

SIMULACIÓN DE LAS PAREDES DE ARTERIAS CORONARIAS EN BIFURACIONES

Javier Rodríguez. E-mail: jrs@mecanica.upm.es
Juan Carlos García. E-mail: jcgarcia@mecanica.upm.es
José María Goicolea. Email: goicolea@mecanica.upm.es

E.T.S. Ingenieros de Caminos, Canales y Puertos
Universidad Politécnica de Madrid
Ciudad Universitaria, 28040 Madrid
Página web: <http://w3.mecanica.upm.es>

RESUMEN

Para identificar modelos fiables de desarrollo de la aterosclerosis parece conveniente realizar una descripción detallada de las condiciones hemodinámicas en las zonas de interés, exigiéndose una simulación numérica tridimensional que permita precisar la distribución de esfuerzos tangenciales y el estado tensional de la pared de la arteria. Para ello se tienen como datos básicos geométricos de partida los obtenidos por angiografías (permitiendo determinar el lumen) e IVUS (IntraVascular Ultrasound System, proporcionando información sobre la morfología del vaso y estructura de la pared vascular). En el presente artículo se presenta el cálculo de las tensiones en la pared arterial realizado con ABAQUS, basado en datos geométricos reales de una bifurcación arterial (tratados con GID), en donde se toman como datos de partida los valores de presiones y tensiones tangenciales sobre la superficie interior obtenidos con un programa de dinámica de fluidos (FLUENT).

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte a partir de los 75 años y la segunda entre los 15 y los 74 años, lo que justifica el interés en ofrecer asistencia por ordenador al diagnóstico y a la terapia cardíaca. Una de las líneas actuales de investigación en este campo es predecir el desarrollo de la aterosclerosis a partir de simulaciones numéricas tridimensionales que permitan determinar las zonas de desprendimiento de la capa límite, las corrientes secundarias, los esfuerzos tangenciales en las paredes de la arteria, etc.

En este artículo se presenta la modelización de la pared arterial de una bifurcación; en particular, la bifurcación del tronco principal izquierdo en la arteria descendente anterior y la arteria circunfleja. Los datos básicos geométricos, correspondientes a un paciente con estenosis, han sido obtenidos por angiografías (permitiendo determinar el lumen) e IVUS¹ (proporcionando información sobre la morfología del vaso y la estructura de la pared vascular). Por otra parte, se toman también como datos de partida las presiones y tensiones tangenciales sobre la superficie interior obtenidos con el programa de dinámica

¹IntraVascular Ultrasound System

de fluidos FLUENT (Fluent, 2001).

Este artículo está basado en el informe final del proyecto de Investigación y Desarrollo referencia 11.197, financiado por la Universidad Politécnica de Madrid (García-Orden, 2001).

2. GENERACIÓN DE LA MALLA

La malla ha sido generada por el programa comercial GID (CIMNE, 1999), exportando código directamente interpretable por el programa de cálculo por elementos finitos ABAQUS (Hibbit et al., 1998). Para ello se importó en GID la geometría real de la bifurcación en formato CAD², concretamente de tipo IGES, que define las superficies interior y exterior a la pared. A continuación se ha procedido al mallado de estas superficies con elementos triangulares, determinándose el tamaño de los elementos a emplear atendiendo fundamentalmente a dos criterios:

- Se intenta que al menos exista un punto en el que estén definidas las acciones dentro de cada elemento de la malla. Es importante resaltar que los puntos donde están definidas las acciones no coinciden con los nodos de la malla definida en GID. En este aspecto se ha encontrado que adoptar un tamaño de elemento que sea el doble de la distancia media en la nube es adecuado.
- Debe refinarse la malla en las zonas donde se prevén gradientes importantes de tensión o variaciones importantes en el espesor.

Atendiendo a los criterios anteriores, el tamaño de elemento adoptado es 0'4 mm, resultando la malla de las figura 1. La malla de superficie interna tiene 4.096 nodos y 8.075 elementos, y la externa 4.996 nodos y 9.859 elementos. El 84 % de los elementos contiene algún punto con acciones, teniendo estos elementos una media de 1'45 puntos donde están definidas dichas acciones.

3. JUSTIFICACIÓN DEL MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS

Se ha decidido emplear un modelo de cálculo con elementos triangulares tipo lámina de tres nodos (elemento S3R en la nomenclatura de ABAQUS). Emplear este tipo de elemento presenta varias ventajas, entre las que se pueden señalar:

- Permite el mallado automático de cualquier superficie, cosa que no ocurre por ejemplo con cuadriláteros.
- Proporciona un modelo más reducido que uno tridimensional con elementos sólidos, ya que el número total de grados de libertad es menor.
- Son capaces de representar adecuadamente las sollicitaciones de tipo membrana, que parecen ser las más significativas en el estado fisiológico.

