

Influencia de la geometría de aneurismas de aorta abdominal en la dinámica del flujo sanguíneo y en su riesgo de ruptura

G. Vilalta, F. Nieto, M. Rodríguez, L. Laurentiu, J. O. Connor, O. Dounié

Recibido el 12 de Julio de 2009; aceptado el 5 de septiembre de 2009

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 en el riesgo de ruptura. Para esto se ha utilizado un modelo geométrico realista, obtenido por la transformación de imágenes 2D de tomografía computarizada (CT), 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, cómo ésta modifica 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 modificaciones de las estructuras vorticales y de la distribución de tensiones durante el ciclo cardíaco. Igualmente se determina un indicador numérico (Parámetro de Severidad) que integra los 3 factores biomecánicos geométricos y que 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 claves: AAA, asimetría, riesgo de ruptura, factores biomecánicos.

Influence of abdominal aortic aneurysms geometry in the blood flow dynamics and in its rupture risk.

Abstract

The rupture of abdominal aortic aneurysm (AAA) represents an important clinical event, with a relatively high mortality rate. In an effort to increase 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, it is presented. Also it is determined a numerical indicator (Severity Parameter) which combines three biomechanical factors related to AAA geometry, to assess the rupture risk, 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 factors.

1. Introducción.

El proceso evolutivo de los aneurismas de aorta abdominal (AAA) es un complejo proceso donde intervienen múltiples factores relacionados con la remodelación estructural de la pared arterial. Bajo ciertas condiciones específicas, asociadas con cambios en las propiedades mecánicas y 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", lo que valoriza cualquier esfuerzo que se realice en el sentido de determinar un indicador que pueda predecir con alta fiabilidad su ruptura.

La prevalencia de AAA es aproximadamente del 8.8% de la población mayor de 65 años, donde la mayor afectación ocurre en el sexo masculino en una relación de 4:1 con respecto al sexo femenino (Newman *et al*, 2001).

Actualmente, la mayoría de los trabajos están centrados en la predicción de la ruptura de la pared del aneurisma, basados fundamentalmente en estudios experimentales, trabajos computacionales y observaciones clínicas. La ruptura de aneurismas 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.

Investigaciones numéricas del comportamiento del flujo sanguíneo en el interior de modelos hipotéticos de AAA son escasas en la literatura. Considerando tanto flujos pulsátiles como permanentes, Taylor & Yamaguchi (1992) reportan 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 Finol & Amon (2001), estudiando el efecto de flujos permanentes, reportan la existencia de fuertes patrones de flujo secundarios, mientras que los resultados de Kumar *et al* (2001) 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.

La investigación experimental de la hemodinámica de aneurismas está basada en el conocimiento de la teoría de la capa límite que es la que provoca la separación y la recirculación del flujo detrás de obstáculos y/o expansiones. Resultados obtenidos por Finol *et al* (2003) 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, resultando en tres diferentes regímenes de flujo en el interior de aneurismas. En este sentido Peattie & Bluth (1998) sugieren que el diámetro del aneurisma no tiene un efecto significativo sobre la magnitud y la distribución de presiones en la pared, durante el ciclo del flujo pulsátil.

El desarrollo reciente de las técnicas de imagenología médica (equipos de resonancia y tomografía) ha abierto el camino a la obtención y utilización de modelos 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 (rígida y deformable) para simular condiciones de flujo pulsátil *in vivo*. Di Martino *et al* (2001) reporta el acoplamiento del dominio representativo de la sangre y la pared arterial para condiciones dependientes del tiempo, con el objetivo de determinar la distribución de tensiones tangenciales de pared y consecuentemente, estimar un índice que pueda caracterizar la ruptura del AAA.

Considerando estos aspectos, el objetivo del presente trabajo es estudiar 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 dependientes de la geometría de los aneurismas en las posibilidades de su ruptura.

2. Métodos y materiales.

Geometría del AAA.

