



**Universidad  
Europea**

**ESCUELA DE ARQUITECTURA, INGENIERÍA Y DISEÑO**

**INGENIERÍA BIOMÉDICA**

**PROYECTO DE BIOMECÁNICA**

**Análisis de MEFS para el tratamiento de  
aneurismas aórticos abdominales e  
implementación de stents**

**Clara Aibar Álvarez**

**Alejandro González Canales**

**María Márquez Luquin**

**Curso 2021-2022**



---

## RESUMEN

Se realizará al haber realizado el análisis completo

Este proyecto se centra principalmente en el planteamiento y análisis de resultados de distintos modelos de elementos finitos (MEF). Lo primero es establecer las bases y explicar el problema que presentan los distintos aneurismas. Después, se explica el motivo por el que nos centramos en aneurismas aórticos abdominales (AAA) y se mencionan los beneficios del uso de stents para prevenir la ruptura de vasos sanguíneos. Posteriormente, se introduce cada uno de los distintos experimentos de MEF junto con los resultados obtenidos de cada uno. Para finalizar, se razonan las conclusiones halladas en el estudio, entre ellas la limitación que tiene el no haber hecho un estudio de fatiga y degradación del stent biodegradable, y se presentan posibles líneas futuras de trabajo, mencionando principalmente que se podría optimizar más el diseño del stent además de hacer un modelo real para comparar resultados.

**Palabras clave:** modelo de elementos finitos (MEF), aneurisma abdominal aórtico, stents, vasos sanguíneos.

## ABSTRACT

The abstract is a brief summary of the report. It should be about 150-250 words. Somebody unfamiliar with your project should have a good idea of what it's about having read the abstract alone and will know whether it will be of interest to them.

This project focuses mainly on the approach and analysis of results of different finite element models (FEM). The first thing is to establish the bases and explain the problem presented by the different aneurysms. Later on, the reason why we are focusing on abdominal aortic aneurysms (AAAs) is explained, it also discusses the benefits of using stents to prevent blood vessels from rupturing. Subsequently, each of the different FEM experiments is introduced together with the results obtained from each one. To conclude, it deliberates on the achieved conclusions, the lack of a fatigue or degradation study on the biodegradable stent as an example for the conclusions. Followed by the potential future endeavors, being the case of the prospects of improving the stent model for further rigidity or the use of real stent models to compare results.

**Key words:** finite element model, aortic abdominal aneurysm, stent, blood vessels.

# Índice

|   |    |
|---|----|
| 1. INTRODUCCIÓN   | 8  |
| 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA                                | 8  |
| 1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO                                    | 8  |
| 1.3 ESTRUCTURA DEL TRABAJO                                    | 8  |
| 2. MARCO TEÓRICO  | 9  |
| 2.1 CONTEXTO  | 9  |
| 2.2 ESTADO DEL ARTE   | 10 |
| 3. ENDOPRÓTESIS / STENTS                                      | 12 |
| 3.1 Propiedades de los materiales de una endoprótesis/stents  | 12 |
| 3.1.1 Propiedades de BMS                                      | 13 |
| 3.1.2 Propiedades de los DES                                  | 13 |
| 3.1.3 Propiedades de los BVS                                  | 14 |
| 3.1.4 Propiedades de los BMS                                  | 14 |
| 3.2 Componentes de las endoprótesis / stent                   | 16 |
| 3.2.1 Diseño en espiral                                       | 16 |
| 3.2.2 Diseño en zigzag  | 17 |
| 4. MEF STENT BVS  | 17 |
| 4.1.1 Modelo geométrico                                       | 17 |
| 4.1.1 Propiedades de los materiales                           | 19 |
| 4.1.3 Mallado del modelo                                      | 20 |
| 4.1.4 Condiciones de contorno de placas                       | 20 |
| 4.1.5 Presentación y análisis de resultados modelo 1 (Placas) | 21 |
| 4.2.1 Modelo geométrico 2 (stent dentro de la arteria)        | 23 |
| 4.2.2 Propiedades de los materiales modelo 2                  | 23 |
| 4.2.3 Mallado modelo 2  | 24 |
| 4.2.4 Condiciones de contorno 2                               | 25 |
| 4.2.5 Presentación y análisis de resultados modelo 2          | 25 |
| 5. MEF ANEURISMA  | 26 |

---

|   |    |
|---|----|
| 5.1 Modelo geométrico                       | 27 |
| 5.2 Modelo de comportamiento del material   | 29 |
| 5.3 Modelo de elementos finitos             | 31 |
| 5.3.1 Mallado                               | 31 |
| 5.3.2 Condiciones de borde                  | 32 |
| 5.3.3 Condiciones de carga                  | 33 |
| 5.4 resentación y análisis de resultados    | 34 |
| 6. CONCLUSIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO | 37 |
| BIBLIOGRAFÍA                                | 38 |

## Índice de Figuras

|   |    |
|---|----|
| Figura 1 Proceso de introducción de un stent en la arteria .....  | 12 |
| Figura 2 Proceso de absorción de una endoprótesis .....   | 12 |
| Figura 3 Panel A esquema estructural de la composición de los stent DES. Panel B vista<br>amplificada del stent DES .....   | 13 |
| Figura 4 Panel A Stent biorreabsorbible emisor de everolimus BVS. Panel B vista<br>amplificada del stent .....  | 14 |
| Figura 5 Panel A Stent biorreabsorbible de aleación de magnesio. Panel B visualización<br>del stent mediante endoscopia .....   | 15 |
| Figura 6 Panel A Stent biorreabsorbible de aleación de hierro. Panel B vista de stent<br>mediante rayos X .....   | 16 |
| Figura 7 Patrón zigzag .....  | 17 |
| Figura 8 Diseño 2D del stent .....  | 18 |
| Figura 9 Parámetro para cada celda de patrón zigzag del stent biodegradable .....   | 18 |
| Figura 10 Modelo final 3D del stent biodegradable .....   | 19 |
| Figura 11 Librería de materiales de ANSYS .....   | 19 |
| Figura 12 Propiedades del PCL .....   | 19 |
| Figura 13 Propiedades del acero estructural .....   | 19 |
| Figura 14 Modelo mallado del stent junto con las placas .....   | 20 |
| Figura 15 Soporte en la placa superior .....  | 20 |
| Figura 16 Fijación libre de eje Z en la placa inferior .....  | 21 |
| Figura 17 Fuerza de -0,2 N aplicada en la placa inferior .....  | 21 |
| Figura 18 Deformación radial del 10% debido a una fuerza de compresión. ....  | 21 |
| Figura 19 Deformación radial del 20% debido a una fuerza de compresión. ....  | 22 |
| Figura 20 Gráfica de relación entre la deformación obtenida en la simulación y en el<br>modelo real .....   | 22 |
| Figura 21 Diseño en 3D de un stent en el interior de una arteria .....  | 23 |
| Figura 22 CAD modelo de un stent biodegradable en el interior del vaso sanguíneo ...  | 23 |
| Figura 23 Propiedades del vaso sanguíneo .....  | 24 |
| Figura 24 Propiedades del PLC .....   | 24 |
| Figura 25 Modelo mallado del stent en el interior de la arteria .....   | 24 |
| Figura 26 Presión en el vaso sanguíneo .....  | 25 |
| Figura 27 Soporte en ambos extremos de la arteria .....   | 25 |
| Figura 28 Deformación total debido a la presión de la arteria .....   | 26 |
| Figura 29 Representación de la geometría idealizada del AAA mediante la función de<br>una parábola exponencial, siendo la longitud del aneurisma y e la excentricidad ( $r_a - r_h$ )<br>entre la pared de la arteria sana y el aneurisma ..... | 27 |
| Figura 30 Creación del contorno mediante el Software comercial Autodesk Inventor<br>Professional 2011 con la ayuda de una hoja de cálculo de Excel .....  | 28 |

---

|  |    |
|--|----|
| Figura 31 Sólido 3D de un AAA con geometría simétrica. Radio de 20.2 mm a la izquierda y de 27.775 mm a la derecha .....   | 29 |
| Figura 32 Sólido 3D de un AAA con geometría asimétrica. Radio de 20.2 mm a la izquierda y de 27.775 mm a la derecha .....  | 29 |
| Figura 33 Ensayos de esfuerzo-deformación de un AAA. Resultados obtenidos por el método de material hiperelástico isotrópico representados con una línea. Resultados obtenidos de forma experimental representados por símbolos. [6] ..... | 31 |
| Figura 34 Resultados obtenidos al realizar el cálculo de esfuerzos variando el número de elementos del mallado. Se muestran las tensiones máximas principales y de Von Mises .....   | 32 |
| Figura 35 Condiciones de contorno correspondientes al Caso 1 .....   | 33 |
| Figura 36 Condiciones de contorno correspondientes al Caso 2. ....   | 33 |
| Figura 37 Distribución de la carga en el modelo, correspondiente a la presión sistólica  | 34 |
| Figura 38 Tensiones de Von-Mises en los cuatro modelos desarrollados con una carga de presión sistólica de 0.019. Caso 1 arriba y Caso 2 abajo. ....   | 34 |
| Figura 39 Esfuerzos máximos principales en los cuatro modelos desarrollados con una carga de presión sistólica de 0.019. Caso 1 arriba y Caso 2 abajo. ....  | 35 |

# 1. INTRODUCCIÓN

Un aneurisma es provocado debido a una hinchazón o ensanchamiento anormal en las paredes de un vaso sanguíneo. A pesar de tener una prevalencia muy pequeña en la población, el desarrollo de un aneurisma de tamaño avanzado es probable que desemboque en la muerte de la persona que lo padece, ya que la ruptura del vaso sanguíneo en cuestión carece de una solución eficaz. Existen tres tipos principales de aneurismas dependiendo del vaso sanguíneo afectado, el aneurisma cerebral, el aneurisma abdominal (AAA) y el aneurisma torácico.

Nuestro proyecto se focalizará únicamente en el estudio de los AAA, explicado en el punto 5. Para ello nos apoyaremos en el uso de stents o endoprótesis, explicado en el punto 3, ya que su uso ayuda a reducir en gran medida la mortalidad de dicha condición. El proyecto incluye un estudio de un modelo de elementos finitos para así asegurar también de forma práctica el tipo de stent más eficiente para un caso concreto. Nuestro modelo de Ansys seguirá las normativas requeridas para este tipo de modelos.

## 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En los últimos años ha habido un avance tecnológico importante en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades arteriales como el aneurisma aórtico abdominal. La prevalencia de esta enfermedad es cada vez mayor debido a que la esperanza de vida de los pacientes con arteriosclerosis, una enfermedad que causa frecuentemente AAA, se ha prolongado. Por lo tanto, aumenta el interés en realizar investigaciones sobre el comportamiento mecánico del AAA para así poder realizar un diagnóstico precoz de la enfermedad antes de darse complicaciones graves como la rotura del aneurisma. El análisis de este comportamiento mecánico de los AAA permitirá tener avances también en el tratamiento de la enfermedad por medio de implantes cardiovasculares como pueden ser los stents.

## 1.2 OBJETIVOS DEL PROYECTO

En este proyecto el objetivo es evaluar de forma dinámica el comportamiento de un aneurisma, así como sus puntos críticos donde es más probable que se produzca una rotura. Para llevar a cabo este objetivo estudiaremos un modelo de elementos finitos que reproduzca las condiciones de un aneurisma. Por otro lado, investigaremos los nuevos implantes cardiacos empleados como tratamiento para el aneurisma con el fin de observar las mejoras una vez implantadas en el segmento aórtico dañado.

## 1.3 ESTRUCTURA DEL TRABAJO

**Capítulo 1**, Introducción: en este apartado se describe detalladamente el análisis que se va a llevar a cabo en el proyecto y los objetivos que se quieren cumplir con éste.

**Capítulo 2**, Marco teórico: en este capítulo se presentará el contexto y estado del arte del proyecto para tener los conocimientos teóricos necesarios y adoptar una postura crítica sobre el tema tratado



**Capítulo 3, Método:** en este apartado se presentará la parte práctica del proyecto, la cual engloba el modelo geométrico y de materiales que se necesitan para crear el modelo de elementos finitos.

**Capítulo 4, Presentación y análisis de resultados:** aquí se presentarán los resultados obtenidos de la parte práctica del análisis de elementos finitos de los stents biodegradables y se relacionarán con la parte teórica al hacer una valoración de ellos

**Capítulo 5, Presentación y análisis de resultados:** aquí se presentarán los resultados obtenidos de la parte práctica del análisis de elementos finitos de AAA y se relacionarán con la parte teórica al hacer una valoración de ellos.

## 2. MARCO TEÓRICO

### 2.1 CONTEXTO

Los aneurismas aórticos abdominales (AAA) son una causa común de muerte en hombres mayores de 65 años. Estos se producen debido a una malformación en la pared de la ramificación de la aorta ascendente que debido a una presión arterial alta se dilata formando una protuberancia en el vaso. A medida que aumenta el tamaño del aneurisma aumenta también el riesgo de rotura de éste, lo que puede tener como consecuencia una hemorragia grave, otras complicaciones o la muerte del paciente. La tasa de mortalidad tras la reparación de un AAA ha mejorado significativamente en los últimos años del 3% al 6%. Aun así, el 50% los pacientes que sufren una rotura de un AAA fallecen antes de poder recibir atención médica en un hospital y sólo un 60%-50% de pacientes sobreviven al ser intervenidos de emergencia. En estos casos, la correcta toma de decisiones en relación con la reparación del aneurisma es primordial, ya que influye enormemente en la esperanza de vida del paciente. Actualmente, se aconseja a los pacientes realizar una reparación del AAA si éste tiene un diámetro igual o mayor a  $5.5\text{cm}^3$  o si se presentan síntomas asociados a un agravamiento del aneurisma. Aunque es cierto que el tamaño de la protuberancia es importante para predecir el riesgo de rotura, no todos los aneurismas con ese diámetro sufren roturas y, además, entre el 10% y 24 % de los aneurismas pequeños ( $<5.5\text{cm}^3$ ) también pueden llegar a romperse. Por lo tanto, podemos afirmar que no existe un criterio confiable para predecir el riesgo de rotura en cada paciente. El criterio empleado hoy en día basado únicamente en el diámetro del aneurisma puede someter a una proporción significativa de pacientes a una cirugía innecesaria, la cual tiene una mortalidad y morbilidad significativa, además de excluir a pacientes que sí corren el riesgo de sufrir complicaciones graves.

