Recomendações para Quantificação das Câmaras Cardíacas pelo Ecocardiografia em Adultos: Uma Atualização da Sociedade Americana de Ecocardiografia e da Associação Européia de Imagem Cardiovascular

Roberto M. Lang, MD, FASE, FESC*, Luigi P. Badano, MD, PhD, FESC*, Victor Mor-Avi, PhD, FASE, Jonathan Afilalo, MD, MSc, Anderson Armstrong, MD, MSc, Laura Ernande, MD, PhD, Frank A. Flachskampf, MD, FESC, Elyse Foster, MD, FASE, Steven A. Goldstein, MD, Tatiana Kuznetsova, MD, PhD, Patrizio Lancellotti, MD, PhD, FESC, Denisa Muraru, MD, PhD, Michael H. Picard, MD, FASE, Ernst R. Rietzschel, MD, PhD, Lawrence Rudski, MD, FASE, Kirk T. Spencer, MD, FASE, Wendy Tsang, MD, Jens-Uwe Voigt, MD, PhD, FESC, Chicago, Illinois; Padua, Italy; Montreal, Quebec, Canada; Baltimore, Maryland; Créteil, France; Up-psala, Sweden; San Francisco, California; Washington, District of Columbia; Leuven, Liège and Ghent, Belgium; Boston, Massachusetts; Toronto, Ontario, Canada

Portuguese translation by: Arnaldo Rabischoffsky MD, Eliza de Almeida Gripp MD, and Bruno Reznik Wajsbrot

From the University of Chicago Medical Center, Chicago, IL (R.M.L., V.M-A., K.T.S); Universi-ty of Padua, Padua, Italy (L.P.B. and D.M.); Jewish General Hospital, McGill University, Mon-treal, Quebec, Canada (J.A. and L.R.); Johns Hopkins University, Baltimore, MD (A.A.); IN-SERM U955 and Hôpital Henri Mondor, Créteil, France (L.A.); Uppsala University, Uppsala, Sweden (F.A.F.); University of California, San Francisco, CA (E.F.); Medstar Washington Hos-pital Center, Washington, DC (S.A.G.); University Hospital Leuven, Leuven, Belgium (T.K. and J.U.V.); University of Liège Hospital, Liège, Belgium (P.L.); Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston, MASS (M.H.P.); Ghent University Hospital, Ghent, Bel-gium (E.R.R.); University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada (W.T.).

The following authors reported no actual or potential conflicts of interest in relation to this docu-ment: Jonathan Afilalo, MD, MSc, Anderson Armstrong, MD, MSc, Laura Ernande, MD, PhD, Frank A. Flachskampf, MD, FESC, Steven A. Goldstein, MD, Tatiana Kuznetsova, MD, PhD, Patrizio Lancellotti, MD, PhD, FESC, Victor Mor--Avi, PhD, FASE, Michael H. Picard, MD, FASE, Ernst R. Rietzschel, MD, PhD, Kirk T. Spencer, MD, FASE, Wendy Tsang, MD, Jens-Uwe Voigt, MD, PhD, FESC. The following authors reported relationships with one or more commercial interests: Luigi P. Badano, MD, PhD, FACC, FESC, received grants from GE Healthcare, Siemens and Esaote and serves on the speakers bureau for GE Healthcare; Elvse Fos-ter, MD, FASE, received grant support from Abbott Vascular Structural Heart; Roberto M. Lang, MD, FASE, FESC, received grants and serves on the speakers bureau and advisory board for Philips: Denisa Muraru, MD, received research equipment and served as a consultant for GE Healthcare; Lawrence Rudski, MD, FASE, owns GE stock holdings.

* These two authors co-chaired the Writing Group.

Reprint requests: American Society of Echocardiography, 2100 Gateway Centre Boulevard, Suite 310, Morrisville, NC 27560 (E-mail: ase@asecho.org).

Citation for original document: **Recommendations for Cardiac Chamber Quantification by Echocardiography in Adults: An Update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging**, Lang, Roberto M. et al, *Journal of the American Society of Echocardiography*, Vol. 28, Issue 1, p1–39.e14



ASE guideline translations are made possible through the efforts of volunteers worldwide, and with the financial support of the ASE Education and Research Foundation.

CONTEÚDO

Resumo

- I. VENTRÍCULO ESQUERDO
 - 1. Medidas do ventrículo esquerdo
 - 1.1 Medidas lineares
 - 1.2 Medidas Volumétricas
 - 1.3 Valores normais na ecocardiografia 2D
 - 1.4 Valores normais na ecocardiografia 3D
 - 2. Função sistólica global do ventrículo esquerdo
 - 2.1 Fração de encurtamento
 - 2.2 Fração de Ejecção
 - 2.3 Strain Global longitudinal
 - 2.4 Valores normais de referência
 - 3. Função regional ventricular esquerda
 - 3.1 Segmentação do ventrículo esquerdo
 - 3.2 Avaliação visual
 - 3.3 Movimentação regional das paredes durante infarto e isquemia
 - 3.4 Movimentação regional na ausência de doença arterial coronária
 - 3.5 Quantificação usando o Doppler e speckle tracking
 - 4. Massa do ventrículo esquerdo

II. VENTRÍCULO DIREITO

- 5. Recomendações gerais para quantificação ventricular direita
- 6. Janelas e cortes de imagem essenciais
- 7. Medidas do ventrículo direito
 - 7.1 Medidas lineares
 - 7.2 Medidas Volumétricas
- 8. Função sistólica do ventrículo direito
 - 8.1 Índice de performance miocárdica do ventrículo direito
 - 8.2 Excursão sistólica do anel tricúspide
 - 8.3 Area de fração de encurtamento do ventrículo direito no 2D
 - 8.4 Doppler tecidual derivado da velocidade sistólica do anel lateral tricuspídeo
 - 8.5 Strain e strain rate do ventrículo direito
 - 8.6 Fração de ejeção do ventrículo direito em 3D

III. ÁTRIO ESQUERDO E DIREITO

- 9. Medidas do átrio esquerdo
 - 9.1 Considerações gerais para medida do átrio esquerdo
 - 9.2 Medida linear e medidas de áreas
 - 9.3 Medidas de volume
 - 9.4 Valores normais das medidas do átrio esquerdo
- 10. Medidas do átrio direito
- IV. ANEL AÓRTICO E RAIZ DA AORTA
 - 11. Anel aórtico
 - 12. Raiz aórtica
- 13. Identificação de dilatação da raiz da aorta
- V. VEIA CAVA INFERIOR

Resumo

O rápido desenvolvimento tecnológico da última década e as mudanças na prática da ecocardiografia resultaram na necessidade de atualização das recomendações das diretrizes anteriormente publicadas para quantificação das câmaras cardíacas, sendo esse o objetivo da reunião do grupo para escrever sobre o tema reunido pela ASE e a EACVI. Este documento fornece valores normais atualizados de todas as quatro cavidades cardíacas incluíndo a ecocardiografia tridimensional e deformação miocárdica, sempre que possível, baseado em um número considerável de sujeitos normais compilados de múltiplas bases de dados. Além do mais, esse documento tenta eliminar as várias pequenas discrepâncias que existem entre as diretrizes anteriores.

A quantificação do tamanho e função das câmaras é pedra angular da imagem cardíacas, com a ecocardiografia sendo a modalidade não invasiva, mais comumente utilizada devido a sua particular capacidade de fornecer imagens em tempo real do coração, combinada a sua disponibilidade e portabilidade. A padronização da metodologia usada para quantificar as câmaras cardíacas é mantida pela criação e disseminação das recomendações oficiais, que quando seguida pelos executores fornece uniformidade e facilita a comunicação. A última recomendação para a quantificação de câmaras cardíacas pela ecocardiografia foi publicada em 2005 pela American Society of Echocardiography (ASE) e European Association of Echocardiography (renomeada como European Association of Cardiovascular Imaging, EACVI) ^{1,2}.

ABREVIATURAS:

E2D	ecocardiografia bidimensional
E3D	ecocardiografia tridimensional
ASE	American Society of Echocardiography
IMC	índice de massa corporal
SC	superfície corporal
RMC	ressonância magnética cardíaca
CW	Doppler contínuo
IDT	imagem de Doppler tecidual
EACVI	European Association of Cardiovascular Imaging
VDF	volume diastólico final
FE	fração de ejeção
VSF	volume sistólico final
FAC	área de fração de encurtamento
GLS	strain global longitudinal
VCI	veia cava inferior
TRIV	tempo de relaxamento isovolumétrico
AE	átrio esquerdo
VE	ventrículo esquerdo
PW	Doppler pulsado
AD	átrio direito
IPVD	índice de performance do ventrículo direito
VD	ventrículo direito
S'	velocidade sistólica do anel
STE	ecocardiografia com speckle tracking
TAPSE	plano de excursão sistólica do anel tricúspide
TAVI	implante de valva aórtica através de cateter
TAVR	troca de valva aórtica através de cirurgia
IT	insuficiência tricúspide
ETT	ecocardiografia transtorácica
ETE	ecocardiografia transesofágica
TSVD	trato de saída do ventrículo direito

Desde então, a tecnologia ecocardiográfica tem evoluído continuamente sendo dois dos principais desenvolvimentos o eco tridimensional em tempo real (E3D) e a imagem de deformação miocárdica. O objetivo deste documento é fornecer uma atualização das diretrizes existentes assim como dos valores de referência e eliminar as pequenas discrepâncias que existam entre as recomendações anteriores. Os valores normais dessa atualização incluem sempre que possível o E3D e a deformação miocárdica. Importante salientar que comparado às recomendações anteriores essa atualização é baseada em um considerável numero de indivíduos normais, compilados de múltiplas bases de dados a fim de melhorar a confiabilidade dos valores de referência.

Enquanto a maioria dos temas cobertos neste documento refletem um amplo consenso entre os membros do grupo que o redigiram, um assunto importante foi a separação dos valores por gravidade das anormalidades. Os ecocardiografistas clínicos mais frequentemente descrevem um parâmetro como normal ou anormal (valores de referências), além de qualificar o grau de anormalidade em "leve", "moderada" ou "gravemente" anormal, o que reflete o grau em que tais medidas se desviam da normalidade. Além de fornecer dados normativos, seria benéfico padronizar os cortes para a gravidade das anormalidades de todos os parâmetros através de todos os laboratórios de ecocardiografia, de maneira que o termo por exemplo "moderadamente anormal" tivesse o mesmo valor universalmente. Diferentes abordagens, entretanto, podem ser usadas para determinar os valores de corte para diferentes graus de anormalidades, cada um dos quais possuem significativas limitações.

A primeira abordagem deveria ser definir empiricamente os pontos de corte para anormalidades leve, moderada e grave baseadas em desvios padrões (DP) acima e abaixo dos limites de referência derivados de grupos de indivíduos normais. A vantagem desse método é que esses dados já existem para a maioria dos parâmetros ecocardiográficos. Entretanto essa abordagem é conceitualmente falsa. Primeiro, nem todos os parâmetros ecocardiográficos estão normalmente distribuídos (isto é, de forma gaussiana) mesmo na população normal. Segundo, se um parâmetro específico é distribuído normalmente em indivíduos saudáveis, a maioria dos parâmetros ecocardiográficos quando medidos na população em geral, possuem um padrão de distribuição assimétrico em uma direção (anormalmente grande para o tamanho ou anormalmente baixo para parâmetros de função). Um método alternativo seria definir anormalidades baseados em valores de percentis (ex., percentil 95, percentil 99) das medidas derivadas de uma população que incluem tanto pessoas saudáveis como indivíduos com doenças. Embora esses dados não sejam distribuídos segundo uma curva normal, eles poderiam ser computados para a distribuição assimétrica e a média das anormalidades presentes na população em geral. A principal limitação dessa abordagem é que tais dados desta população simplesmente não existem para a maioria das variáveis ecocardiográficas.

Idealmente, uma abordagem que possa predizer desfecho ou prognóstico poderia ser preferível, ou seja, ao se definir uma variável como moderadamente desviada do normal isso implicaria que existe um risco moderado de uma evolução adversa para um paciente. Embora existam dados suficientes ligando risco e tamanho de cavidades cardíacas através de vários parâmetros (ex. tamanho do VE e FE, volume do átrio esquerdo [AE]), dados de desfecho estão faltando para outros. Infelizmente essa abordagem também possui limitações. O primeiro obstáculo é como definir melhor o risco. Os pontos de corte sugeridos para o mesmo parâmetro variam amplamente para diferentes riscos em diferentes populações de pacientes e estágios das doenças.

Finalmente, os pontos de corte podem ter sido determinados por um consenso baseado em experiência e opiniões de especialistas. Um extenso debate surgiu entre membros que estavam redigindo o consenso, alguns achando que fornecer valores de corte com uma abordagem não rigorosa seria prejudicial à comunidade ecocardiográfica e que uma abordagem doença-específica poderia ser necessária para alcançar uma classificação clínica significativa da gravidade da anormalidade. Outro achavam que tais cortes poderiam fornecer uma referência uniforme para os laudos ecocardiográficos que seriam mais fáceis de interpretar pelos clínicos que os solicitaram. O compromisso foi fornecer valores de corte baseado na experiência de especialistas apenas para FE do VE e volume do AE, enquanto valores de corte para parâmetros adicionais do tamanho do VE e massa encontram-se listados no Apêndice. Todos os valores de corte devem ser interpretados com cautela nessa perspectiva.

Para outros parâmetros diferentes do tamanho do VE, função e massa assim como volume do AE, os valores médio e desvio padrão para sexo, idade e superfície corporal (SC) - pontos de corte normais ou limites superior e inferior são relatados nas seções apropriadas deste documento. Para esses parâmetros as medidas que excedem o desvio padrão de ±1.96 (i.e. o intervalo de confiança de 95%) deveriam ser classificadas como anormais. Qualquer descrição do grau de desvio da normalidade no laudo ecocardiográfico fica a critério de cada laboratório e o presente comitê não recomenda nenhum valor específico de divisão.

A quantificação usando o ecocardiograma transesofágico (ETE) tem vantagens e desvantagens quando comparado ao ecocardiograma transtorácico (ETT). Embora o ETE tenha melhorado a visualização de muitas estruturas cardíacas, algumas diferenças nas medidas têm sido encontradas entre o ETE e o ETT, particularmente para as dimensões cavitárias e espessuras. Essas diferenças são primariamente atribuídas a inabilidade de se obter pelo transesofágico cortes padrões como os adquiridos quando se quantificam as cavidades através do ecocardiograma transtorácico. Este comitê recomenda que a mesma faixa de valores de normalidade das dimensões cavitárias e volumes do VE e do VD sejam aplicados tanto para o ETE quanto para o ETT. Para maiores detalhes em cortes específicos para medidas otimizada, por favor consulte a recém publicada diretriz de ETE ³. Todas as mensurações descritas neste documento devem ser realizadas em mais de um ciclo cardíaco devido a variabilidade entre os batimentos. O comitê sugere uma média de 3 batimentos para pacientes em ritmo sinusal e um mínimo de 5 batimentos em pacientes com fibrilação atrial. Como o comitê reconhece que a implementação dessa recomendação é demorada, o uso de um ciclo representativo é aceitável no contexto clínico.

I. VENTRÍCULO ESQUERDO

1. Avaliação do tamanho ventricular esquerdo

Os parâmetros mais comumente utilizados para descrever o tamanho cavitário do VE incluem dimensões lineares internas e os volumes. Essas medidas são comumente feitas no final da diástole e da sístole para posteriormente se obter os parâmetros da função global do VE. As medidas cavitárias devem ser indexadas à SC para permitir a comparação entres individuos com diferentes biotipos.

1.1 Medidas lineares

Recomenda-se que a medição linear interna do ventrículo esquerdo e suas paredes seja realizada no corte paraesternal eixo longo. Os valores devem ser cuidadosamente obtidos perpendicular ao eixo longo do VE e medidas imediatamente abaixo ou no nível das pontas dos folhetos da valva mitral. A esse respeito, o cursor eletrônico deve ser posicionado na interface entre a parede miocárdica e a cavidade e na interface entre a parede e o pericárdio. Medidas de dimensões internas podem ser obtidas pelo modo-M guiado pelo eco bidimensional (E2D), embora medidas lineares obtidas pela imagem do E2D sejam preferidas a fim de se evitar secção oblíqua do ventrículo (Tabela 1).

1.2 Medição Volumétrica

Medidas dos volumes do VE são feitas usando o E2D e o E3D. Os cálculos de volumes a partir das medidas lineares podem ser imprecisos, pois eles se baseiam na suposição de uma forma geométrica fixa do VE como sendo um elipsóide prolato, o que não se aplica em uma variedade de patologias cardíacas. Consequentemente, o uso do cálculos de volumes do VE pelo método linear, métodos de Teichholz e Quinones não são mais recomendados para uso clínico.

As medições volumétricas são usualmente baseadas nos traçados das interfaces entre o miocárdio compactado e a cavidade do VE. Ao nível da valva mitral o contorno é fechado pela conexão de duas seções do anel mitral com uma linha reta. O comprimento do VE é definido como a maior distância entre a interseção dessa linha e do o ponto apical do contorno do VE. Recomenda-se o uso do maior comprimento do VE entre os cortes apicais 2 e 4 câmaras.

Os volumes do VE devem ser medidos a partir dos cortes apical quatro e duas câmaras. A aquisição da imagem E2D deve ter com objetivo maximizar as áreas do VE, ao mesmo tempo evitando o encurtamento do ventrículo esquerdo, o que resultaría em volume subestimado. Adquirir as imagens

TABELA 1 – RECOMENDAÇÕES PARA AVALIAÇÃO ECOCARDIOGRÁFICA DA FUNÇÃO E TAMANHO DO VENTRÍCULO ESQUERDO.

PARÂMETRO E MÉTODO	TÉCNICA	VANTAGENS	LIMITAÇÕES
Dimensões lineares internas Medidas lineares internas do VE deveriam ser adquiridas no eixo paraesternal longo, cuidadosamente obtida perpendicular ao eixo longo do VE e medida ao nível da ponta dos folhetos da valva mitral. O transdutor eletrônico deveria ser posicionado na interface entre parede miocárdica e o pericárdio. (seta laranja)	Traçado ao Modo M	 Reprodutível Alta resolução temporal Inúmeros dados publicados 	 Orientação do feixe frequentemente fora do eixo. Única dimensão, isto é, representativo apenas em ventrículos com formato normal.
	Medidas lineares guiadas pelo 2D	 Facilita orientações perpendiculares ao eixo longo do ventrículo. 	 Baixo frame rate do que o Modo M. Dimensão única, isto é, representativo apenas em ventrículos com formato normal.
Volumes diastólico e sistólico finais Medidas dos volumes são usualmente baseadas em trçados da interface sangue-tecido no corte apical 4 e 2 câmaras. Ao nível da valve mitral, o contorno é fechado pela conexão das duas seçcões opstas do anel mitral com uma linha retal. O comprimento do VE é definido como a distância entre o meio dessa linha e o ponto mais distante do contorno do VE.	Somatório dos discos- biplanar	 Corrige para formas distorcidas. Assume forma menos geométrica comparado com as dimensões lineares 	 Ocorrência frequente no apex de encurtamento Dropout endocárdico Cego para distorções do formato não visualizadas nos planos apical 2 câmaras e 4 câmaras.
	Área- comprimento	 Correção parcial da distorção do formato 	 Ocorrência frequente no apex de encurtamento Fortemente baseado na forma geométrica Dados publicados limitados na em população normal.

