

Análisis de la Influencia de Un Stent con Diferente Sección Transversal en la Hemodinámica de la Arteria Coronaria Mediante Elemento Finito.

D. Almanza Ramírez¹, C. Escobar del Pozo²

¹Estudiante de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica. Universidad de Colima, Colima, México

²Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica. Universidad de Colima, Colima, México

II. METODOLOGÍA

Resumen— Se presentan cinco formas de la sección transversal (*strut*) del stent que tienen diferente influencia en la hemodinámica de la arteria coronaria. Con ayuda de simulación numérica se obtienen valores de velocidad, presión y esfuerzo cortante para determinar zonas de recirculación que incrementan el riesgo de reestenosis. Los factores que tienen mayor influencia son el área del stent que tiene contacto con la sangre y la forma del *strut*.

Palabras clave—Elemento finito, hemodinámica, stent.

I. INTRODUCCIÓN

El índice de defunciones por enfermedades del corazón representó el 31% de defunciones en el mundo en 2012 [1, 2]. Una de las problemáticas más frecuentes es causada por aterosclerosis en la arteria coronaria, que tiene como consecuencia una obstrucción en el diámetro interno del vaso sanguíneo, provocando alteraciones en el flujo sanguíneo. Dos de los métodos poco invasivos más utilizados para solucionar el problema son el *bypass*, que implica un flujo alterno por medio de un injerto de otra arteria y la colocación de una malla en la zona afectada que sirve de soporte para recuperar el diámetro interior. La colocación del stent es el método que tiene mayores ventajas en periodos mayores a un año [3]

Una vez implementado el método de solución por stent para recuperar el diámetro el paciente, el 15 a 25% tiende a presentar síntomas nuevamente debido a la reestenosis [4]. La reestenosis en el interior de la arteria es una de las complicaciones clínicas más serias debido a que altera la hemodinámica con un comportamiento anormal del esfuerzo cortante en la pared interior de la arteria generados por una nueva disminución del diámetro luminal causado por la presencia del stent [5].

Diversos autores han analizado la influencia que tiene el método de colocación del stent, así como la comparativa de las variables determinantes de esta problemática [6–8]. Por otra parte, la simulación numérica se ha convertido en una herramienta importante para el diseño y estudio de problemas cardíacos [9–12]. En el presente trabajo se compara cualitativamente la influencia de un stent con diferentes formas en la sección transversal (*strut*). El objetivo es identificar la geometría que tiene menor influencia en la velocidad, presión y esfuerzo cortante presentes en distintos puntos de la arteria coronaria para prevenir la reestenosis.

Para analizar la hemodinámica de la arteria coronaria en presencia un stent se hizo la consideración de que la arteria es un cilindro de paredes rígidas con diámetro constante de 0.00291 m. A nivel comercial existen stents sinusoidales, de tubo ranurado y de diseño multicelda. Para este estudio se considera un stent sinusoidal, debido a que es un stent ampliamente utilizado, que es colocado a una distancia de 0.015 m de la entrada de la tubería y con una longitud de 0.015 m después del stent. Para analizar la influencia del *strut*, sección transversal del stent, se proponen cinco geometrías descritas en la Fig. 1. En lo general los stents tienen *struts* rectangulares, por lo que se proponer tres secciones rectangulares con diferentes parámetros de esbeltez (alto/ancho) de 0.56, 0.15 y 1.67; para las figuras b), e) y f), respectivamente. Además se consideran dos semicírculos, figuras c) y d), con diferente proporción de hundimiento en la arteria [13]. La selección de *strut* se basa en las condiciones de los modelos comerciales.

