

INTERFERENCIA DEL CATÉTER ANGIOPLÁSTICO EN EL FLUJO A TRAVÉS DE UNA ARTERIA CORONARIA CON ESTENOSIS

Sebastián Ubal, Diego M. Campana, Carlos M. Corvalán y José Di Paolo*

Grupo Biomecánica Computacional – Facultad de Ingeniería
Universidad Nacional de Entre Ríos, CC 47, 3100. Paraná, Argentina
*email: josedp@alpha.arcrde.edu.ar

RESUMEN

Se presenta la solución numérica basada en MEF del flujo de sangre en un tramo de arteria con un alto porcentaje de obstrucción. La solución se realiza sobre un dominio de flujo cuya geometría fue obtenida por medios angiográficos, con presencia de un catéter angioplástico para registro. También se resuelve el modelo para el caso fisiológico antes de la introducción del catéter. Los resultados para ambas situaciones son comparados para conocer las desviaciones que la presencia del catéter induce en la caída de presión registrada.

ABSTRACT

The FEM solution of blood flow in a tract of artery with a high percentage obstruction is presented. The solution is carried out on a flow domain whose geometry was obtained by angiographic methods for the case when a register catheter is present. The model for the physiologic case before catheter introduction is also solved. The results of both situations are compared to know the deviation in drop pressure induced by catheter.

INTRODUCCIÓN

En la angioplastia de arterias coronarias por balón, la introducción del catéter altera la geometría del vaso produciendo aplastamiento de la placa de ateroma (estenosis) y en algunos casos bloqueo del flujo. Esto tiene consecuencias sobre la caída de presión a ambos lados de la lesión y el caudal circulante, respecto a la situación fisiológica real (en ausencia del catéter) [1]. Dicha caída de presión modificada es la que registran los sensores de los catéteres, sin que haya datos de la situación fisiológica real que permitan corregir tales registros. La simulación del fenómeno, utilizando un modelo fundado en las ecuaciones de la mecánica del continuo, adquiere importancia clínica porque permite la cuantificación de estas desviaciones para efectuar diagnósticos correctos.

En este trabajo se resuelve numéricamente un modelo basado en las ecuaciones de Navier-Stokes y continuidad para el flujo de sangre, a la vez que se suponen hipótesis de axisimetría, rigidez de las paredes arteriales [2] e incompresibilidad de la placa de ateroma. La técnica numérica basada en MEF, resuelve las ecuaciones en una geometría adquirida por medios angiográficos [3], correspondiente a una arteria coronaria con estenosis en presencia del catéter. También se resuelve el flujo, en la misma arteria, en condiciones previas a la introducción del catéter para predecir las desviaciones en la caída de presión translesional.

Los resultados para fluido newtoniano se validaron con los obtenidos con modelos no newtonianos para la sangre [2]. Se presenta un diagrama de caída de presión en función del caudal circulante, para

tres porcentajes de estrechamientos en la situación con catéter, y para un caso en ausencia del mismo para comparación.

MODELO DE ECUACIONES

La Fig. 1-a muestra el canal de flujo axisimétrico en escalas dimensionales de representación, donde se produce el fenómeno en estudio. En virtud de la incompresibilidad de la placa de aterosclerosis, el catéter al penetrar en la arteria redistribuye la lesión, extendiéndola corriente abajo y aumentando el radio mínimo de la estenosis. La Fig. 1-b representa en escalas dimensionales, la misma arteria y placa en las condiciones previas a la introducción del catéter.

En ambos casos, los canales están geoméricamente rectificadas en sus contornos a través de tramos rectos. El flujo avanza de izquierda a derecha y los canales poseen áreas de entrada y salida iguales. Se distinguen cinco zonas de flujo que se indican en la Fig. 1-a: una de entrada compuesta por un largo tramo recto (I), otra donde se produce la convergencia del canal producto de la estenosis (II), una zona media muy estrecha y de área constante (III), una zona de salida compuesta por un tramo divergente bastante abrupto (IV) y un tramo final recto (V).

El caudal que ingresa en el tramo de arteria considerado varía periódicamente con el tiempo. La onda de flujo pulsátil utilizada en esta simulación se muestra en la Fig. 2, indicando la velocidad media espacial en la sección de entrada a lo largo de un período de pulsación cardíaca; la misma aparece escalada con la máxima velocidad media y se indica el valor medio temporal. El pulso guarda similitud con los obtenidos mediante observación por catéter Doppler en una arteria coronaria circumflexa [4].

