

Análisis de la variación del flujo sanguíneo en la bifurcación carótida con diferentes grados de estenosis, utilizando MEF.

Vilalta G.*, Dago Y.*, O'Connor J.**, Calas, H.**, Figueredo J.**.

* Grupo de Modelación Biomecánica, Facultad Ingeniería Mecánica. CUJAE. Habana. Cuba.

** Instituto de Cibernética, Matemática y Física, Universidad de la Habana. Habana. Cuba.

(Recibido el 18 de abril de 2007; aceptado el 3 de julio de 2007)

Resumen.

Las enfermedades vasculares en general y las cardiovasculares (ECV) en particular constituyen uno de los más serios problemas de salud actualmente. Estas enfermedades son resultado de la combinación de dos factores, la pérdida de las propiedades mecánicas de las paredes de los vasos sanguíneos y las modificaciones en los parámetros hemodinámicos. Debido a esto, es importante cualquier esfuerzo que se realice para prevenir y mitigar el surgimiento y desarrollo de las mismas. Dentro de las ECV, una de las más frecuentes es la estenosis, que consiste en una reducción de la luz arterial, como consecuencia del depósito de lípido o grasa en la capa interior de la arteria. En el presente trabajo se estudia, a través de la modelación numérica, la influencia de la viscosidad de la sangre en el caudal del flujo sanguíneo en la bifurcación carótida. El estudio se realizó para tres valores de grado de estenosis ($SS = 30, 60$ y 75%) y 5 valores de viscosidad ($3,5$ cP, 7 cP, 20 cP, 35 cP, 50 cP). Los resultados muestran que para incrementos de la viscosidad hasta 7 cP, existe una reducción significativa del flujo sanguíneo. Para valores mayores de viscosidad el caudal por el sistema tiende a permanecer constante, lo cual es consistente con la práctica médica.

Palabras claves: Dinámica de los fluidos, adición de polímeros, elementos finitos, bifurcación carótida.

1. Introducción.

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son unas de las primeras causas de muerte en el mundo. Por ejemplo, en el 2001, un tercio de las muertes en el mundo fueron causadas por estas enfermedades, tendencia que se mantiene en la actualidad.

Dentro de las enfermedades cardiovasculares más comunes se encuentra la estenosis que consiste en la obstrucción parcial de la sección de un vaso sanguíneo debido a la acumulación, sobre la capa íntima de la arteria, de sustancias generalmente de origen lípidos. A la placa que se forma debido al depósito de lípidos se le conoce como placa de ateroma (o ateromática) la que dificulta y provoca disminuciones importantes del caudal sanguíneo a través de la sección arterial en que se ha desarrollado dicha placa. Debido a esto pueden ocurrir accidentes vasculares (trombos, derrames cerebrales etc.) con serias amenazas para la salud. Esta es una enfermedad que tiende a localizarse geométricamente en los bordes exteriores de las bifurcaciones del sistema circulatorio, siendo la tensión tangencial sobre la pared arterial (WSS, por sus siglas en inglés) la variable mecánica que está directamente

relacionada con la propensión a la acumulación de sustancias. La tensión tangencial es una fuerza que actúa sobre la superficie interior del vaso sanguíneo.

De ahí que, encontrar una solución que permita restablecer los niveles normales de caudal sanguíneo en el sistema circulatorio, aún cuando la arteria esté estenosada, resulta extremadamente importante. Según Rigla, J (2003) y Polimeni *et al* (1989) entre otros, la solución básica para la estenosis consiste en colocar un *stent* a través de una angioplastia como se muestra en la figura 1. Un *stent* es un dispositivo mecánico que consiste de una malla metálica que se coloca dentro de la arteria, en la zona afectada de la misma, para recuperar las dimensiones naturales de la luz arterial y de esta forma devolver al paciente el flujo sanguíneo normal. La desventaja básica de esta solución es que se somete al paciente a una cirugía (aunque de mínimo acceso) con los riesgos que esto conlleva, además de ser un cuerpo extraño en el organismo con la poca certeza de como puede éste reaccionar.

Para superar las desventajas de este método, sería conveniente buscar una solución de tipo no invasivo. La misma podría estar relacionada con la modificación de las propiedades físicas de la sangre, fundamentalmente

de la viscosidad. Se puede asumir, de manera preliminar, que este efecto se puede lograr utilizando el principio activo del mecanismo de la disminución de pérdidas por adición de sustancias, como los polímeros, en flujos (Polimeni et al 1985; Polimini & Ottenbreit 1989).