La rotura de los AAA se produce cuando la tensión que se genera en la pared del vaso sanguíneo excede el límite elástico del material. La tensión, fuerza por unidad de área, se produce porque la tensión arterial expande la pared del vaso hacia afuera y está expansión es compensada por las fuerzas en la pared. El aneurisma actúa como un recipiente de la presión y desarrolla tensiones circunferenciales y longitudinales. Estas tensiones en ambas direcciones son directamente proporcionales al diámetro e

inversamente proporcionales al grosor de la pared del AAA. Por lo que las tensiones aumentan a medida que el diámetro lo hace, pero disminuyen al aumentar el grosor. Por lo tanto, es lógico relacionar el riesgo de rotura con el tamaño del aneurisma. Sin embargo, debido a que los AAA tienen formas asimétricas, la tensión a calcular dependerá de la geometría completa. Es por esta razón que los recientes avances en el conocimiento de la geometría de los AAA junto a los avances en la técnica de imagen han permitido relacionar esta geometría con el riesgo de rotura para que ésta no dependa sólo del diámetro.

El objetivo de este trabajo es desarrollar un modelo de elementos finitos que tenga en cuenta la geometría asimétrica del aneurisma y no sólo su diámetro. Así se podrá determinar la eficacia de éste a la hora de calcular las tensiones generadas y, por lo tanto, su eficacia a la hora de predecir las roturas de los AAA para detectar precozmente posibles agudizaciones.

## 2.2 ESTADO DEL ARTE

Las aneurismas son dilataciones de un segmento de la terminal aórtica. Esta patología se da sobre todo en pacientes de la tercera edad y aproximadamente se diagnostican 150.000 casos anuales.

Los métodos de reparación de la AAA tienen un alto índice de riesgos de mortalidad y morbilidad, aunque con los años se han ido desarrollando técnicas cada vez más fiables. Este alto índice compromete la salud del paciente ya que un gran porcentaje de estos pacientes son personas de la tercera edad con o sin condiciones de morbilidad. Es difícil trazar una barrera que indique cuándo el riesgo de ruptura de una AAA justifica los riesgos asociados con el paciente. Por ello es necesario desarrollar nuevos métodos que ayuden a predecir de una manera fiable dónde y cuándo es más probable que se produzca una rotura de una AAA, así como métodos y procedimientos con menos riesgos y con un índice de recuperación mayor para tratar esta enfermedad.

Las primeras técnicas pioneras para combatir las aneurismas fueron realizadas por el Dr. Blackemore y su equipo. Estas técnicas incluían la coagulación electrotérmica y el implante de alambres dentro de las aneurismas para conseguir una auto coagulación. Por desgracia, estas técnicas no tuvieron los resultados esperados. La primera revolución en este campo fue realizada por Charles DuBost, quien consiguió reemplazar la aneurisma por un homoinjerto alargando así la vida de su paciente 7 años. Más adelante, en 1953, Voorhees marcó el inicio de los implantes de prótesis sintéticas en humanos, ya que él y su equipo consiguieron confeccionar un injerto bifurcado que más tarde fue reemplazado por el segmento dañado de la aorta del paciente.

Gracias a los avances en medicina y técnica de imagen se han conseguido grandes avances en este campo. El análisis de modelos de elementos finitos es una técnica relativamente buena que aporta grandes beneficios a la investigación médica, ya que la mayoría de las veces no se pueden hacer experimentos con el órgano *in-vivo*. Por lo tanto, un estudio biomecánico simplificado de las tensiones en un AAA es probablemente mucho más eficaz para determinar el riesgo de rotura de la pared del vaso. El análisis de elementos finitos (AEF) pueden proporcionar una predicción de los niveles de tensión en aneurismas individuales empleando la geometría derivada de los datos de un escáner de tomografía.

---

Desde el punto de vista de una parte más médica, se han desarrollado nuevos injertos no invasivos o endoprótesis que sustituyen a operaciones más relevantes, ambas técnicas requieren una solución quirúrgica. Actualmente existen dos técnicas quirúrgicas básicas. La primera técnica consiste en una sustitución del segmento aórtico dañado por un injerto sintético, lo que supondría una cirugía más relevante e invasiva y un periodo de recuperación más largo. La segunda técnica y la más actualizada consiste en una intervención mínimamente invasiva en la que se colocara una endoprótesis (stents) para poder mantener el flujo sanguíneo a través del segmento aórtico sin fatigar las paredes ya dañadas.

### 3. ENDOPRÓTESIS / STENTS

El stent o endoprótesis es un tubo de malla que se introduce dentro de la arteria mediante el uso de un proceso llamado angioplastia, el cual consiste en abrir un vaso sanguíneo que haya sido bloqueado. Posteriormente, el stent se expande con la ayuda de un globo para que de ese modo se adapte a las paredes del vaso, esto permite restablecer el flujo apropiado de la sangre y evitar que las paredes del vaso sigan dañándose. Una vez implantado la endoprótesis se absorberá por el endotelio de los vasos sanguíneos permitiendo fortalecer las paredes de estos.

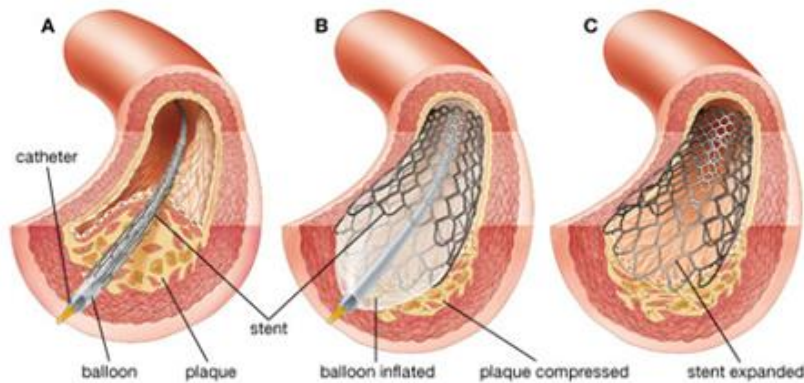


Figura 1 Proceso de introducción de un stent en la arteria



Figura 2 Proceso de absorción de una endoprótesis

Es usado principalmente en una arteria coronaria tras un ataque cardíaco o para evitar el estrechamiento de arterias coronarias producidas por una insuficiencia cardíaca. Sin embargo, también puede ser usado para prevenir la ruptura de una AAA, lo cual puede reducir en gran medida la mortalidad de dicha condición.

#### 3.1 Propiedades de los materiales de una endoprótesis/stents

Desde su invención en 1977, las endoprótesis han evolucionado a gran velocidad. Esta evolución comenzó con los catéteres de balón o globo y han progresado desde la primera generación de BMS (bare-metal stents); primera, segunda y tercera generación de DES (drug eluting stents), basados en polímeros biodegradables; hasta los BVS, hechos a partir de materiales biorreabsorbibles, los cuales están en desarrollo.

### 3.1.1 Propiedades de BMS

La primera endoprótesis fue implantada en 1977 y supuso el comienzo de los BMS. Estos implantes estaban fabricados a partir de metales resistentes a la corrosión. Estos materiales son acero inoxidable, cromo-cobalto (Co-Cr), platino-iridio (Pt-Ir), tantalio (Ta) y nitinol (Ni-Ti).

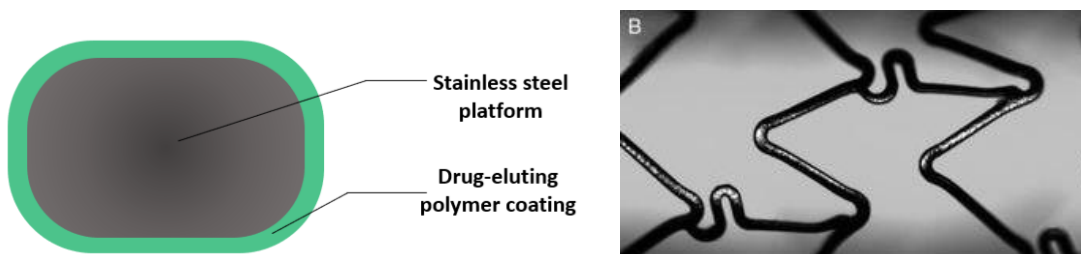
| Stent Material         | Young's Modulus (GPa) | Ultimate Tensile Strength (MPa) | Equivalent Von-Mises Stress (MPa) | Elongation at Break (%) |
|------------------------|-----------------------|---------------------------------|-----------------------------------|-------------------------|
| Iron                   | 211                   | 270                             | -                                 | 40                      |
| Stainless steel        | 193                   | 595                             | 231.14                            | 40                      |
| Tantalum               | 186                   | 285                             | 514.70                            | -                       |
| Nitinol                | 45-50                 | 1200                            | 436.12                            | ~20                     |
| Cobalt-chromium L-605  | 243                   | 1020                            | 536.20                            | 50                      |
| Cobalt-chromium MP35 N | 233                   | 930                             | 529.82                            | 45                      |

*Tabla 1. Propiedades mecánicas de metales resistentes a la corrosión*

Aunque todos estos materiales son duros y resistentes, algunos presentan problemas de biocompatibilidad, como el acero inoxidable, u otras complicaciones que se presentan una vez implantados. El nitinol, por ejemplo, pudiera parecer un buen material para las endoprótesis debido a su gran biocompatibilidad. Sin embargo, el uso de este material a largo plazo puede derivar en la migración del níquel y producir una respuesta inmunológica de los tejidos. A pesar de las incompatibilidades individuales de cada material, todas presentan un bajo grado de degradabilidad lo que puede generar complicaciones postoperatorias. Para prevenir esta cascada de problemas, se desarrolló una nueva generación, los DES.

### 3.1.2 Propiedades de los DES

La estructura de esta generación se basa en una plataforma de acero inoxidable, cuyas propiedades mecánicas está representadas en la tabla (anterior), cubierta por una capa liberadora de fármacos. Esta capa se basa en un polímero liberador de fármacos. Los polímeros químicos usados fueron mejorándose generación a generación y finalmente se aprobaron en 2008 los polímeros zotarolimus, everolimus y novolimus. Estas placas garantizaron una mayor seguridad y eficacia consiguiendo disminuir el riesgo de sufrir trombosis en comparación con los BMS.



*Figura 3 Panel A esquema estructural de la composición de los stent DES. Panel B vista ampliada del stent DES*

Un gran inconveniente de esta generación es la aparición de una trombosis tardía. Además, estas placas no son óptimas para durabilidad a largo plazo.

### 3.1.3 Propiedades de los BVS

El andamio vascular biorreabsorbible (absorb bioresorbable vascular scaffold) es la opción más estudiada y avanzada. La estructura de esta generación consta de un tubo de malla hecho de poli(L-Lactida) o PLLA y es cubierto por una capa de poli(D,L-Lactida) o PDLLA la cual desprende everolimus, un medicamento antiproliferativo. Estas endoprótesis ya han sido probadas en humanos en distintos ensayos clínicos. Los resultados determinaron que estas prótesis son completamente reabsorbidas a los 3 años y proporcionan soporte mecánico de 6 – 12 meses.

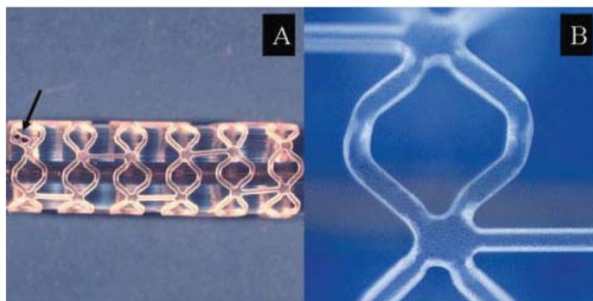
Durante el seguimiento posterior a su implantación los pacientes no volvieron a mostrar evidencias de estenosis o trombos.

| Properties <sup>a</sup> | Type of biopolymer |           |           |                 |           |                 |                 |             |            |
|-------------------------|--------------------|-----------|-----------|-----------------|-----------|-----------------|-----------------|-------------|------------|
|                         | Unit               | PLA       | PLLA      | PDLLA           | PGA       | PDLLA/PGA 50/50 | PDLLA/PGA 50/50 | PCL         | PHB        |
| $\rho$                  | g/cm <sup>3</sup>  | 1.21–1.25 | 1.24–1.30 | 1.25–1.27       | 1.50–1.71 | 1.30–1.40       | 1.3             | 1.11–1.146  | 1.18–1.262 |
| $\sigma$                | MPa                | 21–60     | 15.5–150  | 27.6–50         | 60–99.7   | 41.4–55.2       | 41.4–55.2       | 20.7–42     | 40         |
| $E$                     | GPa                | 0.35–3.5  | 2.7–4.14  | 1–3.45          | 6.0–7.0   | 1–4.34          | 1.38–4.13       | 0.21–0.44   | 3.5–4      |
| $\varepsilon$           | %                  | 2.5–6     | 3.0–10.0  | 2.0–10.0        | 1.5–20    | 2.0–10.0        | 2.5–10          | 300–1000    | 5.0–8.0    |
| $\sigma^*$              | Nm/g               | 16.8–48.0 | 40.0–66.8 | 22.1–39.4       | 40.0–45.1 | 30.9–41.2       | 31.8–42.5       | 18.6–36.7   | 32.0–33.9  |
| $E^*$                   | kNm/g              | 0.28–2.80 | 2.23–3.85 | 0.80–2.36       | 5.00–4.51 | 0.77–2.14       | 1.06–2.12       | 0.19–0.38   | 2.80–2.97  |
| $T_g$                   | °C                 | 45–60     | 55–65     | 50–60           | 35–45     | 40–50           | 50–55           | (–60)–(–65) | 15.0–5.0   |
| $T_m$                   | °C                 | 150–162   | 170–200   | am <sup>b</sup> | 220–233   | am              | am              | 58–65       | 168–182    |

<sup>a</sup>  $\rho$  – Polymer density,  $\sigma$  – tensile strength,  $E$  – tensile modulus,  $\varepsilon$  – ultimate strain,  $\sigma^*$  – specific tensile strength,  $E^*$  – specific tensile modulus,  $T_g$  – glass transition temperature and  $T_m$  – melting temperature.

