

## Recomendações para Avaliação por Imagens das Próteses Valvares Cardíacas

### Recommendations for the Imaging Assessment of Prosthetic Heart Valves

Patrizio Lancellotti,<sup>1,2</sup> Philippe Pibarot,<sup>3</sup> John Chambers,<sup>4</sup> Thor Edvardsen,<sup>5</sup> Victoria Delgado,<sup>6</sup> Raluca Dulgheru,<sup>1</sup> Mauro Pepi,<sup>7</sup> Bernard Cosyns,<sup>8</sup> Mark Dweck,<sup>9</sup> Madalina Garbi,<sup>10</sup> Julien Magne,<sup>11</sup> Koen Nieman,<sup>12</sup> Raphael Rosenhek,<sup>13</sup> Anne Bernard,<sup>14</sup> Jorge Lowenstein,<sup>15</sup> Marcelo Luiz Campos Vieira,<sup>16</sup> Arnaldo Rabischoffsky,<sup>17</sup> Rodrigo Hernández Vyhmeister,<sup>18</sup> Xiao Zhou,<sup>19</sup> Yun Zhang,<sup>20</sup> Jose-Luis Zamorano,<sup>21</sup> Gilbert Habib<sup>22</sup>

University of Liège Hospital, GIGA-Cardiovascular Sciences, Department of Cardiology,<sup>1</sup> Liège, Belgium; Gruppo Villa Maria Care and Research,<sup>2</sup> Anthea Hospital, Italy; Québec Heart & Lung Institute / Institut Universitaire de Cardiologie et de Pneumologie de Québec, Department of Cardiology,<sup>3</sup> Laval University and Canada Research Chair in Valvular Heart Disease; Guy's and St Thomas' Hospitals,<sup>4</sup> London, UK; Dept. of Cardiology, Oslo University Hospital, Rikshospitalet and University of Oslo,<sup>5</sup> Oslo, Norway; Department of Cardiology, Heart Lung Center Leiden University Medical Center Albinusdreef 2 2300 RC Leiden The Netherlands;<sup>6</sup> Centro Cardiologico Monzino, IRCCS,<sup>7</sup> Milan ITALY; Cardiology, Centrum voor Hart en Vaatziekten,<sup>8</sup> UZ Brussel, Belgium; BHF/University Centre for Cardiovascular Science,<sup>9</sup> University of Edinburgh, UK; King's Health Partners, King's College Hospital NHS Foundation Trust,<sup>10</sup> London, United Kingdom; CHU Limoges, Hôpital Dupuytren, Service Cardiologie, Limoges F-87042, France. INSERM 1094, Faculté de médecine de Limoges, 2, rue Marcland,<sup>11</sup> 87000 Limoges, France; Erasmus MC, Departments of Cardiology and Radiology, Rotterdam,<sup>12</sup> The Netherlands; Department of Cardiology, Medical University of Vienna,<sup>13</sup> Vienna, Austria; Cardiology department, CHRU de Tours, F-37000, Tours, France & François Rabelais University, Faculty of medicine<sup>14</sup>, F-37000, Tours, France; Servicio Cardiognóstico Investigaciones Médicas de Buenos Aires,<sup>15</sup> Argentina; Heart Institute (InCor), São Paulo University Medical School, São Paulo, Brazil, Hospital Israelita Albert Einstein,<sup>16</sup> São Paulo, Brazil; Hospital Pro Cardiaco Echocardiography Department Coordinator,<sup>17</sup> Rio de Janeiro, Brazil; Hospital Fuerza Aérea de Chile, Cardiología Clínica Las Condes, Valparaíso University,<sup>18</sup> Valparaíso, Chile; Cardiology, Chinese PLA General Hospital in Beijing,<sup>19</sup> China; Shandong University Qilu Hospital in Jinan, Shandong,<sup>20</sup> China; University Alcalá de Henares. Hospital Ramon y Cajal,<sup>21</sup> Madrid, Spain; Service de Cardiologie, C.H.U. De La Timone, Bd Jean Moulin, 13005 Marseille,<sup>22</sup> France

Uma publicação da Associação Europeia de Imagem Cardiovascular (EACVI), endossada pela Sociedade Chinesa de Ecocardiografia, Sociedade Inter-americana de Ecocardiografia (ECOSIAC) e Departamento Brasileiro de Imagem Cardiovascular (DIC)

#### Citation information for original publication:

Recommendations for the imaging assessment of prosthetic heart valves: a report from the European Association of Cardiovascular Imaging endorsed by the Chinese Society of Echocardiography, the Inter-American Society of Echocardiography, and the Brazilian Department of Cardiovascular Imaging.

Lancellotti P, Pibarot P, Chambers J, Edvardsen T, Delgado V, Dulgheru R, Pepi M, Cosyns B, Dweck MR, Garbi M, Magne J, Nieman K, Rosenhek R, Bernard A, Lowenstein J, Vieira ML, Rabischoffsky A, Vyhmeister RH, Zhou X, Zhang Y, Zamorano JL, Habib G.

Eur Heart J Cardiovasc Imaging. 2016 Jun;17(6):589-90. doi: 10.1093/ehjci/jew025.

Published on behalf of the European Society of Cardiology. All rights reserved. © The Author 2016. For permissions please email: journals.permissions@oup.com.

## Resumo

Disfunção de prótese valvar cardíaca (PVC) é rara, porém é uma potencial ameaça à vida. Estabelecer o exato mecanismo da disfunção da PVC é desafiador, no entanto é essencial para determinar a estratégia terapêutica apropriada. Na prática clínica, uma abordagem abrangente que integra vários parâmetros de morfologia e função avaliados pelo eco transtorácico 2D/3D e transesofágico são fundamentais para detectar e quantificar a disfunção da PVC. A cinefluoroscopia, a tomografia computadorizada com multidetectores, a

ressonância magnética cardíaca, e em menor escala, a imagem nuclear, são ferramentas complementares para o diagnóstico e abordagem das complicações das PVC. Este documento apresenta recomendações para o uso de imagem em multimodalidade para avaliação das PVCs.

## Introdução

A doença valvar cardíaca afeta mais de 100 milhões de pessoas no mundo, e representa um problema crescente devido ao aumento de casos de doença valvar degenerativa à medida em que a população envelhece, e porque ainda existe uma alta incidência de doença reumática cardíaca em países em desenvolvimento.<sup>1</sup> Aproximadamente 4 milhões de implantes de próteses valvares cardíacas (PVCs) foram realizados nos últimos 50 anos, e este permanece como o único tratamento definitivo para a maioria dos pacientes com grave doença valvar cardíaca.<sup>2</sup> O número total de trocas projetadas para o ano de para 2050 é de 850 000.<sup>3</sup>

A disfunção de prótese cardíaca é rara, porém com potencial de ameaçar a vida. Estabelecer o exato mecanismo da disfunção da PVC é desafiador, no entanto é essencial para determinar

## Palavras-chave

Ecocardiografia; Ressonância Magnética Cardíaca; Cinefluoroscopia; Tomografia Computadorizada; Imagem Nuclear; Valva Cardíaca Protética.

Correspondência: Departamento de Imagem Cardiovascular da Sociedade Brasileira de Cardiologia •

R. Barata Ribeiro, 380 - Bela Vista. CEP 01308-000, São Paulo, SP – Brasil  
E-mail: marcelo.lvieira@einstein.br

Artigo recebido em 11/07/2017; revisado recebido em 18/07/2017; aceito em 01/11/2017

DOI: 10.5935/2318-8219.20180001

a estratégia terapêutica apropriada.<sup>4,5</sup> Na prática clínica, uma abordagem abrangente que integre vários parâmetros da morfologia e função valvar pela ecocardiografia transtorácica 2D/3D (ETT) e transesofágica (ETE) é a essência para a detecção e quantificação da disfunção da PVC. A cinefluoroscopia, a tomografia computadorizada com multidetectores, a ressonância magnética cardíaca, e em menor escala, a imagem nuclear, são ferramentas complementares para o diagnóstico e abordagem das complicações das PVC.<sup>4,5</sup> Este documento apresenta recomendações para o uso de imagem em multimodalidade para avaliação das PVCs.

### Tipos de prótese valvares cardíacas

Alguns tipos de valvas foram retiradas do mercado, ou hoje em dia são raramente implantadas. Entretanto, estas próteses ainda precisam ser examinadas por imagens como rotina ou por suspeita de mau funcionamento. As próteses valvares são, de modo amplo, classificadas como biológicas ou mecânicas (Tabela 1).<sup>6,7</sup>

A prótese mais frequentemente implantada é a bioprótese com *stent*. Estas são compostas de um polímero recoberto com tecido, ou por um *stent* composto por um anel suturado por fora, e a valva em seu interior. A valva pode ser integralmente porcina (Tabela 2) (ex. Tipo Carpentier-Edwards or Tipo Hancock). Entretanto, existe uma banda muscular na base da cúspide coronariana direita da valva porcina que pode torná-la relativamente obstrutiva. Essa cúspide pode, portanto, ser retirada e trocada por uma única cúspide de um outro porco (ex. Hancock com orifício modificado) ou, mais comumente, cada cúspide pode ser retirada de três porcos diferentes para produzir uma valva tricomposta (ex. Medtronic Mosaico, St Jude Epic ou Carbomedics Synergy). As biopróteses com *stent* de pericárdio apresentam as cúspides feitas de pericárdio (Tabela 2), ou uma camada de pericárdio cortada em um molde e suturada por dentro de um *stent* ou ocasionalmente por fora

(ex. Mitroflow, Trifecta). Usualmente o pericárdio é bovino, mas ocasionalmente pode ser porcino e, experimentalmente, proveniente de cangurus. As biopróteses também diferem pelo método de preservação das cúspides valvares, o uso de regimens de anticalcificação e a composição e desenho dos *stents* e dos anéis de sutura.

Valvas bioprotéticas sem *stent* usualmente consistem de uma preparação de aorta de porco. A aorta pode ser relativamente longa (ex. Medtronic Freestyle) ou esculpida para adequar-se ao posicionamento das artérias coronárias (ex. St Jude Medical Toronto). Algumas próteses são tricompostas (ex. Cryolife-O'Brien, Biocor) ou confeccionadas de pericárdio bovino (ex. Sorin Freedom) (Tabela 2). Homoenxertos consistem de valva aórtica humana ou ocasionalmente valvas pulmonares que são criopreservadas. Elas possuem boa durabilidade se preparadas logo após a morte e não precisam de anticoagulação. Por essa razão, elas podem ser usadas como uma alternativa a valvas mecânicas em jovens. Estas devem ser a prótese de escolha na presença de endocardite. Isto decorre da possibilidade da abordagem ampla da infecção, com troca da raiz da aorta e da valva, e da possibilidade de usar um retalho anexado do folheto anterior da mitral do doador para reparar perfurações na base do folheto anterior da mitral do receptor. As valvas sem *stent* foram introduzidas para aumentar a área do orifício para o fluxo. Também com a expectativa que o estresse sob as cúspides poderia ser menor, levando a uma maior durabilidade e que algumas complicações relacionadas ao *stent* poderiam ser menos frequentes, como a trombose de prótese.

O procedimento de Ross consiste em substituir a valva aórtica do paciente pela sua própria valva pulmonar.<sup>8</sup> Usualmente, um homoenxerto é implantado na posição pulmonar. É uma cirurgia não realizada com muita frequência, pois requer extenso treinamento. Ela se justifica, pois uma valva viva é colocada no lado sistêmico permitindo boa durabilidade. É, portanto, uma boa alternativa para o paciente jovem que não deseja tomar regularmente anticoagulante. O autoenxerto pode crescer, o que o torna particularmente apropriado para crianças, na intenção de reduzir a necessidade de reoperação durante a fase de crescimento. Provavelmente, o autoenxerto pode ocasionar menores taxas de infecção do que próteses que possuem material não biológico e podem também ser usadas de preferência em pacientes com endocardite infecciosa.

Valvas sem suturas (Tabela 2) forma desenvolvidas na expectativa de reduzir o tempo de circulação extracorpórea em pacientes de alto risco para a cirurgia convencional e para facilitar a cirurgia minimamente invasiva.<sup>9</sup>

As valvas transcáteter são uma tecnologia relativamente nova para pacientes de alto risco para a troca valvar convencional em que a toracotomia não é factível ou apropriada por motivos técnicos: ex. aorta em porcelana ou quando houver um enxerto de mamária interna esquerda cruzando a linha média.<sup>10</sup> Estes são assuntos de recomendações separadas.<sup>11</sup>

A valva mecânica mais frequentemente implantada hoje em dia é a de duplo disco (Tabela 3). Os vários modelos diferem em composição e pureza do carvão pirolítico, na forma e ângulo de abertura dos folhetos, no desenho dos pivôs, no tamanho e forma da caixa externa e no modelo do

**Tabela 1 – Tipos de próteses valvares cardíacas<sup>6,7</sup>**

Biológica
<b>Com <i>stent</i></b>
Bioprótese porcina
Bioprótese de pericárdio
<b>Sem <i>stent</i></b>
Bioprótese porcina
Bioprótese de pericárdio
Homoenxerto aórtico
Autoenxerto pulmonar (cirurgia de Ross)
<b>Sem sutura</b>
<b>Transcáteter</b>
Mecânica
Duplo folheto
Disco único
Bola-gaiola

**Tabela 2 – Desenho e modelos de próteses valvares cardíacas**

<p><b>Valva protética porcina com Stent</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Hancock padrão e Hancock II</li> <li>• Medtronic Mosaic<sup>a</sup></li> <li>• Carpentier-Edwards padrão e supranular</li> <li>• St Jude medical Biocor, Bioimplant, Epic</li> <li>• AorTech Aspire</li> <li>• Labcor</li> <li>• Carbomedics Synergy</li> </ul> <p><b>Valva Porcina sem Stent</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• St Jude Medical Toronto<sup>a</sup></li> <li>• Medtronic Freestyle</li> <li>• Cryolife-O'Brien<sup>a</sup></li> <li>• Cryolife-Ross Sem Stent porcina pulmonar</li> <li>• Edwards Prima Plus</li> <li>• AorTech Aspire</li> <li>• St Jude Biocor</li> <li>• Labcor</li> <li>• St Jude Quattro sem stent mitral</li> <li>• Shelhigh Skeletorized Super-Sem stent porcina aórtica e pulmonar</li> <li>• Medtronic-Venpro Contegra pulmonary valve conduit</li> </ul>	<p><b>Valva protética de pericárdio com stent</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Baxter Perimount</li> <li>• Mitroflow Synergy</li> <li>• St Jude Biocor pericardial</li> <li>• St Jude Trifecta</li> <li>• Labcor pericardial</li> <li>• Sorin Pericarbon MORE<sup>a</sup></li> </ul> <p><b>Pericárdio</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Sorin Pericarbon</li> <li>• 3F-SAVR</li> </ul> <p><b>Sem sutura</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Perceval S (Sorin)</li> <li>• Edwards Intuity (Edwards Lifesciences)</li> <li>• 3F Enable (ATS Medical)</li> <li>• Trilogy (Arbor Surgical Technologies)</li> </ul>
--	---

<sup>a</sup>Indica que foram retiradas do mercado.

**Tabela 3 – Desenho e modelos de próteses valvares cardíacas mecânicas**

<p><b>Próteses valvares mecânicas de duplo disco</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• St Jude medical: standard, HP, Masters and Regent</li> <li>• Carbomedics: standard, reduced cuff, Optiform, Orbis and supra-anular (Top Hat), Carboseal (inclui um enxerto de tecido aórtico)</li> <li>• Edwards Tekna</li> <li>• Sorin Bicarbon</li> <li>• Edwards Mira</li> <li>• ATS</li> <li>• On-X</li> <li>• Medtronic Advantage</li> <li>• Jyros</li> </ul>	<p><b>Valva basculante de disco</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Bjork-Shiley monostrut<sup>a</sup></li> <li>• Sorin Monoleaflet Allcarbon</li> <li>• Medtronic-Hall</li> <li>• Omnicarbon</li> <li>• Ultracor</li> </ul> <p><b>Próteses valvares tipo Bola-gaiola</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Starr-Edwards</li> <li>• Smeloff-Cutter</li> </ul>
--	--

<sup>a</sup>Indica que foram retiradas do mercado.

anel de sutura. Por exemplo, a válvula de St Jude Medical tem uma caixa profunda com pivôs contidos em “flanges”, que, às vezes, podem tornar os folhetos de difícil visualização (“escuros”) ao ecocardiograma, enquanto a Carbomedics padrão possui uma caixa menor permitindo que as pontas dos folhetos possam ser visualizadas mais claramente. Prótese de disco único e ocasionalmente a prótese bola-gaiola Starr-Edwards também são usadas.

Estes tipos de próteses diferem principalmente na posição aórtica, pela posição de implante em relação ao anel. As próteses podem ser intra-anular, parcialmente supra-anular ou inteiramente supra-anular. As próteses parcialmente supra-anulares possuem um anel de sutura supra-anular, mas parte da caixa dentro do anel (ex. On-X, St Jude HP). Próteses totalmente supra anulares possuem parte do seu mecanismo acima do anel no lado da aorta (ex. Carbomedics ‘Top Hat’, Medtronic Mosaic) e ocasionalmente na posição mitral (ex. Carbomedics Optiform). A posição supra-anular foi projetada para levantar ao máximo a prótese acima do anel a fim de maximizar a área do orifício disponível para o fluxo. O tamanho máximo da prótese implantada pode ficar

limitado pelo diâmetro da raiz da aorta ou pela posição do óstio da coronária direita.

A comparação entre diferentes tipos de próteses é difícil devido a grande variação na convenção dos tamanhos.<sup>12</sup> Isso significa que para um determinado tamanho do anel de um paciente, pode haver diferenças no rótulo do tamanho da prótese. Em um estudo<sup>13</sup> comparando o tamanho do rótulo do anel de uma prótese com um modelo feito em um bloco de polipropileno, o “anel de tecido” tinha um diâmetro que variava 3,5 mm menor a 3,0 mm maior do que registava o rótulo.

### Avaliação ecocardiográfica

A ecocardiografia 2D e com Doppler são essenciais para a avaliação inicial e longitudinal de pacientes com PVC.<sup>14</sup> Embora tais avaliações sigam o mesmo princípio das valvas nativas, o exame ecocardiográfico da PVC é mais desafiador. No momento da realização do ecocardiograma é essencial saber e documentar: 1) a razão do estudo ecocardiográfico; 2) os sintomas do paciente; 3) o tipo e tamanho da PVC; 4) a data da cirurgia; 5) a pressão arterial e frequência cardíaca; 6) a altura do paciente, o peso e a superfície corpórea (Tabela 4).

Um estudo ecocardiográfico abrangente é indicado em caso de um sopro novo ou qualquer sintoma relacionado a PVC. Quando obtido logo após a alta hospitalar, este serve para definir as características basais da PVC (“impressão digital”).

### Exame ecocardiográfico 2D

A análise ecocardiográfica transtorácica (ETT) 2D é recomendada como exame de primeira linha em pacientes com PVC.<sup>7,14</sup> É mais provável que seja necessária a análise ecocardiográfica transesofágica (ETE) 2D quando se deseja avaliar a estrutura e complicações de uma PVC.<sup>15</sup> É recomendada em todos os casos de disfunção de PVC.<sup>16,17</sup>

O exame completo ecocardiográfico das PVCs inclui o uso de múltiplos cortes (ETT paraesternal convencional e apical e ao ETE no esôfago médio cortes 2, 3 e 4 câmaras, comissural, e transgástrico e análises “off line”) com atenção em determinar o tipo de prótese, confirmar a adequada morfologia do folheto ou do oclisor e checar a integridade e estabilidade do anel de sutura (qualquer movimentação anormal), identificar a presença de calcificação ou de estruturas anormais em qualquer dos vários componentes da PVC, avaliar o tamanho das cavidades cardíacas, a espessura da parede e massa do VE, os índices de função sistólica do VE e função diastólica e a pressão sistólica da artéria pulmonar (PSAP). Informações adicionais como a análise da raiz da

aorta e da aorta ascendente devem ser avaliados em casos de PVC aórtica.

Frequentemente é necessária a magnificação em tempo real para a melhor visualização da imagem em 2D. O modo-M permite uma melhor avaliação dos movimentos da valva (avaliação do momento da abertura e fechamento e do grau de excursão do oclisor), e para a determinação dos intervalos de tempo correspondentes e para o reconhecimento dos movimentos estruturais. A movimentação dos discos da prótese é mais bem avaliada na posição mitral, pois os ângulos de abertura e fechamento podem ser identificados em 77% a 100% dos pacientes pelo ETT e ETE, respectivamente.<sup>18</sup> Ao contrário, na posição aórtica a posição do ângulo de abertura (não do ângulo de fechamento) de prótese de disco único pode ser identificada em apenas 40% e 77% dos pacientes pelo ETT e ETE, respectivamente, e para próteses mecânicas de duplo folheto em 13% e 35%, respectivamente.<sup>18</sup> Uma vez que pode ocorrer disfunção intermitente das próteses mecânicas (elevação intermitente nos gradientes transprotéticos), recomenda-se exame cuidadoso dos gradientes e da movimentação dos discos durante vários batimentos consecutivos.

### Ecocardiografia com Doppler

O princípio da avaliação dos fluxos das PVCs é similar quando da avaliação das valvas nativas, incluindo a análise

**Tabela 4 – Parâmetros essenciais na avaliação abrangente da função da prótese valvar**

	Parâmetros
Informação clínica	<ul style="list-style-type: none"><li>Data da troca valvar</li><li>Tipo e tamanho da prótese valvar</li><li>Altura, peso, superfície corpórea e índice de massa corpórea</li><li>Sintomas e achados clínicos relacionados</li><li>Pressão arterial e frequência cardíaca</li><li>Mobilidade das cúspides, folhetos ou oclusores</li></ul>
Imagem das valvas	<ul style="list-style-type: none"><li>Presença de calcificação ou estruturas anormais nos vários componentes da prótese</li><li>Integridade e movimentação do anel de sutura</li><li>Envelope do Doppler Espectral</li><li>Velocidade pico e gradiente</li><li>Gradiente de pressão médio</li></ul>
Avaliação da valva ao Doppler	<ul style="list-style-type: none"><li>Integral da velocidade-tempo ao Doppler (VTI)</li><li>Índice de velocidade ao Doppler (DVI)</li><li>PHT das valvas mitral e tricúspide</li><li>Área efetiva do orifício (AEO)</li><li>Presença, localização e gravidade da regurgitação</li><li>Tamanho do VE e do VD, presença de hipertrofia</li><li>Tamanho do AE e do AD</li></ul>
Outros dados de imagem	<ul style="list-style-type: none"><li>Coexistência de doença valvular</li><li>Estimativa da pressão arterial pulmonar</li></ul>
Estudos pós operatórios prévios quando disponíveis	<ul style="list-style-type: none"><li>Comparação dos parâmetros acima em pacientes com suspeita de disfunção valvar</li></ul>

AOE: área do orifício efetivo; AE: átrio esquerdo; VE: ventrículo esquerdo; AD: átrio direito; VD: ventrículo direito. Adaptado de Zoghbi et al., referência<sup>14</sup>.

a partir de múltiplas janelas e o adequado alinhamento do feixe do Doppler na direção do fluxo.<sup>19-21</sup> Os registros do Doppler devem ser feitos a uma velocidade de varredura de 100 mm/s. As medidas devem ser feitas em 1 a 3 ciclos quando em ritmo sinusal. Na ocorrência de fibrilação atrial, as medidas ao Doppler devem ser realizadas sempre que possível durante períodos de frequência cardíaca fisiológica (65–85 batimentos/min); uma média de 5 ciclos é recomendada. Para o cálculo da área efetiva do orifício (AEO) valvar e do índice de velocidade do Doppler (DVI), que necessitam de medidas em diferentes ciclos, recomenda-se que os comprimentos dos ciclos variem em até 10%.<sup>14</sup> Os registros do Doppler devem ser obtidos em respiração suave ou em leve apneia expiratória. O ETT é o método de escolha para registro de sinais do Doppler. Entretanto, o ETE é indicado quando o ETT for tecnicamente difícil.

### Ecocardiografia com Doppler colorido

A avaliação com Doppler colorido deve ser realizada em múltiplas janelas com os ajustes apropriados do Doppler colorido (limite Nyquist em torno de 50–60 cm/sec). A avaliação com Doppler colorido permite discriminar fluxos fisiológicos dos patológicos, e entre a regurgitação protética da para protética. A origem e direção dos jatos devem ser avaliadas. A localização da regurgitação para valvar pode ser difícil e recomenda-se o uso de múltiplas posições dos transdutores transtorácicos, incluindo posições não habituais.<sup>20</sup> Nesses casos, o ETE é frequentemente necessário, particularmente nas valvas mitral e tricúspide, em que é superior ao ETT. O ETE permanece essencial para avaliar regurgitação para valvar.<sup>11,14,15</sup> Jatos regurgitantes podem não ser observados em decorrência da janela acústica inadequada.

### Ecocardiografia 3D

A ecocardiografia 3D, particularmente o ETE, é adequada para a avaliação das PVCs e fornece informações adicionais sobre a imagem 2D.<sup>22,23</sup> A visão da valva em 3D chamada “*en face*”, que se assemelha à visão cirúrgica, é extremamente útil para determinar a função da PVC e definir a presença, origem, direção e extensão dos jatos de insuficiência.<sup>11,24-27</sup> Vazamentos ou “*leaks*” são definidos pela ecocardiografia 3D como áreas de descontinuidade de ecos ao redor do anel de sutura confirmados pelo Doppler colorido. A ecocardiografia 3D permite vantagens na visualização dos componentes das PVCs tais como folhetos, anéis e hastes (folhetos ou material de suporte dos discos), independentes da posição. Pode ser avaliada pela ecocardiografia 3D a presença e localização de formação de trombos, pannus e deiscência da valva protética.<sup>28-33</sup> Isto é especialmente útil para a avaliação das próteses mecânicas em posição mitral, com limitações para as aórticas que possuem imagens de baixa qualidade em 2D devido a sombra acústica. Com a imagem em 3D, frequentemente pode ser visualizada a face ventricular das valvas protéticas mitrais, o que habitualmente não é possível com a imagem em 2D.<sup>34</sup>

Após localizar o melhor plano da imagem da PVC nos cortes padrões em 2D, com o ângulo mais estreito pode-se obter a imagem ecocardiográfica tridimensional com zoom

em 3D, ou a imagem em volume completo (“*full-volume*”) de aquisição (ciclado com um ou vários batimentos do ECG) com e sem Doppler colorido. Uma vez que as imagens em 3D foram adquiridas, elas podem ser modificadas a fim de otimizar as imagens das estruturas cardíacas. Por convenção, a imagem da valva mitral, de acordo com a visão a partir do AE, é rodada de maneira a colocar a valva aórtica na posição de 12 horas e o apêndice atrial esquerdo na posição de 9 horas.<sup>11,26</sup> A comissura entre o seio coronariano esquerdo e direito fica na posição de 5 horas e em 8 horas a comissura entre os seios não coronariano e coronariano esquerdo. Os refluxos aórticos para valvares são mais comumente localizados entre a cúspide coronariana direita e não coronariana.<sup>35</sup>

Existem algumas limitações da imagem 3D, tais como a visualização das estruturas anteriores, a resolução temporal, imagens sub-ótimas em razão de irregularidades do ritmo cardíaco em pacientes com arritmias, e a atenuação do tecido. Tradicionalmente, as imagens em zoom 3D fornecem imagens de alta resolução, à custa de alta resolução temporal com frequência de quadros tipicamente menor do que 10Hz. Isto pode comprometer a capacidade de visualizar estruturas que se movimentam rápido, como vegetações e o comportamento dinâmico do anel mitral. Estruturas cardíacas anteriores tais como folhetos aórticos e tricúspides em razão da sua maior distância do transdutor do ETE não podem ser tão bem visualizados quanto as estruturas posteriores, como o folheto posterior da valva mitral.<sup>11,26</sup>

### Ecocardiografia de Estresse

A ecocardiografia de estresse é uma ferramenta valiosa para avaliação da função hemodinâmica das PVCs, especialmente quando existe discordância entre os sintomas do paciente e a hemodinâmica da PVC.<sup>4,5,11,36</sup> Em pacientes sem sintomas, com sintomas leves, ou duvidosos, a modalidade preferida é o ecocardiograma de estresse. O teste de esforço em bicicleta semi supina é tecnicamente mais fácil do que de bicicleta na posição vertical ou pós-esteira, especialmente quando vários parâmetros de estresse são avaliados durante o pico do exercício. Eco de estresse com dobutamina em dose baixa (até 20 µg/kg/min) pode ser utilizado em doentes com sintomas moderados ou graves ou quando não for possível realizar eco de estresse com exercício. Detalhes sobre protocolos de ecocardiograma de estresse são fornecidos em outros trechos.<sup>37,38</sup>

**Pontos principais:** O ETT 2D é recomendado como imagem de primeira linha em PVC. O ETT também é o método de escolha para registro dos sinais do Doppler. Ambos, o ETT e o ETE são necessários para a avaliação completa em um paciente com suspeita de disfunção de PVC. A ecocardiografia 3D, especialmente com o ETE, pode fornecer informações adicionais e vem sendo cada vez mais utilizada. Tanto para o ETT quanto para o ETE, é essencial a obtenção de imagens em várias janelas ecocardiográficas e múltiplos planos para garantir a visualização completa valvar e da região paravalvar. O ETT e o ETE têm maior sensibilidade na posição mitral do que na aórtica para análise da movimentação dos discos da valva. O ETE é superior para a avaliação de regurgitação em posição mitral / tricúspide enquanto o ETT é melhor na posição aórtica. O ETE, especialmente quando complementado pela avaliação 3D, continua a ser superior para avaliar regurgitação para valvar.

### Outras modalidades de imagem

#### Cinefluoroscopia

A fluoroscopia é uma técnica não invasiva, fácil, e prontamente disponível para avaliação de PVCs mecânicas. É principalmente indicada em caso de gradientes anormalmente elevados. O método permite a identificação correta do tipo de prótese implantada e avaliação do seu funcionamento.<sup>39-41</sup> Através de projeções apropriadas, podem ser avaliados: a mobilidade dos folhetos da prótese, movimento do anel protético ou mesmo de ruptura e/ou de migração de partes da prótese. Uma inclinação anormal ou balanço da base é indicativo de extensa deiscência da válvula. Este exame, contudo, não permite a avaliação hemodinâmica ou fornece pistas sobre a etiologia da mobilidade reduzida do disco.

Geralmente, o estudo cine-fluoroscópico é realizado com o paciente em decúbito dorsal. As PVCs são visualizadas em três projeções principais: a) a pósterio-anterior (0°) e lateral (90°) projeções para identificar a orientação da válvula “*in situ*”; b) a projeção “em perfil” (com o feixe radiográfico paralelo ao plano do anel da prótese e do eixo de inclinação de discos), o que permite o cálculo de ângulos de abertura e de fechamento e; c) a projeção “*en face*” (com o feixe radiográfico paralelo à via de saída da válvula) que é utilizado apenas para próteses mitrales. Deve-se ter cuidado no posicionamento do paciente em todas as projeções, devido à variável orientação cirúrgica da prótese, e o uso da angulação crânio caudal é frequentemente necessário.<sup>42</sup> Digno de nota, a cinefluoroscopia fornece uma melhor avaliação do movimento de discos em posição aórtica do que a ecocardiografia.

Uma cine fluoroscopia curta (cerca de 10 batimentos) em cada projeção é obtida a partir da qual os quadros são selecionados para avaliar e medir o raio de movimento do disco. Os ângulos de abertura e fechamento são calculados como sendo a distância entre os discos em posição totalmente abertos e totalmente fechados (Figura 1A, painel A e B). Para as próteses de disco único, o ângulo de abertura é definido como a distância entre a caixa e o disco na sua posição totalmente aberta, e nas próteses de duplo disco como a distância entre os folhetos na posição totalmente aberta (Figura 1B). O método é geralmente viável apesar de algumas próteses mecânicas serem pouco radiopacas.

Digno de nota a detecção de calcificação nos folhetos de uma prótese biológica é diagnóstica de degeneração, mas não permite avaliação do impacto hemodinâmico.

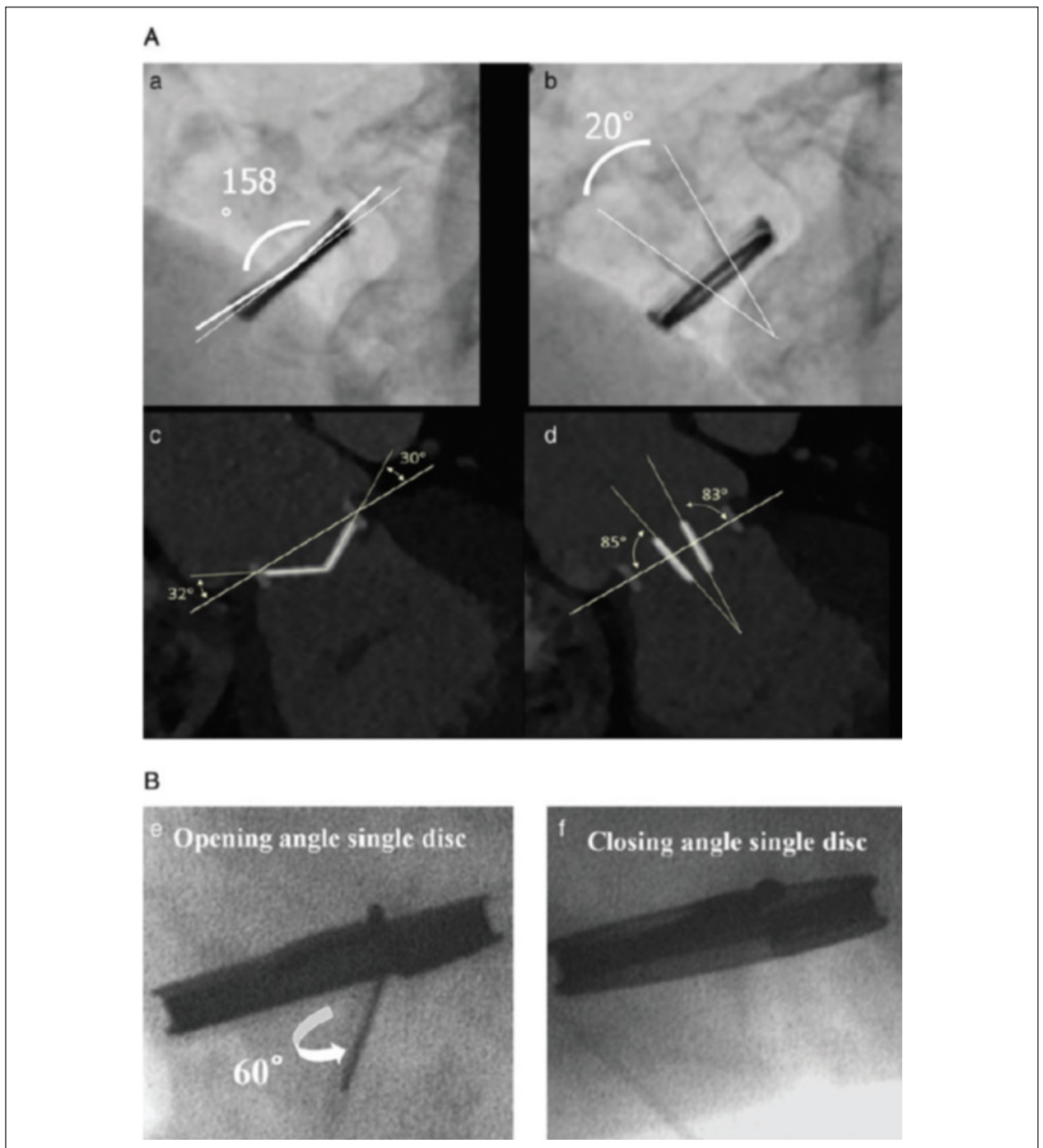
#### Tomografia computadorizada cardíaca

A tomografia computadorizada (TC) cardíaca não é geralmente realizada para avaliação de rotina, mas sim quando há suspeita de disfunção de prótese ou de outras complicações. A TC pode fornecer informação adicional sobre a mobilidade da prótese, integridade e patologia para valvar (por exemplo, endocardite, dilatação aneurismática ou outro envolvimento dos tecidos circundantes).<sup>43,44</sup> A TC pode ser usada como uma alternativa à fluoroscopia nas PVCs mecânicas para a aferição dos ângulos de abertura/fechamento (Figura 1A, o painel C e D) e pode

ser considerada para a visualização das cúspides de válvulas biológicas (espessamento de folheto, visualização de calcificação ou trombo) se o ETE for inconclusivo.<sup>45-48</sup> A coaptação inadequada dos folhetos pode ser visível, permitindo, em alguns casos, a quantificação planimétrica do orifício de regurgitação da válvula. A regurgitação para valvar pode ser identificada, dependendo do tamanho do defeito e da radiopacidade do anel da prótese.<sup>49,50</sup> A deiscência do anel pode ser observada por um balanço do anel da válvula em reconstruções dinâmicas da TC. A TC pode distinguir trombo de pannus.<sup>51-55</sup> A TC pode ser utilizada para quantificar a gravidade da estenose em uma bioprótese através da planimetria da área anatômica do orifício (área geométrica do orifício, AGO).<sup>46</sup> As consequências morfológicas de disfunção obstrutiva ou regurgitação da prótese podem ser observadas sob a forma de dilatação ventricular ou atrial ou estase do meio de contraste sugerindo congestão. Na circunstância de uma reoperação, a TC cardíaca também pode ser útil para avaliar a anatomia coronariana ou de pontes de uma revascularização prévia, particularmente em pacientes mais jovens com doença cardíaca valvar não degenerativa.<sup>56,57</sup> A fim de evitar lesão não intencional do ventrículo direito durante a esternotomia, a TC pode avaliar o espaço entre o esterno e o ventrículo direito. A compressão ou lesão da artéria coronária circunflexa esquerda, embora rara, pode ocorrer por causa de sua proximidade com o anel mitral, e pode ser avaliada por angiotomografia.<sup>58</sup>

Usando aquisição sincronizada com o ECG ou reconstrução de dados de imagens quase livres de movimentação (dependendo da resolução temporal) pode-se obter uma reconstrução espacial isotrópica sub-milimétrica, e reconstruída em qualquer plano de secção transversa imaginária. Se os dados são adquiridos através de todo o ciclo cardíaco, as imagens podem ser reconstruídas representando fases consecutivas do coração, permitindo, posteriormente, a avaliação de deslocamento estrutural. Ao contrário da ecocardiografia em tempo real, as reconstruções dinâmicas da TC (repetidamente) exibem apenas um único ciclo cardíaco. A avaliação dinâmica das válvulas mecânicas radiopacas não necessita de injeção de contraste, de maneira similar à cinefluoroscopia. Pode-se usar a modulação farmacológica da frequência cardíaca da mesma forma que na angiografia coronária por TC.<sup>59</sup> As PVCs são mais bem visualizadas quando totalmente abertas ou fechadas. Os ângulos de abertura dependem do tipo de PVC, e, por vezes, também da localização em que foi implantada. (Tabela 6).<sup>6,50-52,60</sup> É complicada a visualização com contraste de válvulas do lado direito, em especial da válvula tricúspide, pela opacificação não homogênea quando o contraste chega seletivamente a partir da veia cava superior. Ou a imagem é adquirida durante a recirculação, ou o contraste é injetado no tempo apropriado e proporcionalmente simultâneo através de uma veia do membro superior e inferior para melhorar a homogeneidade do contraste no coração direito.

