

## Artículo original

# Modificaciones en la angulación coronaria luego de implante de soporte vascular bioabsorbible y stents de cromo-cobalto y acero inoxidable

Mateus Veloso e Silva<sup>1</sup>, J. Ribamar Costa Jr.<sup>2</sup>, Alexandre Abizaid<sup>3</sup>, Rodolfo Staico<sup>4</sup>, Danillo Taiguara<sup>5</sup>, Tarcísio Campostrini Borghi Jr.<sup>6</sup>, Ricardo Costa<sup>7</sup>, Daniel Chamié<sup>8</sup>, Amanda G. M. R. Sousa<sup>9</sup>, J. Eduardo Sousa<sup>10</sup>

### RESUMEN

**Introducción:** La conformabilidad del stent, definida como la adaptación de la prótesis a la forma natural del vaso, es la principal responsable de los cambios geométricos producidos luego del implante del dispositivo, siendo influenciada por el material y el diseño del stent. Se puede calcular mediante la medición de los cambios de curvatura y en el ángulo del segmento tratado luego del implante del stent. El objetivo de este estudio es comparar los cambios en la angulación coronaria luego del implante del soporte vascular bioabsorbible (SVB) y de las plataformas metálicas de cobalto-cromo y acero inoxidable que se utilizan en los stents farmacológicos de segunda generación. **Métodos:** Se incluyeron en este análisis retrospectivo 50 pacientes con lesiones únicas, *de novo*, en arterias coronarias nativas con un diámetro entre 2,5 y 3,5 mm, y una extensión de hasta 23 mm. Veinticinco pacientes fueron tratados con SVB y 25 pacientes con plataformas metálicas de cobalto-cromo (n = 12) o acero inoxidable (n = 13). La angulación se midió utilizando un software de angiografía coronaria cuantitativa dedicado. **Resultados:** La angulación del vaso se modificó de manera significativa después del implante de los dispositivos. En el grupo sometido al implante de plataformas metálicas, hubo una mayor modificación del ángulo coronario en comparación con los tratados con SVB (41,6% frente a 14,9%; P < 0,01). Al observar el comportamiento del SVB y las diferentes plataformas metálicas, la modificación del ángulo coronario fue mayor para las plataformas de acero inoxidable, seguidas de las plataformas de cromo-cobalto y los SVB (53,7% frente a 28,5% frente a 14,9%; P < 0,01).

### ABSTRACT

#### Changes in Coronary Angulation After Bioresorbable Vascular Scaffold and Cobalt-Chromium and Stainless Steel Stent Implantation

**Background:** The conformability of the stent, defined as the adaptation of the prosthesis to the natural shape of the vessel, is the major cause of geometrical changes after stenting and is influenced by the stent material and design. It may be assessed by measuring changes in the curvature and the angulation of the treated segment after stent implantation. The objective of this study was to compare changes in coronary angulation after implantation of the bioresorbable vascular scaffold (BVS) and cobalt-chromium and stainless steel metal platforms used in second-generation drug-eluting stents. **Methods:** In this retrospective analysis, 50 patients with single *de novo* lesions in native coronary arteries and diameter between 2.5 and 3.5 mm and length up to 23 mm were included. Twenty-five patients were treated with BVS and 25 patients were treated with cobalt-chromium (n = 12) or stainless steel (n = 13) platforms. Angulation was measured using a dedicated quantitative angiography analysis software. **Results:** Vessel angulation significantly changed after device implantation. In the group submitted to the implantation of metal platforms there was greater coronary angulation change when compared to the group treated with BVS (41.6% vs. 14.9%; P < 0.01). When we analyzed the performance of the BVS and the different metal platforms, coronary angulation change was greater for

<sup>1</sup> Residente del Servicio de Cardiología Invasiva del Instituto Dante Pazzanese de Cardiología. São Paulo, SP, Brasil.

<sup>2</sup> Doctor. Cardiólogo intervencionista del Servicio de Cardiología Invasiva del Instituto Dante Pazzanese de Cardiología. São Paulo, SP, Brasil.

<sup>3</sup> Catedrático *Livre-docente*. Director del Servicio de Cardiología Invasiva del Instituto Dante Pazzanese de Cardiología. São Paulo, SP, Brasil.

