

Evaluación del riesgo de ruptura de aneurismas de aorta abdominal personalizados mediante factores biomecánicos

Patient-specific abdominal aortic aneurysms rupture risk assessment by means of biomechanical factors

Ariel Zúñiga-Reyes^I, Leorlen Rojas-Mazaira^I, Guillermo Vilalta-Alonso^{II}, María-Elena Montesinos-Otero^I, Jayme Pinto-Ortiz^{III}, Melchor Rodríguez-Madrigal^{IV}, Carlos Vaquero^V

I. Instituto Superior de Tecnología y Ciencias Aplicadas, InSTEC, La Habana, Cuba.

Correo electrónico: gvilalta@ufs.br

II. Universidad Federal de São João del-Rei. UFSJ, Departamento de Ciencias Térmicas y Fluidos, Sao Paulo, Brasil

III. Universidad de São Paulo USP, Departamento de Ingeniería Mecánica, Sao Paulo, Brasil.

IV. Instituto Superior Politécnico José Antonio Echevarría. CUJAE, Facultad de Ingeniería Mecánica. La Habana. Cuba.

V. Universidad y Hospital Clínico Universitario de Valladolid, Valladolid, España.

Recibido: 5 de enero de 2014

Aceptado: 20 de marzo de 2014

Resumen

El Aneurisma de Aorta Abdominal es la dilatación localizada, irreversible y progresiva que experimenta la pared aortica. Esta patología ha sido reconocida como un importante problema de salud, puesto que su ruptura está asociada mayormente a consecuencias fatales. La falta de criterios fiables, respecto a los actualmente utilizados, para la evaluación del riesgo de ruptura, constituye un inconveniente en la gestión clínica de la enfermedad. El presente trabajo tiene como objetivo evaluar el riesgo de ruptura de Aneurismas de Aorta Abdominal, mediante indicadores numéricos, como es previsto por el enfoque biomecánico. Fueron utilizadas técnicas de modelación por elementos finitos para determinar el comportamiento del flujo sanguíneo y el estado tensional de la pared arterial. Los resultados mostraron que ninguno de los aneurismas analizados presenta riesgo de ruptura elevado y que la evaluación del riesgo de ruptura mediante índices numéricos, es un camino viable para prever la ruptura de un aneurisma específico.

Palabras claves: aneurisma de aorta abdominal, factores biomecánicos, interacción fluido-sólido, riesgo de ruptura.

Abstract

Abdominal Aortic Aneurysm is a localized, progressive and permanent dilation of the infra-renal aorta. AAA has increasingly been recognized as an important health problem in the last decades. The AAA rupture is mostly associated with fatal consequences. The lack of more reliable criteria for rupture risk assessing, results in a problem in the clinical management of the disease. This paper aims to assess the rupture risk of abdominal aortic aneurysms by means of numerical indexes, as envisaged by the biomechanical approach. Finite Volume Techniques were used to determine the blood flow behavior within aneurysmatic sac and the structural state of the arterial wall. The results showed that none of the assessed aneurysms is at high rupture risk. The rupture risk assessment by using numerical indices is a viable way to predict the rupture of a specific aneurysm.

Key words: abdominal aortic aneurysm, biomechanical factors, fluid-solid interaction, rupture risk.

Introducción

Un aneurisma es la dilatación irreversible y progresiva de un sitio específico de la pared de una arteria e involucra las tres capas que la constituyen [1]. Si el segmento de arteria aorta entre las arterias renales y la bifurcación iliaca, muestra un diámetro superior a 3 cm [1, 2] o al menos un 50 % mayor del valor normal esperado [3], se dice que presenta un Aneurisma de Aorta Abdominal (AAA).

La causa precisa que origina esta enfermedad es un enigma, pero se ha llegado en la actualidad al consenso de que probablemente sea resultado de una interacción compleja entre procesos biológicos degenerativos en la pared arterial y factores hemodinámicos [4].

Debido al proceso de remodelación de la pared arterial, que provoca variaciones en su composición y en sus propiedades mecánicas, el AAA se puede romper teniendo graves consecuencias, ya que produce una hemorragia en la cavidad peritoneal con alta probabilidad de muerte [5].

Anualmente, los AAAs ocasionan más de 15 000 muertes en personas mayores de 55 años y se realizan aproximadamente unas 45 000 reparaciones [1, 6].

Los principales criterios que utilizan los médicos para decidir sobre el tratamiento a pacientes con AAAs son: el diámetro máximo transversal y la tasa de crecimiento [1, 6, 7]. Sin embargo, existe consenso de que estos indicadores no son totalmente precisos y pueden subestimar el riesgo de ruptura de pequeños aneurismas (< 5-5,5 cm de diámetro máximo) y sobreestimar el riesgo de grandes aneurismas (> 6 cm de diámetro máximo). Por ejemplo, se ha establecido que entre un 10-24 % de pequeños aneurismas se rompen [1,7] y que otros, con diámetro muy superior al valor umbral (10 cm) no rompen [8].

Las investigaciones de los últimos años relacionadas con los AAAs han estado dirigidas a tratar de prevenir y detectar oportunamente la ruptura de la pared arterial, pues constituye la estrategia óptima para la gestión médica de esta patología. Muchos investigadores están de acuerdo en que otras variables son necesarias para aumentar la precisión en la predicción del riesgo de ruptura [2, 9-11]. En este sentido, la definición de determinantes biomecánicos puede constituir un paso significativo para la evaluación precisa del riesgo de ruptura del AAA. Es entonces que se han establecido diversos Factores Biomecánicos, los cuales definen relaciones funcionales entre factores de diferente naturaleza (geométricos, estructurales y biológicos) y escalas (temporal y dimensional) a nivel molecular, celular, de tejido y de órgano, que permiten describir cuantitativamente la evolución del aneurisma.

