



Universidad
Zaragoza

Trabajo Fin de Máster

Desarrollo de un modelo constitutivo multicapa de
pared arterial y su validez mediante ensayos
experimentales de arteria aorta descendente y
abdominal

Autor

Clara Díaz Barragán

Director

Estefanía Peña Baquedano

Escuela de Ingeniería y Arquitectura
Año 2019

Desarrollo de un modelo constitutivo multicapa de pared arterial y su validez mediante ensayos experimentales de arteria aorta descendente y abdominal

Resumen

La realización de este trabajo ha consistido en la obtención de parámetros de material utilizando un método fenomenológico y otro microestructural, ambos basados en el modelo de Gasser *et al.* (2006), para caracterizar el comportamiento mecánico de la íntima, media y adventicia en la aorta descendente y abdominal. Después, se validaron mediante ensayos de tracción uniaxial para cada uno de los materiales. Posteriormente se crearon modelos de probetas multicapa para representar el tejido de la pared arterial que también fueron validados mediante ensayos experimentales.

Basándonos en los modelos anteriores, se crearon nuevos modelos multicapa con geometría cilíndrica que representan el comportamiento de la pared arterial *in situ* con hipertensión. Para ello, fue fundamental tener en cuenta la pretensión de cada uno de los tejidos que componen la pared arterial, así como la dirección de las fibras de colágeno que actúan como una red de refuerzo del tejido.

El uso de materiales con propiedades microestructurales presenta resultados más próximos a los experimentales que los obtenidos a través del método fenomenológico, siempre que se introduzcan las pretensiones individuales de cada una de las capas. En caso contrario, los resultados no se pueden considerar válidos, especialmente en aorta *in situ*. Este hecho es clave a la hora de diseñar dispositivos o caracterizar patologías correctamente.

Índice

1. Introducción	7
2. Estructura de la pared arterial	8
2.1. Capas estructurales	8
2.2. Comportamiento mecánico del tejido	9
3. Modelado del comportamiento de las capas.....	10
3.1. Ajuste de parámetros con datos experimentales	11
3.1.1. <i>Ajuste de parámetros de materiales con propiedades fenomenológicas.....</i>	<i>12</i>
3.1.2. <i>Ajuste de parámetros de materiales con propiedades microestructurales</i>	<i>12</i>
3.2. Reproducción de ensayos de tracción uniaxial individuales	13
4. Modelado multicapa de la aorta.....	19
4.1. Reproducción de ensayos de tracción uniaxial	19
4.1.1. <i>Resultados con materiales de propiedades fenomenológicas.....</i>	<i>21</i>
4.1.2. <i>Resultados con materiales de propiedades microestructurales</i>	<i>24</i>
4.2. Reproducción de ensayos de tracción biaxial	26
4.2.1. <i>Resultados con materiales de propiedades fenomenológicas.....</i>	<i>28</i>
4.2.2. <i>Resultados con materiales de propiedades microestructurales</i>	<i>30</i>
5. Respuesta in situ del vaso	32
5.1. Resultados con materiales de propiedades fenomenológicas.....	35
5.2. Resultados con materiales de propiedades microestructurales.....	37
6. Conclusiones.....	39
7. Referencias.....	42

ANEXO A: Datos geométricos y experimentales de las probetas

ANEXO B: Gráficas de ajuste de parámetros

ANEXO C: Resultados del modelo in situ de la zona descendente

1. Introducción

Las enfermedades del sistema circulatorio son la primera causa de defunción en España (INE, 2017). La implantación de dispositivos cardiovasculares es cada vez más común, y por ello su diseño es clave en el éxito de la intervención. El uso de modelos computacionales para comprobar el funcionamiento de dichos dispositivos reduce el coste económico y temporal de los mismos y es muy útil en cuanto a la gran variedad de datos que ofrecen.

Sin embargo, en un modelo computacional es tan importante el diseño del dispositivo como la caracterización del entorno en el que se implantará. Es fundamental que la parte del cuerpo que acogerá al dispositivo esté fielmente representada para así diseñar correctamente todas las características del implante (dimensiones, materiales, resistencia mecánica, modo de implantación, etc.).

En este trabajo se ha creado un modelo constitutivo multicapa de pared arterial que podrá ser utilizado como “entorno” sobre el que diseñar dispositivos o prótesis vasculares. Hasta ahora, se habían realizado modelos (Peña *et al.*, 2015) que reflejan el comportamiento individual de las capas arteriales, modelos con dos capas, media y adventicia o modelos de capa completa (Von Maltzahn *et al.*, 1981; Rachev, 1997; Greenwald *et al.*, 1997; Stergiopulos *et al.*, 2001; Gasser *et al.*, 2002). Este enfoque no es el más adecuado para diseñar un implante, ya que no tiene en cuenta que las tres capas arteriales trabajan de forma conjunta, con propiedades y pretensiones diferentes. Por ello, la creación de un modelo multicapa de la pared arterial resulta indispensable para realizar un diseño conforme a las características mecánicas del lugar de emplazamiento del implante o dispositivo.

El modelo multicapa se desarrollará mediante la simulación de diversos ensayos mecánicos modelizados mediante modelos de elementos finitos a partir de ensayos experimentales realizados previamente (Peña *et al.* 2015) sobre el vaso completo y cada una de sus capas para aorta de cerdo. Se analizará desde dos perspectivas con materiales obtenidos con un método fenomenológico y con un método microestructural. La principal diferencia entre ambos radica en la determinación de los parámetros que definen la dirección y dispersión de las fibras de colágeno.

Se estudiarán las similitudes y diferencias para determinar qué modelo es más efectivo a la hora de caracterizar el tejido arterial porcino en dos zonas diferentes: aorta descendente y aorta abdominal.

2. Estructura de la pared arterial

La pared de un vaso sanguíneo tiene tres capas estructurales. La más interna se denomina íntima, seguida de la media y la adventicia, la más externa (Figura 1). La estructura y composición de cada una de las capas determina en el comportamiento mecánico de la arteria.

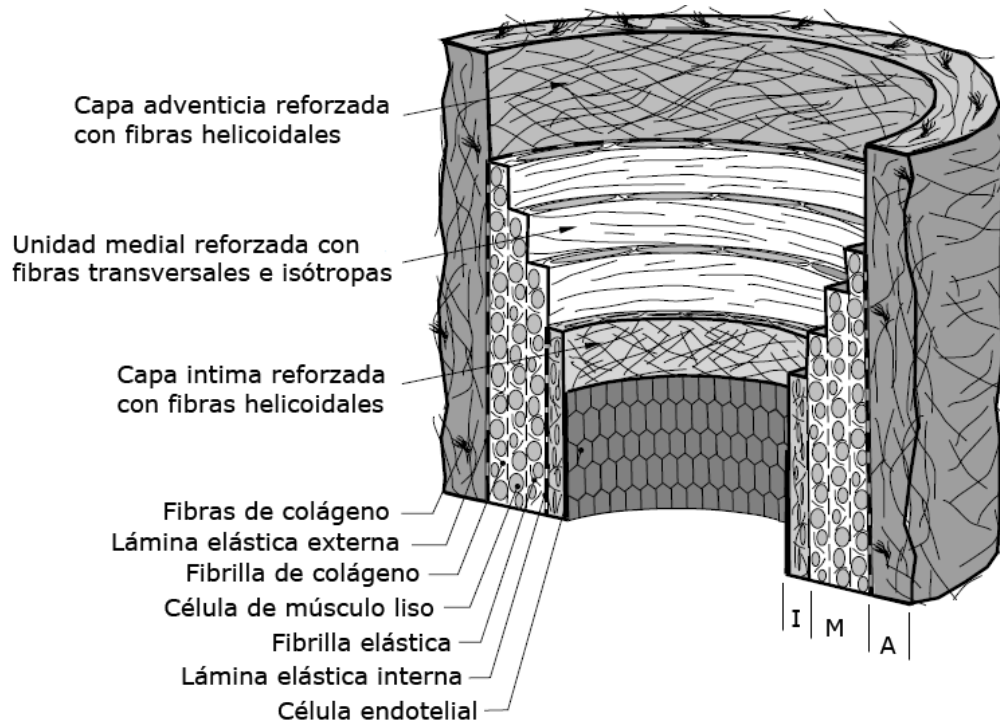


Figura 1: Esquema de una arteria elástica sana (I: íntima, M: media, A: adventicia)
Adaptado de Gasser et al., 2006

2.1. Capas estructurales

La capa íntima forma el revestimiento interno de un vaso sanguíneo y está en contacto directo con la sangre a medida que fluye por el lumen. Tiene tres subcapas: endotelio, membrana basal y lámina elástica interna. El endotelio es una capa fina de células planas que reviste la superficie interna de todo el aparato cardiovascular. La membrana basal proporciona sostén físico para la capa epitelial. Contiene fibras de colágeno que le dan una fuerza de tensión significativa y proporcionan resistencia para el estiramiento y la recuperación del diámetro original. La parte más externa de la íntima es la lámina elástica interna, una capa delgada de fibras elásticas que forma el límite entre la íntima y la media (Tortora & Derrickson, 2013).

La capa media es relativamente gruesa y está formada por células de músculo liso y cantidades importantes de fibras elásticas. La principal función de las células de músculo liso, que forman un patrón circunferencial, es regular el diámetro del lumen (vasoconstricción, vasodilatación). Las fibras elásticas permiten que los vasos se contraigan y dilaten por acción de la presión sanguínea. Entre la capa media y la adventicia se encuentra una red de fibras elásticas, la lámina elástica externa (Tortora & Derrickson, 2013).

La capa más externa es la adventicia y está formada por fibras elásticas y haces gruesos de fibrillas de colágeno que forman estructuras helicoidales. Esta capa permite el anclaje del vaso a los tejidos circundantes (Tortora & Derrickson, 2013).

2.2. Comportamiento mecánico del tejido

Una arteria se puede considerar como un material compuesto muy deformable con un comportamiento altamente no lineal. Se ha considerado que cada una de las capas arteriales contiene dos familias de fibras de colágeno que se distribuyen de forma simétrica respecto al eje longitudinal de la arteria, sin componente radial. En cada familia de fibras, éstas no se encuentran totalmente alineadas, sino que tienen un cierto grado de dispersión según la capa de la que formen parte, lo que conlleva que el comportamiento mecánico del tejido arterial sea anisótropo. Además, debido a procesos como el crecimiento, remodelación, enfermedades o envejecimiento, las arterias adquieren tensiones residuales.

Cuando el tejido se encuentra relajado, las fibras de elastina y colágeno se orientan en todas direcciones. A medida que se va estirando, las fibras se van orientando y cada vez mayor número de fibras son solicitadas (Figura 2). Las primeras en mostrar resistencia son las de elastina (fase I), seguidas de las de colágeno (fase II, exponencial). La fase III es lineal, con todas las fibras alineadas y tensionadas, hasta llegar al punto de rotura.

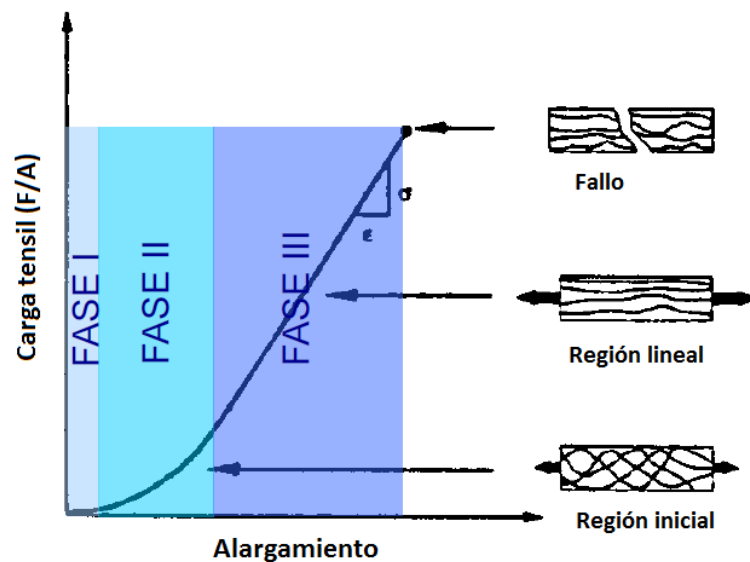


Figura 2: Comportamiento no lineal de las fibras de colágeno.

En cuanto a su comportamiento dinámico, el tejido arterial es viscoelástico: se produce histéresis bajo cargas cíclicas, relajación de tensiones bajo una extensión constante y fatiga bajo una carga constante.

3. Modelado del comportamiento de las capas

Para iniciar el trabajo se partió de los datos recogidos en los ensayos experimentales realizados en el estudio de Peña *et al.* (2015). En dicho estudio se tomaron muestras de aorta descendente y abdominal (Figura 3) con las que se realizaron diversos ensayos experimentales.

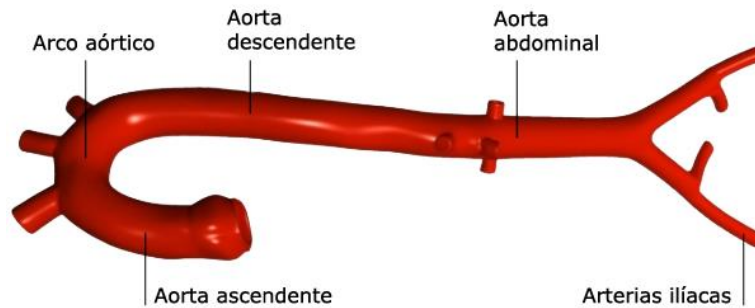


Figura 3: Esquema de aorta sana completa.

En el estudio de Peña *et al.* (2015) se realizaron ensayos de tracción uniaxiales y se midió la pretensión longitudinal y la apertura del ángulo en probetas de íntima, media, adventicia y pared completa de la aorta descendente y abdominal. Además, se realizaron ensayos biaxiales de las muestras de aorta completa descendente. En la realización de este trabajo, todos los datos utilizados provienen del mismo espécimen, para evitar la variabilidad que puede haber entre individuos.

Las probetas de tracción uniaxial se extrajeron siguiendo las dos direcciones preferentes de anisotropía del tejido, circunferencial y longitudinal (Figura 4), con el objetivo de caracterizar el comportamiento del tejido en ambas direcciones.

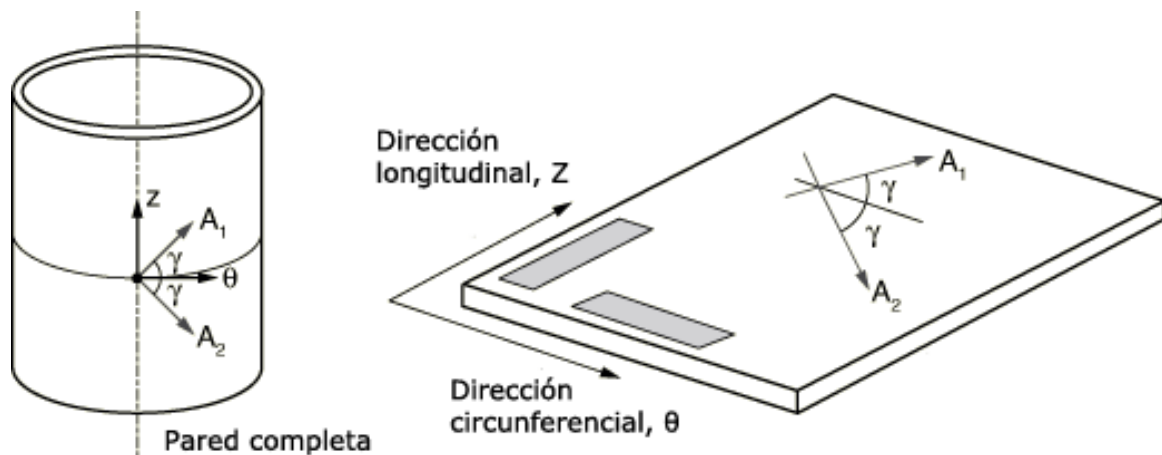


Figura 4: Pared arterial reforzada con dos familias de fibras de colágeno con orientaciones preferentes A1 y A2 (izda.) y definición de probetas circunferenciales y longitudinales para realizar los ensayos (dcha.).

Adaptado de Dassault Systèmes, 2014.

Los datos experimentales de tensión (σ) y alargamiento (λ) de cada probeta uniaxial serán utilizados para realizar el ajuste de parámetros de cada material y se comprobará si es ajuste es correcto reproduciendo cada ensayo uniaxial utilizando el método de los elementos finitos. Después, se reproducirán los ensayos uniaxiales y biaxiales con probetas multicapa. Finalmente, para entender el comportamiento y la mecánica de la pared arterial con sus tres capas, se analizará el comportamiento del vaso *in situ* mediante el inflado del mismo.

A este modelo se le ha denominado fenomenológico ya que incluye información sobre la estructura del tejido, como la dirección de las fibras de colágeno, fundamental en el análisis de tejido arterial. Los datos asociados a dicha estructura serán parámetros de ajuste.