²Computed Aided Design

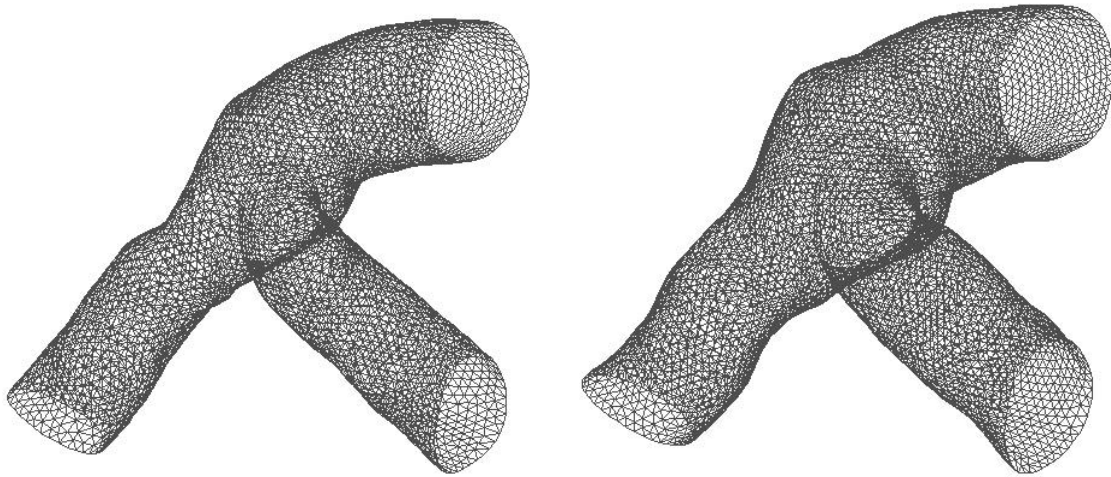


Figura 1: *Malla de la pared interna (izquierda) y externa (derecha)*

Este tipo de modelo también presenta algunos inconvenientes, como por ejemplo:

- Los elementos triangulares de tres nodos **S3R** realizan una interpolación constante de las deformaciones de tipo membrana y de flexión. Esto aconseja trabajar con mallas muy finas en los casos en que se prevean efectos importantes de flexión o gradientes de deformación significativos. De todas formas, en el caso que nos ocupa, no es probable que la flexión sea significativa.
- Una lámina simple no representa de forma detallada la morfología en capas de la pared (íntima, media y adventicia), que presentan propiedades mecánicas diferenciadas. No obstante, el modelo es susceptible de ser generalizado definiendo una lámina formada por distintos materiales, de forma análoga a como se modelizan láminas de materiales compuestos en aplicaciones industriales.

Además, el empleo de elementos lámina tiene algunas ventajas indirectas interesantes, como por ejemplo:

- ABAQUS permite definir elementos lámina de espesor variable a través de la opción ***NODAL THICKNESS**, en que cada nodo del elemento tiene asignado un espesor. Esto supone una gran ventaja frente al uso de este tipo de elemento en otros códigos.
- El elemento **S3R** de ABAQUS es de propósito general, adecuado para modelizar láminas de pared gruesa o delgada.
- ABAQUS permite definir un «offset» en la aplicación de las fuerzas sobre la lámina, de forma que aquellas que no se apliquen en la línea media. En este caso, las fuerzas se aplican en la parte interna de la pared, lo que se consigue con la opción **OFFSET=SNEG** en el comando **SHELL SECTION**.
- El empleo de elementos lámina obliga a calcular la distribución de espesores en la pared, lo que facilita la verificación a posteriori de una posible correlación entre las variables mecánicas involucradas (esfuerzo cortante, esfuerzo en la pared, etc.) y el espesor, que puede asociarse a un fenómeno de crecimiento.

4. DEFINICIÓN DE LAS ACCIONES SOBRE LA PARED

Se ha construido un modelo de cálculo semiautomático que partiendo de las mallas de las paredes y los ficheros de acciones sobre la pared generado por FLUENT, calcula la distribución de espesores y acciones sobre la pared interna a nivel nodal en la malla previamente generada. El proceso de cálculo se desarrolla en las fases que se describen a continuación:

- Lectura de los datos de acciones sobre la pared. Estos datos se encuentran en un único fichero generado directamente por FLUENT. Dicho fichero contiene en primer lugar las coordenadas cartesianas (x, y, z) de los puntos donde se definen las acciones, y luego las acciones propiamente dichas: presión, las componentes del esfuerzo cortante y su módulo. Como resultado de este proceso se crea una nube de puntos en formato GID que se puede superponer al fichero IGES de la pared interna, y que sirve para asegurar que existe acuerdo entre la geometría y la zona de aplicación de las cargas. También se calcula la distancia media entre los puntos de la nube, que sirve para asesorar sobre el tamaño recomendable de los elementos en la malla superficial (ver página 2). En el caso seleccionado la nube tiene 9.918 puntos y la distancia media entre ellos es 0'213 mm.
- Interpolación de las acciones en los nodos de la malla. Esto se realiza promediando las contribuciones de los elementos que rodean a cada nodo. Se puede comprobar que para el caso concreto estudiado, la malla definida conduce a una definición nodal completa, en el sentido de que no existe ningún nodo sin acciones asignadas. La figura 2 muestra los contornos de presión sobre la pared interna definidos a partir de los valores nodales de la malla. La distribución general es satisfactoria, puesto que es suave y además es prácticamente idéntica a la obtenida con el postproceso del programa FLUENT, con el que se han calculado originalmente. La figura 3 muestra los vectores de esfuerzo cortante, y la figura 4 los contornos del módulo de estos vectores.
- A partir de los valores nodales de las acciones en forma de fuerza por unidad de superficie (Pa), se ha obtenido la distribución de fuerzas nodales (N) evaluando el área con que contribuyen los distintos elementos que rodean a cada nodo. Para la presión, ha sido necesario además calcular el vector normal a la superficie interior en cada nodo; esto se ha realizado promediando las normales de los elementos del entorno, cada una de aquellas afectada de un «peso» de acuerdo al área a la que están asociadas. De esta forma se obtiene la distribución de fuerzas (N) en cada nodo de la malla, tal y como muestra la figura 5.
- Cálculo del espesor de la pared. Empleando las mallas generadas para las paredes interna y externa, se puede calcular el espesor de la pared en cada nodo de la cara interna. Los contornos de espesor obtenidos se muestran en la figura 6.

