

Hemodinámica de aneurismas de aorta abdominal y caracterización morfométrica como posible indicador de ruptura

Guillermo Vilalta Alonso

Correo electrónico:guivil@cartif.es

Fundación CARTIF, Centro Tecnológico, División de Ingeniería Mecánica, Parque Tecnológico de Boecillo, España

Félix Nieto

Fundación CARTIF, Centro Tecnológico, División de Ingeniería Mecánica, Parque Tecnológico de Boecillo, España

Melchor Rodríguez Madrigal

Correo electrónico:melchor@mecanica.cujae.edu.cu

Instituto Superior Politecnico José Antonio Echeverría, Cujae, Ciudad de La Habana, Cuba

Laurentiu Lipsa

Fundación CARTIF, Centro Tecnológico, División de Ingeniería Mecánica, Parque Tecnológico de Boecillo, España

Joan O'Connor Blanco

Correo electrónico:joan@icmf.inf.cu

Universidad de La Habana, Cuba

Resumen

La ruptura de aneurismas de aorta abdominal (AAA) representa un evento clínico muy importante resultante de las modificaciones estructurales de la pared arterial que provocan un debilitamiento de la pared arterial en combinación con las presiones hemodinámicas que actúan sobre esta. En un esfuerzo por aumentar la comprensión sobre este complejo fenómeno, en el presente trabajo se estudia la influencia del grado de asimetría de los aneurismas de aorta abdominal, en los patrones de comportamiento de los principales factores hemodinámicos. Para esto, se han evaluado cuatro modelos geométricos no realistas de AAA con diferentes grados de asimetría, sometidos 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 esta modifica los campos de velocidades y de tensiones hemodinámicas, en el interior del saco aneurismático. Se presenta una explicación de las modificaciones de las estructuras vorticales y de la distribución de tensiones durante el ciclo cardíaco, cuyos resultados confirman que la asimetría de los aneurismas de aorta abdominal es uno de los principales factores que influyen en su ruptura. Por otro lado, en el trabajo se abordan las bases para establecer un método que, a partir de la morfometría de los AAA, permita determinar un indicador numérico que caracterice el grado de evolución y el posible riesgo de ruptura de aneurismas, independientemente de su tamaño. Se esbozan los resultados iniciales de validación del método, sus actuales limitaciones y la proyección a corto plazo para continuar desarrollando el método.

Palabras clave: AAA, morfometría, riesgo de ruptura, factores biomecánicos

Recibido: enero 2010

Aprobado: marzo 2010

INTRODUCCIÓN

El proceso evolutivo de los aneurismas de aorta abdominal (AAA) es un complejo proceso donde intervienen múltiples factores relacionados, fundamentalmente con la remodelación

estructural de la pared arterial. En ciertas condiciones específicas y aún no totalmente comprendidas, asociadas a una progresiva degradación de la pared aórtica combinada con factores hemodinámicos, 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 "aviso previo", por lo que es altamente valorado cualquier esfuerzo que se realice en el sentido de aumentar la comprensión sobre los fenómenos asociados a la ruptura de los mismos.

Actualmente, desde el punto de vista clínico los indicadores utilizados para evaluar el riesgo de ruptura de un aneurisma son el diámetro máximo transversal y su tasa de crecimiento. Cuando estos valores son del orden de 5-5,5 cm [1] y de 0,5-1 cm/año (independientemente del tamaño) respectivamente, el paciente es sometido a una intervención quirúrgica. Caso contrario se mantiene en observación, sometido a chequeos periódicos. Sin embargo, existe consenso [2] que estos indicadores no son precisos y en no pocas ocasiones fallan. Por ejemplo [3] establecen que entre un 10-24% de pequeños aneurismas (< 5cm de diámetro máximo) rompen. Por otro lado, [4] publica un estudio de un aneurisma de 10 cm de diámetro (sin que haya roto), caso este, totalmente inusual desde el punto de vista clínico.

Debido a esto, en los últimos años se está realizando un intenso esfuerzo de investigación en la integración de los modelos a diferentes escalas que permitan mejorar la predicción de la ruptura de aneurismas. En este sentido, varios factores individuales y biomecánicos han sido propuestos y estudiados [5-7] con el objetivo de evaluar cuál es la real influencia de estos sobre el proceso evolutivo (formación, desarrollo y posible ruptura) de los mismos. Algunos de estos factores están relacionados con la deformación que sufre la arteria aorta desde su condición fisiológicamente sana hasta un determinado estado de desarrollo de la patología. De forma general, los principales parámetros geométricos que caracterizan el aneurisma son: la longitud total del aneurisma L_{AAA} , el espesor de la pared e y el diámetro máximo transversal d_{MAX} , AAA asociado al diámetro del cuello aórtico, d_{AA} . Los aneurismas son esencialmente asimétricos debido a la restricción del movimiento, impuesta por las vértebras lumbares, por lo cual el índice de asimetría es considerado como uno de los factores biomecánicos más importantes. La propia definición de la asimetría de los aneurismas condiciona la existencia de una superficie aneurismal muy compleja que ejerce una gran influencia en las principales variables mecánicas asociadas a la integridad estructural de la pared. Conforme [8], la asimetría de los aneurismas provoca una distribución de máximo de tensiones tangenciales de pared que crece no linealmente e induce el surgimiento de flujos secundarios durante la diástole. Asimismo, ha sido reportado [9] que un aneurisma asimétrico con una distribución no uniforme de espesor de la pared debería estar expuesto a mayores tensiones mecánicas, aumentando el riesgo de ruptura si se compara con uno de espesor constante.

Otro importante factor relacionado con la geometría del aneurisma es el índice de dilatación, definido como la relación entre el diámetro máximo y la longitud anterior del aneurisma. Observaciones clínicas indican que hay una relación inversa entre el índice de dilatación y el riesgo de ruptura. En [10] se reporta que los valores umbrales del índice sacular para tratamiento de reparación y ruptura es 0,6 y 0,7 respectivamente.