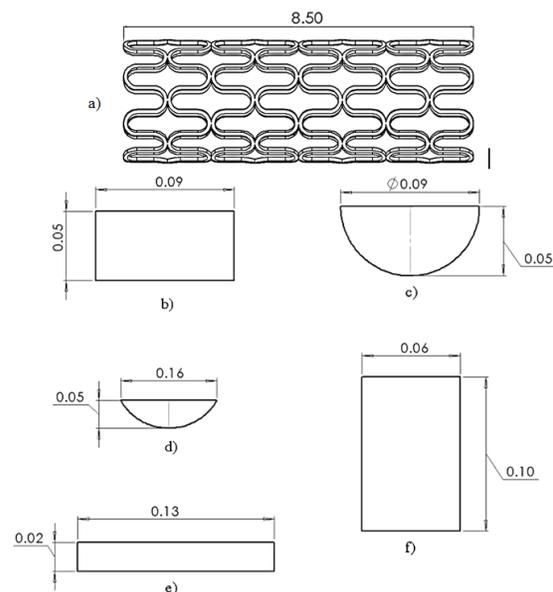


Fig. 1. Descripción de los stents utilizados en cada caso. Las dimensiones se muestran en mm. a) Stent sinusoidal analizado. Sección transversal, *strut*, del stent; b) caso A, c) caso B, d) caso C, e) caso D y f) caso E.

Por otra parte, el movimiento de la sangre se representa mediante las ecuaciones de conservación de masa y cantidad de movimiento para un fluido newtoniano incompresible con propiedades constantes; es decir, mediante las

ecuaciones de Navier – Stokes que se muestran a continuación:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{\mu}{\rho} \nabla^2 u \quad (2)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + \frac{\mu}{\rho} \nabla^2 v \quad (3)$$

$$\frac{\partial w}{\partial t} + u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \frac{\mu}{\rho} \nabla^2 w \quad (4)$$

Donde u, v y w son las componentes de la velocidad en las direcciones x, y y z , respectivamente. P representa la presión en el fluido; mientras que ρ y μ son la densidad y viscosidad del fluido. Cabe señalar que el estudio se hizo en estado transitorio por lo que las variaciones en el tiempo, t , serán tomadas en consideración.

Para analizar la hemodinámica en presencia de un stent se utiliza el método de elemento finito, en particular el software CFX de ANSYS® Workbench 14.5. A partir de la simulación numérica se obtienen los valores de presión (P), las componentes de la velocidad u, v, w , y los valores del esfuerzo cortante en la pared del vaso sanguíneo, τ . Cabe destacar que en el presente estudio no se tomaron en cuenta las deformaciones del stent ni los esfuerzos generados en el sólido debidos a la interacción con el fluido. Para cada caso de estudio se realizó una discretización diferente. Para definir la malla, en cada caso se realizó un análisis de sensibilidad; se considera que la solución es independiente de la discretización cuando la diferencia en valores de velocidad entre cada malla es menor al 1%. El resultado del análisis de sensibilidad indicó que el caso A deja de tener diferencia en sus resultados con 2684011 elementos, el caso B de tipo circular con 5598004, el caso C de tipo medio circular con 2826978, el caso D de tipo rectangular horizontal con 2332175, el tipo E de tipo rectangular vertical con 1825002 y el caso Z sin stent con 12410.

En el presente estudio se considera que la sangre es un fluido newtoniano, debido al diámetro del vaso sanguíneo, continuo, de una sola fase y con propiedades constantes. Para la simulación se tomaron los siguientes valores de densidad: 1050 kg/m^3 , y de viscosidad dinámica: $3.46 \times 10^{-3} \text{ Pa s}$. La condición inicial del análisis transitorio es que el fluido no se mueve y que se encuentra a presión constante, presión venosa. La velocidad de entrada de la sangre se obtiene de las mediciones realizadas por [12]; que considera que un periodo en condiciones de reposo es de 0.8 s ; y para la arteria coronaria se tiene una velocidad media de 0.16 m/s . Tomando esto en consideración, la función del tiempo que describe la condición de entrada es:

$$V = 0.16 + 0.07 \text{seno} \left(\frac{2\pi}{0.8} t \right) \quad (5)$$

Las condiciones de frontera para tener un problema cerrado son: no deslizamiento en la pared de la arteria y una presión de descarga de referencia igual a 0 Pa .