3.1. Ajuste de parámetros con datos experimentales

El modelo de material escogido para reproducir el comportamiento de las diferentes probetas es el de Gasser *et al.* (2006). Considerando las propiedades hiperelásticas del tejido, para realizar el ajuste del comportamiento mecánico de cada una de las capas se utilizó la función de energía de deformación (Ecuación 1) propuesta por Gasser *et al.* (2006):

$$\Psi = C_1[I_1 - 3] + \frac{k_1}{2k_2} \left\{ \exp \left(k_2 [\kappa[I_1 - 3] + [1 - 3\kappa][I_4 - 1]]^2 \right) - 1 \right\} + \frac{k_3}{2k_4} \left\{ \exp \left(k_2 [\kappa[I_1 - 3] + [1 - 3\kappa][I_6 - 1]]^2 \right) - 1 \right\} \quad \text{Ecuación 1}$$

En esta ecuación, I_1 representa el primer invariante del tensor de Cauchy-Green (Ecuación 2) que caracteriza la respuesta mecánica isotropa de la elastina, mientras que I_4 e I_6 caracterizan la respuesta mecánica en la dirección preferente de las fibras de colágeno. Los parámetros $C_1 > 0$, $k_1 > 0$ y $k_3 > 0$ están relacionados con la tensión y $k_2 > 0$ y $k_4 > 0$ son adimensionales. El parámetro κ también es adimensional, y mide el grado de dispersión de las fibras de colágeno. Este parámetro puede determinarse experimentalmente o ajustarse mediante el método de mínimos cuadrados.

La función de energía de deformación (Ecuación 1) representa la energía de deformación almacenada en un material compuesto reforzado en dos direcciones preferentes representadas por los invariantes I_4 e I_6 . Estos invariantes se pueden expresar en función del alargamiento en las direcciones principales (Ecuación 3).

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + (\lambda_1 \lambda_2)^{-2} \quad \text{Ecuación 2}$$

$$I_4 = \lambda_1^2 \cos^2 \alpha_1 + \lambda_2^2 \sin^2 \alpha_1 \quad I_6 = \lambda_1^2 \cos^2 \alpha_2 + \lambda_2^2 \sin^2 \alpha_2 \quad \text{Ecuación 3}$$

Las familias de fibras de una misma capa de tejido tienen dirección helicoidal y son simétricas entre sí, formando una doble espiral de fibras sin componente en la dirección radial. Las direcciones de anisotropía se encuentran a $\pm\alpha$ grados respecto a la dirección longitudinal. En la Ecuación 3 se puede asumir que $\alpha_1 = \alpha$ y $\alpha_2 = -\alpha$ (Holzapfel *et al.*, 2000). El ángulo α se puede determinar experimentalmente o ajustarse mediante el método de mínimos cuadrados. Además, las fibras de colágeno están integradas en el tejido, con el que se asume que existe una unión perfecta. Las fibras de colágeno no soportan esfuerzos de compresión, pandean cuando se ven sometidas a cargas de compresión (Gasser *et al.*, 2006).

El tejido arterial y cada una de sus capas se han considerado incompresibles (Carew *et al.*, 1968), siendo $\det(\mathbf{F}) = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$, donde \mathbf{F} representa el tensor gradiente de deformación y $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ es el alargamiento en las direcciones principales, en nuestro caso serán $\lambda_R, \lambda_C, \lambda_Z$ para la dirección radial, circunferencial y longitudinal respectivamente.

Para ajustar los datos experimentales obtenidos en el ensayo uniaxial se ha utilizado un algoritmo de minimización tipo Levenberg-Marquardt (Marquardt, 1963), definiendo como función objetivo la Ecuación 4. En esta función, n es el número de datos, $\sigma_{\theta\theta}$ y σ_{ZZ} son las tensiones de Cauchy obtenidas en el ensayo experimental y $\sigma_{\theta\theta}^\Psi$ y σ_{ZZ}^Ψ son las tensiones de Cauchy obtenidas para los i puntos (Ecuación 5) (Peña *et al.*, 2015).

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^n [(\sigma_{\theta\theta} - \sigma_{\theta\theta}^{\Psi})_i^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{zz}^{\Psi})_i^2]$$

Ecuación 4

$$\sigma_{\theta\theta}^{\Psi} = \lambda_{\theta} \frac{\partial \Psi_{iso}}{\partial \lambda_{\theta}} \quad \sigma_{zz}^{\Psi} = \lambda_z \frac{\partial \Psi_{iso}}{\partial \lambda_z}$$

Ecuación 5

Como se ha mencionado anteriormente, los parámetros κ y α se pueden determinar mediante dos métodos diferentes. Por tanto, en adelante se denominarán como materiales con propiedades fenomenológicas a los materiales en los que κ y α se hayan determinado mediante el método de mínimos cuadrados, y se llamarán materiales microestructurales a los que cuenten con κ y α obtenidos a partir de la medición experimental de las fibras de colágeno. El proceso de ajuste seguido es el mismo en ambos casos y se han llevado a cabo mediante *Matlab*, introduciendo un archivo de datos con los alargamientos (λ) y tensiones (σ) registradas en el ensayo experimental de cada probeta, en dirección circunferencial y longitudinal.

3.1.1. Ajuste de parámetros de materiales con propiedades fenomenológicas

Al introducir los alargamientos (λ) y tensiones (σ) experimentales de cada probeta, se obtuvo como resultado un grupo de parámetros ($C_1, K_1, K_2, \kappa, \alpha$) que cumplen las condiciones establecidas en el modelo de Gasser *et al.* (2006), así como un valor de error cuadrático medio (RMSE) para comprobar la bondad del ajuste. El ajuste de parámetros se ha realizado utilizando el mismo método en todas las capas individuales (íntima, media y adventicia) y completas de ambas zonas de análisis (aorta descendente y aorta abdominal).

Los parámetros obtenidos para cada material se resumen en la Tabla 1 y sus gráficas de ajuste se pueden consultar en el Anexo B. Dichos parámetros fueron los utilizados posteriormente para intentar reproducir los ensayos experimentales de tracción uniaxial con las probetas individuales de cada material.

AORTA DESCENDENTE						
	C1	K1	K2	α	κ	RMSE
Completa	11.863	77.693	20.383	42.954	0.1502	0.080571
Intima	22.683	55.738	28.571	44.722	0.0426	0.057499
Media	24.744	184.311	30.192	27.195	0.2612	0.030343
Adventicia	13.798	139.218	315.287	6.565	0.3309	0.238832
AORTA ABDOMINAL						
	C1	K1	K2	α	κ	RMSE
Completa	7.808	68.560	6.595	42.244	0.0005	0.086512
Intima	16.804	75.317	12.429	43.360	0.0020	0.070798
Media	13.330	73.846	8.257	39.405	0.0016	0.026384
Adventicia	47.376	118.933	124.932	27.991	0.2518	0.047416

Tabla 1: Parámetros iniciales de los materiales con propiedades fenomenológicas ajustados con el modelo de Gasser *et al.*, 2006 (C1 y K1 en kPa, α en grados, el resto de parámetros son adimensionales).

3.1.2. Ajuste de parámetros de materiales con propiedades microestructurales

Este modelo de material se basa en la medición experimental de la dirección de las fibras de colágeno (κ y α) de cada uno de los tejidos y la posterior obtención de los parámetros de material. En este caso, κ y α se obtuvieron a través de la metodología explicada en el apartado A.1 del Anexo A.

Así, se conocen dos de los cinco parámetros ($C_1, K_1, K_2, \kappa, \alpha$) que caracterizan el comportamiento del material de antemano, por lo tanto, serán incluidos en el ajuste.

Introduciendo los valores κ y α de cada caso junto con los alargamientos (λ) y tensiones (σ) registradas en el ensayo experimental de cada probeta individual, se obtuvieron como resultado los parámetros de material de la Tabla 2. En el Anexo B se pueden comprobar las gráficas de ajuste de estos parámetros.

AORTA DESCENDENTE						
	C1	K1	K2	α	K	RMSE
Completa	13.665	161.016	24.358	39.924	0.2482	0.133870
Intima	22.576	276.459	42.852	42.858	0.2465	0.135096
Media	14.308	290.229	4.872	35.010	0.2244	0.106118
Adventicia	1.610	278.866	87.627	42.786	0.2754	0.251300
AORTA ABDOMINAL						
	C1	K1	K2	α	K	RMSE
Completa	7.312	246.704	8.038	39.294	0.2251	0.102476
Intima	15.883	297.730	22.454	42.516	0.2288	0.126020
Media	17.571	170.852	19.933	34.038	0.2042	0.035431
Adventicia	28.265	450.421	0.010	38.214	0.2316	0.174293

Tabla 2: Parámetros de los materiales con propiedades microestructurales ajustados con el modelo de Gasser et al. (2006). (C1 y K1 en kPa, α en grados, el resto de parámetros son adimensionales).

En este caso, el valor de error cuadrático medio (RMSE) es superior a los obtenidos en materiales con propiedades fenomenológicas, ya que estamos determinando dos de los parámetros de antemano, haciendo más difícil el ajuste a los valores experimentales solo con los otros tres parámetros. Sin embargo, ahora κ y α tienen un significado físico real.

3.2. Reproducción de ensayos de tracción uniaxial individuales

Una vez obtenidos los ajustes de los materiales que definen cada una de las probetas individuales, se simulaban los ensayos experimentales de tracción uniaxial en *Abaqus/CAE 6.14-2* para comprobar que dichos datos reflejan el comportamiento real de las probetas. Los ensayos realizados con las propiedades fenomenológicas y con las propiedades microestructurales fueron los siguientes:

- Intima circunferencial descendente
- Media circunferencial descendente
- Adventicia circunferencial descendente
- Intima longitudinal descendente
- Media longitudinal descendente
- Adventicia longitudinal descendente
- Intima circunferencial abdominal
- Media circunferencial abdominal
- Adventicia circunferencial abdominal
- Intima longitudinal abdominal
- Media longitudinal abdominal
- Adventicia longitudinal abdominal

El proceso de creación y análisis de estas probetas se detalla a continuación. Se comenzó haciendo un modelo de cada probeta en *Abaqus/CAE 6.14-2* (Figura 5), en forma de prisma rectangular, con las dimensiones correspondientes (Tabla A1). En este tipo de probetas se añadieron 3 mm en cada extremo para reproducir las condiciones de la mordaza utilizada en el experimento. Las probetas circunferenciales se dibujaron siguiendo el eje X, mientras que las longitudinales se dibujaron

siguiendo el eje Y. Así, ambas probetas comparten el mismo ángulo α de dirección de las fibras respecto a la dirección circunferencial.

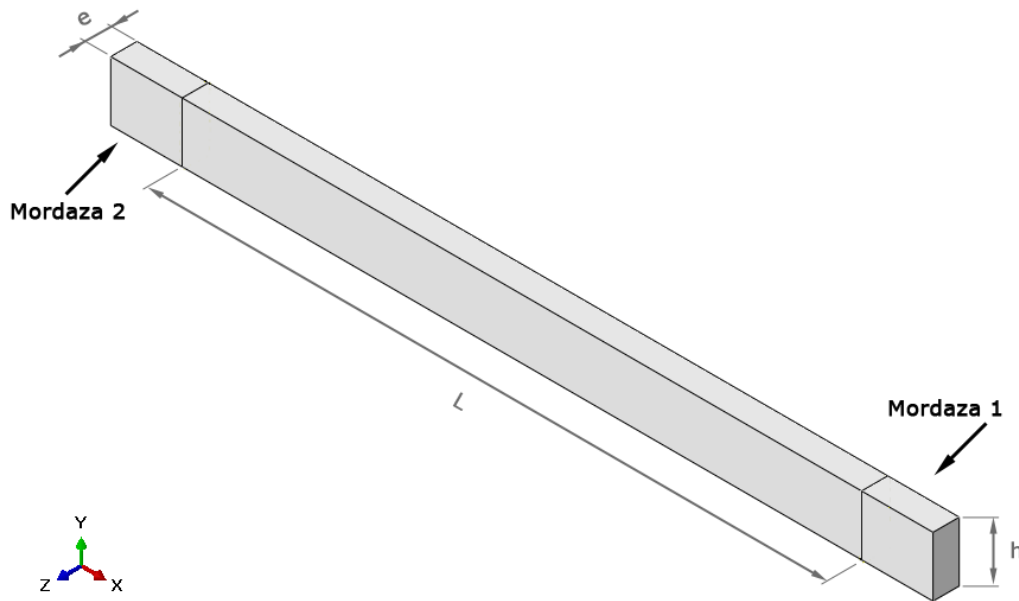


Figura 5: Modelo de probeta individual circunferencial.

Después se definió el material de la probeta. Las variables numéricas introducidas en *Abaqus* se corresponden con los parámetros de material (Tabla 1 para materiales con propiedades fenomenológicas y Tabla 2 para materiales con propiedades microestructurales), que se considera incompresible.

El siguiente paso fue crear el mallado de los modelos. En todas las probetas se utilizaron elementos hexagonales lineales con formulación híbrida (C3D8H) con un tamaño global aproximado de 0.25 mm, con al menos tres elementos en el espesor de cada modelo, dando como resultado una malla con los nodos y elementos cuantificados en la Tabla 3.

Material	Probetas	Nodos	Elementos	Probetas	Nodos	Elementos
Completa	w_DTA_C	17424	14410	w_IAA_C	9000	6820
	w_DTA_L	12840	10388	w_IAA_L	7992	6050
Intima	Int_DTA_C	6672	4554	Int_IAA_C	5440	3645
	Int_DTA_L	4520	3024	Int_IAA_L	3200	2133
Media	Med_DTA_C	7645	5520	Med_IAA_C	5080	3402
	Med_DTA_L	4960	3321	Med_IAA_L	3960	2646
Adventicia	Adv_DTA_C	7904	5436	Adv_IAA_C	5800	3888
	Adv_DTA_L	5520	3762	Adv_IAA_L	2880	1917

Tabla 3: Elementos y nodos de la malla de cada modelo de probeta uniaxial individual.

Seguidamente, se añadió un *step* para realizar el ensayo y se especificaron las condiciones de contorno. Estas condiciones se aplicaron en la “zona de mordaza” correspondiente: una de las mordazas se empotró, mientras que en la otra se aplicó un desplazamiento impuesto que corresponde con la extensión (E) obtenida en cada ensayo experimental (Tabla A1) y se impidió el movimiento en los otros dos ejes, para reproducir lo más fielmente posible el ensayo uniaxial del laboratorio.

Para introducir la dirección de las fibras de colágeno se incluyó un código específico (Figura 6) a través del editor de *Keywords*. Este código aparecerá posteriormente en el archivo **.inp* y define la dirección de las dos familias de fibras simétricas del tejido.

```
*parameter
Pi = 3.141592654
gamma = 27.195
theta1 = gamma
c1 = cos(theta1*Pi/180)
s1 = sin(theta1*Pi/180)
theta2 = theta1-2*gamma
c2 = cos(theta2*Pi/180)
s2 = sin(theta2*Pi/180)
*Orientation, name=Ori-1, local directions=2
1., 0., 0., 0., 1., 0.
3, 0.
<c1>, <s1>, 0.0
<c2>, <s2>, 0.0
** Section: media
*Solid Section, elset=Set-1, orientation=Ori-1, material=media
```

Figura 6: Código que define la dirección de las familias de fibras en la probeta media circunferencial descendente. La variable principal es el parámetro γ , que corresponde con el valor α obtenido al realizar el ajuste de parámetros del material.

Una vez realizados los cálculos correspondientes, se extrajeron datos de tensión y alargamiento para compararlos con los datos experimentales, obteniendo resultados satisfactorios en la mayoría de los casos. Sin embargo, el grupo de parámetros ($C_1, K_1, K_2, \kappa, \alpha$) obtenido al realizar el ajuste con el modelo de Gasser *et al.* (2006) no siempre reproduce el comportamiento mecánico de la probeta tras la reproducción del ensayo uniaxial ya que la función de ajuste no tiene una solución única. Por ello, algunos materiales tuvieron que ser reajustados.

A continuación se muestran los resultados obtenidos por los materiales que no reprodujeron el comportamiento experimental (Figura 7, Figura 8 y Figura 9). Todos ellos son materiales con propiedades fenomenológicas y tuvieron que ser reajustados. Los materiales con propiedades microestructurales reprodujeron con éxito los ensayos experimentales.

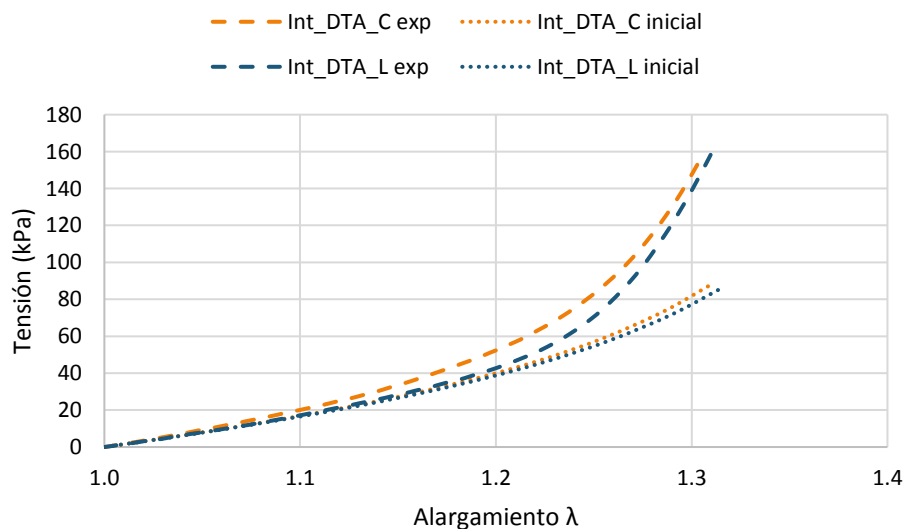


Figura 7: Resultado de la reproducción del ensayo de tracción uniaxial en probetas de íntima descendente con material inicial con propiedades fenomenológicas.