<sup>b</sup> am – amorphous and thus no melt point.

*Tabla 2. Propiedades mecánicas de distintos polímeros*



*Figura 4 Panel A Stent biorreabsorbible emisor de everolimus BVS. Panel B vista amplificada del stent*

### 3.1.4 Propiedades de los BCMS

Los stents hechos de metal biocorrosible son una nueva generación que aún sigue en estudio y ensayos clínicos. Estos stents prometen algunas ventajas debido a los materiales de los materiales de los que se componen, aleaciones de magnesio y el hierro.

#### 3.1.4.1 Aleaciones de magnesio

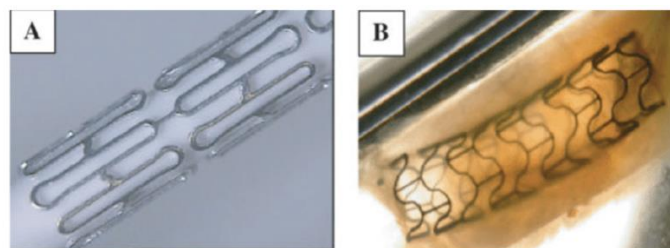
El magnesio es un elemento biocompatible ya que lo podemos encontrar dentro de nuestro cuerpo, sobre todo en los huesos. Además de fortalecer los huesos, ayuda a nuestro sistema inmunológico, colabora con el funcionamiento de los músculos y los nervios y además juega un importante papel en el control de un ritmo cardíaco sinusal. Estudios recientes muestran que el cuerpo humano es capaz de tolerar las corrosiones de las aleaciones del magnesio con una respuesta inflamatoria muy leve.



| Material                           | Yield Strength (MPa) | Tensile Strength (MPa) | Elongation (%) | In vitro Degradation Rate (mm y <sup>-1</sup> ) * | Average Grain Size (μm) |
|------------------------------------|----------------------|------------------------|----------------|---|-------------------------|
| 316L SS: annealed (ASTM F138) [17] | 190                  | 490                    | 40             | -   | 12–30                   |
| Pure Mg: as cast [18,41]           | 20                   | 86                     | 13             | 407   | -                       |
| WE43 alloy: extruded T5 [41]       | 195                  | 280                    | 2              | 1.35  | 10                      |
| AM60B-F: die cast [18,41,42]       | -                    | 220                    | 6–8            | 8.97  | 25                      |
| ZW21: extruded [43–45]             | 200                  | 270                    | 17             | -   | 4                       |
| WZ21: extruded [43–45]             | 140                  | 250                    | 20             | -   | 7                       |

**Tabla 3.** Propiedades mecánicas de aleaciones de magnesio

El AMS-1 es un stent biorreabsorbible formado por una composición de un 93% magnesio y un 7% de metales raros. Ensayos clínicos demostraron que, aunque la fuerza radial inicial era óptima, solo era útil durante 1 o 2 semanas. Posteriores estudios obtuvieron un nuevo método para reducir la velocidad de corrosión del magnesio. Este método consiste en recubrir la aleación de magnesio con un polímero. Tras probar distintos polímeros de alto y bajo peso molecular se concluyó que el PLLA era la mejor opción ya que presentaba un índice menor de velocidad de corrosión que el resto de los polímeros. Biotroniks está actualmente desarrollando una nueva generación, DREAMS, que promete una mejora en la resistencia y fuerza radial por un mayor periodo de tiempo.



**Figura 5** Panel A Stent biorreabsorbible de aleación de magnesio. Panel B visualización del stent mediante endoscopia

Aunque estas endoprótesis aun estén en estudio y desarrollo, hay casos específicos en los que se están empezando a utilizar debido a sus grandes propiedades.

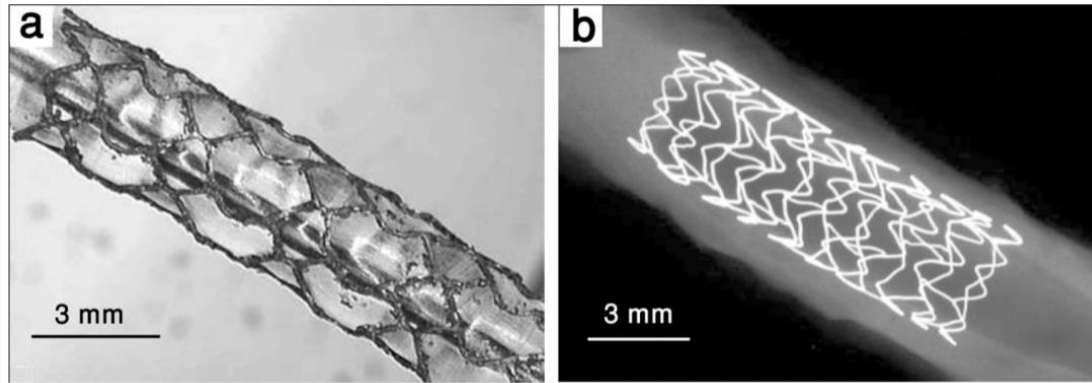
### 3.1.4.2 Hierro

El hierro fue el primer metal probado en esta generación de endoprótesis, sin embargo, todavía no se han probado en personas, solo en animales. Los resultados de los ensayos en animales prueban que no se ha detectado ninguna respuesta inflamatoria o neointimal, a su vez tampoco se ha detectado ningún indicio de estenosis o trombosis tras 18 meses de seguimiento. Sin embargo, si hubo signos de degradación histológica.

| Material   | Yield Strength (MPa) | Tensile Strength (MPa) | Elongation (%) | In vitro Degradation Rate (mm y <sup>-1</sup> ) * | Average Grain Size (μm) |
|--|----------------------|------------------------|----------------|---|-------------------------|
| 316L SS: annealed (ASTM F138) [17]   | 190                  | 490                    | 40             | -   | 12–30                   |
| Armco® Fe: annealed [13,18]  | 150                  | 200                    | 40             | 0.19  | 40                      |
| Fe-35Mn alloy: annealed [19–21]  | 230                  | 430                    | 30             | 0.44  | <100                    |
| Fe-10Mn-1Pd alloy: heat treated [22]   | 850–950              | 1450–1550              | 2–8            | -   | -                       |
| Electroformed Fe: annealed at 550 °C [23,24]                                   | 270                  | 290                    | 18             | 0.46–1.22   | 2–8                     |
| Fe alloyed by different elements (Mn, Co, Al, W, Sn, B, C and S): as cast [25] | 100–220              | 190–360                | 12–23          | 0.10–0.17   | 100–400                 |
| Fe-30Mn-6Si alloy: solution treated [26]                                       | 180                  | 450                    | 16             | 0.30  | <100                    |
| Nanocrystalline Fe: ECAP, 8 passes [27]  | -                    | 250–450                | -              | 0.09–0.2  | 0.08–0.20               |

**Tabla 4.** Propiedades mecánicas de aleaciones de hierro

El segundo prototipo desarrollado de stent biocorrosible se compuso de un 95,5% de hierro. En este prototipo se mantuvieron las características del anterior prototipo, pero en este modelo tras realizar una examinación histológica no se observó en los órganos ningún signo de toxicidad o exceso de concentración de hierro.



*Figura 6 Panel A Stent biorreabsorbible de aleación de hierro. Panel B vista de stent mediante rayos X*

El único problema sin resolver es el largo periodo de degradación, por ello se creó un nuevo stent fabricado por una aleación de magnesio y hierro. Esta aleación permitió conservar las propiedades mecánicas del hierro y conseguir una mayor velocidad de degradación.

### **3.2 Componentes de las endoprótesis / stent**

La estructura del stent juega un papel decisivo en el funcionamiento de la endoprótesis. Para obtener un diseño óptimo hay que tener en cuenta muchos factores. Para empezar, el stent necesita unas propiedades mecánicas determinadas. Sobre todo, hay que considerar dureza y rigidez radial suficiente para resistir las cargas a las que se somete. Otro criterio importante es la flexibilidad, es necesario que el stent tenga cierto grado de flexibilidad para adaptarse a la geometría del vaso sanguíneo. Además de cumplir estas dos condiciones la superficie del vaso que recubre el stent debe ser la mínima posible para reducir los riesgos de trombosis e hiperplasia neointimal [18]. La arquitectura de una endoprótesis se puede dividir en dos grupos principales, el diseño en espiral y el diseño en zigzag.

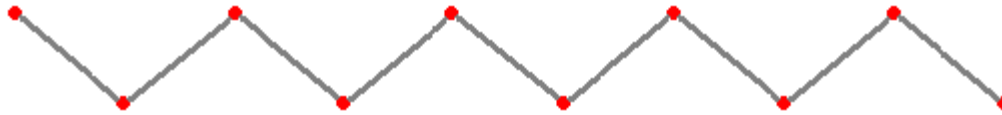
#### **3.2.1 Diseño en espiral**

Los stents biodegradables en espiral suelen ser contruidos a partir de fibras de polímeros y una estructura de soporte con forma de espiral o muelle. Estas endoprótesis son las más flexibles por lo que tiene un índice menor de rotura. Sin embargo, sus propiedades mecánicas son débiles, sobre todo a lo referente a la dureza radial [31]. Debido a esto, los stents con este diseño y composición no pueden recuperar la forma original.



### 3.2.2 Diseño en zigzag

Este diseño es el más usado a la hora de fabricar los stents. El patrón que sigue este diseño son estructuras simétricas en forma de valle o pico, tanto la longitud de las líneas como el ángulo que forman los picos y valles puede ser diferente dependiendo de las solicitaciones.



*Figura 7 Patrón zigzag*

La estructura en zigzag permite conservar la situación de expansión del stent durante un tiempo prolongado para que el lumen del vaso sanguíneo se mantenga abierto. Por otro lado, este tipo de endoprótesis no tienen tanta capacidad de flexibilidad, por lo tanto, es más difícil situarlas en la localización deseada [17].

## 4. MEF STENT BVS

En este capítulo se representan dos modelos de elementos finitos de un stent biodegradable en estructura zigzag en el que se simularan cargas y compresiones reales que puede sufrir y la interacción con un vaso sanguíneo.

El modelado sólido es una representación geométrica de objeto real en el que se mantiene la información real de dicho objeto. Este modelo se realizará con el software Pro/Engineer. La estructura zigzag tiene en cuenta diferentes parámetros, este modelo paramétrico permite realizar modificaciones para crear diferentes modelos.

El análisis de elementos finitos [14] es un método numérico que se aplica a un modelo estructural, sólido o dinámico. ANSYS Workbench, es una herramienta profesional utilizada para la simulación de modelo de elementos finitos. Para esta simulación, el diseño realizado en el software Pro/Engineer será adjuntado al ANSYS Workbench [15], y se empleará un diseño estructural estático para determinar la deformación del stent biodegradable bajo distintas fuerzas de compresión.

### 4.1.1 Modelo geométrico

Para realizar el diseño del stent lo haremos primero en una superficie plana y posteriormente le daremos forma de tubo con una herramienta. El soporte metálico entra un grosor de 0.41 mm y el diametro de la endoprótesis será 3.4mm. En cada fila se dispondrán 5 celdas en zigzag en dirección circunferencial y 6 celdas en dirección axial.

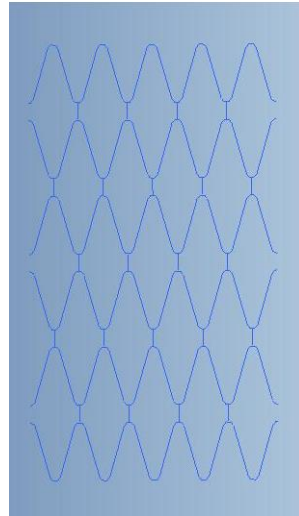


Figura 8 Diseño 2D del stent

Hay tres parámetros principales a tener en cuenta:

- Diámetro de la curvatura en el vértice que es tangencial a la línea de cada lado en la dirección circunferencial.
- Longitud vertical de la línea tangencial con el semicírculo.
- Distancia entre los vértices de cada semicírculo.

Los parámetros en este modelo son,  $A=0.25\text{mm}$ ;  $B=2.8\text{mm}$  y  $C=0.8\text{mm}$ .

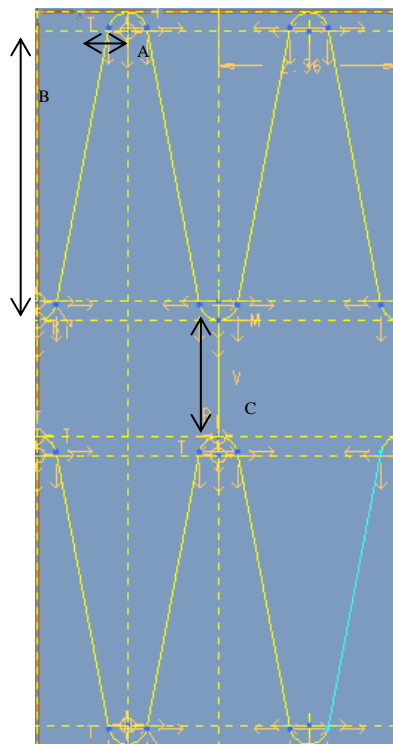


Figura 9 Parámetro para cada celda de patrón zigzag del stent biodegradable

Para conseguir la forma cilíndrica característica de los stents, se utilizará la herramienta toroidal bend.