La falta de comprensión de todos los procesos que están relacionados con el desarrollo de los aneurismas, ha imposibilitado la definición de un índice de riesgo de ruptura de aneurismas de aorta abdominal que sea suficientemente fiable y que permita mejorar la gestión clínica de esta patología. La estimación precisa del riesgo de ruptura de AAA, requiere de una detallada información personalizada del paciente, así como de las propiedades materiales de la pared arterial, del trombo intraluminal, las que están relacionadas con los factores de riesgos asociados a esta patología.

Atendiendo a estos aspectos, en el presente trabajo se estudia la influencia de la asimetría de los aneurismas de aorta abdominal, en la dinámica del flujo sanguíneo en el interior del saco aneurismático y cómo este comportamiento puede influir en el potencial de ruptura de los aneurismas.

MÉTODOS Y MATERIALES

Dominio computacional

Durante la realización del presente trabajo, se utilizaron cuatro geometrías no realistas de aneurismas las que difieren en el grado de asimetría, y fueron generadas en CATIA V.5R19 (Dessault Systèmes, Paris). Para la generación de estos modelos, y como método para la validación del modelo computacional, fue utilizado el método propuesto en [9], donde se define el grado de asimetría β según la ecuación (1):

$$\beta = \frac{r}{R} \quad (1)$$

siendo r y R los radios medidos en la sección media del saco aneurismático, desde el eje axial (z) entre las paredes posterior y anterior respectivamente. El dominio que representa el fluido (sangre) está caracterizado por una sección circular paralela al plano xy , cuyo diámetro representativo de la entrada y salida es constante e igual a $d = 2$ cm y por un diámetro máximo de $D = 3$ d, ubicado en la sección media del saco aneurismático. Puede notarse que al hacer esto, se asume que cada modelo que representa el aneurisma, tiene un diámetro máximo transversal mayor que el valor umbral, por lo cual se encuentra en el rango adecuado para ser sometido a reparación quirúrgica, según la práctica médica actual y favorece el análisis de las tendencias de los diferentes factores geométricos con el riesgo de ruptura. La geometría que define este dominio, está representada por la ecuación (2) que caracteriza el diámetro correspondiente a cada sección transversal, $d(z)$ y

la asimetría representada por la desviación del centroide en el eje y , δz .

$$d(z) = \left\{ \begin{array}{l} d \left(\cos \left(\frac{\pi}{3d} (z - 6d) \right) + 2 \right) \\ d \end{array} \right\}$$

$$\delta z = \frac{3}{4} \left(\frac{1-\beta}{1+\beta} \right) (d(z) - d) \quad (2)$$

$$3d \leq z \leq 9d$$

$$0 \leq z < 3d; \quad d \leq z < 12d$$

La figura 1 muestra el modelo geométrico para $\beta = 0,2$ utilizado en el presente trabajo, siendo L la longitud del aneurisma y L_T la longitud total del segmento aórtico.

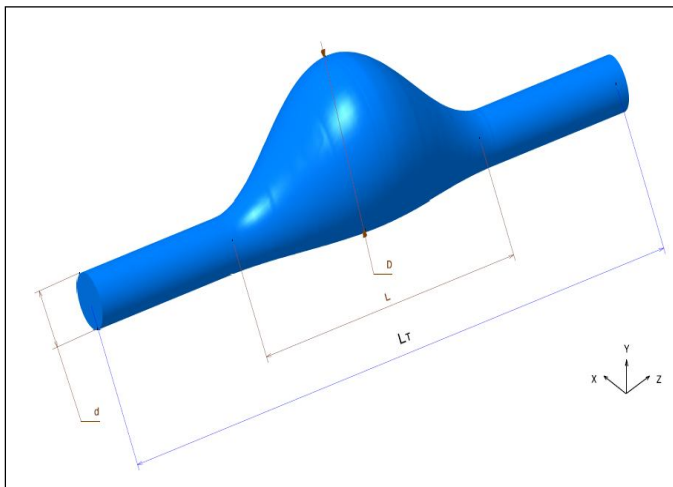


Fig. 1. Modelo de AAA, con grado de asimetría $\beta = 0,2$.

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, a las que se le aplicaron las siguientes consideraciones: homogeneidad, incompresibilidad, comportamiento newtoniano y pulsátil, en ausencia de fuerzas de campo, con densidad, $\rho = 1\,050 \text{ kg/m}^3$ y coeficiente de viscosidad dinámica, $\mu = 0,004 \text{ Pa.s}$. Estas ecuaciones, en su forma compacta, se representan por las ecuaciones (3) y (4).

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (3)$$

$$\frac{Du}{Dt} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 u \quad (4)$$

donde:

u : Vector velocidad.
 p : Presión.

El pulso usado fue medido, in vivo, utilizando un Doppler US realizado a un paciente con aneurisma. La serie discreta de Fourier del pulso medido puede ser expresada como:

$$Q(t) = Q_o + \sum_{n=1}^{16} a_n \cos \left(n \frac{2\pi}{T} t \right) + \sum_{n=1}^{16} b_n \sin \left(n \frac{2\pi}{T} t \right) \quad (5)$$

donde:

Q_o : Componente del caudal correspondiente a la componente permanente del flujo.

$N=16$: Representa el número de modos de Fourier usados

T : Período del pulso medido.

A partir de la ecuación (5), fue calculado el perfil temporal de velocidades, totalmente desarrollado, utilizando la teoría de Womersley. [11]

$$u(r,t) = \frac{2Q_o}{A} \left(1 - \frac{r^2}{Ra^2} \right) + \sum_{n=1}^N \frac{Q_n}{A} \left[\frac{1 - \frac{J_0(\alpha_n i^{3/2} r/Ra)}{J_0(\alpha_n i^{3/2})}}{1 - \frac{2J_1(\alpha_n i^{3/2})}{\alpha_n^{3/2} J_0(\alpha_n i^{3/2})}} \right] e^{in\omega t} \quad (6)$$

siendo J_0 y J_1 las funciones de Bessel de primer tipo de orden 0 y 1 respectivamente, A es el área de la sección transversal, R_a el radio representativo de la aorta no deformada y α_n es el parámetro de Womersley. El perfil resultante se muestra en la figura 2.

