

Recomendações para os Métodos de Quantificação durante a Realização do Ecocardiograma Pediátrico: Relatório Escrito pelo Grupo da Sociedade Americana de Ecocardiografia e do Conselho em Cardiopatias Congênitas

Recommendations for Quantification Methods during the Performance of a Pediatric Echocardiogram: A Report from the Pediatric Measurements Writing Group of the American Society of Echocardiography Pediatric and Congenital Heart Disease Council

Leo Lopez, MD, FASE, Chair¹; Steven D. Colan, MD, FASE²; Peter C. Frommelt, MD, FASE³; Gregory J. Ensing, MD, FASE⁴; Kathleen Kendall, RDCS, FASE⁵; Adel K. Younoszai, MD, FASE⁶; Wyman W. Lai, MD, MPH, FASE⁷; Tal Geva, MD, FASE²

Children's Hospital at Montefiore, Bronx, NY¹; Children's Hospital Boston/Harvard Medical School, Boston, MA²; Medical College of Wisconsin, Milwaukee, WI³; University of Michigan, Ann Arbor, MI⁴; Texas Children's Hospital, Houston, TX⁵; Children's Hospital/University of Colorado, Denver, CO⁶; Stanley Morgan Children's Hospital of New York Presbyterian, New York, NY⁷

Tradução do Artigo

O artigo original foi publicado no Journal of the American Society of Echocardiography, volume 23, em maio de 2010, incluindo as páginas 465 a 495, com os seguintes autores: Leo Lopez, MD, FASE, Chair, Steven D. Colan, MD, FASE, Peter C. Frommelt, MD, FASE, Gregory J. Ensing, MD, FASE, Kathleen Kendall, RDCS, FASE, Adel K. Younoszai, MD, FASE, Wyman W. Lai, MD, MPH, FASE, e Tal Geva, MD, FASE; permissão concedida pela Elsevier para reprodução do material em português somente.

Abreviações:

2D: bidimensional
3D: tridimensional
Área A: área abaixo da curva da onda A da fluxo mitral
Onda A: Fluxo mitral correspondente ao momento da contração atrial
Onda a': Onda obtida no nível do anel mitral pelo Doppler tecidual durante a contração atrial
Onda Ar: Velocidade de fluxo reverso pulmonar ou sistêmico durante a contração atrial
VAo: Valva aórtica
ASE: Sociedade Americana de Ecocardiografia
AV: Atrioventricular
SC: Superfície corpórea
CC: Cardiopatia congênita
Onda D: Componente diastólico do fluxo venoso pulmonar ou sistêmico
dp/dt: Primeira derivado de pressão em relação ao tempo
Área A: Área abaixo da curva da onda A do fluxo mitral (diástole precoce)
Onda E: Fluxo mitral correspondente ao componente diastólico precoce

Onda e': Onda obtida pelo Doppler tecidual no nível do anel valvar mitral durante a diástole precoce

DDF: Diâmetro diastólico final

VDF: Volume diastólico final

FE: Fração de ejeção

DSF: Diâmetro sistólico final

VSF: Volume sistólico final

VCI: Veia cava inferior

TCIV': Tempo de contração isovolumétrica obtido ao Doppler tecidual

TRIV: Tempo de relaxamento isovolumétrico obtido ao Doppler convencional

TRIV': Tempo de relaxamento isovolumétrico obtido ao Doppler tecidual

L: Comprimento

AE: Átrio esquerdo

VE: Ventrículo esquerdo

RNM: Ressonância nuclear magnética

VM: Valva mitral

PFR_{sv}: Taxa máxima de enchimento/volume ejetado

VP: valva pulmonar

AD: Átrio direito

VD: Ventrículo direito

Onda s': Onda obtida pelo Doppler tecidual no nível do anel valvar mitral durante a sístole

Onda S: Componente sistólico do fluxo venoso pulmonar ou sistêmico

▲D: Fração de encurtamento

TAPSE: Deslocamento do anel tricúspide durante a sístole

VT: Valva tricúspide

V: Volume ventricular

VTI: Integral da velocidade x tempo

Introdução

Avaliação ecocardiográfica quantitativa é essencial para o diagnóstico e manejo de pacientes pediátricos com cardiopatias congênicas (CC) e adquiridas. A Sociedade Americana de Ecocardiografia (ASE) e a Associação Europeia de Ecocardiografia já publicaram recomendações na forma de obtenção dos diâmetros e da função das estruturas cardiovasculares em adultos, fornecendo valores de referência para a normalidade¹. Identificar uma medida como anormal ajuda a determinar a repercussão hemodinâmica para estabelecer quando uma intervenção seria necessária e acompanhar a evolução após essa intervenção. Exemplos de como medidas padronizadas podem ser úteis incluem a medida da raiz aórtica na Síndrome de Marfan²⁻⁵ e a dilatação ventricular na comunicação interventricular⁶. Entretanto, o diâmetro das estruturas cardíacas não é influenciado apenas pela repercussão hemodinâmica das doenças e/ou do tratamento destas, mas também pelo crescimento, idade, genética, sexo, raça, biotipo, metabolismo, hematócrito, exercício e altitude.

Além das alterações hemodinâmicas, a superfície corpórea é o maior determinante de normalidade das estruturas cardiovasculares: todas as estruturas cardíacas aumentam com o crescimento somático da criança, um fenômeno conhecido como alometria cardiovascular⁷⁻¹⁰.

A expressão das medidas indexadas à superfície corpórea permite distinção entre normalidade e anormalidade em crianças. Ainda é necessário coleta de dados quantitativos de uma população normal para servir como referência em relação à função ventricular. Para isso, deve haver consenso na forma de medida do tamanho de cada estrutura cardiovascular.

Este guia servirá como recomendação para avaliação morfométrica dos corações em crianças com ou sem CC,

sendo que aquelas recomendações no final de cada sessão servirão para criação de um banco de dados uniformizado. Entretanto, o grupo elaborador deste consenso enfatiza que as medidas recomendadas são aquelas que podem ser realizadas em um ecocardiograma pediátrico de rotina, mas que não necessariamente devam fazer parte do laudo do exame.

Otimização das Técnicas para Obtenção de Imagem e Avaliação ao Doppler

Os cortes ou planos padrões são frequentemente demonstrados em “eixo longo/eixo maior ou eixo curto/eixo menor”¹¹, e estão demonstrados na Tabela 1. A otimização geral das técnicas bidimensionais já foram descritas, previamente¹¹. Vários fatores técnicos podem influenciar a acurácia das medidas: 1) Sabe-se que a resolução axial paralela ao feixe de ultrassom é superior à lateral (perpendicular ao feixe); então, medidas obtidas em plano axial linear são melhores (planos paraesternal são melhores do que os apicais para medidas do anel aórtico); 2) a resolução lateral diminui à medida que o ponto distancia-se do transdutor; então, o transdutor deve ser posicionado o mais próximo possível da estrutura de interesse quando apenas planos lateralizados estão disponíveis; 3) para imagens com grande profundidade, a resolução do ultrassom excede a resolução de “pixels” do monitor; então, diminuindo a profundidade da imagem ou usando um “zoom” na área de interesse, pode melhorar a resolução do monitor.

A avaliação quantitativa de cada estrutura deveria ser realizada em múltiplos planos, e os planos ortogonais deveriam ser usados para estruturas não circulares, como para as valvas atrioventriculares (AV).

Tabela 1 – Cortes/planos padrões

Nomenclatura recomendada	Estruturas visibilizadas	Nomenclatura alternativa
Eixo longo subxifóide	Eixo longo do VE	Subcostal eixo longo Subcostal transversal
Eixo curto subxifóide	Eixo curto do VE	Subcostal eixo curto Subcostal sargital
Apical 4-câmaras	Eixo longo do VE incluindo a via de saída	
Apical 3-câmaras	Eixo longo do VE incluindo a via de saída	Longitudinal apical
Apical 2-câmaras	Eixo longo do VE incluindo a via de saída	
Parasternal eixo-longo	Eixo longo do VE incluindo a via de saída	Paraesternal eixo longo esquerdo
Parasternal eixo-curto	Eixo curto do VE	Paraesternal eixo curto esquerdo
Paraesternal esquerdo alto	Tronco pulmonar em plano longitudinal com sua bifurcação, enfatizando a artéria pulmonar esquerda e sua relação com a aorta (avaliação de canal arterial)	Sagital esquerdo alto ou corte do canal
Suprasternal eixo-longo	Eixo longo da aorta ascendente e proximal da descendente, demonstra o arco aórtico	Arco aórtico supraesternal Suprasternal sargital
Suprasternal eixo-curto	Aorta ascendente em transversal	Suprasternal transverso
Paraesternal direito	VCI e VCS em longitudinal	Paraesternal direito alto Borda esternal direita Eixo longo paraesternal direito

Ao: aorta; VCI: veia cava inferior; AE: átrio esquerdo; APE: artéria pulmonar esquerda; VE: ventrículo esquerdo; TP: tronco pulmonar; VCS: veia cava superior.

Os trabalhos iniciais baseados no modo M recomendavam medidas da borda externa proximal à borda externa distal¹², e dados para a aorta proximal em adultos utilizaram tais medidas¹³. Entretanto, as recomendações mais atuais valorizam as medidas intraluminais, ou seja, de bordas internas proximal à borda interna distal¹⁴. Além disso, dados publicados para paciente pediátrico, baseados em avaliações bidimensionais, utilizam medidas da borda interna à borda interna dos diâmetros dos vasos¹⁵⁻¹⁷. Há duas considerações importantes: os diâmetros dos vasos devem ser perpendiculares ao maior eixo desses vasos (eixo longo do vaso) e no seu maior diâmetro (expansão máxima). Em outras palavras, a VCI deveria ser medida durante a expiração, mitral e tricúspide na diástole, e aorta/pulmonar, bem como outras artérias, na sístole. Essas recomendações são baseadas em considerações hemodinâmicas e correspondentes à metodologia utilizada em banco de dados pediátricos¹⁵⁻¹⁷, sendo, habitualmente, diferentes da abordagem de exames em adultos^{1, 13}.

Otimização para aquisição de dados ao Doppler já foi descrita, previamente, em adultos¹⁸, e deve ser direcionada para máis-formações valvares, posição de vasos e fluxo anômalo em CC. O mapeamento de fluxo em cores deve preceder o Doppler pulsado na identificação da direção do fluxo. O áudio pode ajudar para otimizar o alinhamento, especialmente, no direcionamento não habitual. As curvas do Doppler devem ser demonstradas numa velocidade de varredura de 100-150 mm/s, para enfatizar alterações temporais do fluxo, especialmente, em crianças com frequência cardíaca elevada. Eletrocardiograma simultâneo ajuda a correlacionar o tempo do fluxo com alterações elétricas. O ganho e a força do Doppler devem ser ajustados para melhor definição da curva; somente curvas bem definidas devem ser medidas, e interferência de sinal deve ser excluída.

Gradiente médio calculado da integral da velocidade pelo tempo (VTI) ou da área abaixo da curva de velocidade deve ser medida da abertura da valva AV ou da semilunar até seu fechamento, e em todo o ciclo cardíaco quando tratar-se de vasos ou comunicação interatrial, incorporando os períodos de velocidade zero durante o período de ausência de fluxo. Todas as medidas do Doppler devem ser obtidas pela média de 3 batimentos cardíacos, para minimizar variações com a respiração.

Princípios e Métodos para o Ajuste de Medidas de Estruturas Cardiovasculares para a Superfície Corpórea

O primeiro passo para o ajuste da superfície corpórea envolve uma descrição matemática do comportamento da média dentro de uma população pediátrica normal. Ideologicamente, isso é baseado em princípios fisiológicos. A superfície corpórea (SC) parece ser um melhor parâmetro de avaliação do crescimento somático em crianças normais do que o peso ou altura, isoladamente^{5, 19}.

As equações publicadas para o cálculo produzem resultados variáveis, especialmente nos pesos e estaturas mais baixas²⁰⁻²³, e algumas delas são derivadas de dados que não incluem crianças²⁰. A fórmula de Haycock

(SC (m²) = 0,024265 x peso (kg)^{0,5378} x estatura (cm)^{0,3964}) parece fornecer a melhor correlação entre SC e o tamanho das estruturas cardiovasculares (quando comparadas com as equações de *Dubois and Dubois*²⁰, *Dreyer and Boyd*²³), sendo recomendada para o cálculo da SC¹⁵.

Devido à relação linear entre o débito cardíaco e a SC²⁴ e, mais especificamente, entre o débito cardíaco e os tamanhos das estruturas cardiovasculares¹⁵, a indexação do tamanho das estruturas para a SC têm-se tornado uma prática comum²⁵⁻²⁸. Entretanto, assumir que a SC apresenta uma relação linear com comprimento, área e volume é, matematicamente, impossível. Além disso, a indexação dos diâmetros das estruturas pela SC, frequentemente, denota uma dependência permanente da SC: a média das medidas ajustadas para a SC e a distribuição dos valores ao redor da média mudam com aumento da SC (um fenômeno conhecido como heteroscedasticidade)^{10, 29}.

Uma vez que a relação matemática entre as medidas e a SC já foi determinada, o próximo passo envolve os intervalos de confiança e o problema da heteroscedasticidade. Uma abordagem para encontrar uma descrição matemática que seja estável e constante, em relação às variações das dimensões corpóreas, seriam as equações de regressão (linear e não linear)^{15, 17, 19}. Por exemplo, princípios fisiológicos sugerem que as distâncias possam ser ajustadas ou normalizadas pela raiz quadrada da SC ou áreas por SC ou, ainda, volumes por SC^{15, 30}. Esta abordagem resulta em uma relação linear, na maioria das vezes, entre as medidas e as SC transformadas¹⁵, mas não elimina o problema da heteroscedasticidade - a variância continua com as alterações de dimensões corpóreas.

Um outro exemplo seria uma transformação logarítmica das medidas para minimizar esse problema¹⁷. Entretanto, este método não representa as superfícies corpóreas máxima e mínima nem elimina a heteroscedasticidade por completo, além de não haver fundamento fisiológico para esta abordagem. Uma abordagem crescente está tornando-se cada vez mais popular em cardiologia pediátrica e leva em consideração os efeitos das dimensões corpóreas e a idade - o escore Z ou Z score^{15-17, 31-36}. O cálculo do escore Z inclui o acesso à distribuição dos valores medidos (em um determinado intervalo de confiança) em relação às dimensões corpóreas em uma população normal.

A medida do escore Z é um número de desvios padrões daquele valor do valor médio em uma SC específica. Em outras palavras, um escore Z de zero corresponde à média da população. Um escore Z de +2 ou -2 corresponde à medida de 2 desvios padrões acima ou abaixo da média para uma dada SC. Sendo assim, este escore, usualmente, apresenta os limites superior e inferior da normalidade. O escore Z pode ser convertido para percentis, embora a magnitude de uma anomalia seja muito mais facilmente representada em escore Z do que em percentil (por exemplo, um escore Z de +4 corresponde ao percentil (p) 99,8 e um escore Z de +10 corresponde ao percentil (p) 99,9). A maior vantagem na utilização do escore Z é a ausência de qualquer relação pré-determinada entre o tamanho de uma estrutura e a SC; além disso, não assume que uma variação constante exista com alterações das dimensões corpóreas dentro da população pediátrica.

Entretanto, a utilidade de algumas normas publicadas, utilizando o escore Z, é limitada pelo fato de a população “normal” ser composta por indivíduos, supostamente com ecocardiogramas normais, o que já é um autocontrole literal. Em segundo lugar, a abordagem sempre leva em consideração outros parâmetros, como sexo e raça. Por fim, a metodologia, para realização das medidas e cálculo da SC, é inconsistente em toda uma população avaliada.

Recomendação: Quando dados de referência estão disponíveis, as medidas das estruturas cardiovasculares devem ser expressas em escore Z, utilizando a fórmula de Haycock para o cálculo da SC.

Protocolos Pediátricos de Quantificação

Veias pulmonares, veias sistêmicas e átrios

1. Avaliação morfológica

As veias pulmonares são mais bem visualizadas nos planos paraesternal esquerdo alto ou no supraesternal eixo-curto (“corte do caranguejo”), demonstrando a drenagem das veias pulmonares direita e esquerda no átrio esquerdo (AE).

A utilização de imagens simultâneas (com e sem mapeamento de fluxo em cores - *color compare*) ajuda na identificação das veias pulmonares; o diâmetro de cada veia pulmonar pode ser medido nas imagens bidimensionais. O apêndice atrial esquerdo deve ser bem identificado, e não ser confundido com a veia pulmonar superior esquerda. A veia pulmonar superior direita também deve ser bem avaliada e cuidado deve ser tomado para não confundir-la com uma veia pulmonar direita média (subcostal eixo-curto ou paraesternal direito alto são melhores cortes para demonstrar a veia pulmonar superior direita). A veia cava superior não é medida, rotineiramente, na prática clínica, e dados de referência não são disponíveis.

O tamanho da VCI pode ser medido acima da junção com as veias hepáticas, logo abaixo do diafragma no plano subcostal em eixo-curto (demonstrando a VCI em eixo-longo), e isto pode relacionar-se com o estado volêmico^{37, 38}. O diâmetro da VCI varia com a respiração e o índice de colapsidade (a porcentagem do encurtamento do diâmetro da VCI com a inspiração) parece correlacionar-se com a pressão atrial direita em adultos^{1, 39, 40}. Nem o diâmetro da VCI, nem o índice colapsidade parecem estar relacionados com a idade ou a superfície corpórea em pacientes adultos³⁹, e a utilidade do índice de colapsidade em crianças ainda não foi avaliada.

O tamanho do AE pode ser obtido pelo modo M e das medidas no bidimensional da distância da parede aórtica posterior até a parede posterior do AE⁴¹, embora esta distância anteroposterior correlaciona-se fracamente com os volumes derivados angiograficamente⁴². Recomendações atuais envolvem o cálculo do volume do AE nos cortes apicais, na telesístole, imediatamente antes da abertura da valva mitral, usando as dimensões no maior eixo (eixo longo) e no menor (eixo curto) e a planimetria da área nos planos ortogonais (Figura 1). Como em todas as medidas realizadas no corte apical, deve-se ter cuidado para não encurtar/amputar o coração. Dentre todas as formas de calcular o volume do AE, a área/comprimento e o Simpson biplanar

(somação dos discos) utilizados no apical 4-câmaras e 2-câmaras parecem fornecer os dados mais consistentes de acordo com as publicações em adultos normais^{1, 43, 44}. A área/comprimento biplanar tem sido usada em crianças e os volumes indexados pela SC tem-se correlacionado com o grau de disfunção diastólica e da regurgitação mitral⁴⁵. Por último, o volume do AE também tem sido calculado usando o ecocardiograma tridimensional (3D) em tempo real e este tem apresentado boa correlação com os volumes obtidos na ressonância nuclear magnética (RNM)⁴⁶.

O tamanho do AD é habitualmente avaliado no apical 4-câmaras, na telesístole, imediatamente antes da abertura da valva tricúspide (Figura 2)^{1, 43, 47-50}. As dimensões no maior e no menor eixos são significativamente diferentes em adultos normais e em pacientes com sobrecarga volumétrica de VD (como em pacientes com CIA ou com regurgitação tricúspide)⁴⁷. Os valores totais (não indexados) e os indexados à SC, em adultos normais, já estão disponíveis^{1, 48}. As áreas estimadas pela planimetria e os volumes do AD calculados pelo produto da área com o comprimento do eixo maior podem ser a melhor forma de avaliação do tamanho do AD, embora os tamanhos obtidos, na maioria dos trabalhos, sejam pequenos^{43, 49, 50}.

Assim como o volume do AE, o ecocardiograma 3D pode fornecer formas úteis de medida do volume do AD^{46, 50}.

Recomendações (Tabela 2): Os métodos recomendados para avaliar o tamanho do AE incluem o comprimento do maior eixo no apical 4-câmaras e a planimetria da área no apical ortogonal; o cálculo do volume utilizando-se a área/comprimento biplanar ou o método de Simpson biplanar. Os métodos recomendados para avaliar o tamanho do AD incluem medidas do comprimento no eixo maior e eixo menor e a planimetria da área no apical 4-câmaras. Quando o diâmetro da VCI é medido, deve-se ser realizado acima da junção das veias hepáticas, logo abaixo do diafragma no subcostal eixo curto.

2. Avaliação ao Doppler

A avaliação ao Doppler das veias pulmonares e sistêmicas necessita de precisão no posicionamento da amostra no interior do vaso em >5mm do seu óstio. Uma vez que a velocidade do fluxo venoso é baixa, o filtro do Doppler deve ser baixo. O fluxo venoso pulmonar é frequentemente avaliado nos cortes apical e/ou paraesternal, enquanto o da VCS pode ser avaliado nos cortes supraesternal ou subcostal. O fluxo da VCI é mais bem avaliado no subcostal; o das veias hepáticas também pode ser usado em segunda escolha, pois as veias hepáticas são mais paralelas à linha do Doppler do que a VCI^{51, 52}. A caracterização dos padrões das curvas do Doppler das veias sistêmicas e pulmonares podem ajudar na avaliação da função diastólica atrial e ventricular, bem como quanto ao funcionamento da valva atrioventricular (Figura 3)⁵³.

