

Influencia de la tensión de cizallamiento en la reestenosis intra-stent: estudio *in vivo* con reconstrucción 3D y dinámica de fluidos computacional

Marcelo Sanmartín^a, Javier Goicolea^b, Carlos García^c, Javier García^c, Antonio Crespo^c, Javier Rodríguez^d y José M. Goicolea^d

^aUnidad de Cardiología Intervencionista. Hospital Meixoeiro. Vigo. España.

^bUnidad de Hemodinámica. Hospital Puerta de Hierro. Madrid. España.

^cESII. Grupo de Mecánica de Fluidos. Universidad Politécnica de Madrid. Madrid. España.

^dESIC. Grupo de Mecánica de Medios Continuos. Universidad Politécnica de Madrid. Madrid. España.

Introducción y objetivos. Los factores locales pueden influir en la proliferación neointimal tras la implantación de *stents* convencionales. En este estudio se evalúa la relación entre la tensión de cizallamiento y la pérdida luminal tras la colocación de *stents* en las arterias coronarias, utilizando la combinación de angiografía, ecografía intravascular y cálculo computacional de la dinámica de fluidos.

Pacientes y método. Se incluyó a 7 pacientes con lesiones *de novo* en las arterias coronarias derechas tratadas con *stents* convencionales (no recubiertos de fármacos). Se realizó una reconstrucción tridimensional real, basada en la angiografía y en la ecografía intracoronaria, realizada *offline* tras la angioplastia y a los 6 meses. Mediante el modelo de volúmenes finitos se calculó la tensión de cizallamiento localmente, en el interior del segmento con *stent* y en los 4 mm proximales y distales, tomando como velocidad de entrada en el *ostium* coronario un valor de 25 cm/s.

Resultados. El grosor neointimal medio fue de $0,29 \pm 0,21$ mm. En 5 casos se encontró una correlación negativa débil entre la tensión de cizallamiento y el grosor neointimal (valor máximo de $r = -0,34$, valor mínimo de $r = 0,11$; $p < 0,001$). Los segmentos en el cuartil inferior de la tensión de cizallamiento mostraron valores más altos de grosor neointimal, comparados con los del cuartil superior ($0,34 \pm 0,21$ frente a $0,27 \pm 0,24$ mm; $p < 0,001$, para los cuartiles 1 y 4, respectivamente).

Conclusiones. La baja tensión de cizallamiento tras la implantación de *stents* convencionales favorece la pérdida luminal, tanto en los segmentos intra-*stent* como en los bordes del *stent*.

Palabras clave: Reestenosis. Angioplastia. Ecografía intravascular. Fluidodinámica.

VÉASE EDITORIAL EN PÁGS. 1-4

Este trabajo fue financiado en parte por una beca especial de la Sociedad Española de Cardiología.

Correspondencia: Dr. M. Sanmartín Fernández.
Unidad de Cardiología Intervencionista. Medtec. Hospital Meixoeiro.
Meixoeiro, s/n. 36200 Vigo. Pontevedra. España.
Correo electrónico: marcelo.sanmartin.fernandez@sergas.es

Recibido el 12 de julio de 2004.

Aceptado para su publicación el 18 de octubre de 2005.

Influence of Shear Stress on In-Stent Restenosis: In Vivo Study Using 3D Reconstruction and Computational Fluid Dynamics

Introduction and objectives. Local factors may influence neointimal proliferation following conventional stent implantation. In this study, the relationship between wall shear stress and luminal loss after coronary stenting was assessed using a combination of angiography, intravascular ultrasound, and computational fluid dynamics.

Patients and method. Seven patients with *de novo* right coronary lesions treated with conventional (i.e., bare metal) stents were included. Realistic three-dimensional geometric reconstructions were generated offline from angiographic and intravascular ultrasound data both immediately after stenting and at 6-month follow-up. A finite-volume model was used to calculate local wall shear stress within the stent and 4 mm proximally and distally to the stent. The mean coronary ostium entry flow velocity was assumed to be 25 cm/s in all cases.

Results. The mean neointimal thickness was 0.29 (0.21) mm. In five cases, weak negative correlations between wall shear stress and neointimal thickness were found: maximum r value = -0.34 , minimum r value = -0.11 ($P < .001$). The neointimal thickness in segments in which the level of wall shear stress was in the lowest quartile was greater than that in segments in which it was in highest quartile, at 0.34 (0.21) mm and 0.27 (0.24) mm ($P < .001$) for quartiles 1 and 4, respectively.

Conclusions. Low wall shear stress after stenting favors neointimal proliferation both within the stent and at the stent's edges.

Key words: Restenosis. Angioplasty. Intravascular ultrasound. Fluid dynamics.