Método numérico

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

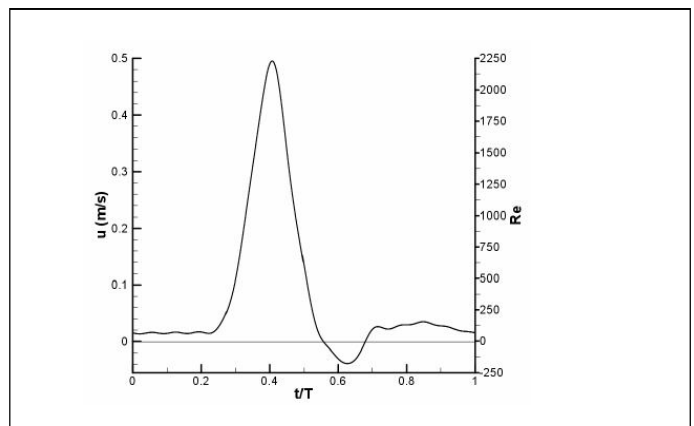


Fig. 2. Pulso en velocidad utilizado en el presente estudio.

El método de integración temporal utilizado es el *second order backward Euler*, con un tiempo de paso (*timestep*) de 0,01 s, lo que permitió obtener resultados en intervalos de 1/100 s y un tiempo total de simulación correspondiente a seis veces al ciclo cardíaco. Los resultados utilizados corresponden al último ciclo, donde se comprobó que estos son independientes de las condiciones iniciales consideradas en las simulaciones ($t = 0$ s). Las pruebas para la evaluación de la convergencia de las soluciones, fueron realizadas modificando básicamente los parámetros relacionados con el refinamiento de la malla en los lugares de interés para la dinámica del fluido (regiones de gran curvatura y efectos de pared), comprobándose que cuando la región de pared alcanza el valor de 1/3 del diámetro representativo de la arteria aorta, no se producen significativos cambios en los patrones de flujo. Se han considerado paredes rígidas.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

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, siendo los principales factores que lo caracterizan la distribución de tensiones de pared y la estructura de vórtices.

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 documentado en trabajos que utilizan geometrías realistas [4] y virtuales [12]. Atendiendo a los objetivos del presente trabajo, se considera que la aplicación de un perfil de velocidades parabólico y completamente desarrollado, como el que fue definido, permite caracterizar la hemodinámica en el interior del saco aneurismático.

Para el análisis del campo de flujo en el interior del saco aneurismático, se han seleccionado los modelos que representan los extremos de la asimetría, $\beta = 0,2$ (mayor asimetría) y $\beta = 0,8$ el cual es casi simétrico. Los tiempos estudiados se corresponden con los puntos de mayor interés dentro del ciclo cardíaco, $t = 0,2$ s, $t = 0,4$ s, $t = 0,5$ 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 un punto en la etapa diastólica (4). Se incluye también el análisis correspondiente a $t = 0$ s, por la importancia que tiene en la discusión de los resultados.

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.

Una característica importante de 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 al inicio de cada ciclo ($t = 0$ s)

existen vórtices residuales del ciclo. A medida que disminuye la asimetría, se forma un chorro de flujo que atraviesa la región central del saco aneurismático, generando dos núcleos vorticales de menor tamaño que el existente cuando el aneurisma es más simétrico. Este comportamiento es típico hasta $t = 0,2$ s, aproximadamente. En este momento, ocurre un crecimiento de la región de recirculación, justo antes que se inicie la aceleración sistólica, y que llega a ocupar casi toda la región correspondiente al bulbo aneurismático, aumentando la intensidad, con el nivel de asimetría. De igual forma, en esta etapa existen vórtices de baja velocidad en el extremo convergente del aneurisma, por la pared posterior. Esto resulta en vórtices que forman un lazo alrededor del núcleo de flujo. Por lo tanto, los extremos proximal y distal están caracterizados por velocidades negativas en regiones cercanas a la pared, lo que se supone que es debido a los efectos convectivos que surgen como resultado del cambio de geometría. En la primera mitad de la sístole, el gradiente de presión eyecta vórtices aguas arriba, a medida que el flujo se va acelerando en el tiempo. Las máximas velocidades y gradiente de velocidades son obtenidos en el pico máximo de velocidad, donde un patrón 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, provocan significativas perturbaciones hemodinámicas, las que se inician en la etapa (3).

A mitad del ciclo cardíaco, aproximadamente $t = (0,6)$ 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 abajo del aneurisma. Esto resulta en una extensión de la estela del vórtice 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 esta fase, está caracterizado 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 [8].

Este análisis se complementa con el estudio del efecto de la asimetría en la dinámica de los flujos pulsátiles, la que, como se observa, se corresponde con un patrón de flujo muy complejo. Para la etapa (1), cerca del extremo de salida del aneurisma, existen zonas de recirculación que se extienden hacia la pared anterior provocando una aceleración del flujo en el núcleo central que viaja hacia la pared posterior, actuando fundamentalmente sobre la región de gran curvatura. En el momento de máximo valor del pulso ($t = 0,4$ s), se muestra una significativa variación en el comportamiento de los patrones de flujo, el cual se hace más uniforme sobre la pared posterior y la ampliación de la zona de recirculación y formación de vórtices en la región correspondiente al saco aneurismático. Se observa, aparentemente, la formación de

dos núcleos vorticales. Durante la desaceleración sistólica, la región de recirculación se hace más significativa sobre la pared del aneurisma, lo que tiende a provocar un achatamiento de las estructuras vorticales, las que se acercan al núcleo del flujo que circula desde el cuello de entrada al de salida. Ya en la etapa final del ciclo, se muestra un significativo y asimétrico patrón de recirculación donde los vórtices son arrastrados hacia la salida del aneurisma.

