



Científica

ISSN: 1665-0654

revista@maya.esimez.ipn.mx

Instituto Politécnico Nacional

México

Fernández, Dayvis; Vilalta, Guillermo

Comportamiento de las variables hemodinámicas y evaluación del riesgo de ruptura en aneurismas de
aorta abdominal

Científica, vol. 16, núm. 3, julio-septiembre, 2012, pp. 111-122

Instituto Politécnico Nacional

Distrito Federal, México

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=61426384002>

- ▶ Cómo citar el artículo
- ▶ Número completo
- ▶ Más información del artículo
- ▶ Página de la revista en redalyc.org

redalyc.org

Sistema de Información Científica

Red de Revistas Científicas de América Latina, el Caribe, España y Portugal
Proyecto académico sin fines de lucro, desarrollado bajo la iniciativa de acceso abierto

Comportamiento de las variables hemodinámicas y evaluación del riesgo de ruptura en aneurismas de aorta abdominal

Dayvis Fernández¹

Guillermo Vilalta²

¹Universidad Agraria de La Habana,
Facultad de Ciencias Técnicas.
Autopista Nacional y Carretera de Tapaste,
Apto. 18-19, San José de las Lajas, La Habana.
CUBA.

²CARTIF Centro Tecnológico,
Área de Ingeniería de Procesos de Fabricación.
Parque Tecnológico de Boecillo, 205,
CP 47151, Boecillo, Valladolid.
ESPAÑA.

Tel. 153 047 860368

correo electrónico (email): ¹dayvis@isch.edu.cu
²guivil@cartif.es

Recibido 06-06-2011, aceptado 05-10-2011.

Resumen

La ruptura de aneurisma de aorta abdominal (AAA) representa un evento clínico muy importante, con una tasa de mortalidad relativamente elevada. En un esfuerzo por aumentar la comprensión sobre este complejo fenómeno, en el presente trabajo se estudia la influencia de la geometría de los aneurismas de aorta abdominal sobre la estructura del flujo sanguíneo en el interior del saco aneurismático y cómo ésta incide sobre las posibilidades de ruptura. Para esto, se ha utilizado un modelo geométrico realista, obtenido por la transformación de imágenes de tomografía computarizada (CT), el cual se ha sometido a un flujo pulsátil fisiológicamente realista, con el objetivo de evaluar e identificar las regiones donde ocurren las principales perturbaciones en los patrones de flujo y cómo éstas modifican los campos de velocidades y de tensiones hemodinámicas en el interior del saco aneurismático, así como la influencia de los diferentes factores biomecánicos relacionados con la geometría que caracterizan el aneurisma. Se presenta una explicación de las mo-

dificaciones de las estructuras de vórtices y de la distribución de tensiones durante el ciclo cardíaco. Igualmente se determina un indicador numérico que integra los tres factores biomecánicos geométricos, el cual permite evaluar el riesgo de ruptura del aneurisma para un estado de desarrollo determinado. Los resultados confirman que la asimetría de los aneurismas de aorta abdominal es uno de los principales factores que influyen en su ruptura.

Palabras clave: AAA, asimetría, riesgo de ruptura, factores biomecánicos.

Abstract

(Behaviour of Hemodynamic Variables and Rupture Risk Assessment in Abdominal Aortic Aneurysms)

The rupture of abdominal aortic aneurysm (AAA) represents an important clinical event, with a relatively high mortality rate. In an effort to increase the understanding about this complex phenomenon, this paper studies the influence of abdominal aortic aneurysms geometry on the risk of rupture. Patient specific AAA model, created by 2D reconstruction of computed tomography image, was used to identify regions of disturbed patterns flow and how it modifies the velocity field and hemodynamic stress on the inside of the aneurysmatic sac as well as the influence of different biomechanical factors related to the geometry that characterize the aneurysm. An explanation of the vortex structures changes and stress distribution during the cardiac pulse is presented. It is also determined a numerical indicator (Rupture Index) which combines three biomechanical determinants related to AAA geometry, to assess the rupture risk potential, in a given stage of development. The results confirm that the asymmetry of abdominal aortic aneurysms is one of the main factors influencing its rupture.

Key words: AAA, asymmetric, rupture risk, biomechanical determinants.

1. Introducción

El aneurisma de aorta abdominal (AAA) es definido como una dilatación permanente y progresiva de la pared aórtica. Su evolución es un proceso muy complejo en el que intervienen

múltiples factores, asociados con la remodelación destructiva de la pared arterial. Bajo ciertas condiciones específicas y aún no totalmente comprendidas, el aneurisma tiende a incrementar de tamaño con riesgo de ruptura, lo cual, de ocurrir, causaría hemorragia interna, con altos índices de mortalidad y elevados costos asociados fundamentalmente a la cirugía de urgencia y al tratamiento de recuperación de los pacientes. Los aneurismas suelen ser asintomáticos, lo cual impide que la ruptura pueda ocurrir con un "aviso previo", valorizando cualquier esfuerzo que se realice en el sentido de identificar un criterio fiable asociado con el riesgo de ruptura real de un aneurisma sobre bases personalizadas.

Esta patología ha sido reconocida como un importante problema de salud en las últimas décadas y su morbilidad se considera muy preocupante, siendo las estadísticas asociadas a dicha patología muy preocupantes debido a sus catastróficas consecuencias en caso de ruptura. La evaluación de riesgo de ruptura es muy importante ya que evitaría la realización de tratamientos quirúrgicos innecesarios en pacientes cuyo aneurisma tiene un diámetro mayor que el nivel umbral (50-55 mm) o permitiría predecir la ruptura de aneurismas cuyo diámetro es menor que este valor de referencia. Estos estudios destacan que la prevalencia de AAA es aproximadamente de 8.8% de la población mayor de 65 años, donde los hombres son más afectados que las mujeres en una relación de 4:1 [1].

La ruptura de AAA es un fenómeno biomecánico que ocurre cuando las tensiones mecánicas que actúan sobre la pared interior exceden el esfuerzo de fluencia del tejido aórtico aneurismático. 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 patología, para definir el entorno biomecánico en el que se desarrollan los AAA.

Actualmente, la mayoría de los trabajos están centrados en la predicción de la ruptura de la pared del aneurisma, basados sobre todo en estudios experimentales, trabajos computacionales y observaciones clínicas. La simulación computacional de los fenómenos biomecánicos es potencialmente significativa a fin de explorar las cargas a la que es sometida la capa interior de la pared arterial (células y componentes de la matriz extracelular). Las investigaciones numéricas del comportamiento del flujo sanguíneo en el interior de modelos de AAA comenzaron a inicios de la década de los 90. En [2], los autores, considerando tanto flujos pulsátiles como permanentes, reportaron que la característica más representativa del campo de flujo en modelos no realistas es el surgimiento y desaparición de un vórtice primario y la existencia de regiones de altas tensiones tangenciales en los cuellos distal y

proximal. Por otro lado, los resultados presentados en [3] donde se analiza el efecto de flujos permanentes, muestran la existencia de fuertes patrones de flujo secundarios, mientras que los resultados de Scotti *et al.* [4] indican que existe una relación estrecha entre los números adimensionales de Reynolds y Strouhal y los patrones de flujo oscilatorios que se forman en modelos hipotéticos.