As desvantagens da TC cardíaca são o uso de meio de contraste iodado e a radiação ionizante. Dependendo do tipo de scanner, do protocolo e da necessidade de imagens em uma ou em múltiplas fases, a dose de radiação varia entre 1 e 20 mSv.<sup>61</sup> A TC cardíaca ainda possui como limitação



**Figura 1 – (A)** Avaliação do fechamento (*Imagens a e c*) e dos ângulos de abertura (ângulo entre os discos nas posições de abertura total e fechamento total) (*Imagens b e d*) de próteses mecânicas de duplo folheto, empregando cinefluoroscopia (*Imagens a e b*) e tomografia computadorizada (ângulos dos folhetos relacionados ao plano do anel do orifício (*Imagens c e d*)). **(B)** Avaliação da abertura (*Imagem e*) e dos ângulos de fechamento (*Imagem f*) de próteses mecânicas basculantes de disco, conforme análise por cinefluoroscopia.

a inabilidade de avaliar o fluxo e a hemodinâmica. Pequenos materiais usados na sutura do anel podem também ser erroneamente interpretados como regurgitação, embora a densidade seja frequentemente um pouco maior do que a do sangue com contraste.<sup>62</sup>

#### Ressonância magnética cardiovascular

A *ressonância magnética cardiovascular* (RMC) tem se demonstrado segura em pacientes com PVC, sendo usualmente utilizada para avaliar a patologia concomitante da aorta.<sup>63</sup> A RMC é uma excelente técnica para a avaliação

**Tabela 5 – Modalidades de Imagens: vantagens e limitações**

	Considerações técnicas	Vantagens	Limitações
ETT 2D	<ul style="list-style-type: none"> <li>Múltiplos cortes</li> <li>Angulação cuidadosa do transdutor (alinhamento) para demonstrar com acurácia a movimentação dos folhetos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Imagem de primeira linha</li> <li>Fácil de usar</li> <li>Avaliação da função e do tamanho do VE e da pressão pulmonar</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Limitação pela janela acústica e pelo biotipo</li> <li>Sombra acústica pelo material protético</li> <li>Dependência do ângulo na acurácia dos dados do Doppler</li> </ul>
ETE 2D	<ul style="list-style-type: none"> <li>Múltiplos cortes</li> <li>Angulação cuidadosa do transdutor (alinhamento) para demonstrar com acurácia a movimentação dos folhetos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Maior resolução do que o ETT</li> <li>Proximidade do esôfago com o coração</li> <li>Melhor visualização do lado atrial da PVC mitral e da região posterior da PVC aórtica</li> <li>Melhor visualização das complicações peri-anulares</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sombra acústica pelo material protético</li> <li>Dependência do ângulo na acurácia dos dados do Doppler</li> </ul>
ETE 3D	<ul style="list-style-type: none"> <li>Múltiplos planos de corte</li> <li>Modo de ângulo estreito/Cortes oblíquos</li> <li>Dado de bases pelo Full-volume</li> <li>Modo de Zoom</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Fácil de usar</li> <li>Excelente imagem espacial</li> <li>Permite a visualização direta (visão cirúrgica)</li> <li>Adiciona as imagens do eco 2D</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Má visualização das estruturas cardíacas anteriores</li> <li>Má resolução temporal</li> <li>Queda do sinal do tecido</li> <li>Não é capaz de caracterizar o tecido</li> <li>Artefatos devido a orientação oblíqua (ao invés de horizontal) das PVCs em posição mitral</li> </ul>
Cinefluoroscopia	<ul style="list-style-type: none"> <li>Projeções pósterio-anterior (0°) e lateral</li> <li>Projeção de 'perfil' (90°) (com o feixe paralelo tanto ao plano do anel da valva quanto ao eixo dos discos)</li> <li>Projeção de 'frente' (feixe paralelo ao trato de saída da valva)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Fácil de usar</li> <li>Avaliação do funcionamento da PVC</li> <li>Deteção de calcificação dos folhetos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Não avalia a hemodinâmica</li> <li>Não fornece pista sobre a etiologia da limitação da movimentação dos discos</li> </ul>
TC Cardíaca	<ul style="list-style-type: none"> <li>Ampla exposição e reconstrução em múltiplas fases para avaliação da mobilidade da valva</li> <li>Planos oblíquos duplos (eixos curto e longo)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Base de dados 3D</li> <li>Não é limitado pelo biotipo</li> <li>Bom para patologias aórticas</li> <li>Elevada sensibilidade para deteção de calcificação</li> <li>Permite visualização / diferenciação entre trombo e pannus</li> <li>Excelente imagem espacial</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Exposição a radiação</li> <li>Contraste potencialmente nefrotóxico</li> <li>Alergia a contraste</li> <li>Artefatos de objetos metálicos</li> </ul>
RMC	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sequências em T1-weighted spin echo e gradient echo (steady-state free-precession e fast gradient echo)</li> <li>Sequências em Phase-contrast</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Bom para patologia aórtica (mesmo sem contraste)</li> <li>Sem radiação ionizante</li> <li>Caracterização do miocárdio</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Objetos metálicos produzem artefatos</li> <li>Os dados são limitados em próteses valvares</li> <li>A resolução espacial e temporal são limitadas</li> </ul>
Imagem Nuclear	<ul style="list-style-type: none"> <li>Diferentes traçadores para visualizar inflamação, calcificação, ou metabolismo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Extensão da infecção local / atividade metabólica</li> <li>Identificar infecção extracardiaca / atividade metabólica</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Exposição a irradiação</li> <li>Os dados são limitados em valvas protéticas, exceto em endocardite</li> </ul>

volumétrica das câmaras cardíacas e dos fluxos cardíacos, e pode ser de grande valor para a avaliação da função da própria PVC, especialmente como método complementar quando ETT é não diagnóstico e não se deseja realizar ETE.<sup>64-67</sup> A RMC pode assim ser usada para a análise da valva usando sequência de estado de precessão livre (SSFP) que discrimina precisamente sangue de tecido.<sup>68</sup> O fluxo turbulento através de um orifício regurgitante é facilmente visível com SSFP (visualização de vazios de sinal devido ao giro de movimentação dos prótons).<sup>69,70</sup> A anatomia da PVC pode ser visualizada por aquisição de padrões de cortes no eixo curto, apical 2, 3 e 4 câmaras em combinação com cines oblíquas do eixo longo para linhas de coaptação.<sup>71</sup> É possível identificar a restrição de movimentação de um folheto. A AGO também pode ser medida em biopróteses.<sup>72</sup> Não existe estudo avaliando *pannus* ou trombo usando a RMC. Em algumas circunstâncias é factível, usando o SSFP da RMC, a avaliação da área do orifício anatômico regurgitante pela planimetria do orifício regurgitante em corte paralelo ao plano valvar e perpendicular ao jato regurgitante.<sup>73</sup> Além disso, o

fluxo sanguíneo e a velocidade também podem ser obtidos pelo mapeamento da velocidade da fase de contraste.<sup>74-76</sup> Portanto, a RMC é uma ferramenta útil para avaliar a regurgitação valvar cardíaca, especialmente no acompanhamento das trocas de valvas pulmonares. Mesmo sendo cada vez mais comprovado o valor para a quantificação de regurgitação em válvulas nativas e, em menor grau, após o implante percutâneo da valva aórtica, existem poucos dados em pacientes com PVCs implantados cirurgicamente. A RMC pode também vir a demonstrar os padrões de fluxo assimétricos anormais em obstrução de PVC embora nem sempre seja possível a medida de ângulo do folheto. A RMC com realce tardio com Gadolínio (imagens obtidas 10–20 minutos após a injeção de contraste) é amplamente utilizada para avaliar a fibrose cardíaca de várias cardiomiopatias.<sup>77</sup> Em pacientes com PVCs, a RMC pode servir para avaliar o impacto da troca valvar sobre a estrutura do miocárdio. Até o momento, para as válvulas cardíacas que foram testadas, o aquecimento produzido pela RMC não tem demonstrado que possa atingir níveis substanciais.<sup>78-80</sup> Além do mais, embora a RMC forneça informações sobre



padrões e velocidades de fluxo relacionadas às PVC, estudos futuros são necessários para fornecer valores de referência de diagnóstico para permitir a discriminação do normal das condições patológicas.

### Cardiologia Nuclear

O uso de modalidades de imagens nucleares na avaliação da PVCs é limitado. Entretanto, surgiu recentemente interesse envolvendo a utilização de tomografia por emissão de positrons (PET) com 18F - fluorodesoxiglicose para a detecção de endocardite de PVC,<sup>81</sup> que não é objetivo do presente documento. Outros estudos recentes sugerem que o PET com fluoreto 18F- sódio/CT é capaz de identificar a calcificação ativa do tecido e prever a progressão da doença em pacientes com estenose aórtica nativa.<sup>82</sup> Mais estudos são necessários para determinar se esta técnica seria capaz de identificar a mineralização ativa dos tecidos de uma bioprótese e, assim, prever o risco de degeneração estrutural da válvula.

**Pontos principais:** outras modalidades de imagem que não a ecocardiografia, geralmente não são realizadas para avaliação de rotina de PVC, mas sim quando há suspeita de disfunção de prótese ou outras complicações. Essas outras modalidades podem fornecer informações adicionais acerca da integridade da prótese e de disfunção protética ou para protética. A cinefluoroscopia tem um papel complementar na avaliação da mobilidade dos discos de PVCs mecânicas e na estrutura do anel da válvula. A TC cardíaca também é uma técnica de imagem adjuvante importante que permite a visualização de calcificação e alterações degenerativas de prótese biológica, formação de pannus, presença de trombos e a avaliação da movimentação dos discos de válvulas mecânicas. A utilização de RMC ainda não é ainda uma prática de rotina, mas está aumentando. A imagem nuclear habitualmente tem papel muito limitado na avaliação da PVC, exceto na suspeita de endocardite infecciosa.

## PVC função e características

### Características morfológicas e funcionais

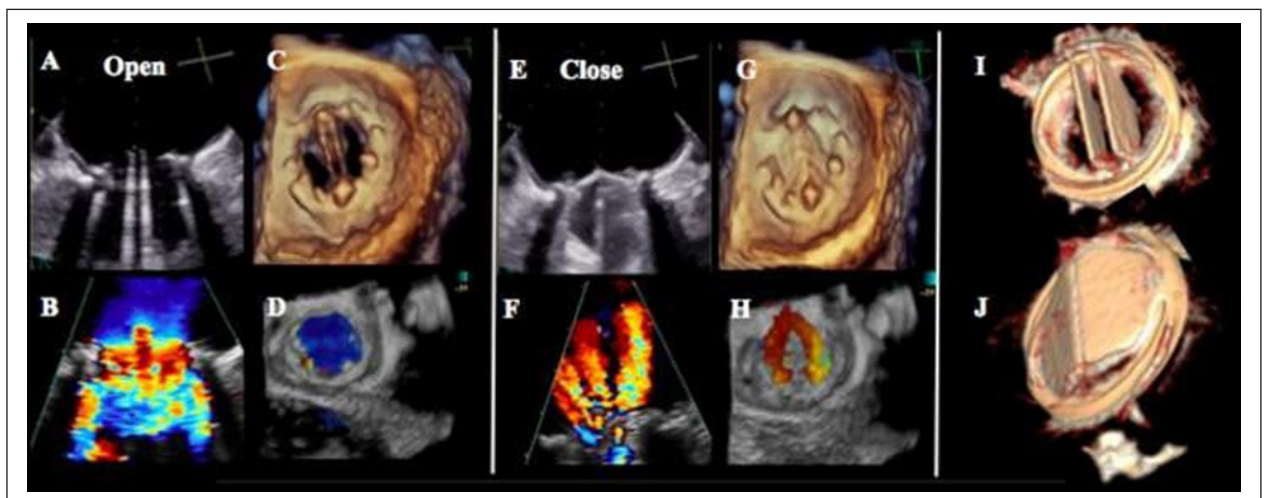
#### Mobilidade e oclusão dos folhetos

As PVCs mecânicas possuem padrões específicos de eco que ajudam a identificar o tipo de prótese.<sup>7,14,83-85</sup> Nas PVCs normais a movimentação do disco é marcada e constante em cada batimento. Os ângulos de abertura nominais dependem do tipo de PVC e às vezes também da sua localização. (Tabela 6)<sup>40,41,50-52,60</sup>

**Uma valva mecânica bola-gaiola** exibe uma gaiola e os ecos da movimentação da bola no lado ventricular. No eco 2D a estrutura metálica, fornece ecos com alta reflexão. Por outro lado, a superfície proximal das valvas fornece ecos menos intensos. Em tempo real, a bola move-se para frente e para trás dentro da gaiola. Para uma prótese em posição mitral a bola se põe no anel de sutura durante a sístole. No modo-M, a gaiola, o anel e a bola fornecem quatro tipos distintos de ecos.

Um único movimento de eco para cima e para baixo no lado do ventrículo pode ser visto com valva basculante de disco (**disco único**). O ângulo do disco de abertura em relação ao anel da valva varia de 60 a 80 graus, resultando em dois orifícios de diferentes tamanhos. No modo M, a abertura da valva forma um eco intenso com várias reverberações.

Dois discos separados podem ser visualizados nas PVCs de **duplo disco**; eles abrem e fecham quase em sincronia. O ângulo de abertura dos folhetos em relação ao plano do anel varia de 75 a 90 graus, com a valva aberta, constituída por três orifícios: um orifício central menor tipo fenda entre os folhetos, e dois orifícios semicirculares maiores lateralmente (Figura 2).



**Figura 2 – Prótese mecânica em posição mitral: aspecto normal.** Ecocardiografia transesofágica (TOE) 2D e 3D, aspecto de prótese mecânica em posição mitral com normofuncionamento. **Imagens A-D.** ecocardiografia 2D, 3D, e fluxo colorido em ecocardiografia 3D de prótese mecânica de duplo folheto, visão atrial. Observar 2 orifícios laterais semicirculares, e orifício central semelhante a fenda, ambos com visibilidade a TOE 2D e 3D. Notar o fluxo anterógrado normal, imagem com Doppler colorido, e o fluxo de aceleração ao nível dos 3 orifícios (TOE 2D, Imagem B). **Imagens E-H.** Ecocardiografia 2D, 3D, fluxo colorido (2D e 3D), de prótese mecânica em posição fechada, visão a partir do átrio. Notar o aspecto normal do fluxo (Doppler colorido) demonstrando jatos fisiológicos de “lavagem” para este tipo de prótese em ecocardiografia 2D (Imagem F), e ecocardiografia 3D com fluxo colorido (Imagem H). A reconstrução volumétrica por escaneamento por tomografia computadorizada é demonstrada na Imagem I (prótese aberta, visão a partir do átrio) e na Imagem J (prótese fechada, visão a partir do ventrículo).

**Tabela 6 – Valvas Mecânicas: opacificação e ângulos de abertura**

	Material das próteses		Abertura (Graus)	Fechamento (Graus)
	Caixa	Oclusores		
<b>Valvas bola-gaiola</b>				
Starr-Edwards	Três hastes (aórtica) ou quatro hastes (mitral) feitas de uma liga de cobalto-cromo	Borracha de silicone	N/A	N/A
<b>Valvas basculantes monodisco</b>				
Björk-Shiley	Liga de cobalto-cromo	Liga de carvão pirolítico siliconada em substrato de grafite com o marcador radio-opaco de tântalo	60 (<1981) 70 (>1981)	0
Medtronic-Hall	Liga de Titânio	Liga de carvão pirolítico siliconada em carregada com substrato de grafite tungstênio	75 (aórtica) 70 (mitral)	0
Omniscience	Liga de Titânio	Liga de carvão pirolítico siliconada carregada com substrato de grafite tungstênio	80	12
Omnicarbon	Carbono pirolítico recoberta com substrato de grafite	Liga de carvão pirolítico siliconada carregada com substrato de grafite tungstênio	80	12
Sorin Allcarbon	Liga de cobalto - cromo revestido com uma camada fina de carvão pirolítico	Liga de carvão pirolítico siliconada carregada com substrato de grafite tungstênio	60	0
<b>Valvas basculantes bidisco</b>				
ATS Medical	Carvão pirolítico sobre substratos de grafite com banda metálica	Liga de carvão pirolítico siliconada carregada com substrato de grafite tungstênio	85	25
Carbomedics	Carvão pirolítico sólido com titânio enrijecendo a banda do anel metálico	Liga de carvão pirolítico siliconada carregada com substrato de grafite tungstênio	78–80	15
Edwards Tekna (previously Duromedics)	Carvão pirolítico sólido com anel enrijecido com titânio	Liga de carvão pirolítico siliconada carregada com substrato de grafite tungstênio	73–77	15
St. Jude Medical	Carvão pirolítico sobre substratos de grafite com banda metálica	Liga de carvão pirolítico siliconada carregada com substrato de grafite tungstênio	85	30 (19–25 mm) 25 (27–31 mm)
On-X	Carvão pirolítico sobre substratos de grafite com banda metálica	Carvão pirolítico puro carregado com substrato de grafite tungstênio	85–90	40
Bicarbon	Liga de cobalto - crômio revestido com uma camada fina de carvão pirolítico	Liga de carvão pirolítico siliconada carregada em substrato de grafite tungstênio	80	20

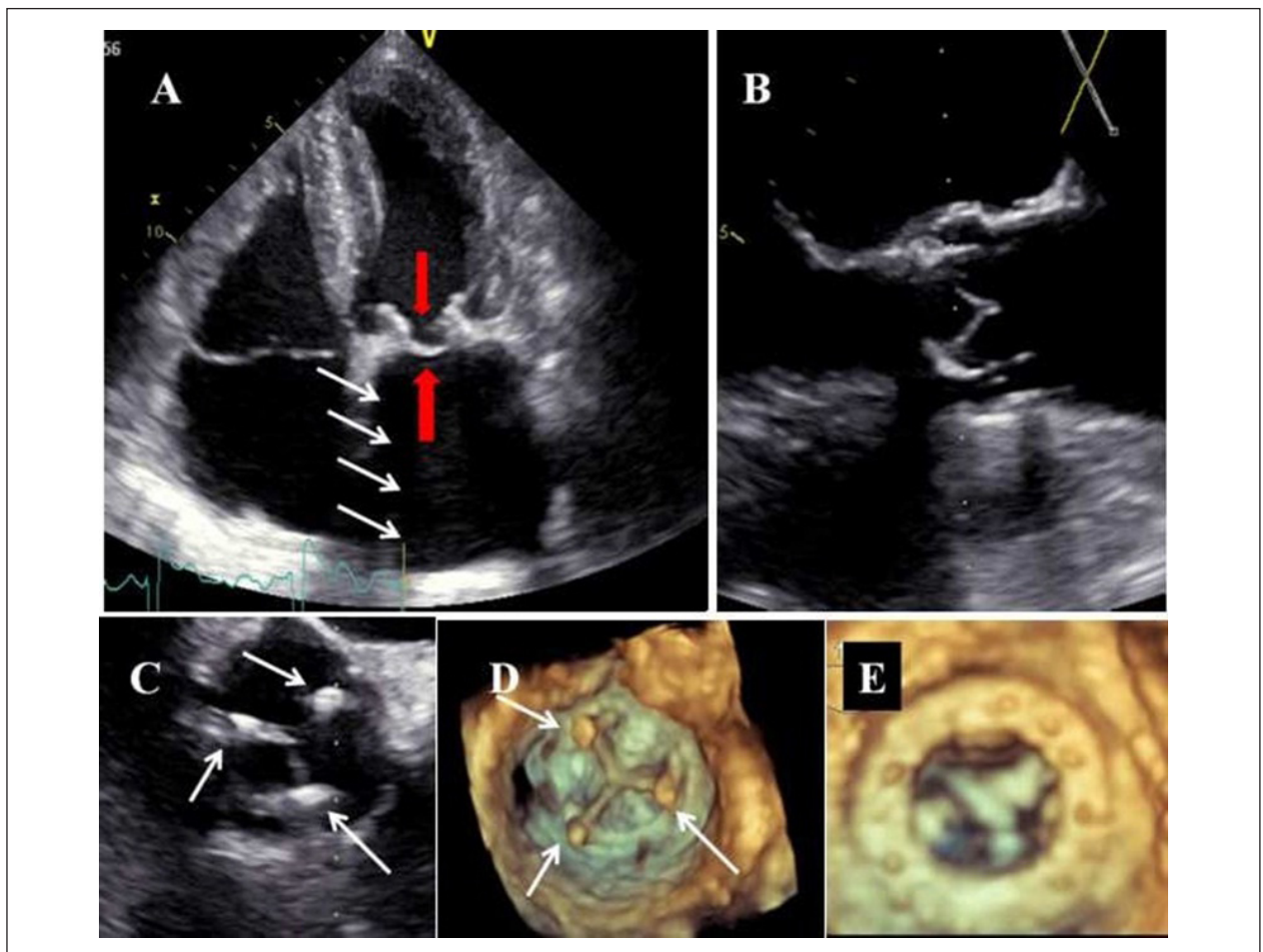
Ângulo dos folhetos em relação ao plano do orifício do anel, tal como previsto pelos fabricantes. Note-se que os ângulos são medidos utilizando a mesma abordagem da tomografia computadorizada cardíaca. Por outro lado na cinefluoroscopia o ângulo de abertura e fechamento em PVCs de duplo disco está definido como o ângulo entre os discos nas posições completamente abertas e fechadas, respectivamente. Isto significa que o ângulo de abertura é o ângulo entre os 2 discos (geralmente menor do que 30° e na maioria das válvulas de < 20°). O ângulo de fechamento é geralmente > 120–130°.

As próteses biológicas possuem uma estrutura de três folhetos, que normalmente aparecem finos (1–2 mm) com movimentação sem restrição e sem evidência de prolapso.<sup>1,7,9,86</sup> A sua imagem ao 2D e modo-M demonstra abertura semelhante a uma caixa na sístole na posição aórtica e na diástole na posição mitral ou tricúspide, semelhante ao das válvulas nativas. O anel de sutura e as hastes (as 3 hastes são mostradas no eixo curto na Figura 3), contudo, são mais ecogênicas, o que pode limitar a visualização dos folhetos (Figura 3, painel A e B). Biopróteses aórticas *Stentless* ou homoenxertos em posição aórtica possuem uma imagem semelhante à das valvas aórticas nativas, exceto por um aumento da espessura na via de saída do VE e na aorta ascendente. Uma valva *stentless*, logo após o implante, pode ser circundada por hematoma e edema. As suturas aparecem como ecos geralmente imóveis, lineares, grossos, brilhantes, múltiplos,

uniformemente espaçados, vistos na periferia do anel de sutura de uma PVC; eles podem ser móveis quando frouxos ou anormalmente longos. A imagem no 3D de uma valva biológica em qualquer posição anatômica é sempre similar ao de uma valva aórtica nativa com 3 cúspides, com um maior diâmetro quando em posição mitral ou tricúspide e um menor diâmetro quando usada em posição aórtica ou pulmonar.

#### Sombra acústica

Os materiais protéticos, especialmente nas próteses mecânicas, causam numerosos artefatos ao ultrassom, incluindo sombra acústica, reverberações, refração e artefatos de espelho (Figura 4, painel de A a E).<sup>14,87</sup> Isto muitas vezes compromete a qualidade de imagem e é ainda mais pronunciado no caso de PVCs duplas. Devem se utilizar múltiplos cortes e, às vezes, cortes fora do eixo padrão para superar estes problemas e



**Figura 3 – Biopróteses:** aspecto normal, ecocardiografia transtorácica 2D e 3D (TTE) e ecocardiografia transesofágica 2D e 3D (TOE). **Imagem A.** Aspecto a 2D TTE de prótese biológica normal em posição mitral; no quadro em que os folhetos são demonstrados, observa-se grande reflexão de ecos, ocasionando sombra acústica (setas). No entanto, este fenômeno ocorre em menor magnitude do que em próteses mecânicas. Os lados atrial e ventricular de um dos folhetos são bem delineados (seta central). **Imagem B.** Aspecto a 2D TOE a 120° de bioprótese normal em posição aórtica, em diástole; observa-se discreta sombra acústica; os lados aórtico e ventricular dos folhetos são claramente vistos em visão em eixo longo. **Imagem C.** Aspecto a 2D TOE a 45° de bioprótese normal em posição aórtica, em diástole, a partir do lado aórtico. Os três pilares em que os folhetos são montados são observados a 1, 5, 10 horas (setas), assim como as linhas de coaptações dos folhetos. **Imagem D.** Mesma figura da Imagem C, mas a partir de uma perspectiva 3D. **Imagem E.** Aspecto atrial de bioprótese normal em posição mitral, em diástole, de acordo com a perspectiva 3D. O anel da prótese, assim como a superfície atrial dos três folhetos, em sístole, são observadas em detalhe.

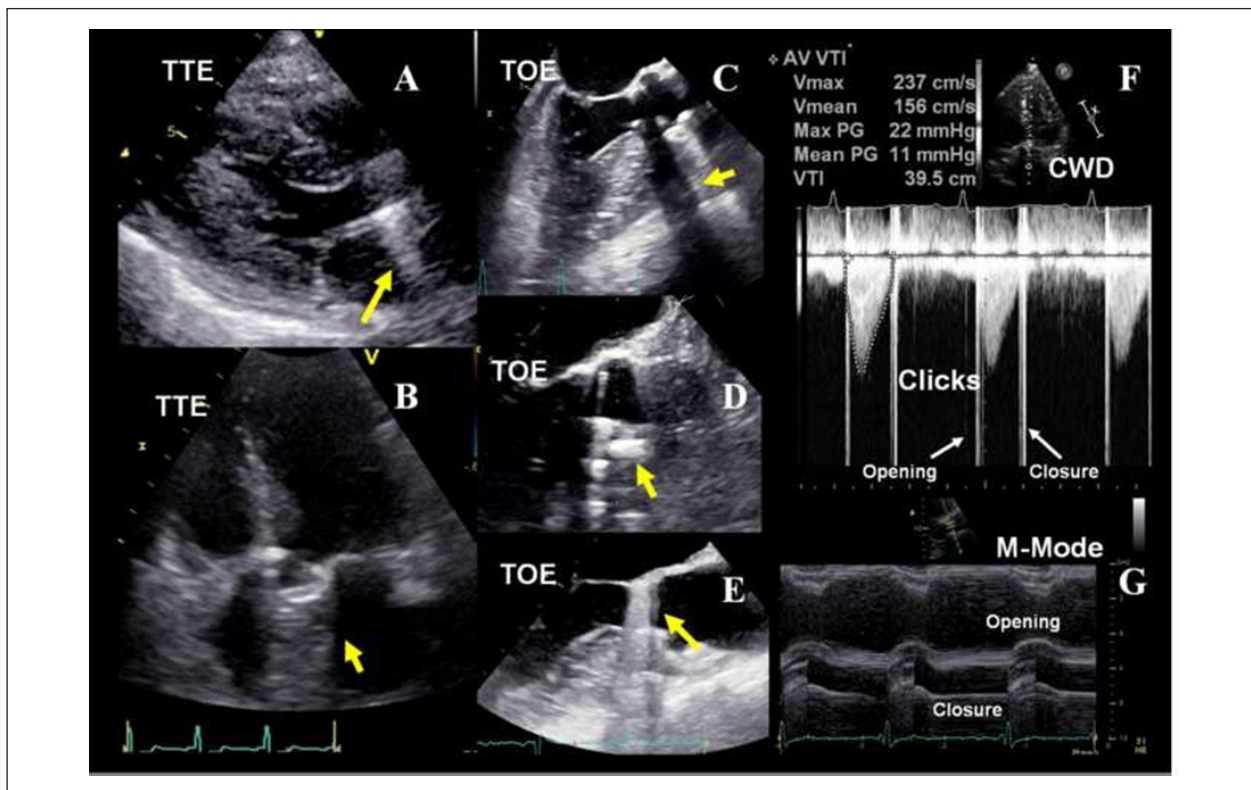
interrogar as áreas próximas das próteses. Com uma menor intensidade do ganho 2D, as valvas são geralmente melhor visualizadas. Em geral não se visualiza bem ao ETT o lado atrial esquerdo/direito (AE/AD) das próteses mitral/tricúspide devido a sombra acústica, resultando em uma baixa sensibilidade para a detecção de insuficiência das próteses mitral ou tricúspide (IM, IT), trombos ou vegetação (Figura 5, Painel A e B). O ETE fornece imagens superiores do lado do AE/AD das próteses mitral/tricúspide (Figura 5, Painel C e D). No ETT a prótese em posição aórtica apresenta sombra na região posterior TTE (Figura 4, Painel A) enquanto ao ETE a sombra é na região anterior da valva (Figura 4, Painel C e E).<sup>88,89</sup>

Para próteses com *stent* o feixe de ultrassom deve ser cuidadosamente alinhado paralelo ao fluxo a fim de evitar o efeito de sombra dos *stents* e do anel de sutura.<sup>90</sup>

Os artefatos criados pelas próteses mecânicas são diferentes na TC comparados a ecocardiografia ou a RMC. O volume

parcial combinado aos efeitos de interpolação criados durante a reconstrução da imagem faz com que estruturas metálicas (-Revestidas) pareçam maiores (artefato hiperdenso, fluorescente e lista brilhante), enquanto os efeitos de endurecimento do feixe criam sombras escuras (artefato hipodenso). Estes artefatos são mais graves durante as fases de deslocamento rápido.<sup>31,37,41</sup> As próteses com anéis de cobalto-cromo (valva de Björk-Shiley) sofrem os mais graves artefatos de endurecimento do feixe. O uso prospectivo ciclando com o ECG pode reduzir artefatos induzidos pela PVC quando em comparação retrospectiva com o *gating* do ECG.

As PVCs também produzem artefatos com perda de sinal na RMC devido a distorção do campo magnético produzida pelos suportes de metal das valvas mecânicas.<sup>78</sup> Os artefatos são menos comuns com próteses biológicas. Os artefatos são mais intensos com cines gradiente-eco e menos em imagens de *spin-eco*.<sup>66</sup>



**Figura 4 – Prótese mecânica em posição aórtica: aspecto normal.** Sombra acústica e reverberações observadas com ecocardiografia 2D (transtorácica e transesofágica), observação de prótese mecânica em posição aórtica dependendo da projeção acústica empregada) **Imagem A a E**, (setas amarelas). **Imagem F**. Sinal em Doppler contínuo (CWD) demonstrando clicks (seta branca) de abertura e fechamento de prótese aórtica normofuncionante, velocidade de pico precoce normal e gradientes médio e de pico (máximo) através da prótese. **Imagem G**. Demonstração por M-mode de abertura e fechamento normais dos discos.

### Microbolhas

As microbolhas são caracterizadas por um fluxo descontínuo e arredondado de ecos transitórios, fortemente ecogênicos, movendo-se rapidamente.<sup>91</sup> As microbolhas ocorrem na zona de entrada da valva, quando a velocidade de fluxo e a pressão caem subitamente no momento do fechamento da prótese, mas também podem ser vistas durante a sua abertura. O potencial de cavitação está relacionado com o desenho da válvula, o material de oclusão, e a velocidade de fechamento do folheto.<sup>92</sup> As microbolhas são comuns em posição mitral (Figura 6, Painel A). Elas são provavelmente devidas a “degaseificação” do dióxido de carbono e ligadas à hipercoagulabilidade do sangue próximo à prótese e com importância clínica duvidosa. Elas podem estar na origem de sinais transitórios de alta intensidade na circulação cerebral, que pode ser detectada por exame de Doppler transcraniano da artéria cerebral média.<sup>93</sup> Elas podem ser observadas tanto em PVCs mecânicas normais quanto disfuncionantes. As microbolhas não são encontradas em biopróteses.

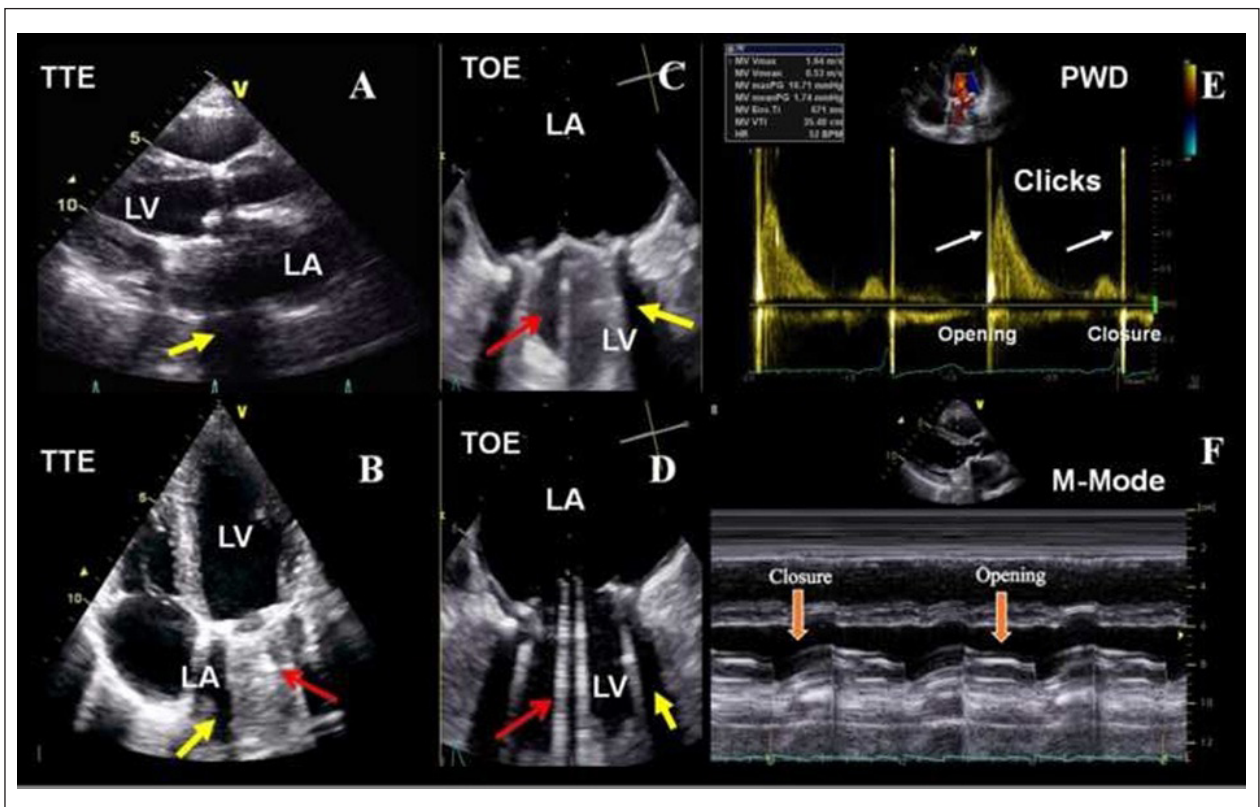
### Contraste ecocardiográfico espontâneo

O contraste ecocardiográfico espontâneo (CEE) é definido como ecos em forma de nuvem.<sup>87</sup> A prevalência do CEE varia de 7% a 53%. O CEE é causado por um aumento da agregação de células vermelhas que ocorre em casos de baixo fluxo (ex. baixo débito cardíaco, grande dilatação do AE, fibrilação atrial e obstrução patológica de uma prótese mitral).

### Strands

Os *strands* são estruturas finas e filamentosas, levemente ecogênicas, de variados comprimentos (frequentemente < 1 mm de espessura e > 2 mm até 30 mm de comprimento) que se movem independentemente das PVCs. (Figura 6, Painel B)<sup>94-96</sup> Eles são frequentemente visualizados intermitentemente durante o ciclo cardíaco, mas frequentemente no mesmo sítio. São habitualmente localizados no lado da entrada das PVCs (ex. lado atrial de uma prótese mitral ou lado ventricular de uma prótese aórtica). Podem ser observados tanto nas PVCs mecânicas como biológicas. Os *strands* são encontrados em 6% a 45% dos pacientes.<sup>96</sup> Os *strands* associados a próteses valvares são estruturas com prováveis múltiplas causas; eles podem ter composição fibrinosa ou de colágeno. Os *strands* são mais comumente encontrados em pacientes que se submetem a ETE para avaliação de fonte emboligênica do que em pacientes examinados por outras causas.<sup>96</sup> Embora essa associação possa implicar um potencial emboligênico, o seu significado e implicações terapêuticas não são claros.

**Pontos principais:** PVCs mecânicas possuem um padrão específico de imagem ecocardiográfica que pode auxiliar a identificar o tipo de prótese. A avaliação ecocardiográfica das PVCs pode ser limitada pelo efeito de sombra particularmente das próteses mitrales pelo ETT e parcialmente nas próteses aórticas pelo ETE.



**Figura 5 – Prótese mecânica em posição mitral: aspecto normal.** Sombra acústica e reverberações observadas com ecocardiografia 2D (transtorácica e transesofágica), observação de prótese mecânica em posição mitral dependendo da projeção acústica empregada). **Imagens A e B**, sombra acústica e reverberações no lado atrial (LA) e lado ventricular (LV). **(Imagens C e D)**. **Imagem E**, sinal em Doppler pulsado (PWD) demonstrando a abertura, fechamento e clicks de fechamento (setas brancas) de prótese mitral normofuncionante, assim como gradientes médio e de pico (máximo) normais, através da prótese. **Imagem F**, Demonstração por M-mode de abertura e fechamento normais dos discos.

### Características hemodinâmicas

Todas as PVCs mecânicas que funcionam normalmente possuem algum grau de obstrução ao fluxo do sangue, possuem ainda fluxo de fechamento (necessário para fechar a valva), e vazamento retrogrado (pós-vazamento da valva).<sup>90,97</sup>

#### Padrão de fluxo (fluxo anterógrado) e cliques

O fluxo através de uma PVC com funcionamento normal difere do fluxo de uma valva nativa. O padrão do fluxo é único para cada valva e depende do formato e do número de orifícios em que o fluxo anterógrado ocorre.<sup>7,14,83-85,97-99</sup> Um perfil do Doppler com envelopes múltiplos pode ser frequentemente visto nas PVCs mecânicas. O Doppler espectral de uma PVC mecânica também pode incluir um sinal de alta velocidade e curto que são os cliques devido a abertura e fechamento dos mecanismos oclusores (Figura 4, Painel F e Figura 5, Painel E). O mapa do Doppler colorido deve preencher inteiramente o orifício em todos os cortes (Figura 2, Painel B).

No caso de **disco único**, o maior orifício (jato semicircular na visão perpendicular) pode criar um jato de velocidade denso e tipicamente de baixa velocidade que origina-se do orifício maior e um outro fraco de alta velocidade

originado do menor orifício (pode também ser 2 ou 3 jatos dependendo do número de hastes).

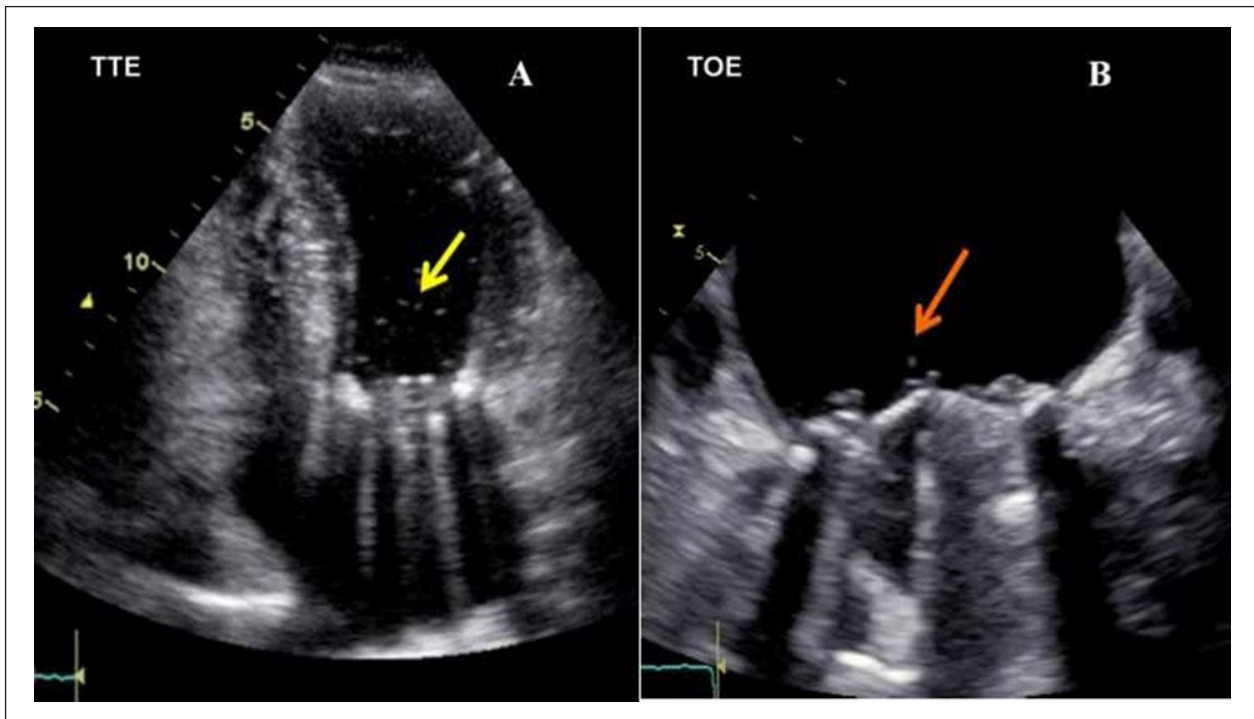
De maneira similar, **próteses mecânicas de duplo disco** geram um jato denso de baixa velocidade que se origina de dois orifícios laterais, e um jato fraco de alta velocidade que se origina no orifício central, (Figura 2, Painel F). Portanto, caracterizam o padrão de fluxo transvalvar anterógrado três jatos separados (Figura 2, Painel B).

Nas **PVCs bola-gaiola**, os fluxos passam em torno de toda a circunferência da bola que dá dois jatos curvos pelo lado e um grande e fraco jato central.

Nas **biopróteses**, observa-se um único jato anterógrado central.

#### Gradientes de pressão e área efetiva do orifício

O desempenho hemodinâmico da maioria das PVCs é inferior à de uma valva nativa normal,<sup>7,12-14,99,100</sup> de maneira que as PVCs frequentemente causam algum grau de obstrução ao fluxo sanguíneo, que pode variar dependendo do modelo e tamanho da prótese, bem como da superfície corpórea do paciente.<sup>2,14</sup> Os parâmetros quantitativos da função das PVCs incluem velocidade de fluxo transprótico (maiores velocidades de sinal nas PVCs) e gradientes de pressão, orifício efetivo regurgitante (OER) e índice de velocidade do Doppler (DVI) (Tabelas 1 e 2).