<sup>4</sup> Doctor. Cardiólogo intervencionista del Servicio de Cardiología Invasiva del Instituto Dante Pazzanese de Cardiología. São Paulo, SP, Brasil.

<sup>5</sup> Residente del Servicio de Cardiología Invasiva del Instituto Dante Pazzanese de Cardiología. São Paulo, SP, Brasil.

<sup>6</sup> Residente del Servicio de Cardiología Invasiva del Instituto Dante Pazzanese de Cardiología. São Paulo, SP, Brasil.

<sup>7</sup> Doctor. Cardiólogo intervencionista del Servicio de Cardiología Invasiva del Instituto Dante Pazzanese de Cardiología. São Paulo, SP, Brasil.

<sup>8</sup> Cardiólogo intervencionista del Servicio de Cardiología Invasiva del Instituto Dante Pazzanese de Cardiología. São Paulo, SP, Brasil.

<sup>9</sup> Catedrático *Livre-docente*. Directora General del Instituto Dante Pazzanese de Cardiología. São Paulo, SP, Brasil.

<sup>10</sup> Catedrático *Livre-docente*. Director del Centro de Intervenciones en Enfermedades Estructurales del Corazón del Instituto Dante Pazzanese de Cardiología. São Paulo, SP, Brasil.

**Correspondencia a:** Mateus Veloso e Silva. Avenida Dante Pazzanese, 500 - Vila Mariana - São Paulo, SP, Brasil - CEP 04012-180

Correo electrónico: mateus\_veloso@hotmail.com

Recibido el: 15/09/2013 • Aceptado el: 17/11/2013

**Conclusiones:** En esta evaluación preliminar, el SVB produjo un cambio menor en la angulación coronaria. El impacto clínico de este hallazgo necesita ser investigado de forma prospectiva en una cohorte más amplia y más compleja.

DESCRIPTORES: Vasos coronarios. Stents. Implantes absorbibles.

La rectificación de un segmento curvo de un vaso después de la colocación del stent puede modificar la dinámica del flujo sanguíneo y la tensión de cizallamiento y pueden ser responsables de los cambios en la distribución de la hiperplasia intimal intra-stent.<sup>1,2</sup>

La conformabilidad del stent, definida como la adaptación a la forma natural del vaso, es la principal responsable de los cambios geométricos producidos después del implante del dispositivo,<sup>3</sup> y los dos determinantes principales de la conformabilidad son el material y el diseño del stent.<sup>4,5</sup> Puede ser determinada por la medición de la curvatura y el ángulo del segmento tratado después del implante del stent. Un estudio anterior mostró que los soportes vasculares bioabsorbibles (SVB) tienen una mejor conformabilidad que los stents con plataformas metálicas.<sup>6</sup>

En este trabajo, se compararon los cambios en la angulación coronaria con una metodología específica para los pacientes tratados con tres dispositivos diferentes: los SVB y las plataformas metálicas de cromo-cobalto y de acero inoxidable que se utilizan en los stents farmacológicos de segunda generación.

## MÉTODOS

Se trata de un estudio retrospectivo, unicéntrico, desarrollado en el Servicio de Cardiología Invasiva del Instituto Dante Pazzanese, en São Paulo (SP). La población incluyó a pacientes tratados consecutivamente en diferentes momentos con SVB ABSORB® (Abbott Vascular, Santa Clara, EE.UU.), el stent BioMatrix® (Biosensors Inc., Newport Beach, EE.UU.) y el stent XienceV® (Abbott Vascular, Santa Clara, EE.UU.), como parte de los protocolos locales.

En general, los pacientes incluidos presentaban angina de pecho estable o inestable o estaban asintomáticos con signos objetivos de isquemia, con lesiones únicas, *de novo*, en las arterias coronarias nativas con estenosis de entre 70 y 90% (estimación visual) y diámetro de referencia entre 2,5 y 3,5 mm. La extensión máxima permitida de la lesión fue de 23 mm. Se excluyeron los pacientes con infarto agudo de miocardio < 72 horas, con lesiones en el tronco de la arteria coronaria izquierda, lesiones ostiales, lesiones con trombos, lesiones con calcificación excesiva que exigiesen técnicas ateroablativas antes del implante del dispositivo y lesiones en bifurcaciones de la rama lateral > 2.0 mm.

the stainless steel platforms, followed by cobalt-chromium platforms and the BVS (53.7% vs. 28.5% vs. 14.9%;  $P < 0.01$ ). Conclusions: In this preliminary assessment, the BVS produced a smaller coronary angulation change. The clinical impact of this finding must be prospectively investigated in a larger and more complex cohort.

