



UNIVERSITAT POLITÈCNICA
DE CATALUNYA
BARCELONATECH

en colaboración con



Revista Internacional de Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ingeniería

www.elsevier.es/rimni



Estudio comparativo de diferentes técnicas de implantación de *stents* en bifurcaciones coronarias



J. García^a, Y. Doce^{b,*}, F. Manuel^a, F. Castro^c, J. Goicolea^d y A. Fernández^d

^a Departamento de Ingeniería Energética, Universidad Politécnica de Madrid, C. José Gutiérrez Abascal, 2, 28006, Madrid, España

^b Departamento de Ingeniería Mecánica y Construcción, Universidad Politécnica de Madrid, Rda. de Valencia, 3, 28005, Madrid, España

^c Departamento de Ingeniería Energética y Fluidomecánica, Universidad de Valladolid, Plaza de Santa Cruz, 8, 47002, Valladolid, España

^d Hospital Universitario Puerta de Hierro, C. San Martín de Porres, 4, 28035, Madrid, España

INFORMACIÓN DEL ARTÍCULO

Historia del artículo:

Recibido el 13 de enero de 2015

Aceptado el 16 de abril de 2015

On-line el 10 de agosto de 2015

Palabras clave:

Stent

Bifurcación coronaria

Dinámica de fluidos computacional

Esfuerzo cortante

R E S U M E N

El objetivo de este trabajo es el análisis comparativo de los cambios hemodinámicos locales producidos en una bifurcación coronaria por el implante de *stents* mediante 3 técnicas diferentes: *stent* simple en la arteria principal, *stent* simple en la arteria principal con orificio de comunicación con la arteria secundaria para el paso de un balón de inflado («*kissing*») y «*culotte*». Para ello se ha utilizado la geometría ideal de una bifurcación coronaria a 45 y 90°.

En primer lugar se simuló los modelos en régimen estacionario mediante el código comercial ANSYS Fluent, y a continuación se validaron con las medidas experimentales tomadas en el laboratorio mediante velocimetría de imagen de partículas (*particle image velocimetry* [PIV]). Una vez obtenida una buena concordancia de resultados entre ambos estudios en régimen permanente, se abordó el flujo pulsátil. Los parámetros que se consideraron para comparar las diferentes técnicas en este régimen fueron los esfuerzos cortantes y la caída de presión promediados en el tiempo, así como el índice de esfuerzos cortantes oscilatorios (*oscillatory shear index* [OSI]). Las conclusiones finales fueron que el *stent* simple presenta los peores resultados, en términos de caída de presión, y la técnica «*kissing*», los mejores. Esto sería aplicable a los *stents* liberadores de fármacos, donde la reestenosis no es tan crucial como el restablecimiento del flujo sanguíneo. En cuanto al criterio basado en el valor menor de los esfuerzos cortantes (<0,4 Pa) y un OSI elevado (>0,1), la técnica «*culotte*» presenta el peor comportamiento. Esto sería aplicable a los *stents* sin recubrimiento, en que la mejor opción sería el *stent* simple.

© 2015 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Evaluation of different stenting techniques in coronary bifurcations

A B S T R A C T

The objective of this work is to analyze the local hemodynamic changes caused in a coronary bifurcation by three different stenting techniques: simple stenting of the main vessel, simple stenting of the main vessel with kissing balloon in the side branch and culotte. To carry out this study an idealized geometry of a coronary bifurcation is used, and two bifurcation angles, 45° and 90°, are chosen as representative of the wide variety of real configurations. Both numerical simulations and experimental measurements are performed. First, steady simulations are carried out with the commercial code ANSYS Fluent, then, experimental measurements with PIV (Particle Image Velocimetry), obtained in the laboratory, are used to validate the numerical simulations. The steady computational simulations show a good overall agreement with the experimental data. Second, pulsatile flow is considered to take into account the transient effects. The time averaged wall shear stress, oscillatory shear index (OSI) and pressure drop obtained numerically are used to compare the behavior of the stenting techniques. As conclusions obtained, simple stenting technique shows the worst results in terms of pressure drop, and kissing the best ones. This criterion could be applied for DES (Drug Eluting Stents) where the restenosis is not as critical as the reestablishment of