**Figura 6 – Prótese mecânica em posição mitral: cavitação e “strands”.** *Imagem A.* Cavitação (seta amarela) no interior da cavidade ventricular esquerda relacionada a presença de prótese mecânica em posição mitral, conforme vista a partir da projeção transtorácica apical. *Imagem B.* “Strands” de fibrina (seta laranja), observados como discretas massas filamentosas associadas ao lado atrial da prótese mecânica em posição mitral, conforme observação por imagem transesofágica.

### Velocidade de fluxo transprotético e gradientes

A ecocardiografia Doppler emprega para avaliar gradientes a relação definida pela equação de Bernoulli entre a velocidade e pressão.<sup>101</sup> Usando a equação de Bernoulli, a diferença de pressão através de um orifício restritivo é definido como:

$$\Delta P = P_1 - P_2 = 4 (V_2^2 - V_1^2)$$

em que P1 e V1 são respectivamente pressão e velocidade, proximal ao orifício restritivo; e P2 e V2 são respectivamente a pressão e velocidade, distais em relação ao orifício. A diferença entre as pressões de pico é o gradiente instantâneo máximo, e a diferença média ao longo da duração do fluxo é o gradiente médio. Como  $V_2 \gg V_1$  o atrito viscoso é ignorado e a fórmula é simplificada para:

$$\Delta P = 4 (V_2^2)$$

que é a equação de Bernoulli simplificada usada para traduzir pelo ecocardiograma a queda de pressão. Entretanto, especialmente em biopróteses que funcionam normalmente, o valor  $V_2$  pode ser baixo (frequentemente < 2 m/s), de maneira que a equação de Bernoulli simplificada (com o padrão de ajuste do aparelho de eco) pode superestimar significativamente os gradientes de pressão.<sup>102</sup> Esta superestimação pode ser desprezada em PVCs obstrutivas (frequentemente vistas com valvas mecânicas) com elevados valores de  $V_2$  (de +3 a + 5%), mas pode ser clinicamente significativa em biopróteses normofuncionantes (de +13 a + 19%).<sup>102</sup> Nestas situações, a estimativa do gradiente da pressão é determinada com maior precisão integrando

a velocidade proximal da prótese dentro da equação de Bernoulli ( $\Delta P = 4 (V_2^2 - V_1^2)$ ). O velocidade de pico através da prótese é de certa forma relacionada ao tamanho da valva, sendo que próteses pequenas possuem velocidades maiores, no entanto, uma vez que as velocidades são determinadas pelo débito cardíaco e a resistência vascular sistêmica, pode ser que haja sobreposição entre os diferentes tamanhos de valvas de um determinado tipo de prótese.<sup>7</sup> Em pacientes com prótese aórtica e alto débito cardíaco ou via de saída do VE estreita (VSVE), a velocidade proximal para a prótese pode ser elevada e, portanto, não negligenciável (velocidade proximal > 1,5 m/s).<sup>103,104</sup>

Raramente se usa uma avaliação invasiva hemodinâmica de uma prótese, devido aos riscos inerentes relacionados ao atravessar uma prótese valvar com um catéter. Geralmente, há uma boa correlação entre as pressões de pico e os gradientes médios determinados de maneira invasiva e não invasiva.<sup>14,103-106</sup> Entretanto, se houver um significativo fenômeno de recuperação da pressão (*pressure recovery*), como em pacientes com aorta pequena, o gradiente de pressão medido pelo cateterismo esquerdo será menor do que o medido pela ecocardiografia. O gradiente de pressão pico-a-pico medido por catéter é substancialmente menor do que o gradiente instantâneo de pico medido por catéter ou Doppler. Como os picos de pressão aórtica e do VE não ocorrem ao mesmo tempo, o gradiente de pressão de pico-a-pico não tem significado fisiológico.<sup>19,98</sup> Além disso, é altamente influenciado pela complacência aórtica. Assim, este parâmetro não deve ser utilizado para a avaliação de válvulas aórticas nativas ou protéticas. A subestimação dos

gradientes pode ser observada na presença de: 1) incapacidade para alinhar o feixe de Doppler paralelo com o jato de maior velocidade (ângulo ideal < 20 graus), 2) qualquer estado de baixo fluxo (gradientes são conhecidos por serem sensíveis ao fluxo), 3) elevação da pressão arterial sistêmica. A superestimação dos gradientes pode ser observada na presença de: 1) qualquer estado de fluxo elevado, 2) quando se confunde o sinal de fluxo da IM com o sinal de fluxo transaórtico (a IM começa mais cedo e dura mais tempo do que o fluxo aórtico), 3) quando se corrige o ângulo do Doppler de interrogação em relação ao sentido do fluxo de sangue (isto não é recomendado), 4) o fenômeno de recuperação de pressão (gradiente de Doppler substancialmente mais elevado do que o gradiente de pressão invasiva determinada, particularmente em pacientes com aorta pequena).

### Área efetiva do orifício (AEO)

A AEO não é o mesmo parâmetro que a área da superfície geométrica do orifício (SGO) (a área interna da válvula, teoricamente disponível para que a corrente sanguínea passe através da prótese).<sup>107</sup> A AEO é sempre menor e representa a área funcional.<sup>108</sup> O AEO corresponde exatamente à menor área do jato que passa através da prótese à medida que sai da valva (vena contracta). Tanto a forma da entrada como o tamanho do orifício afetam a relação entre a SGO e AEO (coeficiente de contração do fluxo). Clinicamente, o coeficiente de contração varia de 0,90 a 0,71, o que pode resultar em uma diferença de até 29% entre a AEO e a SGO.<sup>109</sup> Teoricamente a SGO pode ser calculada a partir do diâmetro interno do orifício de suporte das próteses fornecida pelos fabricantes. Nas biopróteses, a SGO pode ser medida pela planimetria na ecocardiografia, na tomografia computadorizada ou nas imagens da RMC.<sup>46,66</sup> Teoricamente a SGO superestima grosseiramente a AEO por assumir que toda a área interna do *stent* da prótese está disponível para o fluxo de sangue, o que não é o caso. Os folhetos da prótese na verdade ocupam uma parte substancial do orifício da prótese. Além disso, a SGO pela planimetria superestima a AEO devido ao fenômeno de contração do fluxo descrito acima.<sup>46,66</sup> É importante sublinhar que, do ponto de vista fisiopatológico, os gradientes de pressão transvalvares são essencialmente determinados pela AEO.<sup>110</sup> Assim, os gradientes correlacionam-se melhor com AEO do que com SGO.

Para a análise do desempenho da prótese, observa-se que a AEO da valva protética é menos variável do que a velocidade transprotética ou gradiente de fluxo e, portanto, muitas vezes, representa um melhor índice de desempenho intrínseco da hemodinâmica da valva. (Tabelas 1 e 2)<sup>19</sup> Entretanto, este parâmetro é mais propenso a falhas técnicas e erros de medição. Para ambas as próteses aórtica e mitral, a AEO deve ser calculada pelo método da equação de continuidade com o volume sistólico medido na VSVE ou raramente na via de saída do ventrículo direito (VSVD). (Figuras 7 e 8)<sup>106,111,112</sup> A AEO é um reflexo da área da seção transversa mínima (AST) do jato de fluxo transprotético (a vena contracta) e é calculado como:

$$AEO = AST * VTI_{VSVE} / VTI_{PV} = 0,785 * (D_{VSVE})^2 * VTI_{VSVE} / VTI_{PV}$$

$$AEO = \text{Volume sistólico} / VTI_{PV}$$

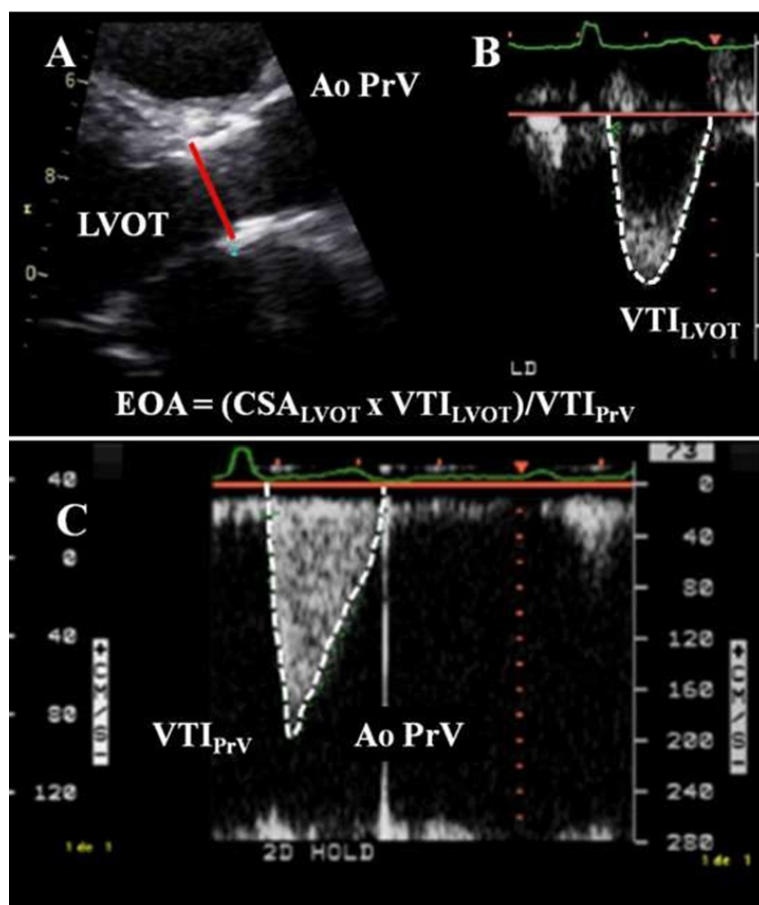
Aonde o  $VTI_{VSVE}$  é a integral da velocidade do sangue na VSVE, medida pelo Doppler pulsado (PW) na VSVE Doppler

imediatamente proximal à valva aórtica (corte apical) ou raramente à valva pulmonar (corte eixo curto); e o  $VTI_{PV}$  é a integral da velocidade do através da valva protética pelo Doppler contínuo (CW). O fluxo pulmonar para calcular o volume sistólico é raramente utilizado mas útil se o da VSVE não puder ser utilizado.<sup>19</sup>

O método de continuidade requer que a velocidade utilizada para o cálculo do volume sistólico seja a velocidade média espacial, que é obtida movendo o volume de amostra de 0,5 a 1,0 cm de distância do anel da prótese em direção ao ápice do VE.<sup>19</sup> O princípio é que o diâmetro e a velocidade da VSVE derivem da mesma localização anatômica. A posição do volume da amostra é ótima quando o sinal tiver um envelope espectral e o clique de fechamento da prótese (em caso de prótese aórtica). O VTI é obtido traçando-se o contorno do sinal de fluxo de Doppler. A velocidade de pico pode ser utilizada em vez da VTI na equação de continuidade.<sup>19</sup> O  $VTI_{PV}$  é registrado a partir da mesma posição do transdutor (apical 5 ou 3 câmaras, paraesternal direito, ou janela supraesternal com o ETT ou com o ETE na posição transgástrica de 90° a 120° ou com um transgástrico profundo em um corte de baixo para cima de 0° a 20°). A medida do diâmetro da VSVE (corte paraesternal eixo longo com TTE ou a no ETE a 120°) é muitas vezes difícil em presença de uma prótese aórtica devido a reverberações e sombras causadas pelos componentes da prótese. Deve-se dar particular atenção para não confundir a borda interna do anel da prótese com a borda interna da VSVE. Qualquer erro na medição de diâmetro da VSVE será elevado ao quadrado no cálculo da AEO. Para um diâmetro da VSVE de 2,0 cm, um erro de 10% na medição (1,8 cm) resulta em um erro de 19% no cálculo da AEO. É importante enfatizar que a substituição do diâmetro da VSVE pelo tamanho da prótese fornecida pelo fabricante na equação de continuidade não é um método válido para determinar a AEO de próteses aórticas.<sup>112</sup> Para as próteses aórticas, este método também é válido em presença de insuficiência protética concomitante. No entanto, para próteses em posição mitral, o método da equação de continuidade não pode ser aplicada quando há insuficiência mitral superior a leve concomitante (IM) ou regurgitação aórtica (IAO). Em alguns casos, o método volumétrico pode ser usado quando o método 2D-Doppler convencional não for viável/confiável. Em prótese com funcionamento normal a AEO deve cair na referência normal para esse tipo de prótese e tamanho. (Tabelas 7-8) O método do *pressure half-time* (PHT) não é válido para estimar a AEO de próteses mitrais.<sup>106</sup> O tempo que o gradiente transprotético inicial diminui a metade do seu valor inicial não é apenas relacionado com a área de prótese, mas também com o gradiente de pressão no início da diástole e com a complacência do VE e do átrio esquerdo.<sup>19</sup> Entretanto, o PHT pode ser útil se estiver significativamente lentificado ou significativamente alargado quando comparado a exame anterior, apesar de frequências cardíacas semelhantes.<sup>14</sup>

### Índice de velocidade do Doppler (DVI)

O DVI pode ser útil para auxiliar no acompanhamento de estenoses das valvas protéticas, particularmente quando as



**Figura 7** – Cálculo da área do orifício efetivo da prótese aórtica (EOA), utilizando a equação de continuidade. **Imagem A** – demonstração do diâmetro da via de saída do ventrículo esquerdo (LVOT), medido na sístole média, a partir de projeção paraesternal em eixo longo, em Zoom, da borda interna a borda interna. O cálculo da área seccional da via de saída do ventrículo esquerdo (CSA) é realizado assumindo que a LVOT é circular ( $CSA = \pi \cdot LVOT^2/4$ ). O volume ejetado através da prótese é calculado multiplicando a CSA pela integral da velocidade e tempo (VTI) da LVOT. A EOA da prótese é então calculada pela divisão do volume ejetado pela  $VTI_{PrV}$  do fluxo transprótico obtido com o Doppler contínuo (**Imagem C**).

medidas do diâmetro da VSVE não possam ser factíveis para se calcular a AEO pela equação de continuidade.<sup>113</sup> Esse índice é menos dependente do tamanho da valva devido a relação linear do tamanho da valva implantada com o tamanho da VSVE. Para próteses aórticas o DVI é calculado como a relação do fluxo de pico proximal (ou VTI) na VSVE com velocidade de pico transprótica (ou VTI). Em uma prótese aórtica funcionando normalmente o DVI tipicamente é  $> 0,30-0,35$ .<sup>14</sup>

$$DVI = \text{Pico } V_{vsve} / \text{pico } V_{PrV} \text{ ou } VTI_{vsve} / VTI_{PrV}$$

para prótese mitral o DVI é calculado como:

$$DVI = VTI_{PrV} / VTI_{VSVE}$$

Normalmente menor do que 2,2 nas próteses mecânicas.

#### Parâmetros da dinâmica dos fluxos de ejeção

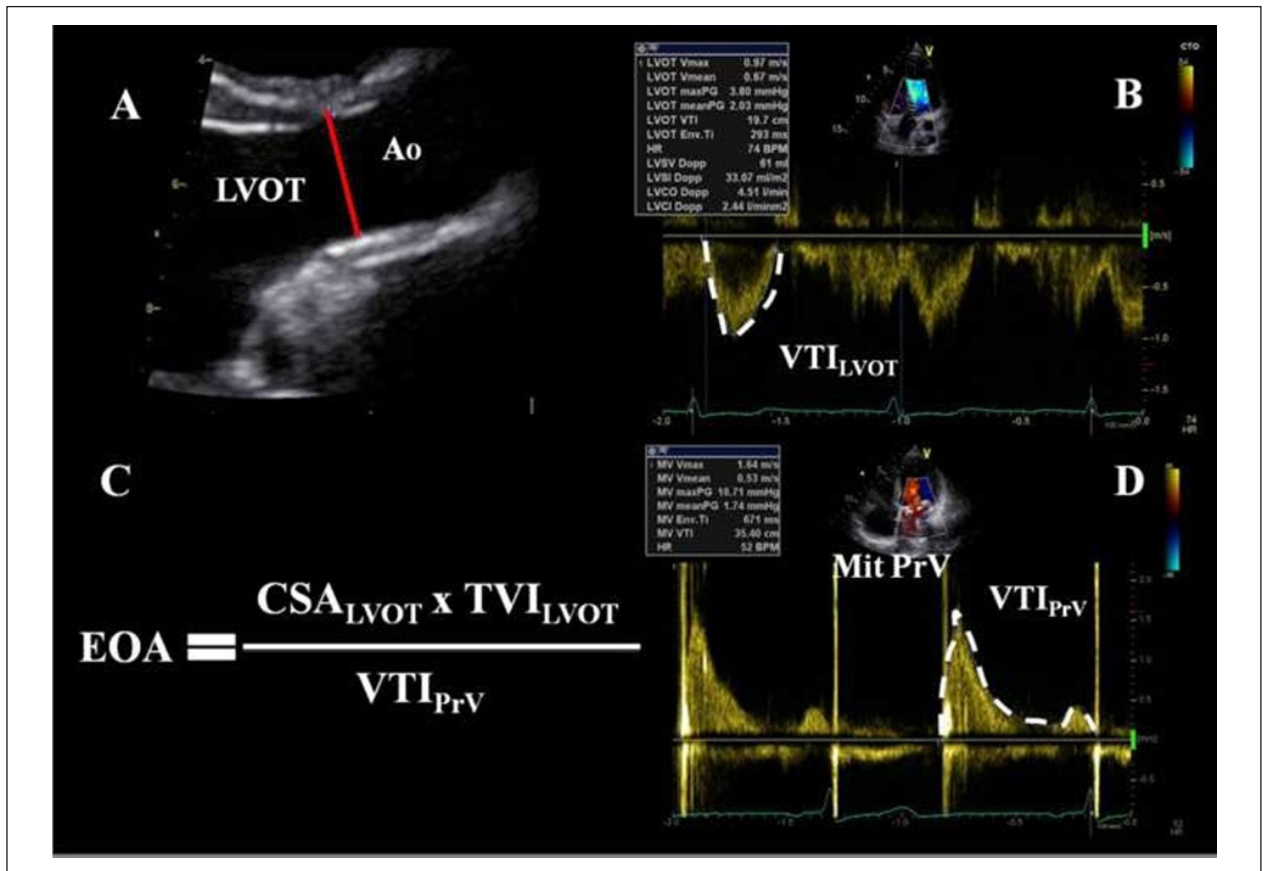
Os parâmetros da dinâmica do fluxo de ejeção medidos pela velocidade do fluxo transprótico ao Doppler contínuo

(Figura 7, Painel C) são independentes de ângulo e podem também ajudar a distinguir entre a PVC com função normal (com ou sem incompatibilidade (*mismatch*) entre paciente-prótese (PPM)) e estenose adquirida de uma PVC.<sup>114</sup> Em uma valva nativa ou prótese aórtica normal, o contorno da velocidade de fluxo CW através da prótese tem geralmente uma forma triangular, com pico precoce da velocidade e um tempo de aceleração curto ( $< 100$  ms) (TA) (isto é, o tempo desde o início do fluxo até a velocidade máxima, Figura 7, Painel C). Entretanto, o tempo de aceleração é altamente dependente da frequência cardíaca. Para superar esta limitação, recomenda-se indexar o tempo de aceleração com o tempo de ejeção do VE.

#### Recuperação da pressão e gradientes localmente elevados

Vários estudos têm relatado que o Doppler, quando comparado com medidas por cateterismo pode superestimar o gradiente através da valva aórtica nativa, biopróteses ou próteses mecânicas.<sup>103,115-118</sup> Como a velocidade do fluxo





**Figura 8** – Cálculo da área do orifício efetivo da prótese mitral (EOA), utilizando a equação de continuidade. O volume ejetado através da valva aórtica é calculado conforme descrito na Figura 7, (Imagens A e B). A EOA da prótese mitral é calculada dividindo o volume ejetado do ventrículo esquerdo pelo volume ejetado pela  $VTI_{PrV}$  do fluxo transprótese obtido com o Doppler contínuo (Imagem D).

sanguíneo desacelera entre a válvula aórtica e a aorta ascendente, parte da energia cinética é reconvertido de volta a pressão de energia estática. Este fenômeno é chamado de recuperação de pressão. Alguma energia cinética é dissipada em calor, como resultado da turbulência. Por isso, o gradiente entre o VE e a aorta ascendente (isto é, o gradiente medido por cateter) é menor do que o gradiente de pressão máxima medida por Doppler ao nível da *vena contracta*. A relação entre a AEO da valva e a área de seção transversa da câmara a jusante, isto é, a aorta ascendente, no caso de valvas aórticas nativas ou protéticas, determinam o grau de recuperação de pressão. Assim, a recuperação de pressão geralmente torna-se clinicamente relevante em pacientes com aortas menores, isto é, com um diâmetro da aorta na junção sino-tubular  $\leq 30$  mm.<sup>103,115-118</sup> Nestes pacientes, é, portanto, apropriado para contabilizar a recuperação de pressão, usar a fórmula simples proposta por Garcia et al.<sup>115</sup> para calcular o coeficiente de perda de energia:  $CPE = (AEO \times AA / AA - AEO)$ , em que AA é a área da seção transversa da aorta medida a cerca de 1 cm a jusante da junção sino-tubular. O coeficiente de perda de energia deve ser indexado para área de superfície corporal (ou seja, índice de perda de energia) para contabilizar o débito cardíaco relacionado ao tamanho corpóreo. A recuperação

da pressão geralmente não ocorre no caso de próteses em posição mitral, porque o tamanho da câmara de jusante (isto é, o VE) é grande em relação a AEO da prótese.

O fenômeno de recuperação de pressão a jusante é distinto de um mecanismo semelhante responsável por gradientes elevados localizadas no orifício central das válvulas mecânicas de duplo disco.<sup>103,116,119,120</sup> Isso pode levar à superestimação do gradiente (média de 4% a 11% em relação ao cateterismo) e subestimação da AEO, independente da posição da prótese (mitral ou aórtica). Uma vez que o orifício central é menor do que os orifícios laterais, a velocidade do fluxo sanguíneo pode ser localmente mais elevada através desse orifício central e o Doppler contínuo pode registrar essa alta velocidade. A prevalência, a magnitude e os preditores deste fenômeno não estão totalmente compreendidos, mas provavelmente estarão relacionados ao tamanho do PVC (tamanho menor, velocidade maior), ao desenho (proporção entre o tamanho do orifício central e os orifícios laterais) e às condições de fluxo (maior fluxo, maior velocidade).<sup>103,116,119,120</sup> Como a região de alta velocidade localizada é muito pequena e localizada na entrada do orifício central, o registro dessa velocidade é altamente inconsistente e pode variar de um paciente para outro e mesmo de uma visita para a outra num determinado paciente, dependendo da direção e angulação do feixe de Doppler.

**Tabela 7 – Valores normais de Referência das Áreas Efetivas dos Orifícios de Próteses Valvares Aórticas**

Tamanho da prótese (mm)	19	21	23	25	27	29
<b>Biopróteses com stents</b>						
Mosaic	1,1 ± 0,2	1,2 ± 0,3	1,4 ± 0,3	1,7 ± 0,4	1,8 ± 0,4	2,0 ± 0,4
Hancock II	-	1,2 ± 0,2	1,3 ± 0,2	1,5 ± 0,2	1,6 ± 0,2	1,6 ± 0,2
Carpentier-Edwards Perimount	1,1 ± 0,3	1,3 ± 0,4	1,50 ± 0,4	1,80 ± 0,4	2,1 ± 0,4	2,2 ± 0,4
Carpentier-Edwards Magna	1,3 ± 0,3	1,5 ± 0,3	1,8 ± 0,4	2,1 ± 0,5	-	-
Biocor (Epic)	1,0 ± 0,3	1,3 ± 0,5	1,4 ± 0,5	1,9 ± 0,7	-	-
Mitroflow	1,1 ± 0,2	1,2 ± 0,3	1,4 ± 0,3	1,6 ± 0,3	1,8 ± 0,3	-
Trifecta	1,4	1,6	1,8	2,0	2,2	2,4
<b>Biopróteses sem stents</b>						
Medtronic Freestyle	1,2 ± 0,2	1,4 ± 0,2	1,5 ± 0,3	2,0 ± 0,4	2,3 ± 0,5	-
St. Jude Medical Toronto SPV	-	1,3 ± 0,3	1,5 ± 0,5	1,7 ± 0,8	2,1 ± 0,7	2,7 ± 1,0
Prima Edwards	-	1,3 ± 0,3	1,6 ± 0,3	1,9 ± 0,4	-	-
<b>Prótese mecânicas</b>						
Medtronic-Hall	1,2 ± 0,2	1,3 ± 0,2	-	-	-	-
St. Jude Medical Standard	1,0 ± 0,2	1,4 ± 0,2	1,5 ± 0,5	2,1 ± 0,4	2,7 ± 0,6	3,2 ± 0,3
St. Jude Medical Regent	1,6 ± 0,4	2,0 ± 0,7	2,2 ± 0,9	2,5 ± 0,9	3,6 ± 1,3	4,4 ± 0,6
MCRI On-X	1,5 ± 0,2	1,7 ± 0,4	2,0 ± 0,6	2,4 ± 0,8	3,2 ± 0,6	3,2 ± 0,6
Carbomedics Standard and Top Hat	1,0 ± 0,4	1,5 ± 0,3	1,7 ± 0,3	2,0 ± 0,4	2,5 ± 0,4	2,6 ± 0,4
ATS Medical <sup>a</sup>	1,1 ± 0,3	1,6 ± 0,4	1,8 ± 0,5	1,9 ± 0,3	2,3 ± 0,8	-

A área efetiva do orifício é expressa como o valor médio na literatura. Estudos futuros são necessários para validar esses valores de referência. <sup>a</sup> Os tamanhos na embalagem das valvas ATS medical são: 18, 20, 22, 24, 26 mm. **Altas velocidades são comuns em próteses tamanho 19 ou 21.** Adaptado com autorização da referência<sup>7</sup>

### Regurgitação fisiológica (fluxos retrógrados)

As válvulas mecânicas têm um volume normal de regurgitação, que pode incluir tanto um escoamento de retorno relacionado com o movimento para trás do(s) ocluser(es) (isto é, o volume de fechamento), um vazamento através dos componentes da prótese (volume de vazamento), ou ambos.<sup>7,14,83-85,97-99</sup> Essa regurgitação “de fábrica” teoricamente impede a estase de sangue e a formação de trombos por um efeito de lavagem. Portanto uma pequena regurgitação é normal em praticamente todas as válvulas mecânicas. Ao contrário dos jatos de regurgitação patológicos, os jatos normais de vazamento são caracterizados por serem estreito na sua origem, simétricos de baixa velocidade (isto é, geralmente têm uma cor homogênea sem *aliasing* significativo). Eles também são caracterizados pela ausência de outras características como aumento da velocidade anterógrada, dilatação das câmaras cardíacas e hipertensão pulmonar. Digno de nota, discreto refluxo central pode ser visto em biopróteses normais.<sup>7,14</sup>

As próteses mecânicas de bola-gaiola têm uma pequena quantidade de fluxo regurgitante normal (volume de fechamento de 2 a 6 ml por batimento).

As próteses mecânicas de disco único possuem um pequeno volume de regurgitação fisiológico (5 a 9 ml por batimento) que inclui o volume de fechamento bem como o refluxo de fuga através de pequenas aberturas em torno do perímetro da valva. Nas próteses Medtronic Hall, também existe muitas vezes uma pequena quantidade de regurgitação em torno do centro da estrutura.

As próteses mecânicas de duplo folheto normalmente têm uma pequena quantidade (5 a 10 ml por batimento) de regurgitação fisiológica. Ao Doppler colorido, muitas das vezes observam-se dois jatos principais de regurgitação que se originam dos pontos de articulação dos discos da válvula e um jato central (Figura 2, Painel G e I). Podem também ser vistos jatos menores ao redor da borda de fechamento dos discos.

Nas biopróteses, mais frequentemente em próteses de pericárdio bovino, também se observa um pequeno grau de regurgitação central (< 1 ml) (no ponto de aposição ou próximo às comissuras). As próteses sem suporte, incluindo os homoenxertos e auto-enxertos, são mais propensas do que as válvulas com *stent* a terem pequenos jatos de regurgitação.

**Pontos principais:** Todas as PVCs mecânicas com funcionamento normal causam algum grau de obstrução ao fluxo sanguíneo, fluxo reverso de fechamento (necessário para fechar a válvula) e refluxo de fechamento (após o fechamento da válvula). Parâmetros quantitativos da função das PVCs incluem velocidade de fluxo transprotético (maior sinal de velocidade em PVCs) e gradientes de pressão, AEO e DVI. Embora exista boa correlação entre Doppler e medidas invasivas, a superestimação dos gradientes de pressão pelo Doppler é frequente em PVCs mecânicas. A comparação da função hemodinâmica de diferentes modelos de válvula não pode ser feita utilizando o tamanho do rótulo. O tamanho da etiqueta não pode ser utilizado como substituto para o diâmetro da VSVE no cálculo da AEO usando a equação de continuidade.

**Tabela 8 – Valores de Referência Normais de Área Efetiva do Orifício das Próteses Valvares Mitral**

Tamanho da prótese (mm)	25	27	29	31	33
<b>Biprotéses com stent</b>					
Medtronic Mosaic	1,5 ± 0,4	1,7 ± 0,5	1,9 ± 0,5	1,9 ± 0,5	-
Hancock II	1,5 ± 0,4	1,8 ± 0,5	1,9 ± 0,5	2,6 ± 0,5	2,6 ± 0,7
Carpentier-Edwards Perimount	1,6 ± 0,4	1,8 ± 0,4	2,1 ± 0,5	-	-
<b>Valvas Mecânicas</b>					
St. Jude Medical Standard	1,5 ± 0,3	1,7 ± 0,4	1,8 ± 0,4	2,0 ± 0,5	2,0 ± 0,5
MCRI On-X <sup>a</sup>	2,2 ± 0,9	2,2 ± 0,9	2,2 ± 0,9	2,2 ± 0,9	2,2 ± 0,9

Área Efetiva do Orifício é expressa como a média dos valores obtidos na literatura. Estudos futuros são necessários para validar esses valores de referência.

<sup>a</sup> A valva On-X possui apenas 1 tamanho de próteses de 27 a 29 e 31 a 33 mm. Além do mais, a estrutura e os folhetos são de tamanhos idênticos para cada tamanho (25 a 33 mm); apenas a almofada do anel de sutura é diferente. Adaptado com autorização da referência<sup>7</sup>

## Disfunção de PVC

### Disfunção Estrutural da Prótese

A deterioração estrutural da prótese resulta em estenose, ou regurgitação através da prótese.<sup>7,121,122</sup>

**Para próteses mecânicas**, a disfunção hemodinâmica pode ocorrer como resultado de quebra de estrutura, oclusão, de fratura dos elementos móveis ou insuficiência, perda de mobilidade do folheto (não devida a trombo, pannus ou vegetação) ou variação do balão (devido à absorção de lipídio no modelo antigo de próteses Starr-Edwards).<sup>7,121</sup>

**Para próteses biológicas**, a disfunção hemodinâmica (estenose ou regurgitação), usualmente ocorre pela calcificação ou rompimento dos folhetos, mas ocasionalmente pela fratura da separação da braçadeira do stent (endoprótese), ou deformação da prótese.

### Disfunção não estrutural da prótese

A disfunção não estrutural é qualquer anormalidade não intrínseca à própria prótese e inclui deiscência ou aprisionamento do oclusor por pannus, tecido ou sutura (Tabela 9).

**Estenose PVC Não Estrutural:** A obstrução não estrutural de PVC pode ser causada por formação de pannus, trombose aguda na prótese, ou endocardite infecciosa.<sup>17,123</sup> **A Formação de Trombo** é a causa mais comum de obstrução em próteses mecânicas (~0,3 a 8% de pacientes ao ano). Embora menos frequente e mais insidiosa, também pode ser observada em biopróteses. A incidência da **formação de pannus** causando obstrução da prótese é similar em próteses biológicas e mecânicas. Próteses mitral e tricúspide estão associadas com, respectivamente, 7,5 e 11,7% das vezes, com o maior risco de trombose, e o risco de formação de pannus é 3 vezes maior na posição mitral. Próteses de tamanho grande (> 27 mm), inclinação do disco e próteses de duplo folheto (bileaflet) estão associadas a, respectivamente, 67%, 69% e 83% de redução do risco de trombose.<sup>123</sup>

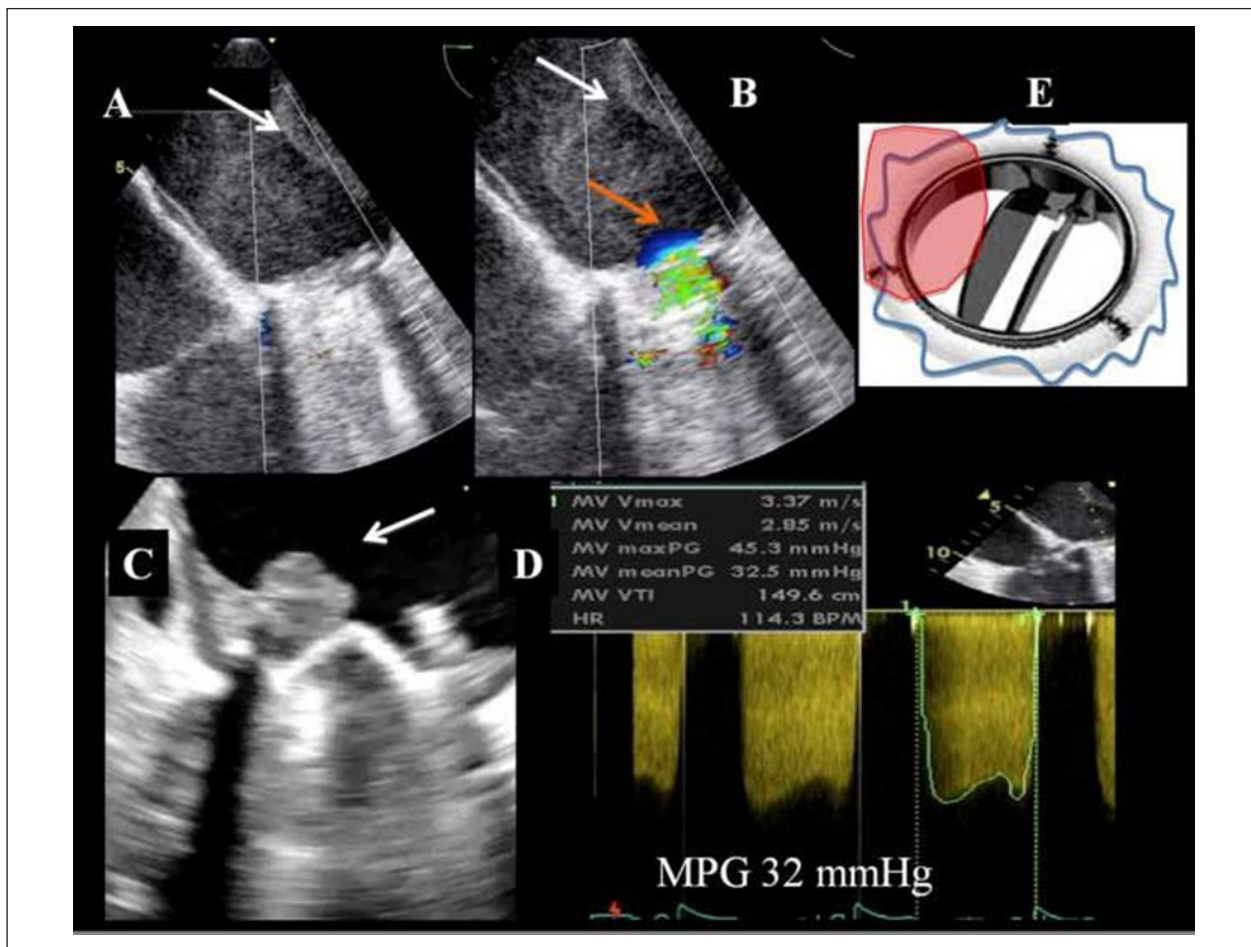
A diferenciação entre trombose e crescimento exacerbado de pannus permanece desafiadora.

O início recente de dispneia ou de um evento embólico e um histórico de anticoagulação subterapêutica são sugestivos para trombose obstrutiva de prótese. O trombo tende a ser móvel e globular com uma densidade ecocardiográfica similar ao do miocárdio, e pode ser anexado ao oclusor de prótese ou anel suturado, ou ambos (Figura 9). O pannus fixado com firmeza tem uma intensidade ecocardiográfica de brilho mais intensa (massa densa pequena com a mesma intensidade do compartimento da prótese) e é anexado ao aparato da prótese (compartimento da prótese e protetores de articulação). (Figura 10)<sup>124</sup> A situação é ainda mais complicada porque o pannus pode induzir a formação de trombose. Em angio-TC, os trombos têm valores de atenuação menores medidos em TC do que o pannus, com o limiar sugerido de 200 UH (Unidades de Hounsfield) para distinguir ambos. (Tabela 10)<sup>54,62</sup>

### Insuficiência patológica de PVC

Regurgitação patológica pode ser tanto central quanto paraprotética.<sup>11,16,20,21</sup> A maioria das regurgitações centrais patológicas são vistas com próteses biológicas como um sinal de degeneração estrutural da prótese. Um sinal patológico é frequentemente visto primeiro próximo à comissura de um local de rompimento precoce no folheto. Isto pode, então, progredir em muitos estudos. Regurgitação através de prótese mecânica pode ser vista como interferência mecânica ao fechamento, por exemplo, por pannus, trombo, vegetação, ou mais raramente, cordoalha. Desaparecimento de regurgitação fisiológica e presença de uma nova regurgitação central são tipicamente observados na trombose aguda de próteses mecânicas.

A incidência de regurgitação paraprotética é similar em próteses mecânicas e biológicas. A regurgitação paraprotética depende de numerosos fatores incluindo técnica cirúrgica, o tamanho e composição do anel de sutura e posição da prótese (anular vs. supra-anular) e a qualidade dos tecidos dos pacientes. Na posição mitral, ocorre principalmente nas regiões posteriores e anteriores. A maioria é aparente no estudo pós-operatório imediato e ocorre devido a problemas técnicos na altura da cirurgia, incluindo a presença de tecido friável. Deiscência tardia é comumente um sinal de endocardite infecciosa. De forma menos usual, a integridade



**Figura 9 – Prótese mecânica em posição mitral e obstrução por trombose.** Gradiente transprotético médio (MPG) aumentado em prótese mecânica em posição mitral (*Imagem D*), de acordo com análise por observação transesofágica e relacionada a presença de trombo (*Imagens A e B*, setas brancas). Aceleração de fluxo em razão de obstrução ao nível da prótese, conforme observado por imagem de fluxo colorido (seta laranja, *Imagem B*). Outro exemplo de massa trombótica no lado atrial da prótese bloqueando o orifício medial (*Imagem C*, seta branca). Uma representação esquemática é sumarizada na *Imagem E*.

da linha de sutura original pode ser danificada pela relação temporal de desgaste ou decorrente da deterioração do tecido periprotético.

A localização da regurgitação paraprotética pode ser difícil e apenas é possível de ser observada se o fluxo puder ser visualizado ao redor do anel de sutura. Embora regurgitação paraprotética seja anormal, pequenos jatos não são incomuns especialmente durante exame perioperatório precocemente após cirurgia. Imediatamente após o implante, a prevalência da regurgitação paraprotética está na faixa de 5 a 20%.<sup>125</sup> No entanto, a maioria dessas insuficiências são clinicamente e hemodinamicamente insignificativas e, na ausência de evidência de endocardite infecciosa, têm um curso benigno. Não há evidências de que aumentem o risco de endocardite, mas por vezes, elas podem causar anemia hemolítica devido à destruição de hemácias.<sup>126</sup>

#### Avaliação por imagem de disfunção de PVC

Ambas as análises qualitativas e quantitativas são recomendadas. O movimento excessivo do anel de sutura pode

ser uma pista para deiscência de prótese.<sup>7,125</sup> Um movimento maior do que 15° de excursão do anel de sutura é anormal.<sup>14</sup> No entanto, usualmente o balanço na posição da prótese implica uma grande deiscência, aproximadamente 40% do anel de sutura. A deterioração estrutural de prótese bioprotética deve ser suspeita sempre que a regurgitação protética aumentar ou houver o desenvolvimento de estenose.

Quando há suspeita de obstrução de PVC, a análise por imagem deve fornecer detalhes a respeito de: 1) espessamento dos folhetos na prótese biológica, ou a presença de uma massa limitando o movimento dos elementos móveis da prótese mecânica; 2) movimento diminuído do disco, balão, ou folheto; 3) restrição do fluxo colorido no orifício da PVC; 4) impacto hemodinâmico com relação aos ventrículos (ecocardiograma com Doppler) (Tabela 11).

