

ESTUDIO COMPARATIVO DEL FLUJO EN ARTERIAS PARCIALMENTE OBSTRUIDAS CON LA PRESENCIA DE UN CATÉTER ANGIOPLÁSTICO: CATÉTER FINITO VS. CATÉTER INFINITO

**Cristóbal Fresno Rodríguez, Sebastián Ubal, Diego M. Campana, Marcelo E. Berli y
José Di Paolo**

*Grupo Biomecánica Computacional, Facultad de Ingeniería - Universidad Nacional de Entre Ríos,
Ruta 11, km 10, 3101, Oro Verde, Entre Ríos, Argentina, cristobalfresno@yahoo.com.ar,
<http://www.bioingeniería.edu.ar>*

Palabras Clave: Catéter angioplástico, estenosis, flujo sanguíneo, placa de ateroma.

Resumen Los catéteres angioplásticos son ampliamente utilizados en el diagnóstico y tratamiento de la patología aterosclerótica. Este tipo de afección del aparato circulatorio consiste en la reducción localizada del calibre de algunos vasos sanguíneos (en general arterias) como consecuencia de la acumulación de distintas sustancias y tipos celulares en la pared interna de los mismos, formando lo que se denomina placa de ateroma.

Junto con otros procedimientos, como la cineangiografía, los mencionados catéteres permiten estimar el grado de oclusión que produce la placa basándose en la caída de presión que se observa a través de la misma. Adicionalmente, son empleados para desbloquear el conducto obstruido, mediante el inflado de un balón angioplástico situado en el extremo del catéter, el cual (previo a la expansión) se ubica convenientemente en el sitio lesionado. Como práctica más reciente, el procedimiento puede ser acompañado con la colocación de un stent en la fase de inflado. Este último dispositivo consiste básicamente en una estructura metálica reticulada que forma una pared cilíndrica. Al inflarse el balón, el stent queda fijado contra la pared interna vascular, con el objeto de impedir que el vaso vuelva a obstruirse.

A pesar de sus reducidos diámetros, los catéteres angioplásticos son huecos. La sangre ocupa este espacio durante el procedimiento, al ingresar por un orificio que posee en su extremo. A diferencia del torrente sanguíneo que se desplaza dentro de los vasos, la sangre alojada en el centro del catéter está prácticamente en condiciones hidrostáticas. La presión que miden estos dispositivos médicos es justamente la del fluido estanco.

En trabajos previos, se ha estudiado la influencia que posee la presencia del catéter sobre la medición de la presión transtenótica. En todos ellos, se modeló al dispositivo como un cilindro largo que pasa a través de la estenosis, ignorando que el mismo posee un extremo (punta) que potencialmente podría producir modificaciones locales del flujo, y por lo tanto introducir desviaciones en las mediciones.

El objetivo de este trabajo es modelar el proceso de medición de la presión sanguínea que realizan los catéteres angioplásticos (teniendo en cuenta que el dispositivo posee una longitud axial finita) y comparar los resultados obtenidos con aquellos correspondientes a un catéter muy largo, para establecer la validez de dicha aproximación que fuera usada en trabajos previos. Para ello, se resuelven las ecuaciones axisimétricas de Navier-Stokes en un dominio "prototipo" donde se modela el extremo de un catéter genérico. Obtenido el campo de flujo, se utiliza dicha información para

calcular la caída de presión que registraría el catéter; cuando estos valores se comparan con las mediciones de simulaciones realizadas con catéteres muy largos, los resultados coinciden aceptablemente bien. Esto sugiere que no es necesario representar fielmente la geometría del catéter para estimar la caída de presión, sino que con una geometría aproximada se obtienen buenos resultados.

1 INTRODUCCION

La aterosclerosis es una de las principales causas de muerte en el mundo occidental. Es una patología caracterizada por una progresiva degeneración de las paredes arteriales, constituida por la acumulación de lípidos, células y tejido conectivo. Esta degeneración ocasiona un engrosamiento de la pared arterial y como consecuencia, una disminución en el lumen (estenosis), dificultando la circulación de la sangre. Este proceso provoca la falta de oxígeno en los tejidos irrigados por este vaso y si la obstrucción es completa puede ocasionar la consecuente muerte (necrosis) de dichos tejidos.

En el caso particular de las arterias coronarias que irrigan al músculo cardíaco, una placa de ateroma puede provocar la necrosis de una zona del corazón, lo que constituye un infarto de miocardio. De aquí la importancia del estudio y caracterización de la hemodinamia en las estenosis ([Anderson et al 1986](#)). Se han desarrollado diversos métodos para el tratamiento de esta patología; uno de ellos es la angioplastia por balón, la cual consiste en la introducción de un catéter mediante una guía. El catéter está provisto de una especie de globo o balón en su extremo que, al atravesar la estenosis, se infla para comprimir la placa y provocar la dilatación del canal de flujo. Este es un método muy utilizado en la actualidad debido a su eficacia y relativamente baja invasividad. Los catéteres utilizados para la angioplastia normalmente permiten la medición de la presión sanguínea. En su interior hueco ingresa sangre, la cual permanece prácticamente estancada durante el procedimiento; la presión de la sangre es registrada por un sensor ubicado en el extremo proximal del dispositivo. Por ello es común la utilización de catéteres angioplásticos para la medición de presiones en cavidades del sistema cardiovascular o caídas de presión a través de estenosis, que se registran ubicando convenientemente el extremo distal del dispositivo.

Es evidente que la presencia del catéter dentro de la arteria provoca cambios en las condiciones del flujo, con respecto a la situación fisiológica o basal, que se da en ausencia del mismo. Esto hace que los valores de las caídas de presión registradas por el dispositivo difieran de la producida en la condición basal, lo que puede conducir a una inadecuada interpretación de la realidad. Este hecho se pone de manifiesto en las grandes caídas de presión reportadas a través de las mediciones (50 mmHg), que llegan a ser aproximadamente la mitad de toda la caída de presión media temporal producida en las arterias coronarias y venas ([Back 1994](#)).

La formulación y utilización de modelos matemáticos de fenómenos biológicos, permite el estudio sistemático sin exponer individuos a situaciones de experimentación. Por tal motivo, puede interpretarse que la utilización de modelos suficientemente validados para la obtención de información de aplicación clínica constituye un método de diagnóstico no invasivo. En este sentido, [Back 1994](#) ha estudiado el efecto de la obstrucción que produce un catéter infinito colocado en forma excéntrica y concéntrica en un tubo recto. Posteriormente, [Back y col. 1996](#) realizaron un modelo que contempló la geometría de un procedimiento angioplástico para valorar la caída de presión que produce la misma. [Banerjee y col. 1999](#) introdujeron, en la forma axisimétrica anterior, condiciones no newtonianas, y utilizaron la onda de pulso (caudales) fisiológico obtenidos mediante registros Doppler. Los resultados muestran que el problema es cuasi estacionario y concluyeron que los efectos del catéter empleado en el

procedimiento influirían en la medición. [Di Paolo y col. 2006](#) –considerando catéteres de longitud axial infinita- valoraron la influencia de utilizar catéteres de diferente radio sobre la caída de presión y consideraron que el caudal circulante se mantiene constante. Los resultados muestran que la caída de presión transtenótica es superior a 40 veces la obtenida sin el catéter, para un radio de catéter comercial típico. Adicionalmente, concluyeron que la resistencia al flujo inducida por el bloqueo depende únicamente del grado de obstrucción total, es decir, la producida por el catéter y la placa de ateroma. Esta resistencia podría ser (dependiendo del grado de la obstrucción) un orden de magnitud mayor cuando se ha insertado un catéter en la lesión. El objetivo de este trabajo es modelar el proceso de medición de la presión sanguínea que realizan los catéteres angioplásticos (teniendo en cuenta que el dispositivo posee una longitud axial finita) y comparar los resultados con aquellos obtenidos al usar catéteres infinitos; de esta forma se pretende conocer el grado de validez de la aproximación usada en trabajos previos ([Di Paolo y col. 2006](#)).