PARÂMETRO E MÉTODO	TÉCNICA	VANTAGENS	LIMITAÇÕES
	Realce do bordo endocárdico	 Interessante para pacientes com janela acústica inadequada. Fornece volumes que são semelhantes àqueles medidos com ressonância magnética cardíaca. 	 Mesma limitação descrita acima nas técnicas 2D sem contraste. Sombra axústica nos segmentos basais com excesso de contraste.
	Imagens tridimensionais	 Não assume forma geométrica. Não é afetado por encurtamento Maior acurácia e reprodutibilidade comparado a outras modalidades de imagem 	 Baixa resolução lateral Poucos dados publicados de valores normais. Dependente da qualidade da imagem.
Strain global longitudinal Valor de pico do strain longitudinal 2D derivado do speckle tracking (%)	AP4 1/1 16:19:05 HR = 55 bpm 29 90 91 91 91 91 91 91 91 91 91 91	 Ângulo independente Valor prognóstico estabelecido. 	• Fabricante dependente

do VE em uma menor profundidade para focar a cavidade do VE reduzirá a probabilidade de encurtamento e minimizar os erros ao se traçar os bordos endocárdicos (Tabela 1). Essa questão de encurtamento é menos relevante no caso do 3D e sua aquisição 3D deve ser focada principalmente na inclusão do ventrículo esquerdo inteiro dentro da pirâmide de dados. Para se obter com razoável acurácia a identificação da sístole final, a resolução temporal do 3D deve ser maximizada sem comprometer a resolução espacial.

Os agentes de contraste devem ser usados quando houver necessidade de melhorar o delineamento endocárdico, caso dois ou mais segmentos contíguos do endocárdio do VE forem mal visualizados nos cortes apicais, segundo as recomendações publicada anteriormente⁴. As imagens realçadas pelos contrastes podem fornecer volumes maiores do que as imagens sem contraste, sendo próximas àquelas obtidas com ressonância magnética cardíaca (RMC) ⁵. Cuidado deve se tomar para evitar sombras acústicas, que podem ocorrer nos segmentos basais do VE em presença de altas concentrações de contraste. Ainda não estão bem estabelecidos valores de referência normais para volumes do VE realçados com contraste.

O método mais frequentemente utilizado para calcular o volume pelo E2D é o método biplanar da somatório de discos (regra de Simpson modificada), que é o método recomendado por este comitê (Tabela 1). Um método alternativo para calcular o volume do VE quando a definição do endocárdio apical impede um traçado preciso é o método área comprimento, assumindo o VE como sendo em forma de projétil. A área da secção transversa por planimetria do VE no terço médio no corte paraesternal eixo-curto é computado e o comprimento do ventrículo é obtido a partir do ponto médio do plano anular no corte apical 4-câmaras (Tabela 1). A falha desse método é que a suposição da forma de projétil nem sempre é verdadeira. Uma das vantagens das medidas de volume pelo E3D é que ela não se baseia em nenhuma suposição de forma geométrica. Em pacientes com uma boa qualidade de imagens as medidas do E3D são acuradas e reprodutíveis e devem portanto ser usadas sempre que disponíveis e factíveis⁶. As vantagens e desvantagens dos diversos métodos estão sumarizadas na Tabela 1.

1.3 Valores de referência normais para o E2D

Os dados foram extraídos de sete bases de dados, incluíndo o Asklepios (ano 0 e ano 10)⁷, Flemengho⁸, CARDIA5 e CARDIA25⁹, Padua 3D Echo Normal¹⁰ e estudo NORRE^{11, 12} para se obter em indivíduos normais valores de referência do ventrículo esquerdo e do átrio esquerdo (veja a seção 10 abaixo). Todos os dados foram obtidos sem o uso de agentes de contraste. Os dados catalogados de todos os pacientes incluem idade, sexo, etnia, altura e peso. A fim de assegurar uma população normal nesses estudos, indivíduos com qualquer desses critérios foram excluídos: pressão arterial sistólica >140 mmHg, pressão arterial diastólica >80 mmHg, história de hipertensão tratada com droga, diagnóstico de diabetes, glicemia de jejum >100 mg/dl, índice de massa corpórea (IMC) > 30 kg/m², creatinina >1.3 mg/dL, taxa de filtração glomerular <60 mL/min/1.73 m², colesterol total >240 mg/dL, colesterol LDL >130 mg/dL, e triglicerídeos

totais >150 mg/dL. Detalhes estatísticos analisados estão descritos no Apêndice. Devido a variedade de objetivos dos estudos, nem todas as medidas estão disponíveis em cada base de dados. Tabela 1 Ap_1 apresenta um resumo da origem dos dados para cada grupo de medidas e suas linhas de base característica.

A Tabela 2 mostra os valores normais para os parâmetros do E2D do tamanho do VE e função de acordo com o sexo, enquanto a Tabela Ap_2 fornece dados expandidos para os mesmos parâmetros, obtidos de diferentes cortes ecocardiográficos e também inclui o numero correspondente de indivíduos usados para obtenção desses dados. A Tabela Ap_3 lista faixas normais e os valores de corte do consenso para as dimensões do VE, volumes, fração de ejeção e massa. Na analise multivariada encontrou-se uma influência significativa independente no diâmetro diastólico final do VE e nos volumes sistólicos finais (VDF, VSF) de acordo com a idade, sexo e ASC. Os resultados através do sexo e décadas de idade subdivididos em valores absolutos e valores normalizados para a ASC são demonstrados na Tabela Ap_4 (veja Apêndice).

Como a etnicidade é um fator importante, o resultado das análises por raça e sexo estão apresentados na Tabela Ap_5. A partir da análise de regressão, os normogramas são fornecidos para a plotagem observada das dimensões do VE versus ASC ou volumes do VE indexados por ASC versus a idade (Figuras 1 e 2). Também são fornecidos nomogramas para medidas do VE contra idade (Figuras Ap_1 e Ap_2) e ASC (Figuras Ap_3 and Ap_4) (veja Apêndice).

1.4 Valores de referência normais para o E3D

Existem vários estudos que publicaram valores de referência do E3D para indivíduos normotensos, resumidos resumidos na Tabela 3¹³. As variações registradas nos valores da faixa da normalidade de estudo para estudo são provavelmente devido a diferenças nas populações, equipamentos ecocardiográficos, analises de software e variabilidade nas técnicas de mensuração. Em pacientes com imagem de boa qualidade a acurácia do E3D é comparável a RCM, embora exista uma tendência a que os volumes sejam menores na ecocardiografia ⁶.

Os efeitos da etnia nos volumes do E3D foram investigados em uma publicação, que relatou que o volume do VE era menor nos asiáticos indianos do que nos europeus, mas a fração de ejeção (FE) não foi diferente entre os grupos etnicos 14. Na maioria dos estudos de E3D a relação entre idade e volume do VE no E3D foram examinadas e foi observada uma fraca a moderada correlação entre idade e volume do VE, enquanto a FE não modificou significativamente com a idade ^{10, 15, 16}. Este achado é similar àquele observado na literatura para RMC^{17,18}. Baseado na média ponderada de 3 estudos^{16,19,20}, os volumes do VE no E3D foram maiores do que os valores do E2D, e valores correspondentes dos limites máximo do normal foram: VDF 79 ml/m² para homem e 71 ml/m² para mulher e VSF 32 ml/m² para homem e 28 ml/m² para mulher. Em última análise, um grande estudo em uma população diversa será necessário para estabelecer valores de referência normais para E3D para diferentes grupos étnicos.

Parâmetros	Homem		Mul	her
	Média ± SD	2SD Variação	Média ± SD	2SD Variação
Dimensão Interna do VE				
Dimensão Diastólica (mm)	50.2±4.1	42.0-58.4	45.0±3.6	37.8-52.2
Dimensão Sistólica (mm)	32.4±3.7	25.0-39.8	28.2±3.3	21.6-34.8
Volumes do VE (Biplano)				
Volume Diastólica Final do VE, mL	106±22	62-150	76±15	46-106
Volume Sistólico Final do VE, mL	41±10	21-61	28±7	14-42
Volumes do VE Corrigidos pela SC				
Volume Diastólica Final do VE, mL/m ²	54±10	34-74	45±8	29-61
Volume Sistólico Final do VE, mL/m ²	21±5	11-31	16±4	8-24
Fração de Ejeção do VE (Biplano)	62±5	52-72	64±5	54-74

TABELA 2 – VALORES NORMAIS PARA PARÂMETROS ECOCARDIOGRÁFICOS 2D DO TAMANHO DO VENTRÍCULO ESQUERDO E FUNÇÃO DE ACORDO COM O SEXO.

Recomendações: Os tamanhos do VE devem ser avaliados de rotina pelo E2D através do cálculo dos volumes usando a técnica de somação biplanar dos discos. Em laboratórios com experiência em E3D, recomenda-se medidas e relatórios dos volumes do VE no 3D quando for viável dependendo da qualidade da imagem. Recomenda-se que ao fazer o relatório das medidas lineares do VE, utilize-se a medida pelo E2D. As medidas do tamanho e volume do VE devem ser relatadas corrigindo-se para ASC. Como referência geral deve ser usado como limite superior do normal no E2D: VDF do VE de 74 ml/m² se for homem e 61 ml/m² para mulheres, e VSF do VE de 31 ml/m² para homens e 24 ml/m² para mulheres.

2. Função sistólica global do VE

A função global do VE é usualmente avaliada pela medida da diferença entre os valores dos volumes diastólico final e sistólico final, no modo-M, no bi e no tridimensional; sendo esses parâmetros divididos pelo seu valor diastólico final. Para isso o volume diastólico final é preferencialmente definido como o primeiro quadro após o fechamento da valva mitral ou o quadro no ciclo cardíaco no qual as respectivas medidas dimensão/volume do VE sejam as maiores. O volume sistólico final é melhor definido pelo quadro que se segue ao fechamento da valva aórtica ou ao quadro no qual a dimensão/volume cardíaco seja a menor. Em pacientes com ritmo cardíaco regular, os tempos de abertura e fechamento das valvas derivados do eco modo-M, Doppler pulsado (PW) ou Doppler contínuo podem ser usados para definição acurada dos tempos de intervalo ventricular.

2.1 Fração de Encurtamento

O encurtamento fracionado pode ser derivado do modo-M guiado pelo 2D ou de preferência de medidas lineares obtidas pelas imagens 2D. Extrair parâmetros de função global do VE de medidas lineares é problemático quando existem alterações da movimentação regional de parede devido à doença coronariana ou anormalidades da condução. Em pacientes com hipertensão não complicada, obesidade ou doença valvular, tais diferenças regionais são raras na ausência de infarto do miocárdio clinicamente reconhecido, e consequentemente este parâmetro pode fornecer informação útil em estudos clínicos ²¹. Em pacientes com tamanhos normais na base do VE, mas porções médias e distais dilatadas, o volume poderia ser um melhor marcador do tamanho do VE do que a medida da dimensão linear da base.

2.2 Fração de ejeção

A fração de ejeção é calculada através da estimativa do VDF e VSF usando-se a seguinte fórmula:

FE = (VDF-VSF)/VDF

A estimativa do volume do VE pode ser derivada do E2D ou E3D, como descrito acima (Seção 1.2). O método biplanar dos discos (método de Simpson modificado) é o método 2D frequentemente recomendado para avaliar a FE do VE pelo consenso (Tabela 1). A Tabela 4 lista a FE do VE derivada do E2D, incluindo valores normais e cortes de gravidade de acordo com o sexo. Em pacientes com imagem de boa qualidade, a mensuração da FE baseada no E3D são acuradas e reprodutíveis e devem ser usadas quando disponíveis e viáveis ^{6, 10, 15, 16, 19, 20}.

2.3 Strain Global longitudinal

O strain longitudinal é definido como a alteração no comprimento de um objeto dentro de uma certa direção relativa ao comprimento basal:

Strain (%) = $(L_{t} - L_{0}) / L_{0}$

onde L_t é o comprimento em tempo t e L₀ é o comprimento inicial a um tempo 0. A medida baseada em strain mais comumente utilizada é o strain global longitudinal (SGL). Ele é usualmente medido pelo *speckle tracking* ecocardiográfico (STE)²²⁻²⁴. No E2D, o pico do SGL descreve as alterações relativas do comprimento do miocárdio do VE entre a diástole final e a sístole final:

SGL (%) = (MLs - MLd) / MLd,



Parasternal LV End-Diastolic Dimension

Figura 1. Para homens (esquerda) e mulheres (direita), o intervalo de confiança de 95% para as seguintes medidas são apresentados: dimensão do ventrículo esquerdo (VE) no final da diástole medido no eixo parasternal longo baseado na área de superfície corporal (acima); volume do VE medido no final da diástole indexado para superfície corporal (meio); e o volume biplanar no final da diástole do VE indexado pela superfície corporal baseado na idade (abaixo). Por exemplo, o VDF do VE normal indexado à SC medido no corte 4 câmaras em uma paciente de 40 anos ficaria entre 30 e 78 ml/m 2.

Age, years

Age, years

Parasternal LV End-Systolic Dimension



Apical 4-chamber LV End-Systolic Volume



Biplane LV End-Systolic Volume



Figure 2. Para homens (esquerda) e mulheres (direita), o intervalo de confiança para as seguintes medidas são apresentadas: dimensão sistólica final do ventriculo esquerdo medida do eixo paraesternal longo baseado na superfície corporal (acima); volumes no final da sístole do VE indexada pela superfície corporal medida no corte apical 4 câmaras baseado na idade (meio); e os volumes biplanares no final da sístole indexado à superfície corporal baseado na idade (abixo).

TABELA 3 – VALORES NORMAIS PARA PARÂMEROS DO VENTRÍCULO ESQUERDO OBTIDOS COM O ECOCARDIOGRAMA 3D. MODIFICADO COM A PERMISSÃO DO N. BHAVE ET AL. ¹³

	Aune et al., 2010	Fukuda et al., 2012	Chahal et al., 2012	Muraru et al., 2013
Number of subjects	166	410	978	226
Ethnic makeup of population	Scandinavian	Japanese	51% European White 49% Asian Indian	White European
EDVi, mL/m² Men, mean (LLN, ULN)	66 (46, 86)	50 (26, 74)	White: 49 (31, 67) Indian: 41 (23, 59)	63 (41, 85)
Women, mean (LLN, ULN)	58 (42, 74)	46 (28, 64)	White: 42 (26, 58) Indian: 39 (23, 55)	56 (40, 78)
ESVi, mL/m² Men, mean (LLN, ULN)	29 (17, 41)	19 (9, 29)	White: 19 (9, 29) Indian: 16 (6, 26)	24 (14, 34)
Women, mean (LLN, ULN)	23 (13, 33)	17 (9, 25)	White: 16 (8, 24) Indian: 15 (7, 23)	20 (12, 28)
EF, % Men, mean (LLN, ULN)	57 (49, 65)	61 (53, 69)	White: 61 (49, 73) Indian: 62 (52, 72)	62 (54, 70)
Women, mean (LLN, ULN)	61 (49, 73)	63 (55, 71)	White: 62 (52, 72) Indian: 62 (52, 72)	65 (57, 73)

BSA, body surface area; *EDVi*, left ventricular end-diastolic volume index; *EF*, left ventricular ejection fraction; *ESVi*, left ventricular end-systolic volume index; *LLN*, lower limit of normal; *NR*, not reported; *RT3DTTE*, real-time three-dimensional transthoracic echocardiography; *SVi*, left ventricular stroke volume index; *ULN*, upper limit of normal. LLN and ULN are defined as mean ± 2 standard deviations.

TABELA 4 – FAIXA DE VALORES NORMAIS E OS PONTOS DE CORTE DE GRAUS DE SEVERIDADE PARA A FRAÇÃO DE EJEÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO E VOLUME ATRIAL ESQUERDO DERIVADOS DO 2DE

	Homem				Mu	lher		
	Faixa normal	Levemente anormal	Moderadamente anormal	Gravemente anormal	Faixa normal	Levemente anormal	Moderadamente anormal	Gravemente anormal
Fração de ejeção do VE (%)	52 - 72	41 - 51	30 - 40	<30	54 - 74	41 - 53	30 - 40	<30
Máximo volume do AE/SC (mL/m²)	16 - 34	35 - 41	42 - 48	>48	16 - 34	35 - 41	42 - 48	>48

onde ML significa comprimento miocárdico no final da sístole (MLs) e final da diástole (MLd). Como o MLs é menor do que o MLd, o SGL é um número negativo. A natureza negativa do SGL pode levar a confusão ao se descrever aumento ou diminuição no strain. Nós recomendamos que todos os valores de referência das alterações do strain sejam especificamente mencionados como aumento ou diminuição no seu valor absoluto a fim de se evitar interpretações errôneas.

Após a qualidade da imagem ter sido otimizada, a frequência de quadros maximizada e o encurtamento minimizado, todos ajustes críticos para reduzir a variabilidade das medidas, o SGL deve ser medido em três cortes padrões apicais e calculado a média ²⁵. As medidas devem começar com o apical eixo longo a fim de visualizar o fechamento da valva aórtica, usando os cliques de abertura e fechamento da valva aórtica ou a abertura e fechamento da valva aórtica no modo-M. Quando o traçado regional for subótimo em mais de 2 segmentos miocárdicos num único corte, o cálculo do SGL deve ser evitado. Em tais casos podem ser usados índices alternativos para se ter idéia da função longitudinal do VE, tais como excursão sistólica planar do anel mitral ou imagem do pico da velocidade sistólica (S') do Doppler tecidual do anel mitral (DT).

Existem definições concorrentes como base para cálculo do SGL usando o endocárdio, parede média e média da deformação 24. Esse comitê se abstem dessas recomendações nesse aspecto e indica a iniciativa conjunta atual de padronização feita pela ASE, EACVI e a indústria de imagem ultrasonografica 24, 26. Devido a variação entre os equipamentos e entre software e idade e estado volêmico, deve-se realizar uma análise seriada do SGL de um determinado indivíduo usando o mesmo equipamento e o mesmo software. A preponderância dos dados atuais é para o SGL das paredes médias. Embora a base de evidências para o seu uso na ecocardiografia clínica de rotina seja menor do que o da FE, medidas do SGL da parede média têm se mostrado em vários estudos robusta e reprodutível 27 e oferece valor preditivo adicional em pacientes não selecionados que se submetem a ecocardiografia para avaliação da função em repouso ^{28, 29}, bem como preditora da função pós-operatória do VE em pacientes com doença valvar 30, 31.

2.4 Valores de referência normais

Valores de referência normais para FE do VE a partir do E2D têm sido atualizadas usando estudos baseados em populações descritos acima na Seção 1.3. Detalhes podem ser encontrados nas Tabelas 2, 4 e Tabelas Ap_2 até Ap_5 (veja Apêndice). A FE não é significativamente relacionada a sexo, idade e tamanho do indivíduo, como medido pela SC. A EF normal foi 63±5% usando o método biplanar dos discos. Portanto em indivíduos maiores do que 20 anos, a FE na faixa de 53% a 73% deve ser classificada como normal. Valores normais no E3D tem sido recentemente relatados em diferentes populações étnicas (Tabela 3).

Valores normais do SGL dependem da definição da mensuração da posição no miocárdio, do equipamento e versão

para análise do software, resultando em considerável heterogenicidade na literatura publicada 27, 32, 33. É consenso entre os membros do comitê que as diferenças entre os equipamentos e os pacotes de software ainda são grandes para que se possa recomendar valores de referência universais e limites inferiores do normal. A fim de fornecer uma referência, um valor de pico do SGL na faixa de -20% pode ser esperado em um indivíduo normal. Está disponível uma seleção de dados recém publicados no apêndice junto com limites inferiores do normal (Tabela Ap_6). Existe evidência de que as mulheres têm valores de strain global longitudinal em valores absolutos discretamente maiores do que do homem e que os valores do strain diminuem com a idade 32, 34. O strain global longitudinal é uma ferramenta valiosa e sensível para exames de seguimento contanto que se use o mesmo equipamento, metodologia e software.