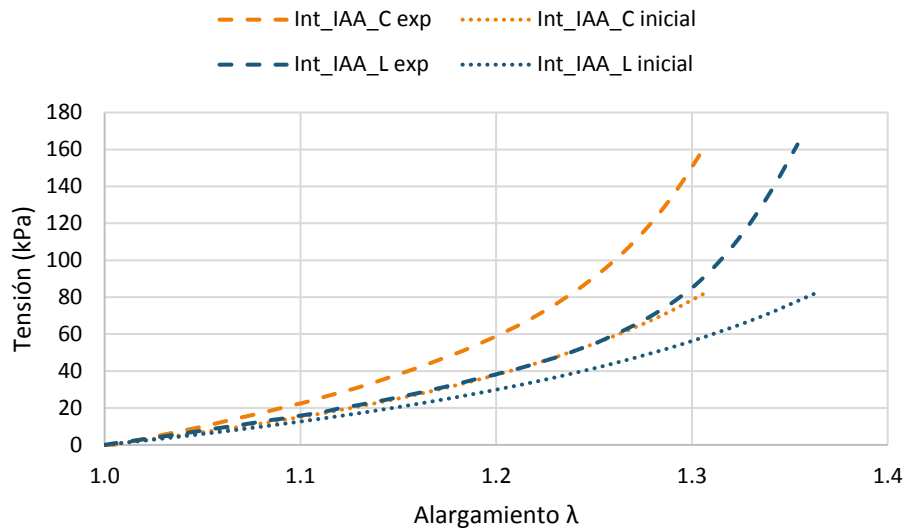


Figura 8: Resultado de la reproducción del ensayo de tracción uniaxial en probetas de íntima abdominal con material inicial con propiedades fenomenológicas.

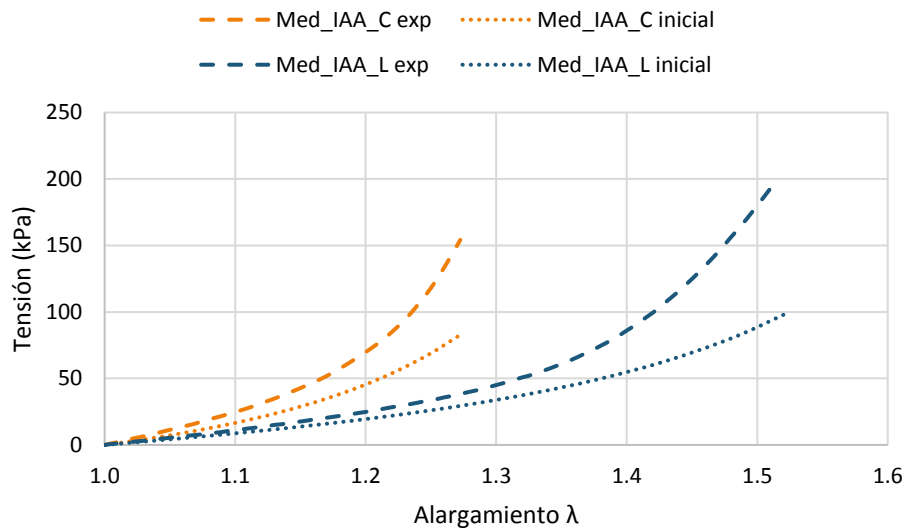


Figura 9: Resultado de la reproducción del ensayo de tracción uniaxial en probetas de media abdominal con material inicial con propiedades fenomenológicas.

Los materiales con propiedades fenomenológicas de íntima descendente, íntima abdominal y media abdominal tuvieron que ser reajustados, proponiendo en cada caso un valor mínimo del parámetro κ en la función de ajuste. Este parámetro representa la dispersión de las fibras de colágeno, y éstos valores fueron muy bajos en el ajuste inicial (Tabla 1). Por ello, se propusieron valores mínimos de κ acordes a la literatura, hasta obtener nuevos grupos de parámetros que fuesen capaces de reproducir el comportamiento de cada tejido tras la resolución del ensayo correspondiente.

Los parámetros que se obtuvieron tras el reajuste y posterior comprobación mediante la reproducción del ensayo, junto con los parámetros de material que ya habían sido validados en el apartado anterior, se presentan en la Tabla 4. En el Anexo B se incluyen las gráficas de ajuste de parámetros para las capas que fueron reajustadas, en las que se comprueba que los nuevos parámetros también consiguen que la función de ajuste utilizada (Ecuación 1) replique el comportamiento de cada material.

AORTA DESCENDENTE						
	C1	K1	K2	α	κ	RMSE
Completa*	14.722	210.176	47.891	34.634	0.306	0.081256
Íntima*	25.994	314.343	109.073	43.489	0.302	0.058113
Media	24.744	184.311	30.192	27.195	0.261	0.030343
Adventicia	13.798	139.218	315.287	6.565	0.331	0.238832
AORTA ABDOMINAL						
	C1	K1	K2	α	κ	RMSE
Completa*	14.555	292.100	24.882	26.667	0.300	0.092649
Íntima*	23.831	372.705	53.106	35.099	0.300	0.029887
Media*	17.059	251.900	21.277	29.207	0.250	0.073662
Adventicia	47.376	118.933	124.932	27.991	0.251	0.047416

Tabla 4: Parámetros definitivos de los materiales con propiedades fenomenológicas ajustados con el modelo de Gasser et al., 2006. (*) materiales reajustados (C1 y K1 en kPa, α en grados, el resto de parámetros son adimensionales).

A continuación se muestran los resultados de la reproducción de ensayos en capas individuales descendentes y abdominales, utilizando los parámetros definitivos de material con propiedades fenomenológicas (Tabla 4) y los parámetros de material con propiedades microestructurales (Tabla 2). En la Figura 10 se presentan los resultados de los ensayos con íntima, en la Figura 11 se encuentran los resultados de probetas de media y en la Figura 12 están los resultados de ensayos con adventicia.

Tanto los materiales con propiedades fenomenológicas como microestructurales son capaces de reproducir, en cada caso, el comportamiento de las probetas individuales de tracción uniaxial.

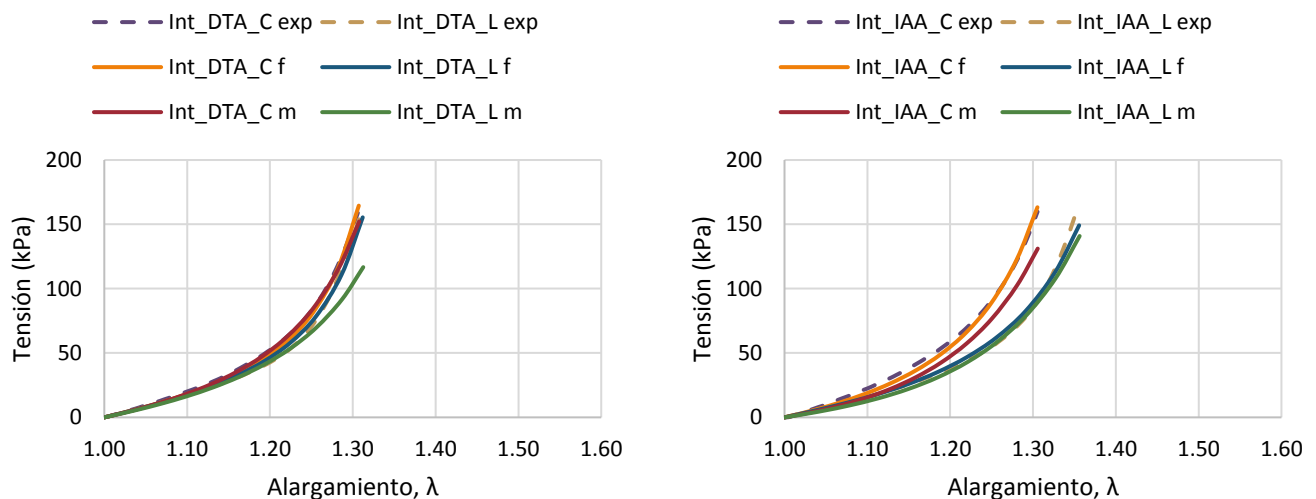


Figura 10: Resultados de la reproducción de los ensayos de tracción uniaxial en probetas de íntima descendente (dcha.) y abdominal (izda.), con material fenomenológico (f) y microestructural (m).

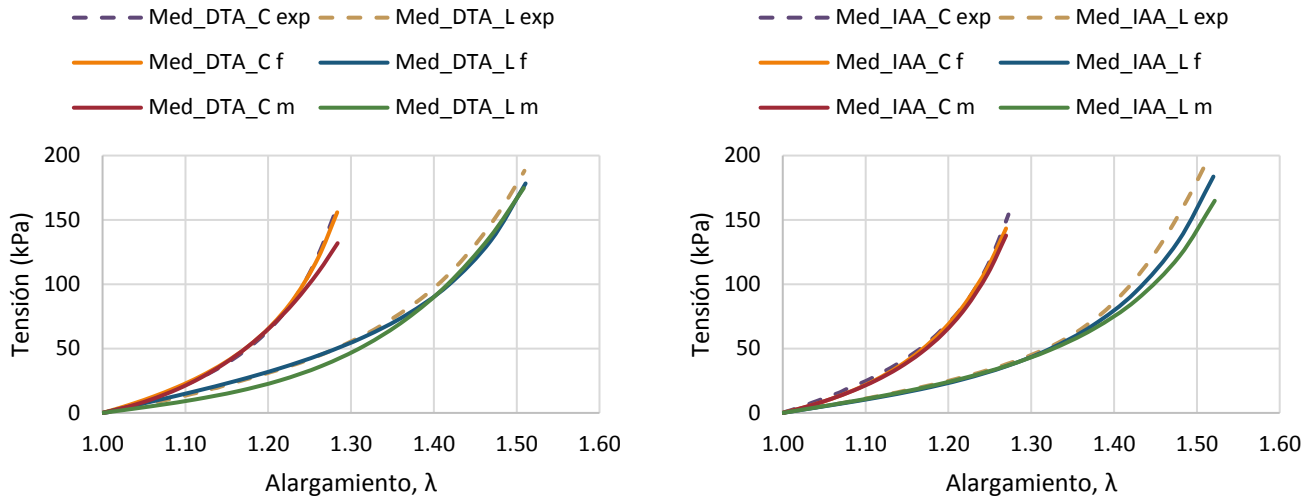


Figura 11: Resultados de la reproducción de los ensayos de tracción uniaxial en probetas de media descendente (dcha.) y abdominal (izda.), con material fenomenológico (f) y microestructural (m).

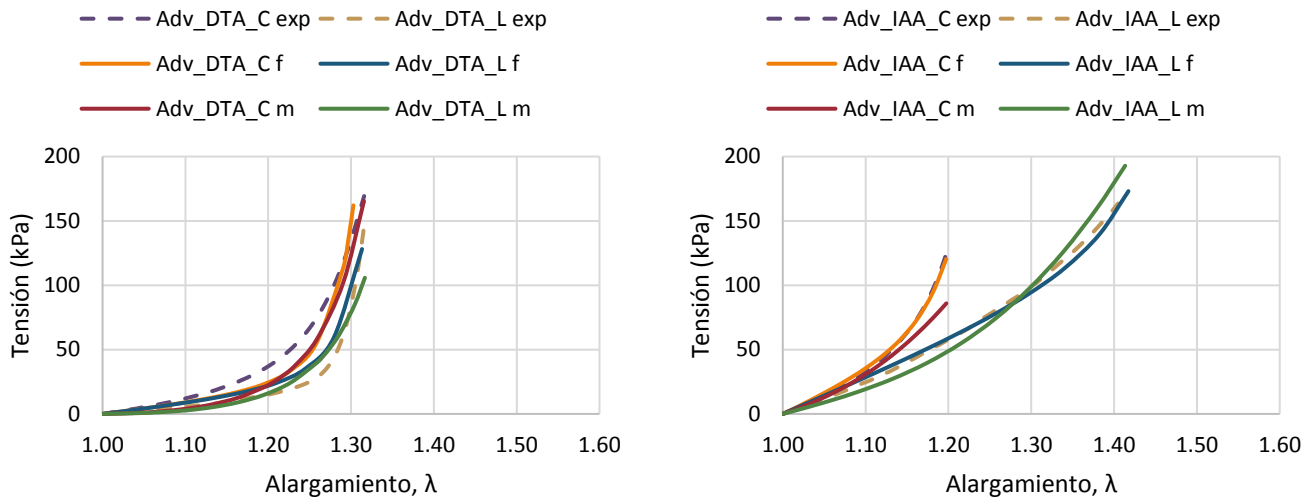


Figura 12: Resultados de la reproducción de los ensayos de tracción uniaxial en probetas de adventicia descendente (dcha.) y abdominal (izda.), con material fenomenológico (f) y microestructural (m).

Los parámetros de material con propiedades fenomenológicas de la Tabla 4 y los parámetros de material con propiedades microestructurales de la Tabla 2 fueron utilizados posteriormente como parámetros de material para reproducir los ensayos con probetas multicapa que se describen en el siguiente apartado.

4. Modelado multicapa de la aorta

Una vez comprobado que todos los materiales (Tabla 4 y Tabla 2) son capaces de reproducir el comportamiento de las muestras de tejido de cada capa individual, el siguiente paso fue reproducir diversos ensayos con las probetas multicapa utilizando dichos materiales. Este tipo de probetas representan el tejido arterial al completo, donde todas las capas y componentes colaboran entre sí para resistir los esfuerzos. En primer lugar, se simuló el ensayo de tracción uniaxial y después se comprobó el comportamiento de los tejidos en una reproducción de ensayo de tracción biaxial y en una reproducción de ensayo de inflado, cuyas condiciones se asemejan más al trabajo real del tejido arterial.

Para reproducir los ensayos mecánicos llevados a cabo con la muestra de tejido arterial multicapa ha sido necesario seguir un proceso de trabajo diferente al de las capas individuales. En primer lugar, se diseñó cada tipo de probeta con las dimensiones y espesor de capa correspondientes. Después se determinaron las condiciones de contorno más apropiadas en cada caso. Cada uno de los ensayos se calculó con dos modelos: uno de ellos incorpora la pretensión correspondiente en cada caso y el otro no la incluye. En los modelos con pretensión se crearon dos *steps* de carga: el primero de ellos se utilizó para implementar la pretensión, y el segundo para aplicar las condiciones del ensayo correspondiente.

En todos los ensayos, se han utilizado como parámetros de materiales y dirección preferente de las fibras de colágeno los previamente presentados en la Tabla 4 (material con propiedades fenomenológicas) y Tabla 2 (material con propiedades microestructurales). Por último, para resolver el cálculo se utilizó una subrutina de usuario (UMAT) que define el comportamiento de cada material siguiendo el modelo de Gasser *et al.* (2006), y además incluye la pretensión de cada una de las capas en los casos en los que se aplique.

4.1. Reproducción de ensayos de tracción uniaxial

El estudio de tracción uniaxial multicapa es similar al de capas individuales, sin embargo, debido a la necesidad de incluir la pretensión de cada uno de los tejidos, el proceso de trabajo ha sido diferente. En este apartado se realizaron cuatro ensayos para cada modelo de material:

- Multicapa circunferencial descendente
- Multicapa circunferencial abdominal
- Multicapa longitudinal descendente
- Multicapa longitudinal abdominal

En primer lugar, se construyó cada probeta uniaxial en *Abaqus* con las dimensiones de la Tabla A1. Después, se hicieron particiones para representar las capas que la componen, cuyo espesor se define en la Tabla 2. Como resultado se obtiene un prisma dividido en tres capas, similar al de la Figura 13.

En este tipo de probetas se utilizaron elementos hexagonales lineales con formulación híbrida (C3D8H) con un tamaño global aproximado de 0.25 mm, con al menos tres elementos en el espesor de cada capa, dando como resultado una malla con los siguientes nodos y elementos en cada caso (Tabla 5).

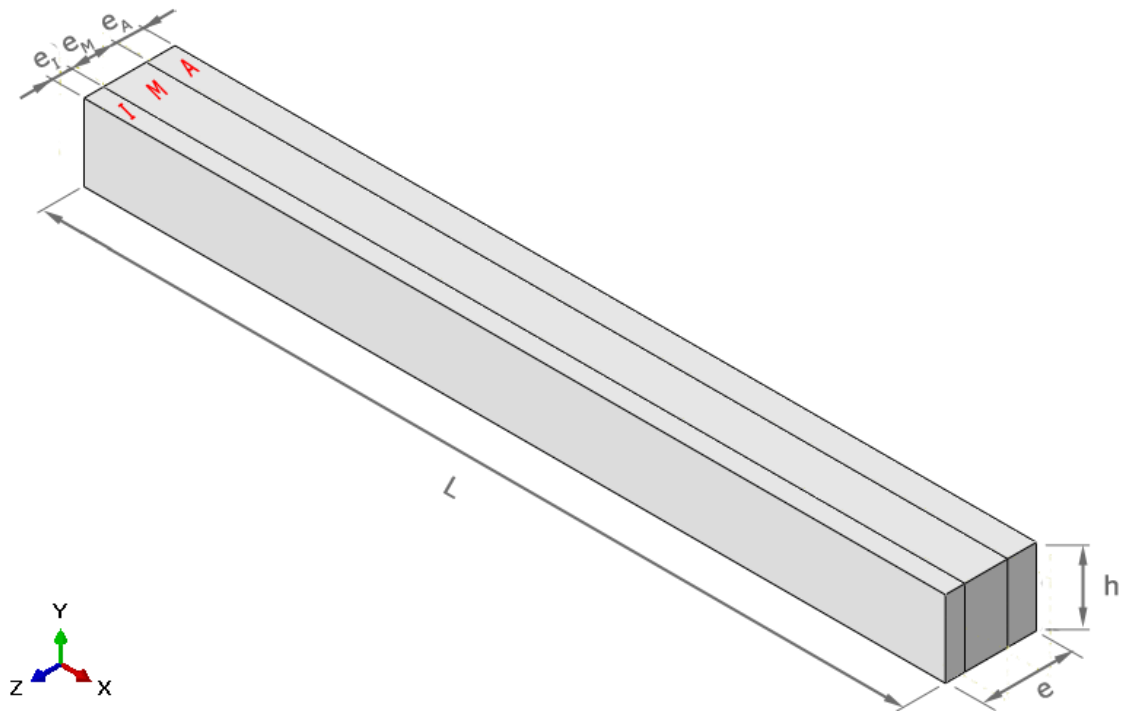


Figura 13: Diseño de una probeta multicapa circumferencial (I: Íntima, M: media; A: adventicia).