2 FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

En el modelo se consideró a la sangre como un fluido incompresible y newtoniano. Aunque la sangre tiene un comportamiento reológico más complejo, para los caudales y radios de arteria estudiados en este trabajo, el modelo newtoniano constituye una muy buena aproximación ([Banerjee y col. 1999](#) y [Cho y col. 1991](#)). Por simplicidad, en el tramo del conducto analizado, se suponen válidas las condiciones de simetría axial y rigidez de la pared arterial. Esta última hipótesis es ampliamente aceptada, ya que en arterias pequeñas se ha demostrado que la influencia de la elasticidad sobre el flujo es despreciable ([Moayeri y col. 2003](#) y [Back y col. 1996](#)). Las dimensiones de la arteria también tornan despreciables los efectos gravitatorios y se sabe que en estas regiones del árbol circulatorio la sangre circula en condiciones de flujo laminar.

Bajo las hipótesis enumeradas en el párrafo anterior, el flujo está gobernado por las ecuaciones de continuidad y Navier-Stokes.

$$\begin{aligned} \nabla \cdot \mathbf{v} &= 0 \\ \rho \left(\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + \mathbf{v} \cdot \nabla \mathbf{v} \right) &= -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{v} \end{aligned} \quad (1)$$

donde ρ es la densidad de la sangre y μ su viscosidad dinámica.

Las Figs. 2 y 3 muestran las diferentes geometrías axisimétricas utilizadas para representar el dominio físico. Si bien cada placa de ateroma posee una geometría tridimensional única que debería ser fielmente representada si se desea describir el flujo en ella con suficiente exactitud y detalle, el objetivo de este trabajo es realizar un análisis más general, no circunscripto a una geometría tan específica. Los dominios físicos analizados en este trabajo (ver Figs. 2 y 3) constituyen geometrías patrón, similares a las utilizadas por [Banerjee y col. 1999](#) y [Banerjee y col. 2000](#) para representar estenosis arteriales, construidas a partir de imágenes angiográficas. Las mismas están divididas en distintas regiones, numeradas del I al VII. En este trabajo se considera que la forma de la pared arterial es la misma, ya sea con el catéter introducido o sin él. Dicha hipótesis parece razonable debido a la rigidez que presentan estas estructuras, como consecuencia de la calcificación que normalmente experimentan ([Rubin y col. 1992](#)). Es claro que con este procedimiento no se pueden captar las características tridimensionales de la placa, pero como mostraron a través de varios resultados [Di Paolo y col. 2006](#), la influencia de la lesión en la caída de presión depende casi por completo de la longitud del canal y el grado de obstrucción. Esto otorga cierta confianza de que mediante la forma propuesta, se puede

caracterizar un número importante situaciones fisiopatológicas.

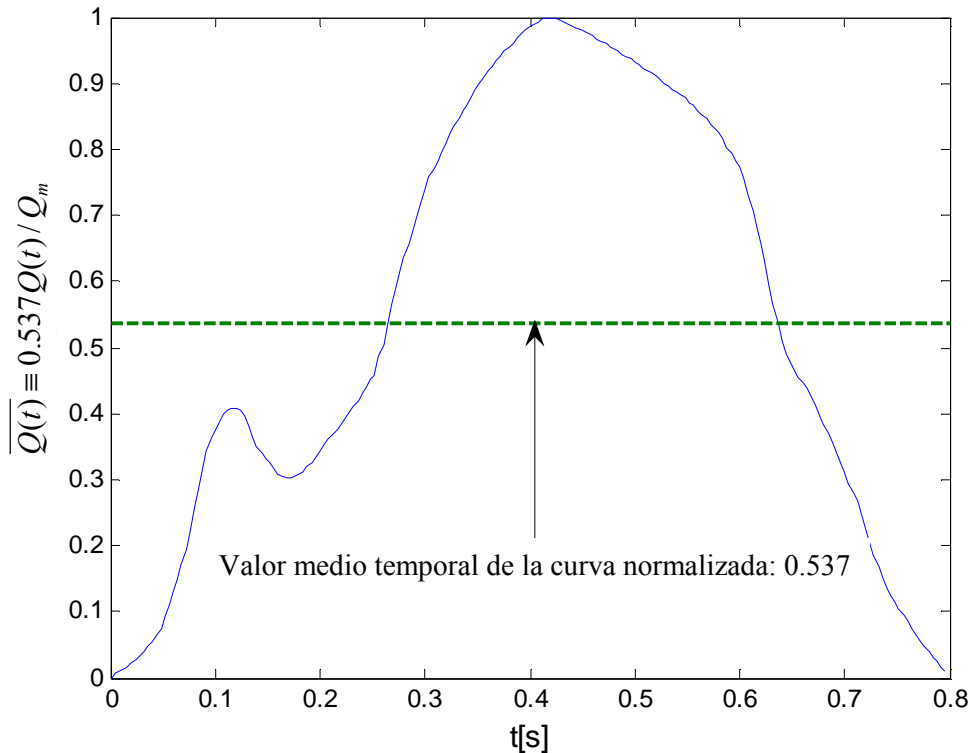


Figura 1: Caudal instantáneo a lo largo del intervalo de simulación, correspondiente a un ciclo cardíaco. La curva se ha normalizado entre 0 y 1, ya que en el trabajo se han utilizado diferentes valores del caudal medio.

La Fig. 2 corresponde a los casos donde se ha insertado un catéter; el esquema de la Fig. 2a muestra la situación denominada aquí como “catéter infinito” (CI), donde el mismo atraviesa toda la extensión del dominio a lo largo de la coordenada axial, mientras que en la Fig. 2b,c se observa que el extremo del catéter se ubica en las cercanías de la estenosis (aguas arriba o aguas abajo), y por lo tanto estos casos se refieren como “catéter finito” (CF). Si bien estos dispositivos son huecos en su totalidad, debido a que la sangre alojada allí se encuentra prácticamente estanca se adoptó una longitud finita para esta región. En la Fig. 3 se ilustra la situación donde el catéter no está presente, denominada “sin catéter” (SC). En todos los casos, la estenosis produce una oclusión máxima determinada por el radio mínimo de la pared arterial, R_E , que genera una obstrucción porcentual de la sección del vaso dada por

$$G_{est} = \left[1 - \left(\frac{R_E}{R} \right)^2 \right] \times 100\% \quad (2)$$

donde R es el radio de la arteria “sana”. Los parámetros geométricos restantes son: (i) R_C es el radio del catéter; (ii) L_I, \dots, L_{VII} representan las longitudes de las regiones de los dominios correspondientes; (iii) l es la longitud del interior del catéter y P_{punta} es la posición de su extremo. Cabe destacar que en el caso CF, se adoptó que P_{punta} se localizara $5R$ aguas arriba de la región III y $5R$ aguas abajo de la región V.