Estudios más recientes [5], utilizando simulaciones de interacción fluido-sólido (FSI), han confirmado la formación de numerosas zonas de recirculación, y se mostró que la complejidad de los patrones de flujo que se desarrollan dentro del saco aneurismático juegan un papel muy importante en el incremento de la presión intraluminal y consecuentemente en las tensiones que debe soportar la pared arterial.

La investigación experimental de la hemodinámica de aneurismas está gobernada por el conocimiento de la teoría de la capa límite que es la que provoca la separación y la recirculación del flujo detrás de obstáculos o expansiones. Los resultados presentados en [6] muestran que la presión ejercida sobre la pared interior del aneurisma alcanza un máximo en la región de diámetro máximo, y el pico de tensiones en el cuello distal es aproximadamente 3.5 veces mayor que la tensión media en esa sección. Consideraciones que simulan las condiciones de reposo y ejercicio fueron investigadas experimentalmente, lo que dio por resultado en tres diferentes regímenes de flujo en el interior de aneurismas. En este sentido, en [7] se sugiere que el diámetro del aneurisma tiene poco efecto sobre la magnitud y la distribución de presiones en la pared, durante el ciclo del flujo pulsátil.

Observaciones clínicas indican que la hemodinámica juega un papel importante en el desarrollo y evolución de esta patología [8]. Flujos lentos o con bajas tasas de deformación podrían fomentar la adhesión de monocitos a la pared vascular e influir en la transferencia de sustancias a la misma. Por otro lado, experiencias *in vitro* indican que la función y estructura celulares del endotelio son afectados por las fuerzas cortantes que el flujo sanguíneo le ejerce, llegando incluso a dañarlo en el caso de que los esfuerzos sean lo suficientemente intensos. La comparación de observaciones clínicas con estudios *in vitro* y con simulaciones numéricas ha permitido establecer una fuerte correlación entre los sitios de localización preferencial de la lesión y los lugares donde el flujo produce esfuerzos de cizallamiento pequeños y oscilatorios.

El desarrollo reciente de las técnicas de imagenología médica (equipos de resonancia y tomografía) han abierto el camino a la obtención y uso de modelos 3D personalizados de aneurismas, lo cual ya es reconocidamente una gran ventaja

en la precisión y fiabilidad de los resultados. Estos modelos han sido utilizados para diferentes condiciones de pared (rigidez y deformable) para simular condiciones de flujo pulsátil *in vivo*. Mediante un análisis acoplado del dominio representativo de la sangre y la pared arterial (FSI) empleando funciones pulsátiles, en [9] se propone un índice a través del cual se puede caracterizar la ruptura del AAA determinándose la distribución de esfuerzos tangenciales de pared.

Considerando estos aspectos, el objetivo del presente trabajo es estudiar la influencia de la geometría de los AAA en la dinámica del flujo sanguíneo en el interior de AAA, a través del análisis de los patrones de flujo y las distribuciones de presión y tensión de pared, así como caracterizar la influencia de los factores biomecánicos geométricos de los aneurismas en la probabilidad de ruptura.

2. Métodos y material

2.1. Geometría del AAA

Para la realización del presente trabajo se ha seleccionado la información obtenida a través de un conjunto de imágenes de tomografía axial computadorizada (TAC) correspondiente a un paciente, hombre de 74 años con algunos antecedentes de problemas de salud: fumador, obesidad y enfermedad crónica renal.

Los métodos de segmentación y reconstrucción del conjunto 2D de imágenes obtenidas por TAC, a fin de obtener el modelo 3D del AAA, fueron implementados utilizando InVensalix versión 3.0/2010, (software libre, CenPRA, Campinas, Brasil), el cual es una herramienta de visualización médica, que analiza las imágenes 2D en escala de grises adquiridas a través de equipos de tomografía computarizada y resonancia magnética (MRI) para la reconstrucción 3D de estructuras anatómicas y patológicas. En principio, el procedimiento utilizado fue manual y requirió de la adecuación de algunos parámetros a fin de modificar y "limpiar" la información contenida en los 36 cortes realizados. Estas operaciones permitieron de manera sucesiva, aislar en un elemento cúbico la región de interés (ROI) donde se encuentra el aneurisma y por aproximación sucesiva, ir eliminado el tejido que rodea el aneurisma. Se tomó especial cuidado en las regiones que representan el contacto entre la sangre y el tejido de la capa íntima o el correspondiente al trombo intraluminal.

El resultado obtenido representa el saco aneurismático y se muestra en la figura 1. En la misma se definen los principales parámetros geométricos que caracterizan el AAA. La práctica

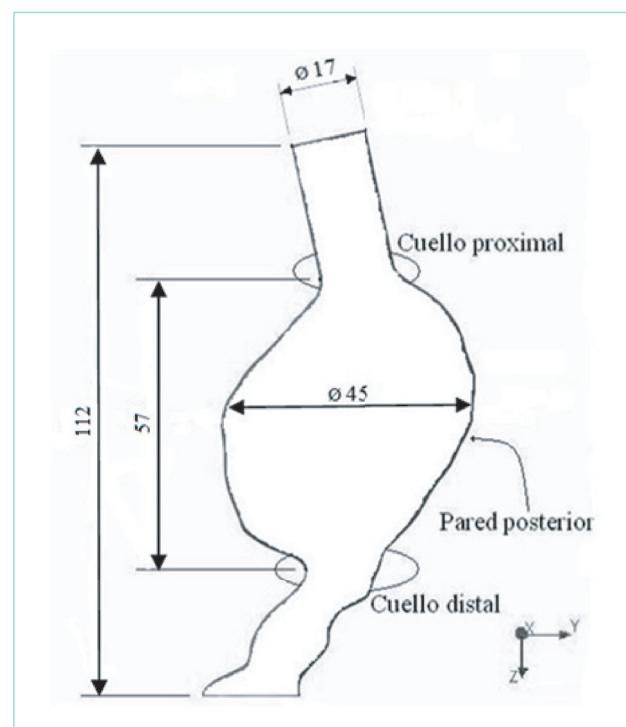


Fig. 1. Imagen 3D de la geometría del saco aneurismático, reconstruida de imágenes CT.

clínica reconoce que los principales parámetros que definen el aneurisma son tres: $D = 45\text{mm}$, diámetro máximo transversal, $d = 17\text{mm}$, diámetro correspondiente a la arteria aorta, infrarenal y $L = 57\text{mm}$ longitud del aneurisma (definida como distancia entre los cuellos proximal y distal). Utilizando las herramientas geométricas disponibles en el módulo *DesignModeler* de *Ansys*, se pudo determinar el valor de estos parámetros. Se destaca como característica principal que el aneurisma presenta un diámetro máximo de aproximadamente 45 mm, debido a lo cual es un caso catalogado por la práctica médica como aneurisma de tamaño medio, debido a lo cual el paciente estaba sometido a un tratamiento sistemático de seguimiento por encontrarse próximo al valor umbral (50 mm). A partir de este valor, se considera que el aneurisma está en peligro de ruptura y se procede al tratamiento de reparación electiva: reparación endovascular del aneurisma (EVAR) o reparación por injerto (*open surgery*).