La comparación de las figuras 4 y 6 permitirían establecer una posible correlación entre la distribución de espesores (ligados a la presencia de placas de colesterol o a una remodelación) y el esfuerzo cortante en la pared.

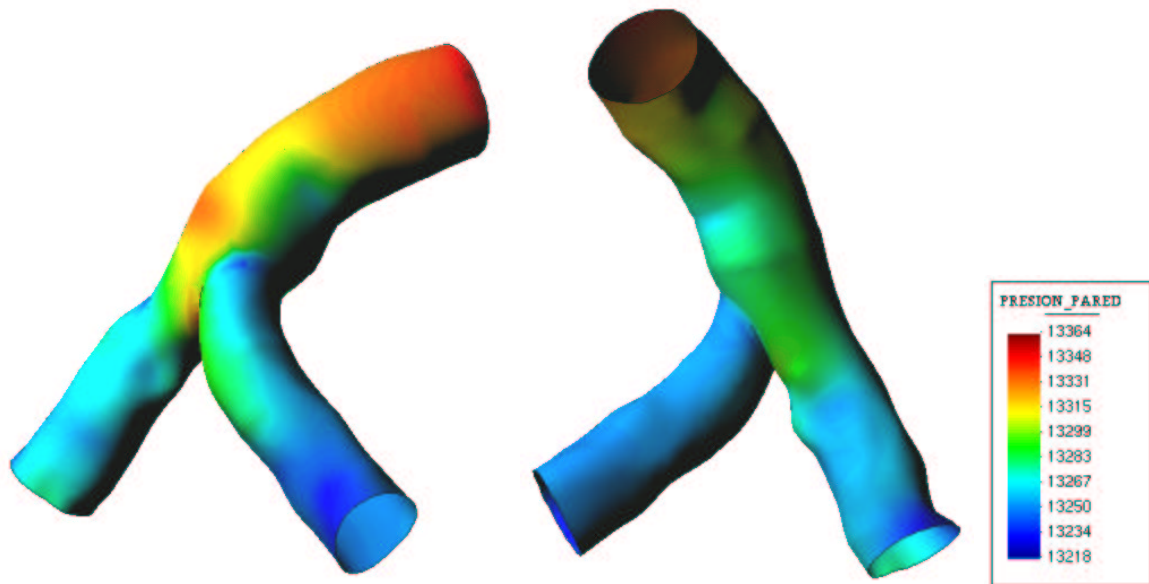


Figura 2: Contornos interpolados de presión sobre la pared interna [Pa]

5. DEFINICIÓN DE LAS CONDICIONES DE CONTORNO

En principio no está claro cuales deben ser las condiciones de contorno apropiadas. Una primera opción sería limitar el movimiento de los nodos de los tres extremos (uno de entrada y dos de salida) en los correspondientes planos que los definen. Este procedimiento es algo laborioso, puesto que hay que determinar primero cada plano y posteriormente definir las correspondientes restricciones.

Se ha adoptado una solución más simple, consistente en empotrar los extremos y suponer que los campos de tensiones y deformaciones calculados son correctos a partir de una cierta distancia de los extremos, cuando la influencia de las condiciones de contorno se hace despreciable (hipótesis de Saint Venant). Esta distancia puede estimarse como del orden del tamaño de la sección, en este caso unos 5 mm. Como la longitud de la bifurcación es de aproximadamente 28 mm, puede considerarse que en el peor de los casos en más de 2/3 de la arteria los resultados van a ser fiables, lo que se considera aceptable. Por último, es importante señalar que la experiencia clínica ha verificado que las placas de colesterol se acumulan preferentemente en las proximidades de la bifurcación. Esta zona se encuentra en el centro del espécimen, que en principio se ve poco afectado por las restricciones en el contorno, justificando la aproximación introducida.

6. MODELO CONSTITUTIVO DEL MATERIAL

Se ha comprobado experimentalmente que el material de las paredes arteriales tiene un acusado comportamiento no lineal (Fung, 1993), (Fung, 1997). Su estado tensional, aunque elástico, no es proporcional a la deformación, y además esta puede ser muy grande en el estado fisiológico normal. Por otra parte, se comprueba que se deforman de manera

