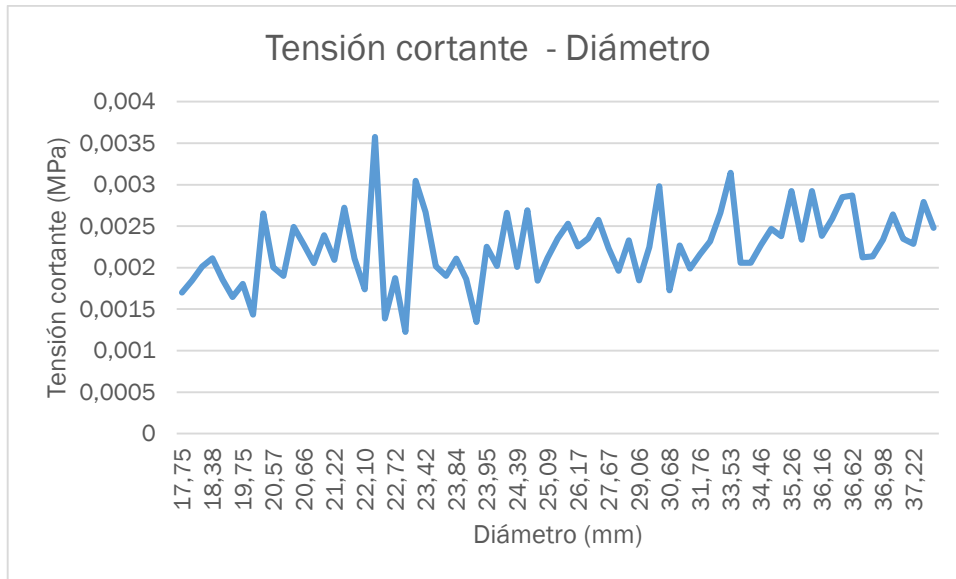


Figura 7.19 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 5. Fuente propia.

**Caso 6:**

En la figura 7.20 se ha tabulado el diámetro en función de la posición que ocupa según las referencias tomadas a través de los planos creados en *Catia*. Con esto, se puede hacer una idea de la forma del aneurisma y deducir la localización del saco aneurismático y la posición de los cuellos proximal y distal.

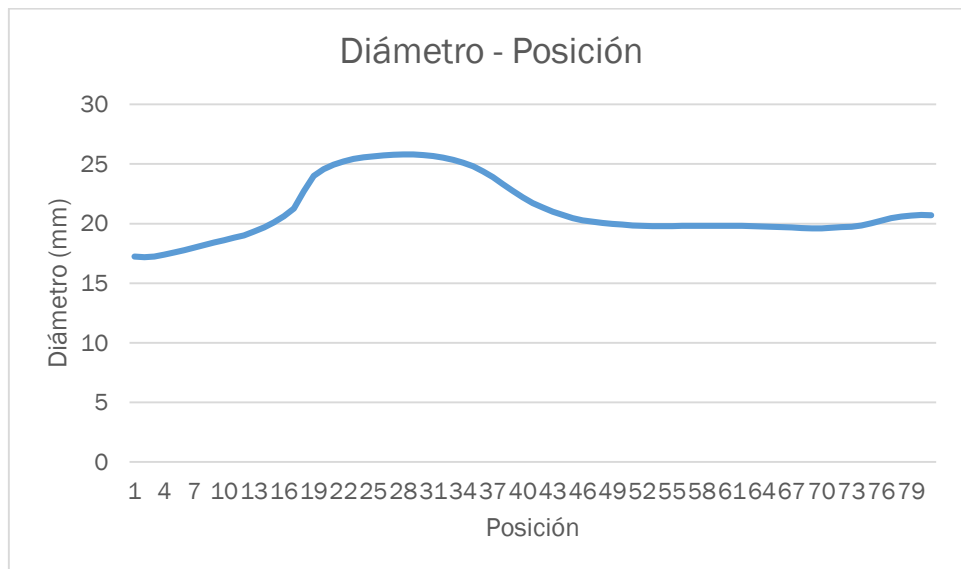


Figura 7.20 Relación Diámetro-Posición del caso 6. Fuente propia.

En la figura 7.21 se ha tabulado la tensión equivalente y la resistencia de la pared arterial con la intención de que se compare con la figura 7.20 y observar que en el tramo del saco aneurismático la resistencia de la pared es inferior a lo largo del saco aneurismático, así como la tensión equivalente es mayor. Sin embargo, en la tensión equivalente se observan picos máximos y mínimos que producen irregularidades en la distribución de tensiones a lo largo del saco, por lo que dichas zonas serán más propensas al fallo.

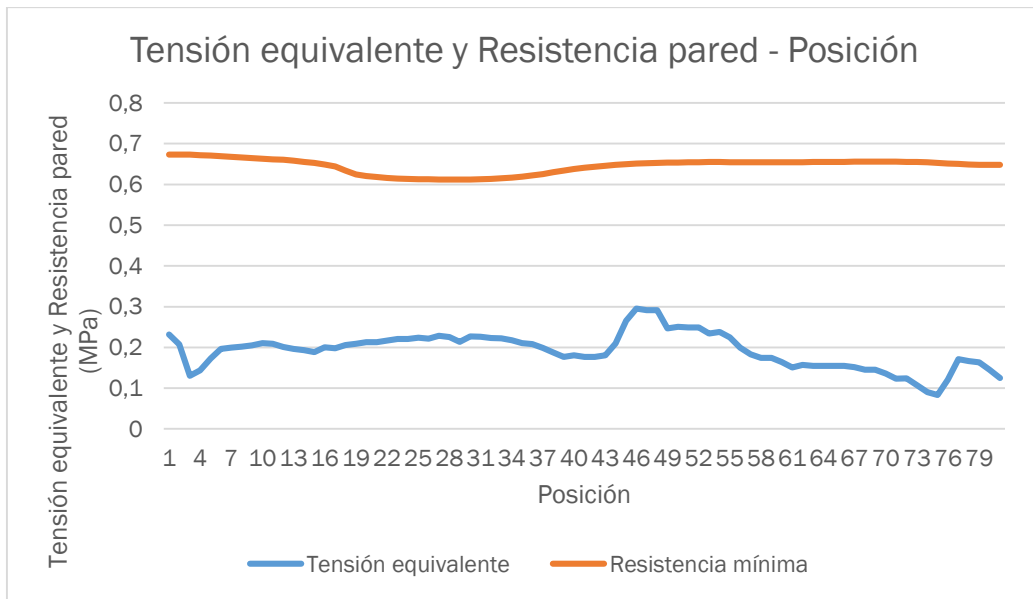


Figura 7.21 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 6. Fuente propia.

En la figura 7.22 se ha colocado el diámetro correspondiente a cada uno de los planos en los que se ha dividido el aneurisma en el software *Catia* en forma ascendente, y se ha relacionado con la resistencia de la pared arterial. Se puede observar la resistencia disminuye a medida que el diámetro aumenta, provocando la pérdida de características mecánicas y el posterior debilitamiento de la pared. Además, también se observa que existe una disminución exponencial de la resistencia de la pared para un rango de diámetros.

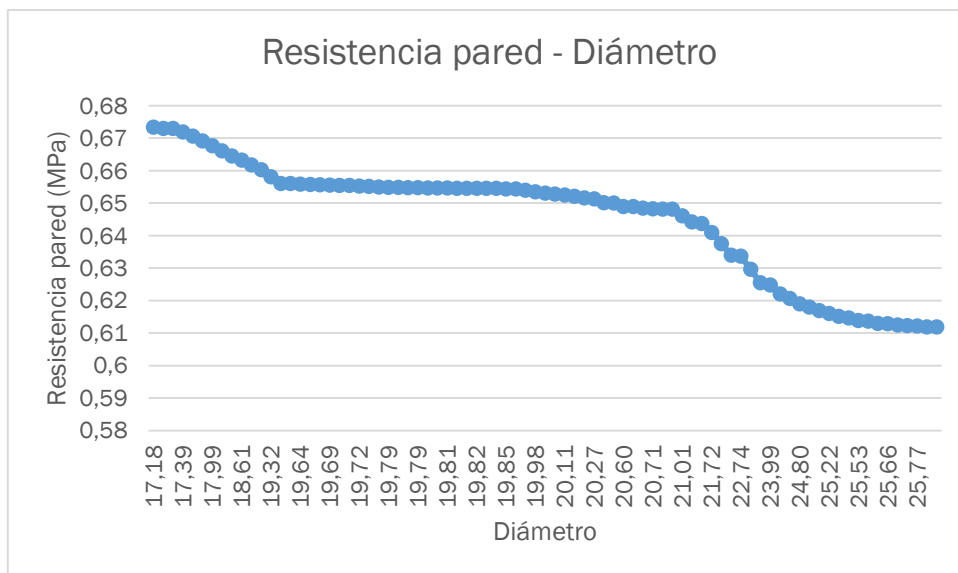


Figura 7.22 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 6. Fuente propia.

En la figura 2.23 se ha graficado la tensión equivalente en función del diámetro máximo y debido a la gran cantidad de picos que posee no se pueden extraer conclusiones claras de la misma.