Ensayo	Probeta	Nodos	Elementos
Uniaxial multicapa	DTA_C	14256	11770
	DTA_L	12450	10332
	IAA_C	12120	9900
	IAA_L	10440	8514

Tabla 5: Elementos y nodos de la malla de cada modelo de probeta uniaxial multicapa.

Las condiciones de contorno aplicadas fueron las siguientes:

- Step 1: empotramiento en una base.
- Step 2: se mantiene el empotramiento y se añade un desplazamiento impuesto en la base contraria, obtenido en el ensayo experimental correspondiente (E, Tabla A1) y limitación de movimiento en los otros dos ejes.

Para ejecutar correctamente el cálculo de las probetas multicapa es necesario incluir algunas modificaciones en el archivo *.inp de los modelos, para definir la orientación de las fibras de colágeno, de forma similar a la Figura 6.

Al tratarse de probetas multicapa, los materiales de cada capa son diferentes entre sí. Por ello, cada capa adquiere diferentes tensiones residuales a lo largo de su desarrollo (crecimiento, remodelación, etc.) y es necesario incorporarlas en el cálculo. En el caso de probetas uniaxiales multicapa, en cada probeta se ha aplicado una pretensión uniaxial, en la dirección en la que se ha producido el ensayo (circunferencial o longitudinal, Tabla 6), dejando pretensión unitaria en el resto de direcciones principales. Estos valores se obtuvieron en el estudio de Peña *et al.* (2015) y son válidos tanto para probetas con materiales de propiedades fenomenológicas como microestructurales.

La forma de implantar dicha pretensión es mediante la generación de un archivo (*U0.inp*) para cada probeta multicapa, en el que aparece el alargamiento debido a la pretensión (Tabla 6) para cada

uno de los elementos de la probeta, dependiendo de la dirección del ensayo y de la capa en la que se encuentre cada elemento.

	AORTA DESCENDENTE			AORTA ABDOMINAL		
	Íntima	Media	Adventicia	Íntima	Media	Adventicia
Circunferencial, λ_C	0.9541	1.0334	0.9286	1.0154	1.0162	0.9593
Longitudinal, λ_L	0.9570	1.0384	0.9521	0.9645	1.0053	0.9427

Tabla 6: Pretensión en probetas uniaxiales multicapa.

Mediante una subrutina de usuario UMAT que incluye el modelo de Gasser *et al.* (2006) se calcularon los ensayos para las probetas uniaxiales multicapa, descendente y abdominal. Los cálculos se realizaron con y sin pretensión, para poder comparar los resultados y valorar sus efectos.

Tras realizar los cálculos correspondientes, se obtuvieron los datos relativos a Fuerza de reacción (F) y extensión (E) de las probetas. A partir de esos datos se calculó la tensión (σ) y el alargamiento (λ) equivalentes, utilizando la Ecuación A1 y Ecuación A2.

4.1.1. Resultados con materiales de propiedades fenomenológicas

A continuación se presentan los resultados obtenidos cuando se aplica el modelo de Gasser *et al.* (2006) al cálculo de probetas multicapa de tejido arterial con pretensión y sin ella, para materiales con propiedades fenomenológicas; y se comparan respecto a los datos aportados por el ensayo experimental.

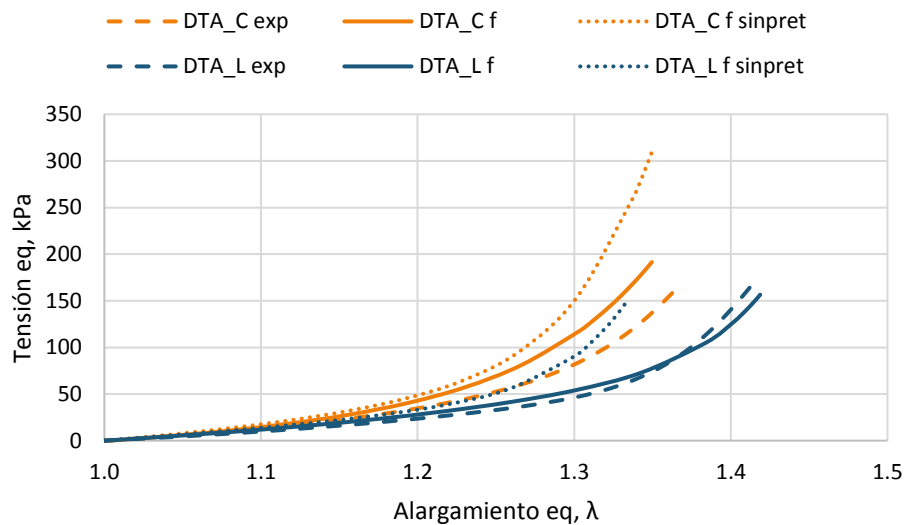


Figura 14: Resultados de la reproducción del ensayo de tracción uniaxial en probetas multicapa descendentes con material con propiedades fenomenológicas (f) con pretensión y sin ella (sinpret) (DTA_C: completa circunferencial descendente; DTA_L: completa longitudinal descendente).

En la Figura 14 se encuentran los resultados del ensayo en probetas multicapa descendentes. Como se puede observar, el modelo con pretensión ha reproducido los resultados del ensayo experimental en la dirección longitudinal, llegando hasta una tensión de 156 kPa cuando se aplica un alargamiento de 1.418 en esta probeta. En el ensayo experimental se alcanzó una tensión de 176 kPa. En general, puede decirse que la curva de tensión se superpone a su respectiva experimental en el modelo multicapa longitudinal descendente, por lo que representa de manera fiel el comportamiento experimental.

Por otra parte, el modelo circunferencial con pretensión ha obtenido resultados menos precisos debido a problemas de convergencia en la parte final del cálculo. Por este motivo, el modelo tuvo un alargamiento de 1.349, frente a 1.369 que se consiguió en el ensayo experimental. Además, se alcanzaron tensiones ligeramente superiores a las experimentales, lo que ha generado que este modelo sea más rígido que en la probeta experimental. La máxima tensión obtenida ha sido de 191 kPa, frente a los 169 kPa que se registraron en el ensayo previo.

En cuanto a los resultados de las probetas multicapa sin pretensión, tanto en la dirección circunferencial como en la longitudinal, vemos que el comportamiento es más rígido que sus respectivas versiones pretensionadas.

Si comparamos el comportamiento de la dirección longitudinal con la circunferencial cuando se aplica la pretensión, puede decirse que el tejido tiene un comportamiento muy isótropo, ya que las probetas tienen una rigidez similar en ambas direcciones, ligeramente superior en la circunferencial.

A modo de ejemplo, en la Figura 15 se muestra el estado tensional de la probeta uniaxial multicapa circunferencial descendente. Se puede comprobar que, en cada probeta, la parte central de cada capa tiene una tensión constante, debido a que el ensayo es uniaxial.

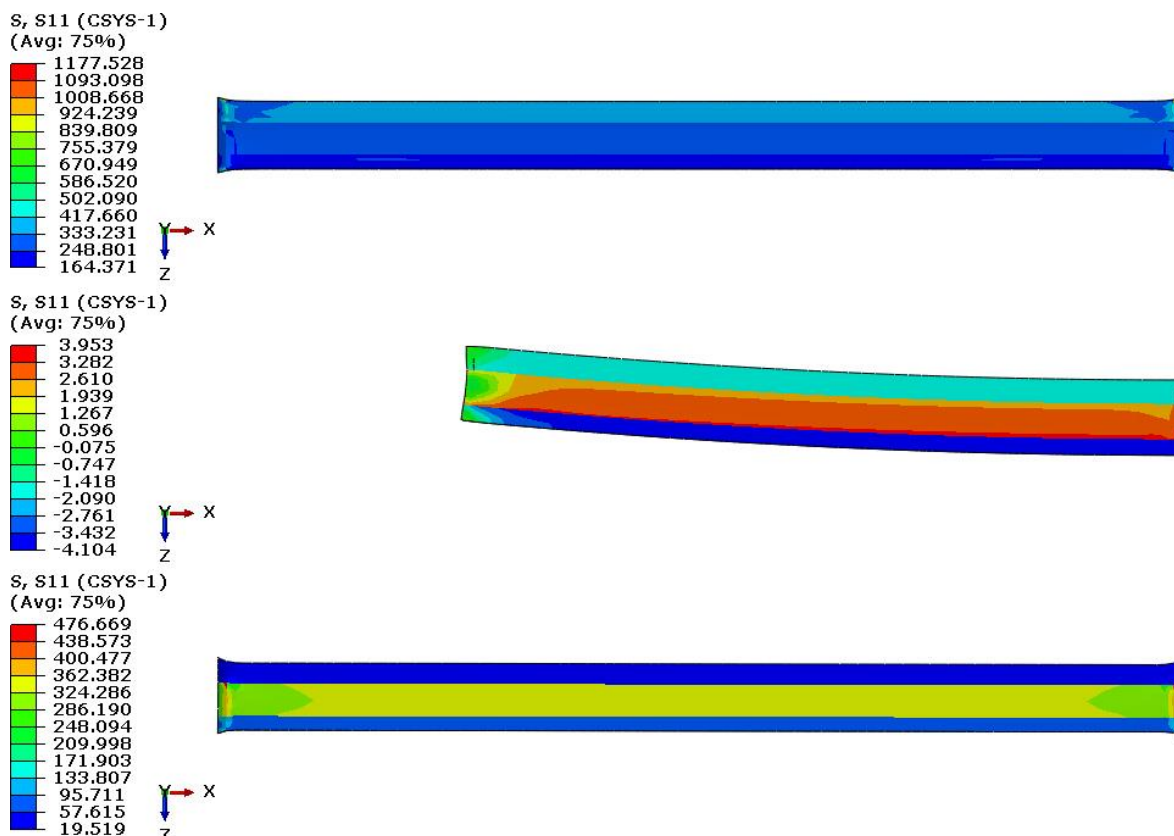


Figura 15: Esquema de tensiones (kPa) generado en la probeta uniaxial multicapa circunferencial descendente con material con propiedades fenomenológicas. Se representa el resultado de la probeta sin pretensión (arriba), el efecto aislado de la pretensión (centro) y el resultado de aplicar la carga en la probeta ya pretensionada (abajo). (Capa superior: adventicia; Capa central: media; Capa inferior: íntima)

Respecto a los modelos de probeta multicapa abdominales con materiales con propiedades fenomenológicas (Figura 16), los datos extraídos fueron los siguientes. Al modelo de probeta longitudinal se le aplicó un alargamiento de 1.455. Este modelo alcanzó una tensión de 154 kPa cuando se

utiliza la pretensión, siendo 181 kPa su respectivo valor experimental. La forma de la curva es muy similar a la experimental. Como ejemplo, en la Figura 17 se muestra el estado tensional de la probeta uniaxial multicapa longitudinal abdominal. De nuevo, el modelo sin pretensión ha obtenido una curva de comportamiento más rígida que la experimental.

En cuanto al modelo circunferencial, el cálculo con pretensión no pudo completarse debido a problemas de convergencia y se detuvo cuando se había aplicado el 73% de la carga. A pesar de este inconveniente, los resultados muestran una buena tendencia y son capaces de representar el comportamiento experimental hasta el instante mencionado. La máxima tensión fue 114 kPa mientras que en el ensayo experimental llegó a 165 kPa. Tampoco pudo completarse el cálculo en el caso del ensayo sin pretensión, aunque los resultados que se han podido conseguir muestran también una tensión mayor que su homóloga pretensionada al mismo nivel de alargamiento.

En la zona abdominal, el tejido es más anisótropo que en la zona descendente, ya que el comportamiento de las dos direcciones es más diferente entre sí, siendo en ambas zonas más rígido en la dirección circunferencial.

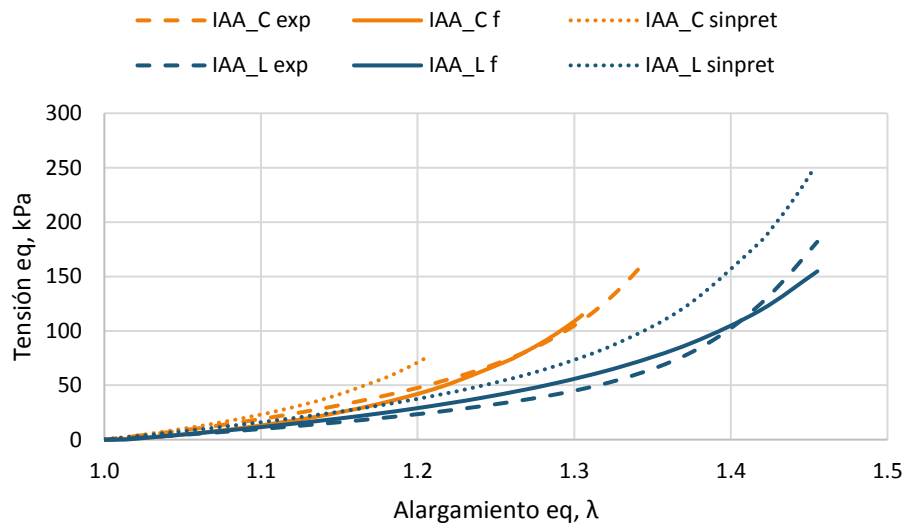


Figura 16: Resultados de la reproducción del ensayo de tracción uniaxial en probetas multicapa abdominales con material con propiedades fenomenológicas (f) con pretensión y sin ella (sinpret) (IAA_C: completa circunferencial abdominal; IAA_L: completa longitudinal abdominal).

En cuanto a los resultados de las probetas multicapa sin pretensión, tanto en los casos descendentes como abdominales, vemos que el comportamiento es más rígido que sus respectivas versiones pretensionadas. En todos los casos estudiados en este apartado, la aplicación de la pretensión da como resultado tensiones inferiores a las encontradas cuando no se tiene en cuenta este efecto.

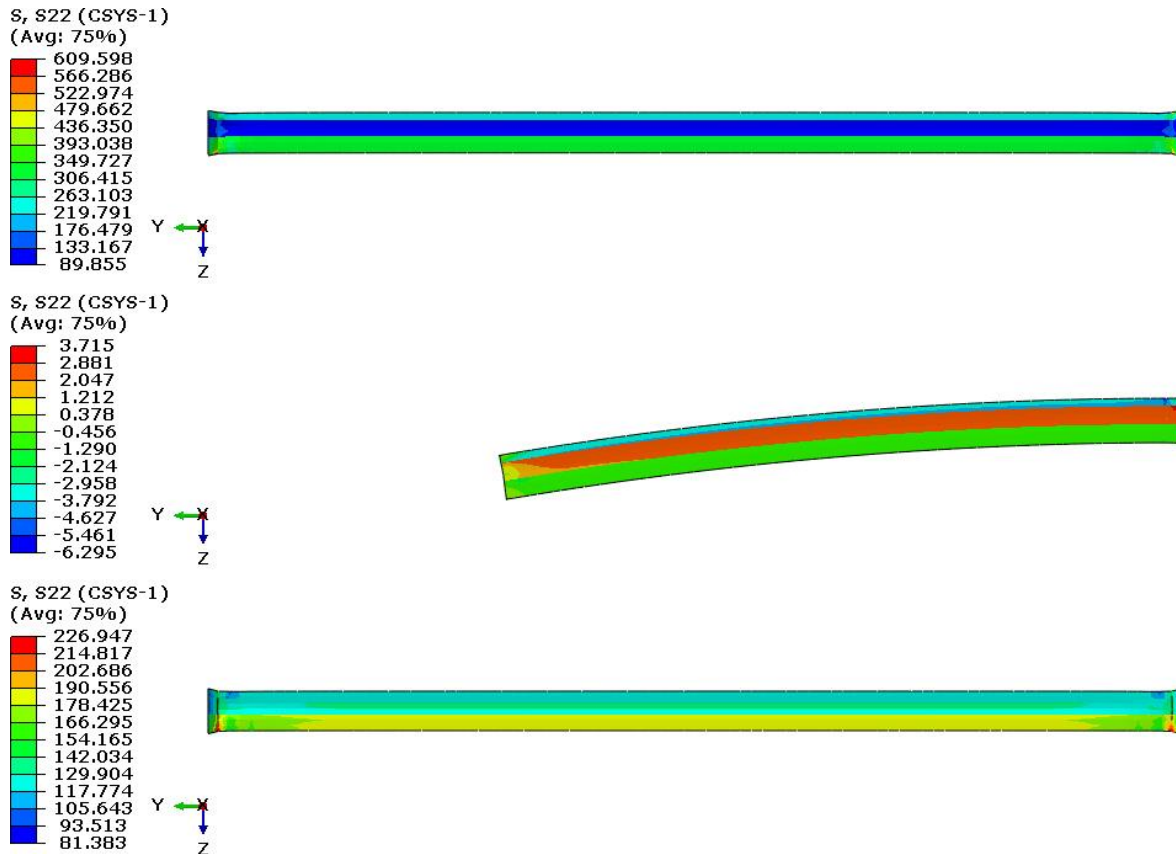


Figura 17: Esquema de tensiones (kPa) generado en la probeta uniaxial multicapa longitudinal abdominal con material con propiedades fenomenológicas. Se representa el resultado de la probeta sin pretensión (arriba), el efecto aislado de la pretensión (centro) y el resultado de aplicar la carga en la probeta ya pretensionada (abajo). (Capa superior: adventicia; Capa central: media; Capa inferior: íntima)

4.1.2. Resultados con materiales de propiedades microestructurales

En este apartado se presentan los resultados obtenidos cuando se aplica el modelo de Gasser *et al.* (2006) al cálculo de probetas multicapa de tejido arterial con pretensión y sin ella, para materiales con propiedades microestructurales; y se comparan respecto a los datos aportados por el ensayo experimental.