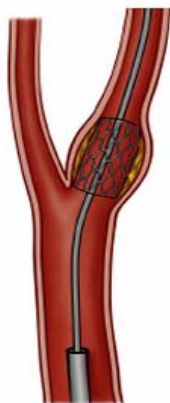


Figura 1. Esquema de la colocación de un stent, en una arteria estenotizada.

Estudios experimentales en animales (Polimini & Ottenbreit 1989) han demostrado que el suministro de cantidades previamente determinadas de ciertos polímeros han restablecido los niveles de flujo sanguíneo, aún cuando la arteria permanece estenotizada. Por razones obvias no existen reportes sobre posibles aplicaciones del método en seres humanos, de aquí la necesidad de buscar otra alternativa que permita evaluar los efectos del método. Es por esto que se propone como objetivo del presente trabajo el establecer un modelo de comportamiento material de la sangre, que incluya los efectos de cambio de viscosidad y que pueda ser implementado por el método de los elementos finitos (MEF), para evaluar la influencia del incremento de la viscosidad de la sangre en el flujo sanguíneo para diferentes valores de estenosis de la bifurcación carótida.

2. Métodos y materiales.

Modelo geométrico.

La obtención de un modelo geométrico adecuado, ha sido una de las principales limitantes para obtener resultados confiables en la modelación del flujo sanguíneo, ya que cualquier simplificación tiende a ocultar interesantes aspectos fisiológicos. Los primeros modelos registrados en la literatura fueron modelos simplificados de patrones de la geometría arterial.

El desarrollo reciente de técnicas CAD más poderosas, ha posibilitado la obtención de modelos más realistas. En este aspecto el desarrollo alcanzado en el tratamiento de imágenes médicas ha sido un

complemento esencial ya que este ha sido capaz de brindar el modelo más exacto para la investigación.

Ante la imposibilidad de disponer de un software que permita la transformación de imágenes médicas en objetos mecánicos, en el presente trabajo se procedió de la siguiente forma; inicialmente se realizó una investigación bibliográfica sobre la forma geométrica y las dimensiones (en valores medios) de la bifurcación carótida, cuyo análisis se consultó con médicos especialistas en neurología. Con estos resultados y con el auxilio de una imagen de la literatura (figura 2 obtenida de Cebal et al, 2002), se obtuvo una imagen utilizando el software de diseño mecánico *Mechanical Desktop* v6, la que se muestra en la figura 3.

De la comparación de las figuras 2 y 3, se observa la semejanza entre ambos dominios geométricos, lo cual permite concluir que la geometría, aunque “no realista” por el procedimiento de obtención, es válida para el modelo pretendido.

Una vez obtenida esta imagen mecánica, se procede a la importación de la imagen al software de modelación por elementos finitos, en este caso el ANSYS v.10, cuidando que el proceso de conversión de imagen mecánica a dominio geométrico sea cuidadoso verificándose que todas las entidades se hayan conservado.

El procedimiento para obtener los dominios geométricos en los casos de bifurcación carótida con diferentes grados de estenosis fue similar al anteriormente expuesto. Una vez obtenido el dominio geométrico de la bifurcación carótida, se utilizaron herramientas propias del ANSYS, para generar una esfera ubicada convenientemente y a través de operaciones *booleanas* obtener el dominio geométrico de la bifurcación carótida estenotizada.

Para la generación de la malla se utilizó un elemento hexaédrico de 8 nodos, el que permite definir los siguientes grados de libertad para el problema analizado: Cx, Cy, Cz, y la presión.



Figura 2. Imagen de la bifurcación carótida obtenida de la literatura.



Figura 3. Imagen de la bifurcación carótida obtenida en el *Mechanical Desktop v6*.

3. Modelo del flujo sanguíneo.

El modelo matemático utilizado para el flujo sanguíneo en arterias grandes, resuelve las ecuaciones de Navier-Stokes para un fluido permanente, tridimensional, incompresible y Newtoniano.

Para la solución de las ecuaciones de gobierno para cada grado de libertad se utilizó un algoritmo secuencial segregado, o sea, la matriz sistema derivada de la discretización por elementos finitos es resuelta separadamente.