Full English text available at: www.revespcardiol.org

INTRODUCCIÓN

La pérdida luminal que ocurre tras la implantación de los *stents* es proporcional al daño vascular¹⁻⁴ y también tiene relación con numerosas variables clínicas y angiográficas, como la diabetes, el diámetro de la arte-

ABREVIATURAS

DFC: dinámica de fluidos computacional.
EIV: ecografía intravascular.
GN: grosor neointimal.
TC: tensión de cizallamiento.

ria y la longitud de la lesión⁵. Se ha sugerido que los valores bajos de tensión de cizallamiento (TC) podrían favorecer el proceso de reestenosis, aunque es difícil demostrarlo en el modelo humano. Teniendo en cuenta el papel de la TC en la composición y el comportamiento de las placas de aterosclerosis⁶⁻⁹, es razonable suponer que ésta también ejerce un papel en la respuesta proliferativa tras la angioplastia.

En la actualidad, el cálculo directo de la velocidad de flujo y la presión en la superficie luminal no es posible *in vivo*. Sin embargo, los avances tecnológicos y científicos en los modelos matemáticos y numéricos permiten la simulación matemática del flujo sanguíneo y la determinación precisa de los efectos hemodinámicos locales¹⁰. De esta manera, podemos estimar la TC *in vivo* y tenemos la posibilidad de analizar la influencia de las variables hemodinámicas en la reestenosis intra-*stent*. Las publicaciones previas con esta metodología muestran resultados contradictorios: en un estudio se sugiere una correlación negativa entre TC y proliferación neointimal tras el implante de Wallstents¹¹, mientras que en otro no se observa una relación clara entre estas 2 variables⁹.

El presente trabajo tiene por objetivo evaluar la contribución de la TC en la formación neointimal tras el implante con éxito de *stents* balón-expandibles, utilizando una reconstrucción geométrica tridimensional real basada en la integración de la angiografía coronaria convencional con ecografía intravascular y una técnica de simulación numérica de las condiciones del fluido sanguíneo, conocida como dinámica de fluidos computacional (DFC).

PACIENTES Y MÉTODO

Grupo de estudio

El estudio fue aprobado por el comité de ética local y todos los pacientes firmaron un consentimiento informado. Los criterios de inclusión fueron: edad ≥ 18 años, presencia de lesiones *de novo* en las coronarias nativas con una longitud < 25 mm y que se consideraban susceptibles de angioplastia con *stent*. Se estudiaron solamente las arterias coronarias derechas en su segmento proximal y medio, para evitar las complejidades relacionadas con la presencia de grandes bifurcaciones, como la del tronco común izquierdo. Los motivos de exclusión fueron: intervención en la fase

aguda del infarto de miocardio, tortuosidad importante proximal a la lesión diana, calcificación severa que pudiera evitar un análisis correcto de los bordes arteriales por ecografía, insuficiencia renal, anemia, enfermedad sistémica significativa que pudiera afectar a la expectativa de vida, y uso de dispositivos o fármacos en investigación para la reestenosis.

Procedimientos de angioplastia

El procedimiento de implantación de *stents* siguió una práctica estándar. Todos los pacientes fueron tratados previamente con aspirina y ticlopidina. Se administró heparina no fraccionada por el catéter-guía en una dosis de 100 U/kg. Antes de la introducción de la guía de angioplastia se tomaron dos proyecciones angiográficas de la lesión diana y se evaluó la arteria con ecografía intravascular (EIV). Se colocó el *stent* de manera directa en todos los casos, excepto en uno (paciente 2). Los *stents* implantados fueron: Multilink Ultra (2 casos) o Tetra (2 casos) (Guidant, Santa Clara, CA, Estados Unidos); Jostent Flexmaster en 1 caso (Jomed, Ragendingen, NL) y NIR en 2 casos (Boston Scimed, Natick, MA, Estados Unidos).

Estudio coronario con imágenes

En todos los casos se obtuvo una angiografía convencional y una EIV en situación basal (tras la implantación del *stent*) y a los 6 meses de seguimiento. Las imágenes se adquirieron con catéteres-guía de 6 Fr tras administrar 200 μ g de nitroglicerina intracoronaria. Una vez considerado satisfactorio el resultado, tras el implante del *stent*, se tomaron 2 proyecciones ortogonales, grabadas en formato DICOM a 25 imágenes/s, con el catéter de EIV posicionado justo distal al borde distal del *stent*. Durante la grabación de estas angiografías se inyectaba una solución de contraste diluido con salino 1:1 con objeto de no ocultar la visualización del catéter de EIV que, no obstante, permitía identificar los bordes de la íntima y, así, se podían identificar en un mismo fotograma la línea del catéter y los marcadores anatómicos, como las ramas laterales. Las imágenes en telediástole fueron las utilizadas para la reconstrucción geométrica. La línea del catéter de EIV se utilizó como línea central o «columna vertebral» para orientar el montaje de las secciones transversales obtenidas con EIV y, de esta forma, obtener una reconstrucción tridimensional real.

Los datos de angiografía cuantitativa automática se obtuvieron con el programa disponible en el equipo de General Electric Advantx (GE Medical Systems, París, Francia).

Para la EIV se utilizaron catéteres convencionales (Atlantis 40 MHz, Boston Scimed, San Jose, CA, Estados Unidos). Las imágenes ecográficas se adquirieron en formato digital durante la retirada automática

Download English Version:

<https://daneshyari.com/en/article/3014286>

Download Persian Version:

<https://daneshyari.com/article/3014286>

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