

Estenose aórtica: fatores que interferem na avaliação da gravidade pelo método doppler ecocardiográfico - artigo de revisão

Aortic stenosis: factors that interfere with the evaluation of severity by the Doppler echocardiographic method - review article

Estenosis aórtica: factores que intervienen en la evaluación de la severidade mediante el método ecocardiográfico Doppler - artículo de revisión

Recebido: 20/02/2025 | Revisado: 25/02/2025 | Aceitado: 25/02/2025 | Publicado: 27/02/2025

Vanessa Bernardo Nunes Lepre¹

ORCID: <https://orcid.org/0009-0004-4136-1192>
Hospital Universitário Maria Aparecida Pedrossian, Brasil
E-mail: vanessa.bernardonunes@gmail.com

Gabriel Doreto Rodrigues¹

ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-2130-9686>
Hospital Universitário Maria Aparecida Pedrossian, Brasil
E-mail: gabriel.doreto@hotmail.com

Resumo

A importância do diagnóstico e tratamento oportunos da Estenose Aórtica (EAo) é consensual pela cardiologia, buscando prevenir a elevada morbimortalidade dessa doença. Embora os exames diagnósticos sejam amplamente disponíveis, diversos fatores podem interferir na correta classificação da gravidade da doença. Sendo assim, os parâmetros ecocardiográficos fazem parte de uma etapa crítica para garantir resultados ideais. Objetivo: Descrever os principais fatores que interferem na avaliação da gravidade da estenose aórtica pelos métodos diagnósticos, principalmente a ecocardiografia. Metodologia: O processamento de dados foi realizado reunindo os principais periódicos relacionados à área da saúde, com palavras-chave relacionadas ao tema principal (estenose aórtica) e subsequente seleção de 80 artigos para análise e construção deste artigo de revisão. Resultados: A revisão expõe os diversos limitantes na avaliação da gravidade da estenose aórtica, quais sejam: fatores relacionados à anatomia, a questões técnicas, a variáveis hemodinâmicas e/ou às comorbidades do paciente. Conclusões: O conhecimento das possíveis limitações diagnósticas é essencial para especialistas na área, dessa forma permitindo uma análise mais crítica dos resultados de ecocardiograma, bem como oportunizando ao médico estender a investigação nos casos de exames complementares discordantes da história e exame clínico.

Palavras-chave: Valvas Cardíacas; Estenose da Valva Aórtica; Ecocardiografia; Técnicas de Diagnóstico Cardiovascular; Doenças Valvares Cardíacas.

Abstract

The importance of timely diagnosis and treatment of Aortic Stenosis (AS) is consensual in cardiology, seeking to prevent the high morbidity and mortality of this disease. Although diagnostic tests are widely available, several factors can interfere with the correct classification of the severity of the disease. Therefore, echocardiographic parameters are part of a critical step to ensure optimal results. Objective: To describe the main factors that interfere in the assessment of the severity of aortic stenosis by diagnostic methods, mainly echocardiography. Methodology: Data processing was performed by gathering the main journals related to the health area, with keywords related to the main theme (aortic stenosis) and subsequent selection of 80 articles for analysis and construction of this review article. Results: The review exposes the various limitations in the assessment of the severity of aortic stenosis, namely: factors related to anatomy, technical issues, hemodynamic variables and/or patient comorbidities. Conclusions: Knowledge of possible diagnostic limitations is essential for specialists in the field, thus allowing a more critical analysis of echocardiogram results, as well as providing the physician with the opportunity to extend the investigation in cases of complementary exams that disagree with the history and clinical examination.

Keywords: Heart Valves; Aortic Valve Stenosis; Echocardiography; Diagnostic Techniques, Cardiovascular; Heart Valve Diseases.

¹ Hospital Universitário Maria Aparecida Pedrossian da Universidade Federal do Mato Grosso do Sul, Brasil.

Resumen

La importancia del diagnóstico y tratamiento oportuno de la Estenosis Aórtica (EAO) es consensual en cardiología, buscando prevenir la alta morbimortalidad de esta enfermedad. Si bien las pruebas diagnósticas se encuentran ampliamente disponibles, diversos factores pueden interferir en la correcta clasificación de la severidad de la enfermedad, por lo que los parámetros ecocardiográficos forman parte de un paso crítico para asegurar resultados óptimos. Objetivo: Describir los principales factores que interfieren en la evaluación de la severidad de la estenosis aórtica por métodos diagnósticos, principalmente la ecocardiografía. Resultados: La revisión expone las diversas limitaciones en la evaluación de la severidad de la estenosis aórtica, a saber: factores relacionados con la anatomía, aspectos técnicos, variables hemodinámicas y/o comorbilidades del paciente. Metodología: El procesamiento de los datos se realizó mediante la recopilación de las principales revistas relacionadas con el área de la salud, con palabras claves relacionadas con la temática principal (estenosis aórtica) y posterior selección de 80 artículos para su análisis y construcción del presente artículo de revisión. Conclusiones: El conocimiento de las posibles limitaciones diagnósticas es fundamental para los especialistas en la materia, permitiendo así un análisis más crítico de los resultados del ecocardiograma, además de brindar al médico la oportunidad de ampliar la investigación en casos de exámenes complementarios que disienten con la historia y el examen clínico.

Palabras clave: Válvulas Cardíacas; Estenosis Aórtica Supraaórtica; Ecocardiografía; Técnicas de Diagnóstico Cardiovascular; Enfermedades de las Válvulas Cardíacas.

1. Introdução

Norteados por diretrizes, a avaliação da gravidade da estenose aórtica é o ponto de partida para a determinação dos tratamentos a serem seguidos. A correta classificação de gravidade tem influência na conduta clínica ou intervencionista a ser tomada. Assim, lidar com desafios diagnósticos advindos da discordância de parâmetros que ocorrem principalmente na análise ecocardiográfica, exame de maior acessibilidade e acurácia diagnóstica, é base fundamental para o cardiologista clínico. Os fatores que interferem na análise podem ser associados ao paciente e suas comorbidades, limitações do aparelho, padronização de avaliações, processamento de imagens, avaliação crítica de medidas obtidas.

Desta forma, fatores relacionados à técnica e à aquisição de imagens são influenciados pela hemodinâmica do paciente durante a avaliação – frequência cardíaca, pressão arterial, uso de drogas vasoativas, características do fluxo sanguíneo. O fenótipo do paciente pode contribuir para análises prejudicadas, que vão desde dificuldades de aquisição devido a janelas de avaliação impróprias a artefatos por conta das características relacionadas a EAO. Esses aspectos culminam com discrepâncias de diagnóstico, tanto intra- quanto inter-observadores, na avaliação ecocardiográfica.

Sendo assim, é de grande importância um exame de qualidade, executado por médico experiente, em aparelho com recursos adequados para dirimir as dúvidas interpretações durante a realização do ecocardiograma. De forma complementar, deve-se ter conhecimento de novas tecnologias e demais recursos disponíveis para determinar de forma confiável o diagnóstico de gravidade.

Considerando a complexidade de fatores que podem influenciar a precisão diagnóstica, justifica-se a importância de uma revisão bibliográfica englobando os principais fatores determinantes de erros na avaliação ecocardiográfica da EAO. Desta forma, o objetivo do presente estudo é descrever os principais fatores que interferem na avaliação da gravidade da estenose aórtica identificados por meio da ecocardiografia.

2. Materiais e Métodos

Realizou-se um estudo de natureza qualitativa (Pereira et al., 2018) e, de revisão não sistemática: este estudo consiste em uma revisão narrativa (Rother, 2007; Cavalcante & Oliveira, 2020; Casarin et al., 2020) de literatura que busca reconhecer, capturar e sintetizar a produção bibliográfica relacionada ao tema central – fatores que interferem na classificação da EAO. Corresponde ao período de pesquisas de julho de 2024 a janeiro de 2025. Por meio dos seguintes critérios metodológicos: estabelecimento de uma questão norteadora; seleção de artigos; avaliação dos estudos pré-selecionados; estruturação dos

pontos principais do texto; configuração de uma organização temática subdividida conforme o padrão de relevância dos subtemas para estudo; discussão de resultados e narrativa de uma revisão concisa.

Em primeiro plano, foi realizado um levantamento de dados relacionados ao tema, consultado artigos nas bases de dados PubMed, Scielo e UpToDate, considerando-se que são bases que dispõem de maior indexação de periódicos da saúde. Para realização desta etapa buscou-se descritores direcionados a responder à questão norteadora: Quais são os fatores que interferem na avaliação da gravidade da estenose aórtica. Os critérios de inclusão foram artigos sobre estenose aórtica, doença valvares, análises por ecocardiografia e exames complementares em cardiologia. Foram excluídos artigos que não se relacionavam ao tema proposto ou que estavam fora do escopo de avaliação diagnóstica de doenças valvares e de sua gravidade.

Os descritores pesquisados foram: “estenose aórtica”; “gradientes valvares”; “equação de continuidade”; “avaliação Doppler”; “ecocardiografia”; “avaliação da estenose aórtica”. Não foram discriminados processos de exclusão e inclusão em decorrência da vasta disponibilidade de estudos sobre o tema e a complementariedade dos assuntos. Desta forma, a presente revisão obteve 80 artigos como *corpus* analítico. Posteriormente, os artigos foram lidos integralmente e foram retiradas as informações para a caracterização da produção em relação ao foco central de pesquisa.

3. Resultados

3.1 Definição da estenose aórtica

A EAo é uma obstrução à ejeção de sangue do ventrículo esquerdo devido a uma estenose fixa ou dinâmica localizada na valva aórtica (Gulino et al., 2017). É considerada uma doença valvular e vascular sistêmica (Cavaca et al., 2017), caracterizada por uma condição de restrição ao fluxo de saída do ventrículo esquerdo (Hirasawa et al., 2023), que ocorre durante a sístole ventricular (Veloso, 2012).

A forma mais comum e grave de doença valvar no mundo ocidental é a EAo, com prevalência crescente na atualidade em razão do aumento da expectativa de vida e do consequente envelhecimento da população (Tarasoutchi et al., 2020). Na população idosa, a incidência de EAo está atingindo uma prevalência de 12% na população com mais de 75 anos de idade (Franke, et al., 2021). É considerada uma condição potencialmente grave, pois pode ser complicada por arritmias, insuficiência cardíaca e morte súbita, desenhando um prognóstico ruim à medida que a gravidade da doença avança (Davies et al., 1991). Constitui causa significativa de morbimortalidade cardiovascular (Canciello et al., 2023).

A EAo é associada a vários fatores de risco cardiovasculares, incluindo doença arterial coronária, hipertensão, diabetes mellitus e doenças inflamatórias (Movahed et al., 2023). Apresenta caráter progressivo, com uma fase subclínica conhecida como esclerose aórtica - definida como espessamento da valva aórtica sem limitação do fluxo (Czarny & Resar, 2014). Na evolução, ocorrida a calcificação ou espessamento dos folhetos da valva aórtica, a resultante é o estreitamento do orifício de saída do fluxo e no aumento do gradiente de pressão (Canciello et al., 2023).