Las ecuaciones que definen este modelo son:

Ecuación de continuidad

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

Ecuación de la cantidad de movimiento

$$\frac{D\vec{C}}{Dt} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 \vec{C} \quad (2)$$

Donde C es el vector velocidad, P es la presión, μ es el coeficiente dinámico de la viscosidad y ρ es la densidad.

La sangre fue modelada como un fluido con viscosidad $\mu=0.004$ cP y densidad 1050 kg/m^3 . La velocidad media de entrada de la bifurcación carótida es 84 mm/s y el diámetro es 8 mm . Con estas magnitudes como referencia, el número de Reynolds, es 177.

La tabla no. 1 muestra las diferentes condiciones de flujo y de la bifurcación carótida que serán modeladas en el presente trabajo.

Tabla.1. Condiciones geométricas y de flujo evaluadas en el presente trabajo.

Viscosidades, (cP)	3.5, 7, 20, 35 50
Grados de estenosis SS, (%)	0, 30, 60, 75
Velocidades (m/s)	0.084, 0.059, 0.034, 0.021

4. Discusión.

Antes de discutir los resultados se destacan dos aspectos importantes, que resuelven limitaciones de tipo experimental y que permiten obtener tendencias a partir de variación de parámetros. Inicialmente se asume una relación lineal entre el caudal de sangre y el grado de estenosis, como se muestra en la figura 4. Aquí el término Q representa el por ciento del flujo sanguíneo que circula por la bifurcación carótida, con respecto al grado de estenosamiento.

Por otro lado, se han asumido valores arbitrarios de la viscosidad de la sangre. Como se conoce, la modificación de la viscosidad de la sangre se ha asumido como resultado de la adicción de una determinada sustancia (por ejemplo un polímero), por lo tanto debe determinarse la relación entre la cantidad de esa sustancia adicionada, C_w , y la viscosidad del fluido μ , mediante la realización de ensayos reológicos.

En el presente trabajo, se utilizaron los siguientes valores arbitrarios de viscosidad: 3,5 cP, 7 cP, 20 cP, 35 cP, 50 cP. Es importante señalar que la arbitrariedad de estos valores conlleva a no considerar la posibilidad de formación de coágulos.

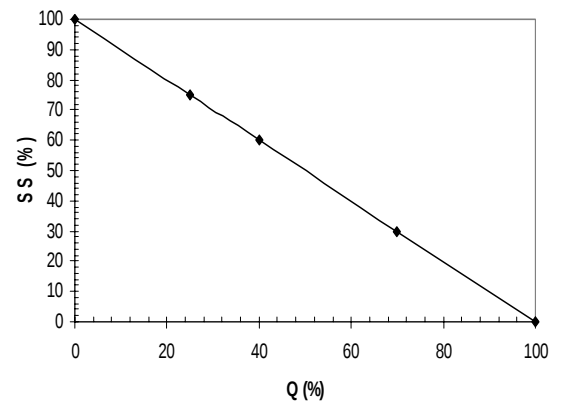


Figura 4. Relación lineal, asumida, entre el caudal y grado de estenosis.

Una vez definidos estos dos aspectos, se modeló el comportamiento del flujo sanguíneo para la bifurcación carótida fisiológicamente sana, a fin de determinar las regiones proclives para el surgimiento de la estenosis.

Los resultados obtenidos, figura 5, muestran que, a partir de una condición de contorno de velocidad homogénea en la entrada, el flujo se desarrolla en todo el tronco de la arteria carótida común hasta llegar a la región de bifurcación, donde se divide por las ramas interna y externa de la arteria carótida. El campo de velocidad obtenido muestra que en las zonas adyacentes a la entrada de estas ramas, se forman regiones de recirculación y de baja velocidad. Se estima que en estas

regiones se crean condiciones propicias para que se forme la placa ateromática debido al depósito de lípidos y grasas, condiciones básicas para el surgimiento de la estenosis. Este resultado es consistente con otros de la literatura (Vilalta *et al*, 2005). Esta estructura de circulación del flujo provoca que el área real de paso del flujo se reduzca, provocando que éste se acelere localmente, aunque no existen evidencias que se induzcan inestabilidades locales y consecuentemente a un paso transitorio a la turbulencia.