Para la realización del presente trabajo se ha seleccionado la información correspondiente a un paciente, hombre de 74 años, con un aneurisma de aproximadamente 45 mm de diámetro transversal. Éste es un caso catalogado por la práctica médica como aneurisma de tamaño medio, estando el paciente sometido a un sistemático seguimiento por encontrarse próximo al valor umbral (50 mm), a partir del cual se considera 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 que se caracteriza por su asimetría, por su complejidad superficial y por el grado de torsión que presenta el segmento próximo a las arterias ilíacas, por lo cual se espera que estos rasgos ejerzan una gran influencia en el campo de flujo dentro del saco aneurismático. Esta configuración geométrica es típica de patologías con este grado de desarrollo 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. La información para la configuración geométrica 3D del AAA, fue extraída *in vivo*, a través de una tomografía computarizada de alta resolución con aumento por contraste.

La segmentación y reconstrucción 3D de las imágenes obtenidas por tomografía computarizada (CT), fueron implementadas utilizando el software InVensalius (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 (CT) y resonancia magnética (MRI) para la reconstrucción 3D de estructuras anatómicas y patológicas. En principio, el procedimiento utilizado fue manual y requirió del ajuste de los valores umbrales de algunos parámetros a fin de modificar y “limpiar” la información contenida en los cortes. Estas operaciones permitieron de manera sucesiva, aislar en un elemento cúbico, la región donde se encuentra el aneurisma y por aproximación sucesiva, ir eliminando el tejido que rodea el aneurisma. Especial cuidado fue tomado en algunas regiones donde hubo que discernir entre lo que sería el tejido de la pared arterial y el correspondiente al trombo intraluminal.

El resultado obtenido y que representa el saco aneurismático, se muestra en la Figura 1, siendo L la longitud del aneurisma (distancia entre los cuellos proximal y distal) y L_T la longitud total del segmento aórtico, D el diámetro máximo transversal y d el diámetro correspondiente a la arteria aorta. Otras dimensiones importantes y que por simplificación no aparecen reflejadas en la figura son: línea central, L_c (línea que atraviesa por el centro del aneurisma), longitud anterior, l_a (longitud, en el plano del diámetro máximo, entre el punto de intersección 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 intersección de L con el plano y la pared posterior del aneurisma).

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

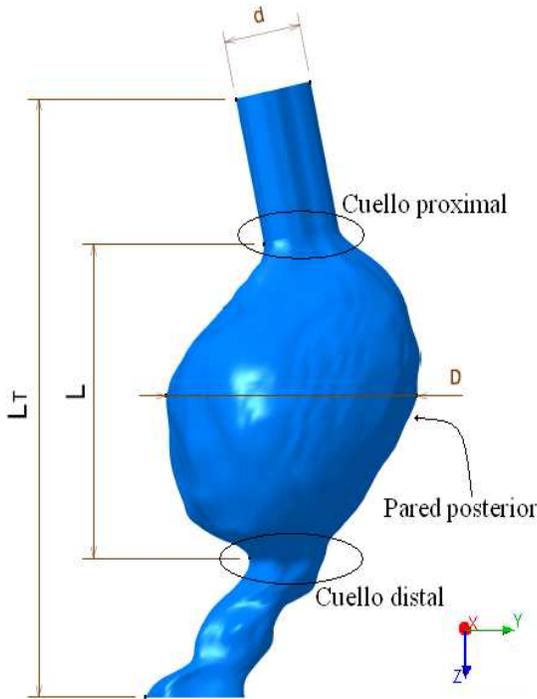


Figura 1. Imagen 3D de la geometría del saco aneurismático, reconstruida de imágenes CT.

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, flujo laminar, comportamiento newtoniano y pulsátil, en ausencia de fuerzas de campo. Estas ecuaciones, en su forma compacta se representan por las Ecuaciones (1) y (2).

$$\nabla \cdot \vec{V} = 0 \tag{1}$$

$$\frac{\partial \vec{V}}{\partial t} = \vec{V} \times \vec{\omega} - \nabla \tilde{p} + \text{Re}^{-1} \nabla^2 \vec{V} \tag{2}$$

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

Para la simulación del flujo sanguíneo, se han utilizado los valores medios de las propiedades físicas que aparecen en la literatura: densidad, $\rho=1050 \text{ kg/m}^3$ y coeficiente de viscosidad dinámica, $\mu=0,004 \text{ Pa.s}$ (Leung *et al*, 2006).