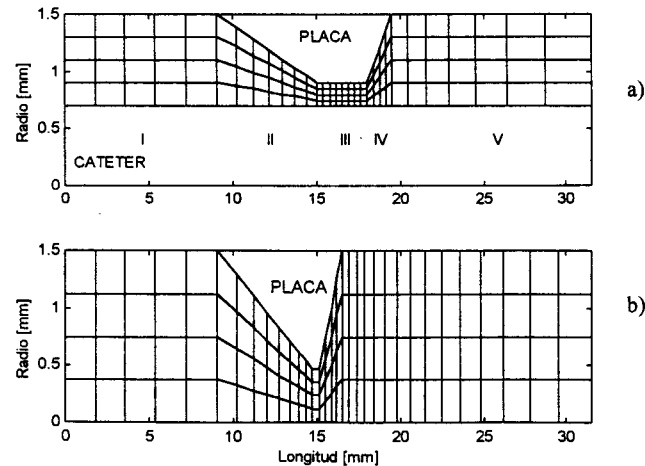


Fig. 1: Dominio dimensional de flujo y mallado característico esquemático. a) Geometría obtenida por observación angiográfica. b) Forma de la lesión antes de la introducción del catéter.

La simulación del flujo se realizó a través de las ecuaciones de Navier-Stokes y continuidad. Aunque la sangre posee características no newtonianas, dadas las magnitudes de los gradientes de velocidad que se producen en arterias coronarias de estas dimensiones ($> 200 \text{ s}^{-1}$), se justifica la aproximación newtoniana de la sangre con una viscosidad de $3,45 \times 10^{-3} \text{ Pa s}$ [5, 6] y una densidad de $1,05 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$. Esto es:

$$\rho \left[\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j u_{i,j} \right] = \sigma_{i,j,j} + \rho f_i \quad (1)$$

donde

$$\sigma_{i,j} = -p\delta_{i,j} + \tau_{i,j} \quad (2)$$

$$\tau_{i,j} = \eta (u_{i,j} + u_{j,i}) \quad (3)$$

y

$$u_{i,i} = 0 \quad (4)$$

con $i, j = 1, 2$. Las ecuaciones fueron simplificadas al despreciar los efectos gravitacionales. Además, fueron convenientemente adimensionalizadas tomando como variables características: el radio de la arteria, la máxima velocidad media espacial en la sección de entrada y el periodo de la pulsación cardiaca.

Las condiciones de contorno para el sistema de ecuaciones varían, según se resuelva el flujo en la arteria con el catéter introducido o sin él, en el caso de la situación fisiológica real. No obstante, en ambos casos se supuso en el área de ingreso al canal, un perfil de velocidades Poiseuille para cada tiempo, cuya velocidad media es la correspondiente a dicho tiempo en la Fig. 2.

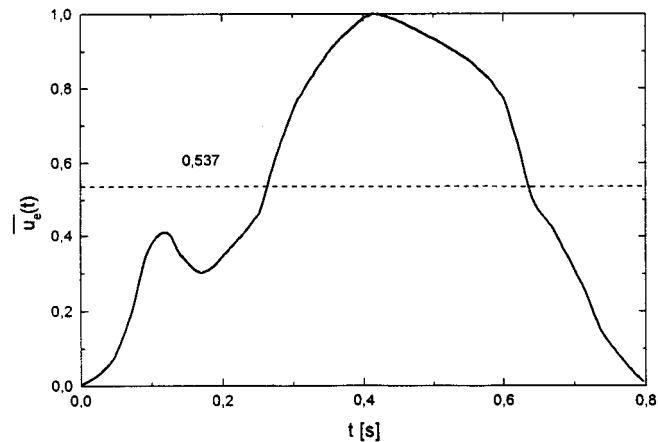


Fig. 2: Velocidad media espacial de entrada, durante un ciclo cardíaco. La línea de trazos indica el valor de la media temporal.

Condiciones de contorno para la arteria con catéter:

Se utilizan condiciones de contorno de no deslizamiento sobre la superficie exterior del catéter y la pared arterial interior (donde se encuentra la placa). En el área anular de salida se supone presión nula y flujo unidireccional. En el área anular de entrada, para cada valor del tiempo, se establecen velocidades radiales nulas y se introduce el siguiente perfil de velocidades axiales (ver Fig. 2):

$$\frac{u}{\bar{u}_s(t)} = 2 \left\{ \frac{\left[1 - \left(\frac{r}{r_0} \right)^2 \right] \ln \frac{r_0}{r_i} + \left[1 - \left(\frac{r_i}{r_0} \right)^2 \right] \ln \frac{r}{r_0}}{\left[1 + \left(\frac{r_i}{r_0} \right)^2 \right] \ln \frac{r_0}{r_i} - \left[1 - \left(\frac{r_i}{r_0} \right)^2 \right]} \right\} \quad (5)$$

