

Influência do Ângulo de Inclinação da Prótese Percutânea Aórtica no Campo de Velocidade e Estresse de Cisalhamento

Influence of the tilt angle of Percutaneous Aortic Prosthesis on Velocity and Shear Stress Fields

Bruno Alvares de Azevedo Gomes,^{1,2,3} Gabriel Cordeiro Camargo,¹ Jorge Roberto Lopes dos Santos,² Luis Fernando Alzuguir Azevedo,² Ângela Ourivio Nieckele,² Aristarco Gonçalves Siqueira-Filho,¹ Gláucia Maria Moraes de Oliveira¹
Programa de Pós Graduação em Cardiologia – Universidade Federal do Rio de Janeiro;¹ Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro (PUC-Rio);² Instituto Nacional de Cardiologia, INC/MS,³ Rio de Janeiro, RJ – Brasil

Resumo

Fundamento: Devido à natureza do processo de liberação da prótese percutânea, é esperada uma variabilidade do posicionamento final da válvula. A localização da prótese irá definir a posição espacial do seu orifício efetivo em relação ao anulo aórtico. O padrão do fluxo sanguíneo em aorta ascendente está relacionado ao processo de remodelamento aórtico, além de ser dependente da disposição espacial do orifício efetivo. O efeito hemodinâmico de pequenas variações na angulação do orifício efetivo ainda não foi estudado em detalhes.

Objetivo: O objetivo do presente trabalho foi implementar uma simulação *in vitro* do fluxo sanguíneo para caracterização do padrão hidrodinâmico, associado a pequenas variações na inclinação do orifício efetivo.

Métodos: Para esse fim, foi construído um fantoma aórtico tridimensional, que reproduziu a anatomia de um paciente submetido ao implante valvar percutâneo. A análise de fluxo foi realizada através da técnica de Velocimetria por Imagens de Partícula. O padrão de escoamento em aorta ascendente foi caracterizado para seis níveis de vazão de fluxo. Além disso, foram estudados seis inclinações do orifício efetivo.

Resultados: O estudo demonstrou que o orifício efetivo nos ângulos -4° e -2° direcionaram o fluxo principal para a parede anterior do modelo aórtico, induzindo um cisalhamento assimétrico e elevado nessa região. Por outro lado, os ângulos $+3^\circ$ e $+5^\circ$ mimetizam o padrão fisiológico, centralizando o fluxo principal e promovendo uma distribuição simétrica do cisalhamento.

Conclusão: As medições realizadas sugerem que pequenas alterações angulares na prótese percutânea auxiliam na geração de um padrão hemodinâmico fisiológico, podendo contribuir para menor remodelamento aórtico. (Arq Bras Cardiol. 2017; 109(3):231-240)

Palavras-chave: Implante de Prótese de Valva Cardíaca; Fluxo Sanguíneo Regional; Hemodinâmica; Estresse de Cisalhamento.

Abstract

Background: Due to the nature of the percutaneous prosthesis deployment process, a variation in its final position is expected. Prosthetic valve placement will define the spatial location of its effective orifice in relation to the aortic annulus. The blood flow pattern in the ascending aorta is related to the aortic remodeling process, and depends on the spatial location of the effective orifice. The hemodynamic effect of small variations in the angle of inclination of the effective orifice has not been studied in detail.

Objective: To implement an *in vitro* simulation to characterize the hydrodynamic blood flow pattern associated with small variations in the effective orifice inclination.

Methods: A three-dimensional aortic phantom was constructed, reproducing the anatomy of one patient submitted to percutaneous heart valve implantation. Flow analysis was performed by use of the Particle Image Velocimetry technique. The flow pattern in the ascending aorta was characterized for six flow rate levels. In addition, six angles of inclination of the effective orifice were assessed.

Results: The effective orifice at the -4° and -2° angles directed the main flow towards the anterior wall of the aortic model, inducing asymmetric and high shear stress in that region. However, the effective orifice at the $+3^\circ$ and $+5^\circ$ angles mimics the physiological pattern, centralizing the main flow and promoting a symmetric distribution of shear stress.

Conclusion: The measurements performed suggest that small changes in the angle of inclination of the percutaneous prosthesis aid in the generation of a physiological hemodynamic pattern, and can contribute to reduce aortic remodeling. (Arq Bras Cardiol. 2017; 109(3):231-240)

Keywords: Heart Valve Prosthesis Implantation; Regional Blood Flow; Hemodynamics; Shear Stress.

Full texts in English - <http://www.arquivosonline.com.br>

Correspondência: Gláucia Maria Moraes de Oliveira •

Universidade Federal do Rio de Janeiro – R. Prof. Rodolpho P. Rocco, 255 – Prédio do HU 8º andar – sala 6, UFRJ. CEP 21941-913, Cidade Universitária, RJ – Brasil

E-mail: glauciam@cardiol.br, glauciamoraesoliveira@gmail.com

Artigo recebido em 08/03/2017, revisado em 14/05/2017, aceito em 22/05/2017

DOI: 10.5935/abc.20170115

Introdução

O implante valvar percutâneo (*Transcatheter Aortic Valve Implantation* - TAVI) foi apresentado por Cribier et al.¹ como uma alternativa para o tratamento de indivíduos com estenose aórtica grave e alto risco cirúrgico. Com o desenvolvimento de novos sistemas de implante percutâneo, tem havido uma tendência mundial para o uso da TAVI em pacientes com risco cirúrgico intermediário.²⁻⁴ Devido à natureza do procedimento de implante, é esperada uma variabilidade do posicionamento da prótese.⁵ Além disso, calcificações excêntricas presentes no ânulo aórtico podem influenciar a orientação final da prótese. O posicionamento da válvula definirá a posição espacial do seu orifício efetivo em relação ao ânulo aórtico e determinará a possibilidade de geração de fluxo excêntrico no lúmen vascular.⁶

Diversos estudos já demonstraram que as características anatômicas da raiz da aorta irão influenciar o fluxo sanguíneo no segmento ascendente.⁷ As modificações no padrão de fluxo após a TAVI também representam um importante aspecto que ainda não foi estudado em detalhes.⁵ Evidências na literatura sugerem que o fluxo sanguíneo excêntrico está relacionado ao processo de remodelamento aórtico, tais como dilatação e formações aneurismáticas.⁸⁻¹⁰

Simulações *in vitro* que preservam a anatomia da aorta (paciente-específico) podem contribuir para uma melhor compreensão das alterações de fluxo produzidas por modificações na angulação do orifício efetivo. Contrariamente aos estudos *in vivo*, simulações *in vitro* permitem um controle adequado da geometria de fluxo e condições de contorno, o que possibilita uma avaliação sistemática da resposta do fluxo às variações de posicionamento da válvula.