Las condiciones de contorno impuestas para la modelación en régimen transitorio fueron:

Velocidad: perfil desarrollado en la sección de entrada y condición de no deslizamiento en las paredes. Estas condiciones se representan por las ecuaciones (3.a) y (3.b), siendo Ra el radio de la aorta no deformada.

Presión: Libre de tensiones en la región de salida, caracterizado por la Ecuación (4).

$$\vec{V} = 0|_{\text{pared}} \tag{3a}$$

$$W(t) = 2(u(t)) \left(1 - \frac{(x^2 + y^2)}{Ra^2} \right); U=V=0|_{z=0} \tag{3b}$$

$$\tau_{ij} = -p \delta_{ij} + \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) = 0|_{z=L_T} \tag{4}$$

La Figura 2 muestra el pulso en velocidad utilizado en el presente estudio, que está basado en mediciones *in vivo* de una aorta humana en el segmento aórtico.

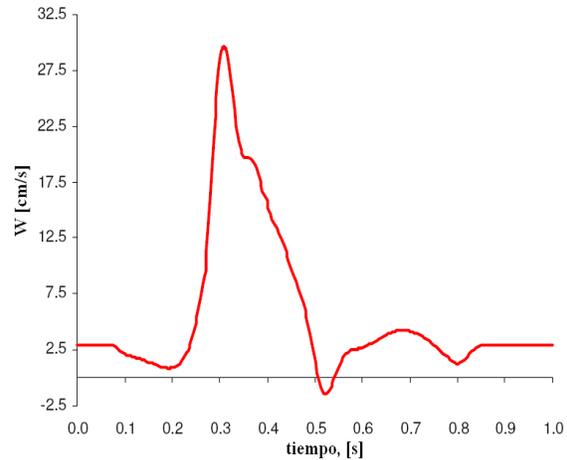


Figura 2. Onda del perfil de velocidades medias utilizada en el presente estudio.

Esta función temporal, está dada por representaciones en series de Fourier, de la función que se expresa por la Ecuación (5);

$$f(t) = A_0 + \sum_{k=1}^N (A_k \cos 2\pi kt + B_k \cdot \text{sen} 2\pi kt) \tag{5}$$

Donde N es el número de armónicos utilizados para reproducir *in vivo* las mediciones de la velocidad en el segmento aórtico $u(t)$, siendo en este caso $N=18$. Estas funciones son pulsos trifásicos apropiados para condiciones hemodinámicas normales en el segmento infrarenal de la arteria aorta humana, como ha

sido reportado por Mills et al (1970). El uso de un pulso transitorio a la entrada 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 (Finol & Amon, 2002), 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 (Moore & Ku, 1994). 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⁻¹), la geometría y las propiedades físicas de la sangre, es 12.2, que es un valor típico para el segmento aórtico en estudio.

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.

El método de integración temporal utilizado es el *second order backward Euler*, con un *timestep* de 0,01 s, lo que permitió obtener resultados en intervalos de 1/100 s y un tiempo total de simulación correspondiente a 6 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 ($U=V=W=0$ en $t=0$ s). Las pruebas para la evaluación de la convergencia de las soluciones fueron realizadas modificando básicamente los parámetros relacionados con las dimensiones 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 aproximado de $D/15$, no se producen significativos cambios en los patrones

de flujo. Para el análisis se ha considerado paredes rígidas.

3. 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.

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 que utilizan geometrías realistas (Papaharilaou *et al*, 2007).

El análisis del campo de flujo en el interior del saco aneurismático 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 máximo valor durante la sístole (2), un punto en la desaceleración sistólica (3) y un punto 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.

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 (6 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 saco aneurismático, fundamentalmente en toda la pared anterior y en la parte superior de la pared posterior, la cual 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 aneurisma, ocurre un patrón de flujo muy complejo, siendo notable el grado de aceleración del flujo hacia 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 se debe a los efectos convectivos que surgen como resultado de la adaptación del flujo a los cambios en la geometría. Esto resulta en una estructura vortical que forma un lazo alrededor del núcleo de flujo.