DESCRIPTORS: Coronary vessels. Stents. Absorbable implants.

## Dispositivos del estudio

El SVB ABSORB® es un dispositivo expandible de balón que comprende un soporte polimérico de ácido poli-L-láctico (PPLA), recubierto por una fina capa de matriz amorfa de ácido poli-D,L-láctico que contiene 100  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$  de everolimus. Las astas del dispositivo son de 150  $\mu\text{m}$  de espesor y se disponen en células con formato zigzag, interconectadas por tres puentes longitudinales. Aunque radiotransparente, el SVB cuenta con una marca de platino en cada extremo, permitiendo la visualización angiográfica de sus límites. El stent XienceV® consiste en una plataforma de cromo-cobalto, con polímero fluorado biocompatible y everolimus en una concentración de 100  $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ , presenta un espesor de las astas de 81  $\mu\text{m}$ , asociada con un espesor polimérico de 7,6  $\mu\text{m}$ . Finalmente, el stent BioMatrix® posee una plataforma de acero inoxidable, astas con un espesor de 112  $\mu\text{m}$ , cubierta por un polímero biodegradable de ácido poliláctico (PLA) que contiene Biolimus A9 (15,6  $\mu\text{g}/\text{cm}$ ).

## Procedimiento

Las lesiones fueron tratadas con técnicas habituales de intervención, que incluían una predilatación obligatoria con balón más corto y con un diámetro 0,5 mm más pequeño que el dispositivo utilizado. La posdilatación, realizada según criterio del operador, debería ser llevada a cabo con balones no complacientes, al menos 30% más cortos que el stent o el SVB implantado.

## Análisis angiográfico

Después de la administración de nitroglicerina intracoronaria, se obtuvieron estudios angiográficos en serie en dos proyecciones ortogonales correspondientes, antes y después del procedimiento. El análisis angiográfico se realizó *off-line* por operadores expertos en el Instituto Dante Pazzanese de Cardiología, con un software validado para el análisis coronario cuantitativo (QAngio XA versión 7.3, Medis, Leiden, Holanda). El diámetro mínimo del lumen (DML) y el diámetro de referencia (DR) obtenido a partir de un promedio de 5 mm proximales y distales a la lesión a tratar, se utilizaron para calcular el diámetro de la estenosis [ $DE = (1 - \text{DML}/\text{DR}) \times 100$ ]. La ganancia aguda se obtuvo de la diferencia en el DML del pre y el posprocedimiento. Para la evaluación de la angulación, fue utilizada la proyección angiográfica con menor acortamiento del vaso y menor superposición de

imágenes. Los ángulos se obtuvieron utilizando una herramienta específica, un compás digital acoplado al sistema de análisis cuantitativo, el cual fue colocado dentro del segmento de destino, en el momento del DML del preprocedimiento. Entonces, la angulación se determinó midiendo el ángulo interno entre las líneas centradas dibujadas en los segmentos coronarios proximales y distales adyacentes al DML. Los ángulos de las lesiones fueron medidos en las mismas proyecciones pre y posprocedimiento, durante la diástole. (Figura)

### Análisis estadístico

Las variables categóricas se presentaron como números absolutos y porcentajes, mientras que las variables continuas se describen como promedios y desviaciones estándar. Las variables cuantitativas se analizaron mediante la prueba no paramétrica de Mann-Whitney (dos grupos) o la prueba Kruskal-Wallis (tres grupos). La asociación entre las variables categóricas se evaluó mediante la prueba chi-cuadrado o exacta de Fisher. La correlación de Spearman se utilizó para determinar si había una correlación entre las variables angiográficas pretratamiento (DML, DR, DE, extensión de la lesión y ángulo de la lesión) y la modificación relativa entre los ángulos antes y después del procedimiento.

