

Modelación por elementos finitos en un modelo de aneurisma

Santiago Correa Posada^{1, ψ}

¹Programa de Ingeniería Biomédica EIA-CES. Línea de Biomecánica e Ingeniería de Rehabilitación.

Recibido 10 de agosto de 2007. Aceptado 27 de octubre de 2007

Resumen— En un modelo con características geométricas y un comportamiento mecánico de la pared arterial generalizado para aneurismas periféricos, se realiza una modelación por elementos finitos (MEF) del efecto de la presión arterial y del espesor de la pared arterial en el saco de un aneurisma. Se analizan los esfuerzos de Von Mises, los esfuerzos tensores transversales y el desplazamiento en el saco del aneurisma. Se encuentra que el lugar más propenso a la ruptura para esta geometría de aneurismas es la región circundante a la arteria eferente y opuesta al flujo aferente. Se propone un proceso para realizar MEF en cualquier geometría de aneurisma y condiciones de presión, para analizar el riesgo y el lugar más probable de la ruptura.

Palabras clave—Aneurisma, Desplazamiento, Esfuerzos cortantes, Esfuerzos de Von Mises, Modelación por elementos finitos (MEF), Propiedades mecánicas de la pared arterial.

Abstract— Considering a model with generalized geometry and mechanical properties of the arterial wall for the peripheral vasculature aneurisms, a finite element modeling (FEM) is developed for analyzing the effects of arterial blood pressure and the arterial wall thickness in the aneurismal sac. The von Mises stresses, the transversal tensor stresses and the displacement in the aneurismal sac wall are analyzed. The possible site of rupture for this aneurism geometry is found surrounding the efferent artery and opposed to the flow inlet. A method for applying FEM to any aneurism geometry and blood pressure conditions is proposed for analyzing the risk of rupture and possible rupture site.

Keywords—Aneurysm, Displacement, Shear stresses, Von Mises stresses, Finite element modeling (FEM), Mechanical properties of the arterial wall.

I. INTRODUCCIÓN

Se considera un aneurisma como la dilatación anormal de la pared arterial en un sitio determinado (aneurisma sacular), o cuando ésta ha aumentado su diámetro normal en un 50% o más (aneurisma fusiforme) [1, 2]. Cuando esta dilatación no se trata a tiempo, se expande hasta el punto de una eventual ruptura [3]. La etiología de los aneurismas se asocia a enfermedades como aterosclerosis, hipertensión arterial y degeneración de la pared arterial, aunque otras causas pueden ser infección, trauma, tabaquismo y desórdenes genéticos [4]. Los aneurismas periféricos son comunes en arterias

de mayor diámetro como la aorta, la ilíaca y la femoral, pero también se pueden dar en pequeñas arterias como la radial, la hipogástrica o la poplítea [5]. El aneurisma de la arteria aorta (AAA) es el más común [2] teniendo en cuenta que los pacientes con AAA son el 8,8% de la población mayor de 65 años [1, 6], y ésta es la decimotercera causa de muerte en los Estados Unidos [7], con una mortalidad por ruptura del 90% [3, 8]. Este tipo de aneurismas ha sido ampliamente estudiado desde su comportamiento hasta las técnicas de tratamiento. La geometría de este tipo de aneurismas es muy específica y tortuosa; por este motivo se realiza el estudio tomando como modelo un aneurisma de la arteria iliaca (AAI)

el cual posee una geometría generalizada que se cumple para la mayoría de los aneurismas periféricos.

El 20% de los pacientes con AAA presenta a la vez AAI unilateral o bilateral [9], afectando el 1,7% de la población adulta. Se considera que un AAI debe de ser intervenido con urgencia si su diámetro es mayor de 3,5 cm [10]; si el diámetro es inferior se debe observar periódicamente mediante imágenes para estudiar su evolución [10].

Un aneurisma no tratado tiene un alto riesgo de ruptura, lo cual sucede debido a que los esfuerzos cortantes sobre la pared arterial producidos principalmente por la presión arterial y en menor magnitud por el flujo superan el esfuerzo último [3, 11-13].

El tratamiento tradicional de los aneurismas es la cirugía, que consiste en ocluir la entrada al aneurisma bien sea mediante ligadura quirúrgica o por medio de ganchos (clips) de materiales como el titanio. Estas técnicas están asociadas a altos días de recuperación y a alta morbilidad [3]. Otro tratamiento empleado se fundamenta en técnicas mínimamente invasivas o endovasculares que utilizan endoprótesis recubiertas (“*stent grafts*”) [14, 15] o espirales o “*coils*” metálicos para embolización [9, 16-18]. En algunos casos se deben utilizar prótesis metálicas no recubiertas conocidas como *stents*, más la colocación de “*coils*” intraaneurismáticos [14, 19]. La técnica endovascular ha mostrado grandes ventajas frente a la técnica quirúrgica debido a que disminuye el tiempo de hospitalización postoperatorio así como las complicaciones y la mortalidad [14, 20, 21].

Se ha demostrado que al reducir levemente los esfuerzos cortantes en la pared arterial, el riesgo de ruptura disminuye notablemente [9, 13, 22]. Es de suma importancia conocer el comportamiento mecánico de la pared arterial del aneurisma, la distribución de los esfuerzos cortantes en

el saco aneurismático y su desplazamiento o aumento de diámetro, en relación con la variación de la presión arterial y el espesor de la pared arterial, para poder predecir el lugar de ruptura y desarrollar una solución desde la ingeniería biomédica que permita disipar o disminuir los esfuerzos cortantes sobre la pared arterial en el saco aneurismático.

