

Trabajo Fin de Máster

SIMULACIÓN NUMERICA DE ANEURISMAS AORTICOS ABDOMINALES USANDO UN MODELO ANISOTROPO EN CONFIGURACIÓN CERO PRESIÓN

1/2

Autor

Fabián Riveros Moyano

Director

José Félix Rodríguez Matas

Posgrado en Ingeniería Mecánica y de Materiales
Master en Mecánica Aplicada

2012

SIMULACIÓN NUMERICA DE ANEURISMAS AORTICOS ABDOMINALES USANDO UN MODELO ANISOTROPO EN CONFIGURACIÓN CERO PRESIÓN

RESUMEN

Un indicador del riesgo de rotura de Aneurismas Aórticos Abdominales (AAA), aparte del empleado actualmente basado en el diámetro máximo y la tasa de crecimiento, tendría implicaciones clínicas importantes. La toma de decisión de una intervención quirúrgica basada en un criterio adicional permitiría una disminución del riesgo al que son sometidos los pacientes durante la operación, así como significaría también un ahorro económico al reducir el número de intervenciones innecesarias.

Investigaciones previas en la simulación numéricas de análisis de tensiones en geometrías paciente-específicas de AAA parecen indicar que la tensión máxima en la pared del AAA podría resultar en un indicador adecuado del riesgo de rotura del mismo. Estas simulaciones han considerado la presencia del trombo intraluminal del AAA, así como el comportamiento anisótropo del mismo. Sin embargo, las geometrías empleadas (normalmente adquiridas a partir de tomografías axiales computarizadas, TAC, del AAA) son adquiridas cuando el AAA se encuentra sometido a presión diastólica y por lo tanto no corresponde a una geometría de cero carga. Estas características dan lugar a que la estimación de la tensión máxima en la pared no sea fiable.

En este proyecto se propone un algoritmo iterativo en el campo de desplazamientos para obtener la geometría cero presión de modelos de AAA paciente-específico. El algoritmo considera el comportamiento anisótropo del material de la pared, así como el espesor de la misma y la presencia del trombo intraluminal. Este algoritmo permite una estimación más realista de las tensiones máximas en modelos de AAA paciente específico.

TABLA DE CONTENIDO

1. INTRODUCCIÓN.....	6
2. METODO.....	8
2.1 MODELO DE MATERIAL.....	8
2.2 DIRECCIÓN DE ORIENTACIÓN DE FIBRAS	10
2.3 ALGORITMO ITERATIVO.....	11
3. PROCEDIMIENTO DE SIMULACIÓN	11
4. RESULTADOS	13
4.1 DESCRIPCIÓN DE MODELOS DE AAA	13
4.2 DIRECCIÓN DE FIBRAS	15
4.3 ITERACIÓN HACIA GEOMETRÍA CERO PRESIÓN	16
4.4 RESULTADO DE TENSIONES.....	17
4.5 CONSERVACIÓN DE VOLUMEN Y VALORES DE SIMULACIÓN	21
5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.....	22
6. BIBLIOGRAFÍA.....	25

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Ajuste función de comportamiento isótropo del tejido arterial del AAA.	9
Figura 2. Ajuste función de comportamiento anisótropo del tejido arterial del AAA.	10
Figura 3. Sistema triaxial de tensiones de un cilindro.....	10
Figura 4. Modelos de AAA	14
Figura 5. Corte de modelos y detalle de trombos de modelos.....	14
Figura 7. Direcciones de fibras.....	16
Figura8. Tensiones máximas principales AAA U116.....	18
Figura9. Tensiones máximas principales AAA U117.....	19
Figura10. Desplazamientos AAA U116	20
Figura11. Desplazamientos AAA U117	21

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Parámetro de Ajuste de modelos de material	9
Tabla 2. Características de mallado de modelo U117	15
Tabla 2. Distancia nodal para iteraciones	17
Tabla 4. Conservación de volumen en simulaciones.....	22

1. INTRODUCCIÓN

Un aneurisma aórtico abdominal (AAA) es una expansión o dilatación anormal de la pared de una arteria superior a 3 cm que está asociada con la degradación de los tejidos conectivos de la pared arterial.

El riesgo de ruptura de los AAA ha dado lugar al establecimiento de criterios para su reparación con la finalidad de reducir la mortalidad. Estos criterios se basan principalmente en: la presencia de síntomas, tamaño del aneurisma y su tasa de expansión. Los pacientes con aneurismas sintomáticos deben repararse sin importar su diámetro y los pacientes con aneurismas asintomáticos que tiene un tamaño de más del doble del segmento normal de la aorta deben ser considerados para reparación. Una reparación prematura se considera beneficiosa en pacientes cuyo aneurisma incrementa en más de 0.5 cm en seis meses y finalmente se recomienda la reparación en pacientes con un diámetro superior a 5.5 cm para los hombres y 5 cm para las mujeres [1,2]. Las intervenciones quirúrgicas suponen un riesgo de mortalidad en pacientes cercano al 5%, mientras que se ha reportado que tan solo un 25% de los AAA sufren de rotura durante la vida de los pacientes [1].

Estudios recientes apuntan, sin embargo, a la necesidad de establecer criterios adicionales al máximo diámetro del AAA o su tasa de expansión para la toma de decisión de llevar a cabo una intervención quirúrgica [1,3]. En este sentido, la máxima tensión en la pared del tejido del AAA se ha demostrado como un posible indicador del riesgo de ruptura de estas lesiones cardiovasculares [3,4,5]. La forma del aneurisma tiene una influencia importante sobre en la distribución de las tensiones, así como la distribución de la presión sanguínea, el espesor de la pared, la variación de las propiedades mecánicas a lo largo de la arteria y la presencia o no del trombo. Estos estudios mecánicos se basan en la obtención de geometrías en 3D por medio de imágenes obtenidas a partir de TAC adquiridas en un instante, o múltiples instantes, del ciclo cardíaco, por lo tanto estas geometrías no se corresponden a la geometría de cero presión

cardíaca, es decir se encuentran bajo presión. A partir de esta geometría, ya presurizada, se aplica la presión sistólica para determinar las tensiones y deformaciones en la mayor parte de las aplicaciones.

Estudios recientes realizados por Speelman y colaboradores [6] y dePutter y colaboradores [5], proponen un algoritmo para la obtención de la geometría cero presión empleando un modelo isótropo para el tejido arterial y sin la inclusión del trombo en el cual se concluye que la no determinación de la geometría cero presión conlleva una subestimación de la tensión y a un gradiente a lo largo de la pared arterial menos uniforme. En lo referente a los modelos de material, la mayor parte de los estudios se basan en modelos isótropos para describir su comportamiento [5-8]. Recientes ensayos biaxiales sobre tejido de aneurisma [9] ha demostrado que el tejido de AAA es anisótropo. Simulaciones numéricas llevadas a cabo tomando en cuenta la anisotropía del AAA [10,11], concluye que se obtiene un valor superior de tensiones para el modelo anisótropo comparado con el isótropo. Esta diferencia de tensiones entre los dos modelos se hace más pronunciada en valores grandes de deformaciones cuando el riesgo de ruptura del AAA es inminente.