Recomendações: A função sistólica do VE deve ser rotineiramente avaliada utilizando E2D calculando-se a FE a partir do VDF e VSF. A FE do VE < 52 % para os homens e < 54 % para as mulheres é sugestivo de função sistólica do ventrículo esquerdo anormal. O SGL derivado da STE parece ser reprodutível e viável para uso clínico e oferece dados prognósticos incrementais sobre FE do VE em uma variedade de condições cardíacas, embora as medidas variam entre os vendedores e versões de software. Para fornecer alguma orientação, um SGL pico na faixa de -20% pode ser esperado em uma pessoa saudável, e quanto mais o valor absoluto do strain for abaixo desse valor, mais provavelmente é anormal.

3.Função regional do ventrículo esquerdo

3.1 Segmentação do ventrículo esquerdo

Para a avaliação da função ventricular esquerda regional, o ventrículo está dividido em segmentos. Esquemas de segmentação devem refletir territórios de perfusão coronária, resultar em segmentos com massa miocárdica comparável e permitir a comunicação padronizada da ecocardiografia com outras modalidades de imagem (Figura 3). Então, um modelo de 17 segmentos é comumente utilizado. Começando na junção anterior do septo interventricular e da parede livre do ventrículo direito e continuando no sentido anti-horário, segmentos basais e médio ventriculares devem ser rotulados como ântero-septal, ínfero- septal, inferior, ínfero-lateral, ântero-lateral e anterior. Neste modelo de 17 segmentos, o ápice é dividido em cinco segmentos, incluindo septal, inferior, lateral e anterior, assim como a "calota apical", que é definido como o miocárdio que fica além da extremidade da cavidade ventricular esquerda (Figura 3 e 4) ³⁵. O modelo de 17 segmentos pode ser utilizado para estudos de perfusão miocárdica ou quando se comparam entre as diferentes modalidades de imagem, especialmente tomografia por emissão de fóton único, tomografia por emissão de pósitrons e RMC. A Figura 5 mostra uma representação esquemática de perfusão dos territórios das três artérias coronárias principais. Ao utilizar este modelo de 17 segmentos para avaliar o movimento da parede ou strain regional, o 17º segmento (a calota apical) não devem ser incluído.



Figure 3. Diagrama esquemático dos modelos diferentes de segmentação do ventrículo esquerdo: modelo de 16 segmentos (esquerda) ³⁶, modelo de 17 segmentos (centro) ³⁵, e 18 segmentos (direita). Em todos os diagramas, o anel externo representa os segmentos basais, o anel médio, os segmentos a nível do músculo papilar e o anel interno, o nível distal. A inserção anterior da parede do ventrículo direito no ventrículo esquerdo define a borda entre os segmentos septo anterior e anterior. Começando deste ponto, o miocárdio é subdividido em 6 segmentos de 60°. O mi-ocárdio apical nos modelos de 16 e 17 segmentos é dividido em 4 segmentos de 90°. No modelo de 17 segmentos um segmento adicional ("capa" apical) é acrescentado no centro de bull`s eye. (modificado de Voigt JU et al. ²⁴)

Modelos alternativos de segmentação tratam o ápice de maneira diferente: o modelo de 16 segmentos³⁶ divide todo o ápice nos mesmos quatro segmentos (septo, inferior, lateral e anterior) (Figura 3, esquerda). Além disso, alguns esquemas de segmentação dividem o ápice em seis segmentos semelhantes aos níveis basais e médio-ventricular, resultando em um modelo de 18 segmentos (Figura 3, direita) que é simples, mas resulta em um ligeiro excesso de representação do miocárdio distal quando pontuado.

Todos os segmentos podem ser visualizadas pelo E2D. Em média, o corte duas câmaras e o corte apical longitudinal cruzam com o de quatro câmaras em ângulos de aproximadamente 53° e 129°, respectivamente³⁷, permitindo a avaliação da região central de todos os segmentos a partir da janela apical, independente do modelo utilizado. Apesar de certa variabilidade existir no suprimento sanguíneo da artéria coronária para segmentos do miocárdio, os segmentos são geralmente atribuídos às três principais artérias coronárias (Figura 5) ³⁵.

3.2 A avaliação visual

Na ecocardiografia, a função miocárdica regional é avaliada com base no espessamento da parede e no movimento do endocárdio do segmento do miocárdio. Como a movimentação do miocárdio pode ser causada por repuxamento do segmento adjacente ou deslocamento global do VE, a deformação regional (espessamento, encurtamento) deve ser o foco da análise. No entanto, deve-se ressaltar que a movimentação pode ocorrer de forma passiva e, portanto pode nem sempre refletir com precisão a contração miocárdica.

Recomenda-se que cada segmento deva ser analisado individualmente em múltiplos cortes. Uma pontuação semiquantitativa do movimento da parede deve ser atribuída a cada segmento a fim de calcular o índice de escore da movimentação da parede do VE como a média das pontuações de todos os segmentos visualizadas. O seguinte sistema de pontuação é recomendado: (1) normal ou hipercinético, (2) hipocinético (espessamento reduzido), (3) acinético (espessamento ausente ou insignificante, por exemplo, cicatriz), e (4) discinético (afinamento ou expansão sistólica, por exemplo, aneurisma).

Um aneurisma é uma entidade morfológica que demonstra dilatação focal e afinamento (remodelação) com deformação sistólica com acinesia ou discinesia³⁸. Em contraste com a recomendação de orientações anteriores^{1, 2}, esta comissão se isenta de atribuir uma pontuação separada para aneurisma.

3.3 Movimento da parede regional durante infarto e isquemia

Dependendo da reserva de fluxo coronariano regional, o ecocardiograma de estresse pode revelar estenoses coronarianas significativas por meio de indução de uma anor-



Figura 4. Orientação dos cortes apical 4-câmaras, 2-câmaras e eixo longo (A4C, A2C e ALX) em relação ao mostrado no bull`s eye dos segmentos do VE (centro). Painéis superiores mostram imagens reais enquanto os inferiores ilustram esquematicamente os segmentos do ventrículo es-querdo em cada corte.

malidade de movimento de parede. A cicatriz do miocárdio também pode resultar em disfunção regional, de gravidade variável. O ecocardiograma pode superestimar ou subestimar a quantidade de miocárdio isquêmico ou infartado, dependendo da função de regiões adjacentes, condições de carga regional e atordoamento³⁹. Na ecocardiografia de estresse, o reconhecimento visual de disfunção regional pode ser melhor analisado com uma comparação sincronizada lado a lado das imagens basais e do estresse usando tecnologia digital ⁴⁰.

3.4 Anormalidades regionais, na ausência de doença arterial coronariana

Alterações da contratilidade regional também podem ocorrer na ausência de doença arterial coronariana em uma variedade de condições, tais como a miocardite, sarcoidose, e na cardiomiopatia induzida por estresse (Tako-Tsubo). Pa-

drões de movimentação anormal do septo interventricular podem ser encontrados no pós-operatório ou na presença de um bloqueio do ramo esquerdo ou marcapasso epicárdico no VD, bem como disfunção do ventrículo direito (VD) causada por sobrecarga de pressão ou de volume do VD. Além disso, alguns distúrbios de condução podem causar alterações da contratilidade regional, na ausência de disfunção miocárdica primária. Esta disfunção regional ocorre devido a sequência de ativação anormal do miocárdio, que causa condições de sobrecarga e remodelamento⁴¹. O ideal seria que a sequência temporal de ativação / movimentação sejam descritas. Padrões característicos de movimentação que resultam de sequências anormais de ativação anormal, como balanço do septo ("Beaking", "Flash") ou o movimento apical lateral durante a sístole ("apical rocking") devem ser relatados 42-45.



Figure 5. Distribuições típicas da artéria coronariana direita (ACD), artéria descendente anterior (ADA) e a artéria circunflexa (CX). A distribuição arterial varia entre os pacientes. Alguns segmentos possuem perfusão coronariana variada.

3.5 Quantificação da motilidade regional usando o Doppler e o *speckle tracking*

A quantificação ecocardiográfica da função miocárdica regional está baseada em técnicas de IDT e técnicas de EST ⁴⁶⁻⁴⁸. Ambas as técnicas fornecem dados qualitativamente comparáveis, embora IDT seja conhecida por ser ângulo dependente e propensa a subestimar movimento que não seja paralelo ao feixe de ultra-som. Parâmetros comumente usados incluem velocidade, movimentação, deformação e taxa de deformação. Uma vez que a velocidade e movimentação são medidos em relação ao transdutor, as medidas podem ser influenciadas por repuxamento ou pela movimentação global do coração. Consequentemente, é preferível a utilização de parâmetros de deformidade, tais como taxa de deformação ou deformação.

O parâmetro de deformação mais comumente utilizado é a strain longitudinal durante a sístole do VE. Da mesma maneira que o strain global, com a tecnologia atual, as medidas de deformação regional podem variar em amplitude, dependendo da região do miocárdio sendo investigada, da metodologia de mensuração, do equipamento e da definição do volume da amostra. Portanto, valores normais específicos não são fornecidos neste documento. Estes valores aguardam o próximo documento de consenso da força-tarefa conjunta da ASE, EACVI e da indústria para a padronização da função de imagens quantitativas ^{23, 25}. Independente da magnitude do strain, alterações características no padrão temporal de deformação do miocárdio podem também ser avaliadas. O encurtamento longitudinal ou espessamento radial do miocárdio após o fechamento da válvula aórtica (encurtamento ou espessamento pós-sistólico, por vezes chamado de tardoquinesia) de mais de 20 % da deformação total durante o ciclo cardíaco é um sinal consistente de falta de homogeneidade funcional regional (por exemplo isquemia, cicatriz, etc) ⁴⁴. O aparecimento de encurtamento pós-sistólico durante um estresse tem sido proposto como um indicador de isquemia regional⁴⁹. O valor dos parâmetros de deformação regional e padrões temporais do strain derivados do speckle tracking a partir ou do E2D ou do E3D é objeto de investigação que está em curso para ser determinado ^{50, 51}.

Recomendações: Diferentes modelos de segmentação do VE são utilizados na prática clínica. O modelo de 17 segmentos é recomendado para avaliar a perfusão miocárdica com ecocardiografia e outras técnicas de imagem. O modelo de 16 segmentos é recomendado para estudos de rotina que avaliam o movimento da parede, uma vez que excursão do endocárdio e espessamento da ponta do ápice é imperceptível. Para avaliar o movimento da parede, cada segmento deve ser avaliado em vários pontos de vista e uma pontuação de 4 graus deve ser aplicada: (1) normal ou hipercinética (2) hipocinética, (espessamento reduzido), (3) acinética (espessamento ausente ou insignificante), e (4) discinético (afinamento sistólico ou expansão). Apesar dos dados promissores a avaliação quantitativa da magnitude da deformação regional do VE não pode ser recomendada nesta fase devido a falta de valores de referência, reprodutibilidade abaixo do ideal e a uma grande variabilidade das medidas de cada equipamento.

4. Massa Ventricular Esquerda

A massa ventricular esquerda é um importante fator de risco e um forte preditor de eventos cardiovasculares52-55 Há vários métodos que calculam com eficácia a massa do ventrículo esquerdo através do modo M, ecocardiografia bidimensional e tridimensional (tabela 5). Todas as medidas devem ser realizadas no final da diástole (frame anterior ao fechamento da valva mitral ou o frame no ciclo cardíaco em que a dimensão/volume ventricular seja o maior). Aqueles que utilizam o modo M (seja cego ou guiado pelo 2D), como medidas lineares no ecocardiograma bidimensional do diâmetro diastólico do ventrículo esquerdo e o espessamento da parede dependem das fórmulas geométricas para calcular o volume do miocárdio do VE, enquanto o ecocardiograma tridimensional pode medi-lo diretamente. Todos os métodos portanto convertem o volume em massa por multiplicar o volume do miocárdio pela sua densidade (aproximadamente 1,05g/ml).

Quando todo o ventrículo é medido das imagens do ecocardiograma bidimensional, técnicas área-comprimento ou elipse truncada são utilizadas¹. Cada método para medida da massa ventricular esquerda possuí vantagens, desvantagens e valor em situações específicas (tabela 5).

Para medir a massa do ventrículo esquerdo em um paciente específico ao longo do tempo, especialmente naqueles com doença cardíaca, os métodos do ecocardiograma bidimensional possuem vantagens comparadas à técnica de dimensão linear. Existem, entretanto, poucos estudos do valor prognóstico da massa do ventrículo esquerdo calculada por esses métodos comparado ao método de dimensão linear descrito abaixo. Diferente do método de dimensão linear ou do modo M, os métodos do ecocardiograma bidimensional podem se adaptar para a forma do ventrículo e estimar as mudanças no seu tamanho, que podem ocorrer ao longo do eixo longo da câmara. Isto é uma consideração importante, já que mudanças na geometria do VE são comuns em várias doenças cardíacas.

Entretanto, quando existe a necessidade de rastrear ou estudar grandes populações, o método pelo modo M possuí vantagens, por ser simples, rápido e sujeito a menos variabilidade na medição. Existe uma forte evidência para reforçar a acurácia deste método. A maioria dos estudos que relacionam a massa do VE com o prognóstico são baseados nesse método ⁵⁶. Entretanto, várias limitações precisam ser mencionadas. Primeiro, é imprescindível que as medidas da espessura da parede e dimensões do VE estejam realmente perpendiculares ao eixo longo do VE. Sendo assim, o modo M guiado pelo ecocardiograma bidimensional ou medições das imagens do ecocardiograma bidimensional são preferidas sobre o modo M às cegas. Segundo, a fórmula incluí uma correção para os 20% superestimados que foi encontrado durante estudos originais de validação da técnica do modo M. Como as medidas diretas ao bidimensional da espessura da parede podem implicar em valores menores do que o modo M, a massa do VE calculada usando esta fórmula pode não ser diretamente intercambiável (tabela 5). Esta pode ser uma consideração menos importante, se o método for usado para identificar valores de corte para prognóstico. É importante também notar que a fórmula aumenta as dimensões lineares ao cubo, portanto mesmo pequenos erros nas dimensões podem ter efeito significativos no cálculo da massa do VE.

A maioria dos estudos que comparou as medidas da massa do VE pelo modo M guiado pelo 2D, com métodos de área – comprimento ao 2D ou elipsóide truncada, em ventrículos com formato normal, têm mostrado diferenças sutis, mas sem vantagens claras de uma técnica sobre a outra⁵⁷. Entretanto, estudos comparativos não têm sido realizados enquanto importantes ganhos na qualidade da imagem 2D têm sido feitos. Na verdade, grandes estudos populacionais confirmando ou reestabelecendo valores de normalidade para a massa do VE com imagem com harmônica são limitados^{58,59}.

Sendo o ecocardiograma tridimensional o único método ecocardiográfico que mede diretamente o volume miocárdico, ele é um método apropriado. Numerosos estudos de validação têm sido realizados⁶⁰. Entretanto, até o momento existem poucos estudos para avaliar seu uso na prática, factibilidade, variabilidade ou valor prognóstico em contextos clínicos amplos⁶¹. De acordo com isso, é consenso deste comitê que dados disponíveis em pacientes normais, da massa do VE pelo ecocardiograma tridimensional, não são suficientes para recomendar valores normais de referência. Deve-se também notar-se que melhoras continuas na resolução temporal e espacial da imagem do ecocardiograma tridimensional irão influenciar também nos valores normais e variabilidade de medidas.

Em pacientes com hipertrofia septal basal, os métodos de dimensão linear que utilizam medidas da base do ventrículo resultam em superestimação da verdadeira massa, já que a região espessada do septo interventricular é incorporada à medida. Em contraste o método área-comprimento, que utiliza medidas médio ventriculares, subestima a massa do VE já que a parte espessada do septo interventricular não está incluída na medição. No caso de hipertrofia assimétrica ou septal basal discreta, se esses métodos forem utilizados para avaliação seriada da massa do VE em um paciente, é fundamental utilizar a mesma metodologia por todo o tempo e medir as paredes no mesmo nível do ventrículo. O método tridimensional tem a vantagem de aceitar diferenças regionais na espessura da parede e por isso pode fornecer medidas mais acuradas da massa do VE.

O valor para a massa do VE varia de acordo com o sexo, idade, superfície corporal, obesidade e região do mundo. Por isso valores de referência uniformes são difíceis de definir. A massa do VE é maior em homens independente da superfície corporal e aumenta com esta. Desde a publicação das recomendações de 2005, vários estudos, a maioria usando medidas lineares, têm relatado valores normais de massa do

TABELA 5 – RECOMENDAÇÕES PARA AVALIAÇÃO ECOCARDIOGRÁFICA DA MASSA DO VENTRÍCULO ESQUERDO.

PARÂMETROS E MÉTODOS	IMAGEM ECOCARDIOGRÁFICA	VANTAGENS	LIMITAÇÕES
Fórmula do cubo LV mass = 0.8 • 1.04 • [(SIV+DDVE+PP) ³ – DDVE ³)+ 0.6 g No qual SIV significa septo interventricular, DDVE (diâmetro diastólico do VE) e PP (espessura da parede infero lateral). Medidas lineares internas do VE devem ser adquiridas através do parasternal e cuidadosamente obtidas perpendicular ao eixo longo e medida ao nível das pontas dos folhetos mitrais. As medidas do eixo curto do VE ou parasternal eixo longo. Todas as medidas devem ser realizadas na diastóle.	Traçado ao Modo M	 Rápido e amplamente usado. Inúmeros dados publicados. Valor prognóstico demonstrado. Razoável acurácia em ventrículos com formato normal (isto é, hipertensão sistêmica, estenose aórtica). Screening simples para grandes populações. 	 Baseado na suposição do ventrículo esquerdo ser um formato elipsóide prolato com uma razão eixo longo/curto de 2,1 e distribuição simétrica da Orientação do feixe frequentemente fora do eixo. Uma vez que as medidas linares são elevadas ao cubo, mesmo pequenos erros nas dimensões das medidas ou espessuras, terão um impacto na acurácia. Superestima a massa do VE. Ausência de acurácia na presença de hipertrofia assimétrica, ventrículos dilatados e outras doenças com variações regionais na espessura da parede.
	2D	 Facilita a orientação perpendicular ao eixo longo do ventrículo esquerdo. 	 Baseada na mesmo formato geométrico do VE como no Modo M. Mesmas limitações como no Modo M nos pacientes com geometria do VE anormal. Impacto da imagme harmonica no cálculo da massa e valores normais precisam ser definidos. Valores normais são menos bem estabelecidos do que as medidas para o Modo M.
		(Tabela 5 cor	ntinua na próxima página)

VE em indivíduos sadios^{59,62-66}. Os maiores estudos, relataram valores próximos àqueles recomendados nas diretrizes anteriores^{62,65,66}. Por isso, os mesmos valores de referência e as faixas de valores de anormalidade como relatadas em diretrizes anteriores continuam a ser recomendadas (tabela 6). Entretanto, a caracterização da população sendo estudada e diferenças na massa entre diferentes etnias deveriam ser levadas em consideração quando se determinar valores normais^{10,16,67-69}.

A indexação da massa do VE permite comparações em indivíduos com superfícies corporais diferentes. Entretanto, o uso de peso, altura ou superfície corporal para parâmetros indexados permanece controverso. Estudos sugerem que indexar pela altura aumenta o poder alométrico como 1.7, 2.13 ou 2.7 e tem vantagens sobre a superfície corporal, especialmente quando tenta-se predizer eventos em pacientes obesos^{65,70}. Entretanto a maioria dos grandes estudos populacionais relatam massa do VE indexada pela superfície corporal.

Finalmente, o cálculo da espessura relativa da parede (ERP) pela fórmula, (2x espessura da parede posterior) / (diâmetro interno do VE no final da diástole) permite a caracterização de um aumento da massa do VE seja em hipertrofias concêntricas (ERP >0,42) ou excêntricas (ERP \leq 0,42) e permite a identificação do remodelamento concêntrico (massa do VE normal com aumento da ERP) (figura 6).

