Ingeniería Mecánica. Vol. 12. No.2, mayo-agosto de 2009, pag. 9-18 ISSN 1815-5944

Análisis del comportamiento mecánico en una sección de la aorta

A. González-Martin, J. García-de la Figal

Recibido el 10 de septiembre 2008; aceptado el 10 de diciembre de 2008

Resumen

La importancia social de las enfermedades arteriales motiva el interés en desarrollar estudios sobre el comportamiento mecánico de las paredes arteriales que aporten información para la práctica médica, ya que estas enfermedades están fuertemente relacionadas con factores mecánicos como son los estados de deformación y tensión. El presente trabajo ofrece una metodología para analizar el comportamiento mecánico de una arteria (la aorta). Dicho análisis parte de una geometría real construida a partir de imágenes médicas. En la formulación del modelo de elementos finitos se escogió un material con comportamiento no-lineal, con grandes deformaciones, hiperelástico, no-homogéneo y ortótropico. A la hora de analizar los resultados logrados y compararlos con los resultados obtenidos por otros autores no es posible establecer una comparación debido a los diferentes métodos de ensayo empleados por distintos autores y la dificultad en la experimentación en arterias humanas, solo es posible establecer zonas criticas en las cuales se presente algún tipo de enfermedad arterial.

Palabras claves: aorta, modelación, elementos finitos (EF), hiperelásticidad.

Mechanical behavior analysis in an aorta section

Abstract

The social importance of the arterial illnesses motivates the interest in developing studies on the mechanical behavior of the arterial walls. The medical practice has pointed that these illnesses are strongly related with mechanical factors, such as states of deformation and tension as other related parameters. The present work offers a methodology to analyze the mechanical behavior of an artery (the aorta). This analysis uses a real geometry model that has been built based on medical images. In the formulation of the finite elements model the material has been considered with a no-linear behavior, with big deformations, hyperplasic, no-homogeneous and orthotropic. It is not possible to establish comparisons between the achieved results and the ones obtained by other authors. That is due to the different methods used by different authors and the difficulty in the experimentation in humans. It was only possible to establish critical areas where some illnesses are presented.

Key words: aorta, simulation, finite elements (EF), hiperelásticity

1. Introducción.

Las enfermedades cardiovasculares son responsables de cerca de la mitad de todos los fallecimientos (47%) [6] en los E.U.A, en España son la primera causa de muerte a partir de los 75 años y la segunda entre los 15 y los 74 años [7], en Cuba están entre las primeras causas de muerte, según el anuario estadístico de salud editado por el Ministerio de Salud Publica en el 2006. Dentro de estas enfermedades, la aterosclerosis y la trombosis ocupan el primer lugar, ya que pueden provocar infartos, angina de pecho, embolias, etc. Por tal motivo un conocimiento más detallado de estas enfermedades es necesario para mejorar los tratamientos existentes ya sean invasivos o no invasivos.

El presente trabajo se enfoca en simular el comportamiento mecánico de la pared arterial, particularmente de la arteria aorta bajo la acción de una presión constante.

En la formulación del modelo de elementos finitos (E.F) se escogió un material con comportamiento no-lineal, con grandes deformaciones, hiperelástico, no-homogéneo y ortótropico, muchos autores como el caso de Yamaguchi[11], Tang [10], Auricchio [2] y otros consideran el comportamiento mecánico de las paredes arteriales como lineal elástico, isotrópico, cuando estudios experimentales han demostrado que las paredes arteriales tienden hacia un comportamiento no-lineal, hiperelástico, de grandes deformaciones y ortótropico.

2. Creación del modelo de elementos finitos.

Justificación del tipo de elemento finito a emplear.

Se decidió emplear un elemento finito tipo lámina (shell 181) de 4 nodos y 6 grados de libertad en cada nodo (24 DOF en total): traslación y rotación en X, Y, Z. Soporta todas las no-linealidades propias de los materiales con comportamiento elástico y no-elástico. Se puede emplear para modelar materiales compuestos por capas, tipo sándwich (la precisión para modelar materiales compuestos está gobernada por la teoría de Reissner-Mindlin) [1]. En la figura 1 se muestra la geometría de este elemento.

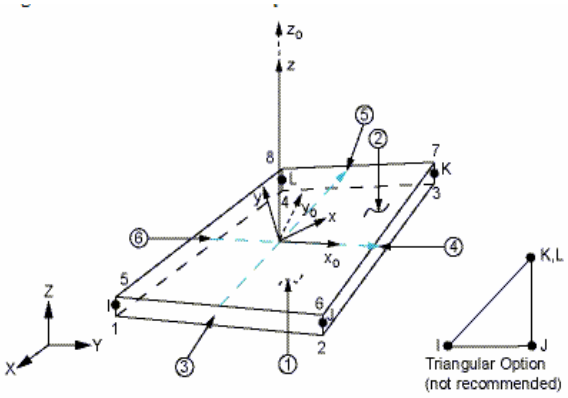

Figura 1. Geometría del elemento SHELL 181.