Representativo resulta el trabajo [9], donde se proponen y evalúan una serie de índices multidimensionales para cuantificar la morfometría y morfología del AAA. También se realiza una estimación de la variación local y de la distribución del espesor de la pared en imágenes de Tomografía Computarizada (TC) por medio de un algoritmo semiautomático para segmentación de vasos sanguíneos. En un posterior estudio [10] los autores discuten la utilidad potencial de esos índices, al cuantificar la geometría y espesor de pared de 76 AAAs, además utilizan un algoritmo para desarrollar un modelo que sea capaz de discriminar entre AAA rotos y no rotos. Los índices más significativos resultaron ser la longitud y altura del saco aneurismático, el diámetro máximo, el volumen, el área superficial y el volumen del trombo intra-luminal. Por otra parte, [2] presenta la fundamentación teórica de un indicador cuantitativo, denominado Índice de Riesgo [IR(t)], para estimar el estado de desarrollo y riesgo de ruptura de un AAA a través de relaciones funcionales entre parámetros geométricos. Según el valor de IR (t) un bloque inicial de recomendaciones se le puede sugerir a los médicos con relación al tratamiento del AAA. Los resultados de un estudio preliminar (con cuatro casos) arrojaron que lo obtenido por este indicador coincide con lo reportado en la literatura, y aunque los resultados son alentadores es preciso validarlo en un número mayor de casos.

Desde un punto de vista biomecánico, la ruptura del AAA ocurre cuando las tensiones mecánicas que actúan sobre la pared interior exceden la resistencia del tejido aórtico aneurismático [3, 4, 6]. Es por lo cual dos estudios relevantes emplearon indicadores numéricos a partir de la máxima tensión de la pared arterial. El primero [12] utilizó el análisis Interacción Fluido-sólido (FSI) en AAAs reales y fue capaz de predecir el lugar de ruptura para dos casos de aneurismas ya rotos, coincidiendo el lugar de máxima tensión con la posición específica de la ruptura. Además se empleó un Índice de Ruptura Potencial (RPI, siglas en inglés). El segundo trabajo [13] propuso el Índice de Ruptura por Análisis de Elementos Finitos (FEARI, siglas en inglés) como una herramienta adicional para ayudar a predecir el riesgo de ruptura de AAA. Los resultados sugirieron que existía la posibilidad de que algunos de los AAAs estudiados pudiesen haber sido menos propensos a ruptura de lo que inicialmente se consideró.

En la línea de la búsqueda de una mayor comprensión de los procesos que inducen la formación, el crecimiento y ruptura del AAA y de la fundamentación de indicadores numéricos más precisos para la predicción de ruptura, el presente trabajo se propone evaluar el riesgo de ruptura de cinco casos de AAA, anatómicamente realista, obtenidos de imágenes de TC. Para ello se emplearon dos criterios: el índice IR (t), basado en un análisis geométrico y el índice FEARI, que se fundamenta en un análisis estructural.

Para el cumplimiento de este objetivo, dos modelos para caracterizar el comportamiento reológico de la sangre fueron empleados y comparados.

Métodos y Materiales

En el trabajo de Fillinger *et al.*[14], se muestra la superioridad del análisis tensional en la pared arterial, determinada a través de métodos computacionales, con respecto al criterio del diámetro máximo, razón por la cual varios investigadores [2, 8, 14] han desarrollado simulaciones computacionales FSI para modelar los AAAs y predecir su riesgo de ruptura. La metodología de pronóstico empleada por los anteriores trabajos consiste únicamente en obtener la distribución de tensiones en la pared, prestando especial atención a los sitios con altos valores y comparar el pico de tensión con umbrales establecidos o emplearlo en índices numéricos. Por otra parte, los estudios [9-11] proponen la valoración del riesgo de ruptura basado en una cuantificación precisa de las dimensiones y forma del saco aneurismático, mediante diferentes parámetros geométricos. La particularidad de este estudio radica en proponer una metodología para valorar geométrica y estructuralmente el riesgo de ruptura de un AAA específico, lo que conduce a una forma más integral evaluación.

Metodología propuesta para la evaluación del riesgo de ruptura de AAA a través de los indicadores numéricos IR (t) y FEARI

La metodología que se propone tiene dos líneas guías para evaluar el riesgo de ruptura de un AAA sobre bases personalizadas, como es mostrado en la Fig.1. La primera es a través del cálculo de Factores Biomecánicos Geométricos, para así determinar el IR (t) y sugerir varias acciones a los médicos. La segunda es mediante un análisis FSI, que posibilita obtener el valor máximo de la tensión en la pared arterial y luego emplear este valor en el cálculo del índice FEARI, con el cual se realiza la segunda evaluación del AAA.

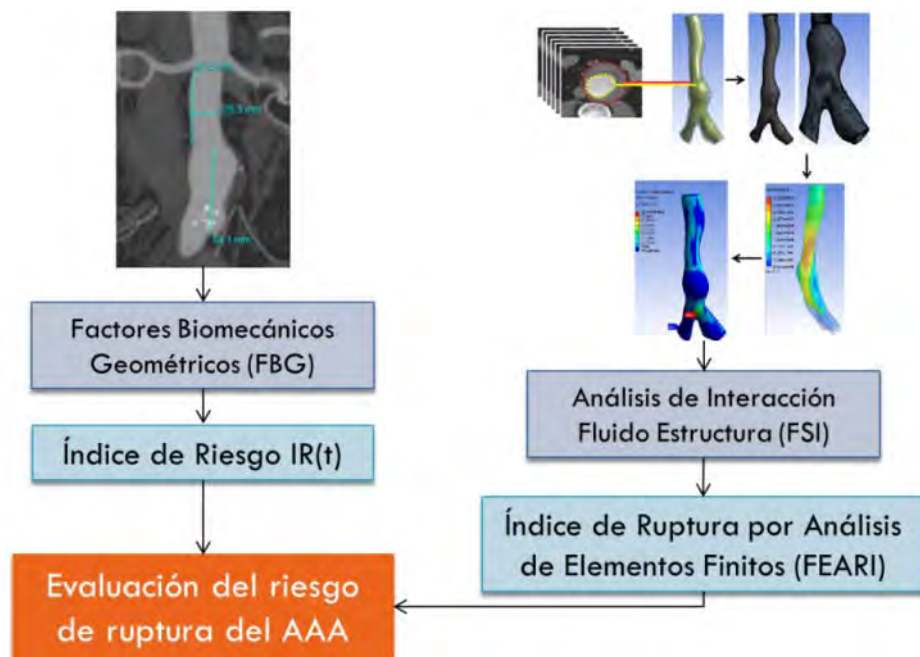


Fig. 1. Metodología para la evaluación geométrica y estructural del riesgo de ruptura de un AAA específico

Adquisición de imágenes y reconstrucción 3D

Cinco pacientes aneurismáticos en tratamiento de seguimiento periódico en el Hospital Clínico de Valladolid (España) y a los cuales se les habían realizado TC, fue la muestra disponible para la realización de este estudio. Las tareas desarrolladas fueron la transformación de las imágenes médicas obtenidas en los exámenes periódicos, la reconstrucción 3D del AAA mediante métodos de segmentación, la medición de los principales parámetros geométricos y el cálculo del índice IR(t). De ellos, al paciente 1 (P1) se le realizó un análisis FSI y cálculo del índice FEARI, por ser un caso con antecedentes sintomáticos.

