

Modelaje computacional de esfuerzos y flujo en aneurismas abdominales

Roque Hernández Donado*

Resumen

En este trabajo se modelaron los comportamientos, tanto de los esfuerzos como del flujo, en las zonas aórticas abdominales afectadas por aneurisma, desde una aorta normal (2 cm) hasta un aneurisma de diámetro máximo de 8 cm. Los modelos se realizaron incrementando el diámetro de la aorta en 1 cm, para determinar el impacto del tamaño del aneurisma en el comportamiento de las variables mencionadas. Para poder modelar los esfuerzos se necesita conocer el comportamiento mecánico del tejido aórtico enfermo. Los materiales biológicos presentan un comportamiento viscoelástico anisotrópico. Las propiedades se obtuvieron de la realización de 36 ensayos de tracción a tejido enfermo. Se encontró fuerte evidencia del cambio en las propiedades mecánicas entre las zonas cercanas a los cuellos proximal y distal y la zona central. Se presenta una disminución de las propiedades mecánicas en la zona central con respecto a las zonas de los cuellos, lo cual incrementa el riesgo de una ruptura, ya que es en esta zona donde se presentan los máximos esfuerzos (para el aneurisma de 8 cm de diámetro máximo el valor de esfuerzo es 0.447 MPa). Por otro lado, se encontró que la probabilidad de formación de trombos debidos a la coagulación de la sangre, por existir zonas de estancamiento, es mayor a medida que se incrementa el tamaño del aneurisma. Se tienen modelos donde se muestran las distribuciones de velocidades, presiones, esfuerzos y desplazamientos. Los resultados de esta última variable (desplazamientos) se comprobaron con ecocardiografías, las cuales arrojaron errores del orden del 7 %, lo cual demuestra que se puede utilizar esta herramienta para modelar este tipo de fenómenos, pero siempre teniendo como soporte un buen desarrollo experimental.

Palabras claves: Aneurisma abdominal, análisis por elementos finitos, modelaje computacional, esfuerzo, deformación, distribución de velocidades, distribución de presiones.

Abstract

In this work, both the behavior of the efforts and the flow in the abdominal aortic zones effected by aneurysms were modeled. This was done so from a normal aorta (2 cm) to an aneurysm with a maximum diameter of 8 cm. Models were performed by making the aorta diameter 1 cm longer, in order to determine the impact of the aneurysm size in the behavior of the mentioned

Fecha de recepción: Septiembre 15 de 1998

* Ingeniero Mecánico, Universidad del Norte; Minor en Gestión de Proyectos de Ingeniería, de la misma universidad; Magister en Ingeniería Mecánica, Universidad de los Andes. Profesor del Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad del Norte. (E-mail: rhernandez@guayacan.uninorte.edu.co)

variables. For modeling the efforts, it is necessary to know the mechanical behavior of the sick aortic tissue. Biological materials show an anisotropic viscoelastic behavior. Properties were obtained by carrying out 36 essays of traction to a sick tissue. A strong evidence of change in the mechanical properties between the zones next to proximal and distal neck and the central zone was found. The mechanical properties of the central zone showed a decrease with respect to the neck zones. This increases the risk of a rupture because it is in this zone where the maximum efforts are presented. (for the aneurysm of a maximum diameter of 8 cm the effort value is 0.447 Mpa). On the other hand, it was found that the probability of clot formation due to blood coagulation, because there are obstruction zones, becomes greater as the aneurysm size increases. There are models in which the distribution of speeds, pressure, efforts and displacements are shown. The results of the latter (displacement) were shown by means of echocardiography, with a margin of error of 7% which indicates that this tool can be used for modeling this kind of phenomena, but always taking into account that a good experimental development should be had as a support.

Key words: abdominal aneurysm, finite elements analysis, computer modeling, effort, deformation, speed distribution, pressure distribution.

1. Introducción

El aneurisma es una dilatación irreversible de la aorta (ver figura 1) que excede el diámetro normal para la edad, sexo y peso de la persona. Generalmente se denomina aneurisma cuando sobrepasa el doble del diámetro normal [5].

Los verdaderos aneurismas aórticos están asociados a la degeneración de la capa media, disección aórtica, desórdenes del tejido conectivo y anomalías congénitas [5].