III. RESULTADOS

A continuación se muestran los resultados obtenidos de la simulación numérica: velocidades, esfuerzos cortantes en la pared y distribuciones de presión. Como se mencionó anteriormente, se considera que el corazón cumple un ciclo cada 0.8 s ; se desprecian los primeros dos ciclos, debido a que las condiciones iniciales son estáticas. Todos los resultados se obtuvieron para el tiempo 1.8 s . La Fig. 2 muestra los puntos de análisis a lo largo del tubo, tanto en el centro como en la pared; así como los puntos en los que se evalúa la velocidad y presión desde la pared del vaso sanguíneo hacia el centro del mismo.

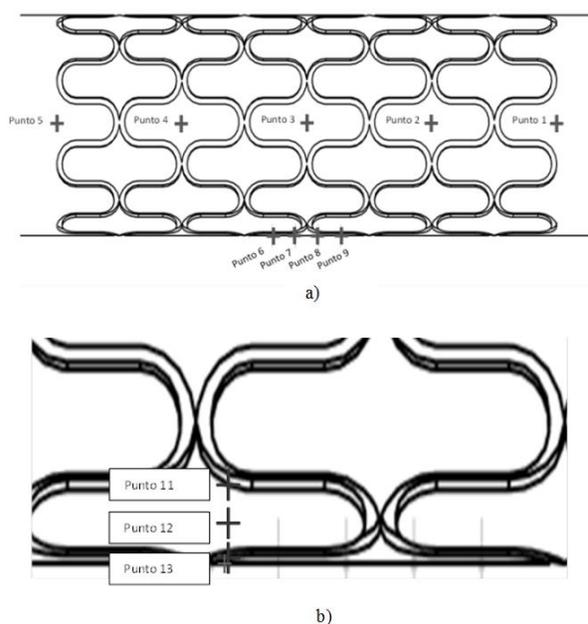


Fig. 2. Ubicación de los puntos de análisis a lo largo y ancho del tubo a) Puntos de análisis para las variaciones longitudinales en el centro y en la pared, puntos 1 al 5 en el centro y puntos 6 al 9 en la pared y b) Puntos de análisis radiales a partir de la pared del tubo, puntos 1 al 13.

A. Velocidad y esfuerzo cortante en el interior y pared del stent

La Fig. 3 muestra el comportamiento de la velocidad en los puntos de la zona media del stent. Los datos se obtienen a un tiempo de 1.8 segundos, debido a que son los valores de velocidad y presión más altos en un ciclo de simulación.

La Fig. 4 muestra el esfuerzo cortante en la pared, para cuatro puntos distintos, definidos en la Fig. 2b. Se pueden apreciar variaciones del esfuerzo cortante para los distintos casos de strut; así también, se observa el valor de esfuerzo cortante de referencia, que el caso sin prótesis, caso Z. Tanto en la Fig. 3 como en la Fig. 4 se aprecia que el caso sin stent presenta los valores más altos de velocidad y más pequeños de esfuerzo cortante; situación que aparentemente es contrastante. Cabe señalar que para todos los casos se considera que el lumen del tubo está completamente abierto y constante.

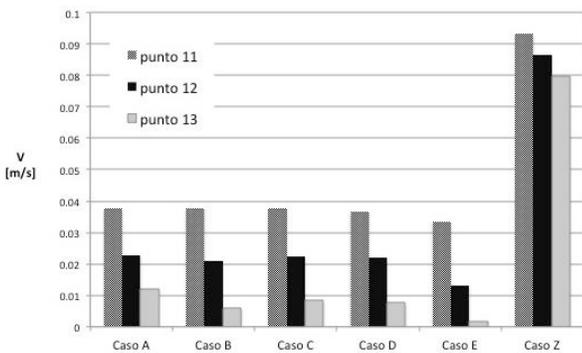


Fig. 3. Velocidad a lo largo del vaso sanguíneo para los diferentes struts evaluados en 1.8 s.