Las imágenes de tomografía computarizada de los pacientes comprendían la región abdominal, con 1 mm de espesor entre cortes (*slice*) y estaban en formato de imagen DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). Un agente de contraste intravenoso fue empleado en los pacientes, lo que permitió distinguir la luz aórtica. Mediante un procedimiento de reconstrucción manual con el *software* de segmentación Mimics v.10.0, se definió en cada corte el área de la luz aórtica propiciando la

reconstrucción 3D del dominio sanguíneo. La pared arterial fue obtenida mediante operaciones booleanas y como rasgo distintivo se señala la fusión del trombo intra-luminal a ésta, debido a la imposibilidad de delimitar las fronteras entre ambos. No se tuvieron en cuenta arterias secundarias debido a su efecto marginal sobre la hemodinámica del AAA. El resultado es observado en la Fig. 2.

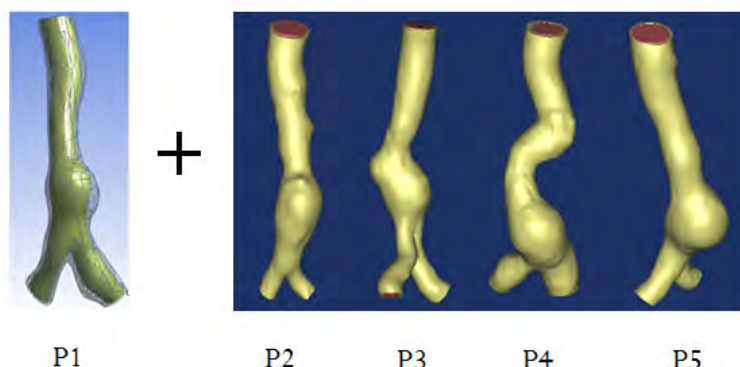


Fig. 2. Reconstrucciones 3D de la luz y la pared arterial de los cinco pacientes que se encuentran bajo tratamiento de seguimiento médico. El paciente 1 (P1), que fue utilizado para el análisis FSI, muestra en amarillo el dominio del fluido y en gris claro los contornos de la pared arteria

Obtención de los parámetros geométricos, Factores Biomecánicos Geométricos (FBG) e Índice de Riesgo IR(t)

Los principales parámetros geométricos que identifican los AAAs y que pueden ser determinados en un chequeo médico de rutina son: **D**, diámetro máximo transversal; **D_L**, diámetro de la luz; **d**, diámetro de la aorta infra-renal; **t**, espesor de la pared; **L**, longitud del aneurisma; **L_A** y **L_P**, longitud anterior y posterior respectivamente. Todos los parámetros pueden ser medidos en imágenes de TC, excepto el espesor de la pared arterial, debido a las variaciones regionales que presenta. Para su cálculo se empleó la ecuación 1 propuesta por [13]

$$t = 3,9 \left(\frac{D_{m\acute{a}x}}{2} \right)^{-0,2892} \quad (1)$$

Cinco FBG han sido definidos [2] a partir de estos parámetros geométricos y que caracterizan la morfología y morfometría de los aneurismas: tasa de deformación (χ), índice de asimetría (β), índice de dilatación (γ), espesor relativo (λ) y tasa de crecimiento (ϵ). Mediante estos FBG se puede obtener un indicador multiparamétrico que pondera la influencia de la geometría en el riesgo de ruptura. Este indicador es denominado Índice de Riesgo, IR(t). La metodología para el cálculo del IR(t), incluye la realización de estudios estadísticos y clínicos. Luego, el indicador cuantitativo del riesgo de ruptura asociado a los FBG, puede ser determinado como la suma, para cada factor biomecánico, de un coeficiente ponderado ω multiplicado por el correspondiente valor del nivel de riesgo ponderado, NRPI, como se expresa por la ecuación 2:

$$IR(t) = \sum_{i=1}^5 \omega_i NRP_i \quad (2)$$

A partir del valor del IR(t) calculado se le sugiere una determinada acción al médico, como se muestra en la Tabla 1.

Tabla.1. Valores umbrales de IR(t) para establecer recomendaciones al médico[2]

IR (t) < 0,2	Riesgo de ruptura muy bajo, no se sugiere ninguna acción.
0,2 < IR (t) < 0,45	Riesgo de ruptura bajo, el paciente debe mantenerse bajo observación.
0,45 < IR (t) < 0,7	Riesgo de ruptura alto, debe considerarse la reparación electiva.
0,7 < IR (t)	Riesgo de ruptura muy alto, debe procederse a la cirugía.

Análisis FSI

Mallado computacional

Las geometrías 3D renderizadas (sangre y pared) para el caso P1, provenientes del *software* Mimics, se exportaron en formato *.stl hacia el *software* eCATIA V.5 para definir las superficies y cambiarles el formato a .stp, lo que permitió importarlas en ANSYS *Design Modeler*. Posteriormente en la discretización del dominio geométrico del flujo sanguíneo se definieron 71 926 nodos y 234 098 elementos tetraédricos y

prismáticos empleando el algoritmo *Patch Independent*. En el dominio geométrico de la pared arterial se usaron 1 338 789 nodos y 890 299 elementos tetraédricos.

Ecuaciones gobernantes y condiciones de frontera

Las ecuaciones de continuidad (3) y de Navier-Stokes (4) para flujos incompresibles homogéneos en ausencia de fuerzas de cuerpo son expresadas en forma vectorial simplificada como: (ver ecuaciones 3 y 4)

$$\nabla \cdot \mathbf{V} = 0 \quad (3)$$

$$\frac{D\mathbf{V}}{Dt} = -\frac{1}{\rho}\nabla p + \mu\nabla^2\mathbf{V} \quad (4)$$

donde: \mathbf{V} es el vector de velocidad, D/Dt es la derivada total, ρ es la densidad del fluido, p es la presión y μ es el coeficiente de viscosidad dinámica del fluido.