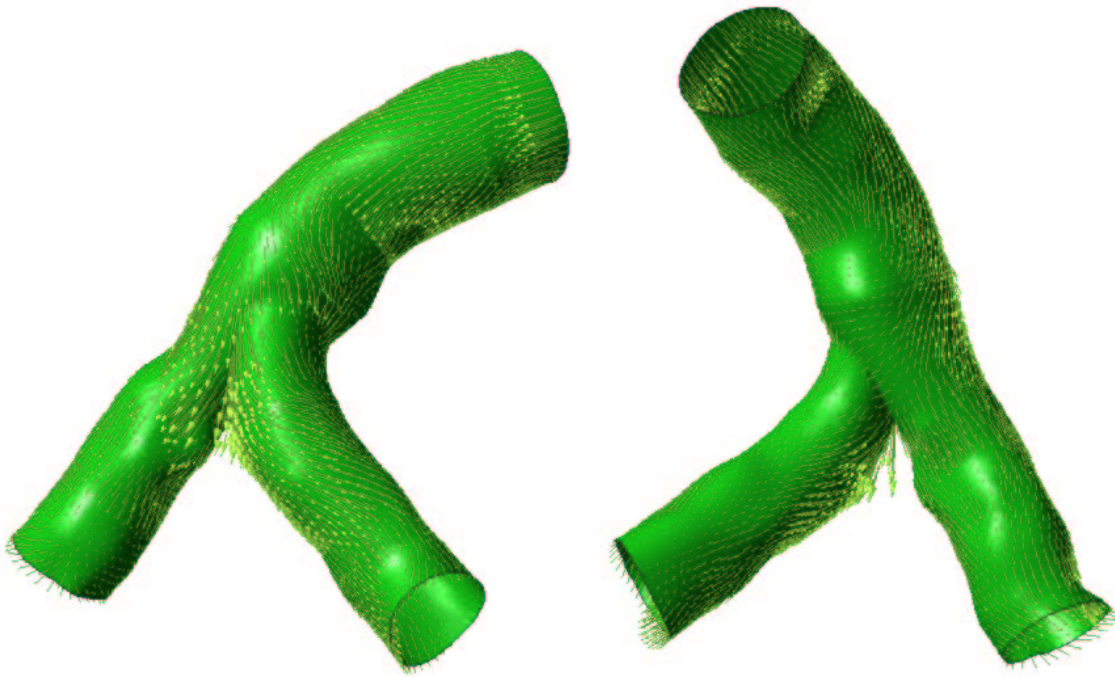


Figura 3: *Vectores interpolados de esfuerzo cortante en la pared interna*

prácticamente incompresible, de forma cualitativamente similar a algunos elastómeros empleados en la industria.

Además, se observa que son materiales altamente anisótropos. Existen capas de tejido claramente diferenciadas en el espesor del vaso, y cada una de ellas se encuentra formada por distintos tipos de sustancias en distintas proporciones, fundamentalmente colágeno y elastina. La media, además, tiene una gran cantidad de fibras musculares y la más activa desde el punto de vista morfológico en los procesos de crecimiento y remodelación. Para más detalles sobre la morfología de las paredes arteriales, puede consultarse por ejemplo (Fung, 1997).

El tejido arterial tiene además un marcado carácter viscoelástico, de forma que el estado tensional depende no sólo de la deformación sino también de la velocidad a la que ésta se produce. Los fenómenos de relajación y fluencia son dos manifestaciones que se han verificado experimentalmente de este comportamiento de tipo reológico.

Se ha considerado un modelo de material de tipo hiperelástico isótropo, que es adecuado para modelizar fenómenos en los que pueden producirse grandes deformaciones. Se basa en postular la existencia de una función de energía de deformación, de lo que se deduce que el trabajo de las tensiones durante cualquier proceso de deformación depende sólo de los estados inicial y final. Se puede encontrar una breve referencia de este tipo de materiales en (García-García y García-Orden, 2000), y descripciones mucho más detalladas en (Bonet y Wood, 1997) y (Holzapfel, 2001).

Dentro de la gran variedad de materiales hiperelásticos existentes en la literatura se ha decidido emplear uno del tipo neohookeano cuasi-incompresible, con una función de den-

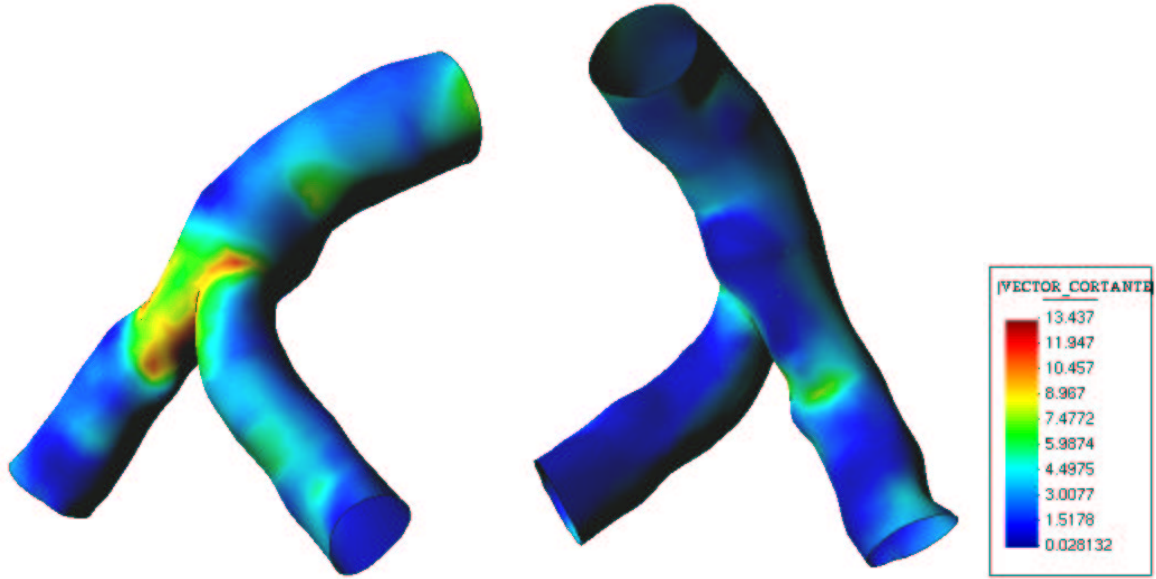


Figura 4: *Contornos interpolados de módulo de esfuerzo cortante sobre la pared interna [Pa]*