Na estenose valvar isolada, os sintomas clínicos geralmente ocorrem quando o orifício valvar é reduzido a um quarto do seu tamanho normal e na estenose mista - estenose e regurgitação, os sintomas podem ocorrer quando cada lesão, se isolada, seria considerada apenas moderada em gravidade (Otto, 2013).

A EAo apresenta caráter insidioso, com longo período de latência, seguido de rápida progressão após o aparecimento dos sintomas (Grando et al., 2013) como insuficiência cardíaca, síncope e angina (Canciello et al., 2023). É a doença valvar cardíaca mais comum que necessita de intervenção cirúrgica ou percutânea e a troca valvar é o tratamento de escolha para os quadros sintomáticos (Grando et al., 2013).

Várias inovações no campo da ecocardiografia melhoraram a precisão no diagnóstico da EAo, bem como na identificação das alterações estruturais cardíacas com implicações prognósticas (Manzo et al., 2023). A avaliação precisa da

gravidade da EAo usando medidas ecocardiográficas é essencial para o risco, estratificação e gestão do caso (Baumgartner, et al., 2009).

Devido à sua disponibilidade ubíqua e não invasividade, a ecocardiografia é o padrão-ouro para o diagnóstico de pacientes com EAo (Franke et al., 2021). As atuais diretrizes estabelecem como critérios para EAo grave: velocidade de pico superior a 4m/s, gradiente sistólico médio superior a 40mmHg e área valvar aórtica inferior a 1,0 cm² (Baumgartner, 2009).

3.2 Etiologias da estenose aórtica

A EAo é um estreitamento hemodinamicamente significativo do fluxo de saída do ventrículo esquerdo com múltiplas etiologias potenciais (Czarny & Resar, 2014). Pode ser decorrente de anomalia congênita, de um processo pós-inflamatório ou de calcificação relacionada à idade (Otto, 2013). A EAo pode ser secundária a diferentes patologias, como a aterosclerose (Movahed, et al., 2023), doença reumática, endocardite, doença de Fabry, lúpus eritematoso sistêmico, hiperuricemia, doença de Paget (Otto, 2013) e até mesmo sequelar à radioterapia torácica.

A EAo degenerativa é a doença valvar mais comum relacionada a um processo aterosclerótico, inflamação valvar e distúrbio metabólico (Utsunomiya et al., 2012). Têm uma prevalência estimada de 0,4% na população em geral e 1,7% na população >65 anos de idade (Manzo et al., 2023). Na Europa e na América do Norte, a EAo calcificada representa de longe a etiologia mais frequente, com a prevalência de valvas aórticas bicúspides vs. tricúspides como anatomia subjacente sendo altamente dependente da idade (Baumgartner, 2019). Desta forma, têm-se oito vezes mais chances de EAo em pessoas com idade maior que 60 anos em comparação a indivíduos mais jovens (Clavel, et al., 2017). A displasia congênita da valva aórtica comumente está por trás da estenose aórtica em pacientes jovens, sendo a valva aórtica bicúspide a forma mais frequente (Pan, et al., 2020), elevando o risco em onze vezes de desenvolver EAo em relação a valvas trivalvulares (Movahed et al., 2023).

A prevalência de EAo pode chegar a 30-40% das valvas aórticas bicúspides e a cerca de 10% dos casos acometidos de febre reumática aguda pós-inflamatória (Luft, 2015). Convém reiterar que a endocardite bacteriana subaguda também pode levar à cicatrização e espessamento dos folhetos da valva aórtica. (Freeman, et al., 2014). A radioterapia com irradiação do mediastino, para neoplasias malignas localizadas na região do tórax, resulta em complicações cardiovasculares em 10-30% dos pacientes, das quais as doenças valvares representam cerca de 80% dos casos (Akhobekov et al., 2023).

A primeira abordagem ecocardiográfica na avaliação da EAo começa com a caracterização da morfologia da valva aórtica por meio de cortes paraesternais transtorácicos de eixo longo e curto, a fim de identificar o número, a mobilidade, a espessura e a calcificação das cúspides e avaliar a etiologia (Manzo et al., 2023). Na descrição inicial da EAo degenerativa, a importância da calcificação valvar tem sido enfatizada como o principal mecanismo da doença, para iniciação, bem como progressão (Clavel et al., 2010). O grau de calcificação, estimado pela presença de aumento da ecogenicidade e espessamento dos folhetos, pode fornecer relevância prognóstica e tem a localização da calcificação peculiar que contribui com a suspeição etiológica (Manzo et al., 2023). A esclerose da valva aórtica é definida como calcificação e espessamento de uma valva aórtica de três folhetos na ausência de obstrução do fluxo ventricular (Prasad & Bhalodkar, 2004), portanto as válvulas tricúspides geralmente desenvolvem calcificação mais proeminente na parte central e basal de cada cúspide, (Manzo et al., 2023) com preservação comissural e mobilidade normal do folheto (Canciello et al., 2023).

Mantendo o estudo ecocardiográfico, as válvulas aórticas bicúspides frequentemente mostram uma linha de fechamento assimétrica e *doming* diastólico na vista do eixo longo, juntamente com um orifício elíptico durante a sístole na vista do eixo curto. Frequentemente têm um padrão assimétrico de calcificação, relacionado ao tipo de fusão da cúspide, onde 75% dos casos, a fusão é entre as cúspides coronárias direita e esquerda (Manzo et al., 2023). Vale ressaltar que a cúpula sistólica na visão do eixo longo é um indício de uma valva bicúspide (Canciello et al., 2023). Outras variantes anatômicas menos comuns são a valva aórtica unicúspide, que pode estar associada à EAo mesmo sem calcificação intensa e tem

prevalência de cerca de 0,02% (Manzo, 2023), assim sendo, é rara em adultos e apresenta características dismórficas geralmente acentuadas (Baumgartner, 2019).

A doença cardíaca reumática leva à estenose aórtica não calcificada, caracterizada por espessamento do folheto valvar e fibrose (Manzo et al., 2023), assim a base anatômica primária da EAO reumática é a fusão comissural com espessamento (Alizadeh et al., 2024). Observa-se o aumento da ecogenicidade ao longo da borda dos folhetos (Canciello et al., 2023), ou seja, calcificação das bordas livres, resultando tipicamente em um orifício da válvula sistólica em forma de triângulo (Alizadeh et al., 2024). Importante ressaltar que dificilmente a febre reumática acomete a valva aórtica sem comprometer também a valva mitral e, tampouco, dificilmente causa estenose aórtica pura, sem insuficiência aórtica associada (Manzo et al., 2023). No entanto, frequentemente a EAO calcificada reumática e degenerativa tem imagens semelhantes (Canciello et al., 2023). Já a exposição à radiação leva a cicatrizes tardias, espessamento fibroso, retração e calcificação dos folhetos da valva aórtica, o que ajuda a limitar seu movimento e, conseqüentemente, estreitamento da abertura da valva aórtica (Akhobekov et al., 2023).

Em um paciente com diagnóstico clínico de estenose aórtica valvar, o estudo ecocardiográfico deve demonstrar se a obstrução é, de fato, valvar ou se outros diagnósticos podem ser responsáveis pela apresentação clínica, como a estenose subvalvar ou supravalvar (Otto, 2013). A estenose aórtica subvalvar pode ser fixa, decorrente das seguintes características anatômicas: membrana fibrosa discreta, uma crista fibromuscular espessa ou um canal fibromuscular tubular ao longo da via de saída do ventrículo esquerdo (VSVE). Pode ser dinâmica, frequentemente associada à cardiomiopatia hipertrófica (Manzo et al., 2023) ou a ventrículos pequenos com septo em “sigmóide”.

A presença de turbulência sistólica subaórtica deve levar a uma inspeção cuidadosa do trato de saída do ventrículo esquerdo para evidências de obstrução da região, que pode ser melhor vista em vistas apicais ou paraesternais não padronizadas de eixo longo. (Otto, 2023). A EAO supravalvar é um fenômeno raro que consiste em um estreitamento localizado ou difuso da aorta ascendente distal aos seios de Valsalva (Otto, 2013), causada por arteriopatia sistêmica da elastina e associada ou não a condições sindrômicas - como a síndrome de William (Manzo et al., 2023).

3.3 Complicações relacionadas à estenose aórtica

A progressão da EAO caracteriza-se por um curso clínico de evolução lenta durante uma fase assintomática, período em que a sobrevida dos pacientes permanece elevada. O surgimento de sintomas assinala um declínio prognóstico significativo, com taxas de mortalidade superiores a 90% em poucos anos, (Pujari & Agasthi, 2024) alcançando quase a universalidade em cinco anos. A EAO está relacionada a variações tanto interindividuais quanto longitudinais na pós-carga imposta ao ventrículo esquerdo pela válvula estenosada, bem como pela resistência periférica (Banovic et al., 2023). A gravidade da estenose valvar determina os sintomas clínicos e os desfechos do quadro, embora a resposta miocárdica à sobrecarga gerada desempenhe papel fundamental no resultado final (Treibel et al., 2018).

Como 30 a 50% dos pacientes são assintomáticos, tanto o dano cardíaco secundário, que muitas vezes antecede o surgimento dos sintomas, quanto a queda da fração de ejeção do ventrículo esquerdo, comprometem negativamente o prognóstico em estágios que antecedem a substituição valvar ou mesmo após a terapêutica adequada (Maznyczka et al., 2024). Alterações funcionais e hemodinâmicas substanciais no ventrículo esquerdo podem ocorrer mesmo quando a área valvar aórtica se encontra moderadamente reduzida, evidenciando que a manifestação tardia dos sintomas pode levar a lesão miocárdica irreversível associada ao pior desfecho do quadro (Généreux et al., 2016).

A evolução das complicações da EAO acontece como resposta do VE à pós-carga elevada e difere com base na condição miocárdica subjacente, onde espessura da parede aumenta para compensar a sobrecarga de pressão e manter o estresse de parede normal (Ito et al., 2020). O resultado abrange hipertrofia ventricular esquerda compensatória, complacência

ventricular reduzida, disfunção diastólica, distribuição desequilibrada do fluxo sanguíneo coronário e isquemia subendocárdica (Pan et al., 2020).

A hipertrofia ventricular esquerda inicialmente normaliza o estresse de parede e mantém o débito cardíaco por muitos anos ou décadas (Everett et al., 2018). No entanto, com o tempo e evolução, o ventrículo esquerdo descompensa e o paciente transita para insuficiência cardíaca, sintomas e ocorrência de eventos adversos (Everett, et al., 2018). Já a fibrose miocárdica se desenvolve gradualmente, começando nas camadas subendocárdicas e progride em direção ao epicárdio, resultando em alteração na função sistólica e diastólica do VE (Deeprasertkul & Ahmad, 2017). O “dano” cardíaco relacionado a EAo a montante é ruim, e os resultados pioram progressivamente à medida que “dano” não valvar aórtico é acumulado (Généreux et al., 2016) e a hipertrofia celular e a fibrose intersticial difusa aumentam de forma exponencial (Everett et al., 2018).