Tensiones tangenciales de pared provocadas por el campo de flujo

La asimetría de los AAA, ejerce una gran influencia sobre la distribución de las tensiones tangenciales de pared. La figura 4, muestra la distribución superficial de tensiones tangenciales para diferentes condiciones de asimetría ($\beta = 0,8$; $\beta = 0,6$ y $\beta = 0,2$ y tiempos de ciclo cardíaco.

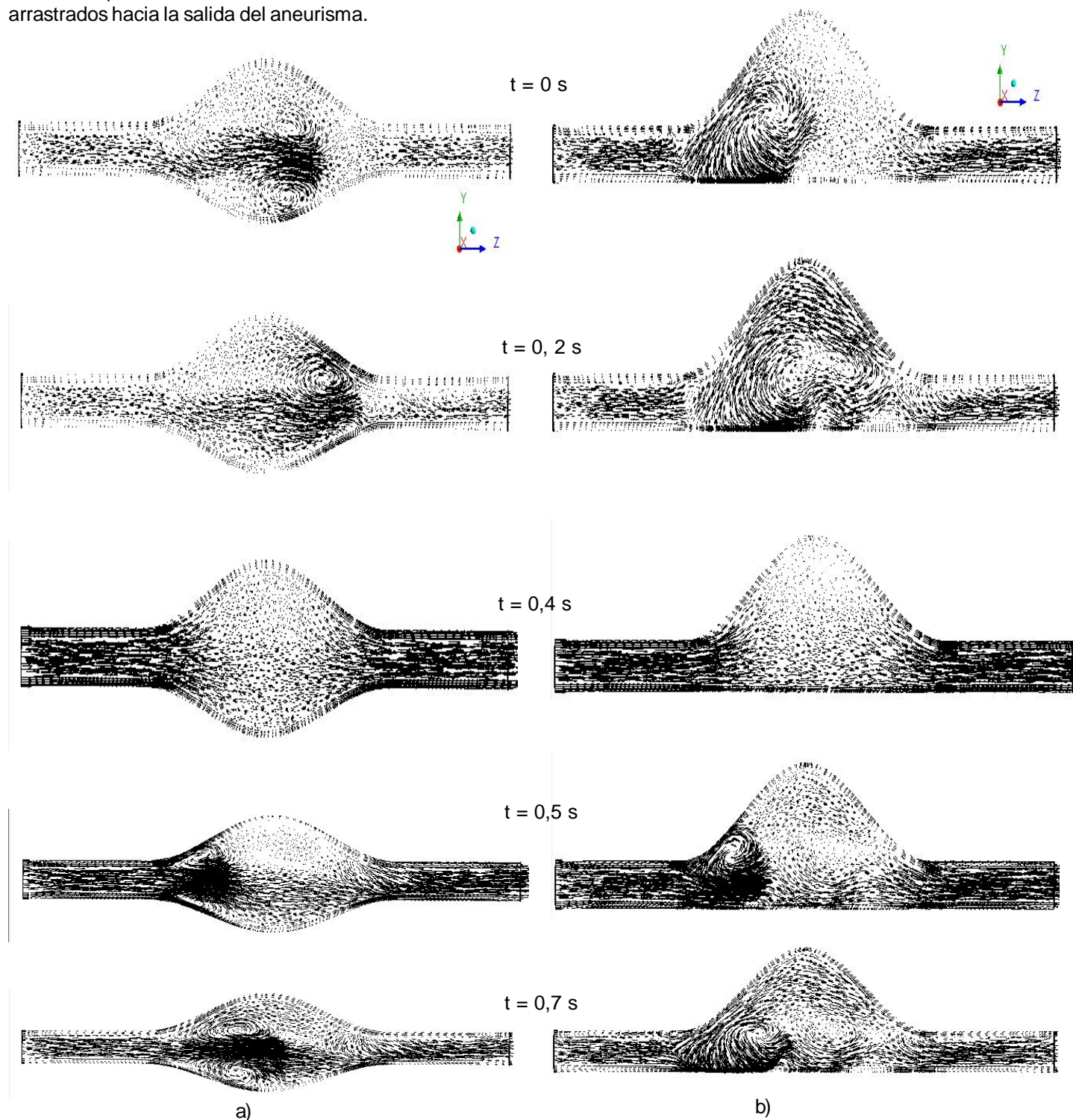


Fig. 3. Vectores velocidad que representan el campo de flujo en el interior de AAA, para valores de asimetría extremos: a) $\beta = 0,2$ y b) $\beta = 0,8$, en diferentes etapas del ciclo cardíaco.

Para $t = 0,2$ s, donde la curva de velocidad pulsátil está próxima a un punto de inflexión, las tensiones tangenciales presentan una distribución relativamente similar, 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. Esto se refleja con altos valores de tensión en el cuello de entrada al aneurisma. Justo después de la entrada al saco aneurismático, los patrones de velocidades provocan regiones de bajas tensiones, las que alcanzan sus valores menores a medida que se modifica la simetría del aneurisma.

Aguas abajo de esta sección de máximo diámetro, el extremo distal se caracteriza por patrones simétricos de flujo y regiones de recirculación las que inducen a gradientes de velocidad no uniformes y a un significativo incremento de las tensiones. Estas perturbaciones de flujo, diferencian el final de la diástole de un ciclo, de la sístole del siguiente, mientras que los vórtices remanentes de un ciclo permanecen en el inicio del siguiente. En las regiones de máximas tensiones tangenciales, estas varían hasta un 15 % aproximadamente, a medida que aumenta el grado de asimetría de los aneurismas.