En una primera simulación transitoria realizada para el fluido, como condiciones de contorno se asumió el perfil de velocidad en la sección de entrada mostrado en la Fig.3, la condición de no deslizamiento en las paredes y una presión de 120 mmHg (16 kPa) en la salida de las arterias ilíacas. La sangre se modeló con las siguientes propiedades: densidad de 1,050 kg/m³ y viscosidad dinámica de 3,5 mPa·s, ambas con reconocida validez por la literatura [2, 8, 12].

El perfil de velocidad impuesto en la región infra-renal de la arteria aorta es un pulso característico de condiciones hemodinámicas normales y su uso se justifica por el hecho de que la condición de contorno es aplicada por encima del cuello proximal del aneurisma, un segmento no dilatado de la arteria aorta. Este perfil asume una salida cardiaca de 6,8 litros/min y 75 latidos/min. El máximo sistólico se obtiene, aproximadamente, para $t=0,36$ s.

Para la simulación FSI, las condiciones de contorno impuestas al dominio del fluido fueron: velocidad constante en la entrada de la arteria, cuyo valor fue de 1,5 m/s (se asumió este valor debido a que es la velocidad máxima del flujo sanguíneo para el perfil de velocidad empleado en la simulación transitoria y es por tanto, la que provocará las mayores tensiones) y presión de 120 mmHg (16 kPa) en la salida de las arterias ilíacas.

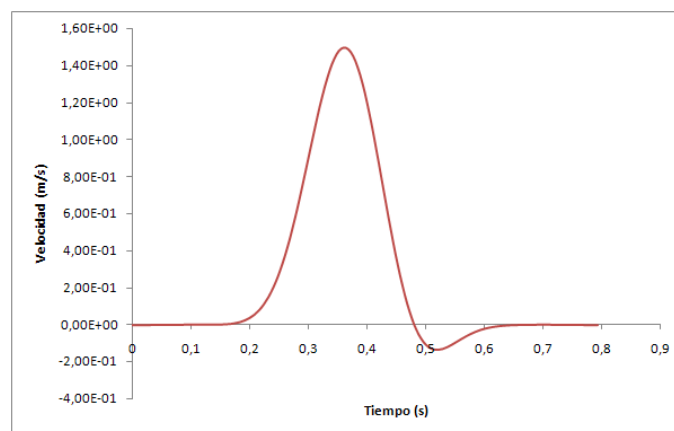


Fig. 3. Perfil de velocidad promedio empleado como condición de frontera en región infra-renal de aorta

Es conocido que la sangre es una suspensión de células (glóbulos rojos y blancos, plaquetas, proteínas, etc.) en plasma, y exhibe un comportamiento viscoso anómalo no-newtoniano cuando se expone a bajas tasas cortantes o flujos en tubos menores de 1 mm de diámetro. Sin embargo, es una aproximación aceptable asumirla y modelarla como fluido newtoniano pues no afecta las principales características del flujo en la macrocirculación [8]. Debido a esa discrepancia, en el análisis FSI se emplearon ambos modelos que caracterizan el comportamiento reológico de los fluidos para estudiar su efecto sobre la distribución de tensiones y deformaciones en la pared arterial. Las propiedades físicas de la sangre usadas en el modelo newtoniano fueron las anteriormente citadas ($\rho=1.050$ kg/m³ y $\mu = 3,5$ mPa·s). Para el modelo de fluido no-newtoniano se empleó la misma densidad pero la viscosidad se definió por el modelo de Carreau, que considera una relación no lineal entre el esfuerzo cortante y la tasa de deformación: (ver ecuación 5)

$$\mu = \mu_0 + (\mu_0 + \mu_\infty) \left[1 + (\lambda \dot{\gamma})^2 \right]^{\frac{(n-1)}{2}} \quad (5)$$

donde: μ es la viscosidad dinámica, $\mu_\infty=0,0345$ Pa·s es la viscosidad límite mientras la tasa de cizallamiento tiende a infinito, $\mu_0=0,56$ Pa·s es la viscosidad límite mientras la tasa de cizallamiento tiende a cero, λ es la tasa de deformación, $\lambda= 3.313$ s es un tiempo constante, $n=0,3568$ es una constante empírica y $\dot{\gamma}$ es la tasa de esfuerzos. Los distintos parámetros del modelo fueron los propuestos por [15].

La pared arterial se consideró como un material elástico e isotrópico con $E = 0.45$ MPa (Módulo de Young) y $\mu = 0.45$ (Coeficiente de Poisson), estos valores fueron utilizados por [16].

En la interfaz FSI las siguientes condiciones fueron aplicadas: los desplazamientos del dominio del sólido y del fluido son compatibles, las tensiones en esta frontera están en equilibrio y la condición de no deslizamiento para el fluido. Estas condiciones para la interfaz se expresan en las siguientes ecuaciones: (ver ecuaciones 6, 7, 8)

$$d_s = d_f \quad (6)$$

$$\sigma_s \cdot n = \sigma_f \cdot n \quad (7)$$

$$V_s = V_f \quad (8)$$

donde: d , σ , V y n son el vector de desplazamiento, el tensor de tensiones, el vector de velocidad y el vector normal en la frontera, respectivamente. Los subíndices s y f indican el sólido y el fluido, respectivamente. La superficie de la pared arterial fue considerada libre de cargas y todos los grados de libertad fueron fijados en el comienzo de la aorta infra-renal y el final de las arterias ilíacas.

Simulación computacional transitoria

Las ecuaciones gobernantes fueron resueltas utilizando el *software* ANSYSFLUENTv.14.5, el cual emplea el Método de Volúmenes Finitos (FVM, por sus siglas en inglés), para la discretización espacial de los dominios geométricos. El método de integración temporal utilizado para las ecuaciones de cantidad de movimiento es el *First Order Upwind*, y para el acoplamiento velocidad-presión se empleó el método *SIMPLE*, con un paso de tiempo de 0,008 s, lo que permitió obtener resultados en intervalos de 2/100. El tiempo total de simulación correspondiente a tres veces al ciclo cardíaco fue de aproximadamente 2 h y 30 min (CPU B940, 2GHz, 4 GB RAM). Los resultados utilizados se corresponden al último ciclo (tercero), donde se comprobó que éstos son independientes de las condiciones iniciales consideradas en la simulación.