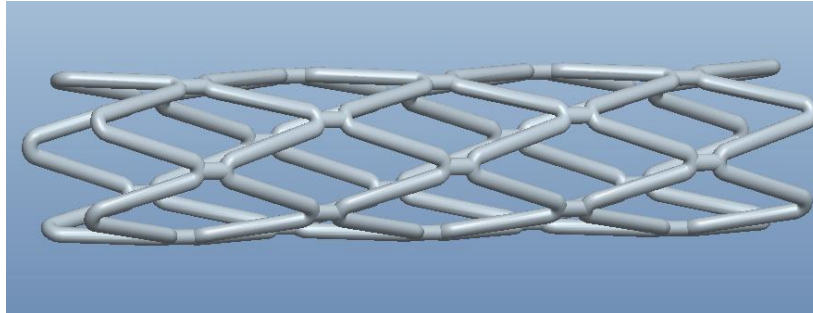


Figura 10 Modelo final 3D del stent biodegradable

#### 4.1.1 Propiedades de los materiales

ANSYS Workbench proporciona una herramienta para la organización y almacenamiento de las propiedades de los materiales utilizados en el modelo. El material escogido para el stent de este modelo es el PLC, representado en la tabla 2. Para esta primera parte del modelo también necesitaremos acero estructural ya que queremos ver la deformación del stent cuando se le aplica una fuerza de compresión. Esta compresión la ejercerán dos placas hechas de acero estructural

| Outline of Schematic B2: Engineering Data |                                  |   |   |
|---|----------------------------------|---|---|
|   | A                                | B | C   |
| 1   | Contents of Engineering Data     | ✖ | purc  |
| 2   | Material                         |   |   |
| 3   | stent                            |   |   |
| 4   | Structural Steel                 |   | Fatigue Data at zero mean stress comes from 1998 ASME BPV Code, Section 8, Div 2, Table 5-110.1 |
| *   | Click here to add a new material |   |   |

Figura 11 Librería de materiales de ANSYS

| Properties of Outline Row 3: stent |                      |                            |                    |
|------------------------------------|----------------------|----------------------------|--------------------|
|                                    | A                    | B                          | C                  |
| 1                                  | Property             | Value                      | Unit               |
| 2                                  | Density              | 1140.8                     | kg m <sup>-3</sup> |
| 3                                  | Isotropic Elasticity |                            |                    |
| 4                                  | Derive from          | Young's Modulus and Poi... |                    |
| 5                                  | Young's Modulus      | 400                        | MPa                |
| 6                                  | Poisson's Ratio      | 0.33                       |                    |
| 7                                  | Bulk Modulus         | 3.9216E+08                 | Pa                 |
| 8                                  | Shear Modulus        | 1.5038E+08                 | Pa                 |

Figura 12 Propiedades del PCL

| Properties of Outline Row 4: Structural Steel |   |                            |                    |
|---|---|----------------------------|--------------------|
|   | A   | B                          | C                  |
| 1   | Property  | Value                      | Unit               |
| 2   | Density   | 7850                       | kg m <sup>-3</sup> |
| 3   | Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion |                            |                    |
| 6   | Isotropic Elasticity                              |                            |                    |
| 7   | Derive from                                       | Young's Modulus and Poi... |                    |
| 8   | Young's Modulus                                   | 2E+11                      | Pa                 |
| 9   | Poisson's Ratio                                   | 0.3                        |                    |
| 10  | Bulk Modulus                                      | 1.6667E+11                 | Pa                 |
| 11  | Shear Modulus                                     | 7.6923E+10                 | Pa                 |
| 12  | Alternating Stress Mean Stress                    | Tabular                    |                    |

Figura 13 Propiedades del acero estructural

### 4.1.3 Mallado del modelo

El proceso de mallado es una parte esencial en el proceso de simulación. El mallado influye en la precisión, convergencia y rapidez de solución. En este modelo hay 99249 nodos y 43712, lo que tiene sentido porque es un modelo complejo con muchas estructuras.

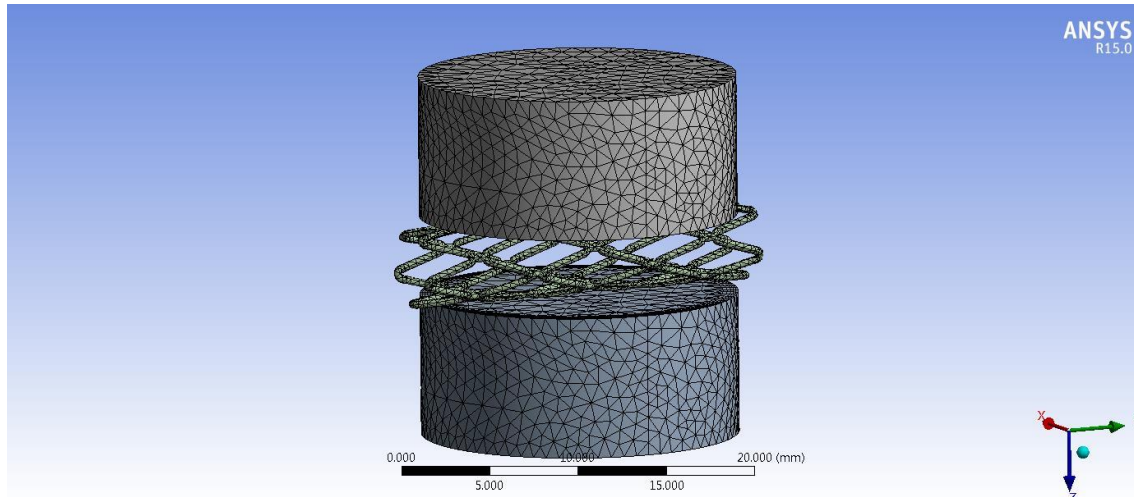


Figura 14 Modelo mallado del stent junto con las placas

### 4.1.4 Condiciones de contorno de placas

Para recrear las condiciones exactas del modelo y prueba reales, la placa superior estará fijada mientras que la placa inferior permitirá un poco de movimiento según la fuerza aplicado, pero únicamente en el eje z. Además, la fuerza inicial es de -0.2 N en dirección opuesta a Z.

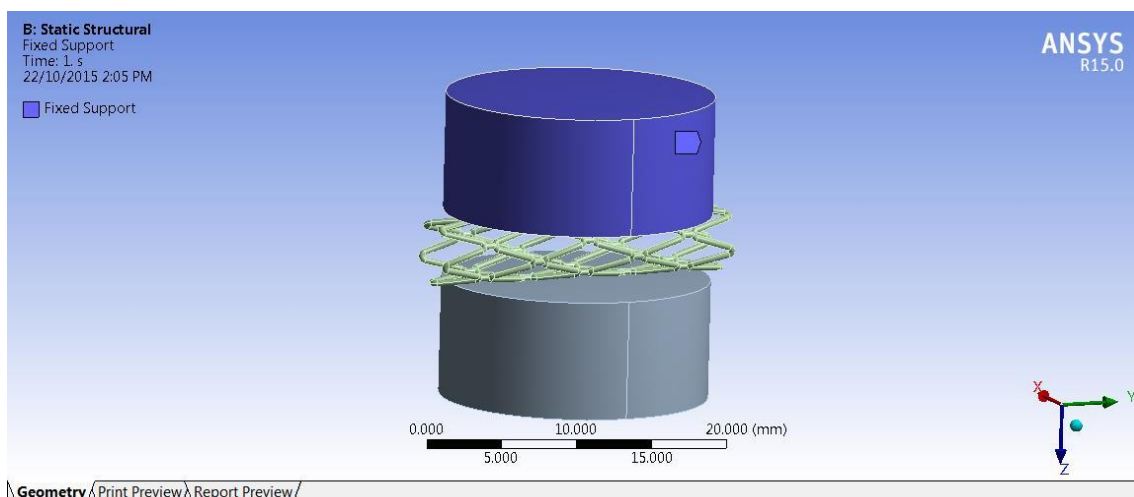


Figura 15 Soporte en la placa superior

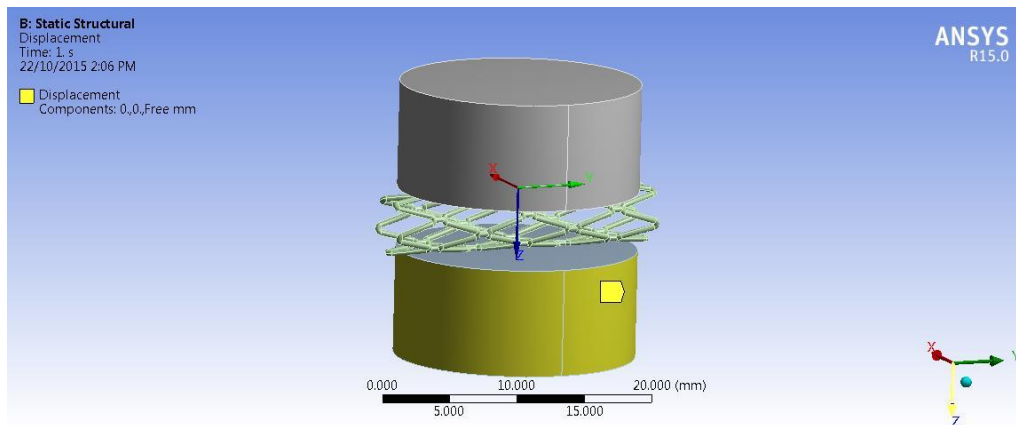


Figura 16 Fijación libre de eje Z en la placa inferior

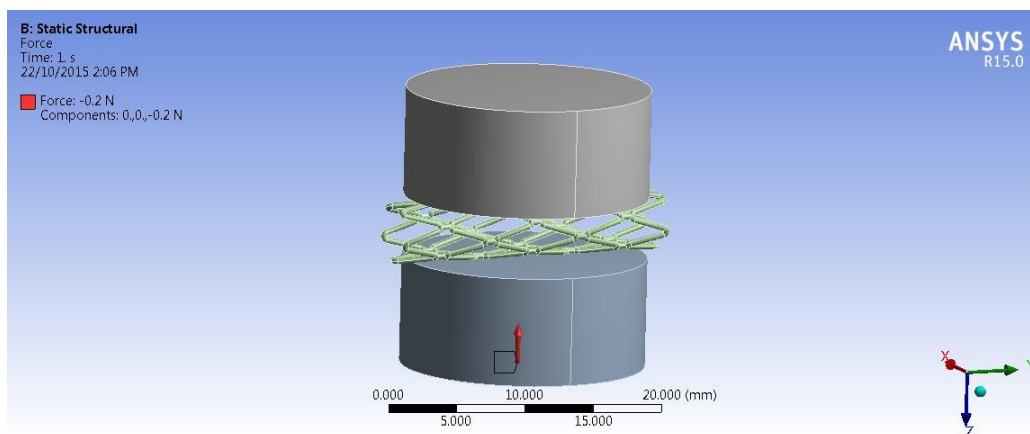


Figura 17 Fuerza de -0,2 N aplicada en la placa inferior

#### 4.1.5 Presentación y análisis de resultados modelo 1 (Placas)

El resultado principal que buscamos es la deformación total. Todas las fuerzas aplicadas están dentro del factor seguridad. Los resultados más notables tras aplicar distintas fuerzas son al ejercer 0.199 lo que produce una deformación del 10% (0.342 mm), este dato refleja un error del 11.11% respecto al modelo real.

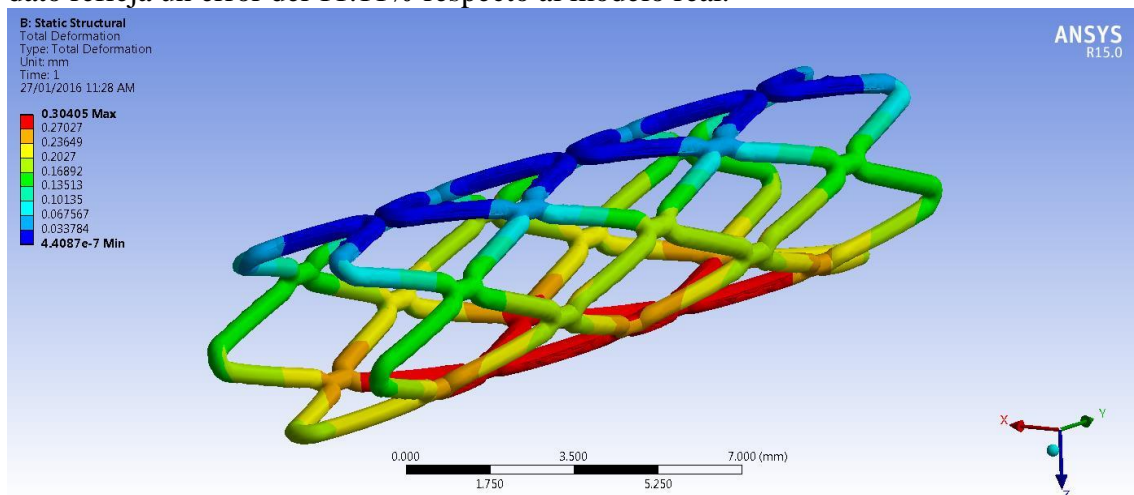


Figura 18 Deformación radial del 10% debido a una fuerza de compresión.