Fluxo anterógrado durante a sístole (onda S) ocorre porque há tanto relaxamento atrial quanto deslocamento apical do anel da valva AV⁵⁴. Esporadicamente, é bifásica devido à dissociação temporal dos dois componentes. Fluxo retrógrado anormal durante a sístole ventricular pode ocorrer tanto no espectro de regurgitação tricúspide

Artigo Especial

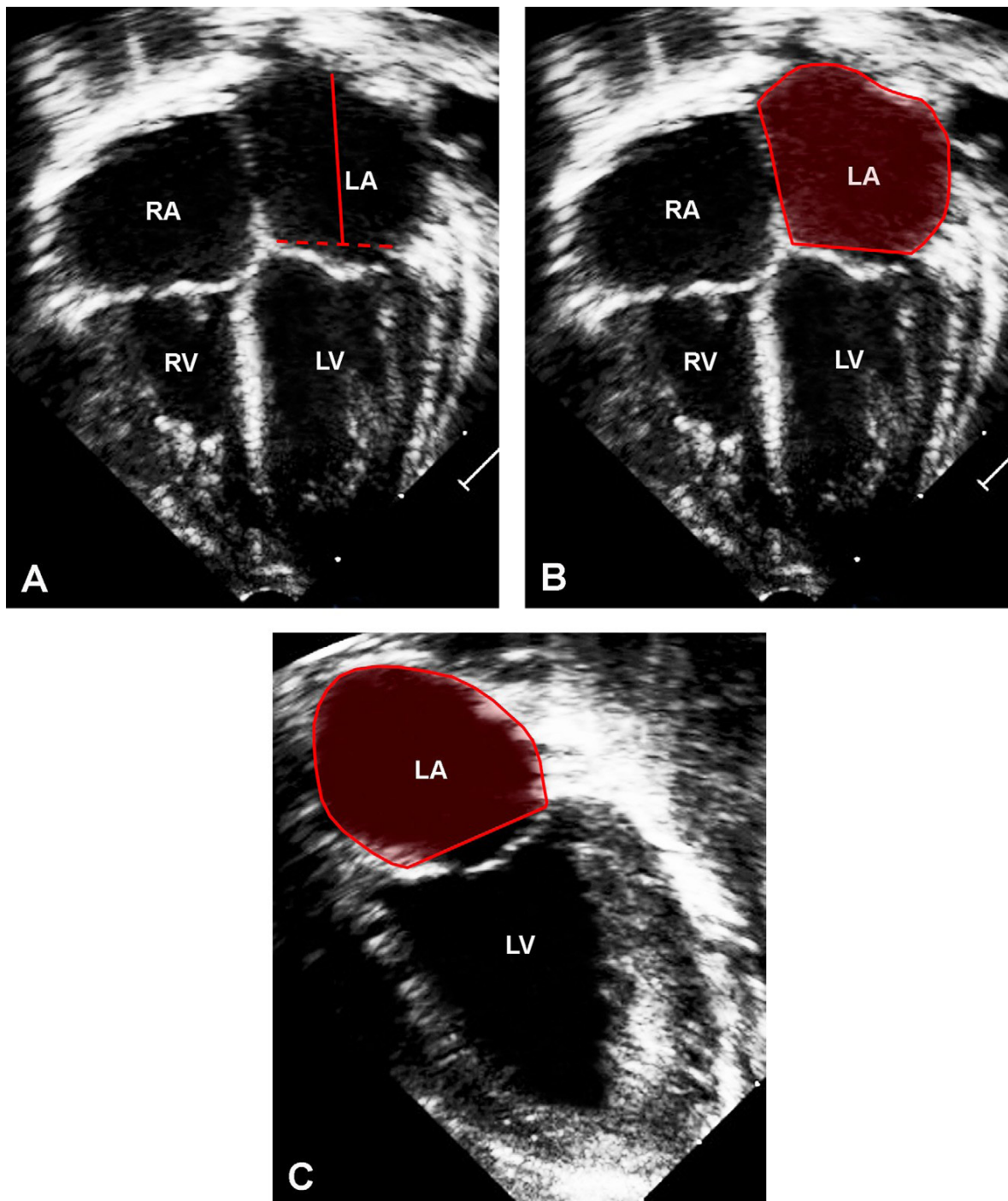


Figura 1 – Apical 4-câmaras e 2-câmaras no final da sístole ventricular demonstrando (A) comprimento no eixo-maior do átrio esquerdo no apical 4-câmaras, (B) planimetria da área do LA (AE) no apical 4-câmaras e (C) planimetria da área do LA (AE) no apical 2-câmaras. LA (AE): átrio esquerdo; LV (VE): ventrículo esquerdo; RA (AD): átrio direito; RV (VD): ventrículo direito.

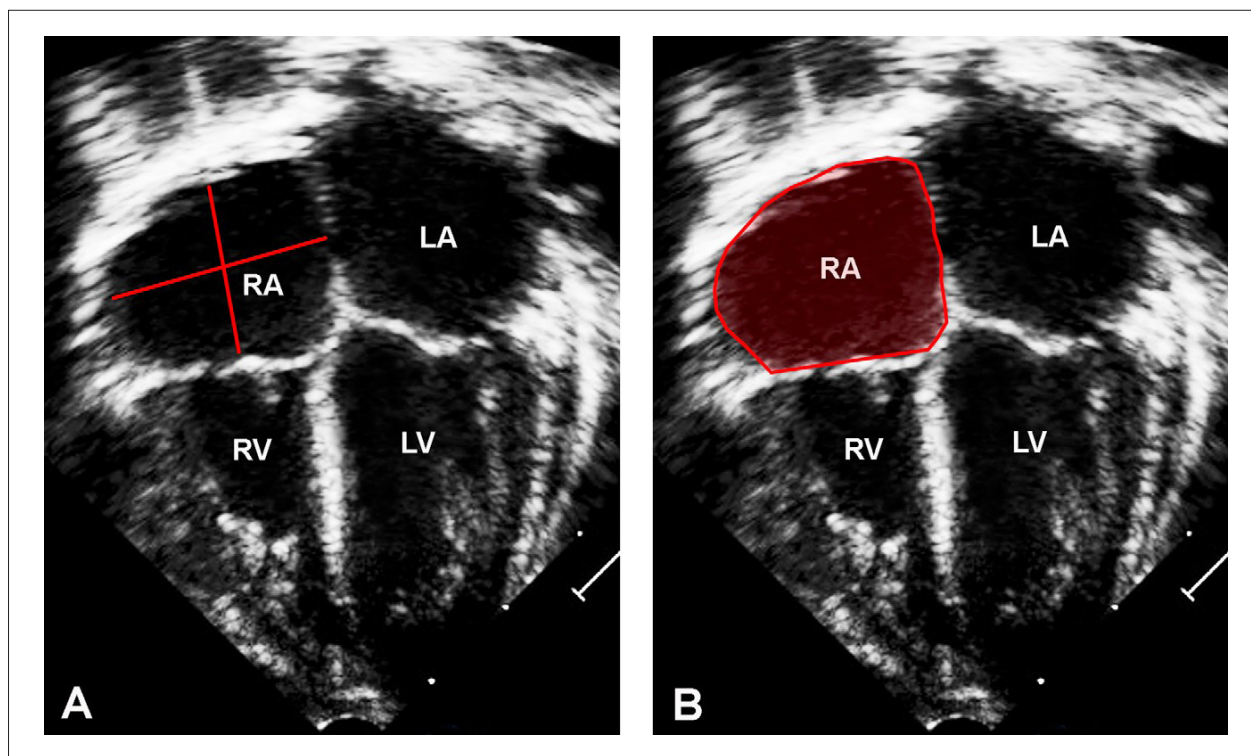


Figura 2 – Corte apical 4-câmaras no final da sístole ventricular (A) comprimentos no eixo maior e menor do AD e (B) Planimetria da área do LA (AD). LA (AE): átrio esquerdo; LV (VE): ventrículo esquerdo; RA (AD): átrio direito e RV (VD): ventrículo direito.

significativa⁵⁵, quanto em dissociações elétricas com a contração atrial contra a valva AV fechada durante a sístole ventricular⁵⁶. Fluxo anterógrado durante a diástole ventricular (onda D) é influenciada tanto pela complacência do átrio e do ventrículo quanto pela patência da valva AV. Com frequências cardíacas elevadas, as ondas S e D podem estar fundidas⁵⁴. O fluxo retrógrado durante a contração atrial (onda Ar) está frequentemente aumentado quando a complacência ventricular está reduzida⁵⁴. De fato, a duração da onda Ar do fluxo venoso pulmonar, que excede a onda A do fluxo mitral durante a sístole atrial, prediz pressões diastólicas finais de AE e VE aumentadas, podendo indicar complacência reduzida^{57,58}. Ambas as ondas D e Ar do fluxo venoso sistêmico podem ser alteradas com a respiração, com aumento da velocidade da onda D e redução da onda Ar, durante a inspiração, secundária a pressão intratorácica negativa; então, essas medidas devem ser expressas como média de 3 batimentos consecutivos^{59,60}.

Recomendações (Tabela 2): As velocidades das ondas S, D e Ar do fluxo venoso pulmonar, bem como a duração da onda Ar devem ser obtidas, preferencialmente, no corte apical ou no paraesternal eixo-curto.

Valvas atrioventriculares

1. Avaliação morfométrica

A medida do tamanho da VM e VT ajuda a caracterizar a patologia valvar e a diagnosticar hipoplasia ventricular⁶¹⁻⁶⁴.

O diâmetro do anel valvar, bem como sua área pode ser medido tanto no ecocardiograma 2D quanto no 3D⁶⁵⁻⁷⁰. A área do anel pode ser estimada de um único plano, utilizando a fórmula da área para um círculo^{69,71}, mas o anel valvar mitral é, na verdade, elíptico com um formato de sela^{70,72}. Uma forma mais correta seria a utilização da fórmula de área para uma elipse ($\delta \times \text{diâmeter}_1 \times \text{diâmeter}_2$)/4. Medidas ecocardiográficas do tamanho da VM, geralmente, superestimam medidas em autópsias^{65,73}, mas isto pode ser um artefato da fixação do tecido. Banco de dados publicado em pediatria vem utilizando diâmetros medidos no apical 4-câmaras (diâmetro lateral) e no paraesternal eixo-longo (diâmetro anteroposterior) para calcular as áreas dos anéis elípticos da VM e VT (Figura 4)¹⁵. Entretanto, estudos mais atuais, em pacientes adultos, sugerem que o apical 2-câmaras e 3-câmaras da VM fornecem uma melhor avaliação anatômica e medidas mais acuradas das dimensões do anel mitral, quando comparados com a tomografia computadorizada⁷⁴. A dificuldade em obter um apical 2-câmaras adequado em criança prejudica a utilização desta técnica, e a maioria dos estudos pediátricos, envolvendo várias CC, é baseada em medidas do anel valvar mitral e tricúspide, obtidas nos cortes apical 4-câmaras e paraesternal eixo-longo.

Devem ser medidos os maiores diâmetros, entre as bordas internas, nos pontos da inserção e articulação dos folhetos, durante o pico de enchimento na diástole precoce, no quadro de sua excursão máxima¹⁸. Estão disponíveis nomogramas para os diâmetros das VM e VT^{15,16,30,31,75}. Embora se tenha

Artigo Especial

Tabela 2 – Medidas das veias pulmonares, sistêmicas e átrios

Medidas	Corte/plano	Fase do ciclo cardíaco	Utilização	Pontos fortes	Pontos fracos
Comprimento no eixo maior do AE	Apical 4-câmaras	Final da sístole ventricular ^a	Tamanho do AE	Melhor que medidas no modo M ou que o comprimento ântero-posterior no bidimensional Dados normais em adultos ¹ Há alguns dados em crianças normais ⁷	Encurtamento/ amputamento Poucos dados normais em pediatria
Comprimento no eixo menor do coração	Apical 4-câmaras	Final da sístole ventricular	Tamanho do AE	Mesmo que acima	Mesmo que acima
Planimetria da área do AE4C	Apical 4-câmaras	Final da sístole ventricular ^a	Tamanho do AE	Mesmo que acima	Mesmo que acima
Planimetria da área do AE2C	Apical 2-câmaras	Final da sístole ventricular ^a	Tamanho do AE	Mesmo que acima	Mesmo que acima
Comprimento no eixo maior do AD	Apical 4-câmaras	Final da sístole ventricular ^a	Tamanho do AD	Dados em adultos normais ¹	Mesmo que acima
Comprimento no eixo menor do AD	Apical 4-câmaras	Final da sístole ventricular ^a	Tamanho do AD	Dados em adultos normais ¹	Mesmo que acima
Planimetria da área do AD	Apical 4-câmaras	Final da sístole ventricular ^a	Tamanho do AD	Melhor que o comprimento no bidimensional	Mesmo que acima
Diâmetro da VCI	Subcostal eixo-curto	Logo abaixo do diafragma	Estado volêmico Pressão do AD	Varição respiratória	Sem dados pediátricos
Velocidade da onda S do fluxo pulmonar	Apical ou paraesternal eixo-curto	Sístole	Função diastólica do VE Função do AE Função da VM		Dependente do alinhamento
Velocidade da onda D do fluxo pulmonar	Apical ou paraesternal eixo-curto	Diástole	Mesmo que acima		Dependente do alinhamento
Velocidade da onda Ar do fluxo pulmonar	Apical ou paraesternal eixo-curto	Diástole	Mesmo que acima		Dependente do alinhamento
Duração da onda Ar do fluxo venoso pulmonar	Apical ou paraesternal eixo-curto	Diástole	Mesmo que acima		Dependente do alinhamento
Cálculo	Corte/Plano	Fórmula	Aplicação	Pontos fortes	Pontos fracos
Volume do AE	Apical	Área-comprimento ^b : $\frac{8 \times A_{4C} \times A_{2C}}{3 \times \pi \times h}$	Tamanho do AE	Dados em adultos normais ¹	Encurtamento/ amputamento Sem dados em pediatria
Volume do AE	Apical	Somação dos discos (Simpson) ^c : $\frac{\pi}{4} \times \sum_{i=1}^N a_i \times b_i \times \frac{h}{N}$	Tamanho do AE	Dados em adultos normais ¹	Encurtamento/ amputamento Sem dados em pediatria

^a Imediatamente antes da abertura da valva mitral ou tricúspide;

^b A_{4C} : área no apical 4-câmaras; A_{2C} : área no apical 2-câmaras; h : comprimento mais curto no eixo maior do AE no apical 4-câmaras ou 2-câmaras;

^c a_i : raio de um disco do átrio no eixo-menor no apical 4-câmaras; b_i : raio de um disco do átrio no eixo menor no apical 2-câmaras; h : comprimento do AE; N : número de discos (VCI: veia cava inferior; AE: átrio esquerdo; VE: ventrículo esquerdo; VM: valva mitral; AD: átrio direito).

demonstrado que a planimetria bidimensional é razoavelmente precisa em adultos com estenose mitral adquirida⁷⁶, ela não é confiável no cenário da estenose congênita da VM, a qual é caracterizada por obstruções complexas em níveis variados, com formatos anormais e frequentemente múltiplos orifícios de fluxos, impedindo uma visão real *en face* em um plano único da área máxima do orifício. Em comparação com a avaliação planimétrica tridimensional, em pacientes com estenose da VM, a planimetria bidimensional superestima a

área da VM em até 88%, dependendo da geometria valvar (*domus* ou forma de funil) e da posição do transdutor relativa ao orifício valvar⁷⁷.

Recomendações (Tabela 3): Os métodos recomendados para avaliar o tamanho do anel da VM e da VT incluem a medida do diâmetro lateral no plano apical 4 câmaras e do diâmetro anteroposterior no plano paraesternal, e o cálculo das áreas usando a fórmula da área para uma elipse.

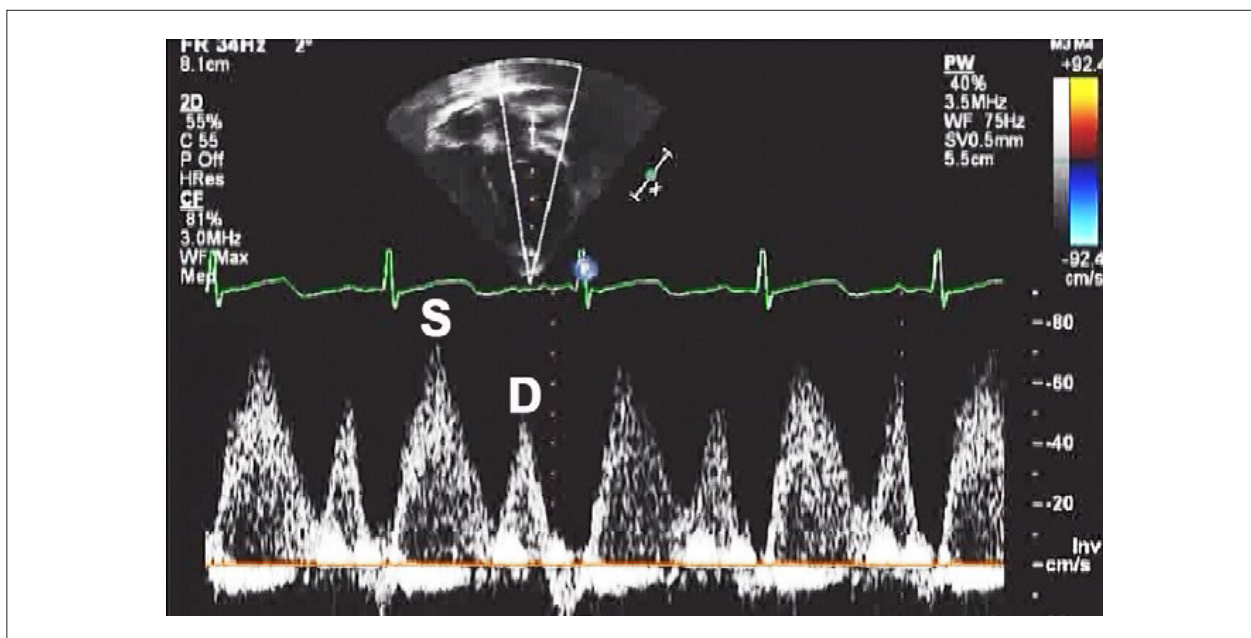


Figura 3 – Padrão de fluxo venoso pulmonar ao Doppler. A: velocidade de pico do fluxo retrógrado durante a contração atrial; D: velocidade de pico durante a diástole ventricular; S: velocidade de pico durante a sístole ventricular.

2. Avaliação ao Doppler

A avaliação ao Doppler do fluxo de entrada dos ventrículos é realizada com mais precisão com o auxílio do mapeamento do fluxo em cores no plano apical, no qual as mudanças de posição do transdutor e da angulação são frequentemente necessárias para otimizar o alinhamento. Quando se suspeita de estenose da VM ou da VT, o VTI do traçado do fluxo de enchimento pela avaliação do Doppler contínuo é usado para calcular o gradiente médio e avaliar a severidade da obstrução. É importante lembrar, entretanto, que o gradiente transvalvar é dependente do período de enchimento diastólico, e pode aumentar pela frequência cardíaca mais alta em crianças⁷⁸. As estenoses podem também ser avaliadas pela medida do *pressure half-time* (tempo de meia pressão – que é o tempo necessário para o pico da pressão diastólica precoce decair em 50%), ou calculando a área do orifício efetivo pela equação de continuidade (o volume sistólico ou o produto da área transversal vezes o VTI do volume sanguíneo, neste local, é preservado em cada posição ao longo de um sistema fechado)⁷⁹.

Entretanto, esses métodos são também limitados pela frequência cardíaca mais elevada em crianças, correlacionando-se mal com dados derivados do cateterismo, no caso das estenoses congênicas das valvas AV⁸⁰, e não são recomendados para uso rotineiro em crianças. A avaliação quantitativa da regurgitação da VM e da VT foi discutida, previamente, para os adultos⁸¹. Alguns desses métodos recomendados de Doppler incluem medidas do diâmetro da *vena contracta* e a área do jato regurgitante, bem como o cálculo do volume regurgitante, fração regurgitante e área do orifício regurgitante efetivo pela equação da continuidade e pelo fenômeno da superfície proximal de isovelocidade. Entretanto a utilidade destes índices em crianças é limitada, e eles ainda não foram validados.

A análise do Doppler pulsado das velocidades do fluxo mitral é usada frequentemente para a avaliação da função diastólica do ventrículo esquerdo^{53,82-84}. A amostra de volume é mais bem posicionada no ventrículo esquerdo, nas pontas dos folhetos das valvas (distal ao anel), porque tanto o pico precoce de velocidade diastólica (onda E) quanto o pico de velocidade da contração atrial (onda A) diminuem significativamente em valores, se a amostra de volume é movida para dentro do átrio (Figura 5A)⁸⁵. O tempo de relaxamento isovolumétrico (TRIV), representado pelo tempo entre o fechamento da valva aórtica e a abertura da valva mitral, pode ser medido a partir do componente aórtico do segundo som cardíaco, usando o fonocardiograma, até o início do fluxo diastólico no traçado do Doppler da VM, ou usando o Doppler contínuo captando simultaneamente o fluxo de enchimento do VE e o de via de saída, no plano apical 3 câmaras (Figura 5B).

O tempo de desaceleração, medido do pico da velocidade da onda E à linha de base na mesodiástole, é outro parâmetro da avaliação da função diastólica, a qual é sensível ao relaxamento ventricular e complacência, assim como à pressão atrial (Figura 5C). Entretanto, o tempo de desaceleração e outros índices diastólicos baseados nas ondas E e A são limitados por sua dependência das condições de carga, e sua utilização, em crianças, está frequentemente impedida pela fusão das ondas E e A, resultante das elevadas frequências cardíacas.

O enchimento diastólico do VE pode também ser caracterizado usando vários cálculos⁸⁶: A relação entre as velocidades das ondas E e A; as frações das áreas das ondas E e A, comparando os VTIs durante a diástole precoce (área da onda E) e durante a contração atrial (área da onda A) com a área total da curva diastólica; a área ou a fração de enchimento nos primeiros 33% (1/3 da fração de enchimento) ou nos primeiros 50% (metade da fração de enchimento)

Artigo Especial

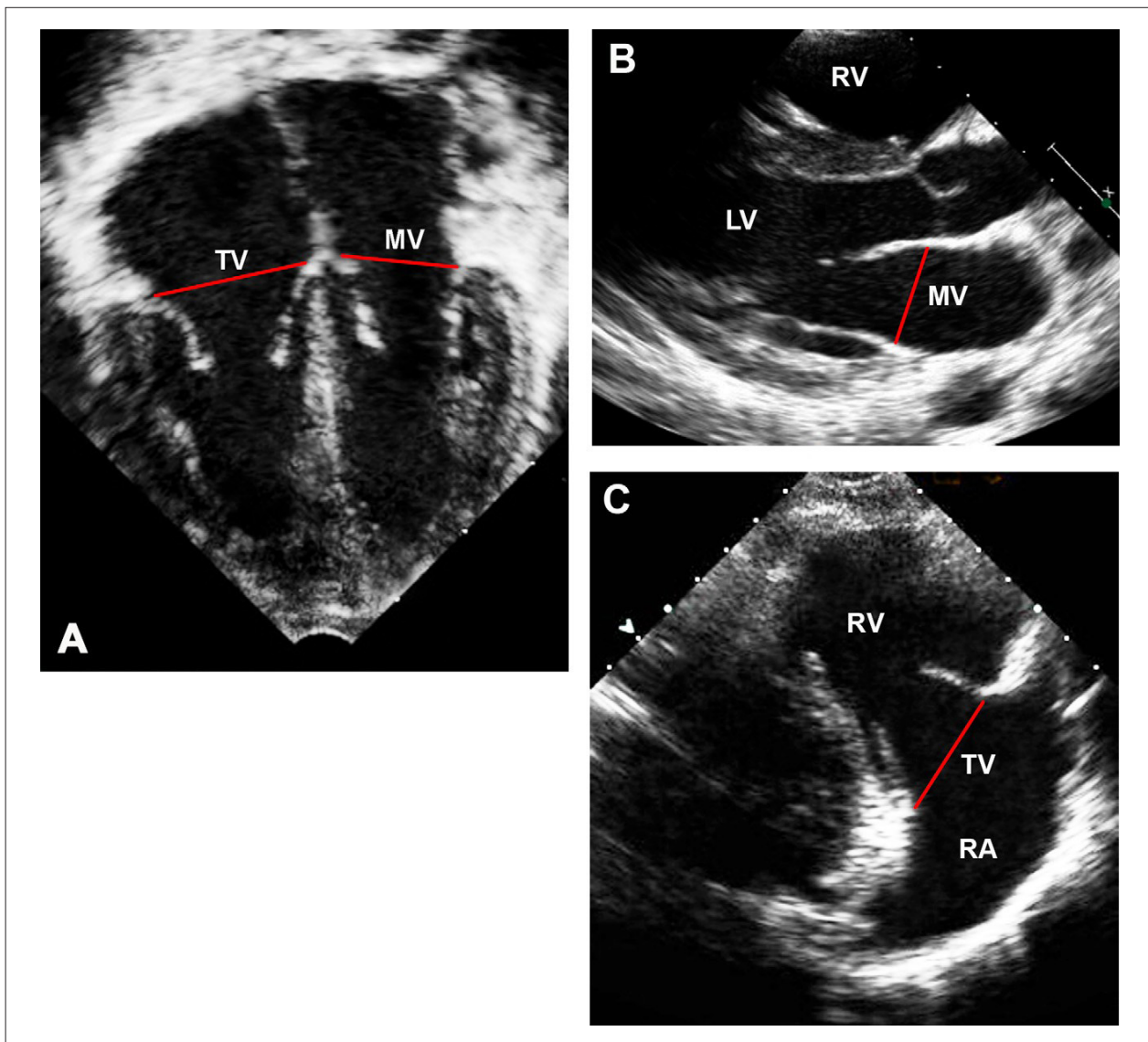


Figura 4 – (A) Diâmetros dos anéis das valvas mitral e tricúspide no plano apical de 4 câmaras; (B) diâmetro do anel da valva mitral no plano paraesternal de eixo longo; (C) diâmetro do anel da valva tricúspide no plano paraesternal de eixo longo. LV (VE): ventrículo esquerdo; RA (AD): átrio direito; RV (VD): ventrículo direito; TV (VT): valva tricúspide; MV (VM): valva mitral.

da diástole; a relação entre a duração da onda A da veia pulmonar e da onda A da valva mitral, como discutido previamente⁵⁷ (Figura 5D); e os resultados da taxa do pico de enchimento ventricular, produto da velocidade da onda E pela área transversal do anel da valva mitral. Como a taxa de enchimento pode variar de acordo com o débito cardíaco, pode ser mais útil calcular esta taxa corrigida para o volume sistólico (PFR_{SV}), usando a seguinte equação:

$$PFR_{SV}(S^{-1}) = \text{pico de velocidade da onda E (cm/s)} / \text{VTI da VM (cm)}$$

$$PFR_{SV} = TPEVS = \text{Taxa de pico de enchimento pelo volume sistólico}$$

Entretanto, uma limitação importante desta abordagem envolve o fato de que o cálculo do volume de enchimento do VE (fluxo pelo anel mitral) e a taxa de pico de enchimento, usando a avaliação com o Doppler pulsado, não leva em conta o deslocamento anular da VM para longe do transdutor durante a diástole; por isso, os perfis de Doppler utilizados nestes cálculos realmente representam o fluxo em direção ao transdutor mais do que o verdadeiro fluxo pelo anel da VM.