El aneurisma seleccionado presenta una geometría típica de esta patología la que está caracterizada por su asimetría, por su complejidad superficial y por el grado de torcido que presenta el segmento proximal a las arterias ilíacas. Es de esperarse que estos rasgos ejerzan una gran influencia sobre

el campo de flujo dentro del saco aneurismático. Esta configuración geométrica se corresponde con el grado de desarrollo de la patología y puede ser atribuida a la forma en que ocurre la expansión del saco aneurismático producto de las limitaciones impuestas al movimiento por la columna vertebral.

Derivados de los parámetros geométricos principales, los estudios previos [10] han definido otros parámetros geométricos de relevancia en la caracterización geométrica de los AAA. Éstos son: longitud anterior L_A (longitud, en el plano del diámetro máximo, entre el punto de intercepción de L con dicho plano y la pared anterior del aneurisma) y longitud posterior, L_P (longitud, en el plano del diámetro máximo, entre el punto de intercepción de L con el plano y la pared posterior del aneurisma) y la longitud total L_T , la que se define como la longitud desde la arteria infrarrenal y el bifurcación ilíaca.

A fin de la correcta aplicación de las condiciones de contorno y de la evaluación del flujo en la sección de entrada, se agregó un segmento de 25 mm de longitud, cuya sección transversal coincide con obtenida para el cuello proximal del aneurisma, mediante el procedimiento antes explicado.

2.2. Ecuaciones de gobierno y condiciones de contorno

Las ecuaciones de gobierno para el dominio del fluido, son las ecuaciones de continuidad y de Navier-Stokes que, en su forma vectorial, se representan por la ecuación 1 y la ecuación 2.

$$\nabla \vec{V} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} = \vec{V} \times \vec{\omega} - \nabla p + Re^{-1} \nabla^2 \vec{V} \quad (2)$$

donde:

\vec{V} es el vector velocidad, $\vec{\omega}$ es el tensor rotacional y p es la presión.

Para el estudio computacional del flujo, éste fue modelado como incompresible y newtoniano. La sangre es una suspensión de células rojas y blancas, plaquetas, proteínas y otros elementos en plasma y, en general, exhiben un comportamiento no-newtoniano cuando son expuestos a bajas tasas de cizallamiento o cuando fluyen por conductos de pequeño calibre (<1 mm). No obstante, modelarlo como newtoniano es una consideración que no afecta a la mayoría de las características del flujo sanguíneo en la aorta [11]. Las propiedades físicas empleadas en el modelo de comportamiento material de la sangre, fueron: densidad, $\rho = 1\,050\text{ kg/m}^3$ y coeficiente de viscosidad dinámica, $\mu = 0.004\text{ Pa}\cdot\text{s}$.

Las condiciones de contorno impuestas para la modelación se basan en la teoría del flujo pulsátil:

1. Velocidad: perfil desarrollado en la sección de entrada y condición de no deslizamiento en las paredes. Estas condiciones se representan por la ecuación 3.

$$W(t) = 2(u(t)) [1 - \frac{x^2 + y^2}{Ra^2}] \quad (3)$$

$$U = V = 0$$

2. Presión: libre de tensiones en la región de salida, caracterizado por la ecuación 4.

$$\tau_{ij} = -p \partial_{ij} + \mu [\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i}] = 0 \quad (4)$$

La figura 2 muestra el pulso de onda de velocidad usado en el presente estudio, el cual es basado en mediciones *in vivo* de la aorta humana en el segmento aórtico.

Esta función temporal se encuentra dada por representaciones en series de Fourier de la función que se expresa por la ecuación 5:

$$f(t) = A_0 + \sum_{k=1}^N (A_k \cos 2\pi k t + B_k \sin 2\pi k t) \quad (5)$$

donde

$A = A_k \cos 2\pi k t$, $B = B_k \sin 2\pi k t$, N es el número de armónicos utilizados para reproducir *in vivo* las mediciones de

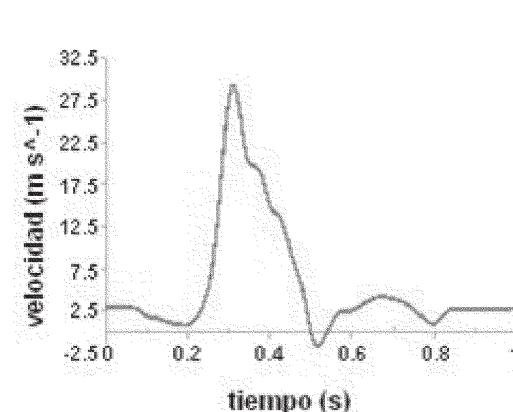


Fig. 2. Onda del perfil de velocidades medias utilizado en el presente estudio.

la velocidad en el segmento aórtico $u(t)$, siendo, en este caso, $N = 18$. Esta función es un pulso trifásico apropiado para condiciones hemodinámicas normales en el segmento infrarenal de la arteria aorta humana, como ha sido reportado por [12]. El uso de un pulso transitorio a la entrada del dominio basado en una condición fisiológicamente normal, se justifica por el hecho de que la condición de contorno en la entrada es aplicada por encima del cuello proximal del aneurisma, un segmento no dilatado de la arteria aorta. Como se conoce, en condiciones de reposo, el flujo sanguíneo en la arteria aorta es generalmente laminar [13], la desaceleración del flujo que se alcanza después del máximo sistólico induce al establecimiento de un flujo laminar localmente perturbado y a la formación de vórtices [14]. Para el pulso utilizado, el máximo sistólico se obtiene en $t = 0.304$ s. El valor del número adimensional de Reynolds, Re , es del orden de 410, basado en el valor medio de la velocidad y el diámetro en la sección de entrada. Por otro lado, el número de Womersley, α , que caracteriza la relación entre la frecuencia del flujo ($T = 1$ s), la geometría y las propiedades físicas de la sangre, es 12.2, que es un valor típico para el segmento aórtico en estudio.

2.3. Método numérico

Las ecuaciones de gobierno son resueltas utilizando el programa Ansys v.11 (Ansys Inc., Canonsburg PA), el cual usa el método de volúmenes finitos, para la discretización espacial del dominio.

El método de integración temporal utilizado para las ecuaciones de cantidad de movimiento es el *second order backward Euler*, y para el acoplamiento velocidad-presión se empleó el método *simple*, con un paso de tiempo de 0.01 s, lo que permitió obtener resultados en intervalos de 1/100 s. El tiempo total de simulación correspondiente a seis veces al ciclo cardíaco. Los resultados utilizados corresponden al último ciclo, donde se comprobó que éstos son independientes de las condiciones iniciales consideradas en las simulaciones ($U = V = W = 0$, en $t = 0$ s).