Cuando se le aplica al stent una fuerza de compresión del 20% la deformación total es de 0.681 mm y el error respecto al modelo real es de 0.39%

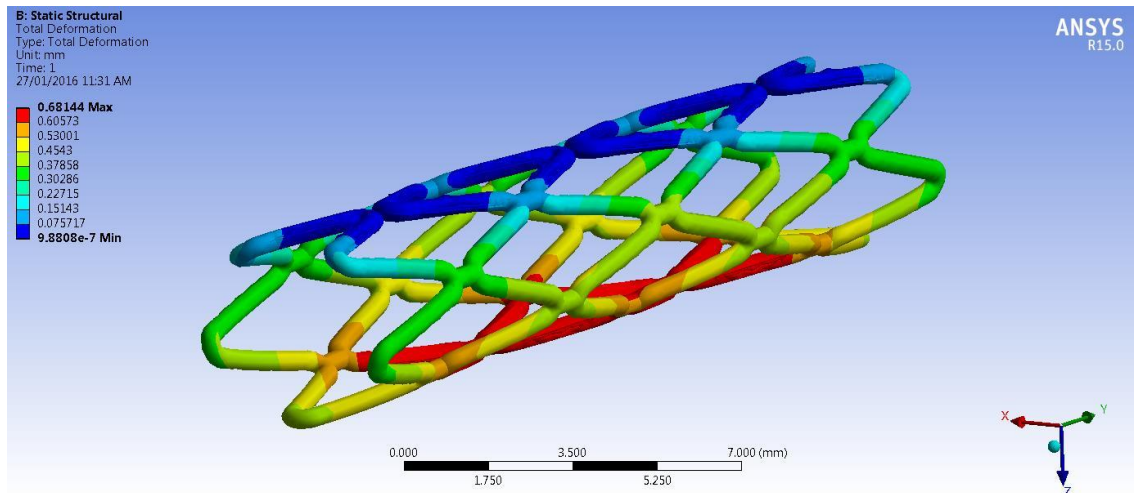


Figura 19 Deformación radial del 20% debido a una fuerza de compresión.

La relación entre la fuerza y la deformación en la simulación de ANSYS es lineal, mientras que la relación que se ve en el modelo real es no lineal. El margen de error entre la simulación y el modelo real es insignificante, por lo que el modelo de elementos finitos es aceptable hasta al menos una deformación radial del 20%.

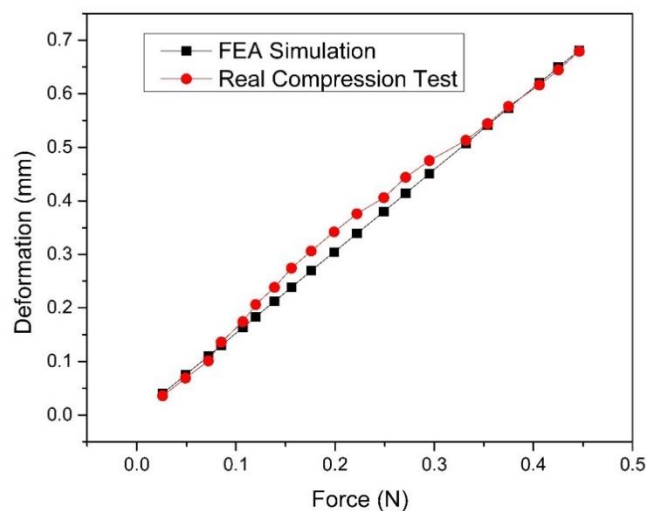
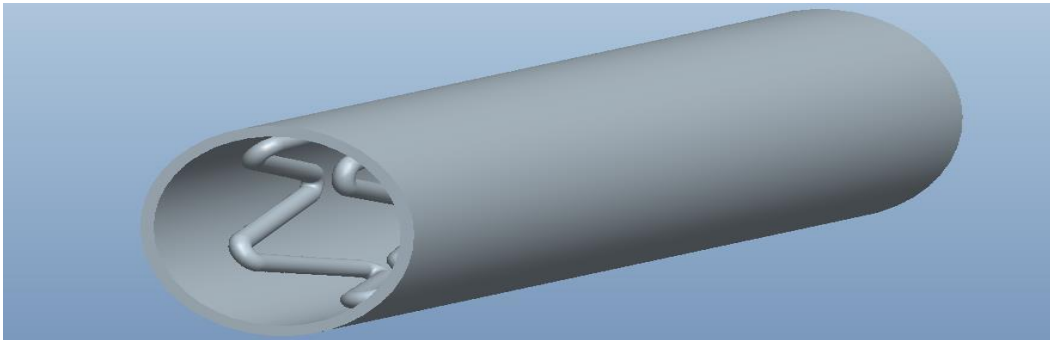


Figura 20 Gráfica de relación entre la deformación obtenida en la simulación y en el modelo real

Una vez determinados los valores posibles de deformación del stent hay que tener en cuenta la interacción con un vaso sanguíneo

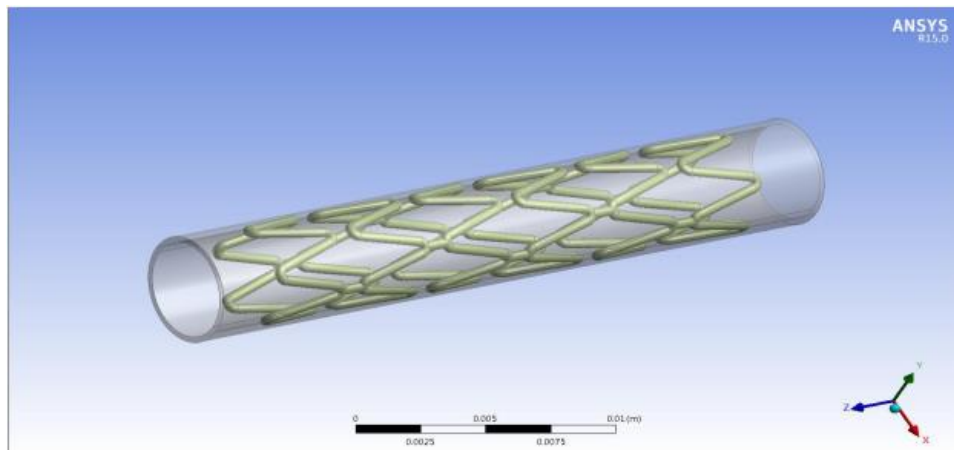
#### 4.2.1 Modelo geométrico 2 (stent dentro de la arteria)

La geometría de este modelo consiste en dos partes: el vaso sanguíneo y el propio stent. Como anteriormente hemos explicado los modelos CAD, estos han sido diseñados con el software Pro/Engineering para posteriormente ser importados en ANSYS Workbench. La longitud del vaso sanguíneo son 29 mm, el diámetro interior son 3.4 mm, el grosor arterial es de 0.5 mm. [59] El stent biodegradable tiene una longitud de 23 mm, el diámetro exterior es de 3.4 mm y el diámetro del soporte mecánico (struts) es de 0.41 mm.



*Figura 21 Diseño en 3D de un stent en el interior de una arteria*

En este modelo es muy importante fusionar y poner en contacto ambas piezas, ya que el stent se expande para apoyar el vaso sanguíneo y si no lo hicieramos, la simulación pierde sentido.



*Figura 22 CAD modelo de un stent biodegradable en el interior del vaso sanguíneo*

#### 4.2.2 Propiedades de los materiales modelo 2

En este modelo, el material escogido para el stent es una vez más el PLC. Para esta segunda parte, también necesitaremos simular un vaso sanguíneo que cubra al stent. Queremos ver la deformación de este cuando se le aplica una fuerza radial de compresión.



| Properties of Outline Row 3: bloodvessel |                      |                          |                    |     |
|--|----------------------|--------------------------|--------------------|-----|
|  | A                    | B                        | C                  | D E |
| 1  | Property             | Value                    | Unit               |     |
| 2  | Density              | 1150                     | kg m <sup>-3</sup> |     |
| 3  | Isotropic Elasticity |                          |                    |     |
| 4  | Derive from          | Young's Modulus and P... |                    |     |
| 5  | Young's Modulus      | 4.5E+05                  | Pa                 |     |
| 6  | Poisson's Ratio      | 0.45                     |                    |     |
| 7  | Bulk Modulus         | 1.5E+06                  | Pa                 |     |
| 8  | Shear Modulus        | 1.5517E+05               | Pa                 |     |

Figura 23 Propiedades del vaso sanguíneo

| Properties of Outline Row 4: stent |                      |                          |                    |     |
|------------------------------------|----------------------|--------------------------|--------------------|-----|
|                                    | A                    | B                        | C                  | D E |
| 1                                  | Property             | Value                    | Unit               |     |
| 2                                  | Density              | 1140.8                   | kg m <sup>-3</sup> |     |
| 3                                  | Isotropic Elasticity |                          |                    |     |
| 4                                  | Derive from          | Young's Modulus and P... |                    |     |
| 5                                  | Young's Modulus      | 400                      | MPa                |     |
| 6                                  | Poisson's Ratio      | 0.33                     |                    |     |
| 7                                  | Bulk Modulus         | 3.9216E+08               | Pa                 |     |
| 8                                  | Shear Modulus        | 1.5038E+08               | Pa                 |     |

Figura 24 Propiedades del PLC

### 4.2.3 Mallado modelo 2

Una vez más generamos el mallado para así poder obtener los resultados con la mayor precisión y fluidez. Este modelo tiene 21562 nodos y 8817

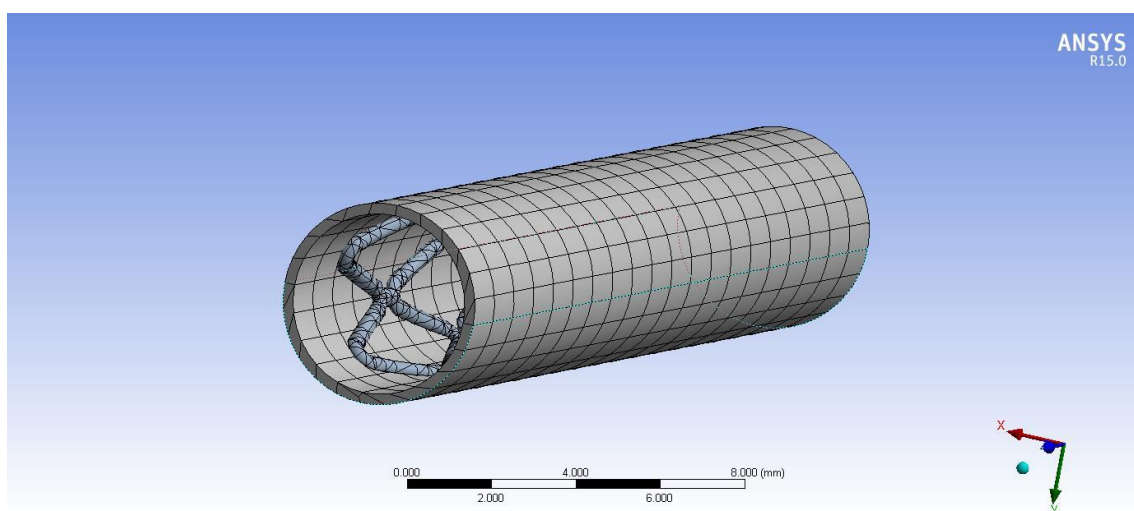


Figura 25 Modelo mallado del stent en el interior de la arteria



#### 4.2.4 Condiciones de contorno 2

La presión solo puede ser aplicada en superficies y siempre de manera perpendicular a esta. Esto se debe a que un valor positivo muestra una presión hacia el interior de la superficie, mientras que un valor negativo ejerce una presión hacia el exterior de la superficie, en nuestro caso esta superficie es la pared del vaso sanguíneo. Para simular una vasoconstricción el valor aplicado en la superficie interna es de -1.2 e -002 MPa o 90 mm Hg.