Condiciones de contorno para la arteria sin catéter:

En este caso se reemplaza la condición de contorno de no deslizamiento en la pared exterior del catéter por condiciones de contorno de simetría en el eje central de la arteria. El perfil de velocidades axiales de entrada, cambia por:

$$\frac{u}{\bar{u}_s(t)} = 2 \left[1 - \left(\frac{r}{r_0} \right)^2 \right] \quad (6)$$

Para esta situación, anterior a la introducción del catéter, la geometría es distinta. La Fig. 1-b muestra la geometría sin catéter correspondiente a la Fig. 1-a. La Fig. 1-b se ha generado conociendo el radio mínimo de la estenosis ($r_m=0.475$ mm, [2]) y asumiendo semejanza de forma e incompresibilidad de la placa.

TÉCNICA COMPUTACIONAL

El modelo de ecuaciones fue resuelto con un algoritmo de solución simultánea basado en MEF a través del método de Galerkin para las derivadas espaciales y diferencias finitas para las derivadas temporales de las componentes de la velocidad. Se utilizó una formulación mixta con funciones de forma bicuadráticas para la velocidad y bilineales para la presión [7] y se empleó el método de Newton para obtener la solución espacial para cada salto de tiempo. La continuación paramétrica realizada sobre el tiempo fue de orden cero.

Si bien los perfiles de velocidades axiales dados en las ecuaciones (5) y (6), corresponden a un fluido en estado estacionario, el reordenamiento del mismo al flujo pulsátil requiere una considerable longitud del conducto en la entrada. Con el fin de no superar las capacidades computacionales, este tramo recto (≈ 1 cm) fue resuelto separadamente y los perfiles de velocidades obtenidos en el área de salida se utilizaron como condición de borde en los canales que se ven en las Figs. 1-a y 1-b. En ellas se aprecia también un mallado característico, con pocos elementos.

RESULTADOS

Se obtuvieron resultados para obstrucciones en área de 86%, 77% y 50% en la situación con el catéter introducido (CC). Además, se obtuvo un resultado para la situación sin catéter (SC) con una obstrucción del 90% (Fig. 1-b), correspondiente al caso CC de 86% (Fig. 1-a).

Para las tres constricciones de los casos CC, se utilizaron 63 elementos en la dirección axial y 4 elementos en la dirección radial, previendo 11 elementos en la sección I, 14 en la sección II, 16 en la sección III, 8 en la sección IV y 14 en la sección V. La situación SC, se resolvió con el agregado de elementos en toda la zona circundante al máximo estrechamiento, donde se producen fuertes cambios en las variables del flujo; el número total de elementos utilizados en todos los casos fue de 4 en la dirección radial y 80 en la dirección axial.

El código numérico fue ejecutado en doble precisión en una PC Pentium II de 350 MHz con 128 Mb de memoria RAM, insumiendo aproximadamente 22 segundos por iteración para el modelo CC y 36 segundos por iteración para el modelo SC. La obtención de soluciones en todo el periodo de pulsación

cardíaca. fue planificado en 200 pasos de tiempo con una media de cuatro iteraciones del lazo de Newton por paso.

Los resultados de este trabajo fueron comparados con las predicciones obtenidas por Banerjee y otros [2], quienes utilizaron un modelo no-newtoniano de Carreau para la sangre. La validación se realizó contrastando el esfuerzo cortante sobre la pared arterial y la variación de presión en la dirección axial para caudales medios temporales de 10, 30 y 50 ml/min. Se obtuvo muy buena concordancia en todos los resultados, hecho que valida el modelo newtoniano en todo el rango de caudales explorados (especialmente para los mayores).

En la Fig. 3 se muestra la caída de presión que se produce en el tramo de arteria simulado, en función del caudal circulante, para el lapso de tiempo que dista entre el instante correspondiente al pico de velocidad y el final del pulso (ver Fig. 2). En todos los casos se observa un aumento en la diferencia de presión a medida que se incrementa el caudal. Tal como era de esperarse, también se aprecia este comportamiento con el aumento del grado de estrechamiento de la arteria.

Para la situación fisiológica, previa a la inserción del catéter, la caída de presión es considerablemente menor que en la condición CC correspondiente (90% y 86% de obstrucción respectivamente). Aún cuando el área de paso es mayor en el caso CC, los esfuerzos viscosos son más elevados, debido a los mayores gradientes de velocidad que se observan en la región anular de máximo estrechamiento. Ello es la causa de una mayor diferencia de presión que en la situación SC.

Se considera que los resultados correspondientes a la situación SC, deben tomarse en forma conservadora hasta que se disponga de los adecuados recursos computacionales necesarios para discretizar convenientemente la abrupta geometría de este canal.