Recomendações (Tabela 3): Os métodos recomendados para avaliar o fluxo da VM incluem as medidas das velocidades das ondas E e A, a duração da onda A, o tempo de desaceleração, o TRIV e o cálculo das relações E/A.

Tabela 3 – Medida das valvas atrioventriculares

Medida	Plano	Fase do ciclo cardíaco	Aplicação	Pontos fortes	Pontos fracos
Diâmetro lateral da VM (DVML)	Apical 4C	Diástole*	Tamanho VM	Reprodutível Dados normais para adultos ⁷² Dados normais pediátricos ^{15-17,30,31}	Pode não ser tão bom quanto as medidas do apical 2C e apical 3C ⁷⁴
Diâmetro ântero-posterior da VM (DVMAP)	Paraesternal eixo longo	Diástole*	Tamanho VM	O mesmo referido acima	O mesmo referido acima
Diâmetro lateral da VT (DVTL)	Apical 4C	Diástole*	Tamanho VT	O mesmo referido acima	
Diâmetro ântero-posterior da VT (DVTAP)	Paraesternal eixo longo	Diástole*	Tamanho VT	O mesmo referido acima	
Velocidade de pico da onda E mitral	Apical 4C	Diástole*	Função diastólica do VE		Depende do alinhamento e posição da amostra de volume Depende das condições de carga
Velocidade de pico da onda A mitral	Apical 4C	Diástole*	Função diastólica do VE		O mesmo referido acima
Duração da onda A mitral	Apical 4C	Tempo do início ao fim da onda A	Função diastólica do VE		Frequência cardíaca elevada em crianças → fusão das ondas E e A
Tempo de desaceleração da VM	Apical 4C	Tempo do pico da onda A ao retorno à linha de base	Função diastólica do VE		Frequência cardíaca elevada em crianças → fusão das ondas E e A
Tempo de relaxamento isovolumétrico (TRIV)**	Apical 3C	Tempo entre o fechamento da VAO à abertura da VM, pelo Doppler contínuo simultâneo das vias de entrada e de saída do VE	Função diastólica do VE		Frequência cardíaca elevada em crianças → resolução temporal pobre
Cálculo	Plano	Fórmula	Aplicação	Pontos fortes	Pontos fracos
Área da VM	Apical 4C / Paraesternal eixo longo		Tamanho VM	Reprodutível Dados normais para adultos ⁷² Dados normais pediátricos ^{15-17,30,31}	Assume formato elíptico Mede a área do anel e não da valva
Área da VT	Apical 4C / Paraesternal eixo longo		Tamanho VT	O mesmo referido acima	Assume formato elíptico Mede a área do anel e não da valva
Relação E/A	Apical 4C	Velocidade de pico da onda E / Velocidade de pico da onda A	Função diastólica do VE		Frequência cardíaca elevada em crianças → fusão das ondas E e A

VM: valva mitral; VT: valva tricúspide; VE: ventrículo esquerdo; ** medido com o emprego do Doppler convencional e não com o Doppler Tecidual, conforme descrito na Tabela 4.

Ventrículo esquerdo

Avaliação morfométrica

As medidas do tamanho e da função do VE são essenciais na avaliação dos pacientes com doenças cardíacas congênitas e adquiridas¹. Apesar de a inspeção visual qualitativa poder ser adequada, ela pode também ser enganosa, é propensa à variabilidade interobservador e entre estudos e depende da habilidade do intérprete⁸⁸. Devido ao impacto dos dados quantitativos sobre o diagnóstico e o tratamento^{89, 90}, a valorização das medidas precisas e reprodutíveis do VE não pode ser exagerada. Embora as recomendações para as medidas quantitativas de câmaras em adultos publicadas pela ASE¹ estejam sendo amplamente usadas em crianças, os dados sobre a precisão e a reprodutibilidade das medidas em pediatria são escassos. Adicionalmente, há limitações quanto aos métodos publicados para adultos ajustados para a superfície corpórea,

como discutido previamente¹⁵. Vários métodos lineares e volumétricos para avaliar as medidas do VE têm sido descritos e integrados na prática clínica rotineira, cada qual com vantagens e desvantagens, e esses serão discutidos nesta seção.

Geralmente, as medidas do VE devem ser feitas tanto na diástole quanto na sístole, definindo a diástole final como o quadro com a máxima área intraluminal da câmara, e sístole final como o quadro com a menor área. Entretanto, estas definições são problemáticas porque contam com estimativas visuais de áreas mais do que com uma análise quantitativa quadro a quadro. Adicionalmente, a área mínima ocorre em diferentes momentos nos planos de eixo curto e eixo longo. Durante a contração isovolumétrica, o eixo longo encurta primeiro e depois se alonga (o processo reverso ocorre durante o relaxamento isovolumétrico). Em contraste, a área do eixo curto, primeiramente aumenta e depois diminui progressivamente durante a contração isovolumétrica. Dadas essas limitações, a diástole final pode ser definida como o quadro no qual a

Artigo Especial

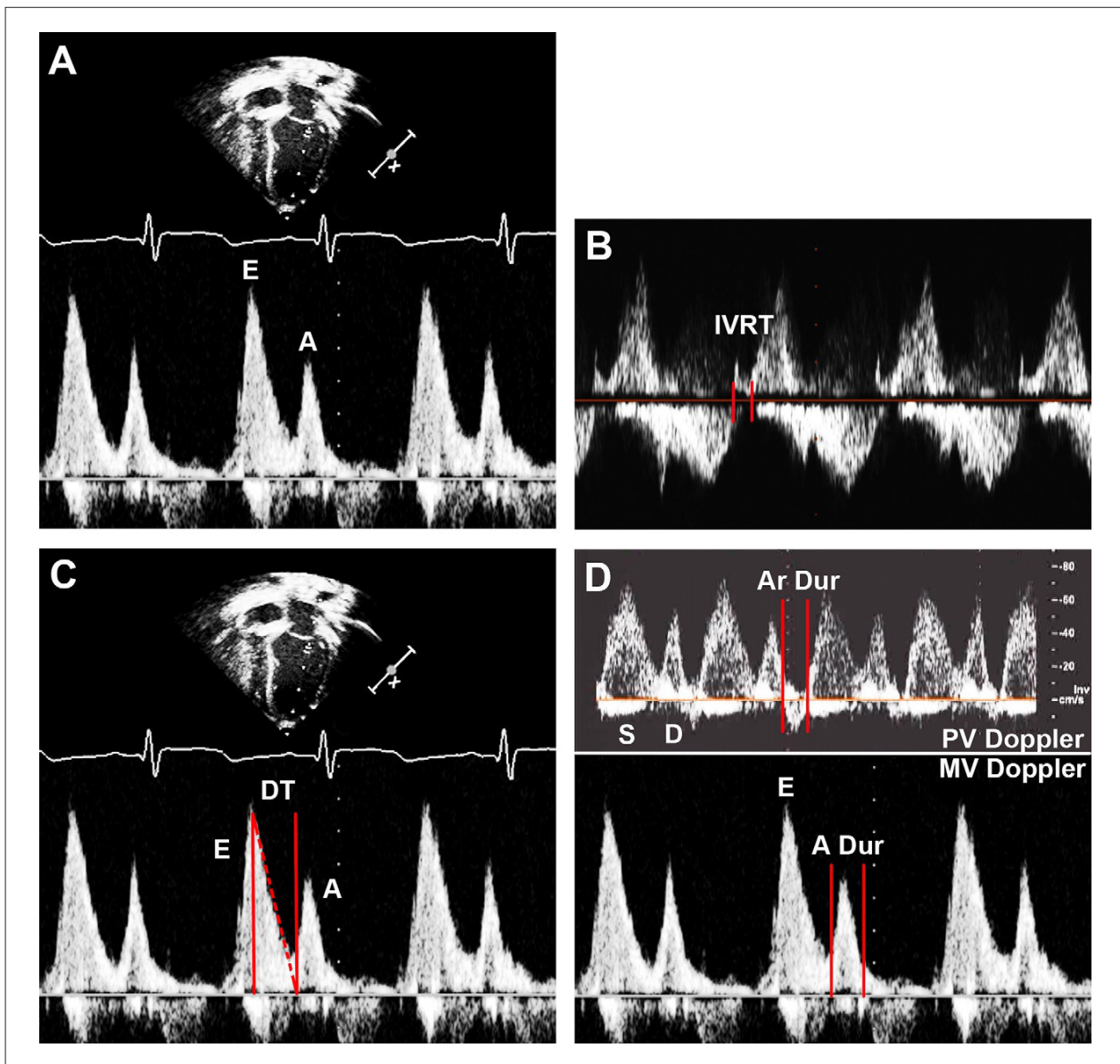


Figura 5 – (A) Padrão do Doppler pulsado do fluxo mitral mostrando as velocidades de pico durante a diástole precoce e a contração atrial. (B) Padrão do Doppler contínuo mostrando simultâneo do influxo mitral e fluxo de via de saída do VE, com a medida do IVRT. (C) Padrão do Doppler pulsado do fluxo mitral mostrando o tempo de desaceleração (TD). (D) Padrão do Doppler pulsado do fluxo venoso pulmonar e do fluxo mitral mostrando a duração do fluxo durante a contração atrial. A: pico de velocidade do fluxo mitral durante a contração atrial; A Dur: tempo de duração do fluxo mitral durante a contração atrial; Ar Dur: tempo de duração do fluxo venoso pulmonar retrógrado durante a contração atrial; D: pico de velocidade de fluxo venoso pulmonar anterógrado durante a diástole ventricular; DT (TD): tempo de desaceleração; E: pico de velocidade do fluxo mitral durante a diástole ventricular precoce; IVRT (TRIV): tempo de relaxamento isovolúmico; MV (VM): valva mitral; PV (VP): veia pulmonar; S: pico de velocidade de fluxo venoso pulmonar anterógrado durante a sístole ventricular.

VM fecha-se, e a sístole final como o quadro precedente à abertura da VM.

As medidas do diâmetro interno do eixo curto ou eixo menor do VE, e da espessura do septo e da parede posterior podem ser obtidos no plano paraesternal (Figura 6), embora, ocasionalmente, essas medidas estejam disponíveis apenas no plano subcostal. A dimensão máxima do eixo curto é frequentemente localizada no nível das bordas do folheto

mitral ou das cordas em pacientes jovens, ou mais apical, no nível dos músculos papilares, em pacientes mais velhos e em alguns adultos. É importante notar que medidas lineares caracterizam o tamanho do VE apenas em uma dimensão, e podem representar de forma inadequada uma câmara de formato anormal.

Os diâmetros do eixo curto podem ser considerados substitutos para o tamanho do VE apenas quando sua geometria

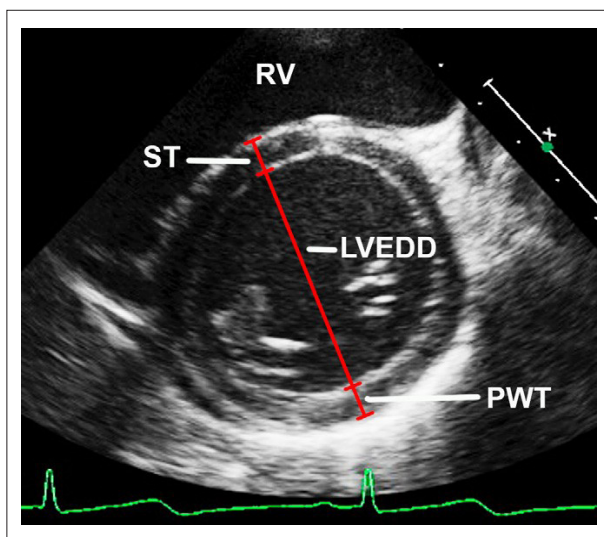


Figura 6 – Medida do diâmetro interno do eixo menor (eixo curto) do ventrículo esquerdo (LVEDD), espessura da parede posterior do VE (PWT) e espessura do septo (ST) no plano paraesternal eixo curto, ao fim da diástole. RV (VD): ventrículo direito.

é circular, uma condição nem sempre encontrada em pacientes com cardiopatias congênicas ou outros estados hemodinâmicos anormais. Medidas lineares podem ser obtidas nos planos de eixos longo ou curto pelo traçado do Modo M ou pelas imagens bidimensionais. As orientações do ASE para adultos recomendam as medidas lineares do eixo menor do VE no plano paraesternal de eixo longo, porque assim se assegura uma orientação perpendicular entre a tomada da medida e o plano do eixo longo do VE^{1,85}. Adicionalmente, janelas paraesternais limitadas podem superestimar os diâmetros do eixo menor com medições oblíquas em posicionamentos apicais do plano de eixo curto, um problema não observado quando são usados planos do eixo longo em posicionamentos paraesternais não padronizados. Entretanto, o plano paraesternal de eixo longo não leva em conta a movimentação lateral do VE observada em muitas crianças, o que não garante uma geometria circular do VE no eixo curto ao longo do ciclo cardíaco. Isso também obriga o uso de um diâmetro único, em contraste com os múltiplos diâmetros disponíveis para as imagens de eixo curto bidimensionais. Consequentemente, o plano de eixo curto é a abordagem recomendada porque permite escolher o diâmetro com a melhor interface entre o endocárdio e o sangue, uma vantagem definitiva quando se está lidando com a trabeculação do VE. Adicionalmente, são disponíveis dados normais de pediatria para as medidas do Modo M no eixo curto^{15, 91, 92}.

A ecocardiografia Modo M proporcionou melhor resolução espacial e temporal do que as imagens bidimensionais no passado. Entretanto, as medidas no plano de eixo longo no modo M podem superestimar o diâmetro do eixo menor do VE, se comparadas com as medidas bidimensionais⁸⁵. Além disso, medições ao longo de uma linha cruzando pontos médios do septo ventricular e parede posterior (baseados na posição dos grupos de músculos papilares) podem ser difíceis ao modo M¹. Refinamentos na tecnologia dos transdutores e processamento

das imagens providenciaram, mais recentemente, imagens bidimensionais com melhor resolução e delineamento claro da interface sangue – endocárdio. Portanto, a forma recomendada para obter a medida do eixo curto do VE é pela imagem do eixo curto bidimensional, considerando-se uma média das medidas de 3 ciclos cardíacos consecutivos (Figura 6). Idealmente, a combinação dos planos de eixo longo e eixo curto pode ser usada para certificar-se que a medida do eixo curto do VE ou do eixo menor está perpendicular e cruzando os pontos médios do septo interventricular e parede posterior, e que a geometria é circular durante todo o ciclo cardíaco.

Os métodos volumétricos bidimensionais requerem qualidade de imagem do VE no plano paraesternal eixo curto, apical e/ou subcostal, nas quais o comprimento do eixo maior e a área da borda endocárdica do VE podem ser medidos. A borda basal é definida como a linha conectando os pontos de articulação do anel da VM. O comprimento do VE é medido do ponto médio da borda basal ao endocárdio apical, requerendo imagens claras dessa região, sem encurtamento do VE. A borda endocárdica é traçada manualmente, requerendo delineamento claro da interface sangue-endocárdio (convencionalmente, excluem-se os músculos papilares quando se traceja as bordas endocárdicas, deixando-os incluídos no conteúdo sanguíneo). O método de Simpson biplanar para calcular os volumes do VE pela somatória de discos equidistantes é usado com frequência em adultos, com poucos dados validados com acurácia e reprodutibilidade em crianças. Ele consiste em tracejar a borda endocárdica do VE no plano apical de 4 e de 2 câmaras, usando a fórmula:

$$V = \frac{\pi}{4} \times \sum_{i=1}^N a_i \times b_i \times \frac{L}{N}$$

onde V= volume é a fatia radial no eixo menor no plano apical de 4 câmaras, b_i é a fatia radial no plano apical de 2 câmaras, L é o comprimento do eixo maior do VE e N é o número de fatias (Figura 7). Alguns autores sugerem que o plano apical de 3 câmaras pode substituir o apical de 2 câmaras^{93,94}. Em crianças com VE de formato anormal, o algoritmo do Simpson modificado, usando a combinação dos planos de eixos curto e longo pode ser melhor do que o algoritmo biapical descrito acima^{95,96}. O volume do VE pode também ser medido pela área-comprimento, ou método bala (*bullet*), usando a fórmula V= 5/6 x área basal do eixo curto x comprimento do VE (Figura 8)⁹⁷. Aqui, a área basal do eixo curto é medida pelo plano paraesternal ou subcostal, e o comprimento do VE é medido no plano apical de 4 câmaras ou no plano subcostal de eixo longo. O método da elipse truncada é similar ao da área-comprimento, com uma pequena diferença na fórmula requerendo uma medida adicional do diâmetro do eixo menor do VE no plano apical de 4 câmaras.

A massa do VE pode ser calculada pelo modo-M ou medições lineares ao 2D⁹⁸⁻¹⁰⁰ e esta abordagem foi extensamente utilizada em ensaios clínicos em adultos e estudos epidemiológicos^{1,100}. Os métodos também foram utilizados em crianças¹⁰¹⁻¹⁰³, apesar de a acurácia e a reprodutibilidade serem limitadas, principalmente em crianças pequenas. O mais comum é medir os volumes utilizando apenas um dos métodos discutidos previamente. A massa do VE é então calculada pela subtração do volume endocárdico do volume epicárdico e multiplicando

Artigo Especial

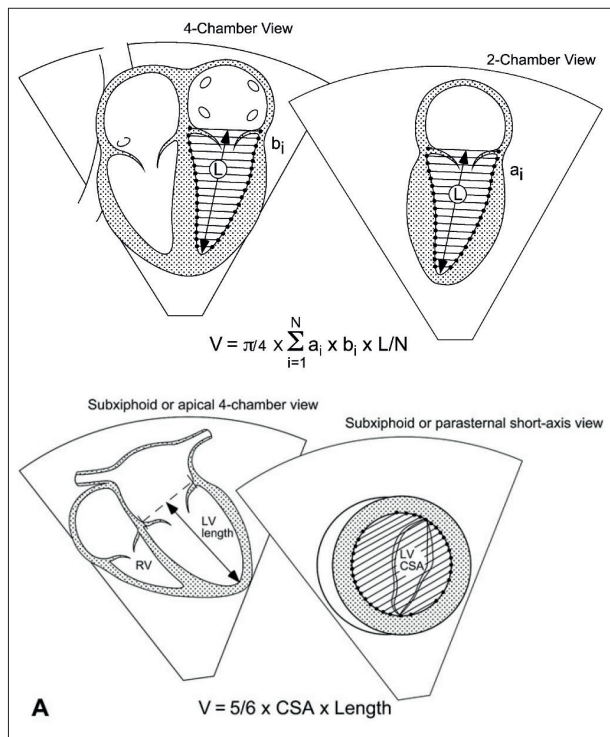


Figura 7 – Método biplanar de Simpson para o cálculo do volume do VE.

esta diferença (o volume endocárdico) por 1,05g/ml, que corresponde à densidade específica do miocárdio. O volume e a massa do VE também podem ser medidos utilizando a ecocardiografia 3D, e a experiência crescente sugere que uma melhor acurácia pode ser alcançada quando comparada com métodos 2D, utilizando a RMN como método ouro¹⁰⁴⁻¹⁰⁸.

Relatos iniciais em pediatria são animadores^{109,110}, especialmente considerando que a ecocardiografia 3D não se baseia em modelos geométricos pré-estabelecidos, uma vantagem importante em pacientes com CC e ventrículos com formatos anormais. Entretanto, a viabilidade, aplicabilidade e reprodutibilidade dessa abordagem, na prática clínica, necessitam mais investigação.

A função sistólica do VE pode ser calculada como a função de bomba (performance global da câmara) ou função miocárdica (performance das miofibras cardíacas). A função sistólica global da bomba é dependente das características miocárdicas de geração de força (contratilidade), assim como da pré-carga, pós-carga e frequência cardíaca, enquanto que a função miocárdica representa a contratilidade miocárdica independentemente das condições de carga e frequência cardíaca. Numerosos métodos ecocardiográficos vêm sendo utilizados para avaliar ambas as propriedades da função sistólica do VE, e podem ser divididos em parâmetros geométricos e não geométricos. Parâmetros geométricos requerem as medidas da dimensão ou volume do VE e são influenciados pelo formato do VE. Parâmetros não geométricos não necessitam dessas medidas, não são influenciados pelo formato do VE e dependem do Doppler e outras técnicas.