Keywords:

Stent

Coronary bifurcation

Computational fluid dynamics

Wall shear stress

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: yolandasofia.doce@upm.es (Y. Doce).

the blood flow. But considering the regions of low wall shear stress (<0.4 Pa) and elevated OSI (>0.1), the culotte procedure shows the worst performance and the simple stent, the best. This could be applied to BMS (Bare Metal Stents).

© 2015 CIMNE (Universitat Politècnica de Catalunya). Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

1. Introducción

El flujo sanguíneo a través de las arterias que presentan aterosclerosis es un tema de gran interés hoy en día, debido al desarrollo creciente de episodios cardiacos y al mayor número de accidentes cardiovasculares que se están sucediendo en las últimas décadas. Las enfermedades arteriales se caracterizan por la aterosclerosis, que es un proceso crónico de degeneración que evoluciona hacia la obstrucción de la luz arterial. La pared de la arteria se va engrosando al depositarse en ella elementos grasos tales como el colesterol. Este estrechamiento de los vasos, también denominado *estenosis*, puede reducir el flujo de forma severa y ocasionar graves consecuencias para la salud, como demuestran las cifras que sitúan esta patología como una de las principales causas de mortalidad en el mundo industrializado. Existen estudios experimentales sobre las consecuencias que producen las variaciones locales en el flujo [1]. La mayoría de ellos señalan que existe una correlación entre el valor bajo de los esfuerzos cortantes en la pared y el engrosamiento de la misma, aunque hay una cierta discrepancia en los resultados [2–4]. Numerosos estudios han observado una relación inversa entre el esfuerzo cortante y el espesor neointimal en las arterias coronarias [5]. Por otro lado, no solo los esfuerzos cortantes bajos, sino también los oscilatorios parecen coincidir con el engrosamiento temprano de la pared de la arteria carótida [6] y de la aorta abdominal [7]. Estos efectos locales tienen su origen en la distribución preferente de la placa aterosclerótica en ubicaciones específicas tales como las bifurcaciones y las arterias curvadas, razón por la cual se ha llevado a cabo este estudio.

Los *stents* intraluminales son diminutas estructuras tubulares autoexpandibles de malla de metal que se colocan dentro de la arteria coronaria después de una angioplastia con balón para prevenir el cierre de dicha arteria. El uso de *stents* coronarios contribuye a hacer decrecer la incidencia de este fenómeno. Pero, lamentablemente, la reestenosis dentro del *stent* sigue ocurriendo en el 20–30% de los casos tras el implante coronario. A pesar de estar diseñados para ser compatibles con el tejido humano, a menudo se produce una reacción en cadena de consecuencias no deseadas. Se habla de una incidencia global del 28%, y la causa principal de su aparición es la proliferación neointimal a través de una compleja cascada de sucesos que pueden tardar meses en desarrollarse. Una de las reacciones más importantes es la trombosis o formación de una fina capa de coágulo como respuesta a la presencia de un material extraño. Se ha propuesto un modelo simplificado para el crecimiento neointimal y el cambio en los parámetros dinámicos del fluido en el tiempo tras el implante del *stent*, así como un criterio para la reestenosis basado en el signo de la segunda derivada de la velocidad cerca de la pared [8]. Existen también numerosos estudios que demuestran la relación entre el diseño del *stent* y la estrategia de su implante con el valor de los esfuerzos cortantes y la formación de trombosis neointimal, reendotelización y reestenosis. Se plantea una situación crítica cuando las lesiones ateroscleróticas aparecen en la bifurcación coronaria, ya que, en estos casos, la técnica de implante del *stent* no es única. Aunque muchos trabajos clínicos se han centrado en el estudio de bifurcaciones coronarias, existen pocas referencias numéricas o experimentales sobre las arterias con *stents*. Algunos estudios tratan de la geometría ideal de una bifurcación con doble implante de *stent* [9]. También existen análisis de los cambios hemodinámicos producidos por el implante de un *stent* en la rama principal de una bifurcación coronaria representativa, con o