Modelo de Material.

Se escogió un modelo de material Hiperelástico isotrópico Money-Rivlin de 9 parámetros que se utiliza para modelar materiales con comportamiento elástico, aunque los tejidos de las arterias humanas se comportan de forma no-lineal, por encima de una presión de 80 mm Hg (0.01Mpa), la aorta se comporta más como material elástico lineal [8] cuya función de densidad de energía en el Ansys en función de los invariantes es la siguiente [1]:

$$\mathbf{W}=\mathbf{C}_{10}(\bar{\mathbf{I}}_1-3)+\mathbf{C}_{01}(\bar{\mathbf{I}}_2-3)+\mathbf{C}_{20}(\bar{\mathbf{I}}_1-3)^2+\mathbf{C}_{11}(\bar{\mathbf{I}}_1-3)(\bar{\mathbf{I}}_2-3)+\mathbf{C}_{02}(\bar{\mathbf{I}}_2-3)^2+\mathbf{C}_{30}(\bar{\mathbf{I}}_2-3)^3+\mathbf{C}_{21}(\bar{\mathbf{I}}_1-3)^2(\bar{\mathbf{I}}_2-3)+\mathbf{C}_{12}(\bar{\mathbf{I}}_1-3)(\bar{\mathbf{I}}_2-3)^2+\mathbf{C}_{03}(\bar{\mathbf{I}}_2-3)^3+\frac{\mathbf{d}}{2}(\mathbf{J}-1)^2 \quad (1)$$

Donde:

C_{10}, C_{01}, C_{20}, C_{11}, C_{02}, C_{30}, C_{21}, C_{12} y C_{03},

$$\bar{I}_1=\lambda_1^2+\lambda_2^2+\lambda_3^2 \quad (2)$$

$$\bar{I}_2=\lambda_1^2\lambda_2^2+\lambda_2^2\lambda_3^2+\lambda_3^2\lambda_1^2 \quad (3)$$

$\bar{I}_1$, $\bar{I}_2$ son lqas principales invariantes del tensor de deformación de Cauchy-Green por la derecha. (el programa los calcula). Donde:

λ: alargamientos principales.

J: determinante jacobiano, coeficiente volumétrico (razón entre el volumen deformado y el volumen de referencia del material) (el programa lo calcula).

$\mu = 2(C_{10}+C_{01})$ (Modulo Tangencial) (el programa lo calcula) (4)

$K = 2/d$ (Modulo Volumétrico) (el programa lo calcula) (5)

Con este modelo de material en el Ansys se pueden definir curvas experimentales que parten de ensayos biaxiales como es en el caso que se estudia. Se tomaron datos procedentes de artículos en los que aparecen ensayos de tensión biaxiales, en la dirección circunferencial y en la dirección longitudinal, estos ensayos se practicaron sobre tejido aórtico descendente; en la figuras 2 y 3 aparecen las curvas de los ensayos de tensión contra deformación unitaria [4].

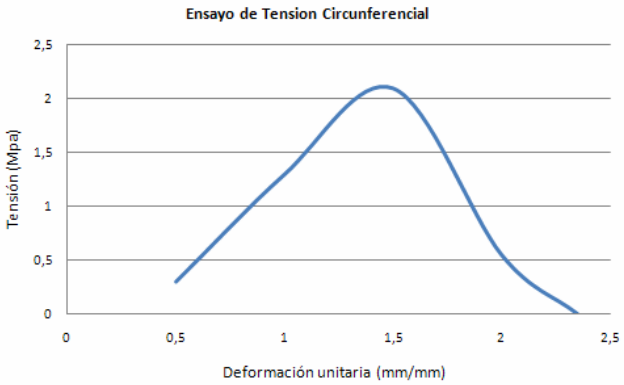

Figura 2. Ensayo de Tensión en la dirección circunferencial

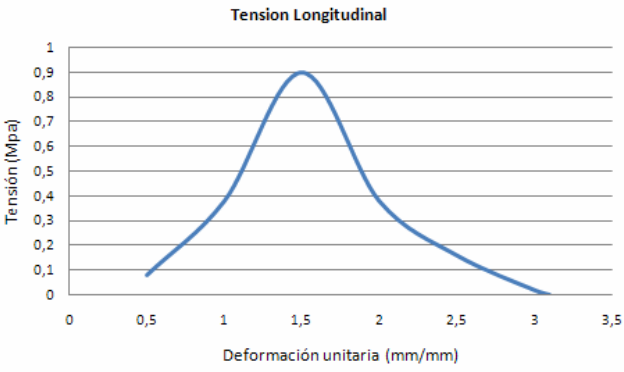

Figura. 3. Ensayo de tensión en la dirección longitudinal.