O dano cardíaco secundário à EAo grave tem repercussões morfológicas e funcionais que, mesmo após a substituição valvar, persistem e podem piorar o prognóstico (Islas et al., 2024). Assim, as consequências patológicas não se limitam ao estreitamento gradual do orifício da valva aórtica, mas se estendem a remodelamento do VE e sequelas a montante, incluindo regurgitação mitral, aumento do átrio esquerdo - com fibrilação atrial concomitante, hipertensão pulmonar, dilatação ventricular direita e regurgitação tricúspide (Maznyczka et al., 2024). Dentre as principais complicações observadas durante a progressão da EAo estão os danos relacionados ao trabalho cardíaco exercido para compensação hemodinâmica durante os anos, além das associações com comorbidades do paciente (Dahl et al., 2024).

Neste contexto, a ecocardiografia tem seu papel de destaque pois o exame permite avaliação além da valva estenosada, com descrição das características das complicações associadas, principalmente ventriculares e há o contribuinte sistêmico nessa avaliação que, por muitas vezes, pode ser a causa clínica mais exuberante. Assim, a função ventricular esquerda reduzida altera a relação entre o gradiente de pressão transvalvar e a área valvar aórtica, desse modo complicando a determinação quantitativa da gravidade (Feigenbaum & Ryan, 2012). Uma análise complementar que pode ser realizada, mais sensível para determinar a função sistólica do VE com predição de eventos adversos, é a imagem de deformação sistólica longitudinal (Pujari & Agasthi, 2024).

A insuficiência cardíaca (sistólica e diastólica) é uma das complicações mais comuns da EAo (Pujari & Agasthi, 2024), observada no ecocardiograma. Outros fatores relacionados têm de ser avaliados pela imagem ecocardiográfica, como presença e extensão da dilatação proximal da aorta, valvopatia mitral coexistente (Feigenbaum & Ryan, 2012), pressão sistólica de Artéria pulmonar (Pujari & Agasthi, 2024) e possibilidade de doença arterial coronária coexistente (Feigenbaum & Ryan, 2012). Devido à hipertrofia, com extensão de cálcio da válvula para o septo interventricular ou doença cardíaca coexistente pode ocorrer anormalidade de condução, êmbolos cerebrais ou sistêmicos (Pujari & Agasthi, 2024). Os pacientes com EAo apresentam maior risco de sangramento, especialmente sangramento gastrointestinal, devido à síndrome de von Willebrand adquirida e risco aumentado de endocardite infecciosa, particularmente pacientes com valva aórtica bicúspide. (Pujari & Agasthi, 2024).

Danos cardíacos secundários impactam negativamente o prognóstico de pacientes com EAo e começam antes do início dos sintomas ou da fração de ejeção do VE prejudicada (Maznyczka et al., 2024). As imagens não invasivas, advindas de um ecocardiograma de qualidade, podem detectar danos cardíacos precoces, e índices como fibrose, strain longitudinal global e índice de trabalho miocárdico com potencial uso para orientar a estratificação de pacientes (Maznyczka et al., 2024). Finalmente, a EAo precisa ser vista no contexto da função do coração como um todo, levando em consideração a função sistólica e diastólica, remodelamento cardíaco, doença cardíaca valvar não aórtica e a influência de condições cardíacas associadas (Moss, 2013) para melhor seguimento do paciente.

3.4 Avaliação da gravidade da estenose aórtica pelo ecocardiograma

A ecocardiografia Doppler é o exame de primeira linha para avaliação da gravidade da EAo (Clavel et al., 2010). O ecocardiograma transtorácico é uma técnica amplamente disponível, não invasiva e confiável que fornece informações sobre a gravidade da estenose valvar e seu impacto estrutural e funcional nas estruturas cardíacas a montante e a jusante (Santangelo et al., 2021), sendo então a técnica-chave usada para confirmar o diagnóstico, bem como para avaliar sua etiologia, mecanismos, função, gravidade e prognóstico (Vahanian et al., 2022). Destarte, o método de abordagem ideal para avaliar e acompanhar pacientes com estenose aórtica e estratificá-los (Pujari & Agasthi, 2024) para tratamento, sendo essencial que padrões sejam adotados para manter a precisão e a consistência dos diagnósticos (Baumgartner et al., 2009).

A ecocardiografia é a principal ferramenta de diagnóstico da EAo, permitindo uma avaliação padronizada da gravidade, avaliação detalhada da anatomia da valva aórtica e identificação de alterações sutis na função do ventrículo esquerdo, que são cruciais para o diagnóstico precoce e melhores resultados para o paciente (Manzo, et al., 2023). O exame é padrão-ouro para avaliar o fluxo transvalvar na estenose aórtica, classificando a estenose em leve, moderada ou grave e orientando decisões terapêuticas, particularmente para pacientes com estenose aórtica grave e sintomas de descompensação ventricular esquerda. (Grodecki et al., 2023). Conforme as principais diretrizes de valvopatias, os critérios de classificação da gravidade da EAo grave são: • $AVA \leq 1,0 \text{ cm}^2$ • $AVA \text{ indexada} \leq 0,6 \text{ cm}^2 / \text{m}^2$ • Gradiente sistólico médio $VE/Aorta \geq 40 \text{ mmHg}$ • Velocidade máxima do jato aórtico $\geq 4,0 \text{ m/s}$ • Razão das velocidades de fluxo entre a via de saída do VE e valva aórtica $< 0,25$ (Tarasoutchi et al., 2020).

Na prática clínica, a gravidade da estenose aórtica é quantificada com ecocardiografia transtorácica (Halpernm et al., 2009) e uma avaliação completa do paciente com estenose valvar inclui: ▪ a imagem da válvula para definir a causa da estenose; ▪ a quantificação da gravidade da estenose; ▪ a avaliação de lesões valvares coexistentes; ▪ a avaliação da função sistólica do ventrículo esquerdo; ▪ a resposta à sobrecarga de pressão crônica de outras câmaras cardíacas a montante e do leito vascular pulmonar (Otto, 2013). Essas avaliações em conjunto têm fatores que podem influenciar na classificação de gravidade e consequente estratégia de tratamento, assim a atenção rigorosa à técnica de obtenção das medidas é o primeiro passo para reduzir os erros e evitar discordâncias (Beck & Ribeiro, 2022).

Uma melhor compreensão de como lidar com variáveis incompatíveis e adotar uma abordagem integrada para determinar a gravidade é essencial para orientar o tratamento da estenose aórtica, (Hung et al., 2018) pois a classificação discordante foi relatada em até 30%-40% dos pacientes com EAo grave (Stassen et al., 2022). Como a confirmação da presença de EAo grave é particularmente desafiadora nos pacientes com alterações da função sistólica do VE (Clavel et al., 2017), estratificar a gravidade da EAo e determinar o momento ideal das intervenções é particularmente difícil em pacientes que têm parâmetros ecocardiográficos discordantes (Sen et al., 2021).

Identificar os erros mais comuns na avaliação ecocardiográfica da gravidade da EAo, apresenta importância clínica significativa, pois o momento das intervenções depende muito do ecocardiograma transtorácico (Kebed et al., 2020). Os motivos para discrepância podem ser erros de medição, estados de fluxo anormais, limiares inconsistentes ou uma combinação destes (Mansilla et al., 2019). Assim, inconsistências e classificações discordantes aumentam a incerteza com relação à gravidade real da EAo (Stassen, et al., 2022) e podem levar ao tratamento subótimo (Sen et al., 2021).

Para garantir consistência e precisão da análise ecocardiográfica, uma abordagem padronizada deve ser seguida, reconhecendo as limitações inerentes do método (Canciello et al., 2023). A maneira mais importante de executar um ecocardiograma correto na avaliação da estenose aórtica, que é particularmente propensa a erros, é configurar corretamente a máquina de ecocardiograma (Mitchell et al., 2019). Desta forma o pré-processamento e o pós-processamento são dois estágios importantes na imagem ecocardiográfica que envolvem diferentes operações para melhorar a qualidade da imagem (Canciello et al., 2023).

Entender os métodos pelos quais a ecocardiografia e o Doppler são usados para avaliar de forma não invasiva a hemodinâmica da valva aórtica e as limitações associadas a esses métodos pode ajudar o clínico a distinguir causas de altos gradientes valvares (Hung et al, 2018). Assim, a avaliação objetiva da gravidade da EAO depende quase completamente do desempenho e interpretação adequados da ecocardiografia Doppler (Mărgulescu, 2017).

3.4.1 Análise Doppler (gradientes) – equação de Bernoulli

A ecocardiografia com Doppler é baseada na alteração na frequência do sinal retrodisperso de pequenas estruturas móveis interceptadas pelo feixe de ultrassom (Otto, 2013), tornando possível obter informações hemodinâmicas relacionadas ao fluxo de sangue. Predominantemente usada para a análise de velocidades do fluxo sanguíneo dentro do coração e dos grandes vasos, a avaliação Doppler determina gradientes de pressão de condução entre estruturas, ou seja, através das valvas cardíacas (Solomon et al., 2019).

Um parâmetro essencial na avaliação da gravidade da EAO é o gradiente sistólico aórtico transvalvar, que é a estimativa da diferença de pressão entre o ventrículo esquerdo e a aorta durante toda a sístole, podendo ser derivado da equação simplificada de Bernoulli (Manzo et al, 2023). Constitui a principal modalidade de avaliação da função da valva aórtica através dos gradientes médios estimados a partir da determinação da velocidade transaórtica (Madanat et al., 2023). A equação relaciona o gradiente de pressão através da válvula estenótica à velocidade do fluxo, permitindo avaliações não invasivas por meio de técnicas da ecocardiografia Doppler (Otto, 2013).

O padrão de gradiente de fluxo é uma questão importante na EAO, não apenas do ponto de vista diagnóstico, mas também porque o fluxo está intimamente relacionado ao prognóstico (Kim et al., 2021). É necessário compreender que durante a contração ventricular, conforme o fluxo sanguíneo se aproxima da área do orifício geométrico da área valvar e converge além dela na *vena contracta*, sua velocidade aumenta conforme sua pressão diminui - ocorrendo também dissipação parcial de energia, que resulta na geração de um gradiente de pressão transvalvar (Abbas et al., 2021). Para tal, conforme o princípio da conservação de energia, a equação de Bernoulli define a relação entre pressões e velocidades para fluidos em câmaras separadas por um orifício (Solomon et al., 2019).

O princípio de Bernoulli descreve a relação entre pressão e energias cinéticas, ou simplesmente pressão e velocidade do fluxo sanguíneo do ventrículo esquerdo para a aorta através da válvula aórtica (Abbas, et al, 2020). De maneira geral, a forma simplificada da equação ($\Delta P = 4 V^2$) é a mais usada, mas quando a velocidade do trato de saída do ventrículo esquerdo excede 1 metro por segundo, a versão expandida, $\Delta P = 4 (V_2^2 - V_1^2)$ onde V_2 é a velocidade transaórtica e V_1 é a velocidade do trato de saída do ventrículo esquerdo, deve ser empregada. (Solomon et al., 2019). Portanto, as velocidades máximas aórticas são elevadas ao quadrado na equação de Bernoulli, o que significa que se o Doppler estiver mal alinhado e subestimado, esse erro também será elevado ao quadrado no cálculo (Canciello et al., 2023).