Até o momento, apenas um estudo¹¹ utilizando ressonância magnética sensível ao fluxo – 4D Flow,¹² reproduziu a anatomia da aorta de um paciente e avaliou as alterações de fluxo produzidas por modificações na inclinação do orifício efetivo. O objetivo do presente trabalho foi implementar uma simulação *in vitro* do fluxo sanguíneo para caracterização do padrão hidrodinâmico associado a pequenas variações na inclinação do orifício efetivo.

Métodos

Estudo descritivo de simulação *in vitro* do fluxo sanguíneo em modelo aórtico tridimensional (3D). Para tal propósito, um fantoma vascular foi construído a partir da angiogramografia de aorta de um paciente que foi submetido a TAVI. O presente trabalho foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da instituição participante. O paciente do estudo foi um homem de 77 anos, portador de estenose aórtica grave de etiologia degenerativa, apresentando disfunção ventricular leve e classe funcional III (*New York Heart Association*).

A angiogramografia de aorta foi realizada em um tomógrafo Somatom Sensation 64 canais (Siemens, Alemanha). Foram selecionados cortes tomográficos que contemplavam desde o ânulo aórtico até o segmento distal da aorta torácica. As imagens DICOM foram transferidas ao *software Mimics* (Materialise, Bélgica) para implementar a

segmentação da região aórtica de interesse. Após o processo de segmentação, o arquivo digital foi exportado no formato. *STL* (*stereolithography*) para realização da impressão 3D, com o equipamento Stratasys Fortus 400 mc Systems (Stratasys, EUA), utilizando o material termoplástico ABS-M30 Affordable FDM (Stratasys, EUA). O modelo 3D foi impresso em escala real e suas dimensões confirmadas através das medidas adquiridas pela angiogramografia de aorta (Figura 1).

O modelo aórtico 3D foi utilizado para construção de um fantoma de silicone, através do qual a simulação *in vitro* do fluxo sanguíneo foi implementada. O modelo 3D foi posicionado em um reservatório retangular, constituído por placas de acrílico. O elastômero de silicone, em estado líquido, foi adicionado a este reservatório, envolvendo o modelo aórtico. Após 24 horas, o elastômero de silicone já se encontrava em estado sólido, permitindo o processo de retirada do modelo 3D do seu interior. Um corte longitudinal foi feito nas paredes laterais do bloco de elastômero, com o objetivo de permitir sua separação em duas metades. Após essa manobra, o modelo aórtico 3D foi removido do interior do fantoma de silicone. As duas metades do conjunto foram reconectadas. A fim de manter o alinhamento correto e preservar a anatomia original da aorta, cinco tirantes metálicos, que atravessaram todo o conjunto, foram utilizados para guiar a remontagem do fantoma. Após as duas metades do fantoma terem sido unidas, conectores do circuito hidráulico permitiram que a solução de teste fluísse para dentro do modelo de silicone.

O elastômero de silicone, Sylgard 184 (Dow Corning, EUA), foi selecionado devido às suas propriedades ópticas, uma vez que uma técnica de imagem com utilização de laser foi empregada para medição dos padrões de fluxo. Esse silicone possui um índice de refração ($n = 1.417$) próximo ao da solução de teste escolhida para os ensaios, uma mistura aquosa de glicerina (60%, glicerina, $n = 1.420$).¹³ A solução de teste escoava em circuito fechado pela instalação hidráulica, impulsionada por uma bomba de volume constante, NEMO 4501140 (NETZSCH da BRASIL, Brasil). A taxa de fluxo foi ajustada controlando a frequência de rotação da bomba, utilizando um inversor de frequência CFW 08 (WEG, Brasil).

O fluxo foi direcionado para o fantoma aórtico, com seu influxo no lúmen vascular ocorrendo na posição equivalente ao ânulo aórtico. Nesse ponto, um bocal foi conectado ao fantoma, representando a prótese aórtica com a abertura completa de seus folhetos. A área interna deste bocal era de 1,5 cm², baseado no orifício efetivo da prótese do paciente, obtido por meio de um exame ecocardiográfico transtorácico. O fantoma aórtico possuía os seguintes pontos de saída de fluxo: tronco braquiocefálico, artéria carótida comum esquerda, artéria subclávia esquerda e aorta torácica.

A técnica de Velocimetria por Imagens de Partícula (*Particle Image Velocimetry*, PIV) foi escolhida para a análise de fluxo.¹⁴ As partículas que serviam como traçadores do fluxo eram constituídas por esferas de vidro ocas revestidas de prata, de aproximadamente 13 μm de diâmetro, e foram adicionadas à solução de água-glicerina. Como fonte de iluminação, utilizou-se um laser de dupla cavidade (BIG SKY Nd: YAG, 120 mJ, Quantel, EUA), gerando um plano de luz com espessura de aproximadamente 0,5 mm. A câmara digital



Figura 1 – Modelo aórtico tridimensional. Modelo em material termoplástico ABS-M30 Affordable FDM (Stratasys, EUA).

(PIVCAM 10-30, TSI, EUA) capturava imagens sincronizadas das partículas na região compreendida entre o ânulo aórtico e o segmento médio ascendente. Para cada estado hidrodinâmico implementado, foram capturadas 3000 imagens das partículas, produzindo 1500 campos instantâneos de velocidade. Os campos médios de velocidade e taxa de cisalhamento foram calculados a partir desses campos instantâneos. O processo de correlação cruzada foi utilizado para determinar o deslocamento das partículas traçadoras, através do software INSIGHT 3G (TSI, EUA). Cada vetor velocidade era obtido para uma área de 32×32 pixels na imagem, correspondendo a uma resolução de medição de 2×2 mm no fluxo real.¹⁴

A técnica PIV produziu campos bidimensionais de velocidade. Para caracterização 3D do fluxo na aorta, as medidas foram realizadas em quatro diferentes planos. O plano de medição central foi posicionado de modo a coincidir com a linha de centro do orifício efetivo, atravessando o óstio coronariano direito e contemplando o fluxo principal no interior do fantoma aórtico. Além desse, as medições de velocidade foram realizadas em três outros planos, distando 4 mm entre si. Dois desses planos foram posicionados em direção à região dorsal e um em direção à região ventral.

Devido à rápida aceleração do fluxo sanguíneo no início da sístole ventricular, foi formulada a hipótese de que mudanças significativas no estresse de cisalhamento ocorrem

durante esse período.¹⁵ Desse modo, o presente estudo foi projetado para caracterização do fluxo no terço inicial da sístole ventricular. Para esse fim, foram utilizados os seguintes valores de fluxo contínuo: 0,8; 1,6; 2,6; 3,3; 4,0 e 5,3 litros por minuto (l/min). Considerando as propriedades da solução de teste e o diâmetro interno do orifício efetivo, os números de Reynolds correspondentes a cada nível de fluxo foram, respectivamente, 195, 390, 630, 800, 970 e 1285.