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 estos. 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 gradiente 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 cuales se inician en la etapa (3).

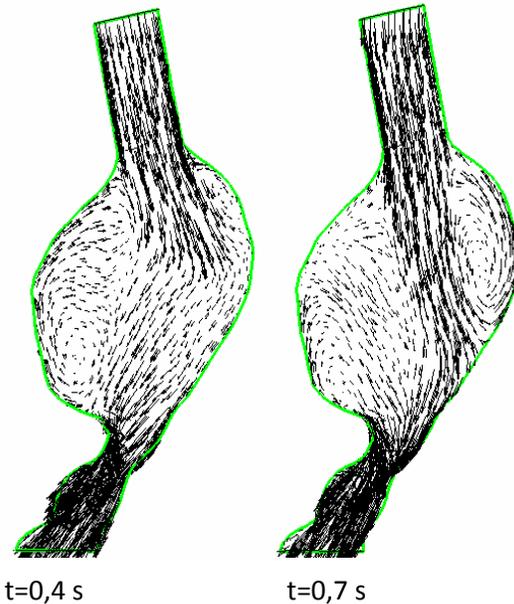
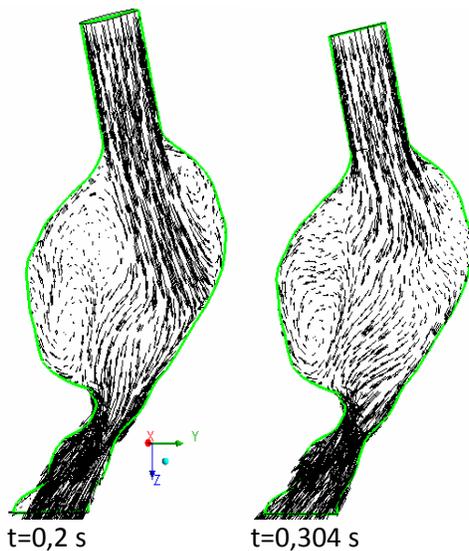


Figura 3. Vectores velocidad que representan el campo de flujo en el interior de AAA, en diferentes etapas del ciclo cardíaco (vistas en el plano y-z).

A mitad del ciclo cardíaco, aproximadamente $t=(0.5-0.55\text{ s})$, ocurre una reversión del flujo, causando una disminución de la intensidad de la recirculación del flujo y un movimiento del vórtice hacia el centro hacia el cuello proximal 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 esta 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 reportados en la literatura (Finol *et al*, 2003).

Este análisis se complementa con el estudio del efecto de la asimetría de los AAAs 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 en la complejidad del 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 hacia distal aplastados por la pared posterior.

En el período de inversión del flujo ($t=0.5-0.55$ 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 Fig. (4), para $t=0.304$ s, donde las líneas de corriente representan las magnitudes de vorticidad (a) y de 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, lo cual resulta en un perfil de velocidades asimétrico entrando en la expansión aneurismal introduciendo así un patrón de flujo asimétrico. Las líneas de corriente correspondiente a la vorticidad muestran claramente los patrones de creación, transporte y difusión de vorticidad en el conducto de entrada y su convección aguas abajo en el saco aneurismático.

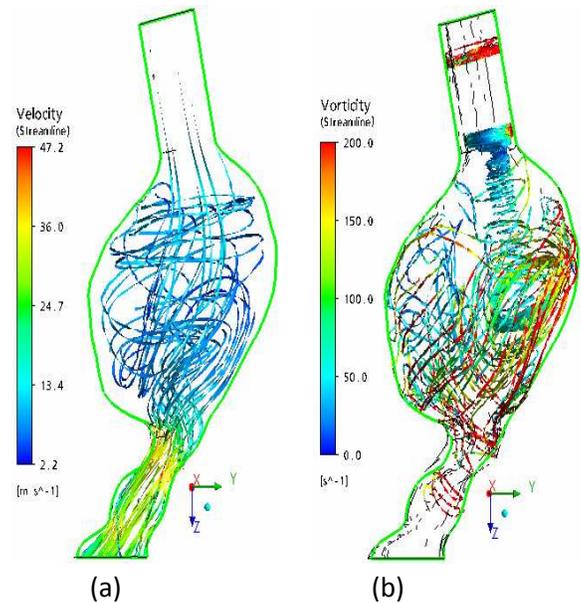


Figura 4. Líneas de corriente que caracterizan el campo de flujo al final de la desaceleración sistólica, (a) Vorticidad, (b) Velocidad.