Algunos autores han utilizado la MEF para analizar casos específicos en pacientes con aneurismas buscando predecir el riesgo de ruptura [3, 23, 24], analizar el posible tratamiento [25], realizar análisis del flujo [11, 24, 29, 31] y de la geometría del saco aneurismático [1, 2, 28, 34], y entender cómo influyen éstos en el riesgo de ruptura y en la localización y magnitud de los esfuerzos. Dichos estudios se realizan teniendo en cuenta una geometría específica; el procedimiento implementado para realizar la modelación no puede generalizarse, por lo que se decidió realizar este estudio con un modelo y procedimiento que se pueda aplicar a los aneurismas en general.

El aneurisma periférico más estudiado es el de la arteria aorta que por tener una relación directa con los aneurismas de la arteria iliaca [2, 9] serán punto de comparación para el estudio, ya que no existe suficiente literatura que plantee MEF de AAI para comparar.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A partir de una angiografía periférica realizada a un paciente con un aneurisma en la arteria iliaca interna (AAII) derecha [19], como se muestra en la Fig. 1A, se hace una representación general de la vascularización adyacente al aneurisma y su domo, teniendo en cuenta la tortuosidad de la aorta y sus ramificaciones (Fig. 1B), utilizando el software SOLID EDGE 18 (UGS Corp. Plano, TX). El estudio se centra en el aneurisma presente en la arteria iliaca interna derecha (rombo en la Fig. 1B).

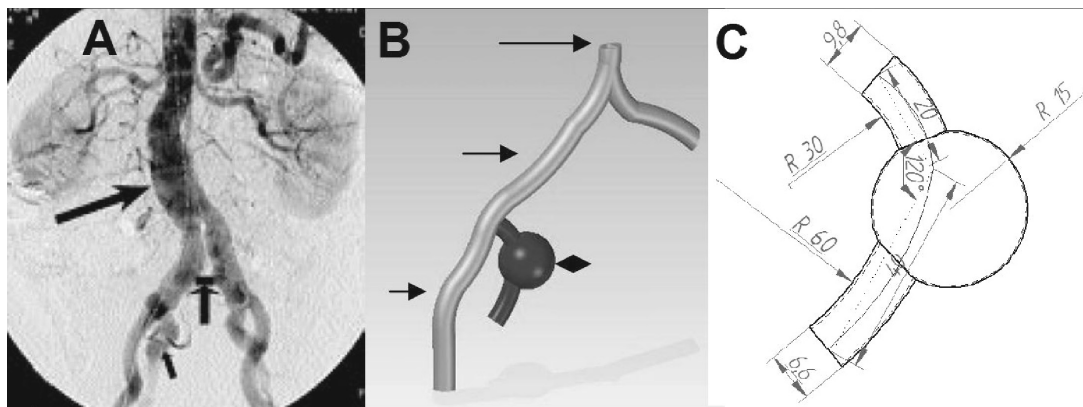


Fig. 1. A) arteriografía de la aorta y sus ramificaciones subabdominales, AAA (flecha grande), aneurisma bilateral de la iliaca común (flecha mediana), AII (flecha pequeña); B) diagrama de la arteria aorta y sus ramificaciones realizado mediante CAD. Aorta (flecha larga), iliaca común (flecha mediana), iliaca externa (flecha corta), AII con aneurisma (rombo). C) descripción gráfica del aneurisma realizado mediante CAD (medidas en milímetros).

Este modelo tiene las características generales de acuerdo con Li y Kleinstreuer [2], Sakamoto *et al.* [14] y Sandhu y Pipinos [26] de un AAIL. La arteria iliaca común (AIC) se bifurca en la arteria iliaca externa (AIE) y arteria iliaca interna (AII). La AII presenta un lumen a nivel proximal de 9,83 mm y a nivel distal de 6,63 mm [39] y presenta una curvatura notoria a unos 20 mm de la bifurcación de la AIC. El primer segmento, en el caso estudiado, posee un radio de curvatura de 30 mm y luego forma un ángulo de 120° con el segundo segmento que a su vez tiene un radio de curvatura de 60 mm y una longitud de 40 mm. En la unión de estos dos segmentos se forma un aneurisma con un diámetro en el saco de 30 mm que no es simétrico al eje de la arteria aferente y eferente. En la Fig. 1C se puede apreciar un esquema del aneurisma.

A partir de este modelo generalizado se crean cuatro modelos con las mismas características, pero variando el espesor de la pared arterial en la zona del saco aneurismático: 1,0 mm, 0,8 mm, 0,6 mm y 0,4 mm, y manteniendo el espesor de la pared constante en el resto de la vascularización recreada. De acuerdo con Li y Kleinstreuer [2], Jou *et al.* [29], Giannakoulas *et al.* [41] y De Goot *et al.* [42] el espesor promedio de la pared arterial de la arteria iliaca es de 1,0 mm, y disminuye al debilitarse por la formación de los aneurismas.

Los modelos CAD (*Computer Aided Design*) realizados se definen como elemento sólido [24, 37] al cual se le realiza un análisis de esfuerzo estático en el software para modelación por medio de elementos finitos FEMPRO 16 (ALGOR Inc. Pittsburgh, PA), generando una malla de 11.748 elementos de estructura tetraédrica (de 8 nodos), 19.300 nodos en la parte sólida e interior y 10.621 elementos en la superficie, como se aprecia en la Fig. 2. La pared arterial se considera un material isotrópico de comportamiento lineal en los rangos de presión manejados en este estudio (71 mmHg-160 mmHg) [38]. Las propiedades mecánicas de la pared arterial según diversos autores se presentan en la Tabla 1. Determinar las características mecánicas de la pared arterial para cada paciente que se va a estudiar es algo que varios autores han intentado [12, 30], pero los resultados para estudios académicos y no clínicos, como es este trabajo, demuestran que con los valores previamente reportados en la literatura se pueden obtener resultados confiables con diferencias no mayores al 5% [5]. Las condiciones de frontera del modelo se localizan en los extremos proximal y distal de la respectiva arteria bloqueando todos los grados de libertad rotacionales y traslacionales.