En este trabajo se propone un algoritmo para la obtención de la geometría cero presión a partir de imágenes médicas de AAA. El algoritmo está basado en la iteración directa sobre el campo de desplazamientos entre la configuración cero presión y la configuración inicial asociada a la imagen diastólica, y no sobre el gradiente de deformación entre estas dos configuraciones tal y como se plantea en trabajos previos [5-6]. Esta característica hace el algoritmo más estable comparado con previos algoritmos. Adicionalmente el algoritmo se implementa para su uso con materiales anisótropos y la consideración del trombo intraluminal y el espesor de pared. La implementación se ha llevado a cabo en modelos numéricos tridimensionales.

2. METODO

El objetivo principal del trabajo es la obtención de la configuración cero presión de un AAA considerando el comportamiento anisótropo del material y la estructura y del AAA, i.e. presencia del trombo intraluminal. Los pasos a seguir para su consecución son los siguientes:

- Determinar un modelo isótropo que describa el comportamiento de tejido aórtico y del tejido del trombo.
- A partir de la geometría presurizada del AAA realizar una simulación en la que se aplique presión diastólica con la finalidad de determinar las direcciones principales de las tensiones del modelo para el tejido aórtico.
- Estas direcciones principales determinan la orientación de las fibras del modelo anisótropo
- Determinar un modelo anisótropo que describa el comportamiento del material aórtico al cual se le asigna las orientaciones de fibras.
- Mediante un algoritmo iterativo de simulaciones con el modelo anisótropo determinar la geometría correspondiente a la configuración cero presión

A continuación se describen cada uno de estos pasos.

2.1 MODELO DE MATERIAL

Se han considerado modelos de comportamiento isótropo y anisótropo cuasi-incompresible para el aneurisma. Como modelo isótropo se ha empleado la función de densidad de energía de deformación propuesta por Demiray [12].

$$W = D_1(e^{D_2(\bar{I}_1-3)} - 1) + \kappa(J - 1)^2, \quad (1)$$

donde D_1 y D_2 son parámetros del material y κ es el módulo volumétrico.

Para el modelo anisótropo se usa un modelo que incluye una familia de fibras[13]:

$$W = D_1(e^{D_2(I_1-3)} - 1) + \frac{k_1}{k_2} \cdot (e^{\kappa_2 \rho (\bar{I}_4 - I_4^0)^2} - 1) + \kappa(J - 1)^2, \quad (2)$$

donde D_1 , D_2 , k_1 , k_2 , ρ y I_4^0 son parámetros del material y κ es el módulo volumétrico.

Ambos modelos fueron ajustados a los datos experimentales de Van de Geest y colaboradores [9], empleando el programa matlab. La Tabla 1 muestra los resultados del ajuste y la Figura 1 y la Figura 2 el resultado del ajuste para el material isótropo ($R^2=0.94$) y anisótropo ($R^2=0.97$) respectivamente.

Tabla 1. Parámetro de Ajuste de modelos de material

	Isótropo	Anisótropo
D_1	214 [Pa]	214 [Pa]
D_2	41.3	41.3
κ	1E7	1E7
k_1	-	212 [Pa]
k_2	-	130
ρ	-	1
I_4^0	-	1

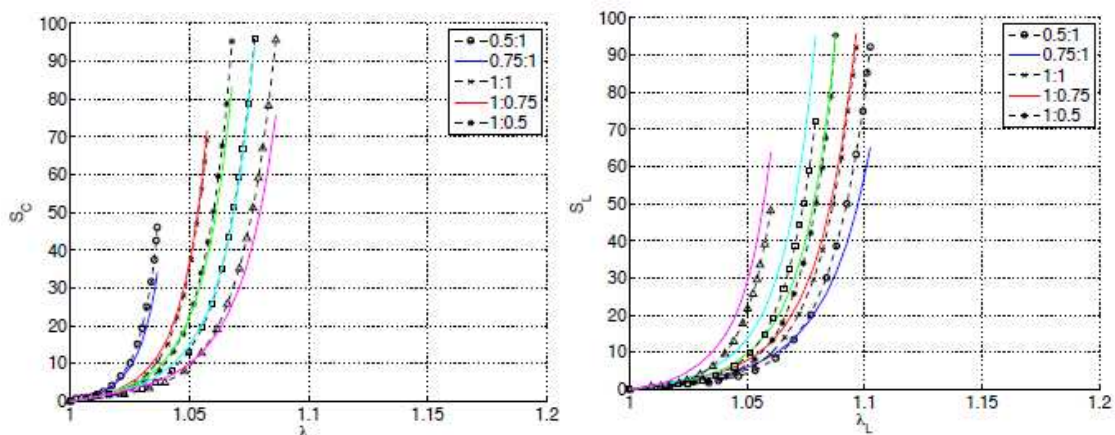


Figura 1. Ajuste función de comportamiento isótropo del tejido arterial del AAA.

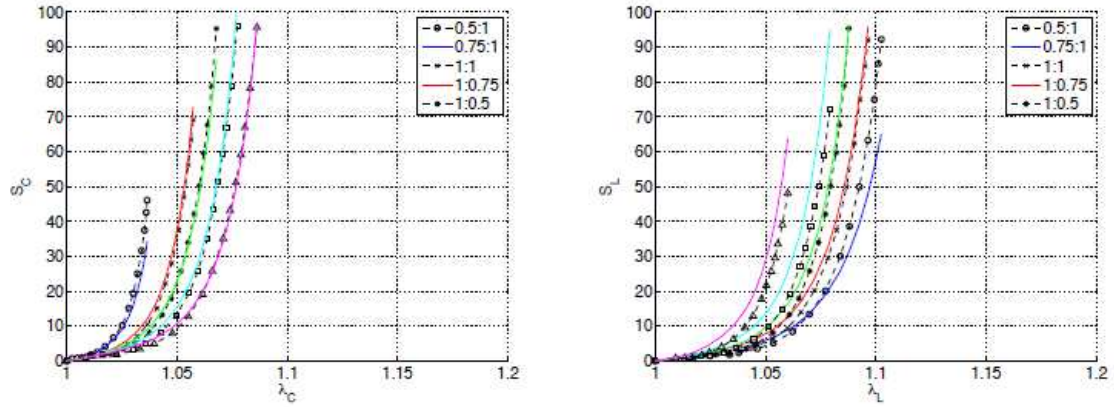


Figura 2. Ajuste función de comportamiento anisótropo del tejido arterial del AAA.