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 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 bajas tensiones tangenciales de pared durante el ciclo cardíaco. Regiones de elevadas tensiones se localizan en el cuello distal.

Para $t=0.2$ s, donde la curva de velocidad pulsátil presenta un punto de inflexión y ocurre una desaceleración, las tensiones 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 (Finol *et al*, 2003, Papaharilaou *et al*, 2007). 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 tendencia ésta que se mantiene hasta la región del cuello distal, donde la complejidad de la estructura del flujo, ya analizadas, provoca incrementos significativos de las tensiones.

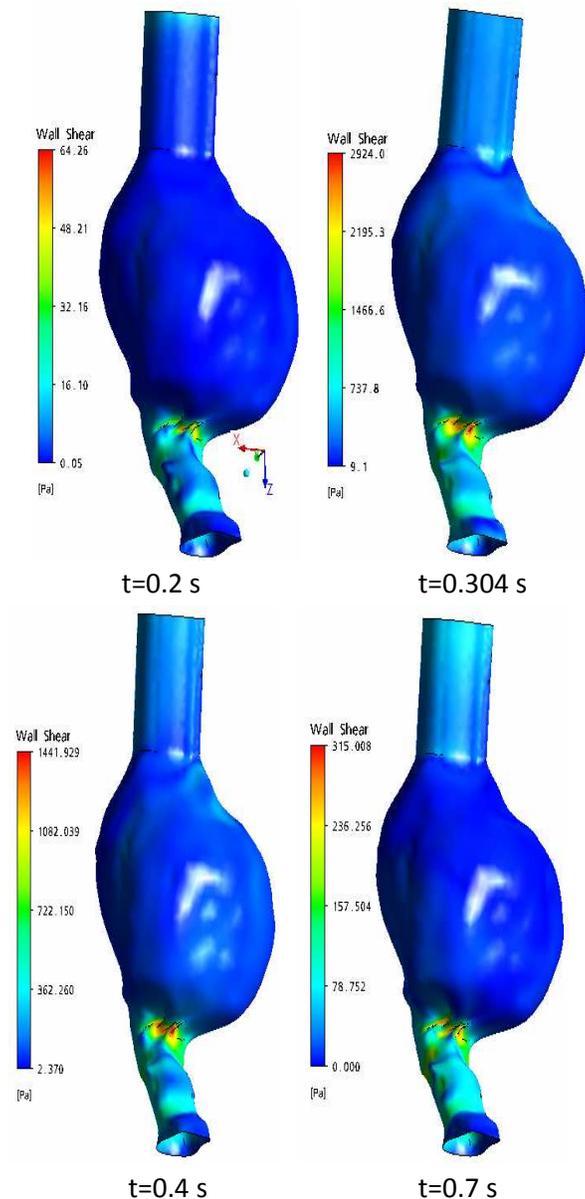


Figura 5. Distribución de la tensión tangencia de pared para diferentes etapas del ciclo cardíaco.

Los máximos valores de tensiones tangenciales durante el ciclo cardíaco, se obtienen en la etapa correspondiente al máximo sistólico ($t=0.304$ 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 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 ley de 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 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 pueden variar en hasta un 30%.

Factores biomecánicos asociados a la geometría.

En general, los factores biomecánicos (FBs) constituyen relaciones entre parámetros biológicos, geométricos y/o mecánicos que definen el estado general del aneurisma y caracterizan cuantitativamente su proceso evolutivo.

La geometría de los aneurismas está muy relacionada con algunos de los FBs que caracterizan el proceso evolutivo de éstos y consecuentemente constituyen indicadores del riesgo de ruptura.