Tabla 1. Propiedades mecánicas de la pared arterial.

Densidad	1,121 g/cm ³ [2, 4]
Young Module	1 Mpa [11-13, 29, 43]
Poisson ratio	0,49 [2, 13]
Shear Modulus Elasticity	0,906 Mpa

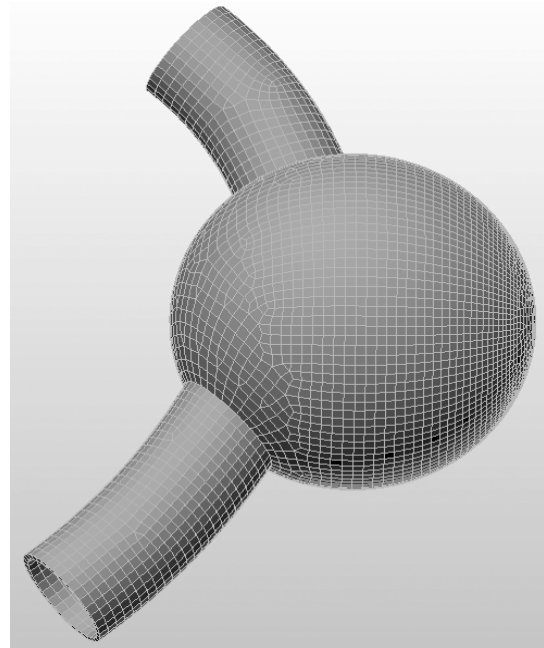


Fig. 2. Modelo de malla para MEF de un aneurisma de 30 mm de diámetro de la AII.

Cada uno de los cuatro modelos generados (con diferente espesor de la pared arterial) se somete a 75 mmHg, 91 mmHg, 120 mmHg y 160 mmHg que representan los valores para la presión arterial diastólica, media y sistólica en pacientes en condiciones normales y la presión máxima para pacientes hipertensos respectivamente [27]. Con esta información se analizan los esfuerzos de Von Mises y los esfuerzos tensores cruzados; es decir, los esfuerzos cortantes puros. Se utilizan los esfuerzos de Von Mises ya que son una medida escalar de la envolvente de los esfuerzos principales, los cuales son proporcionales a la densidad de energía de deformación para cada punto, con la suposición de que el fluido es newtoniano y, por lo tanto, no induce esfuerzos cortantes en la pared arterial. Debido a esto se considera el análisis más conservador y envolvente respecto a esfuerzos cortantes [1, 31]. También se analizaron individualmente los esfuerzos tensores cruzados para conocer la localización específica de aquellos esfuerzos cortantes que comprometan la pared arterial.

III. RESULTADOS

En los resultados obtenidos de las 16 modelaciones por medio de análisis de elementos finitos, se puede observar que es común, al estar presente en todas las modelaciones, que los mayores esfuerzos se sitúen en la misma región del aneurisma.

Para los esfuerzos cortantes de Von Mises, el máximo esfuerzo de cada caso se halla en la región aldeaña a la intersección de la arteria distal con el saco del aneurisma y de manera frontal (región antero-inferior). Asimismo, otro

grupo de esfuerzos cortantes elevados se ubica en la periferia de la intersección de la arteria proximal con el saco del aneurisma y también de manera frontal aunque un poco

menos que el anterior grupo de valores, como se aprecia en las Fig. 3 y Fig. 4.