En la Figura 18 se encuentran los resultados de los ensayos en probetas multicapa descendentes. Como se puede observar, el modelo ha reproducido con éxito el comportamiento de la probeta en dirección circunferencial, ya que esta curva y su respectiva experimental son muy similares. Se alcanzó una tensión de 159 kPa, mientras que el experimento llegó hasta los 169 kPa. Se aplicó un alargamiento de 1.36.

En la dirección longitudinal, el resultado del modelo no es tan cercano al experimental como en la dirección circunferencial, en este caso la curva de comportamiento se separa ligeramente de la experimental en la parte final, obteniendo una tensión máxima de 114 kPa frente a los 160 kPa del ensayo, donde se tuvo un alargamiento de 1.41 mm. En esta dirección, puede decirse que el modelo reproduce bien el comportamiento experimental en alargamientos inferiores a 1.35.

Tanto en dirección longitudinal como circunferencial, los modelos sin pretensión solo pudieron calcularse hasta el 75% de su carga final. Sin embargo, se puede ver cómo, en ambos casos, las tensiones alcanzadas con superiores que en sus modelos homólogos pretensionados cuando se encuentran en el mismo nivel de alargamiento.

En lo referente a los modelos abdominales multicapa con material de propiedades microestructurales, sus resultados se encuentran en la Figura 19. La probeta longitudinal refleja mejor que la circunferencial el comportamiento experimental. En la primera de ellas la máxima tensión registrada fue de 200 kPa, superior a los 181 kPa de la versión experimental. En ambos casos se alcanzó un alargamiento de 1.45. La forma de esta curva es similar a la experimental, aunque ligeramente más rígida.

El modelo circunferencial ha dado como resultado un comportamiento más elástico que el de la muestra de tejido experimental. La máxima tensión registrada (107 kPa) es inferior a los 165 kPa que se alcanzaron en el ensayo experimental. En ambos casos se tuvo un alargamiento de 1.35.

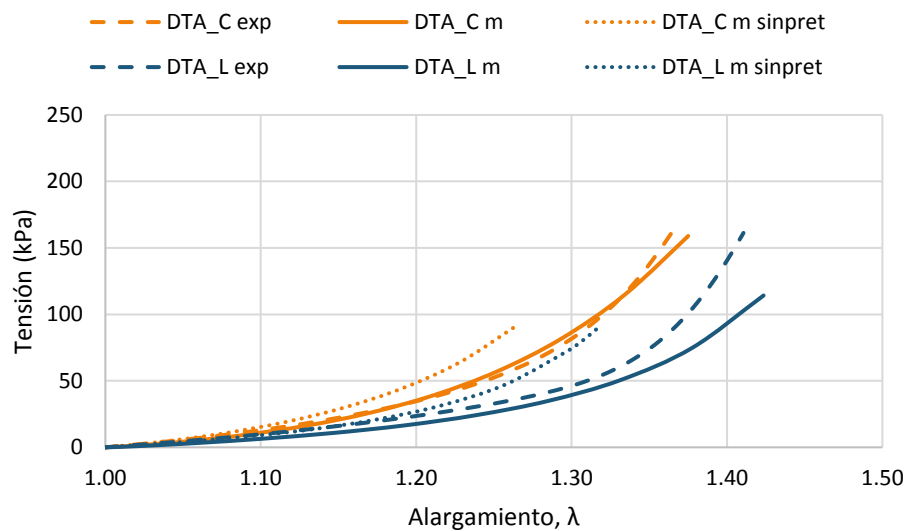


Figura 18: Resultados de la reproducción del ensayo de tracción uniaxial en probetas multicapa descendentes, con material con propiedades microestructurales (f) con pretensión y sin ella (sinpret) (DTA_C: completa circunferencial descendente; DTA_L: completa longitudinal descendente)

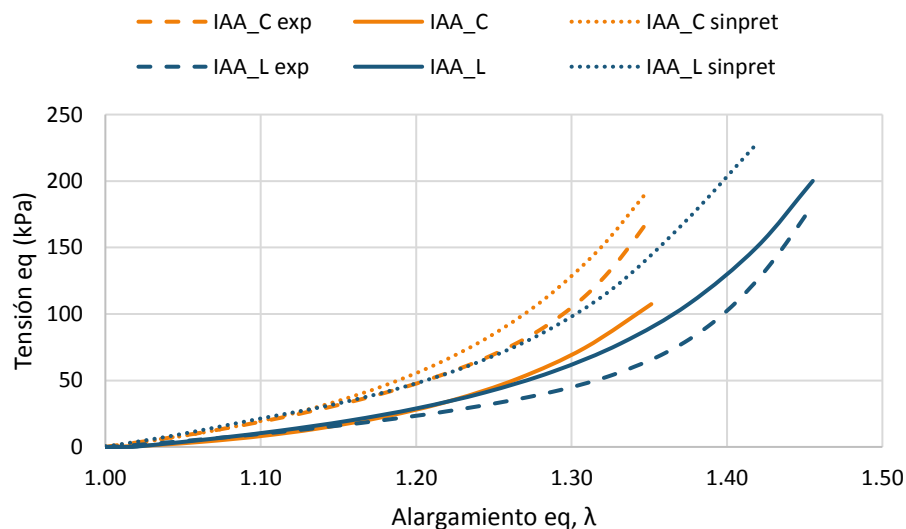


Figura 19: Resultados de la reproducción del ensayo de tracción uniaxial en probetas multicapa abdominales, con material con propiedades microestructurales (f) con pretensión y sin ella (sinpret) (IAA_C: completa circunferencial abdominal; DTA_L: completa longitudinal abdominal)

También en estos casos, los modelos sin pretensión de estas probetas muestran un estado tensional superior a las pretensionadas.

4.2. Reproducción de ensayos de tracción biaxial

Hasta este punto, las probetas se han agrupado en circunferenciales o longitudinales dependiendo de la dirección de su ensayo uniaxial. Con los ensayos de tracción biaxial, se puede analizar el comportamiento en el plano que forman estas dos direcciones. El ensayo de tracción biaxial se ha realizado únicamente sobre la probeta multicapa descendente, ya que no se disponía de datos para su versión abdominal.

Esta probeta tiene forma cuadrangular (Figura 20) y sus dimensiones se encuentran en la Tabla A3, así como los valores experimentales necesarios para la reproducción del ensayo. El ensayo de tracción biaxial es similar al uniaxial, pero, en este caso, se aplica un desplazamiento en cada dirección (circunferencial y longitudinal), perpendiculares entre sí. De esta forma, el tejido realiza un trabajo que se asemeja más a su forma de trabajo natural.

Los ensayos biaxiales pueden configurarse para conseguir diferentes tensiones en cada dirección, controlando el desplazamiento de las mordazas de la máquina de ensayo. Así, un protocolo de carga 2:2 indica que en ambas direcciones se ha alcanzado la misma tensión, en un protocolo de carga 1:2 la tensión circunferencial es la mitad de la longitudinal, y con un protocolo 2:1 la tensión longitudinal es la mitad a la circunferencial. En el ensayo experimental se aplicaron estos tres protocolos de carga, que se han reproducido en la simulación.

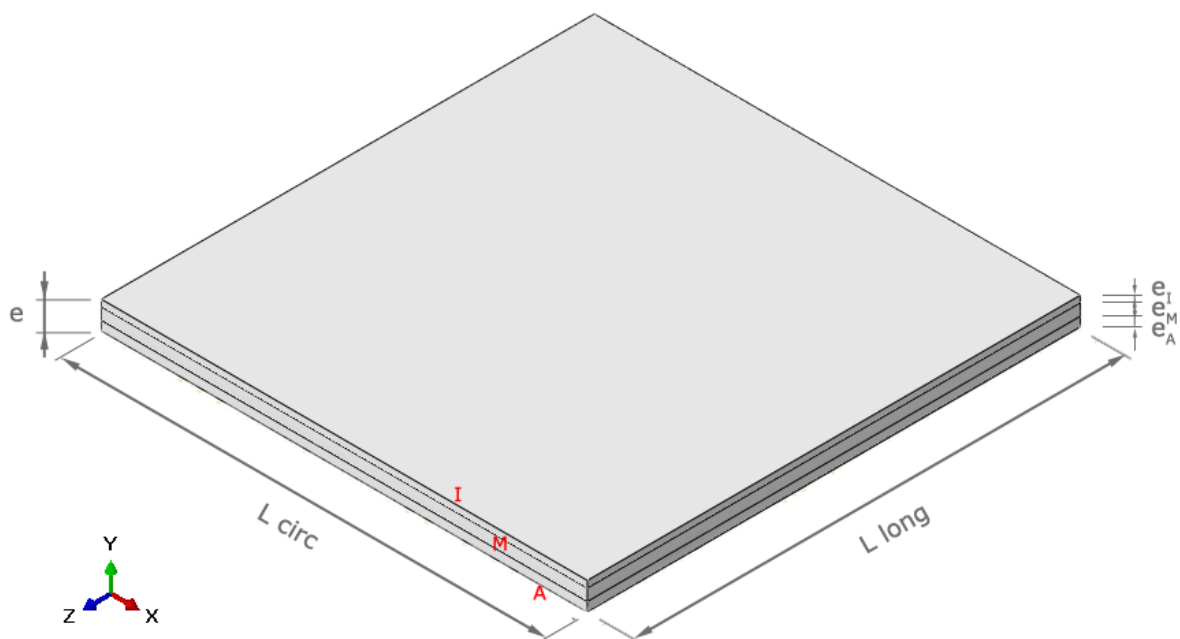


Figura 20: Diseño de la probeta biaxial descendente.
(Capa superior: Íntima, I; Capa central: Media, M; Capa inferior: Adventicia, A).

En esta probeta se utilizaron elementos hexagonales lineales con formulación híbrida (C3D8H) con un tamaño global aproximado de 1 mm, con al menos tres elementos en el espesor de cada capa, dando como resultado una malla con 8788 nodos y 7500 elementos.

En el modelo biaxial se ha tomado como dirección longitudinal la del eje X y como dirección circunferencial el eje Z. Las condiciones de contorno aplicadas fueron las siguientes:

- Step 1: simetría en el eje X en un lateral longitudinal, simetría en el eje Z en un lateral circunferencial y simetría en el eje Y en el plano horizontal central (Figura 21, dcha.).
- Step 2: se mantienen las simetrías y se añaden desplazamientos impuestos en los laterales libres (Figura 21, izda.), obtenidos en cada protocolo del ensayo experimental.

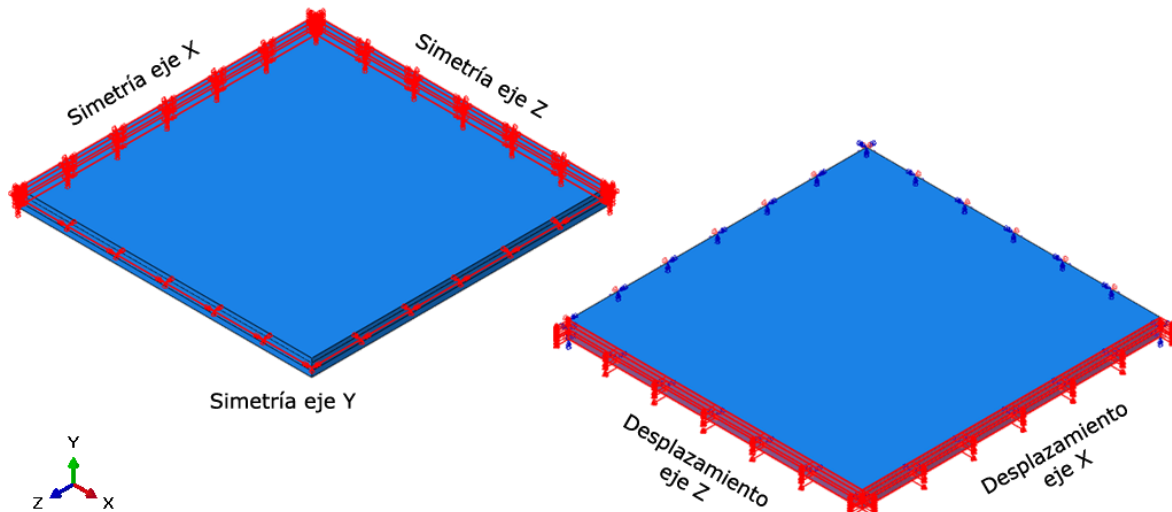


Figura 21: Esquema de las condiciones de contorno aplicadas en la probeta biaxial multicapa. El eje X representa la dirección longitudinal, el eje Z representa la dirección circunferencial (Derecha: condiciones de contorno en steps 1 y 2; Izquierda: desplazamientos impuestos en el step 2).

Una vez construida la probeta, se incluyeron las modificaciones necesarias en el *.inp, a través del editor de *Keywords*. Como esta probeta utiliza los mismos materiales que la probeta uniaxial multicapa descendente, las modificaciones del *.inp son las mismas que las allí realizadas (Figura 6), teniendo en cuenta que ahora los ejes circunferencial y longitudinal son diferentes. Tras aplicar las modificaciones necesarias, se generó un *job* para cada protocolo de carga (2:2, 1:2, 2:1). El desplazamiento aplicado en cada caso es lo que diferencia los protocolos.

Para analizar correctamente las probetas multicapa fue necesario incluir en el cálculo la pretensión del tejido. En el caso de probetas biaxiales multicapa, se ha aplicado una pretensión en las tres direcciones, siendo en la dirección radial $\lambda_R = 1/(\lambda_C \lambda_L)$ (Figura 22). Estos valores son válidos tanto para probetas con material de propiedades fenomenológicas como microestructurales, y para todos los protocolos de carga.

De forma similar a las probetas uniaxiales, la pretensión se incluyó mediante la generación de un archivo (*U0.inp*) para las probetas multicapa, en el que aparece el alargamiento debido a la pretensión (Figura 22) para cada uno de los elementos de la probeta en dirección circunferencial y longitudinal, dependiendo de la capa en la que se encuentre cada elemento.

	AORTA DESCENDENTE		
	Íntima	Media	Adventicia
Circunferencial, λ_C	0.9541	1.0334	0.9286
Longitudinal, λ_L	0.9570	1.0384	0.9521
Radial, λ_R	1.0951	0.9318	1.1310

Figura 22: Pretensión en probetas biaxiales multicapa.

Mediante una subrutina de usuario UMAT que incluye el modelo de Gasser *et al.* (2006), se calcularon los ensayos para la probeta biaxial multicapa descendente, para cada protocolo de carga. Los cálculos se realizaron con y sin pretensión, para poder comparar los resultados y valorar sus efectos.

Finalmente, se obtuvieron los datos relativos a Fuerza de reacción (F) y extensión (E) de las probetas. A partir de esos datos se calculó la tensión (σ) y el alargamiento (λ) equivalentes, utilizando la Ecuación A1 y Ecuación A2.

4.2.1. Resultados con materiales de propiedades fenomenológicas

En este apartado se presentan los resultados obtenidos para cada protocolo de carga cuando se aplican con propiedades fenomenológicas, calculados con pretensión y sin ella en la Figura 23, Figura 24 y Figura 25.

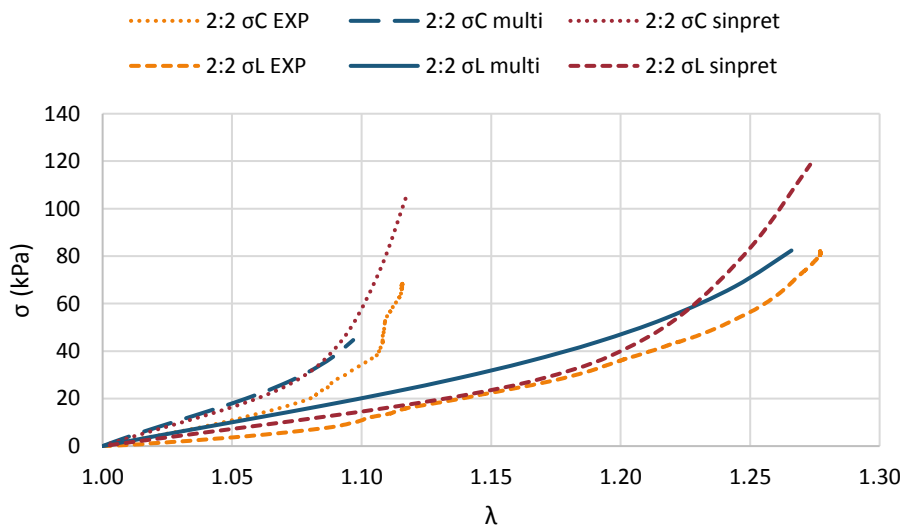


Figura 23: Resultados de la reproducción del ensayo de tracción biaxial en la probeta multicapa descendente con material de propiedades fenomenológicas con el protocolo de carga 2:2, con pretensión y sin ella (σ_C : tensión circunferencial; σ_L : tensión longitudinal).