A variação da inclinação do orifício efetivo foi possível graças à construção de um mecanismo chamado *fuso de inclinação*, constituído por uma haste roscada acoplada a um micrômetro de 0-25 mm (Mitutoyo, Japão). Em uma das extremidades dessa haste, uma junta permitia o acoplamento do *fuso de inclinação* ao bocal de entrada que estava conectado ao fantoma aórtico. Ao impor um movimento de translação no *fuso de inclinação*, era obtida uma alteração na inclinação do orifício efetivo. Para as vazões de fluxo de 2,6 e 3,3 l/min, os seguintes ângulos de inclinação foram implementados: -4° , -2° , 0° , $+1^\circ$, $+3^\circ$ e $+5^\circ$. O ângulo zero de inclinação correspondia à coincidência da linha de centro do orifício efetivo com a linha de centro do ânulo aórtico. Os ângulos com valores negativos inclinavam o fluxo principal em direção ao óstio coronariano direito. Por outro lado, ângulos com valores positivos direcionaram o fluxo principal para a parede posterior (Figura 2).

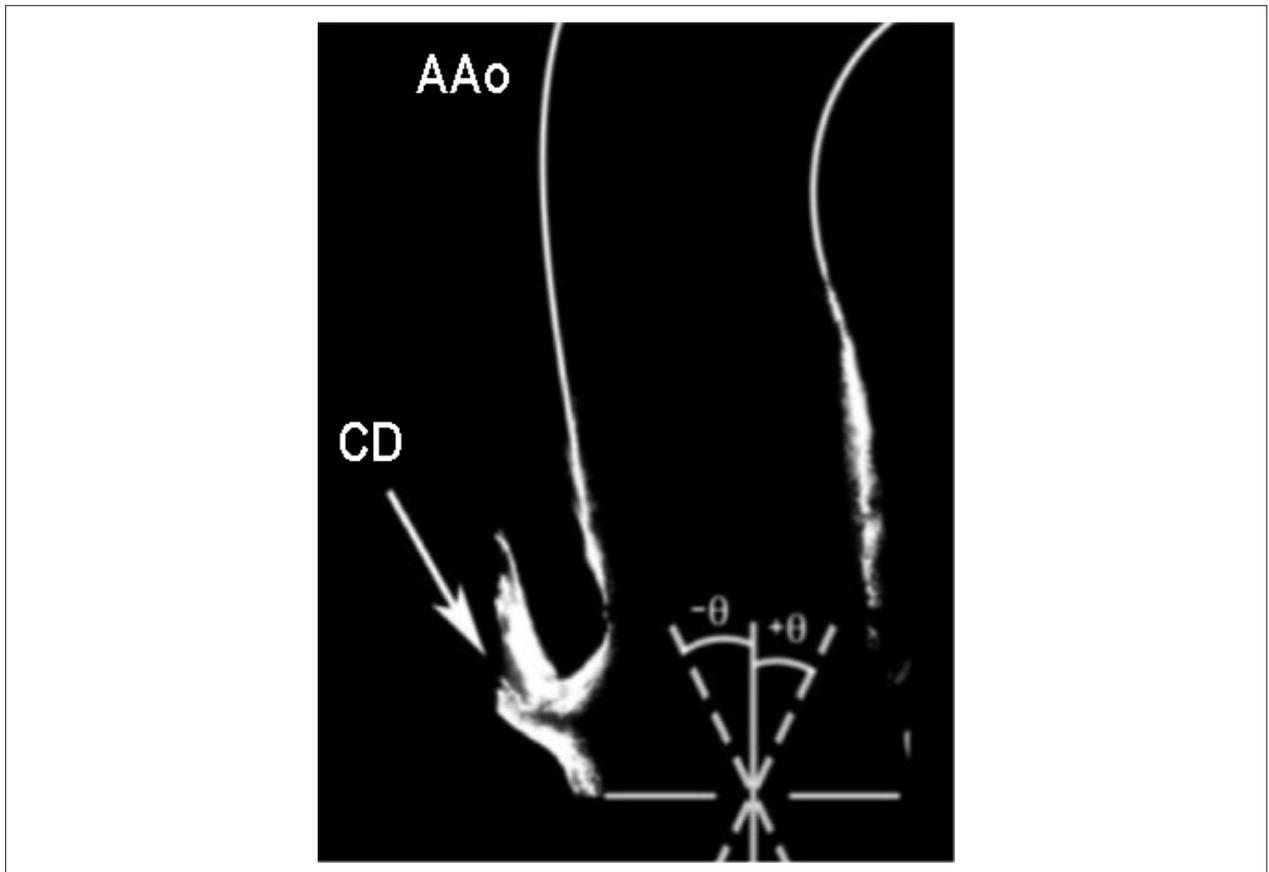


Figura 2 – Ângulo de inclinação do orifício efetivo. AAo: aorta ascendente. CD: artéria coronária direita. θ , ângulo de inclinação.

Resultados

Os resultados da análise de fluxo entre o ânulo aórtico e o segmento médio ascendente serão agora apresentados. A Figura 3 foi preparada para auxiliar na interpretação dos resultados. Uma vez que o *software* utilizado para implementação da técnica PIV não fornece informações sobre os limites físicos que limitam o fluxo, uma imagem do modelo vascular foi sobreposta em um campo de velocidade típico. As legendas na Figura 3 indicam as estruturas anatômicas na vizinhança da área de fluxo no fantoma aórtico.

A apresentação dos resultados que se seguem abrangerá os campos de velocidades e taxa de cisalhamento para os quatro planos de medição descritos. Para cada plano, os resultados são apresentados para seis valores de vazão de fluxo, variando de 0,8 a 5,3 l/min. Subsequentemente, para o plano central, os resultados irão explorar o efeito da variação do ângulo de inclinação do orifício efetivo.

Campo de velocidade

A Figura 4 apresenta os resultados para os campos médios de velocidade medidos no fantoma aórtico para os quatro diferentes planos. Para cada plano, os seis valores de vazão de fluxo são indicados na figura. Os vetores de velocidade na figura são coloridos por sua magnitude, em metros por segundo (m/s), de acordo com a escala à direita da figura.

Os testes experimentais representaram o terço inicial da sístole ventricular, atingindo velocidades instantâneas máximas de aproximadamente 1,2 m/s. Para todos os campos de velocidade apresentados, foi escolhido manter fixa a escala de cor da magnitude, visando facilitar a comparação entre os diferentes estados hidrodinâmicos. Embora os valores medidos tenham atingido 1,2 m/s, a escala de cores foi ajustada entre 0 e 0,4 m/s, possibilitando a comparação entre diferentes casos, uma vez que no plano ventral predominaram os valores com baixa velocidade. Para cada plano de medição, uma análise de fluxo qualitativa é agora apresentada.

Plano ventral 4 mm. Para as vazões de 2,6 e 3,3 l/min, verifica-se que o fluxo é direcionado para a parede anterior. À medida que a vazão aumenta para 4,0 e 5,3 l/min, uma maior porção do jato principal adquire uma configuração centralizada, atingindo uma velocidade de 0,4 m/s, a uma taxa de fluxo de 5,3 l/min (Figura 4a).