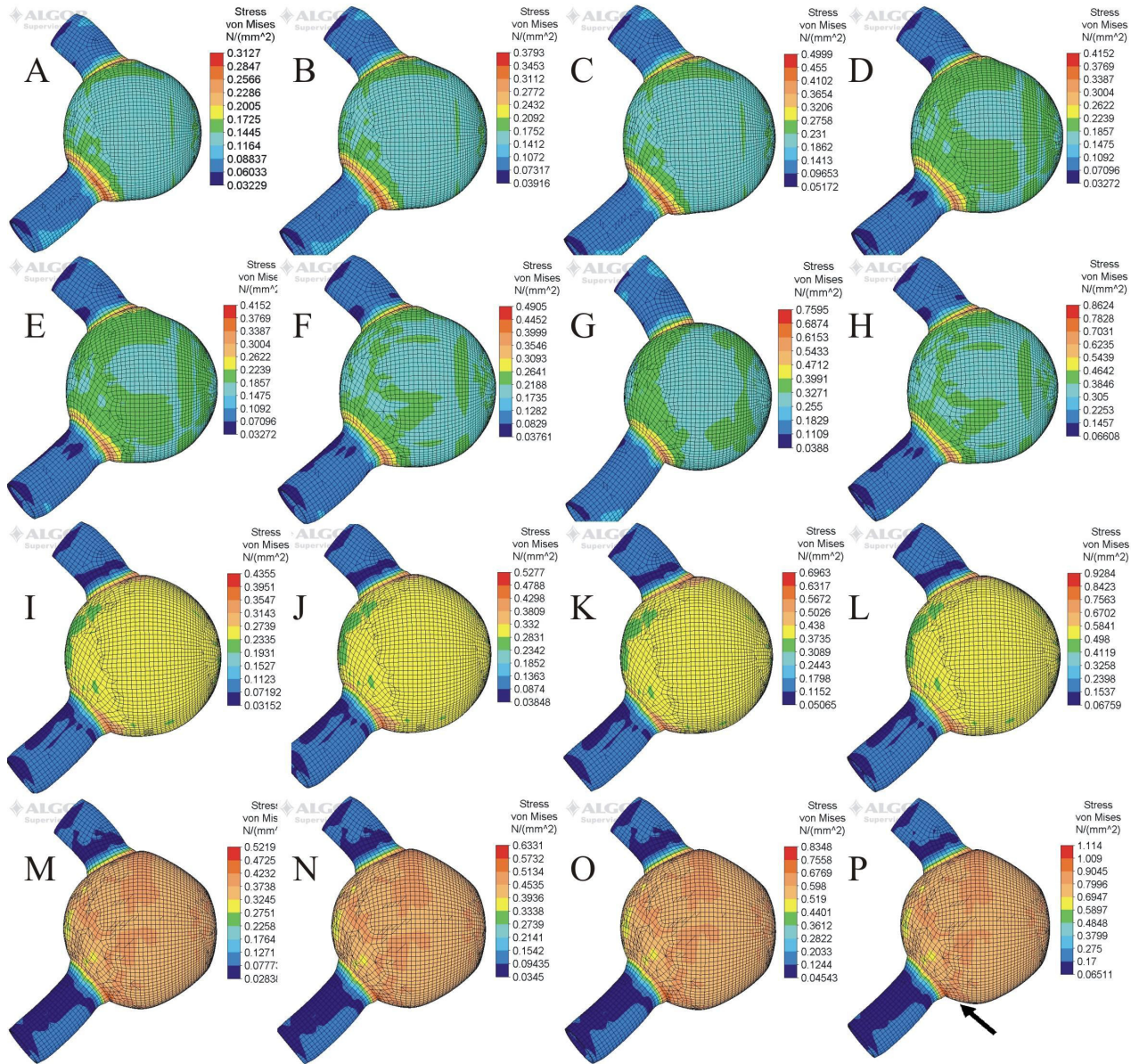


Fig 3. Resultados de MEF de los efectos de la presión arterial y la disminución del espesor de la pared arterial en el saco del aneurisma (EPA) sobre los esfuerzos cortantes de Von Mises (N/mm^2) en la pared arterial en el saco aneurismático y el desplazamiento o aumento de volumen. A) P: 75 mmHg, EPA: 1 mm; B) P: 91 mmHg, EPA: 1 mm; C) P: 75 mmHg, EPA: 1 mm; D) P: 160 mmHg, EPA: 1mm; E) P: 75 mmHg, EPA: 0,8 mm; F) P: 91 mmHg, EPA: 0,8 mm; G) P: 120mmHg, EPA: 0,8mm; H) P: 160mm Hg, EPA: 0,8 mm Hg; I) P: 75 mm Hg, EPA: 0,6 mm; J) P: 91mm Hg, EPA: 0,6 mm; K) P: 120 mm Hg, EPA: 0,6 mm; L) P: 160 mm Hg, EPA: 0,6 mm; M) P: 75 mm Hg, EPA: 0,4mm; N) P: 91 mm Hg, EPA: 0,4 mm; O) P: 120 mm Hg, EPA: 0,4 mm; P) P: 75 mm Hg, EPA: 0,4 mm. Flecha: región con mayor posibilidad de ruptura al presentar los mayores esfuerzos cortantes. P: presión arterial (mm Hg). EPA: espesor de la pared arterial en el saco del aneurisma (mm).

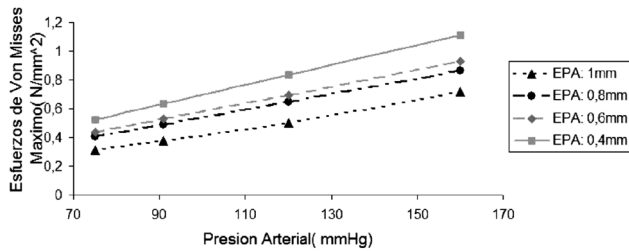


Fig. 4. Comparación entre la presión arterial (mmHg) y los esfuerzos cortantes de Von Mises (N/mm²) máximos encontrados en la modelación, tomando diferentes valores para el EPA.

Los esfuerzos tensores respecto a los planos cruzados XY, XZ y YZ, como se muestran en la Fig. 5, se analizan también para cada uno de los casos, teniendo siempre en cada tipo de esfuerzo una misma región con valores máximos, ubicada en la parte externa del domo del aneurisma, desplazándose levemente para cada uno de los tensores estudiados. Los esfuerzos tensores YZ son los más altos en todos los casos, y es un caso representativo la Fig. 6.

El desplazamiento de la pared arterial como una medida de deformación del aneurisma se presenta en la Fig. 7, donde se aprecia que para el espesor de pared arterial de 0,4 mm la deformación del aneurisma es significativamente mayor que para los otros casos.