Después de introducir los datos de los ensayos en el Ansys y de escoger el tipo de material hiperelástico según el modelo de Money-Rivlin, este calcula los 9 coeficientes, los grafica y se puede establecer una comparación entre los ensayos experimentales y los gráficos construidos a partir de las constantes calculadas para este modelo por el programa. En la figura 4 se observa que el grafico del primer ensayo (circunferencial) no se ajusta con el grafico perteneciente al de los parámetros calculados por el programa, pero el segundo grafico perteneciente al ensayo longitudinal si refleja un mejor solape con el gráfico referente al de los parámetros calculados. Ver figura 4 y 5.

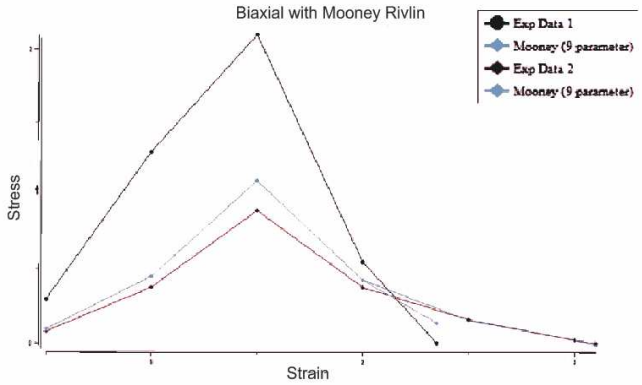

Figura. 4. Comparación entre los ensayos experimentales y el gráfico elaborado con los parámetros calculados por el Ansys.

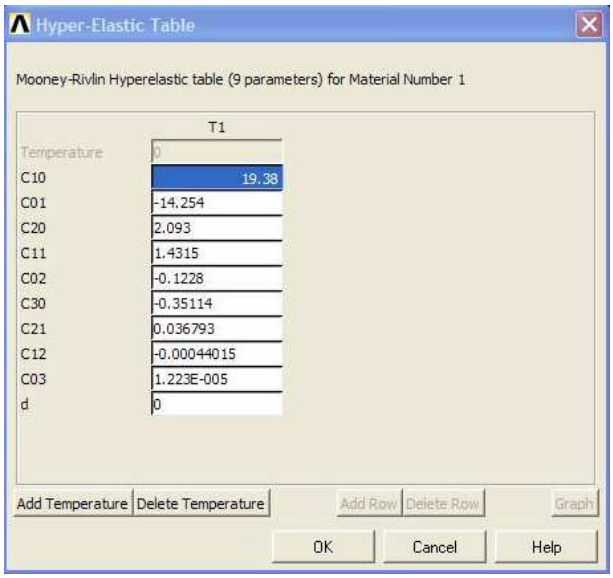

Figura 5. Constantes del material calculadas por el Ansys (Se utilizan en la ecuación 1).

Características del mallado.

Se tuvo especial cuidado a la hora de mallar el modelo porque de un buen mallado depende la exactitud de los resultados. Si se emplean muchos elementos puede aumentar excesivamente el

tiempo en que se demora en obtener la solución, así como si se emplean pocos en zonas criticas puede afectar la exactitud del resultado [3].

La densidad de mallado fue escogida de forma automática, de basta a fina (10-1) se escogió el nivel 1en la opción Smart Size, dando por resultado un modelo con 15310 nodos y 30485 elementos, se considera el tamaño de los elementos elegidos como adecuado al problema, porque aunque se puede afinar la malla, durante la corrida del modelo las soluciones comienzan a tener un valor estable a partir del nivel elegido, haciendo innecesaria una malla más fina, criterio que es utilizado como criterio de convergencia hacia la solución, figura 6.

Figura. 6 Modelo mallado.

Trabajo con las capas en el Ansys.

Se decidió trabajar con 2 capas, la media (1.47 mm ±0.04) y la adventicia (0.36 mm) porque son las capas que determinan las propiedades mecánicas de la pared [5].

En la figura 7 se muestra el modelo con las 2 capas y en la figura 8 se muestra la pantalla donde se crean y modifican las capas en el Ansys.