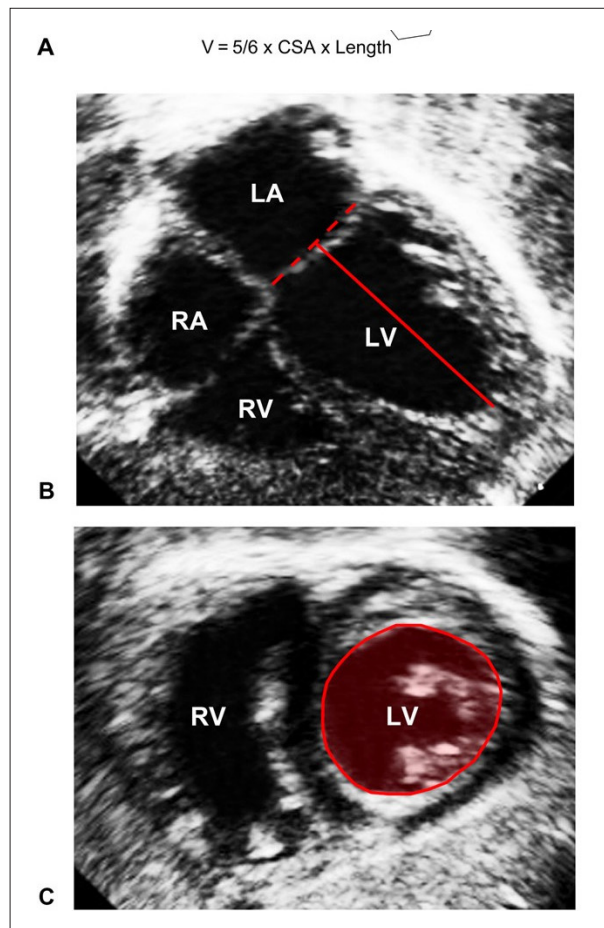


Figura 8 – (A) Método da área-comprimento para cálculo do volume do ventrículo esquerdo; (B) comprimento do ventrículo esquerdo no fim da diástole no plano de longo eixo subxifóide. CSA (AST): área de secção transversa; LA (AE): átrio esquerdo; LV (VE): ventrículo esquerdo; RA (AD): átrio direito; RV (VD): ventrículo direito.

Os métodos geométricos para avaliação da função global do VE, mais frequentemente utilizados, são a fração de encurtamento linear (ΔD), a mudança de área fracional e a fração de ejeção volumétrica (FE). Esses métodos são afetados pelas condições de carga, mas a FE e a mudança de área fracional são menos sensíveis às geometrias anormais da câmara e alterações regionais.

A FE pode ser calculada utilizando-se os diâmetros internos do VE no seu menor eixo, obtidos pelas medidas padrões em modo-M ou das imagens 2D, usando a equação $FE = (\text{diâmetro diastólico final} - \text{diâmetro sistólico final}) / \text{diâmetro diastólico final}$. Como discutido previamente, a avaliação ao 2D proporciona uma melhor exposição do septo interventricular e da parede posterior.

A FE é calculada a partir da equação $FE = (\text{volume diastólico final} - \text{volume sistólico final}) / \text{volume diastólico final}$; ambos os volumes diastólico final e sistólico final são medidos utilizando-se um dos métodos 2D ou 3D, descritos previamente. A extrapolação da FE a partir dos diâmetros

lineares do VE, no seu menor eixo, não é recomendada, devido à imprecisão resultante da variação geométrica¹. Um índice de função miocárdica relativamente independente da carga é útil no seguimento de pacientes com risco de alterações da pós-carga, como pacientes tratados com quimioterapia¹¹¹ e nos infectados com o vírus da imunodeficiência humana¹¹². Um método assim é aquele que envolve a relação entre a velocidade de encurtamento circunferencial das fibras ajustado para a frequência cardíaca e o estresse sistólico final da parede, sendo relativamente independente da pré-carga e incorporando a pós-carga e a frequência cardíaca na sua avaliação (Figura 9)¹¹³. Entretanto, esse índice somente se aplica quando o VE apresenta geometria normal.

Recomendações (Tabela 4): Os métodos recomendados para avaliação da dimensão e função do VE incluem abordagem linear e abordagem volumétrica. O método linear consiste na medição dos diâmetros e espessura das paredes em eixo curto. Os cálculos da FE e da velocidade de encurtamento circunferencial da fibra, ajustada para a frequência cardíaca, e o estresse final sistólico da parede são obtidos por meio de imagens em eixo curto 2D, nos planos parasternal ou subcostal. O método volumétrico consiste em: 1) medidas das áreas das mesmas imagens em eixo curto 2D ou 3D; 2) medidas dos comprimentos do eixo longo em 2D ou 3D obtidas por meio de imagens em eixo longo de apical 4-câmaras ou subcostal; e 3) o cálculo dos volumes, FE e massa utilizando avaliação 2D ou 3D.

Avaliação ao Doppler

A avaliação ao Doppler tecidual implica a interrogação por meio do Doppler pulsátil da movimentação do miocárdio ao invés do fluxo sanguíneo, e esta modalidade proporciona novos parâmetros não geométricos para avaliação da função ventricular^{82-84, 114-116}. Ambas as valvas AV apresentam anel circunferencial de ligação ao miocárdio ventricular, e cada anel é deslocado por meio do eixo longitudinal em direção contrária ao ápice em diástole e em direção ao ápice na

sístole. A movimentação do anel da VM é avaliada nas suas junções lateral e septal, enquanto a movimentação do anel tricúspide é avaliada apenas na junção lateral (Figura 10). O plano apical 4 câmaras proporciona uma janela ideal para o eixo longitudinal ventricular, com pouca movimentação lateral (*rocking*) do anel durante o ciclo cardíaco. A posição e angulação do transdutor devem ser otimizados para manter o alinhamento do Doppler paralelo à direção de máxima movimentação do anel. Em crianças, as velocidades anulares são melhores avaliadas com um volume de amostra menor do que 5mm de comprimento^{117,118}.

Devido à baixa velocidade do sinal de Doppler do miocárdio, o limite Nyquist deve ser diminuído para maximizar o tempo de varredura na tela (geralmente 15-30cm/s), enquanto se utilizam os menores valores de filtro. Adicionalmente, diminuindo o ganho geral e mantendo a faixa dinâmica em 30 a 35 dB, pode-se diminuir o ruído resultante da baixa amplitude e relativo sinal de alta velocidade do fluxo sanguíneo. As velocidades de Doppler tecidual pulsado são geralmente 10 a 20% maiores do que as medidas pelo Doppler tecidual colorido^{119, 120} e as duas técnicas não podem ser utilizadas de maneira intercambiável para avaliação das velocidades miocárdicas.

As velocidades de diversos picos diastólicos e sistólicos podem ser avaliadas pelo Doppler tecidual dos traçados da movimentação anular (Figura 11). Dois picos diastólicos negativos ocorrem quando o anel move-se em direção oposta ao ápice e podem ser identificados, separadamente, como movimentação diastólica precoce (onda e⁻), que reflete ao recolhimento ventricular do estado de contração; e a movimentação do anel durante a contração atrial (onda a⁻), a qual é afetada tanto pela função diastólica ventricular quanto pela sistólica atrial¹³. O pico sistólico positivo representa a movimentação do anel em direção ao ápice durante a sístole (onda s⁻). O TRIV⁻ pode ser medido do final da onda s⁻ até o início da onda e⁻ e o tempo de contração isovolumétrico (TCIV⁻) pode ser medido do final da onda a⁻ até o início da onda s⁻.

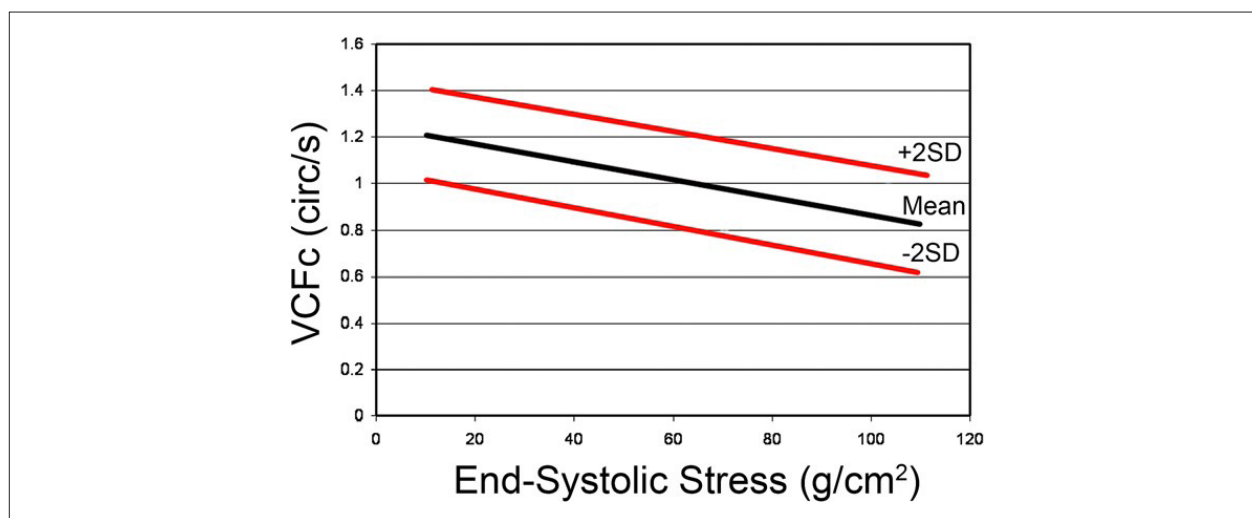


Figura 9 – Relação entre a velocidade de encurtamento circunferencial das fibras corrigido para a frequência cardíaca e o estresse final sistólico da parede do ventrículo esquerdo mostrando valores normais. SD: desvio padrão; VCFC: velocidade de encurtamento circunferencial das fibras corrigido para a frequência cardíaca.

Artigo Especial

Tabela 4 – Medidas do Ventrículo Esquerdo

Medidas	Técnica/Corte/plano	Fase do ciclo cardíaco/localização	Aplicações	Pontos fortes	Pontos fracos
Diâmetro Diastólico Final	2D paraesternal eixo curto ou subxfíode	Fim diástole ^a abaixo do anel mitral	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Resolução temporal menor do que Modo M Inadequado para VE com forma anormal Depende de bom contraste entre sangue-endocárdio Ausência de dados normais
Espessura Diastólica Final da Parede Posterior	2D paraesternal eixo curto ou subxfíode	Fim diástole ^a abaixo do anel mitral	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Igual acima
Espessura Diastólica Final da Parede Septal	2D paraesternal eixo curto ou subxfíode	Fim diástole ^a abaixo do anel mitral	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Igual acima
Diâmetro Sistólico Final	2D paraesternal eixo curto ou subxfíode	Fim sístole ^b abaixo do anel mitral	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Igual acima
Espessura Sistólica Final da Parede Posterior	2D paraesternal eixo curto ou subxfíode	Fim sístole ^b abaixo do anel mitral	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Igual acima
Espessura Final Sistólica da Parede Septal	2D paraesternal eixo curto ou subxfíode	Fim sístole ^b abaixo do anel mitral	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Igual acima
Comprimento Diastólico Final	2D apical 4 câmaras eixo longo ou subxfíode	Fim Diástole ^a	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Encurtamento Depende de bom contraste entre sangue-endocárdio
Comprimento Endocárdico Diastólico Final	2D Eixo longo apical 4 câmaras ou subxfíode	Fim Diástole ^a	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	encurtamento Depende de bom contraste entre sangue-endocárdio apical definido
Área Diastólica Final	2D Eixo curto paraesternal ou subxfíode	Fim Diástole ^a	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Depende de bom contraste entre sangue-endocárdio
Área Epicárdica Diastólica Final	2D Eixo curto paraesternal or subxfíode	Fim Diástole ^a	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Depende de bom contraste entre sangue-endocárdio

continuação						
Área Sistólica Final	2D Eixo longo apical 4 câmaras ou subfóide	Fim Diástole ^a	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	encurtamento Depende de bom contraste entre sangue-endocárdio	
Comprimento Endocárdico Sistólico Final	2D Eixo longo apical 4 câmaras ou subfóide	Fim Sístole ^b	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	encurtamento Depende de bom contraste entre sangue-endocárdio	
Área Sistólica Final	2D Eixo curto paraesternal ou subfóide	Fim Sístole ^b	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Depende de bom contraste entre sangue-endocárdio	
Área Epicárdica Sistólica	2D Eixo curto paraesternal ou subfóide	Fim Sístole ^b	Dimensão do VE	Alinhamento ajustável Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ^{15, 17}	Depende de bom contraste entre sangue-endocárdio	
Velocidade de pico anular da VM na Diástole Precoce (e)	Doppler Tecidual Apical 4 câmaras	Diástole precoce no anel lateral e medial da VM	Função diastólica do VE	Reprodutível Boa resolução temporal Dados para a população pediátrica normal ^{11,7, 118, 123-128}	Depende de alinhamento (dependente do ângulo) Depende das condições de carga Não é útil nas anormalidades regionais de movimentação da parede	
Velocidade de pico anular da VM na Contração Atrial (a')	Doppler Tecidual Apical 4 câmaras	Contração atrial no anel lateral e medial da VM	Função diastólica do VE	Igual acima	Igual acima	
Velocidade de pico anular da VM na Sístole (s)	Doppler Tecidual Apical 4 câmaras	Sístole no anel lateral e medial da VM	Função diastólica do VE	Igual acima	Igual acima	
Velocidade de pico anular da VM na Contração Isovolumétrica	Doppler Tecidual Apical 4 câmaras	Contração isovolumétrica no anel lateral e medial da VM	Função diastólica do VE	Igual acima	Igual acima	
Tempo de Relaxamento Isovolumétrico (TRIV) ^c	Doppler Tecidual Apical 4 câmaras	Tempo entre o fim da onda s' e o início da onda e'	Função diastólica do VE	Igual acima	Igual acima	
Tempo de Contração Isovolumétrica (TCIV) ^d	Doppler Tecidual Apical 4 câmaras	Tempo entre o fim da onda a' e o início da onda s'	Função diastólica do VE	Igual acima	Igual acima	
Tempo até o pico da velocidade na Contração Isovolumétrica	Doppler Tecidual Apical 4 câmaras	Contração isovolumétrica no anel lateral e medial da VM	Função diastólica do VE	Igual acima	Igual acima	
Cálculo	Técnica	Fórmula	Aplicações	Vantagens	Desvantagens	
Volume Diastólico Final	Simpson Biplanar com cortes apicais 4 e 2 câmaras	Soma dos discos ^e : $\frac{\pi}{4} \times \sum_{i=1}^n a_i \times b_i \times \frac{L}{N}$	Tamanho do LV	Menos suposições geométricas do que dimensões no eixo curto Dados para população adulta normal ¹ Dados para população pediátrica normal ¹⁵	Encurtamento Depende de bom contraste entre sangue-endocárdio Poucos dados população pediátrica normal	
Volume Sistólico Final	Simpson Biplanar com cortes apicais 4 e 2 câmaras	Igual acima	Tamanho do LV	Igual acima	Igual acima	
Volume Diastólico Final Epicárdico	Simpson Biplanar com cortes apicais 4 e 2 câmaras	Igual acima	Tamanho do LV	Igual acima	Igual acima	

Artigo Especial

Continuação	
Massa do VE	Simpson Biplanar com cortes apicais 4 e 2 câmaras $(EDV_{epi} - EDV) \times 1.05 \text{ g/ml}$ Igual acima
Volume Diastólico Final (VDF)	Área-comprimento $5/6 \times EDA \times EDL$ Igual acima Dependente de bom contraste entre sangue-endocárdio Poucos dados população pediátrica normal
Volume Sistólico Final (VDF)	Área-comprimento $5/6 \times ESA \times ESL$ Igual acima
Volume Diastólico Final Epicárdico (EDV_{epi})	Área-comprimento $5/6 \times EDA_{epi} \times EDL_{epi}$ Igual acima
Massa do VE	Área-comprimento $(EDV_{epi} - EDV) \times 1.05 \text{ g/ml}$ Igual acima
Fração de encurtamento	Modo M 2D $(EDD - ESD)/EDD$ Função sistólica do VE Dependente das condições de carga Inadequado para VE com forma anormal Dependente de bom contraste entre sangue-endocárdio
Fração de Ejeção (FE)	Simpson Biplanar Área-comprimento 3D $(EDV - ESV)/EDV$ Função sistólica do VE Menos sensível para anormalidades da forma do VE Ausência de dados para população adulta normal ¹ Dependente de bom contraste entre sangue-endocárdio
Velocidade de encurtamento circunferencial da fibra corrigida para a frequência cardíaca e normalizada para o estresse da parede na Sístole Final ^a	Modo M 2D $VCF = SF/ET_c$ $ESS = (P_{es} \times R_{es})/T_{es}$ Função sistólica do VE Independente da pré-carga Considera a pós-carga e frequência cardíaca Ausência de dados para a população pediátrica normal ¹³ Inadequado para VE com forma anormal Trabalhoso
Índice da velocidade na Diástole Precoce	Doppler Tecidual E/e' Função sistólica do VE Dependente do alinhamento (dependente do ângulo) Dependente das condições de carga
Aceleração Isovolumétrica (AIV)	Doppler Tecidual Velocidade de pico isovolumétrico anular VM/tempo até pico de velocidade Função sistólica do VE Igual acima

^a Máximo diâmetro ou área do eixo menor.

^b Mínimo diâmetro ou área do eixo menor.

^c Medido pelo Doppler Tecidual ao invés do Doppler do fluxo sanguíneo como descrito na Tabela 3.

^d a: raio da fatia do eixo menor no corte apical de 4 câmaras; b: raio da fatia do eixo menor no corte apical 2 câmaras; L: comprimento do ventrículo esquerdo; N: número de fatias.

^e VCF: velocidade de encurtamento circunferencial da fibra; VCF_c: VCF corrigido para a frequência cardíaca; ET: tempo de ejeção; ET_c: ET corrigido para a frequência cardíaca; ESS: estresse sistólico final da parede;

P_{es}: pressão no final da sístole; R_{es}: raio no final da sístole; T_{es}: espessura da parede no final da sístole.

(2D: bidimensional; 3D: tridimensional; ET = tempo de ejeção através da valva aórtica; VE: ventrículo esquerdo; VM: valva mitral).

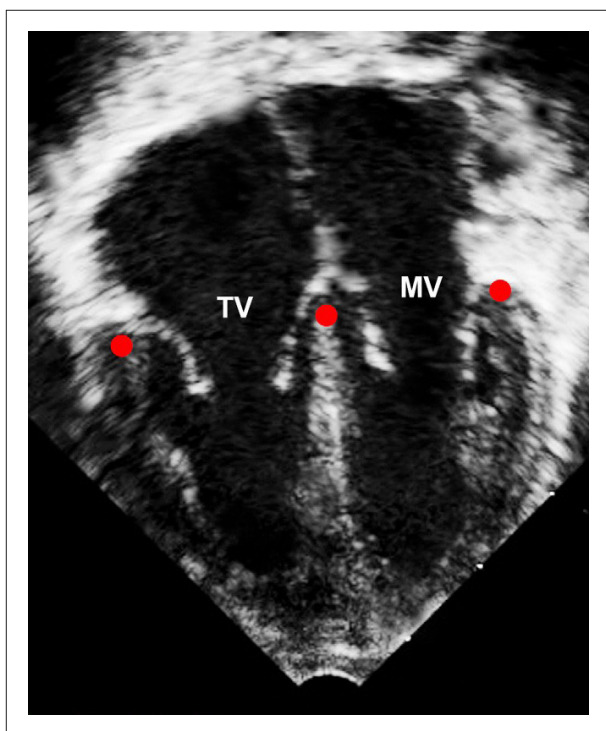


Figura 10 – Plano apical em quatro câmaras demonstrando 3 regiões de posicionamento do cursor para a avaliação pelo Doppler tecidual. MV (VM): valva mitral; TV (VT): valva tricúspide.

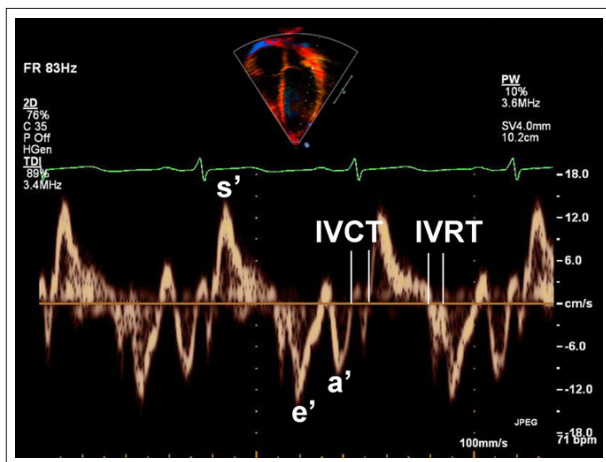


Figura 11 – Traçado do Doppler tecidual no anel lateral mitral. a': velocidade de pico durante a contração atrial; e': velocidade de pico durante a diástole precoce; IVCT (TCIV): tempo de contração isovolumétrica; s': velocidade de pico durante a sístole ventricular.

É importante saber que o TRIV` avaliado pela movimentação do anel AV pode não corresponder ao TRIV avaliado pelo Doppler do fluxo sanguíneo, especialmente na presença de disfunção diastólica, pois o TRIV` parece ser menos influenciado pela pressão de enchimento e se correlaciona melhor com τ (constante de relaxamento do VE)¹²¹. Durante a contração isovolumétrica detecta-se uma velocidade de

pico, e uma aceleração isovolumétrica pode ser calculada, dividindo-se essa velocidade pelo tempo até o pico, gerando mais um índice de função sistólica¹²². Já foram publicados valores de referência das velocidades anulares e de tempos de velocidades indexados para a idade de crianças e adolescentes^{117, 118, 123-129}.

Já foram relatados outros índices de Doppler para avaliação da função sistólica e diastólica. A taxa de mudança de pressão isovolumétrica de pico ou média (dP/dt), estimada pelo traçado de Doppler contínuo da regurgitação mitral, tem sido utilizada como um índice não geométrico de avaliação da função sistólica do VE^{130,131}. A razão da velocidade do Doppler do fluxo sanguíneo de entrada da valva mitral, onda E sobre a onda e` do Doppler tecidual tem sido utilizada como avaliação da função diastólica do VE. A avaliação da velocidade de propagação do fluxo precoce da VM até o ápice ao modo M colorido correlaciona-se bem com τ e proporciona outra maneira de avaliação do enchimento do VE. À medida que o relaxamento do VE torna-se anormal, a taxa da propagação de fluxo precoce diastólico no VE diminui¹³²⁻¹³⁴.