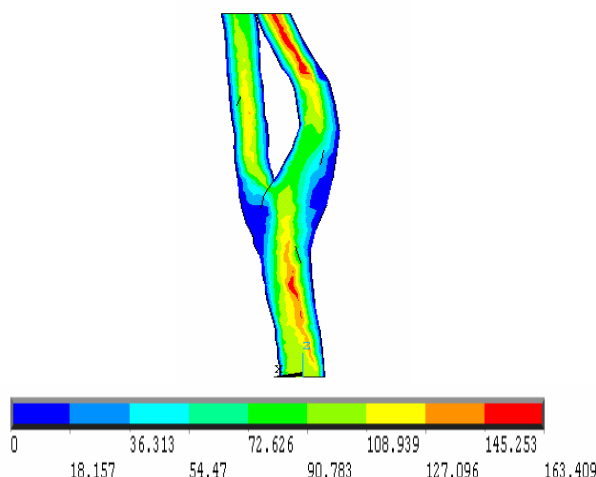


Figura 5. Estructura del campo de velocidades en la bifurcación carótida fisiológicamente sana (SS=0 %)

Con este resultado, se considera que la placa ateromática se formará en la región de la carótida externa (rama de la derecha), cuyo efecto consistirá en la sustracción de una parte utilizando operaciones *booleanas* como se explicó en el epígrafe 2.

La variación de la viscosidad mostró ejercer poca influencia en los patrones de velocidad, provocando discretas disminuciones de esta. La figura 6 muestra los resultados de la modelación para diferentes condiciones.

5. Determinación del caudal en la bifurcación carótida, para diferentes grados de estenosis y viscosidad.

La disminución de la luz arterial provoca disminuciones del flujo sanguíneo en el sistema circulatorio. Atendiendo a los resultados obtenidos en el presente trabajo, el análisis de la variación del caudal se realizó en la zona donde ocurre la estenosis.

Como se conoce, el caudal Q se determina a través de la ecuación de continuidad, la cual para un modelo como el estudiado, se expresa por la ecuación:

$$Q = CA \quad (3)$$

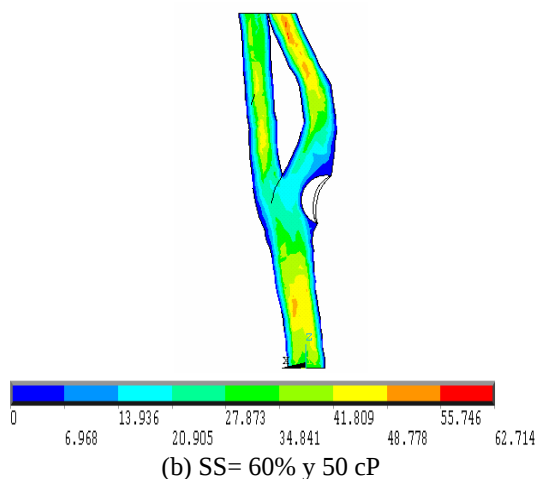
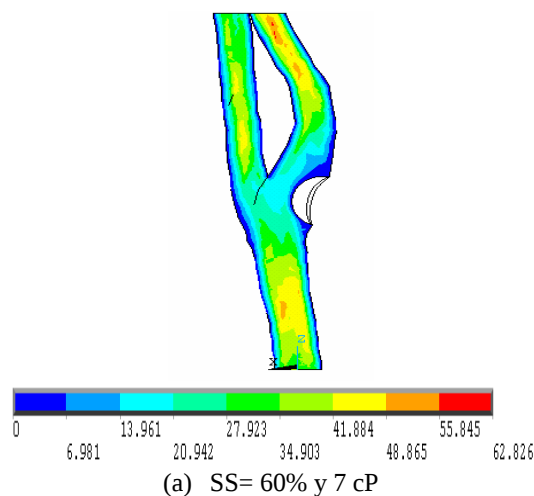


Figura 6. Influencia de la viscosidad,

Donde C es la velocidad media, y A el área de paso del flujo.

6. Determinación de la velocidad media.

Para el trabajo con las velocidades se utilizó la ley de distribución parabólica, que caracteriza el perfil de velocidad para un flujo laminar, la cual se expresa:

$$\frac{C_r}{C_{\max}} = \left(1 - \left(\frac{r}{R} \right)^2 \right) \quad (4)$$

Esta ecuación relaciona la velocidad C_r en un punto situado a un radio genérico r de la sección transversal de radio R , con la velocidad máxima $C_{\max}$ en la misma.