### RESULTADOS

Se evaluaron 50 pacientes sometidos a angioplastia electiva, 25 fueron tratados con SVB ABSORB®, 12 con stent de cromo-cobalto (XIENCE V®) y 13 con stent de acero inoxidable (BioMatrix®). Las características clínicas están resumidas en la Tabla 1.

No hubo diferencias significativas entre los grupos en cuanto a las características clínicas, excepto por una mayor prevalencia de infarto de miocardio previo entre los pacientes tratados con stents metálicos.

El vaso objetivo abordado con más frecuencia en el grupo tratado con SVB fue la arteria descendente anterior, mientras que en los tratados con stents metálicos fue la arteria circunfleja ( $P = 0,09$ ). El análisis angiográfico preprocedimiento no mostró diferencias entre los grupos con respecto a las variables analizadas, incluyendo el diámetro de referencia del vaso tratado y la extensión de la lesión. Después del procedimiento, los pacientes tratados con SVB mostraron diámetros lumbales menores y mínima ganancia aguda en comparación con los tratados con stents metálicos (Tabla 2).

La angulación del vaso se modificó de manera significativa después del implante de los dispositivos (Tabla 3). En el grupo sometido al implante de plataformas metálicas, hubo una mayor modificación relativa del ángulo coronario en comparación con los tratados con SVB (41,6% frente a 14,9%;  $P < 0,01$ ). Al observar el comportamiento del SVB y de las diferentes plataformas metálicas, la modificación del ángulo coronario fue mayor para la plataforma de acero inoxidable, seguida de la plataforma de cromo-cobalto y los SVB (53,7% frente a 28,5% frente a 14,9%;  $P < 0,01$ ).

La única variable angiográfica previa a la intervención asociada con el cambio relativo entre los ángulos antes y después del procedimiento fue el ángulo de la lesión antes de la intervención ( $P < 0,01$ ), como se muestra en la Tabla 4.