Un posible mecanismo de formación del aneurisma es la excesiva presencia de elastasa, una enzima posiblemente liberada de las células blancas activadas. Estas enzimas destruyen las fibras elásticas de las paredes aórticas [6], de lo cual resulta un comportamiento no elástico de la pared.

La edad es un factor de riesgo importante en este tipo de enfermedad. Esta afecta con mayor frecuencia a hombres mayores de 55 años y a mujeres de más de 70 años [12].

Este tipo de aneurisma es de 4 a 5 veces más frecuente en hombres que en mujeres. El número de personas afectadas por aneurismas o dilatación de segmentos de la aorta se ha incrementado en las últimas décadas: en el período 1951 -1960 era de 8.7 por 100.000 personas-año, mientras que en el período 1971-1980 pasó a 36.5 por 100.000 personas-año [13].

El principal problema de esta enfermedad consiste en que a medida que crece el aneurisma también se incrementa el esfuerzo sobre las paredes enfermas, lo cual facilita la ruptura de la aorta en esta zona, con consecuencias fatales en la mayoría de los casos.

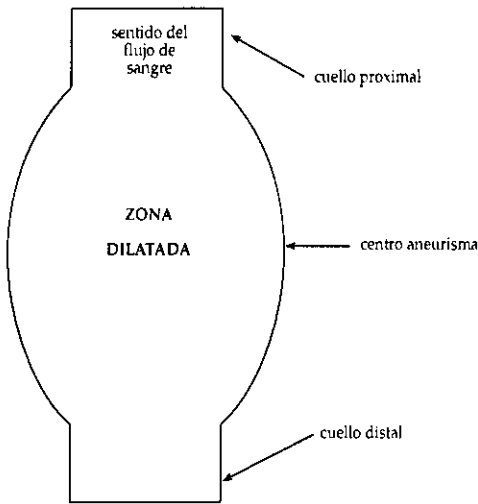


Figura 1. Esquema de un aneurisma abdominal

El aneurisma adopta dos formas: fusiforme y sacular. En este trabajo se estudia el primero, porque es la forma más usual y la dilatación es simétrica a lo largo de toda la circunferencia de la pared aórtica [3].

2. Objetivos

Modelar en elementos finitos los esfuerzos en las paredes aórticas afectadas por aneurisma, y analizar el comportamiento del flujo, de los esfuerzos y desplazamientos. Además, determinar si existe variación en las propiedades mecánicas de la zona central y la zona del cuello del aneurisma.

3. Procedimiento

Lo primero fue la consecución del tejido

aórtico enfermo (con la ayuda de la Fundación Cardio-Infantil y la Fundación Clínica Shaio). Este se tomó de cirugías de aneurismas. El tejido se colocaba en un recipiente con 250 c.c. de solución salina. El tiempo máximo fijado para la realización de las pruebas después de la extracción fue de 24 horas.

En los laboratorios de Ingeniería de la Universidad de los Andes se realizaron las pruebas de tracción (velocidad de deformación de 5 mm/min.). Al momento de cortar las probetas se tenía en cuenta la orientación (circunferencial o longitudinal) y la localización del tejido (zona central o cuello del aneurisma). Todo esto se anotaba, para tenerlo en cuenta en el posterior análisis. En la figura 2 se ilustra una curva típica esfuerzo – deformación de tejido aórtico.

De las curvas esfuerzo-deformación se tomaron los módulos y resistencias máximas para cada zona (central y cuello). Con estos datos y otros tomados de bibliografía especializada se alimentó el programa Ansys 5.3. de elementos finitos. En las tablas 1 y 2 se muestran los datos utilizados en los modelos.

Tabla 1. Parámetros modelo de flujo

Parámetro	Valor
Viscosidad Dinámica *	0.004 kg/(m*s)
Densidad *	1052 kg/m ³
Velocidad **	0.75 m/s

* Datos para la sangre, tomados de (17).