Geralmente, os mesmos princípios e métodos usados para quantificação de regurgitação valvar nativa, detalhados em documento anterior, podem ser usados nas PVCs, no entanto, a quantificação é mais desafiadora. (Figuras 11 a 15)<sup>20,21</sup> De fato, existem dados muito limitados na aplicação e

**Tabela 9 – Definições de morbidade após cirurgia de substituição de prótese do coração<sup>a</sup>**

Complicação	Definição	Exemplos ou notas
Deterioração estrutural da prótese	Deterioração ou disfunção da prótese operada causada por mudanças intrínsecas à prótese	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Prótese mecânica - desgaste, fratura, fuga do gatilho da prótese</li> <li>2. Prótese biológica - calcificação, rompimento do folheto.</li> <li>3. Ambos – ruptura de componentes da prótese</li> </ol>
Disfunção não estrutural	Qualquer anormalidade não intrínseca à prótese que resulta em estenose ou regurgitação da prótese ou hemólise	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Aprisionamento por pannus, tecido ou sutura.</li> <li>2. Insuficiência paraprotética</li> <li>3. Dimensão ou posicionamento inapropriado</li> <li>4. Insuficiência ou obstrução residual após implantação da prótese</li> <li>5. Hemólise intravascular importante clinicamente</li> <li>6. Dilatação de aorta ou anel aórtico causando regurgitação aórtica (para próteses sem <i>stent</i> - endoprótese)</li> </ol>
Trombose valvar	Qualquer trombose não causada por infecção que obstrui parte do fluxo sanguíneo, interfere com a função valvular ou é suficientemente grande para requerer tratamento	
Embolia	Um evento de embolia que ocorre na ausência de infecção após o período perioperatório imediato	<ol style="list-style-type: none"> <li>1. Acidente vascular encefálico (déficit neurológico de &gt;72 horas) ou sintomas não específicos com imagem do cérebro demonstrando um evento isquêmico agudo</li> <li>2. Acidente isquêmico transitório (sintomas completamente reversíveis de curta duração sem nenhuma anormalidade na imagem cerebral)</li> <li>3. Evento embólico não cerebral (infarto do miocárdio não-perioperatório)</li> </ol>
Sangramento	Qualquer episódio de maior sangramento interno ou externo que cause morte, hospitalização, ferimento permanente ou necessidade de transfusão sanguínea	Excluir sangramento associado com grande trauma ou uma operação. Inclui grande sangramento inesperado associado com trauma menor
Endocardite	Infecção comprovada da prótese cardíaca	<p>Comprovada por:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Reoperação com evidência de abscesso ou outra complicação local</li> <li>2. Autópsia evidenciando abscesso, pus ou vegetação Critérios de Duke positivos</li> </ol>

<sup>a</sup> baseado em definições de Akins CW, et al. Referência<sup>122</sup>

validação desses parâmetros (ex.: largura da vena contracta, EROA, RVol) no contexto de PVCs. Além disso, a ocorrência de jatos excêntricos de regurgitação, a presença de jatos múltiplos e os efeitos observados devido a materiais protéticos fazem com que a detecção e quantificação seja mais difícil ou limitada. Dados indiretos de vários parâmetros do Doppler colorido podem sugerir a presença de regurgitação significativa (i.e., jato turbulento no teto do átrio esquerdo abaixo da sombra acústica). Jatos transprotéticos devem ser distinguidos da regurgitação paraprotética (Figura 16). No presente, a integração de múltiplos parâmetros qualitativos, semi-quantitativos e quantitativos é a abordagem recomendada para avaliar a regurgitação de PVC.<sup>14</sup>

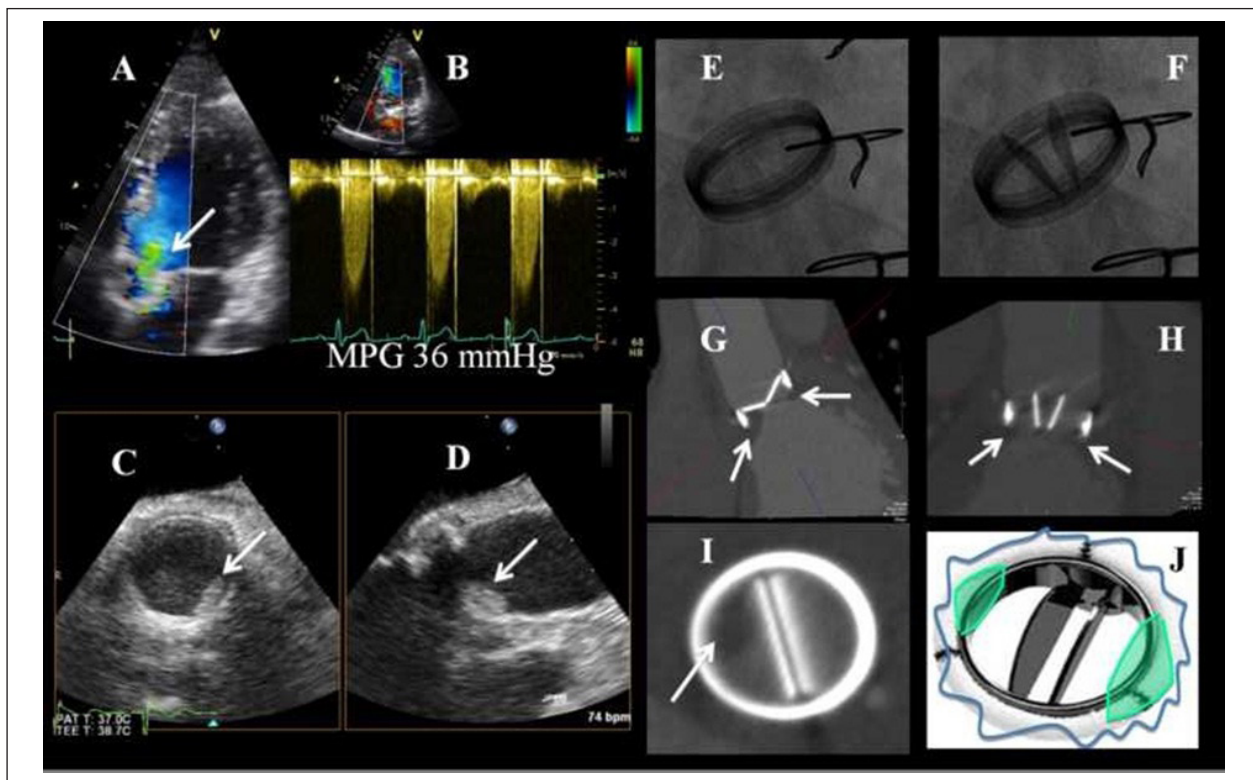
### Mismatch de prótese (PPM)

PPM ocorre quando a AEO de uma prótese que funciona normalmente é muito pequena em relação à superfície corpórea do paciente, resultando em gradientes pós-operatórios anormalmente altos (i.e. média do gradiente > 20 mmHg)<sup>106,127</sup> A identificação do PPM e a diferenciação da disfunção são alcançadas ao calcular o índice projetado de AEO: por exemplo, o valor de referência normal de AEO para o modelo e tamanho da prótese (Tabelas 7 e 8) dividido pela área da superfície corporal do paciente. A Tabela 11 mostra os valores-limite específicos de AEO indexados usados geralmente para identificar e quantificar a importância da PPM.

PPM moderada pode ser muito frequente tanto nas posições aórtica (20–70%) e mitral (30–70%), enquanto que a prevalência de PPM importante atinge de 2% a 10% em ambas as posições.<sup>128</sup> PPM é associada com regressões completas mais lentas de hipertrofia do ventrículo esquerdo e hipertensão pulmonar, pior classe funcional, capacidade de exercício, e qualidade de vida e menor sobrevida.<sup>129-131</sup>

Outros achados que corroboram diagnóstico de PPM são (Tabela 11): **i)** a medida do AEO está dentro do desvio-padrão de 1 ou dentro de 0,25 cm<sup>2</sup> da referência normal de AEO; **ii)** o índice medido de AEO é menor do que os valores de corte mencionados acima; **iii)** a morfologia e mobilidade da prótese e folhetos são normais; **iv)** o PPM se apresenta precocemente após a cirurgia e em todos os ecocardiogramas subsequentes.<sup>132,133</sup>

Existem, no entanto, alguns aspectos específicos para a análise do PPM: **i)** o uso dos índices de AEO para a área da superfície corpórea pode superestimar a importância do PPM nos pacientes obesos (índice da massa corporal  $\geq 30$  Kg/m<sup>2</sup>).<sup>134</sup> É assim recomendado o uso de valores menores de corte dos índices AEO para identificar a PPM moderada e importante em pacientes obesos. (Tabela 11)<sup>135</sup> A indexação de AEO pela medida de massa livre de gordura pela escala de bioimpedância pode fornecer alternativa de análise, mas precisa ser validada por estudos adicionais; **ii)** entretanto, a PPM é a causa mais frequente de gradientes



**Figura 10 – Prótese mecânica em posição aórtica e “pannus”.** A aceleração do fluxo anterógrado é identificada com mapeamento de fluxo em cores a partir da abordagem transtorácica apical (*Imagem A*). Gradientes altos de pressão são documentados com Doppler contínuo na mesma abordagem, gradiente médio de pressão (MPG): 36 mmHg (*Imagem B*). Ecocardiografia transesofágica 2D reforça a suspeita de obstrução de prótese pela demonstração de massa hiperecogênica na prótese (*Imagens C e D*, setas brancas). Cinefluoroscopia mostra ângulos anormais de abertura e fechamento para este tipo de prótese (*Imagens E e F*). A imagem por Tomografia computadorizada cardíaca (CT) é favorável ao crescimento de “pannus” na prótese, o que ocasiona o bloqueio do movimento normal dos discos basculantes (*Imagens G, H e I*, setas brancas). Uma representação esquemática é sumarizada na *Imagem J*.

**Tabela 10 – Diagnóstico diferencial: pannus versus trombose**

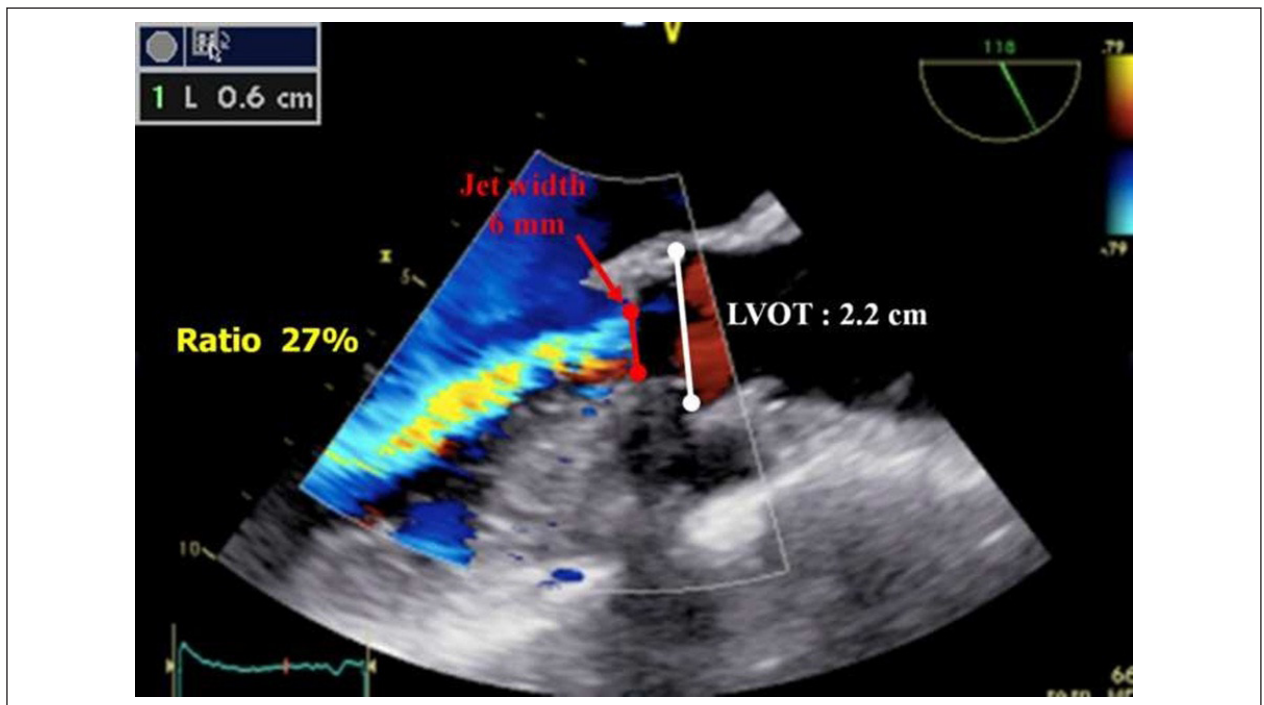
	Pannus	Trombose
Cronologia	Mínimo 12 meses, geralmente > 5 anos da data da cirurgia	Ocorre a qualquer momento (se for tardia é usualmente associada com pannus)
Relação para anticoagulação (baixo INR)	Pouca relação	Muita relação
Local	PM > PA	VT >> PM = PA
Morfologia	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Massa pequena</li> <li>• A maioria envolve a linha de sutura (Anel)</li> <li>• Crescimento centrípeto</li> <li>• Confinado ao plano do disco</li> <li>• Crescimento abaixo do disco</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Massa maior que pannus</li> <li>• Movimento comum independente</li> <li>• Anel externo fino, talvez visível</li> <li>• Projetado em AE para PM</li> <li>• Elementos móveis</li> </ul>
Densidade do Eco (relação vídeo-intensidade)	Mais (> 0,7 – 100% específico)	Menos (< 0,4)
Angio-TC: atenuação de valor	> 200 UH	< 200 UH
Impacto no gradiente	PA > PM	PM > PA
Impacto no orifício da prótese	PA > PM	PM > PA
Impacto na movimentação do disco	Sim/não	Sim

PA: prótese aórtica; AE: átrio esquerdo; PM: prótese mitral; VT: prótese tricúspide.

**Tabela 11 – Conjunto de dados mínimos para análise de PVCs por ecocardiograma**

<p><b>Posição Aórtica</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Velocidade de pico</li> <li>• Gradiente médio</li> <li>• Integral de velocidade tempo (VTI)</li> <li>• Índice de velocidade do Doppler (DVI)</li> <li>• Área efetiva de orifício (EOA) pela equação de continuidade</li> <li>• Presença, localização e importância da regurgitação</li> <li>• Tamanho e funcionamento do VE, hipertrofia do VE (condição hiperdinâmica do VE é um sinal indireto útil de regurgitação importante da valva aórtica), aorta (mais provável que continue a dilatar se dilatada no momento da cirurgia)</li> <li>• Outras próteses: aparência, grau de estenose e regurgitação</li> </ul>	<p><b>Posição Mitral</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Velocidade de pico</li> <li>• Gradiente médio</li> <li>• Integral de velocidade tempo (VTI)</li> <li>• Índice de velocidade do Doppler (DVI)</li> <li>• Área efetiva de orifício (AEO) pela equação de continuidade</li> <li>• Tempo de decaimento de meia pressão</li> <li>• Presença, localização e importância de regurgitação</li> <li>• Tamanho e funcionamento do VE tamanho do AE, pressão sistólica estimada da artéria pulmonar (condição hiperdinâmica do VE é um sinal útil indireto de regurgitação mitral importante); (hipertensão pulmonar pode ser um sinal de disfunção mitral)</li> <li>• Outras próteses: aparência, grau de estenose e regurgitação</li> </ul>
<p><b>Posição pulmonar</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Velocidade de pico</li> <li>• Gradientes pressóricos máximo e médio</li> <li>• Presença, localização e importância da regurgitação</li> <li>• Tamanho e funcionamento do VD, pressão sistólica estimada da artéria pulmonar</li> <li>• Outras próteses: aparência, grau de estenose e regurgitação</li> </ul>	<p><b>Posição tricúspide</b></p> <ul style="list-style-type: none"> <li>• Velocidade de pico</li> <li>• Gradiente médio</li> <li>• Integral de velocidade tempo (VTI)</li> <li>• Índice de velocidade do Doppler (DVI)</li> <li>• Tempo de decaimento de meia pressão</li> <li>• Presença, localização e importância da regurgitação</li> <li>• Tamanho e funcionamento do VD, tamanho do AD, diâmetro da VCI, fluxo venoso hepático, pressão sistólica estimada da artéria pulmonar</li> <li>• Outras próteses: aparência, grau de estenose e regurgitação</li> </ul>

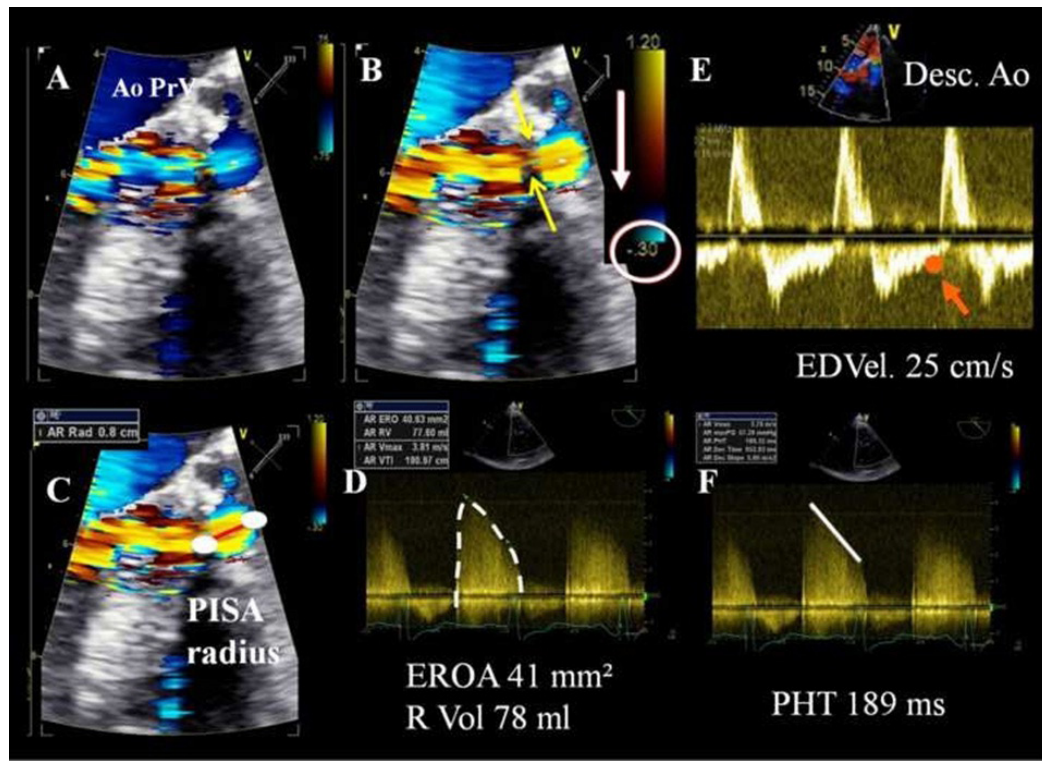
VCI: veia cava inferior; VE: ventrículo esquerdo; AD: átrio direito; VD: ventrículo direito.



**Figura 11 – Regurgitação em prótese aórtica.** Um exemplo de jato de regurgitação intraprotética (imagem transesofágica a 120°). A largura do jato na via de saída do ventrículo esquerdo (linha vermelha) é comparada com a largura do trato de saída do ventrículo esquerdo (linha branca). De nota, parte do fluxo regurgitante não é observada em razão do efeito da sombra da prótese aórtica.

altos após substituição de prótese, é importante destacar que, na presença de um estado anormal de fluxo, a PPM pode ser associada com um gradiente normal ou baixo. De fato, como uma estenose de prótese nativa, estados de baixo fluxo são, muitas vezes, associados com pseudo-normalização de velocidades e gradientes de fluxo transvalvares que levam a

subestimar a PPM ou estenose protética. A ecocardiografia de estresse pode ser útil neste contexto para diferenciar uma verdadeira PPM ou estenose em relação ao funcionamento normal da prótese; **iii)** uma grande proporção de pacientes com próteses aórticas ou mitrais, de fato, têm coexistência com a PPM e estenose ou regurgitação adquiridas.



**Figura 12 – Regurgitação paraprotética importante em prótese mecânica em posição aórtica., conforme demonstrado com ecocardiografia transesofágica (TOE) 3D e 2D.** A partir de observação modificada a 120°, o jato regurgitante paraprotético pode ser visto pelo mapeamento de fluxo colorido (*Imagens A,B,C*). Notar a nítida zona de convergência do jato regurgitante e a vena contracta bem definida do jato regurgitante (*Imagem B*, seta amarela). O raio do PISA (*Imagem C*, linha vermelha), pode ser medido, e a área do orifício regurgitante calculado pelo método do PISA, e o volume regurgitante podem ser calculados. (*Imagem D*). Por abordagem transtorácica, observa-se fluxo holodiastólico reverso na aorta torácica descendente (Desc. Ao), com uma velocidade diastólica final (*EDVel* > 20 cm/s, *Imagem E*). O tempo de decaimento de meia pressão (*PHT*) está diminuído (*Imagem F*).

O critério apresentado na Tabela 12 é relacionado à PPM pura desacompanhada de disfunção concomitante. Na presença de estenose adquirida, a AEO é significativamente abaixo desses valores e a morfologia/mobilidade do folheto é geralmente anormal. A indexação projetada pela AEO é o único parâmetro válido para identificar e quantificar a PPM na presença de estenose concomitante. Se existe dúvida, a TC ou cinefluoroscopia pode dar suporte à ecocardiografia para o diagnóstico da PPM pura por mostrar funcionamento anormal dos folhetos, ausência de massas e SGO menor. (Figuras 17 e 18)<sup>130</sup>

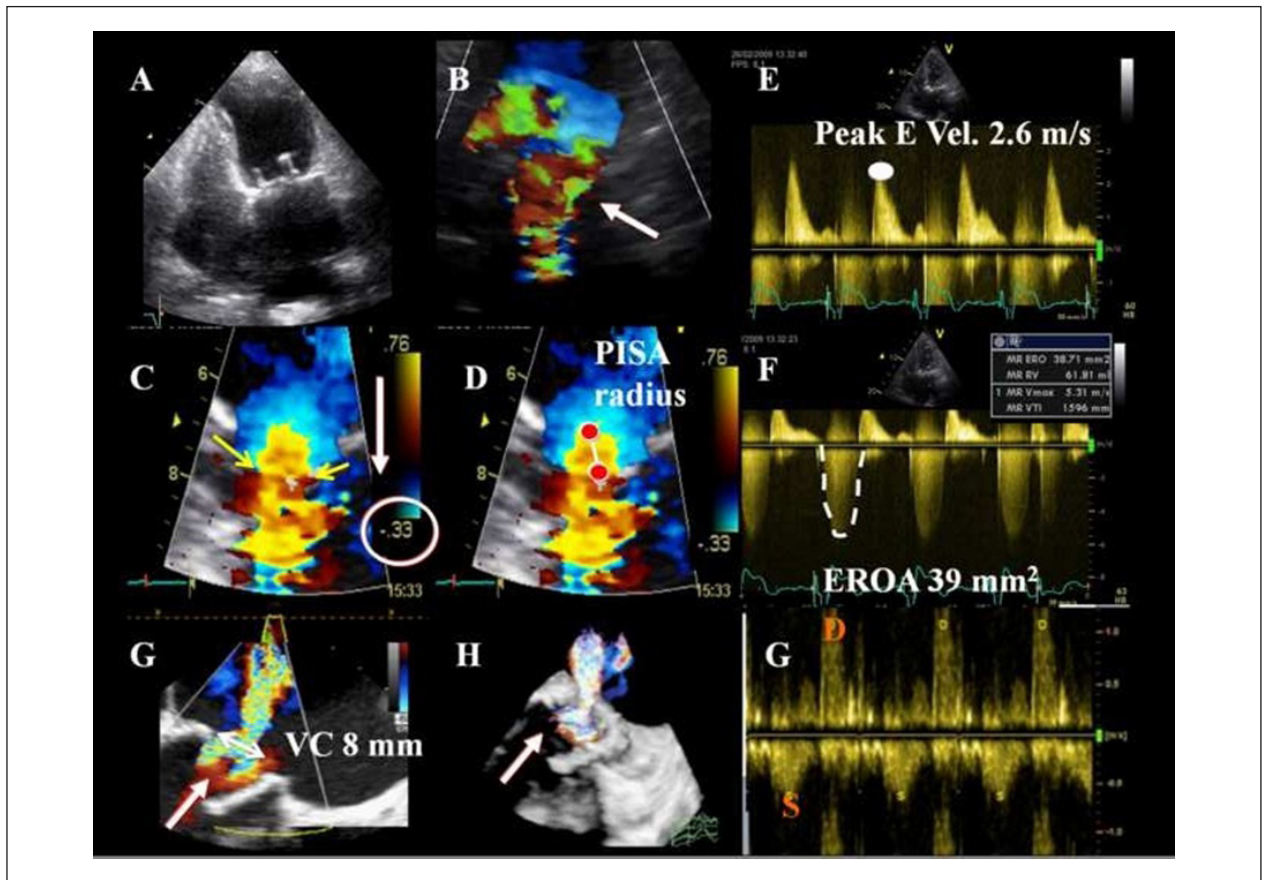
**Pontos-chave:** O Mismatch de prótese (PPM) deve ser distinguido da disfunção de PVC. A PPM é apresentada precocemente após cirurgia e em todos os ecocardiogramas subsequentes. O diagnóstico ecocardiográfico da formação de pannus é frequentemente um diagnóstico de exclusão, mas pode ser mais bem detectado por TC.

#### Acompanhamento e monitoramento

Pacientes que foram recentemente submetidos a substituição de prótese não devem ser considerados curados e requerem cuidados e, quando necessário, ser acompanhados com frequência.<sup>136</sup> De forma ideal, ecocardiograma transtorácico

pós-operatório detalhado deve ser realizado após 4-6 semanas da cirurgia, quando o ferimento no peito já estiver cicatrizado, quando o edema da parede do tórax estiver sanado e a função sistólica de VE estiver recuperada. No entanto, se os pacientes estiverem sendo transferidos para os cuidados em outro hospital e não puderem retornar, é possivelmente melhor que façam o estudo antes da alta hospitalar. É, então, não recomendado realizar “scans” de rotina em pacientes assintomáticos com funcionamento normal de próteses mecânicas ou até 5 (ESC) para 10 (ACC/AHA) anos após o implante para pacientes com próteses biológicas que funcionam normalmente.<sup>4,5</sup> No entanto, é sugerido que TTE de rotina deva ser realizado anualmente para: 1) Novos designs de próteses biológicas para os quais os dados de durabilidade não foram estabelecidos; 2) Pacientes com dilatação aórtica no momento da cirurgia; 3) Pacientes após substituição da prótese mitral (para verificar o desenvolvimento de regurgitação tricúspide (TR) e a função do VD. A análise ecocardiográfica também está indicada se os sintomas se desenvolverem ou no caso de sinais sugerindo alteração ou disfunção de prótese (por exemplo, espessamento de uma bioprótese, a qual pode representar um sinal precoce de disfunção da prótese estrutural). Quando a TTE/TOE é inconclusiva, abordagens com imagens adicionais (cinefluoroscopia, angio-TC, CMR) pode ser indicada.





**Figura 13 – Regurgitação intraprótese importante em prótese biológica em posição mitral (Imagem A).** Notar o jato anterógrado turbulento (Imagem B, seta branca) em razão do grande volume de sangue (fluxo anterógrado normal + volume regurgitante) passando através da prótese. Conseqüentemente, a velocidade de pico do fluxo diastólico precoce está aumentado ( $E = 2,6$  m/s) em relação ao aumento do fluxo (Imagem E). Com o Doppler colorido, e movendo a linha de base na direção do jato regurgitante, observa-se nítida zona de convergência do jato regurgitante, e vena contracta bem definida do jato regurgitante (Imagem C, setas amarelas). O raio do PISA (Imagem D, linha branca) pode ser medido e com o emprego do método do PISA, a área do orifício regurgitante (EROA) e o volume regurgitante (R Vol) podem ser calculados (Imagem F). Além disso, a análise do padrão de fluxo da veia pulmonar revela onda S sistólica reversa (Imagem G), indicativo de regurgitação importante. A mesma regurgitação a partir de abordagem transesofágica 2D e 3D (Imagens G e H).

### Abordagem de prótese específica

#### Prótese Aórtica

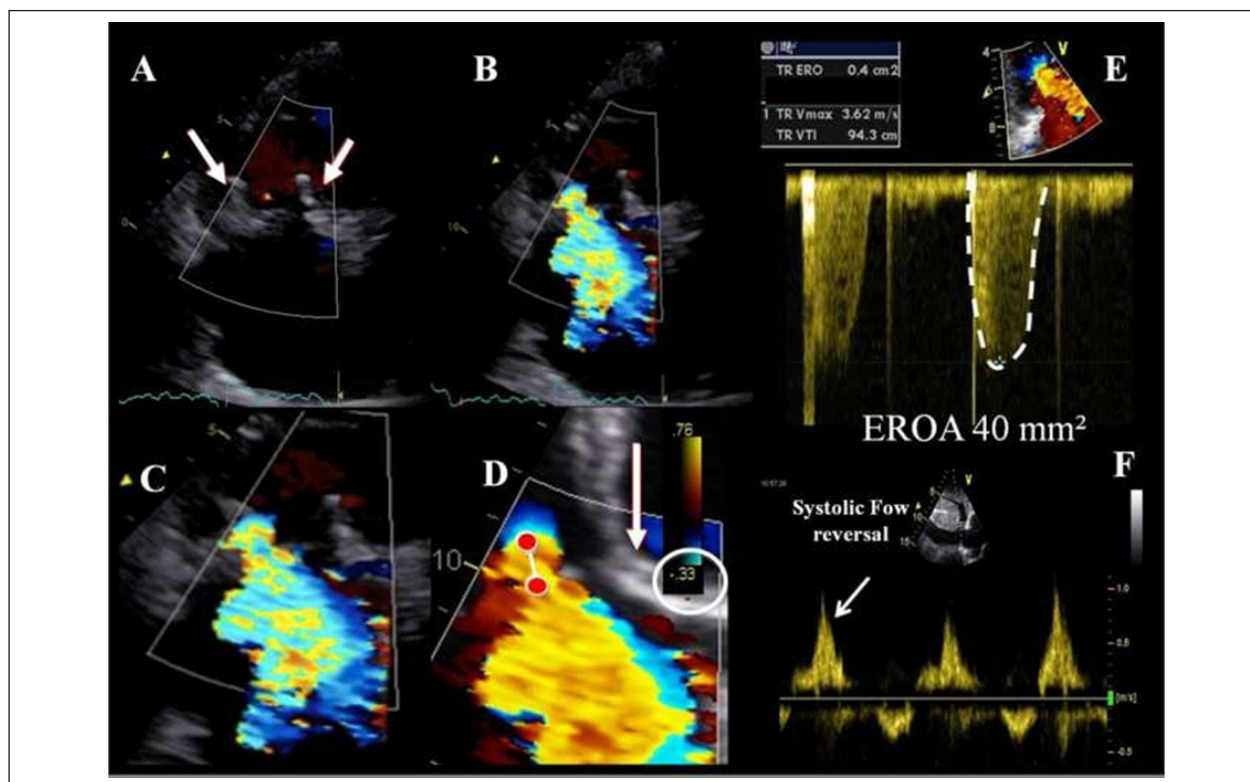
##### Análise basal e relatórios seriados

Diversos achados clínicos e de ecocardiografia Doppler devem ser reportados quando se analisa a função de PVC aórtica. (Tabelas 4 e 10)<sup>7,14</sup> Incluem: 1) medição da pressão sanguínea; 2) avaliação da morfologia e funcionamento da prótese; 3) estimativa de pressão e velocidade a partir do fluxo transprotético, DVI, AEO; 4) análise da importância da regurgitação (fisiológica /patológica/central/paraprotética), se presente; 5) avaliação de tamanho e funcionamento do VE; 6) estimativa da pressão pulmonar. A medição do valor da VSVE e janela acústica que proporciona maior velocidade de jato aórtico também devem ser documentadas. Valores devem ser comparados aos dados normais de Doppler disponível para cada subtipo e tamanho de prótese e a presença de PPM deve ser investigada. A necessidade, o

tipo, e a razão para outras abordagens de imagens exigidas durante acompanhamento devem ser mencionados. Quaisquer mudanças na morfologia e parâmetros de função da PVC aórtica devem ser documentadas.

##### Análise por imagens

Na medida do possível, devem ser adquiridas imagens de todos os segmentos da aorta em relação a PVC aórtica. Isso envolve imagens do anel suturado, folhetos, stents, o(s) ocluser(es) e áreas ao redor. A Ecocardiografia é exame de imagem de primeira linha, mas cinefluoroscopia, angio-TC ou CMR ocasional podem ser usados quando a ecocardiografia é inconclusiva.<sup>15,21, (41,50,64</sup> No TTE, todas as janelas acústicas padrão devem ser usadas. Imagens por Doppler colorido são usadas para confirmar a presença de fluxo anterógrado normal e para a análise e documentação dos jatos esperados,<sup>7,14</sup> bem como para descartar a presença de jatos patológicos transprotéticos ou paraprotéticos. A circunferência completa do anel de sutura da prótese deve ser analisada. O movimento dos folhetos ou ocluser é fotografado usando projeções paraesternal



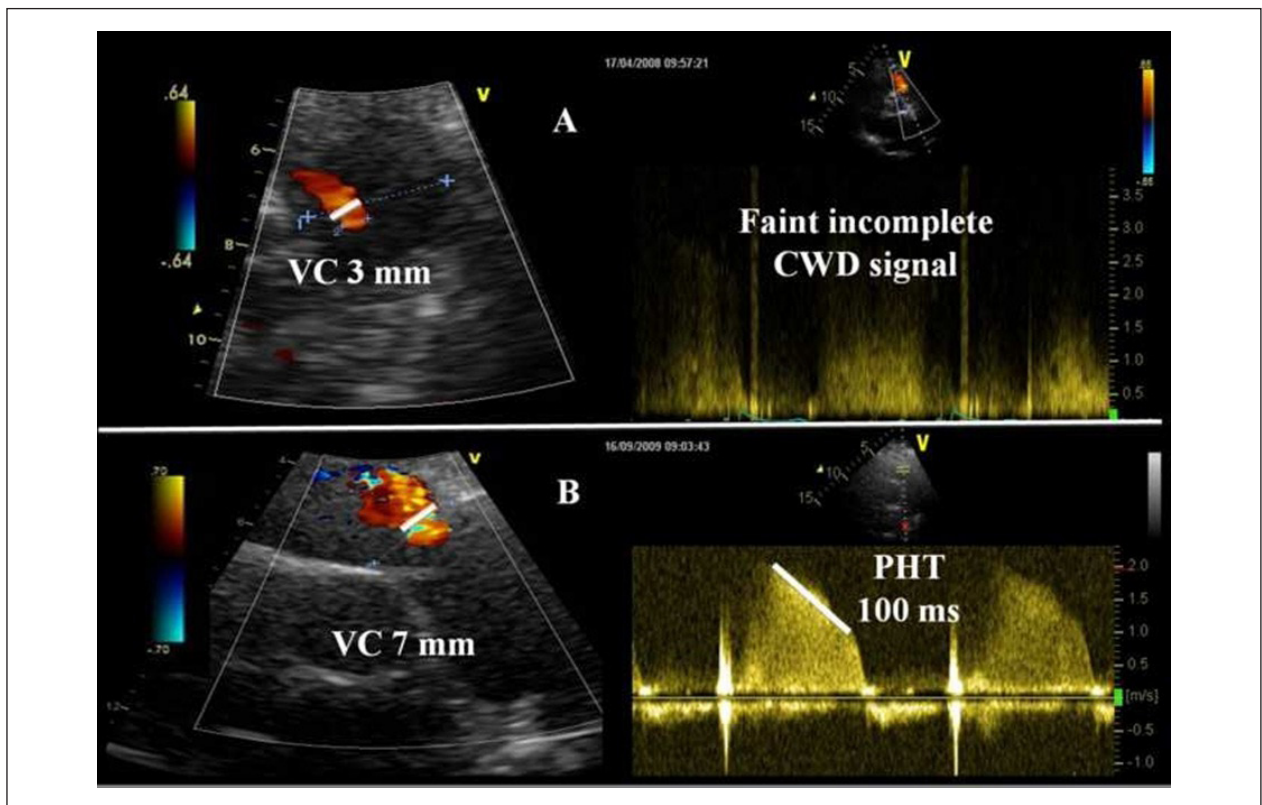
**Figura 14** – Avaliação ecocardiográfica de insuficiência importante em bioprótese em posição tricúspide (**Imagem A**). Com Doppler colorido, e modificando a linha de base em direção ao jato regurgitante, observa-se nítida zona de convergência do jato regurgitante, e vena contracta bem definida do jato regurgitante (**Imagens B, C e D**). O raio do PISA (**Imagem D**, linha branca) pode ser medido e com o emprego do método do PISA, a área do orifício regurgitante (EROA) e o volume regurgitante (R Vol) podem ser calculados (**Imagem E**). Além disso, a análise do padrão de fluxo da veia pulmonar demonstra onda S sistólica reversa (**Imagem F**), indicativo de regurgitação importante.

eixo longo e eixo curto e as projeções apical 3 e 5 câmaras. Os *stents* de próteses biológicas são muitas vezes bem observados com visualizações de eixo paraesternal eixo longo. A orientação cuidadosa do raio de ultrassom paralelo à direção da abertura do ocluser pode reduzir a sombra acústica através do plano de prótese e melhorar a visualização do ocluser. Isto é particularmente útil para as visualizações apicais. Importante, a origem dos fluxos em próteses (central vs. paraprotética) é mais bem observada na visualização de eixo curto paraesternal. Jatos regurgitantes paraprotéticos localizados posteriormente são, no entanto, habitualmente total ou parcialmente mal visualizados nas projeções paraesternais eixo curto ou longo, em razão da sombra acústica da prótese. Janelas apicais devem, assim, ser empregadas cuidadosamente para detectar e quantificar apropriadamente jatos posteriores. No TOE, a visualização de referência é à nível do esôfago médio, usualmente com rotação para aproximadamente 45° e 120° para obter melhor visualização da prótese, demonstrando o fechamento e abertura dos folhetos, e a ocorrência de insuficiência da prótese.<sup>15,137</sup> A visualização ao plano do eixo-longo (TTE e TOE) permite visualização da VSVE, o anel aórtico, os folhetos da prótese, os seios de Valsalva, a junção sino-tubular e os primeiros centímetros da aorta tubular. Visualizações do TOE transgástrico profundo à imagem de 0° são também usadas para avaliar a VSVE, as próteses e a parte proximal da aorta. Com TOE, os jatos regurgitantes anteriores podem não ser detectados ou subestimados em algumas

visualizações devido a presença de sombras acústicas. Os jatos localizados nos aspectos laterais e mediais das PVCs aórticas são frequentemente difíceis de visualizar nas visualizações TTE e TOE padrão, e é necessário obter planos de visualização fora do eixo/intermediários para investigar esses jatos. A Ecocardiografia 3D, especialmente durante TOE, é ideal para obter imagens completas da prótese aórtica, incluindo todo o anel de sutura e a extensão de qualquer insuficiência paraprotética. (Figura 16)<sup>22-24</sup>

### Função e morfologia da prótese

Disfunção, estenose e/ou regurgitação de PVC aórtica são geralmente associados com morfologia e/ou mobilidade anormal. As imagens podem identificar a etiologia da disfunção por mostrar a evidência de degeneração do folheto (espessamento > 3 mm, calcificação, mobilidade anormal) em biopróteses, oclusores/movimento de discos anormal em PVCs mecânicas, ou movimentação excessiva do anel de sutura. Se os folhetos estiverem espessados ou se o ocluser tiver uma abertura reduzida, então a prótese é propensa a estar obstruída. Por outro lado, se os folhetos e os oclusores forem finos e abertos normalmente, então a prótese está propensa a estar normal, dado que *pannus* pode ser excluído. As suturas ou fios de fibrina podem ser visíveis. Logo após o implante, hematoma e edema aórticos podem ser observados em próteses sem *stent*.



**Figura 15** – Exemplos de regurgitação pulmonar intraprotética moderada (*Imagem A*) e importante (*Imagem B*) após procedimento de Ross. Fluxo com Doppler colorido demonstra jato de regurgitação central intraprotética com largura estreita de vena contracta e Doppler com fluxo contínuo (CWD) demonstrando sinal fraco e incompleto no caso de regurgitação moderada (*Imagem A*), em oposição a largura maior de vena contracta e sinal intenso de CW, e tempo de decaimento de meia pressão (PHT) em caso de regurgitação importante (*Imagem B*).