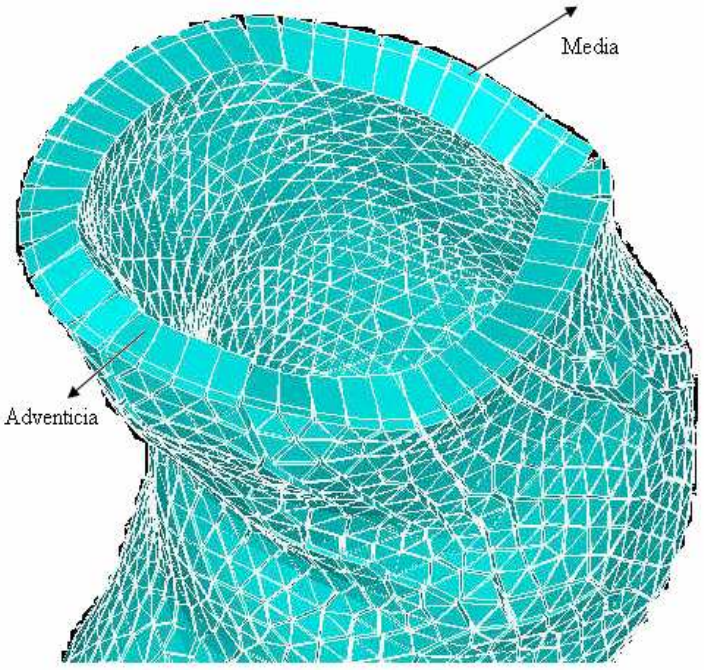

Figura 7. Modelo en el que se visualizan las capas.

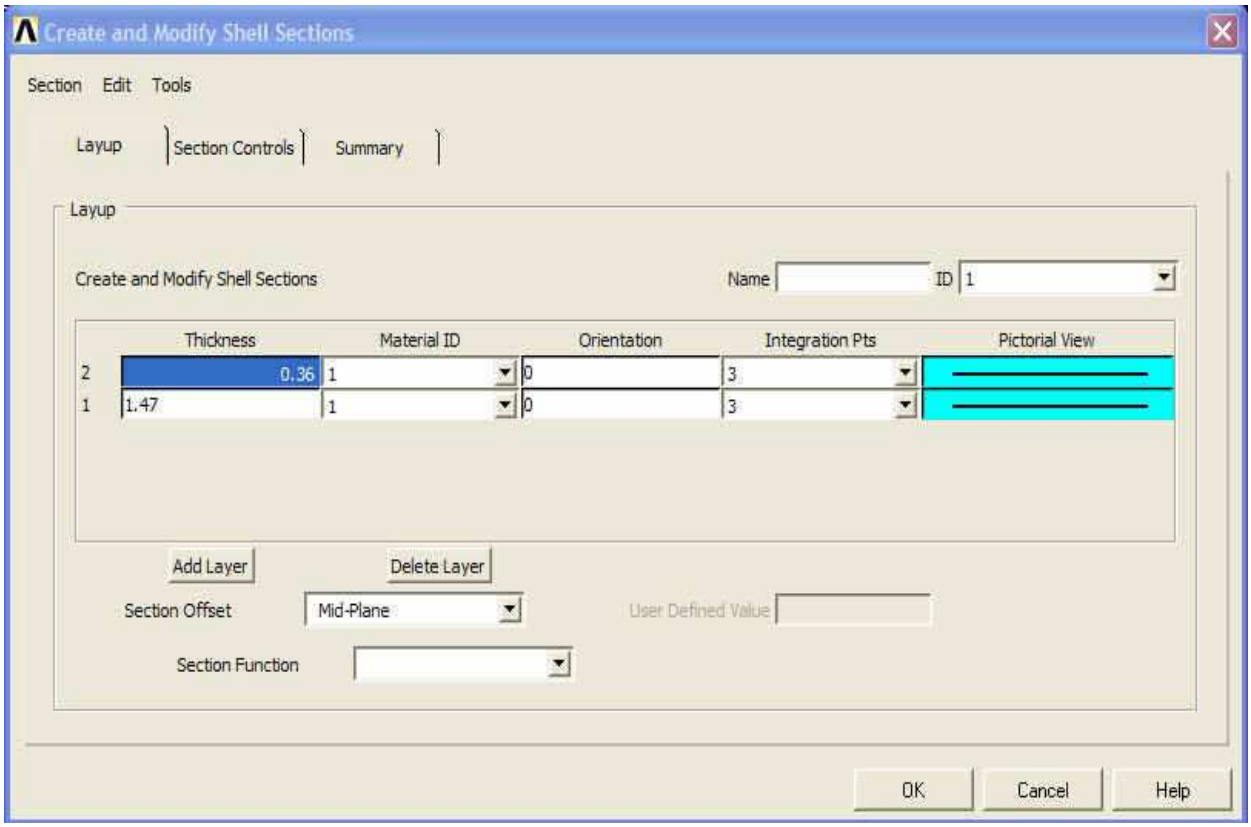

Figura 8 Pantalla del Ansys donde se crean y modifican las capas.

Tipo de análisis empleado.

El tipo de análisis que se utilizó para correr el modelo fue transiente, se utiliza dependiendo de los grados de libertad involucrados en el problema para sistemas de segundo orden (problemas estructurales, acústicos etc.). En este tipo de análisis se proponen 3 métodos de solución: *full*, *reduced*, y *mode superposition*, en el método *full*, en análisis no-lineales se emplea el método de Newton-Raphson que es el que se utiliza en este trabajo [1].

Definición de las condiciones de contorno y aplicación de las cargas.