sin angioplastia de balón en la rama secundaria [10]. También se han estudiado los esfuerzos mecánicos en la pared arterial antes y después del inflado de un balón en el uso de la técnica «*kissing*» [11]. Asimismo, existe un estudio comparativo de los diferentes patrones de liberación de medicamentos de un *stent* en una bifurcación coronaria [12]. Aunque existen numerosas referencias sobre estudios de técnicas de *stents* [12–20], ninguno de ellos contiene un estudio comparativo teórico y experimental de las diferentes técnicas de implante de *stent* en una bifurcación con diferentes ángulos de apertura.

Numerosas técnicas son susceptibles de ser utilizadas para tratar lesiones en una bifurcación. En este trabajo se consideraron 3: *stent* simple en la rama principal; *stent* en la rama principal con orificio de comunicación con la rama secundaria, que puede dar libertad de paso a un alambre guía de balón, de gran utilidad si se quiere realizar un inflado *poststent* («*kissing*»), y la técnica «*culotte*». En esta última, tras desplegar el *stent* en la rama principal, un segundo *stent* avanza parcialmente a través de la rama lateral y se expande en ella, de tal manera que la parte proximal de este segundo *stent* se despliega en la rama principal, mientras que la porción distal del mismo queda en la rama lateral.

Estas técnicas de implante se han evaluado para bifurcaciones coronarias de 45 y 90°, con una ratio de diámetro de rama secundaria a principal de 1,0 como caso más desfavorable de las diferentes configuraciones existentes. Esta última decisión se ha basado en un estudio sobre el efecto hemodinámico producido en una bifurcación con 3 diferentes ratios: 1,0, 0,8 y 0,6, que llegó a la conclusión de que, cuanto mayor era la ratio, mayores eran las pérdidas de carga en la rama secundaria [21].

Inicialmente se desarrollaron las simulaciones numéricas en régimen estacionario utilizando el código comercial ANSYS Fluent, y los resultados obtenidos se compararon con las medidas experimentales desarrolladas con el equipo *particle image velocimetry* (PIV) en el laboratorio, con el fin de validar el proceso computacional. A continuación, una vez obtenida una concordancia satisfactoria entre ambos estudios, se analizaron las mismas configuraciones, esta vez en régimen no estacionario, para tener en cuenta la pulsatilidad inherente al flujo sanguíneo. Los parámetros utilizados para evaluar el comportamiento de las diferentes configuraciones de *stent* fueron los esfuerzos cortantes, el índice de esfuerzos cortantes oscilatorios (*oscillatory shear index* [OSI]) y la caída de presión en la bifurcación.

En la sección 2 se expone el procedimiento experimental, y en la sección 3 se describe la simulación numérica. Los resultados obtenidos se discuten en la sección 4, y las conclusiones se resumen en la sección 5.

2. Estudio experimental

Para realizar las medidas experimentales en el laboratorio en régimen estacionario se diseñó un circuito hidráulico que representaba un modelo de una bifurcación coronaria fabricado en metacrilato. El procedimiento para evaluar el flujo fue un equipo de PIV, que proporciona medidas de la velocidad instantánea en la sección transversal del flujo con micropartículas reflectoras. Las partículas fluorescentes de polímero que se introdujeron en el fluido eran de 1–20 μm y el equipo de PIV utilizado era un modelo Dantec FlowMap con láser Nd:YAG. Se construyeron 4 modelos

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/1702464>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/1702464>

[Daneshyari.com](https://daneshyari.com)