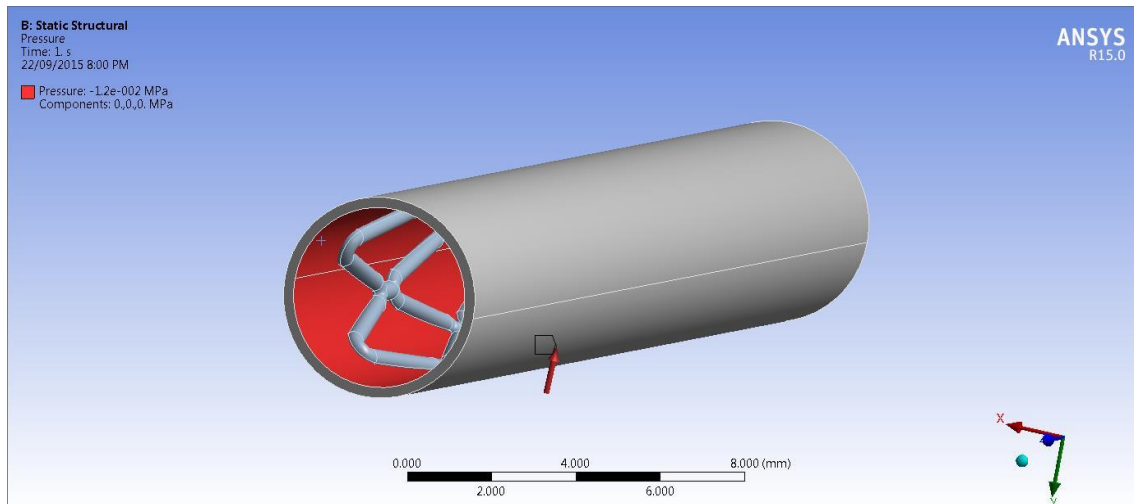


Figura 26 Presión en el vaso sanguíneo

Las zonas de soporte fijo se aplican a ambos lados del vaso sanguíneo con los 6 grados de libertad restringidos de tal modo que quede así:

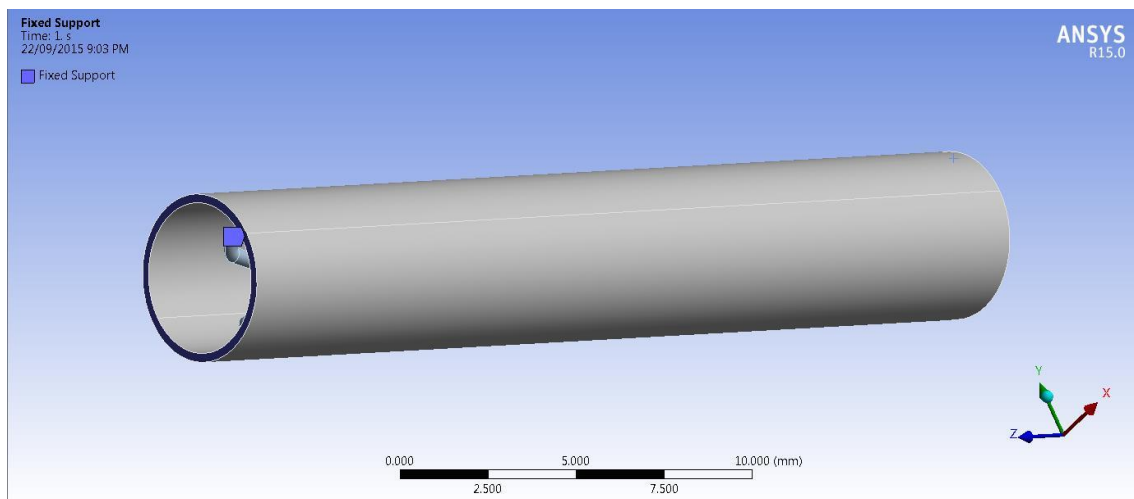
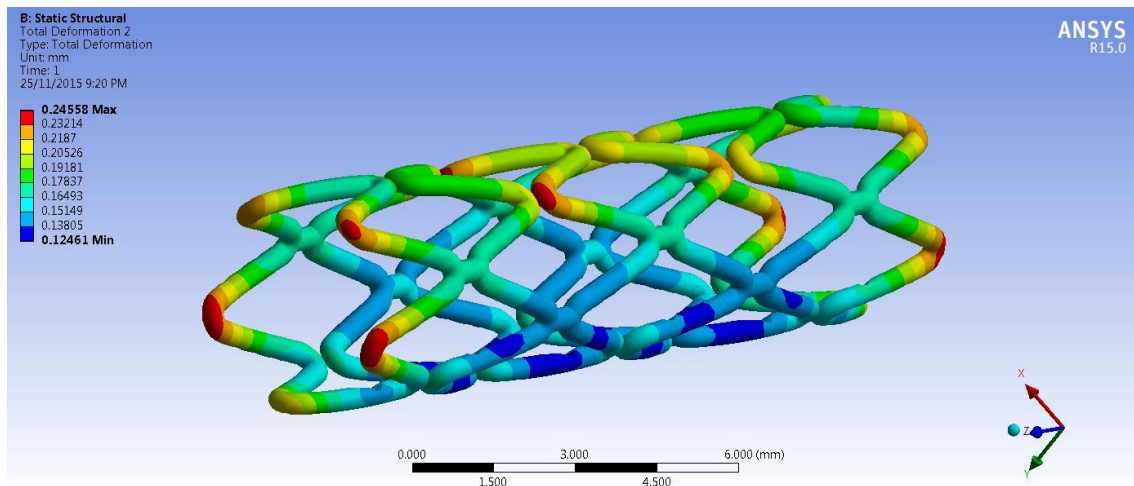


Figura 27 Soporte en ambos extremos de la arteria

#### 4.2.5 Presentación y análisis de resultados modelo 2

Una vez aplicada la fuerza resolvemos para obtener los resultados de la deformación total y obtendríamos que el stent queda de la siguiente manera:



*Figura 28 Deformación total debido a la presión de la arteria*

Como podemos observar, tras provocar una fuerza radial de compresión en la pared de la arteria, obtenemos que el stent fabricado de PCL sufre una deformación radial máxima de 0.245 mm principalmente en los vértices del stent, mientras que tan solo sufre un 0.124 mm en las zonas rectas o las uniones entre secciones, lo cual es prácticamente la mitad que la deformación de los vértices. Gracias a los resultados de ANSYS se puede observar que sería interesante reforzar las zonas de los vértices para reducir su deformación, aunque tampoco es necesario, ya que la rigidez del stent resiste el retroceso elástico de la pared del vaso sanguíneo. Los resultados muestran que los stent biodegradables siguen siendo un poco más débiles que los stents metálicos.

## 5. MEF ANEURISMA

En el área de la biomecánica es imprescindible el uso de conocimientos en mecánica de fluidos y sólidos con la ayuda de un software de simulación para el desarrollo de modelos que permitan realizar estudios biomecánicos sofisticados. Estos estudios son de gran interés para poder realizar avances en el tratamiento y prevención de diversas enfermedades, las cuales pueden ser analizadas mediante los parámetros mecánicos que pueden producir complicaciones y riesgos en los pacientes afectados. Especialmente, el estudio de un modelo de elementos finitos de un aneurisma aórtico abdominal, el cual nos permite reconstruirlo digitalmente, nos permite realizar un análisis hemodinámico de su interior y de los niveles de tensiones y deformaciones que se presentan en la pared del vaso sanguíneo. Con la obtención de estos valores se pueden realizar conclusiones generales en relación con los riesgos de ruptura de un aneurisma aórtico abdominal bajo diferentes condiciones médicas. Estos resultados permitirán desarrollar un nuevo criterio médico a la hora de prevenir posibles rupturas de los AAA, lo cual supondrá un gran avance en el tratamiento de esta enfermedad.

Para realizar este análisis de resultados obtenidos por un modelo de elementos finitos (MEF) se analizará el desarrollo de un modelo creado y publicado por tres expertos en la materia [1], los cuales implementan unas condiciones de dimensiones y cargas del

aneurisma aórtico abdominal basadas en resultados publicados en ensayos médicos [2,3,4].

### 5.1 Modelo geométrico

Como ya se ha mencionado en el punto 2.1, la geometría de un aneurisma es irregular. Por lo tanto, se necesita desarrollar un modelo geométrico con un patrón que posibilite calcular las variables geométricas específicas influidas por los esfuerzos presentes en el aneurisma: asimetría, diámetro y longitud del AAA. La geometría empleada en este proyecto se basa en los análisis obtenidos por varios estudios ya publicados [6], los cuales presentan datos geométricos concretos de personas con esta enfermedad. El modelo geométrico fue desarrollado por medio del Software Autodesk Inventor Professional 2011. Para representar la geometría del aneurisma, se empleó la siguiente fórmula matemática, la cual corresponde a una parábola exponencial:

$$R(Z) = r_h + (r_a - r_h - c_3 \frac{z^2}{r_h})^{-c_1} \frac{z}{r_h}^{c_2}$$

Los parámetros empleados son los siguientes:

- $r_h$  = radio de una arteria aórtica abdominal sana
- $r_a$  = radio máximo que puede tener el aneurisma
- $c_1$  = variable constante equivalente a 0.2 [8]
- $c_2$  y  $c_3$  = parámetros adimensionales dependientes de la longitud del aneurisma y el radio de la arteria sana [7]

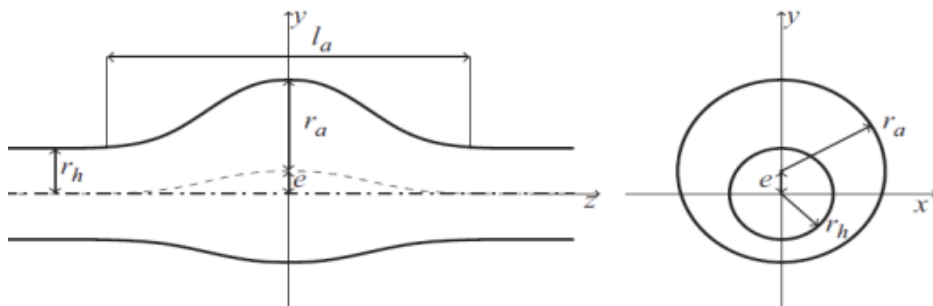


Figura 29 Representación de la geometría idealizada del AAA mediante la función de una parábola exponencial, siendo la longitud del aneurisma y  $e$  la excentricidad  $(r_a - r_h)$  entre la pared de la arteria sana y el aneurisma

Existen tres parámetros que influyen en la geometría del AAA:

- $FR = RA/RH$

FR define la relación entre el máximo radio del aneurisma y el radio de la arteria sana, por lo que siempre va a ser mayor que 1.

- $FL = l_a/r_a$

FL muestra la proporción entre la longitud y el radio del aneurisma.

○  $FE = e/(fr-1)rh$

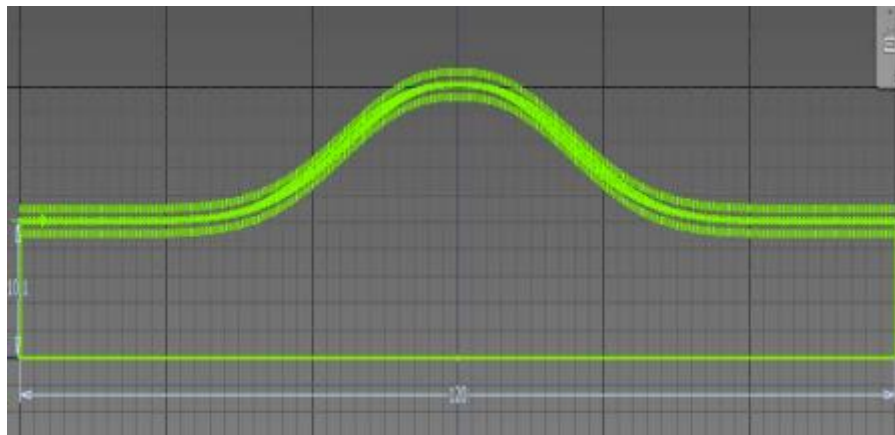
FE define la excentricidad verdadera entre la arteria sana y el aneurisma en su punto de máximo diámetro.

Los valores empleados en la representación geométrica se basan en la evidencia de artículos médicos [5,8], los cuales emplean los siguientes valores para la ecuación usada en el modelo geométrico: un espesor constante de la pared arterial de 1.8mm y dos valores de radio del aneurisma diferentes, 20.2 mm y 27.775 mm. La longitud de los radios se obtuvo tomando los valores mínimos y máximos del parámetro *FR* en distintos casos en los que el radio de la arteria sana era de 10.1 mm. Por lo que se calcularon los valores máximos y mínimos del radio del aneurisma, los cuales se emplearán en el desarrollo del modelo.

| Caso      | 1   | 2   | 3   | 4     | 5     | 6     | 7    | 8    | 9    |
|-----------|-----|-----|-----|-------|-------|-------|------|------|------|
| <b>FR</b> | 2.0 | 2.0 | 2.0 | 2.375 | 2.375 | 2.375 | 2.75 | 2.75 | 2.75 |

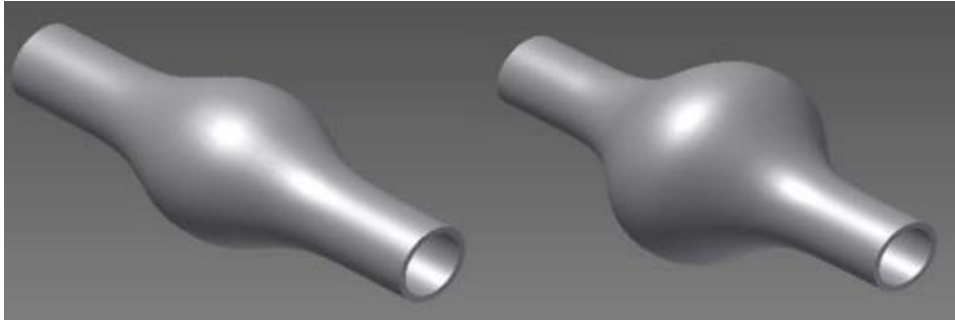
*Tabla 5: Valores de FR obtenidos en 9 casos diferentes de AAA. [7]*

La ecuación se evalúa para una longitud de la arteria junto al aneurisma de 120 nm, de los cuales 80 nm corresponden a la longitud del aneurisma y 40 nm a la de la arteria sana.

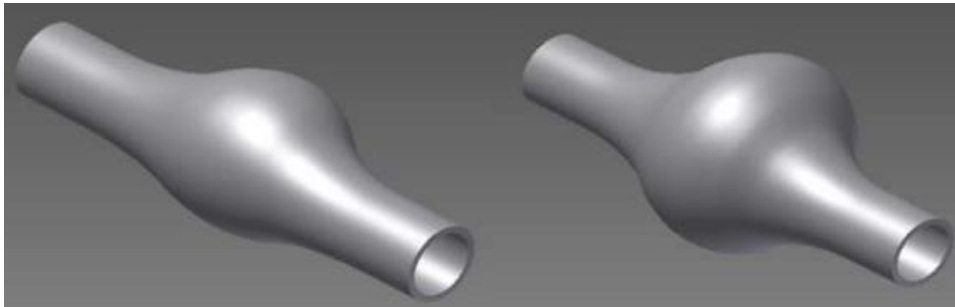


*Figura 30 Creación del contorno mediante el Software comercial Autodesk Inventor Professional 2011 con la ayuda de una hoja de cálculo de Excel.*

Se realizaron cuatro modelos de elementos finitos: dos para cada longitud de radio del aneurisma, uno con geometría simétrica y otro con geometría asimétrica. Para determinar la simetría o asimetría del modelo se varían los valores de FE.