En un trabajo pionero en este sentido, Kleinstreuer & Zhonghua (2006), proponen un nuevo método para abordar el complejo 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 8 FBs, los que fueron definidos conceptual y matemáticamente y consideran tanto aspectos geométricos, biológicos y mecánicos que caracterizan el desarrollo evolutivo de los AAAs.

Según la magnitud resultante, los FBs son divididos en 4 niveles de riesgo: nivel bajo, al que le asignan un peso relativo de 0.1, medio (0.3), alto (0.7) y peligroso (1). Por otro lado, atendiendo a recomendaciones realizadas por cirujanos endovasculares y a una amplia revisión bibliográfica, asignan a estos FBs un coeficiente de ponderación ω_i y valores umbrales propios, para caracterizar la importancia relativa de éstos en las posibilidades de ruptura de los AAAs.

Conjugando estos dos factores, el Parámetro de Severidad, cuyo valor está entre 0 y 1, se puede calcular por la Ecuación (6).

$$PS(t) = \sum_{i=1}^8 \omega_i BF_i \quad (6)$$

Para evaluar el grado de desarrollo del aneurisma y las posibilidades de su ruptura, se establecen 4 rangos. Si $PS(t) < 0.2$, 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 facultativo médico debe 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 $PS(t)$ 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.

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. 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 éste no es un criterio preciso. Por lo tanto, para mejorar la exactitud en la evaluación de la deformación arterial se establece el parámetro *Razón de diámetros* χ , definido como relación entre D y d . Para este caso, $\chi = 2.9$, lo que lo ubica en el rango que caracteriza a aneurismas con alto riesgo de ruptura. Su coeficiente de ponderación ω es de 0.2, 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 FB 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. Como se tiene caracterizado geoméricamente el aneurisma, se pudo determinar los valores de $la=29.62$ mm y $lp=15.63$ mm.
3. Índice de asimetría, β . Se define por la Ecuación (7):

$$\beta = \frac{D - la}{la} \quad (7)$$

Para este caso, $\beta = 0.528$, lo cual indica que el aneurisma presenta alto riesgo de ruptura, muy próximo al límite del rango-umbral de la zona de peligro (0.5-0.6). Se destaca que el peligro de ruptura es mayor, cuanto menor es β . El coeficiente de ponderación de este FB 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 que el riesgo de ruptura es bajo, aunque se acerca al nivel medio de riesgo. Su importancia en la evaluación del riesgo de ruptura es relativamente bajo e igual a 0.07.

La tabla No. 1 muestra un resumen de los resultados obtenidos que permiten, en primer término, hacer una valoración integral del estado de desarrollo de este aneurisma.

Tabla No. 1. Comportamiento individual de los FBs relacionados con la geometría.

FB	Valor	Nivel de riesgo	Ponderación FB_i	Ponderación ω_i
$i = \chi$	2.9	alto	0.7	0.2
$i = \beta$	0.528	alto	0.7	0.07
$i = \gamma$	0.79	bajo	0.1	0.07

Los resultados de cada FB individual sugieren 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, posiblemente como consecuencia de la conjugación de otros factores biológicos y mecánicos cuyo análisis está fuera del alcance del presente estudio.

Adecuando la Ecuación (8) a los 3 FBs relacionado con la geometría del AAA, se obtiene que el valor máximo posible de $PS(t)$ es de 0.34. Para el aneurisma en estudio el valor de $PS(t)$ es de 0.196. Extrapolando el resultado general (que considera los 8 FBs con sus respectivos coeficientes de ponderación) a este caso particular (sólo los 3 FBs relacionados con la geometría) se obtiene que el valor del parámetro de severidad es 57.6%, 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. Este resultado numérico general es coincidente con el que realizado anteriormente para cada FB individual.

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 (CT) utilizando el software InVesalius. Este aneurisma, atendiendo al grado de desarrollo que presenta, se caracteriza por presentar una alta asimetría. La investigación se basó fundamentalmente en el análisis de los patrones de campo de flujo, con énfasis en el comportamiento de las estructuras vorticales 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 vorticales están correctamente caracterizadas en las etapas del ciclo cardíaco. Esta 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, acompañados estos 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, ejerciendo 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, 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 3 FBs relacionados con la geometría estudiados, 2 de ellos (Razón de diámetros 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 Parámetro de Severidad, $PS(t)$, definido para considerar la influencia de 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.