Dessa forma, a justificativa para o uso da equação de Bernoulli modificada dá-se pois para aplicações cardíacas, e assumindo fluxo laminar em estado estacionário, para a faixa de débito cardíaco humano de 2– 6 litros/minuto, sobre a distância medida e para a faixa de diâmetros valvulares ou tubulares, a contribuição do termo de resistência é mínima (Firstenberg et al., 2012). Assim, as alterações relacionadas ao fluxo e forças viscosas são relatadas por Firstenberg *et al.*, que afirma que a resistência varia de 0,006 mmHg (para um raio de 0,7 cm e um débito cardíaco de 2 litros/min) a 0,14 mmHg (para um diâmetro de 1,0 cm e um débito cardíaco de 6 litros/min), sendo este valor de significância reduzida para influenciar na avaliação dos gradientes valvares.

Na presença de EAO, a aceleração convectiva é a principal forma de transferência de energia e as forças não convectivas, como a aceleração do fluxo e forças viscosas, são consideradas insignificantes (Abbas et al., 2020). Assim, é de valia referenciar que a equação de Bernoulli omite outras causas de velocidade aumentada que ocorrem na EAO, como as

variáveis não convectivas: ▪ recuperação da pressão, ▪ quantidade de fluxo - zonas únicas versus múltiplas, ▪ tipo de fluxos - laminar versus turbulento, de convergência ou em série; ▪ estruturas de válvulas - longas versus curtas, (Abbas et al., 2020) - e também que a ecocardiografia Doppler não corrige a mudança temporal no momento da pressão na aorta em relação ao VE, ao contrário da medição invasiva da diferença de pressão (Bach, 2010).

É importante destacar que a ecocardiografia Doppler permite a medição da velocidade, a partir da qual as pressões e os fluxos são inferidos, pois as pressões absolutas nas câmaras cardíacas só podem ser medidas de forma invasiva (Solomon et al., 2019). No entanto, a equação de Bernoulli simplificada faz-se validada em várias situações clínicas e se correlaciona bem com medidas diretas invasivas de medição de pressão (Feigenbaum & Ryan, 2012). Seja determinado invasivamente ou não invasivamente, o gradiente de pressão médio é uma boa medida da hemodinâmica da valva (Bach, 2010).

Como os parâmetros avaliados pela ecocardiografia Doppler são dependentes do fluxo, o estado do fluxo é essencial ao avaliar a gravidade da EAO (Ito et al., 2020). Isto posto, o gradiente de pressão através da valva está diretamente relacionado ao fluxo transvalvar (Hirasawa et al., 2023) medido com Doppler, sendo um dos parâmetros mais amplamente utilizados para avaliar a classificação da gravidade da EAO (Takamatsu et al., 2023). A forma de onda de Doppler contínuo também é útil para identificar a natureza dinâmica da obstrução, uma vez que a obstrução dinâmica subaórtica mostra uma curva de velocidade de pico tardio característica, geralmente côncava para cima no início da sístole (Manzo et al., 2023). O gradiente é calculado sobre toda a forma de onda em vez de em um instante e, portanto, reflete melhor a diferença de pressão durante a sístole, (Hung et al., 2018) sendo assim determinado pelo traçado de uma curva Doppler de onda contínua para calcular a média dos gradientes instantâneos ao longo do período de ejeção (Otto, 2013).

Na análise, o Doppler contínuo é usado para medir a velocidade aórtica e a avaliação da velocidade de fluxo é realizada por meio de um ângulo de interceptação paralelo entre o feixe de ultrassom e a direção do fluxo sanguíneo (Otto, 2013), ou seja, o ecocardiografista deve estar atento para o correto alinhamento da onda contínua do Doppler para a aferição da velocidade e gradiente, evitando subestimar essas medidas (Rosa et al., 2018). Considerando que a direção do jato aórtico é frequentemente excêntrica em relação ao plano da valva aórtica e ao longo eixo da aorta, (Canciello et al., 2023) especialmente em válvulas calcificadas, é recomendado que a velocidade de pico seja medida em múltiplas visualizações para evitar subestimação (Hung et al., 2018). No esforço de procurar um ângulo quase paralelo entre o feixe de ultrassom e a direção do jato (Canciello, et al., 2023), afim da medição correta das velocidades e gradientes transaórticos (Hung et al., 2018), deve-se usar várias janelas acústicas, com um posicionamento adequado do paciente e múltiplas angulações do transdutor (Canciello et al., 2023), conforme proposto abaixo:

- vista apical modificada de cinco câmaras em direção à axila, (Mărgulescu, 2017) com o paciente em uma posição de decúbito lateral esquerdo íngreme na maca de exame (Otto, 2013);
- vista apical do eixo longo no quarto espaço intercostal direito (Mărgulescu, 2017), também relatada como posição paraesternal direita alta, com o paciente em uma posição de decúbito lateral direito (Otto, 2013) – uma atenção deve ser dada a essa mensuração visto ser o local onde as maiores velocidades são comumente obtidas (Solomon et al., 2019);
- janela supraesternal (Mărgulescu, 2017) com o paciente em decúbito dorsal e o pescoço estendido (Otto, 2013).

Porém em alguns casos, o sinal de maior velocidade pode ser registrado de uma janela subcostal ou paraesternal esquerda (Otto, 2013).

Assim, para avaliação de valvas, é muito importante observar a dependência angular do Doppler, pois ele é usado para capturar velocidades através das quais os gradientes são derivados (Solomon et al., 2019). A velocidade de pico é a mais fácil de medir e devido à simplicidade da medição direta, requer alinhamento paralelo do feixe de ultrassom ao fluxo aórtico para precisão (Manzo et al., 2023). Deve-se prestar atenção à identificação da velocidade mais alta, ou seja, o *aliasing*, visto no

Doppler colorido, não apenas no nível da valva, mas também na aorta ascendente, de modo que o feixe contínuo seja colocado o mais paralelo possível a esse fluxo (Canciello et al., 2023).

A ecocardiografia Doppler é dependente do ângulo, de modo que a velocidade de pico medida e o gradiente médio diminuam pelo cosseno do ângulo feito entre o feixe de ultrassom e o jato aórtico (Thaden et al., 2015). Embora ângulos de interceptação dentro de 15° do paralelo resultem em um erro na velocidade de 5% ou menos, um ângulo de interceptação de 30°, resulta em uma redução de quase 15% na velocidade medida (Thaden et al., 2015). De modo geral, quando o ângulo de incidência aumenta além de 20°, é introduzido um erro significativo na equação de Doppler que resulta em subestimativa da verdadeira velocidade (Feigenbaum & Ryan, 2012). Para tal, destaca-se que a angulação aguda da raiz aórtica é mais comum com a idade avançada e menor tamanho da cavidade ventricular esquerda (Thaden et al., 2015). Variações respiratórias durante a obtenção de imagens também devem ser evitadas, para tal manobras inspiratórias ou expiratórias com apneia ajudam a garantir o alinhamento adequado do Doppler de fluxo contínuo (Canciello et al., 2023).

A subestimativa da velocidade, que é elevada ao quadrado na equação de Bernoulli, resulta em um erro exponencial no gradiente de pressão calculado (Otto, 2013). A maioria dos erros de determinação de gravidade é de natureza técnica e decorre de subestimativa do verdadeiro gradiente de pressão (Feigenbaum & Ryan, 2012).

Uma técnica cuidadosa de avaliação produz um sinal espectral Doppler que tem um contorno suave com uma borda bem definida e velocidade máxima, ou seja, com início e fim de fluxo claramente delimitados (Otto, 2013) e o sinal audível é tonal e suave (Otto, 2013). A qualidade da imagem também tem um papel na acurácia da determinação do gradiente, onde a relação entre sinal e ruído irá influenciar se todo o envelope Doppler for registrado para análise (Feigenbaum & Ryan, 2012). As características do envelope Doppler espectral além da simples quantificação da velocidade também podem fornecer informações pertinentes à gravidade da estenose aórtica (Bach, 2010).

Com efeito, as seguintes precauções devem ser aplicadas: (1) o envelope completo do sinal Doppler deve ser medido para evitar ruído e/ou aliasing; (2) as medições não devem ser feitas em batimentos pós extrassistólico, (Mărgulescu, 2017) visto que há um aumento da pressão diastólica final - o que aumentaria o fluxo transvalvar; (3) pelo menos três batimentos devem ser analisados para pacientes em ritmo sinusal e cinco batimentos em caso de ritmos irregulares (Manzo et al., 2023). Com isso, uma curva de velocidade Doppler contínua obtida deve ser “preenchida” porque sinais de menor velocidade proximais e distais ao ponto de velocidade máxima também são registrados (Otto, 2013). Se estiver “faltando” uma parte do envelope por causa de um sinal incompleto - o que pode ocorrer quando a presença de arritmias, a velocidade máxima não será captada e ocorrerá subestimativa (Feigenbaum & Ryan, 2012).

O envelope Doppler associado à abertura normal da valva tem formato triangular e atinge o pico no início da sístole. Com obstrução da valva aórtica significativa, o envelope Doppler se torna mais arredondado no contorno e atinge o pico mais tarde na sístole apresentando um tempo de aceleração e tempo de ejeção mais longos, e uma maior proporção de tempo de aceleração para tempo de ejeção (Bach, 2010). A amplitude (intensidade da escala de cinza), a forma e a qualidade audível são menos dependentes do ângulo de interceptação (Otto, 2013), podendo-se fazer enganar quanto a uma imagem espectral não bem alinhada, com consequente subestimativa da velocidade do fluxo. Para isso, ajuste adequado do ganho, alinhamento ideal do feixe e uma procura cuidadosa e meticulosa da melhor imagem são necessários para a medida acurada de gradientes de pressão. Outro ponto contribuinte na avaliação é a possibilidade da aplicação de agentes de contraste ecocardiográficos para melhorar o sinal do jato (Feigenbaum & Ryan, 2012), que podem se diferenciar pelo tempo, formato e sinal de fluxo associado (Otto, 2013). O valor mais alto encontrado é então assumido como representando um ângulo de interceptação paralelo (Otto, 2013).

Assim, os primeiros parâmetros de avaliação ecocardiográfica da EAo exigem qualidade técnica, ajustes do aparelho de acordo com as dificuldades encontradas ou características atreladas ao paciente e também conhecimento dos fatores que influenciam na avaliação do gradiente e das velocidades, fundamentais para a classificação de gravidade desta patologia.

3.4.2 Área valvar e a equação de continuidade

A equação de continuidade descreve a relação entre a velocidade do fluxo e uma área da valva aórtica (AVA) efetiva (Minners et al., 2008). A equação de continuidade é a pedra angular do cálculo da AVA (Puche et al., 2022) durante um estudo ecocardiográfico, sendo o cálculo realizado com base na relação entre o trato de saída do ventrículo esquerdo e as velocidades transaórticas (Dumont et al., 2003). Esta avaliação sugere que uma razão de velocidades em duas áreas cardíacas diferentes é inversamente proporcional à razão das áreas transversais das válvulas (Richards et al., 1986). Em vista disso, durante a ejeção, a AVA é dinâmica e a ecocardiografia Doppler pode ser usada para determinar a área da valva em cada ponto de tempo do ciclo cardíaco (Lester et al., 2000). Portanto, a equação de continuidade é considerada o padrão de referência na quantificação de estenose aórtica, pois produz a área valvar efetiva (Donal et al., 2005) proporcionando uma avaliação acurada e reproduzível da gravidade da estenose aórtica (Feigenbaum & Ryan, 2012).