Plano central. Neste plano, o jato principal já está bem definido para a vazão de 1,6 l/min, com a sua orientação apresentando um declive acentuado em direção à parede anterior. À medida que a vazão aumenta, observa-se um alargamento do jato principal, juntamente com uma ligeira tendência de centralização do fluxo (Figura 4b).

Plano dorsal 4 mm. No primeiro plano dorsal, o jato principal está bem definido como uma estrutura de fluxo

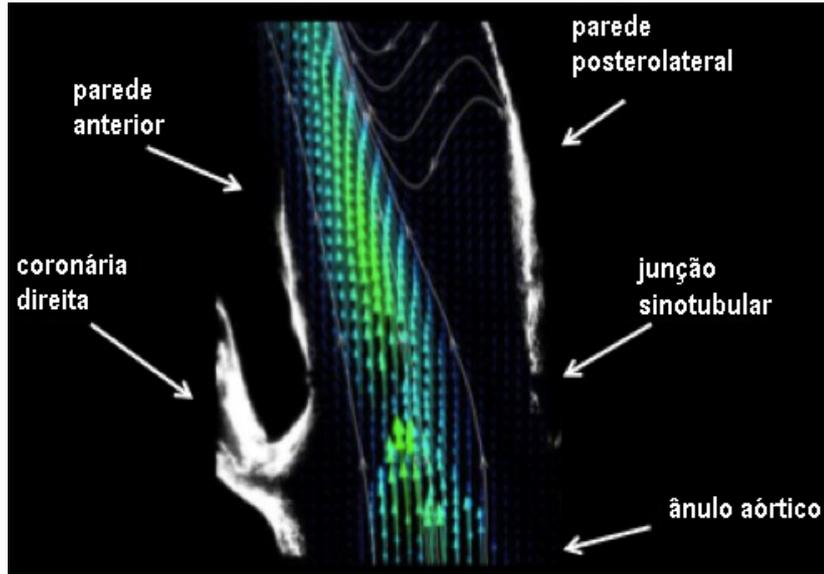


Figura 3 – Campo de velocidade medido no interior do fantoma aórtico.

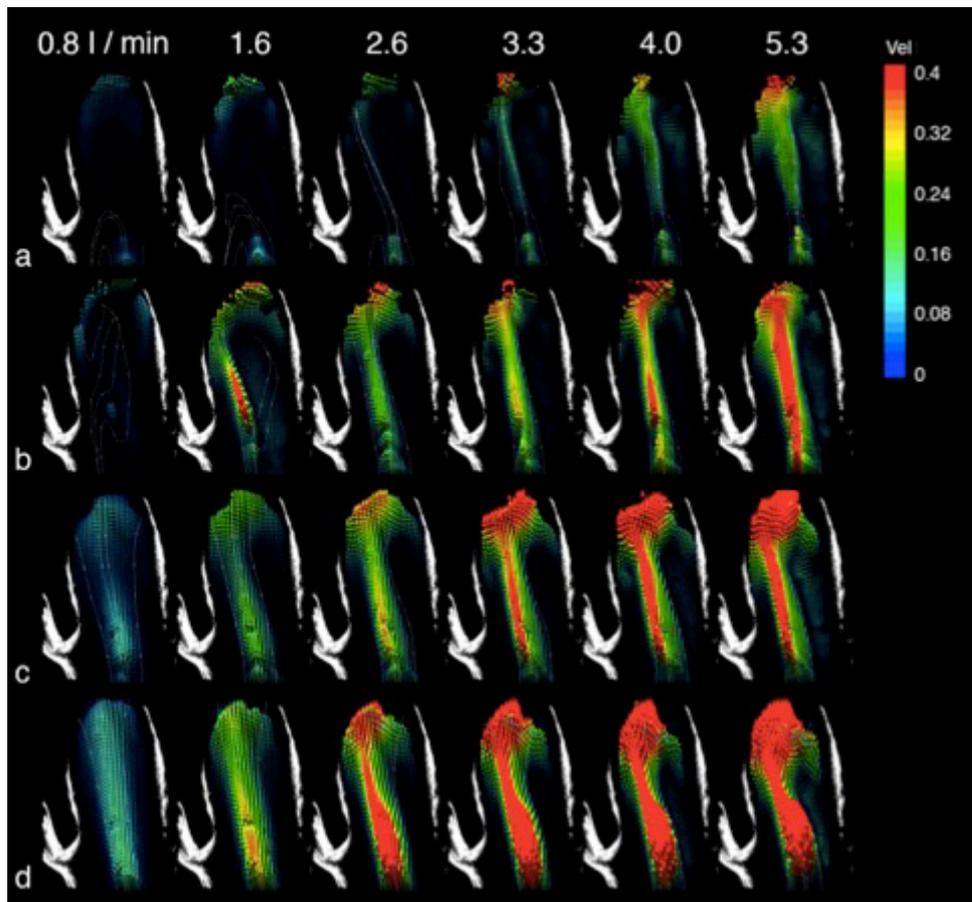


Figura 4 – Campos de velocidade nos planos de medição. Campos de velocidade nos planos (a) ventral 4 mm, (b) central, (c) dorsal 4 mm e (d) dorsal 8 mm. Magnitude da velocidade em metros por segundo.

dominante. A partir da taxa de fluxo de 3,3 l/min, observa-se a velocidade máxima desde a junção sinotubular até o segmento médio ascendente. À medida que a vazão aumenta para 4,0 e 5,3 l/min, a região de velocidade máxima aumenta, como pode ser visto pela dominância da região de coloração vermelha (Figura 4c).

Plano dorsal 8 mm. Neste plano, observa-se uma região contínua de velocidade máxima para a vazão de 2,6 l/min, ocupando a área que vai desde a junção sinotubular até o segmento médio ascendente. Neste plano, para todos os níveis de vazão, observa-se um declive esquerdo em direção à parede anterior. Uma análise do campo de velocidade para a vazão de 5,3 l/min mostra claramente que o jato principal incide sobre a parede anterior, como pode ser verificado pela grande área de velocidade máxima nessa região (Figura 4d).

Taxa de cisalhamento

Os campos da taxa de cisalhamento, calculados a partir dos campos de velocidade expostos na Figura 4, serão agora apresentados. Como realizado anteriormente para o campo de velocidade, na Figura 5, uma imagem do fantoma vascular foi sobreposta ao campo de cisalhamento para facilitar a interpretação dos resultados.

Os resultados para a taxa de cisalhamento são mostrados na Figura 6, sendo exibidos para os mesmos planos e vazões de fluxo que os resultados do campo de velocidade. A escala de cores na figura representa a magnitude da taxa de cisalhamento, variando de 0 a 15 s^{-1} .