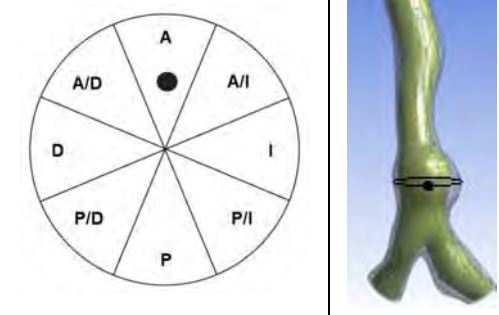
Índice de ruptura por análisis de elementos finitos

Luego de realizado el análisis por elementos finitos (FEA, por sus siglas en inglés), se obtiene el máximo de tensión en la pared, valor que se emplea en el índice FEARI definido por la ecuación 9:

$$FEARI = \frac{\text{Tensión máxima obtenida por FEA}}{\text{Resistencia de la pared experimental}} \quad (9)$$

Los valores de resistencia de la pared se obtienen de pruebas experimentales realizadas a muestras de pared de AAA. La ecuación está basada en una simple definición de ingeniería de fractura del material. La ruptura ocurre cuando la tensión que actúa sobre el material excede la resistencia de éste. El índice proporciona un rango de valores entre 0 y 1, donde próximos a 0 indican un potencial de ruptura muy bajo y valores cercanos a 1 un alto potencial de ruptura. Los valores de resistencia de la pared (Tabla 2) fueron valores obtenidos combinando y promediando datos experimentales de estudios previos [13].

Tabla.2. Valores de tensión para distintas zonas del AAA

Valores de tensión admisible (MPa)	Región del AAA	
0,7744	Anterior	
0,8658	Posterior	
0,9221	Izquierda	
0,9187	Derecha	
0,8482	Anterior/Izquierda	
0,8465	Anterior/Derecha	
0,8939	Posterior/Izquierda	
0,8922	Posterior/Derecha	

Resultados y Discusión

Factores Geométricos Biomecánicos (FGB) e Índice de Ruptura (IR(t))

Los valores de IR (t) obtenidos se muestran en la Tabla 3. Después de establecer la comparación con los valores umbrales (Tabla 1), se determinó que los cinco pacientes presentan un riesgo de ruptura bajo, pero deben mantenerse bajo observación.

Tabla.3. Resultados de cada FGB e IR (t) para los distintos pacientes

FGB _i	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3	Paciente 4	Paciente 5
γ	1,94	1,56	2,17	2,00	1,91
β	0,6	0,62	0,96	0,41	0,56
γ	0,73	0,46	0,60	0,83	0,74
λ	0,04	0,05	0,04	0,03	0,03
ε	0,19	0,1	0,16	0,21	0,27
IR(t)	0,28	0,25	0,27	0,37	0,34

Resultados de la simulación transitoria

Para el análisis del campo de flujo en el interior del saco aneurismático, se seleccionaron varios tiempos que se corresponden con los puntos de mayor interés dentro del ciclo cardiaco, $t=0,168$ s, $t=0,36$ s, $t=0,44$ s, $t=0,52$ s y $t=0,6$ s. Estos puntos son: el inicio de la aceleración sistólica, el máximo valor durante la sístole, en la desaceleración sistólica, en la etapa diastólica y un último punto en aceleración diastólica, respectivamente. Los resultados se muestran en las siguientes imágenes, a través de la presentación de contornos de velocidad, presión y tensión tangencial.

Para $t=0,168$ s, momento previo al inicio de la aceleración sistólica (ver Fig. 4), se aprecian irregularidades en el campo de fluido, las mayores perturbaciones de velocidad se manifiestan en la entrada de arteria, esto es debido a vórtices residuales provenientes del ciclo anterior, como se plantea en [17]. La región de mayor velocidad se encuentra en la parte posterior del cuello distal con valores cercanos a 0,164 m/s. El contorno de presión muestra una transición, de las mayores presiones a la entrada de la arteria hasta las menores en la salida de las arterias ilíacas. La región del aneurisma presenta valores de presión cercanos a 1,61 kPa. La distribución de tensiones tangenciales en el aneurisma presenta bajos valores.

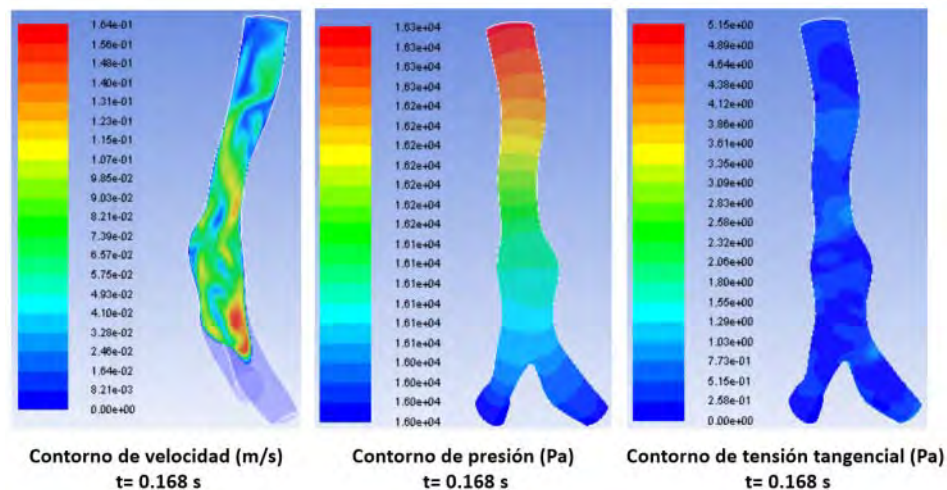


Fig. 4. Resultados para el inicio de la aceleración sistólica

Para $t=0,36$ s, en el pico sistólico (ver Fig. 5), las máximas velocidades se localizan en la zona superior al cuello proximal coincidiendo con el lugar de más estrechamiento de la arteria. El mayor valor de velocidad fue de 2,77 m/s. En saco aneurismático y cerca del punto de bifurcación de las arterias ilíacas se localizan las regiones con altos valores de presión. La distribución de tensiones tangenciales experimenta los mayores valores para este tiempo, que en la zona aneurismática están en el orden de los 42,6 Pa.