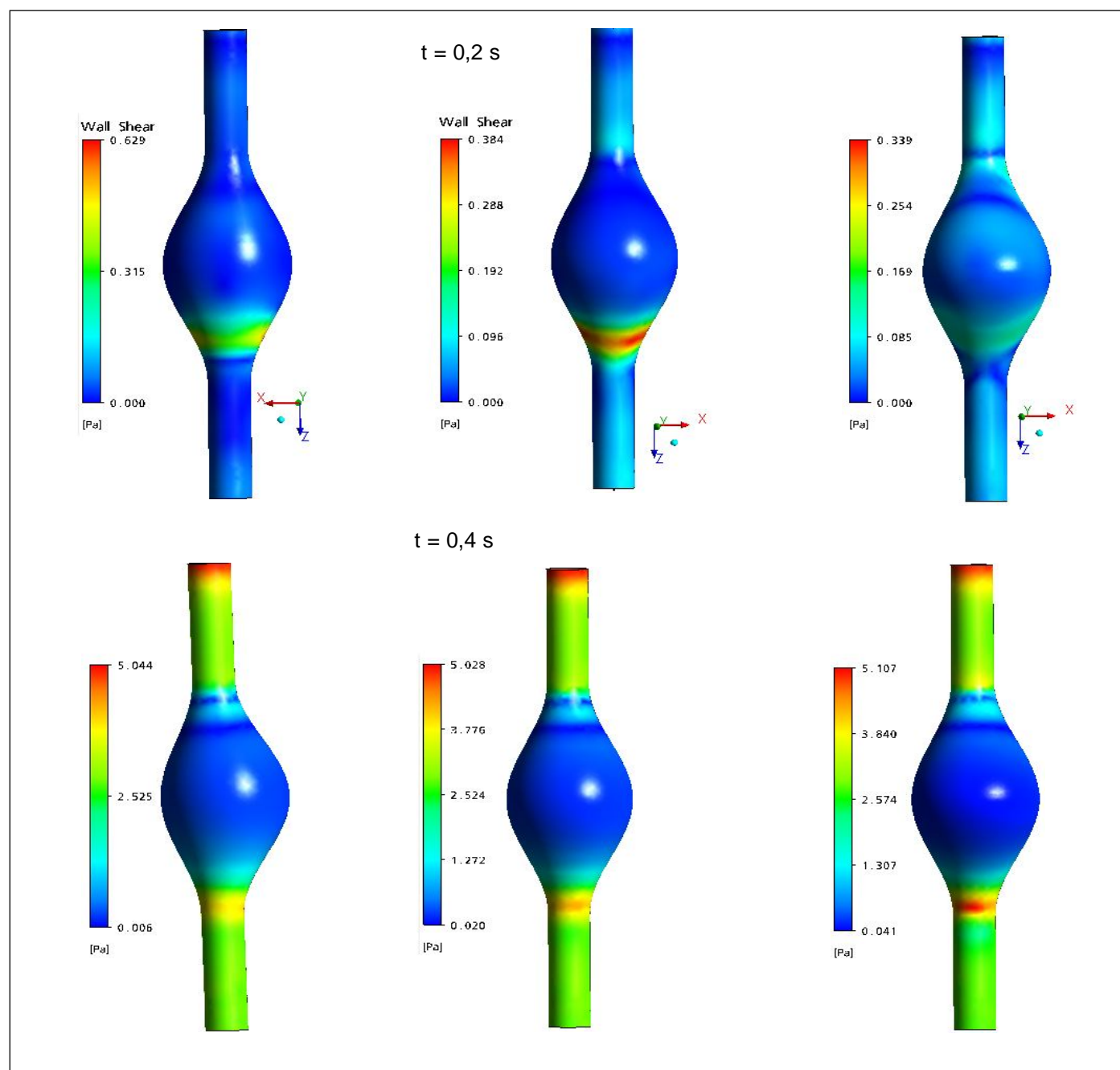


Fig. 4. Distribución de la tensión tangencial de la pared para diferentes índices de asimetría y etapas del ciclo cardíaco: a) $\beta = 0,8$; b) $\beta = 0,6$ y c) $\beta = 0,2$.

Los máximos valores de tensiones tangenciales durante el ciclo cardíaco, se obtienen en la etapa correspondiente al máximo sistólico ($t = 0,4$ s) donde, como ya fue analizado, las velocidades y los gradientes espaciales de esta, 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 media del aneurisma, independientemente del grado de asimetría. Esta uniformidad es obtenida tanto en la pared anterior como 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 esta. Como resultado, las regiones de ocurrencia de los máximos de tensiones tangenciales de pared, se obtienen en el extremo distal de la pared anterior del aneurisma. Los incrementos de tensiones a medida que aumenta la asimetría de los aneurismas, están en el orden de 30 %. Las restantes etapas del ciclo cardíaco analizadas ($t = 0,4$ s y $t = 0,7$ s) muestran comportamientos cualitativamente similares, con incrementos de las tensiones a medida que aumenta la asimetría del orden de 17 %, en ambos casos.

Factores biomecánicos asociados a la morfometría de los AAA como indicadores del riesgo de ruptura

Cuando se analiza el proceso evolutivo de los AAA, se observa que existen varios factores que ejercen una significativa influencia en el mismo, debido a lo cual la evaluación de la variación temporal de estos factores puede constituir un indicador de la evolución de los aneurismas. En este sentido se definen, en su concepto más general, los factores biomecánicos como la variación temporal de un factor que caracteriza cuánto este se aleja de su condición fisiológicamente sana o de un estado de desarrollo previo. Atendiendo a los diferentes niveles de las escalas dimensionales existentes en el cuerpo humano en general y en la patología de aneurisma en particular, se definen tres tipos de factores biomecánicos.