Recomendações: Em ventrículo esquerdo com forma normal, ambas fórmulas, do modo-M e do ecocardiograma bidimensional para calcular massa do VE podem ser usadas. Valores normais para essas técnicas permanecem as mesmas das diretrizes anteriores e devem ser relatadas indexadas pela superfície corporal. Limites superiores de referência da massa do VE normal pelas medidas lineares são 95g/m² em mulheres e 115g/m² em homens. Limites superiores de referencia da massa do VE normal pelas medidas bidimensionais são 88g/m² em mulheres e 102g/m² em homens com métodos bidimensionais. Sendo o ecocardiograma 3D a única técnica ecocardiográfica que mede o volume miocárdico diretamente sem ser afetada pela geometria, independente do formato do VE e distribuição da espessura da parede, essa técnica é promissora e pode ser usada em ventrículos com formato anormal ou em pacientes com hipertrofia localizada ou assimétrica. Dados dos limites superiores de normalidade da massa do VE ao Eco 3D são atualmente disponíveis na literatura, porém são insuficientes para solidificar recomendações para valores de referência.

PARÂMETROS E MÉTODOS

Fórmulas baseadas no 2D

Elipsóide truncada :

Massa do VE= $1.05\pi\{(b+t)^2 \ [2/3 \ (a+t)+d-d^3/3a^2 \]\}$ Area- comprimento :

LV mass= 1.05{[5/6 A₁ (a+d+t)]-[5/6 A₂ (a+d)]}

Espessamento médio da parede é calculado de áreas de cortes no eixo curto do epicárdico (A_1) e enddocárdio (A_2) ao nível dos músculos papilares (panel superior, linha verde) com os músculos papilares considerados parte da cavidade do VE. O raio no eixo curto é calculado :

- b√(A₂/π)

Então, espessamento médio da parede t é calculado :

$t = (\sqrt{(A_1/\pi)}) - b$

e a área de corte do miocárdio $({\rm A_{m}})$ no corte no eixo curto é :

$A_{m} = A_{1} - A_{2}$

Massa do VE é calculado dessas medidas mais o comprimento do VE medido ao nível do plano do eixo curto para a base (d) e para o apex (a).

Key: a - distance from the minor axis to the endocardium at the LV apex; b = LV minor radius; d distance from the minor axis to the mitral valve plane; t - mean wall thickness.

IMAGEM ECOCARDIOGRÁFICA









LV mass= (LV epicardial volume – LV endocardial volume) • 1.05 = LV myocardial volume • 1.05

Dados de equipamento tridimensional



VANTAGENS

 Correção parcial para formados distorcidos.

 Menos dependente do format geométrico do que das medicos lineares

LIMITAÇÕES

٠

- Boa qualidade de imagem e adequadaqmente orientado no corte parasternal eixo curto (nenhum plano oblíquo) são requeridos.
- Boa definição epicárdica é requerida.
- Metodologia pesada.
- Alta variabilidade na medida.
- Poucos dados de normatização
- Dado prognóstico limitado.

Medida direta sem suposição geométrica sobre formato da cavidade e distribuição da hipertrodfia.

٠

- Mais acurada do que medidas lineares ou 2D.
- Reprodutibilidade da medida inter e teste e/re teste alta y
- Melhor discrimina pequenas mudanças
- Valores normais bem menos estabelecidos.
- Dependente da qualidade de imagem.
- Cooperação do paciente é requerido.



Figure 6. Comparação da espessura relativa da parede (ERP). Pacientes com massa do VE pode ter remodelamento concêntrica (massa do VE normal com aumento da ERP \geq 0.42) ou geometria normal (ERP \leq 0.42) e massa do VE normal. Pacientes com massa do VE aumentada pode ter hipertrofia concêntrica (ERP \geq 0.42) ou excêntrica (ERP \leq 0.42). Estas medidas da massa são baseadas em medidas lineares.

TABELA 6 – FAIXAS DE VALORES PARA MASSA DO VENTRÍCULO ESQUERDO INDEXADAS.

Método linear			
Massa do VE, g	67-162	88-224	
Massa do VE/SC (g/m²)	43-95	49-115	

II. VENTRÍCULO DIREITO

O ventrículo direito apresenta um formato único em crescente, o que adiciona complexidade para quantificação de sua medida e função. Esta câmara possui importante papel na morbidade e mortalidade de pacientes que apresentam sinais e sintomas de doença cardiopulmonar. Até recentemente, pouca uniformidade na imagem ecocardiográfica do coração direito existiu devido à falta de familiaridade com várias técnicas, e uma enorme atenção direcionada à quantificação do coração esquerdo. A ASE publicou recentemente diretrizes, ratificadas pela EACVI e a Sociedade Canadense de ecocardiografia, padronizando a abordagem para a avaliação das dimensões e função do coração direito durante a avaliação ecocardiográfica deste em adultos⁷¹. Comparado àquele documento, esta sessão fornece atualizações do valores de referência para as dimensões do VD e a maioria dos parâmetros de função sistólica e diastólica, os quais devem substituir a diretriz publicada anteriormente.

5. Recomendações gerais para quantificação do VD

Em todos os estudos clínicos deve-se realizar um exame completo do ventrículo direito, levando em consideração a indicação do exame e a informação clínica disponível. O operador deve examinar o VD usando múltiplas janelas acústicas e o laudo deve apresentar uma avaliação baseada em ambos os parâmetros qualitativos e quantitativos. Parâmetros que podem ser medidos incluem a dimensão do VD e átrio direito (AD), a medida da função sistólica do VD, aferida pelo menos em um ou uma combinação dos seguintes: fração de encurtamento (FAC), velocidade da onda sistólica do anel lateral tricuspídeo derivado da imagem do Doppler tecidual (S'), excursão sistólica do anel tricuspídeo (TAPSE), índice de performance do VD (IPVD). Deve ser relatada a pressão sistólica do ventrículo direito (PSAP), quando existir um envelope completo da velocidade da IT pelo Doppler, que é calculada usando o jato de insuficiência tricúspide (IT) e uma estimação da pressão do AD baseado no tamanho e na variação respiratória da veia cava inferior (VCI)71. Quando factível, parâmetros adicionais como volumes e FE do VD usando o E3D deveriam complementar as medidas básicas do E2D listados acima. Os métodos recomendados bem como as vantagens e limitações de cada parâmetro estão resumidas nas tabelas 7 e 9, enquanto os novos valores de referencia estão ilustrados nas tabelas 8 e 10. Estes valores de referências são baseados em dados publicados de média e desvio padrão obtidos de indivíduos adultos normais sem qualquer história de doença cardíaca ou pulmonar (tabela Ap_7). Este documento usa a mesma metodologia das diretrizes anteriores de VD, em que uma metanálise foi realizada para cada parâmetro.

Nem todos os valores recomendados são idênticos àqueles publicados em diretrizes anteriores71. Baseado na inclusão de novos dados publicados em artigos recentes, pequenas mudanças foram feitas nos valores de corte para dimensão do VD, S', TPSE e IPVD. Novas publicações desde as últimas diretrizes resultaram em mudanças nos valores de referências para a FE e volumes do VD derivado do E3D (tabelas 8 e 10). É importante para o leitor, reconhecer que a maioria dos valores propostos não são indexados para sexo, superfície corporal ou altura apesar de dados sugerindo as vantagens da indexação⁷²⁻⁷⁵. Como resultado, é possível que pacientes que estejam nos extremos de altura ou superfície corporal possam ser classificados erroneamente como tendo valores fora da faixa de referência, é recomendado que o médico que interpreta considere esses parâmetros quando for laudar. Este potencial de classificação errônea também se aplica a outros grupos tais como pacientes com doença cardíaca congênita e atletas de fundo, onde valores de referência específicos não existem⁷⁶.

6. Janelas e cortes essenciais

Os cortes que fornecem as imagens requeridas para avaliação completa da dimensão do VD, função sistólica e diastólica e pressão sistólica do VD são: o apical 4 câmaras,

TABELA 7 – RECOMENDAÇÕES PARA AVALIAÇÃO ECOCARDIOGRÁFICA DA MEDIDA DO VENTRÍCULO DIREITO.

IMAGEM ECOCARDIOGRÁFICA	MÉTODOS RECOMENDADOS	VANTAGENS	LIMITAÇÕES
DIMENSÕES LINEARES DO VD (INFLOW - Trato de entrada)*	 Dimensão linear basal do VD (RVD1) = Dimensão transversa máxima no 1/3 basal do trato de entrada do VD no final da diástole na janela focada no VD. Diâmetro linear médio-cavitário do VD (RVD2) = diâmetro transverso do VD no 1/3 médio do trato de entrada, aproximadamente no ponto médio entre o diâmetro basal máximo e o ápice, na altura dos músculos papilares, no final da diástole. 	 Facilmente obtido Simples Rápido Muitos dados publicados 	 Tamanho do VD pode ser subestimados devido a forma crescente do VD. Dimensões lineares do VD são dependentes da rotação do transdutor e diferentes janelas; a fim de se permitir comparação entre estudos, o laudo ecocardiográfico deve conter a janela através da qual a medida foi realizada.
DIMENSÕES LINEARES DO VD (OUTFLOW - Via de saída)*	 Diâmetro proximal do trato de saída do VD (RVOT Prox) = dimensão linear medida da parede anterior do VD até a junção interventricular septo-aórtica (janela paraesternal longitudinal) ou até a valva aórtica (na janela paraesternal transversa), no final da diástole. Diámetro do distal do trato de saída do VD (RVOT Distal) = Dimensão linear transversal medida justa proximal da valva pulmonar, ao final da diástole. 	 Facilmente obtido Simples Rápido 	 Porção proximal do trato de saída do VD é dependente da posição do transdutor e menos reprodutível que a região distal. Risco de sub ou superestimação se a janela estiver angulada em relação ao trato de saída do VD. A avaliação das dimensões do trato de saída do VD pode ser imprecisa em caso de deformidades torácicas ou da coluna vertebral. A definição endocárdica da parede anterior do VD geralmente é subótima. Poucos dados disponíveis Medida regional pode não refletir o tamanho global do VD (pode sub ou superestimar).
ÁREAS DO VD (INFLOW - Trato de entrada)	 Traçado manual da borda endocárdica do VD desde o anel tricúspide lateral, passando pela parede livre até o ápice e retornando para o anel tricúspide medial atrvés do septo interventricular. Medida realizada no final da sístole e diástole. Trabeculações, músculos papilares e banda moderadora são incluídos na medida da área cavitária. 	Medida relativamente fácil de realizar.	 Dificuldade técnica em caso de imagem subótima da parede livre do VD ou excesso de trabeculações. Tamanho do VD subestimado em caso de cavidade foreshortened?? Devido à movimentação do ventrículo esquerdo (twisting) e formato em crescente do VD, as imagens do VD ao final da diástole e sístole podem não estar no mesmo plano. Pode não refletir adequadamente o tamanho do VD (sub ou superestimar).

IMAGEM ECOCARDIOGRÁFICA	MÉTODOS RECOMENDADOS	VANTAGENS	LIMITAÇÕES
VOLUMES 3D DO VD Pulmonary valve Tricuspid valve Interventricular septum RV apex	 Aquisição 3D em múltiplos batimentos (dedicated multi-beat 3D acquisition), com mínima profundida e ângulo setorial (para uma resolução temporal >20-25 vps). Englobar toda a cavidade do VD. Checar a identificação automática do final da sístole e diástole. Trabéculas miocárdicas e banda moderadora devem ser incluídas na cavidade. 	 Único método para medida do tamanho global do VD que inclui o trato de entrada, trato de saída e regiões apicais. Não depende de suposições geométricas. Validado para comparação com ressonância nuclear magnética. 	 Dependente da qualidade da imagem, ritmo regular, cooperação do paciente. Necessita aparelho específico de E3D e treinamento. Poucos valores de referência estabelecidos.
ESPESSURA DA PAREDE DO VD	 Medida linear da espessura do VD (através do modo-M ou E2D) é realizada no final da diástole, abaixo do anel tricúspide a uma distância que se aproxima do comprimento do folheto anterior dessa válvula (completamente aberta e paralela a parede livre do VD). Excluir as trabéculas, músculos papilares e gordura epicárdica. Imagem em zoom com foco na porção médica da parede do VD além de manobras respiratórias, podem melhorar a definição das bordas. 	Fácil de realizar	 Medida em um único ponto. Imagem em harmônica e obtenção angulada do modo-M pode superestimar a espessura da parede do VD. Dificildade técnica em caso de espessamento do pericárdio visceral. Não há critério para se definir anormalidade na espessura da parede do VD.

apical 4 câmaras focando a cavidade ventricular direita e o apical 4 câmaras modificado (figura 7A), eixo curto e longo do paraesternal esquerdo, paraesternal esquerdo demonstrando a via de entrada do VD e subcostal ⁷¹. Na maioria dos casos no corte focado no VD, a visualização completa da parede livre do VD é melhor do que no corte 4 câmaras padrão, em que está centralizado no ventrículo esquerdo. Por isso recomenda-se que a medida do ventrículo direito, uma visão focada seja usada. A figura 7A e tabela 7 mostram diferentes cortes do VD e as recomendações para medidas.

7. Medidas do ventrículo direito

7.1 Medidas lineares

A avaliação quantitativa das dimensões do ventrículo direito é fundamental e reduz a variabilidade interobservador quando comparada apenas a avaliação subjetiva⁷⁷. Medidas através do E2D são um desafio devido à geometria complexa do ventrículo direito e ausência de pontos anatômicos específicos para serem usados como referência. O corte convencional apical 4 câmaras (isto é, focado no ventrículo esquerdo) resulta em considerável variabilidade no modo pelo qual o ventrículo direito é seccionado e, consequentemente, as dimensões lineares e área do VD podem variar amplamente no mesmo paciente com mínimas rotações na posicão do transdutor (Figura 7B). As dimensões do ventrículo direito são melhores estimadas através de um corte apical 4 câmaras focado no ventrículo direito, obtido com orientação lateral ou medial do transdutor (Figura 7A e Tabela 7). Deve-se ter cuidado ao se obter a imagem com o ápice do VE no centro do setor escaneado ao mesmo tempo exibindo o maior diâmetro basal do ventrículo direito e evitando o *foreshortening*. É importante observar, que a acurácica das medidas do VD pode ser limitada quando a parede livre desta cavidade não estiver bem definida, seja pela próprias dimensões do ventrículo ou sua posição atrás do esterno. Dados recentes sugerem que indexar ao a "dimensão" do VD para SC pode ser relevante em algumas circunstâncias, entretanto, as medidas usadas nos estudos anteriores não apresentam pontos de referência em relação ao corte focado no VD e frequentemente usados para áreas, ao invés das medidas lineares73,74. Os valores de referência das dimensões do VD estão listados na Tabela 8. Em geral, um diâmetro na base >41mm e >35mm na porção média em um corte focado no VD indicam aumento do VD.

7.2 Medidas volumétricas

O E3D permite medida dos volumes do VD (Figura 8), ultrapassando assim as limitações dos cortes convencionais obtidos através do E2D em relação à orientação do transdutor e pontos de referência. Embora tecnicamente difícil, particularmente em pacientes com imagens de qualidade não adequadas ou com ventrículos com importantes dilatações, pode se obter com razoável acurácia as medidas do VDF e VSF do VD e calcular a sua FE.

Recomendações práticas referentes a aquisição e análise das imagens em 3D do VD foram recentemente publicadas pela EAE/ASE ⁶¹. Durante a análise do volume do VD, é de suma importância definir manualmente os frames diastólico final e sistólico final utilizando os volumes máximo e mínimo do VD, respectivamente, ao invés das alterações cavitárias do VE (Tabela 7). As trabéculas miocárdicas e a banda moderadora devem ser incluídas na medida da cavidade e os contornos do VD devem seguir estritamente a movimentação endocárdica e excursão do anel tricúspide ao longo do ciclo cardíaco.

Embora o E3D tenha uma tendência a subestimar os volumes do VD comparado a RMC⁷⁸, ele identificou relações entre os volumes do VD e fração de ejeção de acordo com idade e sexo, de forma similar ao encontrado na RMC⁷².

TABELA 8. VALORES NORMAIS PARA O VENTRÍCULO DIREITO

Parâmetro	Médio ± DP	Valor normal
Diâmetro basal do VD (mm)	33 ± 4	25 - 41
Diâmetro do VD médio (mm)	27 ± 4	19 - 35
Diâmetro longitudinal do VD (mm)	71 ± 6	59 - 83
Diâmetro do TSVD no corte paraesternal longitudinal(mm)	25 ± 2.5	20 - 30
Diâmetro proximal do TSVD(mm)	28 ± 3.5	21 -35
Diâmetro distal do TSVD (mm)	22 ± 2.5	17 - 27
Espessura da parede do VD (mm)	3 ± 1	1 - 5
Área diastólica final do VD (cm²) Homem Mulher	17 ± 3.5 14 ± 3	10 - 24 8 - 20
Área diastólica final do VD indexada para ASC (c Homem Mulher	m²/m²) 8.8 ± 1.9 8.0 ± 1.75	5 - 12.6 4.5 - 11.5
Área sistólica final do VD (cm²) Men Women	9 ± 3 7 ± 2	3 - 15 3 - 11
Área sistólica final do VD indexada para ASC (cn	1²/m²)	
Homem Mulher	4.7 ± 1.35 4.0 ± 1.2	2.0 - 7.4 1.6 - 6.4
Volume diastólico final do VD in-dexado para AS	C (ml/m ²)	
Homem Mulher	61 ± 13 53 ± 10.5	35 - 87 32 - 74
Volume sistólica final do VD in-dexado para ASC	(ml/m ²)	
Homem Mulher	27 ± 8.5 22 ± 7	10 - 44 8 - 36

Abreviações - Trato de saída do VD

Mulheres tendem a apresentar volumes do VD ao E3D menores, mesmo quando indexados para SC e maior fração de ejeção⁷⁵. Além disso, idosos possuem menores volumes (espera-se uma redução de 5mL/década para VDF e 3 mL/ década para VSF) e maior FE (aumento esperado de 1% por década)⁷⁵. Os valores de referência do E3D derivados dos volumes do VD (indexados para SC) e FE, obtidos através de metanálises de todos os estudos estão resumidos nas Tabelas 8 e 10. Detalhes do estudo descrito acima em relação a idade, gênero e SC estão listados na Tabela Ap_8⁷⁵. Embora os volumes do VD medidos pela RMC parecem ser influenciados de forma significativa pela raça⁷², ainda não há dados avaliados do E3D.

Recomendações: O tamanho do VD deve ser rotineiramente medido através do E2D convencional utilizando múltiplas janelas acústicas, e os dados devem incluir parâmetros qualitativos e quantitativos. Em laboratórios com experiência em E3D, quando o conhecimento dos volumes do VD for clinicamente importante, a medida dos volumes do VD através do E3D é recomendada. Embora os valores normais de E3D ainda necessitam ser estabelecidos em maiores populações, os dados atualmente publicados sugerem como valores no limite superior da normalidade: VDF do VD de 87ml/m² em homens e 74 ml/m² em mulheres, e VSF VD de 44ml/m²em homens e 36 ml/m² em mulheres.

8. Função sistólica do ventrículo direito

A função sistólica do VD tem sido avaliada utilizando diversos parâmetros (Tabela 9), incluindo IPVD, TAPSE, FAC pelo E2D, FE pelo E3D, S', strain longitudinal global e strain rate através do DT e speckle tracking pelo 2D ²⁵. Múltiplos estudos demonstraram a utilidade clínica e o valor do IPVD, TAPSE, FAC pelo 2D e S' do anel tricúspide, assim como do strain longitudinal avaliado através da técnica de STE. A medida da fração de ejeção pelo E3D, quando realizada adequadamente, parece ser mais confiável e reprodutível. Aumentam o número de estudos que têm como objetivo determinar os valores de referência normais (Tabelas 10 e Ap_8).