É necessário compreender os fundamentos da equação de continuidade. O ritmo de fluxo, ou seja, o volume de sangue que passa através de qualquer ponto ao longo do tempo é o mesmo em todos os pontos ao longo do circuito (Feigenbaum & Ryan, 2012). Assim, o uso de parâmetros ecocardiográficos permite o cálculo da AVA com base no princípio da conservação da massa (Kebed et al., 2020), de modo que o volume sistólico imediatamente proximal à valva aórtica e aquele no orifício da valva estenótica são iguais (Otto, 2013). Portanto, na avaliação da AVA do orifício efetivo pela equação de continuidade assume-se que o volume sistólico no nível do orifício da valva é igual ao da VSVE (Santangelo et al., 2021). Conforme aplicado na aquisição de imagens com Doppler, esse princípio afirma que o ritmo de fluxo volumétrico através do sistema cardiovascular é constante, supondo que o sangue é incompressível e o condutor inelástico (Feigenbaum & Ryan, 2012).

A avaliação Doppler também assume que o trato de saída do ventrículo esquerdo é circular, que sua área transversal é constante durante a sístole e que o fluxo preenche a área anatômica logo abaixo da válvula (Otto, et al., 1986). São aproximações razoáveis porque o volume sistólico transaórtico Doppler no trato de saída se correlacionou significativamente com o volume sistólico angiográfico (Otto et al., 1986).

Dessa forma, a AVA (área valvar aórtica) em cm^2 pela equação de continuidade pode ser calculada da seguinte forma: $AVA = (CSA_{VSVE} \times VTI_{VSVE}) / VTI_{VA}$ (Manzo, et al., 2023), sendo CSA_{VSVE} (cm^2): área da via de saída do ventrículo esquerdo; VTI_{VSVE} (cm): velocidade média do fluxo através da VSVE durante a ejeção, também denominada integral velocidade-tempo da VSVE; VTI_{VA} (cm): integral velocidade-tempo transaórtico (Mărgulescu, 2017). Para referência, tem-se uma área valvar aórtica normal de 3–4,0 cm^2 (Solomon et al., 2019). A obstrução dinâmica subaórtica com altas velocidades subaórticas, bem como a regurgitação aórtica concomitante, com altas taxas de fluxo subaórtico, podem limitar a precisão das medições de volume sistólico (Manzo, 2023).

A AVA obtida da equação de continuidade representa a área fisiológica efetiva do orifício, onde o fluxo sanguíneo acelera e forma a *vena contracta* (Deeprasertkul & Ahmad, 2017). Desta forma, o cálculo da AVA pela equação de continuidade é realizado utilizando três medidas: ▪ a integral velocidade-tempo da velocidade de fluxo na via de saída do ventrículo esquerdo, medida por Doppler de onda pulsada; ▪ a integral velocidade-tempo da velocidade do fluxo através da estenose valvar, medido por Doppler contínuo; ▪ a área de secção transversa da VSVE, calculada ao nível diâmetro do anel aórtico, assumindo uma geometria circular (Flachskampf, 2015).

Importante destacar que a AVA calculada usando a equação de continuidade é relativamente independente do fluxo, e, portanto, pode ser calculada quando as taxas de fluxo são muito baixas ou muito altas (Hung, et al., 2018). Assim, as vantagens associadas à equação de continuidade incluem o fato de ser uma abordagem a despeito da presença de comorbidades relacionadas a outras valvas cardíacas, (Zhou et al., 1995), principalmente outras lesões regurgitantes - quando ocorre o aumento do volume de ejeção através da valva durante a sístole. Além disso, oferece avaliação quantitativa da gravidade mesmo na presença de disfunção ventricular esquerda, quer o volume de ejeção esteja normal ou reduzido (Feigenbaum & Ryan, 2012). Diferentemente da velocidade de fluxo e dos gradientes de pressão que variam com o débito cardíaco, a AVA deve sempre ser calculada, pois tem maior estabilidade em uma gama de estados hemodinâmicos (Manzo et al., 2023). A avaliação da gravidade da EAO não é prejudicada na sua avaliação quando realizadas medidas precisas pela equação de continuidade, com excelente correlação com o cateterismo cardíaco em análise do grau de estenose (Chen et al., 1992).

Embora esta avaliação seja definida por uma baixa suscetibilidade a interferências decorrentes de alterações hemodinâmicas, é propensa a erros no que tange a suas medidas, ou seja, a AVA está sujeita a erros de cálculo devido ao número de medições necessárias (Hung et al., 2018). Erros na determinação da área da válvula - variabilidade interobservador - geralmente são em média 15%, dos quais o menor contribuinte é a velocidade do jato em 5%, com a velocidade na VSVE e na área transversal da VSVE responsáveis por 8% e 11% da variabilidade, respectivamente (Zoghbi, 2015).

A área da valva aórtica derivada da equação de continuidade depende da medição não simultânea da velocidade do trato de saída do ventrículo esquerdo e suposições pontuais da área da via de saída do VE, o que pode amplificar o erro (Poh, et al., 2008). Um dado de alerta é se houver AVA indexada $\leq 0,6 \text{ cm}^2/\text{m}^2$ com relação dos VTIs $> 0,25$, medidas complementares e outros métodos de imagem são necessários para confirmar a acurácia (Beck & Ribeiro, 2022).

Portanto, a obtenção precisa dos parâmetros utilizados no cálculo da equação de continuidade depende diretamente de um exame ecocardiográfico detalhado e direcionado, com foco na mensuração adequada dos componentes relevantes da avaliação. Esse procedimento é essencial para estabelecer uma relação consistente com os achados que determinam a gravidade da EAO.

3.4.2.1 Diâmetro da via de saída do ventrículo esquerdo

A avaliação ecocardiográfica requer a medição do diâmetro do trato de saída do VE, em uma imagem 2D, a partir de uma visão paraesternal de eixo longo durante a mesossístole, para cálculo da área transversal circular (Otto, 2013), componente da equação de continuidade.

Embora o trato de saída do VE não seja circular em $> 60\%$ da população (Kardos et al., 2022), a equação de continuidade tradicionalmente assume uma via saída de formato redondo, podendo ocorrer subestimação da área da valva aórtica (Dumont & Arsenault, 2003). Assim é importante referenciar que o formato verdadeiro da VSVE é oval, (Mărgulescu, 2017) ou seja, métodos de imagem tridimensionais, como tomografia computadorizada multidetectores, ressonância magnética ou ecocardiografia 3D, demonstraram que o formato do VE é frequentemente é elíptico (Teixeira et al., 2017). Desta forma, reforça-se que a AVA determinada ecocardiograficamente será sempre uma estimativa e não uma medida verdadeira (Mărgulescu, 2017).

Para tal avaliação, a ecocardiografia transtorácica deve ser iniciada com a visão do eixo longo (Mitchell, 2019) pois fornece a medição mais precisa porque depende da resolução axial do feixe de ultrassom, (Otto, 2013) em vez da resolução lateral que é um fator limitante (Canciello et al., 2023). E para melhorar a resolução axial, frequências mais altas devem ser usadas e uma imagem harmônica é sempre recomendada, pois melhora a definição endocárdica (Canciello et al., 2023). Ressalta-se que os ultrassonografistas devem otimizar o eixo longo como mais perpendicular à parede posterior da aorta e ao septo anterior para que o menor ângulo entre a parede aórtica e o septo anterior seja alcançado (Canciello et al., 2023).

É importante reconhecer que após a identificação de um eixo longo correto, a melhora da resolução da imagem é fundamental (Canciello et al., 2023). Os controles de ganho, que ajustam a amplitude exibida dos sinais recebidos, devem ser corrigidos porque configurações excessivas de ganho podem causar “florescimento” dos ecos, levando a uma subestimação significativa do diâmetro do VSVE (Canciello et al., 2023). Por outro lado, ao diminuir muito, o ganho impede a visualização adequada do endocárdio anterior, resultando em uma superestimação do diâmetro da VSVE (Canciello et al., 2023).

A área transversal do trato de saída do ventrículo esquerdo é tipicamente calculada assumindo geometria circular usando a fórmula $CSA = \pi(D/2)^2$, onde D é o diâmetro sistólico do trato de saída do ventrículo esquerdo (Solomon et al., 2019). Assim, como o raio da via de saída é elevado ao quadrado, pequenos erros na medição do diâmetro do trato de saída podem levar a grandes erros na área transversal calculada (Otto, 2013). Uma dica para testar a confiabilidade da medida é calcular o diâmetro da VSVE predito e comparar com o diâmetro medido, se o diâmetro da VSVE medido for $>$ ou 2mm que o diâmetro predito, considerar erro de medida ou geometria elíptica (Beck & Ribeiro, 2022). A medida da VSVE máxima visualizada é considerada usando uma seção ecocardiográfica que passa pelo centro do VSVE e não é excêntrica porque um corte excêntrico subestimar o verdadeiro diâmetro máximo (Mărgulescu, 2017). A ecocardiografia Doppler colorida é útil para a orientação precisa do orifício aórtico (Nanea, 2018).

O diâmetro da VSVE deve ser medido (e repetido pelo menos cinco vezes) (Santangelo et al., 2012). A medida do diâmetro da via de saída do VE é realizada imediatamente adjacente aos folhetos da valva aórtica, (Otto, 2013) na base das cúspides da valva aórtica (Manzo et al., 2023) logo proximal ao anel aórtico, (Solomon et al., 2019) paralela ao plano do anel aórtico e dentro de 10 mm – 15mm (Manzo, et al., 2023) da válvula aórtica (Hung et al., 2018). Neste ponto, o modo zoom é recomendado (Canciello et al, 2023). Portanto a recomendação da estimativa deve ser realizada no nível do anel aórtico, ou seja, no nível da inserção do folheto, invés de mais apicalmente (5–10 mm abaixo do anel) onde o formato da secção transversal é mais elíptico, irregular por causa da protuberância septal frequente e mais dinâmico, com maiores mudanças entre a diástole e a sístole do que ao nível do anel aórtico (Santangelo et al., 2021). Alguns estudos sugerem que a avaliação do diâmetro da VSVE a uma distância de $>$ 5 a 10 mm abaixo do anel aórtico (diâmetro proximal do VSVE, em relação à direção do fluxo) é menos precisa e reprodutível para a estimativa do volume sistólico e AVA (Manzo et al., 2023).

Segue-se a medida da interface branco-preto do bordo interno do endocárdio septal (Hung, et al., 2018) até a interface branco-preto na base, também bordo interno do folheto mitral anterior, vistos em uma visão paraesternal do eixo longo (Otto, 2013). E a explicação para a medida ser realizada na sístole média, se dá pois é o ponto do ciclo cardíaco quando o formato do anel aórtico se torna mais circular, e sua área se torna máxima e as medições quantitativas são feitas de forma mais confiável usando dados derivados de um alinhamento perpendicular (Canciello et al., 2023).