Los *factores biomecánicos biológicos* (FBBs) caracterizan, a nivel molecular y celular, el proceso degenerativo que ocurre en la pared arterial y comprenden las modificaciones en sus propiedades mecánicas y los cambios netos en la matriz extracelular (contenido de elastina y colágeno). Poca información existe de cómo estos factores están relacionados con los factores de riesgos en pacientes con aneurismas, aunque existe consenso de que los principales parámetros que caracterizan estos cambios son: contenido de calcio, estrés oxidativo y las concentraciones de metaloproteína (MMP). [13-16]

Los *factores biomecánicos mecánicos* (FBMs) son aquellos que caracterizan la integridad estructural del aneurisma, al considerar el aneurisma como un elemento mecánico. Para comprender mejor esta definición, es importante recordar que la ruptura de un aneurisma 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. Los principales FBMs son: las tensiones mecánicas, la rigidez de la pared arterial, índice de ruptura potencial y la presencia de trombo intraluminal. Un amplio resumen de estos factores puede ser encontrado en la bibliografía [5, 6].

Los *factores biomecánicos geométricos* (FBGs) caracterizan la morfología y la morfometría de los aneurismas, al relacionar la variación de los principales parámetros geométricos y la forma del aneurisma. Los principales FBGs propuestos en la literatura [17] son: Tasa de deformación, tasa de expansión, índice sacular, índice de asimetría y espesor de la pared arterial.

Atendiendo al carácter multifactorial del proceso evolutivo de los AAA y a la reconocida poca precisión de los métodos que actualmente se emplean para decidir sobre el tratamiento de pacientes con aneurismas, se está imponiendo en el mundo la idea de integrar, en un indicador, los factores característicos de las diferentes escalas con el objetivo de obtener de la forma más realista, rápida y fiable posible, cómo estos se encuentran interrelacionados y cuál es su real influencia en el proceso estudiado.

Esta idea, aunque novedosa e interesante, no deja de ser compleja y depende de un amplio esfuerzo multidisciplinar, donde no siempre están disponibles todos los recursos necesarios. En un primer intento de mejorar la precisión en la evaluación de riesgo de ruptura utilizando solo una parte de la información necesaria para análisis más complejos, se propone emplear los FBGs como indicadores de grado de evolución y desarrollo de los aneurismas. Dicha propuesta se fundamenta en que los parámetros geométricos que caracterizan el aneurisma y sus correspondientes factores biomecánicos, son de fácil comprensión y determinación, su procesamiento es instantáneo y se basa en información personalizada de pacientes.

El procedimiento propuesto, se basa en la siguiente metodología:

Inicialmente, y después de definir los principales parámetros geométricos, se analizó la forma más apropiada de relacionarlos, a partir de lo cual se establecieron los factores biomecánicos asociados a la morfología y la morfometría (las referencias geométricas se muestran en la figura 1).

1. *Diámetro máximo transversal*, D. Es el parámetro que caracteriza el grado real de desarrollo del aneurisma y constituye actualmente el principal criterio médico para evaluar el tratamiento a seguir con pacientes aneurismáticos. Pero como 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 este no es un criterio preciso. Por lo tanto, para mejorar la exactitud en la evaluación de la deformación arterial se establece el parámetro *tasa de deformación X*, definido como relación entre D y d .

2. *Longitud del aneurisma, L*. Es la longitud del segmento aórtico que se ha deformado y que representa el AAA. No constituye un FB en sí, pero se utiliza directa o indirectamente, en el cálculo de alguno de ellos.

3. *Índice de asimetría, β* . Se define por la ecuación (1).

4. *Índice de dilatación γ* . Relaciona el diámetro máximo del aneurisma D con su longitud, L .

5. *Tasa de crecimiento, ε* . Es considerado un importante indicador para estimar la ruptura de AAA. Se determina como el incremento en el diámetro máximo transversal del aneurisma en el tiempo (usualmente entre dos revisiones consecutivas).

6. *Espesor relativo, λ* . Relaciona el espesor medio de la pared arterial en el plano de diámetro máximo.

Una vez definidos los FBGs, el estudio se dividió en tres tareas. La primera consistió en determinar los valores umbrales inferior y superior correspondientes a cada factor biomecánico. Para esto se estudiaron y definieron los parámetros límites que definen las condiciones fisiológicamente sana y patológicas.

Posteriormente, se procedió a determinar el coeficiente ponderado, ω_i (peso relativo) de cada uno de ellos en el proceso evolutivo, así como el nivel de riesgo ponderado, $NRPi$. El coeficiente ponderado de cada FBGs, determina la incidencia de cada uno en la ruptura, o sea, qué porcentaje de rupturas ocurre por esa causa. Para definir el $NRPi$, cada factor biomecánico se dividió en 4 categorías: Bajo riesgo de ruptura, medio, alto y peligroso, a los que se le definió a través de un estudio estadístico, los valores umbrales correspondientes.

Los resultados obtenidos utilizando la información disponible en [18], se muestran en la tabla 1.

Los subíndices A y P en la ecuación del cálculo de la tasa de crecimiento, están relacionados con dos revisiones médicas consecutivas: A es la revisión actual (última), P es la previa.

Por lo tanto, el indicador cualitativo del riesgo de ruptura, $Ri(t)$ puede ser determinado como la suma, para cada factor biomecánico, del coeficiente ponderado i multiplicado por el correspondiente valor del nivel de riesgo ponderado, $NRPi$, como se expresa en la ecuación (7).

Considerando los resultados de $Ri(t)$, es posible sugerir varias acciones al médico. En esta parte inicial de implementación del método, se ha propuesto utilizar los siguientes indicadores. Si $Ri(t) < 0,2$; el riesgo de ruptura es muy bajo y no se sugiere ninguna acción. Cuando el índice de riesgo está en el rango entre 0,2 y 0,45, el riesgo de ruptura es bajo y la acción recomendada es que el paciente se mantenga bajo observación. Si $Ri(t)$ es mayor que 0,45, el facultativo debe considerar la realización de un tratamiento quirúrgico, observando otros síntomas que indiquen la posible ruptura del aneurisma, como: Dolor en la espalda y abdominal, vómitos, síncope etc. Cuando el valor de $Ri(t)$ es mayor que 0,7 el riesgo de ruptura es muy alto, sugiriéndose de inmediato la realización del tratamiento quirúrgico.

$$Ri(t) = \sum_{i=1}^6 \omega_i NRPi \quad (7)$$

Validación inicial del método

La validación inicial del método ha mostrado resultados positivos, seleccionándose para esto un caso clínico y tres casos de la literatura.