Se ha adoptado una solución que consiste en empotrar los extremos y suponer que los campos de tensiones y deformaciones son correctos a partir de una cierta distancia de los extremos, cuando la influencia de las condiciones de contorno se hace despreciable (hipótesis de Saint Venant.). Es importante señalar que la experiencia clínica ha verificado que las placas de colesterol se acumulan preferentemente en las proximidades de la bifurcación, y esta zona se ve poco afectada por las restricciones en el contorno, justificando la aproximación introducida [9].

La presión sanguínea representa la única carga aplicada, una presión constante distribuida sobre la superficie interior de la aorta, esta puede variar de 80 a 150 mm Hg (1mm Hg= 0.000133 Mpa), se tomo como referencia el valor de presión sanguínea de un aneurisma establecido en 140 mm Hg (0.019 Mpa).

El análisis activado se hace teniendo en cuenta las siguientes no-linealidades: material hiperelástico, según Mooney-Rivlin de 9 constantes, ortotrópico de 2 capas, isocórico y de grandes deformaciones.

3. Resultados y discusión

Hay numerosos estudios tanto in vitro como in vivo que muestran que cuando las células endoteliales están expuestas a cierto valor elevado de esfuerzo cortante **(τ_{yz})** sufren una serie de cambios estructurales y funcionales, tales como alargamiento y alineamiento en la dirección del fluido, incrementando la permeabilidad de la pared.

Existen varias teorías que relacionan distintas enfermedades arteriales con el τ_{yz} y con el gradiente de ese τ_{yz}. Ejemplo de esas enfermedades arteriales son la trombosis, el engrosamiento en la intima, y la aterosclerosis.

En la trombosis, las partículas de sangre pueden ser transportadas a la pared para adherirse, agregarse o coagularse, formando micro embolias en regiones de bajo τ_{yz}**,** otro autor Slack [6] plantea que la exposición de plaquetas en un entorno de bajo τ_{yz} causa una agregación reversible de plaquetas mientras que a altos niveles de τ_{yz} es irreversible. Bluestein analizó un flujo tanto laminar como turbulento con deposición de plaquetas en un modelo con estenosis y comprobó que el potencial de activación de las plaquetas fue realzado en regiones expuestas a elevados τ_{yz}.

El engrosamiento de la íntima se asemeja a las lesiones ateroscleróticas en algunos aspectos. Algunas de las hipótesis que tienen que ver con el desarrollo de la aterogenesis también son aplicables al engrosamiento de la intima, tales como la teoría de valores elevados de τ_{yz}**,** bajo y oscilante.

La teoría del elevado y bajo τ_{yz} son incluidas porque un elevado cortante causa daño endotelial, mientras que un bajo cortante se correlaciona con engrosamiento en la íntima [6].

Steinman [6] sugiere que un elevado valor de τ_{yz} o un elevado gradiente del τ_{yz} puede ser un factor de inicialización del engrosamiento en la íntima.

Para explicar la formación de la aterosclerosis relacionada con valores de τ_{yz} existen 2 teorías bien conocidas pero controversiales que son: la teoría de Fry y la teoría de Caro.

La primera plantea que valores elevados de τ_{yz} son los causantes de la enfermedad y la segunda que valores bajos de τ_{yz} podrían desarrollar la enfermedad.

Un alto valor de τ_{yz} sugiere daño endotelial y puede ser causante de formación de placas locales. En contraste, en las zonas donde hay bajos valores de τ_{yz} pueden encontrarse ateromas. Ambas teorías poseen incongruencias.

La hipótesis del bajo y oscilatorio τ_{yz} se ha convertido en la más popular.

La siguiente tabla muestra los valores del τ_{yz} para las 2 capas componentes de la pared arterial en correspondencia con los distintos sistemas de coordenadas cilíndricos empleados en el modelo.

Tabla No.1. Valores del τ_{yz}

	Sistema coordenado Cilíndrico Global (centro)		Sistema coordenado Cilíndrico Local 11 (rama izquierda)		Sistema coordenado Cilíndrico Local 12 (rama derecha)	
	cara inter.	Cara exter.	Cara inter.	Cara exter.	Cara inter.	Cara exter.
τ_{max}(Mpa)	0.057	0.074	0.036	0.036	0.068	0.081
τ_{min}(Mpa)	-0.040	-0.085	-0.049	-0.052	-0.060	-0.058

Las siguientes figuras muestran donde se encuentran localizados estos valores de τ_{yz}.

