



Proyecto Final de Carrera
Ingeniería Industrial
Curso 2010-2011



Estudio por elementos finitos del efecto sobre el vaso de dispositivos para pinzado de arterias durante cirugía

Olga Marco Herreros

Diciembre de 2010

Director: Pablo Sáez Viñas

Codirector: Estefanía Peña Baquedano

Área de Mecánica de Medios Continuos y Teoría de Estructuras

Departamento de Ingeniería Mecánica

Centro Politécnico Superior

Universidad de Zaragoza

Estudio por elementos finitos del efecto sobre el vaso de dispositivos para pinzado de arterias durante la cirugía

RESUMEN

El objetivo del proyecto consiste en estudiar dos modelos diferentes de pinzas quirúrgicas para la oclusión del vaso sanguíneo. Para alcanzar este objetivo, se ha realizado el análisis por elementos finitos de dos tipos de pinzas arteriales clásicas, con el fin de obtener el comportamiento de la arteria aorta cuando se realiza su pinzado en una cirugía.

A lo largo de este proyecto se han utilizado diversos software, entre los que destacan el software comercial ABAQUS v. 6.8 y el MATLAB v. 7.01. El primero se utiliza para la obtención de los modelos de elementos finitos para cada tipo de pinzas, que luego se someten a diferentes simulaciones. El segundo se utiliza para ajustar los datos experimentales con los teóricos y para la obtención de las fibras de colágeno que caracterizan la anisotropía del material y cuya distribución la realiza el programa TECPLOT 360. Para poder introducir el comportamiento del material del vaso, también se utiliza una subrutina programada en FORTRAN 90.

Una vez explicado el objetivo principal y las herramientas utilizadas, se enumeran todas las tareas que han sido necesarias para desarrollar el proyecto.

La primera de ellas consiste en la modelización del vaso con cada una de las pinzas con las que se ha realizado este estudio, para lo que se emplea un modelo hiperelástico anisótropo con dos familias de fibras. A dichos modelos se les incorpora un modelo de daño sencillo con el fin de estudiar efectos inelásticos como el softening y el daño tras el pinzado arterial.

Una vez realizados los dos modelos de elementos finitos, se obtienen las distribuciones tensionales para cada uno de ellos. Además, se realiza una comparativa entre los datos experimentales y teóricos y se estudia la distribución tensional y la del daño a lo largo de la pared del vaso.

Con este proyecto lo que se pretende es predecir los posibles daños que puedan producirse en los vasos sanguíneos tras realizar un pinzamiento en una cirugía. El objetivo último consiste en que, en un futuro, se pueda proponer un nuevo modelo de pinzas que permitan disminuir las patologías asociadas a dicho daño, tanto a corto como a largo plazo, una vez que se ha realizado una intervención.

Índice General

1. Introducción	1
1.1. Introducción	1
1.2. Objetivos y alcance	1
1.3. Descripción del proyecto	2
2. Modelado mediante elementos finitos del pinzamiento de la arteria aorta	4
2.1. Introducción	4
2.2. Características generales de la arteria diseñada	4
2.3. Características generales del modelo de pinzas con muelle	6
2.4. Características generales del segundo modelo de pinzas.....	9
3. Resultados finales obtenidos	12
3.1. Introducción	12
3.2. Resultados obtenidos con el modelo de pinzas con muelle	12
3.3. Resultados obtenidos con el segundo modelo de pinzas	16
3.4. Comparativa entre ambos modelos de pinzas utilizados	19
4. Conclusiones	27
Bibliografía	30
Índices auxiliares	33
Índice de Figuras	34
Índice de Tablas	37

ANEXOS	38
A. Tejido vascular	39
A.1. Introducción	39
A.2. Capas arteriales	39
A.2.1. Íntima.....	40
A.2.2. Media.....	40
A.2.3. Adventicia	40
A.2.4. Matriz extracelular	41
A.3. Tipos de arterias	44
A.3.1. Arterias elásticas.....	44
A.3.2. Arterias musculares	45
A.3.3. Arteriolas	46
A.4. Tipos de patologías	46
A.4.1. Disección aórtica	46
A.4.2. Aneurisma	47
A.4.3. Aterosclerosis	48
A.4.4. Insuficiencia aórtica	49
B. Modelo de comportamiento para el material arterial	50
B.1. Introducción	50
B.2. Mecánica de medios continuos aplicada a materiales hiperelásticos.....	50
B.2.1. Ecuaciones del movimiento.....	50
B.2.2. Descripción del movimiento.....	53
B.2.3. Descripción de la deformación	54
B.2.4. Comportamiento constitutivo hiperelástico cuasi-incompresible.....	57
B.3. Definición de la matriz material hiperelástica para dos familias de fibras	58
B.3.1. Definición de la matriz anisotrópica.....	58
B.3.2. Descomposición de la función densidad de energía de deformación en función de los invariantes.....	59
B.3.3. Función densidad de energía de deformación con fibras	61
B.3.4. Aplicación práctica al modelo en estudio.....	62
B.4. Modelo de daño	63

B.5. Formulación débil y linealización	65
B.5.1. Principio variacional.....	65
B.5.2. Implementación en elementos finitos	67
C. Modelado mediante elementos finitos del pinzamiento de la arteria aorta.....	70
C.1. Introducción	70
C.2. Características geométricas de los modelos	71
C.2.1. Características geométricas del diseño de la arteria	71
C.2.2. Pinzas con muelle	71
C.2.3. Segundo modelo de pinzas	73
C.3. Mallado del modelo de elementos finitos	74
C.3.1. Características del mallado de la arteria	74
C.3.2. Características del mallado para el primer modelo de pinzas	75
C.3.3. Características del mallado para el segundo modelo de pinzas	77
C.4. Características generales de los materiales	77
C.5. Definición de las zonas de contacto	79
C.5.1. Contacto entre las capas de la arteria.....	79
C.5.2. Contacto entre la arteria y las pinzas del primer modelo	80
C.5.3. Contacto entre la arteria y las pinzas del segundo modelo.....	80
C.6. Condiciones de contorno	81
C.6.1. Condiciones de contorno para la arteria	81
C.6.2. Condiciones de contorno del primer modelo de pinzas.....	81
C.6.3. Condiciones de contorno del segundo modelo de pinzas	84
D. Ajuste experimental.....	86
D.1. Introducción	86
D.2. Ensayos experimentales	86
D.3. Método de optimización.....	87
D.3.1. Obtención de la función objetivo	87
D.3.2. Discusión de los datos experimentales y teóricos	88
D.4. Cálculo de parámetros.....	89
D.4.1. Ajuste elástico	89
D.4.2. Ajuste con daño	91

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

1.1.- INTRODUCCIÓN

Las pinzas arteriales, dispositivos médicos utilizados durante la cirugía para la compresión de arterias, tienen, como objetivo fundamental, el de interrumpir el flujo sanguíneo en la zona de la intervención.

Si bien estos dispositivos están ampliamente utilizados, la compresión que se produce en la arteria puede dar lugar a daños estructurales en el vaso, principalmente en el endotelio, que pueden provocar patologías a corto y largo plazo, como, por ejemplo, oclusión del vaso tras la intervención o estenosis en el mismo transcurridos unos meses desde la intervención. En ambos casos, la disminución parcial o total del lumen (superficie libre de paso del flujo sanguíneo) puede dar lugar a un infarto.

1.2.- OBJETIVOS Y ALCANCE

Mediante este proyecto se pretende realizar un estudio, por medio del método de elementos finitos, de dos modelos clásicos de pinzas arteriales con el objeto de poder comprender los efectos mecánicos que dichos dispositivos tienen sobre la arteria. Una vez obtenidos los resultados, se pretende realizar una comparativa entre los dos modelos de pinzas utilizados.

Explicado el objetivo fundamental de este proyecto, se pasan a exponer las fases principales que han sido necesarias para llevarlo a cabo:

- La primera fase consiste en la modelización del vaso como un cilindro de dimensiones de arteria real; en este caso se utiliza la arteria aorta de una rata, y se realiza un modelo de elementos finitos del mismo. Se emplea un modelo hiperelástico con dos familias de fibras para la simulación del comportamiento del vaso. Con respecto a los modelos de pinzas, se obtiene un modelo simplificado de cada uno de los dispositivos cuyo comportamiento sea lo más próximo al comportamiento real de las pinzas.
- En una segunda fase, se incorpora un modelo de daño sencillo al modelo de elementos finitos, con datos experimentales obtenidos en la Universidad de Alcalá. Con ello se pretende analizar las zonas dañadas, donde normalmente se producirán las patologías tanto a largo como a corto plazo.

- En la tercera fase se lleva a cabo un estudio de la distribución tensional en las distintas capas de la arteria (adventicia, media e íntima), tanto de la matriz como de las fibras de colágeno del tejido. Al realizarlo en un modelo tridimensional, permite analizar la influencia de variables geométricas tales como curvatura, tamaño o fuerza de la oclusión del dispositivo, etc.

Esto puede ayudar a reducir los posibles daños que puedan producirse en los vasos al realizar un pinzamiento en una cirugía, lo que permite reducir las patologías asociadas a dicho daño, tanto a corto como a largo plazo, una vez realizada la intervención.

Para llevar a cabo este proyecto, se han utilizado fundamentalmente dos paquetes de software: el software comercial ABAQUS v.6.8 para la obtención del modelo de elementos finitos y para la realización de las distintas simulaciones, y el software MATLAB v.7.01 para la realización del ajuste entre datos experimentales y teóricos y la obtención de fibras apoyándose en el programa TECPLOT 360. Además, para complementar el material utilizado en el ABAQUS ha sido necesario introducirlo a través de una subrutina programada en FORTRAN 90, debido a que se emplea un modelo hiperelástico con dos familias de fibras.

Con todo ello se ha pretendido simular de una manera fiel el comportamiento real de la arteria aorta de una rata, ya que es el animal de experimentación más ampliamente utilizado.

1.3.- DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

En este apartado se detallan todos los capítulos y anexos que han sido necesarios para describir el proyecto realizado. Dicho proyecto se divide en cuatro capítulos y cuatro anexos, y los capítulos son los que se explican a continuación:

- En este primer capítulo de introducción se pretende centrar al lector en el entorno del proyecto y explicar cuáles son los principales objetivos que se pretenden alcanzar y las tareas que han sido necesarias para llevarlos a cabo con éxito.
- En el capítulo 2 se explica brevemente todo lo expuesto en los diferentes anexos, con mayor detenimiento en el modelado, a fin de ubicar al lector en la estructura que se ha seguido y aclarar los contenidos que han sido necesarios para realizar el estudio.
- En el capítulo 3 se presentan los resultados obtenidos una vez finalizados todos los cálculos para los dos tipos de modelos de pinzas estudiadas, con el fin de poder realizar una comparativa entre ellas y poder extraer las conclusiones necesarias.

- En el capítulo 4 se describen las conclusiones generales más importantes que se han obtenido en la realización del proyecto, para poder analizar los efectos que produce cada modelo de pinzas en los vasos sanguíneos y recomendar un modelo u otro para su uso en cirugía.

Posteriormente se adjunta la descripción de los cuatro anexos que han sido necesarios, para que el lector entienda el contexto en el que se desarrolla el proyecto:

- En el anexo A se describe el tejido vascular. Se explican las diferentes capas que lo forman, sus componentes principales y sus funciones más importantes. Además, se enumeran las patologías que pueden producirse cuando se obstruye un vaso.
- En el anexo B se explica el modelo de comportamiento del material arterial que se ha utilizado para realizar las diferentes simulaciones. En él se exponen sus características mecánicas, la definición de la matriz material y el modelo de daño introducido.
- En el anexo C se hace una exposición detallada del modelo de elementos finitos creado para las simulaciones y se explican sus características geométricas, los diferentes materiales, el mallado realizado y las condiciones de contorno necesarias para pinzar el vaso.
- Por último, en el anexo D se describe cómo se ha realizado el ajuste experimental entre los datos obtenidos de forma teórica y los obtenidos de forma experimental para obtener los parámetros que caracterizan el comportamiento del material del vaso y añadir el modelo de daño. Con ello se consigue que el modelo de simulación se aproxime al máximo al modelo de una arteria real para que, de esa manera, los resultados obtenidos tengan la mayor exactitud posible.

CAPÍTULO 2: MODELADO MEDIANTE ELEMENTOS FINITOS DEL PINZAMIENTO DE LA ARTERIA AORTA

En este capítulo se van a describir todos los pasos seguidos para la realización del proyecto que nos ocupa, además de explicar los conceptos utilizados en el mismo. Se comienza con una breve parte descriptiva, en la que se muestra la fisiología del tejido vascular, para luego ubicar al lector en el plano teórico con una explicación de la mecánica de medios continuos utilizada.

Una vez terminada la parte teórica, se pasa a explicar los pasos que se han llevado a cabo. En primer lugar, se describe la realización del modelo de elementos finitos utilizado para cada uno de los modelos de pinzas estudiados. Luego se describe cómo se ha llevado a cabo la caracterización del material del vaso para hacerlo lo más próximo a su comportamiento real.

Una vez terminados todos estos pasos, se obtiene una serie de resultados que se exponen en el Capítulo 3.

2.1.- INTRODUCCIÓN

En este apartado se describen los pasos seguidos para la elaboración del modelo de elementos finitos que se utiliza para estudiar el pinzamiento de la arteria aorta [1]. Se han elaborado dos modelos diferentes, uno para cada tipo de pinzas. A continuación se describen las principales características de cada uno de ellos por separado, aunque su desarrollo completo se puede encontrar en el Anexo C. En primer lugar se explican las características más relevantes de la arteria diseñada y luego cada uno de los modelos de pinzas utilizadas.

2.2.- CARACTERÍSTICAS GENERALES DE LA ARTERIA DISEÑADA

Las dimensiones utilizadas en el diseño son las dimensiones reales de la arteria de una rata, ya que es el animal de experimentación. Para realizar el mallado se efectuaron tres particiones diferentes, con el fin de aumentar el número de elementos en la zona de contacto con las pinzas y disminuir dicho número en el resto de las partes. La malla posee 103320 elementos hexaédricos del tipo C3D8R. El resultado final del mallado se muestra en la Figura 2.1:

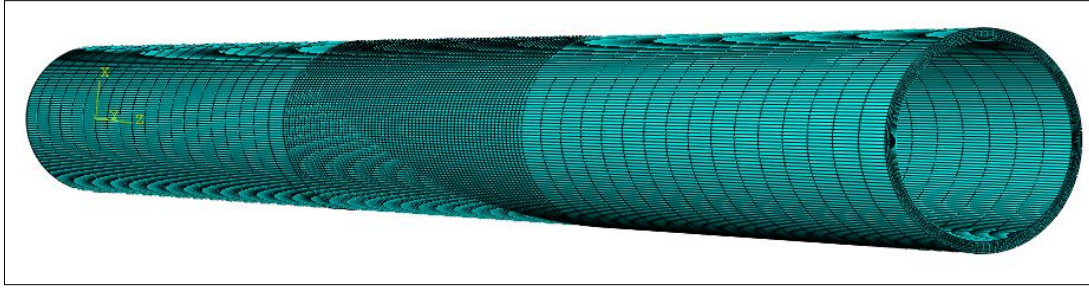


Figura 2.1: Mallado de la arteria.