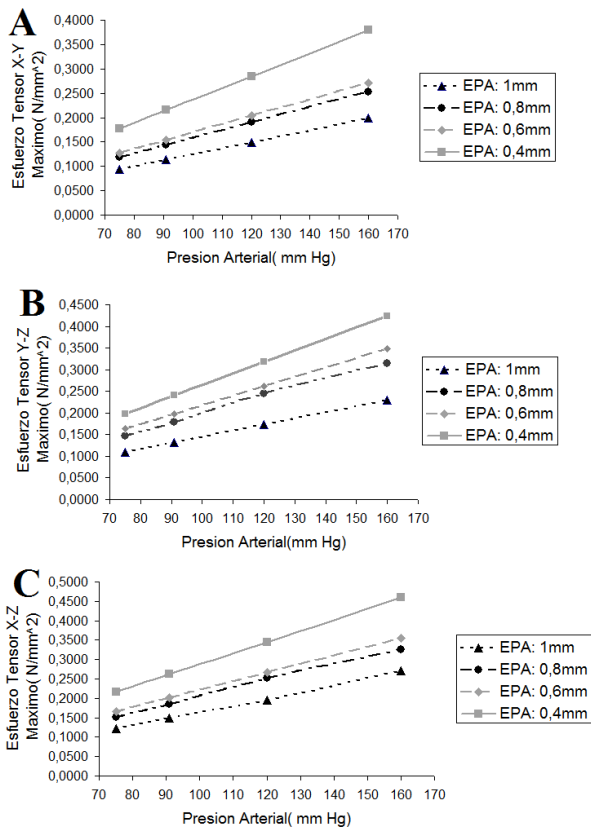


Fig. 5. Comparación entre la presión arterial (mmHg) y los esfuerzos cortantes (N/mm²) A) tensores X-Y B) tensores Y-Z. C) tensores X-Z.

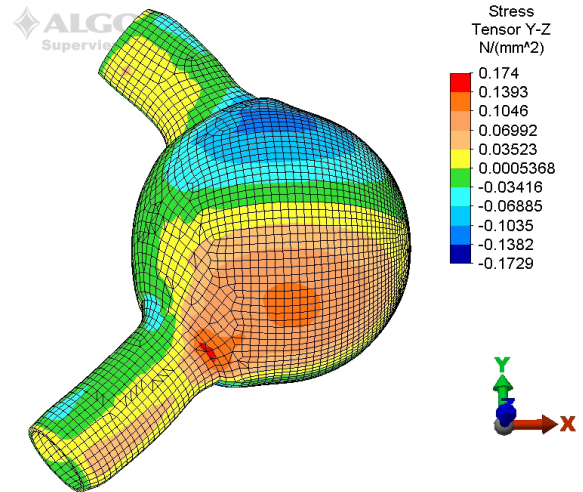


Fig. 6. Esfuerzos tensores cruzados en dirección al plano YZ. Se aprecia en la región circundante a la arteria eferente o en la zona antero-inferior el valor máximo para estos esfuerzos. Imagen representativa de los esfuerzos tensores transversales.

En la Tabla 2 se presentan los esfuerzos máximos calculados por el criterio de Von Mises en función de la presión arterial y el espesor de la pared arterial en el saco del aneurisma. Como se puede apreciar, al disminuir el espesor de la pared arterial los esfuerzos aumentan, y al aumentar la presión arterial los esfuerzos aumentan.

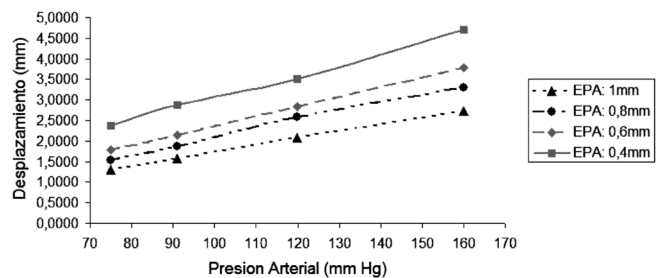


Fig. 7. Comparación entre la presión arterial y el desplazamiento máximo de la pared del saco del aneurisma (aumento del diámetro).

Tabla 2. Comparación de los resultados obtenidos en el esfuerzo máximo para un paciente en condiciones clínicas normales y presión sistólica. Error: 6,8%.

Variable	Esfuerzo Máximo (N/mm ²)
Resultado Estudio	0,49
Papaharilaou [1]	0,52
Li [2]	0,47
Vorp [3]	0,45
Scotti [4]	0,47
Truijers [40]	0,48

Tabla 3. Esfuerzos máximos de Von Mises (N/mm^2) por MEF en función de la presión arterial (mmHg) y el espesor de la pared arterial (mm).

Presión (mmHg)	Espesor de la pared arterial (mm)			
	1	0,8	0,6	0,4
75	0,313	0,404	0,436	0,522
91	0,379	0,491	0,528	0,633
120	0,490	0,647	0,696	0,835
160	0,720	0,862	0,928	1,114

IV. DISCUSIÓN

En la Tabla 3 se presenta una comparación de los esfuerzos en la pared arterial de este estudio con respecto a los resultados de diversos autores [1-4, 40]. Los resultados de estas investigaciones son relativamente parecidos entre sí, teniendo en cuenta que los modelos adoptados por los otros investigadores se trabajan con características mecánicas y espesores de la pared arterial similares a los de este estudio pero con geometrías del aneurisma diferentes. Así, por ejemplo, Li y Kleinstreuer [2] y Scotti y Finol [4] usan geometrías de aneurismas con bifurcación de la arteria eferente y saco aneurismático fusiforme respectivamente; y a pesar de esto los resultados de los esfuerzos máximos tienen solamente un error del 6,8% al ser comparados con los resultados de otros autores (ver Tabla 3); considerando, además, que la ubicación está en la misma región antero-inferior y opuesta al flujo aferente. De acuerdo con Li *et al.* los flujos presentan concentración de esfuerzos a la salida del conducto debido únicamente a la geometría del aneurisma; desde el punto de vista de la pared arterial, los esfuerzos del fluido se manifiestan como tensiones por esfuerzos cortantes en esas mismas regiones. Si bien el modelo propuesto no tiene en cuenta la reología del fluido, la distribución de los esfuerzos responde de la misma manera debido a la geometría de la pared arterial, esto permite suponer que los esfuerzos, tanto cortantes como máximos, son más probable que aparezcan en la región circundante a la arteria eferente del aneurisma que en cualquier otra región.