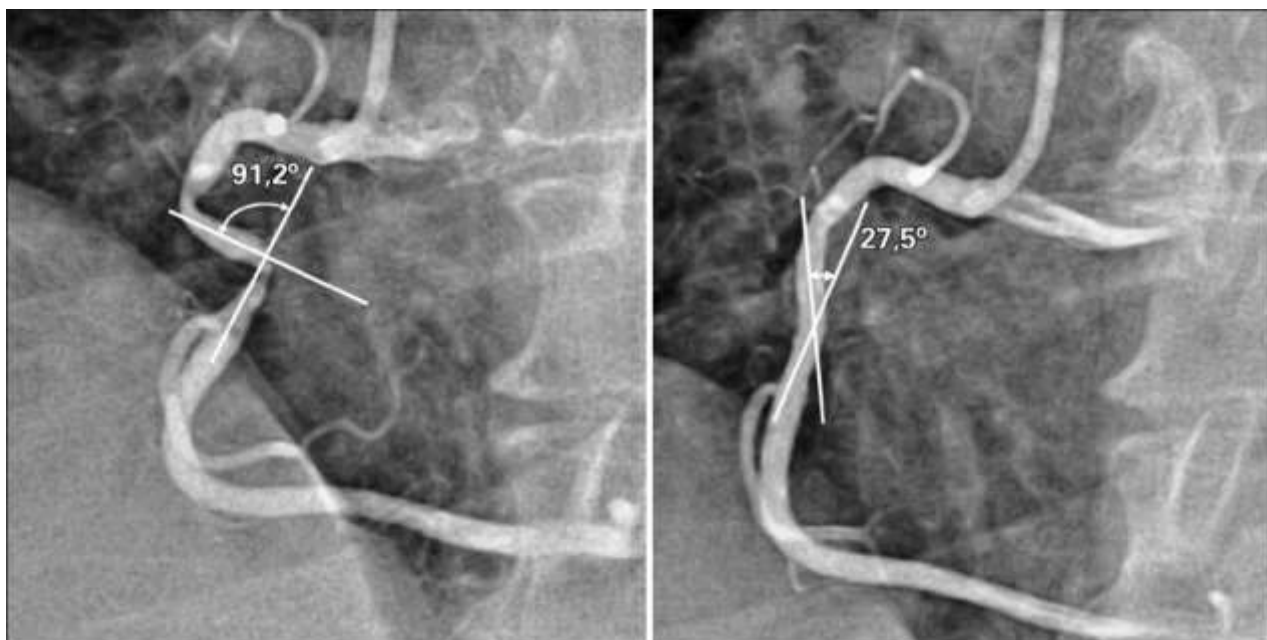


Figura. Análisis de la angulación coronaria. Valores obtenidos antes y después del implante de stents, utilizando un compás digital acoplado al sistema de análisis cuantitativo.

TABLA 1 Características clínicas

Características	SVB (n=25)	Plataformas metálicas (n=25)	Plataforma de cromo-cobalto (n = 12)	Plataforma de acero inoxidable (n = 13)	Valor de P*	Valor de p**
Edad, años	56,8 ± 7,0	60,4 ± 8,1	59,8 (10,3)	61 (4,8)	0,16	0,33
Sexo masculino, n (%)	15 (60)	15 (60)	6 (50,0)	9 (69,2)	>0,99	0,39
Hipertensión arterial, n (%)	19 (76)	20 (80)	9 (75)	11 (84,6)	>0,99	0,82
Diabetes mellitus, n (%)	5 (20)	1 (4)	0	1 (7,7)	0,19	0,28
Tabaquismo, n (%)	3 (12)	4 (16)	1 (8,3)	3 (23,1)	>0,99	0,57
Dislipidemia, n (%)	19 (76)	16 (64)	8 (66,7)	8 (61,5)	0,54	0,66
Infarto previo, n (%)	5 (20)	15 (60)	7 (58,3)	8 (61,5)	<0,01	0,01

\* Comparación entre SVB y stents metálicos; \*\* comparación entre SVB y plataformas de cromo-cobalto y acero inoxidable. SVB: soporte vascular bioabsorbible.

TABELA 2 Características angiográficas y del procedimiento

Características	SVB (n=25)	Plataformas metálicas (n=25)	Plataforma de cromo-cobalto (n = 12)	Plataforma de acero inoxidable (n = 13)	Valor de P*	Valor de P**
Vaso objetivo, n (%)					0,09	0,24
DA	13 (52)	7 (28)	3 (25)	4 (30,8)		
CX	4 (16)	11 (44)	<b>5 (41,7)</b>	6 (46,2)		
CD	8 (32)	7 (28)	<b>4 (33,3)</b>	3 (23,1)		
Preprocedimiento						
Longitud de la lesión, mm	11,7 ± 4,0	11,6 ± 5,0	10,1 ± 3,4	12,9 ± 5,9	0,54	0,31
Diámetro de referencia, mm	2,62 ± 0,45	2,60 ± 0,41	2,73 ± 0,36	2,49 ± 0,44	0,79	0,34
Diámetro luminal mínimo, mm	0,87 ± 0,32	0,84 ± 0,36	0,90 ± 0,25	0,78 ± 0,44	0,73	0,52
Diámetro de la estenosis, %	66,7 ± 10,5	68,5 ± 11,2	67,0 ± 9,2	70,0 ± 13,0	0,53	0,79
Posprocedimiento						
Diámetro luminal mínimo, mm	2,39 ± 0,31	2,68 ± 0,36	2,66 ± 0,26	2,69 ± 0,45	<0,01	0,03
Diámetro de la estenosis, %	8,4 ± 4,0	6,9 ± 3,6	8,2 ± 4,2	5,6 ± 2,5	0,17	0,58
Ganancia aguda, mm	1,51 ± 0,41	1,83 ± 0,36	1,76 ± 0,28	1,9 ± 0,42	<0,01	0,02

\* Comparación entre SVB y stents metálicos; \*\* comparación entre SVB y plataformas de cromo-cobalto y acero inoxidable. SVB: soporte vascular bioabsorbible, DA: arteria descendente anterior, CX: arteria circunfleja; CD: arteria coronaria derecha.