Debido a las características mecánicas del vaso (Anexo D), grandes deformaciones, anisotropía e incompresibilidad, para definir la arteria se emplea un modelo hiperelástico anisótropo. Por tanto, para poder definir el material es necesario establecer la función densidad de energía de deformación:

$$\psi = elong * \left(\frac{K_1}{2K_2}\right) * \left(e^{K_2*(elong^2-1)^2} - 1\right) \quad (2.1)$$

Para obtener los parámetros del material ha sido necesario realizar un ajuste a fin de minimizar el error entre los datos experimentales y los analíticos. Su desarrollo íntegro se puede encontrar en el Anexo D. Primero se realiza un ajuste elástico, cuyo resultado se muestra en la Tabla 2.1:

C_1	K_1	K_2	$\alpha(rad)$	ρ	<i>Error</i>
53.87021	225	0.5	0.52359	0.18	0.00997

Tabla 2.1: Parámetros elásticos del material usado para el vaso.

Posteriormente se realiza un ajuste basado en los parámetros elásticos, lo que permite obtener los parámetros de daño que aportan al diseño un modelo de daño continuo. Dichos parámetros se obtienen a través de la función de daño g , cuya expresión es la siguiente:

$$g = \frac{1}{1 + e^{(c_1 * (\theta - c_2))}} \quad (2.2)$$

Mediante la expresión (2.2), los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 2.2:

a	c	<i>Error</i>
0.5	17.6	0.0273

Tabla 2.2: Parámetros de daño del material del vaso.

El siguiente paso consiste en definir el contacto en el vaso; en este caso, se impone un auto-contacto en la partición central de la arteria, lo que resulta necesario puesto que, cuando se realiza el pinzamiento, la parte superior de la cara interna entra en contacto con la inferior de la misma.

Por último, se definen las condiciones de contorno necesarias que se han impuesto en el vaso; en este caso, se ha debido imponer un empotramiento y un deslizamiento en ambos extremos, como se muestra en la Figura 2.2:

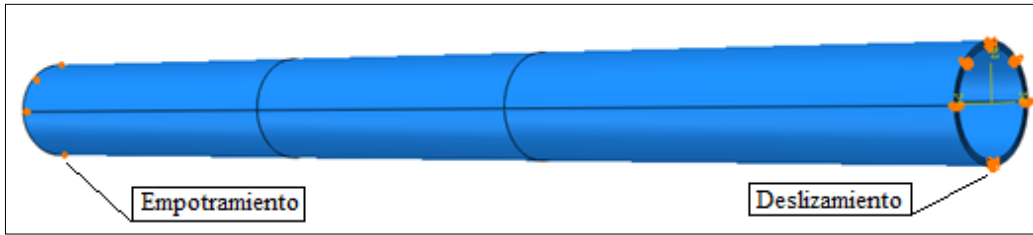
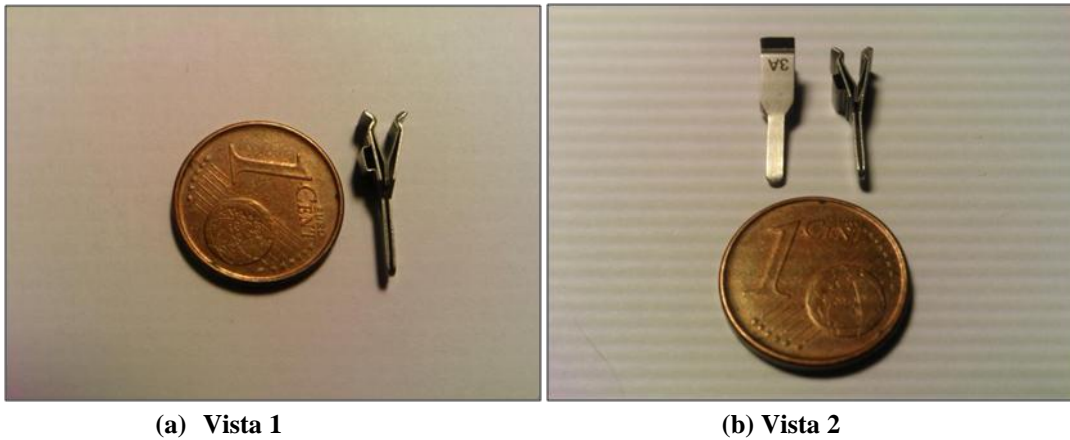


Figura 2.2: Condiciones de contorno para la arteria.

2.3.- CARACTERÍSTICAS GENERALES DEL MODELO DE PINZAS CON MUELLE

Para ver cómo se ha realizado el modelo de este tipo de pinzas, se adjuntan las Figuras 2.3(a) y 2.3(b), donde se muestra el modelo real para que se aprecie cómo es su geometría y su tamaño. Para diseñar el modelo de ABAQUS se partió del modelo real, al que, con el fin de no elevar el coste computacional, se le añadió una serie de simplificaciones que se detallan en el Anexo C, al igual que todo el proceso de diseño del modelo que se relata a continuación.



(a) Vista 1

(b) Vista 2

Figura 2.3: Modelo real de las pinzas con muelle.

Como resultado, el diseño de las pinzas con muelle se realiza mediante dos placas rectangulares en 3D, la inferior más pequeña que la superior, a las que se les ha añadido una pieza semicircular. Ambas pinzas se muestran en la Figura 2.4.

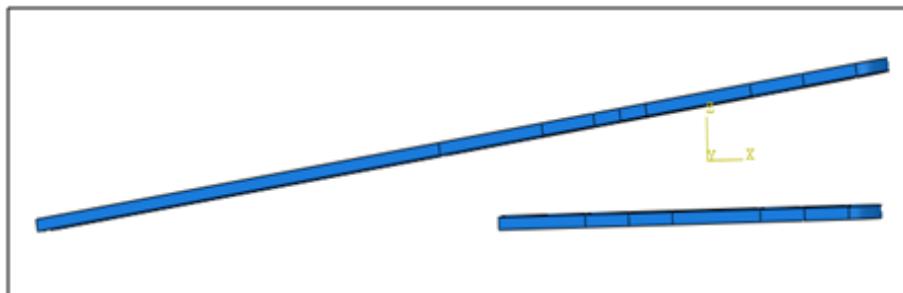
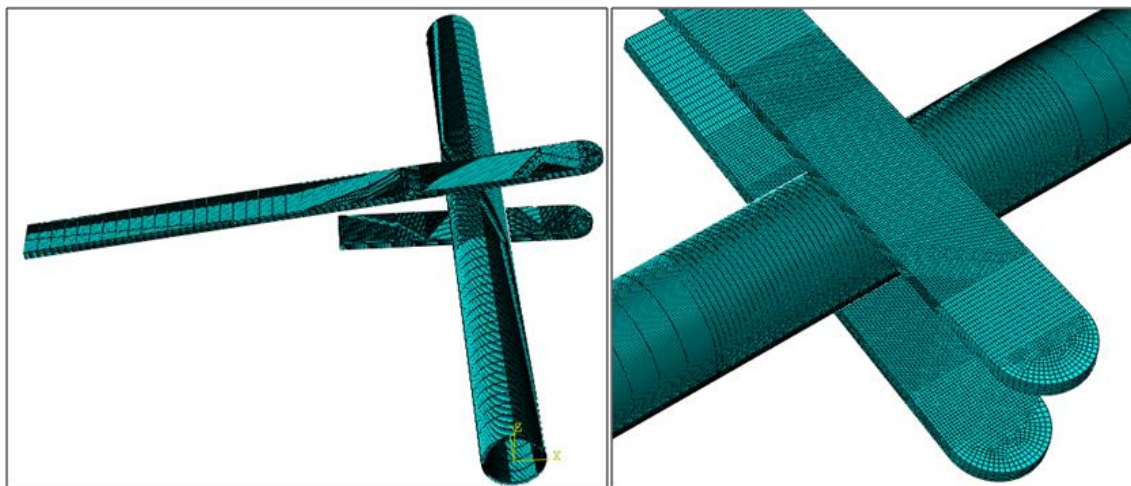


Figura 2.4: Plano XZ del diseño de las pinzas con muelle.

Una vez obtenida la geometría del modelo, se llevó a cabo su mallado mediante elementos hexaédricos del tipo C3D8R. De la misma forma que se ha explicado para el vaso, en las pinzas también se han realizado unas particiones para aumentar el número de elementos de malla en las zonas de contacto e ir disminuyéndolos cuanto más se aleje de dicha zona.

El resultado del mallado se aprecia en la Figura 2.5(a), donde se adjunta una vista de las tres piezas ensambladas. La malla de la pinza inferior está compuesta por 29105 elementos, mientras que la de la superior la forman 39410 elementos. Además, para que pueda verse con claridad la zona de contacto, se adjunta la Figura 2.5(b), donde se muestra el tamaño de la malla utilizada.



(a) Vista completa

(b) Detalle zona de contacto

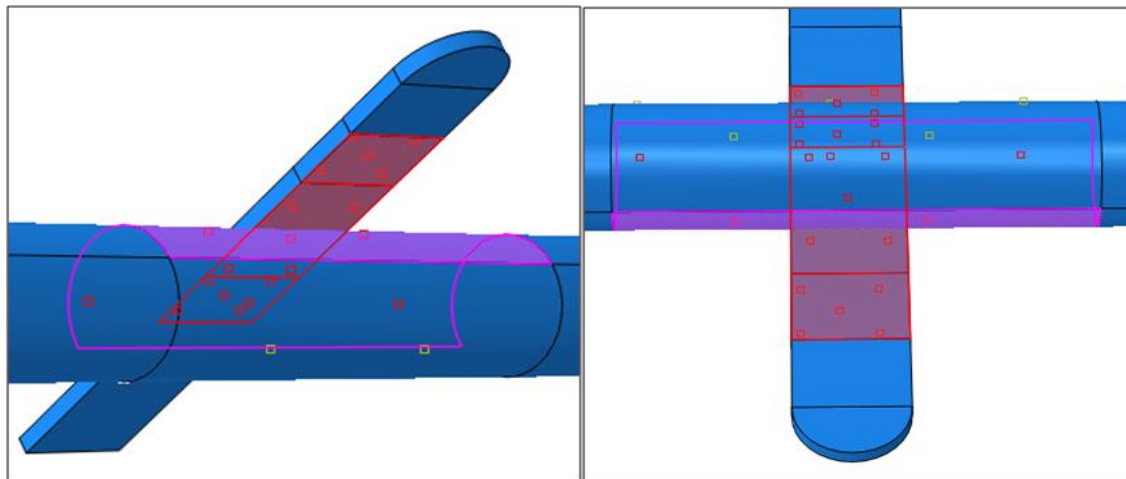
Figura 2.5: Mallado de las tres piezas que forman el diseño.

El siguiente paso es la definición del material de las pinzas, para el que se emplea el acero como material elástico lineal. De ahí que se caracterice a través del módulo de Young y el coeficiente de Poisson, que se muestra en la Tabla 2.3:

$E(N/mm^2)$	ν
209000	0.3

Tabla 2.3: Parámetros que definen el material de las pinzas con muelle.

Para poder definir el pinzamiento, hay que definir también las zonas de contacto entre cada una de las pinzas y el vaso. El contacto se produce entre la capa exterior de la arteria y las superficies inferiores de las particiones centrales de la pinza inferior y superior, como se muestra en las Figuras 2.6(a) y 2.6(b) respectivamente. Además, se reflejan los dos tipos de superficie que se han definido: en color rojo, la superficie maestra, y en magenta, la esclava. Esta elección se debe a que la rigidez de las pinzas es mayor que la del vaso.



(a) Contacto inferior

(b) Contacto superior

Figura 2.6: Modelado del contacto entre la arteria y las pinzas del primer modelo.

Por último, faltan por definir las condiciones de contorno necesarias para realizar el pinzado de la arteria de forma adecuada. En este caso se han impuesto cuatro condiciones de contorno en las pinzas de este modelo: dos desplazamientos, un empotramiento y una rotación.

Los desplazamientos se imponen en ambas pinzas, tanto en la inferior como en la superior. Para hallar el valor numérico de los mismos, se han utilizado ensayos experimentales, en los que se ajusta iterativamente la dependencia del desplazamiento de la pinza con la carga y la deformación que soporta el vaso, con lo que se obtiene una aproximación teórica al comportamiento de un muelle. El proceso completo de esta aproximación se describe íntegramente en el Anexo C. Así se obtiene una relación lineal entre la carga y el desplazamiento que se muestra en la Figura 2.7:

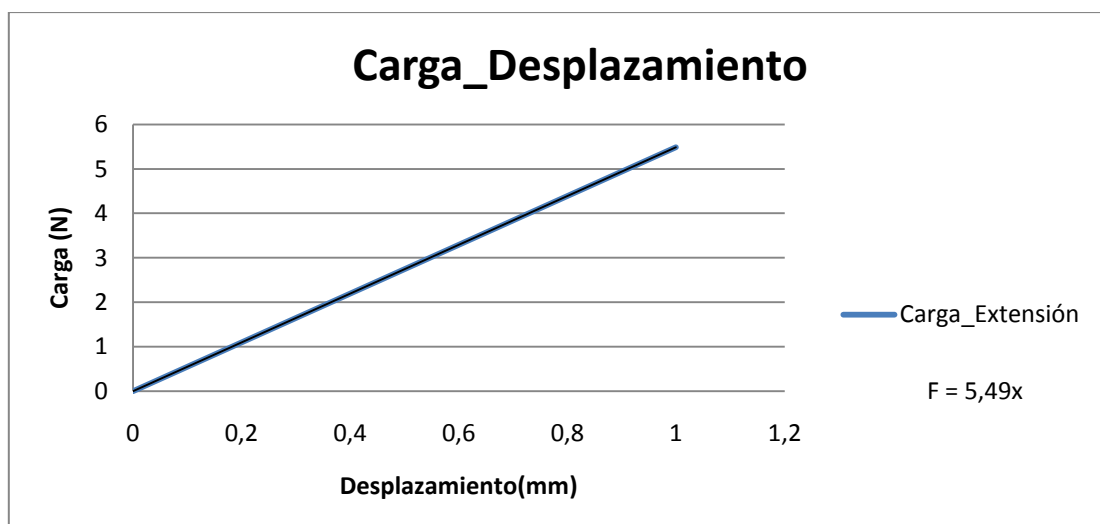


Figura 2.7: Relación lineal entre carga y desplazamiento.

De la relación lineal anterior se deduce el desplazamiento que se va a imponer, que es de 0.9 mm, ya que el valor de la fuerza máxima es de 4.91 N. Por tanto, se impone un

desplazamiento en el eje “z” de 0.9 mm en la pinza inferior y otro igual, pero en sentido contrario, en la pinza superior.