Las condiciones de contorno para el sistema de ecuaciones (1) (ver además los esquemas

de las Figs. 2 y 3) son las siguientes: (i) sobre la pared arterial no hay deslizamiento, $v = 0$; (ii) en la línea de simetría $\partial u/\partial r = 0$ y $v = 0$ (u es la componente axial de la velocidad y v su componente radial); (iii) en las paredes del catéter $v = 0$; (iv) en la sección de “salida”, ubicada aguas abajo de la estenosis, se impone $\partial u/\partial z = \partial v/\partial z = 0$; (v) en la sección de “entrada”, suficientemente aguas arriba de la obstrucción, se impone un perfil de velocidades $u = U(r,t)$, el cual determina un caudal instantáneo ($Q(t)$) variable a lo largo del intervalo temporal de simulación, correspondiente a un ciclo cardíaco ($0 \leq t \leq T$). En el caso en que el catéter estuviera presente (Fig. 2),

$$U(r,t) = \frac{2Q(t)}{\pi(R^2 - R_c^2)} \frac{\left[1 - \left(\frac{r}{R}\right)^2\right] \ln \frac{R}{R_c} + \left[1 - \left(\frac{R_c}{R}\right)^2\right] \ln \frac{r}{R}}{\left[1 - \left(\frac{R_c}{R}\right)^2\right] \left\{ \left[1 + \left(\frac{R_c}{R}\right)^2\right] \ln \frac{R}{R_c} - \left[1 - \left(\frac{R_c}{R}\right)^2\right] \right\}} \quad (3)$$

mientras que si el mismo no estuviera inserto (Fig. 3)

$$U(r,t) = \frac{2Q(t)}{\pi R^2} \left[1 - \left(\frac{r}{R}\right)^2\right] \quad (4)$$

Nótese que estos perfiles de velocidad son de tipo Poiseuille, es decir, corresponden a soluciones de estado estacionario del sistema de ecuaciones (1). El caudal instantáneo ($Q(t)$) se muestra en la Fig. 1 de manera normalizada, entre 0 y 1; su valor medio a lo largo del ciclo es $Q_m = \int_0^T Q(t) dt / T$ y representa aproximadamente un 53,7% del caudal máximo. La presión de referencia, $p = 0$, también es especificada en la sección de “entrada”.

3 METODOLOGÍA Y TÉCNICA NUMÉRICA

El modelo se resolvió mediante la utilización de software comercial, COMSOL Multiphysics 3.2a, que implementa el Método de los Elementos Finitos para resolver el sistema de ecuaciones (1) y sus condiciones de contorno. Se utilizó una malla no estructurada de elementos triangulares de Lagrange, cuadráticos para las componentes de velocidad y lineales para la presión. El paso de tiempo es seleccionado automáticamente, aunque se impuso que 200 instantes de tiempo equidistante entre sí sean almacenados para posprocesar. El sistema de ecuaciones algebraicas resultante se resolvió por método directo (biblioteca SPOOLES). El programa se ejecutó sobre una PC con procesador Pentium IV de 3 GHz y 2 GB de RAM.

Las mallas utilizadas en cada caso se refinaron en forma conveniente en cada región, especialmente en III, IV y V, hasta que se logró una adecuada descripción del flujo y se verificó la independencia de los resultados con la discretización; una malla típica para este problema posee 43000 elementos.

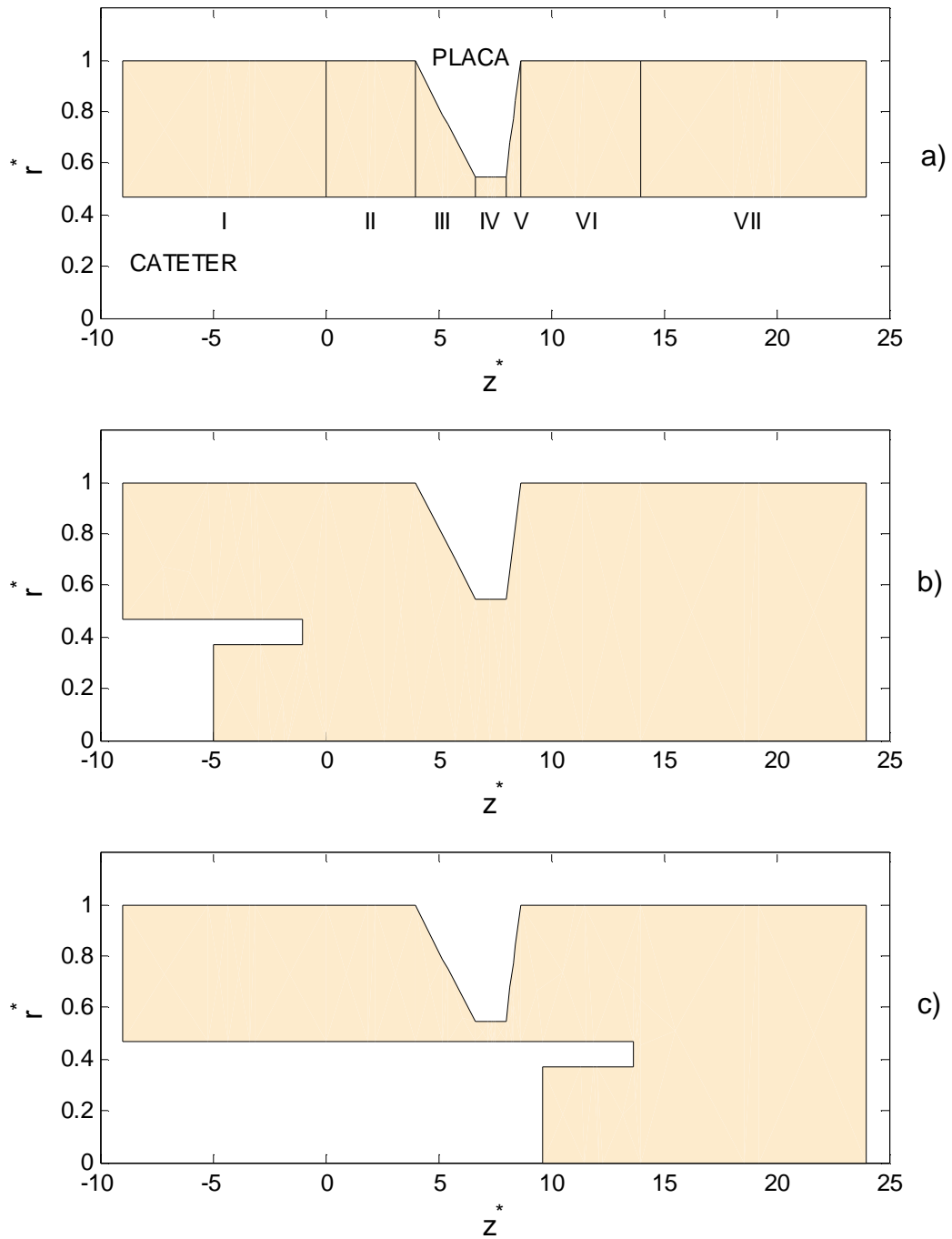


Figura 2: Dominio de flujo, en presencia de un catéter introducido: a) Catéter Infinito (CI) b) Catéter Finito aguas arriba (CF) c) Catéter finito aguas abajo (CF). Las longitudes están adimensionalizadas con el radio de la arteria ($r^* = r/R$ y $z^* = z/R$).