Las pruebas de convergencia para evaluar la sensibilidad de la malla se realizaron empleando tres criterios, teniendo en cuenta que el presente trabajo es un estudio base para la obtención de un predictor de riesgo de ruptura y que en tal tratamiento la decisión debe ser tomada en un tiempo razonablemente corto. El primer criterio está relacionado con la independencia de las variables primarias (velocidad y presión) respecto del tamaño de la malla. Este análisis fue realizado con mallas de seis tamaños diferentes, las que produjeron entre 345 214 y 84 740 elementos fluidos. Para definir los tamaños de las mallas, se utilizó un mallado libre *free* con refinamientos de la malla del 9 al 1 con el fin de poder

captar los fenómenos de capa límite. Los resultados mostraron que la independencia entre las variables primarias se obtiene para la malla que contiene 84 740 elementos fluidos, con 1.37% y 4.6 % de error relativo para la velocidad y la presión respectivamente. El propósito de la segunda prueba fue obtener una relación entre el tiempo de simulación y un error aceptable de estas variables primarias. Para este criterio, la mejor malla es aquella que contiene 127 609 elementos fluidos con 22 horas de simulación y un error relativo de las variables primarias en puntos seleccionados aleatoriamente de aproximadamente 8.9%. Finalmente, se investigó la diferencia entre la solución analítica para el flujo laminar de Poiseuille (usando una geometría equivalente a la aorta sana, con diámetro constante igual a d y longitud L_T) y los tamaños de mallas investigados. En esta prueba la variable evaluada fue la pérdida de carga. Los resultados mostraron que para todos los tamaños de mallas los errores producidos son menores que el 7.8%, en media. Teniendo en cuenta los resultados globales, la malla usada en el presente estudio contiene 127 609 elementos de tipo tetraedros/prismas/piramidales, con una alta densidad de nodos con espaciamiento no uniforme en las regiones de interés del flujo sanguíneo (región de pared, y extremos proximal y distal). Para el análisis se ha considerado paredes rígidas.

3. Resultados y discusión

3.1. Comportamiento de las variables hemodinámicas

Es conocido que la dinámica del flujo sanguíneo en el interior del sistema circulatorio está gobernada por la interacción entre la pared arterial y el flujo sanguíneo, condicionando uno el comportamiento del otro.

Uno de los aspectos que condiciona el comportamiento del fluido en el interior de los aneurismas, es el grado de distorsión con que penetra el fluido, debido a la deformación de la arteria. Este fenómeno está ampliamente documentado en trabajos [15] que utilizan geometrías realistas.

El análisis del campo de flujo en el interior del saco aneurímático, se ha realizado durante todo el ciclo cardíaco, aunque se presentan los resultados en los puntos de mayor interés, por representar algún cambio en la tendencia del pulso: $t = 0.2$ s, $t = 0.304$ s, $t = 0.4$ s y $t = 0.7$ s. Estas regiones son las de inicio de la aceleración sistólica (1), la de máxima valor durante la sístole (2), un punto en la desaceleración sistólica (3) y uno en la etapa diastólica (4), respectivamente.

Los resultados se muestran en la figura 3 a través de la presentación de los vectores de velocidad resultante en el plano medio $y-z$, de la geometría.

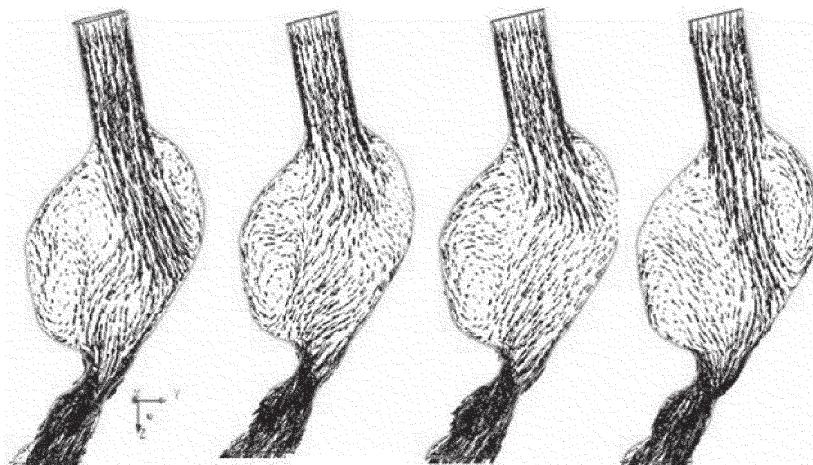


Fig. 3. Vectores velocidad que representan el campo de flujo en el interior del AAA, en diferentes etapas del ciclo cardíaco.

Una característica importante observada en este análisis es que el campo de flujo está dominado por la presencia de vórtices en las regiones próximas de la pared del saco aneurismático. Del análisis integral del ciclo cardíaco (seis ciclos estudiados), se observa que los vórtices residuales existentes al final del ciclo previo están presentes dentro del aneurisma en el inicio del siguiente ciclo, hasta $t = 0.1$ s, aproximadamente. En este momento, donde se verifica una desaceleración temporal hasta $t = 0.2$ s, ocurre un crecimiento de la región de recirculación, que llega a ocupar casi toda la región correspondiente al bulbo aneurismático, fundamentalmente en toda la pared anterior y en la parte superior de la pared posterior, la que está limitada por el efecto provocado por la dirección de entrada del flujo sanguíneo al aneurisma. En el cuello distal y debido a las características geométricas del modelo, ocurre un patrón de flujo muy complejo, siendo notable el grado de aceleración del flujo en la pared anterior. De igual forma, en esta etapa se verifica la existencia de vórtices de baja velocidad en el extremo convergente anterior del aneurisma, lo que se supone ser debido a los efectos convectivos que surgen como resultado de la adaptación del flujo a los cambios en la geometría. Esto resulta en una estructura de vórtices que forma un lazo alrededor del núcleo de flujo, según lo indica la figura 3.

En la primera mitad de la sístole, se puede observar que, debido a la existencia de un fuerte gradiente de presión, ocurre un cambio en los patrones de flujo, aumentando la complejidad de éstos. Aumenta el tamaño de la estructura

de los vórtices en la pared posterior, modificando el núcleo del flujo sanguíneo, el cual se vuelve más inestable, proyectando las regiones de recirculación de la pared anterior hacia la zona convergente con el cuello distal. Las máximas velocidades y consecuentemente los mayores gradientes de velocidades son obtenidos en el pico de máxima velocidad, donde un patrón de flujo casi simétrico se forma en el saco aneurismático. La desaceleración temporal combinada con débiles efectos convectivos son los factores dominantes en la segunda mitad de la sístole, donde chorros de alta velocidad, revelan significativas perturbaciones hemodinámicas, las que se inician en la etapa 3.

A mitad del ciclo cardíaco, aproximadamente $t = (0.5-0.55)$ s, ocurre una reversión del flujo, causando una disminución de la intensidad de la recirculación del flujo y un movimiento del vórtice hacia el centro y aguas arriba del aneurisma. Esto resulta en una extensión de la estela de los vórtices hacia la sección de entrada del AAA. Durante la diástole, el flujo recupera su dirección original con una ligera aceleración que provoca la traslación del vórtice principal hacia el extremo distal y la supresión de la estela. El final de la fase está caracterizada por un flujo casi constante y una intensificación de las perturbaciones debido al incremento de la velocidad local. Estos resultados son consistentes con otros de la literatura [6], [16].