No entanto, pode haver casos em que uma janela subótima ou a presença de cálcio no trato de saída impede uma medição confiável do diâmetro do VSVE. Em tais casos, outros exames de imagens ou o índice adimensional pode ser útil (Solomon, 2019). O índice adimensional porém deve ser utilizado como recurso complementar, não como critério para diagnóstico e mais frequentemente avaliado como um índice da função da válvula aórtica protética, também conhecido como índice de velocidade Doppler (Zoghbi, 2015). Embora a medição da AVA usando planimetria seja recomendada quando medições hemodinâmicas precisas não são obtidas, a equação de continuidade baseada em Doppler continua sendo o método de escolha (Kardos et al., 2022).

Em pacientes com EAo, a combinação de dados Doppler com área transversal de VSVE medida por ecocardiografia transefágica ou tomografia computadorizada pode aumentar a precisão das medições de AVA e produzir valores ligeiramente mais altos do que aqueles obtidos exclusivamente por ecocardiografia transtorácica, porém sem demonstrar eficácia clínica melhorada desses métodos híbridos (Mansilla, et al., 2019). Da mesma forma, embora a VSVE apresente alteração do formato em relação a fórmula do cálculo, a medição da área VSVE pela tomografia computadorizada não é necessária na rotina clínica,

a menos que janelas de imagem ruins impeçam a medição do anel aórtico (Clavel et al., 2015). Outro ponto é que quanto menor o anel, maior é o percentual de erro introduzido por qualquer medida feita, influenciada pelos seguintes fatores: qualidade da imagem, calcificação do anel escondendo a verdadeira dimensão, anel não circular e insucesso na medida do verdadeiro diâmetro (Feigenbaum & Ryan, 2012).

Em síntese, para uma medição correta do diâmetro da VSVE, os seguintes requisitos técnicos são sugeridos: (1) uso da função “zoom” no aparelho para focalizar e ampliar o VSVE; (2) diminuir o ganho da escala de cinza em direção ao mínimo; (3) a medição do diâmetro da via de saída realizada da borda anterior interna para a borda posterior interna da VSVE em meados da sístole (“borda interna para borda interna”), que está imediatamente abaixo da valva aórtica (Mărgulescu, 2017).

A avaliação ecocardiográfica precisa do trato de saída do ventrículo esquerdo e da raiz aórtica é necessária para estratificação de risco e escolha do tratamento apropriado em pacientes com patologias da valva aórtica (Visby et al., 2019). Reforça-se que, uma medição precisa da VSVE é crucial na avaliação do AVA pela equação de continuidade e é a fonte mais comum de erro no cálculo do AVA (Deeprasertkul & Ahmad, 2017). Portanto, o diâmetro da VSVE deve ser sistematicamente relatado em cada exame para permitir o monitoramento preciso da progressão da gravidade da estenose durante o acompanhamento (Canciello et al., 2023).

3.4.2.2 Integral velocidade-tempo da velocidade de fluxo na via de saída do ventrículo esquerdo

Para melhor compreender a natureza e a localização da estenose, os métodos Doppler colorido e Doppler pulsado podem definir com precisão o local do aumento da velocidade e, juntamente com a avaliação anatômica da via de saída do ventrículo esquerdo e da aorta ascendente, permitem discriminar entre obstruções valvares, supra ou subvalvares (Canciello et al., 2023). Assim o Doppler pulsado representa as velocidades do fluxo sanguíneo de uma profundidade cardíaca específica - denominada volume da amostra, previamente padronizada - com um comprimento de volume recomendado de 3–5 mm para obter a melhor relação entre resolução e qualidade do sinal (Canciello et al., 2023).

A integral velocidade-tempo da via de saída é medida a partir da janela apical, posicionando-se o volume-amostra logo proximal à valva estenótica, nesta posição o fluxo ainda é laminar e não começou a acelerar através da valva (Feingbaum & Ryan, 2012) e seu perfil de velocidade é assumido como plano, observados na avaliação doppler pulsada. (Otto, 1986). Seguindo essa análise, a VTI VSVE é registrado a partir de uma abordagem apical de eixo longo, usando uma visão de quatro câmaras angulada anteriormente (Otto, 2013), ou posicionando o volume da amostra de Doppler pulsado proximal à região de aceleração do fluxo sanguíneo na VSVE (Canciello et al., 2023) que pode ser melhor avaliada em uma vista de cinco câmaras, logo abaixo da válvula aórtica (Manzo et al., 2023). A presença de um clique de fechamento (não abertura) da valva aórtica, quando visualizável, sugere um posicionamento adequado do volume da amostra no VSVE (Canciello et al., 2023).

Portanto, o posicionamento ideal do volume da amostra é no trato de saída do ventrículo esquerdo imediatamente proximal ao local da aceleração do fluxo subvalvar, tipicamente 1–2 mm proximal à válvula usando as visualizações apicais de cinco ou três câmaras do ecocardiograma transtorácico ou transesofágico em esôfago médio (Solomon et al., 2019). Assim, a amostra é traçada a partir da velocidade modal - que representa a velocidade da maioria das células sanguíneas e a velocidade máxima, obtida a partir do pico da curva de velocidade densa (Hung et al., 2018). Então, o volume da amostra deve ser movido em direção à valva aórtica até que um aumento na velocidade e alargamento espectral seja visto; depois disso, o volume da amostra é lentamente reposicionado apicalmente com uma redução progressiva na velocidade e alargamento espectral para obter a melhor qualidade de envelope possível (Canciello et al., 2023).

Desta forma, a integral da velocidade-tempo é medida traçando a velocidade modal da curva de fluxo sistólico e é necessário que os filtros de parede sejam ajustados baixos o suficiente para que o período de ejeção sistólica seja claramente definido (Otto, 2013). Assim, as configurações do Doppler pulsado devem ser otimizadas para estimativa precisa do VTI da

VSVE: filtros de parede devem ser ajustados em níveis baixos; o ganho deve ser reduzido até que a porção mais brilhante (ou mais densa) do traçado espectral seja vista, conhecida como velocidade modal; na borda externa da velocidade modal deve ser traçado o VTI da VSVE (Canciello et al., 2023). Um posicionamento do volume da amostra muito longe do plano da válvula aórtica leva a uma superestimação da gravidade da EAo (Visby et al., 2019). Por outro lado, posicionando-se muito próximo, dentro da aceleração do fluxo, será subestimada a gravidade da EAo (Visby et al., 2019).

Assim, a imagem Doppler colorida do fluxo sistólico da VSVE mostra com frequência que o perfil de fluxo não é plano, mas inclinado para velocidades de fluxo mais altas (com cores mais brilhantes e muitas vezes aliasing) perto do septo anterior em comparação com aqueles próximos ao folheto mitral anterior (Clavel et al., 2015). A VSVE VTI deve ser uma curva de velocidade suave com uma faixa estreita de velocidades ao longo da sístole e é altamente dependente do posicionamento do volume da amostra (Hung et al., 2018). Um envelope Doppler espectral completo é necessário para determinar com precisão a razão AVA (Lester et al., 2000). Uma curva de velocidade suave com um pico bem definido e uma faixa de velocidade estreita na velocidade de pico deve ser obtida (Hung, et al., 2018). A forma de onda espectral doppler pulsado ideal deve ter uma banda estreita de velocidades registradas ao longo da sístole (Manzo et al., 2023).

Embora idealmente a localização do volume da amostra VTI do VSVE e a medição do diâmetro do VSVE sejam medidas no mesmo lugar, isso geralmente não é possível com imagens 2D e requer que a medição da velocidade do VSVE seja medida em uma visão diferente do diâmetro do VSVE (Hung et al., 2018). Medições adequadas da velocidade do VSVE ajudarão a excluir o diagnóstico incorreto de EAo grave devido a estados de alto fluxo (Hung et al., 2018).

Avaliação da integral de tempo de velocidade espectral Doppler da VSVE com o volume da amostra em uma posição errada ou sendo muito grande, com ganho muito alto ou configurações de filtro de parede muito altas, baixa velocidade de varredura e linha de base inadequadamente baixa (Canciello et al., 2023) resultará em um erro grave de avaliação. A área anular da via de saída não corresponde à região de interesse do Doppler pulsado da VTI da VSVE para medição, pois na localização mais dentro do ventrículo esquerdo é onde a secção transversa disponível do fluxo é menor, especialmente se houver uma protuberância septal (Zoghbi, 2015). Problemas potenciais de avaliação relacionados ao posicionamento incorreto do Doppler de onda de pulso no cálculo do VTI do VSVE geralmente não são levados em consideração (Santangelo et al., 2021).

Desta forma, essas fontes de imprecisão na combinação parecem, até certo ponto, se anular fortuitamente e, em última análise, parecem não afetar a utilidade clínica comprovada pelo tempo do método (Clavel, et al., 2015). Portanto, a avaliação Doppler padrão da área valvar (VTI, Vmax e ΔP) produz uma baixa taxa de erros, se avaliada em múltiplas posições do transdutor e maior atenção for direcionada ao posicionamento adequado do volume da amostra do Doppler pulsado na VSVE, particularmente em pacientes com graus mais altos de EAo e função sistólica do VE preservada, para garantir uma avaliação precisa e reproduzível da EAo (Kebed et al., 2020).

4 Discussão

Com o aumento da expectativa de vida e os avanços na medicina, o diagnóstico da estenose aórtica tornou-se fundamental na prática cardiológica. A avaliação precisa dessa condição requer critérios bem estabelecidos nas diretrizes, sendo o ecocardiograma a principal ferramenta diagnóstica. A análise ecocardiográfica, especialmente por meio de parâmetros Doppler- como o gradiente transvalvar, a área valvar aórtica; e as repercussões clínicas, é essencial para a correta estratificação da doença. Diversos fatores podem influenciar os achados dos exames de imagem, incluindo a etiologia da estenose aórtica, as condições hemodinâmicas do paciente, comorbidades associadas e diagnósticos diferenciais, os quais podem interferir na classificação da gravidade. Portanto, compreender os fatores que podem interferir na avaliação adequada da estenose aórtica é

base para um diagnóstico conciso e em situações diagnósticas inconclusivas, outras exames complementares, podem ser fundamentais para uma caracterização mais precisa da doença e para a tomada de decisão terapêutica.

5 Conclusão

A correta estratificação da gravidade da estenose aórtica é de grande valia para instituição de terapêutica adequada. As divergências das avaliações ecocardiográficas podem levar a diagnósticos inconclusivos ou mesmo inércia ao tratamento, os quais podem culminar com danos cardíacos secundários e afetar negativamente o prognóstico de pacientes com estenose aórtica. Desta forma, o conhecimento desses fatores e as particularidades de cada exame podem fornecer ao cardiologista clínico melhores ferramentas para construir a correlação clínica e complementar para o adequado diagnóstico.