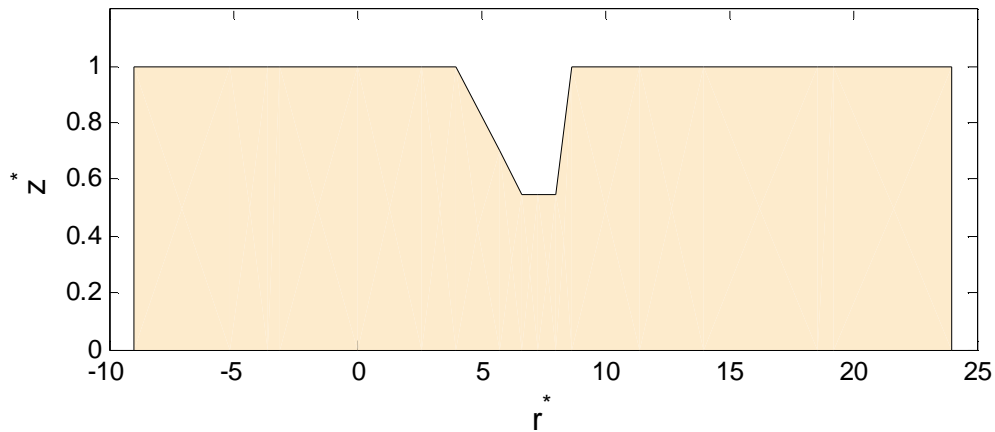


Figura 3: Dominio de flujo en condición basal, o sea sin catéter presente (SC). Las longitudes están adimensionalizadas con el radio de la arteria ($r^*=r/R$ y $z^*=z/R$).

4 RESULTADOS

Como se mencionara previamente, el objeto de este trabajo es modelar el proceso de medición de la presión sanguínea que realizan los catéteres angioplásticos (teniendo en cuenta que el dispositivo posee una longitud axial finita) y comparar los resultados obtenidos con los correspondientes para modelos con catéteres de longitud infinita. Para ello se realizó una serie de experimentos numéricos utilizando valores típicos de las variables fisiológicas, en situaciones que contemplaron catéteres finitos (ubicados aguas arriba y abajo de la estenosis), catéteres infinitos y ausencia del catéter. En todas las simulaciones numéricas presentadas en este trabajo se emplearon las siguientes magnitudes de los parámetros físicos:

$$\begin{aligned}
 \rho &= 1.05 \times 10^3 \text{ kg m}^{-3}; \quad \mu = 3.45 \times 10^{-3} \text{ Pa s}; \quad R = 1.5 \text{ mm}; \quad T = 0.8 \text{ s}; \\
 L_I &= 9R; \quad L_{II} = 4R; \quad L_{III} = 2.667R; \quad L_{IV} = 1.333R; \\
 L_V &= 0.667R; \quad L_{VI} = 5.333R; \quad L_{VII} = 10R; \\
 Q_m &= 10 \text{ ml min}^{-1}, 30 \text{ ml min}^{-1}, 50 \text{ ml min}^{-1}; \quad R_C = 0.2R, 0.3333R, 0.4R, 0.4667R; \\
 G_{est} &= 63\%, 70\%; \quad l = 4R; \quad P_{punta} = -R, 13.667R,
 \end{aligned} \tag{5}$$

En (5), L_X representa la longitud axial de la región X, según están definidas en la Fig. 2. El caudal instantáneo varía a lo largo del ciclo cardíaco de acuerdo al pulso de la Fig. 1, equivalente al utilizado por Banerjee y col. 1999, el cual fue obtenido mediante mediciones por ultrasonido Doppler en arterias coronarias de individuos sanos. Esta condición se impone en la sección de entrada mediante las ecuaciones (3) y (4). Sin duda la variable de mayor interés en la disciplina médica es la caída de presión que se produce en la estenosis, a partir de cuya medición el profesional puede evaluar el riesgo de la lesión previo a la intervención y la eficacia del procedimiento una vez que la estenosis ha sido tratada por angioplastia. Por esto, y por razones de espacio, los resultados presentados a continuación se abocarán casi por completo al análisis de la caída de presión mencionada.

Ellos están organizados de la siguiente manera. En primer lugar se realiza la validación de los resultados, obtenidos utilizando el software comercial, comparándolos con resultados previos obtenidos por los autores de este trabajo, pero utilizando códigos de elementos finitos elaborados por ellos mismos. Luego, se ilustra brevemente la influencia que produce la introducción de un catéter en el campo de velocidades. Finalmente se comparan las

diferencias entre las mediciones de caída de presión que se registrarían con un catéter finito frente a las de un catéter infinito.

4.1 Validación

Di Paolo et al. 2006, utilizaron un modelo similar al descrito anteriormente, pero que resolvieron usando un código de elementos finitos elaborado por ellos. Di Paolo et al. 2006 validaron su modelo de fluido Newtoniano con resultados publicados por Banerjee et al. 1999, trabajo en el cual se empleó el modelo de Carreau para la descripción del comportamiento reológico de la sangre. Ese estudio permitió validar adecuadamente la utilización del modelo Newtoniano, en particular para los caudales medios más bajos donde tienen mayor influencia las características no Newtonianas (Cho et al. 1991).

Para comparar los presentes resultados con los de Di Paolo et al. 2006, en este trabajo se empleó el conjunto de parámetros (5) con $G_{est} = 63 \%$, $R_C = 0,7 \text{ mm}$ y $Q_m = 10, 30 \text{ y } 50 \text{ ml/min}$ y los resultados se presentan en la Fig. 4. Todas las curvas mostradas en la Fig. 4 corresponden a la presión actuante sobre la pared del dominio de las regiones II a VI en función de la coordenada axial, para el instante del pulso cardíaco en el cual se produce el caudal máximo ($t = 0,42 \text{ s}$) y se presentan en las dimensiones más usuales de la disciplina médica (mmHg). La buena concordancia de los resultados obtenidos con el software COMSOL y aquellos publicados por Di Paolo et al. 2006, validan adecuadamente el modelo resuelto aquí con el programa comercial COMSOL.

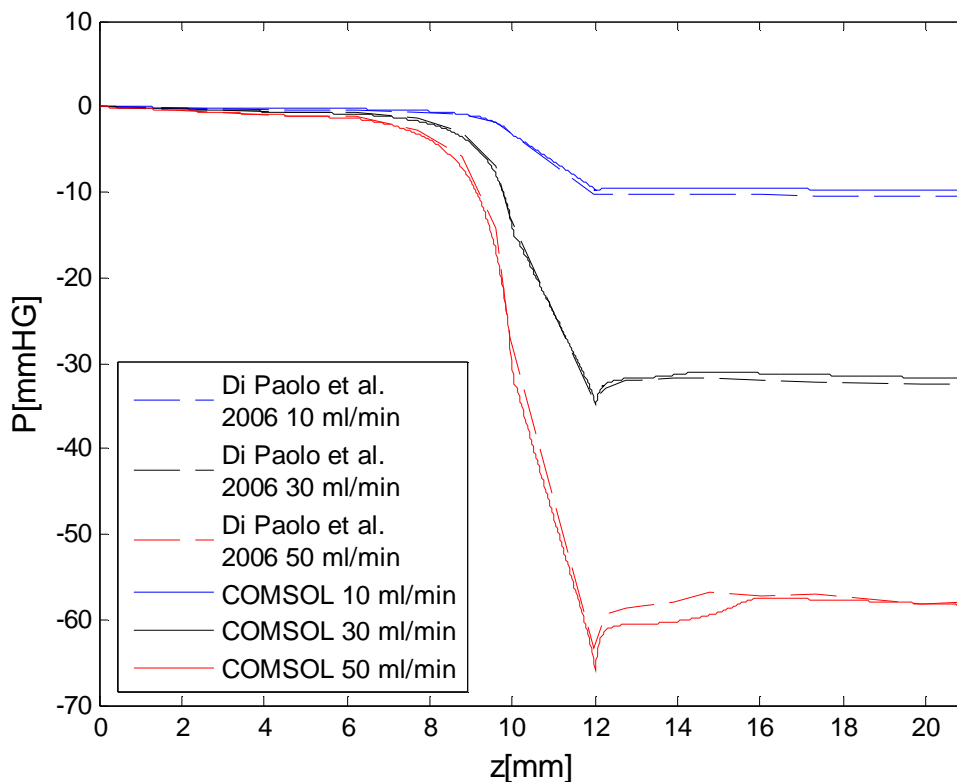


Figura 4: Presión en función de la coordenada axial.