Una vez definidos ambos desplazamientos, se han debido imponer dos condiciones de contorno más: un empotramiento en la pinza inferior y una rotación en el eje “y” en la pinza superior. En la Figura 2.8 se muestra la ubicación de cada una de las condiciones de contorno impuestas para este modelo, comentadas anteriormente:

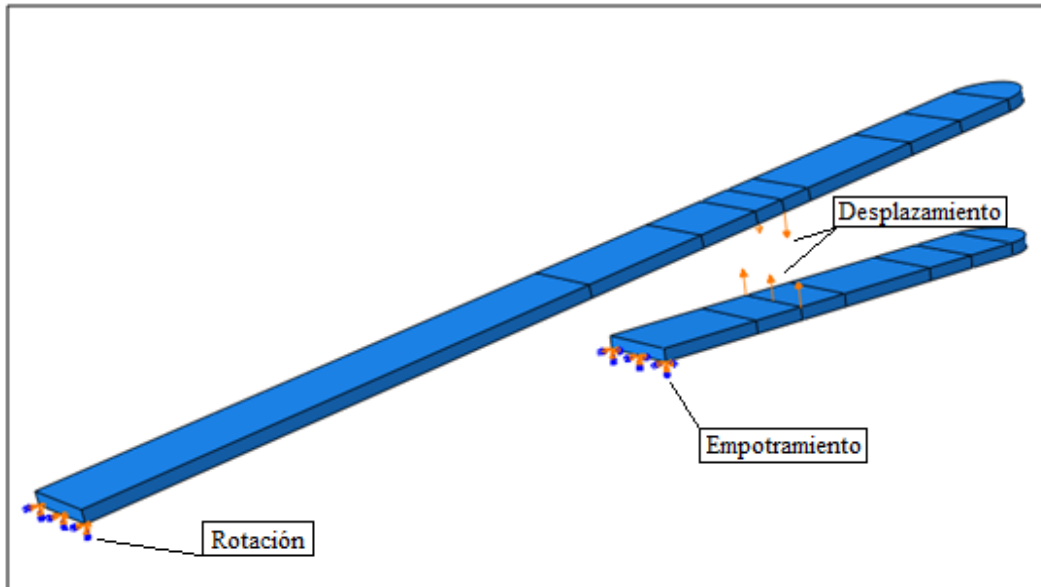
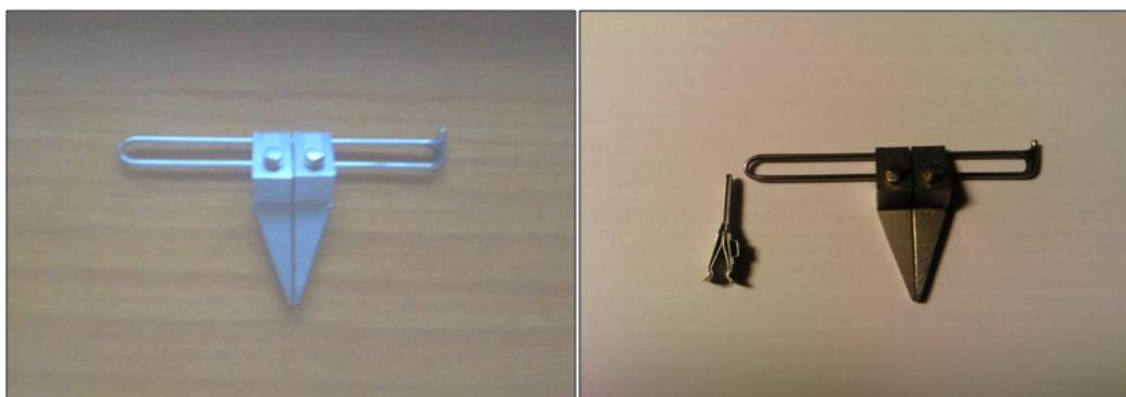


Figura 2.8: Condiciones de contorno del primer modelo de pinzas.

2.3.- CARACTERÍSTICAS GENERALES DEL SEGUNDO MODELO DE PINZAS

En este apartado se van a explicar, de la misma manera que en el modelo de pinzas con muelle, las características más relevantes de este modelo de pinzas, aunque su desarrollo detallado puede encontrarse también en el Anexo C.

En primer lugar, se presenta el modelo real de este tipo de pinzas, Figura 2.9, para que pueda apreciarse la nueva geometría y la diferencia con el anterior modelo.



(a) Geometría del segundo modelo

(b) Comparativa de tamaño

Figura 2.9: Modelo real del segundo modelo de pinzas.

Debido a la forma del modelo real, se ha realizado un modelo con dos placas rígidas en 2D de forma triangular, ya que se aprovecha que la deformación a flexión de la pinza es depreciable. También se ha realizado un redondeo de 0.08 mm, para que no existan cantos vivos en la pieza. La diferencia entre la pinza inferior y la superior es que a la superior se le ha añadido una pieza rectangular. En las Figuras 2.10(a) y 2.10(b) se muestran varias vistas de las pinzas.

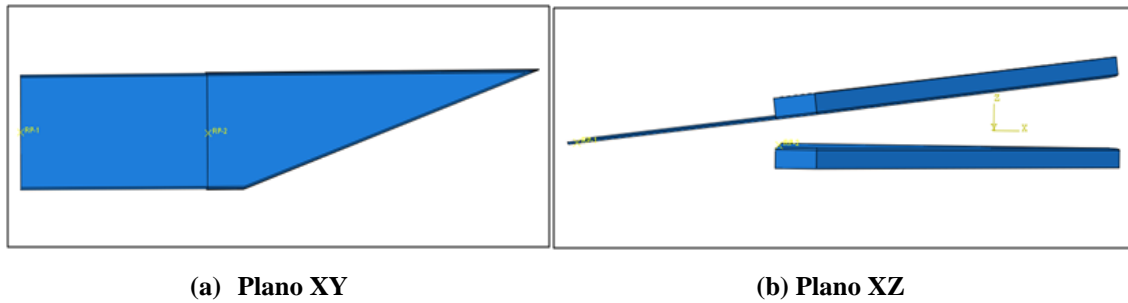


Figura 2.10: Diseño del segundo modelo de pinzas.

Una vez explicada la geometría, se pasa a exponer cómo se ha realizado el mallado en este modelo de pinzas. Para ello se han utilizado elementos del tipo R3D4, de forma tanto rectangular como triangular. Para este tipo de pinzas el refinamiento del mallado se conserva en toda la pieza, excepto en la parte rectangular que se añade en la pinza superior, que posee un número más pequeño de elementos. El mallado con las tres piezas ensambladas se muestra en las Figuras 2.11(a) y 2.11(b) para la placa inferior, formada por 8466 elementos, y la superior, formada por 6808.

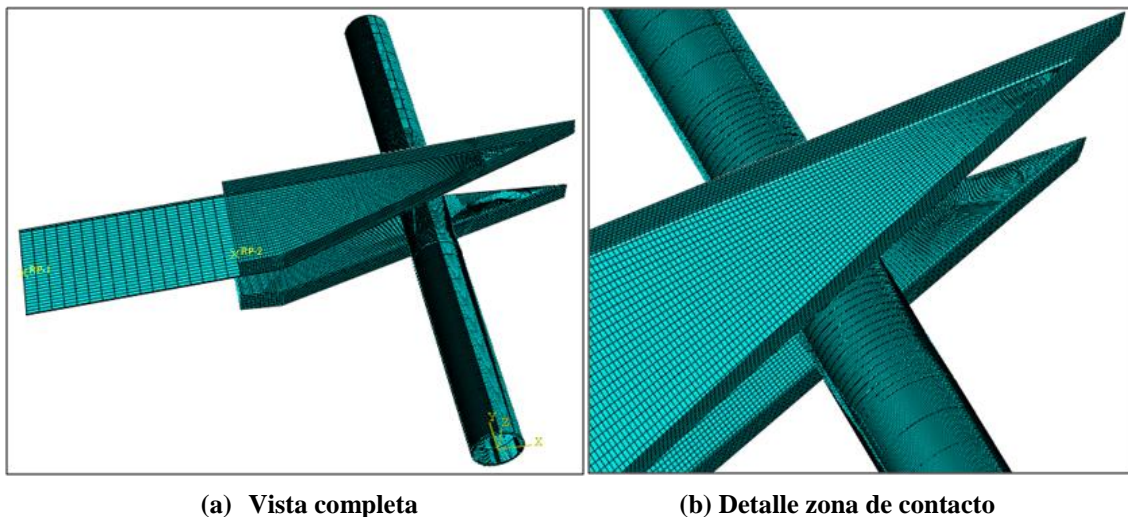


Figura 2.11: Mallado de las tres piezas que forman el diseño.

Para definir el material en este modelo de pinzas no hay que definir ningún parámetro, puesto que éstas se han caracterizado como sólido rígido.

Por último, se definen las condiciones de contorno impuestas para realizar el pinzamiento de la arteria, que en este caso han sido tres: en la pinza inferior se impone

un empotramiento; en la superior, una rotación, que sólo permite el giro en el eje “y”, y un giro en dicho eje de valor 0.174 rad. Todas estas condiciones de contorno se muestran en la Figura 2.12:

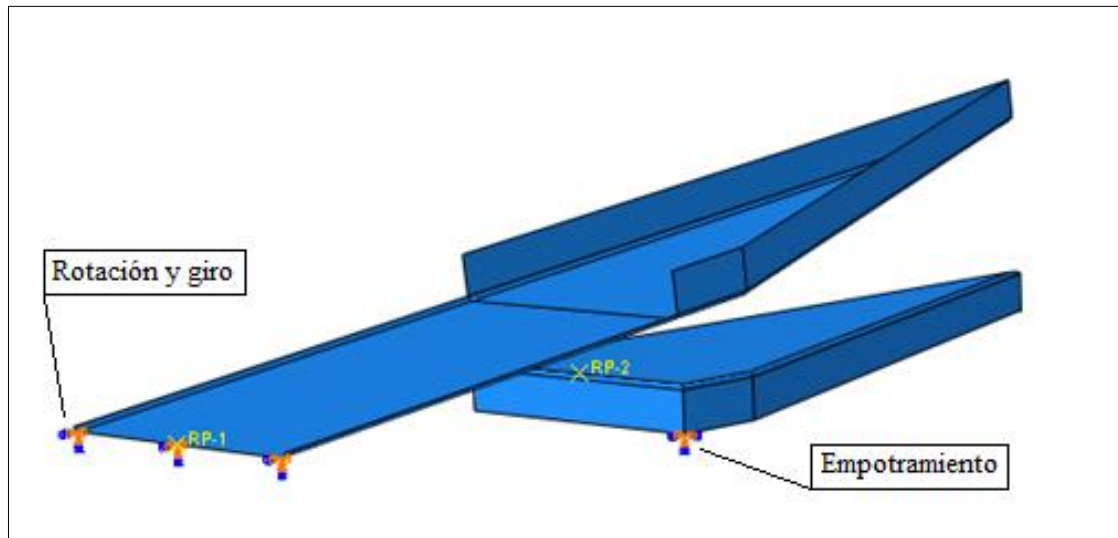


Figura 2.12: Condiciones de contorno del segundo modelo de pinzas.

CAPÍTULO 3: RESULTADOS FINALES OBTENIDOS

3.1.- INTRODUCCIÓN

En este capítulo se van a presentar todos los resultados obtenidos para cada uno de los modelos de pinzas. Primero se presenta cada uno de los modelos por separado, a fin de apreciar los efectos de los movimientos impuestos en las placas sobre el vaso de forma individual. Posteriormente, se realiza una comparativa entre ambos modelos, para ver cuál es el que provoca menores efectos inelásticos en vaso y seleccionar dicho modelo como el más recomendable para su uso en las cirugías.

3.2.- RESULTADOS OBTENIDOS CON EL MODELO DE PINZAS CON MUELLE

En primer lugar, se muestra una vista general de las tres piezas ensambladas, en la que puede verse la deformada del modelo tras el movimiento de cada parte durante el pinzamiento, así como la distribución de tensiones. La Figura 3.1(a) es la que corresponde al instante inicial de la simulación, y la Figura 3.1(b), al final del cálculo. En ella se puede apreciar cómo se ha realizado el pinzado de la arteria y cómo cambia la geometría del vaso en el área de contacto.

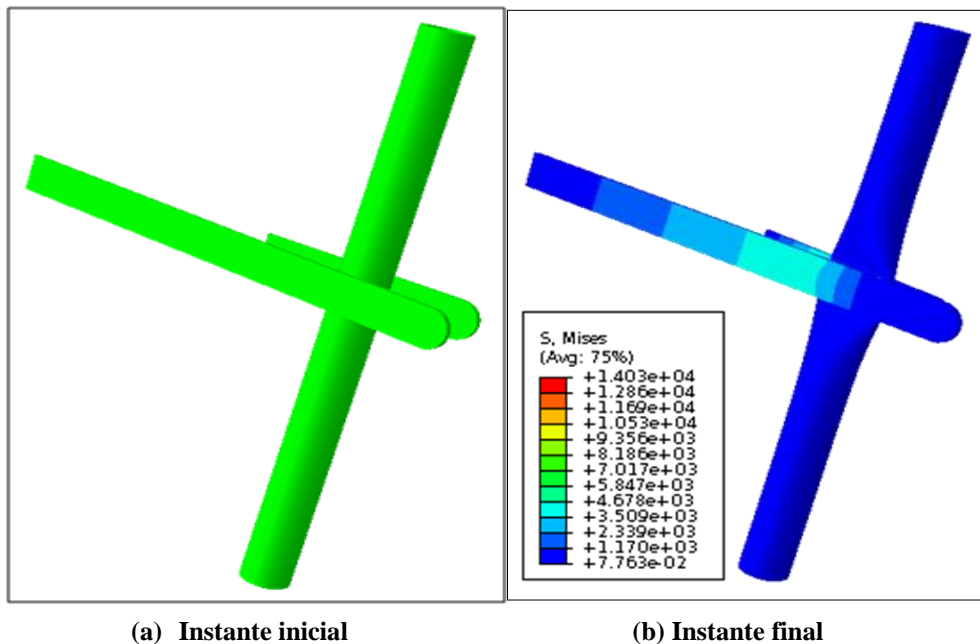
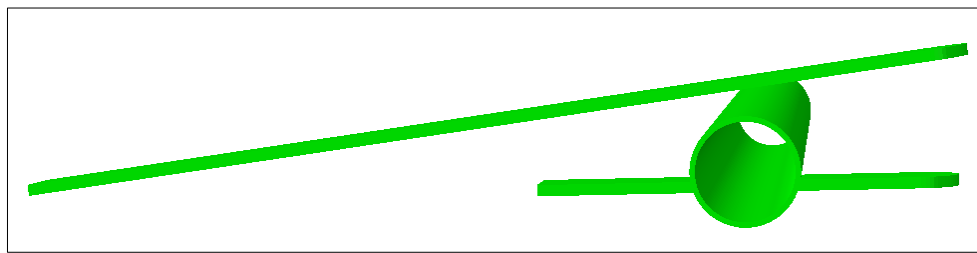


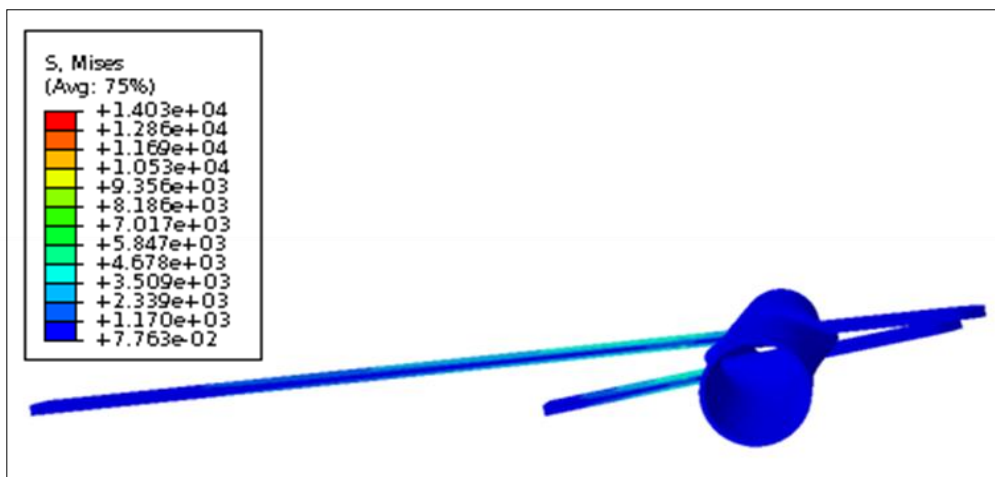
Figura 3.1: Representación del desplazamiento en una vista general del modelo [kPa].