5. Agradecimientos

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

6. Referencias.

1. **DI MARTINO, E.; GUADAGNI, G., et al.** A computational study of the fluid-structure interaction within a realistic aneurysmatic vessel model obtained from CT scans image processing. En *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 3rd ed. Newark, NJ: Gordon and Breach Science Publishers, 2001, p. 719-724.
2. **DI MARTINO, E.; GUADANI, G., et al.** "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*. 2001, vol. 23, p. 647-655.
3. **FINOL, E. y AMON, C.** "Secondary flow and wall shear stress in three-dimensional steady flow AAA". *Hemodynamics, Advances in Bioengineering*. 2001.
4. **FINOL, E. y AMON, C.** "Flow-induced wall shear stress in abdominal aortic aneurysms: Part II — pulsatile flow hemodynamics". *Computer*

Methods in Biomechanics and Biomechanical Engineering. 2002, vol. 5, p. 329-328.

5. **FINOL, E.; KEYHANI, K., 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.
6. **KLEINSTREUER, C. y ZHONGHUA, L.** "Analysis and computer program for rupture-risk prediction of abdominal aortic aneurysms". *BioMedical Engineering OnLine*. 2006, vol. 5, p. 19.
7. **KUMAR, R.; YAMAGUCHI, T., et al.** "Numerical simulation of 3D unsteady flow dynamics in a blood vessel with multiple aneurysms". *Advances in Bioengineering, ASME BED-50*. 2001, p. 475-476.
8. **LEUNG, J.; WRIGHT, A., et al.** "Fluid structure interaction of patient specific abdominal aortic aneurysm: a comparison with solid stress models". *BioMedical Engineering OnLine*. 2006, 5, Disponible en: www.biomedical-engineering-online.com/content/5/1/33.
9. **MILLS, C.; GABE, I., et al.** "Pressure-flow Relationships and Vascular Impedance in Man". *Cardiovasc. Res*. 1970, vol. 4, p. 405-410.
10. **MOORE, J. y KU, D.** "Pulsatile velocity measurements in a model of the human abdominal aorta under resting conditions". *ASME Journal of Biomechanical Engineering*. 1994, vol. 116, p. 337-346.
11. **NEWMAN, A.; ARNOLD, A., et al.** "Cardiovascular disease and mortality in older adults with small abdominal aortic aneurysm detected by ultrasonography". *Ann Intern Med*. 2001, vol. 134 nº 3, p. 182-190.
12. **PAPAHARILAOU.; EKATERINARIS, J., et al.** "A decoupled fluid structure approach for estimating wall stress in abdominal aortic aneurysm". *Journal of Biomechanics*. 2007, vol. 40, p. 464-.
13. **PEATTIE, R. y BLUTH, E.** Experimental study of pulsatile flows in models of abdominal aortic aneurysms. En *Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE*

Engineering in Medicine and Biology Society. 1998. p. 367-370.

14. **TAYLOR, T. y YAMAGUCHI, T.** "Three-dimensional simulation of blood flow in an abdominal aortic aneurysm using steady and

unsteady computational methods". *Advances in Bioengineering, ASME BED-22*. 1992, p. 229-232.

G. Vilalta², F. Nieto², M. Rodríguez², L. Laurentiu¹, J. O Connor³, O. Dounié⁴

1. Fundación CARTIF, División de Ingeniería Mecánica, Área de Ingeniería de Procesos de Fabricación. Parque Tecnológico de Boecillo, 47 151, España

E-mail: guivil@cartif.es

2. Grupo de Modelación Biomecánica. Facultad de Ingeniería Mecánica.

Instituto Superior Politécnico "José Antonio Echeverría" – CUJAE

Calle 114 #11901 e/119 y 127. Marianao. La Habana. Cuba. CP 19390.

3. Instituto de Cibernética. Matemática y Física. Universidad de La Habana. La Habana. Cuba

4. Instituto Francés de Mecánica Avanzada, IFMA. Clermont-Ferrand, Francia