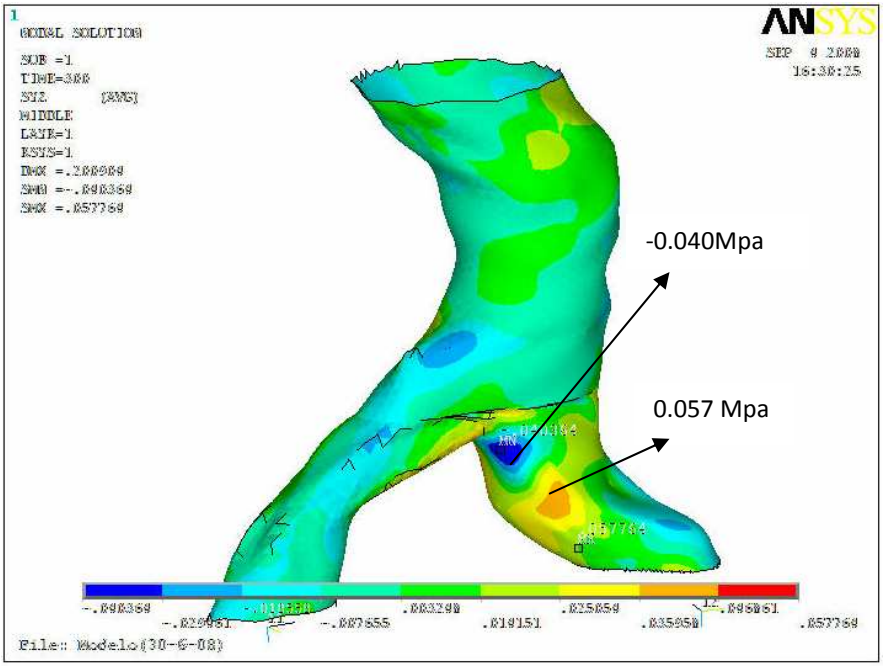

Figura 9. Esfuerzo Cortante (τ_{yz}), Sistema Coordenado Cilíndrico Global (cara interna).

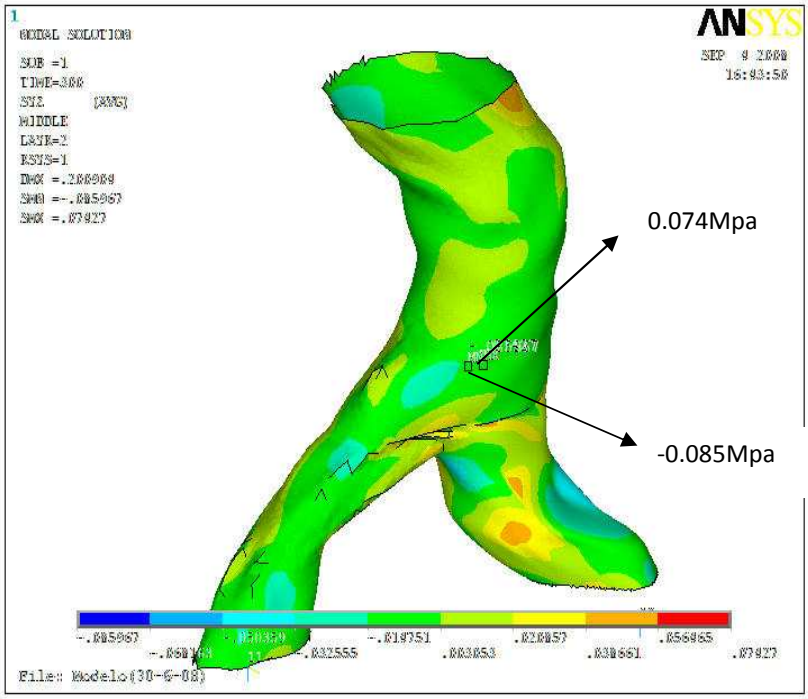

Figura 10. Esfuerzo Cortante (τ_{yz}), Sistema Coordenado Cilíndrico Global (cara externa).

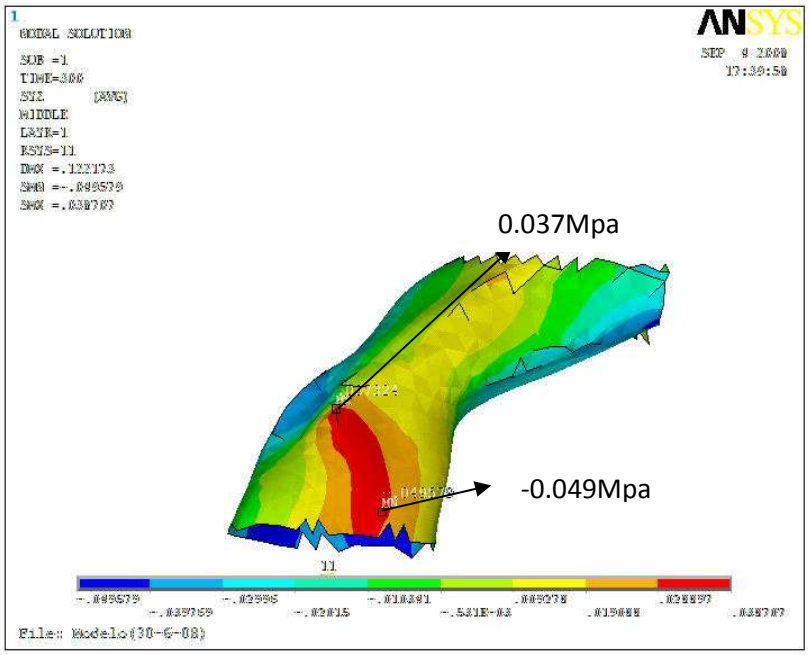

Figura 11. Esfuerzo Cortante (τ_{yz}), Sistema Coordenado Cilíndrico Local 11 (cara interna).