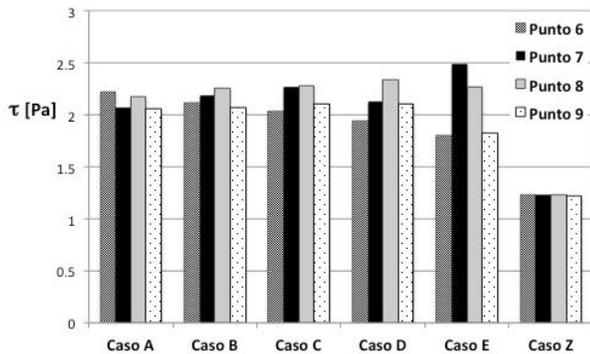


Fig. 4. Esfuerzo cortante en la pared en puntos de la pared, puntos 6 al 9 de la Figura 2a, para los diferentes struts evaluados en 1.8 segundos.

B. Presión cercana al strut.

La Fig. 5 ilustra las líneas de presión constante en la zona cercana al stent para los struts bajo análisis. En la escala para todos los casos se tiene que el valor máximo de presión de 645×10^2 Pa, mientras que el valor mínimo es de 1.97×10^2 Pa. En la Fig. 6 se observan zonas de recirculación para las diferentes secciones transversales. Se aprecia que el caso B presenta una mayor influencia que cualquier otro caso

C. Velocidad y presión en el tercer periodo

La evolución de la velocidad en el tiempo en el punto más cercano a la pared de vaso sanguíneo, punto 13 de la Fig. 6, para el periodo comprendido entre 1.6 y 2.4 segundos. La velocidad presenta un comportamiento senoidal para todos los casos, las diferencias son atribuibles a la sección transversal del stent, ya que no hay otra modificación en la geometría del tubo ni en la configuración del stent. En la Fig. 6 se tiene un eje vertical secundario (derecha) debido a la escala de los resultados del caso sin stent, caso Z, es un orden de magnitud mayor con respecto al resto de los casos. Este mismo comportamiento senoidal de la velocidad se presenta para los dos puntos más alejados de la pared, puntos 11 y 12 de la Fig. 2; para el caso del

punto 11 se tiene un incremento de la velocidad de 320 %, mientras que para el caso del punto 12 es de 190%, con respecto a la velocidad mostrada en la Fig. 6.

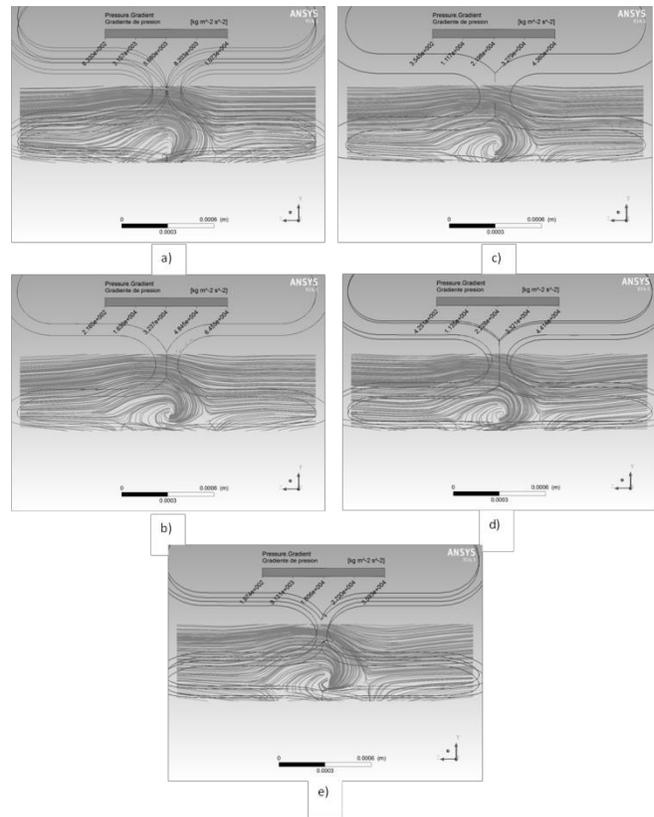


Fig. 5. Líneas isobaras en zona cercana al strut. a) Caso A, b) caso B, c) caso C, d) caso D, y e) caso E, referidos a la Fig. 1.