Referências

- Abbas, A. E., Mando, R., Hanzel, G., Goldstein, J., Shannon, F., & Pibarot, P. (2020). Hemodynamic principles of prosthetic aortic valve evaluation in the era of transcatheter aortic valve replacement. *Echocardiography*, 37(7), 738–757. <https://doi.org/10.1111/echo.14663>
- Abbas, A. E., Mando, R., Kadri, A., et al. (2021). Comparison of transvalvular aortic mean gradients obtained by intraprocedural echocardiography and invasive measurement in balloon and self-expanding transcatheter valves. *Journal of the American Heart Association*, 10(19). <https://doi.org/10.1161/JAHA.120.021014>
- Akhobekov, A. A., Zeynalova, P. A., Ryabukhina, Y. E., & Chekini, D. A. (2023). Próteses transcater na estenose aórtica pós-irradiação: uma revisão da literatura. *MD-Onco*, 3(4), 35–40. <https://doi.org/10.17650/2782-3202-2023-3-4-35-40>
- Alizadeh, L., Peters, F., Vainrib, A. F., Freedberg, R. S., & Saric, M. (2024). Rheumatic heart disease: A rare cause of very severe valvular aortic stenosis. *Journal of Clinical Medicine*, 8(5), 320–324. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2024.02.005>
- Bach, D. (2010). Echo/Doppler evaluation of hemodynamics after aortic valve replacement: Principles of interrogation and assessment of high gradients. *Journal of the American College of Cardiology: Imaging*, 3(3), 296–304. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2009.11.009>
- Banovic, M., Mileva, N., Moya, A., Paolisso, P., Beles, M., Boskovic, N., et al. (2023). Myocardial work predicts outcome in asymptomatic severe aortic stenosis: Subanalysis of the randomized AVATAR trial. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 16(5), 708–710. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2022.10.019>
- Baumgartner, H. (2019). Should we forget about valve area when assessing aortic stenosis? *Heart*, 105(2), 92–93. <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2018-313666>
- Baumgartner, H., Hung, J., Bermejo, J., Chambers, J. B., Evangelista, A., Griffin, B. P., et al. (2009). Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 22(1), 1–23. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2008.11.029>
- Beck, A. L. de S., & Ribeiro, L. C. M. (2022). Como eu faço: Avaliação da estenose aórtica com discordância em sua quantificação. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia: Imagem Cardiovascular*, 35(1). <https://doi.org/10.47593/2675-312X/20223501ecom21>
- Canciello, G., Pate, S., Sannino, A., Borrelli, F., Todde, G., Grayburn, P., et al. (2023). Pitfalls and tips in the assessment of aortic stenosis by transthoracic echocardiography. *Diagnostics*, 13(14), 2414. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13142414>
- Cavaca, R., Teixeira, R., Vieira, M. J., & Gonçalves, L. (2017). Estenose aórtica paradoxal – revisão sistemática. *Revista Portuguesa de Cardiologia*, 36(4), 287–305. <https://doi.org/10.1016/j.repc.2016.09.010>
- Casarin, S. T., et al. (2020). Tipos de revisão de literatura: considerações das editoras do Journal of Nursing and Health. *Journal of Nursing and Health*, 10(5). <https://periodicos.ufpel.edu.br/index.php/enfermagem/article/view/19924>
- Cavalcante, L. T. C., & Oliveira, A. A. S. (2020). Métodos de revisão bibliográfica nos estudos científicos. *Psicol. Rev*, 26(1), 82–100. <https://doi.org/10.5752/P.1678-9563.2020v26n1p82-100>
- Chen, M. C., Chiang, C. W., Shern, M. S., Fang, B. R., Kuo, C. T., Lin, F. C., et al. (1992). Simplified continuity equation: A simple, accurate, and noninvasive method in the evaluation of aortic stenosis. *Changcheng Yi Xue Za Zhi*, 15(1), 1–8. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1581834>
- Clavel, M. A., Bruwash, I. G., Mundigler, G., Dumesnil, J. G., Baumgartner, H., Klein, J. B., et al. (2010). Validation of conventional and simplified methods to calculate projected valve area at normal flow rate in patients with low flow, low gradient aortic stenosis: The multicenter TOPAS (True or Pseudo Severe Aortic Stenosis) study. *JASE*, 23(4), 380–386. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2010.02.002>
- Clavel, M. A., Bruwash, I. G., & Pibarot, P. (2017). Cardiac imaging for assessing low-gradient severe aortic stenosis. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 10(2), 185–202. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2017.01.002>
- Clavel, M. A., Dumesnil, J. G., Mathieu, P., Senechal, M., & Pibarot, P. (2010). Outcome of patients presenting with small aortic valve area and low gradient despite preserved LV ejection fraction. *Circulation*, 122(21). https://www.ahajournals.org/doi/abs/10.1161/circ.122.suppl_21.A10411

- Clavel, M. A., Malouf, J., Zeitoun, D. M., Araoz, P. A., Mechelena, H. I., & Sarano, M. E. (2015). Aortic valve area calculation in aortic stenosis by CT and Doppler echocardiography. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 8(3), 248-257. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2015.01.009>
- Czarny, M. J., & Resar, J. R. (2014). Diagnosis and management of valvular aortic stenosis. *Clinical Medicine Insights: Cardiology*, 8(1), 15-24. <https://doi.org/10.4137/CMC.S15716>
- Dahl, J. S., Julanki, R., Ali, M., Scott, C. G., Padang, R., & Pellikk, P. A. (2024). Cardiac damage in early aortic stenosis: Is the valve to blame? *JACC: Cardiovascular Imaging*, 17(9), 1031-1040. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2024.05.003>
- Davies, S. W., Gershlick, A. H., & Balcon, R. (1991). Progression of valvular aortic stenosis: A long-term retrospective study. *European Heart Journal*, 12(1), 10-14. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a059815>
- Deeprasertkul, P., & Ahmad, M. (2017). Evolving new concepts in the assessment of aortic stenosis. *Echocardiography – A Journal of Multimodality Cardiovascular Imaging*, 34(5), 731-745. <https://doi.org/10.1111/echo.13501>
- Donal, E., Novaro, G. M., Deserrano, D., Popovic, Z. B., Greenberg, N. L., Richards, K. E., et al. (2005). Planimetric assessment of anatomic valve area overestimates effective orifice area in bicuspid aortic stenosis. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 18(12), 1392-1398. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2005.04.005>
- Dumont, Y., & Arsenault, M. (2003). An alternative to standard continuity equation for the calculation of aortic valve area by echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 16(12), 1309-1315. <https://doi.org/10.1067/j.echo.2003.07.004>
- Everett, R. J., Tastet, L., Clavel, M. A., Chin, C. W. L., Capoulade, R., Vassiliou, V. S., et al. (2018). Progression of myocardial hypertrophy and fibrosis in aortic stenosis: A multicenter cardiac magnetic resonance imaging study. *Circulation: Cardiovascular Imaging*, 11(6), e007451. <https://doi.org/10.1161/CIRCIMAGING.117.007451>
- Feigenbaum, A. W. F., & Ryan, T. (2012). Stenosis aórtica. In *Feigenbaum's Echocardiography* (pp. 1-22). Guanabara Koogan.
- Flachskampf, F. A. (2015). Stenotic aortic valve area: Should it be calculated from CT instead of echocardiographic data? *JACC: Cardiovascular Imaging*, 8(3), 258-260. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2014.12.012>
- Firstenberg, M. S., Abel, E. E., Papadimos, T. J., & Tripathi, R. S. (2012). Nonconvective forces: A critical and often ignored component in the echocardiographic assessment of transvalvular pressure gradients. *Cardiology Research and Practice*. <https://doi.org/10.1155/2012/383217>
- Franke, B., Brüning, J., Yevtushenko, P., Dreger, H., Brand, A., & Juri, B. (2021). Computed tomography-based assessment of transvalvular pressure gradient in aortic stenosis. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 8, 706628. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2021.706628>
- Freeman, R. V., Crittenden, G., & Otto, C. (2014). Acquired aortic stenosis. *Expert Review of Cardiovascular Therapy*, 2(1), 107-116. <https://doi.org/10.1586/14779072.2.1.107>
- Généreux, P., Pibarot, P., Redfors, B., Mack, R. R., Jaber, W. A., Svensson, L. G., et al. (2016). Natural history, diagnostic approaches, and therapeutic strategies for patients with asymptomatic severe aortic stenosis. *Journal of the American College of Cardiology*, 67(19), 2263-2288. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2016.02.057>
- Grando, T. A., Leite, R. S., Prates, P. R. L., Gomes, C. R., Specht, F., Gheller, A. S., et al. (2013). Anesthetic management and complications of percutaneous aortic valve implantation. *Revista Brasileira de Anestesiologia*, 63(3). <https://doi.org/10.1590/S0034-70942013000300009>
- Grodecki, C., Wamiello, M., Spiewak, M., & Kwiecinski, J. (2023). Advanced cardiac imaging in the assessment of aortic stenosis. *Journal of Cardiovascular Development and Disease*, 10(5), 216. <https://doi.org/10.3390/jcdd10050216>
- Gulino, S., Di Landro, A., & Indelicato, A. (2017). Aortic stenosis: Epidemiology and pathogenesis. In *Percutaneous Treatment of Left-Sided Heart Valves* (pp. 245-252). Springer Nature. https://doi.org/10.1007/978-3-319-59620-4_14
- Halpern, E. J., Mallya, R., Sewell, M., Shulman, M., & Zwas, D. R. (2009). Differences in aortic valve area measured with CT planimetry and echocardiography (continuity equation) are related to divergent estimates of left ventricular outflow tract area. *AJR American Journal of Roentgenology*, 192(6), 1668-1673. <https://doi.org/10.2214/AJR.08.1986>
- Hirasawa, K., Izumo, M., & Akashi, Y. J. (2023). Stress echocardiography in valvular heart disease. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 10, 1233924. <https://doi.org/10.3389/fcvm.2023.1233924>
- Hung, J., Klassen, S. L., Bermejo, J., & Chambers, J. B. (2018). Take home messages with cases from focused update on echocardiographic assessment of aortic stenosis. *Heart*, 104(16), 1317-1322. <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2017-312917>
- Islas, F., Gonzalez, P. O. N., Quevedo, P. J., Franco, L. M., Abizanda, S. G., Casado, P. M., et al. (2024). Aortic stenosis and the evolution of cardiac damage after transcatheter aortic valve replacement. *Journal of Clinical Medicine*, 13(12), 3539. <https://doi.org/10.3390/jcm13123539>
- Ito, S., Pislaru, C., Miranda, W. R., Nkomo, V. T., Connolly, H. M., Pislaru, S. V., et al. (2020). Left ventricular contractility and wall stress in patients with aortic stenosis with preserved or reduced ejection fraction. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 13, 357-369. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2019.06.013>
- Kardos, A., Rusinaru, D., Maréchaux, S., Maréchaux, S., Alskaf, E., Prendergast, B., & Tribouilloy, C. (2022). Implementation of a CT-derived correction factor to refine the measurement of aortic valve area and stroke volume using Doppler echocardiography improves grading of severity and prediction of prognosis in patients with severe aortic stenosis. *International Journal of Cardiology*, 363, 129-137. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2022.01.028>
- Kebed, K., Sun, D., Addetia, K., Avi, V. M., Markuzon, N., & Lang, R. M. (2020). Measurement errors in serial echocardiographic assessments of aortic valve stenosis severity. *The International Journal of Cardiovascular Imaging*, 36, 471-479. <https://doi.org/10.1007/s10554-019-01680-0>