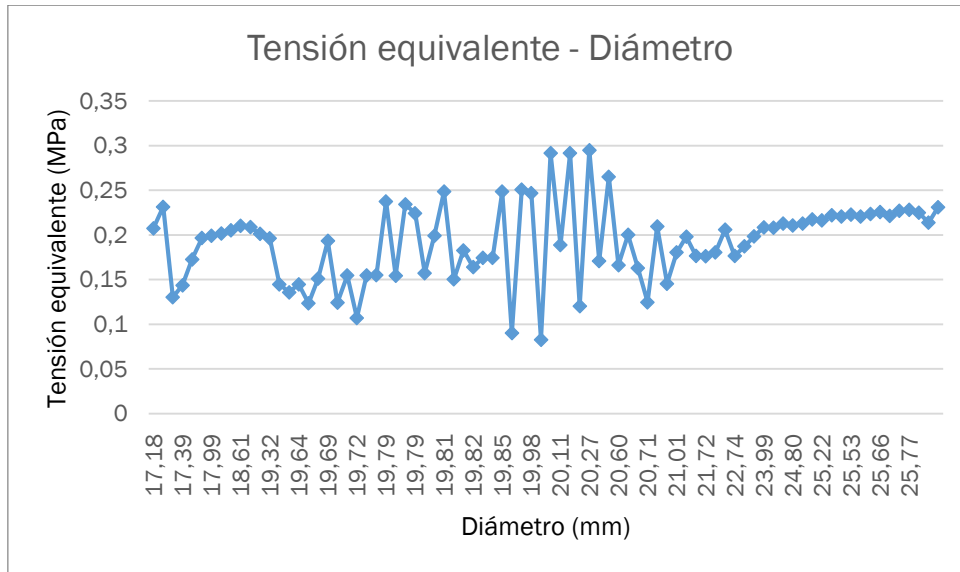


Figura 7.23 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 6. Fuente propia.

En las figuras 2.24 y 2.25 se ha graficado la tensión cortante de cada uno de los planos en los que se ha dividido el aneurisma en relación a la posición y el diámetro que poseen. Se puede observar una disminución y un incremento de la tensión cortante a medida que el diámetro aumenta en la figura 2.25. Por otro lado, la figura 2.24 indica que la distribución de tensiones no es constante a lo largo del aneurisma y en la posición en la que se encuentra el saco aneurismático hay una tendencia a la baja con subidas repentinas en el valor de esta tensión.



Figura 7.24 Relación Tensión cortante-Posición del caso 6. Fuente propia.



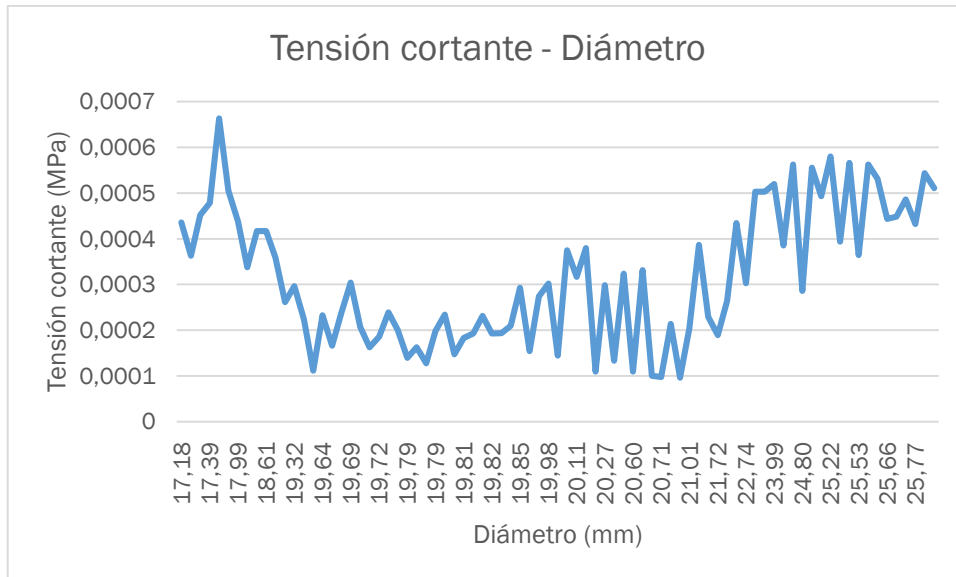


Figura 7.25 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 6. Fuente propia.

**Caso 7:**

En la figura 7.26 se ha graficado el valor del diámetro de cada plano del AAA con la posición que toma dicho diámetro y se puede diferenciar el saco aneurismático en el centro del aneurisma, así como unas disminuciones de tamaños en las entradas al saco, en el cuello proximal y distal.

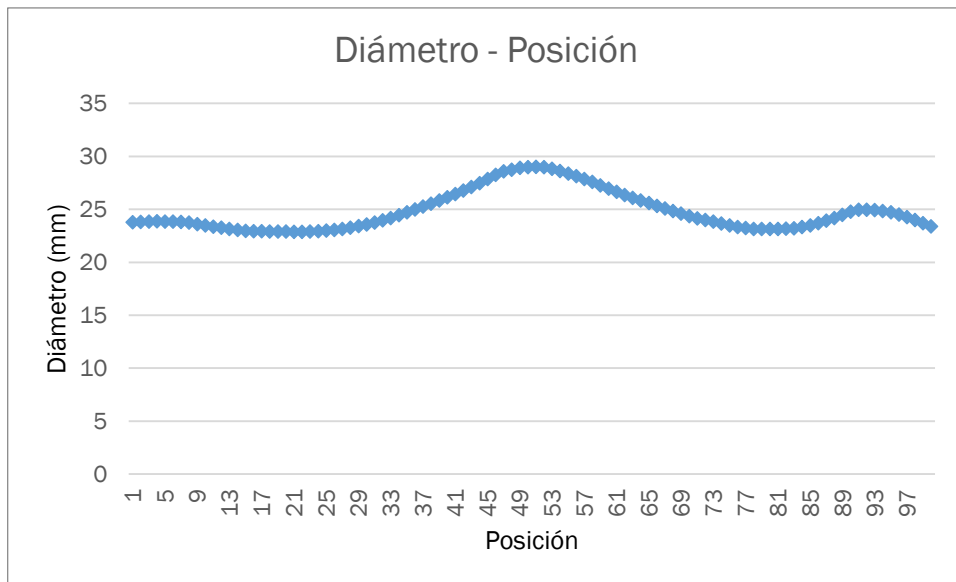


Figura 7.26 Relación Diámetro-Posición del caso 7. Fuente propia.

En la figura 7.27 se relaciona la tensión equivalente y la resistencia de la pared arterial con la posición del plano en el que se encuentra dicho valor. Se puede observar una ligera disminución de la resistencia de la pared en la zona en la que se encuentra el saco aneurismático. Cabe destacar que no disminuye con al aumentar el diámetro. Por otro lado,

la tensión aumenta tras haber comenzado el saco aneurismático y vuelve a disminuir en el cuello distal.

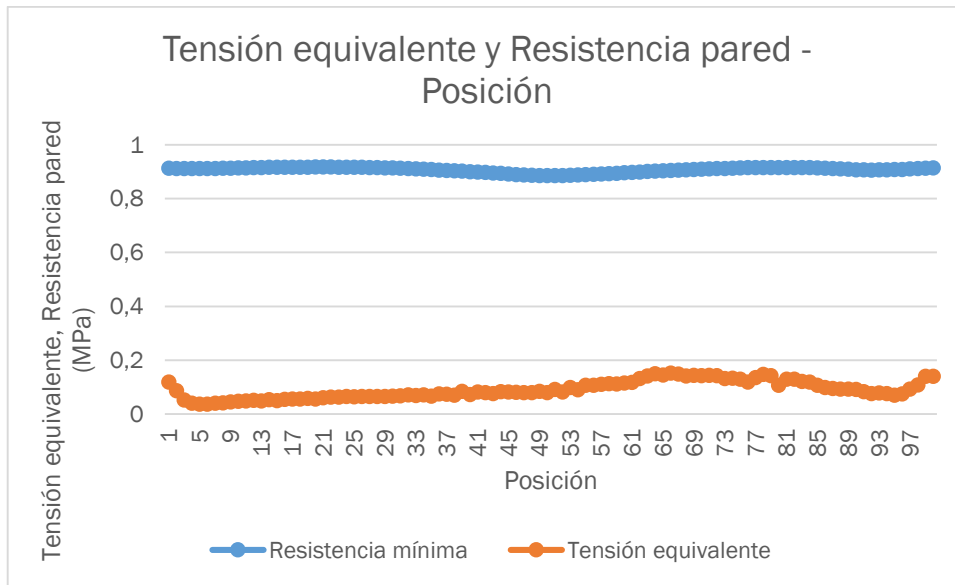


Figura 7.27 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 7. Fuente propia.

En la figura 7.28 se observa la disminución de la resistencia de la pared arterial a medida que el diámetro de la sección aumenta, comportamiento normal en AAAs.

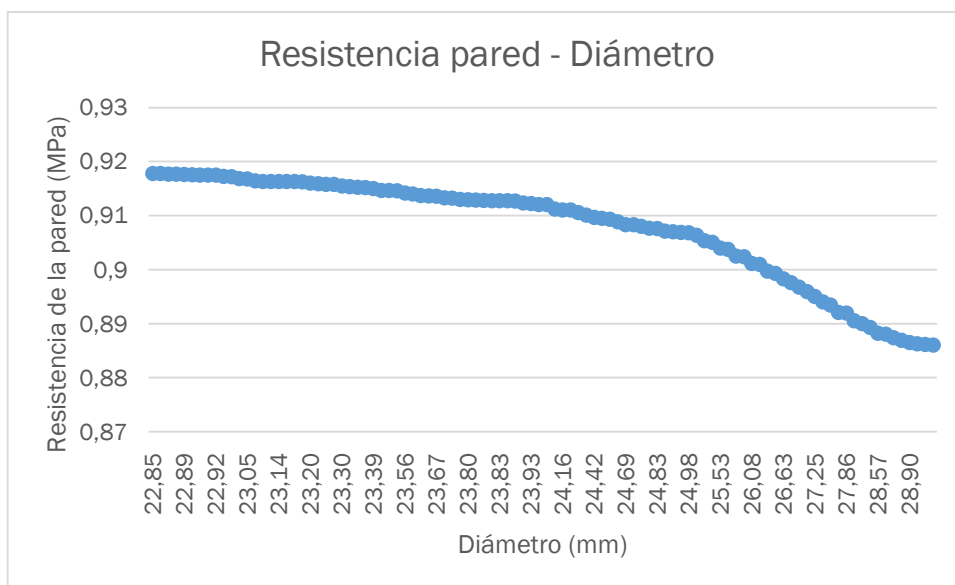


Figura 7.28 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 7. Fuente propia.