A experiência desses métodos em idade pediátrica é limitada e a acurácia e reprodutibilidade nas crianças continua desconhecida. O índice de performance miocárdica, calculado como o tempo de relaxamento isovolumétrico somado ao tempo de contração isovolumétrica dividido pelo tempo de ejeção é medido tanto pelo Doppler espectral como tecidual, e tem sido utilizado para avaliação combinada da função sistólica e diastólica, com valores de referência disponíveis para adultos e crianças^{135,136}. Mais recentemente, a análise da deformação miocárdica com medições de *strain*, *strain rate* e *torsão ventricular* por Doppler tecidual ou *speckle-tracking* tem recebido maior atenção como potencialmente útil na avaliação da função ventricular¹³⁷⁻¹⁴¹. A utilidade dessas novas técnicas em crianças merece mais estudos.

Recomendações (Tabela 4): Quando o Doppler tecidual é realizado no anel mitral medial e lateral, as medidas e cálculos recomendados incluem a velocidade de pico e', a', e s', IVRT', IVCT', aceleração isovolumétrica e a relação E/e'.

Ventrículo Direito

1. Avaliação morfométrica

O ecocardiograma bidimensional tem sido usado para avaliar a dimensão e função do VD, embora ele subestime, de forma geral, o volume do VD quando comparado com a ressonância magnética¹⁴². Além disso, há limitações inerentes à aplicação das medidas feitas de forma linear e transversal, devido à complexa geometria da câmara direita e pela dificuldade técnica ocasionada pela posição do VD atrás do esterno. Apesar disso, guias de recomendação para avaliar a espessura, o tamanho e a função sistólica, em adultos, têm sido publicadas¹. A espessura da parede livre do VD é difícil de quantificar, sendo medida pelo plano subcostal, em eixo longo ou paraesternal em eixo longo, no fim da diástole^{1,144}, tomando-se o cuidado para evitar regiões com muita trabeculação. Como ocorre com o VE no plano apical em 4 câmaras, a borda da região basal do VD é definida com linhas conectando a inserção da VT. O diâmetro maior

Artigo Especial

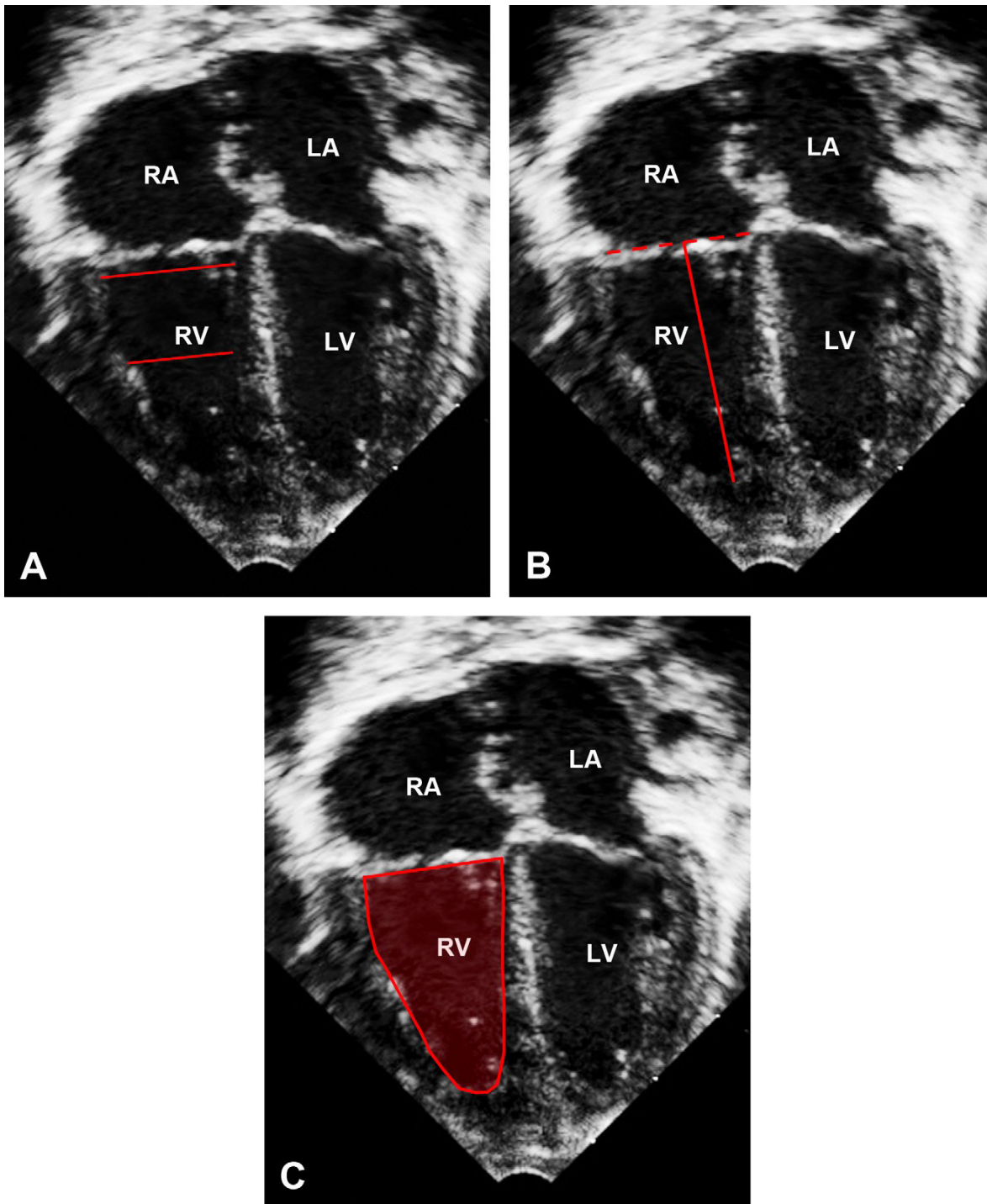


Figura 12 – Plano apical em quatro câmaras durante o fim da diástole mostrando em (A) diâmetros da porção média e basal do ventrículo direito, (B) comprimento do ventrículo direito e (C) área do ventrículo direito. LA (AE): átrio esquerdo; LV (VE): ventrículo esquerdo; RA (AD): átrio direito; RV (VD): ventrículo direito.

e menor da região basal e medida do VD pode ser medida no fim da diástole (definida pelo momento em que a VT se fecha), tomando-se o cuidado para não encurtá-lo (Figura 12). Novamente, medidas pelo ecocardiograma bidimensional têm-se correlacionado fracamente com a ressonância magnética, especialmente em situações nas quais ocorre sobrecarga de volume¹⁴³.

A medida da área do VD em eixo longo RV *long-axis area can be measured by planimetry*, e a mudança de área (*fraction are change*) tem sido utilizada para avaliar função sistólica do VD¹⁴⁵. Várias formulas têm sido propostas para avaliar o volume do VD pelo ecocardiograma bidimensional¹⁴⁶⁻¹⁴⁸. Entretanto, todos esses métodos têm significantes limitações, com poucos ou mesmo sem dados que suportem utilidade, acurácia e reprodutibilidade em crianças¹⁴⁵, e o melhor método ainda permanece controverso.

A fração de ejeção do VD pode ser calculada usando-se esses métodos de estimativa de volume e está relacionada como um índice sistólico dependente da sobrecarga volumétrica. Entretanto, esta avaliação tem-se correlacionado de forma modesta com aquelas obtidas pela ressonância magnética e a medicina nuclear¹⁴⁹. A excursão do anel da valve tricúspide (TAPSE) é outra medida de função sistólica do VD que tem boa correlação com a FE medida pela angiografia em adultos^{150,151}. Este índice mede o encurtamento do VD, longitudinalmente, pelo plano apical em quatro câmaras pelo modo M ao longo do anel da VT. Valores de referência em crianças já foram publicados¹⁵², embora sua relevância clínica ainda esteja sob investigação.

Recomendações (Tabela 5): Os métodos recomendados para avaliar dimensão do VD incluem medidas dos diâmetros diastólicos finais da região basal e medida do VD, comprimento diastólico final, e a planimetria da área no fim da sístole e diástole no plano apical em quatro câmaras. Os métodos recomendados para avaliar a função sistólica do VD incluem a medida da excursão do anel tricúspide (TAPSE) e a mudança de área no plano apical em quatro câmaras.

2. Avaliação ao Doppler

A medida da velocidade de pico do jato regurgitante tricúspide fornece uma boa estimativa da pressão sistólica do VD, particularmente quando a pressão do AD é baixa. Muitos dos índices do Doppler, previamente descritos para avaliar o VE, têm sido aplicados para o VD. Como exemplo, o deslocamento do anel tricúspide medido pelo Doppler tecidual pode auxiliar na avaliação da função sistólica e diastólica do VD^{117, 122, 153-157}. A estimativa da dp/dt pela regurgitação tricúspide por meio do traçado do Doppler contínuo também é usada para avaliar a função sistólica do VD¹⁴⁹. A pressão do AD e a função diastólica do VD podem ser avaliadas pelo índice de colapsidade da VCI^{39,40}, índices de fluxo venoso¹⁵⁸, velocidade do fluxo de enchimento da VT, razão entre a velocidade da onda E tricúspide e e' do Doppler tecidual^{159, 160}, a razão entre a velocidade da onda E da VT e da onda de propagação do fluxo tricúspide obtido pelo modo M¹⁶¹, e o índice de relaxamento isovolumétrico

do VD obtido pelo Doppler tecidual (TRIV')¹⁶². Além disso, o fluxo anterograde por meio da *valve pulmonary* no final da diástole pode sugerir uma fisiologia restritiva do VD^{163, 164}.

O índice de performance miocárdica medido tanto pelo Doppler convencional como pelo Doppler tecidual tem sido utilizado para avaliar, de forma combinada, a função sistólica e diastólica do VD^{135, 136}. Valores normais obtidos pelos 2 tipos de Doppler, entretanto, podem ser significativamente diferentes¹⁶⁵, e valores apropriados de referência devem ser utilizados. Novos métodos para avaliar a função sistólica e diastólica do VD, derivados da avaliação da deformação miocárdica, como *speckle tracking* e o *strain* e o ecocardiograma tridimensional ainda merecem estudos^{149, 166}.

Recomendações (Tabela 5): Quando o Doppler tecidual for realizado no anel tricúspide, as medidas recomendadas incluem a velocidade de pico e' , a' , e s' , o TRIV', e a aceleração isovolumétrica.

Via de saída e valvas semilunares

1. Avaliação morfométrica

As medidas da região subvalvar e valvar da via de saída do VD ajustadas de acordo com a superfície corpórea ajudam a avaliar hipoplasia e/ou potencial dilatação. O plano do ultrassom obtido pelo transdutor deve estar paralelo à via de saída em seu eixo longo (para permitir a medida da via de saída no plano axial) e um aumento da região de interesse pode ser utilizado. Embora ambas as vias de saída, quando cortadas em plano transversal, têm a forma elíptica, assume-se que são circulares e uma medida de diâmetro é obtida. O diâmetro máximo da região mais estreita subvalvar é mais bem obtido pelo plano paraesternal entre o início e o meio da sístole e seu valor tem sido utilizado para calcular o volume de ejeção e o débito cardíaco em adultos⁸⁵. Em contraste, o diâmetro da região subvalvar tem sido medido nos planos paraesternal em eixo longo e curto.¹ Valores de referência para a região subvalvar, em ambas as vias de saída, estão disponíveis para adultos. Dados sobre a utilidade, acurácia e reprodutibilidade das medidas em crianças ainda são poucos.

Os diâmetros da valva aórtica e da valva pulmonar são mais bem visualizados com o aumento da imagem (*zoom*) obtido no plano paraesternal em eixo longo, medindo-se da margem interna próxima à inserção do folheto valvar ao lado oposto, também na margem interna na inserção do folheto valvar (Figura 13).

A região subvalvar pulmonar (via de saída), o anel pulmonar e o diâmetro da artéria pulmonar também podem ser medidos no plano paraesternal em eixo curto. Entretanto, essas medidas são frequentemente subestimadas porque são obtidas em um plano de imagem lateral, com relativa baixa resolução¹⁶⁷, e por causa da orientação oblíqua neste plano. Ambos os diâmetros têm sido medidos em várias partes do ciclo cardíaco. Por exemplo, medidas do anel aórtico e da raiz aórtica em diástole têm sido recomendadas em crianças e

Artigo Especial

Tabela 5 – Medidas do Ventrículo Direito

Medidas	Técnica/Corte/plano	Fase do ciclo cardíaco/localização	Aplicações	Pontos fortes	Pontos fracos
Diâmetro da região basal no fim de diástole	2D Apical 4-câmaras	Fim da diástole ^a	Tamanho do VD	Valores normais para adultos ¹	encurtamento dificuldade de visualizar a parede livre do VD depende de boa delimitação da borda entre o miocárdio e o sangue depende da distinção do endocárdio apical Depende da condição de enchimento Fraco preditor da medida do volume do VD pela ressonância magnética ¹⁴³ Não tem dados de referência pediátricos
Diâmetro da região média no fim de diástole	2D Apical 4-câmaras	Fim da diástole ^a	Tamanho do VD	Valores normais para adultos ¹	Mesmo acima
Comprimento diástolico final	2D Apical 4-câmaras	Fim da diástole ^a	Tamanho do VD	Valores normais para adultos ¹	Mesmo acima
Área diástolica final	2D Apical 4-câmaras	Fim da diástole ^a	Tamanho do VD	Valores normais para adultos ¹	Mesmo acima
Área sistólica final	2D Apical 4-câmaras	Fim da diástole ^a	Tamanho do VD	Valores normais para adultos ¹	Mesmo acima
Excursão do plano do anel tricúspide (TAPSE)	Modo M Apical 4-câmaras	Anel tricúspide	Função sistólica do VD	Correlaciona com a FE Rápido e reprodutível	Valores normais não estão ajustáveis para a superfície corpórea ¹⁵² Não avaliam crianças com cardiopatias congênitas Depende das condições de enchimento
Velocidade de pico do jato de regurgitação tricúspide	Apical ou parasternal	Sístole	Estimativa da pressão sistólica do VD		Depende do alinhamento (ângulo dependente) Regurgitação tricúspide trivial pode não estimar de forma acurada
Velocidade de pico do anel tricúspide no início da diástole (e')	Doppler tecidual Apical 4-câmaras	Diástole precoce, na parede lateral e medial do anel tricúspide	Função diastólica do VD	reprodutibilidade boa resolução temporal valores normais pediátricos ^{118, 123, 124, 126, 127, 129}	Depende do alinhamento (ângulo dependente) Depende das condições de enchimento Não é útil para anormalidades de contração segmentar
Velocidade de pico do anel tricúspide durante a contração atrial (e'')	Doppler tecidual Apical 4-câmaras	Contração atrial no anel tricúspide lateral e medial	Função diastólica do VD	Mesmo acima	Mesmo acima
Velocidade de pico do anel tricúspide na sístole (s)	Doppler tecidual Apical 4-câmaras	Sístole no anel lateral e medial da VT	Função sistólica do VD	Mesmo acima	Mesmo acima
Velocidade de pico do anel tricúspide no tempo de contração isovolumétrico	Doppler tecidual Apical 4-câmaras	Contração isovolumétrica no anel lateral tricúspide	Função sistólica do VD	Mesmo acima	Mesmo acima
Tempo de relaxamento isovolumétrico (TRIV)	Doppler tecidual Apical 4-câmaras	Tempo entre o fim da onda s' e o começo da onda e'	Função diastólica do VD	Mesmo acima	Mesmo acima

Continuação	Tempo do pico da velocidade da contração isovolumétrica	Doppler tecidual Apical 4-câmaras	Contração isovolumétrica no anel lateral tricúspide	Função sistólica do VD	Mesmo acima	Mesmo acima
Cálculos	Técnica	Fórmula	Aplicações	Pontos fortes	Pontos fracos	
Área de mudança de fração (FAC)	2D apical 4-câmaras	$FAC = (EDA - ESA) / EDA$	Função sistólica do VD	Correlaciona modestamente com a FE pela ressonância magnética ¹ Valores normais em adultos ¹	encurtamento dificuldade de visualizar a parede livre do VD depende de boa delimitação da borda entre o miocárdio e o sangue depende da distinção do endocárdio apical Depende da condição de enchimento Fraco preditor da medida do volume do VD pela ressonância magnética em presença de aumento da sobrecarga ⁴³ Não tem dados de referência pediátricos	
Aceleração isovolumétrica (IVA)	Doppler tecidual	$IVA = \frac{\text{velocidade de pico do anel}}{\text{tempo do pico de velocidade}}$	Função sistólica do VD		Depende do alinhamento (ângulo dependente) Depende das condições de enchimento	

^a dimensão ou área máxima; ^b área mínima.

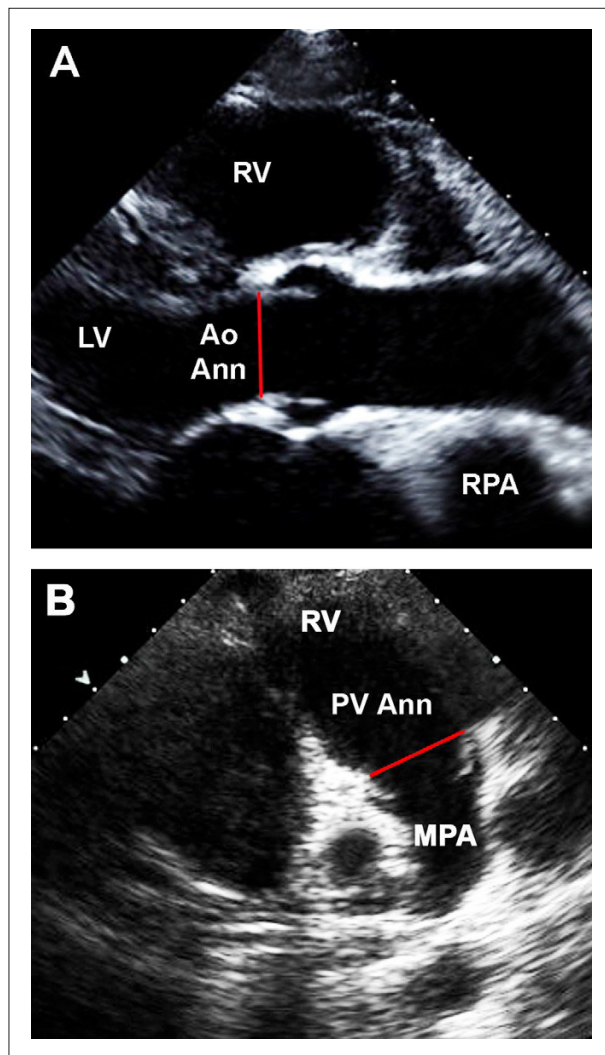


Figura 13 – Plano para-esternal em eixo longo mostrando em (A) diâmetro do anel aórtico (Ao Ann) e (B) diâmetro do anel pulmonar (PV Ann). LV: ventrículo esquerdo; MPA: artéria pulmonar principal; RPA: artéria pulmonar direita; RV: ventrículo direito.

adultos¹² e valores de referência estão disponíveis¹³. Entretanto, valores obtidos durante a sístole correlacionaram-se melhor com aqueles obtidos no intraoperatório¹⁶⁸. Além disso, a imagem obtida da via de saída, no início da sístole, permite melhor visualização da inserção das valvas semilunares como também o diâmetro interno do vaso, o qual é usado para calcular o volume ejetado e o débito cardíaco. Portanto, o anel valvar aórtico e pulmonar devem ser medidos durante o meio da sístole, em crianças.

Recomendações (Tabela 6): Os diâmetros da via de saída do ventrículo esquerdo e o anel valvar aórtico são mais bem medidos no plano paraesternal em eixo longo, durante o início da sístole. Os diâmetros da via de saída pulmonar e o anel valvar pulmonar podem ser medidos no plano paraesternal em eixo longo ou em eixo curto, durante o início da sístole, usando a maior medida para a documentação.

Tabela 6 – Medidas da via de saída e valvas semilunares

Medidas	Plano/localização	Fase do ciclo cardíaco	Aplicações	Pontos fortes	Pontos fracos
Via de saída esquerda na região subvalvar	Paraesternal eixo longo	Sístole ^a	Dimensão do trato de via de saída	Valores normais em adultos ¹	Evitar planos oblíquos Geometria não circular
Diâmetro do anel aórtico	Paraesternal eixo longo	Sístole ^a	Dimensão do anel aórtico	Reprodutibilidade Valores normais em adultos ¹ Valores normais em crianças ¹⁵⁻¹⁷	Evitar planos oblíquos Geometria não circular
Via de saída do ventrículo direito na região subvalvar	Paraesternal eixo longo ou curto	Sístole ^a	Dimensão da via de saída	Valores normais em adultos ¹	Evitar planos oblíquos Geometria não circular baixa resolução ântero-lateral
Anel pulmonar	Paraesternal eixo longo ou curto	Sístole ^a	Dimensão do anel pulmonar	Reprodutibilidade: Valores normais em adultos ¹ Valores normais em crianças ¹⁵⁻¹⁷	Mesmo acima
Velocidade de pico da via de saída	Apical 3-câmaras, supraesternal eixo longo, ou paraesternal direito	Sístole	Obstrução da via de saída		Depende do alinhamento Afetado pela função sistólica
Velocidade de pico da via de saída	Subxifóide eixo curto, apical 4-câmaras com varredura anterior, paraesternal eixo longo com varredura anterior/esquerda, ou paraesternal eixo curto	Sístole	Obstrução de via de saída		Depende do alinhamento Afetado pela função sistólica

^a diâmetro máximo

Avaliação ao Doppler

A avaliação ao Doppler da via de saída do VE é geralmente obtida no plano apical de 3 câmaras, paraesternal direito, ou supraesternal em eixo longo. Já a via de saída do VD pode ser avaliada pelo plano paraesternal em eixo longo, subcostal em eixo curto, ou no plano apical modificado com angulação anterior. A medida de velocidade pode variar, significativamente, de um plano para o outro, especialmente por causa da geometria e orientação da via de saída em diferentes pacientes. Portanto, o plano em que foi obtida a avaliação do Doppler deve ser incluído no laudo ecocardiográfico para manter a consistência em estudos subsequentes.

Recomendações da Sociedade Americana de Ecocardiografia e da Sociedade Europeia de Ecocardiografia para quantificação de estenose aórtica e pulmonar em pacientes adultos estão disponíveis⁷⁶. A severidade da obstrução total subvalvar e valvar da via de saída é geralmente obtida pela medida do gradiente instantâneo máximo e médio, por meio do Doppler contínuo, e o melhor traçado do Doppler, com a mais alta velocidade, deve ser usado¹⁶⁹. O uso do Doppler pulsátil em um transdutor de baixa frequência pode ser útil ao avaliar obstruções subvalvares, nos casos de obstruções sequenciais, lembrando-se que a obstrução dominante, nestes casos, pode mascarar o efeito hemodinâmico das obstruções mais distais¹⁷⁰. Nos casos de disfunção sistólica importante de VE, e conseqüentemente baixo débito cardíaco, o gradiente obtido pelo Doppler não representa a severidade da obstrução.