4.2 Influencia que produce la introducción de un catéter en el campo de velocidades

En la situación fisiológica/clínica real, a medida que la sección transversal del vaso se va ocluyendo con la introducción del catéter se producirá una disminución del caudal circulante, a pesar de que el organismo intente mantenerlo. El grado de disminución del caudal dependería, entre otras variables, de la relación entre la resistencia al flujo del tramo arterial bajo estudio y la que posee la intrincada red vascular que se relaciona con el vaso analizado. Resulta claro que calcular la reducción del caudal producida por el bloqueo de un tramo arterial es sumamente complejo, por lo que debería recurrirse a técnicas de medición tales como ultrasonido Doppler para conocerla. Aún así, los datos obtenidos tendrían la incertidumbre de la medición realizada, y deberían obtenerse sobre una muestra representativa de especímenes, que posean distintos grados de estenosis, usando además catéteres con diferentes diámetros. Debido a las dificultades que reviste la obtención de la disminución del caudal para un grado de bloqueo determinado, en este trabajo, al igual que en otros previos (Back 1994, Sarkar et al. 1998, Dash et al. 1999 y Di Paolo et al. 2006), se optó por mantener constante el valor de Q_m al comparar resultados entre las situaciones SC, CI y CF.

Para ilustrar el procedimiento de introducción de un catéter angioplástico en un tramo arterial parcialmente obstruido, se obtuvieron resultados para el conjunto de parámetros (5) para $G_{est} = 70\%$ y $Q_m = 50$ ml/min, en cuatro situaciones diferentes: SC, CF aguas arriba y aguas abajo de la estenosis, y por último CI. Las cuatro gráficas de la Fig. 5(a-d) muestran un mapa de colores de la magnitud (con signo) de la componente de velocidad axial adimensional, y corresponden al instante del pulso cardíaco en el cual se produce el caudal máximo ($t = 0.42$ s).

En la Fig. 5-a se muestra la situación SC (o fisiopatológica real), y se puede apreciar como la magnitud de la velocidad axial se incrementa notablemente al reducirse la sección de flujo en la región de la estenosis. En la Fig. 5-b el catéter se ha introducido hasta una posición 5R antes del comienzo de la zona III (canal convergente). Con el catéter colocado en esta posición se puede ver que el flujo en la estenosis no se ve prácticamente alterado con respecto a la situación anterior, dado que el caudal Q_m se mantiene constante. En esta posición del catéter es donde se toman los registros aguas arriba de la estenosis en los resultados que se verán luego. Por último, las Fig. 5-c y Fig. 5-d muestran el catéter con su punta ubicada aguas abajo de la estenosis y cuando ocupa toda la longitud axial del dominio (CI), respectivamente. Se puede ver que con la punta del catéter ubicada en dicha posición (5R a la derecha de la zona V) hay poca influencia sobre el flujo en la región del canal (zona IV). Sin embargo, el registro de la presión se realiza en el interior de la punta para el caso del CF y sobre la pared exterior del catéter para el CI. Obviamente, las condiciones de flujo son diferentes en ambas situaciones y más adelante se van evaluar dichas diferencias.

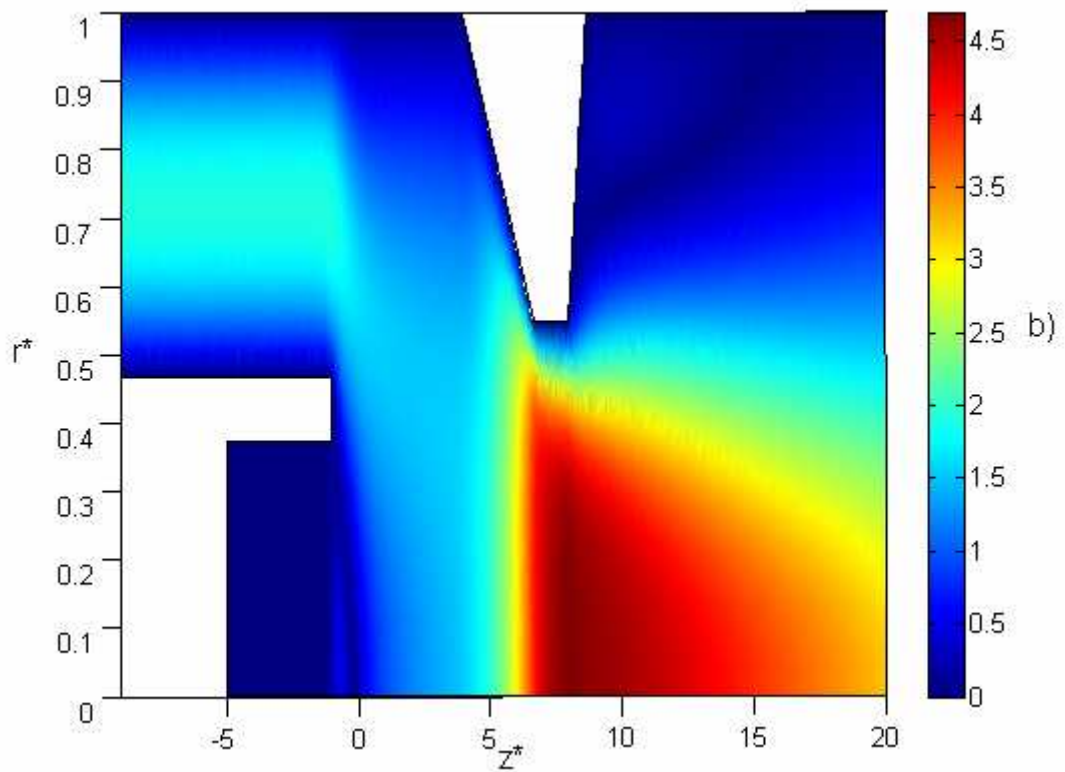
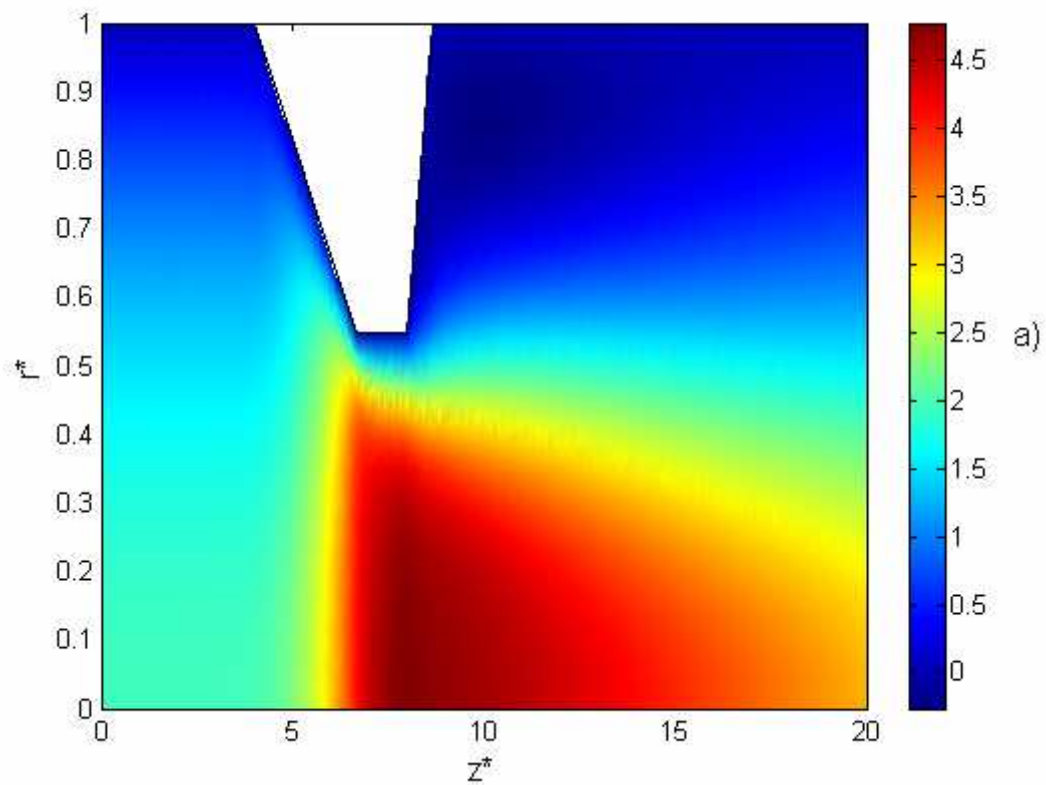