En la figura 7.29 se observa una gran variación de la tensión equivalente a medida que el diámetro del aneurisma aumenta, no pudiendo evidenciar que tensiones mayores se producen en diámetros mayores.

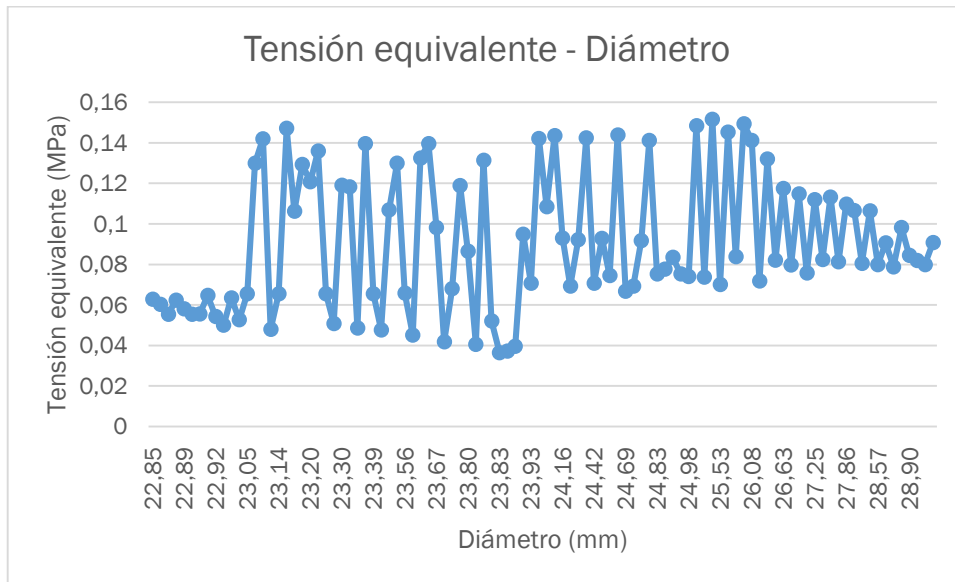


Figura 7.29 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 7. Fuente propia.

En la figura 7.30, donde se ha graficado la tensión cortante en función de la posición que ocupa cada plano en los que se seccionó el aneurisma, se observa que tiene una tendencia clara a la alza a medida que se recorre el cuerpo del aneurisma, encontrándose las mayores tensiones en el cuello distal.

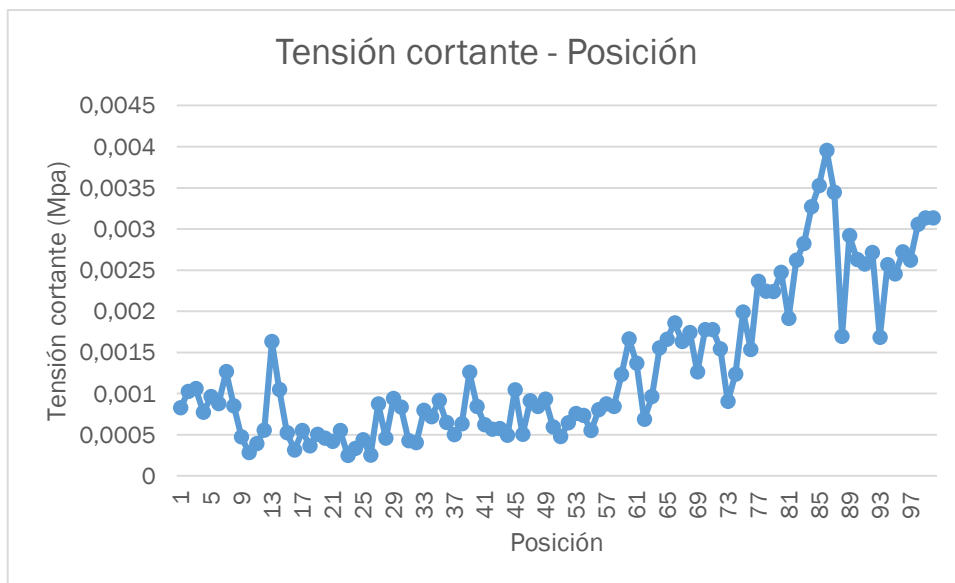


Figura 7.30 Relación Tensión cortante-Posición del caso 7. Fuente propia.

En la figura 7.31 se observa que los valores mínimos y máximos del cuerpo del AAA analizado soportan menores tensiones de cizalladura que el centro del aneurisma, donde existen unas variaciones muy definidas de la misma, lo cual provocará lesiones en la pared arterial y la consecuente pérdida de resistencia mecánica en la pared.

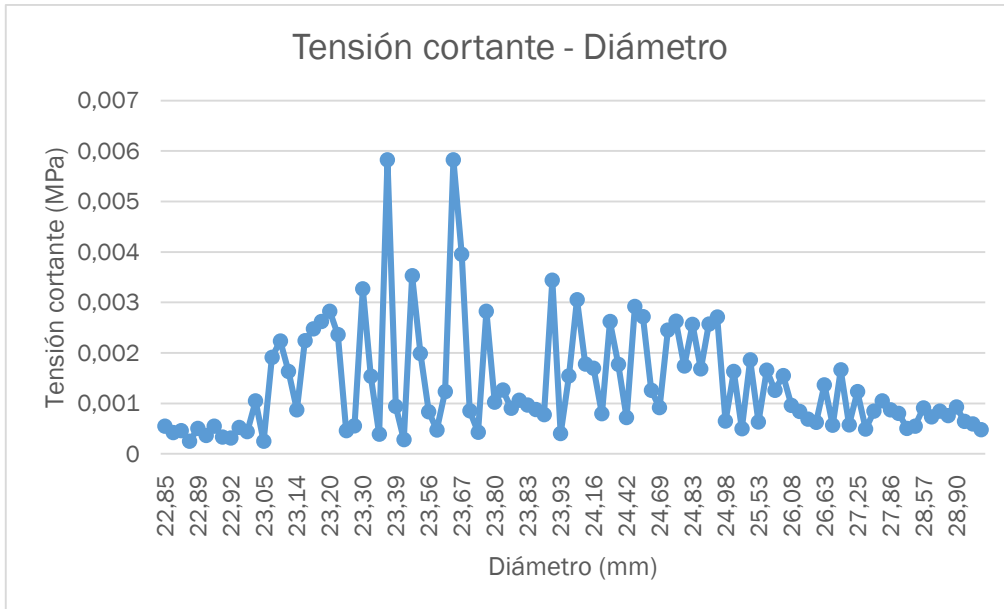


Figura 7.31 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 7. Fuente propia.

**Caso 8:**

En la figura 7.32 se muestra una gráfica en la que se expone el diámetro del lumen del aneurisma frente a su posición en el eje Z según los planos creados a partir del *Catia*. Se observa una especie de doble saco aneurismático, siendo el primero de ellos mucho más pronunciado que el otro.

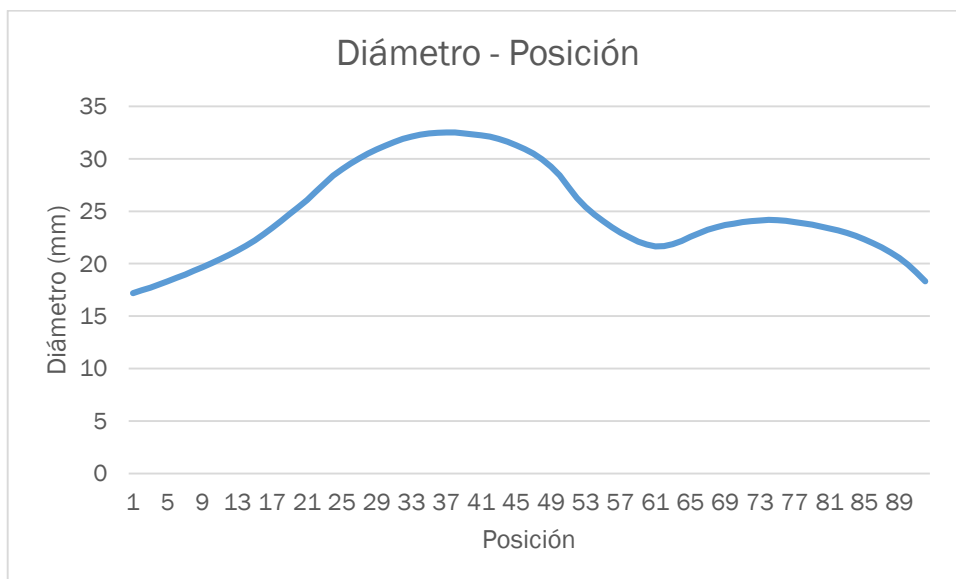


Figura 7.32 Relación Diámetro-Posición del caso 8. Fuente propia.