Na verdade, um gradiente discreto, na presença de disfunção sistólica ventricular importante deve ser considerado relativamente importante. Além disso, obstruções valvares

pulmonares não são avaliadas precisamente, quando há comunicação interventricular associada importante e/ou um canal arterial o que igualaria as pressões ventriculares e arteriais. Em casos de disfunção ventricular e/ou presença de *shunts* importantes, anormalidades da morfologia das valvas semilunares (espessamento, abertura em *domus*, fusão de comissuras) e o diâmetro do anel são úteis para adicionar informações sobre a severidade da obstrução.

O gradiente instantâneo máximo obtido pelo Doppler no ecocardiograma é diferente do obtido pelo cateterismo, que é pico a pico, parcialmente devido à pressão de recuperação¹⁷¹, um fenômeno que é particularmente importante em crianças. Quanto mais importante o grau de estenose aórtica e mais dilatada a aorta ascendente, em relação ao diâmetro do anel aórtico, isso resulta em mais turbulência e menos pressão de recuperação. Como a aorta ascendente em crianças é menos dilatada quando comparada com os pacientes adultos, a pressão de recuperação contribui substancialmente para a diferença entre os gradientes obtidos pelo Doppler daqueles obtidos pelo cateterismo, resultando em uma diferença estimada entre 20 a 40% mais elevada¹⁷¹⁻¹⁷⁴.

A área do orifício efetivo de uma valva com anormalidade também pode auxiliar na avaliação do grau de estenose¹⁶⁹⁻¹⁷⁵ e a área valvar pode ser obtida pela planimetria ou calculada utilizando-se a equação de continuidade, como descrito pelas valvas atrioventriculares. Problemas similares, como os relacionados à valva mitral e tricúspide, a planimetria da valva aórtica e pulmonar pelo ecocardiograma bidimensional não é confiável pelo formato irregular em *doming* da valva estenótica e pela dificuldade em obter a imagem *in face*. A equação de continuidade também permite o cálculo da área da valva

aórtica¹⁷⁵, lembrando que medidas da via de saída do VE podem variar de 5 a 8% em adultos¹⁷⁶. Esta variação é ainda maior na população pediátrica, na qual o formato em elipse e o menor diâmetro da via de saída permitem erros mais frequentes, o que faz com que se utilize menos esse tipo de avaliação em crianças, com vias de saída com pequeno diâmetro.

A avaliação quantitativa da regurgitação aórtica e pulmonar tem sido discutida para a população adulta⁸¹, e a utilização do diâmetro da *vena contracta* e da área do jato regurgitante, como também da equação de continuidade e da velocidade proximal são limitadas em crianças e não foram ainda validados nesta população.

Recomendações (Tabela 6): O gradiente instantâneo máximo e médio obtidos na via de saída do VE são obtidos nos planos apical 3 câmaras, supraesternal em eixo longo e/ou paraesternal direito. Os gradientes obtidos na via de saída de VD são mais bem obtidos no subcostal em eixo curto, apical 4 câmaras modificado, paraesternal em eixo longo e paraesternal em eixo curto.

Aorta, Coronárias e artérias pulmonares

Avaliação morfométrica

Medidas das artérias contribuem para a identificação de diversas anormalidades vasculares, como a Síndrome de Marfan e a doença de Kawasaki^{1-5,13,177-181}. O tempo em que a medida deve ser feita, durante o ciclo cardíaco, tem sido extensivamente discutido. Alguns recomendam medir tanto durante diástole, como na sístole ou usando a média de ambas as medidas¹⁸², embora os diâmetros sistólicos sejam significativamente maiores do que aqueles medidos durante a diástole.^{183,184} Além disso, o efeito máximo do tamanho do vaso para a função vascular ocorre durante o pico do fluxo e o pico de estresse de parede, durante o pico da sístole, é o determinante primário da dissecção ou ruptura em pacientes com dilatação de aorta. Todas as medidas das artérias em crianças devem ser feitas no momento de máxima expansão, tipicamente durante o pico do fluxo no meio da sístole.

A aorta proximal está frequentemente dilatada nos casos de doenças do tecido conectivo (como Síndrome de Marfan) ou na valva aórtica bicúspide^{3, 5, 33, 177, 185-187}. Em contraste, há estreitamento da junção sinotubular associada à Síndrome de Willians¹⁸⁸. A aorta proximal deve ser medida nos seguintes níveis no plano paraesternal em eixo longo, durante a expansão máxima: anel aórtico, seios de Valsalva, junção sinotubular e aorta ascendente no ponto em que cruza a artéria pulmonar direita (Figura 14). Como a otimização da imagem de toda a aorta ascendente nem sempre é possível, na visão padrão obtida na janela acústica do paraesternal, a imagem obtida no plano paraesternal alto à esquerda, 2 ou 3 espaços intercostais acima pode ajudar.

Frequentemente, um plano paraesternal direito, com o paciente em decúbito lateral direito, é melhor para obter a imagem de toda a aorta proximal. Após a lateralidade de o arco aórtico ser estabelecida e os vasos da base identificados pelo plano paraesternal em eixo curto por

meio de uma varredura, o arco aórtico é medido no plano supraesternal em eixo longo, sendo que às vezes um plano paraesternal direito modificado é melhor, particularmente em recém-nascidos. As medidas devem ser feitas nos seguintes níveis: arco aórtico transverso (entre as artérias inominadas e a artéria carótida comum), arco transverso distal (entre a artéria carótida comum e a artéria subclávia esquerda), e o istmo (segmento mais estreito e distal da artéria subclávia esquerda), conforme Figura 15. Além disso, a aorta descendente pode ser medida no plano subcostal em eixo curto no nível do diafragma.

As artérias coronárias podem dilatar na presença de um fluxo aumentado ou inflamação^{189,190}. Frequentemente, há dificuldade em obter imagens em um plano bidimensional único. As medidas devem ser feitas no momento de máxima expansão. Velocidade de Doppler colorido baixa, com a imagem dupla no monitor deve ser usada para evitar erros, como medidas de veias ou artefatos que mimetizam as artérias coronárias, um problema específico para a artéria descendente anterior e posterior. Plano paraesternal em eixo curto deve ser usado para medir a artéria coronária esquerda, descendente anterior proximal e distal, a artéria circunflexa e artéria coronária direita proximal (Figura 16). Ocasionalmente, a descendente anterior é melhor visualizada no plano paraesternal em eixo longo ou em um paraesternal modificado (entre o plano em eixo longo e curto). A artéria coronária direita distal é mais bem visualizada ao longo da junção direita posterior no plano apical modificado com angulação posterior, e a descendente posterior é mais bem visualizada ao longo do septo interventricular posterior, em um plano paraesternal modificado em eixo longo com uma angulação posterior.

Avaliação do tamanho da artéria pulmonar em crianças é importante em todas as formas de cardiopatias

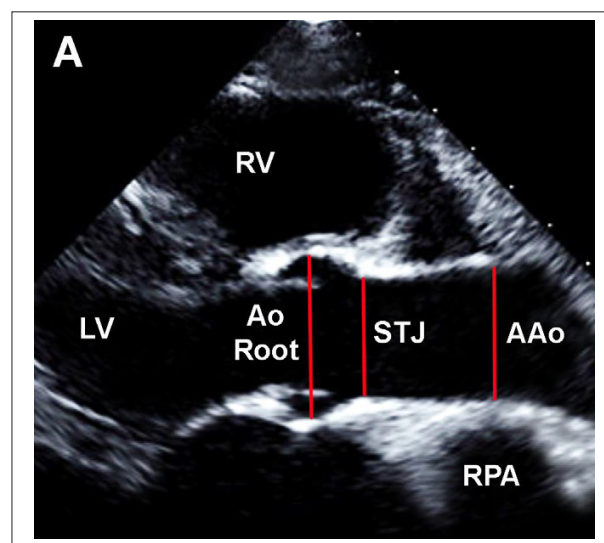


Figura 14 – Diâmetros da raiz aórtica (aortic root), junção sinotubular (STJ) e aorta scendente (Aao) no plano para-esternal em eixo longo no meio da sístole. LV (VE): ventrículo esquerdo; RPA (APD): artéria pulmonar direita; RV (VD): ventrículo direito.

Artigo Especial

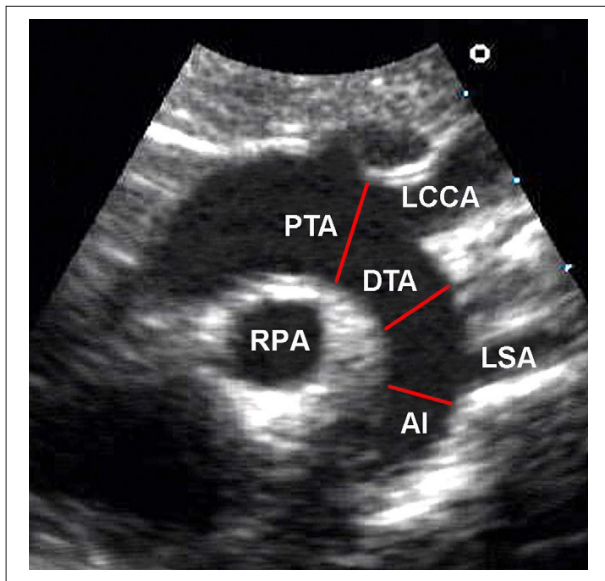


Figura 15 – Diâmetros do arco aórtico transverso proximal (PTA), distal (DTA) e istmo (AI) no plano supra-esternal. LCCA (CCE): carótida comum esquerda; LSA (SCE): subclávia esquerda; RPA (APD): artéria pulmonar direita.

congenitas^{180, 182, 191}. Quando o fluxo pulmonar está diminuído (como na Tetralogia de Fallot), os ramos pulmonares são tipicamente menores. Em contraste, na estenose pulmonar valvar isolada, Tetralogia de Fallot com valva pulmonar displásica, Síndrome de Marfan e hipertensão pulmonar, há dilatação das artérias pulmonares. As medidas podem ser feitas nos planos paraesternal ou supraesternal em eixo curto, embora o supraesternal apresente menor variabilidade, provavelmente pelo menor movimento do coração em sentido de translação¹⁸³. Os diâmetros da artéria pulmonar (entre a junção sinotubular e a bifurcação) e dos ramos pulmonares podem ser medidas no plano paraesternal em eixo curto (Figura 17). A artéria pulmonar direita pode também ser medida quando ela cruza atrás da aorta ascendente no plano paraesternal em eixo curto (Figura 17), enquanto a artéria pulmonar esquerda também pode ser medida na sua origem da artéria pulmonar, em um plano oblíquo esquerdo anterior ou sagital no supraesternal ou paraesternal esquerdo alto (“corte do canal”).

Recomendações (Tabela 7)¹⁹²: Os diâmetros da aorta próxima no nível da raiz aórtica, junção sinotubular e aorta ascendente são mais bem medidos durante o meio da sístole no plano paraesternal em eixo longo, paraesternal esquerdo alto, ou paraesternal direito alto; os diâmetros do arco aórtico transverso proximal e distal e o istmo são mais bem medidos durante o meio da sístole no plano paraesternal em eixo longo; o diâmetro da aorta descendente é mais bem medido durante o meio da sístole no plano subcostal em eixo curto no nível do diafragma. Os diâmetros da artéria coronária esquerda, a descendente anterior proximal e distal, a circunflxa e a coronária direita proximal são mais bem obtidos no momento de máxima expansão no plano

paraesternal em eixo curto; a coronária direita distal é mais bem medida no momento de máxima expansão no plano apical em 4 câmaras com angulação posterior; a descendente posterior é mais bem medida no momento de máxima expansão no plano paraesternal em eixo longo com uma angulação posterior e para a direita. Os diâmetros do tronco pulmonar, da artéria pulmonar direita e esquerda são mais bem medidos durante o meio da sístole no paraesternal, paraesternal esquerdo alto, ou supraesternal em eixo curto.

Avaliação ao Doppler

A avaliação das estruturas vasculares ao Doppler ajuda a identificar e caracterizar a obstrução. Similarmente à Valva aórtica, a avaliação da aorta proximal ao Doppler é mais bem obtida no plano apical em 3 câmaras, paraesternal direito, ou supraesternal em eixo longo. O arco aórtico deve ser avaliado pelo plano supraesternal em eixo longo, com mapeamento em pontos consecutivos com Doppler pulsátil desde o arco transverso proximal até a aorta descendente. A velocidade de fluxo no arco transverso distal é geralmente alto o suficiente para não ser ignorado pela equação simplificada de Bernoulli. Portanto, para o cálculo de gradientes ao longo do arco deve-se considerar a velocidade proximal.

A avaliação ao Doppler pulsátil da aorta abdominal no plano subcostal em eixo curto (demonstrando a aorta abdominal em eixo longo), logo abaixo do diafragma sempre oferece a primeira dica de obstrução do arco aórtico. O padrão normal da curva do Doppler apresenta uma angulação abrupta e retorno à linha de base (forma triangular); nos casos de obstrução há perda deste padrão, com um atraso e/ou mesmo não retornando à linha de base, quando a amostra de volume do Doppler é colocada próxima ao local de obstrução. Além disso, o padrão normal da aorta abdominal sempre apresenta um pequeno e precoce fluxo reverso na diástole, correspondente ao efeito de recolhimento da aorta e ao fluxo coronariano, e fluxos durante toda a diástole sugere um *shunt* importante entre a aorta e a artéria pulmonar (como um canal arterial grande) ou mesmo uma regurgitação aórtica.

A avaliação ao Doppler da artéria pulmonar é mais bem obtida pelo plano paraesternal em eixo curto ou plano apical modificado com angulação anterior. Em recém-nascidos normais, os ramos pulmonares são relativamente mais estreitos, geralmente originando-se do tronco pulmonar em um ângulo mais agudo. A associação de aceleração de fluxo, nos ramos pulmonares, resulta em um sopro funcional benigno, o qual se resolve espontaneamente com 3 a 4 meses de idade. Padronizações de avaliação ao Doppler inclui avaliação de cada ramo na sua origem. A orientação do Doppler deve ser paralela ao ramo pulmonar, o que é mais bem obtido no plano paraesternal ou supraesternal em eixo curto e/ou paraesternal esquerdo alto. Ocasionalmente, uma visão subclavicular esquerda modificada pode oferecer melhor angulação da artéria pulmonar direita. Em contraste, a avaliação da artéria pulmonar esquerda é melhor pelo plano paraesternal esquerdo alto ou sagital (corte do canal).

Recomendações (Tabela 7): A avaliação ao Doppler da aorta abdominal é mais bem obtida pelo plano subcostal em eixo curto. O gradiente máximo de pico na aorta ascendente

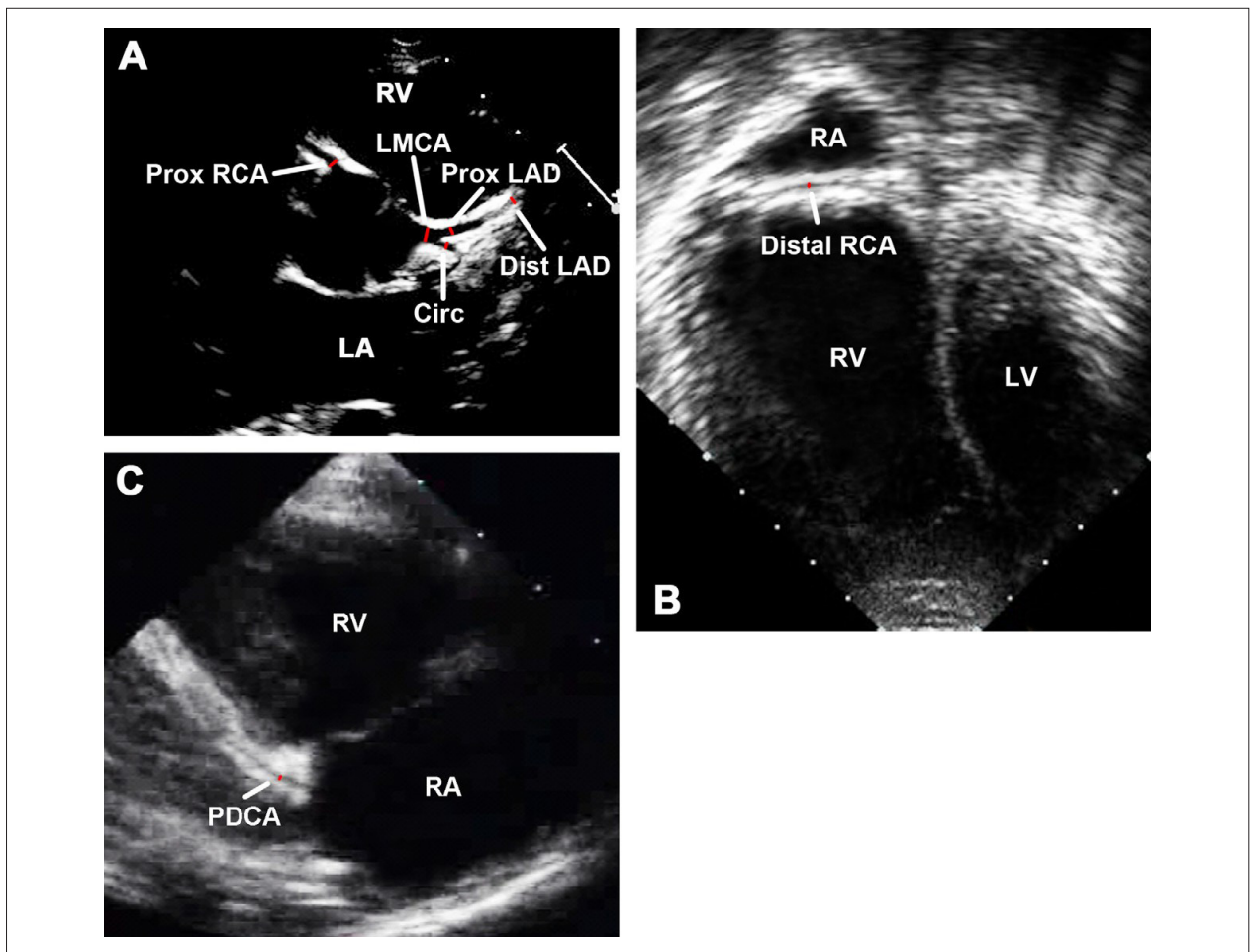


Figura 16 – Diâmetros da (A) Artéria coronária esquerda (LMCA), descendente anterior proximal (prox LAD), artéria coronária descendente anterior distal (Dist LAD), artéria coronária circunflexa (Circ) e coronária direita proximal (Prox RCA) no plano para-esternal em eixo curto; (B) Diâmetro da artéria coronária direita distal (Distal RCA) no plano apical em 4 câmaras com uma angulação posterior. LA (AE): átrio esquerdo; LV (VE): ventrículo esquerdo; RA (AD): átrio direito; RD (VD): ventrículo direito.

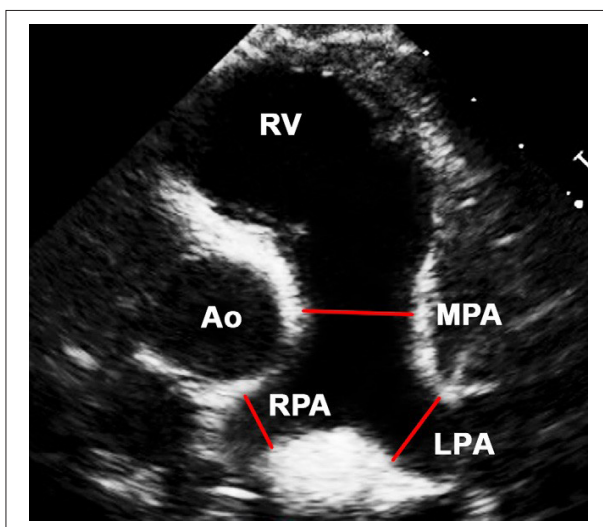


Figura 17 – Diâmetros da artéria pulmonar principal (MPA) e ramos no plano para-esternal em eixo curto. Ao: aorta; LPA (APE): artéria pulmonar esquerda; RPA (APD): artéria pulmonar direita; RV (VD): ventrículo direito.

é mais bem obtida pelo plano apical em 3 câmaras, plano supraesternal em eixo longo, ou paraesternal direito. O gradiente máximo de pico pelo istmo aórtico é mais bem obtido pelo plano supraesternal em eixo longo e deve-se considerar a velocidade proximal do arco transverso. O gradiente máximo de pico ao longo da artéria pulmonar é mais bem obtido pelo plano paraesternal em eixo curto ou apical modificado com angulação anterior. O gradiente máximo de pico nos ramos é mais bem obtido pelos planos paraesternal ou supraesternal em eixo curto, ou pelo paraesternal esquerdo alto.

Conclusões e Limitações

Quantificação em ecocardiografia pediátrica requer um consenso em “o que” e “como” as medidas devem ser feitas por meio de padronizações, e este documento foi criado como um *Manual de Operação* para orientar esta questão.