En el caso del trombo se empleó la función de densidad de energía propuesta por Van de Geest:

$$W_T = C_{20}(\bar{I}_2 - 3) + C_{02}(\bar{I}_2 - 3)^2, \quad (3)$$

donde $C_{20} = 28000 \text{ N/m}^2$ y $C_{02} = 28600 \text{ N/m}^2$.

2.2 DIRECCIÓN DE ORIENTACIÓN DE FIBRAS

La orientación de las fibras ha sido obtenida empleando el principio de la solución del campo de tensiones de un cilindro presurizado. En este problema, las direcciones principales de la tensión coinciden con la dirección circunferencial y longitudinal del cilindro (ver Figura 3)

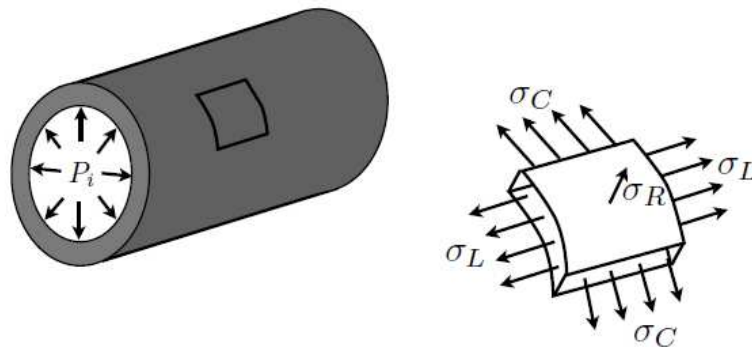


Figura 3. Sistema triaxial de tensiones de un cilindro

Dada la similitud entre la topología de un AAA y el cilindro, la dirección de la fibra se definió coincidente con la dirección de máxima tensión principal cuando la geometría original se somete a una presión diastólica. Para la simulación se empleó la función de densidad de energía de deformación (1).

2.3 ALGORITMO ITERATIVO

La configuración cero presión es la geometría no presurizada por la presión sanguínea y por lo tanto la geometría tal que, al aplicarle la presión diastólica se obtendría la geometría correspondiente a la adquirida en la imagen TAC. Por tanto para obtener esta geometría partiendo de la geometría original se lleva a cabo un proceso iterativo de punto fijo sobre el campo de desplazamientos siguiendo los siguientes pasos:

1. Aplicar la presión diastólica al modelo original.
2. Obtener las coordenadas de los nodos de la geometría deformada.
3. Restar nodo a nodo las coordenadas obtenidas a las coordenadas del modelo original.
4. Generar la nueva geometría con los nuevos nodos.
5. Hacer el tirón ("pullback") de las fibras hacia la nueva configuración geométrica cero presión (solo en el caso anisótropo).
6. Volver al paso 1 y repetir el proceso hasta alcanzar la tolerancia buscada.

3. PROCEDIMIENTO DE SIMULACIÓN

Se utilizan dos modelos de AAA obtenidos a partir de imágenes TAC de pacientes bajo medicación y con cirugía planificada en el Allegheny General Hospital en Pittsburgh, Pennsylvania. Éstas imágenes fueron tomadas siguiendo un protocolo estándar antes de que los pacientes entraran al

quirófano. Con estos modelos, denominados U116 y U117, y utilizando el software comercial ABAQUS se realiza la simulación según el método descrito en el capítulo 2.

Para definir el comportamiento de los materiales, ABAQUS cuenta una librería de materiales disponibles donde únicamente el modelo isótropo del trombo puede ser definido. Por esta razón, fue necesario el escribir una subrutina de usuario para definir el comportamiento del material isótropo y anisótropo del tejido aórtico.

Para cada material la definición se realiza de la siguiente manera:

- *Tejido arteria modelo isótropo*: Se utiliza la subrutina UHYPER la cual se utiliza para definir la función de energía de deformación de materiales hiperelásticos isótropos. Esta subrutina se puede ver en el ANEXO 1.
- *Tejido arteria modelo Anisótropo*: Se utiliza la subrutina UANISOHYPER_INV, con la cual se define la función de energía de deformación de materiales anisotrópicos hiperelásticos como una función de un set de invariantes escalares irreducibles. Esta subrutina se puede ver en el ANEXO 2.
- *Tejido del trombo*: Se utiliza un material estándar de la librería de ABAQUS que es un polinómico con $n=2$ propiedades. En el ANEXO 3 donde se muestra el archivo .inp tipo de los modelos de ABAQUS se puede ver su definición.

Para encontrar las coordenadas nodales de la geometría deformada y poder realizar las iteraciones se utiliza la subrutina URDFIL que se incluye dentro del mismo archivo de la subrutina para la definición del material aórtico.

En cada iteración, la nueva geometría se encuentra a partir de un código en MATLAB al cual se le ingresa el archivo que provee ABAQUS en el cual se encuentran estas coordenadas, el archivo nodal original y el de cada iteración. Este código se encuentra en el ANEXO 4.

El tirón ("pullback") de las fibras se realiza a nivel elemental a través de un código en MATLAB al cual se ingresa el archivo de elementos, el archivo original de nodos, el archivo de nodos en la nueva iteración y el archivo dirección de fibras de la configuración inicial. Este código se encuentra en el ANEXO 5.

Para cada modelo de AAA se encuentra la geometría cero presión con el modelo isótropo y con el modelo anisótropo para poder comparar los resultados en cada uno de los casos.

4. RESULTADOS

Para cada uno de los dos modelos analizados se presenta una descripción de la geometría, las características del modelo, una imagen de la orientación de las fibras del modelo anisótropo y una comparación de los resultados en tensiones y desplazamientos para isótropo y anisótropo en geometría presurizada y cero presión.

4.1 DESCRIPCIÓN DE MODELOS DE AAA

El AAA U116 tiene un diámetro máximo de 5.1 cm y presenta un trombo que cubre parcialmente su interior con un espesor máximo de 1.1 cm. Por su parte, el AAA U117 tiene un diámetro máximo de 5 cm y presenta un trombo que cubre por completo el diámetro interior con un espesor máximo de 1.8 cm. La Figura 4 muestra los modelos mallados.