Por otro lado, en la figura 7.33 se muestra una gráfica en la que se relaciona tanto la tensión equivalente generada en el aneurisma como la resistencia de la pared arterial en función de la longitud del posicionamiento de los planos hallados en *Catia* según el eje Z. Se puede comprobar que las zonas con mayores tensiones coinciden con las zonas de menores resistencias en la pared y a su vez con el saco aneurismático, hecho que aumenta la peligrosidad del aneurisma, aumentando las probabilidades de su rotura.

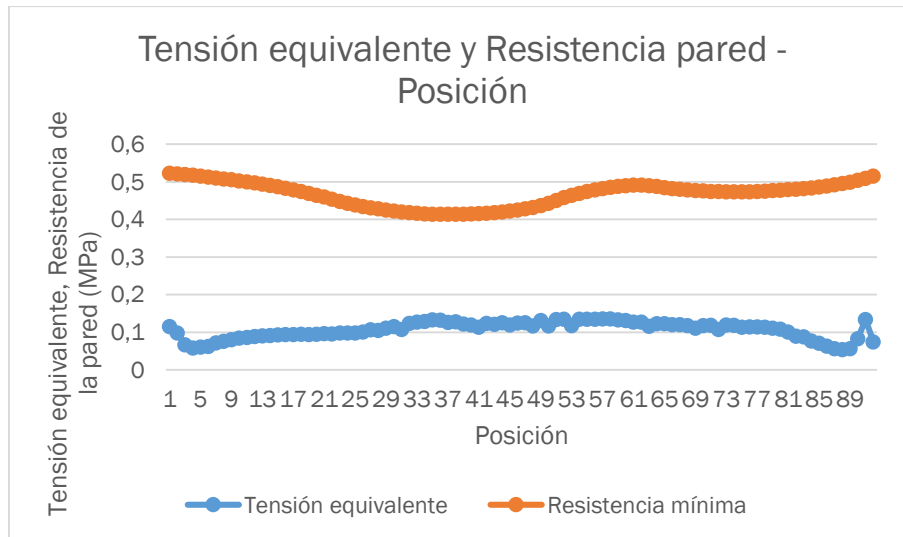


Figura 7.33 Relación Tensión equivalente y resistencia de la pared-Posición del caso 8. Fuente propia.

En las figuras 7.34 y 7.35 se ha graficado el valor de la resistencia de la pared arterial y la tensión equivalente, respectivamente, en función del diámetro del plano en el que se encuentra. Se puede comprobar en la primera de ellas que la resistencia de la pared disminuye a medida que aumenta el diámetro del aneurisma, al contrario que pasa con la tensión equivalente, como se observa en la figura 7.35.

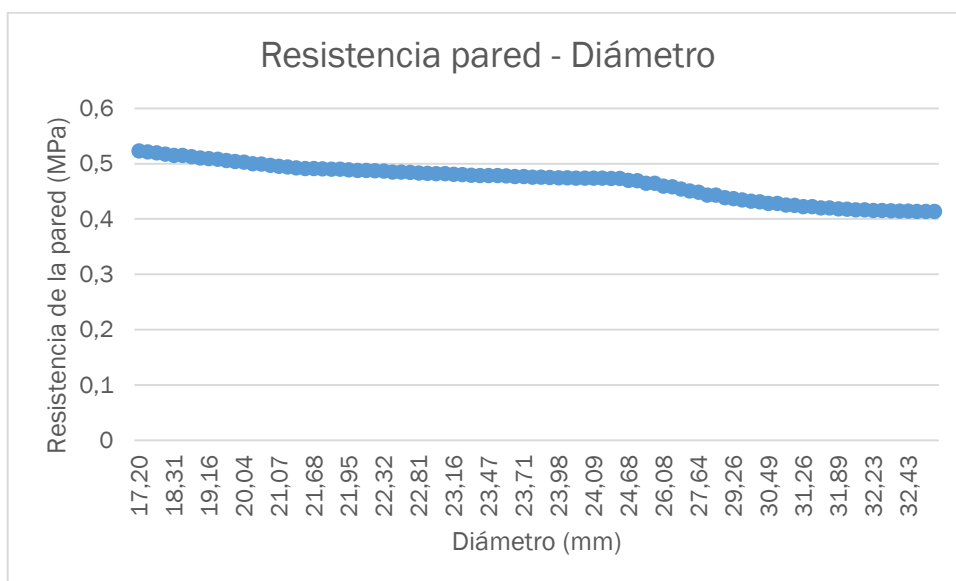


Figura 7.34 Relación Resistencia de la pared-Diámetro del caso 8. Fuente propia.

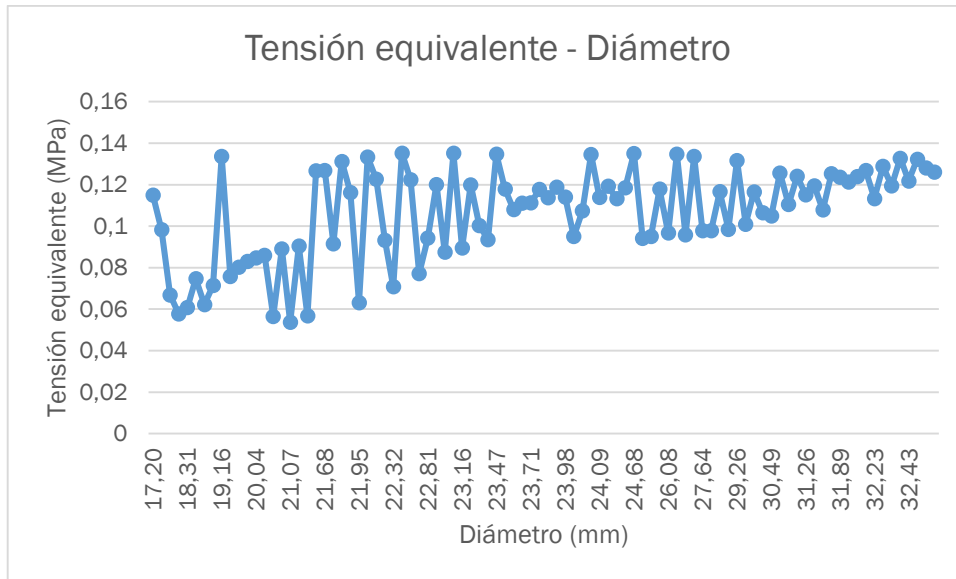


Figura 7.35 Relación Tensión equivalente-Diámetro del caso 8. Fuente propia.

En la figura 7.36 se encuentra la tensión cortante en función de la posición del aneurisma en la que se encuentra. Obviando los picos, posee una distribución más o menos sinusoidal a lo largo del aneurisma, teniendo aumentos y disminuciones del valor de la tensión a medida que se avanza a lo largo de la misma.

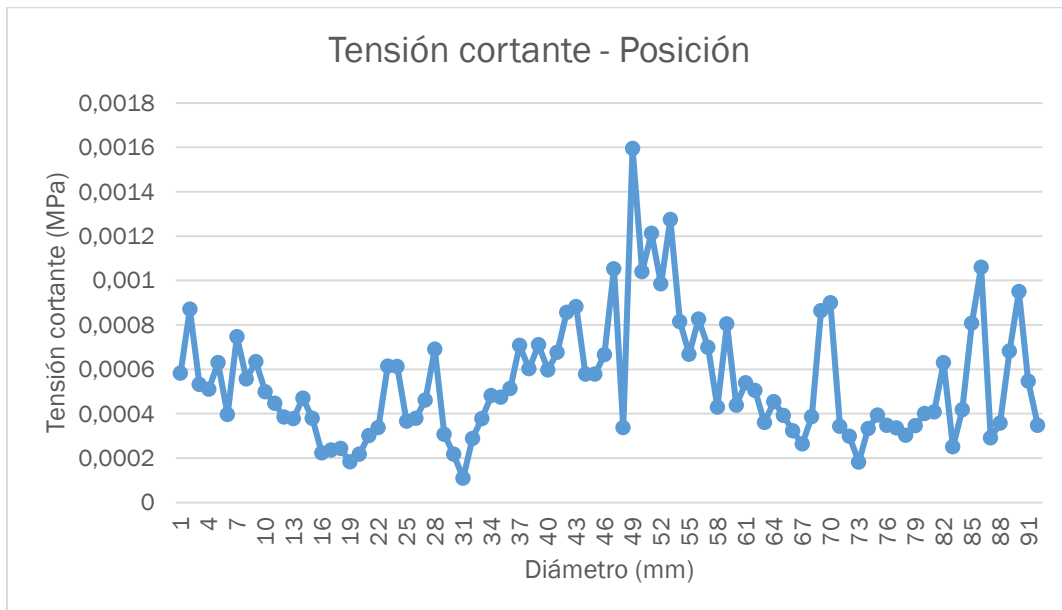


Figura 7.36 Relación Tensión cortante-Posición del caso 8. Fuente propia.

Por otro lado, en la figura 7.37 se encuentra la tensión cortante en función del diámetro del aneurisma en el plano en el que se encuentra. Como se observa, existen una gran

cantidad de picos en los valores de tensión, no pudiendo sacar conclusiones claras con firmeza.