Tabla 1
Caracterización de los factores biomecánicos geométricos

| FBGs | Definición | Valores umbrales | | | | Coeficiente ponderado, ω [18] |
|--|-------------------------|------------------|--------------|-------------|-------------|--------------------------------------|
| | | Bajo riesgo | Medio riesgo | Alto riesgo | Peligroso | |
| Tasa de deformación, χ | $\frac{D}{d}$ | 1,20-1,70 | 1,71-2,30 | 2,31-3,29 | $\geq 3,3$ | 0,35 |
| Índice de asimetría, β | $\frac{r}{R}$ | 1-0,9 | 0,8-0,7 | 0,6-0,5 | $\leq 0,4$ | 0,10 |
| Índice de dilatación, γ | $\frac{D}{L}$ | $\geq 0,75$ | 0,74-0,69 | 0,68-0,61 | $\leq 0,6$ | 0,10 |
| Espesor relativo, λ | $\frac{t}{D}$ | 0,05-0,042 | 0,041-0,025 | 0,024-0,011 | $\leq 0,01$ | 0,20 |
| Tasa de crecimiento, ε | $\frac{(D_A - D_P)}{T}$ | 0,1-0,17 | 0,18-0,3 | 0,31-0,49 | $\geq 0,5$ | 0,25 |
| Nivel de riesgo Ponderado, $NRPi$ [18] | | 0,1 | 0,3 | 0,7 | 1 | |

En todos los casos la geometría de los aneurismas y las condiciones específicas de pacientes difieren significativamente. En el caso clínico se analizó un paciente con aneurisma cuyo diámetro era menor que el valor umbral (50 mm). El valor obtenido del índice de riesgo para las condiciones específicas de este paciente sugería que el paciente presentaba alto riesgo de ruptura por lo que debería considerarse la realización del tratamiento quirúrgico. Este resultado finalmente fue confirmado, pues durante el período de observación (al que estaba sometido el paciente atendiendo a los criterios que rigen la práctica médica actual) tuvo que ser sometido a una cirugía urgente de reparación debida a la ruptura del aneurisma por la pared posterior. En el caso de la validación del método a partir de casos públicos que aparecen en la literatura [5], los resultados fueron coincidentes. Debido a los resultados iniciales, se ha decidido comenzar un estudio más amplio, en el cual participan 12 pacientes con aneurismas, que son tratados en el Hospital Clínico de Valladolid. Para mayor información de los resultados, puede consultarse [19].

Sin embargo, estos resultados iniciales no deben esconder que la complejidad y el carácter multifactorial que caracteriza el proceso evolutivo de los AAA, establece una estrecha relación entre los parámetros individuales y los factores biomecánicos en general (biológicos, mecánicos y geométricos) y que cada uno incide en el comportamiento del otro. De aquí que la obtención de un índice útil, fiable y preciso debe considerar la interrelación entre estos factores, lo cual constituye actualmente un objetivo de médicos vasculares y científicos relacionados con esta temática.

Como todo método en su estado de desarrollo, el aquí presentado tiene limitaciones, las que están asociadas principalmente a la precisión en la determinación de los parámetros geométricos, principalmente el espesor de pared, debido a la dificultad de extraer un valor exacto por la presencia de tejido circundante y por las variaciones de su valor entre las distintas regiones de la pared aneurismática.

CONCLUSIONES

En el presente trabajo se realizó un estudio numérico para determinar la influencia de la asimetría 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 utilizaron cuatro modelos virtuales de aneurismas, que se caracterizaron por presentar diferentes grados de asimetría, definidos por el parámetro β . La investigación se basó fundamente en el análisis de los patrones de campo de flujo, con énfasis en el comportamiento de las estructuras de vórtices y regiones de recirculación y en estudio de la distribución de las tensiones tangenciales.

La dinámica de las estructuras de vórtices, están bien caracterizadas en las etapas del ciclo cardíaco y modelos geométricos asimétricos estudiados. Esta puede ser resumida a partir de considerar la existencia de vórtices residuales del ciclo anterior r en el próximo ciclo. Al inicio de la aceleración sistólica, ocurre un movimiento de los vórtices (residuales) hacia la región de la pared anterior del aneurisma, acompañados estos con zonas de recirculación dominantes

en el saco aneurismático. Con el aumento de la velocidad del flujo sanguíneo, etapa 2, 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, ejerciendo una importante influencia sobre esta superficie. Dicho comportamiento se ve igualmente reflejado en la distribución de tensiones tangenciales, las cuales muestran sus mayores valores en esta región, y se incrementan con el aumento del grado de asimetría.

Se presentan las ideas principales para el desarrollo de un método que permita determinar, a través de un indicador numérico y personalizado, la evolución de los aneurismas y sus posibilidades de ruptura utilizando apenas los parámetros geométricos del aneurisma. El método se basa en definir adecuadamente los factores biomecánicos geométricos como relaciones funcionales entre los parámetros geométricos, a los cuales y mediante un estudio entre especialistas se establecieron los valores umbrales, y los coeficientes y el nivel de riesgo ponderados. Los resultados iniciales de validación del método fueron positivos, debido a lo cual se procedió a un estudio de casos con 12 pacientes con aneurismas en el Hospital Clínico de Valladolid.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Ministerio de Ciencia e Innovación, 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 Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría, de Cuba con el proyecto "Modelación del proceso evolutivo de aneurismas cerebrales y aórticos utilizando MEF", el apoyo financiero para la realización del presente trabajo.