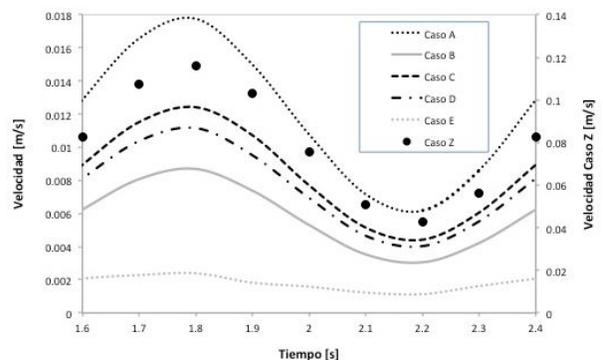


Fig. 6. Velocidad en punto 13.

IV. DISCUSIÓN

Los resultados muestran que el stent con el strut rectangular y una relación de esbeltez de 1.67 es el que más área de contacto presenta con la sangre; esto se ve reflejado en que este strut presenta el mayor esfuerzo cortante de todos los casos analizados. También, esta mayor área de contacto influye en la velocidad del flujo, ya que este tipo de stent tiene las velocidades más bajas en cualquier posición y

tiempo. Todos los tipos de struts modifican en gran medida las características fluido dinámicas, en el caso de la velocidad se tiene una reducción del 50% para todos los casos, a lo largo del vaso. Esto es un resultados esperado, ya que se tienen elemento que generan más fricción que incrementan las pérdidas. En este sentido el strut del caso A, referido a la Fig. 1, es el que presenta menor reducción e la velocidad a lo largo del tubo.

Por otra parte, el esfuerzo cortante se incrementa 1.74 veces, en promedio, con respecto al caso sin prótesis. De acuerdo con [14], para que no se presente reestenosis se requiere que el esfuerzo cortante en el pared no sea menor al esfuerzo cortante de referencia. En ningún caso se reduce el valor de esta variable, sin embargo si hay variaciones importantes entre los diferentes puntos evaluados en la pared lo que podría traducirse en daños a las células endoteliales. El caso con mayor variación es el strut del caso E; mientras el que tiene menores variaciones es el caso A.

Los gradientes de presión inducidos, mostrados en la Fig. 5, por la presencia del stent son muy diferentes al caso sin prótesis, ya que en todos los casos se generan zonas de recirculación. Se puede observar, en la Fig. 5, que la presencia del stent incrementa los gradientes de presión significativamente. En este sentido los casos C y E son los que menos modifican el gradiente de presión. Las líneas de presión mostradas en la mismas gráficas muestran las zonas de recirculación generadas por cada strut. Se aprecia que todos los casos son muy similares; sin embargo, en el caso B se observan zonas con una mayor intensidad que en los casos restantes. Estos efectos provocan que el fluido se mueva mucho más lento que el caso sin stent; situación que es muy clara en la Fig. 6, que muestra la evolución temporal de la velocidad en un punto cerca de la pared del vaso.

V. CONCLUSIÓN

Es evidente que la presencia de un stent en la arteria coronaria modifica el flujo. En estudios previos [14] se menciona al strut como una variable de gran influencia en el éxito del funcionamiento de un stent. Separando las variables, podemos concluir que el stent con la sección rectangular, caso A, presenta las menores variaciones en velocidad axial por lo que sería la mejor opción con respecto a la velocidad a lo largo del tubo. En lo que respecta al esfuerzo cortante el caso A es el que muestra menores variaciones a lo largo del tubo, situación que es la más deseable para un stent. Además, no reduce el esfuerzo en comparación con el caso de referencia. Sin embargo, incrementa el esfuerzo en 0.7 Pa en promedio, situación que debe ser considerada. En lo que se refiere a la formación de vórtices y gradientes de presión, se obtuvo la menor perturbación con los casos C y E; a pesar de que todos los struts generar modificaciones importantes en dichas variables. Por último, en lo que respecta a la velocidad cercana a la pared, el caso A es el que muestra la mayor