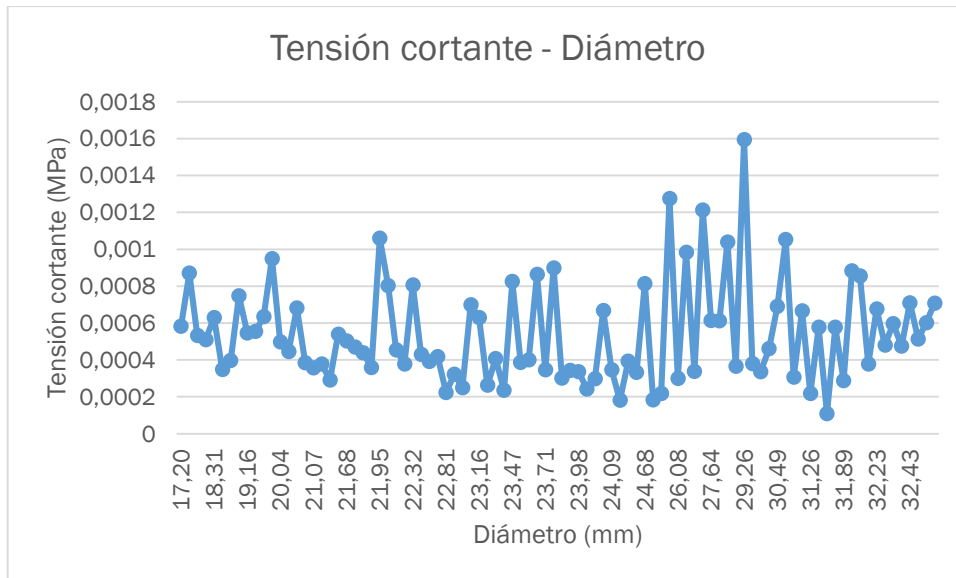


Figura 7.37 Relación Tensión cortante-Diámetro del caso 8. Fuente propia.

#### 7.4 Comparación del Índice Potencial de Ruptura con otros factores

##### 7.4.1 Comparación del IPR con el diámetro y con la posición

En la figura 7.38 se muestran cada uno de los aneurismas estudiados en función de su diámetro máximo y del índice potencial de ruptura del aneurisma. Debido a la poca cantidad de casos de estudio y a que algunos de ellos rompen el patrón, no se puede concluir a la vista de los resultados que a diámetros mayores existan índices potenciales de ruptura menores.

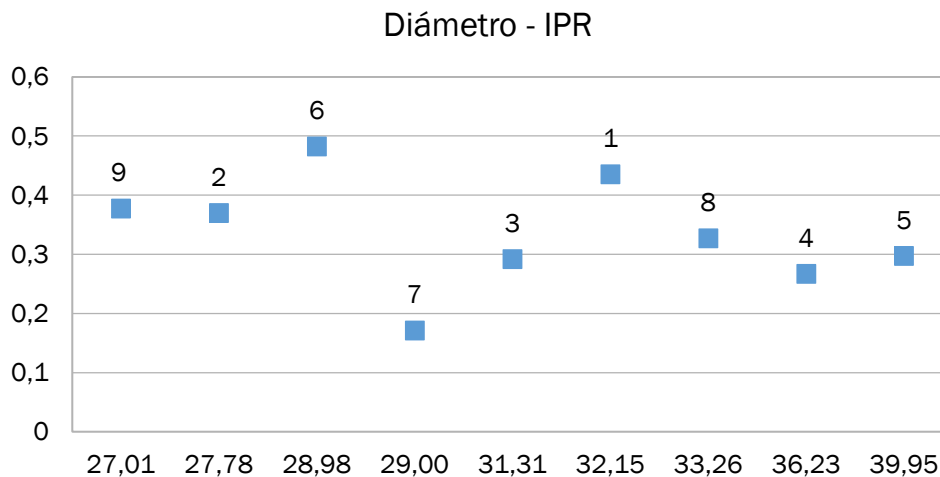


Figura 7.38 Relación Diámetro-IPR de todos los casos. Fuente propia

Al representar el Índice Potencial de Ruptura de cada una de las secciones en las que se dividió el aneurisma frente al diámetro de contorno que posee dicho plano para uno de los pacientes se obtiene la figura 7.39, en que se puede observar la tendencia al aumento que posee el IPR cuando el diámetro de la sección va aumentando, teniendo un nivel de riesgo mayor a medida que el diámetro aumenta. Sin embargo, al realizar la comparación con la figura 7.38, en la que se muestra la relación del IPR de cada caso con su diámetro máximo no se puede deducir la misma conclusión.

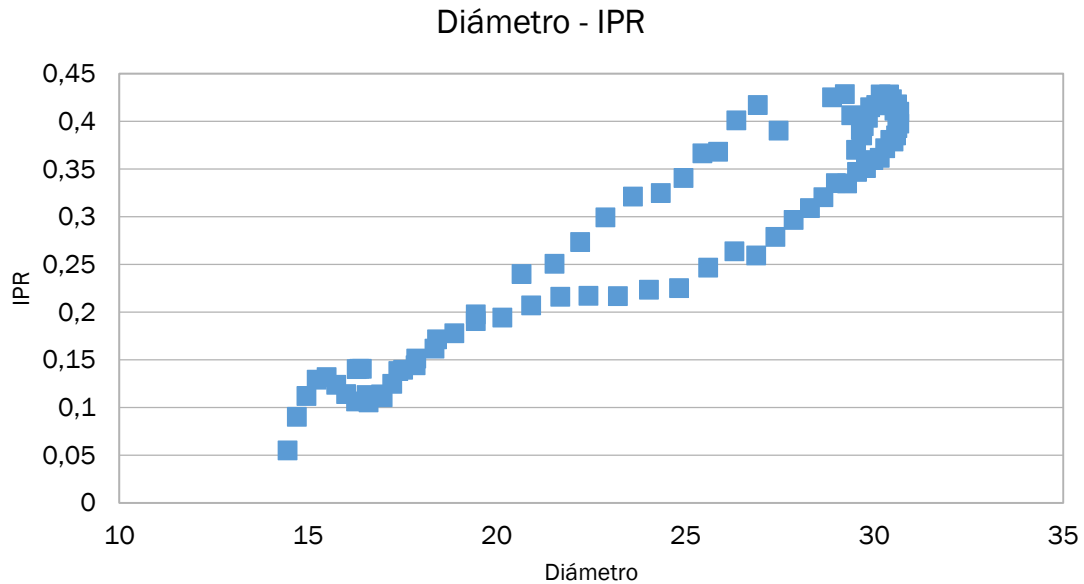


Figura 7.39 Relación Diámetro-IPR del caso 1. Fuente propia.

Si se tabula la posición que ocupa cada uno de los planos en los que se seccionó el AAA con el IPR de dicho plano se obtiene la figura 7.40, en la que se puede observar el aumento del IPR en la zona de máximos diámetros, es decir, en el lugar en el que se encuentra el saco aneurismático, tal y como se puede observar al comparar esta figura con la figura 7.2.

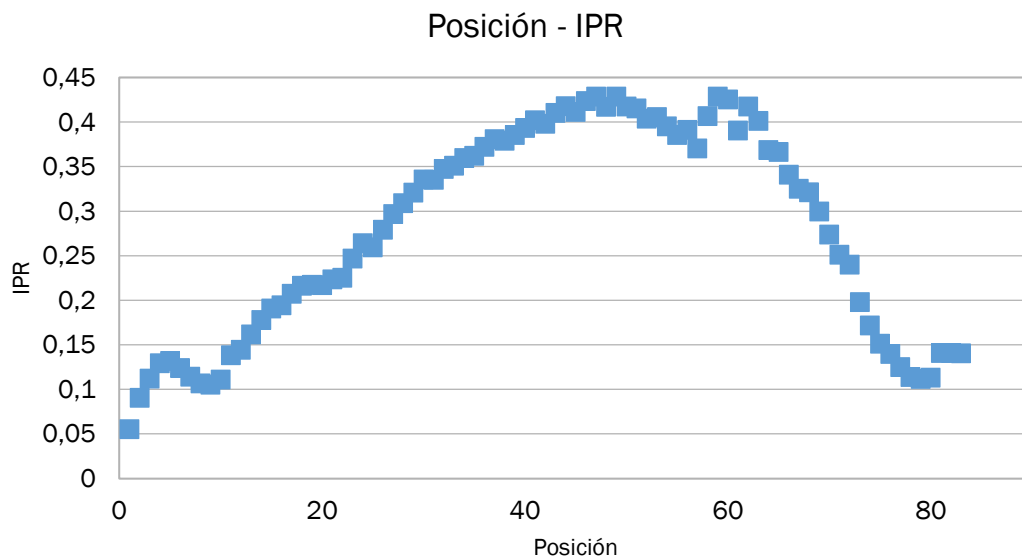


Figura 7.40 Relación Posición-IPR del caso 1. Fuente propia.



#### 7.4.2 Comparación del IPR con Índice de Peligrosidad (IP)

En la figura 7.41 se comparan los valores del Índice Potencial de Ruptura con los valores del Índice de Peligrosidad. En la tabla 4.19 se encuentran los valores del IP para cada uno de los casos. En la mayoría de casos se pueden observar tendencias iguales, es decir, si el Índice Potencial de Ruptura aumenta con respecto al caso anterior, el Índice de Peligrosidad aumenta en la misma medida, mostrando unos resultados parecidos mediante el uso de ambos métodos.