Una vez obtenido el valor de la velocidad máxima, se puede determinar la velocidad media a través de la ecuación (7), la cual es válida para flujos laminares.

$$C = \frac{C_{maz}}{2} \quad (5)$$

Para la determinación del perfil de velocidades (C_r vs r), se define un plano perpendicular a la dirección del flujo, en la zona donde la estenosis provoca la menor área de paso, como se muestra en la figura 7, para $SS=0\%$.

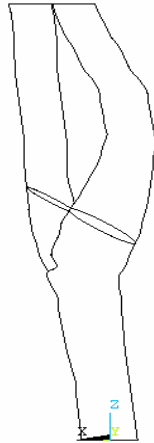


Figura 7. Representación del corte realizado, $SS=0\%$, para obtener el perfil de velocidades.

Como la sección que representa este plano es bidimensional y el mallado es libre, solo un número pequeño de nodos estarán localizados sobre ella, lo cual dificulta la obtención de datos para trazar el perfil de velocidades.

Para resolver esta situación, se utilizó un procedimiento a partir del cual, empleando el vector normal del plano, se puede obtener una nube de nodos cercanos a la sección de interés. Esto se logra definiendo un volumen en base a planos paralelos a la sección que se quiere estudiar y separados de esta por una pequeña distancia.

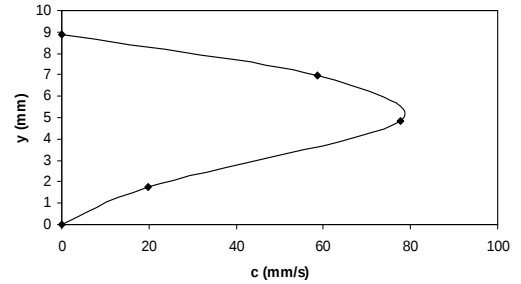
El algoritmo para determinar los nodos de interés se implementó en MatLAB 6.5 debido a la facilidad que brinda este sistema para manejar la base de datos que ofrece el ANSYS con las coordenadas de cada nodo.

Posteriormente se trazó una línea por la parte más estrecha de la sección, y se determinaron los nodos (coordenadas y valor de velocidad) que se encuentran sobre esta línea. Algunos ejemplos de los resultados obtenidos se muestran en la figura 8, para distintos grados de estenosis y viscosidad.

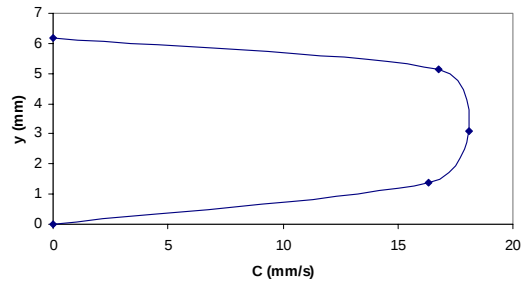
Con los perfiles de velocidad se pasó a determinar la velocidad máxima en la sección, seleccionándose para esto aquel nodo que estuviese más cerca del centro de la misma. Los errores, en términos de posición de punto

escogido con respecto al eje, variaron entre 9 y 11 %, por lo que se considera válida la suposición.

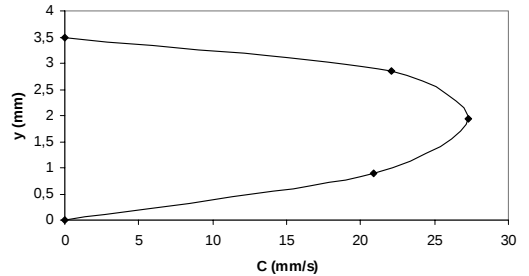
Con estos valores de velocidad máxima determinados, se aplicó la ecuación (4) para obtener el valor de la velocidad media, C , cuyos resultados, para todas las condiciones analizadas en el presente trabajo, se muestran en la tabla no. 2



(a) $SS=0\%$ y 3.5 cP



(b) $SS=30\%$ y 50 cP



(c) $SS=60\%$ y 50 cP

Figura 8. Perfiles de velocidades en la sección más estrecha de la estenosis para diferentes condiciones.

7. Determinación del área de paso del flujo.

Al igual que la obtención de los valores de velocidad media, la determinación del valor del área de la sección tomada de referencia para cada caso de estenosis, es un procedimiento muy complejo, para lo cual se realizaron diferentes operaciones.

La imagen del plano de corte como la obtenida en la figura 6, es guardada en un archivo formato *.png* y posteriormente exportada al software de edición

vectorial *CorelDraw*, lo que permite obtener el contorno de la sección, la cual se representa como una curva *SPLINE* cerrada. El contorno de la sección, se ajusta a su tamaño real utilizando para esto la distancia entre los puntos más alejados Este proceso se muestra en la figura 9.