** Datos tomados de ecografías realizadas en la Fundación Cardio-Infantil.

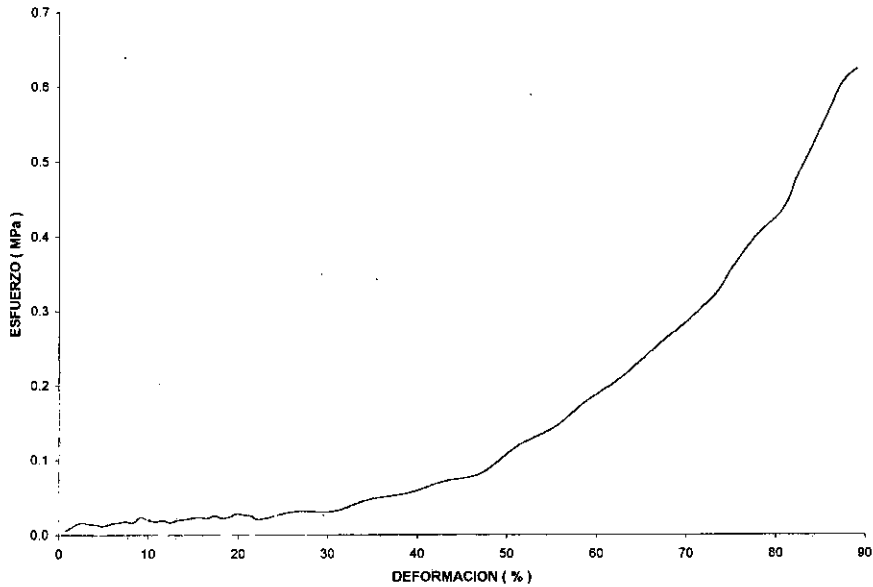


Figura 2. Relación esfuerzo-deformación para un tejido vascular, donde se aprecian tres zonas de la curva: la primera, de gran deformación (pre-transición); la segunda, de rápido cambio del módulo de rigidez (transición), y la última, de mayor módulo (post-transición).

Para el modelo estructural se tomó el último módulo (post-transición), con el propósito de compensar la restricción que imponen los tejidos alrededor de la aorta, ya que la velocidad de deformación de la prueba es diferente a la real. Luego de realizar los modelos se analizaron los resultados de presiones y velocidades de los modelos de flujo, los esfuerzos y desplazamientos de los modelos estructurales. Se realizaron gráficas de incremento de esfuerzo contra incremento de diámetro y de diferencia de diámetros en sístole y diástole para compararlas con ecografías.

4. Resultados

En la tabla 3 se muestran los resultados de las pruebas mecánicas para cada dirección y localización.

Se nota claramente que la disminución de propiedades en la dirección circunferencial es mucho mayor que en la dirección longitudinal entre las zonas del cuello ("sanas") y central (enferma).

La probabilidad de formación de trombos por estancamiento de la sangre es proporcional al tamaño del aneurisma, debido a la tendencia del flujo a detenerse en la zona dilatada.

Tabla 2. Propiedades del tejido aórtico modelo estructural

Propiedades	Material sano (cuello)	Material enfermo (centro)
Módulo radial (X)	2.4075 x 10 ⁶ MPa	1.9770 x 10 ⁶ MPa
Módulo circunferencial (Y)	1.6050 x 10 ⁶ MPa	0.8960 x 10 ⁶ MPa
Módulo longitudinal (Z)	1.6000 x 10 ⁶ MPa	1.3180 x 10 ⁶ MPa
Poisson XY	0.45	0.45
Poisson YZ	0.33	0.33
Poisson XZ	0.33	0.33
Módulo a cortante XY	0.7081 x 10 ⁶ MPa	0.4814 x 10 ⁶ MPa
Módulo a cortante YZ	0.6022 x 10 ⁶ MPa	0.4209 x 10 ⁶ MPa
Módulo a cortante XZ	0.6883 x 10 ⁶ MPa	0.5665 x 10 ⁶ MPa
Densidad	1060 kg/m ³	1060 kg/m ³

Tabla 3. Resistencias máximas pruebas longitudinales y circunferenciales

	PRUCIRENF.	PRUCIRSAN.	PRULONENF.	PRULONSAN.
	0.625	1.311	0.852	0.610
	0.762	0.636	1.108	0.480
	0.537	0.730	1.100	0.892
	0.960	1.600	0.790	1.430
	0.312	2.960	0.230	1.640
	0.250	2.140	0.450	0.570
	0.490	1.410	0.620	0.450
	0.320	0.750	0.912	
	0.460		0.603	
	0.813			
	0.761			
	0.480			
N (pruebas)	12	8	9	7
X (media)	0.564	1.442	0.741	0.867
DESEST.	0.223	0.799	0.293	0.482

Nota: Valores en MPa.