Figura 5: Influencia del Catéter en la componente de velocidad axial: a) SC b) CF aguas arriba de la estenosis c) CF aguas abajo de la estenosis d) CI.

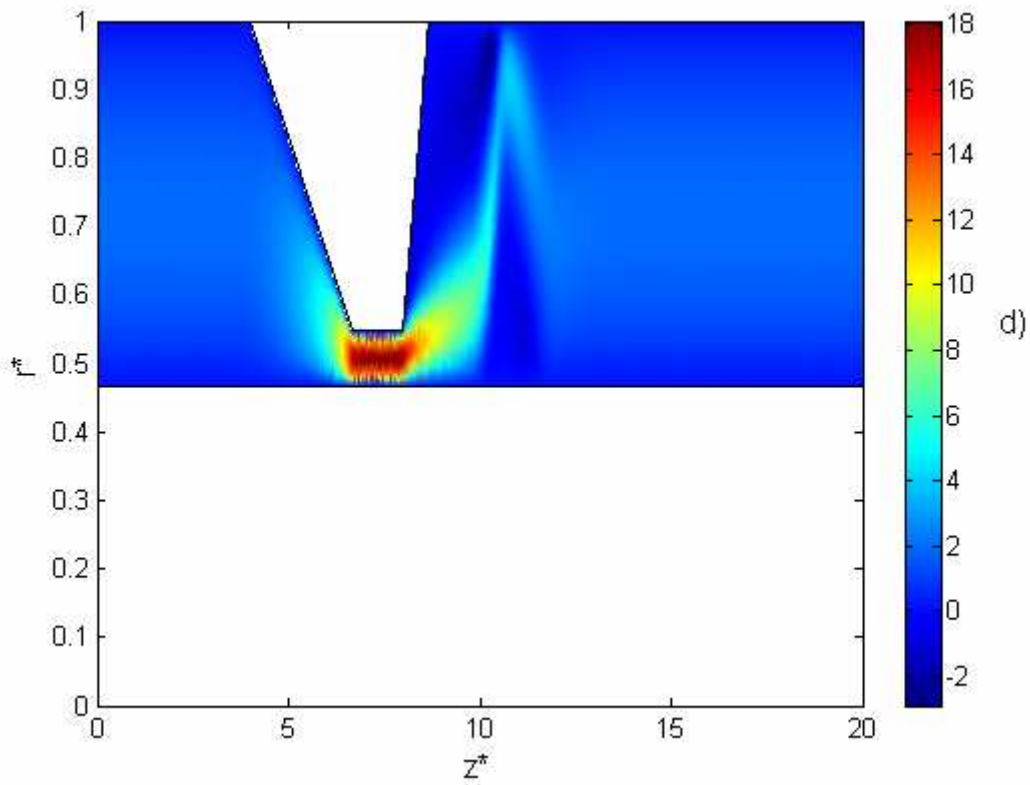
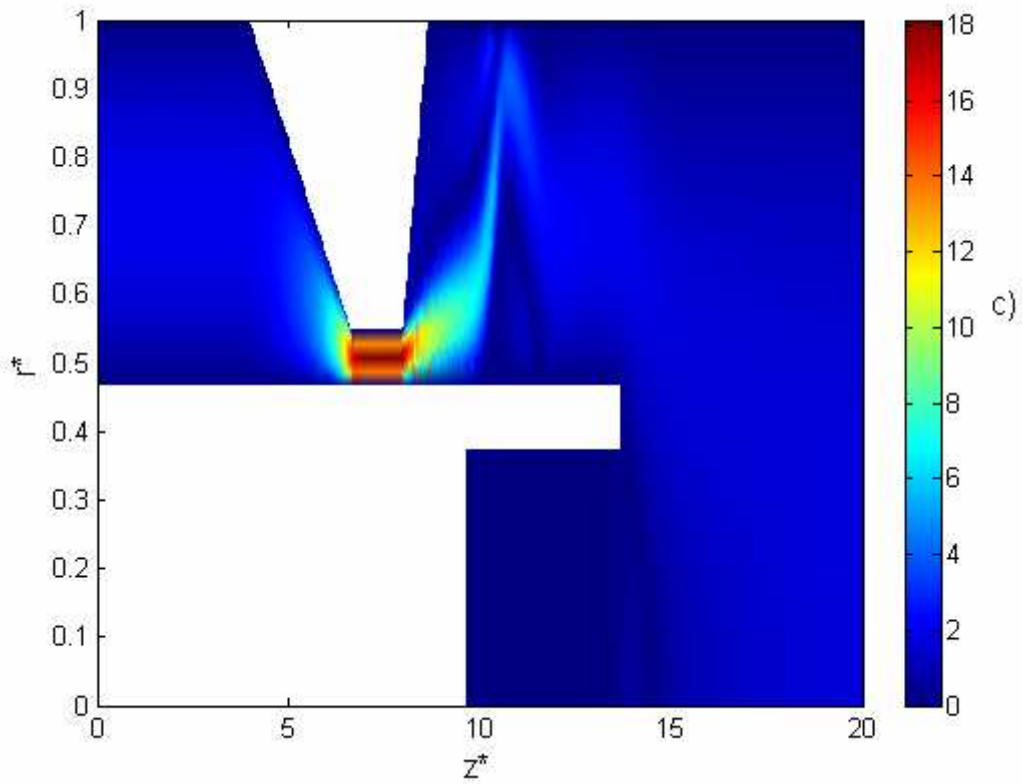


Figura 5 (Continuación).