Además, se adjunta la tabla donde se muestran los valores de la distribución de las tensiones de Von Mises, que van desde 776.3 hasta 14030 kPa, como se muestra en la Figura 3.1b. En figuras posteriores, se desarrollan más detalladamente las tensiones de las placas y las del vaso por separado.

En las siguientes figuras se muestra otra vista diferente a la anterior para que pueda apreciarse con más detalle el pinzado, ya que en esta vista se observa mejor cómo se produce la deformación tanto en la pinza como en el vaso. La Figura 3.2(a) se encuentra en el instante inicial de la simulación, mientras que en la Figura 3.2(b) está en el instante final, para que se pueda apreciar la diferencia entre ambos instantes.



(a) Instante inicial.



(b) Instante final.

Figura 3.2: Representación del desplazamiento en el plano XZ del modelo [kPa].

En la Figura 3.2 (b) se muestran los cambios en la geometría de las diferentes partes integrantes del modelo después de realizarse el pinzamiento. Se puede apreciar la deformación que soporta el vaso y también que la pinza superior es la que realiza el giro y tiene un tamaño mayor que la inferior.

Para poder apreciar la deformación se muestra cómo se distribuyen las tensiones a lo largo de las pinzas y cuál es su posición final una vez realizado el pinzado del vaso. Si se observa la Figura 3.3, se puede afirmar que las dos pinzas poseen una distribución de tensiones semejante: en ambos extremos de las pinzas se encuentra la tensión de Von Mises más pequeña, cuyo valor de 0.07763 kPa, mientras que en la zona anterior al

contacto se encuentra la máxima tensión, 5847 kPa. Cuanto más se acerca a la zona de contacto, más disminuye el valor de la tensión, que pasa a ser de 1170 kPa.

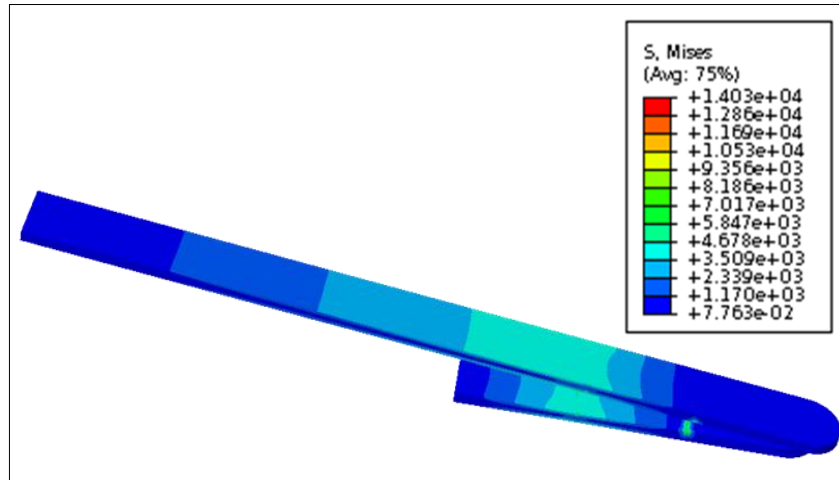


Figura 3.3: Representación de la distribución de la tensión de Von Mises a lo largo de las pinzas con muelle [kPa].

Una vez comentado el comportamiento de las pinzas, se pasa a explicar cómo se comporta el vaso cuando se le realiza un pinzamiento. Para ello, en primer lugar se muestra el vaso de forma completa (Figura 3.4), donde se puede observar el cambio de geometría que se produce en la arteria. Además, se adjunta la distribución de la tensión máxima principal a lo largo del mismo. Así se aprecia que el valor de la tensión máxima principal se encuentra en el extremo de la arteria más alejado del eje de rotación de las pinzas, cuyo valor es de 693 kPa. Posteriormente, se presentan diferentes figuras con distintas vistas del vaso para que pueda apreciarse de una forma más clara la distribución tensional.

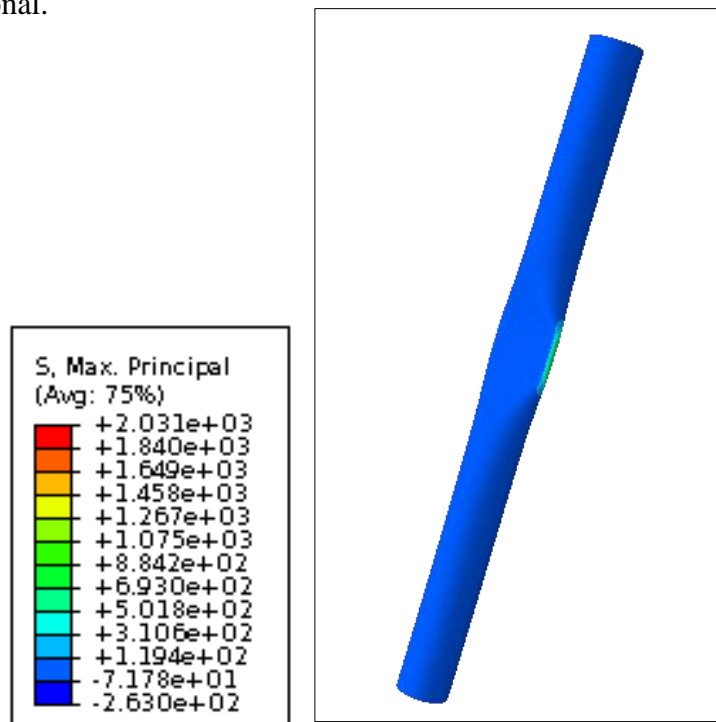


Figura 3.4: Representación del desplazamiento en el vaso completo [kPa].

La siguiente figura es un corte transversal del vaso (Figura 3.5), en el que se pueden apreciar las zonas donde soporta las mayores tensiones y aquellas donde existe daño, que coinciden con los extremos del vaso. Además, se puede afirmar que las mayores tensiones se producen en el extremo de la arteria más alejado del eje de rotación, una vez realizado el pinzamiento, lo que provoca que dichas zonas estén formadas por las fibras traccionadas.

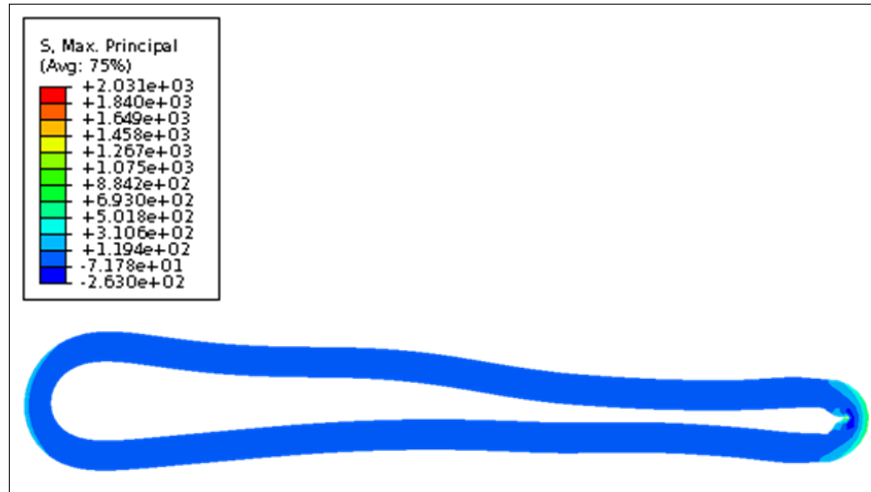


Figura 3.5: Representación del desplazamiento en el corte transversal del vaso [kPa].

Para que pueda apreciarse de una forma más detallada la diferencia entre cada uno de los extremos de la arteria, se presentan las Figuras 3.6(a) y 3.6(b). La Figura 3.6(a) se corresponde con el extremo más alejado del eje de rotación, que es el que soporta unas tensiones de 310.6 kPa. Por otro lado, en la Figura 3.6(b) se muestra el otro extremo del vaso, donde las tensiones son mucho más elevadas, aparecen tanto en la cara interna como en la externa del vaso y su valor es de 693 kPa.

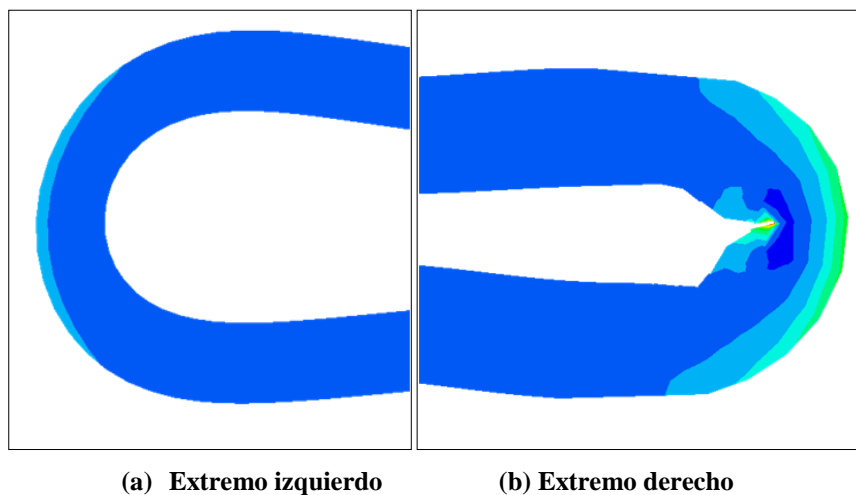


Figura 3.6: Detalle de los extremos de la arteria [kPa].

Una de las opciones que pueden minimizar los efectos en la arteria es la modificación del movimiento de las placas, Figura 3.7. Si se eliminase la rotación de las pinzas y se cambiase por un desplazamiento en el eje z de ambas placas, el vaso se dañaría de la misma manera en los dos extremos del mismo, de una forma más

homogénea, y así no existiría una zona única donde se concentrara el valor máximo de las tensiones.

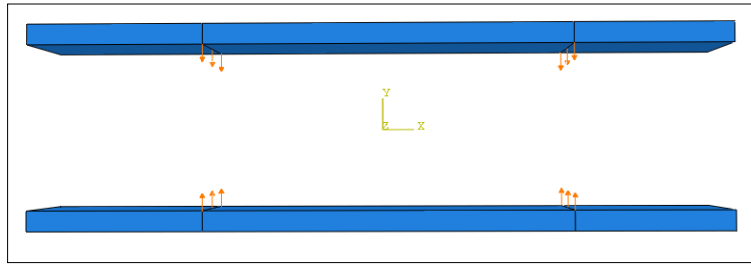
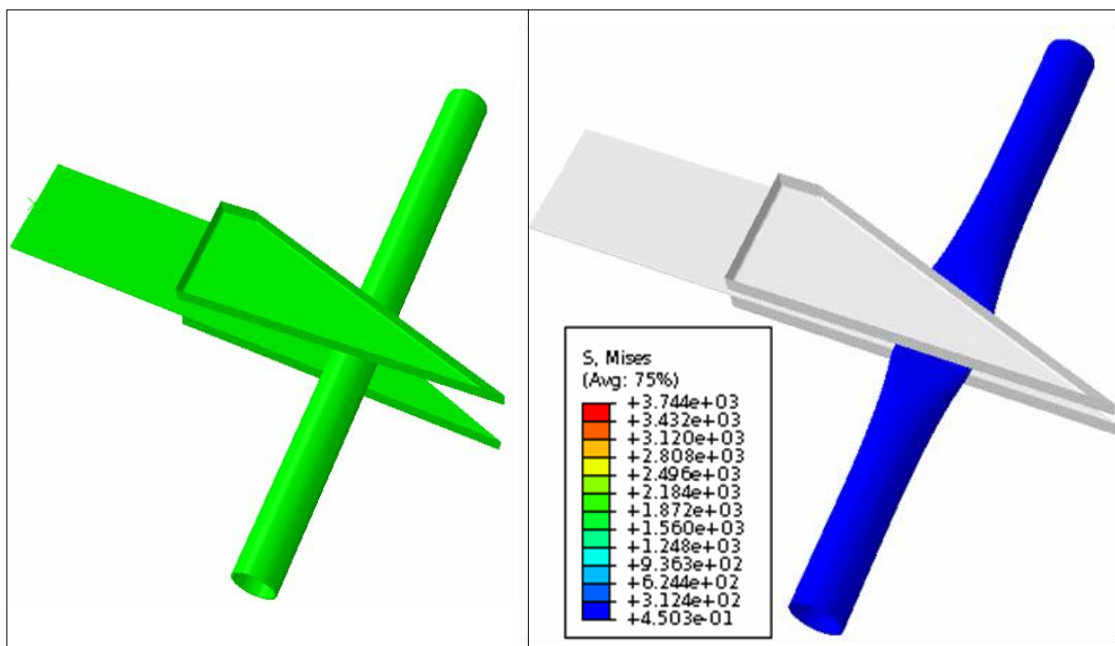


Figura 3.7: Placas cuyo movimiento se reduce a desplazamientos.

3.3.- RESULTADOS OBTENIDOS CON EL SEGUNDO MODELO DE PINZAS

En este apartado se van a presentar los resultados obtenidos con el segundo modelo de pinzas. La presentación se realiza del mismo modo que en el apartado anterior para que pueda apreciarse la diferencia entre ambos tipos de pinzas estudiadas.

Por tanto, el primer paso es presentar una imagen de las tres piezas ensambladas en diferentes momentos de simulación. La Figura 3.8(a) corresponde al instante inicial, mientras que la 3.8(b) coincide con el último punto de simulación, con lo que se pretende hacer notar cómo se ha realizado el pinzado del vaso. También se adjunta la tabla donde se muestra la distribución de las tensiones de Von Mises, tabla que muestra un rango de valores que va desde 0.4503 a 3744 kPa, como se puede observar en la Figura 3.8(b).