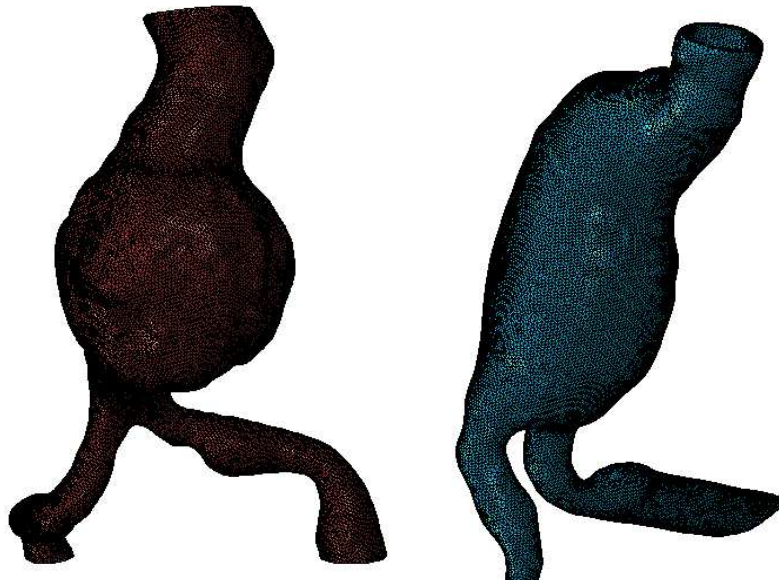


Figura 4. Modelos de AAA
(U116 izquierda y U117 derecha)

Un detalle de un corte de los aneurismas junto con el trombo se muestra en la Figura 5.

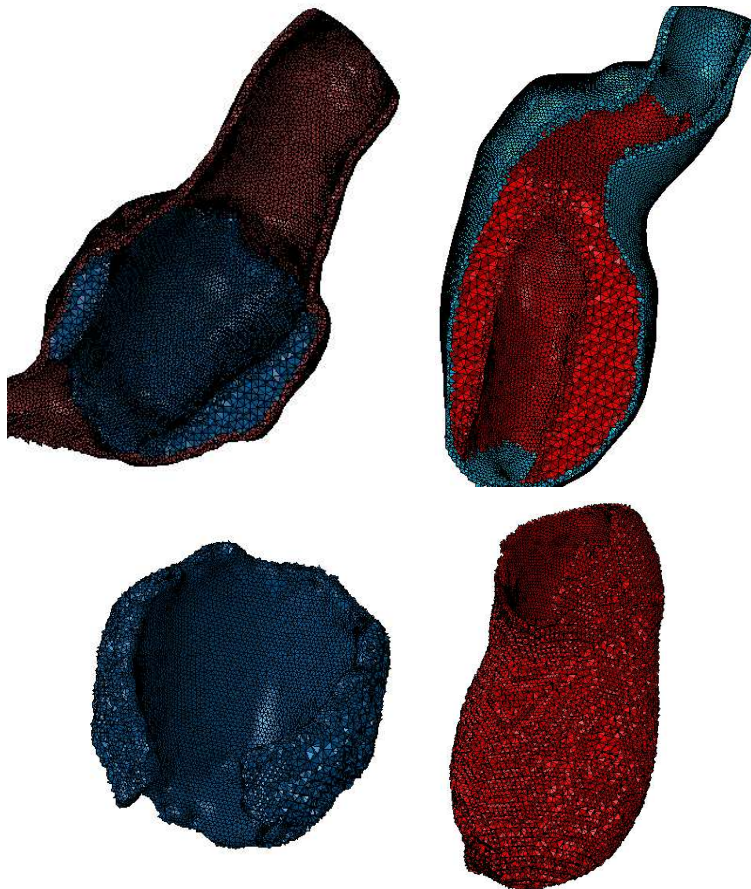


Figura 5. Corte de modelos y detalle de trombos de modelos

Las características del modelo en cuanto a su cantidad de nodos y elementos se muestran en la Tabla 2.

Tabla 2. Características de mallado de modelo U117

	Modelo U116		Modelo U117	
	Número de Elementos	Número de Nodos	Número de Elementos	Número de Nodos
Arteria	322228	80383	247850	67519
Trombo	110985	26099	198876	47138
Total modelo	433213	98738	446726	97407

4.2 DIRECCIÓN DE FIBRAS

Las direcciones de fibras determinadas a partir de las direcciones principales del modelo isótropo se muestran en la Figura 6 para el modelo U116 y en la Figura 7 para el modelo U117.

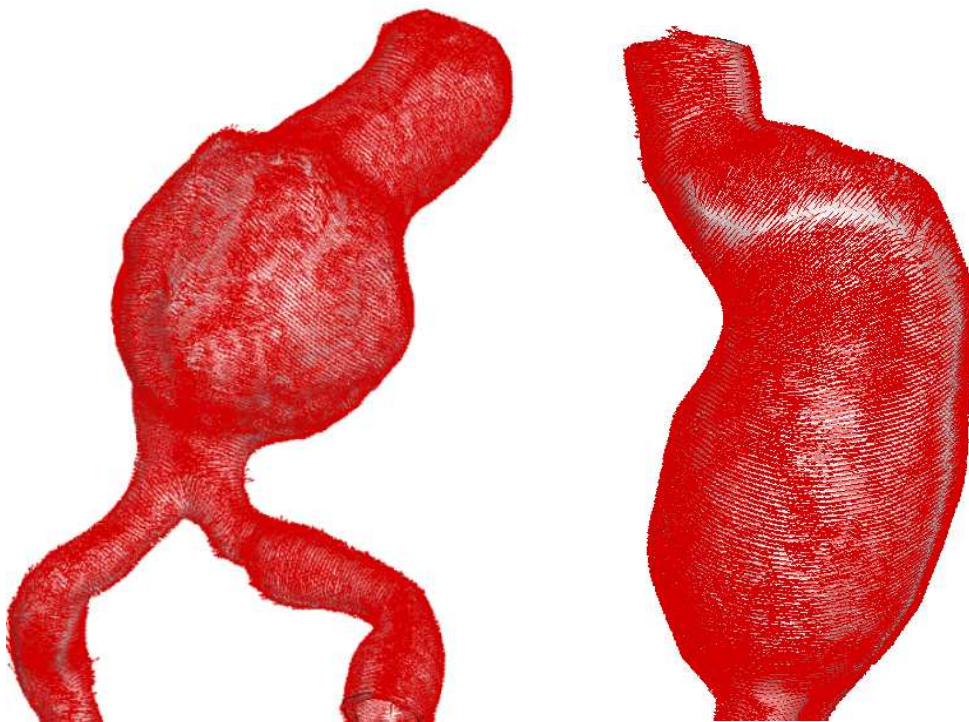


Figura 6. Direcciones de fibras.