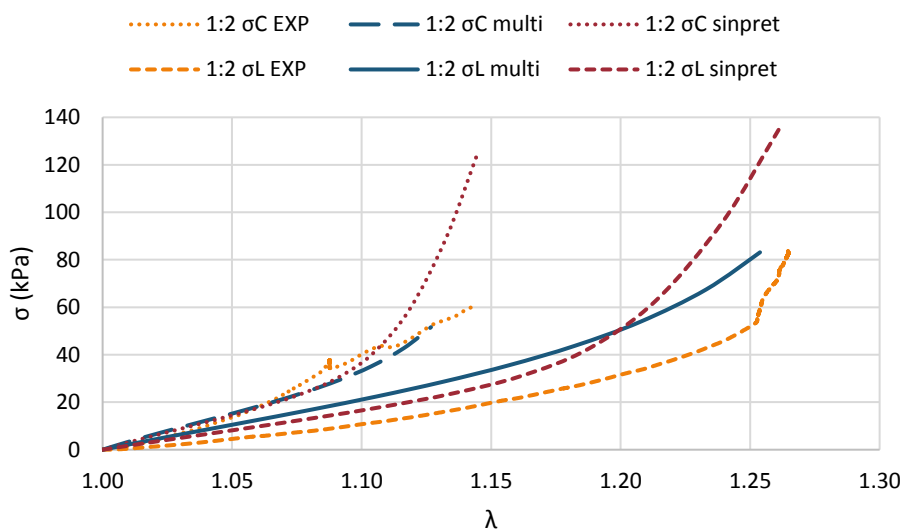


Figura 24: Resultados de la reproducción del ensayo de tracción biaxial en la probeta multicapa descendente con material de propiedades fenomenológicas con el protocolo de carga 1:2, con pretensión y sin ella (σ_C : tensión circunferencial; σ_L : tensión longitudinal).

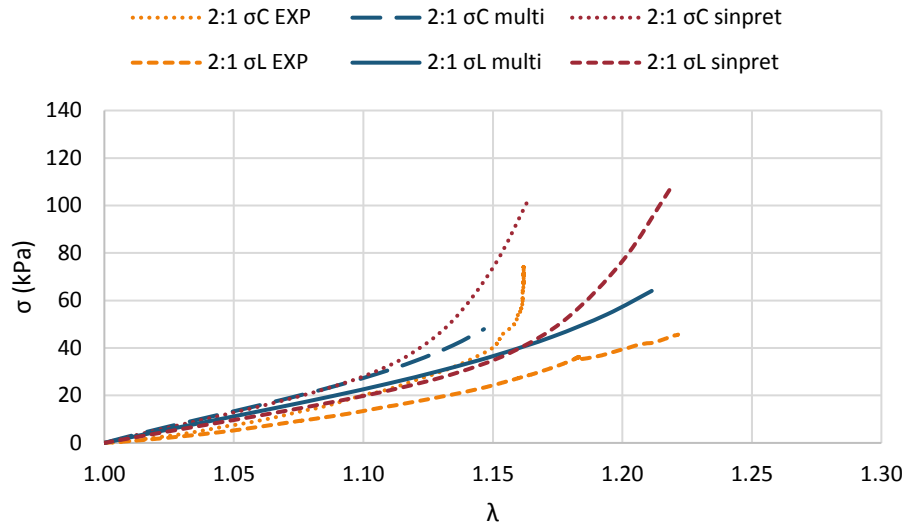


Figura 25: Resultados de la reproducción del ensayo de tracción biaxial en la probeta multicapa descendente con material de propiedades fenomenológicas con el protocolo de carga 2:1, con pretensión y sin ella (σ_C : tensión circunferencial; σ_L : tensión longitudinal).

Como ya ocurrió con las probetas uniaxiales, la rigidez aumenta en altas deformaciones cuando no se aplica pretensión a la probeta. La aplicación de la pretensión da como resultado tensiones inferiores tanto en dirección circunferencial como longitudinal.

Como ejemplos, se muestran los esquemas de tensiones (Figura 26 para tensión longitudinal y Figura 27 para tensión circunferencial) generados cuando se aplica el protocolo 2:2 en la probeta biaxial multicapa. En ambos casos observamos que, tras aplicar las cargas correspondientes la tensión en cada capa es constante.

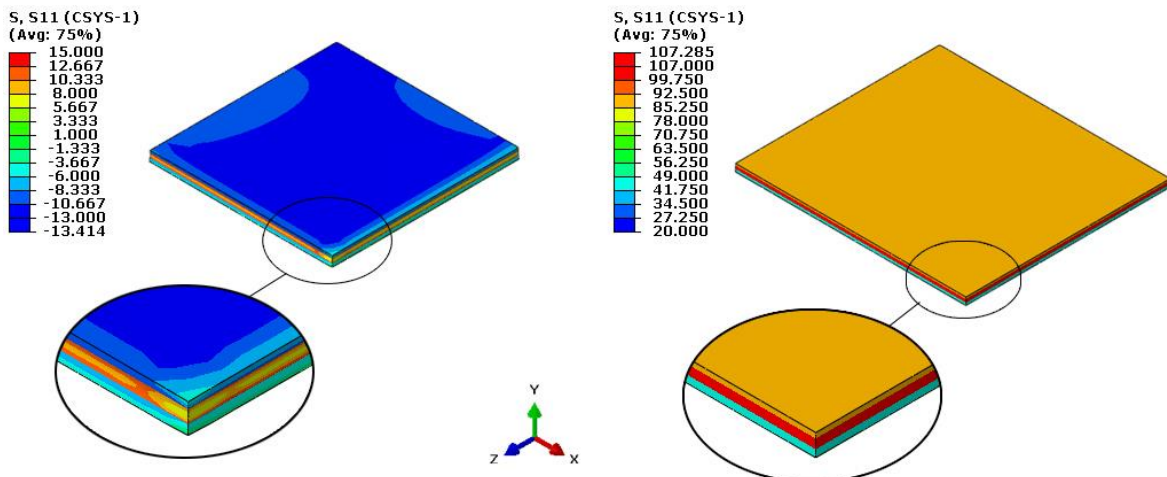


Figura 26: Esquema de tensión (kPa) longitudinal (eje X) generado en la probeta biaxial multicapa descendente con material fenomenológico. Se representa el efecto aislado de la pretensión (izda.) y el resultado de aplicar las cargas en la probeta ya pretensionada (dcha.) siguiendo el protocolo 2:2.

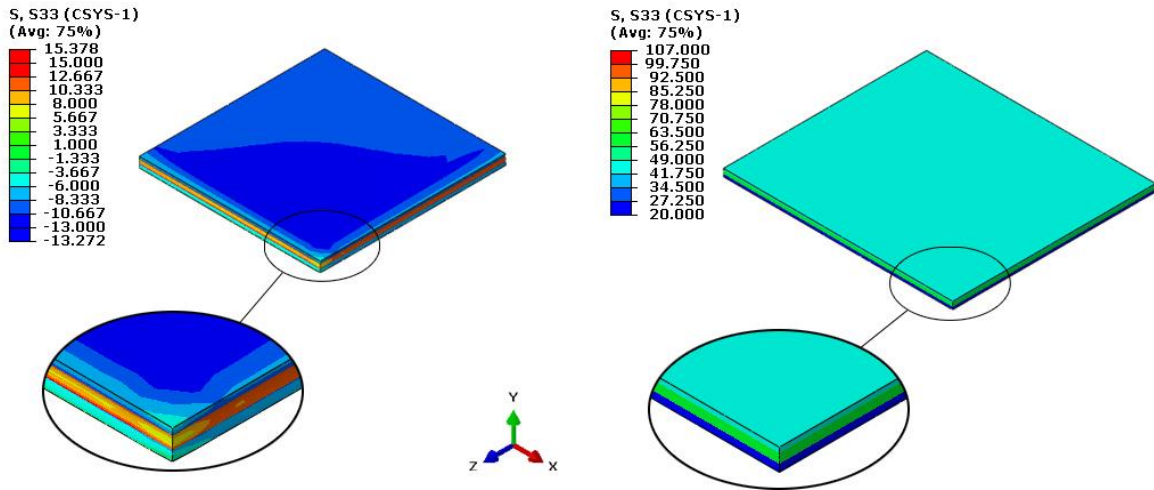


Figura 27: Esquema de tensión (kPa) circunferencial (eje Z) generado en la probeta biaxial multicapa descendente con material fenomenológico. Se representa el efecto aislado de la pretensión (izda.) y el resultado de aplicar las cargas en la probeta ya pretensionada (dcha.) siguiendo el protocolo 2:2.

4.2.2. Resultados con materiales de propiedades microestructurales

En este apartado se presentan los resultados obtenidos para cada protocolo de carga cuando se aplican con propiedades microestructurales, calculados con pretensión y sin ella en la Figura 28, Figura 29 y Figura 30.

Como ya ocurrió con las probetas uniaxiales, la rigidez aumenta en altas deformaciones cuando no se aplica pretensión a la probeta. Cuando no se tiene en cuenta la pretensión de los tejidos, los resultados obtenidos se alejan del comportamiento experimental. La aplicación de la pretensión da como resultado tensiones inferiores tanto en dirección circunferencial como longitudinal.

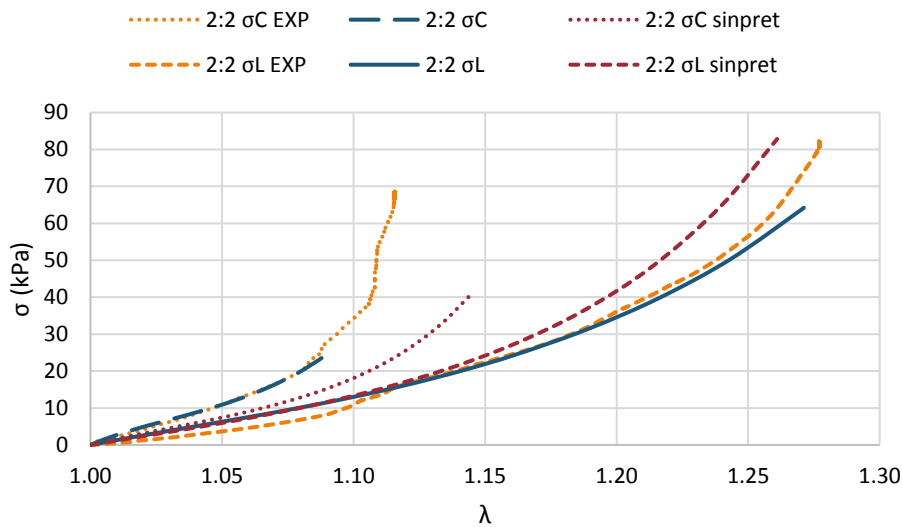


Figura 28: Resultados de la reproducción del ensayo de tracción biaxial en la probeta multicapa descendente con material de propiedades microestructurales con el protocolo de carga 2:2, con pretensión y sin ella (σ_C : tensión circunferencial; σ_L : tensión longitudinal).

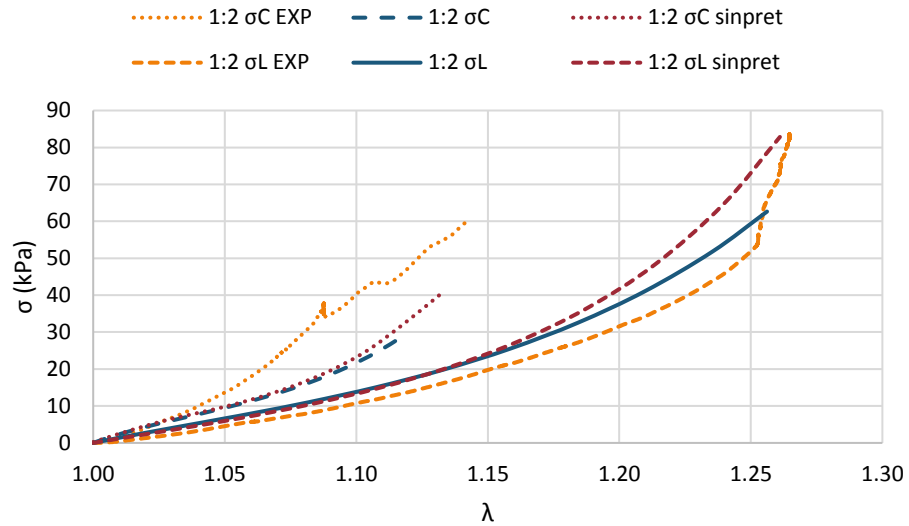


Figura 29: Resultados de la reproducción del ensayo de tracción biaxial en la probeta multicapa descendente con material de propiedades microestructurales con el protocolo de carga 1:2, con pretensión y sin ella (σ_C : tensión circunferencial; σ_L : tensión longitudinal).

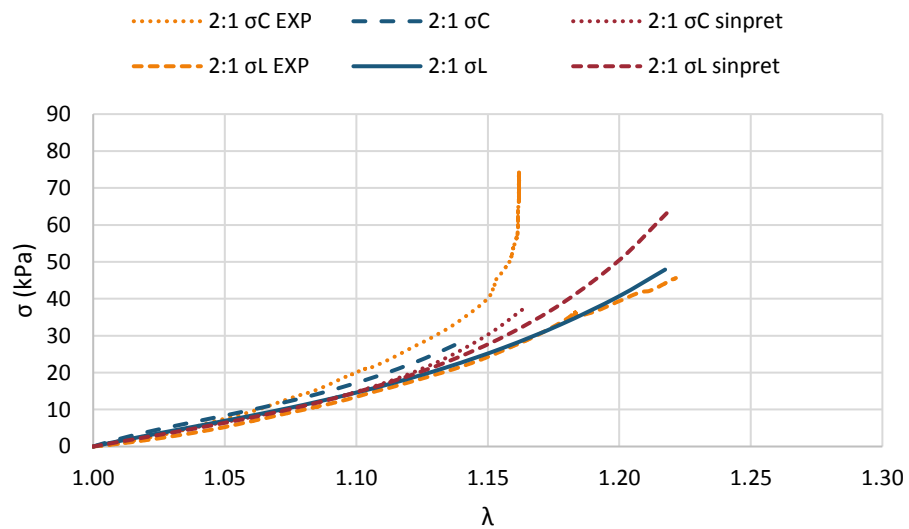


Figura 30: Resultados de la reproducción del ensayo de tracción biaxial en la probeta multicapa descendente con material de propiedades microestructurales con el protocolo de carga 2:1, con pretensión y sin ella (σ_C : tensión circunferencial; σ_L : tensión longitudinal).

5. Respuesta in situ del vaso

En las pruebas experimentales de Peña *et al.* (2015) no se realizaron ensayos de inflado, por lo que no se dispone de datos del comportamiento del tejido en esta configuración. Sin embargo, se ha realizado la simulación comparando el comportamiento de la pared arterial cuando la consideramos un material completo y cuando se considera como material multicapa, con pretensión y sin ella. Así, el ensayo de inflado se ha realizado sobre las siguientes probetas:

- Completa descendente
- Multicapa descendente
- Completa abdominal
- Multicapa abdominal

Como se busca reproducir lo mejor posible las condiciones de trabajo de la arteria aorta y sabemos que la presión sanguínea no es constante a lo largo del ciclo cardíaco, se han planteado varias hipótesis de cálculo (Tabla 7):

- Presión interna fisiológica: presión sistólica y diastólica. Representa la máxima presión en las arterias ejercida por la sístole o contracción ventricular, y la mínima presión ejercida por la diástole o relajación ventricular.
- Presión interna anormalmente alta: hipertensión. Representa una presión arterial elevada y conlleva un aumento del riesgo cardiovascular si se produce de forma prolongada en el tiempo.

	Hipertensión	Presión sistólica	Presión diastólica
mmHg	150	120	80
kPa	20.00	16.00	10.67

Tabla 7: Valores de presión sanguínea que se han utilizado en los ensayos de inflado.

En el ensayo de inflado se han construido dos tipos de probetas diferentes. Ambas estarán formadas por una sección cilíndrica idealizada con un único elemento en su longitud para ahorrar coste computacional. Una de las probetas se utilizará para realizar el ensayo con el material completo (Figura 31, izquierda). La otra será una probeta multicapa en la que se han aplicado los materiales de la íntima, media y adventicia (Figura 31, derecha). Para ello se han utilizado las dimensiones de la Tabla A4, en la que se incluye el radio interno, el espesor completo y los espesores de cada una de las capas.

En este tipo de probetas se utilizaron elementos hexagonales lineales con formulación híbrida (C3D8H) con un tamaño global aproximado de 0.5 mm, con al menos tres elementos en el espesor de cada capa en el modelo multicapa y con seis elementos en el espesor de la probeta completa, dando como resultado una malla con los siguientes nodos y elementos en cada caso (Tabla 8).