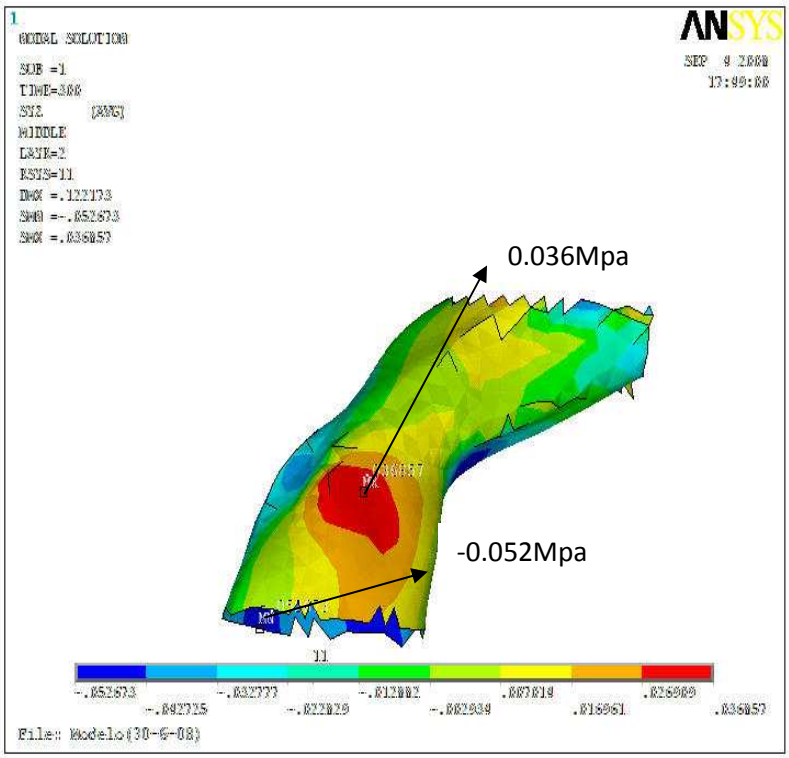

Figura 12. Esfuerzo Cortante (τ_{yz}), Sistema Coordenado Cilíndrico Local 11 (cara externa)

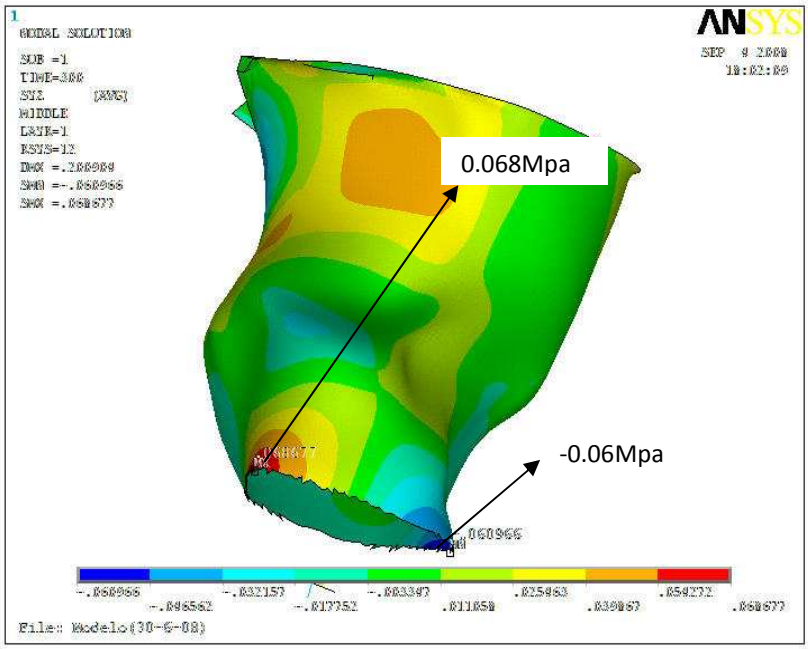

Figura 13. Esfuerzo Cortante (τ_{yz}), Sistema Coordenado Cilíndrico Local 12 (cara interna).