Este análisis se complementa con el estudio del efecto de la asimetría de los AAA, en la dinámica de los flujos pulsátiles, observándose que ésta se corresponde con un patrón de flujo muy complejo. En la etapa 1 se observa una intensificación del complejo patrón de flujo que existe cerca del extremo distal del aneurisma con zonas de recirculación que se extienden hacia el extremo proximal. Existe una región en la que el flujo viaja hacia el extremo de salida a lo largo de la pared posterior, actuando fundamentalmente sobre la región de gran curvatura. En el momento de máximo valor del pulso ($t = 0.304$ s) se obtiene un patrón característico en todo el aneurisma, donde se destaca la existencia de una zona de estancamiento del flujo en la pared anterior donde el diámetro es mayor. Poco después se produce una desaceleración del flujo y los vórtices (de tipo *ring*) se mueven aguas abajo aplastados por la pared posterior.

En el periodo de inversión del flujo ($t = 0.5\text{-}0.55\text{ s}$) el vórtice es separado de la pared y expulsado hacia la corriente principal, donde el flujo proveniente de la salida del aneurisma decrece la intensidad de la recirculación. La forma del aneurisma (asimétrica) permite la inversión del flujo y que éste pueda viajar a lo largo de la pared anterior y hacia la región de entrada. Las mayores velocidades obtenidas en esta etapa producen un flujo más rápido en la estela del vórtice y hacia la línea central.

Finalmente, en las últimas etapas que corresponden a la diástole, se representan a través de una recirculación significativa y asimétrica en las proximidades del extremo de salida del aneurisma y velocidades negativas a lo largo de la pared anterior.

La alta complejidad del campo de flujo que se desarrolla en el interior del saco aneurismático se muestra en la figura 4, para $t = 0.304\text{ s}$, donde las líneas de corriente representan las magnitudes vorticidad (a) y velocidad (b). De forma general, la forma del conducto a través del cual la sangre penetra en la expansión aneurismal, ejerce una fuerte influencia en la distribución de velocidades en la entrada del saco, y resulta en un perfil de velocidades asimétrico entrando en la expansión aneurismal introduciendo así un patrón de flujo asimétrico. La línea de corriente correspondiente a la

vorticidad muestra claramente los patrones de creación, transporte y difusión de vorticidad en el conducto de entrada y su convección aguas abajo en el saco aneurismático.

3.2. Esfuerzos tangenciales en pared provocadas por el campo de flujo

La asimetría de los AAA, ejerce una gran influencia sobre la distribución de los esfuerzos tangenciales en pared. La figura 5 muestra la distribución superficial de tensiones tangenciales para diferentes tiempos de ciclo cardíaco.

Los resultados del cálculo del campo de flujo temporal muestran, de forma general, que la mayor parte de la superficie del lumen arterial está expuesta a bajos esfuerzos tangenciales en pared durante el ciclo cardíaco. Regiones de elevados esfuerzos se localizan en el cuello distal.

Para $t = 0.2\text{ s}$, donde la curva de velocidad pulsátil presenta un punto de inflexión y ocurre una desaceleración, los esfuerzos tangenciales presentan una distribución relativamente uniforme, siendo el rasgo más significativo la distorsión que provoca en este comportamiento los efectos causados por la imposición de un perfil de velocidades totalmente desarrollado como condición de entrada, lo cual ha sido reportado por otros autores, utilizando geometrías idealizadas [6], [17] y reales [15]. Esto se refleja con altos valores de tensión en la parte superior del cuello de entrada al aneurisma. Justo después de la entrada al saco aneurismático, los patrones de velocidades provocan regiones de bajas tensiones, esta tendencia se mantiene hasta la región del cuello distal, donde la complejidad de la estructura del flujo, ya analizadas, provoca incrementos significativos de las tensiones, principalmente en la pared anterior.

Los valores máximos de tensiones tangenciales durante el ciclo cardíaco se obtienen en la etapa correspondiente al máximo sistólico ($t = 0.304\text{ s}$), donde, como ya fue analizado, las velocidades y los gradientes espaciales de ésta son mayores. Los patrones de flujo completamente adheridos a la pared arterial, producen valores positivos de tensiones en todo el aneurisma cuyo patrón es aproximadamente uniforme hasta la sección próxima al cuello distal. Esta uniformidad es obtenida tanto en la pared anterior como en la posterior. El análisis de la distribución de tensiones en el extremo distal muestra interesantes aspectos. Se debe tener en cuenta, como ya fue analizado, que esta región está caracterizada por patrones de flujo que se contraen a medida que la aceleración convectiva domina el flujo a fin de que pueda satisfacerse la conservación de la masa, lo cual provoca un incremento de las tensiones tangenciales y distribuciones asimétricas de ésta. Como resultado de esto, las regiones de

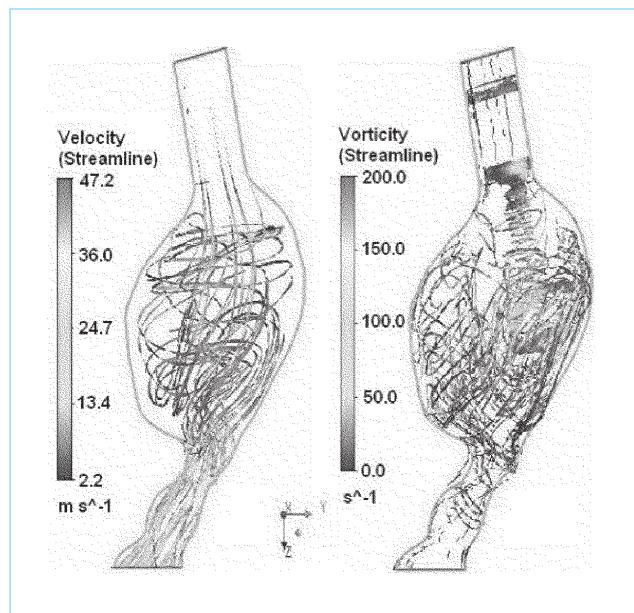


Fig. 4. Líneas de corriente que caracterizan el campo de flujo al final de la desaceleración sistólica,
(a) vorticidad, (b) velocidad.

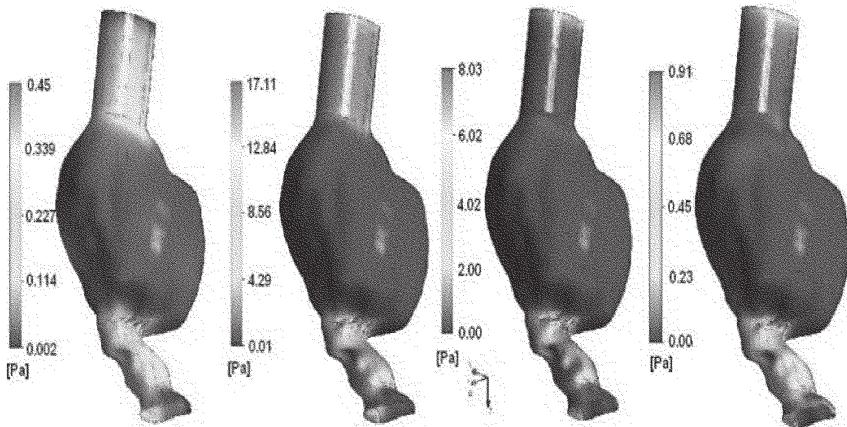


Fig. 5. Distribución del esfuerzo tangencial de pared para diferentes etapas del ciclo cardíaco.

ocurrencia de los máximos de tensiones tangenciales de pared se obtienen en el extremo distal de la pared anterior del aneurisma, como se indica en esta figura. Las restantes etapas del ciclo cardíaco analizadas ($t = 0.4$ s y $t = 0.7$ s) muestran comportamientos similares cualitativamente. Estos resultados muestran que durante el ciclo cardíaco las tensiones varían en un 30%.