Plano ventral 4 mm. No plano ventral, uma região de cisalhamento elevado é identificada na vazão de 2,6 l/min. A 3,3 l/min, ocorre um valor máximo de cisalhamento, como indicado pela faixa vermelha. Essa faixa é visualizada

de forma alongada, inclinada em direção à parede anterior. Em vazões maiores, 4,0 e 5,3 l/min, a faixa vermelha se estende desde o topo da imagem até a parte inferior. Regiões de alto cisalhamento são encontrados perto do orifício efetivo, na parte inferior das figuras (Figura 6a).

Plano central. Neste plano, o cisalhamento máximo já é identificado, mesmo de modo incipiente, com a vazão de 0,8 l/min. A partir da vazão de 1,6 l/min, a faixa de cisalhamento máximo ocupa toda a extensão das imagens. Em níveis de fluxo subsequentes, observa-se um alargamento progressivo dessa área (Figura 6b).

Plano dorsal 4 mm. A partir de 2,6 l/min, o cisalhamento máximo apresenta uma inclinação para a parede anterior. Além disso, está presente um alargamento expressivo dessa faixa à medida que a vazão aumenta. Apesar do padrão de inclinação para a esquerda, vale ressaltar a ocorrência de um pequeno setor com cisalhamento máximo no canto superior direito das imagens, iniciando com a vazão de 2,6 l/min (Figura 6c).

Plano dorsal 8 mm. Neste plano, o alargamento da região de máximo cisalhamento também é percebido a partir da vazão de 2,6 l/min. A inclinação da região de alto cisalhamento em direção ao canto superior esquerdo das imagens permanece, mostrando ainda uma direção preferencial para a parede anterior (Figura 6d).

Influência do ângulo de inclinação do orifício efetivo

A influência da inclinação do orifício efetivo sobre as características de fluxo foi avaliada por medições realizadas no plano central, para as vazões de 2,6 e 3,3 l/min. Os ângulos de inclinação variaram de -4° a $+5^\circ$, de acordo com a notação da Figura 2.

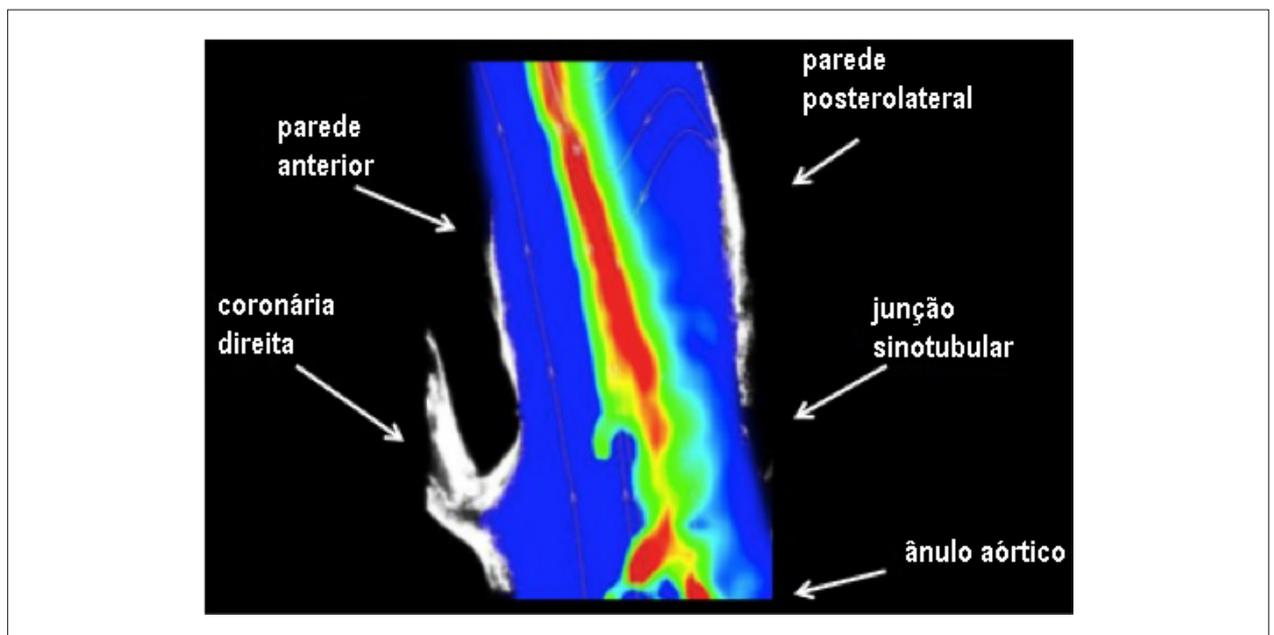


Figura 5 – Taxa de cisalhamento no interior do fantoma aórtico.

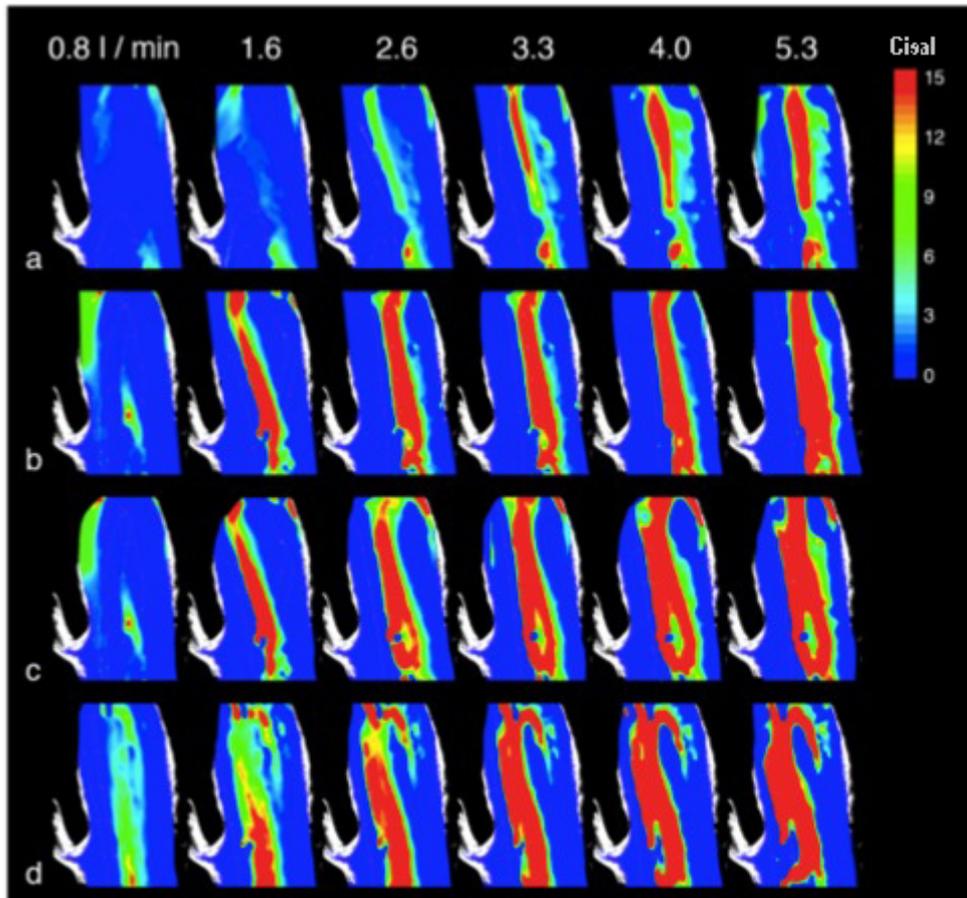


Figura 6 – Taxa de cisalhamento nos planos de medição. Nos planos (a) ventral 4 mm, (b) central, (c) dorsal 4 mm e (d) dorsal 8 mm. Magnitude da taxa de cisalhamento em s^{-1} .