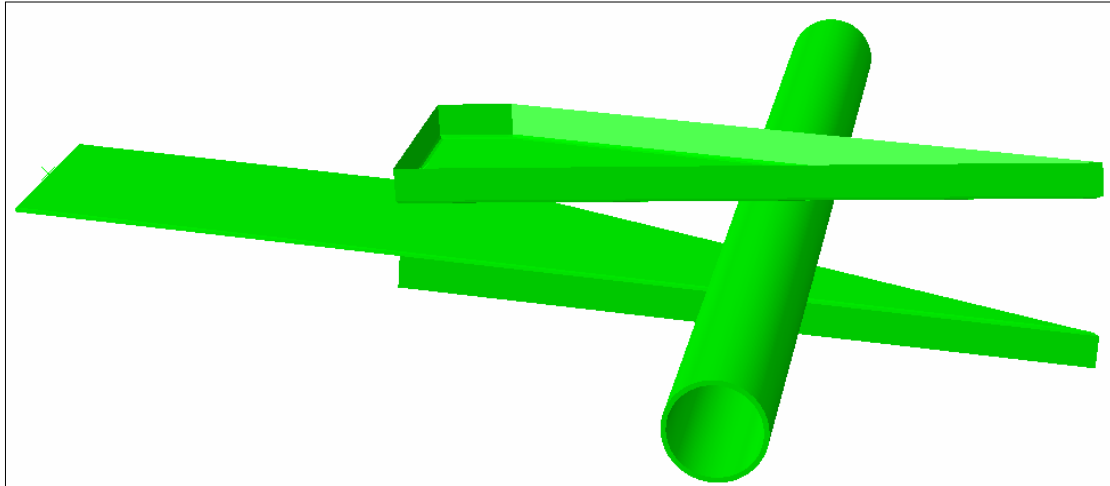


(a) Instante inicial

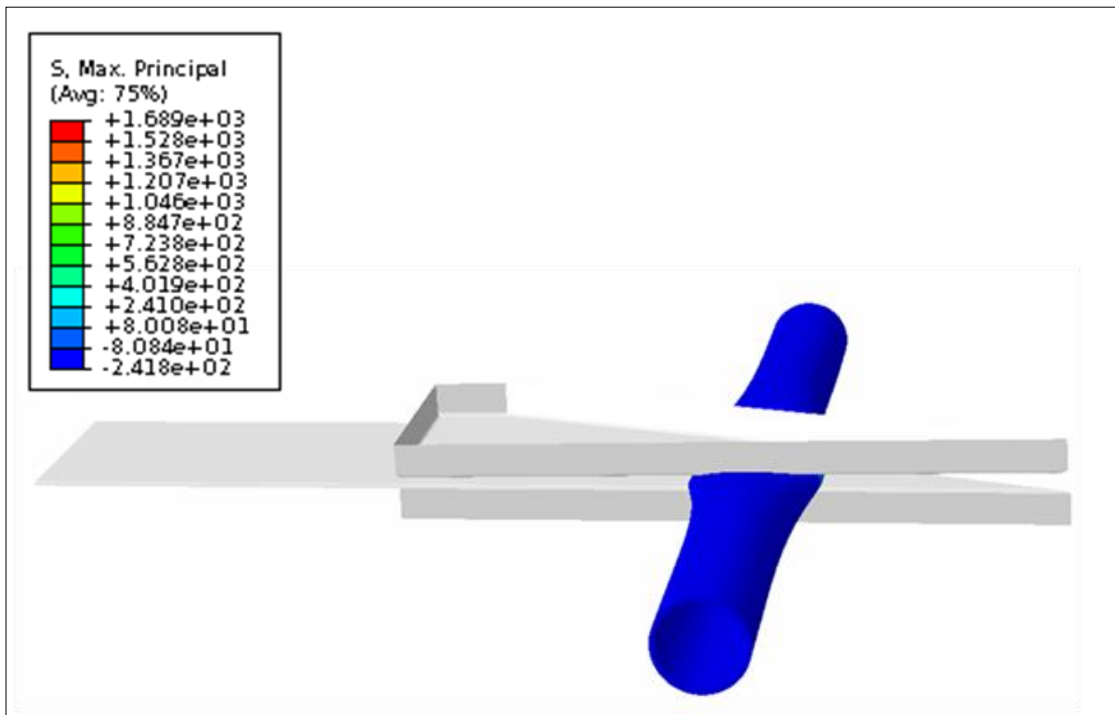
(b) Instante final

Figura 3.8: Representación del desplazamiento en una vista general del modelo [kPa].

De la misma manera que antes, se adjuntan las figuras donde se muestra otra vista de las tres piezas: la Figura 3.9(a) en el instante inicial y la Figura 3.9(b) en el instante final de la simulación. En la Figura 3.9(b) se puede observar que el vaso es la única parte que sufre deformaciones en este modelo, debido a que las pinzas han sido definidas como sólido rígido y por ello no están sometidas a ninguna deformación. Esta es la principal diferencia con el modelo anterior de pinzas, ya que en él sí se permite su deformación. El valor de la tensión máxima principal que aparece en el vaso está en torno a los 723.8 kPa.



(a) Instante inicial



(b) Instante final

Figura 3.9: Representación del desplazamiento en el plano XZ del modelo [kPa].

A continuación se estudia cómo se comporta el vaso, ya que las pinzas no van a estar sometidas a ninguna deformación. La primera figura que se adjunta, Figura 3.10, es una vista completa del vaso. En ella se muestra que las tensiones máximas principales se producen en ambos extremos de la arteria, que serán las zonas donde se concentren las fibras traccionadas. Los valores máximos de dichas tensiones, como se ha mencionado anteriormente, son de 723.8 kPa, mientras que los valores mínimos se encuentran en la zona central del pinzamiento.

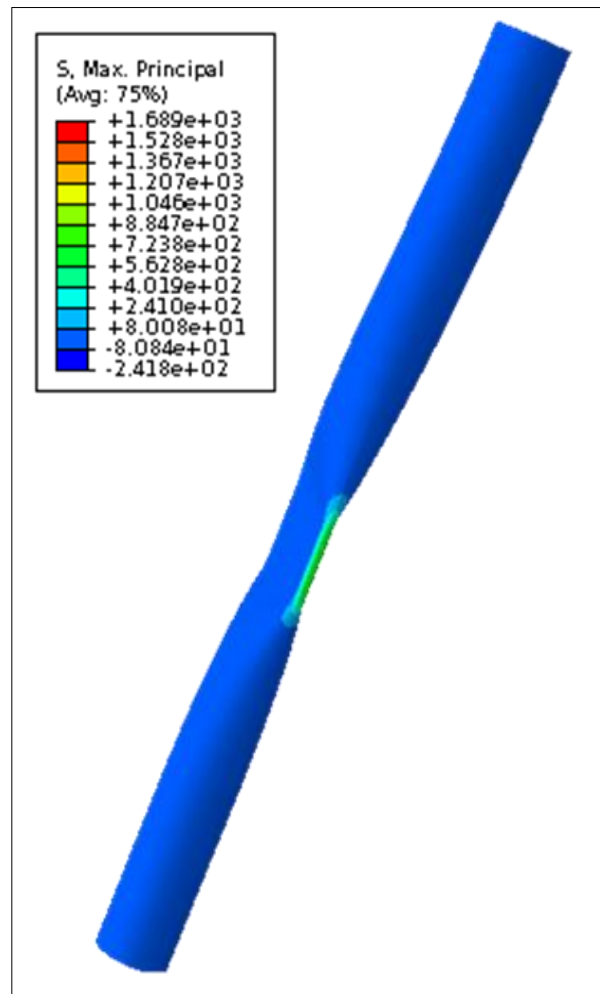
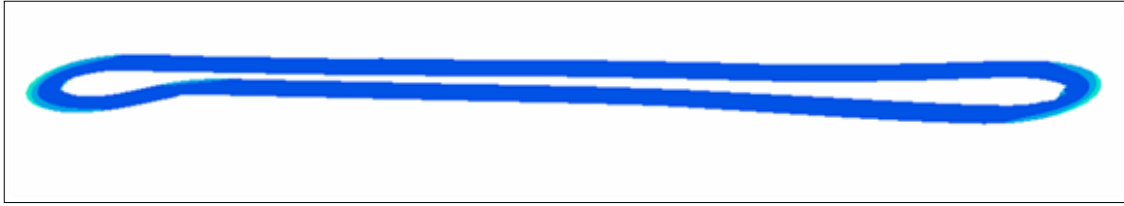
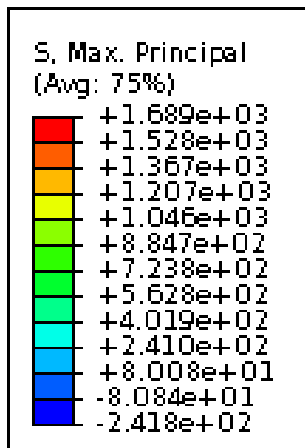


Figura 3.10: Representación del desplazamiento en el vaso completo [kPa].

Para que pueda observarse con exactitud cómo se comporta el vaso, se añade un corte transversal del mismo. En la Figura 3.11(a) se muestra una vista general de cómo queda la arteria después de realizar el pinzado. De ahí se puede afirmar que posee un comportamiento similar en ambos extremos del vaso, hecho que no sucede en el primer modelo de pinzas. Para poder mostrar cuál es la distribución de las tensiones, se adjunta el detalle de uno de los extremos, Figura 3.11(b), donde se puede apreciar la tensión máxima principal (723.8 kPa) que se encuentra en la capa más externa del exterior del vaso. Luego se puede apreciar una capa más interna, donde la tensión es de 401.9 kPa, valor que coincide con el que aparece en la cara más externa del interior del vaso.



(a) Vaso completo



(b) Extremo del vaso

Figura 3.11: Representación del desplazamiento en el corte transversal del vaso [kPa].

3.4.- COMPARATIVA ENTRE AMBOS MODELOS DE PINZAS UTILIZADOS

En este apartado se realiza una comparativa entre los resultados de los modelos de pinzas estudiados aproximadamente en el mismo punto de apertura. En este caso, el punto de comparación lo marca el primer modelo, ya que en él el cierre de la pinza es menor. Esta comparativa tiene como objetivo estudiar cuál de los dos modelos de pinzas provoca un menor efecto en el vaso después de someterlo a un pinzamiento en una cirugía.

Para explicar este punto se han confeccionado varias tablas donde se exponen los resultados de ambos modelos, a fin de poder realizar la comparativa entre ellos de una manera visual.

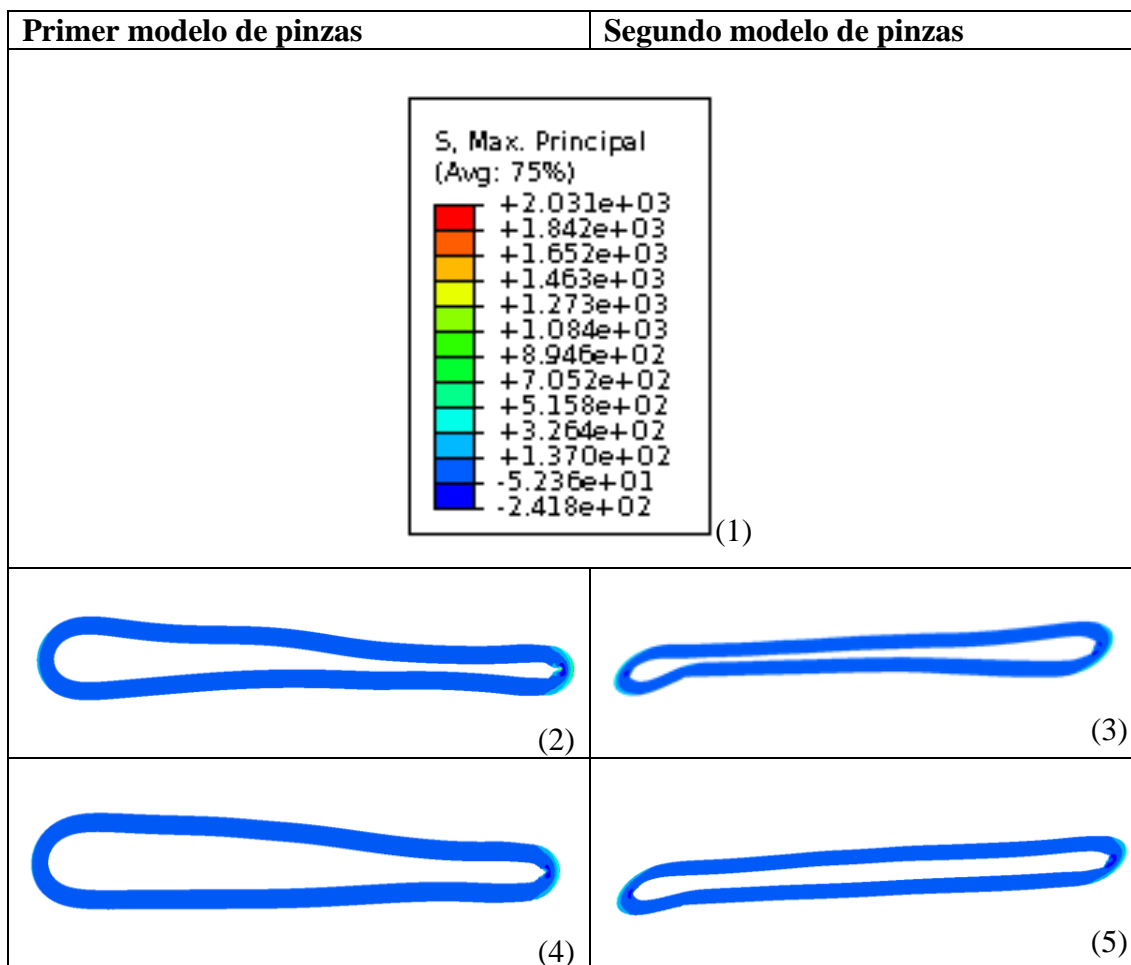


Tabla 3.1: Representación del desplazamiento en el último punto de simulación [kPa].

En la Tabla 3.1 se muestran cortes transversales del vaso en diferentes puntos del modelo cuando la simulación se ha completado. En el elemento (1) se muestra la distribución tensional en la que se comparan los modelos, los elementos (2) y (3) corresponden con un corte realizado en un punto intermedio del pinzamiento y los elementos (4) y (5) se producen cuando el corte se realiza justo en el momento en que el pinzamiento es completo.

Si se observa la Tabla 3.1, las tensiones se concentran en los extremos de arteria para los dos modelos estudiados.

Si se comparan los valores numéricos, en el corte realizado en una parte intermedia del pinzamiento, se muestra que la tensión máxima principal del primer modelo está en el extremo más alejado del eje de rotación, mientras que en el segundo modelo se reparte entre ambos extremos del vaso. Su valor para ambos modelos es de 137 kPa.

Cuando el corte se realiza en la zona donde termina el contacto, el valor de las tensiones máximas principales y su distribución en el vaso son similares a las descritas para el corte anterior.