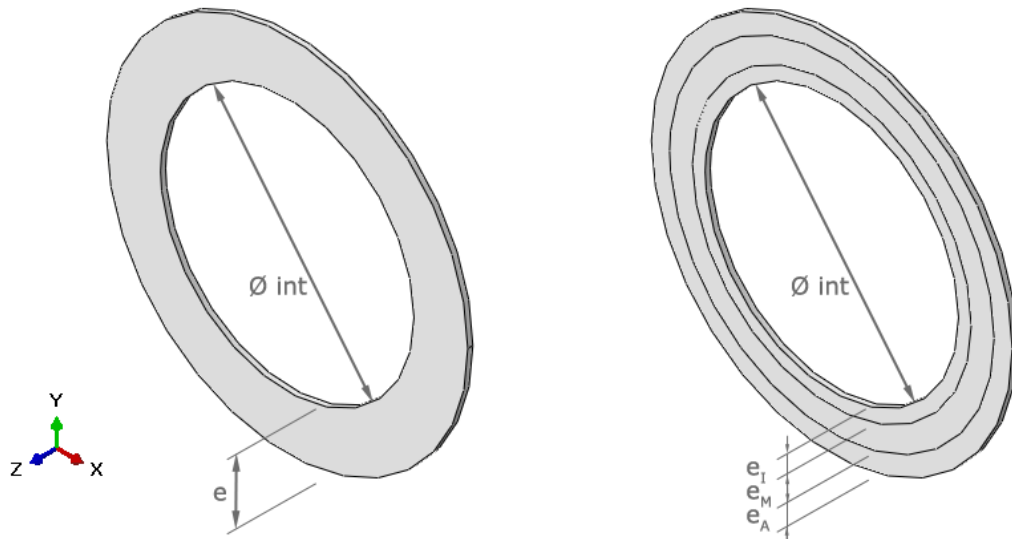


Figura 31: Diseño de la probeta de inflado, con material completo (izda.) y multicapa (dcha.).

Ensayo	Probeta	Nodos	Elementos
Inflado completo	Inf_DTA_w	1008	432
	Inf_IAA_w	854	366
Inflado multicapa	Inf_DTA	1500	675
	Inf_IAA	1280	576

Tabla 8: Elementos y nodos de la malla de cada modelo de probeta de inflado con material completo y multicapa.

El cálculo de los modelos se realizó mediante la introducción de presión (Tabla 7) en la cara interna de la sección cilíndrica. Se dieron condiciones de deformación plana en las bases, utilizando coordenadas cilíndricas:

- Step 1: simetría en la dirección longitudinal y simetría en el eje circunferencial en ambas bases.
- Step 2: se mantienen las simetrías y se añade la presión interna de 150 mmHg para conseguir el caso más desfavorable (hipertensión). Las tensiones en fase de sístole y diástole se obtendrán a partir de éste.

Para analizar correctamente las probetas de inflado fue necesario incluir en el cálculo la pretensión del tejido. Sabemos que la arteria tiene una pretensión longitudinal generalizada de $\lambda_{DTA} = 1.198$ en la zona descendente y de $\lambda_{IAA} = 1.428$ en la zona abdominal (Peña *et al.*, 2015), además de la pretensión longitudinal de cada capa (Tabla 6), por lo que la pretensión longitudinal total de las capas será la descrita en la Tabla 9. Esta pretensión es constante en todos los elementos de cada capa.

	AORTA DESCENDENTE			AORTA ABDOMINAL		
	Íntima	Media	Adventicia	Íntima	Media	Adventicia
Longitudinal, λ_L	0.9570	1.0384	0.9521	0.9645	1.0053	0.9427
Longitudinal total, λ_Z	1.1464	1.2440	1.1406	1.3773	1.4356	1.3462

Tabla 9: Valores de pretensión longitudinal en probetas de inflado. λ_L representa la pretensión longitudinal de cada capa por separado, λ_Z es el valor de la pretensión en la dirección longitudinal cuando se aplica la pretensión longitudinal general del vaso completo (Zona descendente: $\lambda_Z = \lambda_L * \lambda_{DTA}$. Zona abdominal: $\lambda_Z = \lambda_L * \lambda_{IAA}$).

	AORTA DESCENDENTE		AORTA ABDOMINAL	
	Conf. Cerrada	Conf. Abierta	Conf. Cerrada	Conf. Abierta
Radio interno	4.9417	12.9281	4.1810	7.8525
Radio interno media	5.4377	13.4290	4.7302	8.4295
Radio interno adventicia	6.3275	14.3277	5.4611	9.1975
Ángulo de apertura (OA)	64.067		104.726	

Tabla 10: Datos geométricos de las probetas al realizar el ensayo de apertura del ángulo (radios en mm., ángulo de apertura en grados).

Para calcular la pretensión en la dirección radial y circunferencial se necesitan los datos obtenidos a partir de la medición del ángulo de apertura de las probetas (Tabla 10) y la formulación de Alastrué *et al.* (2007), que se resume a continuación. Estas pretensiones dependen directamente del radio, por lo que cada elemento de la probeta tendrá una pretensión diferente. Por ello, es necesario conocer el radio hasta cada uno de los elementos de la probeta, en la configuración cerrada (conocida) y en la configuración abierta. Así, en la Ecuación 6 se calcula el radio en la configuración abierta (R) a partir de cada radio en la configuración cerrada (r), siendo R_i y r_i los respectivos radios internos de cada capa y con $\beta = 2\pi/(2\pi - OA)$.

$$R = \sqrt{(r^2 - r_i^2)\beta\lambda_z + R_i^2} \quad \text{Ecuación 6}$$

$$\lambda_R = \frac{R}{r\beta\lambda_z} \quad \text{Ecuación 7}$$

$$\lambda_C = \beta r/R \quad \text{Ecuación 8}$$

De esta forma, se puede expresar la pretensión radial (Ecuación 7) y circunferencial (Ecuación 8) como funciones de β y r en coordenadas cilíndricas. Además, se cumple la condición de incompresibilidad: $\lambda_z\lambda_R\lambda_C = 1$. Por tanto, el tensor \overline{U}_{OA} (Ecuación 9) se puede describir como una función de los alargamientos principales y sus vectores directores en las configuraciones abierta y cerrada del ensayo de apertura del ángulo. En este trabajo se ha considerado que los alargamientos tienen la misma dirección en ambas configuraciones.

$$\overline{U}_{OA} = \lambda_R \mathbf{e}_r \otimes \mathbf{E}_R + \lambda_C \mathbf{e}_c \otimes \mathbf{E}_C + \lambda_z \mathbf{e}_z \otimes \mathbf{E}_z \quad \text{Ecuación 9}$$

La forma de implantar dicha pretensión en el modelo se realizó mediante la generación de un archivo (*U0.inp*) para cada probeta, en el que aparece la pretensión en cada dirección para cada uno de los elementos, tras hacer un cambio de coordenadas cilíndricas a cartesianas. Los valores obtenidos son válidos tanto para probetas con material fenomenológico como microestructural. Los cálculos se resolvieron con varias hipótesis en cuanto a la pretensión se refiere:

- *Completo*: Material completo con pretensión general longitudinal (λ_{DTA} o λ_{IAA})
- *Multi*: Material multicapa con pretensión general longitudinal (λ_{DTA} o λ_{IAA})
- *Multi+pret*: Material multicapa con pretensión total en las tres direcciones (λ_z , λ_R y λ_C)

Además, debido al uso de coordenadas cilíndricas en estos modelos, fue necesario definir la dirección de cada familia de fibras de colágeno de cada material utilizado en cada elemento mediante coordenadas cartesianas, para lo que se creó otro fichero con esta información (*orientation.inp*), que fue incluido en cada cálculo. Finalmente, mediante una subrutina de usuario UMAT que incluye el modelo de Gasser *et al.* (2006), se calcularon los ensayos para las probetas de inflado.

Tras la resolución de todos los cálculos, se obtuvieron los datos relativos a Fuerza de reacción (F) y extensión (E) de las probetas, completas y multicapa. A partir de esos datos se calculó la tensión (σ) y el alargamiento (λ) equivalentes, utilizando la Ecuación A1 y Ecuación A2. Primero se calcularon las probetas completas y sus datos se usaron como referencia para las probetas multicapa.

Desafortunadamente, no pudieron completarse todos los cálculos propuestos en este apartado. Las probetas multicapa correspondientes a la zona descendente con la pretensión aplicada en las tres direcciones (λ_z , λ_R y λ_C) presentaron fallos de cálculo en los primeros instantes del mismo, por lo que no se obtuvieron resultados válidos, tanto con los materiales de propiedades fenomenológicas como microestructurales. Sin embargo, sí pudieron realizarse los cálculos con la pretensión general longitudinal en las probetas descendentes completas y multicapa. Por tanto, se ha decidido exponer dichos resultados en el Anexo C. Las probetas de la zona abdominal no presentaron problemas y sus resultados se ofrecen a continuación.

5.1. Resultados con materiales de propiedades fenomenológicas

En este apartado se analizan los casos planteados para aorta abdominal con materiales con propiedades fenomenológicas. Cuando se comparan las fuerzas en la dirección longitudinal (Figura 32, izda.) registradas en función de la presión interna aplicada, se observa que estas fuerzas disminuyen drásticamente cuando se aplica la pretensión total (*Multi+Pret*). En los de probeta completa y multicapa con pretensión general (*Multi*) la pretensión incluida fue exclusivamente en la dirección longitudinal, por eso se reflejan fuerzas tan elevadas en estos casos.

El radio aumenta conforme aumenta la presión aplicada (Figura 32, dcha.) en el caso multicapa con pretensión total (*Multi+Pret*), siguiendo un comportamiento lógico. En el caso completo y *Multi*, el radio permanece casi constante, debido a las grandes fuerzas longitudinales que existen en estos casos.

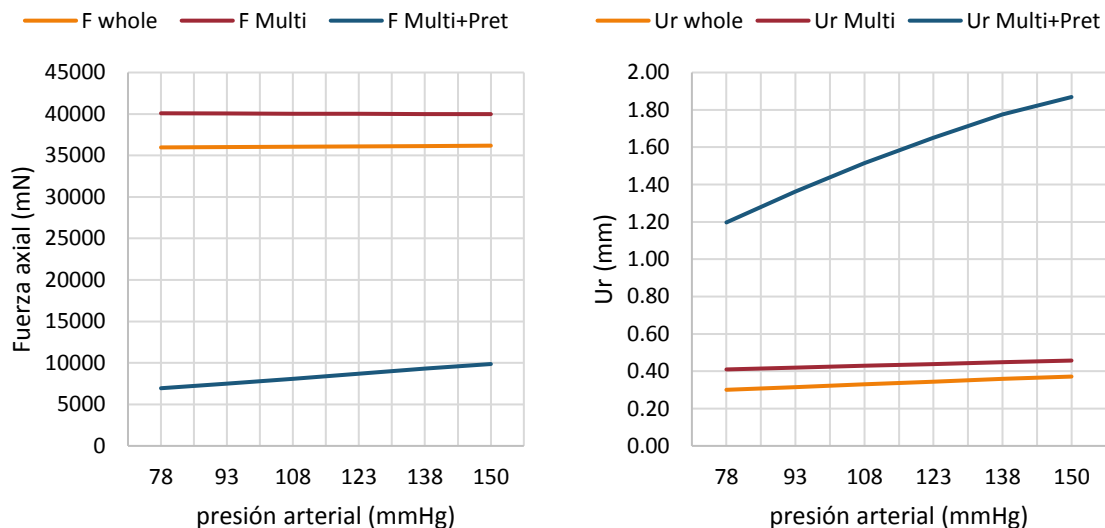


Figura 32: Fuerza longitudinal (izda.) y variación del radio interno (dcha.) en función de la presión interna en las probetas de inflado abdominal con materiales de propiedades fenomenológicas (Hipertensión: 150 mmHg; Sístole: 120 mmHg; Diástole: 80 mmHg)

En cuanto a las tensiones registradas, se ha estudiado el caso de hipertensión (Figura 33), ya que es el que mayor presión ejerce y, por tanto, el más perjudicial. En la probeta completa abdominal, las

tensiones obtenidas son continuas y sin cambios bruscos, ya que el material es el mismo en todo el espesor del modelo. En el modelo multicapa con pretensión general (*Multi*) se pueden observar diferentes comportamientos a lo largo del espesor, ya que los materiales que la conforman (íntima, media, adventicia) son diferentes. Destaca la tensión longitudinal, ya que es muy superior a las tensiones en otras direcciones y representa muy claramente la diferencia de comportamiento entre una capa y otra, siendo la íntima la que más tensión soporta en este caso, superando los 1200 kPa. Esto se debe a que, en este estado, la pretensión aplicada es únicamente la de la dirección longitudinal.

Cuando se aplica la pretensión total (*Multi+Pret*) las tensiones en dirección circunferencial y longitudinal tienen a uniformizarse a lo largo del espesor, adquiriendo un estado tensional más similar entre ambas. En dirección radial la tensión permanece prácticamente constante en todos los casos de pretensión ya que se ha considerado que las fibras de colágeno se orientan en el plano formado por las direcciones circunferencial y longitudinal.

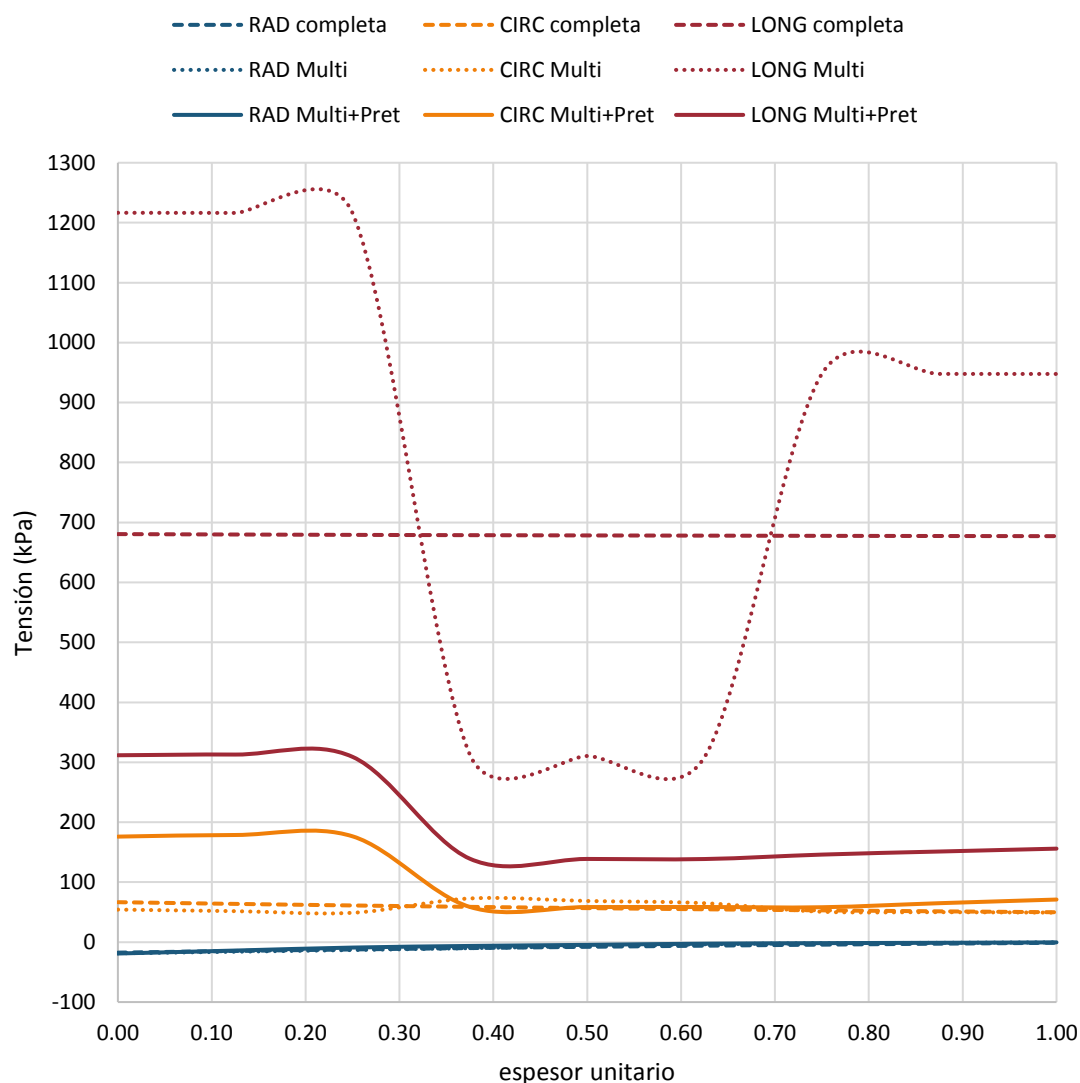


Figura 33: Tensiones (kPa) en dirección radial (RAD), circunferencial (CIRC) y longitudinal (LONG) en el espesor de la probeta de inflado abdominal con materiales de propiedades fenomenológicas en la hipótesis de hipertensión (150 mmHg).

5.2. Resultados con materiales de propiedades microestructurales.

En este apartado se analizan los casos planteados para aorta abdominal con materiales con propiedades microestructurales. Si se observan las fuerzas en la dirección longitudinal (Figura 34, izda.) registradas en función de la presión interna aplicada, se observa que en todos los casos, la fuerza aumenta conforme lo hace la presión. Las fuerzas en el caso completo y *Multi* crecen de forma similar, ya que tienen aplicada la misma pretensión. En la probeta con pretensión total (*Multi+Pret*) la fuerza aumenta más que en los otros casos, pero se mantiene en niveles similares.

El radio aumenta conforme aumenta la presión aplicada (Figura 34, dcha.) en todos los casos planteados. En el caso completo y *Multi*, el radio experimenta menos variación que en el caso *Multi+Pret*.