4.3 Influencia del radio de un catéter angioplástico en la caída de presión transestenótica

La medición de la caída de presión se consideró como la diferencia de presión aguas abajo y aguas arriba de la estenosis, tomada en ciertos puntos de acuerdo con el siguiente criterio (ver Fig. 6). Para los casos con CF la presión se registró dentro del líquido estanco alojado en la punta del catéter. Para los casos con CI, las presiones se registraron sobre la pared del catéter, en las posiciones axiales coincidentes con los extremos de la punta del catéter. Para el caso SC las presiones se tomaron en las mismas coordenadas axiales pero sobre la línea de simetría de la arteria. Los resultados se obtuvieron para el conjunto de parámetros (5) para $G_{est} = 70\%$, $Q_m = 50$ ml/min y $R_C = 0.3, 0.5, 0.6$ y 0.7 mm.

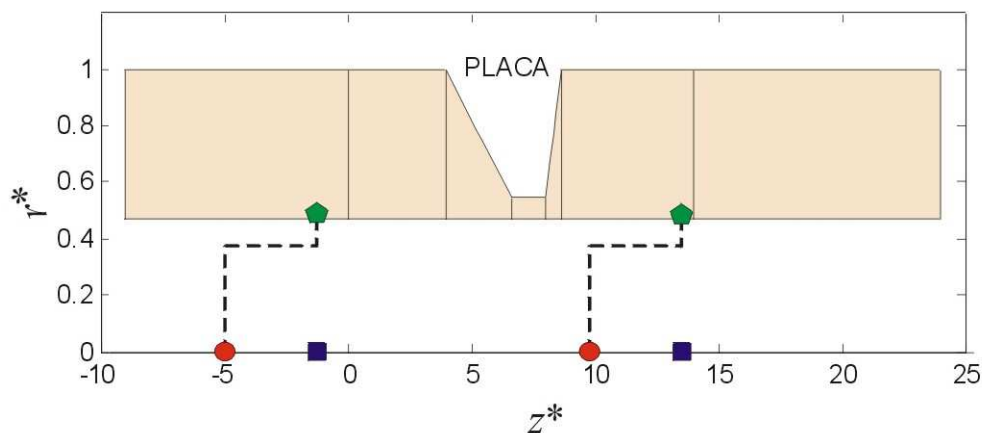


Figura 6: Esquema de las coordenadas donde se registran las presiones, aguas abajo y arriba de la estenosis, para los diferentes casos analizados: círculos rojos (CF), pentágonos verdes (CI) y cuadrados azules (SC).

La Fig. 7 muestra la caída de presión en función del tiempo que se obtuvo para varios tamaños de catéteres infinitos. Puede apreciarse claramente que todas las curvas presentan una morfología similar a la del pulso de caudal instantáneo de la Fig. 1. Esto sugiere que los efectos de aceleración local son pequeños y que la solución no-estacionaria corresponde aproximadamente a una sucesión de estados cuasi-estacionarios (Banerjee et al. 1999). Esto está sustentado a través del cálculo del número de Womersley ($Wo = \rho R^2 / T \mu$), que en este caso particular posee un valor pequeño (0,856). Adicionalmente, se advierte que al aumentar el radio del catéter se incrementa la caída de presión como consecuencia del mayor grado de obstrucción resultante. Nótese que en la Fig. 6 se ha omitido la curva para la condición SC dado que se encuentra fuera de escala, alcanzando tan sólo 5.3295 mmHg para el máximo caudal.

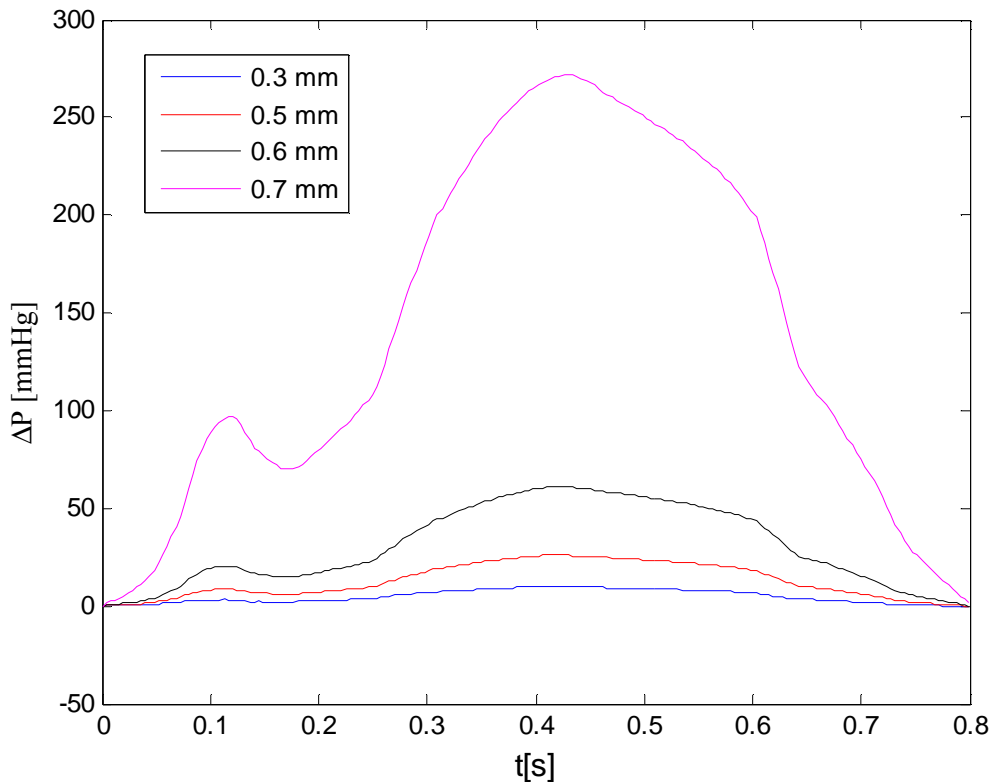


Figura 7: Caída de presión transtestenótica para CI.

La semejanza entre las curvas de caída de presión y caudal indica que son aproximadamente proporcionales; por ello se observa casi el mismo valor de ΔP en los instantes de tiempo donde coincide el caudal instantáneo ($Q(t)$). Por tal motivo, en la Fig. 8 se ilustra la caída de presión en función del caudal instantáneo, para los resultados de la Fig. 7. En ella se puede ver que la caída de presión crece y decrece en función del caudal recorriendo prácticamente el mismo camino; es decir, la histéresis del ciclo es prácticamente despreciable. Además de los registros de caída de presión para los casos con CI, en la Fig. 8 se han incluido las mediciones realizadas para los casos con CF. La observación de estos resultados indica que las diferencias entre las mediciones de caída de presión con CI y CF son despreciables. A modo de ejemplo, las mayores diferencias en las gráficas corresponden a $R_c=0,7$ mm y son 1,5 mmHg para $Q(t)=70$ ml/min, donde la caída de presión se encuentra alrededor de los 200 mmHg: esto indica que las diferencias porcentuales son menores al 1%.

Los resultados de Fig. 8 sugieren, por lo tanto, que para obtener una estimación razonable de la caída de presión que registraría un catéter angioplástico, no es necesario describir con exactitud la geometría de su punta o extremo; para ello bastaría con realizar simulaciones con un catéter infinito del mismo radio y tomar los registros de presión en las posiciones donde se ubicaría la punta del catéter. Esta metodología simplifica mucho las simulaciones, ya que el dominio y su discretización son mucho más complicados para el caso de CF.