sidad de energía de deformación (W) dada por

$$W = \frac{1}{2}\kappa(J - 1)^2 + \frac{1}{2}\mu(\bar{I}_1 - 3), \quad (1)$$

donde κ y μ son constantes del material (módulo volumétrico y constante de Lamé, respectivamente), J es el determinante del tensor gradiente de deformación (\mathbf{F}) que expresa la relación entre el volumen inicial y final, y por último $\bar{I}_1 = \text{tr } \bar{\mathbf{C}}$ es el primer invariante de la parte desviadora del tensor de Cauchy-Green por la derecha $\bar{\mathbf{C}} = J^{-2/3}\mathbf{C} = J^{-2/3}\mathbf{F}^T\mathbf{F}$.

El primer término de (1) representa la contribución de la deformación volumétrica (que es nula cuando el material es incompresible, $J = 1$), y el segundo de la deformación isocórica (a volumen constante).

La elección de este tipo de material se ha realizado en base a las siguientes consideraciones:

- Este material tiene una expresión sencilla para W y se encuentra disponible en ABAQUS.
- La expresión (1) incorpora un término volumétrico que se traduce en una contribución al tensor de Cauchy $\boldsymbol{\sigma}$ de la forma $p\mathbf{1}$, siendo $p = \kappa(J - 1)$ la presión y $\mathbf{1}$ el tensor unidad de orden tres. Esto permite interpretar la presión como un multiplicador de Lagrange que introduce la condición de incompresibilidad. Esto es lo que se entiende como cuasi-incompresibilidad (Bonet y Wood, 1997), en el sentido de que son realmente incompresibles pero su tratamiento numérico involucra una cierta cantidad de deformación volumétrica, lo que tiene ventajas desde el punto de vista computacional.
- Se ha considerado un modelo isótropo por dos motivos. El primero de ellos es que no hay disponibles en ABAQUS modelos hiperelásticos anisótropos. El segundo, que no



Figura 5: *Fuerzas nodales sobre la pared interna [N]*

se dispone de una descripción precisa de la anisotropía (fundamentalmente número de fibras y su orientación a lo largo del espesor) en el espécimen considerado.

- No se han considerado efectos de tipo viscoelástico. En realidad, los efectos de tipo viscoelástico tienen relevancia a la hora de considerar un caso no estacionario (pulsátil). En estas situaciones, tanto la viscosidad de la sangre como la viscoelasticidad de la pared contribuyen a disipar energía del sistema (el efecto de la pared más que el de la sangre) (Fung, 1997). La hipótesis de estacionariedad está justificada en este caso por los siguientes argumentos:
 - En cuanto al cálculo del flujo sanguíneo con CFD³, esta hipótesis está justificada por el bajo número de Womersley asociado a este caso (entre 1 y 3), y se interpreta como el predominio de las fuerzas viscosas sobre la inercia (García-García y García-Orden, 2001). Otra forma de interpretar esta aproximación es considerar que el tiempo característico de cambio en el flujo de entrada (tiempo de una pulsación) es mucho mayor que el tiempo que tarda el flujo en adaptarse a la nueva situación.
 - En el caso de la respuesta de la pared, la bibliografía consultada (Holzapfel, 2001) señala que para períodos típicos de la pulsación cardíaca (≈ 1 s), la deformación puede variar aproximadamente un 10 %. Este valor se ha considerado que es lo suficientemente pequeño como para no ser tenido en cuenta en el contexto de este trabajo.