## Obstrução adquirida de PVC aórtica

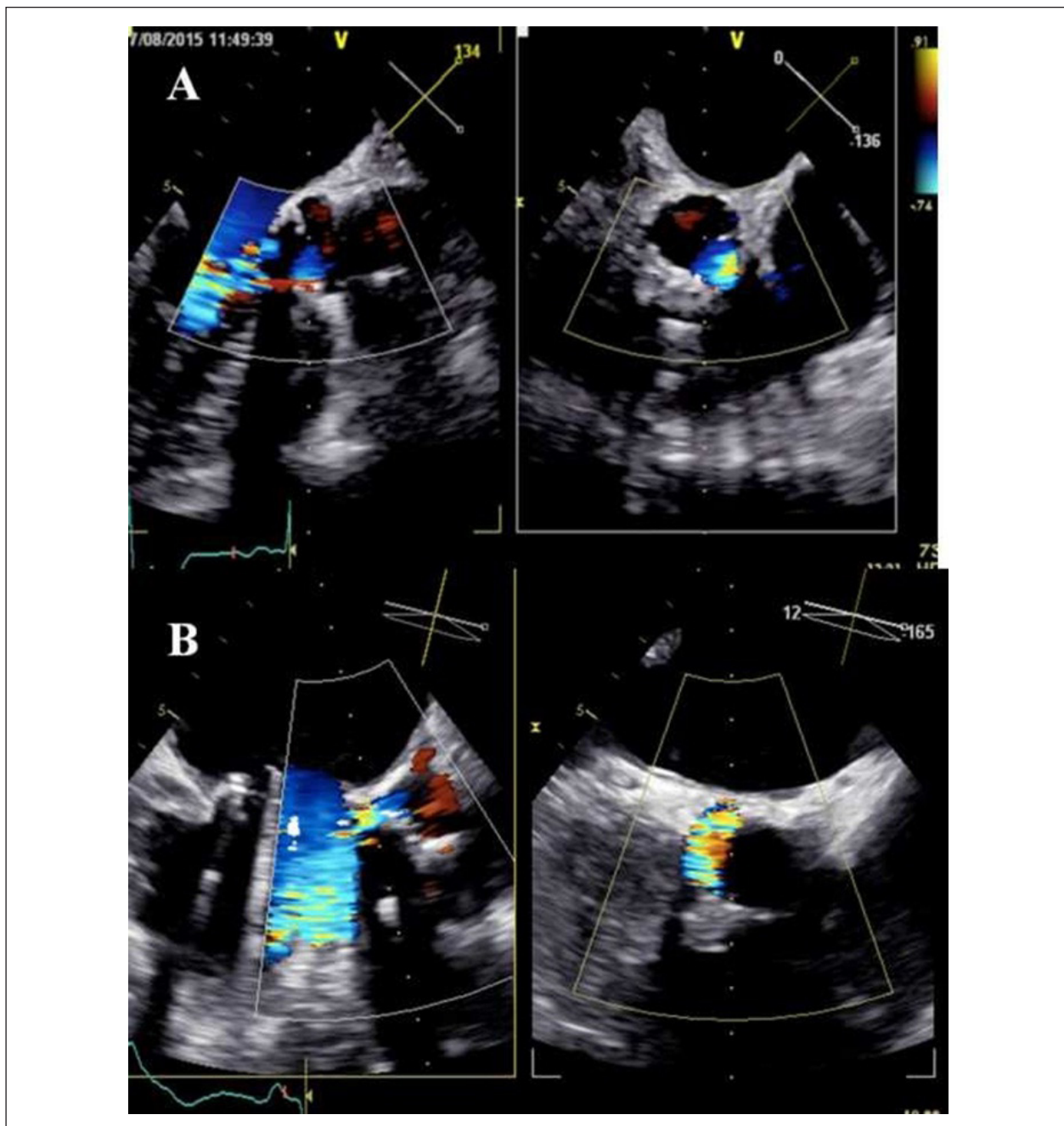
### Análise por Doppler

Análise por ecocardiografia Doppler (Doppler contínuo e pulsado) de PVCs aórticas pode ser efetuada a partir de janelas apicais e completadas pela análise das projeções paraesternal direita, supraesternal, e subcostal (para medir maiores velocidades). O sinal de Doppler contínuo da PVC aórtica normal usualmente mostra velocidade de pico  $> 2$  m/s que ocorre em sístole precoce com tempo de aceleração (TA) curto, por exemplo, o tempo de início do fluxo para a velocidade máxima (TA)  $< 80$  ms, com formato triangular.<sup>30,90,114</sup> Gradientes de obstrução aumentados estão associados com a média de gradientes transaórticos e picos de velocidades elevados que ocorrem tardiamente em sístole com TA mais longo. (Figura 19).

Gradientes e velocidades transaórticos são influenciados pelo tamanho da prótese, volume sistólico e a presença de PPM ou de qualquer obstrução. Por exemplo, a média de gradientes transaórticos aumentada pode ser observada em pequenas próteses e em pacientes com PPM moderado ou importante, enquanto que em pacientes com PVC aórtica com estenose de grau importante, os gradientes transaórticos podem ser apenas discretamente elevados se houver disfunção de VE importante concomitante (estado de baixo fluxo).

Para ultrapassar essas limitações, outros parâmetros baseados em Doppler têm sido propostos: o TA e a razão entre o TA e o tempo de ejeção (TE). Um TA  $> 100$  ms e uma razão  $> 0,37$  TA/TE sugerem a presença de estenose de PVC aórtica com boa precisão.<sup>30,114</sup> A vantagem desses parâmetros é que eles são independentes da angulação do feixe do ultrassom em relação à direção de fluxo. Por outro lado, a limitação desses parâmetros é que eles são influenciados pela função sistólica do VE e pelo estado cronotrópico. Estenose de PVC aórtica significativa é usualmente associada com velocidade de pico de fluxo transprotético aumentado, ou a evidência de gradiente médio alto durante a ecocardiografia de estresse ( $\geq 3$  m/s ou  $\geq 20$  mmHg).<sup>36,138</sup> Uma mudança de achados em relação a estudos prévios é outro parâmetro específico de estenose de PVC; um aumento no gradiente médio  $> 10$  mmHg ou um decréscimo de AEO  $> 25\%$  durante o acompanhamento sugere obstrução clinicamente significativa.

A medida da AEO e do DVI ( $VTI_{VSVE}/VTI_{PV}$ ) proporciona uma avaliação menos dependente do fluxo da obstrução da prótese aórtica.<sup>19</sup> O cálculo da AEO (volume sistólico/ $VTI_{PV}$ ) pela equação de continuidade exige estimativa precisa do volume sistólico, que depende do registro preciso do diâmetro e da velocidade da VSVE (ambos derivados do mesmo local anatômico), e da velocidade do jato transaórtico.<sup>14,25</sup> Entretanto, os valores estão para serem referendados em



**Figura 16** – Exemplos de regurgitação aórtica paraprotética (*Imagem A*, regurgitação discreta; *Imagem B* demonstração de regurgitação moderada a importante, conforme observado com ecocardiografia transesofágica multiplanar 3D).

relação aos dados normais de cada tipo e tamanho da prótese, uma AEO < 0,8 cm<sup>2</sup> e DVI < 0,25 levanta a suspeita de estenose de PVC aórtica significativa.

#### **Análise integrada**

A detecção ecocardiográfica e a graduação da obstrução de PVC aórtica inclui a integração de dados de imagens 2D/3D de próteses aórticas, assim como medidas Doppler qualitativas e quantitativas da importância da obstrução.

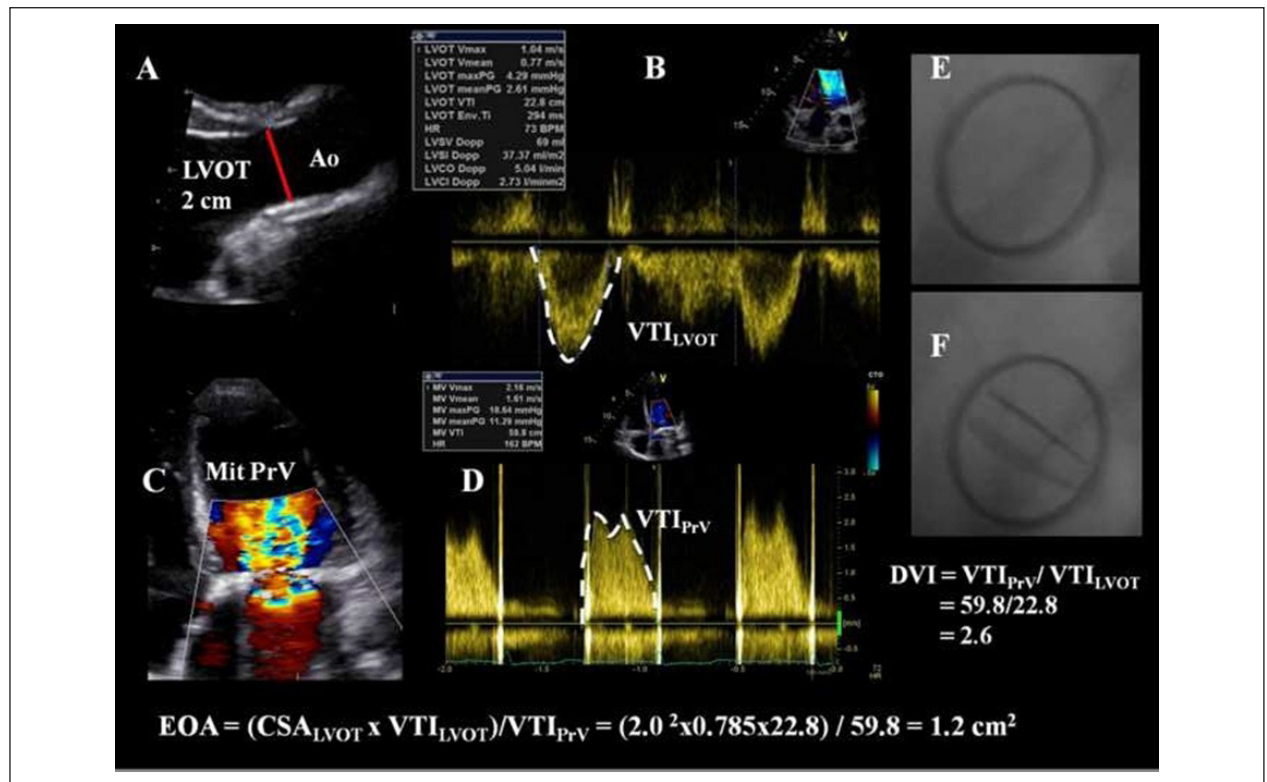
Outras modalidades de imagem também podem ser usadas para analisar o movimento, a estrutura e funcionamento protético. A interpretação dos dados deve ser realizada de acordo com a data do implante da prótese, características da prótese e as condições hemodinâmicas. A Tabela 13 lista os parâmetros de imagem usados para analisar o funcionamento de PVC aórtica. Quando todos os parâmetros são normais, a probabilidade de disfunção da prótese é muito baixa. Por outro lado, quando a maioria dos parâmetros é anormal, a possibilidade de certeza da obstrução de PVC aórtica aumenta.

**Tabela 12 – Critério de imagem para a identificação e quantificação de mismatch de prótese**

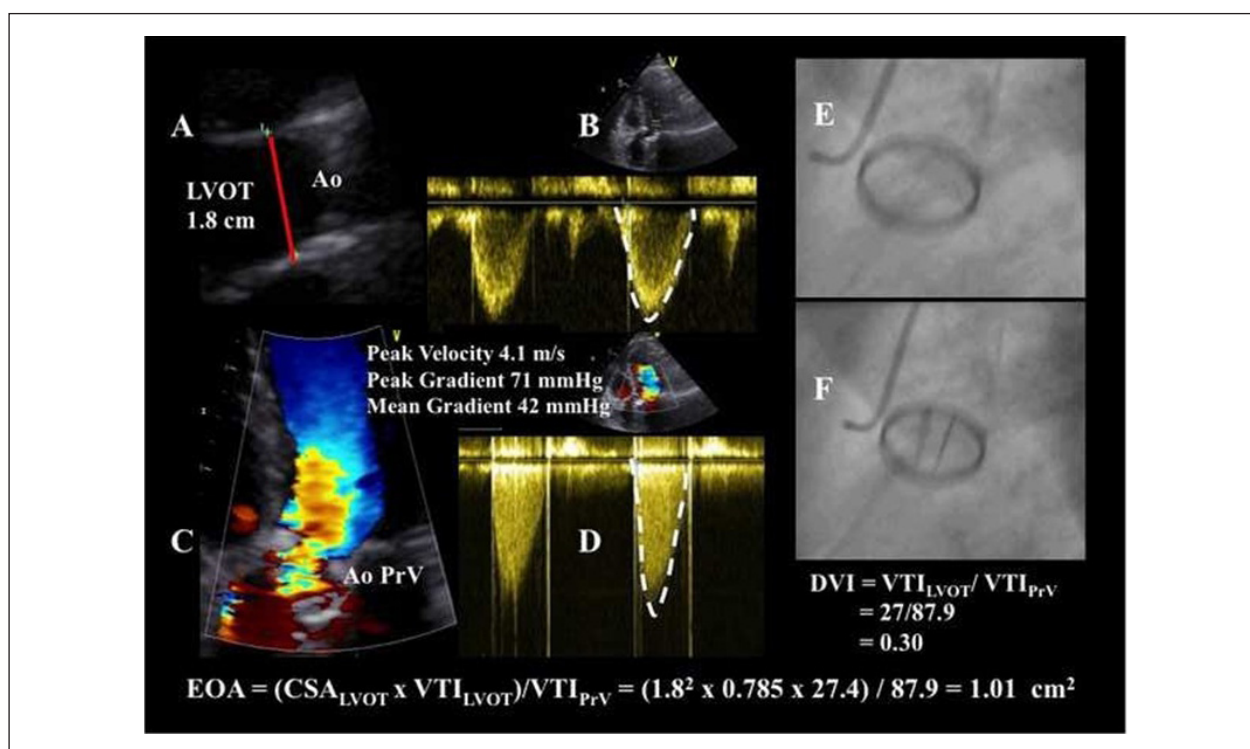
	Discreto ou não-clinicamente significativa	Moderado	Importante
<b>PRÓTESES PROTÉTICAS AÓRTICAS</b>			
<b>AEO indexada (projetada ou medida)</b>			
BMI < 30 kg/m <sup>2</sup>	> 0,85	0,85 – 0,66	≤ 0,65
BMI ≥ 30 kg/m <sup>2</sup>	> 0,70	0,70 – 0,56	≤ 0,55
AEO medida vs.valor de referência normal <sup>a</sup>	Referência ± 1SD	Referência ± 1SD	Referência ± 1SD
Diferença (AEO medida- AEO de referência (cm <sup>2</sup> ) <sup>a</sup>	< 0,35	< 0,35	< 0,35
Movimento e estrutura de prótese	Usualmente normal	Usualmente normal	Usualmente normal
<b>PRÓTESES PROTÉTICAS MITRAIS</b>			
<b>AEO indexada (projetada ou medida)</b>			
BMI < 30 kg/m <sup>2</sup>	>1,2	1,2 – 0,91	≤ 0,90
BMI ≥ 30 kg/m <sup>2</sup>	>1,0	1,0 – 0,76	≤ 0,75
AEO medida vs.valor de referência normal <sup>a</sup>	Referência ± 1SD	Referência ± 1SD	Referência ± 1SD
Diferença (AEO medida – AEO de referência (cm <sup>2</sup> ) <sup>a</sup>	< 0,35	< 0,35	< 0,35
Movimento e estrutura de prótese	Usualmente normal	Usualmente normal	Usualmente normal

<sup>a</sup> O critério proposto por esses parâmetros são válidos para volume próximo do normal ou volume sistólico normal (50–90 mL).

Veja Tabelas 7 e 8 para obter os valores de referência normais da área de orifício efetivo para os diferentes modelos e tamanhos de próteses. AEO: área de orifício efetivo; BMI: índice de massa corporal; SD: desvio padrão.



**Figura 17 – Exemplo de “mismatch” de prótese (PPM) em paciente com prótese mecânica em posição mitral. Existe um fluxo de aceleração anterógrada através da prótese, como observado com mapeamento de fluxo colorido (Imagem C). Os gradientes de pressão transpróticos estão altos (gradiente médio de pressão de 11 mmHg, Imagem D). Aplicando-se a equação de continuidade (Imagens A, B e D), conforme explicado na Figura 1, a área efetiva do orifício (EOA) da prótese é de 1,2 cm<sup>2</sup> (0,64 cm<sup>2</sup>/m<sup>2</sup>), o que, em associação ao alto gradiente de pressão e ao aumento do índice de velocidade Doppler (DVI), sugere tratar-se de obstrução na prótese ou PPM. No entanto, a cinefluoroscopia (Imagens E e F) demonstra ângulos normais de abertura e fechamento dos folhetos da prótese, confirmando a presença de PPM.**



**Figura 18** – Exemplo de "mismatch" de prótese (PPM) em paciente com prótese mecânica em posição aórtica. Existe um fluxo de aceleração anterograda através da prótese, como observado com mapeamento de fluxo colorido (Imagem C). O gradiente de pressão transprotético está alto (gradiente médio de pressão de 42 mmHg, Imagem D). Aplicando-se a equação de continuidade (Imagens A, B e D), conforme explicado na Figura 1, a área efetiva do orifício (EOA) desta prótese é de 1,01 cm<sup>2</sup> (0,52 cm<sup>2</sup>/m<sup>2</sup>), o que, em associação com o alto gradiente de pressão e baixo índice de velocidade Doppler (DVI), sugere tratar-se de obstrução da prótese ou de PPM. No entanto, a cinefluoroscopia (Imagens E e F) demonstra ângulos normais de abertura e fechamento dos folhetos da prótese, confirmando a presença de PPM.

### Diagnóstico diferencial de gradientes de pressão altos

Velocidade ou gradiente transprotético alto não é definitivo para o diagnóstico de obstrução de PVC e pode ser secundária a PPM, condições de fluxo alto (ex. período pós-operatório, anemia, sepse), insuficiência em prótese mitral, insuficiência em PVC aórtica, o fenômeno de recuperação rápida de pressão, erros técnicos ou alta velocidade de jato central em próteses mecânicas de duplo disco.<sup>7</sup> A dependência do fluxo de gradientes de pressão destaca a necessidade para abordagem progressiva incluindo estimativas da AEO e DVI. O algoritmo para interpretação dos gradientes altos é derivado de uma compilação de abordagens sugeridas anteriormente. (Figura 20)<sup>7,14,105,125,139</sup> Após ter excluído possíveis erros técnicos, o primeiro passo é comparar a AEO com a referência de valor normal da AEO para o tipo e tamanho da prótese implantada. Se a AEO é menor do que o valor de referência normal, e especialmente quando existe uma redução na AEO e DVI ou um aumento no gradiente médio em estudos seriados, a presença de movimento anormal da prótese no contexto de um  $DVI < 0,25$  e  $TA/TE > 0,37$  sugere obstrução de prótese. Se a medida da AEO é próxima ao valor de referência normal, pode-se então calcular a AEO indexada (AEO/BSA) usando a AEO medida ou alternativamente o valor de referência normal de AEO para a prótese implantada (e.x. AEO indexada projetada). Se o resultado é  $< 0,85 \text{ cm}^2/\text{m}^2$ , pode-se então depreender que PPM está presente e, que, dependendo do grau de importância, pode ser parcialmente ou totalmente

responsável pelo gradiente alto. Nesse contexto, é importante manter em mente que ambos os fenômenos, ex. PPM, e disfunção intrínseca, podem coexistir. De nota, o PPM está presente precocemente após a cirurgia e em todos os ecocardiogramas subsequentes, então mudanças adicionais em gradientes de pressão frequentemente falam a favor de disfunção intrínseca adicional.

### Regurgitação Aórtica Patológica

#### Avaliação por Doppler colorido

Com a aplicação do estudo Doppler colorido, o jato regurgitante no interior do VE durante a diástole pode ser visualizado por múltiplas projeções. Estudos iniciais que definiam a importância da insuficiência protética focavam na caracterização do jato de fluxo colorido.<sup>14,20</sup> Métodos que medem a área ou comprimento do jato têm limitações devido a variações hemodinâmicas, variações de instrumentação, características de câmara de entrada, excentricidade do jato (jatos excêntricos direcionados para as paredes da câmara), e variabilidade na análise dos dados.<sup>140</sup> A área e o comprimento do jato colorido, que são fracamente correlacionadas ao grau de insuficiência aórtica protética, não são, desta forma, recomendados para quantificar a insuficiência aórtica protética.<sup>20</sup> As razões de diâmetro do jato regurgitante/VSVE na visualização em eixo longo paraesternal e razão da área do

Tabela 13 – Gradação da obstrução de prótese aórtica

	Normal	Possível obstrução	Obstrução significativa
<b>Qualitativa</b>			
Estrutura e movimento de prótese	Normal	Frequentemente anormal <sup>a</sup>	Anormal <sup>a</sup>
Envelope do fluxo transprotético ao Doppler espectral <sup>b</sup>	Pico triangular, precoce	Triangular a intermediário	Completo, simétrica
<b>Semi-quantitativa</b>			
Tempo de aceleração (ms) <sup>b</sup>	< 80	80 – 100	> 100
Tempo de aceleração / Tempo de ejeção VE	< 0,32	0,32 – 0,37	> 0,37
<b>Quantitativa</b>			
<b>Fluxo-dependente</b>			
Velocidade de pico (m/s) <sup>c,d</sup>	< 3	3 – 4	≥ 4
Gradiente médio (mmHg) <sup>c,d</sup>	< 20	20 – 35	≥ 35
Aumento no gradiente médio durante eco de estresse	< 10	10 – 20	> 20
Aumento no gradiente médio durante acompanhamento	< 5	5 – 9	≥ 10
<b>Fluxo-independente</b>			
Área efetiva de orifício (cm <sup>2</sup> ) <sup>c,e</sup>	> 1,1	0,8 – 1,1	< 0,8
Medida AEO vs. valor normal de referência <sup>c</sup>	Referência ± 1SD	< Referência - 1SD	< Referência - 2SD
Diferença (medida AEO – AEO de referência) (cm <sup>2</sup> ) <sup>c</sup>	< 0,25	0,25 – 0,35	> 0,35
<b>Índice de velocidade Doppler<sup>c,e</sup></b>	≥ 0,35	0,25 – 0,35	< 0,25

Consultar Tabela 7 para valores normais de referência para a área efetiva do orifício para os diferentes modelos e tamanhos de próteses valvares.

SD: desvio padrão. <sup>a</sup> Próteses mecânicas anormais: oclisor imóvel ou com mobilidade restrita, trombo ou pannus; próteses biológicas anormais: espessamento/calcificação do folheto, trombo ou pannus. <sup>b</sup> Esses parâmetros são afetados pela função VE e frequência cardíaca. <sup>c</sup> Os critérios propostos para esses parâmetros são válidos para volume sistólico normal (50 – 90 mL) ou próximo ao normal e taxa de fluxo 200 – 300 mL/s. <sup>d</sup> Esses parâmetros são mais afetados por estados de baixo e alto débito incluindo baixo débito ventricular esquerdo e regurgitação aórtica concomitante. <sup>e</sup> Esse parâmetro é dependente do tamanho da via de saída do VE.

jato/VSVE na visualização em eixo curto paraesternal abaixo da prótese, podem ser usadas para estimar a importância da regurgitação central (Figura 11). A razão do diâmetro do jato/VSVE > 65% sugere regurgitação importante.<sup>141</sup> No entanto, usando essa abordagem, a importância da regurgitação pode ser superestimada no caso de jatos de forma excêntrica ou crescente, e subestimadas no caso de jatos justapostos à parede da VSVE.

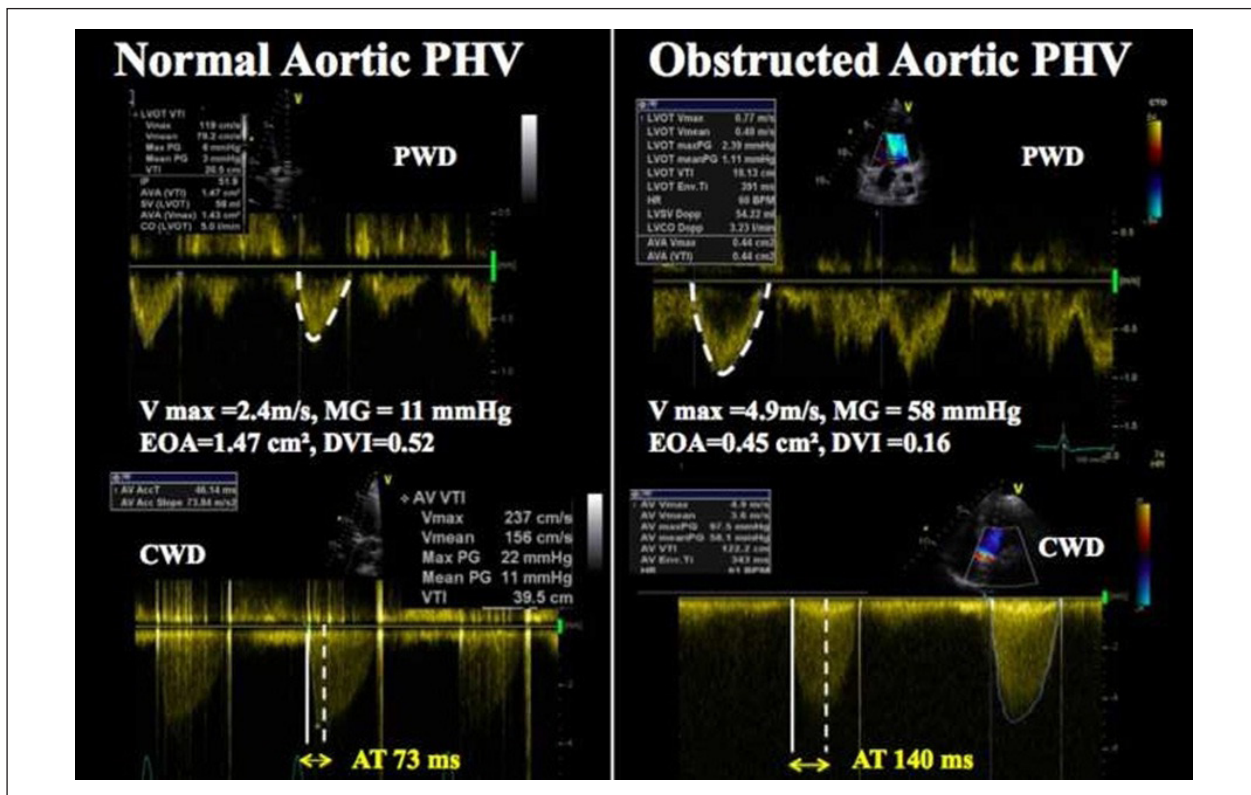
Para a avaliação semi-quantitativa de insuficiência aórtica paraprotética, imagens cuidadosas do estreitamento do jato em uma visualização de eixo curto, no nível do anel de sutura, são necessárias para definir precisamente a extensão de circunferência, a qual pode ser expressa como a porcentagem do total da circunferência do anel de sutura (< 10% = discreta; 10% a 29% = moderada; ≥ 30% importante). (Figura 16)<sup>14,125,142</sup> Este método é, no entanto, limitado pela direção excêntrica e forma irregular da insuficiência. O balanço da prótese é usualmente associado com > 40% de deiscência da mesma, e, assim, com a ocorrência de regurgitação importante.<sup>143</sup> A largura dos jatos paraprotéticos também é útil para analisar a importância da insuficiência.

Devido a sombra acústica ocasionada pelo anel ou stent da prótese, a largura da “vena contracta” pode ser difícil de medir corretamente na visualização de eixo longo e é imprecisa no caso de jatos múltiplos, orifícios de formato irregular, ou extensão radial de jatos paraprotéticos.<sup>64</sup> Quando possível, a

medida da largura da “vena contracta” é útil para distinguir a insuficiência aórtica discreta da importante. Usando o limite Nyquist de 50 – 60 cm/s, uma largura de “vena contracta” menor do que 3 mm se correlaciona com insuficiência aórtica discreta, enquanto uma largura > 6 mm indica insuficiência aórtica importante.

Análises quantitativas baseadas na análise do PISA são geralmente difíceis de aplicar a próteses aórticas mecânicas.<sup>144,145</sup> Quando aplicável, especialmente em biopróteses com regurgitação central, imagens da zona de convergência do fluxo são usualmente obtidas nas projeções apical 3 e 5 câmaras. A mensuração do PISA é feita na diástole usando a primeira concha de identificação.<sup>20</sup> R Vol e EROA são obtidos empregando-se fórmulas padrão. Uma EROA ≥ 30 mm<sup>2</sup> ou um R Vol ≥ 60 ml indicam insuficiência aórtica transprotética em grau importante.

Parâmetros de Doppler espectral são úteis para analisar insuficiência aórtica em próteses porque são menos sensíveis à posição da prótese, à sombra acústica, e a artefatos associados. O fluxo com Doppler contínuo do jato de insuficiência aórtica é melhor obtido na projeção apical 5 câmaras. Deve-se fazer o possível para obter o ângulo correto do Doppler de forma a minimizar erros relacionados ao desalinhamento do feixe de ultrassom. Para jatos excêntricos, sinais melhores podem ser obtidos pela projeção paraesternal direita. O tempo de decaimento de meia pressão (PHT) do jato regurgitante



**Figura 19** – Obstrução de prótese em posição aórtica. Demonstração dos perfis hemodinâmicos de prótese em posição aórtica normofuncionante (Imagem à esquerda) versus prótese com obstrução (Imagem à direita). A prótese normofuncionante demonstra baixa velocidade de pico de fluxo, gradientes de pressão baixos, grande área do orifício efetivo (EOA), e tempo de aceleração curto (tempo do início do fluxo aórtico até a velocidade de pico do fluxo, AT < 100 ms), enquanto que a prótese com obstrução demonstra gradiente médio de pressão alto, alta velocidade de pico, pequena EOA e AT aumentado (AT > 100 ms).

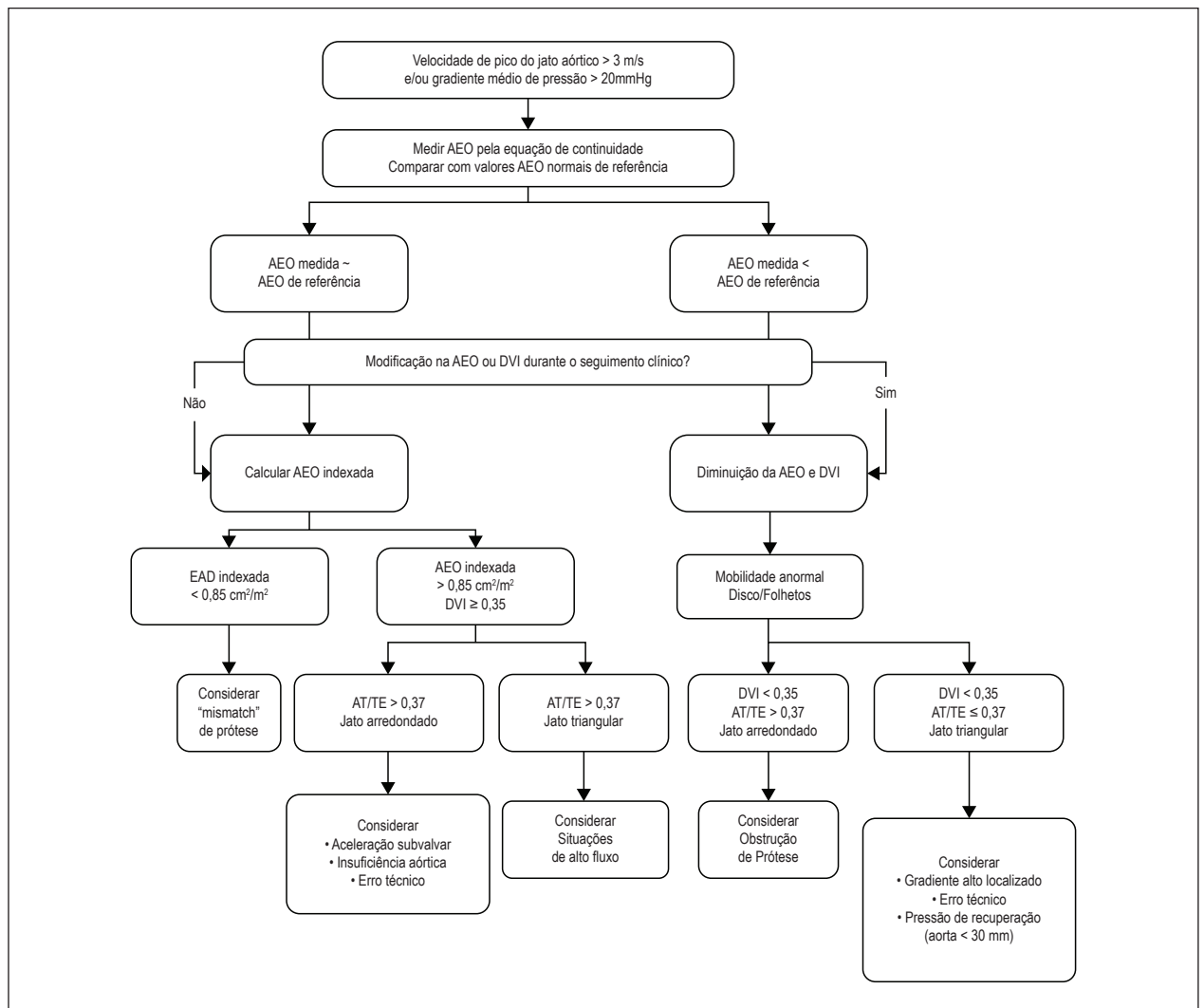
com o Doppler contínuo é útil quando o valor é < 200 ms, sugerindo insuficiência aórtica importante, ou > 500 ms, consistente com insuficiência discreta. No entanto, valores intermediários para tempo de decaimento de meia pressão (200-500 ms) são menos específicos para a quantificação da insuficiência aórtica protética, porque são influenciados por outras variáveis como a frequência cardíaca, pressões de VE, e cronicidade da insuficiência aórtica (ex. na insuficiência aórtica aguda, o PHT é geralmente curto, independentemente da importância da insuficiência aórtica).<sup>146,147</sup> Para imagens de fluxo reverso diastólico na aorta descendente, 1) o volume amostral é posicionado distalmente à origem da artéria subclávia esquerda; 2) a onda de pulso Doppler é alinhada juntamente ao maior eixo da aorta; 3) o filtro de Doppler é reduzido para sua configuração mais baixa para permitir a detecção de velocidades baixas (< 10 cm/s) e a magnitude da escala de velocidade é definida para 60 – 80 cm/s para medidas mais precisas de velocidade de fluxo telediastólico. Com graus mais discretos de regurgitação, existe uma discreta reversão de fluxo limitado à protodiástole. À medida que o grau de regurgitação aumenta, a duração e velocidade de reversão do fluxo durante a diástole aumenta. A presença de fluxos holodiastólicos reversos na aorta torácica descendente é indicativo de, no mínimo, insuficiência aórtica moderada; insuficiência aórtica importante é suspeita quando a

velocidade de fluxo telediastólico é > 20 cm/s.<sup>148</sup> A principal limitação desse parâmetro é que é altamente influenciado pela complacência da aorta e do VE. Pacientes mais velhos com aorta rígida têm reversão do fluxo holodiastólico com IAO mínima ou discreta.

O volume regurgitante pode ser estimado como a diferença entre o volume sistólico na VSVE (ou total derivado 2D/3D do volume sistólico de VE) e o fluxo no anel mitral ou na via de saída do ventrículo direito (VSVD). Este método não pode ser usado se existe regurgitação concomitante mitral ou pulmonar em grau maior do que discreto. Esta abordagem consome tempo e é associada com diversas dificuldades, a mais importante sendo a medida precisa do anel mitral ou diâmetro da VSVD. Em geral, a fração de regurgitação (RVol dividida pelo volume sistólico VSVE) maior do que 50% indica insuficiência aórtica protética importante.<sup>16,20</sup>

O impacto da insuficiência aórtica protética no VE depende da cronicidade e importância da regurgitação, assim como da ocorrência de qualquer disfunção pré-existente no VE. Na ausência de outras condições, a dilatação do VE é sensível para a demonstração de insuficiência aórtica crônica significativa, enquanto que VE de tamanho normal quase que exclui insuficiência aórtica crônica importante. Em contrapartida, a dilatação de VE pode estar ausente em insuficiência aórtica importante aguda.<sup>16,20</sup>





**Figura 20 – Algoritmo para análise de gradiente transprotético aórtico alto.** Ao: aorta ascendente; AT/ET: razão entre tempo de aceleração/tempo de ejeção; DVI: índice de velocidade Doppler; AEO: área do orifício efetivo; PPM: "mismatch" de prótese.

\* Somente para próteses de 2 folhetos, PVC aórtica pequena (19 – 21 mm). \*\* Recalcular AEO empregando o volume sistólico em via de saída do ventrículo direito. # Se o movimento do folheto/disco está não bem definido com a ecocardiografia transtorácica, considerar cinefluoroscopia ou tomografia computadorizada cardíaca. ## Considerar a superestimação do diâmetro da via de saída do ventrículo esquerdo e/ou do VTI da via de saída do ventrículo esquerdo.

### Análise integrada

A análise ecocardiográfica de insuficiência aórtica protética inclui a integração de dados de imagens 2D/3D da raiz aórtica, da prótese aórtica, e do ventrículo, assim como as medidas Doppler para a quantificação da importância da regurgitação (Tabela 14). Deve-se fazer o possível para quantificar o grau da importância da regurgitação, exceto na presença de insuficiência aórtica protética discreta ou mínima. A medida da largura da "vena contracta" e o cálculo do EROA, RVol e fração regurgitante são recomendados, quando possível. Os parâmetros adjuntos ajudam a consolidar a importância da insuficiência aórtica e devem ser amplamente usados particularmente quando há discordância entre o grau determinado de insuficiência aórtica e o contexto clínico.

Estes parâmetros devem ser interpretados de acordo com a cronicidade da insuficiência aórtica protética e o remodelamento do VE. Em caso de resultados discrepantes persistentes e após a eliminação de erros técnicos, ou quando a ecocardiografia é inconclusiva, outras modalidades de imagens podem ser usadas em centros experientes.

### Prótese Mitral

#### Análise basal e seriada

Quanto à PVC mitral, o relatório ecocardiográfico deve ser abrangente (Tabelas 4 e 10), incluindo a documentação de, 1) o tipo e tamanho da prótese, 2) pressão arterial, 3) morfologia

**Tabela 14 – Classificação da importância da insuficiência aórtica protética**

	Discreto	Moderado	Importante
<b>Qualitativa</b>			
Estrutura e movimento da prótese	Normal usualmente	Usualmente anormal <sup>a</sup>	Usualmente anormal <sup>a</sup>
Largura do jato de fluxo colorido de insuficiência aórtica <sup>b</sup>	Pequeno	Intermediário	Grande (> 65% do diâmetro VSVE)
Sinal em Doppler contínuo do jato da insuficiência aórtica	Incompleto ou discreto	Denso	Denso
Reversão do fluxo diastólico na aorta descendente	Breve, reversão do fluxo protodiastólico	Intermediário	Reversão do fluxo holodiastólico (velocidade telediastólica > 20 cm/s)
<b>Semi-quantitativa</b>			
PHT (ms) <sup>c</sup>	> 500	200 – 500	< 200
Extensão circunferencial da regurgitação paraprotética (%) <sup>d</sup>	< 10	10 – 29	≥ 30
Largura de VC (mm)	< 3	3 – 6	> 6
<b>Quantitativa</b>			
EROA (mm <sup>2</sup> )	< 10	10 – 29	≥ 30
RVol (mL) <sup>e</sup>	< 30	30 – 59	≥ 60
Fração regurgitante (%) + tamanho do VE <sup>f</sup>	< 30	30 – 50	> 50

<sup>a</sup> Próteses mecânicas anormais: oclisor imóvel, deiscência ou balanço (regurgitação paraprotética); próteses biológicas anormais: espessamento/calcificação dos folhetos ou prolapso, deiscência ou balanço (regurgitação paraprotética). <sup>b</sup> Parâmetro aplicável para jatos centrais e menos preciso em jatos excêntricos. <sup>c</sup> Este parâmetro é influenciado pelo relaxamento e função ventricular esquerda. <sup>d</sup> Aplica-se apenas para regurgitação paraprotética. <sup>e</sup> Pode ser estimada pela diferença do volume sistólico em VSVE menos o volume sistólico na saída de saída do VD (na ausência de regurgitação pulmonar maior que discreta) ou no anel mitral (na ausência de regurgitação mitral maior que discreta) da via de saída do ventrículo esquerdo. <sup>f</sup> Aplica-se para regurgitação aórtica protética crônica, pós-operatória, tardia, na ausência de outras etiologias.