velocidad, esto es la más cercana al caso de referencia. Tomando todos los resultados, se obtiene que el caso A, sección rectangular con 0.09 mm de ancho y 0.05 mm de alto, es el strut con el que se obtienen las mejores condiciones fluido dinámicas; por lo que se recomienda dicha sección transversal para el diseño de un stent. Valdría la pena realizar un estudio para determinar las dimensiones óptimas, establecer si este strut funciona de la misma forma para diferentes prótesis, así como establecer los esfuerzos y deformaciones del stent con dicha geometría.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] (Monografía en línea) INEGI. (2016, noviembre, 8). Mortalidad (2012) [en línea]. Disponible en <http://www.inegi.org.mx>
- [2] (Monografía en línea) INEGI. (2016, noviembre, 8). Enfermedades cardiovasculares (2012) [en línea]. Disponible en <http://www.who.int>
- [3] Y.-S. Chang, J.-X. Wang, and D.-W. Chang, "Outcomes of Coronary Artery Bypass and Stents for Unprotected Left Main Coronary Stenosis," *Ann. Thorac. Surg.*, 2017.
- [4] S. J. Park, S. J. Kang, R. Virmani, M. Nakano, and Y. Ueda, "In-stent neoatherosclerosis: A final common pathway of late stent failure," *J. Am. Coll. Cardiol.*, vol. 59, no. 23, pp. 2051–2057, 2012.
- [5] C. Chiastra, F. Migliavacca, M. Á. Martínez, and M. Malvè, "On the necessity of modelling fluid-structure interaction for stented coronary arteries," *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 34, pp. 217–230, 2014.
- [6] J. Rivera, F. Arias, A. Badrenas, and J. Grau, "Estudio hemodinámico mediante simulación numérica para completar el diagnóstico en estenosis carotídeas tributarias de endarterectomía," *Rev. Int. Metod. Numer. para Calc. y Disen. en Ing.*, vol. 32, no. 2, pp. 125–130, 2016.
- [7] J. García, Y. Doce, F. Manuel, F. Castro, J. Goicolea, and A. Fernández, "Estudio comparativo de diferentes técnicas de implantación de stents en bifurcaciones coronarias," *Rev. Int. Métodos Numéricos para Cálculo y Diseño en Ing.*, vol. 32, no. xx, pp. 181–187, 2015.
- [8] J. Bukala, P. Kwiatkowski, and J. Malachowski, "Numerical analysis of stent expansion process in coronary artery stenosis with the use of non-compliant balloon," *Biocybern. Biomed. Eng.*, vol. 36, no. 1, pp. 145–156, 2016.
- [9] R. Balossino, F. Gervaso, F. Migliavacca, and G. Dubini, "Effects of different stent designs on local hemodynamics in stented arteries," *J. Biomech.*, vol. 41, no. 5, pp. 1053–1061, 2008.
- [10] M. Seyfarth and A. Schömig, "Intracoronary Stenting and Angiographic Results," 2001.
- [11] H. Zahedmanesh, C. Lally, "Determination of the influence of stent strut thickness using the finite element method : implications for vascular injury and in-stent restenosis," pp. 385–393, 2009.
- [12] F. Chabi, S. Champmartin, C. Sarraf, and R. Noguera, "Critical evaluation of three hemodynamic models for the numerical simulation of intra-stent flows," *J. Biomech.*, vol. 48, no. 10, pp. 1769–1776, 2015.
- [13] R.A. Byrne, G.W. Stone, J. Ormiston, A. Kastrati, "Coronary balloon angioplasty, stents, and scaffolds," *The Lancet*, Vol. 390, no. 10096, pp.781–792, 2017.
- [14] W. X. Chen, E. K. W. Poon, N. Hutchings, V. Thondapu, P. Barlis, A. Ooi, "Computational fluid dynamics study of common stent models inside idealized curved coronary arteries". *Comp. Meth. Biol. And Biomed. Eng.*, vol. 20, num. 6, pp. 671–681. 2017.