³Computational Fluid Dynamics

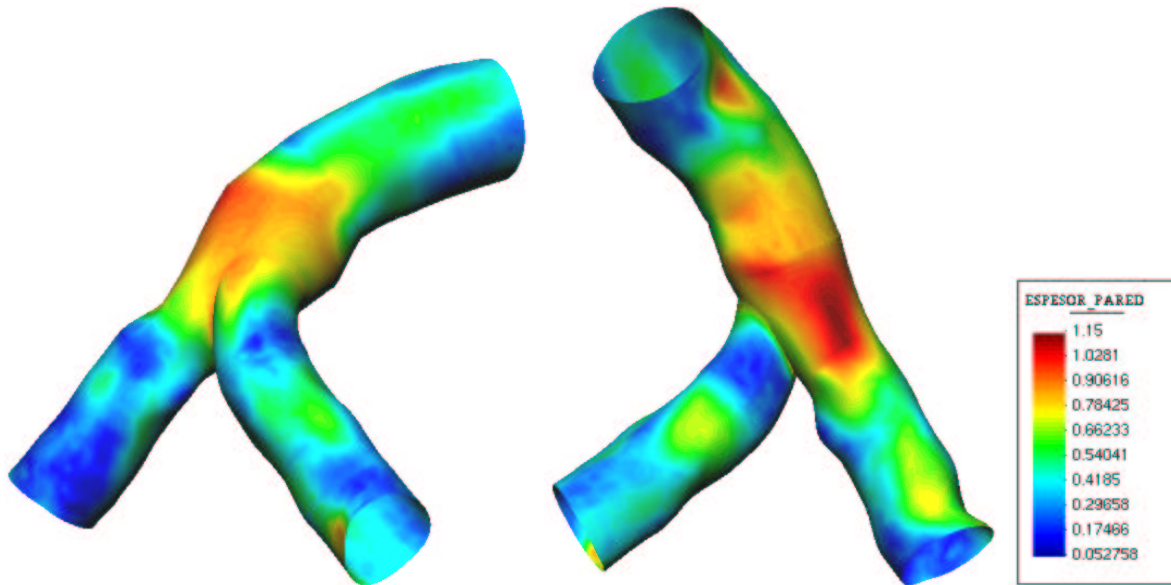


Figura 6: *Contornos interpolados de espesor de pared [mm]*

- No se han tenido en cuenta las tensiones residuales en la pared. Estas tensiones pueden ser considerables, y existen tanto en dirección axial como circunferencial. Para tener un orden de magnitud del problema, una arteria típica tiene un alargamiento residual del orden de un 40%. Si además se le hace un corte longitudinal, la sección se abre, delatando las tensiones residuales en dirección circunferencial.

Volviendo al modelo constitutivo dado por (1), los parámetros seleccionados para los cálculos se han extraído de (Holzapfel, 2001), y son:

$$\nu = 0.49, \quad \mu = 2.45 \text{ kPa.}$$

Se ha elegido un valor de ν muy próximo a 0.5 ya que los elementos seleccionados se bloquean en el caso totalmente incompresible ($\nu = 0.5$). En cuanto al valor de μ , (Holzapfel, 2001) considera un modelo anisótropo y compuesto de varias capas diferenciadas (media y adventicia, la íntima se considera que no tiene relevancia mecánica), cada una con un μ_i diferente. Con el fin de utilizar estos valores en una sola capa, se ha considerado un μ de la forma

$$\frac{1}{\mu} = \sum_1^2 \frac{1}{\mu_i}.$$

Físicamente esta expresión equivale a considerar el efecto de los distintos materiales como elementos elásticos en serie del mismo espesor.

7. RESULTADOS DEL CÁLCULO

En las figuras 7 y 8 se muestran los contornos de tensión de Von Mises en las caras interna y externa respectivamente. Se aprecia que las tensiones en la cara interna son en general mayores, aunque la zona de tensión máxima se localiza en la cara externa, en las

proximidades del extremo de entrada. En la figura 9 se muestran los contornos de tensión de Von Mises media $\bar{\sigma}$, obtenidas como la media aritmética de las tensiones de las caras interna y externa. Un cálculo de la tensión de Von Mises media $\bar{\sigma}$ promediada en toda la pared del espécimen arroja un valor de 75'7 kPa, que está en concordancia con los valores reflejados en (Wentzel, 2000).

Otro aspecto interesante es evaluar la homogeneidad de la tensión en pared. Para ello se han dibujado los contornos de la magnitud σ_R , definida como

$$\sigma_R = \frac{|\sigma_i - \sigma_e|}{\bar{\sigma}},$$

siendo σ_i y σ_e las tensiones de Von Mises en la superficies interna y externa, respectivamente, y $\bar{\sigma}$ la tensión de Von Mises media en el espesor. Los contornos obtenidos se muestran en la figura 10. Esta magnitud es interesante puesto que los procesos de crecimiento y remodelación parecen estar gobernados por el gradiente de tensión más que por la tensión en sí misma (Rachev, 2001). Por tanto, las zonas con altos valores de σ_R potencialmente pueden exhibir fenómenos de remodelación que pueden traducirse en una reorganización de la estructura de la pared o engrosamiento de esta.

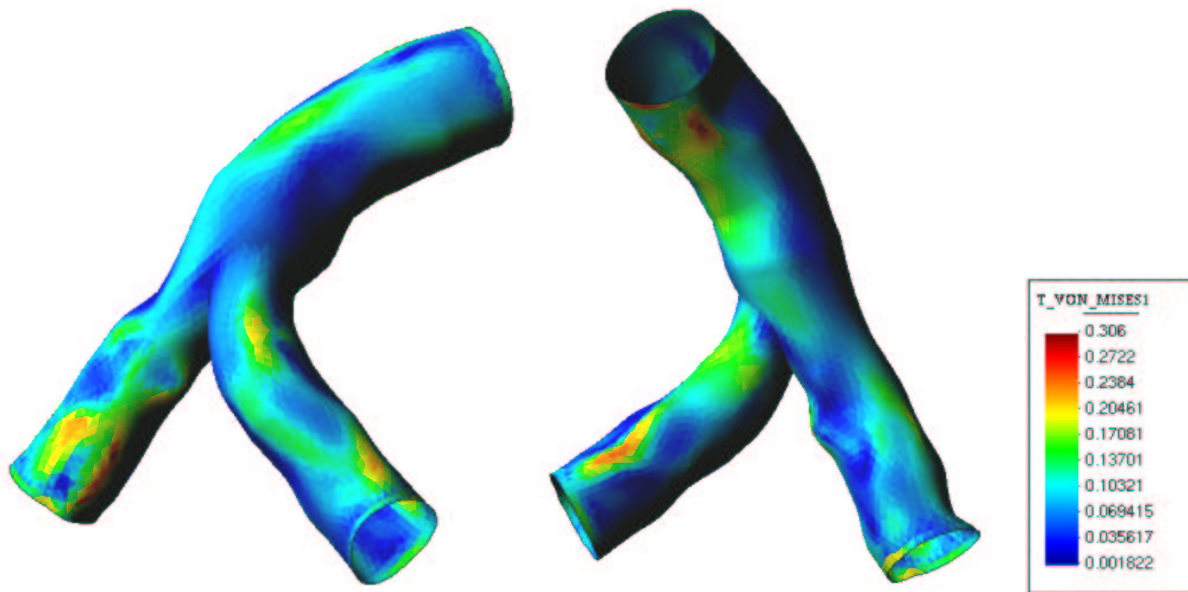


Figura 7: Contornos de tensión de Von Mises en la cara interna [MPa]