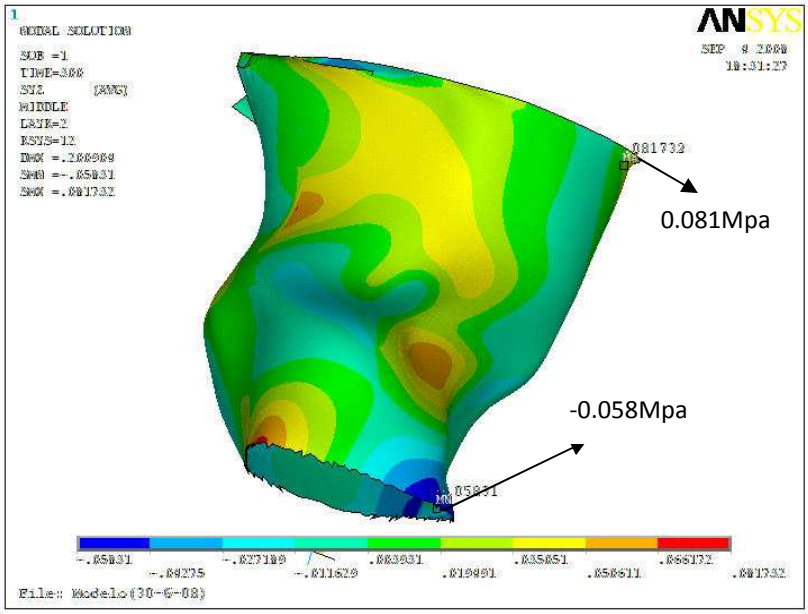

Figura 14. Esfuerzo Cortante (τ_{yz}), Sistema Coordenado Cilíndrico Local 12 (cara externa).

A modo de resumen, se puede decir que los parámetros mecánicos de las paredes arteriales bajo cargas pueden ser una manifestación de diferentes enfermedades e inicio de situaciones problémicas de las paredes arteriales.

4. Conclusiones.

En el presente trabajo se ha modelado el comportamiento mecánico de una bifurcación de la arteria aorta, prestando mayor atención al esfuerzo Cortante (τ_{yz}) pues existen varias teorías que lo relacionan con distintas enfermedades arteriales. Se pudo observar que el τ_{yz} varía poco en ambas capas analizadas (media y adventicia).

El modelo presentado puede ser de utilidad a los especialistas para determinar y predecir zonas o aéreas con riesgo de presentar algún tipo de enfermedad arterial.

5. Referencias.

1. Ansys 10.0 [2005]. *Documentation for Ansys and Theory Reference Manual*. 2005.
2. **AURICCHIO, F. y TAYLOR, R. L.** "Shape-memory alloys: modelling and numerical simulations of the finite-strain superelastic behavior". *Computer methods in applied mechanics and engineering*. 1997, vol. 143, p. 175-194.
3. **Chawner, J.R.** "Mesh Generation and Automated Simulation*". Issues in Applied Mesh Generation.*
4. **EMERSON ESCOBAR, N.** *Optimización del procedimiento de angioplastia como tratamiento para la coartación de aorta*. Santa fé de Bogotá, Colombia
5. **HAYASH, K.; STERGIOPULOS, N.,** *et al. Techniques in the Determination of the Mechanical Properties and Constitutive Laws of Arterial Walls*. 2001.
6. **KLEINSTREUER, C.; BUCHANAN, J. Jr,** *et al*. "Computational Analysis of Particle-Hemodynamics and Prediction of the Onset of Arterial Diseases." 2001.
7. **LLACER, A.; FERNÁNDEZ-CUENCA, R.,** *et al*. "Mortalidad en España en 1998. Evolución en la década 1989-1998. Mortalidad general, principales causas de muerte y de años potenciales de vida perdidos". *SEMERGEN*. 2002, vol. 28, p. 329-333.
8. **MCDONALD, D.** The elastic properties of the arterial wall. En *Blood Flow in Arteries*. 2nd Baltimore ed. Williams & Wilkins, 1974, p. 238-282.
9. **RODRÍGUEZ, J.; GARCÍA, J. C.,** *et al*. Simulación de las paredes de arterias coronarias en bifurcaciones. *En VI Reunión Nacional de usuarios de ABAQUS. Zaragoza*. *2001.*
10. **TANG, D.; YANG, C.,** *et al*. "Wall stress and strain analysis using a three-dimensional thick-wall model with fluid-structure interactions for blood flow in carotid arteries with stenoses". *Computers & Structures*. 1999, vol. 72, p. 341-356.
11. **YAMAGUCHI, T.** Computational mechanics simulation for clinical cardiovascular medicine. En *European Congress on Computational Methods in Applied Sciences and Engineering. 2000.*

A. González-Martin[1], J. García-de la Figal[2]

1. Instituto Central de Investigaciones Digitales - ICID. La Habana. Cuba
E-mail: antoniogm08@gmail.com
2. Departamento de Mecánica Aplicada. Facultad de Ingeniería Mecánica
E-mail: jgarcia@mecanica.cujae.edu.cu
Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría" – CUJAE
Calle 114 #11901 e/119 y 127. Marianao. La Habana. CP 19390. Cuba.