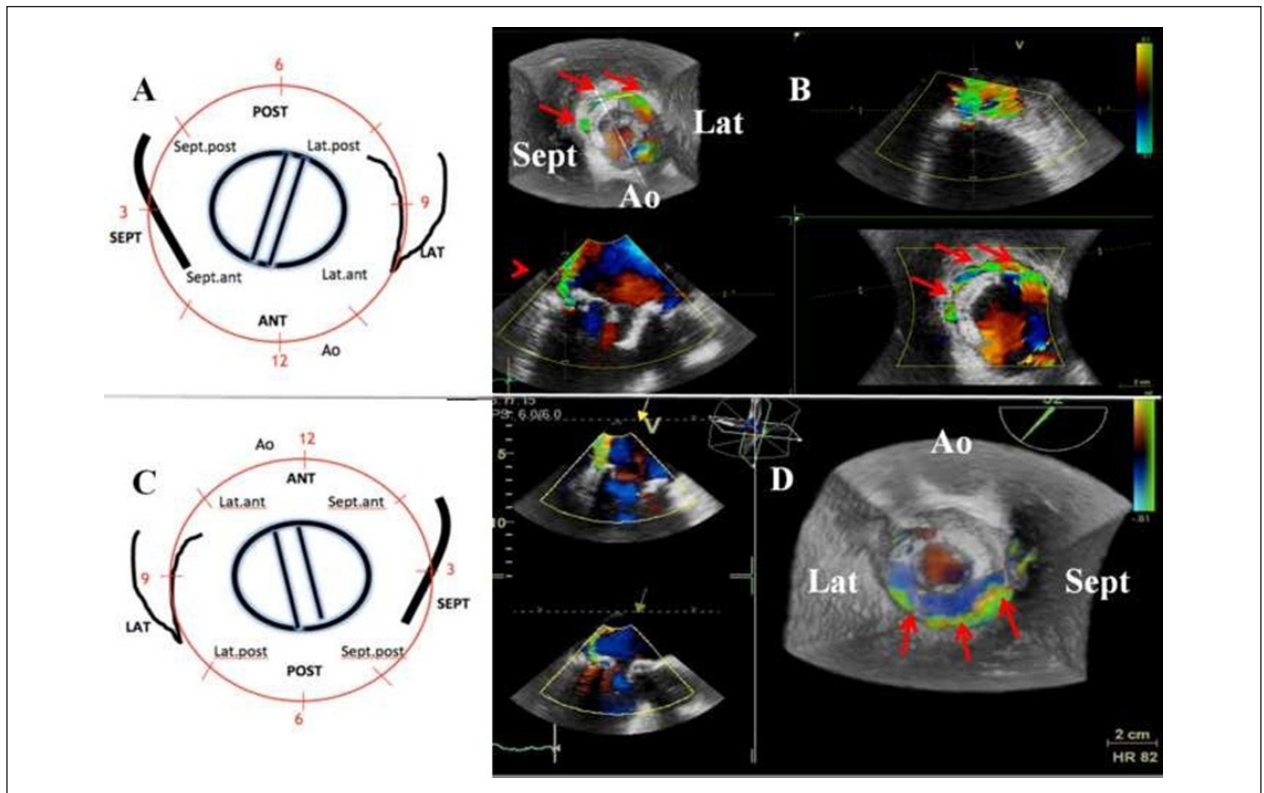
EROA: área efetiva do orifício regurgitante efetivo; RVol: volume regurgitante; PHT: tempo de decaimento de meia pressão; VC: vena contracta.

e funcionamento da prótese (incluindo a medida de ângulo de fechamento para a prótese mecânica de duplo folheto, quando possível), 4) gradientes de pressão e velocidades de fluxo protéticos (PHT, DVI, AEO), 5) a frequência cardíaca na qual os gradientes são medidos, 6) presença de regurgitação (localização, importância), 7) tamanho e funcionamento de VE, 8) tamanho AE, 9) pressão pulmonar.<sup>7,14</sup> A AEO calculada deve ser comparada a valores de referência para tipo de prótese. A presença de qualquer PPM deve ser relatada. O tipo e razão para o uso de outras abordagens de imagens estão para ser reconhecidos. Quaisquer mudanças nas características PVC mitrais devem ser documentadas.

### Análise por imagens

Todos os componentes de PVC mitral devem ser avaliados (anel de sutura, folhetos, oclisor(es), áreas ao redor). O TTE é o exame de imagem de primeira linha, enquanto o TOE é recomendado em caso de suspeita ou confirmação de disfunção.<sup>15,21,27,29,137</sup> A cinefluoroscopia, angio-TC ou CMR podem ser usados como ferramentas complementares, se necessário.<sup>40,43,65</sup> No TTE, visualizações de eixo paraesternal longo ou curto, e todas as visualizações apicais com angulação múltipla e cortes fora do eixo são necessários para visualizar todo o anel de sutura, o aparato subvalvar mitral, e o movimento do folheto/oclisor(es). Os stents de prótese biológica são frequentemente bem vistos na projeção apical

4 câmaras. O estudo Doppler colorido é utilizado para demonstrar o fluxo normal, os jatos transprotéticos esperados, e quando presente, a regurgitação patológica. Efeitos de sombra acústica acústica podem resultar em incapacidade de obter imagens adequadas do lado atrial das PVCs mitrais, particularmente em próteses mecânicas. (Figura 5, Painel A e B)<sup>88,89</sup> A visualização pode ser melhorada quando o feixe do ultrassom é orientado de forma paralela à direção da abertura do oclisor. A visualização subcostal pode ser útil para a detecção de jatos paraprotéticos. O TOE é frequentemente superior ao TTE em detectar e determinar a localização do mecanismo da insuficiência mitral protética.<sup>149-151</sup> O TOE proporciona uma melhor visualização do jato regurgitante no AE, mas a sombra acústica limita a visualização do VE (Figura 5, Painel C e D). Os jatos regurgitantes são mais bem visualizados na projeção esofágica inferior, com rotação da sonda para a visualização das câmaras, a partir de anteflexão e retroflexão. Se apropriadamente alinhado no centro do setor, a visualização do eixo transgástrico transversal curto é útil para obter imagens da circunferência completa da prótese/anel de sutura. A visualização de eixo longo (TTE/TOE) é utilizada para medir a VSVE (veja acima), enquanto a visualização de eixo curto permite determinar a extensão da circunferência de qualquer insuficiência paraprotética. A ecocardiografia 3D, especialmente durante TOE, é ideal para visualizar a prótese mitral completa, todo o anel de sutura e a extensão da regurgitação paraprotética (Figura 21).



**Figura 21** – “Leak” paraprotético devido a deiscência de prótese. Deiscência em formato de fenda em bioprótese em posição mitral a partir de abordagem transesofágica, com fluxo Doppler colorido em 3D demonstrando a presença de regurgitação paraprotética posterior importante e envolvendo >25% da circunferência da prótese, do septo anterior até a parede posterior do átrio esquerdo (LA) (Imagens B e D). A representação esquemática da orientação da prótese, de acordo com perspectiva 3D a partir do átrio esquerdo (Imagens A e C, após reorientação superior da aorta).

### Morfologia e função da prótese

As imagens podem determinar a etiologia da obstrução ou regurgitação da prótese, ao mostrar evidências de degeneração de folheto (espessamento, calcificação, mobilidade anormal) da bioprótese, movimento de balanço do anel de sutura ou movimento ocluser anormal em PVCs mecânicas. Os elementos móveis em próteses mecânicas devem abrir rápida e completamente e a abertura reduzida é um sinal confiável de obstrução, desde que a contratilidade do VE seja boa. Em próteses normais de duplo disco, pode existir uma discreta oscilação dos folhetos durante a diástole e pequena assimetria temporal de fechamento. A deiscência de prótese mitral ocorre principalmente na região posterior ou lateral e é muito raramente localizada anteriormente. A orientação anatômica dos oclusores deve normalmente mimetizar a abertura da prótese nativa; isto preserva o padrão do influxo e os vórtices intraventriculares de fluxo, que são importantes para enchimento do VE. Isto é de particular importância para próteses de discos únicos inclinados, onde o maior orifício direciona o fluxo anteriormente. Em biopróteses, os folhetos devem ser finos e completamente móveis, sem prolapso. Folhetos muito calcificados (Figura 22) e com movimento ocluser reduzido são sinais mais confiáveis de obstrução. Em uma prótese mecânica de duplo disco, a obstrução parcial pode ser evidente quando um folheto se move claramente menos

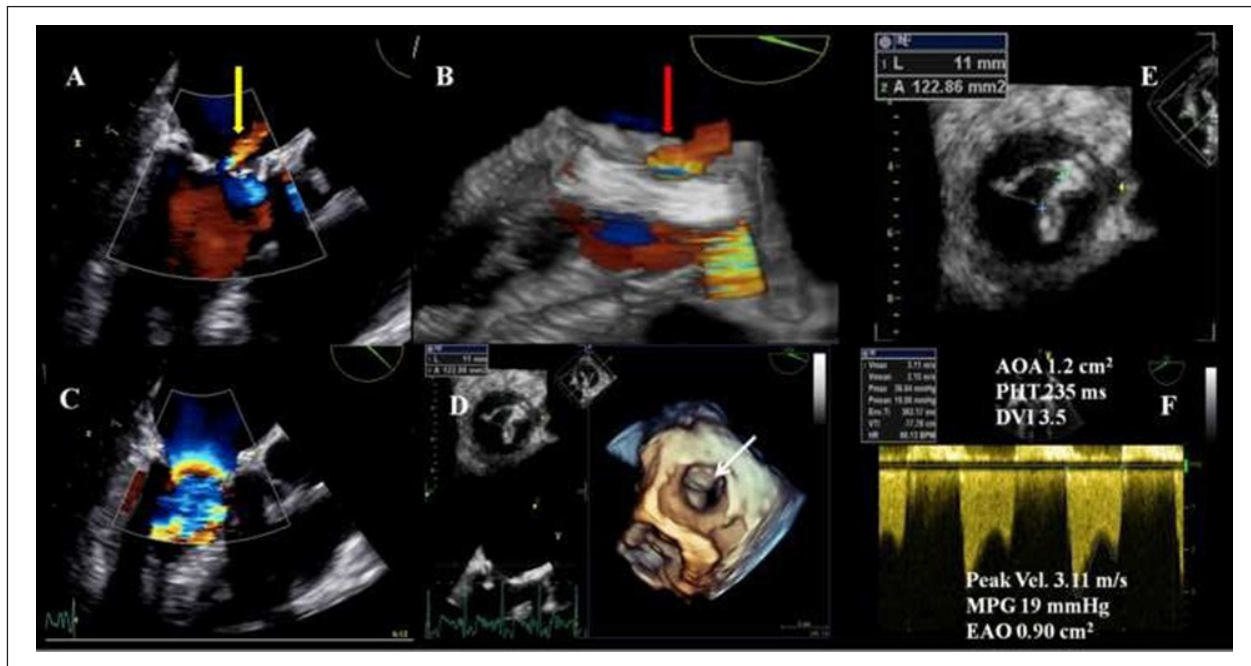
do que o outro. Se não for possível obter a imagem do ocluser, pode-se suspeitar de obstrução quando existir falha no preenchimento do mapa colorido de fluxos observado ao Doppler colorido. Em biopróteses, o jato pode ser estreito em nível de folhetos imóveis, mas pode expandir-se rapidamente para preencher o orifício em direção das pontas dos stents. A disfunção sistólica aguda do VE pode também ocasionar abertura reduzida de prótese, mas isto será associado com o sinal de fluxo fino, de baixa velocidade em imagens coloridas.

### Obstrução adquirida de PVC Mitral

#### Análise Doppler

A análise por ecocardiografia Doppler (Doppler contínuo e pulsado) de PVCs em posição mitral é obtida a partir das projeções apicais com TTE e visualização do plano esofágico inferior com TOE. Visualizações a partir de planos não habituais podem ser necessárias para alinhar corretamente o feixe de ultrassom e o fluxo da prótese.

O velocidade de pico protodiastólica de influxo mitral (onda E) na maioria dos PVCs mecânicos de duplo folheto de funcionamento normal é < 1,9 m/s, mas pode ser tão alto quanto 2,4 m/s em próteses pequenas em que pode ocorrer mismatch.<sup>90,152-154</sup> A média normal do gradiente transmitral



**Figura 22** – Bioprótese mitral com degeneração e gradiente alto. Bioprótese com disfunção, com observação por ecocardiografia transesofágica (TOE) 2D e 3D. 2D (**Imagem A**) e 3D (**Imagem B**), mapeamento de fluxo colorido da prótese mostra regurgitação intra protética anormal (seta amarela em TOE 2D e seta vermelha em TOE 3D). Mapeamento de fluxo colorido 2D do fluxo anterógrado demonstra “alisang” significativo ao nível da prótese, indicativo de perfil de fluxo de alta velocidade (**Imagem C**). Abertura incompleta de um dos folhetos (anterior) é observada a partir de informação 3D (**Imagem D**, seta branca). **Imagens E e F** mostrando a área do orifício anatômico (AOA) obtida pela planimetria e da área do orifício efetivo (EAO) obtida pela equação de continuidade. Ambas as áreas confirmam obstrução significativa.

é geralmente  $< 5$  a  $6$  mmHg.<sup>155</sup> O aumento do grau de estenose da prótese associa-se a velocidades e gradientes transprotéticos maiores. No entanto, o tamanho da prótese, a função ventricular e atrial, complacência das câmaras, pressões relativas das câmaras, e a presença de PPM ou de qualquer obstrução pode influenciar nas velocidades transprotéticas. A presença de taquicardia leva à redução do preenchimento diastólico e aumento da velocidade de pico mitral precoce.<sup>19</sup> Igualmente, insuficiência mitral significativa, que leva ao estado de excesso de volume, aumenta a velocidade de fluxo transmitral. Este conjunto de fatores destaca a necessidade de comparar valores em exames seriados do mesmo paciente ao longo do tempo.<sup>14</sup> Na ausência de quaisquer dessas condições, uma velocidade protodiastólica de pico mitral  $\geq 2,5$  m/s e um gradiente médio de pressão transmitral  $\geq 10$  mmHg sugerem a presença de obstrução protética mitral importante.<sup>14</sup> Obstrução PVC mitral significativa é usualmente associada com aumento do gradiente transprotético (gradiente médio  $\geq 12$  mmHg) durante ecocardiografia de estresse. (Figura 23)<sup>36,138</sup> Uma mudança de valores pós-operatórios imediatos também comprova a obstrução de PVC adquirida. Um aumento na média de gradiente  $> 5$  mmHg com frequências cardíacas similares é sugestiva para a ocorrência de obstrução da prótese.

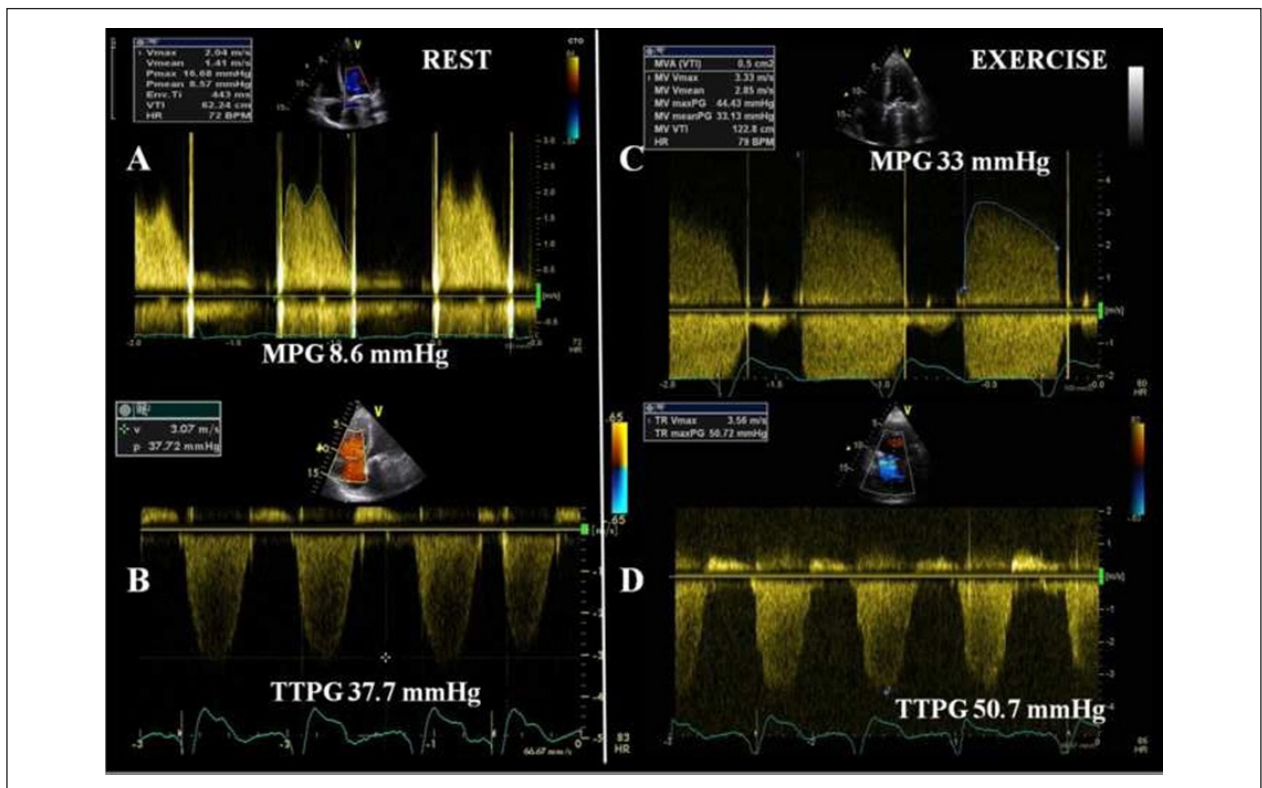
Valor de PHT  $< 130$  ms é frequentemente consistente com o funcionamento de PVC mitral normal enquanto um valor de PHT  $> 200$  ms em ecocardiogramas sequenciais sugere a presença de estenose significativa. Como o PHT é influenciado pela frequência cardíaca, adequação de AE e VE, pacientes com taquicardia ou adequações atrioventriculares

reduzidas podem exibir um PHT normal apesar da presença de estenose protética significativa. PHT não deve ser obtido em caso de bloqueio atrioventricular de primeiro grau quando as velocidades E e A pode estar fusionadas ou o período de enchimento diastólico é curto. Pequenos incrementos de PHT (130 – 200 ms) devem ser interpretados com precaução.<sup>152,154</sup>

A AEO e o DVI ( $VTI_{PV} / VTI_{VSVE}$ ) são parâmetros menos dependentes do fluxo. A AEO é calculada empregando-se a equação de continuidade (volume sistólico/ $VTI_{PV}$ ), que não é válida em caso de insuficiência mitral ou aórtica em grau maior do que discreto. Em caso de insuficiência aórtica, a medida da VSVD pode ser utilizada como uma abordagem alternativa. De outra forma, o PHT derivado da AEO não é válido em prótese mitral.<sup>106,111</sup> A interpretação correta do DVI requer a ausência de insuficiência aórtica significativa. Entretanto, os valores devem ser referendados em relação a dados normais para cada tipo e tamanho de prótese,  $AEO < 1$  cm<sup>2</sup> e um DVI  $> 2,5$  aumentam as suspeitas para obstrução significativa de PVC mitral.<sup>14</sup>

#### Análise integrada

A análise ecocardiográfica de obstrução de PVC mitral inclui a integração dos dados de imagens 2D/3D da prótese mitral assim como as medidas qualitativas e quantitativas de ecocardiografia Doppler para a análise da importância da obstrução (Figura 24). Outras modalidades de imagens, quando indicadas, podem ser usadas para analisar alternativamente o movimento, estrutura e funcionamento



**Figura 23** – Disfunção de prótese mitral e ecocardiografia com exercício. Aumento significativo do gradiente médio de pressão (MPG) durante ecocardiografia com exercício em prótese mecânica em posição mitral (*Imagem C*) em paciente com gradientes de repouso levemente elevados (*Imagem A*), queixando-se de dispnéia induzida pelo exercício. Durante o exercício (*Imagem D*), há elevação significativa do gradiente de pressão através da válvula tricúspide (TTPG), quando comparada ao repouso (*Imagem B*), semelhante ao aumento dos gradientes de pressão através da prótese mitral.

da prótese. Por exemplo, em caso de trombose protética silenciosa ao Doppler, que é caracterizada por gradientes ao Doppler discretamente elevados ou normais, a identificação de movimento de disco anormal da PVC mitral de duplo folheto pode exigir o uso de cinefluoroscopia ou angio-TC.<sup>46</sup> A interpretação dos dados deve ser realizada de acordo com a data da substituição da prótese, com as características de cada prótese e as condições hemodinâmicas. A Tabela 15 lista os parâmetros de imagens usados para analisar o funcionamento de PVC mitral. Quando todos os parâmetros são normais, a probabilidade da disfunção da prótese é muito baixa, enquanto a disfunção de PVC é provável, se a maioria desses parâmetros for anormal.<sup>152</sup>

#### Diagnósticos diferenciais de gradientes de pressão altos

Em uma prótese mitral, um gradiente transprotético médio de 6 mm Hg ou maior pode indicar obstrução patológica, a presença de estados hiperdinâmicos (ex. período de pós-operatório, anemia, sepse), taquicardia, PPM, insuficiência protética, erros técnicos ou alta velocidade de jato central localizado em próteses mecânicas de duplo folheto.<sup>7,14,105,125,139</sup> Para a obtenção de análise mais completa da prótese, não somente dependente dos gradientes de pressão, é necessária a estimativa da AEO e DVI (Figura 24). Depois de ter excluído possíveis erros técnicos, a AEO é comparada com o valor de referência normal para o tipo e o tamanho da prótese implantada.

Se a AEO é menor do que um valor de referência normal, e especialmente quando existe uma redução da AEO e do DVI, além da presença de movimento protético anormal (ou suspeito pelo fluxo colorido anormal) no contexto de uma DVI > 2,2 e PHT ≥ 130 ms, sugere-se a obstrução de prótese. Valor de PHT < 130 – 200 ms em um paciente com um alto gradiente transprotético não é um sinal de obstrução patológica, mas sim sinal de uma frequência de fluxo transprotético alto, especialmente quando a mobilidade do folheto/disco está normal. Nessa situação, velocidades mais baixas podem ser obtidas através de orientação adequada do feixe ultrassônico com a intenção da melhor orientação para evitar essa aceleração central. Se a AEO está próxima ao valor de referência, pode-se calcular a AEO indexada (AEO/BSA) com AEO medida ou projetada (valor de referência normal). Se o índice é ≤ 1,2 cm<sup>2</sup>/m<sup>2</sup>, pode-se supor que PPM está presente que, dependendo do grau de importância, pode ser parcialmente ou totalmente responsável pelo gradiente alto. Nesse contexto, é importante refletir que ambos os fenômenos, ex. PPM e disfunção intrínseca, podem coexistir. De importância, o PPM está presente precocemente após a cirurgia e em todos os ecocardiogramas sequenciais, então futuras mudanças nos gradientes de pressão frequentemente contam para a disfunção intrínseca adicional. Em outro caso (AEA > 1,2 cm<sup>2</sup>/m<sup>2</sup>), se a mobilidade do folheto for considerada normal ou é indeterminada e o DVI é < 2,2, deve-se suspeitar de regurgitação trans ou paraprotética mitral oculta ou situações de alto débito.

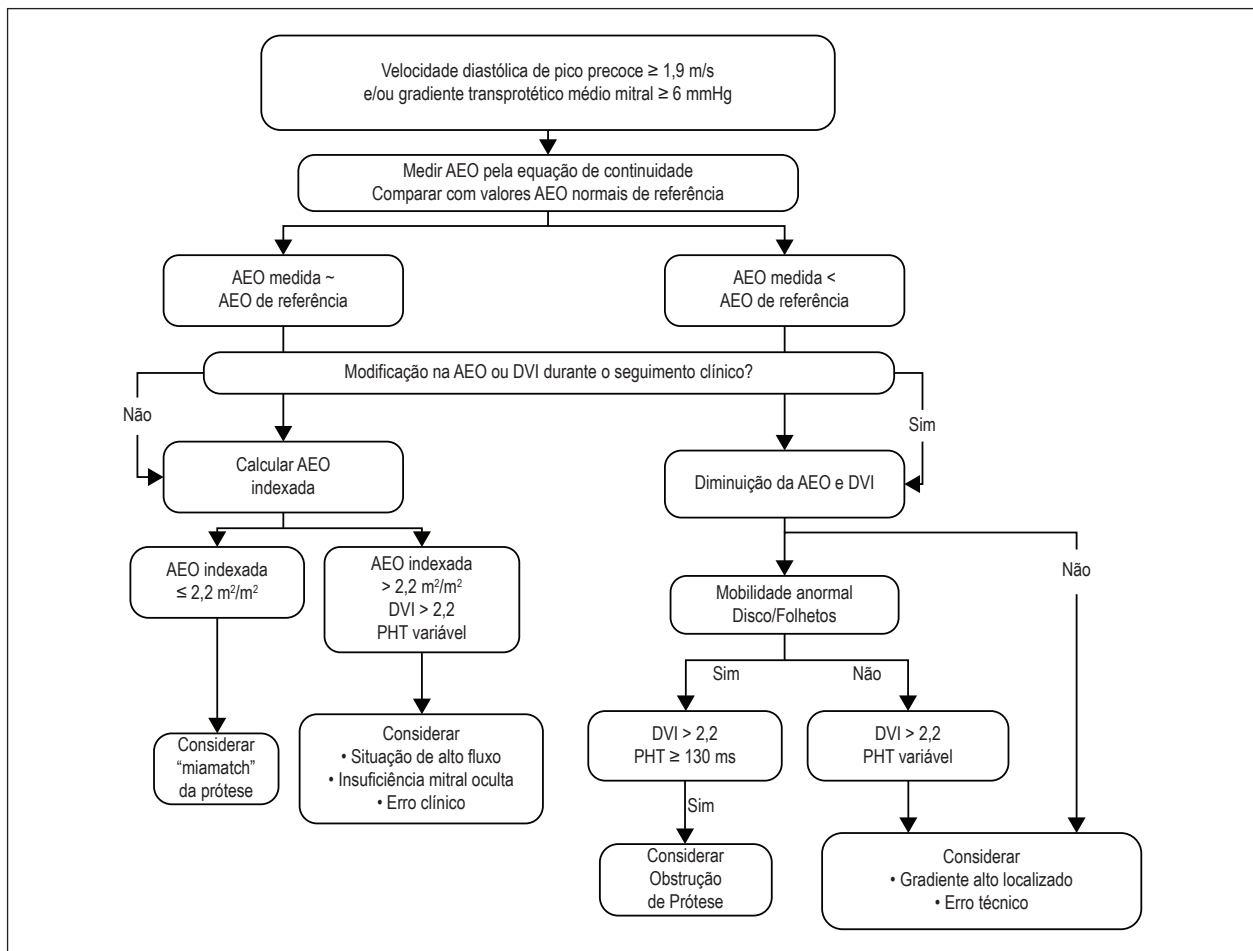


Figura 24 – Algoritmo para avaliação de gradiente transprotético mitral alto. DVI: índice de velocidade Doppler; AEO: área do orifício efetivo; PPM: "mismatch" de prótese.

\* Somente para próteses de 2 folhetos;

\*\* Considerar subestimação do diâmetro da via de saída do ventrículo esquerdo e/ou do VTI da via de saída do ventrículo esquerdo;

# Se o movimento do folheto/disco não puder ser bem definido com a ecocardiografia transtorácica, considerar cinefluoroscopia ou tomografia computadorizada cardíaca;

## Considerar a superestimação do diâmetro da via de saída do ventrículo esquerdo e/ou o VTI da via de saída do ventrículo esquerdo.

## Regurgitação Mitral Patológica

### Avaliação por Doppler Colorido

A avaliação do grau da insuficiência mitral protética é também um desafio considerável. O volume do fluxo do jato regurgitante é determinado pelo tamanho do orifício regurgitante, pela força propulsora do gradiente de pressão pelo orifício, e pela duração da sístole.<sup>20</sup>

A observação do grau da insuficiência mitral protética é feita inicialmente com a análise de fluxo com Doppler colorido. A suposição geral é que se o grau da insuficiência mitral aumenta, o tamanho e a extensão do jato para o interior do AE também aumentam.<sup>155,156</sup> No entanto, a relação entre a área do jato regurgitante e o grau da insuficiência mitral apresentam uma grande amplitude de variabilidade. Desta forma, essa abordagem é uma fonte de muitos erros e não é recomendada para avaliar o grau da insuficiência mitral.<sup>20</sup> Contudo, a detecção de jato excêntrico extenso aderindo, circundando e alcançando a parede

posterior do AE está a favor de que ocorra insuficiência mitral protética significativa. Por outro lado, jatos finos pequenos que aparecem logo além dos folhetos mitraes, usualmente indicam insuficiência mitral discreta.<sup>157</sup>

Com o emprego do Doppler colorido, insuficiências paraprotéticas têm aspecto típico de jato por fora do anel da prótese e frequentemente se projetam dentro do átrio com direção excêntrica. Para avaliação semi-quantitativa da insuficiência mitral paraprotética, devem ser observadas imagens cuidadosas do jato em visualizações ao longo do eixo curto, à nível do anel de sutura, para definir precisamente sua extensão de circunferência, que pode ser expressada como uma porcentagem do total da circunferência do anel de sutura (< 10% = discreta; 10% para 29% = moderada; ≥ 30% importante).<sup>158</sup> O balanço da prótese é usualmente associado com > 40% de deiscência, e assim regurgitação importante.

A vena contracta é a área do jato enquanto deixa o orifício regurgitante; isso reflete assim a área do orifício regurgitante. A largura da vena contracta é útil para distinguir a insuficiência

Tabela 15 – Classificação de obstrução de prótese mitral

	Normal	Possível obstrução	Obstrução significativa
<b>Qualitativa</b>			
Movimento e estrutura protética	Normal	Frequentemente anormal <sup>a</sup>	Anormal <sup>a</sup>
<b>Semi-quantitativa</b>			
PHT (ms) <sup>b</sup>	< 130	130 – 200	> 200
<b>Quantitativa</b>			
<b>Fluxo dependente</b>			
Velocidade de pico (m/s) <sup>c,d,f</sup>	< 1,9	1,9 – 2,5	≥ 2,5
Gradiente médio (mmHg) <sup>c,d,f</sup>	≤ 5	6 – 10	≥ 10
Aumento do gradiente médio durante eco de estresse	< 5	5 – 12	> 12
Aumento do gradiente médio durante acompanhamento	< 3	3 – 5	> 5
<b>Fluxo independente</b>			
Área Efetiva do Orifício (cm <sup>2</sup> ) <sup>c,g</sup>	≥ 2	1 – 2	< 1
Área Efetiva do Orifício vs. valor de referência normal <sup>c,g</sup>	Referência ± 1SD	< Referência – 1SD	< Referência – 2SD
Diferença (AEO medida – AEO de referência) (cm <sup>2</sup> ) <sup>c</sup>	< 0,35	< 0,35	< 0,35
<b>Índice de velocidade Doppler<sup>c,d,e,g</sup></b>	< 2,2	2,2 – 2,5	> 2,5

Consultar Tabela 8 para valores normais de referência para a área efetiva do orifício para os diferentes modelos e tamanhos de próteses valvares. PHT: tempo de decaimento de meia pressão; SD: desvio padrão.

<sup>a</sup> Próteses mecânicas anormais: oclisor imóvel ou com mobilidade restrita, trombo ou pannus; próteses biológicas anormais: espessamento/calcificação do folheto, trombo ou pannus. <sup>b</sup> Esse parâmetro é influenciado pela frequência cardíaca, adequação atrial esquerda, e adequação ventricular esquerda. O parâmetro não deve ser medido durante taquicardia, bloqueio atrioventricular de primeiro grau ou circunstâncias que causem fusão entre velocidade E e A ou diminuídas no período de preenchimento diastólico. <sup>c</sup> Os critérios propostos para esses parâmetros são válidos para volume sistólico normal (50 – 90 mL) ou próximo ao normal e frequência cardíaca entre 50 – 80 bpm. <sup>d</sup> Esses parâmetros também são anormais na presença de regurgitação significativa de prótese mitral. <sup>e</sup> Esses parâmetros são mais afetados por estados de baixo e alto débito incluindo baixo débito ventricular esquerdo e regurgitação aórtica concomitante. <sup>f</sup> Esse parâmetro é dependente do tamanho da via de saída do VE. Esse parâmetro é dependente do tamanho da via de saída do VE. Em pacientes com fibrilação atrial, o VTIPrV e o VTIVSVE devem ser medidos em ciclos cardíacos compatíveis. <sup>g</sup> Esses parâmetros são mais afetados pelo fluxo e frequência cardíaca. <sup>h</sup> Esses parâmetros não são válidos quando regurgitação concomitante aórtica ou mitral > discreta está presente.

mitral protética discreta da importante. É medida a partir da projeção paraesternal em eixo longo ou em projeção apical 4 câmaras. Uma vena contracta de < 3 mm indica insuficiência mitral discreta, enquanto uma largura ≥ 7 mm define insuficiência mitral importante.<sup>15,4</sup> Devido a ocorrência de sombra acústica causada pelo material protético, a largura da vena contracta pode ser difícil de analisar. É impreciso no caso de jatos múltiplos ou orifícios de formato irregular.<sup>14,20</sup>

O emprego do método PISA é útil, especialmente em biopróteses (Figura 13). Imagens da zona de convergência do fluxo são usualmente obtidas na projeção apical 4 câmaras, mas outras projeções podem ser usadas dependendo da direção de fluxo regurgitante.<sup>156,159</sup> Para a realização do PISA, a área de interesse é otimizada pela diminuição da profundidade da imagem e pela redução do limite Nyquist para aproximadamente 15 – 40 cm/s. O raio do PISA é medido em mesossístole usando a primeira ocorrência. R Vol e EROA são obtidos empregando-se as fórmulas padrão. Qualitativamente, a presença do fluxo de convergência próxima ao limite Nyquist de 50-60 cm/s deve alertar quanto a possibilidade de insuficiência mitral importante. A classificação do grau de insuficiência mitral classifica a regurgitação como discreta, moderada ou importante, e sub classifica o grupo de regurgitação moderado em “discreto para moderado” (EROA de 20 a 29 mm<sup>2</sup> ou

um R Vol de 30 para 44 ml) e “moderado para importante” (EROA de 30 para 39 mm<sup>2</sup> ou uma R Vol de 45 para 59 ml). Quantitativamente, a insuficiência mitral protética é considerada importante, se EROA é maior ou igual a 40 mm<sup>2</sup> e R Vol maior ou igual a 60 ml. O método PISA encontra muitas vantagens e limitações. Brevemente, o método PISA é baseado na hipótese de que a simetria hemisférica de distribuição de velocidade está próxima da lesão regurgitante circular, que pode não ser verdadeiro para jatos excêntricos, múltiplos jatos, ou complexos ou orifícios regurgitantes elípticos e não circulares.<sup>20</sup> Além disso, a sombra acústica do material protético pode dificultar a análise adequada do PISA.

Parâmetros derivados da análise com ecocardiografia Doppler espectral podem ser usados como parâmetros adicionais ou características alternativas para corroborar a importância de regurgitação. Na ausência de obstrução mitral protética, o aumento no fluxo mitral transprotético que ocorre com aumento da importância da insuficiência mitral pode ser detectado como velocidades de fluxo maiores durante o preenchimento protodiastólico (aumento de velocidade da onda E). Na ausência de estenose mitral, um velocidade de pico E > 1,5 m/s em análise com Doppler pulsado sugere insuficiência mitral protética importante. Por outro lado, a onda A significativa (contração atrial) basicamente exclui

insuficiência mitral importante. A presença de fluxo sistólico retrógrado (Doppler pulsado com 1 cm de profundidade dentro da veia pulmonar) em uma ou mais das veias pulmonares é outro parâmetro específico para insuficiência mitral significativa (Figura 13).<sup>160</sup> Um sinal denso da insuficiência mitral com um envelope completo de fluxo ao Doppler contínuo também indica insuficiência mitral mais importante do que quando ocorre sinal fraco. Quando truncado (chanfrado) com contorno triangular e uma velocidade de pico precoce, observa-se pressão elevada em AE ou uma onda de pressão regurgitante proeminente no AE, em decorrência de insuficiência mitral importante. Em IM excêntrica, pode ser difícil registrar o envoltório ao Doppler contínuo completo do jato, devido a sua excentricidade.

O volume regurgitante pode ser calculado ao subtrair o volume sistólico na VSVE (ou volume sistólico do VD, se ocorre insuficiência aórtica mais do que discreta) do total do volume sistólico transmitral (ou total derivado 2D/3D do volume sistólico do VE). Esta abordagem consome tempo e é associada com diversos problemas ao seu cálculo. Em geral, uma fração regurgitante maior que 50% indica insuficiência mitral protética importante.

O impacto da insuficiência mitral protética no VE, AE e pressões pulmonares depende da cronicidade e da importância da regurgitação, assim como da ocorrência de cardiomiopatia pré existente. Na ausência de outras condições, dilatação de VE e AE é sensível para a ocorrência de insuficiência mitral protética crônica significativa, enquanto o tamanho normal quase exclui insuficiência mitral crônica importante. Por outro lado, a dilatação do VE ou AE pode estar ausente na insuficiência mitral importante aguda.

Dada que a detecção direta da insuficiência mitral protética frequentemente não é possível com o TTE, a presença de insuficiência mitral protética oculta deve ser suspeitada quando os seguintes sinais estão presentes: 1) presença de convergência de fluxo do lado do VE da prótese durante a sístole; 2) presença de fluxo colorido turbulento dentro do AE distal à sombra acústica; 3) aumento da velocidade, gradiente, e/ou DVI de pico de onda E; 4) agravamento de hipertensão arterial pulmonar novo ou inexplicado; um VE dilatado e hipercinético; e VE dilatado. O PHT é frequentemente normal em insuficiência mitral protética a menos que exista estenose concomitante.<sup>152,161</sup> O TOE deve ser sistematicamente realizado quando há evidência clínica ou suspeita ao TTE de insuficiência mitral oculta.<sup>137</sup>

### Análise integrada

A análise ecocardiográfica da insuficiência mitral protética inclui a integração de dados de imagens 2D/3D da prótese e dos ventrículos, assim como medidas Doppler do grau da regurgitação (Tabela 16). Deve-se fazer o possível para quantificar o grau de regurgitação, exceto na presença de insuficiência mitral protética discreta ou mínima. A medida da largura da vena contracta e o cálculo da EROA, o RVol e fração regurgitante é recomendada,

quando possível. Parâmetros adjuntos ajudam a consolidar a importância da insuficiência mitral e devem ser amplamente utilizados, especialmente quando existe discordância entre a quantificação da insuficiência mitral protética e o contexto clínico. Esses parâmetros devem ser interpretados de acordo com a cronicidade da insuficiência mitral protética e o remodelamento do VE. Se os resultados ainda são discrepantes após eliminação de erros técnicos, ou quando a ecocardiografia é inconclusiva, outras modalidades de imagens podem ser usadas em centros experientes para analisar o movimento, a estrutura e funcionamento da prótese.

## Prótese Tricúspide

### Análise basal e relatórios seriados

O relatório ecocardiográfico inclui a documentação de, 1) o tipo e tamanho da prótese, 2) pressão sanguínea, 3) morfologia e funcionamento da prótese, 4) gradientes de pressão e velocidades de fluxo protéticos (AEO, DVI), 5) a frequência cardíaca na qual os gradientes são medidos, 6) presença de regurgitação (localização, importância), 7) tamanho e funcionamento do VD, 8) tamanho de AD, 9) dimensões da veia cava inferior e mudanças respiratórias, 10) pressão pulmonar.<sup>7,14</sup> (Tabelas 4 e 10). A AEO calculada deve ser comparada aos valores de referência para o tipo de prótese. Quando necessário, o tipo e razão para uso de outras abordagens de imagens, devem ser assinalados. Quaisquer mudanças nas características de PVC são documentadas.

### Análise por imagens

Em decorrência da posição anterior da PVC tricúspide, a análise por TTE é geralmente superior à análise por TOE.<sup>84</sup> As três janelas principais do TTE permitem a visualização da prótese tricúspide que são a projeção paraesternal (visualização do influxo de VD, da projeção ao eixo longo, projeção de eixo curto ao nível da prótese aórtica), as projeções apical 4 câmaras e subcostal. Todas as projeções, particularmente a do ápice, precisarão de múltiplas inclinações para obter ótimas visualizações do VD e da prótese tricúspide. As visualizações do influxo de VD e subcostal são muito úteis para analisar o fluxo colorido através da prótese tricúspide, porque a interferência da sombra acústica é menor em projeções apicais.<sup>14,20</sup> As visualizações TOE padrão da prótese tricúspide incluem visualizações no esôfago médio, a visualização do fluxo-influxo médio-esofágico, e a visualização do fluxo-influxo do VD transgástrico.