8.1 Índice de performance miocárdica do ventrículo direito (IPVD)

O IPVD é um índice de performance global do VD. Os intervalos de tempos de contração isovolumétrica e de relaxamento isovolumétrico e o tempo de ejeção devem ser medidos no mesmo batimento utilizando o Doppler pulsado (DP) ou a velocidade do Doppler tecidual do anel tricúspide lateral (Tabela 9). Quando se utiliza o Doppler pulsado para calcular o IPVD, deve-se assegurar que batimentos não consecutivos tenham intervalos RR similares. Essa limitação não se aplica para medidas baseadas na avaliação do Doppler Tecidual. O IPVD pode ser subestimado em condições em que haja elevação da pressão do átrio direito, que por sua vez irá encurtar o tempo de relaxamento isovolumétrico. IPVD > 0.43 pelo DP e >0.54 pelo IDT indicam disfunção de VD.

TABELA 9 – RECOMENDAÇÕES PARA AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO DO VD ATRAVÉS DO ECOCARDIOGRAMA.

IMAGEM ECOCARDIOGRÁFICA	MÉTODOS RECOMENDADOS	VANTAGENS	LIMITAÇÕES
Função Global do VD			
Indice De Performance Miocárdica Do VD (Rimp)- dvaliação Pelo Doppler Pulsado	Índice de performance miocárdica do VD (Doppler pulsado) IPVD = (TCO-ET)/ET	 Valor prognóstico Menos afetado pela frequência cardíaca 	 Requer intervalos RR regulares quando as medidas forem realizadas em diferentes ciclos Pouco confiável quando a pressão do átrio direito estiver elevada.
Índice De Performance Miocárdica Do VD (IPVD) - Avaliação Pelo Doppler Tecidual	Índice de performance miocárdica do VD avaliada pelo Doppler tecidual IPVD=(IVRT+IVCT)/ET= (TCO-ET)/ ET	 Menos afetado pela frequência cardíaca Aquisição em um único batimento - não requer intervalos RR regulares. 	 Pouco confiável quando a pressão do átrio direito estiver elevada.
Função Sistólica Global Do Vd			
Redução De Área Fracional	Redução de área fracional do VD - apical 4 câmaras focado no VD RV FAC (%) = 100 x (EDA-ESA)/ EDA	 Valor prognóstico estabelecido Reflete tanto os componentes radial como longitudinal da contração do VD. Se correlacional com a FE avaliada pela ressonância nuclear magnética 	 Negligência a contribuição do trato de saída do VD na função sistólica. Pouca reprodutibilidade interobservador
Fração De Ejeção	Alteração fracional do volume do VD através do E3D: RV EF (%) = 100x (EDV-ESV)/EDV	 Incluí do trato de saída do VD na avaliação da função global. Se correlaciona com a fração de ejeção avaliada pela ressonância nuclear magnética. 	 Dependente da qualidade da imagem. Dependente da pré carga Requer experiência a análise offline. Valor prognóstico não estabelecido.
		(Tabela 9 co	ntinua na próxima página)

22

IMAGEM ECOCARDIOGRÁFICA	MÉTODOS RECOMENDADOS	VANTAGENS	LIMITAÇÕES
Função Sistólica Longitudinal Do Vd			
Tapse (Excursão Sistólica Do Anel Tricúspide)	 Excursão longitudinal do anel tricúspide, medido usando o modo-M, entre o final da diástole e o pico sistólico. Alinhamento adequado entre o cursor do modo-M e a direção da excursão longitudinal do VD deve ser realizada utilizando a janela apical. 	 Valor prognóstico estabelecio. Validado em comparação com a FE utilizando Medicina Nuclear. 	 Dependente do ângulo Não representa todos os segmentos do VD (função global)*
Onda S Avaliada Através Do Doppler Tecidual	 Velocidade de pico sistólico do anel tricúspide avaliado utilizando o Doppler tecidual pulsado (cm/s), obtido através de janela apical. Alinhar paralelamente o Doppler com a excursão longitudinal da parede livre do VD. 	 Fácil de realizar Reprodutível Validade se comparado aos métodos de medicina nuclear Valor prognóstico estabelecido. 	 Ângulo dependente Não representa a função global do VD, particularmente após toracotomia, tromboendarterectomia pulmonar ou transplante cardíaco.
Onda S Do Doppler Tecidual Colorido	 Velocidade de pico sistólico do anel tricúspide utilizando Doppler tecidual colorido (cm/s) 	 Amostra (sampling) é realizada após aquisição da imagem. Permite múltiplos sítios de amostragem no mesmo batimento. 	 Ângulo dependente Não representa a função global do VD, particular- mente após toracotomia, tromboendarterectomia pulmonar ou transplante cardíaco. Valores e "reference ranges" menores que a onda S' avaliada pelo Doppler tecidual pulsado. Requer análise offline Valores absolutos e de referência baixos.
Strain Longitudinal Global	 Valor de pico do Strain 2D derivado do Speckle Tracking. Média dos 3 segmentos da parede livre do VD no corte apical 4 câmaras focado no VD (%). 	 Independente do ângulo Valor prognóstico estabelecido 	Dependente do aparelho (fabricante)

Abreviações. 2D, bidimensional; 3D, tridimensional; DTI, Imagem do Doppler tecidual; EDA, área diastólica final; EDV, volume diastólico final; EF, fração de ejeção; ESA, área sistólica final; ESV, volume sistólico final; ET, tempo de ejeção; FAC, redução de área fracional; IVCT, tempo de contração isovolumétrico; IVRT; tempo de relaxamento isovolumétrico; RA, átrio direito; RV, ventrículo direito; TCO, tempo de abertura-fechamento da valva tricúspide.



Apical 4-chamber

Figure 7. (A) Três imagens apicais demonstrando visões diferentes do ventrículo direito (VD). A imagem do meio mostra uma visão focada do VD. (B) A visão racional para maximizar a di-mensão basal do VD no corte focado no VD. Abaixo da figura, por manipulação dos dados do equipamento off line, o mesmo 3D do VD aparentemente que as menores variações na posição 4 câmaras (linha pontilhada) respeitando o formato crescente, pode resultar em variabilidade do ta-manho do VD quando realizado por medida lineares.

TABELA 10 – PARÂMETROS NORMAIS DE FUNÇÃO DO VD

Parâmetro	Média ± DP	Limiar de anormalidade
TAPSE (mm)	24 ± 3.5	<17
Onda S' do Doppler pulsado (cm/s)	14.1 ± 2.3	<9.5
Onda S do Doppler colorido (cm/s)	9.7 ± 1.85	<6.0
Redução de área fracional do VD (%)	49 ± 7	<35
Strain 2D da parede livre do VD† (%)	-29 ± 4.5	>-20 (<20 in magnitude with the negative sign)
Fração de ejeção 3D do VD (%)	58 ± 6.5	<45
IPM VD Doppler pulsado	0.26 ± 0.085	>0.43
IPM VD Doppler tecidual	0.38 ± 0.08	>0.54
Tempo de desaceleração da onda E (ms)	180 ± 31	<119 or >242
E/A	1.4 ± 0.3	<0.8 or >2.0
e'/a'	1.18 ± 0.33	<0.52
е'	14.0 ± 3.1	<7.8
E/e'	4.0 ± 1.0	>6.0

Abreviações: 2D, duas dimensões; 3D, três dimensões; E, velocidade de enchimento inicial da tricúspide; A, velocidade de fluxo tricúspide decorrente da contração atrial; e' e a', velocidade diastólica inicial e tardia avaliadas pelo Doppler tecidual; MPI, índice de performance miocárdica; RV, ventrículo direito; S, velocidade sistólica miocárdica pelo Doppler tecidual; TAPSE, excursão sistólica do anel tricúspide (mm). † dados limitados; valores podem variar de acordo com representando e versão do software.

8.2 Excursão sistólica do anel tricúspide

O TAPSE é facilmente avaliado e representa uma medida da função longitudinal do ventrículo direito. É medido utilizando-se o corte apical 4 câmaras através do Modo M com o cursor alinhado na direção do anel tricúspide lateral (Tabela 9). Embora esse índice reflita predominantemente a função longitudinal do VD, ele demonstrou boa correlação com parâmetros que estimam a função global sistólica do VD, como a FE do VD estimada através de cintilografia, FAC pelo E2D do VD e FE do VD através de E2D. Como é uma medida unidimensional relativa a posição do transdutor, as medidas do TAPSE podem subestimar ou superestimar a função do VD de acordo com translação cardíaca⁷⁹. Embora possa haver pequenas variações no TASE de acordo com sexo e SC, geralmente um TAPSE < 17mm é altamente sugestivo de disfunção sistólica do VD.

8.3 Área da fração de encurtamento do ventrículo direito (FAC)

A FAC (%) estima a função global sistólica do VD. É importante assegurar que todo o ventrículo direito esteja contido no setor de imagem, incluindo o ápice e parede livre durante sístole e diástole. Ao traçar a área do VD, cuidado deve ser tomado para incluir a trabécula na cavidade do VD (Tabela 9). A FAC do VD < 35% indica disfunção sistólica do VD.



Figura 8. Avaliação em três dimensões do ventrículo direito (VD): (A) Dados em 3D são obtidos através do corte apical 4 câmaras para avaliação do VD. Unem-se os subvolumes gerados através de diversos (4 a 6) batimentos consecutivos. (B) A superfície endocárdica do VD é identificada de forma semi-automática após inicialização no eixo curto do VD, 4 câmaras e corte coronal (sístole e diástole); (C) O modelo 3D do VD permite a quantificação do volume diastólico final do VD, volume sistólico final, volume sistólico e fração de ejeção.

8.4 Velocidade sistólica do anel tricúspide lateral avaliada pelo Doppler tecidual

A velocidade S' derivada através do DT é fácil de obter, confiável, reprodutível e se correlaciona bem com outras medidas de função sistólica global do VD. Valores específicos de pontos de corte para idade foram definidos em grandes amostras de indivíduos saudáveis ⁸⁰. É importante manter o segmento basal e o anel alinhados com o Doppler para evitar a subestimação dessa medida (Tabela 9). De forma similar ao TAPSE, o S' é medida relativa dependente da posição do transdutor e portanto é influenciado por movimentos do coração. Uma velocidade de S' < 9.5cm/s medida na parede livre do VD indica disfunção sistólica do VD.

8.5 Strain e Strain rate do ventrículo direito

O strain e strain rate são parâmetros úteis para estimar a função sistólica regional e global do ventrículo direito. O strain longitudinal é calculado como um percentual de encurtamento sistólico da parede livre do VD da base para o ápice enquanto o strain rate representa a taxa desse encurtamento. A movimentação global do coração interfere menos com as medidas do strain longitudinal79,81, porém depende tanto das condições de enchimento como do tamanho e forma do VD. O strain longitudinal do VD deve ser medido utilizando o corte apical 4 câmaras focado na avaliação do VD. Em comparação com a medida derivada através do STE, a dependência do ângulo de insonação para avaliação do strain utilizando Doppler tecidual se mostra como uma desvantagem. O strain de VD derivado do STE é influenciado pela qualidade da imagem, reverberação, atenuação ou outros artefatos. Posicionar os pontos de referência basais muito baixos (isto é na face atrial do anel tricúspide) pode

resultar em valores de strain basais artificialmente baixos. A largura da região de interesse deve ser limitada ao miocárdio, excluindo o pericárdio, o que pode ser difícil devido ao fato da parede livre do VD geralmente ser bastante fina.

Em relação ao ventrículo direito, o termo *strain* longitudinal global é copiado de medidas do ventrículo esquerdo e o *sof-tware* atualmente empregado para medir o GLS da maioria dos fabricantes foram desenvolvidos para o VE e adaptados para o VD. O termo o GLS do VD usualmente se refere a média da parede livre e segmentos septais ou apenas da parede livre do VD (Figura 9). Foi recentemente demonstrado que a avaliação do pico do strain longitudianl global do VD excluindo o septo interventricular possui valor prognóstico em vários estágios de doença como insuficiência cardíaca^{82,83}, infarto agudo do miocárdio⁸⁴, hipertensão pulmonar^{85,86}, amiloidose⁸⁷ e para predizer insuficiência do VD após implante de assistência circulatória do VE⁸⁸.

As maiores evidências são provenientes de estudos de um único centro citado acima, que envolvem predominantemente equipamentos de dois fornecedores, onde os dados foram derivados de um número limitado de pacientes. Os atuais valores de referência para o *strain* global da parede livre VD derivado do STE estão na Tabela 10. Dados sugerem (embora haja alto peso de um fornecedor específico) que um strain global da parede livre VD > -20% (isto é, <20% em valores absolutos) seja provavelmente anormal.

Recomendações: O strain 2D derivado do STE, particularmente a avaliação da parede livre, se mostra aparentemente reprodutível e factível para uso clínico. Ainda se torna necessário avaliação de dados de grandes estudos envolvendo

TABELA 11 – RECOMENDAÇÕES PARA AVALIAÇÃO ECOCARDIOGRÁFICA DO ÁTRIO ESQUERDO

PARÂMETROS E MÉTODO	AQUISIÇÃO ECOCARDIOGRÁFICA	VANTAGENS	LIMITAÇÕES
Dimensões lineares internas O diâmetro ântero-posterior do átrio esquerdo pode ser medido no corte paraesternal longitudinal, perpendicular ao eixo longo da raiz aórtica, e deve ser medido na altura dos seios aórticos utilizando a convenção de bordos principais (bordo a bordo)	Modo-M	 Reprodutível Alta resolução temporal Muitos dados publicados 	 Dimensão única não representa o tamanho do átrio esquerdo (particularmente se dilatado)
	Medidas lineares guiadas pela imagem em 2D	Facilita a orientação da medida perpendicular à parede posterior do átrio esquerdo.	 Frame rate menor do que no modo-M Uma dimensão apenas.
Área Medida do corte apical 4 câmaras, no final da sístole, no frame logo anterior a abertura da válvula mitral. Traçar a borda interna do AE, excluindo a área abaixo do anel mitral e a saída das veias pulmonares.	Eccardiograma 2D	 Mais representativo do tamanho do AE do que a avaliação única do diâmetro antero-posterior. 	 Necessida uma janela adequda para evitar subestimar a área (foreshortening??) Assume uma forma simétrica do átrio.
		(Tabela 11 cor	ntinua na próxima página)

ŀ puy

ΡΑΡÂΜΕΤΡΟς Ε ΜΈΤΟΡΟ		VANTAGENS	LIMITAÇÕES
Volume	Ecocardiograma 2D	Permite avaliação adequada	Deduções geométricas sobre a
As medidas volumétricas no ecocardiograma 2D são baseadas no traçado na intreface sangue- tecido nos cortes apical 4 e 2 câmaras. Na altura da válvula mitral, o contorno é fechado conectando- se os dois extremos do anel mitral por uma linha direta. O traçado endocárdico deve excluir o apêndice atrial e as veias pulmonares. O comprimento (L) do AE é definido	Técnica de área-comprimento	 do AE remodelado de forma assimétrica Melhor preditor de eventos cardiovasculares que medidas lineares ou de área. 	 forma do AE Poucos dados referentes à população normal Cálculos que utilizam um plano único são imprecisos pois assumem que A1=A2
como o menor dos dois eixos longos medidos nos cortes apical 2 e 4 câmaras (para garantir um cálculo confiável, as 2 medidas não podem diferir mais de 5 mm). Os volumes podem ser computados utilizando a aproximação área-comprimento: 8/3π [((A_1·A_2))/L] onde A1 e A2 são as áreas do AE nos 2 cortes (apical 2 e 4 câmaras).			
O volume do AE também pode ser calculado utilizando a técnica de somação de discos. Adiciona-se o voume de cilindros empilhados de altura h e área calculada por um	A4C A2C		
altura n'e area calculada por un eixo transverso ortogonal. De outra forma, o volume do AE pode ser calculado utilizando o eixo menor e maior (D1 e D2), assumindo uma forma oval: $\pi/4$ (h) \sum (D1) (D2) Imagens em 3D são usualmente obtidas de uma janela apical utilizando uma aquisição em múltiplos-batimentos e full volume (multi-beat full-volume aquisition).	Método de discos biplanar Image: State of the state of th		
	A4C A2C		
	Ecocardiograma 3D	 Não necessita de deduções geométricas sobre a forma do AE Mais acurado se comparado com medidas em 2D 	 Dependente da qualidade da imagem Menor resolução temporal Dados limitados sobre os valores normais Necessita da cooperação do paciente.



Figura 9. Medida do strain sistólico do ventrículo direito (VD) através do do speckle tracking 2D. O painel superior demonstra o strain global de parede livre do VD, onde os três segmentos para parede livre são avaliados e calcula-se uma média. O painel inferior mostra o strain global longitudinal dos seis segmentos da janela apical 4 câmaras, 3 da parede livre e 3 segmentos septais. Perceber que o strain longitudinal e significativamente maior (em valores absolutos) que a média do strain dos segmentos septais e parede livre. Embora um padrão universal esteja para ser estabelecido, a interpretação do strain longitudinal do VD deve levar em consideração a metodo-logia e o fabricante do aprelho, além de valores dereferência específicos do método utilizado.

equipamentos de vários fornecedores. Assim, ainda não se recomenda valores de referência definitivos para avaliação do strain ou strain rate de VD, global ou regional.

8.6 Fração de ejeção 3D do ventrículo direito

A FE do VD derivada do E3D é uma medida global de performance sistólica do VD. Embora a FE do VD não reflita diretamente a função contrátil desta câmara, ela fornece uma visão integrada da interação entre contratilidade do VD e enchimento. A FE pelo VD pode pode apresentar valor clínico particularmente em pacientes no pós-operatório de cirurgia cardíaca (na ausência de movimento septal marcante), quando os índices convencionais da função do VD (isto é TAPSE, onda S') geralmente estão reduzidos e não representam a performance global VD^{81,89,90}. O E3D tem sido extensamente validado e comparado a RNM^{78,91}. A avaliação volumétrica com detecção semi automática de bordas é o atual método recomendado para avaliação da FE do VD.

As limitações da avaliação da FE do VD através do E3D são a dependência das pressões de enchimento, alterações da mobilidade do septo interventricular, janela acústica inadequada e ritmos cardíacos irregulares. Como descrito acima na secção de avaliação de volume do VD, a FE do VD é discretamente maior em mulheres do que em homens devido a menores volumes ventriculares. Assim, é recomendado sempre utilizar os valores de referência de acordo com o sexo do paciente (Tabela Ap_8). Recomendações: Em laboratórios onde a tecnologia de E3D esteja disponível e com profissionais experientes, a medida da FE do VD através do E3D é considerado como o método de quantificação da função sistólica do VD, levando-se em considerações as limitações supracitadas. Em linhas gerais, uma FE do VD < 45% reflete função sistólica do VD anormal, embora os laboratórios podem escolher referir os valores de referência de acordo com o sexo e idade do paciente.