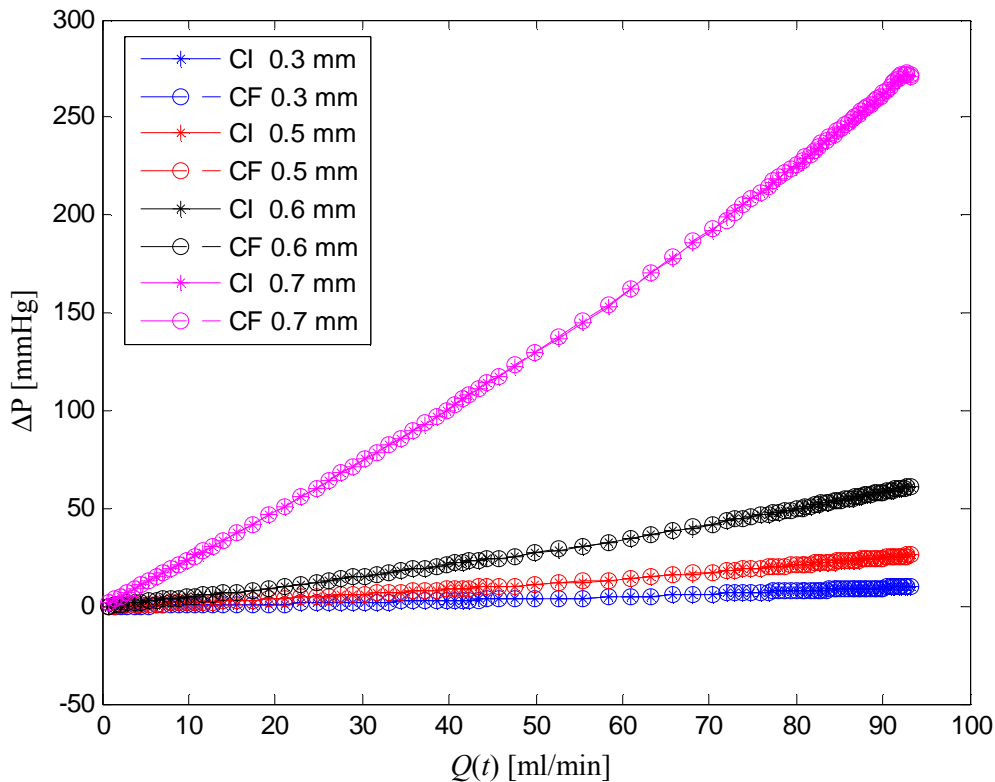


Figura 8: Comparación caída de presión con CI y CF para diferentes radios de catéter.

5 CONCLUSIÓN

En este trabajo se modeló el proceso de medición de la presión sanguínea que realizan los catéteres angioplásticos (teniendo en cuenta que el dispositivo posee una longitud axial finita) y se compararon los resultados obtenidos con los publicados para modelos con catéteres de longitud infinita. Para ello se formuló un modelo en ecuaciones resuelto mediante un algoritmo computacional basado en el Método de los Elementos Finitos utilizando software comercial; este modelo fue validado con resultados publicados por [Di Paolo et al. 2006](#). Los resultados, obtenidos para el conjunto de parámetros utilizados por [Di Paolo et al. 2006](#), muestran que a pesar de la fuerte influencia del tamaño del catéter sobre la caída de presión en la estenosis, no se alteran notablemente los valores de esta variable al considerar un catéter infinito respecto de uno finito. Esta situación permite establecer que la aproximación de catéter con longitud axial infinita adoptada por [Di Paolo et al. 2006](#), describe adecuadamente el comportamiento de la variable de mayor interés -la caída de presión translesional- con un modelo geoméricamente más sencillo y con un menor costo computacional. Consecuentemente, pueden tratarse con mayor confianza las conclusiones obtenidas en ese trabajo, particularmente cuando se afirma que la resistencia al flujo inducida por el bloqueo depende únicamente del grado de obstrucción total (estenosis y catéter).

Este estudio se ha desarrollado como un método de investigación no invasivo, en el cual se introducen convenientes hipótesis simplificadoras; no obstante, el modelo ha demostrado que puede capturar las principales características fluidodinámicas del fenómeno.

6 AGRADECIMIENTOS

A la Universidad Nacional de Entre Ríos por el financiamiento económico a través del PID 6072 “Análisis Computacional de Flujos sanguíneos”.

REFERENCIAS

- Anderson, H.V., Roubin, G.S., Leimgruber, P.P., Cox, W.R., Douglas Jr., J.S., King, S.B., y Gruentzig, A.R., Measurement of transstenotic pressure gradient during percutaneous transluminal coronary angioplasty, *Circulation*, Vol. 73, pp. 1223-1230, (1986).
- Back, L.H., Estimated mean flow resistance increase during coronary catheterization, *Journal of Biomechanics*, Vol. 27, N 2, pp. 169-175, (1994).
- Back, L.H., Kwack, E.Y. y Back M.R., Flow rate-pressure drop relation in coronary angioplasty: catheter obstruction effect, *Journal of Biomechanic. Engineering*, Vol. 118, pp. 83-89, (1996).
- Banerjee, R.K., Back, L.H., Back, M.R. y Cho, Y.I., Catheter obstruction effect on pulsatile low rate-pressure drop during coronary angioplasty, *Journal of Biomechanic Engineering*, Vol. 121, pp. 281-289, (1999).
- Banerjee, R. K., Back, L.H., Back, M.R. y Cho, Y.I., Physiological Flow Simulation in Residual Human stenoses After Coronary Angioplasty, *Journal of Biomechanics. Eng.*, Vol. 122, pp. 310-320, (2000).
- Cho, Y.I. y Kensey, K.R., Effects of the non – newtonian viscosity of blood on flows in diseased arterial vessel. *Part I: Steady flows, Biorheology*, Vol 28, pp. 241-262, (1991).
- Dash, R. K., Jayaraman, G. y Metha, K. N., Flow in a catheterized curved artery with stenosis, *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, pp. 49-61, (1999).
- Di Paolo, J. y Filipowicz, G., Predicciones del radio máximo de un catéter angioplástico para mediciones confiables de caída de presión transestenótica, *Mecánica Computacional (AMCA, Congreso MECOM'2002)*, Vol. XXI, CD ROM, (2002).
- Di Paolo, J., Filipowicz, G. H., Ubal, S. y Campana, D. M., Influencia del radio del catéter angioplástico sobre la caída de presión transestenótica en arterias coronarias. Análisis numérico, *Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería*, Vol. 22, 3, pp 261-275 (2006)
- Filipowicz, G., Ubal, S., Campana, D. y Di Paolo, J., Simulación del flujo sanguíneo en angioplastia coronaria, *Memorias del XIII Congreso Argentino de Bioingeniería y II Jornadas de Ingeniería Clínica (SABI 2001)*, CD ROM, (2001).
- Moayeri, M. S. y Zendehbudi, G. R., Effects of elastic property of the wall on flow characteristics through arterial stenoses, *Journal of Biomechanics*, Vol. 36, N 4, pp. 525-535, (2003).
- Rubin, E. y Farber, J. L., Patología, *Ed. Médica Panamericana*, (1992).
- Sarkar, A. y Jayaraman, G., Correction to flow rate-pressure drop relation in coronary angioplasty: steady streaming effect, *Journal of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 781-791, (1998).