Campos de velocidade e taxa de cisalhamento

A Figura 7 apresenta os resultados para a influência da inclinação do orifício efetivo nos campos de velocidade e taxa de cisalhamento. Para 2,6 l/min, em ângulo de inclinação zero, o fluxo principal foi direcionado para a esquerda, atingindo a parede anterior na porção médio ascendente. Quando o orifício efetivo foi posicionado em valores negativos, -4° e -2° , essa excentricidade de fluxo foi pronunciada. Para pequenas inclinações com valores positivos, $+1^\circ$, $+3^\circ$ e $+5^\circ$, verificou-se uma tendência à centralização do fluxo. Com esta pequena alteração de inclinação, o fluxo principal é dirigido para a parede posterolateral (Figura 7a).

Em 3,3 l/min, os campos de velocidade mostram que, para os ângulos negativos, o jato principal evolui com uma largura diminuída em comparação com o ângulo zero. Os ângulos negativos apresentam magnitudes de velocidade semelhantes, com um declive esquerdo. Quando a inclinação alcança valores positivos, observa-se uma tendência para centralização do jato principal. Como consequência, valores mais altos de velocidade surgem no interior do jato, como pode ser visto pelo surgimento das regiões de coloração

vermelha. Os padrões de velocidade são semelhantes para os ângulos $+1^\circ$ e $+3^\circ$, mantendo um declive esquerdo na metade superior da imagem. A inclinação $+5^\circ$ mostra uma centralização mais significativa do jato principal (Figura 7b).

As Figuras 7c e 7d apresentam os resultados para a taxa de cisalhamento. A 2,6 l/min, os resultados indicam que para as inclinações negativas, as faixas de cor vermelha exibem uma dimensão mais estreita em relação às outras posições angulares. Para as inclinações positivas, observa-se um alargamento da área de máximo cisalhamento, além de sua centralização ($+3^\circ$ e $+5^\circ$). Para a inclinação $+5^\circ$, a região de máximo cisalhamento é mantida próxima à linha de centro do modelo aórtico (Figura 7c).

A análise dos resultados do cisalhamento para a vazão de 3,3 l/min indica que, para inclinações negativas, o cisalhamento máximo apresenta um declive esquerdo. Nas inclinações positivas de $+1^\circ$ e $+3^\circ$, o cisalhamento máximo está localizado na porção central. A proximidade da região de alto cisalhamento à parede posterolateral é observada para o ângulo $+5^\circ$, uma vez que a faixa vermelha ocupa o lado direito da imagem (Figura 7d).

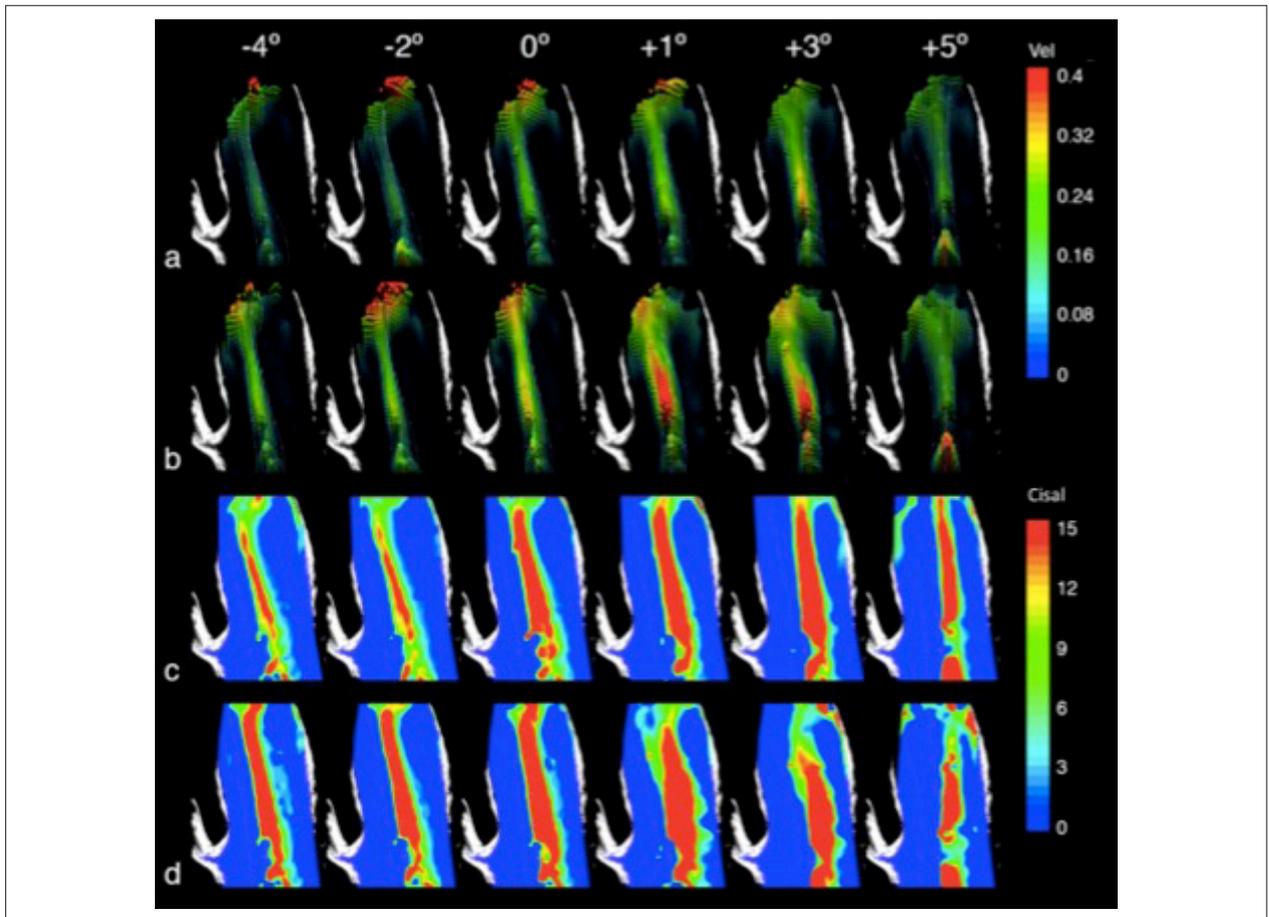


Figura 7 – Campos de velocidade e taxa de cisalhamento para (a, c) 2,6 l/min e (b, d) 3,3 l/min. Inclinação do orifício efetivo: -4° , -2° , 0° , $+1^\circ$, $+3^\circ$ e $+5^\circ$.