El esfuerzo último de la pared de la aorta para esfuerzos cortantes longitudinales (dirección plano YZ) es de $0,65 N/mm^2$ y para esfuerzos radiales (dirección plano XZ) es de $0,70 N/mm^2$ [32]. Utilizando en la modelación un radio de pared arterial de 1 mm y una presión arterial media de 120 mmHg, los esfuerzos cortantes longitudinales o tensores Y-Z y los de la sección radial son respectivamente $0,42 N/mm^2$ y $0,38 N/mm^2$, lo cual explica por qué en este punto para el paciente el aneurisma no se ha roto aún. Igualmente para el peor de los casos en este trabajo, en el cual el espesor de la pared arterial es de 0,4 mm y la presión arterial es de 160 mmHg, el esfuerzo cortante longitudinal y el radial es de $0,42 N/mm^2$ y $0,46$

N/mm^2 respectivamente, valores que tampoco superan el esfuerzo último del material, aunque sí son superados en múltiples casos por los esfuerzos de Von Mises, como se puede ver en la Fig. 4.

El estrés residual aporta solamente el 3% [33] de los esfuerzos totales presentes en el saco del aneurisma y por este motivo no ha sido incluido dentro de este estudio.

Para todos los aneurismas existe un radio del saco máximo a partir del cual deben ser intervenidos quirúrgicamente, puesto que de no hacerlo se vería el paciente comprometido en una urgencia que tiene alta mortalidad (47%) [8]. El diámetro interno del aneurisma es una medida ampliamente utilizada para predecir el riesgo de ruptura [5, 34, 35]. Cuando el diámetro aumenta en niveles normales de presión arterial, las fibras de elastina son las que actúan para conservar la pared arterial en la región elástica. Sin embargo, al aumentar la presión por encima de niveles normales o al existir algún debilitamiento de las fibras de colágeno de la pared arterial, segundo componente mecánico más importante de la pared arterial, aumenta la rigidez de la pared arterial haciéndola menos elástica y más susceptible a los esfuerzos cortantes, teniendo entonces así relación directa el diámetro del aneurisma con el riesgo de ruptura [12, 30, 36]. Para estos casos no es posible realizar una comparación directa con estudios anteriores, ya que el aumento del volumen o desplazamiento es dependiente del volumen inicial del aneurisma y de su geometría. Según se aprecia en la Fig. 7 el desplazamiento o aumento de volumen del saco del aneurisma es directamente proporcional a la presión arterial e inversamente proporcional al espesor de la pared arterial, teniendo así una relación directa el volumen con el aumento de los esfuerzos cortantes.

V. CONCLUSIÓN

Utilizando la técnica de MEF es posible determinar cuál es el lugar en el que existe una mayor posibilidad de ruptura para aneurismas de la AII en pacientes con las características discutidas y cuál es la localización de los esfuerzos cortantes dentro del aneurisma, su comportamiento y sus diferentes tensores cruzados.

El procedimiento implementado es posible generalizarlo para cualquier geometría de aneurisma y condiciones de presión arterial. A partir de una imagen diagnóstica del paciente (angiogramografía o resonancia magnética preferiblemente) se pueden obtener las medidas necesarias para recrear la geometría del aneurisma y la vascularización aledaña. Los valores de las propiedades mecánicas presentadas en este estudio pueden ser utilizados en cualquier paciente, ya que los estudios en los que se basa son multipoblacionales, aunque para lograr una mayor exactitud se debe analizar el comportamiento mecánico

de la pared arterial de cada paciente y evaluar la presión arterial sistólica máxima para el paciente en estudio. Para analizar el riesgo de ruptura y la localización del sitio con mayor posibilidad de sufrir ruptura se deben mantener constantes las variables de la modelación; éstas son la definición de los elementos, el número de nodos y el modelo como sólido, así mismo la consideración de la pared arterial como un material isotrópico de comportamiento lineal.

Se determina que el sitio más probable para la ruptura de un aneurisma es la región opuesta al flujo aferente y circundante a la arteria eferente, en este caso se trata de la región antero-inferior; así mismo se determina que el riesgo de ruptura es muy alto para este modelo cuando la presión arterial alcanza los 160 mmHg para todas las condiciones de espesor de la pared arterial; igualmente cuando la presión alcanza los 120 mmHg y el espesor de la pared es inferior a 0,6 mm.

También, se corroboran algunas relaciones importantes como son que el espesor de la pared arterial es inversamente proporcional a los esfuerzos cortantes y la presión arterial es directamente proporcional a los esfuerzos cortantes, así mismo se ratifica que los pacientes con hipertensión o enfermedades vasculares periféricas tienen un alto riesgo de sufrir una eventual ruptura de un aneurisma, los primeros afectados por la elevada presión arterial, y los segundos por el debilitamiento o disminución del espesor de la pared arterial. Esta valoración puede ser útil para diseñar una solución mínimamente invasiva o endovascular para esta patología, bien sea disminuyendo la presión en el interior del aneurisma o aumentando el espesor de la pared arterial.

Los estudios futuros sobre este tema deben incluir el componente reológico de la sangre y su influencia sobre las propiedades mecánicas de la pared arterial; así mismo deben analizar el posible efecto de calcificaciones, placa aterosclerótica y presencia de trombos en el comportamiento de los aneurismas y cómo afectan estos factores las propiedades mecánicas de la pared arterial. Además, se propone realizar una validación de las propiedades mecánicas de la pared arterial en la población local y un estudio clínico que compruebe la efectividad de este método como mecanismo de prevención o alerta ante una posible ruptura de un aneurisma.