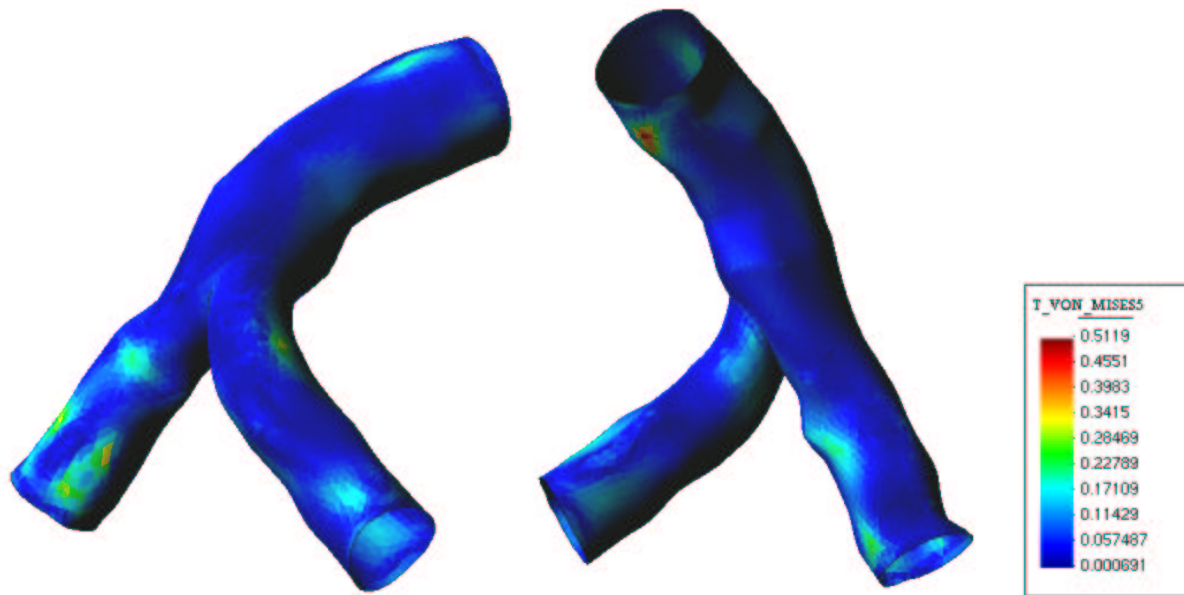


Figura 8: Contornos de tensión de Von Mises en la cara externa [MPa]

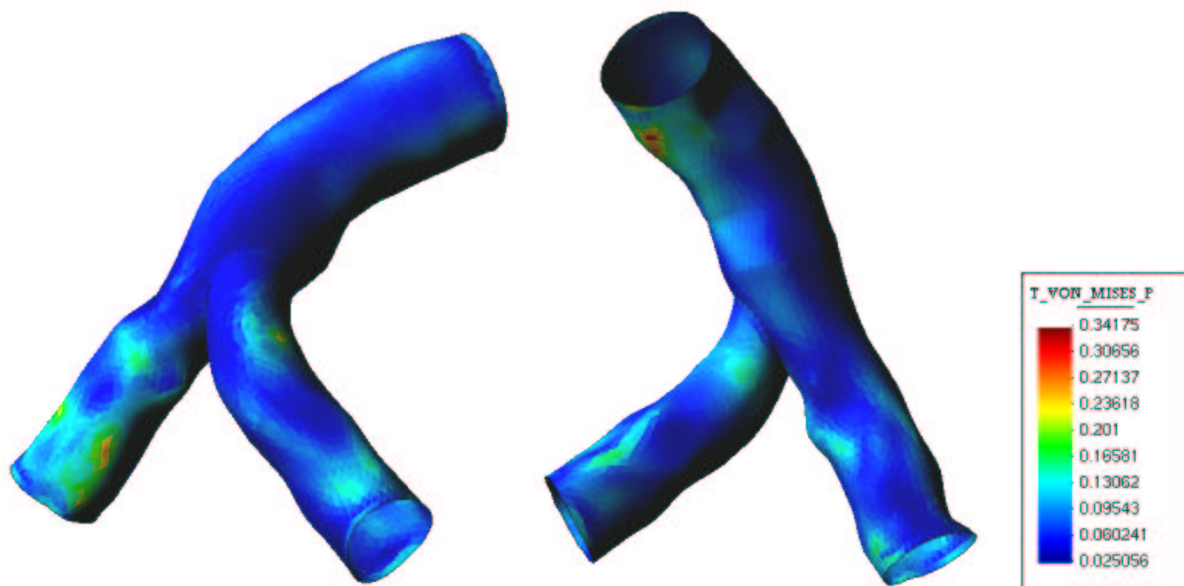


Figura 9: Contornos de tensión de Von Mises media en el espesor [MPa]