Embora o documento apresente uma lista compreensiva de orientações quando as medidas estão sendo obtidas durante o exame pediátrico, há várias limitações. Em primeiro lugar, o documento não explora a relativa

Artigo Especial

Tabela 7 – Medidas da aorta, artéria pulmonar e ramos, coronárias

Medidas	plano/localização	fase do ciclo cardíaco	aplicação	pontos fortes	pontos fracos
Diâmetro da raiz da aorta	paraesternal eixo longo, paraesternal esquerdo alto, ou paraesternal direito alto	Sístole ^a	dimensão proximal da aorta	valores normais para adultos ¹ valores normais em pediatria ^{15, 17}	pode não refletir o maior diâmetro em vasos anormais ¹⁹² depende do alinhamento
Diâmetro da junção sinotubular	paraesternal eixo longo, paraesternal esquerdo alto, ou paraesternal direito alto	Sístole ^a	dimensão proximal da aorta	mesmo acima	mesmo acima
Diâmetro da aorta ascendente	paraesternal eixo longo, paraesternal esquerdo alto, ou paraesternal direito alto ao nível da APD	Sístole ^a	dimensão proximal da aorta	mesmo acima	mesmo acima
Diâmetro do arco transversal proximal	supraesternal eixo longo entre a carótida comum direita e carótida comum esquerda	Sístole ^a	dimensão do arco aórtico	mesmo acima	mesmo acima
Diâmetro do arco transversal distal	supraesternal eixo longo entre a carótida comum esquerda e subclávia esquerda	Sístole ^a	dimensão do arco aórtico	mesmo acima	mesmo acima
Diâmetro do istmo	supraesternal eixo longo distal a subclávia esquerda	Sístole ^a	dimensão do arco aórtico	mesmo acima	mesmo acima
Diâmetro da aorta descendente	subcostal eixo curto ao nível do diafragma	Sístole ^a	dimensão da aorta descendente		não têm valores normais em pediatria
Coronária esquerda principal	paraesternal eixo curto	diâmetro máximo	dimensão da artéria coronária	valores normais em pediatria ³⁶	depende de boa resolução espacial e de contraste
Diâmetro proximal da coronária descendente anterior	paraesternal eixo curto	diâmetro máximo	dimensão da artéria coronária	valores normais em pediatria ³⁶	depende de boa resolução espacial e de contraste
Diâmetro distal da coronária descendente anterior	paraesternal eixo curto	diâmetro máximo	dimensão da artéria coronária		depende de boa resolução espacial e de contraste
Diâmetro da coronária circunflexa	paraesternal eixo curto	diâmetro máximo	dimensão da artéria coronária	valores normais em pediatria ³⁶	depende de boa resolução espacial e de contraste
Diâmetro proximal da coronária direita	paraesternal eixo curto	Diâmetro máximo	Dimensão da artéria coronária	Valores normais em pediatria ³⁶	depende de boa resolução espacial e de contraste
Diâmetro distal da coronária direita	Apical 4-câmaras com varredura posterior	Diâmetro máximo	Dimensão da artéria coronária		Depende de boa resolução espacial e de contraste
Diâmetro da coronária descendente posterior	Paraesternal eixo longo com varredura para a direita-posterior	Diâmetro máximo	Dimensão da artéria coronária		depende de boa resolução espacial e de contraste
Diâmetro do tronco pulmonar	Paraesternal eixo curto	Sístole ^a	Dimensão da artéria pulmonar	Valores normais em adultos ¹ Valores normais em pediatria ¹⁷	Visualização incompleta devido a localização anterior
Diâmetro da artéria pulmonar direita	Paraesternal, paraesternal esquerdo alto, ou supraesternal eixo curto	Sístole ^a	Dimensão da artéria pulmonar	Valores normais em adultos ¹ Valores normais em pediatria ¹⁷	Visualização incompleta devido a localização anterior
Diâmetro da artéria pulmonar esquerda	Paraesternal, paraesternal esquerdo alto, ou supraesternal eixo curto	Sístole ^a	Dimensão da artéria pulmonar	Valores normais em adultos ¹ Valores normais em pediatria ¹⁷	Visualização incompleta devido a localização anterior
Velocidade de pico na aorta ascendente	Apical 3-câmaras supraesternal eixo longo, ou paraesternal direito	Sístole	Obstrução de via de saída aórtica		Depende do alinhamento Dificuldades em múltiplas obstruções
Velocidade de pico no istmo	Supraesternal eixo longo	Sístole	Obstrução de arco aórtico		Requer correção para velocidade proximal Depende do alinhamento Afetado pela presença de canal arterial

Continuação

Doppler na aorta abdominal	Subxifóide eixo curto ao nível do diafragma		Obstrução de arco aórtico Fluxo diastólico reverso por regurgitação aórtica ou fistulas	
Velocidade de pico no tronco pulmonar	Paraesternal eixo curto ou apical 4 câmaras com varredura anterior	Sístole	Obstrução de via de saída pulmonar	Depende do alinhamento Dificuldades em múltiplas obstruções
Velocidade de pico na artéria pulmonar direita e esquerda	Paraesternal ou supraesternal eixo curto ou paraesternal esquerdo alto	Sístole	Obstrução de ramos pulmonares	Depende do alinhamento Dificuldades em múltiplas obstruções

^a diâmetro máximo

importância de cada medida como prognóstico baseado na acurácia, reprodutibilidade e mesmo no impacto no prognóstico. Além disso, não orienta em como inserir as medidas no laudo ecocardiográfico, especialmente na época atual de laudos estruturados. Por último, não houve intenção de orientar as medidas pelo ecocardiograma tridimensional, deformação miocárdica, técnicas que têm sido incorporadas e utilizadas na prática diária. Este documento, entretanto, padroniza os métodos de quantificação como um primeiro passo na missão de gerar valores normais para diversas superfícies corpóreas e idades dentro da população pediátrica.

Tradutores

Alessandro Lianza^{1,2}, Gláucia Maria Penha Tavares^{1,3}, Renata Rossi³, Samira Morhy¹, Vítor Coimbra Guerra⁴

Referências

- Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1440-63.
- Rozendaal L, Groenink M, Naef MS, Hennekam RC, Hart AA, van der Wall EE, et al. Marfan syndrome in children and adolescents: an adjusted nomogram for screening aortic root dilatation. *Heart* 1998;79: 69-72.
- Groenink M, Rozendaal L, Naef MS, Hennekam RC, Hart AA, van der Wall EE, et al. Marfan syndrome in children and adolescents: predictive and prognostic value of aortic root growth for screening for aortic complications. *Heart* 1998;80:163-9.
- Mart CR, Khan SA, Smith FC, Kavey RE. A new on-line method for predicting aortic root dilatation during two-dimensional echocardiography in pediatric patients with Marfan syndrome using the sinus of Valsalva to annulus ratio. *Pediatr Cardiol* 2003;24:118-21.
- Aburawi EH, O'Sullivan J. Relation of aortic root dilatation and age in Marfan's syndrome. *Eur Heart J* 2007;28:376-9.
- Ahmad M, Hallidie-Smith KA. Assessment of left-to-right shunt and left ventricular function in isolated ventricular septal defect. *Echocardiographic study. Br Heart J* 1979;41:147-58.
- Lindstedt L, Schaeffer PJ. Use of allometry in predicting anatomical and physiological parameters of mammals. *Lab Anim* 2002;36:1-19.
- Batterham AM, George KP, Whyte G, Sharma S, McKenna W. Scaling cardiac structural data by body dimensions: a review of theory, practice, and problems. *Int J Sports Med* 1999;20:495-502.
- George K, Sharma S, Batterham A, Whyte G, McKenna W. Allometric analysis of the association between cardiac dimensions and body size variables in 464 junior athletes. *Clin Sci (Lond)* 2001;100:47-54.
- Neilan TC, Pradhan AD, Weyman AE. Derivation of a size-independent variable for scaling of cardiac dimensions in a normal adult population. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:779-85.

¹ Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP.

² Instituto da Criança do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (FMUSP), São Paulo, SP.

³ Instituto do Coração do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da Universidade de São Paulo (InCor-FMUSP), São Paulo, SP.

⁴ Tulane Hospital For Children. Tulane University, New Orleans, LA, EUA.

Artigo Especial

11. Lai WW, Geva T, Shirali GS, Frommelt PC, Humes RA, Brook MM, et al. Guidelines and standards for performance of a pediatric echocardiogram: a report from the Task Force of the Pediatric Council of the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2006; 19:1413-30.
12. Sahn DJ, DeMaria A, Kisslo J, Weyman A. Recommendations regarding quantitation in M-mode echocardiography: results of a survey of echocardiographic measurements. *Circulation* 1978;58:1072-83.
13. Roman MJ, Devereux RB, Kramer-Fox R, O'Loughlin J. Two-dimensional echocardiographic aortic root dimensions in normal children and adults. *Am J Cardiol* 1989;64:507-12.
14. Picard MH. M-mode echocardiography: principles and examination techniques. In: Weyman AE, editor. *Principles and practice of echocardiography*. 2nd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1994. pp. 282-301.
15. Sluysmans T, Colan SD. Theoretical and empirical derivation of cardiovascular allometric relationships in children. *J Appl Physiol* 2005;99: 445-57.
16. Zilberman MV, Khoury PR, Kimball RT. Two-dimensional echocardiographic valve measurements in healthy children: gender-specific differences. *Pediatr Cardiol* 2005;26:356-60.
17. Pettersen MD, Du W, Skeens ME, Humes RA. Regression equations for calculation of z scores of cardiac structures in a large cohort of healthy infants, children, and adolescents: an echocardiographic study. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:922-34.
18. 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.
19. Hanseus K, Bjorkhem G, Lundstrom NR. Dimensions of cardiac chambers and great vessels by cross-sectional echocardiography in infants and children. *Pediatr Cardiol* 1988;9:7-15.
20. DuBois D, DuBois EF. A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. *Arch Intern Med* 1916;17: 863-71.
21. Haycock GB, Schwartz GJ, Wisotsky DH. Geometric method for measuring body surface area: a height-weight formula validated in infants, children, and adults. *J Pediatr* 1978;93:62-6.
22. Dreyer G, Ray W. Further experiments upon the blood volume of mammals and its relation to the surface area of the body. *Phil Trans R Soc Lond* 1912;202:191-212.
23. Boyd E. *The growth of the surface area of the human body*. Minneapolis: University of Minnesota Press; 1935.
24. Cayler GG, Rudolph AM, Nadas AS. Systemic blood flow in infants and children with and without heart disease. *Pediatrics* 1963;32:186-201.
25. Graham TP Jr., Jarmakani JM, Canent RV Jr., Morrow MN. Left heart volume estimation in infancy and childhood. Reevaluation of methodology and normal values. *Circulation* 1971;43:895-904.
26. Epstein ML, Goldberg SJ, Allen HD, Konecke L, Wood J. Great vessel, cardiac chamber, and wall growth patterns in normal children. *Circulation* 1975;51:1124-9.
27. Roge CL, Silverman NH, Hart PA, Ray RM. Cardiac structure growth pattern determined by echocardiography. *Circulation* 1978;57:285-90.
28. Henry WL, Gardin JM, Ware JH. Echocardiographic measurements in normal subjects from infancy to old age. *Circulation* 1980;62:1054-61.
29. Abbott RD, Gutgesell HP. Effects of heteroscedasticity and skewness on prediction in regression: modeling growth of the human heart. *Methods Enzymol* 1994;240:37-51.
30. Gutgesell HP, Rembold CM. Growth of the human heart relative to body surface area. *Am J Cardiol* 1990;65:662-8.
31. Daubeney PE, Blackstone EH, Weintraub RG, Slavik Z, Scanlon J, Webber SA. Relationship of the dimension of cardiac structures to body size: an echocardiographic study in normal infants and children. *Cardiol Young* 1999;9:402-10.
32. Kampmann C, Wiethoff CM, Wenzel A, Stolz G, Betancor M, Wippermann CF, et al. Normal values of M mode echocardiographic measurements of more than 2000 healthy infants and children in central Europe. *Heart* 2000;83:667-72.
33. Warren AE, Boyd ML, O'Connell C, Dodds L. Dilatation of the ascending aorta in paediatric patients with bicuspid aortic valve: frequency, rate of progression and risk factors. *Heart* 2006;92:1496-500.
34. McCrindle BW, Li JS, Minich LL, Colan SD, Atz AM, Takahashi M, et al. Coronary artery involvement in children with Kawasaki disease: risk factors from analysis of serial normalized measurements. *Circulation* 2007; 116:174-9.
35. Foster BJ, Mackie AS, Mitsnefes M, Ali H, Mamber S, Colan SD. A novel method of expressing left ventricular mass relative to body size in children. *Circulation* 2008;117:2769-75.
36. Olivieri L, Arling B, Friberg M, Sable C. Coronary artery Z score regression equations and calculators derived from a large heterogeneous population of children undergoing echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:159-64.
37. Krause I, Birk E, Davidovits M, Cleper R, Blieden L, Pinhas L, et al. Inferior vena cava diameter: a useful method for estimation of fluid status in children on haemodialysis. *Nephrol Dial Transplant* 2001;16:1203-6.
38. Leunissen KM, Kouw P, Kooman JP, Cheriex EC, deVries PM, Donker AJ, et al. New techniques to determine fluid status in hemodialyzed patients. *Kidney Int Suppl* 1993;41:S50-6.
39. Moreno FL, Hagan AD, Holmen JR, Pryor TA, Strickland RD, Castle CH. Evaluation of size and dynamics of the inferior vena cava as an index of right-sided cardiac function. *Am J Cardiol* 1984;53:579-85.
40. Kircher BJ, Himelman RB, Schiller NB. Noninvasive estimation of right atrial pressure from the inspiratory collapse of the inferior vena cava. *Am J Cardiol* 1990;66:493-6.
41. Hirata T, Wolfe SB, Popp RL, Helmen CH, Feigenbaum H. Estimation of left atrial size using ultrasound. *Am Heart J* 1969;78:43-52.
42. Schabelman S, Schiller NB, Silverman NH, Ports TA. Left atrial volume estimation by two-dimensional echocardiography. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1981;7:165-78.
43. Wang Y, Gutman JM, Heilbron D, Wahr D, Schiller NB. Atrial volume in a normal adult population by two-dimensional echocardiography. *Chest* 1984;86:595-601.
44. Ujino K, Barnes ME, Cha SS, Langins AP, Bailey KR, Seward JB, et al. Two-dimensional echocardiographic methods for assessment of left atrial volume. *Am J Cardiol* 2006;98:1185-8.
45. Menon SC, Ackerman MJ, Cetta F, O'Leary PW, Eidem BW. Significance of left atrial volume in patients < 20 years of age with hypertrophic cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 2008;102:1390-3.
46. Keller AM, Gopal AS, King DL. Left and right atrial volume by freehand three-dimensional echocardiography: in vivo validation using magnetic resonance imaging. *Eur J Echocardiogr* 2000;1:55-65.
47. Bommer W, Weinert L, Neumann A, Neef J, Mason DT, DeMaria A. Determination of right atrial and right ventricular size by two-dimensional echocardiography. *Circulation* 1979;60:91-100.
48. Schnittger I, Gordon EP, Fitzgerald PJ, Popp RL. Standardized intracardiac measurements of two-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1983;2:934-8.
49. Bustamante-Labarta M, Perrone S, De La Fuente RL, Stutzbach P, De La Hoz RP, Torino A, et al. Right atrial size and tricuspid regurgitation severity

- predict mortality or transplantation in primary pulmonary hypertension. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:1160-4.
50. Muller H, Burri H, Lerch R. Evaluation of right atrial size in patients with atrial arrhythmias: comparison of 2D versus real time 3D echocardiography. *Echocardiography* 2008;25:617-23.
 51. Reynolds T, Appleton CP. Doppler flow velocity patterns of the superior vena cava, inferior vena cava, hepatic vein, coronary sinus, and atrial septal defect: a guide for the echocardiographer. *J Am Soc Echocardiogr* 1991;4:503-12.
 52. Weyman AE. Right ventricular inflow tract. In: Weyman AE, editor. *Principles and practice of echocardiography*. 2nd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1994. pp. 824-62.
 53. Nagueh SF, Appleton CP, Gillebert TC, Marino PN, Oh JK, Smiseth OA, et al. Recommendations for the evaluation of left ventricular diastolic function by echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:107-33.
 54. Klein AL, Tajik AJ. Doppler assessment of pulmonary venous flow in healthy subjects and in patients with heart disease. *J Am Soc Echocardiogr* 1991;4:379-92.
 55. Klein AL, Stewart WJ, Bartlett J, Cohen GI, Kahan F, Pearce G, et al. Effects of mitral regurgitation on pulmonary venous flow and left atrial pressure: an intraoperative transesophageal echocardiographic study. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:1345-52.
 56. Stierle U, Kruger D, Mitusch R, Potratz J, Taubert G, Sheikhzadeh A. Adverse pacemaker hemodynamics evaluated by pulmonary venous flow monitoring. *Pacing Clin Electrophysiol* 1995;18:2028-34.
 57. Rossvoll O, Hatle LK. Pulmonary venous flow velocities recorded by transthoracic Doppler ultrasound: relation to left ventricular diastolic pressures. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:1687-96.
 58. Yamamoto K, Nishimura RA, Burnett JC Jr., Redfield MM. Assessment of left ventricular end-diastolic pressure by Doppler echocardiography: contribution of duration of pulmonary venous versus mitral flow velocity curves at atrial contraction. *J Am Soc Echocardiogr* 1997;10:52-9.
 59. Abu-Yousef MM. Normal and respiratory variations of the hepatic and portal venous duplex Doppler waveforms with simultaneous electrocardiographic correlation. *J Ultrasound Med* 1992;11:263-8.
 60. Hsia TY, Khambadkone S, Redington AN, Migliavacca F, Deanfield JE, de Leval MR. Effects of respiration and gravity on infradiaphragmatic venous flow in normal and Fontan patients. *Circulation* 2000;102: III148-53.
 61. Giglia TM, Jenkins KJ, Matitiau A, Mandell VS, Sanders SP, Mayer JE Jr., et al. Influence of right heart size on outcome in pulmonary atresia with intact ventricular septum. *Circulation* 1993;88:2248-56.
 62. Hanley FL, Sade RM, Blackstone EH, Kirklín JW, Freedom RM, Nanda NC. Outcomes in neonatal pulmonary atresia with intact ventricular septum. A multiinstitutional study. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1993; 105:406-27.
 63. Bull C, de Leval MR, Mercanti C, Macartney FJ, Anderson RH. Pulmonary atresia and intact ventricular septum: a revised classification. *Circulation* 1982;66:266-72.
 64. Rhodes LA, Colan SD, Perry SB, Jonas RA, Sanders SP. Predictors of survival in neonates with critical aortic stenosis. *Circulation* 1991;84: 2325-35.
 65. Gutgesell HP, Bricker JT, Colvin EV, Latson LA, Hawkins EP. Atrioventricular valve annular diameter: two-dimensional echocardiographic-autopsy correlation. *Am J Cardiol* 1984;53:1652-5.
 66. King DH, Smith EO, Huhta JC, Gutgesell HP. Mitral and tricuspid valve annular diameter in normal children determined by two-dimensional echocardiography. *Am J Cardiol* 1985;55:787-9.
 67. Tacy TA, Vermilion RP, Ludomirsky A. Range of normal valve annulus size in neonates. *Am J Cardiol* 1995;75:541-3.
 68. Tei C, Pilgrim JP, Shah PM, Ormiston JA, Wong M. The tricuspid valve annulus: study of size and motion in normal subjects and in patients with tricuspid regurgitation. *Circulation* 1982;66:665-71.
 69. Poutanen T, Tikanoja T, Sairanen H, Jokinen E. Normal mitral and aortic valve areas assessed by three- and two-dimensional echocardiography in 168 children and young adults. *Pediatr Cardiol* 2006;27:217-25.
 70. Kaplan SR, Bashein G, Sheehan FH, Legget ME, Munt B, Li XN, et al. Three-dimensional echocardiographic assessment of annular shape changes in the normal and regurgitant mitral valve. *Am Heart J* 2000; 139:378-87.
 71. Riggs TW, Lapin GD, Paul MH, Muster AJ, Berry TE. Measurement of mitral valve orifice area in infants and children by two-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1983;1:873-8.
 72. Fyrenius A, Engvall J, Janerot-Sjoberg B. Major and minor axes of the normal mitral annulus. *J Heart Valve Dis* 2001;10:146-52.
 73. Sairanen H, Louhimo I. Dimensions of the heart and great vessels in normal children. A postmortem study of cardiac ventricles, valves and great vessels. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg* 1992;26:83-92.
 74. Foster GP, Dunn AK, Abraham S, Ahmadi N, Sarraf G. Accurate measurement of mitral annular dimensions by echocardiography: importance of correctly aligned imaging planes and anatomic landmarks. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:458-63.
 75. Snider AR, Serwer GA, Ritter SB. Methods for obtaining quantitative information from the echocardiographic examination. In: *Echocardiography in pediatric heart disease*. St. Louis, MO: Mosby; 1997. 133-234.
 76. 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. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:1-23.
 77. Binder TM, Rosenhek R, Porenta G, Maurer G, Baumgartner H. Improved assessment of mitral valve stenosis by volumetric real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2000;36:1355-61.
 78. Bonow RO, Carabello BA, Chatterjee K, de Leon AC Jr., Faxon DP, Freed MD, et al. ACC/AHA 2006 guidelines for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to Revise the 1998 Guidelines for the Management of Patients With Valvular Heart Disease) developed in collaboration with the Society of Cardiovascular Anesthesiologists endorsed by the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions and the Society of Thoracic Surgeons. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:e1-148.
 79. Nakatani S, Masuyama T, Kodama K, Kitabatake A, Fujii K, Kamada T. Value and limitations of Doppler echocardiography in the quantification of stenotic mitral valve area: comparison of the pressure half-time and the continuity equation methods. *Circulation* 1988;77:78-85.
 80. Banerjee A, Kohl T, Silverman NH. Echocardiographic evaluation of congenital mitral valve anomalies in children. *Am J Cardiol* 1995;76: 1284-91.
 81. Zoghbi WA, Enriquez-Sarano M, Foster E, Grayburn PA, Kraft CD, Levine RA, et al. Recommendations for evaluation of the severity of native valvular regurgitation with two-dimensional and Doppler echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:777-802.
 82. Donovan CL, Armstrong WF, Bach DS. Quantitative Doppler tissue imaging of the left ventricular myocardium: validation in normal subjects. *Am Heart J* 1995;130:100-4.
 83. Garcia MJ, Rodriguez L, Ares M, Griffin BP, Klein AL, Stewart WJ, et al. Myocardial wall velocity assessment by pulsed Doppler tissue imaging: characteristic findings in normal subjects. *Am Heart J* 1996; 132:648-56.
 84. Pai RG, Gill KS. Amplitudes, durations, and timings of apically directed left ventricular myocardial velocities: II. Systolic and diastolic asynchrony in patients with left ventricular hypertrophy. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:112-8.
 85. Feigenbaum H, Armstrong WF, Ryan T. Evaluation of systolic and diastolic function of the left ventricle. In: *Feigenbaum's echocardiography*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005. pp. 138-80.
 86. Rokey R, Kuo LC, Zoghbi WA, Limacher MC, Quinones MA. Determination of parameters of left ventricular diastolic filling with