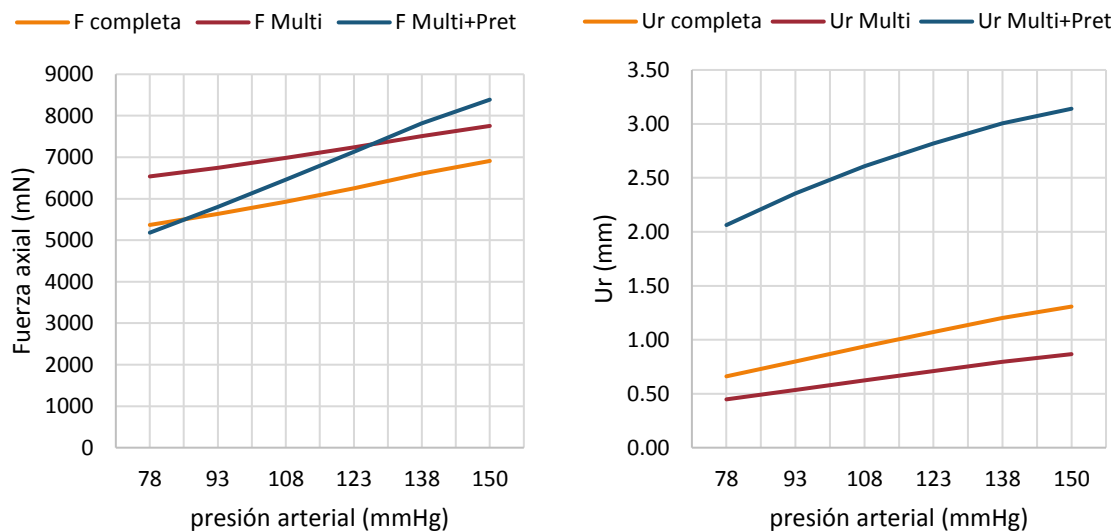


Figura 34: Fuerza longitudinal (izda.) y variación del radio interno (dcha.) en función de la presión interna en las probetas de inflado abdominal con materiales de propiedades microestructurales (Hipertensión: 150 mmHg; Sístole: 120 mmHg; Diástole: 80 mmHg)

Las tensiones registradas en estas probetas en el caso de hipertensión se encuentran en la Figura 35. En la probeta completa abdominal, las tensiones obtenidas son continuas y sin cambios bruscos, ya que el material es el mismo en todo el espesor del modelo. En el modelo multicapa con pretensión general (*Multi*) se pueden observar diferentes comportamientos a lo largo del espesor, ya que los materiales que la conforman (íntima, media, adventicia) son diferentes. Las tensiones longitudinales de la probeta completa y *Multi* son del mismo orden de magnitud que sus respectivas circunferenciales, en contraposición con las tensiones de las probetas con materiales de propiedades fenomenológicas (Figura 33).

Cuando se aplica la pretensión total (*Multi+Pret*) las tensiones en dirección circunferencial y longitudinal obtienen valores más similares entre sí. Destacan las tensiones en la íntima (0-0.3 del espesor unitario) en la que la tensión circunferencial y longitudinal son iguales. Esto se debe a que, en esta capa, el material de propiedades microestructurales obtuvo un ángulo de orientación preferente de las fibras de colágeno de 42° , muy cercano a 45° . En dirección radial la tensión permanece prácticamente constante en todos los casos de pretensión ya que se ha considerado que las fibras de colágeno se orientan en el plano formado por las direcciones circunferencial y longitudinal.

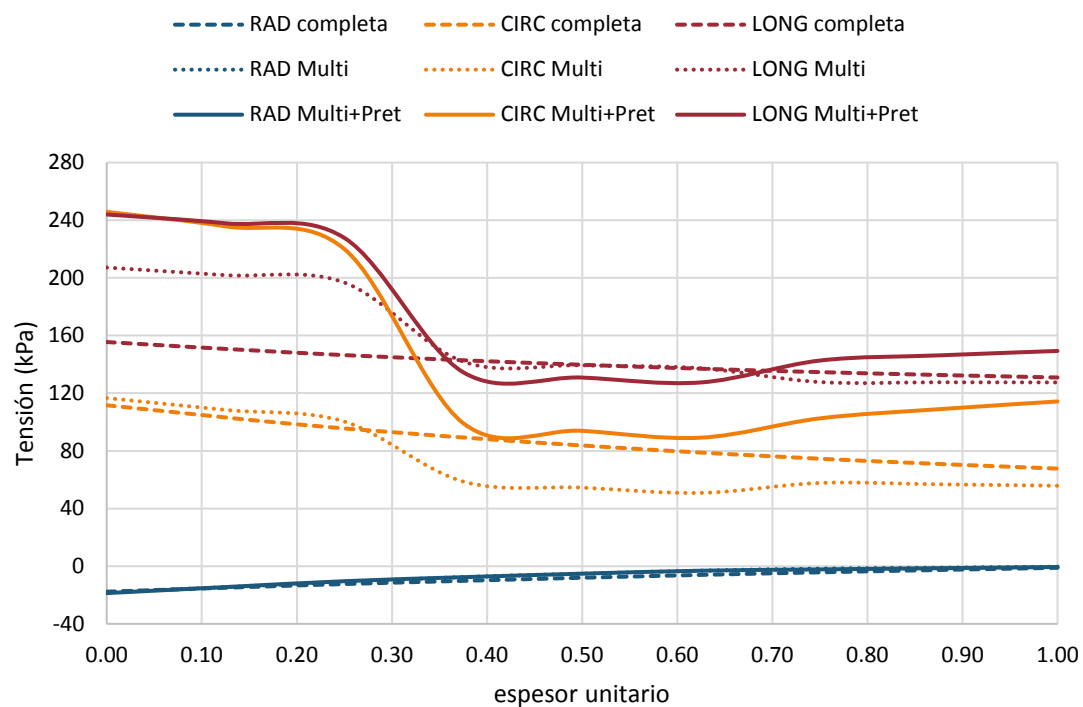


Figura 35: Tensiones (kPa) en dirección radial (RAD), circunferencial (CIRC) y longitudinal (LONG) en el espesor de la probeta de inflado abdominal con materiales de propiedades microestructurales en la hipótesis de hipertensión (150 mmHg).

6. Conclusiones

La realización de este trabajo ha consistido en la obtención de parámetros de material ($C_1, K_1, K_2, \kappa, \alpha$) utilizando un método fenomenológico y otro microestructural, ambos basados en el modelo de Gasser *et al.* (2006), para la íntima, media y adventicia en la aorta descendente y abdominal, su validación mediante ensayos individuales de tracción uniaxial para cada uno de los materiales y la posterior creación de modelos multicapa, también validados mediante ensayos experimentales. Además, basándonos en los modelos anteriores, se han creado nuevos modelos multicapa que representan el comportamiento de la pared arterial en el caso de hipertensión.

Tras la realización de todos los ensayos multicapa y de su análisis en los apartados 4 y 5, a continuación se va a realizar una breve comparativa entre los resultados aportados por los materiales de propiedades fenomenológicas y los de propiedades microestructurales.

Los ensayos uniaxiales multicapa de la zona descendente (Figura 36) y de la zona abdominal (Figura 37) muestran que tanto el material con propiedades fenomenológicas como microestructurales serían capaces de reproducir el comportamiento del tejido en la dirección longitudinal. El material de propiedades fenomenológicas es más fiel al comportamiento experimental que el de las microestructurales, aunque existe poca diferencia entre uno y otro. En la dirección circunferencial, el material con propiedades microestructurales representa claramente mejor el comportamiento experimental en la zona descendente, mientras que en la zona abdominal ocurre lo contrario.

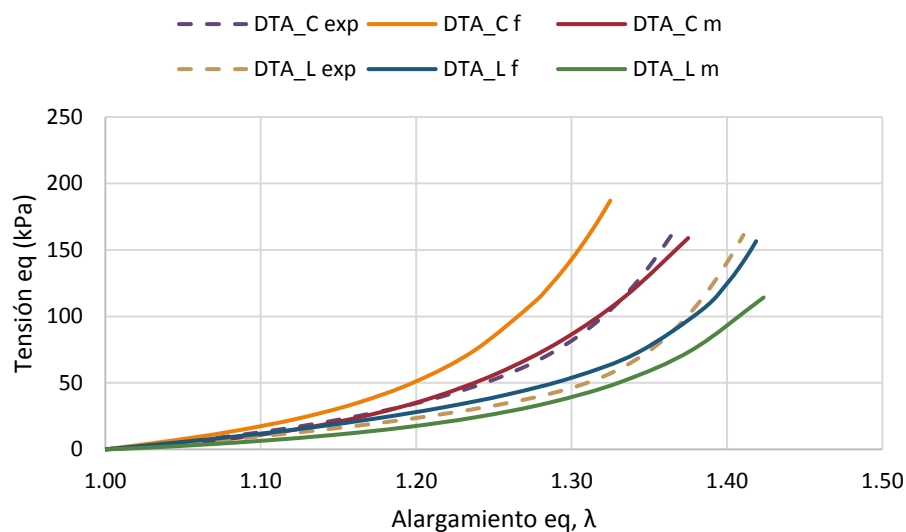


Figura 36: Comparación de resultados de los ensayos de tracción uniaxial en probetas multicapa descendentes con materiales con propiedades fenomenológicas (f) y microestructurales (m).

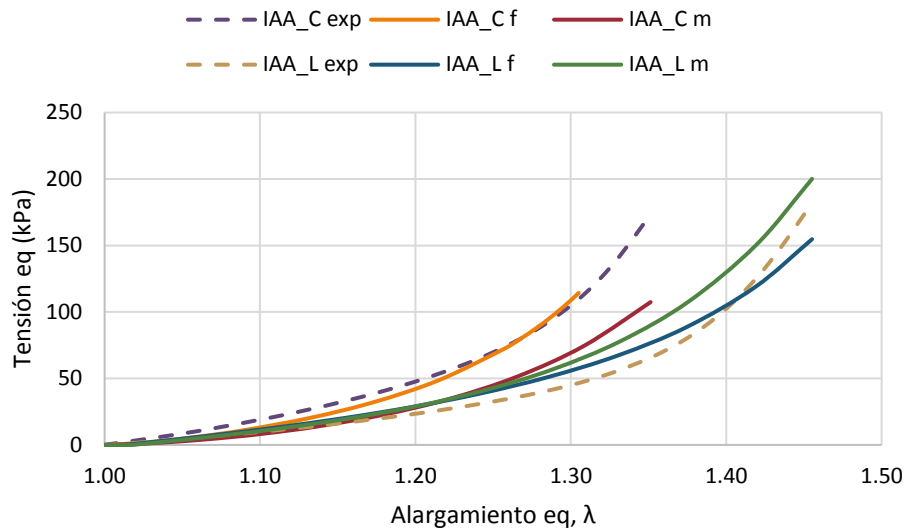


Figura 37: Comparación de resultados de los ensayos de tracción uniaxial en probetas multicapa abdominales con materiales con propiedades fenomenológicas (f) y microestructurales (m).

En los ensayos biaxiales de probetas multicapa descendentes (no se realizó el ensayo en probetas abdominales), los materiales microestructurales presentan, en general, mejores resultados que los fenomenológicos, siendo más precisos en la dirección longitudinal que en la circunferencial en todos los protocolos de carga ensayados.

Como muestra, en la Figura 38 se comparan los resultados entre los dos tipos de materiales cuando se aplica el protocolo de carga 2:2. Se aprecia que el material microestructural en la dirección longitudinal tiene gran semejanza con el experimental. En la dirección circunferencial, este material reproduce bien el comportamiento experimental en bajas deformaciones.

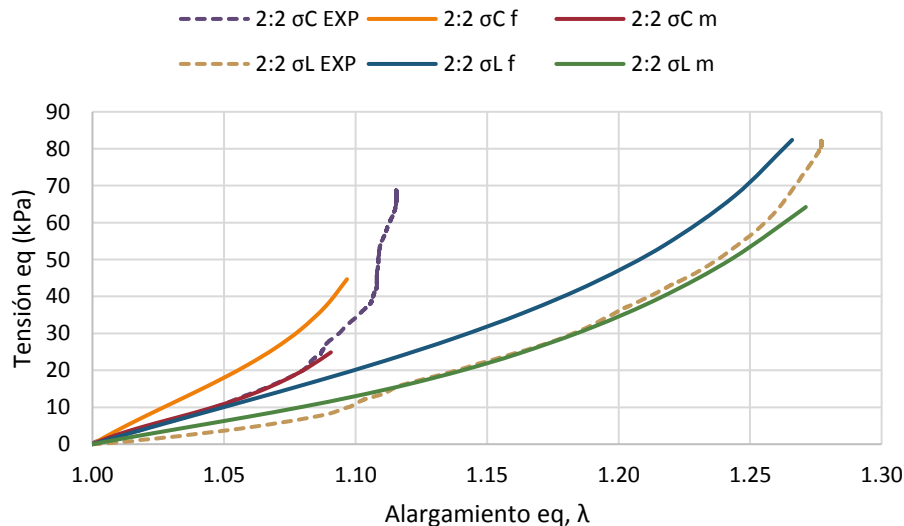


Figura 38: Comparación de resultados de los ensayos de tracción biaxial con protocolo 2:2 en probetas multicapa descendentes con materiales con propiedades fenomenológicas (f) y microestructurales (m).

Los ensayos de inflado de un modelo de aorta abdominal *in situ* han demostrado que, con el uso de materiales con propiedades microestructurales se obtienen resultados más próximos a lo esperado en este tipo de configuraciones, a pesar de que solo se pudiera completar el cálculo en probetas de

la zona abdominal. La medición experimental de la orientación de las fibras de colágeno conlleva unos resultados más cercanos a los valores experimentales ya que tienen relación directa con la microestructura real de cada uno de los tejidos.

El empleo de modelos multicapa con propiedades específicas de cada una reproduce más fielmente el comportamiento del vaso, siempre que se introduzcan las pretensiones individuales de cada una de las capas. En caso contrario, los resultados que se obtienen son totalmente erróneos, especialmente si comparamos los resultados de la aorta *in situ*. Esta conclusión es especialmente relevante ya que dichos modelos se están empleando en la actualidad para el análisis de patologías y diseño de dispositivos en el ámbito cardiovascular.

7. Referencias

- Alastrué, V., Peña, E., Martínez, M. Á., Doblaré, M. (2007). Assessing the use of the “opening angle method” to enforce residual stresses in patient-specific arteries. *Annals of Biomedical Engineering*, 35(10), 1821-1837.
- Carew, T. E., Vaishnav, R. N., Patel, D. J. (1968). Compressibility of the arterial wall. *Circulation Research*, 23(1), 61-68.
- Dassault Systèmes. (2014). Abaqus Benchmarks Guide, ap. 3.1.7. En *Abaqus 6.14 Online Documentation*.
- Gasser, T. C., Holzapfel, G. A. (2002). A rate-independent elastoplastic constitutive model for biological fiber-reinforced composites at finite strains: continuum basis, algorithmic formulation and finite element implementation. *Computational Mechanics*, 29(4-5), 340-360.
- Gasser, T. C., Ogden, R. W., Holzapfel, G. A. (2006). Hyperelastic modelling of arterial layers with distributed collagen fibre orientations. *Journal of the Royal Society Interface*, 3(6), 15-35.
- Greenwald, S. E., Moore Jr, J. E., Rachev, A. Kane, T. P. C., Meister, J.-J. (1997). Experimental investigation of the distribution of residual strains in the artery wall. *Journal of Biomechanical Engineering*, 119(4), 438-444.
- Holzapfel, G. A., Gasser, T. C., Ogden, R. W. (2000). A new constitutive framework for arterial wall mechanics and a comparative study of material models. *Journal of Elasticity*, 61(1-3), 1-48.
- Holzapfel, G. A., Niestrawska, J. A., Ogden, R. W., Reinisch, A. J., & Schriefl, A. J. (2015). Modelling non-symmetric collagen fibre dispersion in arterial walls. *Journal of the Royal Society Interface*, 12(106), 20150188.
- Holzapfel, G. A., Sommer, G., Gasser, T. C., Regitnig, P. (2005). Determination of layer-specific mechanical properties of human coronary arteries with nonatherosclerotic intimal thickening and related constitutive modeling. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 289(5), H2048-H2058.
- INE. (2017). *Estadística de defunciones según la causa de muerte*. Informe anual, Instituto Nacional de estadística, España.
- Marquardt, D. W. (1963). An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters. *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics*, 11(2), 431-441.
- Peña, E., Peña, J. A., Doblaré, M. (2009). On the Mullins effect and hysteresis of fibered biological materials: A comparison between continuous and discontinuous damage models. *International Journal of Solids and Structures*, 46(7-8), 1727-1735.
- Peña, J. A., Martínez, M. A., & Peña, E. (2015). Layer-specific residual deformations and uniaxial and biaxial mechanical properties of thoracic porcine aorta. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 50, 55-69.

- Rachev, A. (1997). Theoretical study of the effect of stress-dependent remodeling on arterial geometry under hypertensive conditions. *Journal of Biomechanics*, 30(8), 819-827.
- Stergiopulos, N., Pannatier, A., Rachev, A., Greenwald, S. E., Meister, J.-J. (2001). Assessment of mechanical homogeneity of the arterial wall by an artery-inversion test. *Cardiovascular Engineering: An International Journal*, 1(1), 31-36.
- Tortora, G. J. & Derrickson, B. (2013). *Principios de anatomía y fisiología*. Ed. médica Panamericana.
- Von Maltzahn, W.-W., Besdo, D., Wiemer, W. (1981). Elastic properties of arteries: a nonlinear two-layer cylindrical model. *Journal of Biomechanics*, 14(6), 389-397.