El aneurisma más grande modelado fue de 8 cm de diámetro máximo, y presentó un esfuerzo de 447002 Pa. Este valor máximo de esfuerzo está muy cercano de la resistencia circunferencial enferma (564000 Pa).

Por último, en la figura 4 se muestra el incremento de esfuerzo con respecto al incremento de diámetro. Se puede ver que por cada centímetro que se incrementa el diámetro, el esfuerzo crece 0.43 veces.

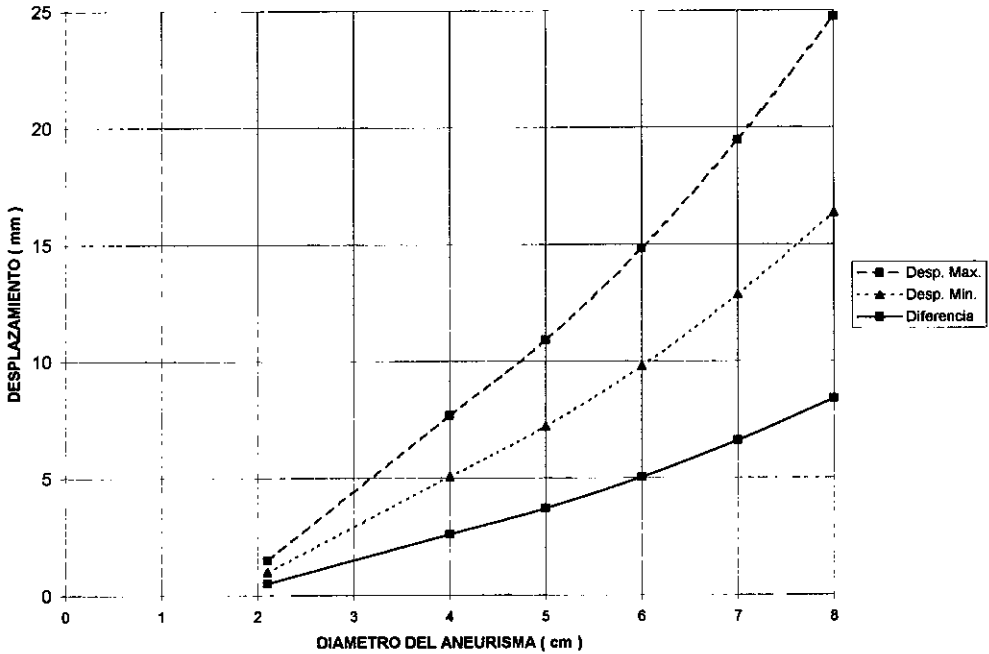


Figura 3. Diámetros máximos (sístole) y mínimos (diástole) de aneurismas. Diferencia entre ellos.

Por otro lado, se tienen los desplazamientos, los cuales se ilustran en la figura 3.

Es importante anotar que la diferencia de diámetros (en sístole y diástole) para un aneurisma de 7.2 cm en diástole fue de 6.5 mm (medido con ayuda de una ecografía), y el valor resultante del modelo es 6 mm, lo cual significa un error menor al 10%.

5. Conclusiones

En lo que respecta a las propiedades, es importante recalcar la diferencia que existe entre el tejido cercano al cuello y el tejido de la zona central del aneurisma. Las pruebas realizadas son buena evidencia de ello. Aunque todo el tejido está enfermo (en este trabajo se le llamó "sano" al tejido que está cerca al cuello del aneurisma, y "enfermo" al de la