*Figura 31 Sólido 3D de un AAA con geometría simétrica. Radio de 20.2 mm a la izquierda y de 27.775 mm a la derecha*



*Figura 32 Sólido 3D de un AAA con geometría asimétrica. Radio de 20.2 mm a la izquierda y de 27.775 mm a la derecha*

## 5.2 Modelo de comportamiento del material

Una de las mayores complicaciones que se presentan a la hora de hacer un MEF de un aneurisma aórtico abdominal reside en las propiedades del material de las paredes arteriales, ya que éste no es lineal.

Existen proyectos publicados [9] en los que el autor emplea unas condiciones mecánicas de la pared arterial concretas obtenidas a partir de una angiografía obtenida del AAA de un paciente. Este análisis resulta útil para conocer las bases del comportamiento de un AAA, pero no consigue desarrollar un modelo que represente de forma más desarrollada las características de material que puede tener la pared arterial al variar distintos parámetros. Por lo tanto, hemos considerado de mayor utilidad basarnos en un estudio que analiza las características bioquímicas y mecánicas de la pared de la arteria aórtica abdominal para luego emplear un modelo correspondiente a estas características que es implementado en el programa de Software.

| Propiedad                      | Valor | Unidad            |
|--------------------------------|-------|-------------------|
| Densidad                       | 1.121 | g/cm <sup>3</sup> |
| Módulo de Young                | 1     | MPa               |
| Ratio de Poisson               | 0.49  |                   |
| Módulo de elasticidad de corte | 0.906 | MPa               |

*Tabla 6: Ejemplo de las propiedades mecánicas de la pared de un AAA obtenidas por medio de una angiografía. [9]*

La deformación que sufre la pared de los vasos no es proporcional a su estado tensional y puede ser muy grande incluso encontrándose en un estado fisiológico normal. Por otro

lado, se ha podido llegar a la conclusión mediante múltiples estudios científicos que la deformación que sufre una pared arterial es cualitativamente semejante a la de algunos elastómeros aplicados en la industria. Un elastómero es un material compuesto por moléculas de cadena larga, polímeros, capaces de recuperar su forma original tras estirarse en gran medida debido a los enlaces químicos que presentan. Un ejemplo de un material elastómero es la silicona. Otra característica importante que posee el tejido arterial es que se trata de un material anisótropo, es decir, dependiendo de la dirección en la que se mida, posee propiedades físicas diferentes. Esto se debe a que la pared de la arteria aórtica abdominal posee capas de tejido notoriamente diferenciadas, las cuales están formadas por diferentes tipos de sustancia en proporciones desiguales, en su mayoría elastina y colágeno. La pared de los vasos también presenta un fuerte carácter viscoelástico. Este tipo de materiales son compuestos por polímeros y presentan propiedades elásticas y viscosas al someterse a una deformación. Por lo tanto, al analizar una tensión aplicada al tejido arterial, se debe tener en cuenta tanto la deformación que se produce y como la velocidad a la que se deforma. Teniendo en cuenta todas estas características propias del tejido arterial, se hace uso de un modelo de material hiperelástico isotrópico, el cual es denominado modelo de Mooney-Rivlin.

$$W = C_{10}(\bar{I} - 3) + C_{01}(\bar{I}^2 - 3) + \frac{1}{2} D (J - 1)^2$$

Las variables empleadas son las siguientes:

- Las constantes  $C_{10}$  y  $C_{01}$  caracterizan la deformación del material
- $D$ : Parámetro de incompresibilidad del material
- $\bar{I}$  e  $\bar{I}^2$ : Calculados por el programa, principales invariantes del tensor de deformación
- $\lambda$ : alargamientos principales
- $J$ : Calculado por el programa. Determinante jacobiano, relación entre el volumen del material usado como referencia y el material deformado
- $\mu$ :  $2(C_{10} + C_{01})$  Calculado por el programa, módulo tangencial
- $K$ : Calculado por el programa, módulo volumétrico

Este modelo de material junto a los datos obtenidos de artículos en los que se presentan ensayos de tensión permite realizar mediante el software Abaqus curvas experimentales para definir la deformación del material del AAA bajo diferentes esfuerzos.

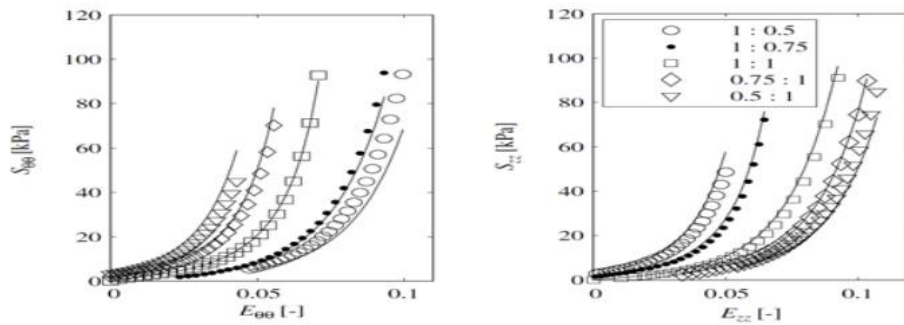


Figura 33 Ensayos de esfuerzo-deformación de un AAA. Resultados obtenidos por el método de material hiperelástico isotrópico representados con una línea. Resultados obtenidos de forma experimental representados por símbolos. [6]

## 5.3 Modelo de elementos finitos

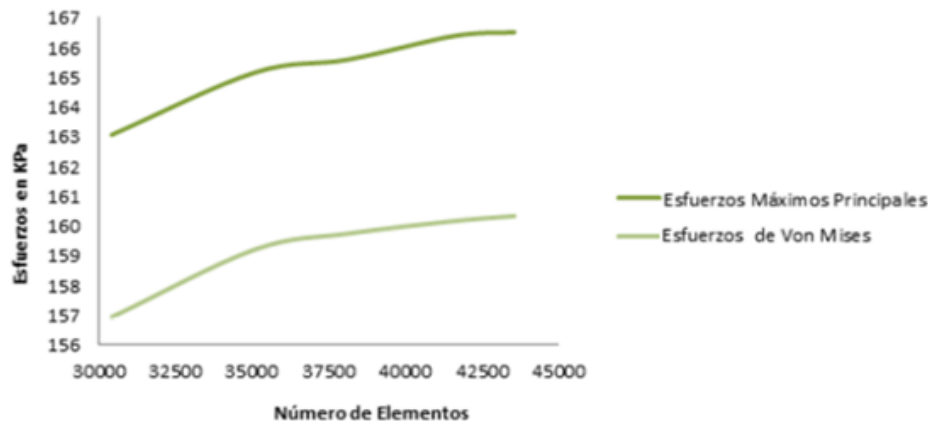
### 5.3.1 Mallado

El mallado escogido para realizar el modelo de elementos finitos del aneurisma es el mallado con elementos C3D8H y C3D10H, ya que según la evidencia del autor aportan mejores resultados que otro tipo de familias de mallados. El tamaño de la malla debe ser determinado correctamente, ya que debe existir un error de procesamiento inferior al 0.2% al tratarse de un modelo de aplicación médica. Además, es importante al tener que haber un coste óptimo computacional. Cuantos más nodos tenga la malla y más pequeños sean éstos, la probabilidad de error se disminuye, pero el costo computacional aumenta, ya que normalmente se generan procesos de cálculo irresolubles. Si la malla diseñada fuera muy densa, la interpolación numérica sería mucho mayor al tener muchos más nodos, pero se deberían resolver muchas más ecuaciones, lo que supondría de nuevo un costo computacional alto. Por el contrario, si se diseña un mallado con un número de nodos escaso, el margen de error aumentaría y los resultados no serían lo suficientemente precisos. Al tratarse de un modelo orientado al ámbito médico, esta opción no es viable.

Por lo tanto, se debe llegar a un óptimo a la hora de determinar las condiciones de mallado. Para conseguir este objetivo, se ha planteado una condición principal, la cual consiste en aplicar un mayado más denso en las zonas del sólido de mayor interés, estas son las zonas que en las que se presente una mayor tensión y en las que es más importante conocer de manera precisa su comportamiento.

Para probar el comportamiento del mallado según la densidad de nodos aplicada, se realizaron múltiples simulaciones sobre el modelo de aneurisma aórtico abdominal simétrico de radio de aneurisma de 20.2mm.





*Figura 34 Resultados obtenidos al realizar el cálculo de esfuerzos variando el número de elementos del mallado. Se muestran las tensiones máximas principales y de Von Mises*

### 5.3.2 Condiciones de borde

A la hora de determinar las condiciones de contorno apropiadas para el MEF, se pueden aplicar dos casos diferentes.

El primero resulta más sencillo de desarrollar, pero está más lejos de representar las condiciones verdaderas de contorno del AAA. Consiste en aplicar la hipótesis de Saint Venant, la cual indica que se pueden despreciar los influjos de la arteria a partir de una distancia determinada de los extremos del aneurisma, por lo que considera que las tensiones calculadas en este margen son correctas. Esta distancia corresponde al 15% de la muestra, lo que en este caso corresponde a 10 mm. Este modelo de contorno puede funcionar de forma eficaz a la hora de realizar un MEF de AAA, ya que según la evidencia científica se conoce que las zonas de mayor tensión en un aneurisma se encuentran dentro del aneurisma o próximas a éste. Por lo tanto, se permite aplicar esta hipótesis y descartar las tensiones que se encuentren en las demás zonas.

El segundo caso resulta más complejo de desarrollar, pero simula las condiciones de contorno reales de forma más eficaz. Trata de limitar el movimiento de los nodos que se encuentran en los extremos para que únicamente se puedan mover en la dirección axial en los planos en los que se encuentran. Así se puede simular de forma realista la forma en la que ocurren las deformaciones en la pared de la arteria al presentarse una fuerza hacia ella.



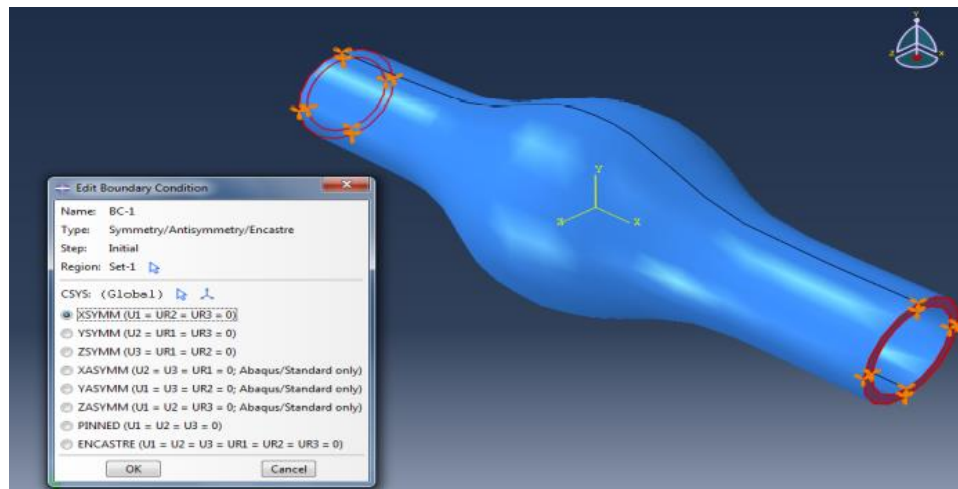


Figura 35 Condiciones de contorno correspondientes al Caso 1

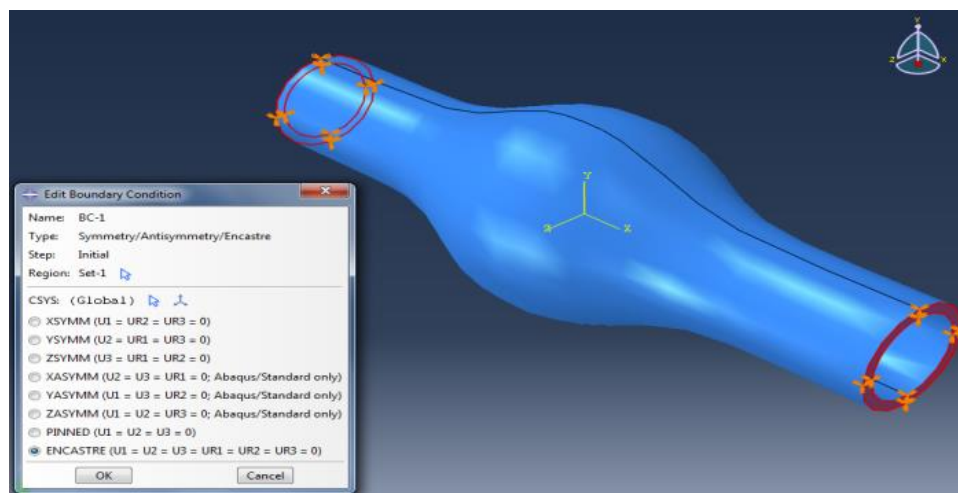


Figura 36 Condiciones de contorno correspondientes al Caso 2.

### 5.3.3 Condiciones de carga

Las cargas representadas en el modelo corresponden las presiones internas de la arteria aórtica abdominal, originadas por el bombeo de sangre por las contracciones del corazón. Para determinar el valor de estas cargas, se tuvieron en cuenta los resultados obtenidos por varios estudios médicos publicados [5]. Los resultados recogidos corresponden a los valores máximos de frecuencia cardiaca y frecuencia sistólica según el rango de edad. La frecuencia cardiaca representa el número de contracciones que realiza el corazón por minuto y la presión sistólica es la que se origina en la arteria al realizarse esta contracción del corazón.

| Rango de edades (años) | Frecuencia cardiaca (bpm) | Presión sistólíma (mmHg) |
|------------------------|---------------------------|--------------------------|
| 20/25                  | 62                        | 117                      |
| 45/49                  | 62                        | 134                      |
| 55/66                  | 61                        | 133                      |
| 71/75                  | 61                        | 143                      |

Tabla 7: Frecuencia cardiaca y presión sistólica según el rango de edad.