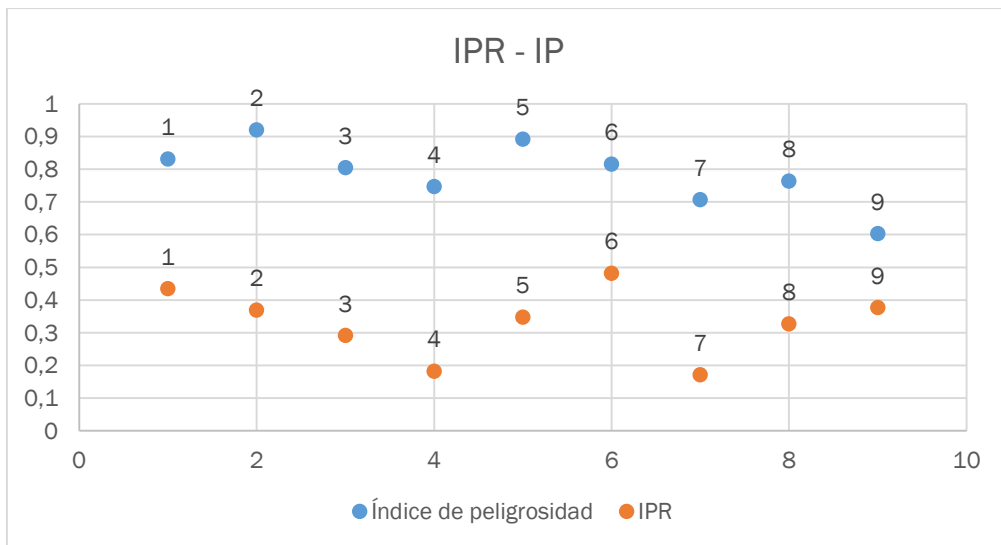


Figura 7.41 Relación IPR-IP de todos los casos. Fuente propia.

#### 7.5 Comparación de la longitud de asimetría ( $l_{asim}$ ) con el coeficiente de asimetría ( $\beta$ )

En la tabla 7.10 se observa la relación que poseen la longitud de asimetría con el coeficiente de asimetría definido durante el método de los Factores Biodeterminantes Geométricos. Como se puede observar, a medida que el coeficiente de asimetría ( $\beta$ ) aumenta, la longitud de asimetría ( $l_{asim}$ , medida en milímetros) va disminuyendo. Por eso, la tabla 7.10 se ha colocado con el coeficiente de asimetría ordenado en orden ascendente.

Caso	Coefficiente de asimetría	Longitud de asimetría (mm)
1	0,63544134	8,771
7	0,8801603	4,99
4	0,88497414	4,759
3	0,92882839	1,9463
6	1,02534588	1,392
8	1,03072103	1,001
5	1,09095958	0,617
9	1,18391129	0,314
2	1,31315397	0

Tabla 7.10 Longitud de asimetría frente a coeficiente de asimetría



Al ordenar los casos estudiados según su valor del coeficiente de asimetría de forma ascendente se puede observar que las longitudes de asimetría disminuyen con cada caso, tomando el valor máximo cuando el coeficiente de asimetría tiene el valor mínimo debido a la longitud anterior.

Cabe destacar que en la última fila de la tabla 7.10 se presenta una longitud de asimetría de 0 mm. En este caso no quiere decir que el AAA sea un cilindro recto, sino que el punto que pertenece a la línea central media y a su vez al cuello distal y el punto que tiene máximo diámetro de los pertenecientes a la línea central media, coinciden, haciendo que la longitud de asimetría sea igual a 0 mm.



## CAPÍTULO 8: ESTUDIO ECONÓMICO





## CAPÍTULO 8: ESTUDIO ECONOMICO

### 8.1 Introducción

En este capítulo se pretende realizar una valoración de los costes económicos que conlleva la realización de este proyecto con la intención de elaborar un presupuesto orientativo. Para hacer este presupuesto lo más realista posible, se tendrán en cuenta tanto los costes directos como los indirectos, que se definen de la siguiente forma:

- **Costes directos:** Conjunto de costes que están directamente relacionados con la realización del producto final del proyecto en cuestión. Pueden ser desglosados en las siguientes categorías:
  - *Costes de material:* Costes relacionados con todas las materias primas y herramientas utilizadas durante la elaboración del propio proyecto, pudiendo ser costes naturales o costes desarrollados por las personas. En este caso, la mayor parte de este presupuesto se lo llevan las licencias de software correspondientes a las herramientas informáticas usadas, pero también se incluirán en este apartado los costes de adquisición de artículos de investigación o académicos y los costes en artículos de papelería para la generación de la documentación.
  - *Costes de mano de obra directa:* Costes propios del salario del personal que se ha encargado de la elaboración del proyecto. Las horas empleadas son el elemento a partir del cual se calculan estos.
  - *Costes de amortización:* Costes derivados de la de la depreciación que ha recibido el soporte informático que se ha utilizado para el desarrollo del proyecto, tanto de equipos informáticos como de licencias de software.
- **Costes indirectos:** Se consideran costes indirectos a aquellos costes que no pueden ser atribuidos directamente al proyecto, pero que han sido necesarios para la realización del mismo, como pueden ser los costes eléctricos o administrativos generados durante la realización del mismo.

Tras realizar la valoración de ambos tipos de costes se calcularán los costes totales realizando la suma de ambos. Al tratarse de un proyecto de investigación puede resultar una difícil tarea dar con los costes

### 8.2 Costes directos

Los costes directos son los costes asociados al producto final. Se dividen en dos categorías y a continuación se calculan los costes generados en cada una de ellas:

### 8.2.1 Costes de material

En la tabla 8.1 se recogen los costes generados por la adquisición de los materiales utilizados para la realización del proyecto:

Materiales	Coste (€)
Impresión y encuadernación del proyecto	150,00
Impresión bibliografía y manuales	10,00
Memoria externa Toshiba CanvioBasics 3.0 1 Tb	50,00
Material informático y de oficina genérico	15,00
Ordenador Asus i7-4510U CPU 2.00GHz	980,00
<b>Total de costes de materiales</b>	<b>1205,00</b>

Tabla 8.1 Costes de los materiales

El coste correspondiente a los **materiales utilizados** es de **1205,00€**.

En la tabla 8.2 se recogen los costes generados por la adquisición de licencias informáticas de los distintos programas de software utilizados para la realización del proyecto:

Licencias software	Coste (€)
Windows 10 Home	145,00
Catia V5r19 (1año)	11000,00
Ansys 16.2 (1año)	26400,00
Microsoft Office 2016	99,00
MeVisLab	0
VMTK	0
LibreOffice	0
<b>Total de costes de licencias software</b>	<b>37644,00</b>

Tabla 8.2 Costes de licencias software

El coste correspondiente a las **licencias software** utilizadas es de **36.644,00€**.

Como las licencias de estos softwares son utilizadas para la realización de otros proyectos, se aplicará un porcentaje del tiempo utilización aproximado para su uso en este proyecto. Se estima que este porcentaje se encuentra en torno al 25%, con lo que el coste correspondiente a las **licencias software** para este proyecto es de **9.161,00€**.

Por lo tanto, el coste total de **materiales y licencias software** para este proyecto suma **10.366,00€**.



### 8.2.2 Costes de mano de obra directa

Para el cálculo de los costes de mano de obra se tendrán en cuenta las diferentes actividades desarrolladas durante la ejecución del proyecto, evaluando la actividad realizada por todo el personal que participa en su ejecución.

Se partirá de la premisa de que el proyecto ha sido realizado por un estudiante recién titulado en el grado de Ingeniería Mecánica y sin experiencia en el sector, siendo desarrollado en el Departamento de Investigación y Desarrollo de una empresa. Para realizar los cálculos se utilizará el sueldo bruto y el número de horas empleadas.

Descontando fines de semanas, vacaciones y festivos, se tomarán como días laborales 225 días al año. Teniendo en cuenta que la jornada laboral son 8 horas y el ingeniero ha utilizado todas las horas de sus jornadas laborales para la realización del proyecto, el número de horas trabajadas al año y por lo tanto el número de horas empleadas para el proyecto es de:

$$\text{Horas trabajadas al año} = 225 \frac{\text{días}}{\text{año}} \cdot 8 \frac{\text{horas trabajo}}{\text{día}} = 1800 \frac{\text{horas trabajo}}{\text{año}}$$

Simplificando, a la hora de calcular el salario que recibe el trabajador se tiene en cuenta que un salario normal para el puesto desempeñado por un ingeniero como el mencionado anteriormente se estima un sueldo de unos 18.000€ al año (teniendo en cuenta retenciones del IRPF) más la cotización a la seguridad social por parte de la empresa, que suele tomar un valor del 33% del sueldo. Por lo tanto, para determinar el coste salarial para la empresa o salario bruto, se procede de la siguiente forma:

$$\text{Sueldo bruto} = 18000 \cdot 1,33 = 23940 \frac{\text{€}}{\text{año}}$$

Dividiendo el sueldo bruto de un año con las horas trabajadas durante el mismo año se obtiene el sueldo bruto por hora del ingeniero recién titulado dedicado a este proyecto:

$$\text{Sueldo bruto por hora} = \frac{23940 \frac{\text{€}}{\text{año}}}{1800 \frac{\text{horas trabajo}}{\text{año}}} = 13,3 \frac{\text{€}}{\text{hora}}$$

Con determinar el número de horas totales empleadas para la realización del proyecto se tienen los costes generados por el personal. Para ello se ha elaborado la tabla 8.3 donde se muestran las horas empleadas durante cada una de las fases del proyecto:

Actividad realizada	Horas empleadas (h)
Documentación previa	100

Manejo de software	100
Modelado y simulación	250
Elaboración de documentación	200
<b>Total de horas invertidas</b>	<b>650</b>

Tabla 8.3 Total de horas invertidas

Por lo tanto:

$$\text{Coste de mano de obra} = \text{Sueldo bruto por hora} \cdot \text{Total de horas invertidas}$$

$$\text{Coste de mano de obra} = 13,3 \frac{\text{€}}{\text{hora}} \cdot 650 \text{ horas} = 8645,00 \text{ €}$$

De todo ello se deduce que el coste total de la **mano de obra directa** es de **8.645,00€**.