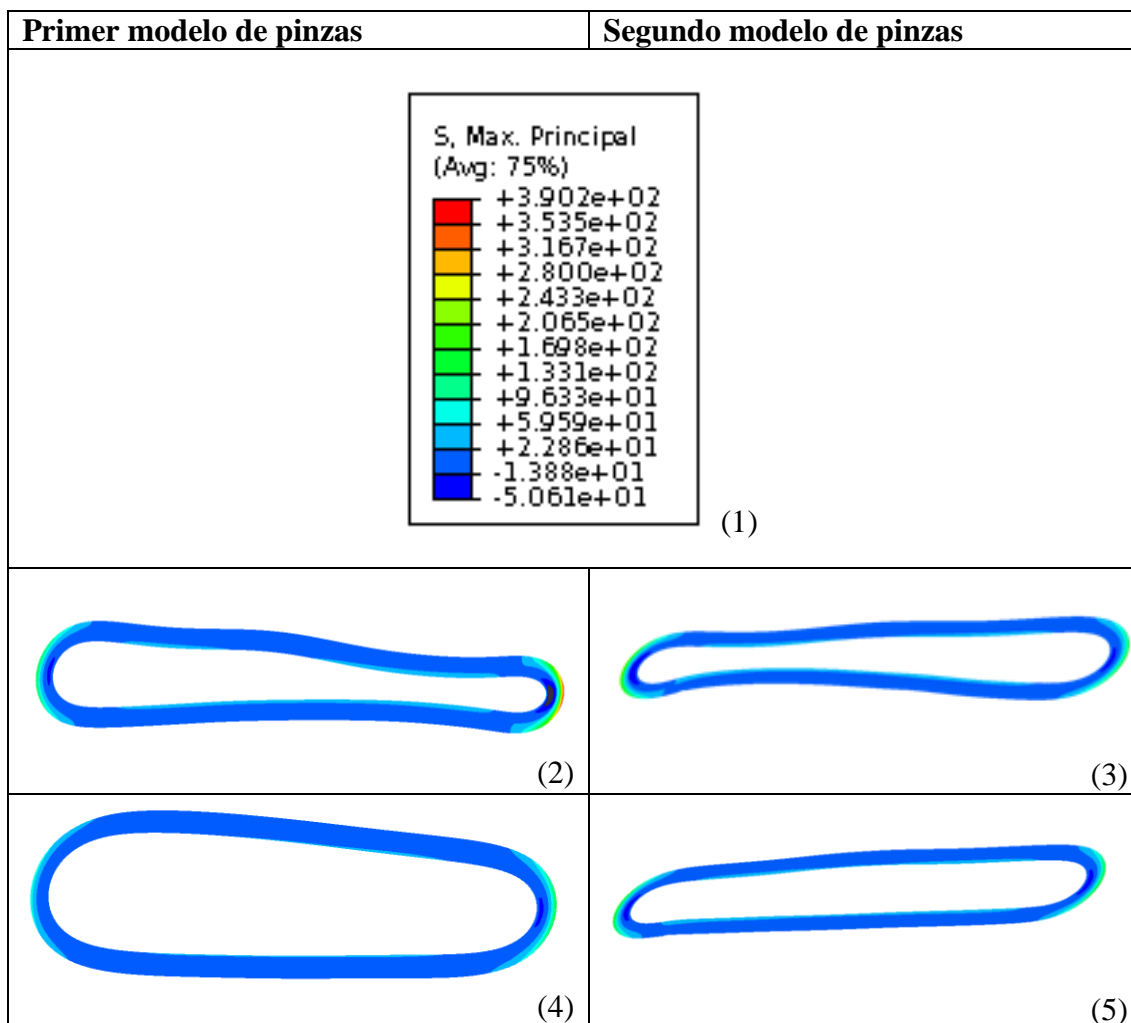


Tabla 3.2: Representación del desplazamiento en punto intermedio de simulación [kPa].

La Tabla 3.2 representa las mismas posiciones que se presentaban en la Tabla 3.1, pero efectuadas en un tiempo intermedio de simulación. La diferencia con la Tabla 3.1 es que en este punto de simulación las cargas se distribuyen algo más, no se concentran en una zona de los extremos. Además, se puede observar que los valores de las tensiones son mayores cuando el corte se produce en un punto intermedio del pinzamiento.

Respecto al corte realizado en un punto intermedio del pinzamiento, elementos (2) y (3), los valores máximos de las tensiones son de 243.3 kPa, para el primer modelo, y de 96.33 kPa para el segundo de los modelos estudiados.

Con relación a los elementos (4) y (5), corte realizado en un punto del final del pinzamiento, se muestra que para el primer modelo la tensión máxima principal disminuye hasta los 59.59 kPa. En cambio, para el segundo modelo de pinzas, el valor de dicha tensión se mantiene con respecto al corte en el punto intermedio del pinzado, con lo que su valor es de 96.33 kPa.

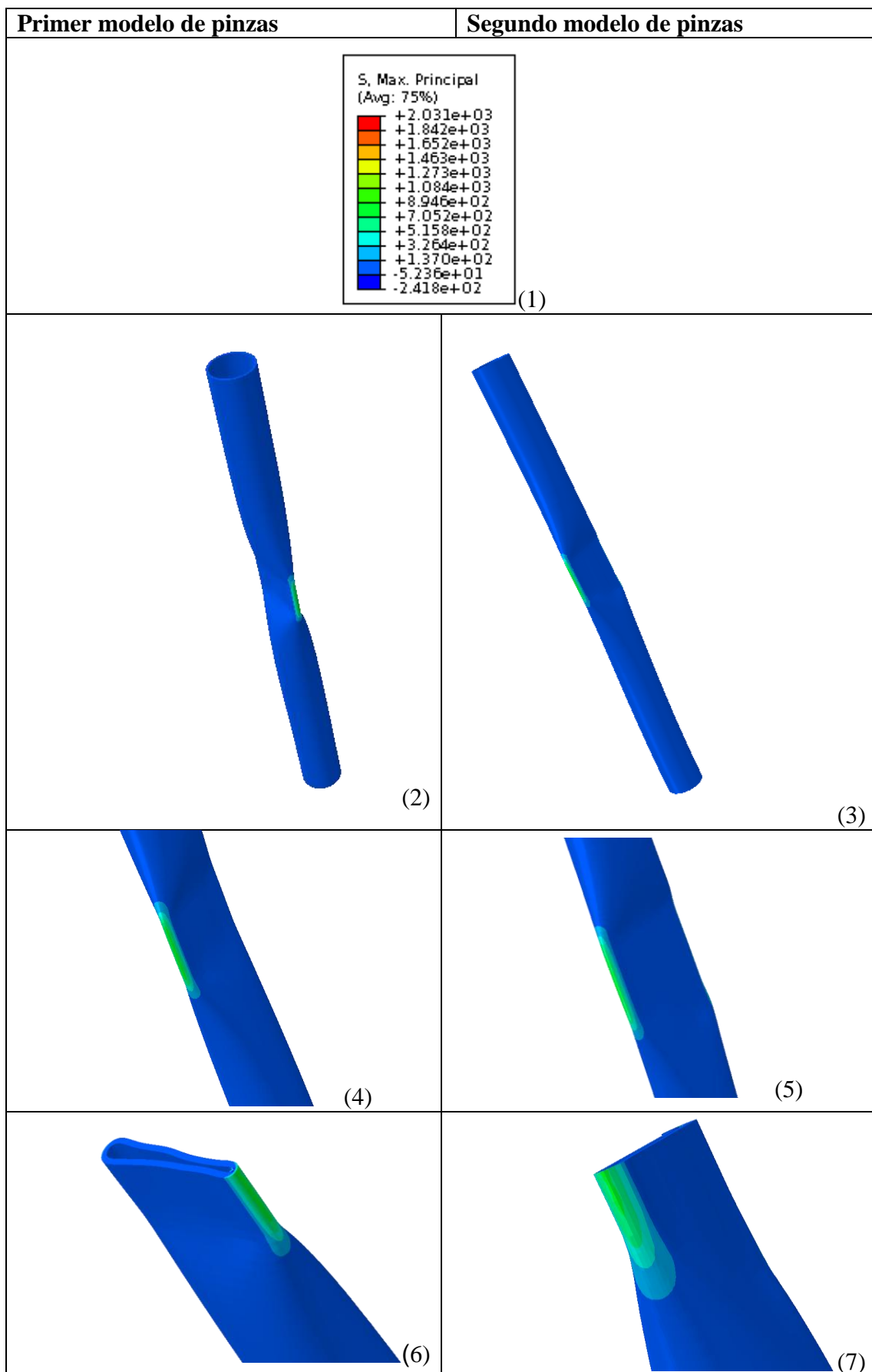


Tabla 3.3: Representación del desplazamiento en diferentes vistas de la arteria [kPa].

En la Tabla 3.3 se adjuntan diferentes vistas de los modelos para que la comparación entre ambos sea más visual y, así, poder apreciar el comportamiento de la arteria para los dos modelos diferentes de pinzas.

En los elementos (2) y (3) se adjunta una vista del vaso completo, donde se aprecia el pinzamiento realizado y la deformación a la que se somete el vaso. Los elementos (4) y (5) corresponden a un detalle de la zona de contacto para mostrar cómo se comporta el vaso para las dos pinzas estudiadas. En los elementos (6) y (7) se representa un corte de la arteria en la zona intermedia del pinzamiento donde se puede observar la distribución tensional para los diferentes modelos de pinzas. Los valores de las tensiones para ambos modelos van desde los 137 a los 894.6 kPa en la zona donde se realiza el pinzamiento.

Una vez comentada la tabla, se pasa a representar la dependencia de determinadas magnitudes en función del tiempo. De esa manera, en las Figuras 3.12(a) y 3.12(b) se aprecia la dependencia de la tensión máxima principal con el tiempo para los dos modelos de pinzas estudiadas.

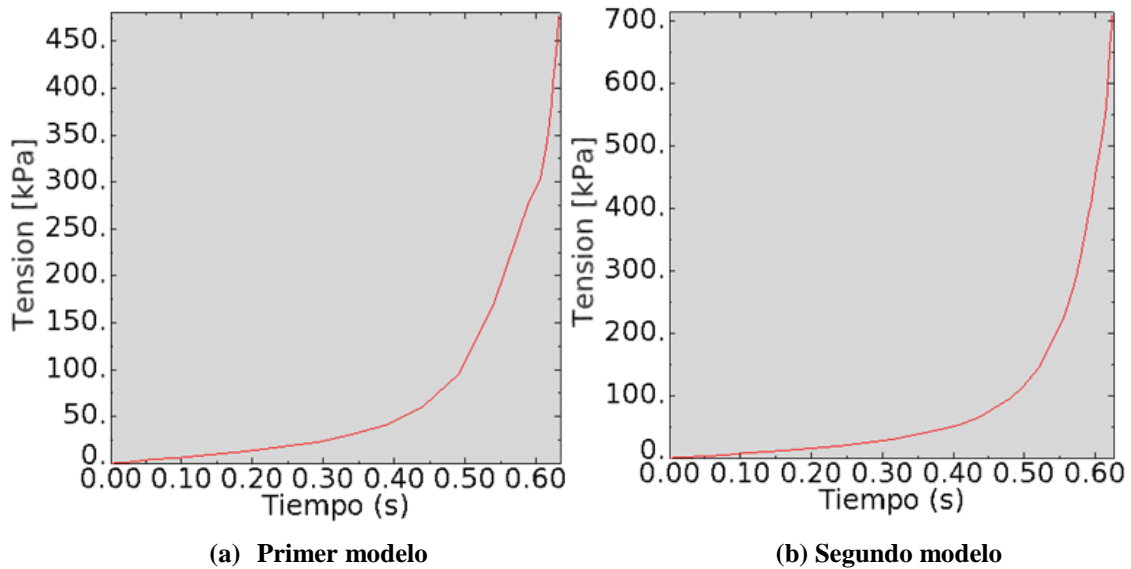


Figura 3.12: Gráfica de la tensión máxima principal frente al tiempo.

La gráfica resultante para ambos modelos es similar y se compara en el instante 0.63 s, donde el valor de la tensión es de 480 kPa, para el primer modelo (Figura 3.12(a)), y de 710 kPa para el segundo modelo de pinzas (Figura 3.12(b)).

El siguiente paso consiste en ver cómo se comporta la matriz del material del vaso a lo largo del tiempo para los dos modelos de pinzas. Para ello se adjuntan, para cada uno de los modelos, dos gráficas diferentes: la primera muestra la dependencia de la energía efectiva ($\sqrt{2\psi_0}$) con el tiempo, mientras que la segunda refleja el daño que se produce en la matriz. Por tanto, el primer modelo de pinzas se corresponde con las Figuras 3.13(a) y 3.13(b), mientras que el segundo modelo de pinzas se corresponde con las Figuras 3.14(a) y 3.14(b).

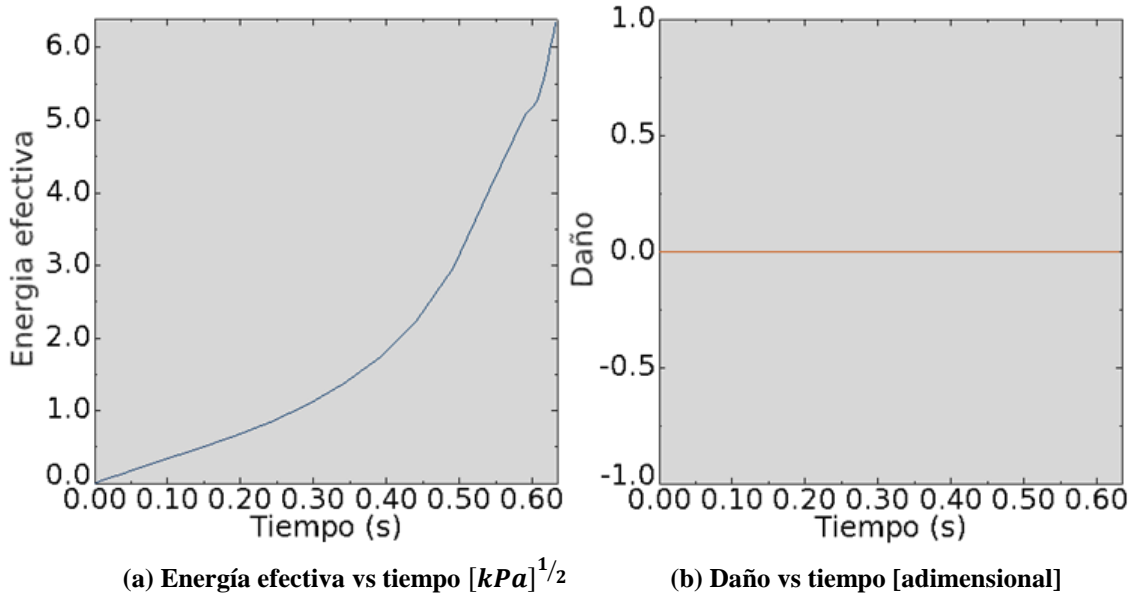


Figura 3.13: Comportamiento de la matriz para las pinzas del primer modelo.