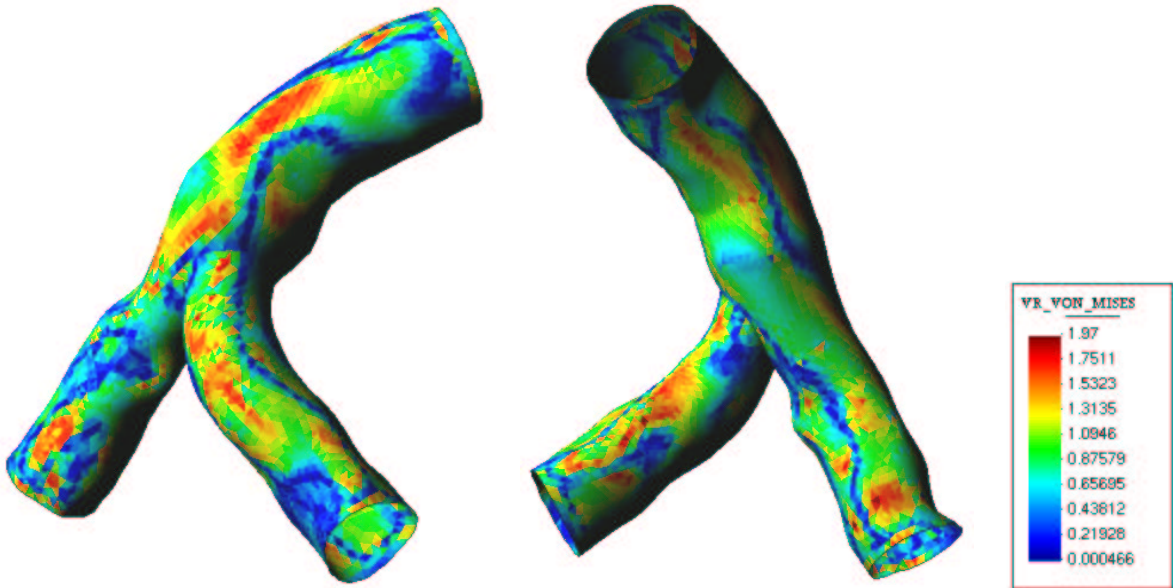


Figura 10: Contornos de homogeneidad de Von Mises en el espesor [MPa]

8. CONCLUSIÓN

En el presente artículo se ha realizado un cálculo semi-acoplado de una bifurcación, en el que se ha realizado un cálculo del dominio fluido con paredes rígidas, y posteriormente un cálculo del sólido bajo las acciones calculadas previamente. Es importante insistir que los resultados obtenidos deben considerarse como aproximados, teniendo en cuenta las numerosas hipótesis introducidas y que han sido convenientemente justificadas a lo largo del artículo. No obstante, se considera que los resultados son adecuados para evaluar de forma cualitativa una posible correlación entre las magnitudes puramente mecánicas (como esfuerzo cortante y esfuerzo en la pared) y las alteraciones de la pared.

9. AGRADECIMIENTOS

Los autores del presente artículo quisieran agradecer la colaboración del grupo de Mecánica de Fluidos de la E.T.S.I. Industriales de la Universidad Politécnica de Madrid, que aportó la geometría real de la bifurcación en formato CAD y las acciones obtenidas por dinámica de fluidos computacional. Así mismo se agradece la colaboración de la Unidad de Hemodinámica del Hospital Clínico San Carlos de Madrid y de la Unidad de Cardiología Intervencionista del Hospital Meixoeiro en Vigo, que aportaron los datos de angiografías e IVUS.

10. REFERENCIAS

- Bonet, J. y Wood, D. *Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis*. Cambridge University Press, 1997.
- CIMNE. *GID. Manual de utilización*, 1999.
- Fluent, Inc. *FLUENT 5. Manual de usuario*, 2001.
- Fung, Y.C. *Biomechanics. Mechanical properties of living tissues*. Springer, 1993.
- Fung, Y.C. *Biomechanics. Circulation*. Springer, 1997.
- García-García, J. y García-Orden, J.C. Estudio del flujo sanguíneo en bifurcaciones de arterias con paredes deformables, aplicación al caso de arterias coronarias. *Informe de progreso n.º 1 del proyecto multidisciplinar de Investigación y Desarrollo Ref. 11.197. Universidad politécnica de Madrid*, 2000.
- García-García, J. y García-Orden, J.C. Estudio del flujo sanguíneo en bifurcaciones de arterias con paredes deformables, aplicación al caso de arterias coronarias. *Informe de progreso n.º 2 del proyecto multidisciplinar de Investigación y Desarrollo Ref. 11.197. Universidad Politécnica de Madrid*, 2001.
- García-Orden, J.C. Modelos mecánicos de paredes arteriales. *Informe final del proyecto multidisciplinar de Investigación y Desarrollo Ref. 11.197. Universidad Politécnica de Madrid*, 2001.

Hibbit, Karlsson, y Sorensen. *ABAQUS User's manual*, 1998.

Holzapfel, G.A. Structural and numerical models for the (visco)elastic response of arterial walls with residual stresses. *Course on biomechanics of soft tissue, CISM*, 2001.

Rachev, A. Remodeling of arteries in response to changes in their mechanical environment. *Course on biomechanics of soft tissue, CISM*, 2001.

Wentzel, J.J. *Shear stress and the vessel wall*. Tesis Doctoral, Erasmus Universiteit Rotterdam, 2000.