Discussão

No presente estudo, foi realizada uma simulação *in vitro* para caracterização do padrão hidrodinâmico do fluxo sanguíneo durante a sístole ventricular em um modelo aórtico 3D, representativo da anatomia de um paciente submetido a TAVI. Além disso, foram identificadas as alterações de fluxo através do campo de velocidade e taxa de cisalhamento devido à variação de seis ângulos de inclinação do orifício efetivo.

A otimização do implante da prótese percutânea, além do seu posicionamento de acordo com o padrão de fluxo nativo do paciente, pode ser um meio de garantir seu melhor desempenho após a TAVI.^{16,17} A geração de um fluxo sanguíneo com um padrão hemodinâmico mais próximo ao fisiológico pode ter um impacto benéfico na sobrevivência dos pacientes.^{18,19}

A análise qualitativa do campo de velocidade e da taxa de cisalhamento para cada plano analisado no presente estudo revela claramente a natureza 3D do fluxo no interior do modelo aórtico. Esses dados destacam a importância de empregar modelos realistas da geometria da aorta e as limitações de estudos *in vitro* que representam a aorta utilizando modelos circulares e axissimétricos.⁵

Groves et al.⁵ estudaram o efeito das variações do posicionamento axial da prótese percutânea.

Como representação da aorta, utilizou um tubo circular de acrílico com 30 mm de diâmetro interno. Para a vazão de 4 l/min, apenas o posicionamento a 5 mm abaixo do ânulo aórtico resultou em baixos valores de cisalhamento, além de uma distribuição simétrica.⁵ No presente estudo, o orifício efetivo permaneceu posicionado a menos de 5 mm do ânulo aórtico. No entanto, como nosso modelo preservou a anatomia da aorta, os resultados diferiram sobre os planos avaliados, não sendo axissimétricos como no estudo de Groves et al.⁵

Groves et al.⁵ e Wilton e Jahangiri²⁰ consideram a hipótese de que o cisalhamento elevado, além de sua distribuição assimétrica, estaria relacionado à dilatação aórtica e maior chance de dissecação.^{5,10,20,21} Com base nessa hipótese, seria desejável otimizar o posicionamento axial e a inclinação do orifício efetivo, de modo que seriam obtidas distribuições de tensão de cisalhamento simétricas e de baixa magnitude. Nesse contexto, um posicionamento axial a menos de 5 mm do ânulo aórtico, associado a ângulos de inclinação positivos, seriam os valores sugeridos nesse caso particular. Groves et al.⁵ também reiteram que altos níveis de tensão de cisalhamento, a jusante da prótese, poderiam contribuir para a redução da sua durabilidade, devido ao maior estresse mecânico, o que enfatiza a importância da otimização do posicionamento da prótese.

Trauzeddel et al.⁷ avaliaram os padrões de fluxo sanguíneo na aorta ascendente dos pacientes após TAVI, comparando-os com aqueles de pacientes submetidos a troca valvar aórtica convencional (TVAo) e de indivíduos saudáveis. Esse estudo mostrou que tanto a TAVI quanto a TVAo resultaram em valores máximos de cisalhamento na parede anterior direita, enquanto valores mínimos foram encontrados na parede posterior esquerda. Os indivíduos saudáveis, entretanto, exibiram um fluxo fisiológico centralizado e uma distribuição simétrica de tensões de cisalhamento ao longo da circunferência aórtica.⁷ A distribuição do cisalhamento máximo na parede anterior de pacientes submetidos a TAVI e TVAo coincide com os resultados de simulação *in vitro* do presente estudo para as inclinações negativas do orifício efetivo. No modelo experimental, foi possível modificar essa inclinação em busca de uma configuração que produzisse um padrão de fluxo centralizado. Como os resultados apresentados indicam, uma diminuição da ação do cisalhamento na parede anterior foi obtida através de pequenas inclinações positivas. Por exemplo, no ângulo de +3°, a região que exibe os valores máximos de cisalhamento permaneceu confinada à porção central do fantoma aórtico. Quando a inclinação foi aumentada para +5°, a região de máximo cisalhamento aproximou-se da parede posterolateral.

A presente análise foi limitada aos achados da anatomia de um paciente. No entanto, esta simulação representou uma anatomia real e 3D, promovendo uma avanço significativo em relação aos modelos circulares e axissimétrico utilizados nos estudos anteriores.^{5,6}

Na presente pesquisa, apenas o terço inicial da sístole ventricular foi representado. No entanto, sabe-se que durante a sístole ocorre a maior prevalência de valores de cisalhamento elevado na aorta ascendente. Além disso, como esse período do ciclo cardíaco é caracterizado por mudanças abruptas dos valores de velocidade, conseqüentemente, também é esperada uma variação rápida nos valores de cisalhamento.¹⁵ Além disso, neste estudo, um segmento de um fluxo pulsátil, mais precisamente, o terço inicial da sístole ventricular, foi representado por seis diferentes níveis de fluxo contínuo. Através dessa abordagem, é possível que algumas estruturas de fluxo secundário não tenham sido capturadas. No entanto, na ciência cardiovascular, é comum modelar os vários estágios de um fluxo pulsátil, por uma sequência crescente de valores de fluxo contínuo.^{11,22}

Com base nesses achados, podem ser propostos novos projetos de próteses, com a capacidade de alteração da

inclinação de seu orifício efetivo, possibilitando a geração de um fluxo centralizado na aorta ascendente, mimetizando um padrão hemodinâmico fisiológico.

Conclusão

O presente estudo evidenciou o caráter 3D do padrão de fluxo no interior do fantoma vascular, além de identificar uma faixa de valores otimizados para o ângulo de inclinação do orifício efetivo. Para pequenas inclinações positivas, foi obtido um fluxo fisiológico centralizado no segmento aórtico médio ascendente, eliminando os altos valores de tensão mecânica da parede anterior, que prevaleceram para as orientações negativas do orifício efetivo (-4° e -2°). Nos posicionamentos com inclinações positivas, as regiões que apresentaram níveis elevados de cisalhamento foram mantidas próximas à linha de centro do fantoma vascular.

Agradecimentos

Os autores agradecem a Carolina Azevedo pelo trabalho artístico nas figuras do artigo.