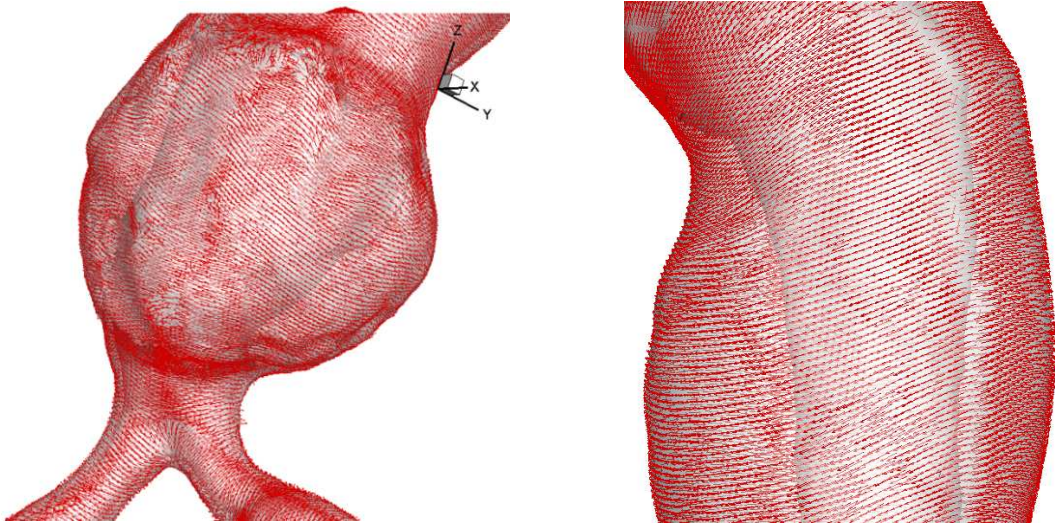


Figura 7. Direcciones de fibras.

4.3 ITERACIÓN HACIA GEOMETRÍA CERO PRESIÓN

Las iteraciones para los dos modelos se realizan hasta conseguir que la distancia máxima nodal entre la configuración zero presión presurizada con 80 mmHg (10666 Pa) que equivale a la presión diastólica, y la configuración original asociada a la imagen TAC sea menor a 0.2 mm.

Para el AAA U117 se realizan 7 iteraciones para el modelo isótropo y anisótropo. En el caso del AAA U116 se han realizado 9 iteraciones hasta conseguir la geometría cero-presión. En el caso del modelo Anisótropo el proceso iterativo se inicia desde la geometría cero presión correspondiente a la iteración número 6 del modelo isótropo, con la finalidad de reducir el número de iteraciones requeridas.

La distancia máxima nodal entre el modelo presurizado y el modelo cero-presión a presión diastólica se muestra en la Tabla 3.

Tabla 2. Distancia nodal para iteraciones

	AAA U116		AAA U117	
Iteración	Modelo Isótropo [cm]	Modelo Anisótropo [cm] (a partir de iteración 6 de isótropo)	Modelo Isótropo [cm]	Modelo Anisótropo [cm]
1	0.3665	0.1486	0.4989	0.5969
2	0.1044	0.0465	0.1396	0.1788
3	0.1129	0.0193	0.0865	0.0999
4	0.0645	0.0158	0.0652	0.0663
5	0.0462	-	0.0429	0.0429
6	0.0462	-	0.0296	0.0283
7	0.032	-	0.0197	0.019
8	0.023	-	-	-
9	0.0165	-	-	-
10	0.0119	-	-	-

4.4 RESULTADO DE TENSIONES

Las tensiones máximas principales para los modelos isótropo y anisótropo en configuración cero presión y geometría presurizada se muestran en la Figura 8 para el AAA U116 y en la Figura 8 para el AAA U117.