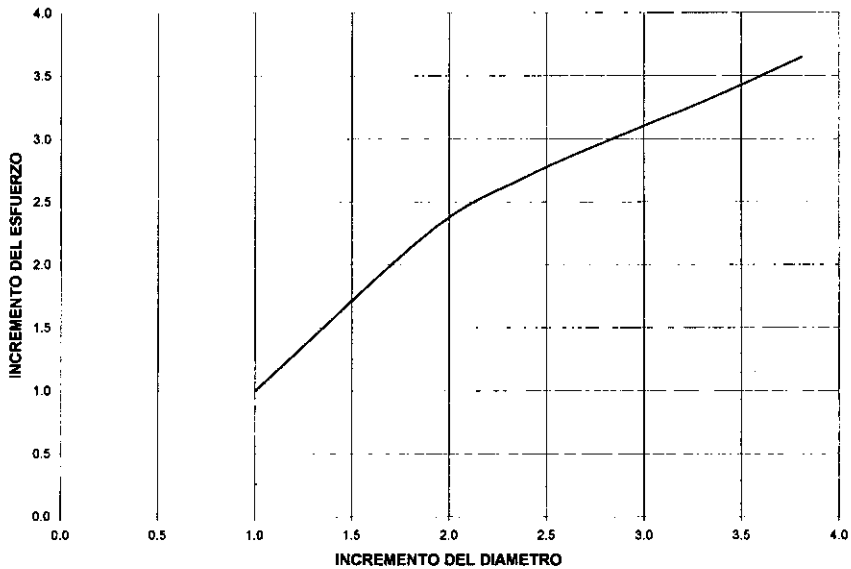


Figura 4. Relación entre incremento de diámetro de aneurisma e incremento de esfuerzo.

zona central del mismo), el de la zona central presenta menor resistencia. Además, debido a que las fibras de elastina y colágeno están en forma de espiral, cuando se presenta la dilatación, la resistencia circunferencial se ve afectada en mayor proporción que la resistencia longitudinal (mientras la variación longitudinal es de un 14.5 %, la variación en dirección circunferencial es de 60.9% aproximadamente).

El espesor del tejido también varía entre la zona cercana al cuello y la zona central. La variación con respecto al espesor del cuello es 25 %. Lo anterior indica que la zona central es la región más crítica para una posible ruptura, por las siguientes razones: Tiene menor resistencia; existe menos material que se oponga a las cargas, y es donde se

presentan los mayores esfuerzos, debido a la onda de presión.

En cuanto al flujo, los modelos muestran la contribución del tamaño y forma del aneurisma a la turbulencia. Se sabe que por la misma naturaleza pulsátil del flujo, éste es turbulento. Pero lo importante era observar a qué tamaño del aneurisma empezaban a formarse vórtices. Se encontró que éstos empiezan a formarse cuando el aneurisma es de 5 cm de diámetro.

La presión es otro parámetro que se estudió con el modelo. Lo interesante del comportamiento de éste es que a medida que se aumenta el tamaño del aneurisma, la zona de presión se corre hacia el cuello distal, como consecuencia de que el fluido que ingresa a la zona

afectada se encuentra con el fluido antiguo, que tiende a estancarse. Esto crea un choque y forma los vórtices. Además, el fluido que ingresa trata de comprimir contra el cuello distal el fluido que se encuentra allí. Los resultados, en cuanto a los esfuerzos cortantes, son compatibles con otros estudios, en el sentido de que son despreciables con respecto a los valores de la onda de presión, ya que representan sólo el 2% de los producidos por la onda aproximadamente.

Como se esperaba, en las zonas dilatadas del aneurisma el flujo tiende a ser cero. Además, la zona de estancamiento se incrementa con el tamaño del aneurisma, lo cual facilita la formación de trombos, debido a la coagulación de la sangre.

Debido a la onda de presión, los esfuerzos se incrementan de manera considerable, y llegan a un valor de 3.6 para el modelo de aneurisma de 8 cm. La relación es que por cada centímetro que se incrementa el diámetro, el esfuerzo se incrementa 0.43 veces.

Según los resultados obtenidos, la ruptura se presentaría para un aneurisma de 9.8 cm de diámetro, tomando como base la resistencia circunferencial, que es la dirección más crítica, ya que es allí donde se presentan los máximos esfuerzos. Si se toma el valor de esfuerzo circunferencial medio menos una desviación estándar (0.341 MPa), el diámetro del aneurisma que produciría la falla sería de 5.6 cm, el cual es un valor cercano al de los pacientes que son some-

tidos a cirugía. Esto podría servir para dar una idea del límite del tamaño del aneurisma para ser intervenido quirúrgicamente sin que presente ruptura. Por lo tanto, es recomendable operar los aneurismas que presenten diámetros de 5 cm o más.