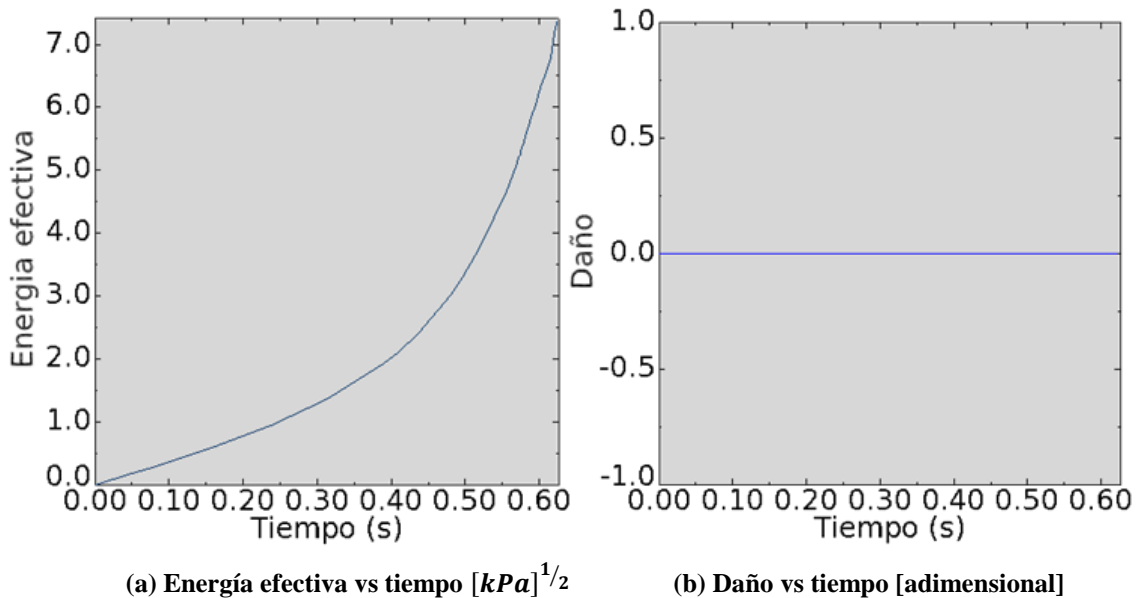


Figura 3.14: Comportamiento de la matriz para las pinzas del segundo modelo.

El comportamiento de la matriz para ambos modelos es similar. Con respecto a la dependencia de la energía efectiva, los rangos de valores son similares, un poco inferior para el primer modelo, ya que, para un tiempo de simulación de 0.63 s, el valor de la energía efectiva es de $6.2 (kPa)^{1/2}$, mientras que para el segundo modelo es de $7.2 (kPa)^{1/2}$. Con respecto al daño, se observa que en ninguno de los dos modelos de pinzas existe daño en la matriz del vaso, ya que se ha eliminado para poder apreciar mejor el comportamiento de las fibras.

Una vez conocido el comportamiento de la matriz, se pasa a analizar el comportamiento de la primera familia de fibras. Para ello se adjuntan las gráficas de forma similar a las realizadas para el estudio de la matriz, por lo que se tienen dos

gráficas para cada modelo: la energía y el daño. Las Figuras 3.15(a) y 3.15(b) corresponden al primer modelo, y las 3.16(a) y 3.16(b) al segundo modelo de pinzas.

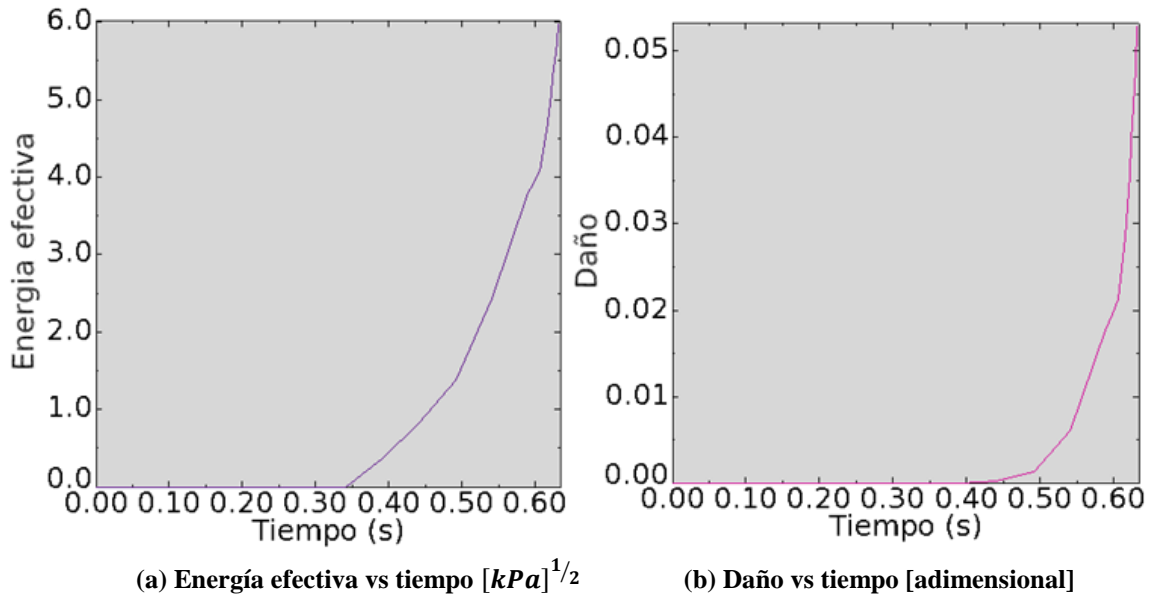


Figura 3.15: Comportamiento de la primera familia de fibras para el primer modelo.

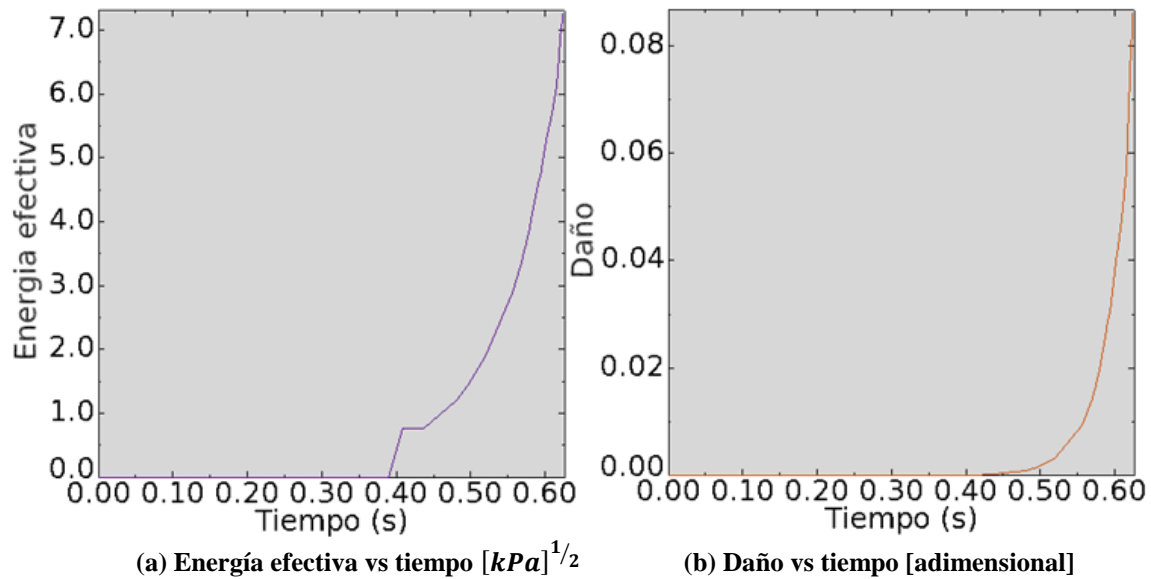
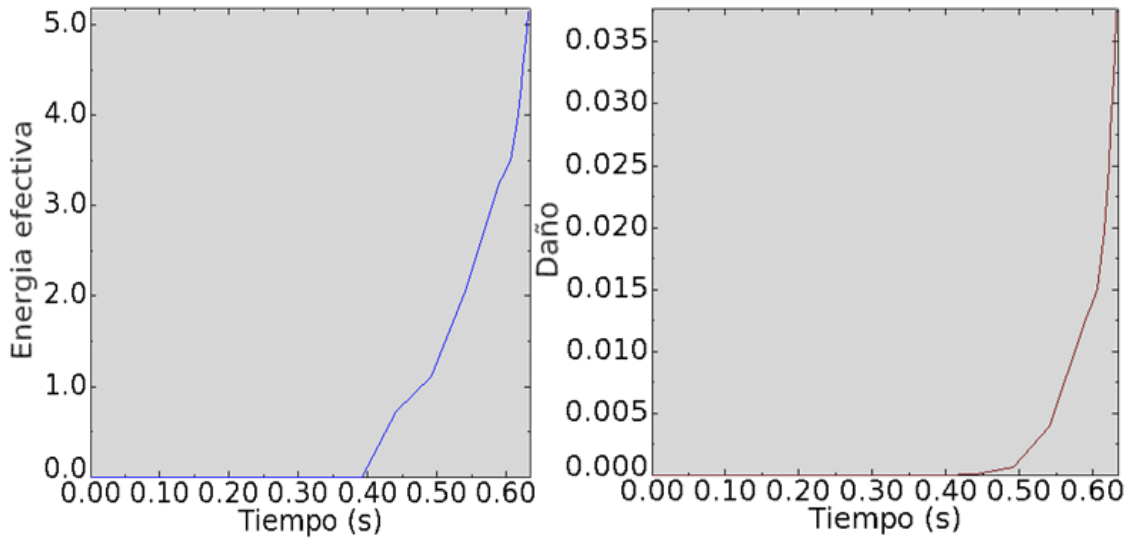


Figura 3.16: Comportamiento de la primera familia de fibras para el segundo modelo.

Con respecto a la energía efectiva, ocurre lo mismo que en la matriz: los valores son superiores para el segundo modelo, ya que, para un tiempo de simulación de 0.63 s, son de $6 (kPa)^{1/2}$ y de $7.2 (kPa)^{1/2}$, respectivamente. Con respecto al daño, ocurre algo similar: para una simulación de 0.63 s, el daño del primer modelo de pinzas tiene un valor próximo a 0.053, mientras que el del segundo modelo posee un valor de 0.085.

El último paso consiste en conocer el comportamiento de la segunda familia de fibras del material, por lo que se utilizan gráficas similares a las usadas para el estudio de la primera familia de fibras. De esta manera, las Figuras 3.17(a) y 3.17(b) están referidas

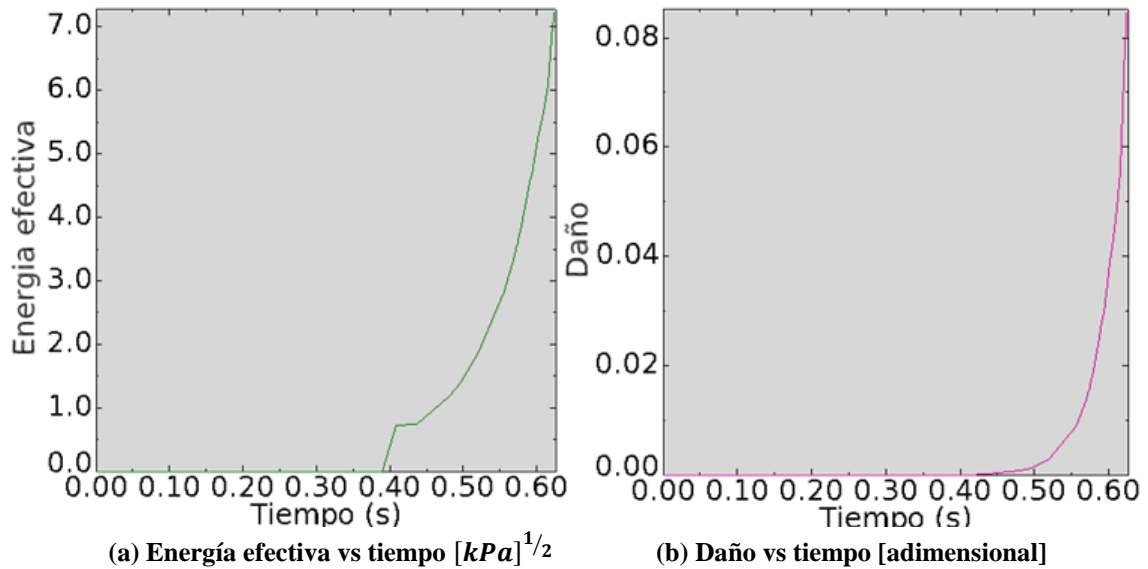
al primer modelo de pinzas, mientras que las Figuras 3.18(a) y 3.18(b) se refieren al segundo modelo.



(a) Energía efectiva vs tiempo $[kPa]^{1/2}$

(b) Daño vs tiempo [adimensional]

Figura 3.17: Comportamiento de la segunda familia de fibras para el primer modelo.



(a) Energía efectiva vs tiempo $[kPa]^{1/2}$

(b) Daño vs tiempo [adimensional]

Figura 3.18: Comportamiento de la segunda familia de fibras para el segundo modelo. **modelo.**

La segunda familia de fibras se comporta de forma similar a la primera familia, ya que tanto la energía efectiva como el daño son superiores para el segundo modelo de fibras. Para un tiempo de simulación de 0.63 s, la energía efectiva tiene un valor de $5.2 (kPa)^{1/2}$ y de $7.2 (kPa)^{1/2}$, respectivamente, para cada modelo estudiado. Con respecto al daño, para el primer modelo de pinzas es más pequeño que en la primera familia de fibras, ya que es de 0.037, mientras que para el segundo modelo, el valor del daño coincide con el de la primera familia de fibras, ya que es de 0.085.

CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES

En este último capítulo se van a presentar las diferentes conclusiones a las que se ha llegado una vez finalizado el presente proyecto. El objetivo del proyecto ha consistido en estudiar dos modelos diferentes de pinzas quirúrgicas para la oclusión del vaso sanguíneo. Para alcanzar este objetivo, se ha realizado el análisis por elementos finitos de dos tipos de pinzas arteriales clásicas con el fin de obtener el comportamiento de la arteria aorta cuando se realiza su pinzado en una cirugía.

Para poder llevar a cabo el objetivo descrito, se han desarrollado las siguientes tareas:

- Diseño de los dos modelos de ABAQUS necesarios para poder realizar el estudio de los dos tipos de pinzas. Para acometer esta tarea, la parte principal consiste en el diseño de las pinzas y de la arteria aorta, ambas con las dimensiones reales. El mayor problema encontrado en este apartado fue la definición de los diferentes contactos, ya que, hasta que se pudieron ajustar los mismos, hubo que realizar distintas simulaciones debido a que se producían penetraciones entre las pinzas y el vaso.
- Incorporación de un modelo de daño sencillo al vaso modelado con el fin de obtener las zonas dañadas. La incorporación de dicho modelo se realizó a través del cálculo de los parámetros de daño, obtenidos por medio de un ajuste entre los datos teóricos y experimentales, que se incorporó al modelo de ABAQUS, para las dos familias de fibras, a través de una rutina programada en FORTRAN.
- Estudio de la distribución tensional en las diferentes capas de la arteria. Para ello, se representa la tensión máxima que soporta el vaso en los dos modelos de pinzas.
- Comparación de los resultados obtenidos para los dos tipos de pinzas estudiadas, tanto de la matriz como de las fibras de colágeno del tejido.

Por tanto, las conclusiones obtenidas tras las tareas anteriormente descritas son:

- Las tensiones máximas que soporta el vaso son mayores en el segundo modelo de pinzas, aunque el cierre del vaso es mayor en dicho modelo, ya que para el primer modelo la pinza sufre menos deformación. Independientemente de los

valores, el comportamiento de los dos modelos es similar, ya que la forma de la curva obtenida es la misma.