III. ÁTRIO ESQUERDO E DIREITO

O AE cumpre três principais papéis fisiológicos que impactam no desempenho e enchimento do VE. O átrio esquerdo atua como uma (1) bomba de contrátil que fornece 15 % a 30 % de todo o enchimento do VE, (2) reservatório que recolhe o retorno venoso pulmonar durante a sístole ventricular e (3) conduto para a passagem de sangue armazenado a partir do átrio para o ventrículo esquerdo durante a diástole inicial ventricular esquerda92,93. O AE aumentado está associado a desfechos adversos cardiovasculares94-99. Na ausência de doenca da valvar mitral, um aumento no tamanho do AE mais comumente reflete aumento da tensão da parede, como resultado do aumento da pressão do AE 100-103, assim como piora da função do AE secundária a uma miopatia atrial 104, 105. Existe uma relação clara entre um AE aumentado e a incidência de fibrilação atrial e AVC 92, 106-115, risco de mortalidade global pós-infarto do miocárdio 104, 105, 116, 117, risco de morte e hospitalização em pacientes com cardiomiopatia dilatada 118-122 e eventos cardíacos maiores ou morte em pacientes com diabetes mellitus 123. Um aumento do AE é um marcador de cronicidade quanto de gravidade da disfunção diastólica e da magnitude da elevação da pressão AE 98, 100-103

9. Medidas do átrio esquerdo

9.1. Considerações gerais para o tamanho do AE

O ETT é a abordagem recomendada para avaliar o tamanho do AE. As recomendações para a quantificação do AE estão resumidos na Tabela 11. Com a ecocardiografia transesofágica (ETE) frequentemente todo o átrio esquerdo não pode ser enquadrado no sector da imagem. Consequentemente o ETE não deve ser utilizado para avaliar o tamanho do AE. O tamanho do AE deve ser medido no final da sístole do VE, quando a câmara do AE está com a sua maior dimensão. Ao se obter imagens para se medir tamanho e volume do AE devem ser tomados cuidados para evitar encurtamento do átrio esquerdo. Uma vez que o eixo longitudinal do ventrículo esquerdo e do átrio esquerdo freqüentemente encontram-se em diferentes planos, aquisições especificas do AE pelo corte apical devem ser obtidas para otimizar as medições de volume do AE. A base do átrio esquerdo deverá estar na sua maior dimensão, o que indica que o plano de imagem passa através da área máxima do eixo curto. O comprimento do AE também deve ser maximizado para garantir o alinhamento ao longo do verdadeiro eixo longo do AE. Quando se utiliza o método do disco biplano somatório para calcular os volumes de AE, o comprimento dos eixos longos medidos nos cortes de 2 e 4 da câmara devem ser semelhantes. Ao traçar os bordos do átrio esquerdo, as confluências

das veias pulmonares e do apêndice do AE devem ser excluídos. A interface átrio-ventricular deve ser representada por um plano do anel mitral e não pela ponta dos folhetos mitrais.

9.2. Dimensões lineares e medidas de área

A dimensão linear mais utilizado é a antero-posterior (AP) do AE medida no corte parasternal longitudinal eixo longo usando o modo M ou de preferência o E2D ^{92, 107, 109, 110, 114, 118,} ^{120, 121, 124, 125}. Embora esta medida tem sido amplamente utilizada na prática clínica e na pesquisa, ficou claro que esta freqüentemente pode não representar uma imagem precisa do tamanho do AE126, 127. Tradicionalmente, a dimensão do AP foi amplamente utilizada porque era reconhecidamente a medida mais reprodutível. Entretanto a avaliação do tamanho AE utilizando-se apenas o diâmetro AP assume que quando átrio esquerdo aumenta, todas as suas dimensões são alteradas simultaneamente, o que não é frequentemente o caso durante a remodelação do AE 128-130. Por isso, a dimensão linear AP não deve ser a única medida utilizada do tamanho do AE. A área do AE pode ser planimetrada nos cortes apical 4 e 2 câmaras e valores normais para estes parâmetros têm sido relatados12. Ótimos contornos devem ser obtidos ortogonalmente em torno do eixo longo do átrio esquerdo a partir de imagens de boa qualidade e ao mesmo tempo evitando-se encurtamento¹. A facilidade com que se pode obter na prática clínica os volumes do AE em conjunto com a robusta literatura existente sobre os valores normais e o valor prognóstico de volumes do AE tornam desnecessárias a apresentação da área.

9.3. Medidas de Volume

Recomenda-se que para avaliar o tamanho do AE e remodelamento seja feita através do volume. A avaliação do volume leva em conta as alterações no tamanho da AE em todas as direções. Tem sido demonstrado que o volume do AE é uma potente variável prognóstica em uma variedade de doenças cardíacas ^{99, 106, 112, 113, 115-117, 122, 131-136}. Comparado com diâmetro AP, volu-me do AE tem uma forte associação com os desfechos em pacientes cardíacos^{113, 137}. Os volumes do AE pelo E2D são tipicamente menores do que aqueles relatados pela tomografia computadori-zada ou RMC ¹³⁸⁻¹⁴². As medições de volumes AE são importantes, pois refletem a carga e cronicidade das pressões de enchimento do VE elevadas e são um forte preditor de desfecho.

Existem vários métodos para medir volumes AE. Embora sejam utilizadas três medidas lineares para calcular o volume do AE utilizando um modelo elipsóide ^{131, 137, 143}, a relativa imprecisão dessas medidas lineares limita este método. O volume do AE deve ser medida utilizando o algoritmo de soma disco, semelhante ao utilizado para medir o volume do VE (Tabela 11) ^{144, 145}.

Os bordos do endocárdio do AE devem ser traçados nos cortes apical de 4 e 2 câmaras. Uma avaliação num único plano também pode ser utilizado, mas este método baseia-se no pressuposto de que o átrio esquerdo é circular no plano de corte eixo curto, o que pode não ser sempre verdade ¹⁴⁶. Embora não seja recomendado para o uso rotineiro, esta abordagem poderia ser utilizada nos casos em que planimetria em ambos os cortes for difícil. Os volumes indexados do AE em um único plano apical 4 câmaras AE são tipicamente menores 1 a 2 ml/m² do que os volumes no corte apical 2 câmaras ^{12, 146}.

Alternativamente, pode-se fazer um cálculo biplano usando as áreas de AE e os comprimentos medidos tanto nos cortes apical 4-câmaras (A1) e 2-câmaras (A2) (Tabela 11). Enquanto o método área-comprimento assume um formato do AE elipsóide, ele possui a vantagem de reduzir dimensões lineares para apenas 2 medidas de comprimento do átrio, em que a menor é selecionada. ^{98, 147}.

9.4. Normal values of left atrial measurements

Desde a publicação da diretriz de quantificação das cavidades de 2005, duas publicações relataram valores normais para a medida linear do AE^{12, 143}. Estes valores estavam de acordo com as recomendações anteriores e, consequentemente, não foram feitas modificações para os valores normais de diâmetros AP do AE (Tabela Ap_9). Embora não seja recomendado para uso clínico de rotina, foram relatados os valores normais para medições lineares nos cortes 4 e 2 câmaras e medidas de área e volume não indexados do AE foram relatados¹².

O tamanho do AE depende de sexo. No entanto, as diferenças no tamanho AE relacionadas ao sexo geralmente são contabilizados quando ajustadas para a superfície corporal¹². Vários métodos de indexação têm sido propostos ^{137, 148}, mas indexação pela SC produziu os dados mais disponíveis e é recomendado pelo comitê. A indexação pela SC compensa as diferenças entre os sexos no tamanho do AE, de modo que apenas o valor indexado deve ser relatado ^{93, 137, 149, 150}.

No documento da diretriz anterior de quantificação das cavidades, os valores normais indexados relatados foram baseados em 2 estudos realizados em um pequeno número de indivíduos 98, 144. Desde a publicação desse documento, 8 estudos adicionais (1.234 pacientes) que descrevem os valores normais de volumes do AE utilizando o elipsóide área-comprimento ou as técnicas de soma do disco foram relatados^{11, 12, 145, 147, 151-155}. Isto resultou numa mudança do valor recomendado de limite superior do AE para 34 ml/m². (anteriormente 28 ml/m²). Além disso, os dados de volume do AE se tornaram disponíveis a partir de 1331 pacientes anteriormente a esse documento de 5 base de dados em que a média calculada de volume do AE foi 25 ml/m². Este valor limite revisado de 34 ml/m², parece que também se encaixa bem com uma abordagem baseada em risco para a determinação de pontos de corte entre o volume normal e dilatado do AE 106, 123, 134, 136. Este valor de corte também é compatível com o documento de orientação da ASE/EAE de avaliação da função diastólica¹⁵⁶. Os volumes do AE derivados do E2D biplanar estão listados na Tabela 4, incluindo intervalos normais e cortes de separação por gravidade. É digno de nota que o volume do AE pode ser aumentado em atletas de elite, o que precisa ser levado em consideração para se evitar uma má interpretação como anormal¹⁴⁶.

O E3D é promissor para avaliação do volume do AE e se correlaciona com TC cardíaca^{157, 158} e a RMC^{159, 160}. Em comparação com a avaliação do volume AE pelo 2D, o E3D é mais preciso comparado com a RMC^{159, 160} e possui capacidade prognóstica superior ^{161, 162}. Na maioria dos estudos, os volumes do AE no E3D são tipicamente maiores do que os volumes no E2D ^{160, 163}. Apesar destas vantagens, a falta de uma metodologia padronizada e limitada de dados normativos ¹⁶⁴ impede neste momento que esta comissão recomende a utilização de valores normais pelo E3D.

Recommendações: O método biplano de somatório de discos que incorpora menos formas geométricas e é teoricamente mais acurado do que o méotodo área-comprimento deve ser o método preferido para medir o volume do AE na prática clínica. O limite superior da normalidade para o volume pelo E2D do AE é de 34 ml/m² para ambos os sexos.

10. Medidas do átrio direito

Poucos estudos científicos e dados de desfecho clínico estão disponíveis na quantificação da medida do átrio direito.

Embora o átrio direito possa ser avaliado de diferentes cortes, a quantificação da dimensão do AD é mais comumente realizada através do corte apical 4 câmaras (tabela 12). A dimensão no eixo menor deveria ser feita de um plano perpendicular ao eixo longo do átrio direito, estendendo da borda lateral do átrio direito ao septo inter-atrial. Diferente do AE, a medida do AD parece ser dependente do sexo, entretanto, diretrizes anteriores da ASE não possuem dados suficientes para fornecer dados de normalidade para sexo ^{1,71.} Dados recentes obtidos de 3 coortes acima de 2400 pacientes fornecem valores de normalidade das dimensões do AD para homens e mulheres ^{12,73,165}.

Assim como o átrio esquerdo, volumes do AD são provavelmente mais robustos e com acurácia para determinação da dimensão do AD comparado com as medidas lineares. Na época da diretriz anterior, dados limitados foram avaliados para determinação de volumes normais de AD. Como não há cortes do átrio direito ortogonal padronizado, para calcular o apical biplanar, a técnica área-comprimento e ou a somatória dos discos de um único corte foi prosposta para determinação do volume AD^{150,153,165-167.} Nota-se que, volumes normais do átrio direito para homens são levemente maiores do que para as mulheres, por razões desconhecidas houve falha ao indexar para superfície corporal para igualar os valores entre os sexos ^{150,165}. Recomendações para dados de normalidade para o volume AD são realizados a partir dos dois maiores bancos de dados atuais ^{12,165} (tabela 13). Os volumes do átrio direito são subestimados com a técnica da E2D comparado com a E3D 164,165,168. Os volumes do AD parecem ser menores do que os volumes do AE em adultos^{12,150,153,165}. Isso ocorre porque os volumes do AD foram obtidos usando o método dos discos num único plano em contrapartida dos volumes do AE, que foram estabelecidos usando a técnica biplanar.

Recomendações: O parâmetro recomendado para avaliar o tamanho do AD é o seu volume calculado usando as técnicas com plano único do somatório dos discos ou área –comprimento no corte apical 4 câmaras realizado adequadamente. A faixa normal para ecocardiografia bidimensional do volume do AD é 25 ± 7 ml/m² em homens e 21 ± 6 ml/m² em mulheres.

IV. ANEL E RAIZ DA AORTA

O conhecimento detalhado e a quantificação da raiz da aorta e da morfologia da valva tornou-se cada vez mais crucial com o aumento dos procedimentos de implantação transcateter/troca valvar (TAVI/TAVR). Este conhecimento é de extrema importância para o planejamento pré procedimento, durante e avaliação posterior.

A raiz da aorta se estende do local de implante dos folhetos aórticos com a via de saída do VE até a porção tubular da aorta (junção sinotubular)¹⁶⁹. A raiz da aorta é uma estrutura geometricamente complexa que inclui: (1) anel da valva aórtica, (2) triângulos entre os folhetos, (3) folhetos aórticos semilunares e suas inserções, (4) seios aórtico de Valsalva e (5) junção sinotubular ¹⁷⁰⁻¹⁷². As medidas aórticas deverão ser realizadas nos seguintes locais: (1) anel valvar aórtico; (2) o diâmetro máximo do seio de valsalva; (3) junção sinotubular (usualmente uma transição demarcada entre os seios de Valsalva e porção tubular da aorta ascendente); e (4) diâmetro máximo da aorta proximal ascendente, incluindo a anotação da distância entre o local de medida e a junção sinotubular (Figura 10A).

11. Anel aórtico

O anel aórtico não é um estrutura anatômica distinta ou verdadeira, porém é um anel virtual que pode ser definido pela ligação da sua inserção basal ou nadir dos três folhetos aórticos. A inserção mais alta dos folhetos, no formato de coroa, forma o verdadeiro anel anatômico^{169,173} (Figura 10B). Aproximadamente dois terços da circunferência da parte inferior da raiz da aorta é inserida no septo interventricular muscular, enquanto o terço restante é uma continuação da fibrosa com o folheto anterior da valva mitral 174. A medida do anel da valva aórtica pré TAVI/TAVR é um desafio e a modalidade ideal para essas medidas precisa ainda ser estabelecida. Durante a experiência inicial da TAVI/TAVR, a medida dos anéis aórticos foram rotineiramente realizadas usando a ecocardiografia 2D^{174,175}. Embora a abordagem padrão durante os primeiros anos de TAVI/TAVR foi usando a medida da ecocardiografia unidimensional, este método apresenta claras limitações de medida da valva para TAVI/ TAVR. Atualmente, as duas técnicas de imagem mais comumente usadas para medir o anel aórtico anterior à TAVI/ TAVR são o ecocardiograma e tomografia computadorizada de multidetectores (TCMD).

Na ecocardiografia, medidas do anel aórtico devem ser realizadas no modo zoom usando a medida no meio da sístole, quando o anel está levemente maior e mais redondo do que na diástole, entre os pontos de articulação dos folhetos da valva aórtica (usualmente entre o ponto de articulação da cúspide coronariana direita e a borda do seio do lado das comissuras entre as cúspides do folheto esquerdo e não coronariano) em sua borda interna. Todas as outras medidas aórticas devem ser feitas no final da diástole, em um plano estritamente perpendicular ao eixo longo da aorta. Aferições do anel aórtico podem ser difíceis em pacientes com janela acústica inadequada causada pela calcificação do anel ¹⁷⁶⁻¹⁷⁹. Como regra geral, protuberâncias de cálcio devem ser consideradas como parte do lúmen e não da parede da aorta e por isso excluídas da medida do diâmetro.

O diâmetro ântero- posterior é comumente medido por ecocardiograma 2D (do corte paresternal eixo longo) e ETE 3D (corte longitudinal da raiz da aorta proximal- usualmente a 110º a 130º). Ambos se aproximam da menor dimensão das medidas dos anéis mensurados pela TCMD 3,176,180. Entretanto, devido ao anel ser frequentemente elíptico, com diâmetros variáveis, é preferível medir num corte transversal, usando a imagem tridimensional, como recomendado pela diretriz EAE/ASE¹⁸¹, o consenso da ACCF/AATS/SCAI/STS na RVAT182, consenso de especialistas da SCCT na TCMD 183 e outros ¹⁸⁴⁻¹⁸⁷. Utilizando o ETE 3D, ambos diâmetros menor (antero -posterior; sagital) e maior (médio lateral; coronal) assim como o perímetro e área anular devem ser medidos no corte transversal no meio da sístole (Figura 11). Devese notar que a diferença entre os diâmetros maior e menor pode chegar a 6 mm ^{173,188-193}. Para maiores detalhes, abordagem passo a passo para fazer estas medidas usando ETE 3D, o qual está além do papel desse documento, o leitor é referenciado a quatro recentes publicações 184-187. Usando estas técnicas, uma concordância mais aproximada com a TCMD pode ser alcançada 184,185.

É importante notar que cada modalidade (ETE 3D e TCMD) possui suas vantagens. Realmente, cada um desses métodos possui limitações e vantagens. Limitações da TCMD incluem a necessidade de contraste, exposição à radiação, incapacidade para obter medidas em tempo real durante o procedimento e a necessidade de controlar a frequência cardíaca para sincronismo adequado. O ETE 3D também apresenta limitações. Primeiramente, os software necessários para usar a metodologia descrita por Kasel e Pershad não são normalmente disponíveis em todas as plataformas ecocardiográficas. Segundo, a visualização da porção anterior do anel pode ser obscurecido por "drop out" devido a sua calcificação. Além disso, a calcificação ao nível do anel pode impedir a capacidade para determinar a definição do contorno e pode tornar o seu formato irregular. Terceiro, o plano formado pelo nadir das 3 cúspides frequentemente não é ortogonal a via de saída do ventrículo esquerdo ou à raiz da aorta - frequentemente a inserção da cúspide coronariana direita é inferior à cúspides esquerda e não coronariana 183. Em quarto lugar, a resolução temporal e espacial da ecocardiografia 3D é atualmente limitada. Finalmente, esta técnica é operador dependente e pode ser difícil algumas vezes mesmo em mãos experientes^{173,174}. Devido a essas limitações em potencial, é desejável usar a abordagem de multimodalidade para medidas do anel aórtico.

TABELA 12 – RECOMENDAÇÕES PARA AVALIAÇÃO ECOCARDIOGRÁFICA DO TAMANHO DO ÁTRIO DIREITO

PARÂMETROS E MÉTODO	IMAGEM ECOCARDIOGRÁFICA	VANTAGENS	LIMITAÇÕES
Dimensões lineares O menor eixo do átrio direito deve ser medido na janela apical 4 câmaras. Medir a distância entre a parede lateral do átrio direito e o septo interatrial, no local correspondente a metade do seu eixo longo	Medidas lineares guiadas pelo ecocardiograma 2D	 Fácil de obter Valores de normalidade estabelecidos 	 Unidimensional Assume que o alargamento do AD é simétrico Depedente da janela
Área Medida no final da sístole, na janela apical 4 câmaras, no quadro imediatamente anterior a abertura da válvula tricúspide. Tracejar a interface sangue-tecido, exluindo a área abaixo do anel valvar.	Ecocardiograma bidimensional (2D)	 Mais representativo do tamanho do AD do que dimensões lineares Valores de normalidade estabelecidos 	 Necessita janela adequada para evitar encurtamento (foreshortening). Assume forma simétrica da cavidade Dependente da janela
Volume Medidas volumétricas 2D são usualmente baseadas no trecejado da interface sangue-tecido na janela apical 4 câmaras. Na altura da valva tricúspide, o contorno é fechado unindo-se as duas pontas do anel tricúspide com uma linha reta. Volumes podem ser calculados utilizando o método uniplanar de de área-comprimento: $8/3\pi r$ [(A) $^2/L$] ou a técnica de somação de discos. Dados do E3D são usualmente obtidos de uma janela apical utilizando a aquisição full volume.	Ecocardiograma bidimensional (2D)	 Mais representativo do tamanho do AD do que dimensões lineares 	 Assume forma simétrica da cavidade Cálculo volumétrico baseado em plano único pode ser impreciso pois assume que o alargamento do AD é simétrico Valores de normalidade não estabelecidos
	Ecocardiograma 3D	 Não utiliza deduções geométricas Valores de normalidade esabelecidos 	 Dependente da qualidade da imagem Baixa resolução temporal Requer cooperação do paciente

TABELA 13 – TAMANHO NORMAL DO ÁTRIO DIREITO OBTIDO POR ESTUDOS EM ECOCARDIOGRAMA 2D.