### Morfologia e função da prótese

As imagens podem identificar a etiologia da disfunção de PVC, incluindo obstrução ou regurgitação devido à degeneração da bioprótese (espessamento, calcificação, mobilidade anormal), movimento de balanço do anel de sutura ou movimentação anormal do oclisor em PVCs mecânicas.



Tabela 16 – Critério de imagens para classificação da importância da regurgitação de prótese mitral

	Discreta	Moderada	Importante
<b>Qualitativa</b>			
Movimento e estrutura da prótese	Usualmente normal	Usualmente anormal <sup>a</sup>	Usualmente anormal <sup>a</sup>
Jato de insuficiência mitral de fluxo colorido <sup>b</sup>	Pequeno	Intermediário	Jato central grande ou jato excêntrico alcançando a parede posterior do AE
Convergência de fluxo <sup>c</sup>	Nenhum ou pequeno	Intermediário	Grande <sup>d</sup>
Sinal de insuficiência mitral (Doppler contínuo)	Tênue/Parabólico	Denso/Parabólico	Denso/Triangular
<b>Semi-quantitativa</b>			
Fluxo em veia pulmonar	Dominância sistólica	Atenuação sistólica <sup>a</sup>	Fluxo sistólico reverso <sup>f</sup>
Influxo mitral	Variável	Variável	Velocidade de pico $\geq 1,9$ m/s; Média gradiente $\geq 5$ mmHg
Índice de velocidade Doppler ( $VTI_{PRPM} / VTI_{VSVE}$ )	$< 2,2$	$2,2 - 2,5$	$> 2,5$
Largura de VC (mm)	$< 3$	$3 - 5,9$	$\geq 6$
Extensão circunferencial de regurgitação paraprotética (%) <sup>g</sup>	$< 10\%$	Intermediário	$\geq 30\%$
<b>Quantitativa<sup>h</sup></b>			
EROA (mm <sup>2</sup> )	$< 20$	$20 - 39$	$\geq 40$
RVol (mL) <sup>i</sup>	$< 30$	$30 - 59$	$\geq 60$
Fração regurgitante	$< 30$	$30 - 50$	$> 50$
<b>+ Tamanho do AE e VE<sup>j</sup> e Pressão sistólica de Artéria Pulmonar</b>			

<sup>a</sup> Próteses mecânicas anormais: oclusor imóvel, deiscência ou balanço (regurgitação paraprotética); próteses biológicas anormais: espessamento/calcificação dos folhetos, deiscência ou balanço (regurgitação paraprotética). <sup>b</sup> Parâmetro aplicável para jatos centrais e menos preciso em jatos excêntricos. <sup>c</sup> No limite Nyquist de 50 – 60 cm/s. <sup>d</sup> raio PISA  $< 0,4$  e  $\geq 0,9$  cm para jatos centrais, respectivamente, com uma mudança da linha de base em um limite Nyquist de 40 cm/s. <sup>e</sup> Na ausência de outras causas de atenuação sistólica (fibrilação atrial, pressão do AE elevada). <sup>f</sup> Fluxo sistólico reverso de veia pulmonar é específico, mas não sensível para insuficiência mitral importante. <sup>g</sup> Aplica-se apenas para regurgitação paraprotética. <sup>h</sup> Esses parâmetros quantitativos são menos validados do que para insuficiência mitral de valvas nativas. <sup>i</sup> Pode ser estimada pelo método de PISA, se possível, ou pelo cálculo da diferença entre o volume sistólico medido no anel mitral e o volume sistólico medido na VSVE (na ausência de regurgitação aórtica  $>$  discreta). <sup>j</sup> Aplica-se para casos de insuficiência de prótese mitral pós operatória, tardia e crônica na ausência de outras etiologias e insuficiência mitral aguda.

## Obstrução adquirida de PVC Tricúspide

### Análise por Doppler

A análise por ecocardiografia Doppler (contínuo e pulsado) de PVCs da valva tricúspide é obtida por múltiplas visualizações. Várias posições do transdutor e visualizações fora do eixo são utilizadas para alinhar corretamente o feixe de ultrassom o mais paralelo possível ao fluxo. A determinação na importância da estenose de PVC da valva tricúspide tem sido validada em um número limitado de pacientes.

O velocidade de pico protodiastólica de influxo tricúspide (velocidade da onda E) na maioria das PVCs da valva tricúspide que funcionam normalmente é  $< 1,9$  a  $2$  m/s.<sup>162,163</sup> O gradiente médio normal da prótese em posição tricúspide é frequentemente  $< 6$  a  $9$  mmHg, dependendo do tipo de prótese. Graus progressivos de obstrução estão associados com velocidades e gradientes transprotéticos aumentados. No entanto, as velocidades variam com a respiração, frequência cardíaca, adequação e pressões das câmaras, e a presença de qualquer obstrução. Para minimizar as variações de fluxo

respiratório, deve ser feita uma média mínima de 5 ciclos (durante o final da expiração ou respiração silenciosa), e é recomendado que o paciente esteja em ritmo sinusal. Na ausência de taquicardia ou insuficiência tricúspide significativa, uma velocidade de pico protodiastólica  $\geq 1,9 - 2$  m/s e gradiente médio  $\geq 6 - 9$  mmHg sugerem possível obstrução protética em posição tricúspide.<sup>164-166</sup>

O valor de PHT é frequentemente consistente com a função de PVC em posição tricúspide normal, onde um PHT significativamente prolongado em ecocardiogramas sequenciais sugere a possibilidade de estenose. Em razão da influência da frequência cardíaca e da adequação das câmaras, o PHT deve ser interpretado com precaução.<sup>164,165</sup>

A AEO e o DVI ( $VTI_{PVC} / VTI_{VSVE}$ ) são parâmetros menos dependentes do fluxo. O DVI pode ser utilizado para distinguir a estenose de situações de regurgitação, porque em ambos os casos o gradiente aumenta. Um DVI  $\geq 3,2$  para próteses biológicas em posição tricúspide ou  $\geq 2$  para próteses mecânicas de duplo folheto na ausência de insuficiência aórtica significativa, sugere possível estenose tricúspide.<sup>84,166</sup>

A AEO derivada por PHT não tem sido validado em PVC tricúspide. O AEO é, então, calculada utilizando a equação de continuidade (volume sistólico/ $VTI_{PVC}$ ), a qual não é válida em caso de insuficiência aórtica maior do que discreta. Em caso de ocorrência de insuficiência aórtica importante concomitante, a análise do fluxo em VSVD pode ser usada como uma abordagem alternativa. De modo importante, nenhum valor residual de AEO foi validado.

### Análise integrada

A análise ecocardiográfica de obstrução PVC em posição tricúspide inclui a integração de dados de imagens 2D/3D da prótese tricúspide, assim como as medidas Doppler do grau de importância da eventual estenose. (Figura 25) Outras modalidades de imagens, quando indicadas, podem ser usadas para analisar de forma alternativa o movimento, a estrutura e o funcionamento da prótese. A interpretação dos dados deve ser realizada de acordo com a data da substituição da prótese, as suas características e as condições hemodinâmicas. A Tabela 17 lista os parâmetros de imagens utilizados para analisar o funcionamento de PVC em posição tricúspide. Quanto mais anormais são os parâmetros, maior a possibilidade de disfunção de PVC.

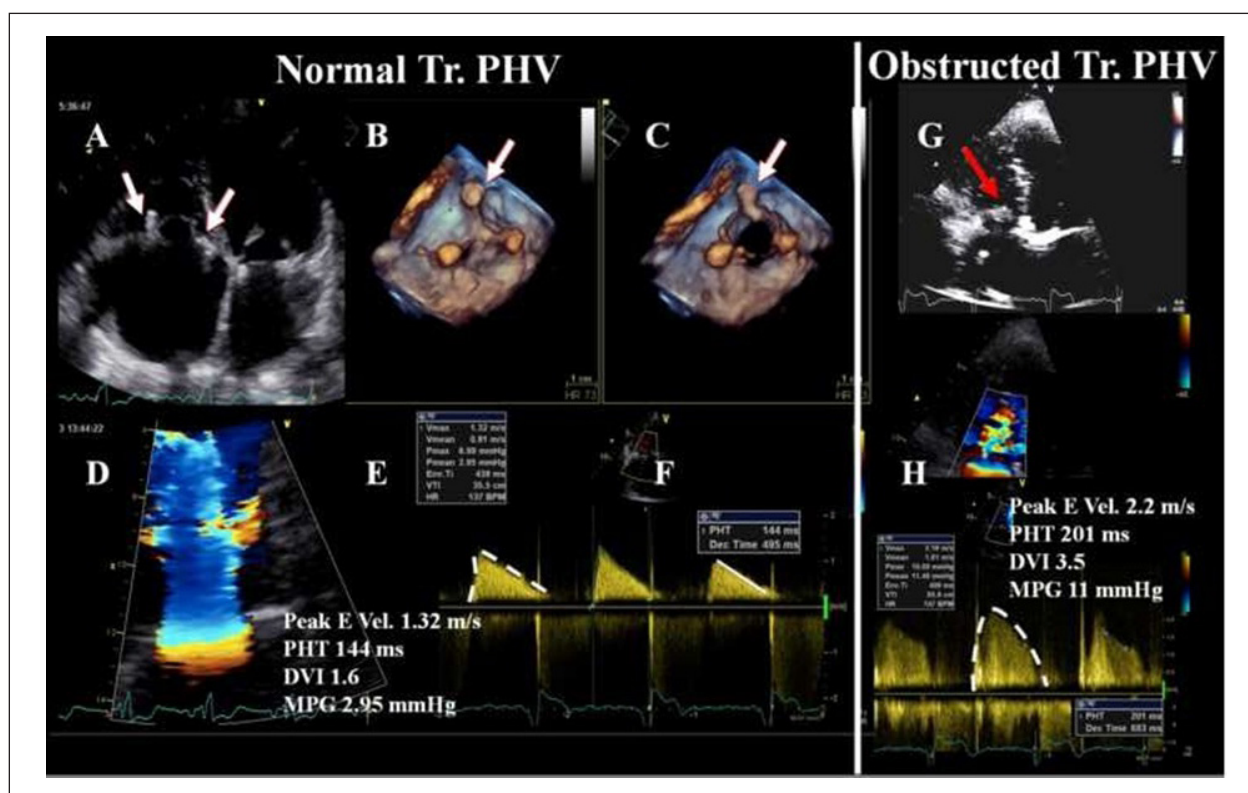
### Diagnóstico diferencial de gradientes de pressão altos

Em próteses em posição tricúspide, gradientes médios  $> 6$  mmHg podem denotar obstrução patológica, a presença de estados hiperdinâmicos (ex. período pós-operatório, anemia, sepse), taquicardia, PPM, regurgitação, erros técnicos ou velocidade de jato central alto localizado (apenas para próteses mecânicas de duplo folheto).<sup>125,127</sup> Na presença de folheto normal/mobilidade de disco, PHT normal ou discretamente prolongado, e DVI normal, deve-se suspeitar de: PPM, gradiente localizado em próteses mecânicas de duplo folheto (refazer o registro Doppler, evitando velocidades de jatos centrais), regurgitação de PVC ou estados de alto débito. De outra forma, a presença de um movimento de PVC anormal no contexto de DVI alto, PHT prolongado, e aumento progressivo em gradiente médio durante o acompanhamento sugere obstrução de prótese.

### Regurgitação Tricúspide Patológica

#### Avaliação por Doppler Colorido

A classificação da importância de insuficiência tricúspide protética é, em princípio, similar à análise da insuficiência mitral protética. No entanto, em decorrência de que os



**Figura 25** – Avaliação ecocardiográfica de bioprótese em posição tricúspide. Prótese normofuncionante em **Imagens A-F**. Prótese com disfunção com sinais de estenose importante em **Imagens G e H**. As setas brancas em **Imagens A-C** indicam os pilares da prótese de acordo com ecocardiografia transtorácica 2D (**Imagem A**) e ecocardiografia transesofágica 3D (**Imagem B**, posição fechada; **Imagem C**, posição aberta). Os parâmetros hemodinâmicos (velocidade diastólica de pico precoce, tempo de decaimento de meia pressão (PHT), índice de velocidade Doppler (DVI) e gradiente médio de pressão (MPG) são todos normais (**Imagens E e F**). A ecogenicidade aumentada da bioprótese (seta vermelha, **Imagem G**), sugestiva de disfunção de prótese, com parâmetros hemodinâmicos anormais, confirmando a disfunção de prótese (**Imagem H**).

**Tabela 17 – Classificação de obstrução de prótese tricúspide**

	Normal	Possível obstrução <sup>a</sup>
<b>Qualitativa</b>		
Movimento e estrutura da prótese	Normal	Frequentemente anormal <sup>b</sup>
<b>Semi-quantitativa</b>		
PHT (ms)	< 130	≥ 130
Índice de velocidade Doppler	< 2	≥ 2
<b>Quantitativa</b>		
<b>Fluxo dependente</b>		
Velocidade de pico (m/s) <sup>c</sup>	< 1,9	≥ 1,9
Gradiente médio (mmHg) <sup>c</sup>	< 6	≥ 6

<sup>a</sup> Devido à variação respiratória, a média de 3 – 5 ciclos em ritmo sinusal. <sup>b</sup> Imobilidade ou espessamento de folhetos. <sup>c</sup> Pode ser aumentada também com regurgitação valvar.

padrões para determinação do grau de insuficiência tricúspide são menos sólidos do que os para análise da insuficiência mitral, os algoritmos para relacionar os parâmetros de fluxo derivados da análise com Doppler colorido para a gravidade de insuficiência tricúspide são menos bem estabelecidos.

Imagens de fluxo colorido são úteis para rastrear a presença de insuficiência tricúspide. A hipótese geral é que maiores jatos coloridos que se estendem profundamente dentro do átrio direito representam insuficiência tricúspide mais acentuada do que jatos finos menores, que são vistos logo após o implante da prótese tricúspide. Assim como para a análise da insuficiência mitral, esse método é fonte de muitos erros e limitado por diversos fatores técnicos e hemodinâmicos.<sup>166,167</sup> A imagem por fluxo colorido não é recomendada para analisar o grau da insuficiência tricúspide. Todavia, a detecção de grandes jatos excêntricos alcançando a parede posterior do AD fala a favor de insuficiência tricúspide importante.<sup>14,20</sup> Por outro lado, jatos centrais pequenos e finos usualmente indicam insuficiência tricúspide discreta. Deve ser observado que próteses normais podem ter insuficiência tricúspide discreta em período pós-operatório precoce.

A análise da largura da vena contracta da insuficiência tricúspide deve ser realizada em projeção apical 4 câmaras, usando as mesmas configurações para a análise da insuficiência mitral. A medição por pelo menos dois a três batimentos cardíacos é recomendada. A vena contracta de ≥ 7 mm indica a ocorrência de insuficiência tricúspide importante, enquanto a de diâmetro < 6 mm pode ser tanto de insuficiência tricúspide discreta quanto moderada.<sup>168</sup> Devido à presença de sombra acústica ocasionada por material protético, a largura da vena contracta pode ser difícil de analisar. É imprecisa em caso de jatos múltiplos ou em formato de orifício irregular.

Apesar de permitir uma análise quantitativa, o método PISA não tem sido validado na análise da PVC em posição tricúspide. No entanto, na ausência de distorção da zona do fluxo de convergência, o método PISA pode ser aplicado para classificar insuficiência tricúspide protética importante.<sup>14,20</sup>

Parâmetros derivados da análise com Doppler espectral, podem ser utilizados como características adicionais ou alternativas para corroborar a importância da regurgitação.

De forma similar à análise da insuficiência mitral, a importância da insuficiência tricúspide afetará o preenchimento diastólico precoce do VD (velocidade E). Na ausência de estenose tricúspide, um velocidade de pico de onda E tricúspide elevado (1,9 a 2,1 cm/s ou maior), apesar de não específico, é um achado comum em insuficiência tricúspide importante. A presença de fluxo reverso holossistólico (Doppler pulsado) em veia hepática é outro parâmetro para insuficiência tricúspide significativa.<sup>167,169</sup> Um sinal de insuficiência tricúspide denso com um envoltório completo ao Doppler contínuo, também indica insuficiência tricúspide mais importante do que um sinal tênue. Quando truncado (chanfrado) com um contorno triangular e uma velocidade de pico precoce, indica a onda de pressão regurgitante proeminente no AD devido a insuficiência tricúspide. Em insuficiência tricúspide excêntrica, pode ser difícil de registrar o envoltório completo do jato em análise com Doppler contínuo.

O método com Doppler pulsado quantitativo não tem sido validado para quantificar a importância da insuficiência tricúspide protética.

O impacto da insuficiência tricúspide protética na câmara direita do coração depende da cronicidade e importância da regurgitação, assim como das condições pré-existentes. Na ausência de outras condições, o aumento do VD e do AD (com achatamento diastólico septal) e dilatação da veia cava inferior com mínima mudança na respiração é sensível para insuficiência tricúspide crônica significativa, enquanto o tamanho normal das câmaras direitas quase que exclui insuficiência tricúspide importante crônica. Quando esses achados estão ausentes, a presença de insuficiência tricúspide significativa deve ser questionada.

### Análise integrada

A análise ecocardiográfica de insuficiência tricúspide protética inclui a integração de dados de imagens 2D/3D da prótese, câmaras direitas do coração, movimento septal e veia cava inferior, assim como medidas Doppler de importância de regurgitação (Tabela 18). O consenso de especialistas é favorável à classificação da quantificação do grau da insuficiência tricúspide usando a largura da vena contracta, exceto na presença de insuficiência tricúspide discreta ou

**Tabela 18 – Classificação da regurgitação de prótese tricúspide**

	Discreta	Moderada	Importante
<b>Qualitativa</b>			
Estrutura e movimento da prótese	Usualmente normal	Usualmente anormal <sup>a</sup>	Usualmente anormal <sup>a</sup>
Jato de fluxo colorido de insuficiência tricúspide <sup>b</sup>	Pequeno	Intermediário	Jato central muito grande ou jato excêntrico justaposto à parede atrial
Convergência de fluxo <sup>c</sup>	Nenhuma ou pequena	Intermediário	Grande <sup>d</sup>
Sinal ao Doppler contínuo de insuficiência tricúspide	Tênuo/parabólico	Denso/parabólico	Denso/pico precoce
<b>Semi-quantitativa</b>			
Fluxo de veia hepática	Dominância sistólica	Atenuação sistólica <sup>e</sup>	Fluxo sistólico reverso <sup>f</sup>
Influxo tricúspide	Variável	Variável	Gradiente de pressão elevado
Largura de VC (mm)	ND	< 7	> 7
<b>Quantitativa</b>			
EROA (mm <sup>2</sup> )	ND	ND	ND
R Vol (mL)	ND	ND	ND
Fração regurgitante (%)	ND	ND	ND
<b>Dimensões aumentadas do AD, VD e VCI<sup>g</sup></b>			

<sup>a</sup> Deiscência (regurgitação paraprotética), espessamento/calcificação do folheto (regurgitação paraprotética); próteses biológicas anormais: espessamento/calcificação dos folhetos. <sup>b</sup> Parâmetro aplicável para jatos centrais e menos acurado em jatos excêntricos. <sup>c</sup> Em limite Nyquist de 50 – 60 cm/s. <sup>d</sup> Modificação da linha de base para um limite Nyquist de 28 cm/s. <sup>e</sup> Na ausência de outras causas de atenuação sistólica (fibrilação atrial, pressão do AD elevada). <sup>f</sup> Fluxo reverso sistólico venoso hepático é específico, mas não sensível para insuficiência tricúspide importante. <sup>g</sup> Aplica-se para regurgitação de prótese tricúspide crônica, pós-operatória tardia.

mínima. Parâmetros aditivos ajudam a analisar a quantificação da insuficiência tricúspide. Estes parâmetros devem ser interpretados de acordo com a cronicidade da insuficiência tricúspide e do remodelamento do VD. Em caso de resultados de eco discrepantes/inconclusivos, outras modalidades de imagens podem ser utilizadas em centros experientes para analisar o movimento, a estrutura e a funcionamento da prótese em posição tricúspide.

## Prótese Protética Pulmonar

### Análise basal e relatórios seriados

A análise ecocardiográfica inclui a documentação de: 1) o tipo e tamanho da prótese, 2) morfologia e funcionamento da prótese, 3) gradientes de pressão e velocidade de fluxo transprotéticos, 4) presença de regurgitação (localização, importância), 5) tamanho e funcionamento do VD, 6) pressão pulmonar, 7) dimensões da artéria pulmonar. (Tabelas 4 e 10)<sup>7,14</sup> Quando necessário, o tipo e razão para uso de outras abordagens de imagens, devem ser assinalados. Quaisquer mudanças nas características de PVC devem ser documentadas.

### Análise por imagens

Em razão da prótese pulmonar estar localizada anteriormente e superiormente, sua visualização completa

é frequentemente difícil por TTE ou TOE.<sup>20</sup> Com TTE, a imagem da prótese pulmonar é obtida a partir da projeção paraesternal do eixo curto ao nível dos vasos da base, visualização da VSVD, e pela projeção subcostal. Inclinando a sonda em direção ligeiramente cranial obtém-se uma visualização mais adequada da prótese pulmonar e das artérias pulmonares proximais. Com a TOE, a prótese pulmonar tem a imagem obtida a partir da visualização alta esofágica a 50 a 90°, ao nível da visualização de eixo curto da valva aórtica (usualmente encontrada a aproximadamente 30°). O discreto tracionamento da sonda ao nível da valva aórtica a 50 a 90° pode facilitar a visualização da prótese pulmonar, da artéria pulmonar principal, e a sua bifurcação. Pode também ser obtidas imagens a partir do corte transgástrico profundo com angulação ao redor de 120 graus. O fluxo de Doppler colorido é utilizado para detectar qualquer aceleração ou regurgitação de fluxo. O TOE 3D permite a avaliação precisa de estrutura e funcionalidade da prótese pulmonar biológica, e aumenta a precisão e monitoramento de valvoplastia percutânea.<sup>170</sup>

### Morfologia e função da prótese

Disfunção, estenose e/ou regurgitação de PVC pulmonar são geralmente associados a morfologia anormal da prótese (calcificações, pannus, trombo) e/ou alterações na mobilidade (movimento de balanço do anel de sutura, movimento de oclisor anormal).

## Obstrução adquirida de PVC Pulmonar

### Análise por Doppler

Empregando-se a análise com Doppler (contínuo e pulsado) ao nível da prótese pulmonar, são medidas as velocidades através da prótese pulmonar. Muitos ciclos devem ser registrados para explicar pequenas variações de velocidade durante o ciclo respiratório. O formato de funil da VSVD e a ocorrência eventual de estenose dos ramos pulmonares limitam a precisão da equação de continuidade para calcular a AEO. Atualmente, condutos de próteses pulmonares são comumente utilizados e é importante saber o tipo de degeneração que estes aparelhos podem demonstrar ao longo do tempo (estenose), que pode causar aumento dos gradientes.<sup>14,22</sup>

A evidência atual na determinação de obstrução pulmonar protética é limitada. Achados ao Doppler podem evidenciar que a estenose de prótese pulmonar protética pode incluir: estreitamento do mapa de fluxo colorido, velocidade de pico transprotético único > 3,2 m/s para biopróteses (gradiente médio  $\geq$  20 mmHg) ou > 2,5 m/s para homoenxertos (gradiente médio  $\geq$  15 mmHg), aumento em velocidade de

pico em exames seriados, pressão sistólica elevada em VD, e disfunção sistólica nova da função do VD (Figura 26). Quando ocorrer estenose de ramos pulmonares, o emprego do Doppler pulsado pode ser preferível no lugar de Doppler contínuo para medir o gradiente transprotético.<sup>171,172</sup>

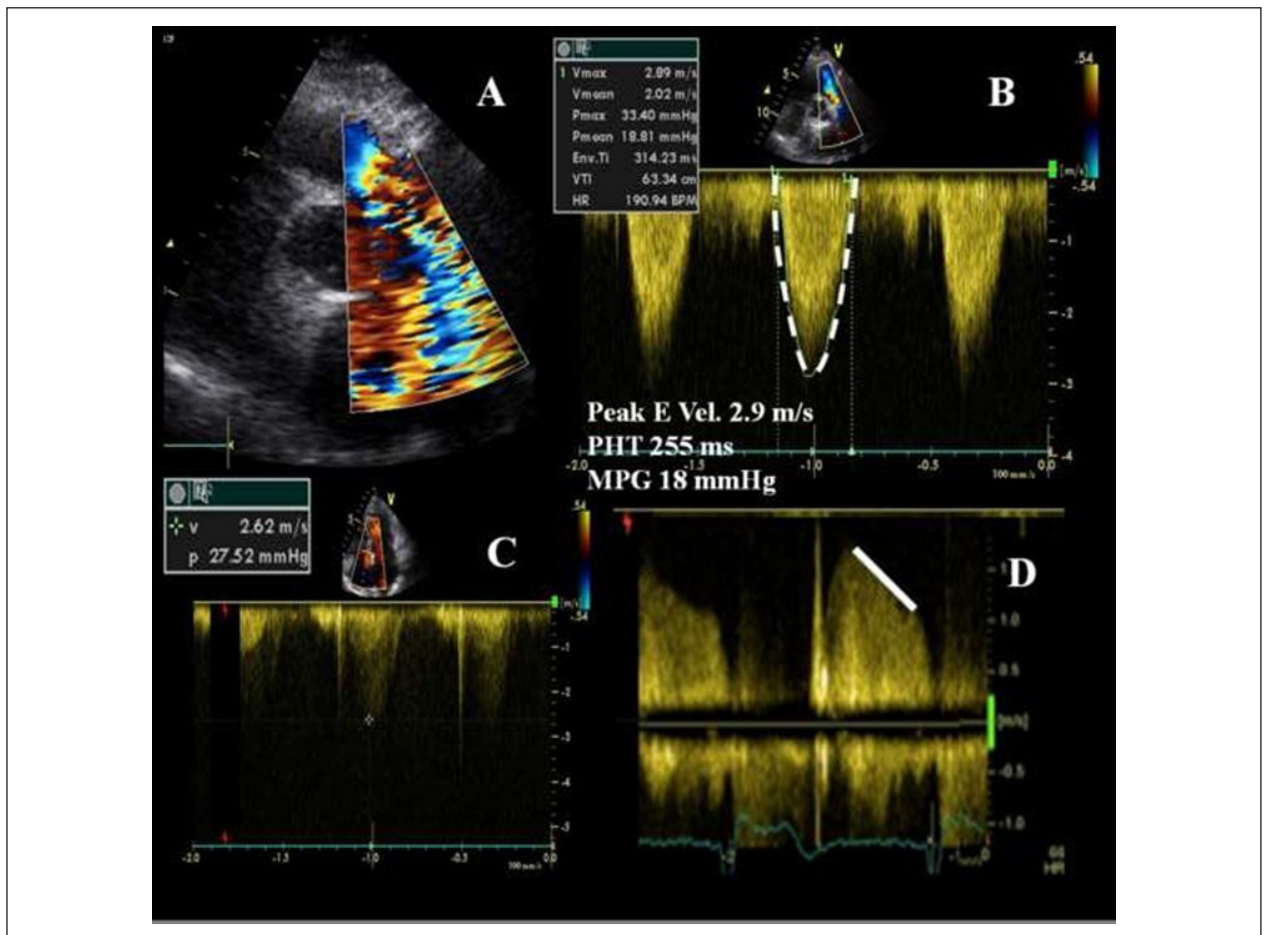
### Análise integrada

A análise ecocardiográfica de obstrução de PVC pulmonar inclui a integração dos dados de imagens 2D/3D da prótese pulmonar assim como medidas Doppler para avaliação da gravidade da estenose. Outras modalidades de imagens, quando indicadas, podem ser utilizadas para analisar alternativamente a estrutura, o movimento e o funcionamento da prótese. A Tabela 19 lista os parâmetros usados para analisar função de PVC pulmonar.

### Regurgitação Pulmonar Patológica

#### Avaliação por Doppler Colorido

Existe uma escassez de dados referente a análise por imagens de regurgitação pulmonar protética (RP). A detecção de RP



**Figura 26** – Bioprótese em posição pulmonar com degeneração. Fluxo anterógrado muito turbulento relacionado tanto a presença de estenose quanto a regurgitação importante da prótese (**Imagem A**). A velocidade do fluxo anterógrado e o gradiente médio de pressão (MPG) estão aumentados (**Imagem B**). São observados sinal intenso ao Doppler contínuo e tempo de decaimento de meia pressão (PHT) curto, relacionados a presença de regurgitação intraprotética concomitante (**Imagem D**). O gradiente sistólico através da valva tricúspide é observado na **Imagem C**.

**Tabela 19 – Classificação de obstrução da prótese pulmonar**

	Normal	Possível Obstrução
<b>Qualitativa</b>		
Estrutura e movimento da prótese	Normal	Frequentemente anormal <sup>a</sup>
Fluxo Colorido	Normal	Estreitamento de mapa colorido
<b>Semi-quantitativa</b>		
PHT (ms)	< 230	≥ 230
<b>Quantitativa</b>		
Fluxo dependente	< 3,2 Bioprótese,	≥ 3,2 Bioprótese,
Velocidade de pico (m/s) <sup>b,c</sup>	< 2,5 Homoenxerto	≥ 2,5 Homoenxerto
Gradiente médio (mmHg)	< 20 Bioprótese, <15 Homoenxerto	≥ 20 Bioprótese ≥ 15 Homoenxerto

<sup>a</sup> espessamento ou imobilidade dos folhetos;

<sup>b</sup> Os critérios são válidos para volume sistólico próximo do normal ou normal (50 – 90 mL) e fluxo 200 – 300 mL/s;

<sup>c</sup> Aumento de velocidade de pico em estudos seriados é o parâmetro mais confiável.

**Tabela 20 – Classificação da gravidade de regurgitação de prótese pulmonar**

	Discreta	Moderada	Importante
<b>Qualitativa</b>			
Estrutura e movimento da prótese	Usualmente normal	Usualmente anormal <sup>a</sup>	Usualmente anormal <sup>a</sup>
Largura de jato colorido de insuficiência pulmonar <sup>b,c</sup>	Pequena	Intermediária	Grande (> 50 – 65% de diâmetro VSVD)
Sinal do jato de insuficiência pulmonar ao Doppler contínuo	Incompleto ou tênue	Denso	Denso
Grau de desaceleração do jato ao Doppler contínuo	Lento	Variável	Acentuada, terminação precoce do fluxo diastólico <sup>d</sup>
Fluxo diastólico reverso na artéria pulmonar	Nenhum	Presente	Presente
Fluxo Pulmonar vs. Sistêmico por Doppler pulsado	Ligeiramente elevado	Intermediário	Muito elevado
<b>Semi-quantitativa</b>			
PHT (ms) <sup>e</sup>	ND	ND	< 100 ms
<b>Quantitativa</b>			
Tamanho do VD <sup>f</sup>	ND	ND	ND

<sup>a</sup> Próteses mecânicas anormais: oclisor imóvel, deiscência ou balanço (regurgitação paraprotética); próteses biológicas anormais: espessamento/calcificação de folheto ou prolapso, deiscência ou balanço (regurgitação paraprotética). <sup>b</sup> Parâmetro aplicável a jatos centrais e menos acurado em jatos excêntricos. <sup>c</sup> Em um limite Nyquist de 50 a 60 cm/s; o parâmetro aplica-se para jatos centrais e não jatos excêntricos. <sup>d</sup> Desaceleração acentuada não é específica para RP importante. <sup>e</sup> Tempo de decaimento de meia pressão é diminuído com o aumento de pressão diastólica do VD. <sup>f</sup> Aplica-se para regurgitação crônica de prótese pulmonar, na ausência de outras causas de dilatação do VD, incluindo dilatação residual pós-cirúrgica.

protética apoia-se quase exclusivamente em imagens de fluxo colorido. A RP é diagnosticada por documentação de jato diastólico na VSVD direcionado ao VD.

RP protética significativa é distinguida da RP discreta por duração mais longa do fluxo (holodiastólico) e jato mais amplo enquanto o jato regurgitante atravessa a prótese pulmonar.<sup>173</sup> No entanto, em RP importante, onde a equalização da pressão na artéria pulmonar e no VD ocorrem mais precocemente na diástole, a área de jato colorido pode ser discreta e imprecisa

(dependente da pressão impulsionadora).<sup>174</sup> A análise de importância da RP protética é usualmente estimada pelo diâmetro do jato em sua origem.<sup>175-177</sup> O máximo do diâmetro do jato colorido (largura) é medido em diástole imediatamente abaixo da prótese pulmonar (na junção da VSVD e do anel pulmonar) na janela paraesternal eixo curto ou a partir da janela subcostal. Embora esta medida apresente grande variabilidade inter-observador, a largura de um jato que ocupa > 50 – 65% da largura do trato do fluxo de saída do VD medido da mesma forma, sugere RP importante.

Deteção de fluxo Doppler colorido reverso em artérias pulmonares é um sinal específico de pelo menos RP moderada para importante.<sup>14,20</sup>

Embora a largura da vena contracta seja provavelmente um método mais preciso do que a largura do jato para avaliar importância da RP por Doppler colorido, faltam estudos validados na literatura. Em alguns pacientes, a zona de convergência de fluxo pode ser analisada. No entanto, nenhum estudo examinou a precisão clínica deste método em quantificar a importância da RP.

Valor de PHT curto (< 100 ms) (onda em formato senoidal ao Doppler contínuo, devido à rápida taxa de desaceleração com terminação do fluxo em meso ou telediástole) e um jato denso, embora não sejam específicos, são evidências compatíveis com RP protética importante.<sup>178,179</sup> O PHT é dependente não apenas da importância da RP, mas também de pressões intrapulmonares diastólicas e das propriedades diastólicas do VD, com PHT menor quando a fisiologia do VD é restritiva.

Teoricamente, a análise dos fluxos com o emprego do Doppler pulsado direto e reverso no anel pulmonar e em artéria pulmonar pode ser usado para calcular o Vol regurgitante e a fração regurgitante. O anel pulmonar deve ser medido cuidadosamente durante a proto sístole (2-3 quadros após a onda R no ECG), logo abaixo da prótese. Esta técnica está sujeita a erros e não é validada para esse propósito. Uma fração regurgitante < 30% sugere RP discreta, enquanto a fração regurgitante de > 50% pode ser consistente com RP importante.<sup>177</sup>

A evidência de dilatação do VD com nivelamento do septo interventricular em diástole e movimento paradoxal resultante sugere, mas não de forma específica, RP importante. Entretanto, sua ausência sugere grau mais discreto de RP ou RP aguda. Importante, a dilatação pode ser observada em outras condições (não específicas) ou pode estar ausente em RP importante aguda.

### Análise integrada

A análise ecocardiográfica de RP protética inclui a integração de dados de imagens 2D/3D da prótese pulmonar e do VD, assim como medidas Doppler para avaliação da gravidade da regurgitação (Tabela 20). Em caso de resultados de eco discrepantes/inconclusivos, a ressonância magnética pode ser utilizada em centros experientes para auxiliar a quantificação.

### Conflito de interesses

Nenhum

### Aviso Legal

As orientações da ESC representam os pontos de vista do ESC e foram elaboradas após uma análise cuidadosa dos conhecimentos científicos e médicos e das provas disponíveis no momento da sua elaboração.

A ESC não se responsabiliza em caso de contradição, discrepância e/ou ambiguidade entre as orientações da ESC e quaisquer outras recomendações ou orientações oficiais emitidas pelas autoridades competentes em matéria de saúde pública, nomeadamente no que se refere à boa utilização dos cuidados de saúde ou às estratégias terapêuticas. Os profissionais de saúde são encorajados a ter plenamente em conta as diretrizes da ESC quando exercem o seu julgamento clínico, bem como na determinação e implementação de estratégias médicas preventivas, diagnósticas ou terapêuticas. No entanto, as orientações da ESC não substituem, de forma alguma, a responsabilidade individual dos profissionais de saúde de tomarem decisões apropriadas e precisas em função do estado de saúde de cada doente e em consulta com o doente eo cuidador do doente, quando apropriado e/ou necessário. Diretrizes da ESC também não dispensam os profissionais de saúde de levarem em consideração as atuais recomendações ou diretrizes oficiais publicadas pelas autoridades de saúde pública competentes, a fim de gerir o caso de cada paciente à luz dos dados cientificamente aceitos, de acordo com as respectivas normas éticas e de obrigações profissionais. É também responsabilidade do profissional de saúde verificar as regras e regulamentos aplicáveis a medicamentos e dispositivos médicos no momento da prescrição.

### Tradução

A Oxford University Press, a OPL e a ESC não são em qualquer forma responsáveis pela exatidão da tradução, por quaisquer erros, omissões ou imprecisões, ou por quaisquer consequências. Nenhuma parte da tradução foi realizada/ produzida pela Oxford University Press, OPL ou ESC. Marcelo Luiz Campos Vieira, Arnaldo Rabischoffsky, Elisa Gripp, Rafael Rabischoffsky, Daniel Rabischoffsky, Bruno W. Resznik, Daniel Alves, Nuno Cardim, José Maria Del Castillo são os únicos responsáveis pela tradução desta publicação.