- Kim, H. J., Choe, Y. H., Kim, S. M., Kim, E. K., Lee, M., & Park, S. J. (2021). A new method for aortic valve planimetry with high-resolution 3-dimensional MRI and its comparison with conventional cine MRI and echocardiography for assessing the severity of aortic valvular stenosis. *Korean Journal of Radiology*, 22(8), 1266–1278. <https://doi.org/10.3348/kjr.2021.0106>
- Lester, S. J., McElhinney, D. B., Miller, J. P., Lutz, J. T., Otto, C. M., & Redberg, R. F. (2000). Rate of change in aortic valve area during a cardiac cycle can predict the rate of hemodynamic progression of aortic stenosis. *Circulation*, 101(16), 1774–1779. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.101.16.1774>
- Luft, F. C. (2015). Aortic stenosis is largely a boney affair. *Journal of Molecular Medicine*, 93, 357–359. <https://doi.org/10.1007/s00109-015-1333-2>
- Madanat, J. C., Schott, J., Mando, R., Shannon, H. K., Cabau, J. R., Wood, D., et al. (2023). Discordance vs pressure recovery in aortic stenosis and post-TAVR. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 16(7), 985–987. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2023.02.006>
- Mansilla, A. G., Legazpi, P. M., Prieto, A., Goma, E., Haurigot, P., & Del Villar, C. P. (2019). Valve area and the risk of overestimating aortic stenosis. *Heart*, 105(12), 911–919. <https://doi.org/10.1136/heartjnl-2018-314396>
- Manzo, R., Ilardi, F., Nappa, D., Mariani, A., Angellotti, D., Molaro, M. I., et al. (2023). Echocardiographic evaluation of aortic stenosis: A comprehensive review. *Diagnostic*, 13(15), 2527. <https://doi.org/10.3390/diagnostics13152527>
- Mărgulescu, A. D. (2017). Assessment of aortic valve disease - a clinician-oriented review. *World Journal of Cardiology*, 9(6), 481–495. <https://doi.org/10.4330/wjc.v9.i6.481>
- Maznyczka, A., Prendergast, B., Dweck, M., Windecker, S., Généreux, P., Smith, D. H., et al. (2024). Timing of aortic valve intervention in the management of aortic stenosis. *JACC: Cardiovascular Imaging*, 17, 2502–2514. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2024.01.006>
- Minners, J., Allgeier, M., Baerwolf, C. G., Kienzle, R. P., Neumann, F. J., & Jander, N. (2008). Inconsistencies of echocardiographic criteria for the grading of aortic valve stenosis. *European Heart Journal*, 29, 1043–1048. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehn090>
- Mitchell, C., Rahko, P. S., Blauwet, L. A., Canaday, B., Finstuen, J. A., Foster, M. C., et al. (2019). Guidelines for performing a comprehensive transthoracic echocardiographic examination in adults: Recommendations from the American Society of Echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 32(1), 1–64. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2018.11.017>
- Moss, R. R. (2013). Echocardiographic evaluation of aortic stenosis. In *Multimodality Imaging for Transcatheter Aortic Valve Replacement* (pp. 157–169). Springer Nature. https://doi.org/10.1007/978-1-4471-2798-7_12
- Movahed, M. Z., Timmerman, B., & Hashemzadeh, M. (2023). Independent association of aortic stenosis with many known cardiovascular risk factors and many inflammatory diseases. *Archives of Cardiovascular Diseases*, 116(10), 467–473. <https://doi.org/10.1016/j.acvd.2023.01.013>
- Nanea, I. T. (2018). Echocardiography in aortic valve stenosis. In *New Approaches to Aortic Diseases from the Abdominal Valve to the Bifurcation* (pp. 133–143). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-319-68144-7_12
- Otto, C. M. (2013). *Textbook of clinical echocardiography* (5th ed.). Elsevier Saunders.
- Otto, C. M., Pearlman, A. S., Comess, K. A., Reamer, R. P., Janko, C. L., & Huntsman, L. L. (1986). Determination of the stenotic aortic valve area in adults using Doppler echocardiography. *Journal of the American College of Cardiology*, 7(3), 509–517. [https://doi.org/10.1016/S0735-1097\(86\)80460-0](https://doi.org/10.1016/S0735-1097(86)80460-0)
- Pan, X., Hijazi, Z. M., & Sievert, H. (2020). Echocardiography-guided percutaneous interventions for aortic valve stenosis. In *Percutaneous and Non-fluoroscopic (PAN) Procedure for Structural Heart Disease* (pp. 85–90).
- Pereira A. S. et al. (2018). Metodologia da pesquisa científica. [free e-book]. Santa Maria/RS. Ed. UAB/NTE/UFSM. Rother, E. T. (2007). Revisão sistemática x revisão narrativa. *Acta Paul. Enferm.* 20 (2). <https://doi.org/10.1590/S0103-21002007000200001>.
- Poh, K. K., Levine, R. A., Solis, J., Shen, L., Flaherty, M., Kang, Y. J., et al. (2008). Assessing aortic valve area in aortic stenosis by continuity equation: A novel approach using real-time three-dimensional echocardiography. *European Heart Journal*, 29(20), 2526–2535. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehn022>
- Prasad, Y., & Bhalodkar, N. C. (2004). Aortic sclerosis—A marker of coronary atherosclerosis. *Clinical Cardiology*, 27(12), 671–673. <https://doi.org/10.1002/clc.4960271202>
- Puche, A. J. R., Cayuelas, J. M. A., Sanchez, F. C., Sanchez, M. C., Escribano, I. G., & Vera, T. V. (2022). Accuracy of continuity equation in aortic stenosis and irregular heart rhythm (5–10 beats average). *European Heart Journal*, 43(Suppl. 2), ehac544.128. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehac544.128>
- Pujari, S. H., & Agasthi, P. (2023, April 16). Aortic stenosis. *StatPearls Publishing*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK557628>
- Richards, K. L., Cannon, S. R., Miller, J. F., & Crawford, M. H. (1986). Calculation of aortic valve area by Doppler echocardiography: A direct application of the continuity equation. *Circulation*, 73(5), 964–969. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.73.5.964>
- Rosa, V. E. E., Fernandes, J. R. C., Lopes, A. S., Sampaio, R. O., & Tarasoutchi, F. (2018). Paradoxical aortic stenosis: Simplifying the diagnostic process. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 110(5). <https://doi.org/10.5935/abc.20180075>
- Rother, E. D. (2007). Revisão sistemática X revisão narrativa. *Acta Paulista de Enfermagem*, 20(2), 158-163. <https://doi.org/10.1590/S0103-21002007000200001>
- Santangelo, G., Rossi, A., Toriello, F., Badano, L. P., Zeitoun, D. M., & Faggiano, P. (2021). Diagnosis and management of aortic valve stenosis: The role of non-invasive imaging. *Journal of Clinical Medicine*, 10(16), 3745. <https://doi.org/10.3390/jcm10163745>
- Sen, J., Huynh, Q., Stub, D., Neil, C., & Marwick, T. H. (2021). Prognosis of severe low-flow, low-gradient aortic stenosis by stroke volume index and transvalvular flow rate. *JACC Cardiovascular Imaging*, 14(5), 915–927. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2020.12.029>

- Solomon, S. D., Wu, J. C., & Gillam, L. D. (2019). *Essential echocardiography: A companion to Braunwald's heart disease* (10th ed.). Elsevier.
- Stassen, J., Ewe, V. J., Singh, K., Butcher, S. C., Hirasawa, K., Amanullah, M. R., et al. (2022). Prevalence and prognostic implications of discordant grading and flow-gradient patterns in moderate aortic stenosis. *Journal of the American College of Cardiology*, 80(7), 666–676. <https://doi.org/10.1016/j.jacc.2022.05.036>
- Thaden, J. J., Nkomo, V. T., Lee, K. J., & Oh, J. K. (2015). Doppler imaging in aortic stenosis: The importance of the nonapical imaging windows to determine severity in a contemporary cohort. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 28(7), 780–785. <https://doi.org/10.1016/j.echo.2015.02.016>
- Takamatsu, K., Yamano, T., Zen, K., Takahara, M., Tani, R., Nakamura, S., et al. (2023). Doppler underestimates transvalvular gradient measured by catheterization in patients with severe aortic stenosis. *American Journal of Cardiology*, 195, 28–36. <https://doi.org/10.1016/j.amjcard.2023.02.025>
- Tarasoutchi, F., Montera, M. W., Ramos, A. I., Sampaio, R. O., Rosa, V. E., Accorsi, T. A., et al. (2020). Atualização das Diretrizes Brasileiras de Valvopatias – 2020. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 115(4). <https://doi.org/10.36660/abc.20201047>
- Teixeira, P. T., Ramos, R., Rio, P., Moura Branco, L., Portugal, G., Abreu, A., et al. (2017). Modified continuity equation using left ventricular outflow tract three-dimensional imaging for aortic valve area estimation. *Echocardiography*, 34(7), 978–985. <https://doi.org/10.1111/echo.13589>
- Treibel, T. A., Lopez, B., Gonzalez, A., Menacho, K., Schofield, R. S., Ravassa, S., et al. (2018). Reappraising myocardial fibrosis in severe aortic stenosis: An invasive and noninvasive study in 133 patients. *European Heart Journal*, 39(8), 699–709. <https://doi.org/10.1093/eurheartj/ehx353>
- Utsunomiya, H., Yamamoto, H., Horiguchi, J., Kunita, E., Okada, T., & Yamazato, R. (2012). Underestimation of aortic valve area in calcified aortic valve disease: Effects of left ventricular outflow tract ellipticity. *International Journal of Cardiology*, 157(3), 347–353. <https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2010.12.071>
- Vahanian, A., Beyersdorf, F., Praz, F., Milojevic, M., Baldus, S., Bauersachs, J., et al. (2022). 2021 ESC/EACTS guidelines for the management of valvular heart disease. *EuroIntervention*, 17, e1126–e1196. <https://eurointervention.pcronline.com/article/2021-esc-eacts-guidelines-for-the-management-of-valvular-heart-disease>
- Veloso, M. L. A. (2012). *Perfil ecocardiográfico do doente com estenose aórtica degenerativa* (Master's thesis, Instituto Politécnico de Lisboa, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa).
- Visby, L., Kristensen, C. B., Pedersen, F. H. G., Sigvardsen, P. E., Kofoed, K. F., & Hassager, C. (2019). Assessment of left ventricular outflow tract and aortic root: Comparison of 2D and 3D transthoracic echocardiography with multidetector computed tomography. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging*, 20(10). <https://doi.org/10.1093/ehjci/jez045>
- Zoghbi, W. A. (2015). Velocity acceleration in aortic stenosis revisited. *JACC Cardiovascular Imaging*, 8(7), 776–778. <https://doi.org/10.1016/j.jcmg.2015.04.005>
- Zhou, Y. Q., Faerestrand, S., & Matre, K. (1995). Velocity distributions in the left ventricular outflow tract in patients with valvular aortic stenosis: Effect on the measurement of aortic valve area by using the continuity equation. *European Heart Journal*, 16(3), 383–393. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a060922>