### 8.2.3 Costes de amortización

Se tendrá en cuenta tanto la amortización de los equipos informáticos como de los softwares informáticos utilizados.

- Equipos informáticos

Para el desarrollo del proyecto se ha empleado un ordenador portátil ASUS con un procesador Intel(R) Core(TM) i7-4510U CPU 2.00GHz con una memoria RAM de 8.00 GB, con una tarjeta gráfica NVIDIA GeForce 820M, valorado en 980,00€ y con una vida útil de 4 años, con un valor residual del 15% si se considera la reutilización de los componentes del equipo al final de la vida útil del mismo.

Se puede calcular el coste derivado del equipo informático teniendo en cuenta que todo el tiempo del desarrollo del proyecto ha sido mediante el uso de este ordenador a partir de la cuota de amortización anual, que se calcula como sigue:

$$\text{Cuota de amortización anual} = \frac{\text{Coste equipo} - \text{Valor residual} \cdot \text{Coste equipo}}{\text{Vida útil}}$$

Por lo tanto:

$$\text{Cuota de amortización anual} = \frac{980 - 15\% \cdot 980 \text{ €}}{4 \text{ años}} = 208,25 \frac{\text{€}}{\text{año}}$$



La cuota de amortización a la hora se calcula de la siguiente forma:

$$\text{Cuota de amortización por hora} = \frac{208,25 \frac{\text{€}}{\text{año}}}{1800 \frac{\text{horas}}{\text{año}}} = 0,12 \frac{\text{€}}{\text{hora}}$$

De ello deriva que los costes de amortización de los equipos informáticos se pueden obtener como se observa a continuación:

$$\text{Coste amortización equipos informáticos} = 0,12 \frac{\text{€}}{\text{hora}} \cdot 650 \text{ horas} = 78 \text{ €}$$

El coste asociado a la **amortización de los equipos informáticos** utilizados es de **78,00€**.

- Licencias software

En este apartado se calculan los costes de amortización de las licencias software, que presentan costes directos de materias primas en el desarrollo del proyecto. En la tabla 8.4 se muestra el cálculo de estos costes, teniendo también una vida útil de la cantidad de tiempo que aporta la licencia, es decir, de un año; pero a diferencia de los equipos informáticos, un valor residual nulo, ya que al fin de su vida útil la licencia expira y deja de estar permitido su uso. Sin embargo, la licencia de Windows 10 Home se considera que solo se actualiza cuando se renueva el equipo informático. Con todo esto, la tabla de estos costes queda:

Software	Precio licencia (€)	Cuota amortización anual (€/año)	Cuota de amortización por hora (€/hora)	Horas de uso (h)	Costes (€)
Windows 10 Home	145	36,25	0,02	650	13,00
Catia V5r19 (1año)	11000	11000	6,1	100	610,00
Ansys 16.2 (1año)	26400	26400	14,67	250	3667,50
Microsoft Office 2016	99	99	0,06	300	16,50

Tabla 8.4 Costes de amortización de licencias software

El coste de **amortización de las licencias de software** es de **4.307,00€**.

Por lo tanto, el coste de **amortización del proyecto** es de **4.385,00€**.



#### 8.2.4 Costes directos totales

Una vez calculadas cada una de las partes correspondientes a los costes directos totales, es posible calcular la cuantía total a la que ascienden estos, como se muestra en la tabla 8.5:

Coste	Cantidad (€)
Coste de material	10366,00
Coste de mano de obra directa	8645,00
Coste de amortización	4385,00
<b>Total de costes directos</b>	<b>23396,00</b>

Tabla 8.5 Costes directos totales

La suma total de **costes directos del proyecto** asciende a **23.396,00€**.

#### 8.3 Costes indirectos

Para finalizar el capítulo de costes es necesario calcular los costes indirectos, donde se encuentran los gastos que no están directamente relacionados con el desarrollo del proyecto pero que han sido imprescindibles para la realización del mismo, como son los denominados gastos de explotación y los gastos administrativos y de dirección.

En los gastos de explotación se han englobado los costes generados por el consumo de electricidad, teléfono y transporte y en los costes administrativos se han englobado los gastos asociados a los distintos servicios administrativos y de tramitación de expedientes.

Los gastos generados por los costes indirectos se recogen en la tabla 8.6:

Coste	Cantidad (€)
Gastos de explotación	265,00
Gastos de administración y dirección	200,00
<b>Total de costes indirectos</b>	<b>465,00</b>

Tabla 8.6 Costes indirectos totales

Los **gastos indirectos del proyecto** son de **465,00€**.

### 8.4 Costes totales

El coste total que asciende la realización del proyecto se obtiene de sumar los costes directos e indirectos generados. En la tabla 8.7 se obtiene la cantidad de costes de cada uno de ellos:

Coste	Cantidad (€)
Costes Directos	23396
Costes Indirectos	465,00
<b>Costes Totales</b>	<b>23181,00</b>

Tabla 8.7 Costes totales

Por lo tanto, el Coste Total del proyecto serán de **23.182,00€**, es decir, **VEINTITRÉS MIL CIENTO OCHENTA Y UN EUROS**.

En la figura 8.1-a representa un desglose de los costes totales recogidos en la tabla 8.7 y en la figura 8.1-b se representa cada uno de los costes calculados sobre el total.

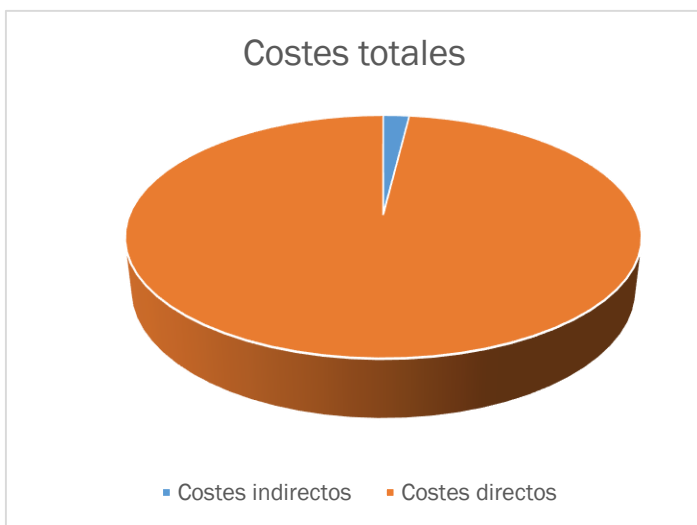


Figura 8.1 Desglose de costes los totales. Fuente propia.



Figura 8.1-b Costes calculados sobre el total. Fuente propia.





## CAPÍTULO 9: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS





## CAPÍTULO 9: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

### 9.1 Conclusiones

Este proyecto se ha realizado con el objetivo de evaluar los parámetros geométricos de una serie de aneurismas, aplicar el método de Factores Biodeterminantes Geométricos y realizar el planteamiento de un método que sirva para localizar las tensiones generadas en la pared del AAA.

Se ha calculado el Índice Potencial de Ruptura de los casos estudiados a través de la tensión equivalente máxima y la resistencia última de pared y se han obtenido unos valores que estaban dentro del rango en el que no se produciría la ruptura de la pared arterial, pero alguno de los casos analizados debería ser estudiado mediante el uso de otros métodos para realizar una recomendación clínica en torno si realizar o no una intervención quirúrgica .

También se ha obtenido el Índice de Peligrosidad de cada uno de los casos a partir del cálculo de cada uno de los parámetros del método de Factores Biodeterminantes Geométricos y se encontraron valores altos de dicho índice, lo que implica un riesgo elevado, siendo necesaria una intervención quirúrgica en uno de los casos, donde el IPR es próximo a la unidad.

Al comparar los resultados de ambos métodos se puede concluir que, aunque los resultados puedan parecer muy alejados entre sí, realmente no resultan tan dispares debido a que el IPR muestra el valor límite de tensión que produciría la rotura y el IP realiza una valoración desde el lado de la seguridad, queriendo que nunca se llegue a ese valor límite, por lo que un valor del IP muy próximo a la unidad señala la necesidad de una operación inminente, aunque sea posible que la pared arterial soporte mayores tensiones de las existentes.

Se ha encontrado una relación entre el parámetro definido como longitud de asimetría ( $l_{asim}$ ) y el coeficiente de asimetría ( $\beta$ ). Se ha comprobado experimentalmente y mediante una población anónima no muy extensa que, a medida que el coeficiente de asimetría ( $\beta$ ) disminuye, la longitud de asimetría aumenta. Esto es debido a que, si el coeficiente de asimetría disminuye de un paciente a otro, para una misma tensión, la longitud anterior habrá aumentado, provocando que la longitud de asimetría crezca. Como el coeficiente de asimetría depende, además de la longitud anterior, del diámetro máximo, no se puede afirmar con seguridad que esta relación será en todos los casos como hemos obtenido.

Se ha comprobado que el diámetro máximo de cada una de las secciones del AAA posee una gran influencia en la tensión máxima equivalente generada, así como en la resistencia de la pared arterial, habiendo determinado que, para diámetros más grandes, en



las secciones que pertenecen al saco aneurismático, se producen mayores tensiones y resistencias de la pared menores.