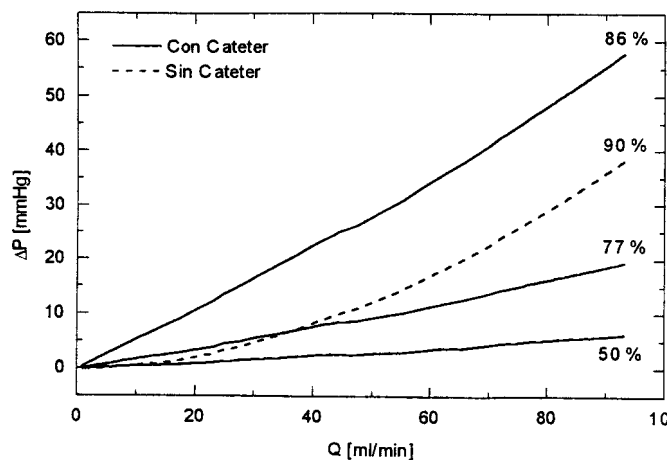


Fig. 3: Caída de presión total en la dirección axial en función del caudal instantáneo (pulsátil), obtenida entre $t=0,42$ s y $t=0,8$ s para tres grados de estenosis.

Para constricciones elevadas, según los resultados de la Fig. 3, las medidas de caída de presión tomadas por los catéteres, se apartarían considerablemente de los valores en la situación fisiológica (SC). Esto es algo que se debería tener en cuenta cuando se estudian arterias con un elevado grado de estrechamiento, y diagramas como el de la Fig. 3 podrían ser de utilidad clínica.

CONCLUSIONES

Se ha resuelto, mediante un eficiente algoritmo computacional, el flujo de sangre en un tramo de arteria coronaria con estenosis en la situación fisiológica real y en el caso en que se encuentra introducido un catéter angioplástico para registro. Resultados preliminares muestran la fuerte influencia del catéter en las condiciones de flujo cuando el grado de estrechamiento en la zona de la placa de ateroma es del orden del 90%. Dicha influencia se ha cuantificado a través de las diferencias detectadas en una variable globalizadora del fenómeno, como lo es la caída de presión en todo el tramo considerado. Estos resultados podrían utilizarse para corregir las mediciones realizadas con catéteres en la práctica clínica.

Agradecimientos: A la Universidad Nacional de Entre Ríos el soporte económico a través del Proyecto de Investigación "Estudio Numérico de los Efectos no Newtonianos en el Fenómeno de Lubricación de las Juntas Sinoviales"; al Becario de Iniciación a la Investigación de la UNER. Sr. Gabriel Filipowicz, la labor desarrollada en la obtención y procesamiento de los resultados.

REFERENCIAS

- [1] Anderson, H. V., Roubin, G. S., Leimgruber, P. P., Cox, W. R., Douglas, J. S. Jr., King, S. B. and Gruentzig, A. R., *Measurement of transstenotic pressure gradient during percutaneous transluminal coronary angioplasty*, Circulation, Vol. 73, 1986, págs. 1223-1230.
- [2] Banerjee, R. K., Back, L. H., Back, M. R. and Cho, Y. I., *Catheter obstruction effect on pulsatile low rate-pressure drop during coronary angioplasty*, J. of Biomech. Eng., Vol. 121, June 1999, págs. 281-289.
- [3] Wilson, R. F., Johnson, M. R., Marcus, M. L., Aylward, P. E. G., Skorton, D. J., Collins, S. and White C. W., *The effect of coronary angioplasty on coronary flow reserve*, Circulation, Vol. 77, 1988, págs. 873-855.
- [4] Sibley, D. H., Millar, H. D., Hartley, C. J. and Whitlow, P. L., *Subselective measurement of coronary blood flow velocity using a steerable Doppler catheter*, J. Am. Coll. Cardiol., Vol. 8, 1986, 1332-1340.
- [5] Back, L. H., Kwack, E. Y. and Back, M. R., *Flow rate-pressure drop relation in coronary angioplasty: catheter obstruction effect*, ASME, J. of Biomech. Eng., Vol. 118, 1996, págs. 83-89.
- [6] Cho, Y. I. and Kensey, K. R., *Effects of the non-Newtonian viscosity of bloods on flows in a diseased arterial vessel: Part I, Steady flows*, Biorheology, Vol. 28, 1991, págs. 241-262.
- [7] Giavedoni, M. D. and Saita, F.A., *The axisymmetric and plane cases of a gas phase steadily displacing a Newtonian liquid- A simultaneous solution of the governing equations*, Phys. Fluids, Vol. 9, 8, 1997, págs. 1-9.