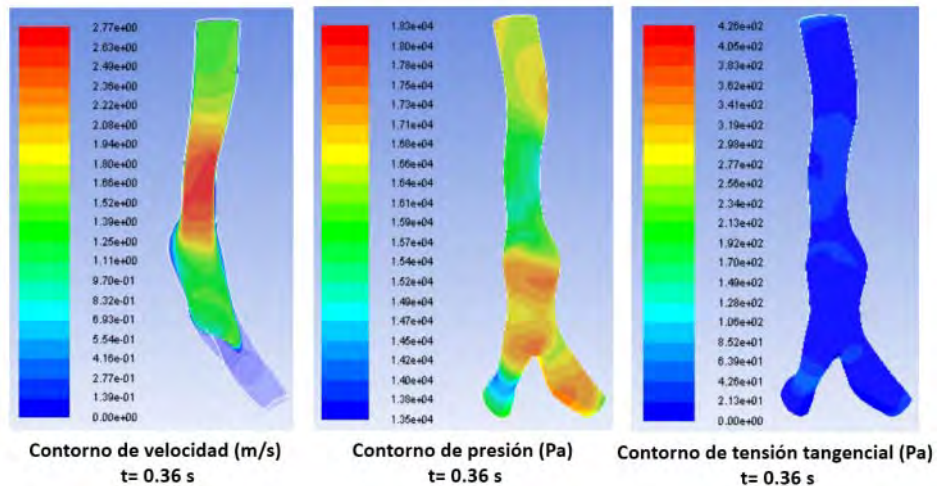


Fig. 5. Resultados para el pico sistólico

Para $t=0.44$ s, se está desarrollando la desaceleración sistólica (ver Fig. 6). Se evidencia un chorro de alta velocidad en la zona anterior y posterior del aneurisma (≈ 1.40 m/s), y por la forma de las estelas parece el comienzo de una recirculación. La presión en el aneurisma exhibe valores próximos a 1,45 kPa. Para este tiempo la tensión tangencial se muestra más irregular, específicamente en el saco aneurismático y el cuello distal y proximal. Los valores son cercanos a 12,9 Pa.

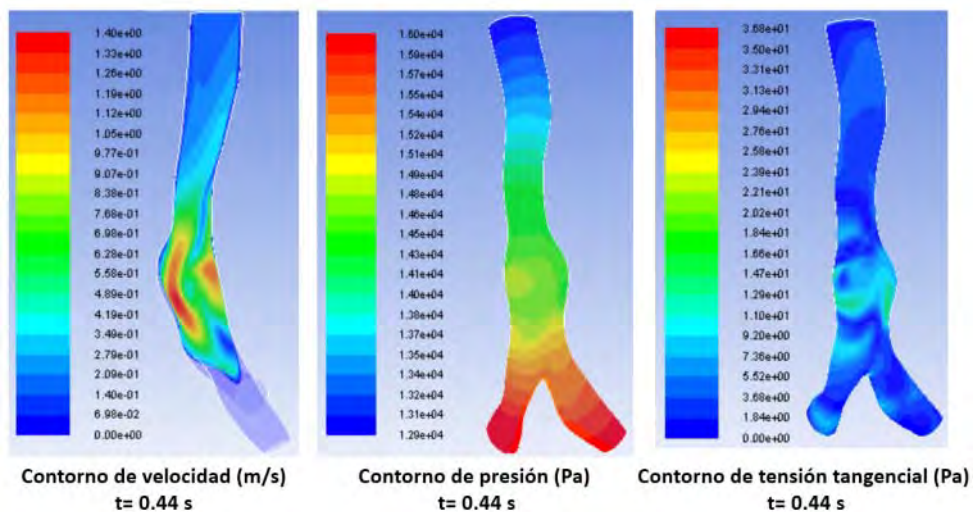


Fig. 6. Resultados para la desaceleración sistólica

Para $t=0.52$ s, se estudia el momento de diástole (ver Fig.7). Según el contorno de velocidad en el aneurisma, se muestra la presencia de recirculación y regresión de la sangre, que impacta en un punto del cuello proximal. Los gráficos de presión y tensión tangencial corroboran lo anteriormente planteado, ya que coincide esa región con concentraciones de presión ($\approx 16,3$ kPa) y de tensión tangencial ($\approx 10,9$ Pa). Estas evidencias hacen pensar en esta zona como posible lugar de ruptura, lo cual es consistente con lo analizado por [12]