Para finalizar, se ha introducido un método con el que se puede localizar cada una de las tensiones producidas en la pared arterial durante la simulación de un ciclo cardíaco en un software de elementos finitos, llamado “Método de Localización de Tensiones” . Este método permite reconocer de una forma visual el plano del aneurisma en el que se han generado tensiones de interés, como podría ser la tensión equivalente máxima, con el fin de intentar facilitar tanto al personal sanitario como a investigadores enfocados en ámbitos de medicina el desarrollo del seguimiento y del tratamiento de la enfermedad de un paciente como, por ejemplo, ayudar a encontrar relaciones consistentes con parámetros geométricos o biodeterminantes de un AAA.

Se trata de un método que permite analizar los datos obtenidos en forma de tablas tras las simulaciones de una forma más rápida y sin tener que recurrir a los archivos generados por los softwares de simulación para poder visualizar en qué zonas del aneurisma se encuentran las tensiones de interés, que por lo general suelen ser la tensión equivalente máxima y la cortante máxima. Además, puede considerarse un método flexible debido a que:

- Puede ser implementado en el seguimiento de otras patologías que requieran el estudio de la enfermedad a través de simulaciones por elementos finitos.
- Puede ayudar a localizar cualquier parámetro que el software de simulación sea capaz de calcular siempre que se cumplan los requisitos necesarios descritos en la sección 6.4.

Finalmente, se ha introducido un método de localización de tensiones que pretende abrir nuevas posibles ramas de investigación sobre el estudio de la probabilidad de rotura de AAAs en trabajos futuros, así como de otras enfermedades que puedan ser diagnosticadas o estudiadas mediante simulaciones por elementos finitos.





## **9.2 Líneas futuras de investigación**

Debido a la gran complejidad en la predicción de ruptura de aneurismas de aorta abdominal, las futuras líneas de investigación deben tener como objetivo mejorar los métodos que permiten realizar dicha predicción. Estos métodos utilizan criterios tan simples, tales como el diámetro máximo, la tasa de crecimiento máxima o el índice potencial de ruptura, que hoy en día se hace necesario el desarrollo de un nuevo método de predicción más preciso debido a la gran cantidad de parámetros que influyen en la rotura de AAAs.

Por otro lado, también podría ser interesante mejorar los procedimientos utilizados hasta la obtención del modelo 3D, ya que se ofrecerían resultados más precisos de cada una de las mediciones de los parámetros geométricos de AAAs.

A continuación, se propone una serie de objetivos a realizar por futuras posibles líneas de investigación acerca del tema de estudio de este trabajo:

- Implementar una mejora en el proceso de reconstrucción de imágenes médicas, así como su post-procesado, mediante la realización de los contornos del AAA a través del análisis de las imágenes extraídas por un TAC por medio de visión artificial, mejorando el resultado de las mediciones geométricas extraídas.
- Implementar el método de localización de tensiones introducido en este proyecto en un número mayor de casos que ya se encuentren desarrollados con el fin de encontrar relaciones sólidas de la generación de tensiones en ciertas zonas con los parámetros de influencia en la rotura de AAAs.
- Validar de forma estadística el método introducido para hallar la localización de cada una de las tensiones que conforman la distribución de tensiones de la pared arterial.
- Recopilación de imágenes de TACs de nuevos casos de pacientes reales anónimos de distintos hospitales y realizar sus modelados y simulaciones de tensiones con el fin de que haya suficiente volumen de trabajo para realizar nuevas investigaciones.
- Desarrollo de una combinación de parámetros de influencia sobre el Índice Potencial de Ruptura que permita conocer el nivel de riesgo de ruptura de AAA que posee un paciente de una forma más precisa. También sería interesante la introducción de nuevos parámetros de influencia que definan mejor el comportamiento mecánico de un AAA que los actuales.



- Construcción de una herramienta que permita extraer los datos geométricos de las imágenes extraídas por un TAC y realizar las simulaciones de las tensiones generadas sobre AAAs para que el personal médico, u otras personas sin conocimientos en softwares de simulación de elementos finitos puedan extraer la información correspondiente acerca de las tensiones.
- Desarrollo de una mejora en los procesos de intervención quirúrgica en un AAA como, por ejemplo, la implementación de un nuevo modelo de stent que permita su introducción y sujeción en la zona aneurismática de una forma más sencilla, así como que disminuya al mínimo las fugas laterales de flujo sanguíneo.
- Realizar una revisión de las hipótesis de partida de los modelos de comportamiento mecánico de la pared arterial o de las capas que conforman el trombo con el fin de ajustar los parámetros que influyen en dicho modelo de comportamiento.



## CAPÍTULO 10: BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS





## CAPÍTULO 10: BILIOGRAFÍA Y REFERENCIAS

### 10.1 Bibliografía

- [1] Fisiopatología del aneurisma de aorta abdominal: biomarcadores y nuevas dianas terapéuticas. Monica Torres-Fonseca. REVISTA CLINICA E INVESTIGACIÓN EN ARTERIOESCLEROSIS DOI: 10.1016/j.arteri.2018.10.002.
- [2] Kumar, V.; Abbas, A.K.; Fausto, N.; Aster, J.C.: Robbins y Cotran: Patología estructural y funcional, Elsevier España, 2010.
- [3] C. Lahoz, C. Esteban, L. Reinares, S. Bellmunt, A. Brea, A. Fernández, M. Suarez, M. Botas, C. Guijarro, E. Bravo, X. Pintó, M. Vega y G. Moñux, " Recomendaciones de la guía para el diagnóstico y tratamiento del aneurisma de aorta abdominal"; Clin. Invest. Arterioscle. 2015;27(3):159-165.
- [4] Hobo, R.: Elective Endovascular Stent-Grafting of Abdominal Aortic Aneurysms , Tesis, Facultad de Medicina, Universidad de Amsterdam, 2009.
- [5] Parodi, J.C.; Palmaz, J.C.; Barones, H.D.: Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms, Annals of Vascular Surgery, 1991, Volumen 5, 6, pp. 491-499.
- [6] [17]. [17] Kleinstreuer, C.; Li, Z.: "Analysis and computer program for rupture-risk prediction of abdominal aortic aneurysms", BioMedical Engineering OnLine, 2006, Volumen 1, pp. 5-19, doi: 10.1186/1475-925X-5-19.
- [7] M. F. Fillinger, S. P. Marra, M. L. Raghavan y F. E. Kennedy. Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: wall stress versus diameter. Journal of Vascular Surgery (2003) Abril; 37(4): 724-32.
- [8] Finol EA, Keyhani K, Amon CH. The effect of asymmetry in abdominal aortic aneurysm under physiologically realistic pulsatile flow conditions. J. of Biomech Eng; 125(2): 207-215 (2003).
- [9] Di Martino E, Guadani G, Fumero A, Ballerini G, Spirito R, Biglioli P, Redaelli A. Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm. Medical Eng & Physics; 23: 647-655 (2001).
- [10] Kleinstreuer C, Li Z. Analysis and computer program for rupture-risk prediction of abdominal aortic aneurysms. BioMedical Engineering OnLine, 5:19 (2006).



- [11] Nicholls SC, Gardner JB, Meissner MH, Johansen HK (November 1998). "Rupture in small abdominal aortic aneurysms". Journal of Vascular Surgery 28 (5): 884–8.
- [12] Vorp DA (2007). "Biomechanics of abdominal aortic aneurysm". Journal of Biomechanics 40 (9): 1887–902.
- [13] Bernstein, E. F., Chan, E. L., "Abdominal aortic aneurysm in high-risk patients. Outcome of selective management based on size and expansion rate", Annals of Surgery 200, 1984, pp. 255-263.
- [14] Vande Geest, J.P.; Wang, D.H.J.; Bohra, A.; Marakoun, M.S.; Vorp, D.A.: "A biomechanics-based rupture potential index for abdominal aortic aneurysm risk assessment", Annals of the New York Academy of Sciences, 2067, Volumen 1085, 1, pp. 11\_21, doi: 10.1196/annals.1383.046.

## 10.2 Webgrafía

- [1] <https://portals1.com.br/aneurisma-saiba-os-sintomas-da-doenca-que-matou-o-diretor-da-rede-globo-jorge-fernando/>
- [2] <https://www.geosalud.com/neurologia/aneurisma-cerebral.html>
- [3] <https://www.stanfordchildrens.org/es/topic/default?id=thoracicaorticaneurysmandaorticdissection-85-P08287>
- [4] <https://www.baylorhearthospital.com/handler.cfm?event=practice,template&cpid=51776>
- [5] <https://www.grupogamma.com/aneurisma-de-aorta-abdominal-un-enemigo-silencioso/>
- [6] [https://www.chospab.es/miradorclinico/index.php?option=com\\_content&view=article&id=183%3Apaciente-con-sensacion-de-masa-pulsatil-en-abdomen&catid=100%3Aaneurisma-de-aorta-abdominal-&Itemid=98&lang=es&showall=1](https://www.chospab.es/miradorclinico/index.php?option=com_content&view=article&id=183%3Apaciente-con-sensacion-de-masa-pulsatil-en-abdomen&catid=100%3Aaneurisma-de-aorta-abdominal-&Itemid=98&lang=es&showall=1)
- [7] [https://www.chospab.es/miradorclinico/index.php?option=com\\_content&view=article&id=183%3Apaciente-con-sensacion-de-masa-pulsatil-en-abdomen&catid=100%3Aaneurisma-de-aorta-abdominal-&Itemid=98&lang=es&showall=1](https://www.chospab.es/miradorclinico/index.php?option=com_content&view=article&id=183%3Apaciente-con-sensacion-de-masa-pulsatil-en-abdomen&catid=100%3Aaneurisma-de-aorta-abdominal-&Itemid=98&lang=es&showall=1)
- [8] <https://www.intramed.net/contenidoover.asp?contenido=95154>
- [9] <https://www.medicalexpo.es/prod/cook-medical/product-78422-531937.html>