	Mulher	Homem
Eixo curto do átrio direito (cm/m ²)	1.9±0.3	1.9±0.3
Eixo longo do átrio direito (cm/m²)	2.5±0.3	2.4±0.3
Volume do AD (ecocardiograma 2D) (ml/m²)	21±6	25±7

Dados são apresentados em médio+-DP.

12. Raiz da aorta

Com o ecocardiograma transtorácico 2D, o diâmetro da raiz da aorta (com seu máximo diâmetro nos seios de Valsalva) deve ser obtido através da janela paraesternal longitudinal, que retrata a raiz aórtica e a aorta proximal ascendente. Esse corte é ligeiramente diferente do obtido para visualização do ventrículo esquerdo (figura 10A). Sua aquisição para visualização da raiz aórtica deve ser feita em espaços intercostais diferentes e a distâncias variadas da borda esternal esquerda. O uso de imagens ortogonais simultâneas (biplanares) adquiridas através de transdutores matriciais pode ser útil. A aorta ascendente tubular geralmente não é bem visualizada utilizando janelas paraesternais tradicionais. Nesses casos, mover o transdutor para próximo ao esterno pode permitir a visualização de uma porção maior da aorta ascendente. Além disso, a aorta ascendente pode em alguns casos ser bem visulizada de janelas paraesternais direitas no segundo ou terceiro espaço intercostal, especialmente se estiver dilatada.

As medidas devem ser realizadas na janela que evidencie o diâmetro máximo da aorta perpendicular ao seu eixo longo. Em pacientes com valvas tricúspides, a linha de fechamento dos folhetos (tipicamente as cúspides direita e não coronariana) encontra-se no centro da raiz aórtica e os folhetos fechados são vistos numa linha imaginária simétrica entre os 2 pontos de inserção das cúspides. Uma linha de oclusão assimétrica, onde um folheto encontra-se mais próximo ao seu ponto de inserção é um indicativo que a seção transversa não está contemplando o maior diâmetro da raiz aórtica (Figura 12).

Infelizmente, não existe um método uniforme para medição de raiz aórtica e aorta. O ecocardiograma utiliza a convenção de borda-principal-borda-principal (L-L), porém outras técnicas como a tomografia computadorizada e a ressonância utilizam a borda-interna até borda-interna (I-I) ou borda-externa até borda-externa (O), para mensuração dos diâmetros. O comitê organizador dessa diretriz¹⁹⁴ tentou definir uma medida uniforme da raiz aórtica e aorta e passou a recomendar essa utilizando a convenção de borda-interna até borda-interna para medidas que utilizem o ecocardiograma. Entretanto, esse objetivo de se atingir uma uniformidade entre as técnicas foi abandonado por diversas razões. Primeiramente, os valores de referência disponíveis para aorta foram obtidos utilizando a convenção borda-principal até borda-principal^{195,196}. Em segundo lugar, a utilização da borda principal gera diâmetros mais largos que a convenção



Figura 10. (A) Locais para mensuração da raiz aórtica e aorta ascendente. Esse diagrama ilustra os 4 locais onde as medidas são recomendadas (setas azuis claras): 1- Anel valvar aórtico (ponto de inserção dos folhetos aórticos); 2- Seio de Valsalva (diâmetro máximo - usualmente no ponto-médio); 3-Junção sinotubular; 4-Aorta ascendente proximal (a distância entre o local de medição e o plano do anel [setas roxas] deve sempre ser reportada). O anel aórtico deve ser medido no pico da sístole, em contraste com as outras dimensões, que são mediadas no final da diástole. As linhas pontilhadas mostram que o eixo longitudinal entre o ventrículo esquerdo e raiz aórtica e entre o VE e a aorta ascendente proximal são diferentes. Note que o ângulo entre esses dois eixos variam de indivíduo para indivíduo e de acordo com idade e patologia. (B) Anatomia normal do anel aórtico. O anel aórtico é responsável pela parte mais estreita da raiz aórtica e é definido como um anel virtual (sombreado) com 3 pontos anatômicos de ancoração, localizados no nadir de cada local de inserção dos folhetos aórticos. Abreviações: AO - Aorta LV - Ventrículo esquerdo; LA - Átrio esquerdo. Reproduzido com permissão de A.M. Kasel et al.¹⁸⁴

que utiliza a borda interna (por 2-4mm) e modificar a medida focando na borda interna gerou uma preocupação que pacientes sob risco potencial de desenvolver complicações graves como dissecção aórtica ou ruptura poderem ser classificados como abaixo dos valores que indicam intervenção pelas diretrizes atualmente existentes. Assim sendo, o anel aórtico deve ser medido utilizando as bordas internas e essa diretriz mantem a recomendação para se utilizar a borda principal para medidas da raiz aórtica e aorta.

Medidas realizadas através do ecocardiograma 2D são preferíveis às realizadas através do modo-M, uma vez que que a movimentação cardíaca pode resultar em mudanças na posição do cursor em relação ao diâmetro máximo do seio de Valsalva. Isto pode resultar em constante subestimação (em aproximadamente 2mm) do diâmetro da aorta quando realizada pelo modo-M em comparação a medida pelo E2D¹⁹⁵. A



Figura 11. O menor diâmetro (ântero-posterior; sagital) da raiz aórtica é medido utilizando a TC (A) ou ETE 3D (C, secção transversa, ampliada) entre as paredes internas das comissuras esquerda (L) e direita (R) até o seio oposto não coronariano (NC) (A e C, setas amarelas duplas). O maior diâmetro (medial-lateral; coronal) é medido entre a região medial dos seio coronariano di-reito até o ponto mais distal do seio não coronariano (A e C, setas duplas purple). O painel B mostra uma visão em zoom da secção transversa da raiz aórtica na altura do seio de Valsalva utilizando a TC. Utiliza uma imagem oblqiua dupla para orientação. O painel D mostra uma visão da aorta em seu eixo longo obtida através de reconstrução multiplanar. As linhas vermelhas (B) e (D) representam os planos pelos quais o diâmetro da raiz aórtica deve ser medido na altura dos seios de Valsalva.



Figura 12. Método correto (A) e incorreto (B) e (C) da medição do anel aórtico (setas duplas). Painel A mostra o diâmetro e fechamento central dos folhetos. As linhas finas correspondem ao eixo longo e plano ortogonal da aorta ascendente, mostrando a orientação correta de medição do diâmetro do anel. O painel B mostra a medição excêntrica, incorreta, do anel. Os pontos de angulação estão discreamente deslocados para cima e não correspondem ao nadir da inserção das cúspides, com abertura e fechamentos incompletos dos folhetos. O painel C mosntra a medição oblíqua, incorreta. Acompanhe o texto para detalhes adicionais.

TABELA 14 – DIMENSÕES DA RAIZ AÓRTICA EM ADULTOS NORMAIS

Raiz aórtica	Valores absolutos	s (cm)	Valores indexados ((cm/m2)
	Homem	Mulher	Homem	Mulher
Anel	2.6 ± 0.3	2.3 ± 0.2	1.3 ± 0.1	1.3 ± 0.1
Seios de Valsalva	3.4 ± 0.3	3.0 ± 0.3	1.7 ± 0.2	1.8 ± 0.2
Junção sinotubular	2.9 ± 0.3	2.6 ± 0.3	1.5 ± 0.2	1.5 ± 0.2
Aorta ascendente proximal	3.0 ± 0.4	2.7 ± 0.4	1.5 ± 0.2	1.6 ± 0.3

Adapatado de 195, 204



Figura 13. Intervalo de confiança de 95% para os diâmetros da raiz aórtica baseados na área de superfície corpórea em crianças e adolescentes (A), adultos entre 20 a 39 anos (B) e adultos a partir de 40 anos (C), (Copiado com permissão do American Journal of Cardiology, Volume 64, Roman et al.195).

aorta torácica pode ser melhor visualizada utilizando o ETE comparado ao ETT, uma vez que que esse segmento aórtico está no campo proximal do ETE. A raiz e aorta ascendente podem ser melhor visualizadas utilizando o corte médio-esofágico eixo longo da aorta (3 câmaras aproximadamente entre 120-140 graus)³. A visão eixo-curto da aorta ascendente é melhor obtida utilizando o corte médio-esofágico aproximadamente em 45 graus. Para avaliação da aorta descendente, eixo curto a 0 (zero) graus e eixo longo a 90 graus deve ser obtido desde a altura do diafragma até o arco aórtico. Imagens biplanares disponíveis nos aparelhos de ecocardiograma 3D permitem a visualização dos eixos longo e curto ao mesmo tempo.

13. Identificação da dilatação da raiz aórtica

Dilatação da raiz aórtica está associada com presença e progressão de regurgitação aórtica¹⁹⁷ e com a ocorrência de dissecção aórtica. Hipertensão aparentemente gera pouco impacto no diâmetro da raiz aórtica na altura do seio de Valsalva¹⁹⁷, mas está associado com dilatações em segmentos mais distais. Medidas da raiz aórtica na altura do seio de Valsalva estão amplamente relacionada e idade e SC. Assim, a SC deve ser utilizada para classificar o diâmetro da raiz aórtica utilizando três subgrupos: menores de 20 anos, 20 a 40 anos e maiores de 40 anos¹⁹⁵. A dilatação da raiz aórtica na altura do seio de Valsalva é definida como um diâmetro da raiz áortica acima do limite superior de 95% do intervalo de confiança na distribuição em uma grande população de referência. A dilatação aórtica pode ser facilmente detectada comparando os valores encontrados com normogramas previamente definidos para ASC (Figura 13)¹⁹⁵. Equações para determinar o diâmetro esperado da aorta no Seio de Valsava levando em consideração ASC e os 3 subgrupos (de acordo com a idade) também podem ser vistos na (Figura 13)¹⁹⁵. O índice ou razão entre os valores observados versus esperados para raiz aórtica pode ser calculado dividindo-se o diâmetro observado pelo esperado.

Recomendações: O anel aórtico deve ser medido no meio da sístole utilizando os bordos internos. Todas as outras medidas da raiz aórtica (i.e. diâmetro máximo do Seio de Valsalva, junção sinotubular, aorta ascendente proximal) devem ser medidos no final da diástole em um plano perpendicular ao eixo longo da aorta utilizando os bordos principais. Medidas dos diâmetros máximos da raiz aórtica e seio de Valsalva devem ser comparados utilizando normogramas para idade e ASC ou com valores calculados através de equações alométricas específicas. A medida acurada do anel aórtico antes da TAVI/TAVR é crucial. Até o presente momento, não foi estabelecido um método padrão ouro para avaliação do anel aórtico antes da TAVI/TAVR. O Ecocardiograma 3D e TC estão aparecendo como possíveis e confiáveis métodos para medidas do anel aórtico.

V. VEIA CAVA INFERIOR

A avaliação da VCI através da janela subcostal deve ser incluída como rotina no exame de ETT. É consenso que o diâmetro da VCI deve ser medido na janela subcostal, com paciente em posição supina e a 1-2cm da junção com o AD, utilizando o eixo longo. Para melhor acurácia, essa medida deve ser realizada perpendicular ao eixo longo da VCI. O diâmetro da VCI diminui em resposta à inspiração, quando uma pressão negativa intratorácica leva a um maior enchimento do VD através das veias sistêmicas. O diâmetro da VCI e sua redução percentual durante inspiração se correlaciona com a pressão do AD. A relacão pode ser quantificada como índice de colapsibilidade ¹⁹⁸. A avaliação da resposta à inspiração pode requerer uma breve inspiração forçada, uma vez que a inspiração normal pode não gerar tal resposta. Para simplificar e uniformizar a avaliação, valores específicos da pressão do AD mais do que a faixa de valores devem ser utilizados para determinação da PSAP. Diâmetro da VCI <2.1cm que colaba >50% na manobra de inspiração sugere pressão normal de AD (3mmHg, variando entre 0-5mmHg). Diâmetro da VCI >2.1cm que colaba <50% com a manobra de inspiração sugere pressão do AD elevada (15mmHg, variando entre 10-20mmHg)199. Em um cenário na qual a VCI e seu colabamento não se enquadram nas definições acima um valor intermediário de 8mmHg (entre 5-10mmHg) pode ser usado ou, preferencialmente, outros índices para avaliação da pressão do AD devem ser empregados para classificar em abaixo ou acima do normal ou altos valores da pressão de AD. Deve ser notado que em atletas jovens a VCI pode estar dilatada mesmo na presença de pressões normais do AD^{200,201}. Além disso, a VCI está normalmente dilatada e pode não colabar em paciente sob ventilação mecânica. Neste caso, não deve ser utilizada rotineiramente para estimar a pressão do AD²⁰². Porém, o diâmetro da VCI medido através do ETE na altura da junção cavo-atrial tem sido utilizado com sucesso para estimar a PVC em pacientes anestesiados e sob ventilação mecânica203. O uso do tamanho e dinâmica da VCI é encorajado para se estimar a pressão do AD. Esse método deve ser utilizada para estimar a PSAP baseado na velocidade do jato de regurgitação tricúspide, ao invés de se assumir valores constantes de pressão do AD para todos os pacientes.

NOTICE AND DISCLAIMER

This report is made available by ASE and EACVI as a courtesy reference source for members. This report contains recommendations only and should not be used as the sole basis to make medical practice decisions or for disciplinary action against any employee. The statements and recommendations contained in this report are primarily based on the opinions of experts, rather than on scientifically-verified data. ASE and EACVI make no express or implied warranties regarding the completeness or accuracy of the information in this report, including the warranty of merchantability or fitness for a particular purpose. In no event shall ASE and EACVI be liable to you, your patients, or any other third parties for any decision made or action taken by you or such other parties in reliance on this information. Nor does your use of this information constitute the offering of medical advice by ASE and EACVI or create any physician-patient relationship between ASE/EACVI and your patients or anyone else.

REFERENCES

- 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.
- Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification. Eur J Echocardiogr 2006;7:79-108.
- Hahn RT, Abraham T, Adams MS, Bruce CJ, Glas KE, Lang RM, et al. Guidelines for performing a comprehensive transesophageal echocardiographic examination: recommendations from the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. J Am Soc Echocardiogr 2013;26:921-64.
- Mulvagh SL, Rakowski H, Vannan MA, Abdelmoneim SS, Becher H, Bierig SM, et al. American Society of Echocardiography Consensus Statement on the Clinical Applications of Ultrasonic Contrast Agents in Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2008;21:1179-201; quiz 281.
- Hoffmann R, von Bardeleben S, Kasprzak JD, Borges AC, ten Cate F, Firschke C, et al. Analysis of regional left ventricular function by cineventriculography, cardiac magnetic resonance imaging, and unenhanced and contrast-enhanced echocardiography: a multicenter comparison of methods. J Am Coll Cardiol 2006;47:121-8.
- Dorosz JL, Lezotte DC, Weitzenkamp DA, Allen LA, Salcedo EE. Performance of 3-dimensional echocardiography in measuring left ventricular volumes and ejection fraction: a systematic review and meta-analysis. J Am Coll Cardiol 2012;59:1799-808.
- Rietzschel ER, De Buyzere ML, Bekaert S, Segers P, De Bacquer D, Cooman L, et al. Rationale, design, methods and baseline characteristics of the Asklepios Study. Eur J Cardiovasc Prev Rehabil 2007;14:179-91.
- 8. Kuznetsova T, Herbots L, Lopez B, Jin Y, Richart T, Thijs L, et al. Prevalence of left ventricular diastolic dysfunction in a general population. Circ Heart Fail 2009;2:105-12.
- 9. Friedman GD, Cutter GR, Donahue RP, Hughes GH, Hulley SB, Jacobs DR, Jr., et al. CARDIA: study design, recruitment, and some characteristics of the examined subjects. J Clin Epidemiol 1988;41:1105-16.
- Muraru D, Badano LP, Peluso D, Dal Bianco L, Casablanca S, Kocabay G, et al. Comprehensive analysis of left ventricular geometry and function by three-dimensional echocardiography in healthy adults. J Am Soc Echocardiogr 2013;26:618-28.
- Lancellotti P, Badano LP, Lang RM, Akhaladze N, Athanassopoulos GD, Barone D, et al. Normal Reference Ranges for Echocardiography: rationale, study design, and methodology (NORRE Study). Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:303-8.
- Kou S, Caballero L, Dulgheru R, Voilliot D, De Sousa C, Kacharava G, et al. Echocardiographic reference ranges for normal cardiac chamber size: results from the NORRE study. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2014 (in press).
- 13. Bhave NM, Lang RM. Evaluation of left ventricular structure and function by three-dimensional echocardiography. Curr Opin Crit Care 2013;19:387-96.
- 14. Chahal NS, Lim TK, Jain P, Chambers JC, Kooner JS, Senior R. Population-based reference values for 3D echocardiographic LV volumes and ejection fraction. JACC Cardiovasc Imaging 2012;5:1191-7.
- Kaku K, Takeuchi M, Otani K, Sugeng L, Nakai H, Haruki N, et al. Ageand gender-dependency of left ventricular geometry assessed with real-time three-dimensional transthoracic echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2011;24:541-7.
- Fukuda S, Watanabe H, Daimon M, Abe Y, Hirashiki A, Hirata K, et al. Normal values of real-time 3-dimensional echocardiographic parameters in a healthy Japanese population: the JAMP-3D Study. Circ J 2012;76:1177-81.

- 17. Germans T, Gotte MJ, Nijveldt R, Spreeuwenberg MD, Beek AM, Bronzwaer JG, et al. Effects of aging on left atrioventricular coupling and left ventricular filling assessed using cardiac magnetic resonance imaging in healthy subjects. Am J Cardiol 2007;100:122-7.
- Sandstede J, Lipke C, Beer M, Hofmann S, Pabst T, Kenn W, et al. Ageand gender-specific differences in left and right ventricular cardiac function and mass determined by cine magnetic resonance imaging. Eur Radiol 2000;10:438-42.
- Muraru D, Badano LP, Piccoli G, Gianfagna P, Del Mestre L, Ermacora D, et al. Validation of a novel automated border-detection algorithm for rapid and accurate quantitation of left ventricular volumes based on three-dimensional echocardiography. Eur J Echocardiogr 2010;11:359-68.
- 20. Aune E, Baekkevar M, Rodevand O, Otterstad JE. Reference values for left ventricular volumes with real-time 3-dimensional echocardiography. Scand Cardiovasc J 2010;44:24-30.
- 21. Lang RM, Borow KM, Neumann A, Janzen D. Systemic vascular resistance: an unreliable index of left ventricular afterload. Circulation 1986;74:1114-23.
- Reisner SA, Lysyansky P, Agmon Y, Mutlak D, Lessick J, Friedman Z. Global longitudinal strain: a novel index of left ventricular systolic function. J Am Soc Echocardiogr 2004;17:630-3.
- 23. Dalen H, Thorstensen A, Aase SA, Ingul CB, Torp H, Vatten LJ, et al. Segmental and global longitudinal strain and strain rate based on echocardiography of 1266 healthy individuals: the HUNT study in Norway. Eur J Echocardiogr 2010;11:176-83.
- 24. Voigt JU, Pedrizzetti G, Lysyansky P, Marwick TH, Houle HC, Baumann R, et al. Definitions for a Common Standard for 2D Speckle Tracking Echocardiography. Consensus document of the EACVI/ASE/Industry Task Force to Standardize Deformation Imaging. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2014; (in press).
- 25. Mor-Avi V, Lang RM, Badano LP, Belohlavek M, Cardim NM, Derumeaux G, et al. Current and evolving echocardiographic techniques for the quantitative evaluation of cardiac mechanics: ASE/EAE consensus statement on methodology and indications endorsed by the Japanese Society of Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2011;24:277-313.
- Thomas JD, Badano LP. EACVI-ASE-industry initiative to standardize deformation imaging: a brief update from the co-chairs. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:1039-40.
- Yingchoncharoen T, Agarwal S, Popovic ZB, Marwick TH. Normal ranges of left ventricular strain: a meta-analysis. J Am Soc Echocardiogr 2013;26:185-91.
- Mignot A, Donal E, Zaroui A, Reant P, Salem A, Hamon C, et al. Global longitudinal strain as a major predictor of cardiac events in patients with depressed left ventricular function: a multicenter study. J Am Soc Echocardiogr 2010;23:1019-24.
- 29. Stanton T, Leano R, Marwick TH. Prediction of all-cause mortality from global longitudinal speckle strain: comparison with ejection fraction and wall motion scoring. Circ Cardiovasc Imaging 2009;2:356-64.
- 30. Di Salvo G, Rea A, Mormile A, Limongelli G, D'Andrea A, Pergola V, et al. Usefulness of bidimensional strain imaging for predicting outcome in asymptomatic patients aged </= 16 years with isolated moderate to severe aortic regurgitation. Am J Cardiol 2012;110:1051-5.
- Witkowski TG, Thomas JD, Debonnaire PJ, Delgado V, Hoke U, Ewe SH, et al. Global longitudinal strain predicts left ventricular dysfunction after mitral valve repair. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:69-76.
- 32. Kocabay G, Muraru D, Peluso D, Cucchini U, Mihaila S, Padayattil-Jose S, et al. Normal left ventricular mechanics by two-dimensional speckle tracking echocardiography. Rev Esp Cardiol 2014;(in press).
- Takigiku K, Takeuchi M, Izumi C, Yuda S, Sakata K, Ohte N, et al. Normal range of left ventricular 2-dimensional strain: Japanese Ultrasound Speckle Tracking of the Left Ventricle (JUSTICE) study. Circ J 2012;76:2623-32.