VI. AGRADECIMIENTO

El autor agradece al ingeniero Yesid de Jesús Montoya por lo enseñado durante los cursos de biomateriales y modelación biológica, ya que estos fueron la base para poder desarrollar este trabajo, así mismo por su carácter de docente e investigador el cual sembró la inquietud en esta área de la ingeniería biomédica.

REFERENCIAS

- [1] Papaharilaou Y., Ekaterinaris JA., Manousaki E., Katsamouris AN. A decouple fluid structure approach for estimating wall stress in abdominal aortic aneurysms. *Journal of Biomechanics*, 40, 367-377, 2007.
- [2] Li Z., Kleinstreuer C. A comparison between different asymmetric abdominal aortic aneurysm morphologies employing computational fluid-structure interaction analysis. *European Journal of Mechanics and Biofluids*, 26, 5, 615-631, 2007.
- [3] Vorp D.A., Vande Geest J.P. Biomechanical determinants in abdominal aortic aneurysm rupture. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 25, 1558-1566, 2005.
- [4] Scotti C.M., Finol E.A. Compliant biomechanics of abdominal aortic aneurysms: a fluid-structure interaction study. *Computers and Structures*, 85, 1097-1113, 2007.
- [5] Li Z., Kleinstreuer C. A new wall stress equation for aneurysms-rupture prediction. *Annals of Biomedical Engineering*, 33, 209-213, 2005.
- [6] Barba A., Estallo L., Rodríguez L., Baquer M., Vega de Céniga M. Detection of abdominal aortic aneurysm in patients with peripheral artery disease. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 30, 504-508, 2005.
- [7] Patel M.L., Hardman D.T., Fisher C.M., Appleberg M. Current views on the pathogenesis of abdominal aortic aneurysms. *Journal of the American College of Surgeons*, 181, 371-382, 2005.
- [8] Hallin A., Bergqvist D., Holmberg L. Literature review of surgical management of abdominal aortic aneurysm. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 22, 197-204, 2001.
- [9] Lin P.H., Bush R.L., Chaikof E.L., Chen C., Conklin B., Terramani T.T., Brinkman W.T., Lumsden A.B. A prospective evaluation of hypogastric artery embolisation in endovascular aortoiliac aneurysm repair. *Journal of Vascular Surgery*, 36, 500-506, 2002.
- [10] Sandhu R.S., Pipinos II. Isolated iliac artery aneurysms. *Seminars of Vascular Surgery*, 18, 209-215, 2005.
- [11] Wolters B.J., Rutten M.C., Schurink G.W., Kose U., de Hart J., van de Vosse F.N. A patient-specific computational model of fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms. *Medical Engineering & Physics*, 27, 10, 871-883, 2005.
- [12] Di Martino E., Mantero S., Inzoli F., Melissano G., Astore D., Chiesa R., Fumero R. Biomechanics of abdominal aortic aneurysm in the presence of endoluminal thrombus: experimental characterisation and structural static computational analysis. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 15, 4, 290-299, 1998.
- [13] Mower W.R., Quiñones W.J., Gambhir S.S. Effect of intraluminal thrombus on abdominal aortic aneurysm wall stress. *Journal of Vascular Surgery*, 26, 602-608, 1997.
- [14] Sakamoto I., Sueyoshi E., Hazama S., Makino K., Nishida A., Yamaguchi T., Eishi K., Uetani M. Endovascular treatment of iliac artery aneurysms. *Radiographics*, 25, S213-227, 2005.
- [15] Razavi M.K., DeGroot M., Olcott C 3rd, Sze D., Kee S., Semba C.P., Dake M.D. Internal iliac artery embolization in the stent-graft treatment of aortoiliac aneurysms: analysis of outcomes and complications. *Journal of Vascular Interventional Radiology*, 11, 5, 543-545, 2000.