Artigo Especial

- pulsed Doppler echocardiography: comparison with cineangiography. *Circulation* 1985;71:543-50.
87. Bowman LK, Lee FA, Jaffe CC, Mattered J, Wackers FJ, Zaret BL. Peak filling rate normalized to mitral stroke volume: a new Doppler echocardiographic filling index validated by radionuclide angiographic techniques. *J Am Coll Cardiol* 1988;12:937-43.
88. Nascimento R, Pereira D, Freitas A, Pereira E, Mendonca I, Dinis M. Comparison of left ventricular ejection fraction in congenital heart disease by visual versus algorithmic determination. *Am J Cardiol* 1997;80:1331-5.
89. Schwartz ML, Gauvreau K, Geva T. Predictors of outcome of biventricular repair in infants with multiple left heart obstructive lesions. *Circulation* 2001;104:682-7.
90. Colan SD, McElhinney DB, Crawford EC, Keane JF, Lock JE. Validation and re-evaluation of a discriminant model predicting anatomic suitability for biventricular repair in neonates with aortic stenosis. *J Am Coll Cardiol* 2006;47:1858-65.
91. Vogel M, Staller W, Buhlmeyer K. Left ventricular myocardial mass determined by cross-sectional echocardiography in normal newborns, infants, and children. *Pediatr Cardiol* 1991;12:143-9.
92. Regen DM, Graham TP, Wyse RK, Deanfield J, Franklin RC. Left-ventricular cavity dimensions in children with normal and dilated hearts. *Pediatr Cardiol* 1988;9:17-24.
93. Nosir YF, Vletter WB, Boersma E, Frowijn R, ten Cate FJ, Fioretti PM, et al. The apical long-axis rather than the two-chamber view should be used in combination with the four-chamber view for accurate assessment of left ventricular volumes and function. *Eur Heart J* 1997;18:1175-85.
94. Malm S, Sagberg E, Larsson H, Skjaerpe T. Choosing apical long-axis instead of two-chamber view gives more accurate biplane echocardiographic measurements of left ventricular ejection fraction: a comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1044-50.
95. Wyatt HL, Heng MK, Meerbaum S, Gueret P, Hestenes J, Dula E, et al. Cross-sectional echocardiography. II. Analysis of mathematic models for quantifying volume of the formalin-fixed left ventricle. *Circulation* 1980;61:1119-25.
96. Mercier JC, DiSessa TC, Jarmakani JM, Nakanishi T, Hiraishi S, Isabel-Jones J, et al. Two-dimensional echocardiographic assessment of left ventricular volumes and ejection fraction in children. *Circulation* 1982;65:962-9.
97. Wyatt HL, Meerbaum S, Heng MK, Gueret P, Corday E. Cross-sectional echocardiography. III. Analysis of mathematic models for quantifying volume of symmetric and asymmetric left ventricles. *Am Heart J* 1980;100:821-8.
98. Devereux RB, Pini R, Aurigemma GP, Roman MJ. Measurement of left ventricular mass: methodology and expertise. *J Hypertens* 1997;15:801-9.
99. Devereux RB. Detection of left ventricular hypertrophy by M-mode echocardiography. Anatomic validation, standardization, and comparison to other methods. *Hypertension* 1987;9:119-26.
100. Gottdiener JS, Bednarz J, Devereux R, Gardin J, Klein A, Manning WJ, et al. American Society of Echocardiography recommendations for use of echocardiography in clinical trials. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:1086-119.
101. Hanevold C, Waller J, Daniels S, Portman R, Sorof J. The effects of obesity, gender, and ethnic group on left ventricular hypertrophy and geometry in hypertensive children: a collaborative study of the International Pediatric Hypertension Association. *Pediatrics* 2004;113:328-33.
102. Daniels SR, Loggie JM, Khoury P, Kimball TR. Left ventricular geometry and severe left ventricular hypertrophy in children and adolescents with essential hypertension. *Circulation* 1998;97:1907-11.
103. Kimball TR, Daniels SR, Loggie JM, Khoury P, Meyer RA. Relation of left ventricular mass, preload, afterload and contractility in pediatric patients with essential hypertension. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:997-1001.
104. Jenkins C, Bricknell K, Hanekom L, Marwick TH. Reproducibility and accuracy of echocardiographic measurements of left ventricular parameters using real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2004;44:878-86.
105. Soliman OI, Kirschbaum SW, van Dalen BM, van der Zwaan HB, Delavary BM, Vletter WB, et al. Accuracy and reproducibility of quantitation of left ventricular function by real-time three-dimensional echocardiography versus cardiac magnetic resonance. *Am J Cardiol* 2008;102:778-83.
106. van den Bosch AE, Robbers-Visser D, Krenning BJ, McGhie JS, Helbing WA, Meijboom FJ, et al. Comparison of real-time three-dimensional echocardiography to magnetic resonance imaging for assessment of left ventricular mass. *Am J Cardiol* 2006;97:113-7.
107. Arai K, Hozumi T, Matsumura Y, Sugioka K, Takemoto Y, Yamagishi H, et al. Accuracy of measurement of left ventricular volume and ejection fraction by new real-time three-dimensional echocardiography in patients with wall motion abnormalities secondary to myocardial infarction. *Am J Cardiol* 2004;94:552-8.
108. Lu X, Xie M, Tomberlin D, Klas B, Nadvoretstkiy V, Ayres N, et al. How accurately, reproducibly, and efficiently can we measure left ventricular indices using M-mode, 2-dimensional, and 3-dimensional echocardiography in children? *Am Heart J* 2008;155:946-53.
109. Riehle TJ, Mahle WT, Parks WJ, Sallee D III, Fyfe DA. Real-time threedimensional echocardiographic acquisition and quantification of left ventricular indices in children and young adults with congenital heart disease: comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:78-83.
110. Iino M, Shiraishi H, Ichihashi K, Hoshina M, Saitoh M, Hirakubo Y, et al. Volume measurement of the left ventricle in children using real-time three-dimensional echocardiography: comparison with ventriculography. *J Cardiol* 2007;49:221-9.
111. Lipshultz SE, Colan SD, Gelber RD, Perez-Atayde AR, Sallan SE, Sanders SP. Late cardiac effects of doxorubicin therapy for acute lymphoblastic leukemia in childhood. *N Engl J Med* 1991;324:808-15.
112. Lipshultz SE, Orav EJ, Sanders SP, McIntosh K, Colan SD. Limitations of fractional shortening as an index of contractility in pediatric patients infected with human immunodeficiency virus. *J Pediatr* 1994;125:563-70.
113. Colan SD, Borow KM, Neumann A. Left ventricular end-systolic wall stress-velocity of fiber shortening relation: a load-independent index of myocardial contractility. *J Am Coll Cardiol* 1984;4:715-24.
114. Pai RG, Gill KS. Amplitudes, durations, and timings of apically directed left ventricular myocardial velocities: I. Their normal pattern and coupling to ventricular filling and ejection. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:105-11.
115. Sohn DW, Chai IH, Lee DJ, Kim HC, Kim HS, Oh BH, et al. Assessment of mitral annulus velocity by Doppler tissue imaging in the evaluation of left ventricular diastolic function. *J Am Coll Cardiol* 1997;30:474-80.
116. Nikitin NP, Witte KK, Thackray SD, de Silva R, Clark AL, Cleland JG. Longitudinal ventricular function: normal values of atrioventricular annular and myocardial velocities measured with quantitative twodimensional color Doppler tissue imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:906-21.
117. Eidem BW, McMahon CJ, Cohen RR, Wu J, Finkelshteyn I, Kovalchin JP, et al. Impact of cardiac growth on Doppler tissue imaging velocities: a study in healthy children. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:212-21.
118. Roberson DA, Cui W, Chen Z, Madronero LF, Cuneo BF. Annular and septal Doppler tissue imaging in children: normal z-score tables and effects of age, heart rate, and body surface area. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:1276-84. 119. Kukulski T, Voigt JU, Wilkeshoff UM, Strotmann JM, Wranne B, Hatle L, et al. A comparison of regional myocardial velocity information derived by pulsed and color Doppler techniques: an in vitro and in vivo study. *Echocardiography* 2000;17:639-51.
120. Van de Veire NR, De Sutter J, Bax JJ, Roelandt JR. Technological advances in tissue Doppler imaging echocardiography. *Heart* 2008;94:1065-74.
121. Rudko R, Przewlocki T, Pasowicz M, Biernacka B, Kablak-Ziembicka A, Tracz W. IVRT0/IVRT index is a useful tool for detection of elevated left ventricular filling pressure in patients with preserved ejection fraction. *Echocardiography* 2008;25:473-81.

122. Vogel M, Schmidt MR, Kristiansen SB, Cheung M, White PA, Sorensen K, et al. Validation of myocardial acceleration during isovolumic contraction as a novel noninvasive index of right ventricular contractility: comparison with ventricular pressure-volume relations in an animal model. *Circulation* 2002;105:1693-9.
123. Rychik J, Tian ZY. Quantitative assessment of myocardial tissue velocities in normal children with Doppler tissue imaging. *Am J Cardiol* 1996;77: 1254-7.
124. O'Leary PW, Durongpisitkul K, Cordes TM, Bailey KR, Hagler DJ, Tajik J, et al. Diastolic ventricular function in children: a Doppler echocardiographic study establishing normal values and predictors of increased ventricular end-diastolic pressure. *Mayo Clin Proc* 1998;73:616-28.
125. Ayabakan C, Ozkutu S. Left ventricular myocardial velocities in healthy children: quantitative assessment by tissue Doppler echocardiography and relation to the characteristics of filling of the left ventricle. *Cardiol Young* 2004;14:156-63.
126. Hiarada K, Orino T, Yasuoka K, Tamura M, Takada G. Tissue doppler imaging of left and right ventricles in normal children. *Tohoku J Exp Med* 2000;191:21-9.
127. Kapusta L, Thijssen JM, Cuypers MH, Peer PG, Daniels O. Assessment of myocardial velocities in healthy children using tissue Doppler imaging. *Ultrasound Med Biol* 2000;26:229-37.
128. Mori K, Hayabuchi Y, Kuroda Y, Nii M, Manabe T. Left ventricular wall motion velocities in healthy children measured by pulsed wave Doppler tissue echocardiography: normal values and relation to age and heart rate. *J Am Soc Echocardiogr* 2000;13:1002-11.
129. Frommelt PC, Ballweg JA, Whitstone BN, Frommelt MA. Usefulness of Doppler tissue imaging analysis of tricuspid annular motion for determination of right ventricular function in normal infants and children. *Am J Cardiol* 2002;89:610-3.
130. Rhodes J, Fulton DR, Levine JC, Marx GR. Comparison between the mean dP/dt during isovolumetric contraction and other echocardiographic indexes of ventricular systolic function. *Echocardiography* 1997;14:215-22.
131. Rhodes J, Udelson JE, Marx GR, Schmid CH, Konstam MA, Hijazi ZM, et al. A new noninvasive method for the estimation of peak dP/dt. *Circulation* 1993;88:2693-9.
132. Border WL, Michelfelder EC, Glascock BJ, Witt SA, Spicer RL, Beekman RH III, et al. Color M-mode and Doppler tissue evaluation of diastolic function in children: simultaneous correlation with invasive indices. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:988-94.
133. Brun P, Tribouilloy C, Duval AM, Iserin L, Meguira A, Pelle G, et al. Left ventricular flow propagation during early filling is related to wall relaxation: a color M-mode Doppler analysis. *J Am Coll Cardiol* 1992;20: 420-32.
134. Takatsuji H, Mikami T, Urasawa K, Teranishi J, Onozuka H, Takagi C, et al. A new approach for evaluation of left ventricular diastolic function: spatial and temporal analysis of left ventricular filling flow propagation by color M-mode Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1996;27: 365-71.
135. Tei C. New non-invasive index for combined systolic and diastolic ventricular function. *J Cardiol* 1995;26:135-6.
136. Eidem BW, Tei C, O'Leary PW, Cetta F, Seward JB. Nongeometric quantitative assessment of right and left ventricular function: myocardial performance index in normal children and patients with Ebstein anomaly. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:849-56.
137. Friedberg MK, Slorach C. Relation between left ventricular regional radial function and radial wall motion abnormalities using two-dimensional speckle tracking in children with idiopathic dilated cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 2008;102:335-9.
138. Ramani GV, Bazaz R, Edelman K, Lopez-Candales A. Pulmonary hypertension affects left ventricular basal twist: a novel use for speckle-tracking imaging. *Echocardiography* 2009;26:44-51.
139. Goffinet C, Chenot F, Robert A, Pouleur AC, de Waroux JB, Vancraeynest D, et al. Assessment of subendocardial vs. subepicardial left ventricular rotation and twist using two-dimensional speckle tracking echocardiography: comparison with tagged cardiac magnetic resonance. *Eur Heart J* 2009;30:608-17.
140. van Dalen BM, Soliman OI, Vletter WB, ten Cate FJ, Geleijnse ML. Age-related changes in the biomechanics of left ventricular twist measured by speckle tracking echocardiography. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2008;295:H1705-11.
141. Song J, Li C, Tong C, Yang H, Yang X, Zhang J, et al. Evaluation of left ventricular rotation and twist using speckle tracking imaging in patients with atrial septal defect. *J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci* 2008;28: 190-3.
142. Helbing WA, Bosch HG, Maliepaard C, Rebergen SA, van der Geest RJ, Hansen B, et al. Comparison of echocardiographic methods with magnetic resonance imaging for assessment of right ventricular function in children. *Am J Cardiol* 1995;76:589-94.
143. Lai WW, Gauvreau K, Rivera ES, Saleeb S, Powell AJ, Geva T. Accuracy of guideline recommendations for two-dimensional quantification of the right ventricle by echocardiography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2008;24: 691-8.
144. Cooper MJ, Teitel DF, Silverman NH, Enderlein M. Comparison of M-mode echocardiographic measurement of right ventricular wall thickness obtained by the subcostal and parasternal approach in children. *Am J Cardiol* 1984;54:835-8.
145. Jiang L, Wieggers SE, Weyman AE. Right ventricle. In: Weyman AE, editor. *Principles and practice of echocardiography*. 2nd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1994. pp. 901-21.
146. Levine RA, Gibson TC, Aretz T, Gillam LD, Guyer DE, King ME, et al. Echocardiographic measurement of right ventricular volume. *Circulation* 1984;69:497-505.
147. Silverman NH, Hudson S. Evaluation of right ventricular volume and ejection fraction in children by two-dimensional echocardiography. *Pediatr Cardiol* 1983;4:197-203.
148. Dell'Italia LJ. The right ventricle: anatomy, physiology, and clinical importance. *Curr Probl Cardiol* 1991;16:653-720.
149. Haddad F, Hunt SA, Rosenthal DN, Murphy DJ. Right ventricular function in cardiovascular disease, part I: anatomy, physiology, aging, and functional assessment of the right ventricle. *Circulation* 2008;117: 1436-48.
150. Kaul S, Tei C, Hopkins JM, Shah PM. Assessment of right ventricular function using two-dimensional echocardiography. *Am Heart J* 1984;107: 526-31. 151. Popescu BA, Antonini-Canterin F, Temporelli PL, Giannuzzi P, Bosimini E, Gentile F, et al. Right ventricular functional recovery after acute myocardial infarction: relation with left ventricular function and interventricular septum motion. GISSI-3 echo substudy. *Heart* 2005;91:484-8.
152. Koestenberger M, Ravekes W, Everett AD, Stueger HP, Heinzl B, Gamillscheg A, et al. Right ventricular function in infants, children and adolescents: reference values of the tricuspid annular plane systolic excursion (TAPSE) in 640 healthy patients and calculation of z score values. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:715-9.
153. Watanabe M, Ono S, Tomomasa T, Okada Y, Kobayashi T, Suzuki T, et al. Measurement of tricuspid annular diastolic velocities by Doppler tissue imaging to assess right ventricular function in patients with congenital heart disease. *Pediatr Cardiol* 2003;24:463-7.
154. Lytrivi ID, Lai WW, Ko HH, Nielsen JC, Parness IA, Srivastava S. Color Doppler tissue imaging for evaluation of right ventricular systolic function in patients with congenital heart disease. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1099-104.
155. Kutty S, Deatsman SL, Nugent ML, Russell D, Frommelt PC. Assessment of regional right ventricular velocities, strain, and displacement in normal children using velocity vector imaging. *Echocardiography* 2008;25: 294-307.
156. Samad BA, Alam M, Jensen-Urstad K. Prognostic impact of right ventricular involvement as assessed by tricuspid annular motion in patients with acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 2002;90:778-81.

Artigo Especial

157. Kjaergaard J, Snyder EM, Hassager C, Oh JK, Johnson BD. Impact of preload and afterload on global and regional right ventricular function and pressure: a quantitative echocardiography study. *J Am Soc Echocardiogr* 2006;19:515-21.
158. Lee KS, Abbas AE, Khandheria BK, Lester SJ. Echocardiographic assessment of right heart hemodynamic parameters. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:773-82.
159. Nageh MF, Kopelen HA, Zoghbi WA, Quinones MA, Nagueh SF. Estimation of mean right atrial pressure using tissue Doppler imaging. *Am J Cardiol* 1999;84:1448-51.
160. Sade LE, Gulmez O, Eroglu S, Sezgin A, Muderrisoglu H. Noninvasive estimation of right ventricular filling pressure by ratio of early tricuspid inflow to annular diastolic velocity in patients with and without recent cardiac surgery. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:982-8.
161. Moon-Grady AJ, Taylor D, Bennett SH, Hornberger LK, Tacy TA. Color M-mode propagation velocity, but not its ratio to early diastolic inflow velocity, changes throughout gestation in normal human fetuses. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2008;31:535-41.
162. Torbicki A, Skwarski K, Hawrylkiewicz I, Pasiarski T, Miskiewicz Z, Zielinski J. Attempts at measuring pulmonary arterial pressure by means of Doppler echocardiography in patients with chronic lung disease. *Eur Respir J* 1989;2:856-60.
163. Kisanuki A, Tei C, Otsuji Y, Natsugoe K, Kawazoe Y, Arima S, et al. Doppler echocardiographic documentation of diastolic pulmonary artery forward flow. *Am J Cardiol* 1987;59:711-3.
164. Redington AN, Penny D, Rigby ML, Hayes A. Antegrade diastolic pulmonary arterial flow as a marker of right ventricular restriction after complete repair of pulmonary atresia with intact ventricular septum and critical pulmonary valve stenosis. *Cardiol Young* 1992;2:382-6.
165. Roberson DA, Cui W. Right ventricular Tei index in children: effect of method, age, body surface area, and heart rate. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:764-70.
166. Lindqvist P, Calcutteea A, Henein M. Echocardiography in the assessment of right heart function. *Eur J Echocardiogr* 2008;9:225-34.
167. Ichida F, Aubert A, Deneff B, Dumoulin M, Van der Hauwaert LG. Cross sectional echocardiographic assessment of great artery diameters in infants and children. *Br Heart J* 1987;58:627-34.
168. Weinert L, Karp R, Vignon P, Bales A, Lang RM. Feasibility of aortic diameter measurement by multiplane transesophageal echocardiography for preoperative selection and preparation of homograft aortic valves. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1996;112:954-61.
169. Otto CM, Burwash IG, Legget ME, Munt BI, Fujioka M, Healy NL, et al. Prospective study of asymptomatic valvular aortic stenosis. Clinical, echocardiographic, and exercise predictors of outcome. *Circulation* 1997;95:2262-70.
170. De Bruyne B, Pijls NH, Heyndrickx GR, Hodeige D, Kirkeeide R, Gould KL. Pressure-derived fractional flow reserve to assess serial epicardial stenoses: theoretical basis and animal validation. *Circulation* 2000;101:1840-7.
171. Baumgartner H, Stefenelli T, Niederberger J, Schima H, Maurer G. "Overestimation" of catheter gradients by Doppler ultrasound in patients with aortic stenosis: a predictable manifestation of pressure recovery. *J Am Coll Cardiol* 1999;33:1655-61.
172. Niederberger J, Schima H, Maurer G, Baumgartner H. Importance of pressure recovery for the assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound. Role of aortic size, aortic valve area, and direction of the stenotic jet in vitro. *Circulation* 1996;94:1934-40.
173. Barker PC, Ensing G, Ludomirsky A, Bradley DJ, Lloyd TR, Rocchini AP. Comparison of simultaneous invasive and noninvasive measurements of pressure gradients in congenital aortic valve stenosis. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:1496-502.
174. Villavicencio RE, Forbes TJ, Thomas RL, Humes RA. Pressure recovery in pediatric aortic valve stenosis. *Pediatr Cardiol* 2003;24:457-62.
175. Otto CM, Pearlman AS, Comess KA, Reamer RP, Janko CL, Huntsman LL. Determination of the stenotic aortic valve area in adults using Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986;7:509-17.
176. 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.
177. Beroukhi RS, Roosevelt G, Yetman AT. Comparison of the pattern of aortic dilation in children with the Marfan's syndrome versus children with a bicuspid aortic valve. *Am J Cardiol* 2006;98:1094-5.
178. Chu WC, Mok GC, Lam WW, Yam MC, Sung RY. Assessment of coronary artery aneurysms in paediatric patients with Kawasaki disease by multidetector row CT angiography: feasibility and comparison with 2D echocardiography. *Pediatr Radiol* 2006;36:1148-53.
179. English RF, Colan SD, Kanani PM, Etedgui JA. Growth of the aorta in children with Williams syndrome: does surgery make a difference? *Pediatr Cardiol* 2003;24:566-8.
180. Gussenhoven WJ, van Leenen BF, Kuis W, de Villeneuve VH, Bom N, van Meurs-van Woezik H. Comparison of internal diameter of great arteries in congenital heart disease. A cross-sectional echocardiographic study. *Br Heart J* 1983;49:45-50.
181. Rossi-Foulkes R, Roman MJ, Rosen SE, Kramer-Fox R, Ehlers KH, O'Loughlin JE, et al. Phenotypic features and impact of beta blocker or calcium antagonist therapy on aortic lumen size in the Marfan syndrome. *Am J Cardiol* 1999;83:1364-8.
182. Fogel MA, Donofrio MT, Ramaciotti C, Hubbard AM, Weinberg PM. Magnetic resonance and echocardiographic imaging of pulmonary artery size throughout stages of Fontan reconstruction. *Circulation* 1994;90:2927-36.
183. Snider AR, Enderlein MA, Teitel DF, Juster RP. Two-dimensional echocardiographic determination of aortic and pulmonary artery sizes from infancy to adulthood in normal subjects. *Am J Cardiol* 1984;53:218-24.
184. Sheil ML, Jenkins O, Sholler GF. Echocardiographic assessment of aortic root dimensions in normal children based on measurement of a new ratio of aortic size independent of growth. *Am J Cardiol* 1995;75:711-5.
185. Nistri S, Sorbo MD, Basso C, Thiene G. Bicuspid aortic valve: abnormal aortic elastic properties. *J Heart Valve Dis* 2002;11:369-74.
186. Nkomo VT, Enriquez-Sarano M, Ammass NM, Melton LJ III, Bailey KR, Desjardins V, et al. Bicuspid aortic valve associated with aortic dilatation: a community-based study. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2003;23:351-6.
187. Fedak PW, de Sa MP, Verma S, Nili N, Kazemian P, Butany J, et al. Vascular matrix remodeling in patients with bicuspid aortic valve malformations: implications for aortic dilatation. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2003;126:797-806.
188. Williams JC, Barratt-Boyes BG, Lowe JB. Supravalvular aortic stenosis. *Circulation* 1961;24:1311-8.
189. Kurotobi S, Nagai T, Kawakami N, Sano T. Coronary diameter in normal infants, children and patients with Kawasaki disease. *Pediatr Int* 2002;44:1-4.
190. Yasuoka K, Harada K, Tamura M, Takada G. Left anterior descending coronary artery flow and its relation to age in children. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:69-75.
191. Ordovas KG, Tan C, Reddy GP, Weber OM, Lu Y, Higgins CB. Disparity between ratios of diameters and blood flows in central pulmonary arteries in postoperative congenital heart disease using MRI. *J Magn Reson Imaging* 2007;25:721-6.
192. Meijboom LJ, Groenink M, van der Wall EE, Romkes H, Stoker J, Mulder BJ. Aortic root asymmetry in Marfan patients; evaluation by magnetic resonance imaging and comparison with standard echocardiography. *Int J Card Imaging* 2000;16:161-8.