Teniendo en cuenta el crecimiento del tamaño del aneurisma, que es de 0.5 cm/año según [3], y que se considera aneurisma después del doble del diámetro normal (4 cm aproximadamente), se puede apreciar que en un año y medio las condiciones del paciente se convierten en críticas si se toma el valor de resistencia circunferencial medio menos una desviación estándar; si se toma el valor medio el tiempo para que las condiciones se tornen críticas, es de 11 años aproximadamente.

Por otra parte, se observa que los modelos se acercaron bastante a los valores reales. Esto se comprobó con los desplazamientos para sístole y diástole medidos con una ecografía para un aneurisma de 7.21 cm en diástole. La diferencia entre los diámetros medidos con la ecografía fue de 6.5 mm, y la arrojada por la curva basada en los modelos de elementos finitos es de 6 mm aproximadamente, lo cual representa un error del modelo con respecto a los datos reales de 7.7 %.

Los resultados obtenidos demuestran que los elementos finitos son una buena herramienta para ayudar a modelar los sistemas físicos en general, en este caso aplicados a la Bioingeniería

con buenos resultados.

Finalmente, es necesario aclarar que las pruebas son fuerte evidencia para soportar las conclusiones, pero para una mayor certeza es necesario realizar más pruebas.

Referencias

- [1] GUYTON, Arthur C., *Textbook of medical physiology*. 7th Edition. Ed. Saunders.
- [2] KUNZELMAN, Karyn S., COCHRAN, R.P., VERRIER, Edward D. Finite Element Analysis of Mitral Valve Pathology. *Journal of Long-Term effects of Medical Implants*, 3(3):161-179 (1993)
- [3] BRAUNWAD, Eugene. *Heart disease a textbook of cardiovascular medicine*. 5th Edition, Vol. 2, Ed. Saunders.
- [4] JHONSTON, K. W., RUTHERFORD, R.B., TILSON, M.D., *et al.* Suggested Standards for reporting on Arterial Aneurysms. *Journal of Vascular Surgery* 13:452, 1991.
- [5] LARS, G., SVENSSON & CRAWFORD. *Cardiovascular and vascular disease of the aorta*. Ed. Saunders, 1997.
- [6] CAMPA, J.S., GREENHALGH, R.M., POWELL, J.T. Elastin Degradation in Abdominal Aortic Aneurysms. *Atherosclerosis*, 1987, 65:13-21.
- [7] WILSON, Gregory., KLEMENT, Petr., KATO, Ya Sushi. A-Self expanding bifurcated endovascular graft for abdominal aortic aneurysm repair, access and vascular pro-
- thesis.
- [8] SNYDER, O. Stanley., MOLNAR, Robert. Diagnosing abdominal aortic aneurysm: An update. American College of Cardiology, 1998.
- [9] BERNE, Robert., LEVY, Mathew. *Fisiología*. Buenos Aires, Ed. Médica Panamericana, 1986.
- [10] GANONG, William. *Fisiología Médica*. 12^{na} ed. México, Manual Moderno, 1990.
- [11] NETTER, Frank H. *Atlas of Human Anatomy*. New Jersey, Ed. Ciba-Geigy Corporation, 1994.
- [12] BENGTTSSON, H., BERQUIST, D. and STERNBY, N.H. Increasing Prevalence of Abdominal Aortic Aneurysms: A Necropsy Study. *Europe Journal of Surgery*, 158:19, 1992.
- [13] BICKERSTAFF, L.K., HOLLIER, L.H., VAN PEENAN, H. J. *et al.* Abdominal Aortic Aneurysms: The Changing Natural History. *Journal of Vascular Surgery*, 1 : 6, 1994.
- [14] GIFFORD, R. *Disease of the aorta and peripheral vessels. the practice of cardiology*. 2nd Edition, Chapter 38.
- [15] LARRAZABAL, S. Estandarización de pruebas de tensión al tejido vascular. (Tesis de grado Ingeniería Mecánica). Universidad de los Andes, 1997.
- [16] MILNOR, W. *Hemodynamics*. Baltimore, Ed. Williams & Wilkins, 1982.
- [17] ——— *Mc Donald's Blood Flow in Arteries*. 3th Edition. Philadelphia, 1990.
- [18] LEE, R. *Vascular mechanics for the cardiologist*. Cambridge and Boston, Massachusetts, 1994.
- [19] Ansys 5.2., Text Workbook, 1992.