Posteriormente, este objeto en formato .dxf, se reimporta al software de modelación tridimensional 3DStudioMAX donde se convierte a .iges y finalmente este es importado al software de modelado NURBS Rhyno3D para la determinación del valor del área de la sección de corte en mm².

Las áreas geométricas correspondientes a 30, 60 y 75 % de estenosis, se obtienen a partir de operaciones booleanas, sustracción del área de la sección transversal de la ICA, utilizando en el *CorelDraw*, círculos concéntricos de radios equivalentes al 30, 60 y 75 %, como se muestra en detalles en la figura 10.

Como resultado de este procedimiento, se obtuvieron las áreas de las secciones transversales para diferentes grados de estenosis.

- Para SS=0 %, el área es 48,56 (+/- 1e-008) mm²
- Para SS=30 %, el área es 39,63 (+/- 1e-008) mm²
- Para SS=60 %, el área es 20,36 (+/- 1e-008) mm²
- Para SS=75 %, el área es 10,56 (+/- 1e-008) mm²

Tabla no. 2 Valores de velocidad media (mm/s) para todas las condiciones analizadas.

μ (cP) SS (%)	3.5	7	20	35	50
0	55,230	10,478	10,485	28,611	13,159
30	12,625	11,455	23,887	12,022	12,022
60	14,554	9,569	12,638	12,222	19,768
75	10,634	9,619	9,619	9,19	10,634

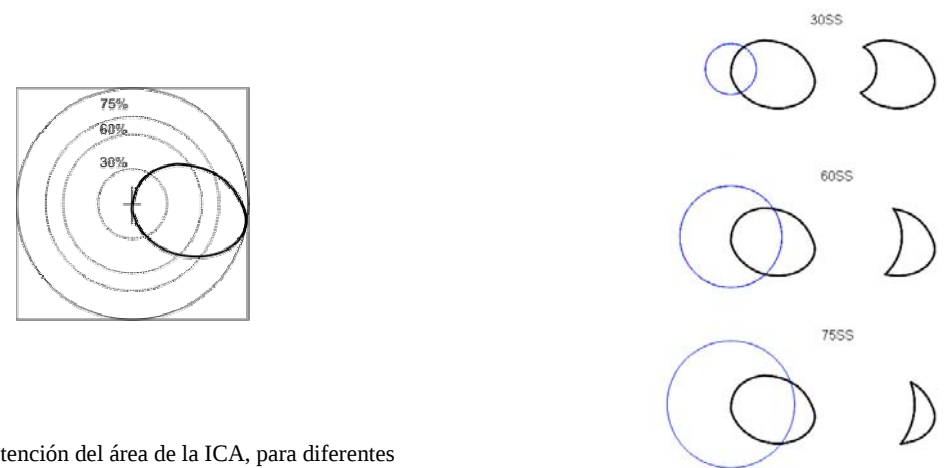
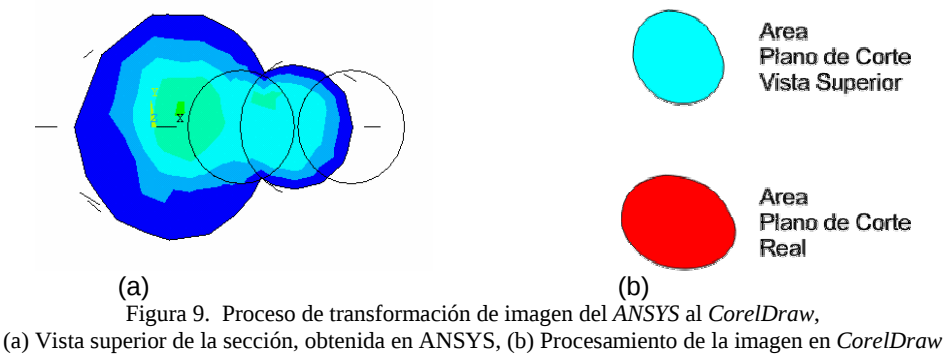


Figura 10. Obtención del área de la ICA, para diferentes grados de estenosis.

8. Cálculo del caudal.

Una vez determinados los valores de la velocidad media y del área en la rama externa de la bifurcación carótida, los resultados se muestran en la figura 11.