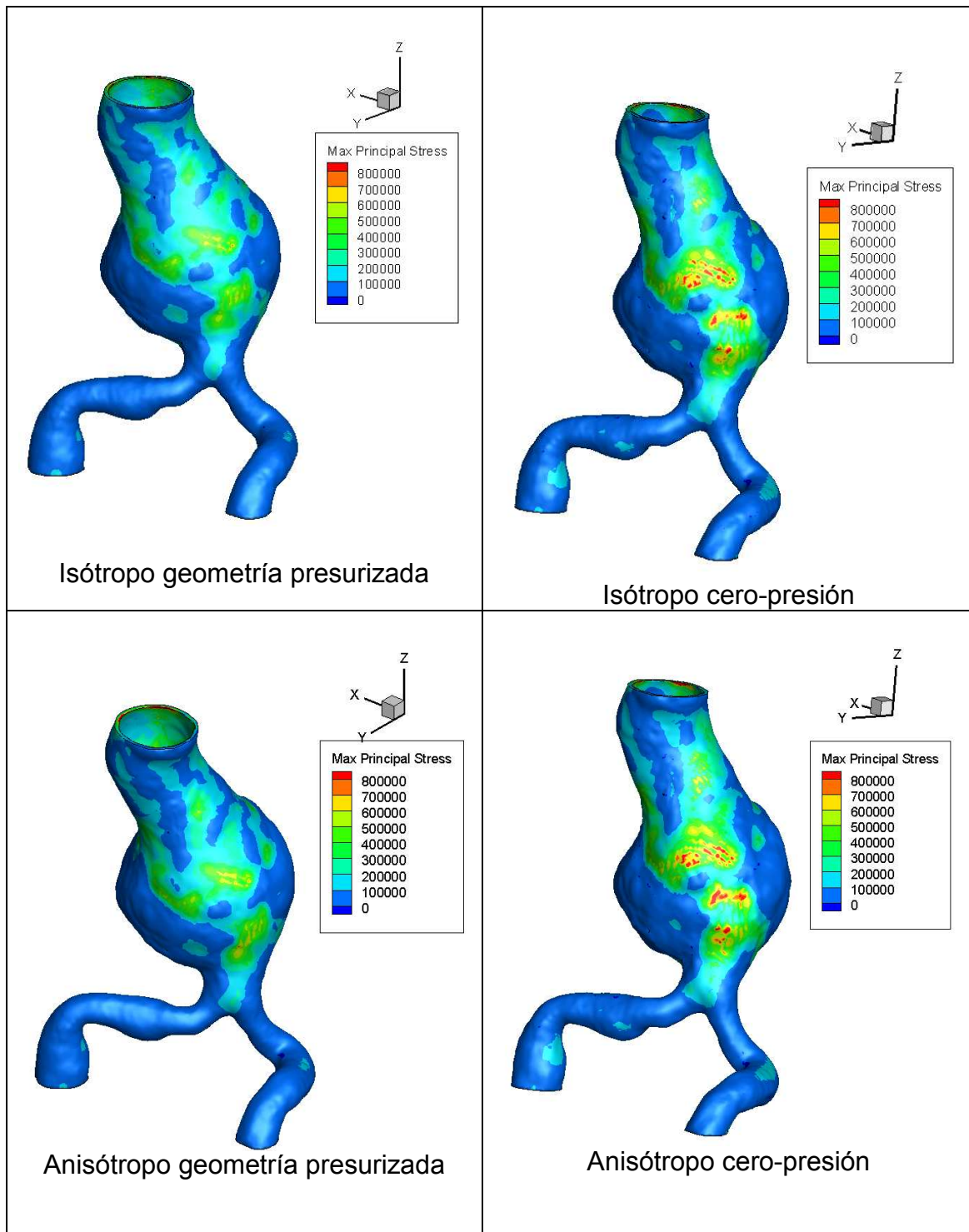


Figura8. Tensiones máximas principales AAA U116

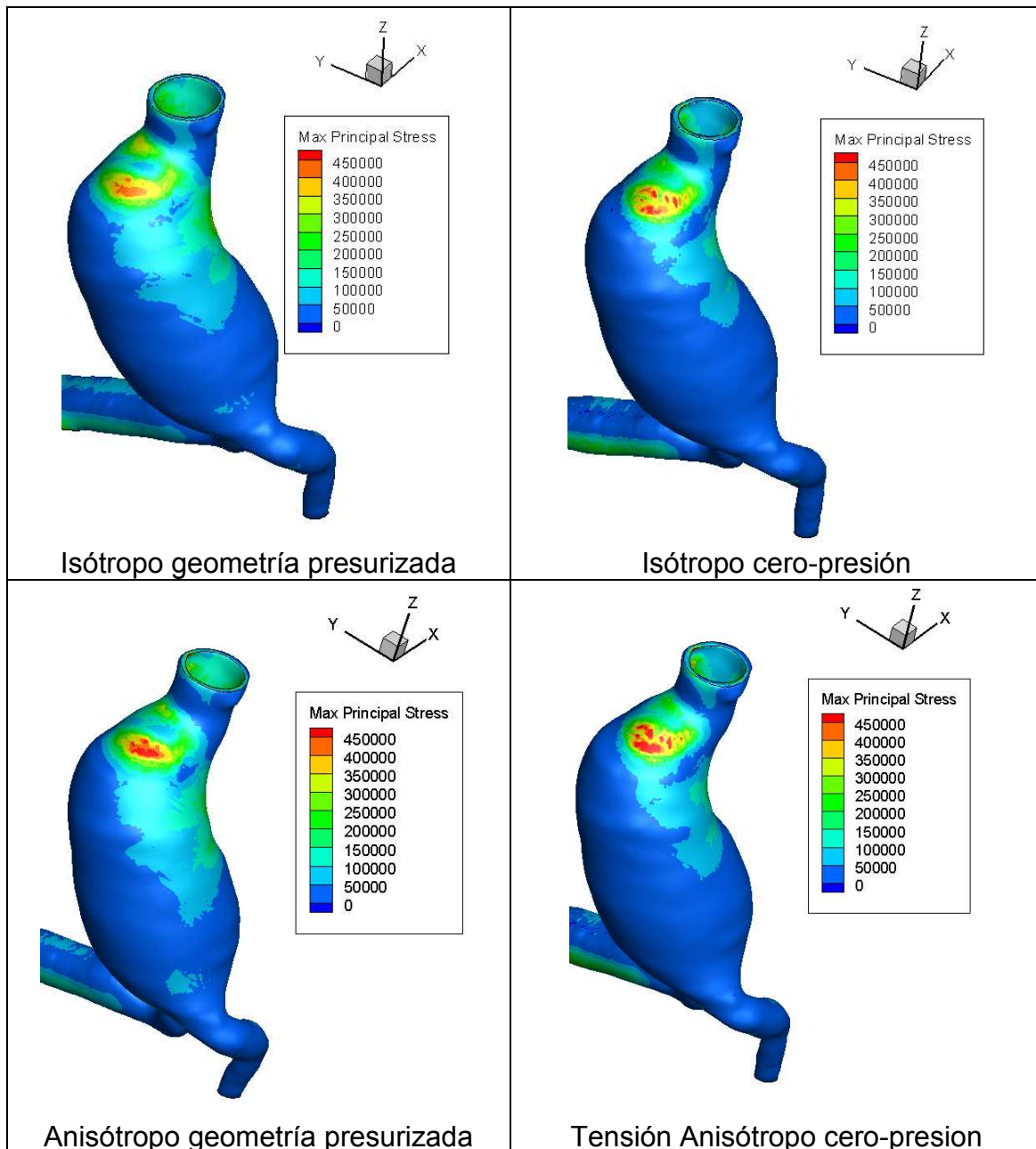


Figura9. Tensiones máximas principales AAA U117

El AAA U116 anisótropo en geometría cero presión presenta la tensión máxima con un valor de 800 kPa, siendo aproximadamente un 25% superior al anisótropo en geometría presurizada donde la tensión máxima es 620 kPa. Comparando los resultados del anisótropo con el isótropo, para casos correspondientes de geometría las tensiones son similares aunque ligeramente superiores en el modelo anisótropo.

En el AAA U117 la tensión máxima principal se presenta en el modelo anisótropo en configuración de cero presión con un valor de 450 kPa localizada de manera concentrada en la zona superior donde ya no hay presencia de trombo. En comparación con el modelo anisótropo presurizado donde la tensión máxima es de 425 kPa la configuración cero presión presenta una tensión un 6% más alta.

Al comparar el modelo anisótropo con el isótropo en cero presión, la tensión es cerca de un 5% superior, donde se aprecia mayor diferencia es en el modelo isótropo en geometría presurizada donde la diferencia es de cerca de un 30%. En cuanto a los desplazamientos, las Figura 10 y 11 muestran los resultados obtenidos.