Contribuição dos autores

Concepção e desenho da pesquisa: Gomes BAA, Camargo GC, Lopes J, Azevedo LFA, Oliveira GMM; Obtenção de dados: Gomes BAA; Análise e interpretação dos dados: Gomes BAA, Camargo GC, Azevedo LFA, Nieceke AO, Oliveira GMM; Redação do manuscrito: Gomes BAA, Camargo GC; Revisão crítica do manuscrito quanto ao conteúdo intelectual importante: Gomes BAA, Azevedo LFA, Nieceke AO, Siqueira-Filho AG, Oliveira GMM.

Potencial conflito de interesses

Declaro não haver conflito de interesses pertinentes.

Fontes de financiamento

O presente estudo não teve fontes de financiamento externas.

Vinculação acadêmica

Este artigo é parte de tese de Doutorado de Bruno Alvares de Azevedo Gomes pela Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Referências

1. Cribier A, Eltchaninoff H, Bash A, Borenstein N, Tron C, Bauer F, et al. Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis. *Circulation*. 2002;106(24):3006-8. PMID: 12473543.
2. Hamm CW, Möllmann H, Holzhey D, Beckmann A, Veit C, Figulla HR, et al. The German Aortic Valve Registry (GARY): in-hospital outcome. *Eur Heart J*. 2014;35(24):1588-98. doi: 10.1093/eurheartj/eh3381.
3. Tamburino C, Barbanti M, D'Errigo P, Ranucci M, Onorati F, Covelto RD, et al. 1-year outcomes after transfemoral transcatheter or surgical aortic valve replacement. *J Am Coll Cardiol*. 2015;66(7):804-12. doi: 10.1016/j.jacc.2015.06.013.
4. Thyregod HG, Steinbrüchel DA, Ihlemann N, Nissen H, Kjeldsen BJ, Petursson P, et al. Transcatheter versus surgical aortic valve replacement in patients with severe aortic valve stenosis 1-year. Results from the All-Comers NOTION Randomized Clinical Trial. *J Am Coll Cardiol*. 2015;65(20):2184-94. doi: 10.1016/j.jacc.2015.03.014.
5. Groves EM, Falahatpisheh A, Su JL, Kheradvar A. The effects of positioning of transcatheter aortic valve on fluid dynamics of the aortic root. *ASAIO J*. 1992. 2014;60(5):545-52. doi: 10.1097/MAT.0000000000000107.
6. Cunning PS, Saikrishnan N, McNamara LM, Yoganathan AP. An in vitro evaluation of the impact of eccentric deployment on transcatheter aortic

- valve hemodynamics. *Ann Biomed Eng.* 2014;42(6):1195-206. doi: 10.1007/s10439-014-1008-6.
7. Trauzeddel RF, Löbe U, Barker AJ, Gelsinger C, Butter C, Markl M, et al. Blood flow characteristics in the ascending aorta after TAVI compared to surgical aortic valve replacement. *Int J Cardiovasc Imaging.* 2015;32(3):461-7. doi: 10.1007/s10554-015-0792-x.
 8. Hope MD, Wrenn J, Sigovan M, Foster E, Tseng EE, Saloner D. Imaging biomarkers of aortic disease increased growth rates with eccentric systolic flow. *J Am Coll Cardiol.* 2012;60(4):356-7. doi: 10.1016/j.jacc.2012.01.072.
 9. Barker AJ, van Ooij P, Bandi K, Garcia J, Albaghdadi M, McCarthy P, et al. Viscous energy loss in the presence of abnormal aortic flow. *Magn Reson Med.* 2014;72(3):620-8. doi: 10.1002/mrm.24962.
 10. Girdauskas E, Borger MA, Secknus MA, Girdauskas G, Kuntze T. Is aortopathy in bicuspid aortic valve disease a congenital defect or a result of abnormal hemodynamics? A critical reappraisal of a one-sided argument. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2011;39(6):809-14. doi: 10.1016/j.ejcts.2011.01.001.
 11. Ha H, Kim GB, Kweon J, Lee SJ, Kim YH, Kim N, et al. The influence of the aortic valve angle on the hemodynamic features of the thoracic aorta. *Sci Rep.* 2016;6:32316. doi: 10.1038/srep32316.
 12. Markl M, Frydrychowicz A, Kozerke S, Hope M, Wieben O. 4D flow MRI. *J Magn Reson Imaging.* 2012;36(5):1015-36. doi: 10.1002/jmri.23632.
 13. Buchmann NA, Atkinson C, Jeremy MC, Soria J. Tomographic particle image velocimetry investigation of the flow in a modeled human carotid artery bifurcation. *Exp Fluids.* 2011;50(4):1131-51. doi: 10.1007/s00348-011-1042-1.
 14. Adrian RJ. Particle-imaging techniques for experimental fluid mechanics. *Annu Rev Fluid Mech.* 1991;23:261-304. doi: 0066-4189/91/0115-0261.
 15. Yoganathan AP, Cape EG, Sung H-W, Williams FP, Jimoh A. Review of hydrodynamic principles for the cardiologist: Applications to the study of blood flow and jets by imaging techniques. *J Am Coll Cardiol.* 1988;12(5):1344-53. PMID: 3170977.
 16. Mayer JE Jr. In search of the ideal valve replacement device. *J Thorac Cardiovasc Surg.* 2001;122(1):8-9. doi: 10.1067/mtc.2001.115926.
 17. Olin CL, Bomfim V, Halvazulis V, Holmgren AG, Lamke BJ. Optimal insertion technique for the Björk-Shiley valve in the narrow aortic ostium. *Ann Thorac Surg.* 1983;36(5):567-76. PMID: 6357126.
 18. Westaby S, Horton M, Jin XY, Katsumata T, Ahmed O, Saito S, et al. Survival advantage of stentless aortic bioprostheses. *Ann Thorac Surg.* 2000;70(3):785-90. PMID: 11016310.
 19. Walther T, Falk V, Langebartels G, Krüger M, Bernhardt U, Diegeler A, et al. Prospectively randomized evaluation of stentless versus conventional biological aortic valves: impact on early regression of left ventricular hypertrophy. *Circulation.* 1999;100(19 Suppl):II6-10. PMID: 10567271.
 20. Wilton E, Jahangiri M. Post-stenotic aortic dilatation. *J Cardiothorac Surg.* 2006;1:7. doi: 10.1186/1749-8090-1-7.
 21. Hope MD, Dyverfeldt P, Acevedo-Bolton G, Wrenn J, Foster E, Tseng E, et al. Post-stenotic dilation: evaluation of ascending aortic dilation with 4D flow MR imaging. *Int J Cardiol.* 2012;156(2):e40-2. doi: 10.1016/j.ijcard.2011.08.018.
 22. Kvitting J-PE, Dyverfeldt P, Sigfridsson A, Franzén S, Wigström L, Bolger AF, et al. In vitro assessment of flow patterns and turbulence intensity in prosthetic heart valves using generalized phase-contrast MRI. *J Magn Reson Imaging.* 2010;31(5):1075-80. doi: 10.1002/jmri.22163.