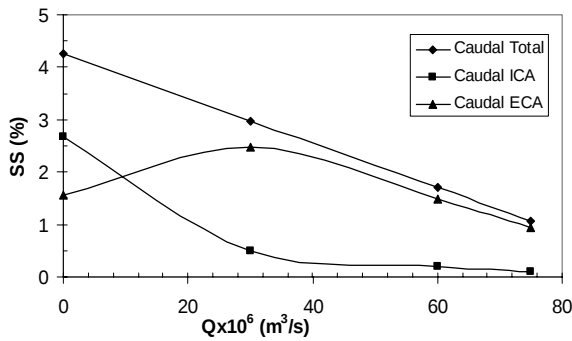


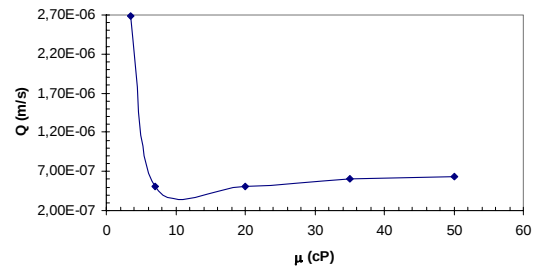
Figura 11. Distribución de caudal por las ramas de la bifurcación carótida.

Se observa que el caudal por la rama interna de la carótida disminuye sensiblemente por los altos valores de resistencia impuestos como resultado del estenosamiento de esa rama. Esto provoca una mayor circulación por la rama externa.

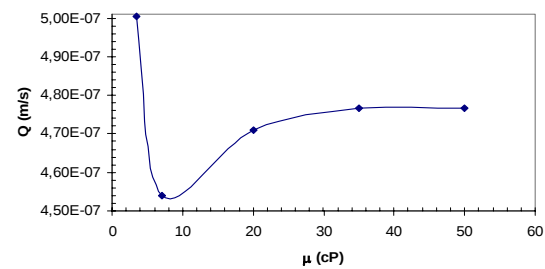
En las figuras 12 a-b-c se muestra la variación del caudal por la rama interna como función del grado de estenosamiento y de la viscosidad. De forma general se obtuvo una tendencia similar para todos los casos. El aumento de la viscosidad provoca una disminución del caudal, de forma bien acentuada, fundamentalmente para viscosidades del orden de 3,5 cP y 7 cP. En este punto alcanza su menor caudal. Con el ulterior incremento de la viscosidad, ocurre un ligero aumento del caudal y a partir de aquí este se mantiene constante.

Se estima que el comportamiento está basado en el efecto que tiene el incremento de la viscosidad sobre los flujos newtonianos. Un incremento de la viscosidad implica una disminución del caudal. Esto presupone que la adición de polímero y su consecuente aumento local de la viscosidad deben interactuar con el flujo de una forma diferente desde el punto de vista microscópico.

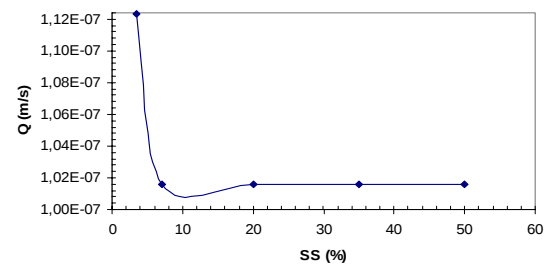
Estos resultados son coincidentes con la práctica clínica que dicta que, en aquellos casos donde es necesario incrementar el flujo sanguíneo, se suministra medicamento (frecuentemente el Ácido Acetilsalicílico, ASA) que provoca la disminución de la viscosidad de la sangre. A partir de aquí se puede concluir que, el principio de la adición de polímeros no es aplicable al sistema circulatorio.



(a) SS=0 %,



(b) SS=30 %



(c) SS=75 %

Figura 12. Variación del caudal en la ICA

9. Conclusiones.

En el presente trabajo se realizó un estudio numérico para determinar la variación del flujo sanguíneo en la bifurcación carótida, cuando esta presenta diferentes grados de estenosamiento utilizando el MEF. Dos consideraciones básicas fueron asumidas en este trabajo: La variación de la viscosidad se considera producto de la adición de una determinada sustancia, por lo que es necesario conocer la relación entre la cantidad de esa sustancia y la viscosidad resultante. Por imposibilidad de obtener experimentalmente un modelo que caracterice esta relación, se consideraron valores aleatorios de viscosidad. Como segundo elemento se asumió una dependencia lineal entre el caudal y el grado de estenosis.