Para la realización de la simulación se empleó el valor máximo de presión sistólica, es decir, el de 143mmHg, el cual es equivalente a 0.019MPa. Así se podrán conocer los resultados en caso de encontrarse en una condición de carga de riesgo alto. Esta carga se distribuyó de forma uniforme en la pared del lumen de la arteria.

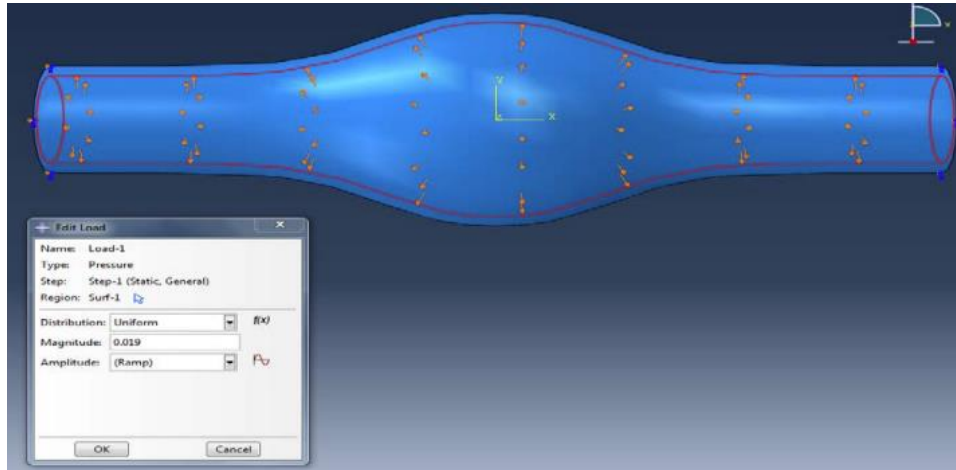


Figura 37 Distribución de la carga en el modelo, correspondiente a la presión sistólica

## 5.4 Presentación y análisis de resultados

Se realizaron las simulaciones a los cuatro modelos de AAA que varían en la longitud del radio y la geometría, la cual puede ser simétrica o asimétrica. En todas las simulaciones se contempla que las mayores tensiones se encuentran en las mismas zonas del aneurisma, independientemente del tipo de modelo.

Primero se calcularon los esfuerzos de Von-Mises (Figura 35). En los modelos simétricos los valores máximos se encuentran en los extremos del aneurisma en la parte interior del vaso. En los modelos con geometría asimétrica, los valores máximos también se presentan en los extremos del englobamiento en el interior del vaso, pero en este caso con un claro desvío hacia la zona en la que se presenta la asimetría.

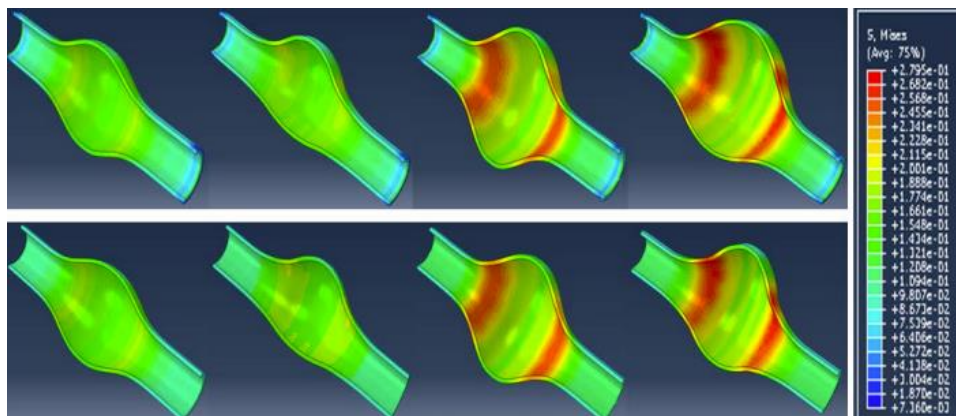


Figura 38 Tensiones de Von-Mises en los cuatro modelos desarrollados con una carga de presión sistólica de 0.019. Caso 1 arriba y Caso 2 abajo.

En relación con los esfuerzos máximos principales, éstos son equivalentes a los de Von-Mises. Se presentan en las mismas zonas del aneurisma, aunque muestran valores de tensión más altos (Figura 36).

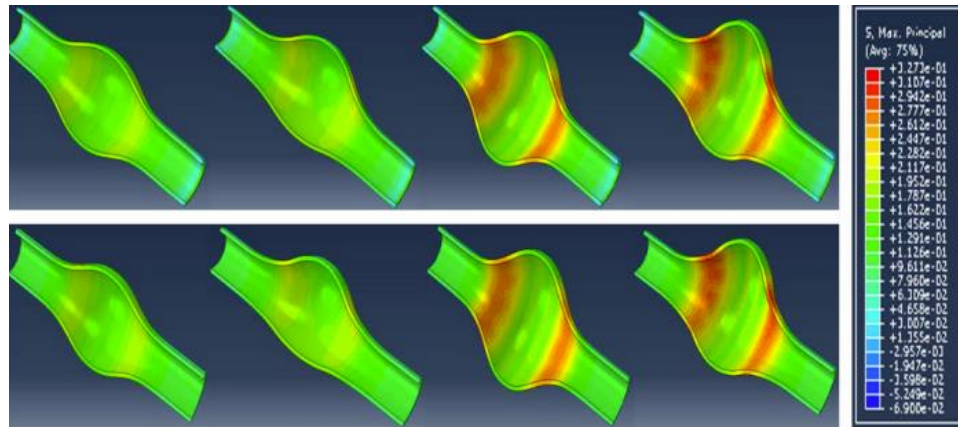


Figura 39 Esfuerzos máximos principales en los cuatro modelos desarrollados con una carga de presión sistólica de 0.019. Caso 1 arriba y Caso 2 abajo.

Los resultados obtenidos en este proyecto son muy similares a otros publicados en investigaciones científicas [2,6,7], por lo que se puede ratificar la eficacia del modelo desarrollado.

A la hora de analizar las diferencias entre los dos casos de contorno desarrollados, siendo el Caso 1 el modelo empotrado y el Caso 2 el modelo limitado en la dirección axial, se puede afirmar que las tensiones calculadas en las simulaciones son muy similares. Aunque es importante mencionar que los valores máximos de Von-Mises se presentan en la simulación realizada con las condiciones de contorno del Caso 1 y los correspondientes a los esfuerzos máximos principales en el Caso 2.

| Modelo<br>geométrico |  |              |                                 |              |
|----------------------|--|--------------|---------------------------------|--------------|
|                      | Esfuerzos Máximos Principales<br>(MPa) |              | Tensiones de Von-Mises<br>(MPa) |              |
|                      | Caso 1                                 | Caso 2       | Caso 1                          | Caso 2       |
| AAA 1                | 188.415 E-03                           | 188.457 E-03 | 178.692 E-03                    | 178.632 E-03 |
| AAA 2                | 220.904 E-03                           | 220.986 E-03 | 196.640 E-03                    | 196.854 E-03 |
| AAA 3                | 277.750 E-03                           | 277.845 E-03 | 250.720 E-03                    | 250.506 E-03 |
| AAA 4                | 327.268 E-03                           | 327.357 E-03 | 279.186 E-03                    | 279.241 E-03 |

*Tabla 8: Resultados obtenidos en las simulaciones dependiendo del modelo de contorno empleado. AAA 1: modelo de radio 20.2 mm y geometría simétrica; AAA 2: modelo de radio 20.2 mm y geometría asimétrica; AAA 3: modelo de radio 27.775 mm y geometría simétrica; AAA 4: modelo de radio 27.775 mm y geometría asimétrica.*



## 6. CONCLUSIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE TRABAJO

El objetivo de este proyecto fue el de evaluar el comportamiento de un aneurisma y su interacción con los stents. El estudio se centró principalmente en analizar estas interacciones con la ayuda de distintos modelos de elementos finitos. A partir de los análisis de resultados podemos trazar las siguientes conclusiones:

1. La comparación entre ambos test del stent biodegradable en ANSYS (Simulación de compresión y test de compresión de vaso sanguíneo) nos demuestra que el modelo es aceptable dentro del rango de 20% de deformación radial.
2. Los resultados obtenidos en la deformación total nos demuestran que una optimización dentro de la geometría del stent biodegradable, podría reducirse un 35,82%. Para ello habría que cambiar los parámetros para reforzar los vértices del stent además de añadir más uniones entre las secciones. Todo esto ayudaría de forma significativa a mejorar la rigidez radial del stent.
3. En la prueba de compresión del vaso sanguíneo podemos ver que la deformación total fue de 0,25 mm y que su rigidez fue de 7,22%. Esto demuestra que, aunque la rigidez del stent biodegradable es menor que la del stent metálico, también puede soportar las fuerzas generadas por el vaso sanguíneo, haciendo al stent biodegradable apto para su uso en este tipo de condiciones.
4. En cuanto al análisis del MEF de un aneurisma. Este fue analizado usando el programa Abaqus, el cual permite la implementación de modelos hiperelásticos que son útiles a la hora de modelar tejido blando de origen biológico.
5. Se logró, mediante el uso de una parábola-exponencial, un modelo geométrico que representa con una amplia exactitud la geometría de un aneurisma.
6. Se demostró que es viable a la hora de representar modelos AAA, tanto empotrar los extremos del modelo (Caso 1), como la limitación de movimiento en los nodos situados en los extremos (Caso2).

A partir de las conclusiones obtenidas, las líneas de trabajo futuras serían las de mejorar los experimentos para sacar resultados más exitosos. Para comenzar, como ya se ha mencionado anteriormente, un rediseño en el modelo del stent biodegradable puede mejorar los resultados para reducir la deformación en gran medida y conseguir aportar una mayor rigidez a la pared arterial dañada. Otra mejora, sería la de contar con un análisis de fatiga y degradación ya que, al ser biodegradable, la rigidez del mismo depende mucho del proceso de degradación en el cuerpo humano. Por último, sería de vital importancia hacer tests con modelos reales, para de esta forma confirmar los resultados obtenidos en las diferentes aplicaciones de simulación.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Lorenzo Bonet, Ernesto & Rodríguez, Tania & Pérez Acosta, Osmel. (2014). Los esfuerzos en el aneurisma de la aorta abdominal determinación de la influencia del diámetro y la asimetría mediante el método de los elementos finitos. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
2. L. Speelman , E.M.H.B., G.W.H. Schurink , J. Buth , M. Breeuwer , M.J. Jacobs (2009). Initial stress and nonlinear material behavior in patient-specific AAA wall stress analysis Journal of Biomechanics. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
3. Jairo Ramírez, M.E.P., Aneurisma de la aorta abdominal: controversias y tendencias en su diagnóstico y manejo. Rev Colomb Cir, 2010. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
4. Gregory Chagnon , V.G., Denis Favier, Philippe Cinquin. (2014). An osmotically inflatable seal to treat endoleaks of type 1, following endovascular aneurysm repair. Journal of Mechanics in Medicine and Biology. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
5. J.D.Humphrey. (2011). G.A.H., Mechanics, mechanobiology, and modeling of human abdominal aorta and aneurysms. Journal of Biomechanics. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
6. Dejan Veljković, N.F., Miloš Kojić. (2012). The effect of asymmetry and axial prestraining on the amplitude of mechanical stresses in abdominal aortic aneurysm. . Journal of Mechanics in Medicine and Biology. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
7. José F. Rodríguez, C.R., Manuel Doblaré, Gerhard A. Holzapfel. (2008) Mechanical Stresses in Abdominal Aortic Aneurysms: Influence of Diameter, Asymetry, and Material Anisotropy. Journal of Biomechanical Engineering. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
8. P.Di Achille , S.C., F. Di Puccio , P. Forte. (2011). Anisotropy AAA: Computational comparison between four and two fiber family material models. Journal of Biomechanics. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
9. Waksman, Ron & Pakala, R & Wittchow, Eric & Hartwig, S & Harder, C & Rohde, R & Heublein, B & Haverich, Axel & Andrae, A & Waldman, KH. (2006). Effect of magnesium alloy stents in porcine coronary arteries: Morphometric analysis of a long-term study. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
10. Xue Han. (2016). Fabrication and optimal-design of biodegradable stents for the treatment of aneurysms. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
11. Moravej, M.; Mantovani, D. (2011). Biodegradable Metals for Cardiovascular Stent Application: Interests and New Opportunities. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
12. Bowen, Patrick K . (2016). “Biodegradable Metals for Cardiovascular Stents: from Clinical Concerns to Recent Zn-Alloys.” Advanced healthcare materials. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
13. L'italien, G.J. (1979), In vivo measurement of blood vessel wall thickness. American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology.

- 
14. 52.Zienkiewicz, O.C. and R.L. Taylo. (2005). The finite element method for solid and structural mechanics. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
  15. Lee, H.-H. (2011). Finite element simulations with ANSYS Workbench 142012: SDC publications. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
  16. Su, S.-H. and R.C. (2006). Eberhart, Expandable biodegradable polymeric stents for combined mechanical support and pharmacological or radiation therapy. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
  17. Luehrs, K.F. (2001). Flexible stent, Google Patents. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
  18. Rogers, C. and E.R. Edelman. (1995). Endovascular stent design dictates experimental restenosis and thrombosis. [Citado el: 03 de junio de 2020.]
  - 19.
  20. Santiago Correa Posada. (2007). Modelación por elementos finitos en un modelo de aneurisma.