3.3. Factores biomecánicos asociados a la asimetría y riesgo de ruptura

Los factores biomecánicos (FB) o determinantes biomecánicos (DB) definen el estado general de un aneurisma y caracterizan cuantitativamente como evoluciona al compararse con un estado de desarrollo previo que, usualmente, se corresponde con el periodo de seguimiento (un año en media). La geometría de los aneurismas está muy relacionada con algunos de los FB que caracterizan su proceso evolutivo y, consecuentemente, constituyen indicadores del riesgo de ruptura.

En un trabajo pionero en este sentido [10], los autores proponen un método para abordar el complicado y multifactorial fenómeno de predecir la ruptura de AAA, a través de un término personalizado y dependiente del tiempo, al que denominaron *parámetro de severidad*, $PS(t)$. Este indicador integra ocho FB, los cuales fueron definidos conceptual y matemáticamente y consideran factores geométricos y estructurales que caracterizan el desarrollo evolutivo de los AAA. Recientemente en [18] se ha propuesto un método para estimar el riesgo de ruptura, el cual está basado solamente en los

parámetros geométricos. La hipótesis desarrollada por los autores se refiere a como el AAA se define conceptualmente como una deformación de la aorta, sus parámetros geométricos pueden caracterizar el mismo desde el punto de vista geométrico y está bien documentado que la geometría del AAA tiene una fuerte influencia en las posibilidades de ruptura. Los principales parámetros geométricos (definidos en la figura 1), fueron adecuadamente relacionados para definir los biodeterminantes geométricos. Tasa de deformación χ , índice de asimetría β , índice de dilatación γ , razón superficial AAA/TIL (tombo intraluminal) λ , tasa de crecimiento ϵ y espesor relativo t . El método para la predicción del riesgo de ruptura basado en la geometría del AAA se resume a continuación: una vez definidos los biodeterminantes geométricos se clasificaron en cuatro intervalos, los que están relacionados con el nivel de riesgo ponderado NRP , que evalúa el peso de cada intervalo en las posibilidades de ruptura. Igualmente, los DB tienen asociado un coeficiente de ponderación que considera el peso de cada determinante en el riesgo de ruptura, ω_i . Los valores de NRP para cada $DB(i)$ fueron obtenidos a partir de una amplia revisión de la información disponible en la literatura y consultada con especialistas. Los valores relativos a ω_i se definieron teniendo en cuenta los resultados presentados por [19]. Esta información es resumida en la tabla 1, donde se muestra una caracterización de los principales factores biomecánicos asociados a la geometría de los AAA. Para mayor información consultar [18].

Con estos elementos, el indicador numérico y personalizado que define el riesgo de ruptura de un AAA en un determinado estadio de desarrollo, se expresa como el sumatorio del coeficiente de ponderación multiplicado por el valor del nivel de riesgo ponderado para cada factor biomecánico, de acuerdo con la ecuación 6. Este indicador se ha denominado *índice de ruptura* ($IR(t)$), y su valor está entre 0 (cuando el valor tiende a cero significa que existe bajo riesgo de ruptura) y 1 (a media que el valor tiende a 1, el aneurisma se define en estado peligroso de ruptura):

$$IR(t) = \sum_{i=1}^6 \omega_i NRP_i \quad (6)$$

Tabla 1. Definición de los factores geométricos asociados a la geometría de los AAA.

FBG	Definición	Valores umbrales del riesgo de ruptura				Coeficiente de ponderación, ω_i
		Bajo riesgo	Riesgo medio	Riesgo alto	Peligroso	
Tasa de deformación, χ	$\frac{D}{d}$	1.20-1.70	1.71-2.30	2.31-3.29	>3.3	0.35
Asimetría, β	$\frac{D - L_A}{L_A}$	1.0-0.9	0.8-0.7	0.6-0.5	<0.4	0.10
Índice de dilatación, γ	$\frac{D}{L}$	>0.75	0.74-0.69	0.68-0.61	<0.6	0.10
Relación área TIL/AAA, γ	$\frac{D^2 - D_L^2}{D^2}$	0.10-0.24	0.25-0.44	0.45-0.61	>0.62	0.10
Espesor relativo, t	$\frac{t}{D}$	0.050-0.042	0.041-0.025	0.024-0.011	<0.01	0.10
Tasa de crecimiento, ϵ	$\frac{D_C - D_P}{T}$	0.10-0.17	0.18-0.30	0.31-0.49	>0.5	0.25
Nivel de riesgo ponderado, NRP_i		0.1	0.3	0.7	1	

Para conocer el grado de desarrollo del aneurisma y las posibilidades de ruptura, se establecen 4 rangos. Si $IR(t) < 0.2$, el riesgo que presenta el aneurisma es muy bajo, no sugiriéndose ninguna acción. Cuando está en el rango entre 0.2 a 0.45, el riesgo de ruptura es bajo, por lo que el paciente debe ser mantenido bajo observación. Cuando el valor es mayor de 0.45, el médico facultativo debe, sin duda, considerar someter al paciente a una reparación electiva. Si se alcanza el valor de 0.7 o mayor, se considera que el aneurisma está en zona de peligro, la ruptura puede ocurrir en cualquier momento y debe procederse a la intervención quirúrgica de inmediato. También se recomienda que cuando el valor de $IR(t)$ sea mayor que 0.45, se consideren otros síntomas que pueda presentar el paciente como dolores abdominales y de espalda, vómitos, etc., los que pueden ser indicativos de ruptura.

Un aspecto importante del método es que, en el caso de que no se disponga de algún dato relativo a los parámetros geométricos, se produce un ajuste automático del algoritmo, para emplear en el cálculo del $IR(t)$ sólo los BD asociados a

los parámetros disponibles, ponderando el resultado final de acuerdo a los parámetros geométricos que emplea.

3.4. Caracterización geométrica del aneurisma

Teniendo en cuenta la metodología propuesta en ese trabajo, se realizará a continuación la caracterización geométrica del aneurisma, calculándose los factores biomecánicos asociados y el estado general de riesgo de ruptura.