- [16] Lin PH., Bush RL., Chaikof EL., Chen C., Conklin B., Terramani TT., Brinkman WT., Lumsden AB. A prospective evaluation of hypogastric artery embolization in endovascular aortoiliac aneurysm repair. *Journal of Vascular Surgery*, 36, 3, 500-506, 2002.
- [17] Sheehan MK., Barbato J., Compton CN., Zajko A., Rhee R., Makaroun MS. Effectiveness of coiling in the treatment of endoleaks after endovascular repair. *Journal of Vascular Surgery*, 40, 430-434, 2004.
- [18] Wolpert LM., Dittrich KP., Hallisey MJ., Allmendinger PP., Gallagher JJ., Heydt K., Lowe R., Windels M., Drezner AD. Hypogastric artery embolization in endovascular abdominal aortic aneurysm repair. *Journal of Vascular Surgery*, 33, 1193-1198, 2001.
- [19] Lookstein RA., Guller J. Embolization of complex vascular lesions. *The Mount Sinai Journal of Medicine*, 7, 1, 17-28, 2004.
- [20] Wolf F., Loewe C., Cejna M., Schoder M., Rand T., Kettenbach J., Dirisamer A., Lammer J. Funovics M. Endovascular management performed percutaneously of isolated iliac artery aneurysms. *European Journal of Radiology*, E. pub ahead of print, 2007.
- [21] Garcia-Madrid C., Josa M., Rimbau V., Mestres CA., Muntaña J., Mulet. Endovascular versus open surgical repair of abdominal aortic aneurysms: a comparison of early and intermediate results in patients suitable for both techniques. *European Journal Vascular and Endovascular Surgery*, 28, 365-372. 2004.
- [22] Mitchell P., Birchall D., Mendelow AD. Blood pressure, fatigue, and the pathogenesis of aneurysmal subarachnoid hemorrhage. *Surgical Neurology*, 66, 6, 574-580, 2006.
- [23] Borghi A., Wood NB., Mohiaddin RH., Xu XY. 3D geometric reconstruction of thoracic aortic aneurysms. *Biomedical Engineering Online*, 5, 59-73, 2006.
- [24] Leung JH., Wright AR., Cheshire N., Crane J., Thom SA., Hughes AD., Xu Y. Fluid structure interaction of patients specific abdominal aortic aneurysms: a comparison with solid stress models. *Biomedical Engineering Online*, 5, 33-48, 2006.
- [25] Baráth K., Cassot F., Rufenacht DA., Fasel JH. Anatomically shaped internal carotid artery aneurysm in vitro model for flow analysis to evaluate stent effect. *American Journal of Neuroradiology*, 25, 1750-1759, 2004.
- [26] Sandhu RS., Pipinos II. Isolated iliac artery aneurysms. *Seminars in Vascular Surgery*, 18, 4, 209-215, 2005.
- [27] Rhee M.Y., Na S.H., Kim Y.K., Lee M.M., Kim H.Y. Acute effects of cigarette smoking on arterial stiffness and blood pressure in male smokers with hypertension. *American Journal of Hypertension*, 20, 637-641, 2007.
- [28] Ouriel K., Tanquilut E., Greenberg R.K., Walter E. Aortoiliac morphologic correlations in aneurysms undergoing endovascular repair. *Journal of Vascular Surgery*, 38, 323-328, 2003.
- [29] Jou LD., Quick CM., Young WL., Lawton MT., Higashida R., Martin A., Saloner D. Computational approach to quantifying hemodynamic forces in giant cerebral aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 24, 9, 1804-1810, 2003.
- [30] Anidjar S., Dobrin PB., Chejfec G., Michel JB. Experimental study of determinants of aneurysmal expansion of the abdominal aorta. *Annals of Vascular Surgery*, 8, 2, 127-136, 1994.
- [31] Chatziprodomou I., Tricoli A., Poulidakos D., Ventikos Y. Haemodynamics and wall remodeling of a growing cerebral aneurysm: a computational model. *Journal of Biomechanics*, 40, 412-426, 2007.
- [32] Raghavan ML., Webster MW., Vorp DA. Ex vivo biomechanical behavior of abdominal aortic aneurysms: assessment using a new mathematical model. *Annals of Biomedical Engineering*, 24, 573-582, 1996.
- [33] Matsumoto, T., Sato M. Analysis of stress and strain distribution in the artery wall consisted of layers with different elastic modulus and opening angle. *JSME Int J Ser C Mech Systems Machine Elements Manufacturing*, 45, 4, 906-912, 2002.
- [34] Valencia A., Morales H., Rivera R., Bravo E., Galvez M. Blood flow dynamics in patient-specific cerebral aneurysm models: the relationship between wall shear stress and aneurysm area index. *Medical Engineering & Physics*, Epub ahead of print, 2007.
- [35] Torii R., Oshima M., Kobayashi T., Takagi K., Tezduyar TE. Influence of wall elasticity in patient-specific hemodynamic simulations. *Computers & Fluids*, 36, 160-168, 2007.
- [36] Ryan JM., Humphrey JD. Finite element based predictions of preferred material symmetries in saccular aneurysms. *Annals of Biomedical Engineering*, 27, 5, 641-647, 1999.
- [37] Zendehebudi GR., Kazemi A. The accuracy of thin-shell theory in estimation of aneurysm rupture. *Journal of Biomechanics*, 40, 14, 3230-3235, 2007.
- [38] Di Martino ES., Guadagni G., Fumero A., Ballerini G., Spirito R., Biglioli P., Redaelli A. Fluid-structure interaction within realistic three-dimensional models of the aneurysmatic aorta as a guidance to assess the risk of rupture of the aneurysm. *Medical Engineering & Physics*, 23, 647-655, 2001.
- [39] Kahraman H., Ozaydin M., Varol E., Aslan SM., Dogan A., Altinbas A., Demir M., Gedikli O., Acar G., Ergene O. The diameters of the aorta and its major branches in patients with isolated coronary artery ectasia. *Texas Heart Institute Journal*, 33, 4, 463-468, 2006.
- [40] Truijers M., Pol JA., Shultzekool LJ., van Sterkenburg SM., Fillinger MF., Blankensteijn JD. Wall stress analysis in small asymptomatic, symptomatic and ruptured abdominal aortic aneurysms. *European Journal Vascular and Endovascular Surgery*, 33, 4, 401-407, 2007.
- [41] Giannakoulas G., Giannoglou G., Soulis J., Farmakis T., Papadopoulou S., Parcharidis G., Louridas G. A computational model to predict aortic wall stresses in patients with systolic arterial hypertension. *Medical Hypotheses*, 65, 6, 1191-1195, 2005.
- [42] de Groot E., Hoving GK., Wiegman A., Duriez P., Smit AJ., Fruchart JC., Kastelein JJP. Measurement of arterial wall thickness as a surrogate marker for atherosclerosis. *Circulation*, 109, 33-38, 2004.
- [43] Valencia AA., Solis F. Blood flow dynamics and arterial wall interaction in a saccular aneurysm model of the basilar artery. *Computers and Structures*, 84, 21, 1326-1337, 2006.