## Referências

1. Nkomo VT, Gardin JM, Skelton TN, Gottdiener JS, Scott CG, Enriquez-Sarano M. Burden of valvular heart diseases: a population-based study. *Lancet*. 2006;368:1005-11.
2. Dunning J, Gao H, Chambers J, Moat N, Murphy G, Pagano D, et al. Aortic valve surgery: marked increases in volume and significant decreases in mechanical valve use--an analysis of 41,227 patients over 5 years from the Society for Cardiothoracic Surgery in Great Britain and Ireland National database. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2011;142:776-782.
3. Go AS, Mozaffarian D, Roger VL, Benjamin EJ, Berry JD, Baha MJ, et al. Executive summary: heart disease and stroke statistics-2014 update: a report from the American Heart Association. *Circulation*. 2014;129:399-410.
4. Vahanian A, Alfieri O, Andreotti F, Antunes MJ, Baron-Esquivias G, Baumgartner H, et al. Guidelines on the management of valvular heart disease (version 2012). *Eur Heart J* 2012;33:2451-2496.
5. Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, Carabello BA, Erwin JP, Guyton RA et al. AHA/ACC Guideline for the management of patients with valvular heart disease. *J Am Coll Cardiol* 2014, doi:10.1016/j.jacc.2014.02.536.
6. Jamieson WR. Update on technologies for cardiac valvular replacement, transcatheter innovations, and reconstructive surgery. *Surg Technol Int* 2010;20:255-81.
7. Pibarot P, Dumesnil JG. Prosthetic heart valves: selection of the optimal prosthesis and long-term management. *Circulation*. 2009;119:1034-48.
8. Nappi F, Spadaccio C, Chello M, Acar C. The Ross procedure: Underuse or under-comprehension? *J Thorac Cardiovasc Surg*. 2015;149:1463-4.
9. Phan K, Tsai Y-C, Niranjana N, Bouchard D, Carrel TP, Dapunt OE, et al. Sutureless aortic valve replacement: a systematic review and meta-analysis. *Ann Cardiothorac Surg*. 2015;4:100-11.
10. Kodali SK, Williams MR, Smith CR, Svensson LG, Webb JG, Makkar RR, et al. Two-year outcomes after transcatheter or surgical aortic-valve replacement. *N Engl J Med* 2012;366:1686-1695.
11. Zamorano JL, Badano LP, Bruce C, Chan KL, Gonçalves A, Hahn RT, et al. EAE/ASE recommendations for the use of echocardiography in new transcatheter interventions for valvular heart disease. *Eur Heart J*. 2011;32:2189-214.
12. Christakis GT, Buth KJ, Goldman BS, Fremes SE, Rao V, Cohan G, et al. Inaccurate and misleading valve sizing: A proposed standard for valve size nomenclature. *Ann Thorac Surg* 1998;66:1198-203.
13. Chambers JB, Oo L, Narracott A, Lawford PM, Blauth CI. Manufacturer's labelled size in six bileaflet mechanical aortic valves: a comparison of orifice size and biological equivalence. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2003;125:1388-93.
14. Zoghbi WA, Chambers JB, Dumesnil JG, Foster E, Gottdiener JS, Grayburn PA, et al. Recommendations for evaluation of prosthetic valves with echocardiography and Doppler ultrasound. *J Am Soc Echocardiogr*. 2009;22:975-1014.
15. Flisckampf FA, Wouters PF, Edvardsen T, Evangelista A, Habib G, Hoffman P, et al. Recommendations for transoesophageal echocardiography: EACVI update 2014. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2014;15:353-65.
16. Lancellotti P, Price S, Edvardsen T, Cosyns B, Neskovic AN, Dulgheru R, et al. The use of echocardiography in acute cardiovascular care: Recommendations of the European Association of Cardiovascular Imaging and the Acute Cardiovascular Care Association. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2015;16:119-46.
17. Habib G, Lancellotti P, Antunes MJ, Bongiorni MC, Casalta JP, Del Zotti F, et al. ESC 2015 guidelines on management of infective endocarditis. *Eur Heart J* 2015, doi:10.1093/eurheartj/ehv319.
18. Muratori M, Montorsi P, Teruzzi G, Celeste F, Doria E, Alamanni F et al. Feasibility and diagnostic accuracy of quantitative assessment of mechanical prostheses leaflet motion by transthoracic and transesophageal echocardiography in suspected prosthetic valve dysfunction. *Am J Cardiol* 2006;97:94-100.
19. Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, Chambers JB, Evangelista A, Griffin BP, et al. Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:1-25.
20. Lancellotti P, Tribouilloy C, Hagendorff A, Popescu BA, Edvardsen T, Pierard LA, et al. Recommendations for the echocardiographic assessment of native valvular regurgitation: an executive summary from the European Association of Cardiovascular Imaging. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2013;14:611-44.
21. Cosyns B, Garbi M, Separovic J, Pasquet A, Lancellotti P, Education Committee of the European Association of Cardiovascular Imaging Association (EACVI). Update of the Echocardiography Core Syllabus of the European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI). *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2013;14:837-839.
22. Lang RM, Badano LP, Tsang W, Adams DH, Agricola E, Buck T, et al, EAE/ASE Recommendations for Image Acquisition and Display Using Three-Dimensional Echocardiography. *Eur Heart J Cardiovasc Imag* 2012;13:1-46.
23. Sugeng L, Sherman SK, Weinert L, Shook D, Raman J, Jeevanandam V, et al. Real-time three-dimensional transesophageal echocardiography in valve disease: comparison with surgical findings and evaluation of prosthetic valves. *J Am Soc Echocardiogr*. 2008; 21:1347-54.
24. Ansingkar K, Nanda NC, Aaluri SR, Mukhtar O, Puri VK, Kirklín JT, et al. Transesophageal three-dimensional color Doppler echocardiographic assessment of valvular and paravalvular mitral prosthetic regurgitation. *Echocardiography*. 2000;17:579-83.
25. Anwar AM, Nosir YF, Alasnag M, Chamsi-Pasha H. Real time three-dimensional transesophageal echocardiography: a novel approach for the assessment of prosthetic heart valves. *Echocardiography*. 2014;31:188-96.
26. Tsang W, Weinert L, Kronzon I, Lang RM. Three-dimensional echocardiography in the assessment of prosthetic valves. *Rev Esp Cardiol*. 2011;64:1-7.
27. Singh P, Manda J, Hsiung MC, Mehta A, Kesanolla SK, Nanda NC, et al. Live/real time three-dimensional transesophageal echocardiographic evaluation of mitral and aortic valve prosthetic paravalvular regurgitation. *Echocardiography*. 2009;26:980-7.
28. Kronzon I, Sugeng L, Perk G, Hirsh D, Weinert L, Garcia Fernandez MA, et al. Real-time 3-dimensional transesophageal echocardiography in the evaluation of post-operative mitral annuloplasty ring and prosthetic valve dehiscence. *J Am Coll Cardiol*. 2009;53:1543-7.
29. Mukhtari O, Horton CJ Jr, Nanda NC, Aaluri SR, Pacifico A. Transesophageal color Doppler three-dimensional echocardiographic detection of prosthetic aortic valve dehiscence: correlation with surgical findings. *Echocardiography*. 2001;18:393-7.
30. Faletra FF, Moschovitis C, Auricchio A. Visualisation of thrombus formation on prosthetic valve by real-time three-dimensional transoesophageal echocardiography. *Heart*. 2009;95:482. doi: 10.1136/hrt.2008.158436.
31. Goldstein SA, Taylor AJ, Wang Z, Weigold WG. Prosthetic mitral valve thrombosis: cardiac CT, 3-dimensional transesophageal echocardiogram, and pathology correlation. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2010;4:221-223.
32. Ozkan M, Gürsoy OM, Astarcioglu MA, Gündüz S, Cakal B, Karakoyun S, et al. Real-time three-dimensional transesophageal echocardiography in the assessment of mechanical prosthetic mitral valve ring thrombosis. *Am J Cardiol*. 2013;112:977-83.
33. Gürsoy OM, Karakoyun S, Kalçık M, Özkan M. The incremental value of RT three-dimensional TEE in the evaluation of prosthetic mitral valve ring thrombosis complicated with thromboembolism. *Echocardiography*. 2013;30:198-201.



34. Singh P, Manda J, Hsiung MC, Mehta A, Kesanolla SK, Nanda NC, et al. Live/real time three-dimensional transesophageal echocardiographic evaluation of mitral and aortic valve prosthetic paravalvular regurgitation. *Echocardiography*. 2009;26:980-7.
35. De Cicco G, Lorusso R, Colli A, Nicolini F, Fragnito C, Grimaldi T, et al. Aortic valve periprosthetic leakage: anatomic observations and surgical results. *Ann Thorac Surg* 2005;79:1480-5.
36. Pibarot P, Dumesnil JG, Jobin J, Lemieux M, Honos G, Durand LG. Usefulness of the indexed effective orifice area at rest in predicting an increase in gradient during maximum exercise in patients with a bioprosthesis in the aortic valve position. *Am J Cardiol* 1999;83:542-546.
37. Garbi M, Chambers J, Vannan MA, Lancellotti P. Valve Stress Echocardiography: A Practical Guide for Referral, Procedure, Reporting, and Clinical Implementation of Results From the HAVEC Group. *JACC Cardiovasc Imaging*. 2015;8:724-736.
38. Lancellotti P, Pellika P, Budts W, Chaudhry F, Donal E, Dulgheru R, et al. Recommendations for the clinical use of stress echocardiography in non-ischemic heart disease: Joint Document of the European Association of Cardiovascular Imaging (EACVI) and the American Society of Echocardiography (ASE). *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2016, in press.
39. Cianciulli T, Lax J, Beck M, Cerruti F, Gigena G, Saccheri M, et al: Cinefluoroscopic assessment of mechanical disc prostheses: its value as a complementary method to echocardiography. *J Heart Valve Dis* 2005;14:664-673.
40. Montorsi P, Cavoretto D, Repossini A, Bartorelli A, Guazzi M. Valve design characteristics and cine-fluoroscopic appearance of five currently available bileaflet prosthetic heart valves. *Am J Cardiac Imaging* 1996;10:29-41.
41. Montorsi P, Cavoretto D, Parolari A, Muratori M, Alimento M, Pepi M. Diagnosing prosthetic mitral valve thrombosis and the effect of the type of prosthesis. *Am J Cardiol* 2002;90:73-76.
42. Muratori M, Montorsi P, Maffessanti F, Teruzzi G, Zoghbi WA, Gripari P et al. Dysfunction of bileaflet aortic prosthesis: accuracy of echocardiography versus fluoroscopy. *JACC Cardiovasc Imaging* 2013;6:196-205.
43. Habets J, Symersky P, van Herwerden LA, de Mol B, Spijkerboer AM, Mali WT, et al. Prosthetic heart valve assessment with multidetector-row CT: imaging characteristics of 91 valves in 83 patients. *Eur Radiol* 2011;21:1390-1396.
44. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Röttgen R, Schulz-Menger J. Complementary assessment of aortic bioprosthetic dysfunction using cardiac magnetic resonance imaging and computed tomography. *J Heart Valve Dis*. 2012;21:20-22.
45. Manghat NE, Rachapalli V, Van LR, Veitch AM, Roobottom CA, Morgan-Hughes GJ. Imaging the heart valves using ECG-gated 64-detector row cardiac CT. *Br J Radiol* 2008; 81:275-290.
46. Chenot F, Montant P, Goffinet C, Pasquet A, Vancaeynest D, Coche E, et al. Evaluation of anatomic valve opening and leaflet morphology in aortic valve bioprosthesis by using multidetector CT: comparison with transthoracic echocardiography. *Radiology*. 2010;255:377-85.
47. Suchá D, Symersky P, Vonken EJ, Provoost E, Chamuleau SA, Budde RP. Multidetector-row computed tomography allows accurate measurement of mechanical prosthetic heart valve leaflet closing angles compared with fluoroscopy. *J Comput Assist Tomogr*. 2014;38:451-456.
48. Tarzia V, Bortolussi G, Rubino M, Gallo M, Bottio T, Gerosa G. Evaluation of prosthetic valve thrombosis by 64-row multi-detector computed tomography. *J Heart Valve Dis*. 2015;24:210-213.
49. O'Neill AC, Martos R, Murtagh G, Ryan ER, McCreery C, Keane D, et al. Practical tips and tricks for assessing prosthetic valves and detecting paravalvular regurgitation using cardiac CT. *J Cardiovasc Comput Tomogr*. 2014;8:323-7.
50. Hara M, Nishino M, Taniike M, Makino N, Kato H, Egami Y, et al. Impact of 64 multi-detector computed tomography for the evaluation of aortic paraprosthetic regurgitation. *J Cardiol*. 2011;58:294-9.
51. Teshima H, Hayashida N, Fukunaga S, Tayama E, Kawara T, Aoyagi S, et al. Usefulness of a multidetector-row computed tomography scanner for detecting pannus formation. *Ann Thorac Surg*. 2004;77:523-526.
52. Habets J, Tanis W, Mali WT, Chamuleau SA, Budde RP. Imaging of Prosthetic Heart Valve Dysfunction. Complementary Diagnostic Value of TEE and MDCT? *JACC Cardiovasc Imaging* 2012;5:956-61.
53. O'Neill AC, Kelly RM, McCarthy CJ, Martos R, McCreery C, Dodd JD. Thrombosed prosthetic valve in Ebstein's anomaly: Evaluation with echocardiography and 64-slice cardiac computed tomography. *World J Cardiol*. 2012;4:240-1.
54. Tanis W, Habets J, van den Brink RB, Symersky P, Budde RP, Chamuleau SA. Differentiation of thrombus from pannus as the cause of acquired mechanical prosthetic heart valve obstruction by non-invasive imaging: a review of the literature. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2014;15:119-29.
55. Chung MS, Yang DH, Kim DH, Kang JW, Lim TH. Subvalvular pannus formation causing aortic stenosis in patients with a normal prosthetic aortic valve: computed tomography finding. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging*. 2015;16:458. doi: 10.1093/ehjci/jeu285.
56. Tanis W, Suchá D, Laufer W, Habets J, van Herwerden LA, Symersky P, et al. Multidetector-row computed tomography for prosthetic heart valve dysfunction: is concomitant non-invasive coronary angiography possible before redo-surgery? *Eur Radiol*. 2015;25:1623-30.
57. Habets J, van den Brink RB, Uijlings R, Spijkerboer AM, Mali WP, Chamuleau SA, et al. Coronary artery assessment by multidetector computed tomography in patients with prosthetic heart valves. *Eur Radiol*. 2012;22:1278-86.
58. Girard SE, Miller FA Jr, Orszulak TA, Mullany CJ, Montgomery S, Edwards WD, et al. Reoperation for prosthetic aortic valve obstruction in the era of echocardiography: trends in diagnostic testing and comparison with surgical findings. *J Am Coll Cardiol* 2001;37:579-584.
59. Hoffmann MH, Shi H, Manzke R, Schmid FT, De Vries L, Grass M, et al. Noninvasive coronary angiography with 16-detector row CT: effect of heart rate. *Radiology* 2005;234:86-97.
60. Konen E, Goitein O, Feinberg MS, Eshet Y, Raanani E, Rimon U, et al. The role of ECG-gated MDCT in the evaluation of aortic and mitral mechanical valves: initial experience. *AJR Am J Roentgenol*. 2008;191:26-31.
61. Picano E, Vañó E, Rehani MM, Cuocolo A, Mont L, Bodi V, et al. The appropriate and justified use of medical radiation in cardiovascular imaging: a position document of the ESC Associations of Cardiovascular Imaging, Percutaneous Cardiovascular Interventions and Electrophysiology. *Eur Heart J*. 2014;35:665-72.
62. Habets J, Meijer TS, Meijer RC, Mali WP, Vonken EJ, Budde RP. CT attenuation measurements are valuable to discriminate pledgets used in prosthetic heart valve implantation from paravalvular leakage. *Br J Radiol*. 2012;85:e616-21.
63. Raman SV, Cook SC. Cardiovascular computed tomography and MRI in clinical practice: aortopathy. *J. Cardiovasc. Med*. 2007;8:35-540.
64. Ribeiro HB, Le Ven F, Larose E, Dahou A, Nombela-Franco L, Urena M, et al. Cardiac magnetic resonance versus transthoracic echocardiography for the assessment and quantification of aortic regurgitation in patients undergoing transcatheter aortic valve implantation. *Heart*. 2014;100:1924-32.
65. Simprini LA, Afroz A, Cooper MA, Klem I, Jensen C, Kim RJ, et al. Routine cine-CMR for prosthesis-associated mitral regurgitation: a multicenter comparison to echocardiography. *J Heart Valve Dis*. 2014;23:575-82.
66. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Rudolph A, Wassmuth R, Schulz-Menger J. Assessment of mitral bioprostheses using cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson*. 2010;12:36. doi: 10.1186/1532-429-12-36.
67. Suchá D, Symersky P, Tanis W, Mali WP, Leiner T, van Herwerden LA, et al. Multimodality Imaging Assessment of Prosthetic Heart Valves. *Circ Cardiovasc Imaging*. 2015;8. pii: e003703. doi: 10.1161/CIRCIMAGING.115.003703.

68. Fujita N, Chazouilleres AF, Hartiala JJ, O'Sullivan M, Heidenreich P, Kaplan JD, et al: Quantification of mitral regurgitation by velocity-encoded cine nuclear magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol* 1994;23:951-958.
69. Simprini LA, Afroz A, Cooper MA, Klem I, Jensen C, Kim RJ, et al. Routine cine-CMR for prosthesis-associated mitral regurgitation: a multicenter comparison to echocardiography. *J Heart Valve Dis.* 2014;23:575-82.
70. Ribeiro HB, Le Ven F, Larose E, Dahou A, Nombela-Franco L, Urena M, et al. Cardiac magnetic resonance versus transthoracic echocardiography for the assessment and quantification of aortic regurgitation in patients undergoing transcatheter aortic valve implantation. *Heart.* 2014;100:1924-32.
71. Han Y, Peters DC, Salton CJ, Bzymek D, Nezafat R, Goddu B, et al. Cardiovascular magnetic resonance characterization of mitral valve prolapse. *JACC Cardiovasc Imaging* 2008;1:294-303.
72. von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Rudolph A, Wassmuth R, Bohl S, Buschmann EE, Abdel-Aty H, et al. Feasibility of cardiovascular magnetic resonance to assess the orifice area of aortic bioprostheses. *Circ Cardiovasc Imaging.* 2009;2:397-404.
73. Buchner S, Debl K, Poschenrieder F, Feuerbach S, Riegger GA, Luchner A, et al. Cardiovascular magnetic resonance for direct assessment of anatomic regurgitant orifice in mitral regurgitation. *Circ Cardiovasc Imaging* 2008;1:148-155.
74. Pennekamp W, Geyhan N, Soeren P, Volkmar N. Determination of flow profiles of different mechanical aortic valve prostheses using phase-contrast MRI. *J Cardiovasc Surg.* 2011;52:277-84.
75. Adegbite O, Kadem L, Newling B. Purely phase-encoded MRI of turbulent flow through a dysfunctional bileaflet mechanical heart valve. *MAGMA.* 2014;27:227-35.
76. Houllind K, Eschen O, Pedersen EM, Jensen T, Hasenkam JM, Paulsen PK. Magnetic resonance imaging of blood velocity distribution around St. Jude medical aortic valves in patients. *J Heart Valve Dis.* 1996;5:511-517.
77. Clavel MA, Pibarot P. Assessment of low-flow, low-gradient aortic stenosis: multimodality imaging is the key to success. *EuroIntervention.* 2014 Sep;10 SupplU:U52-60. doi: 10.4244/EIJV10SUA8.
78. Hendel RC, Patel MR, Kramer CM, Poon M, Hendel RC, Carr JC et al. ACCF/ACR/SCCT/SCMR/ASNC/ NASCI/SCAI/SIR 2006 appropriateness criteria for cardiac computed tomography and cardiac magnetic resonance imaging. *J Am Coll Cardiol Radiol* 2006;48:1475-1497.
79. Baikoussis NG, Apostolakis E, Papakonstantinou NA, Sarantitis I, Dougenis D. Safety of magnetic resonance imaging in patients with implanted cardiac prostheses and metallic cardiovascular electronic devices. *Ann Thorac Surg.* 2011;91:2006-11.
80. Shellock FG. Prosthetic heart valves and annuloplasty rings: assessment of magnetic field interactions, heating, and artifacts at 1.5 Tesla. *J Cardiovasc Magn Reson.* 2001;3:317-24.
81. Pizzi MN, MD, Roque A, Fernández-Hidalgo N, Cuéllar-Calabria H, Ferreira-González I, González-Alujas MT, et al. Improving the diagnosis of infective endocarditis in prosthetic valves and intracardiac devices with 18F-FDG-PET/CT-Angiography: initial results at an infective endocarditis referral center. *Circulation* 2015, DOI: 10.1161/CIRCULATIONAHA.115.015316.
82. Dweck MR, Jones C, Joshi NV, Fletcher AM, Richardson H, White A, et al. Assessment of valvular calcification and inflammation by positron emission tomography in patients with aortic stenosis. *Circulation* 2012;125:76-86.
83. Blauwet LA, Malouf JF, Connolly HM, Hodge DO, Evans KN, Herges RM, et al. Comprehensive echocardiographic assessment of normal mitral Medtronic Hancock II, Medtronic Mosaic, and Carpentier-Edwards Perimount bioprostheses early after implantation. *J Am Soc Echocardiogr.* 2010;23:656-666.
84. Blauwet LA, Burkhart HM, Dearani JA, Malouf JF, Connolly HM, Hodge DO, et al. Comprehensive echocardiographic assessment of mechanical tricuspid valve prostheses based on early postimplantation echocardiographic studies. *J Am Soc Echocardiogr.* 2011;24:414-424.
85. Badano L, Mocchegiani R, Bertoli D, DeGaetano G, Carratino L, Pasetti L, et al. Normal Echocardiographic characteristics of the Sorin-Bicarbon bileaflets prosthetic heart valve in mitral and aortic position. *J Am Soc Echocardiogr.* 1997;10:632-643.
86. David TE, Armstrong S, Sun Z. Clinical and haemodynamic assessment of the Hancock II bioprosthesis. *Ann Thorac Surg* 1992;54:661-667.
87. Van den Brink RBA. Evaluation of prosthetic heart valves by transoesophageal echocardiography: problems, pitfalls, and timing of echocardiography. *Semin SardiThorac Vasc Anesth* 2006;10:89-100.
88. Alton M, Pasierski TJ, Orsinelli DA, Eaton GM, Pearson AC. Comparison of transthoracic and transesophageal echocardiography in evaluation of 47 Starr-Edwards prosthetic valves. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:1503-11.
89. Daniel WG, Mugge A, Grote J, Hausmann D, Nikutta P, Laas J, et al. Comparison of transthoracic and transesophageal echocardiography for detection of abnormalities of prosthetic and bioprosthetic valves in the mitral and aortic positions. *Am J Cardiol* 1993;71:210-15.
90. Rosenhek R, Binder T, Maurer G, Baumgartner H. Normal values for Doppler echocardiographic assessment of heart valve prostheses. *J Am Soc Echo* 2003;16:1116-27.
91. Orsinelli D, Pasierski TJ, Pearson A. Spontaneously appearing microbubbles associated with prosthetic cardiac valves detected by transesophageal echocardiography. *Am Heart J* 1994;128:990-996.
92. Johansen P, Manning K, Tarbell J, Fontaine A, Deutsch S, Nygaard H. A new method for evaluation of cavitation near mechanical heart valves. *J Biomech Eng.* 2003;125:663-70.
93. Rodriguez RA, Nathan HJ, Ruel M, Rubens F, Dafoe D, Mesana T. A method to distinguish between gaseous and solid cerebral emboli in patients with prosthetic heart valves. *Eur J Cardiothorac Surg.* 2009;35:89-95.
94. Hutchinson K, Hafeez F, Woods TD, et al: Recurrent ischemic strokes in a patient with Medtronic-Hall prosthetic aortic valve and valve strands. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:755-757.
95. Ionescu AA, Newman GR, Butchart EG, Fraser AG. Morphologic analysis of a strand recovered from a prosthetic mitral valve: No evidence of fibrin. *J Am Soc Echocardiogr* 1999;12:766-768.
96. Rozich JD, Edwards WD, Hanna RD, Laffey DM, Johnson GH, Klarich KW. Mechanical prosthetic valve-associated strands: Pathologic correlates to transesophageal echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:97-100.
97. Hixson CS, Smith MD, Mattson MD, Morris EJ, Lenhoff SJ, Salley RK. Comparison of transesophageal color flow Doppler imaging of normal mitral regurgitant jets in St. Jude Medical and Medtronic Hall cardiac prostheses. *J Am Soc Echocardiogr.* 1992;5:57-62.
98. Mohr-Kahaly S, Kupferwasser I, Erbel R, Oelert H, Meyer J. Refurgitant flow in apparently normal valve prosthesis: improved detection and semi-quantitative analysis by transesophageal two-dimensional color-coded Doppler echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 1990;3:187-195.
99. Yoganathan AP, Reamer HH, Corcoran WH, Harrison EC, Shulman IA, Parnassus W. The Starr-Edwards aortic ball: flow characteristics, thrombus formation, and tissue overgrowth. *Artif Organs* 1981;6:6-17.
100. Pibarot P, Dumesnil JG, Briand M, Laforest I, Cartier P. Hemodynamic performance during maximum exercise in adult patients with the ross operation and comparison with normal controls and patients with aortic bioprostheses. *Am J Cardiol* 2000;86:982-988.
101. Quinones MA, Otto CM, Stoddard M, Waggoner A, Zoghbi WA. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: a report from the Doppler Quantification Task Force of the Nomenclature and Standards Committee of the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:167-84.
102. Badano L, Zamorano JL, Pavoni D, Tosoratti E, Baldassi M, Zakja E, et al. Clinical and haemodynamic implications of supra-annular implant of biological aortic valves. *J Cardiovasc Med* 2006;7:524-532.

103. Baumgartner H, Khan S, DeRobertis M, Czer L, Maurer G. Discrepancies between Doppler and catheter gradients in aortic prosthetic valves in vitro. A manifestation of localized gradients and pressure recovery. *Circulation* 1990; 82:1467-75.
104. Bech-Hanssen O, Caidahl K, Wallentin I, Brandberg J, Wranne B, Ask P. Aortic prosthetic valve design and size: relation to Doppler echocardiographic findings and pressure recovery in an in vitro study. *J Am Soc Echocardiogr* 2000;13:39-50.
105. Bach DS. Echo/Doppler Evaluation of Hemodynamics After Aortic Valve Replacement. Principles of Interrogation and Evaluation of High Gradients. *J Am Coll Cardiol Img* 2010;3:296-304.
106. Dumesnil JG, Honos GN, Lemieux M, Beauchemin J. Validation and applications of mitral prosthetic valvular areas calculated by Doppler echocardiography. *Am J Cardiol* 1990;65:1443-8.
107. Garcia D, Pibarot P, Landry C, Allard A, Chayer B, Dumesnil JG, Durand LG. Estimation of aortic valve effective orifice area by Doppler echocardiography: effects of valve inflow shape and flow rate. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:756-65.
108. Flaschkampf FA, Weyman AE, Guerrero JL. Influence of orifice geometry and flow rate on effective valve area: an in vitro study. *J Am Coll Cardiol* 1991;15:1173-1180.
109. Gilon D, Cape EG, Handschumacher MD, Song JK, Solheim J, VanAuer M, et al. Effect of three-dimensional valve shape on the hemodynamics of aortic stenosis: three-dimensional echocardiographic stereolithography and patient studies. *J Am Coll Cardiol* 2002;40:1479-86.
110. Pibarot P, Dumesnil JG, Cartier PC, Métras J, Lemieux MD. Patient prosthesis mismatch can be predicted at the time of operation. *Ann Thorac Surg* 2001;71:S265-268.
111. Bitar JN, Lechin ME, Salazar G, Zoghbi WA. Doppler echocardiographic assessment with the continuity equation of St. Jude medical mechanical prostheses in the mitral valve position. *Am J Cardiol* 1995;76:287-93.
112. Pibarot P, Honos GN, Durand LG, Dumesnil JG. Substitution of left ventricular outflow tract diameter with prosthesis size is inadequate for calculation of the aortic prosthetic valve area by the continuity equation. *J Am Soc Echocardiogr* 1995;8:511-7.
113. Smadi O, Garcia J, Pibarot P, Gaillard E, Hassan I, Kadem L. Accuracy of Doppler-echocardiographic parameters for the detection of aortic bileaflet mechanical prosthetic valve dysfunction. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014;15:142-51.
114. Zekry SB, Saad RM, Ozkan M, Al Shahid MS, Pepi M, Muratori M, et al. Flow acceleration time and ratio of acceleration time to ejection time for prosthetic aortic valve function. *JACC Cardiovasc Imaging* 2011;4:1161-70.
115. Garcia D, Dumesnil JG, Durand LG, Kadem L, Pibarot P. Discrepancies between catheter and Doppler estimates of valve effective orifice area can be predicted from the pressure recovery phenomenon: Practical implications with regard to quantification of aortic stenosis severity. *J Am Coll Cardiol* 2003;41:435-42.
116. Vandervoort PM, Greenberg NL, Pu M, Powell KA, Cosgrove DM, Thomas JD. Pressure recovery in bileaflet heart valve prostheses. Localized high velocities and gradients in central and side orifices with implications for Doppler-catheter gradient relation in aortic and mitral position. *Circulation* 1995;92:3464-72.
117. Aljassim O, Svensson G, Houltz E, Bech-Hanssen O. Doppler-catheter discrepancies in patients with bileaflet mechanical prostheses or bioprostheses in the aortic valve position. *Am J Cardiol* 2008;102:1383-9.
118. Bach DS, Schmitz C, Dohmen G, Aaronson KD, Steinseifer U, Kleine P. In vitro assessment of prosthesis type and pressure recovery characteristics: Doppler echocardiography overestimation of bileaflet mechanical and bioprosthetic aortic valve gradients. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2012;144:453-8.
119. Bech-Hanssen O, Caidahl K, Wallentin I, Brandberg J, Wranne B, Ask P. Aortic prosthetic valve design and size: relation to Doppler echocardiographic findings and pressure recovery - An in vitro study. *J Am Soc Echocardiogr* 2000;13:39-50.
120. Evin M, Pibarot P, Guivier-Curien C, Tanne D, Kadem L, Rieu R. Localized transvalvular pressure gradients in mitral bileaflet mechanical heart valves and impact on gradient overestimation by Doppler. *J Am Soc Echocardiogr* 2013;26:791-800.
121. Ye Z, Shiono M, Sezai A, Inoue T, Hata M, Niino T, et al. Reoperation for a patient 25 Years after a Starr-Edwards ball mitral valve was installed. *Ann Thorac Cardiovasc Surg* 2002;8:311-5.
122. Akins CW, Miller DC, Turina MI, Kouchoukos NT, Blackstone EH, Grunkemeier GL, et al. Guidelines for reporting mortality and morbidity after cardiac valve interventions. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2008;135:732-738.
123. Rizzoli G, Guglielmi C, Toscano G, Pistorio V, Vendramin I, Bottio T et al. Reoperations for acute prosthetic thrombosis and pannus: an assessment of rates, relationship and risk. *Eur J Cardiothorac Surg* 1999;16:74-80.
124. Roudaut R, Serri K, Lafitte S. Thrombosis of prosthetic heart valves: diagnosis and therapeutic considerations. *Heart* 2007;93:137-42.
125. Pibarot P, Dumesnil JG. Doppler echocardiographic evaluation of prosthetic valve function. *Heart* 2012;98:69-78.
126. Genoni M, Franzen D, Tavakoli R, Seiffert B, Graves K, Jenni R, et al. Does the morphology of mitral paravalvular leaks influence symptoms and hemolysis? *J Heart Valve Dis.* 2001;10:426-30.
127. Pibarot P, Dumesnil JG. Hemodynamic and clinical impact of prosthesis-patient mismatch in the aortic valve position and its prevention. *J Am Coll Cardiol* 2000;36:1131-41.
128. Pibarot P, Dumesnil JG. Valve prosthesis-patient mismatch, 1978 to 2011: from original concept to compelling evidence. *J Am Coll Cardiol* 2012;60:1136-9.
129. Head S, Mokhles M, Osnabrugge R, Pibarot P, Mack MJ, Takkenberg J, et al. The impact of prosthesis-patient mismatch on long-term survival after aortic valve replacement: A systematic review and meta-analysis of 34 observational studies comprising 27,186 patients with 133,141 patient-years. *Eur Heart J* 2012;33:1518-29.
130. Takagi H, Yamamoto H, Iwata K, Goto SN, Umemoto T. A meta-analysis of effects of prosthesis-patient mismatch after aortic valve replacement on late mortality. *Int J Cardiol* 2012;159:150-4.
131. Pibarot P, Weissman NJ, Stewart WJ, Hahn RT, Lindman BR, McAndrew T, et al. Incidence and sequelae of prosthesis-patient mismatch in transcatheter versus surgical valve replacement in high-risk patients with severe aortic stenosis- A PARTNER trial cohort A analysis. *J Am Coll Cardiol* 2014;64:1323-34.
132. Flameng W, Herregods MC, Vercauteren M, Herijgers P, Bogaerts K, Meuris B. Prosthesis-patient mismatch predicts structural valve degeneration in bioprosthetic heart valves. *Circulation* 2010;121:2123-9.
133. Mahjoub H, Mathieu P, Larose E, Dahou A, Senechal M, Dumesnil JG, et al. Determinants of aortic bioprosthetic valve calcification assessed by multidetector CT. *Heart* 2015;101:472-477.
134. Mohty D, Dumesnil JG, Echahidi N, Mathieu P, Dagenais F, Voisine P, Pibarot P. Impact of prosthesis-patient mismatch on long-term survival after aortic valve replacement: influence of age, obesity, and left ventricular dysfunction. *J Am Coll Cardiol* 2009;53:39-47.
135. Kappetein AP, Head SJ, Genereux P, Piazza N, Van Mieghem NM, Blackstone EH, et al. Updated standardized endpoint definitions for transcatheter aortic valve implantation: the Valve Academic Research Consortium-2 consensus document. *Eur J Cardiothorac Surg* 2012;42:S45-S60.
136. Lancellotti P, Rosenhek R, Pibarot P, Lung B, Otto CM, Tornos P, et al. ESC Working Group on Valvular Heart Disease position paper--heart valve clinics: organization, structure, and experiences. *Eur Heart J.* 2013;34:1597-606.
137. Bach DS. Transesophageal echocardiographic (TEE) evaluation of prosthetic valves. *Cardiol Clin* 2000;18:751-71.

138. Chambers J, Rimington H, Rajani R, Hodson F, Blauth C. Hemodynamic performance on exercise: comparison of a stentless and stented biological aortic valve replacement. *J Heart Valve Dis* 2004;13:729-33.
139. Dumesnil JG, Pibarot P. Prosthesis-patient mismatch; an update. *Curr Cardiol Rep* 2011;13:250-7.
140. Rallidis LS, Moysakis IE, Ikonomidis I, Nihoyannopoulos P. Natural history of early aortic paraprosthetic regurgitation: a five-year follow-up. *Am Heart J* 1999;138:351-7.
141. Perry GJ, Helmcke F, Nanda NC, Byard C, Soto B. Evaluation of aortic insufficiency by Doppler colour flow mapping. *J Am Coll Cardiol* 1987;9:952-959.
142. Leon MB, Smith CR, Mack M, Miller DC, Moses JW, Svensson LG, et al. Transcatheter aortic-valve implantation for aortic stenosis in patients who cannot undergo surgery. *N Engl J Med* 2010;363:1597-607.
143. Effron MK, Popp RL. Two-dimensional echocardiographic assessment of bioprosthetic valve dysfunction and infective endocarditis. *J Am Coll Cardiol* 1983;2:597-606.
144. Tribouilloy CM, Enriquez-Sarano M, Fett SL, Bailey KR, Seward JB, Tajik AJ. Application of the proximal flow convergence method to calculate the effective regurgitant orifice area in aortic regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1998;32:1032-9.
145. Pouleur AC, de Waroux JB, Goffinet C, Vancraeynest D, Pasquet A, Gerber BL, et al. Accuracy of the flow convergence method for quantification of aortic regurgitation in patients with central versus eccentric jets. *Am J Cardiol* 2008;102:475-80.
146. Samstad SO, Hegrenæs L, Skjaerpe T, Hatle L. Half time of the diastolic aortoventricular pressure difference by continuous wave Doppler ultrasound: a measure of the severity of AR? *Br Heart J* 1989;61:336-343.
147. Griffin BP, Flachskampf FA, Siu S, Weyman AE, Thomas JD. The effects of regurgitant orifice size, chamber compliance, and systemic vascular resistance on aortic regurgitant velocity slope and pressure half-time. *Am Heart J* 1991;122:1049-56.
148. Tribouilloy C, Avinée P, Shen WF, Rey JL, Slama M, Lesbre JP. End diastolic flow velocity just beneath the aortic isthmus assessed by pulsed Doppler echocardiography: a new predictor of the aortic regurgitant fraction. *Br Heart J* 1991;65:37-40.
149. Foster GP, Isselbacher EM, Rose GA, Torchiana DF, Akins CW, Picard MH. Accurate localization of mitral regurgitant defects using multiplane transesophageal echocardiography. *Ann Thorac Surg* 1998;65:1025-1031.
150. Vitarelli A, Conde Y, Cimino E, Leone T, D'Angeli I, D'Orazio S, Stellato S. Assessment of severity of mechanical prosthetic mitral regurgitation by transoesophageal echocardiography. *Heart* 2004;90:539-44.
151. Sprecher DL, Adamick R, Adams D, Kisslo J. In vitro color flow, pulsed and continuous wave Doppler ultrasound masking of flow by prosthetic valves. *J Am Coll Cardiol* 1987;9:1306-10.
152. Fernandes V, Olmos L, Nagueh SF, Quinones MA, Zoghbi WA. Peak early diastolic velocity rather than pressure half-time is the best index of mechanical prosthetic mitral valve function. *Am J Cardiol* 2002;89:704-10.
153. Goetze S, Brechtken J, Agler DA, Thomas JD, Sabik JF III, Jaber WA. In vivo short-term Doppler hemodynamic profiles of 189 Carpentier- Edwards Perimount pericardial bioprosthetic valves in the mitral position. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:981-7.
154. Malouf JF, Ballo M, Connolly HM, Hodge DO, Herges RM, Mullany CJ, et al. Doppler echocardiography of 119 normal-functioning St Jude Medical mitral valve prostheses: a comprehensive assessment including time-velocity integral ratio and prosthesis performance index. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:252-256.
155. Panidis IP, Ross J, Mintz GS. Normal and abnormal prosthetic valve function as assessed by Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986;8:317-26.
156. Chaliki HP, Nishimura RA, Enriquez-Sarano M, Reeder GS. A simplified, practical approach to assessment of severity of mitral regurgitation by Doppler color flow imaging with proximal convergence: validation with concomitant cardiac catheterization. *Mayo Clin Proc* 1998;73:929-35.
157. Flachskampf FA, Hoffmann R, Franke A, Job FP, Schöndube FA, Messmer BJ, et al. Does multiplane transesophageal echocardiography improve the assessment of prosthetic valve regurgitation? *J Am Soc Echocardiogr* 1995;8:70-8.
158. Becerra JM, Almeria C, de Isla LP, Zamorano J. Usefulness of 3D transoesophageal echocardiography for guiding wires and closure devices in mitral perivalvular leaks. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:979-81.
159. Enriquez-Sarano M, Miller FA, Hayes SN, Bailey KR, Tajik AJ, Seward JB. Effective mitral regurgitant orifice area: clinical use and pitfalls of the proximal isovelocity surface area method. *J Am Coll Cardiol* 1995;25:703-9.
160. Enriquez-Sarano M, Dujardin KS, Tribouilloy CM, Seward JB, Yoganathan AP, Bailey KR, et al. Determinants of pulmonary venous flow reversal in mitral regurgitation and its usefulness in determining the severity of regurgitation. *Am J Cardiol* 1999;83:535-41.
161. Olmos L, Salazar G, Barbetseas J, Quinones MA, Zoghbi WA. Usefulness of transthoracic echocardiography in detecting significant prosthetic mitral valve regurgitation. *Am J Cardiol* 1999;83:199-205.
162. Connolly HM, Miller FA, Taylor CL, Naessens JM, Seward JB, Tajik AJ. Doppler hemodynamic profiles of 82 clinically and echocardiographically normal tricuspid valve prostheses. *Circulation* 1993;88:2722-7.
163. Kobayashi Y, Nagata S, Ohmori F, Eishi K, Nakano K, Miyatake K. Serial Doppler echocardiographic evaluation of bioprosthetic valves in the tricuspid position. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:1693-7.
164. Blauwet LA, Miller FA. Echocardiographic assessment of prosthetic heart valves. *Prog Cardiovasc Dis* 2014;57:100-110.
165. Aoyagi S, Nishi Y, Kawara T, Oryoji A, Kosuga K, Ohishi K. Doppler echocardiographic evaluation of St. Jude Medical valves in the tricuspid position. *J Heart Valve Dis* 1993;2:279-286.
166. Blauwet LA, Danielson GK, Burkhart HM, Dearani JA, Malouf JF, Connolly HM et al. Comprehensive echocardiographic assessment of the hemodynamic parameters of 285 tricuspid valve bioprostheses early after implantation. *J Am Soc Echocardiogr* 2010; 23:1045-1059.
167. Gonzalez-Vilchez F, Zaruza J, Vazquez de Prada JA, Martín Durán R, Ruano J, Delgado C, et al. Assessment of tricuspid regurgitation by Doppler color flow imaging: angiographic correlation. *Int J Cardiol* 1994;44:275-83.
168. Tribouilloy CM, Enriquez-Sarano M, Bailey KR, Tajik AJ, Seward JB. Quantification of tricuspid regurgitation by measuring the width of the vena contracta with Doppler color flow imaging: a clinical study. *J Am Coll Cardiol* 2000;36:472-8.
169. Nagueh SF, Kopelen HA, Zoghbi WA. Relation of mean right atrial pressure to echocardiographic and Doppler parameters of right atrial and right ventricular function. *Circulation* 1996;93:1160-9.
170. Ahmed MI, Escañuela MG, Crosland WA, McMahon WS, Alli OO, Nanda NC. Utility of live/real time three-dimensional transesophageal echocardiography in the assessment and percutaneous intervention of bioprosthetic pulmonary valve stenosis. *Echocardiography* 2014;31:531-3.
171. Rosti L, Murzi B, Colli AM, Festa P, Redaelli S, Havelova L, et al. Mechanical valves in the pulmonary position: a reappraisal. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1998;115:1074-9.
172. Waterbolk TW, Hoendermis ES, den H I, Ebels T. Pulmonary valve replacement with a mechanical prosthesis. Promising results of 28 procedures in patients with congenital heart disease. *Eur J Cardiothorac Surg* 2006;30:28-32.
173. Maciel BC, Simpson IA, Valdes-Cruz LM, Recusani F, Hoit B, Dalton N, et al. Color flow Doppler mapping studies of "physiologic" pulmonary and tricuspid regurgitation: evidence for true regurgitation as opposed to a valve closing volume. *J Am Soc Echocardiogr* 1991;4:589-97.

174. Kobayashi J, Nakano S, Matsuda H, Arisawa J, Kawashima Y. Quantitative evaluation of pulmonary regurgitation after repair of tetralogy of Fallot using real-time flow imaging system. *Jpn Circ J*. 1989;53:721-7.
175. Williams RV, Minich LL, Shaddy RE, Pagotto LT, Tani LY. Comparison of Doppler echocardiography with angiography for determining the severity of pulmonary regurgitation. *Am J Cardiol*. 2002;89:1438-41.
176. Puchalski MD, Askovich B, Sower CT, Williams RV, Minich LL, Tani LY. Pulmonary regurgitation: determining severity by echocardiography and magnetic resonance imaging. *Congenit Heart Dis*. 2008;3:168-75.
177. Goldberg SJ, Allen HD. Quantitative assessment by Doppler echocardiography of pulmonary or aortic regurgitation. *Am J Cardiol*. 1985;56:131-5.
178. Lei MH, Chen JJ, Ko YL, Cheng JJ, Kuan P, Lien WP. Reappraisal of quantitative evaluation of pulmonary regurgitation and estimation of pulmonary artery pressure by continuous wave Doppler echocardiography. *Cardiology*. 1995;86:249-56.
179. Silversides CK, Veldtman GR, Crossin J, Merchant N, Webb GD, McGrindle BW et al. Pressure Halftime predicts hemodynamically significant pulmonary regurgitation in adult patients with repaired tetralogy of Fallot. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:1057-62.