1. Diámetro máximo transversal, D . Es el diámetro que define el crecimiento del aneurisma y constituye actualmente el principal criterio médico para evaluar la necesidad de intervención quirúrgica en aneurismas asintomáticos. Su valor es 45.25 mm, por lo que se puede considerar un aneurisma de tamaño medio, cercano al valor umbral de reparación. Teniendo en cuenta que la ruptura de los aneurismas está relacionada con la deformación arterial real y el diámetro de la arteria aorta varía en un rango entre 1.5 y 2.5 cm, es obvio que considerar sólo el diámetro máximo no es representativo del grado de evolución del aneurisma y por

tanto de su posibilidad de ruptura. Por lo tanto, para mejorar la exactitud en la evaluación de la deformación arterial se establece el parámetro tasa de deformación χ , definido como relación entre D y d . Para este caso, $\chi = 2.9$, lo que de acuerdo con el método se ubica en el rango que caracteriza a aneurismas con alto riesgo de ruptura. Su coeficiente de ponderación ω_i es de 0.35, lo que implica que es un parámetro muy importante.

2. Longitud del aneurisma, L . Es la longitud del segmento aórtico que se ha deformado y que representa el AAA. No constituye un DB en sí, pero se utiliza directa o indirectamente en el cálculo de alguno de ellos. Para el presente estudio su valor es de 57.11 mm. A partir de la caracterización geométrica realizada se pudo determinar los valores de $L_A = 29.62$ mm y $L_P = 15.63$ mm.
3. Índice de asimetría, β . Para este caso, $\beta = 0.528$, lo cual indica que el aneurisma presenta alto riesgo de ruptura. Al evaluar esta condición se observa que este valor está muy próximo del valor umbral superior del intervalo que define el nivel de riesgo peligroso (0.5). El coeficiente de ponderación de este DB es de 0.07 (no muy relevante).
4. Índice de dilatación, γ . Relaciona el diámetro máximo del aneurisma D con su longitud, L . Su valor es 0.79, lo cual indica, de acuerdo con la tabla 1, que el riesgo de ruptura es bajo, aunque está próximo al nivel medio de riesgo. El peso de este parámetro en el riesgo de ruptura es relativamente bajo e igual a 0.1.

La tabla 2 muestra un resumen de los resultados obtenidos que permite, en primer término, hacer una valoración íntegra del estado de desarrollo de este aneurisma.

Del análisis de los resultados para cada DB individual se sugiere que aunque el diámetro máximo transversal no está aún en el valor umbral que indica someter al paciente al tratamiento de reparación, el aneurisma presenta un nivel de deterioro importante, con alta posibilidad de ruptura en cualquier momento, posiblemente como consecuencia de la conjugación de otros factores biológicos y mecánicos.

Tabla 2. Comportamiento individual de los DB relacionados con la geometría.

DB	Valor	Nivel de riesgo	Ponderación DB _i	Ponderación ω _i
$i = \chi$	2.900	alto	0.7	0.35
$i = \beta$	0.528	bajo	0.7	0.07
$i = \gamma$	0.790	bajo	0.1	0.10

Como ya fue señalado, el diseño de este método permite el cálculo del $IR(t)$ independientemente de la cantidad de BD disponibles. Por lo tanto, adecuando la ecuación 6 a los tres DB relacionados con la geometría del AAA que han sido determinados, se obtiene que el valor máximo posible de $IR(t)$ es de 0.52. Para el aneurisma en estudio el valor de $IR(t)$ es de 0.304. Extrapolando el resultado general (que considera los 8 DB con sus respectivos coeficientes de ponderación) a este caso particular (sólo los 3 DB relacionados con la geometría) se obtiene que el valor del parámetro de severidad es 58.5%, por lo que se ubica en el rango de 0.45-0.7, existiendo por lo tanto alto riesgo de ruptura y el paciente debe estar sometido a estrecha observación. La tendencia de este resultado del $IR(t)$ es coincidente con el que fue realizado para cada DB de forma individual. La validez del método se corroboró ya que durante el seguimiento, el paciente fue sometido a un tratamiento de reparación de emergencia por rotura de la pared anterior, aun cuando la práctica clínica actual no prevé la ocurrencia de la ruptura.

4. Conclusiones

En el presente trabajo se realizó un estudio numérico para determinar la influencia de la geometría de los aneurismas de aorta abdominal (AAA), en las posibilidades de ruptura, utilizando un modelo constitutivo de la sangre de tipo pulsátil, incompresible, homogéneo, laminar y newtoniano. Para esto se utilizó un modelo geométrico real de aneurisma obtenido a partir de la transformación de la información obtenida mediante tecnología por tomografía computarizada (TC) utilizando el programa InVensalius. Este aneurisma, atendiendo al grado de desarrollo que presenta, se caracteriza por su asimetría. La investigación se apoyó fundamentalmente en el análisis de los patrones de campo de flujo, con énfasis en el comportamiento de las estructuras de vórtices y regiones de recirculación, el estudio de la distribución de las tensiones tangenciales y el cálculo y análisis de los factores biomecánicos que dependen de los parámetros geométricos del aneurisma.

La dinámica de las estructuras de vórtices está bien caracterizadas en las etapas del ciclo cardíaco y puede ser resumida a partir de considerar la existencia de vórtices residuales del ciclo anterior en el siguiente ciclo. Al inicio de la aceleración sistólica, ocurre un movimiento de los vórtices (residuales) hacia la región de la pared anterior del aneurisma, los que están acompañados con zonas de recirculación dominantes en el saco aneurismático. Con el aumento de la velocidad del flujo sanguíneo los vórtices forman un lazo alrededor del núcleo del chorro que atraviesa el aneurisma, lo que provoca la eyección de los vórtices aguas arriba. En etapas siguientes, estas estructuras se desplazan hacia el centro y hacia la región de salida del aneurisma,

desplazamiento que ejerce una importante influencia sobre esta superficie. Este comportamiento se ve igualmente reflejado en la distribución de tensiones tangenciales, las cuales muestran sus mayores valores en esta región, los que se incrementan con el aumento del grado de asimetría.

El análisis integral de los diferentes factores biomecánicos que caracterizan la geometría de los aneurismas de aorta abdominal constituye un indicador fiable para evaluar las posibilidades de su ruptura. Los resultados obtenidos demuestran que un aneurisma, cuyo diámetro máximo transversal no está en el rango caracterizado por la práctica médica como peligroso, puede presentar alto riesgo de ruptura cuando se analiza integralmente la influencia de otros factores geométricos.

De los tres DB estudiados que están relacionados con la geometría, dos de ellos (tasa de deformación χ e índice de asimetría β) indican que el aneurisma presenta alto riesgo de ruptura, siendo χ más relevante, por lo cual se le ha asignado un coeficiente de ponderación mayor.

El índice de dilatación γ , por otro lado, presenta un nivel de riesgo bajo.

El valor del índice de ruptura, $IR(t)$, definido para considerar las características geométricas del aneurisma es del orden del 57.6%, lo cual indica que el paciente debe estar sometido a una estrecha observación atendiendo al grado de deterioro del aneurisma.