REFERENCIAS

1. **HASSEN-KHODJA, R. et al.** "Impact of aortic diameter on the outcome of surgical treatment of abdominal aortic aneurysm". *Ann. Vasc. Surg.* 2001, nº 15, p. 136-139.
2. **CAPELLER, W. A.** "Possible objectification of a critical maximum diameter for elective surgery in abdominal aortic aneurysm based one and three dimensional ratios". *Journal of Cardiovascular Surgery.* 1997, vol. 38, p. 623-628.
3. **FILLINGER, M. et al.** "Prediction of rupture in abdominal aortic aneurysm during observation: Wall stress versus diameter". *J. Vasc Surg.* 2003, nº 37, p. 724-732.
4. **PAPAHARILAOU, Y. A. et al.** A decoupled fluid structure approach for estimating wall stress in abdominal aortic aneurysm. *Journal of Biomechanics.* 2007. nº 40. p. 464-475.
5. **KLEINSTREUER, K. et al.** "Analysis and Computer Program for Rupture-risk Prediction of Abdominal Aortic Aneurysms". *Biomedical Engineering.* 2006, vol. 5. nº 19.
6. **VANDE GEEST, J.** "A Biomechanics-based Rupture Potential Index for Abdominal Aortic Aneurysm Risk Assessment". *Ann. Ny Acad. Sci.* 2006, vol. 11. p. 1085.

7. **VILALTA, G. et al.** "Influence of abdominal aortic aneurysms geometry in the blood flow dynamics and in its rupture risk". *Ingeniería Mecánica*, 2009, vol. 2, p. 29-37.
8. **FINOL, E. A. et al.** "The effect of asymmetry in abdominal aortic aneurysm under physiologically realistic pulsatile flow conditions", *Journal of Biomechanical Engineering*, 2003, vol. 125, nº 2, p. 207.
9. **SCOTTI, C. M. et al.** "Fluid-structure interaction in abdominal aortic aneurysms: Effects of asymmetry and wall thickness". *Biomedical Engineering OnLine*, 2005, vol. 64, nº 4.
10. **MILLS, C. et al.** "Pressure-flow relationships and vascular impedance in man". *Cardiovasc.* 1970, vol. 4, p. 405-441.
- 11 **WOMERSLEY, J. R.** "Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is know". *J. Physiol.* 1955, vol. 127, p. 553-563.
12. **PAPAHARILAO, Y. and EKATERINARIS, J. A.** The influence of asymmetric inflow in abdominal aortic aneurysm hemodynamics. En *European Conference on Comp. Fluid Dyn.* 2006.
13. **BOHÓRQUEZ-SIERRA, J. C.** "Metaloproteinasas de matriz: su implicación en las enfermedades vasculares periféricas". *Angiología*, 2006, vol. 58, nº 4, p. 269-277.
14. **DOBRIN, P. B. and Mrkvicka, R.** "Failure of elastin or collagen as possible critical connective tissue alterations underlying aneurysmal dilatation". *Cardiovasc Surg.* 1994, vol. 2, p. 484-488.
15. **HALLORAN, B.G and BAXTER, B.T** "Pathogenesis of aneurysms". *Semin Vasc Surg.* 1995, vol. 8, nº p. 85-92.
16. **LAKATA, E.G.** "Arterial aging is risky". *Appl Physiol.* 1998, vol. 105, p. 1321-1322.
17. **VILALTA, G. et al.** "Estudio de la influencia de la asimetría de aneurismas de aorta abdominal (AAA) en las posibilidades de su ruptura". En *Memorias del 9 Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica. Palmas de Gran Canarias España.* 2009.
18. **VAQUERO, C.** "Estudio interno sobre incidencia de aneurismas de aorta abdominal". *Reporte interno 33/09 del Hospital Clínico de Valladolid.* 2009.
19. **VILALTA, G. et al.** "Quantitative Indicator of Abdominal Aortic Aneurysm Rupture Risk Based on its Geometric Parameters". En *International Conference on Biomedical Science and Technology.* 2010.

AUTORES

Guillermo Vilalta Alonso

Ingeniero Mecánico, Doctor en Ciencias Técnicas, Fundación CARTIF, División de Ingeniería Mecánica, Parque Tecnológico de Boecillo, España

Félix Nieto

Ingeniero Mecánico, Fundación CARTIF, División de Ingeniería Mecánica, Parque Tecnológico de Boecillo, España

Melchor Rodríguez Madrigal

Ingeniero Mecánico, Doctor en Ciencias Técnicas, Profesor Titular, Grupo de Modelación Biomecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Instituto Superior Politécnico, José Antonio Echeverría, Cujae, Ciudad de La Habana, Cuba

Laurentiu Lipsa

Ingeniero, Fundación CARTIF, División de Ingeniería Mecánica, Parque Tecnológico de Boecillo, España

Joan O' Connor Blanco

Ingeniero Mecánico, Máster en Ciencias, Instituto de Cibernética Matemática y Física (ICMF), Universidad de La Habana, Cuba

Hemodynamics of Abdominal Aortic Aneurysm and Morphometry Characterization as a Possible Indicator of Rupture

Abstract

The rupture of abdominal aortic aneurysm (AAA) represents an important clinical event combining structural modifications that provoke weakening of the arterial wall, coupled with the hemodynamic pressure acting on them. In an effort to increase understanding about this complex phenomenon, this paper studies the influence of abdominal aortic aneurysm asymmetry in the patterns of the main hemodynamics factors. Flow simulation in four 3D virtual AAA models with different asymmetry ranging from 0.2 to 0.8 were carried out under realistic pulsatile conditions to assess and identify regions with disturbed patterns flow and how it modifies the velocities fields and hemodynamic stress on the inside of the aneurysmatic sac. An explanation of the vortex structure changes and stress distribution during cardiac pulse, is presented. The results obtained show that the asymmetry is one of the main factors that influence the AAA rupture. On the other hand, the basis to establish a novel method, based on the morphometry of the AAA, to determine a numerical indicator characterizing the evolution and the rupture risk of aneurysm, regardless of size, is approached; Outlining the initial results of the validation, its current limitations and the future steps to improve the method.

Key words: AAA, morphometry, rupture risk of, biomechanical factors