TABLA 3 Modificación de los ángulos dentro y entre los grupos

Dispositivo	Pretratamiento (grados)	Postratamiento (grados)	Modificación absoluta (grados)	Modificación relativa (%)	Valor de P*
SVB	16,5 ± 15,5	13,0 ± 10,0	3,6 ± 10,8	14,9	0,02
Plataformas metálicas	20,2 ± 15,6	11,4 ± 12,7	8,9 ± 9,6	41,6	<0,01
Valor de P**	0,22	0,32	<0,01	<0,01	
SVB	16,5 ± 15,6	13,0 ± 10,0	3,6 ± 10,8	14,9	0,02
Plataforma de cromo-cobalto	17,2 ± 17,1	9,8 ± 11,7	7,5 ± 11,7	28,5	0,03
Plataforma de acero inoxidable	23,0 ± 14,2	12,9 ± 13,9	10,1 ± 7,4	53,7	<0,01
Valor de P**	0,14	0,49	<0,01	<0,01	

\* Comparación de los valores pre y postratamiento dentro de los grupos; \*\* comparación de las modificaciones pre y postratamiento entre los grupos. SVB: soporte vascular bioabsorbible.

**TABLA 4**  
**Correlación entre las variables angiográficas antes del tratamiento y modificación relativa entre los ángulos antes y después del procedimiento**

Variable	Correlación	Valor de P
Longitud de la lesión	0,13	0,38
Diámetro de referencia	0,24	0,88
Diámetro luminal mínimo	0,12	0,43
Diámetro de la estenosis	0,04	0,77
Ángulo de la lesión	0,68	<0,01

## DISCUSIÓN

Observamos en este estudio que tanto las plataformas metálicas como el SVB modificaron significativamente la angulación de la lesión después del procedimiento. Además, la menor modificación del ángulo se produce con el SVB, seguido de las plataformas de cromo-cobalto y las de acero inoxidable. La única variable angiográfica asociada con la variación relativa entre los ángulos fue el ángulo de la lesión antes de la intervención.

La eficacia y seguridad de los stents dependen, en parte, de sus características mecánicas. El estudio previo que evaluó las propiedades mecánicas de 17 stents metálicos examinó la fuerza de tracción entre tortuosidades, la flexibilidad y la conformabilidad y demostró que estas propiedades dependen del diseño y del material del stent.<sup>7</sup> La comparación del rendimiento mecánico de siete stents farmacológicos mostró diferencias entre las distintas plataformas, con el stent de BioMatrix® presentando menos flexibilidad que el stent de XIENCE V® (30,06 N/mm<sup>2</sup> y 25,78 N/mm<sup>2</sup>, respectivamente).<sup>4</sup> Otro estudio que evalúa la conformabilidad del stent SVB y del Xience V® mostró las ventajas de la plataforma bioabsorbible, que demostró modificar menos la curvatura y la angulación del vaso tratado.<sup>6</sup>

Los vasos curvos tienen una mayor asociación con el flujo turbulento y con distribuciones no uniformes de la tensión de cizallamiento, con la curvatura exterior del vaso sometida a una tensión de cizallamiento mayor que la curvatura interna. Las regiones con baja tensión de cizallamiento han sido asociadas con el desarrollo de una hiperplasia neointimal más espesa, tanto en stents no farmacológicos<sup>2</sup> como en los farmacológicos.<sup>8</sup> Con el seguimiento de un año de los SVB se mostró la restauración de la anatomía coronaria próxima en comparación con la observada antes del procedimiento y con el probable restablecimiento de un patrón más fisiológico del flujo de sangre y de la tensión de cizallamiento.<sup>9</sup>

Un estudio con pacientes tratados con stents no farmacológicos demostró que la localización de la lesión a tratar en el segmento coronario con ángulo > 33,5°, así como la modificación en la angulación coronaria > 9,1° luego del implante de los dispositivos, fue un predictor independiente

de eventos cardíacos más graves y de reestenosis.<sup>10</sup> Por otro lado, un estudio con 289 pacientes tratados con stents metálicos farmacológicos no consiguió demostrar una asociación entre la angulación coronaria o la modificación en la geometría vascular con la ocurrencia de eventos adversos (falla y/o revascularización del vaso objetivo o infarto intrahospitalario), después de un año de seguimiento.<sup>11</sup>

Las nuevas generaciones de stents farmacológicos con aleaciones más flexibles y plataformas más delgadas y con mejor capacidad de conformabilidad tienen la capacidad de modificar menos la geometría coronaria que los stents más antiguos. Aunque los SVB sean superiores a los stents metálicos actuales en conformabilidad y debido a que estas diferencias son tan sutiles, es necesario esperar a la evaluación de casuísticas mayores y el seguimiento a largo plazo, para entonces verificar la traducción clínica de estos hallazgos.