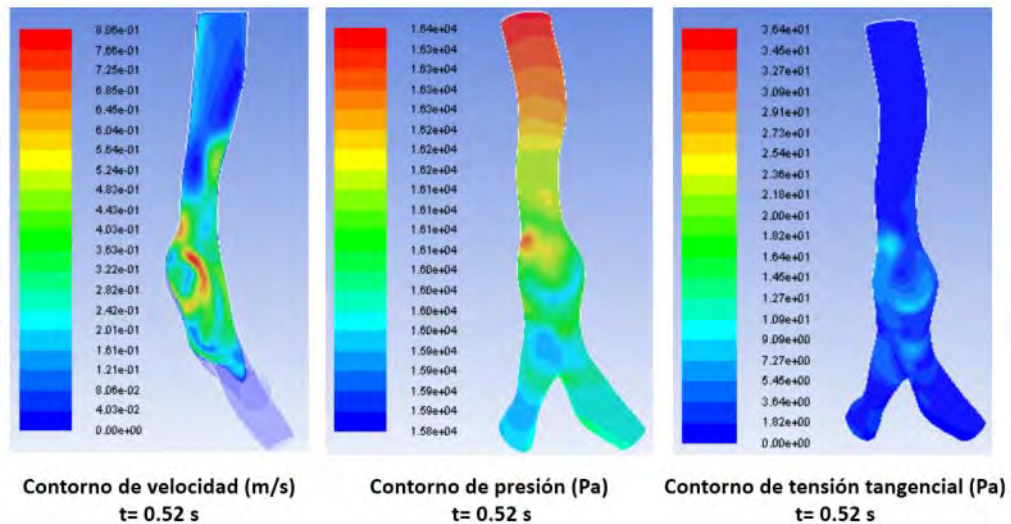


Fig. 7. Resultados para la diástole

Para $t=0,6$ s, durante la aceleración diastólica (ver Fig. 8) ocurren bastantes perturbaciones hemodinámicas en el aneurisma, las estelas de máxima velocidad evidencian la existencia de recirculaciones secundarias, que fueron observadas en una animación de contornos de velocidad correspondiente a tres veces el ciclo cardíaco. Comparando con el contorno de velocidad para $t=0,52$ s, existe una estela aislada de velocidad que se dirige corriente arriba del aneurisma, esto demuestra la regresión de la sangre para esta etapa del ciclo cardíaco. Los valores de mayor presión para este tiempo se localizan en la entrada de la arteria y el cuello proximal del aneurisma. Es para este tiempo que el contorno de tensión tangencial registra las mayores variaciones, pero sus valores comparados con los contornos de $t=0,44$ s y $t=0,52$ s son menores.

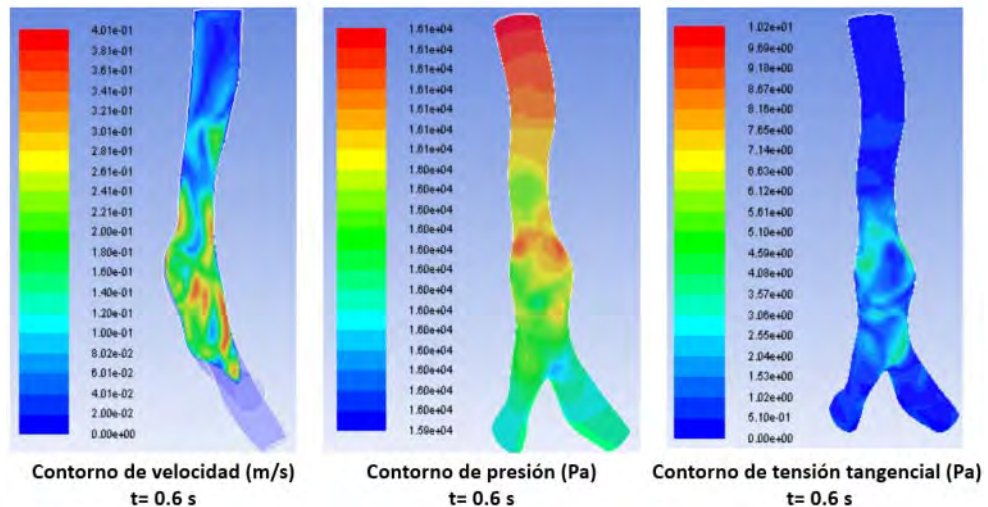


Fig. 8. Resultados para la aceleración diastólica

Resultados del análisis FSI

Campo de fluido

Es bien conocido que las fuerzas mecánicas internas se deben a la dinámica del flujo sanguíneo dentro del saco aneurismático, de aquí la importancia de estudiar y comprender la hemodinámica que caracteriza esta enfermedad, para definir el entorno biomecánico en el que se desarrollan los AAAs. Las líneas de corriente dentro del aneurisma para el modelo newtoniano y no-newtoniano, mostraron gran irregularidad del flujo en esa zona. Una característica importante es que el campo de flujo está dominado por la presencia de recirculación en las regiones próximas a la pared del saco aneurismático. Estos cambios en los patrones de flujo conllevan a una significativa variación de la distribución de presión intra-luminal, comparada con aortas normales. Con ayuda de contornos de velocidad en un plano central del AAA, en ambos modelos de fluido, se observaron las mayores velocidades por encima del cuello proximal del AAA, también en la pared posterior del AAA próximo a la bifurcación de las ilíacas se apreció una gran zona de baja velocidad. En cuanto a los valores obtenidos de velocidad, fueron mayores para el modelo no-newtoniano.

Análisis estructural

En la simulación estructural de la pared arterial se obtuvieron picos de tensión equivalente (von-Mises) de 0,52393 MPa y 0,52488 MPa, para el modelo newtoniano y no-newtoniano respectivamente. En ambos casos, el pico se localizó corriente abajo del aneurisma (cuello distal) cerca de la bifurcación de las ilíacas, lugar este que se prevé como otro posible lugar de ruptura para el paciente analizado (ver Fig. 9). Además en la zona del saco aneurismático se aprecian las menores tensiones debido a la presencia del trombo intra-luminal. Las mayores deformaciones se agenciaron para el modelo de fluido no-newtoniano, sin embargo el sitio es coincidente en ambos modelos con muy poca diferencia en valor.

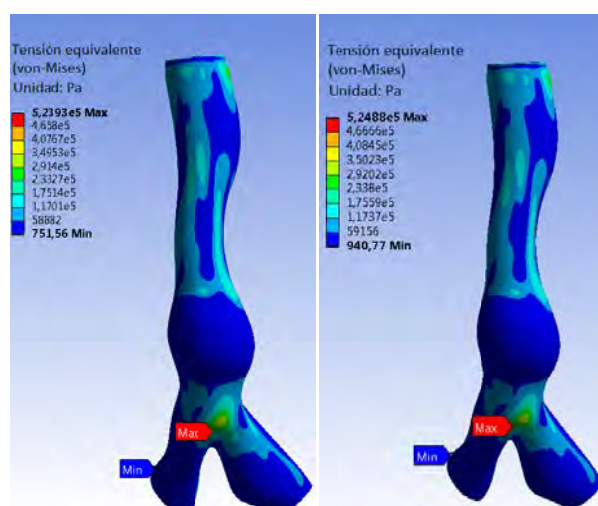


Fig. 9. Tensiones equivalentes (von-Mises) del AAA en el modelo newtoniano (a) y no-newtoniano (b).

Resultados del cálculo de FEARI

En la Tabla 4 se muestran los valores calculados de FEARI para ambos modelos de fluido y los distintos valores de tensión admisible. A partir de estos resultados se observa como al utilizar el modelo newtoniano se subestima ligeramente el riesgo de ruptura del AAA, que para el caso estudiado todavía no es alto. El paciente analizado por FSI presenta un ligero riesgo de ruptura porque las tensiones hemodinámicas son menores que el valor pico de tensión de pared, reconocido para la ruptura. Los mayores valores corresponden a la región frontal del AAA (anterior, anterior/izquierda y anterior/derecha).