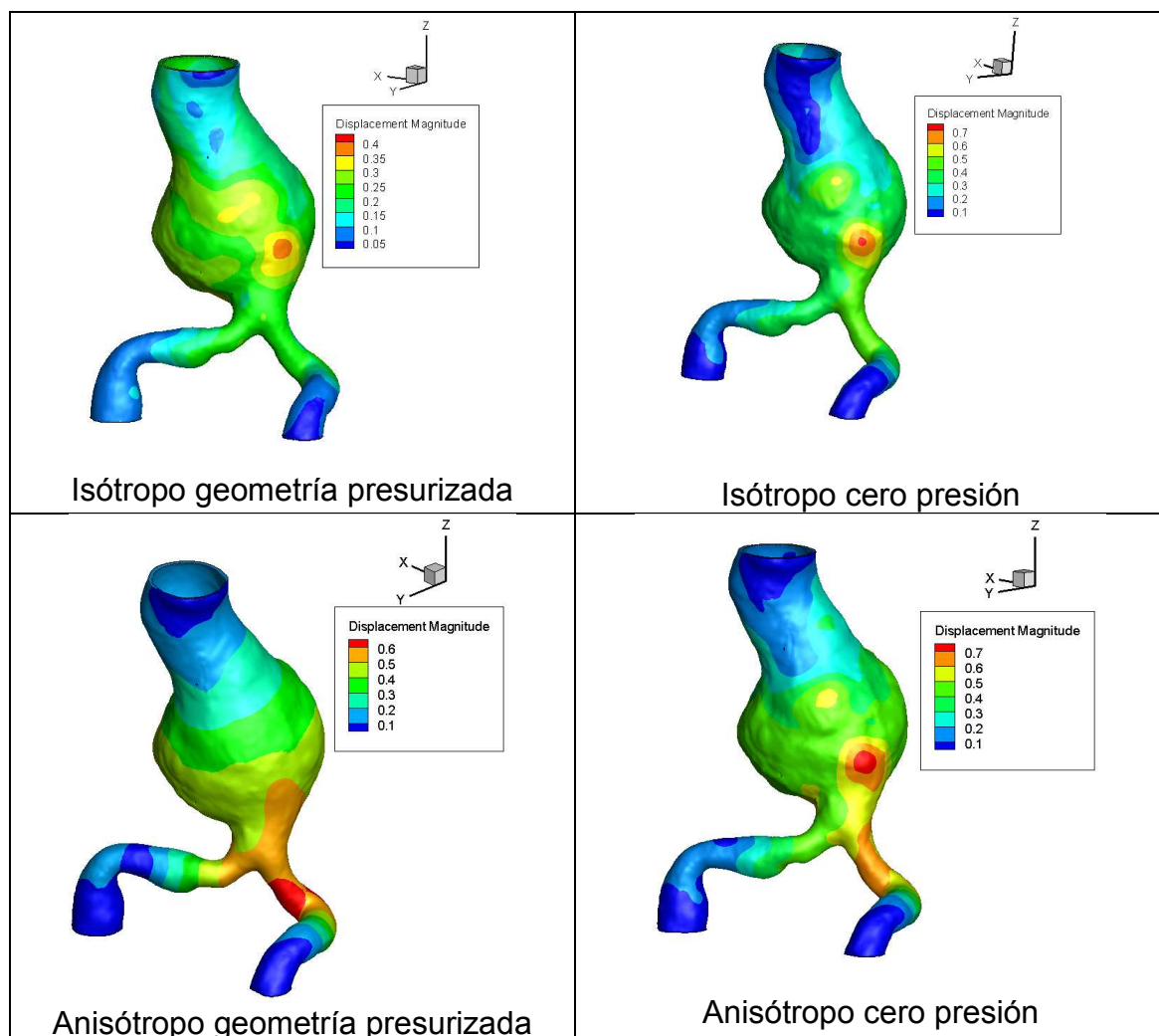


Figura10. Desplazamientos AAA U116

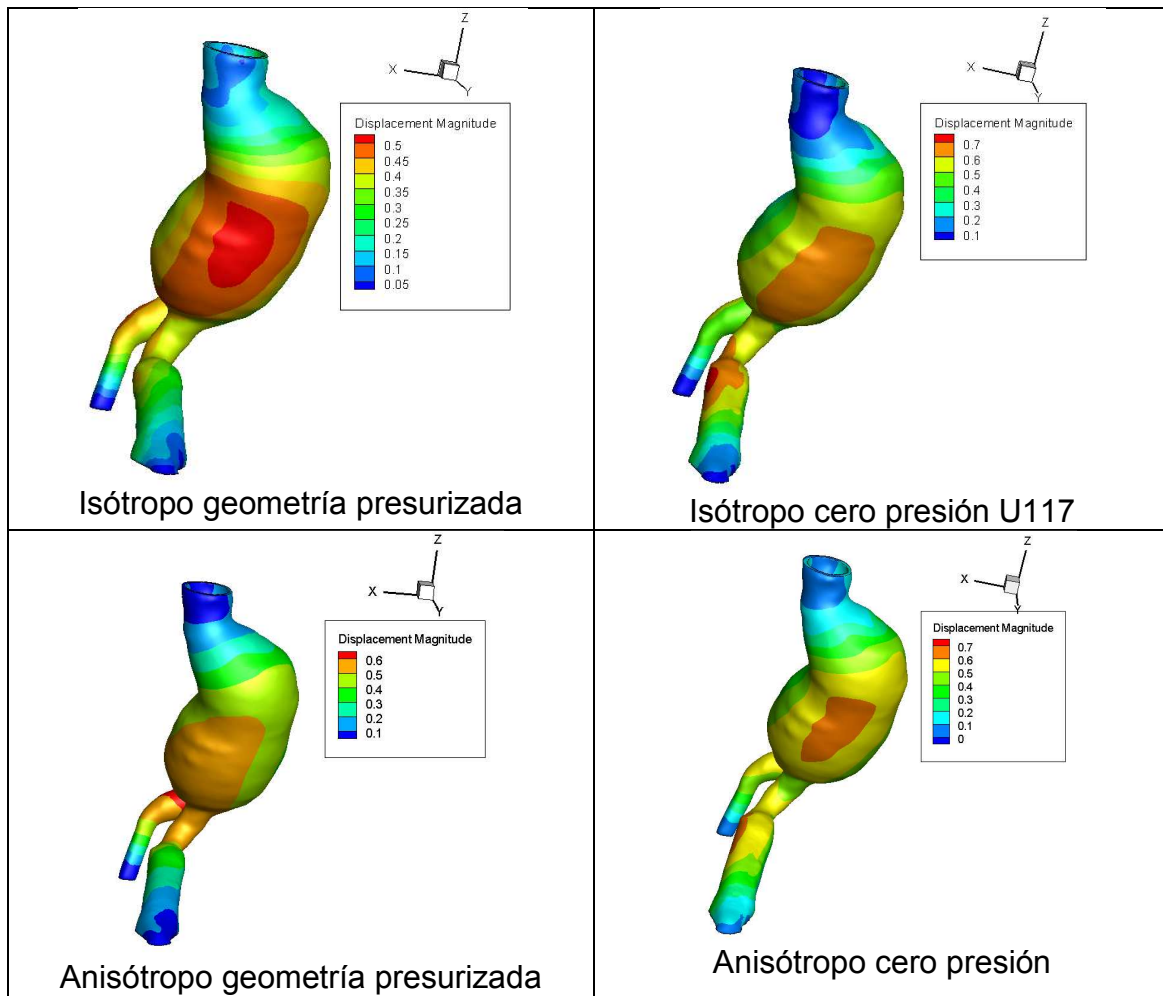


Figura11. Desplazamientos AAA U117

4.5 CONSERVACIÓN DE VOLUMEN Y VALORES DE SIMULACIÓN

Durante el proceso de iteración, las coordenadas nodales se modifican y por lo tanto individualmente los elementos cambian de volumen. Este cambio de volumen de los elementos llega a tener un valor elevado especialmente en zonas de frontera entre trombo y arteria donde el mallado produce una geometría no uniforme. No obstante, el modelo de material y características de la simulación garantizan la cuasi-incompresibilidad del modelo global, es decir, el promedio de deformación de todos los elementos tiene un valor cercano a cero (ver Tabla 4).