## Limitaciones

Se destaca que las principales limitaciones de este estudio son su diseño no randomizado, la pequeña población incluida en cada grupo y el perfil de complejidad limitada de las lesiones.

## CONCLUSIONES

En esta evaluación preliminar, el implante de soportes vasculares bioabsorbibles con difusión de everolimus demostró modificar en menor medida el grado de angulación coronaria en comparación con las plataformas de cromo-cobalto y de acero inoxidable. El impacto clínico de este hallazgo todavía es incierto y necesita ser investigado de forma prospectiva en una cohorte más amplia y más compleja.

## CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran no tener conflictos de intereses relacionados con este manuscrito.

## REFERENCIAS

1. Wentzel JJ, Whelan DM, van der Giessen WJ, van Beusekom HM, Andhyiswara I, Serruys PW, et al. Coronary stent implantation changes 3-D vessel geometry and 3-D shear stress distribution. *J Biomech.* 2000;33(10):1287-95.
2. Wentzel JJ, Krams R, Schuurbiens JC, Oomen JA, Kloet J, van Der Giessen WJ, et al. Relationship between neointima thickness and shear stress after Wall stent implantation in human coronary arteries. *Circulation.* 2001 ;1 03(1 3):1 740-5.
3. Colombo A, Stankovic G, Moses JW. Selection of coronary stents. *J Am Coll Cardiol.* 2002;40(6):1 021-33.
4. Schmidt W, Lanzer P, Behrens P, Topoleski LD, Schmitz KP. A comparison of the mechanical performance characteristics of seven drug-eluting stent systems. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2009;73(3):350-60.
5. Sangiorgi G, Melzi G, Agostoni P, Cola C, Clementi F, Ro-mitelli P, et al. Engineering aspects of stents design and their translation into clinical practice. *Ann 1st Super Sanita.* 2007; 43(1):89-100.

6. Gomez-Lara J, Garcia-Garcia HM, Onuma Y, Garg S, Regar E, De Bruyne B, et al. A comparison of the conformability of everolimus-eluting bioresorbable vascular scaffolds to metal platform coronary stents. *JACC Cardiovasc Interv.* 2010;3(11):1190-8.
7. Rieu R, Barragan P, Garitey V, Roquebert PO, Fuseri J, Commeau P, et al. Assessment of the trackability, flexibility, and conformability of coronary stents: a comparative analysis. *Catheter Cardiovasc Interv.* 2003;59(4):496-503.
8. Gijzen FJ, Oortman RM, Wentzel JJ, Schuurbiens JC, Tanabe K, Degertekin M, et al. Usefulness of shear stress pattern in predicting neointima distribution in sirolimus-eluting stents in coronary arteries. *Am J Cardiol.* 2003;92(11):1325-8.
9. Gomez-Lara J, Brugaletta S, Farooq V, van Geuns RJ, De Bruyne B, Windecker S, et al. Angiographic geometric changes of the lumen arterial wall after bioresorbable vascular scaffolds and metallic platform stents at 1-year follow-up. *JACC Cardiovasc Interv.* 2011;4(7):789-99.
10. Gyongyosi M, Yang P, Khorsand A, Glogar D; Austrian Wiktor Stent Study Group and European Paragon Stent Investigators. Longitudinal straightening effect of stents is an additional predictor for major adverse cardiac events. *J Am Coll Cardiol.* 2000;35(6):1580-9.
11. Gomez-Lara J, Heo JH, Brugaletta S, Garg S, Garcia-Garcia HM, van Geuns RJ, et al. Risk of target lesion failure in relationship to vessel angiographic geometry and stent conformability using the second generation of drug-eluting stents. *Am Heart J.* 2011;162(6):1069-79.