Para la modelación fue utilizado un modelo de tipo 3D, laminar, incompresible, newtoniano, adiabático y permanente que fue implementado por el método de los elementos finitos a través del software ANSYS v10.

De los resultados obtenidos se obtienen las siguientes conclusiones:

1. La región más propensa al desarrollo de la capa ateromática, es la región adyacente a la entrada de las ramas de la bifurcación carótida, debido a los bajos valores de velocidad que ahí ocurren. Se estimó que aquí es donde ocurre el estenamiento de la arteria.
2. Debido a las regiones de baja velocidad, hay un estrechamiento de la sección de paso en la rama interna de la carótida, lo que provoca aceleraciones locales del flujo, sin evidencia de paso transitorio a la turbulencia.
3. No hay variación significativa de la estructura del flujo cuando varía la viscosidad del flujo sanguíneo. Solamente se observan que los patrones de velocidad se desplazan a rangos menores.
4. A través del modelo fue posible obtener la distribución de caudal por las ramas internas y externas de la bifurcación carótida.
5. Con el incremento de la viscosidad (3,5 cP a 7 cP) ocurre una disminución del caudal, lo cual es coincidente con el comportamiento de los flujos newtonianos a altas viscosidades. Con el ulterior incremento de la viscosidad, el caudal se mantiene constante, esto presupone que la adición de polímero y su consecuente aumento local de la viscosidad deben interactuar con el flujo de una forma diferente desde el punto de vista microscópico
6. Los resultados son consistentes con la práctica clínica que estipula una disminución de la

viscosidad de la sangre para lograr incrementos del caudal.

7. El método de los elementos finitos constituye una vía adecuada para la modelación del flujo de sangre a partir de un modelo como el definido en el presente trabajo.

10. Bibliografía.

1. Cebal J. R., Löhner. R., & Soto O. Finite Element Modeling of Blood Flows in Healthy and Diseased Arteries, V WCCM, July 7-12, Vienna, Austria, 2002
2. Polimeni, P.I; Ottenbreit, B.T; Coleman, P Enhancement of aortic blood flow with a linear anionic macropolymer of extraordinary molecular length, J. Mol. Cell. Cardiol., 17(7), pp. 721-724, Jul. 1985.
3. Polimeni, P.I; Ottenbreit, B.T; Hemodynamic Effects of a Poly(ethylene oxide) Drag Reducing Polymer, polyox WSR N-60K, in the Open-Chest Rat J. Cardiovasc. Pharmacol, 14(3), pp. 374-380, Sep; 1989.
4. Polimini & Ottenbreit 1989
5. Rigla, J. Efecto de los fármacos utilizados tras angioplastia coronaria con stent. [www.tesisenxarxa.net/TESIS_UB/AVAILABLE/TDX-0123104-111707/\(15/04/2007\), \(2003\)](http://www.tesisenxarxa.net/TESIS_UB/AVAILABLE/TDX-0123104-111707/(15/04/2007), (2003)
6. Vilalta, G. Dago, Y. & Otero, D. "Estimación, por modelación numérica, del surgimiento y progresión de enfermedades cardiovasculares", Memorias del XX COPIMERA, Habana, Oct. 2005

Analysis of the blood flow rate variation at the carotid bifurcation with different stenosis levels, using FEM.

Abstract

Circulatory diseases, particularly cardiovascular diseases, are among the most serious health problems that we have today. They result from the combination of two main factors, the loss of mechanical properties in the vessel wall and the modification of the hemodynamic parameters. Due to this, any effort done in order to prevent the appearance of these diseases or to mitigate them is of great importance. Among the CVD, one of the most frequent is the stenosis, which consists in the reduction of the cross section of the arteries as a result of lipid deposit in the inner layer of the vessel. The present paper studies the influence of the blood viscosity in the flow at the carotid bifurcation through the numerical modeling. The study was carried out for three stenosis levels, (SS=30, 60 and 75 %) and five viscosity values, (3,5 cP, 7 cP, 20 cP, 35 cP, 50 cP). The results obtained show a significant reduction in the blood flow for viscosities increasing up to 7 cP. For greater viscosities values the system flow remains constant, which is consistent with the medical practice

Key words: Fluid dynamic, polymer addition, finite element formulation, carotid bifurcation.