Tabla 4. Cálculo de FEARI para varias regiones de la pared arterial

Tensión admisible(MPa)	FEARI modelo newtoniano	FEARI modelo no-newtoniano
0,7744	0,6766	0,6778
0,8465	0,6189	0,6201
0,8482	0,6177	0,6188
0,8658	0,6051	0,6062
0,8922	0,5872	0,5883
0,8939	0,5861	0,5872
0,9187	0,5703	0,5713
0,9221	0,5682	0,5692

Conclusiones

Las principales conclusiones de este trabajo son:

- 1- Se reconstruyeron las geometrías 3D de AAAs para cinco pacientes en tratamiento de seguimiento médico y mediante el cálculo del índice IR (t) se determinó que los mismos presentan un riesgo de ruptura bajo, proponiéndose como recomendación a los médicos que los aneurismas deben mantenerse bajo observación.

- 2- Como resultado de la simulación transitoria se apreciaron notables irregularidades en la distribución de la tensión tangencial en la zona del saco aneurismático cuando se produce la desaceleración sistólica y la aceleración diastólica, ocurriendo en esta última etapa regresión del fluido.
- 3- La principal diferencia entre los modelos de comportamiento reológico de la sangre empleados, radicó en que los valores de las magnitudes de interés fueron mayores para el fluido no-newtoniano.
- 4- Se estima que la región del cuello proximal y distal sean posibles sitios de ruptura para el paciente 1.
- 5- Con el índice FEARI, para el caso estudiado, se obtuvo que el AAA tiene un ligero riesgo de ruptura.

Referencias

1. Sakalihasan, N., Kuivaniemi, H. y Nusgens, B. "Aneurysm: Epidemiology, aetiology and pathophysiology". En: *Biomechanics and mechanobiology of aneurysms*. Berlin, Springer-Verlag: 2011, vol. 7, p. 1-23. ISBN 978-3-642-18094-1.
2. Vilalta, G., Nieto, F., Vaquero, C. "Quantitative indicator of abdominal aortic aneurysm rupture risk based on its geometric parameters". *World Academy of Science, Engineering and Technology*. 2010, vol. 69, p. 181-185. ISSN 2010-3778.
3. Scotti, C. M. y Finol, E. A. "Compliant biomechanics of abdominal aortic aneurysms: A fluid-structure interaction study". *Computers and Structures*. 2007, vol. 85, p. 1097-1113. ISSN 0045-7949.
4. Lasheras, J. C. "The biomechanics of arterial aneurysms". *Annual Review of Fluid Mechanics*. 2007, vol. 39, p. 293-319. ISSN 0066-4189.
5. Ortiz, E., Gómez, F. y Plaza, A. "Tratamiento endovascular de los aneurismas de aorta abdominal rotos". *Angiología*. 2004, vol. 56, nº 2, p. 169-181. ISSN 0003-3170.
6. Vorp, D. A. "Biomechanics of abdominal aortic aneurysm". *Journal of Biomechanics*. 2007, vol. 40, nº 9, p. 1887-1902. ISSN 0021-9290.
7. Vilalta, G., Nieto, F. y Vilalta, J. A. "Ruptura de aneurismas de aorta abdominal. Herramienta informática para su predicción". *Ingeniería Mecánica*. 2011, vol. 14, nº 1, p. 52-54. ISSN 1815-5944.
8. Papaharilaou, Y., Ekaterinaris, J. A. y Manousaki, E. "A decoupled fluid structure approach for estimating wall stress in abdominal aortic aneurysms". *Journal of Biomechanics*. 2007, vol. 40, p. 367-377. ISSN 0021-9290.
9. Shum, J., Martufi, G. y Di Martino, E. S. "Quantitative assessment of abdominal aortic aneurysm geometry". *Annals of Biomedical Engineering*. 2011, vol. 39, nº 1, p. 277-286. ISSN 1573-9686.
10. Martufi, G., Di Martino, E. S. y Amon, C. H. "Three-dimensional geometrical characterization of abdominal aortic aneurysms: Image-based wall thickness distribution". *Journal of Biomechanical Engineering*. 2009, vol. 131, p. 1-11. ISSN 1528-8951.
11. Georgakarakos, E., Loannou, C. V. y Kamarianakis, Y. "The role of geometric parameters in the prediction of abdominal aortic aneurysm wall stress". *European Journal of Vascular Surgery*. 2010, vol. 39, p. 42-48. ISSN 1078-5884.
12. Xenos, M., Rambhia, S. H. y Alemu, Y. "Patient-based abdominal aortic aneurysm rupture risk prediction with fluid-structure interaction modeling ". *Annals of Biomedical Engineering*. 2010, vol. 38, nº 11, p. 3323-3337. ISSN 1573-9686.
13. Doyle, B. J., Callanan, A. y Walsh, M. T. "A finite element analysis rupture index (FEARI) as an additional tool for abdominal aortic aneurysm rupture prediction". *Vascular Disease Prevention*. 2009, vol. 6, p. 114-121. ISSN 1567-2700.
14. Fillinger, M. F., Marra, S. P. y Raghavan, M. L. "Prediction of rupture risk in abdominal aortic aneurysm during observation: Wall stress versus diameter". *Journal of Vascular Surgery*. 2003, vol. 37, nº 4, p. 724-732. ISSN 0741-5214.
15. Turkeri, H., Piskin, S. y Celebi, M. S. "Non-newtonian blood flow simulation in a realistic artery domain". En: *V European Conference on Computational Fluid Dynamics*. Lisboa, Portugal.
16. Niroomand, H., Tafazzoli, M. y Ghalichi, F. "Flow characteristics in elastic arteries using a fluid-structure interaction model". *American Journal of Applied Sciences*. 2007, vol. 4, nº 8, p. 516-524. ISSN 1554-3641.
17. Vilalta, G., Nieto, F. y Rodríguez, M. "Influencia de la geometría de aneurismas de aorta abdominal en la dinámica del flujo sanguíneo y en su riesgo de ruptura". *Ingeniería Mecánica*. 2009, vol. 12, nº 2, p. 25-36. ISSN 1815-5944.