- Si el análisis se centra en la matriz, se puede afirmar que el valor de la energía efectiva es mayor en el segundo modelo de pinzas, aunque la diferencia no es significativa. Por otro lado, se observa que el daño en la matriz para ambos modelos es nulo, ya que se ha eliminado para poder apreciar mejor el comportamiento de las fibras.
- Posteriormente, se analiza la primera familia de fibras, donde para la energía efectiva ocurre lo mismo que en el caso de la matriz, es mayor para el segundo modelo que para el primero; además, la diferencia entre ambos valores también es similar. Con respecto al daño, para esta familia de fibras se puede afirmar que también es mayor en el caso del segundo modelo de pinzas. Aunque dicho daño aparece cuando la simulación está avanzada, no en los primeros instantes.
- La segunda familia de fibras actúa de la misma manera que la primera familia, con lo que se pueden aplicar a este caso las conclusiones expuestas para la anterior. Pero, para este caso, la diferencia es mayor entre ambos modelos, tanto para la energía efectiva como para el daño.
- Por tanto, de una forma general se puede afirmar que, para el segundo modelo, la energía efectiva mantiene un valor similar para los tres casos estudiados (matriz, primera familia y segunda familia de fibras). Mientras que para el primer modelo de pinzas, la energía posee un valor similar en la matriz y en la primera familia de fibras, pero disminuye en la segunda familia.
- Con respecto al comportamiento del daño, para el segundo modelo, su valor se mantiene constante para ambas familias, mientras que para el primer modelo, es más pequeño en la segunda que en la primera familia. Esto puede ser debido a la diferencia que existe en la forma en que se realiza el pinzado para cada uno de los modelos de pinzas.
- La principal diferencia entre las pinzas del primer modelo y las del segundo es que las tensiones se distribuyen en este más homogéneamente que en aquel. Esto se debe a que ambos extremos del vaso están sometidos a tensiones semejantes, no como en el caso del primer modelo, donde el extremo del vaso más lejano al eje de rotación es el que soporta las mayores tensiones. De ahí que el segundo modelo sea más ventajoso, ya que las tensiones no se concentran localmente y, de esa manera, los efectos secundarios provocados por la cirugía se podrían reducir.
Para conseguir que las pinzas con muelle tengan el mismo comportamiento que las del segundo modelo, se deberían modificar las condiciones de

contorno, eliminar el giro y modificarlo por un desplazamiento en el eje z, tanto de la pinza inferior como de la superior. Además, sería recomendable eliminar los cantos vivos, ya que podrían dañar en exceso el vaso, lo que se puede realizar por medio de algunos redondeos en las pinzas o colocando una goma para que el contacto no sea tan directo y así poder minimizar los efectos que se producen en el vaso.

Las conclusiones generales obtenidas en este proyecto han sido ya expuestas con amplitud en capítulos anteriores, por lo que aquí tan solo se muestran aquellas que se consideran más relevantes:

- Se ha comprobado que el método de elementos finitos es una herramienta útil y potente que permite el estudio de sistemas biológicos con un coste reducido, frente a lo que supone la realización de análisis experimentales equivalentes con especímenes reales.
- Se ha desarrollado un modelo tridimensional de las pinzas utilizadas y del vaso, modelo con el que ha sido posible realizar el estudio del efecto que se ejerce sobre el vaso cuando se realiza una intervención. La característica más innovadora del modelo es su anisotropía y el daño, causada por la existencia de dos familias de fibras que simulan la distribución real de las mismas orientadas en dirección circunferencial y longitudinal.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] ABAQUS Versión 6.8. Documentation: <http://155.210.146.104:2080/v6.8/>, (2010).
- [2] Y. C. Fung, "*Biomechanics. Mechanical properties of living tissue*", Springer-Verlag, (1993).
- [3] B.E. Sumpio, J.T. Riley, A. Dardik. "*Cells in focus: endotelial cell*", *Biochem Cell Biol.*, Vol. 34, pp. 1508-1512, (2002).
- [4] A.M. Briones, J.M. González, B. Somoza, J. Giraldo, C.J. Daly, E. Vila, M.C. González, J.C. McGrath, S.M. Arribas, "*Role of elastin in spontaneously hypertensive rat small mesenteric artery remodelling*", *J Physiol*, Vol. 552, pp. 185-195, (2003).
- [5] G. Lagaud, K.P. Davies, K. Venkateswarlu, G.J. Christ, "*The physiology, pathophysiology and therapeutic potential of gap junctions in smooth muscle*", *Curr Drug Targets*, Vol. 3, pp. 427-440, (2002).
- [6] Rhodin, "*Handbook of physiology. The cardiovascular system*", American Physiological Society, Bethesda, Maryland, (1980).
- [7] G.D. Hirst y F.R. Edwards, "*Sympathetic neuroeffector transmission in arteries and arterioles*", *Physiol Rev.*, Vol. 69, pp. 546-604, (1989).
- [8] R. Mayne, "*Collagenous proteins of blood vessels. Arteriosclerosis*", Vol. 6, pp. 585-593, (1986).
- [9] S.M. Arribas, C.J. Daly, I.C. McGrath, "*Measurements of vascular remodeling by confocal microscopy*", *Methods Enzymol*, Vol. 307, pp. 246-373, (1999).
- [10] G. Faury, "*Function-structure relationship of elastic arteries in evolution: from microfibrils to elastin and elastic fibres*", *Pathol Biol*. Vol. 49, pp. 310-325, (Paris, 2001).
- [11] M.P. Jacob, "*Extracellular matrix remodeling and matrix metalloproteinases in the vascular wall during aging and in pathological conditions*", *Bioned Pharmacother*, Vol. 57, pp. 195-202, (2003).

- [12] K.L. Moore, “*Anatomía. Orientación clínica*”, Editorial Médica Panamericana, (Argentina, 2002).
- [13] Patologías: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/000191.htm>, (2010).
- [14] X. Oliver y C. Ajalet de Saracíbar, “*Mecánica de Medios Continuos para ingenieros*”, Edicions de la Universitat Politècnica de Catalunya, (2000).
- [15] J.C. Simo and R.L. Taylor, “*Quasi-incompressible finite elasticity in principal stretches. Continuum basis and numerical algorithms*”, *Comput. Methods Appl. Mech. Engng.*, Vol. 85, pp. 273-310, (1991).
- [16] J.C. Simo, R.L. Taylor and K.S. Pister, “*Variational and projection methods for the volume constraint in finite deformation elasto-plasticity*”, *Comput Methods Appl. Mech. Engng.*, Vol 51, pp. 177-208, (1985).
- [17] G.A. Holzapfel, “*Nonlinear solid mechanics*”, Wiley, New York, (2000).
- [18] J. C. Gardiner, “*Computational modeling of ligament mechanics*”, PhD thesis, The University of Utah, (2002).
- [19] Gerhard A. Holzapfel and Thomas C. Gasser, “*A viscoelastic model for fiber-reinforced composites at finite strains: Continuum basis, computational aspects and applications. Computer methods in applied mechanics and engineering*”, pp. 4379-4403, (2001).
- [20] M. Mooney, “*A theory of large elastic deformation*”, *J Appl. Phys.*, Vol.11, pp: 582-592, (1940).
- [21] D. Pioletti, “*Viscoelastic properties of soft tissues*”, PhD thesis, The University of Lausanne, (1997).
- [22] J.C. Simo, “*On a fully three-dimensional finite-strain viscoelastic damage model: Formulation and computational aspects*”. *Comput Method Appl M* 60(2):153-173, (1987).
- [23] B. Calvo, et al., “*An uncoupled directional damage model for fibred biological soft tissue. Formulation and computational aspects*”. *Int J Numer Meth Eng* 69(10):2036-2057., (2007).
- [24] J.C. Simo & T.J.R. Hughes, “*Computational inelasticity*”, Springer, (1998).
- [25] J.M. Spencer, “*Theory of invariants. In continuum physics*”, pp. 239-253, Academic Press, New York, (1954).
- [26] V. Alastrué, PFC, “*Simulación por elementos finitos del comportamiento de la córnea humana tras la aplicación de técnicas quirúrgicas*”, Centro Politécnico Superior de la Universidad de Zaragoza, (2004).

-
- [27] R. Mahnken and E. Stein, “*An unified for parameter identification of inelastic material models in the frame of the element model*“. Computer methods in applied mechanics and engineering, Vol. 136 (No. 3-4): pp. 225-258, (1996a).
- [28] G.A. Holzapfel, G. Sommer, C.T. Gasser and P. Regitnig, “*Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling*”, Am. J. Physiol.—Heart Circ. Physiol. 289 (5), pp. H2048–2058, (2005).
- [29] R.W. Ogden and Schulze-Bauer CAJ, “*Phenomenological and structural aspects of the mechanical response of arteries*”, In: Casey J, Bao G, editors Mechanics in Biology. The American Society of Mechanical Engineers (ASME). AMD-Vol. 242/BED-Vol. 46, pp.125–140 , New York, (2000).
- [30] R. Mahnken and E. Stein, “*Parameter identification for viscoplastic models based on analytical derivatives of a least-squares function and stability investigations*”, International Journal of Plasticity, Vol. 12(No. 4):pp. 451–479, (1996b).
- [31] B. Kleuter, A. Menzel and P. Steinmann, “*Generalized parameter identification for finite viscoelasticity*”, In: Comput. Methods Appl. Mech. Engrg. 196, p. 3315-3334, (2007).
- [32] Tutorial Matlab 7.0, (2010):
http://www.mathworks.com/academia/student_center/tutorials/launchpad.html

ÍNDICES AUXILIARES

Índice de Figuras

2.1. Mallado de la arteria	5
2.2. Condiciones de contorno para la arteria	6
2.3. Modelo real de las pinzas con muelle.....	6
2.4. Plano XZ del diseño de las pinzas con muelle	6
2.5. Mallado de las tres piezas que forman el diseño	7
2.6. Modelado del contacto entre la arteria y las pinzas del primer modelo	8
2.7. Relación lineal entre carga y desplazamiento.....	8
2.8. Condiciones de contorno del primer modelo de pinzas.....	9
2.9. Modelo real del segundo modelo de pinzas.....	9
2.10. Diseño del segundo modelo de pinzas.....	10
2.11. Mallado de las tres piezas que forman el diseño	10
2.12. Condiciones de contorno del segundo modelo de pinzas	11
3.1. Representación del desplazamiento en una vista general del modelo [kPa]	12
3.2. Representación del desplazamiento en el plano XZ del modelo [kPa]	13
3.3. Representación de la distribución de la tensión de Von Mises a lo largo de las pinzas con muelle [kPa].....	14
3.4. Representación del desplazamiento en el vaso completo [kPa]	14
3.5. Representación del desplazamiento en el corte transversal del vaso [kPa].....	15
3.6. Detalle de los extremos de la arteria [kPa]	15
3.7. Placas cuyo movimiento se reduce a desplazamientos.....	16
3.8. Representación del desplazamiento en una vista general del modelo [kPa]	16
3.9. Representación del desplazamiento en el plano XZ del modelo [kPa]	17
3.10. Representación del desplazamiento en el vaso completo [kPa]	18
3.11. Representación del desplazamiento en el corte transversal del vaso [kPa].....	19
3.12. Gráfica de la tensión máxima frente al tiempo.....	23
3.13. Comportamiento de la matriz para las pinzas del primer modelo	24
3.14. Comportamiento de la matriz para las pinzas del segundo modelo	24
3.15. Comportamiento de la primera familia de fibras para el primer modelo	25
3.16. Comportamiento de la primera familia de fibras para el segundo modelo.....	25
3.17. Comportamiento de la segunda familia de fibras para el primer modelo.....	26

3.18. Comportamiento de la segunda familia de fibras para el segundo modelo	26
A.1. Corte transversal de una arteria	41
A.2. Estructura y comportamiento de las fibras de elastina sometidas a cargas	43
A.3. Corte transversal de una arteria elástica [12].....	45
A.4. Corte transversal de una arteria muscular [12]	45
A.5. Corte transversal de una arteriola [12].....	46
A.6. Efectos de una disección aórtica.....	47
A.7. Efectos de una aneurisma	48
A.8. Efectos de una aterosclerosis	49
A.9. Efectos de una insuficiencia aórtica	49
B.1. Configuraciones del medio continuo [14]	51
B.2. Trayectoria de una partícula [14].....	52
B.3. Desplazamiento de una partícula [14].....	53
B.4. Movimiento en el medio continuo [14]	54
B.5. Alargamientos principales referidos a cada dirección	56
B.6. Material formado por el entrelazado de dos familias de fibras.....	59
B.7. Generación de las fibras en el plano XY, YZ o XZ y en 3D, respectivamente, para un ángulo de $\theta = 45^\circ$	63
B.8. Generación de las fibras en el plano XY, YZ o XZ y en 3D, respectivamente, para un ángulo de $\theta = 90^\circ$	63
B.9. Hexaedro trilineal y funciones de forma.....	67
C.1. Diagrama de bloques del proceso llevado a cabo para realizar el modelado.....	70
C.2. Modelado de la arteria	71
C.3. Modelo real de las pinzas con muelle	72
C.4. Modelado de las placas del primer diseño	72
C.5. Diseño del primer modelo de pinzas.....	73
C.6. Modelo real del segundo modelo de pinzas	73
C.7. Modelado de las placas del segundo diseño	74
C.8. Diseño del segundo modelo de placas	74
C.9. Mallado transversal de la arteria	75
C.10. Mallado de la arteria	75
C.11. Mallado de la placa inferior	76
C.12. Mallado de la placa superior	76
C.13. Mallado de las tres piezas que forman el diseño.....	76

C.14. Mallado de las pinzas del segundo modelo.....	77
C.15. Mallado de las tres piezas que forman el diseño.....	77
C.16. Representación del contacto entre las capas que forman la arteria.....	79
C.17. Modelado del contacto entre la arteria y las pinzas del primer modelo.....	80
C.18. Modelado del contacto entre la arteria y las pinzas del segundo modelo	81
C.19. Condiciones de contorno para la arteria.....	81
C.20. Gráfica de los resultados experimentales.....	82
C.21. Relación lineal ente carga y desplazamiento	83
C.22. Condiciones de contorno del primer modelo de pinzas	84
C.23. Condiciones de contorno del segundo modelo de pinzas	85
D.1. Muestras tomadas para realizar los ensayos experimentales.....	86
D.2. Sistema de coordenadas cilíndricas	88
D.3. Curvas de comportamiento experimentales.....	89
D.4. Relación entre las variables σ y λ cuando no existe daño	90
D.5. Relación entre las variables σ y λ cuando existe daño	92

Índice de Tablas

2.1 Parámetros elásticos del material usado para el vaso	5
2.2. Parámetros de daño del material del vaso	5
2.3 Parámetros que definen el material de las pinzas con muelle	7
3.1. Representación del desplazamiento en el último punto de simulación [kPa].....	20
3.2. Representación del desplazamiento en punto intermedio de simulación [kPa]	21
3.3. Representación del desplazamiento en diferentes vistas de la arteria [kPa].....	22
A.1 Componentes de la matriz extracelular (adaptado de Jacob, 2003)[11]	44
C.1 Parámetros elásticos del material usado para el vaso	78
C.2. Parámetros de daño del material del vaso.....	78
C.3 Parámetros que definen el material de las pinzas con muelle.....	78
D.1 Parámetros de la matriz constitutiva del material C	90
D.2 Parámetros de daño.....	91