Tabla 4. Conservación de volumen en simulaciones

	AAA U116		AAA U117	
	ISOTROPO	ANISOTROPO	ISOTROPO	ANISOTROPO
min d_{vol}	-38.5%	-50.0%	-596.8%	36%
max d_{vol}	18.9%	22.0%	37.2%	450%
Promedio d_{vol} modelo	0.02%	0.04%	-0.0077%	-0.0289%

El valor de paso mínimo necesario para la solución no lineal de los modelos es diferente para los modelos de material. En el caso del isótropo, se puede llegar a converger con un paso mínimo de 0.1, mientras que para el anisótropo se hace necesario un paso de 0.01.

5. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

El método propuesto para encontrar la geometría cero presión a partir de iteraciones en el campo de desplazamientos muestra ser efectivo, estable y practicable en un número moderado de iteraciones.

Los resultados muestran que no determinar la geometría cero-presión en el cálculo de las tensiones de un AAA puede conllevar una subestimación de cerca de un 25% y que con relación al uso de un modelo anisótropo con relación a uno isótropo, este último subestima la tensión por un valor de hasta un 10%.

Por tanto, las tensiones de un modelo isótropo en geometría presurizada podrían estar subestimadas en cerca de un 30% a las tensiones del modelo que se puede considerar como el que mejor lo representa que es uno anisótropo en geometría cero presión.

Aunque en los dos AAA simulados las tensiones más altas se presentan en el modelo anisótropo, el valor en que se subestima es diferente en los dos y se puede inferir que es debido a la influencia que tiene el trombo que en un modelo lo cubre en toda su circunferencia y por lo tanto le provee mayor resistencia, mientras que en otro lo cubre parcialmente dejando una zona en la que se concentran las tensiones y se aumenta la diferencia entre los modelos.

Esto sin embargo solo se puede confirmar analizando una mayor cantidad de modelos, ya que estos dos no son una población representativa para realizar esta estadística. Como trabajo posterior, se propone por lo tanto, analizar una mayor cantidad de AAA con los que se pueda llegar a conclusiones más concretas y fiables sobre las diferencias de tensiones.

En lo referente al coste computacional y de tiempo que requiere obtener esta mejora de resultados, a continuación se muestran las estadísticas, en las que se incluye solamente el tiempo de FEA y no el de preparación de archivos y uso de algoritmo de Matlab:

- Isótropo geometría presurizada - 1 simulación:
 - Tiempo de cálculo : 1 hora
 - Memoria necesaria : 12 Mb
- Isótropo geometría cero presión - 8 simulaciones:
 - Tiempo de cálculo : 1 hora/simulación : total 8 horas
 - Memoria necesaria: 12 Mb
- Anisótropo geometría presurizada – 1 simulaciones
 - Tiempo de cálculo : 5 horas
 - Memoria necesaria : 24 Mb
- Anisótropo geometría cero presión – 8 simulaciones
 - Tiempo de cálculo : 5 horas/simulación : total 40 horas
 - Memoria necesaria : 24 Mb

Además de tiempo adicional de cálculo para el modelo anisótropo, la necesidad de realizar iteraciones modificando las coordenadas nodales y por lo tanto la

definición de los elementos hace necesario una malla de mayor calidad en cuanto la forma de los elementos y su tamaño, criterio que se debe cumplir para poder llegar al final de las iteraciones ya que de lo contrario los elementos podrían llegar a deformarse hasta tener volumen negativo generando fallo en la simulación.

6. BIBLIOGRAFÍA

1. THOMPSON S.G, ASHTON; ASHTON L; SCOUT RAT. Screening men for abdominal aortic aneurysm: 10 year mortality and cost effectiveness results from the randomized Multicenter Aneurysm Screening Study. Br Med Journal 2009; 338: b2307.
2. DOYLE B.J; MOLONY D.S; WALOH M.T; McGLOUGHLIN TM. Abdominal aortic aneurysm: new approaches to rupture risk assessments. New York: Nova Science Publishes 2010.
3. McGLOUCHLIN TM; DOYLE B.J. New approaches to abdominal aortic aneurysm rupture risk analysis. Engineering insights with clinical gain. Arteriosclerosis thrombosis and vascular biology 2010; 30(9): 1687-1694.
4. LI, Z; U-KING-IM, J; SOH, E; GILLARD, J. Impact of Calcification and Intraluminal Thrombus on the Computed Wall Stresses of Abdominal Aortic Aneurysm. Cambridge University. 2008.
5. PUTTER, S; WOLTERS, B; RUTTEN, M; BREEUWER, M; GERRITSEN, F.A; VAN DE VOSSE, F.N. Patient-Specific Initial Wall Stress in Abdominal Aortic Aneurysms with a Backward Incremental Method. Journal of Biomechanichs. 2007
6. SPEELMAN, L., BOSBOOM, E.M.H., SCHURINK, G.W.H., BUTH, J., BREEUWER, M., JACOBS, M.J., VANDE VOSSE, F.N. Initial stress and nonlinear material behavior in patient-specific AAA wall stress analysis. Journal of Biomechanics 2009; 42(11): 1713-1719.
7. WANG D., MAKAROUN, M., WEBSTER, M., VORP, D. Effect of intraluminal thrombus on wall stress in patient-specific models of abdominal aortic aneurysm. Journal of Vascular Surgery 2002; 36: 598-604.
8. VENKATASUBRAMIAM, A., FAGAN, M., MEHTA,T., MYLANKAL, K., RAY, B., KUHAN, G., CHETTER, I., McCOLLUM, P. A comparative study of aortic wall stress using finite element analysis for ruptured and non-ruptured abdominal aortic aneurysm. European Journal of Vascular and Endovascular Surgery 2006; 28: 168-174.

9. VANDE GEEST, J.P., SACKS, M.S., VORP, D. A. A planar biaxial constitutive relation for the luminal layer of intra-luminal thrombus in abdominal aortic aneurysms. *Journal of Biomechanics* 2006; 39: 2347–2354.
10. RODRIGUEZ J.F; RUIZ C; DOBLARE M; HOLZAPFEL G.A. Mechanical stress in abdominal aortic aneurysms: Influence of diameter, asymmetry, and material anisotropy. *Journal of Biomechanical Engineering. ASME* 2008; 130: 021023-10
11. RODRIGUEZ J.F; MARTUFI G; DOBLARE M; FINOL E. The effect of material model formulation in the stress analysis of abdominal aneurysm. *Annals of biomedical engineering* 2009; 37: 2218-2221.
12. DEMIRAY, H. A Note on the Elasticity of Soft Biological Tissues. *Journal of Biomechanics* 1972, **5**, pp. 309–311.
13. HOLZAPFEL, G. A. *Nonlinear Solid Mechanics. A Continuum Approach for Engineering*, Wiley, Chichester, 2000.