En cuanto a trabajo futuro, al análisis numérico puede ser realizado por diversos métodos que permiten hacer modelos más reales [20]. Esto es debido a que la información puede ser tomada directamente de los pacientes, considerando la geometría real y asignando las propiedades mecánicas de acuerdo a los tejidos observados. Sin embargo, dichas propiedades mecánicas deben ser determinadas con la mayor precisión posible. Éstas son muy sensibles a la edad del paciente y a la velocidad de aplicación de la carga, entre otros factores [21, 22]. El carácter viscoelástico de los materiales biológicos juega un papel protagónico en la evaluación de la integridad estructural. Por otra parte, el flujo sanguíneo tiene sus propias características. Esto complica el análisis.

Agradecimientos

Los autores de este trabajo agradecen al Ministerio de Ciencia e Innovación de España el apoyo financiero para la realización del presente trabajo, a través del proyecto PTQ06-2-0218, a la Junta de Castilla y León, mediante el proyecto "Simulación Avanzada de Sistemas Deformables II" y al ISPJA-E-Cuba con el proyecto Modelación del Proceso Evolutivo de Aneurismas Cerebrales y Aórticos Utilizando MEF".

Referencias

- [1] A.B. Newman, A.M. Arnold, G. L. Burke, D. H. O'Leary, y T. A. Manolio, "Cardiovascular disease and mortality in older adults with small abdominal aortic aneurysm detected by ultrasonography", *Ann Intern Med*, vol. 134, núm. 3, 2001, pp. 182-190.
- [2] T. Taylor, y T. Yamaguchi, "Three-dimensional simulation of blood flow in an abdominal aortic aneurysm using steady and unsteady computational methods", *Advances in Bioengineering*, ASME BED-22, 1992, pp. 229-232.
- [3] E. Finol, y C. Amon, "Secondary flow and wall shear stress in three-dimensional steady flow AAA", *Advances in Bioengineering*, ASME BED-51, IMECE2001/BED-23013, 2001.
- [4] C. M. Scotti, J. Jimenez, J., S. C. Muluk, y E. A. Finol, "Wall stress and flow dynamics in abdominal aortic aneurysms: finite element analysis vs. fluid-structure interaction", *Computed Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 11, núm. 3, 2008, pp. 301-322.
- [5] P. Rissland, Y. Alemu, S. Einav, J. Ricotta, y D. Bluestein, "Abdominal aortic aneurysm risk of rupture: patient-specific FSI simulation using anisotropic model", *J. of Biomed. Eng.*, 131, 2009, pp. 152-162.
- [6] E. A. Finol, K. Keyhani, y C. H. Amon, "The effect of asymmetry in abdominal aortic aneurysm under physiologically realistic pulsatile flow conditions", *J. of Biomechanical Eng.*, vol. 125, núm. 2, 2003, pp. 207.
- [7] R. Peattie, y E. Bluth, "Experimental study of pulsatile flows in models of abdominal aortic aneurysms", *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 20, 1998, pp. 367-370.
- [8] S. Ubal, C. Fresno, A. Bregains, M. Berli, D. Campana, y J. Di Paolo, "Análisis de la influencia de la frecuencia cardíaca sobre el flujo en arterias con estenosis", *Mecánica Computacional XXV*, 2006, pp. 783-790.
- [9] E. Di Martino, G. Guadani, A. Fumero, G. Ballerini, R. Spirito, P. Biglioli, y A. Redaelli, "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 Eng & Physics*, 23, 2001, pp. 647-655.
- [10] C. Kleinstreuer, y L. Zhonghua, "Analysis and computer program for rupture-risk prediction of abdominal aortic aneurysms", *BioMedical Engineering OnLine*, vol. 5, núm. 19, 2006. Consultado en junio de 2011.
- [11] K. Pelktold, M. Resch, y H. Florian, "Pulsatile non-Newtonian flow characteristics in a three-dimensional

- human carotid bifurcation model", *J. Biomech. Eng.*, 113, 1991, pp. 464-475.
- [12] C. Mills, I. Gabe, J. Gault, D. Mason, J. Ross, E. Braunwald, y J. Shillingford, "Pressure-flow Relationships and Vascular Impedance in Man", *Cardiovasc. Res.*, 4, 1970, pp. 405-410.
- [13] E. A. Finol, y C. H. Amon, "Flow-induce wall shear stress in abdominal aortic aneurysms: Part II - pulsatile flow hemodynamics", *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 5, 2002, pp. 329-328.
- [14] J. E. Moore, y D. N. Ku, "Pulsatile velocity measurements in a model of the human abdominal aorta under resting conditions", *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 116, 2004, pp. 337-346.
- [15] Y. Papaharilaou, J. A. Ekaterinaris, E. Manousaki, y A. N. Katsamouris, "A decoupled fluid structure approach for estimating wall stress in abdominal aortic aneurysm", *Journal of Biomechanics* 40, 2007, pp. 464-75.
- [16] C. M. Scotti, A. D. Shkolnik, S. C. Muluk, y E. A. Finol, "Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms: effects of asymmetry and wall thickness", *BioMedical Engineering OnLine*, 2005, consultado en marzo de 2011.
- [17] G. Vilalta, F. Nieto, M. Rodríguez, L. M. Lipsa, y J. O'Connor, "Hemodinámica de aneurismas de aorta abdominal y caracterización morfométrica como posible indicador de ruptura", *Revista Cubana de Ingeniería*, vol. 1, núm. 3, 2010, pp. 15-24.
- [18] G. Vilalta, F. Nieto, C. Vaquero, J. A. Vilalta, y M. A. Pérez, "Patient-specific clinical assessment of abdominal aortic aneurysm rupture risk based on its geometric parameters", En *Proceedings de 8th International Conference on Biomedical Engineering*, Innsbruck-Austria, febrero 16-18, 2011.
- [19] C. Vaquero, "Factores geométricos y su incidencia en Aneurismas de Aorta Abdominal. Estudio preliminar". Reporte interno 33/09 del Hospital Clínico de Valladolid, 2009.
- [20] J. A. Beltrán-Fernández, L. H. Hernández- Gómez, G. Urriolagoitia-Calderón, A. González-Rebatú, G. Urriolagoitia-Sosa, M. M. Galán Vera y E. Escalante-Rodríguez. Assessment of the Structural Integrity of C3-C5 Cervical Porcine Vertebrae Model Based on 2D Classic CAD, 3D Scanner and 3D Computed Tomography. En A. Öchsner *et al.* (eds.), *Analysis and Design of Biological Materials and Structures, Advanced Structured Materials*, 14, Springer-Verlag Berlin Heidelberg. Part 1, 3-17, 2012.
- [21] L. H. Hernández-Gómez, J. A. Beltrán Fernández, G. Urriolagoitia-Calderón, A. González-Rebatú, M. M. Galán-Vera, G. Urriolagoitia-Sosa. "Biomechanical Characterization of a Cervical Corporectomy using Porcine Specimens, following an Experimental Approach". *Key Engineering Materials* vol. 478, 103-111, 2011.
- [22] J. A. Beltrán-Fernández, L. H. Hernández-Gómez, G. Urriolagoitia-Calderón, A. González-Rebatú, G. Urriolagoitia-Sosa. "Biomechanics and numerical evaluation of cervical porcine models considering compressive loads using 2D classic computer tomography CT, 3D scanner and 3D computed tomography". *Applied Mechanics and Materials*. vols. 24-25, 287-295, 2010.