- Kuznetsova T, Herbots L, Richart T, D'Hooge J, Thijs L, Fagard RH, et al. Left ventricular strain and strain rate in a general population. Eur Heart J 2008;29:2014-23.
- 35. Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, Jacobs AK, Kaul S, Laskey WK, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. Circulation 2002;105:539-42.
- Schiller NB, Shah PM, Crawford M, DeMaria A, Devereux R, Feigenbaum H, et al. Recommendations for quantitation of the left ventricle by two-dimensional echocardiography. American Society of Echocardiography Committee on Standards, Subcommittee on Quantitation of Two-Dimensional Echocardiograms. J Am Soc Echocardiogr 1989;2:358-67.
- Amzulescu MS, Slavich M, Florian A, Goetschalckx K, Voigt JU. Does two-dimensional image reconstruction from three-dimensional full volume echocardiography improve the assessment of left ventricular morphology and function? Echocardiography 2013;30:55-63.
- Voigt JU, Lindenmeier G, Exner B, Regenfus M, Werner D, Reulbach U, et al. Incidence and characteristics of segmental postsystolic longitudinal shortening in normal, acutely ischemic, and scarred myocardium. J Am Soc Echocardiogr 2003;16:415-23.
- Lieberman AN, Weiss JL, Jugdutt BI, Becker LC, Bulkley BH, Garrison JG, et al. Two-dimensional echocardiography and infarct size: relationship of regional wall motion and thickening to the extent of myocardial infarction in the dog. Circulation 1981;63:739-46.
- Takeuchi M, Sonoda S, Miura Y, Kuroiwa A. Reproducibility of dobutamine digital stress echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 1997;10:344-51.
- 41. Lumens J, Leenders GE, Cramer MJ, De Boeck BW, Doevendans PA, Prinzen FW, et al. Mechanistic evaluation of echocardiographic dyssynchrony indices: patient data combined with multiscale computer simulations. Circ Cardiovasc Imaging 2012;5:491-9.
- 42. Little WC, Reeves RC, Arciniegas J, Katholi RE, Rogers EW. Mechanism of abnormal interventricular septal motion during delayed left ventricular activation. Circulation 1982;65:1486-91.
- 43. Parsai C, Bijnens B, Sutherland GR, Baltabaeva A, Claus P, Marciniak M, et al. Toward understanding response to cardiac resynchronization therapy: left ventricular dyssynchrony is only one of multiple mechanisms. Eur Heart J 2009;30:940-9.
- 44. Voigt JU, Schneider TM, Korder S, Szulik M, Gurel E, Daniel WG, et al. Apical transverse motion as surrogate parameter to determine regional left ventricular function inhomogeneities: a new, integrative approach to left ventricular asynchrony assessment. Eur Heart J 2009;30:959-68.
- 45. Stankovic I, Aarones M, Smith HJ, Voros G, Kongsgaard E, Neskovic AN, et al. Dynamic relationship of left-ventricular dyssynchrony and contractile reserve in patients undergoing cardiac resynchronization therapy. Eur Heart J 2013 (in press).
- Heimdal A, Stoylen A, Torp H, Skjaerpe T. Real-time strain rate imaging of the left ventricle by ultrasound. J Am Soc Echocardiogr 1998;11:1013-9.
- Leitman M, Lysyansky P, Sidenko S, Shir V, Peleg E, Binenbaum M, et al. Two-dimensional strain-a novel software for real-time quantitative echocardiographic assessment of myocardial function. J Am Soc Echocardiogr 2004;17:1021-9.
- 48. Stefani L, Toncelli L, Gianassi M, Manetti P, Di Tante V, Vono MR, et al. Two-dimensional tracking and TDI are consistent methods for evaluating myocardial longitudinal peak strain in left and right ventricle basal segments in athletes. Cardiovasc Ultrasound 2007;5:7.
- Voigt JU, Exner B, Schmiedehausen K, Huchzermeyer C, Reulbach U, Nixdorff U, et al. Strain-rate imaging during dobutamine stress echocardiography provides objective evidence of inducible ischemia. Circulation 2003;107:2120-6.
- Maffessanti F, Nesser HJ, Weinert L, Steringer-Mascherbauer R, Niel J, Gorissen W, et al. Quantitative evaluation of regional left ventricular function using three-dimensional speckle tracking echocardiography in patients with and without heart disease. Am J Cardiol 2009;104:1755-62.

- Badano LP, Cucchini U, Muraru D, Al Nono O, Sarais C, Iliceto S. Use of three-dimensional speckle tracking to assess left ventricular myocardial mechanics: inter-vendor consistency and reproducibility of strain measurements. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2013;14:285-93.
- Verdecchia P, Carini G, Circo A, Dovellini E, Giovannini E, Lombardo M, et al. Left ventricular mass and cardiovascular morbidity in essential hypertension: the MAVI study. J Am Coll Cardiol 2001;38:1829-35.
- Schillaci G, Verdecchia P, Porcellati C, Cuccurullo O, Cosco C, Perticone F. Continuous relation between left ventricular mass and cardiovascular risk in essential hypertension. Hypertension 2000;35:580-6.
- Ghali JK, Liao Y, Simmons B, Castaner A, Cao G, Cooper RS. The prognostic role of left ventricular hypertrophy in patients with or without coronary artery disease. Ann Intern Med 1992;117:831-6.
- 55. Verma A, Meris A, Skali H, Ghali JK, Arnold JM, Bourgoun M, et al. Prognostic implications of left ventricular mass and geometry following myocardial infarction: the VALIANT (VALsartan In Acute myocardial iNfarcTion) Echocardiographic Study. JACC Cardiovasc Imaging 2008;1:582-91.
- Armstrong AC, Gidding S, Gjesdal O, Wu C, Bluemke DA, Lima JA. LV mass assessed by echocardiography and CMR, cardiovascular outcomes, and medical practice. JACC Cardiovasc Imaging 2012;5:837-48.
- Park SH, Shub C, Nobrega TP, Bailey KR, Seward JB. Two-dimensional echocardiographic calculation of left ventricular mass as recommended by the American Society of Echocardiography: correlation with autopsy and M-mode echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 1996;9:119-28.
- 58. McGavigan AD, Dunn FG, Goodfield NE. Secondary harmonic imaging overestimates left ventricular mass compared to fundamental echocardiography. Eur J Echocardiogr 2003;4:178-81.
- 59. de Las Fuentes L, Spence KE, Davila-Roman VG, Waggoner AD. Are normative values for LV geometry and mass based on fundamental imaging valid with use of harmonic imaging? J Am Soc Echocardiogr 2010;23:1317-22.
- 60. Mor-Avi V, Sugeng L, Weinert L, MacEneaney P, Caiani EG, Koch R, et al. Fast measurement of left ventricular mass with real-time three-dimensional echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging. Circulation 2004;110:1814-8.
- 61. Lang RM, Badano LP, Tsang W, Adams DH, Agricola E, Buck T, et al. EAE/ASE recommendations for image acquisition and display using three-dimensional echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2012;25:3-46.
- 62. Lam CS, Roger VL, Rodeheffer RJ, Bursi F, Borlaug BA, Ommen SR, et al. Cardiac structure and ventricular-vascular function in persons with heart failure and preserved ejection fraction from Olmsted County, Minnesota. Circulation 2007;115:1982-90.
- 63. Ng AC, Tran da T, Newman M, Allman C, Vidaic J, Lo ST, et al. Left ventricular longitudinal and radial synchrony and their determinants in healthy subjects. J Am Soc Echocardiogr 2008;21:1042-8.
- 64. Chahal NS, Lim TK, Jain P, Chambers JC, Kooner JS, Senior R. Ethnicity-related differences in left ventricular function, structure and geometry: a population study of UK Indian Asian and European white subjects. Heart 2010;96:466-71.
- 65. Chirinos JA, Segers P, De Buyzere ML, Kronmal RA, Raja MW, De Bacquer D, et al. Left ventricular mass: allometric scaling, normative values, effect of obesity, and prognostic performance. Hypertension 2010;56:91-8.
- Cuspidi C, Facchetti R, Sala C, Bombelli M, Negri F, Carugo S, et al. Normal values of left-ventricular mass: echocardiographic findings from the PAMELA study. J Hypertens 2012;30:997-1003.
- 67. Kizer JR, Arnett DK, Bella JN, Paranicas M, Rao DC, Province MA, et al. Differences in left ventricular structure between black and white hypertensive adults: the Hypertension Genetic Epidemiology Network study. Hypertension 2004;43:1182-8.
- Rodriguez CJ, Diez-Roux AV, Moran A, Jin Z, Kronmal RA, Lima J, et al. Left ventricular mass and ventricular remodeling among Hispanic subgroups compared with non-Hispanic blacks and whites: MESA (Multi-ethnic Study of Atherosclerosis). J Am Coll Cardiol 2010;55:234-42.

- Park CM, March K, Ghosh AK, Jones S, Coady E, Tuson C, et al. Leftventricular structure in the Southall And Brent REvisited (SABRE) study: explaining ethnic differences. Hypertension 2013;61:1014-20.
- de Simone G, Kizer JR, Chinali M, Roman MJ, Bella JN, Best LG, et al. Normalization for body size and population-attributable risk of left ventricular hypertrophy: the Strong Heart Study. Am J Hypertens 2005;18:191-6.
- 71. Rudski LG, Lai WW, Afilalo J, Hua L, Handschumacher MD, Chandrasekaran K, et al. Guidelines for the echocardiographic assessment of the right heart in adults: a report from the American Society of Echocardiography endorsed by the European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, and the Canadian Society of Echocardiography. J Am Soc Echocardiogr 2010;23:685-713; quiz 86-8.
- 72. Kawut SM, Lima JA, Barr RG, Chahal H, Jain A, Tandri H, et al. Sex and race differences in right ventricular structure and function: the multi-ethnic study of atherosclerosis-right ventricle study. Circulation 2011;123:2542-51.
- D'Oronzio U, Senn O, Biaggi P, Gruner C, Jenni R, Tanner FC, et al. Right heart assessment by echocardiography: gender and body size matters. J Am Soc Echocardiogr 2012;25:1251-8.
- 74. Willis J, Augustine D, Shah R, Stevens C, Easaw J. Right ventricular normal measurements: time to index? J Am Soc Echocardiogr 2012;25:1259-67.
- 75. Maffessanti F, Muraru D, Esposito R, Gripari P, Ermacora D, Santoro C, et al. Age-, body size-, and sex-specific reference values for right ventricular volumes and ejection fraction by three-dimensional echocardiography: a multicenter echocardiographic study in 507 healthy volunteers. Circ Cardiovasc Imaging 2013;6:700-10.
- 76. D'Andrea A, Cocchia R, Caso P, Riegler L, Scarafile R, Salerno G, et al. Global longitudinal speckle-tracking strain is predictive of left ventricular remodeling after coronary angioplasty in patients with recent non-ST elevation myocardial infarction. Int J Cardiol 2011;153:185-91.
- 77. Ling LF, Obuchowski NA, Rodriguez L, Popovic Z, Kwon D, Marwick TH. Accuracy and interobserver concordance of echocardiographic assessment of right ventricular size and systolic function: a quality control exercise. J Am Soc Echocardiogr 2012;25:709-13.
- Shimada YJ, Shiota M, Siegel RJ, Shiota T. Accuracy of right ventricular volumes and function determined by three-dimensional echocardiography in comparison with magnetic resonance imaging: a meta-analysis study. J Am Soc Echocardiogr 2010;23:943-53.
- Giusca S, Dambrauskaite V, Scheurwegs C, D'Hooge J, Claus P, Herbots L, et al. Deformation imaging describes right ventricular function better than longitudinal displacement of the tricuspid ring. Heart 2010;96:281-8.
- Innelli P, Esposito R, Olibet M, Nistri S, Galderisi M. The impact of ageing on right ventricular longitudinal function in healthy subjects: a pulsed tissue Doppler study. Eur J Echocardiogr 2009;10:491-8.
- Maffessanti F, Gripari P, Tamborini G, Muratori M, Fusini L, Alamanni F, et al. Evaluation of right ventricular systolic function after mitral valve repair: a two-dimensional Doppler, speckle-tracking, and three-dimensional echocardiographic study. J Am Soc Echocardiogr 2012;25:701-8.
- 82. Verhaert D, Mullens W, Borowski A, Popovic ZB, Curtin RJ, Thomas JD, et al. Right ventricular response to intensive medical therapy in advanced decompensated heart failure. Circ Heart Fail 2010;3:340-6.
- Guendouz S, Rappeneau S, Nahum J, Dubois-Rande JL, Gueret P, Monin JL, et al. Prognostic significance and normal values of 2D strain to assess right ventricular systolic function in chronic heart failure. Circ J 2012;76:127-36.
- 84. Antoni ML, Scherptong RW, Atary JZ, Boersma E, Holman ER, van der Wall EE, et al. Prognostic value of right ventricular function in patients after acute myocardial infarction treated with primary percutaneous coronary intervention. Circ Cardiovasc Imaging 2010;3:264-71.
- 85. Hardegree EL, Sachdev A, Villarraga HR, Frantz RP, McGoon MD, Kushwaha SS, et al. Role of serial quantitative assessment of right ventricular function by strain in pulmonary arterial hypertension. Am J Cardiol 2013;111:143-8.

- Haeck ML, Scherptong RW, Marsan NA, Holman ER, Schalij MJ, Bax JJ, et al. Prognostic value of right ventricular longitudinal peak systolic strain in patients with pulmonary hypertension. Circ Cardiovasc Imaging 2012;5:628-36.
- 87. Cappelli F, Porciani MC, Bergesio F, Perlini S, Attana P, Moggi Pignone A, et al. Right ventricular function in AL amyloidosis: characteristics and prognostic implication. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2012;13:416-22.
- Grant AD, Smedira NG, Starling RC, Marwick TH. Independent and incremental role of quantitative right ventricular evaluation for the prediction of right ventricular failure after left ventricular assist device implantation. J Am Coll Cardiol 2012;60:521-8.
- 89. Unsworth B, Casula RP, Kyriacou AA, Yadav H, Chukwuemeka A, Cherian A, et al. The right ventricular annular velocity reduction caused by coronary artery bypass graft surgery occurs at the moment of pericardial incision. Am Heart J 2010;159:314-22.
- 90. Lindqvist P, Holmgren A, Zhao Y, Henein MY. Effect of pericardial repair after aortic valve replacement on septal and right ventricular function. Int J Cardiol 2012;155:388-93.
- 91. Sugeng L, Mor-Avi V, Weinert L, Niel J, Ebner C, Steringer-Mascherbauer R, et al. Multimodality comparison of quantitative volumetric analysis of the right ventricle. JACC Cardiovasc Imaging 2010;3:10-8.
- Rosca M, Lancellotti P, Popescu BA, Pierard LA. Left atrial function: pathophysiology, echocardiographic assessment, and clinical applications. Heart 2011;97:1982-9.
- 93. Spencer KT, Mor-Avi V, Gorcsan J, DeMaria AN, Kimball TR, Monaghan MJ, et al. Effects of aging on left atrial reservoir, conduit, and booster pump function: a multi-institution acoustic quantification study. Heart 2001;85:272-7.
- 94. Bouzas-Mosquera A, Broullon FJ, Alvarez-Garcia N, Mendez E, Peteiro J, Gandara-Sambade T, et al. Left atrial size and risk for all-cause mortality and ischemic stroke. Canadian Medical Association Journal 2011;183:E657-E64.
- 95. Kizer JR, Bella JN, Palmieri V, Liu JE, Best LG, Lee ET, et al. Left atrial diameter as an independent predictor of first clinical cardiovascular events in middle-aged and elderly adults: The Strong Heart Study (SHS). American Heart Journal 2006;151:412-8.
- 96. Lancellotti P, Donal E, Magne J, Moonen M, O'Connor K, Daubert JC, et al. Risk stratification in asymptomatic moderate to severe aortic stenosis: the importance of the valvular, arterial and ventricular interplay. Heart 2010;96:1364-71.
- Le Tourneau T, Messika-Zeitoun D, Russo A, Detaint D, Topilsky Y, Mahoney DW, et al. Impact of Left Atrial Volume on Clinical Outcome in Organic Mitral Regurgitation. Journal of the American College of Cardiology 2010;56:570-8.
- Tsang TSM, Barnes ME, Gersh BJ, Bailey KR, Seward JB. Left atrial volume as a morphophysiologic expression of left ventricular diastolic dysfunction and relation to cardiovascular risk burden. American Journal of Cardiology 2002;90:1284-9.
- 99. Tsang TSM, Barnes ME, Gersh BJ, Takemoto Y, Rosales AG, Bailey KR, et al. Prediction of risk for first age-related cardiovascular events in an elderly population: The incremental value of echocardiography. Journal of the American College of Cardiology 2003;42:1199-205.
- 100. Appleton CP, Galloway JM, Gonzalez MS, Gaballa M, Basnight MA. Estimation of left ventricular filling pressures using two-dimensional and Doppler echocardiography in adult patients with cardiac disease. Additional value of analyzing left atrial size, left atrial ejection fraction and the difference in duration of pulmonary venous and mitral flow velocity at atrial contraction. J Am Coll Cardiol 1993;22:1972-82.
- 101. Geske JB, Sorajja P, Nishimura RA, Ommen SR. The Relationship of Left Atrial Volume and Left Atrial Pressure in Patients With Hypertrophic Cardiomyopathy: An Echocardiographic and Cardiac Catheterization Study. Journal of the American Society of Echocardiography 2009;22:961-6.
- 102. Guron CW, Hartford M, Rosengren A, Thelle D, Wallentin I, Caidahl K. Usefulness of atrial size inequality as an indicator of abnormal left ventricular filling. American Journal of Cardiology 2005;95:1448-52.

- 103. Simek CL, Feldman MD, Haber HL, Wu CC, Jayaweera AR, Kaul S. Relationship between left ventricular wall thickness and left atrial size: comparison with other measures of diastolic function. J Am Soc Echocardiogr 1995;8:37-47.
- 104. Ersboll M AM, Valeur N, Mogensen UM, Waziri H, Moller JE, Hassager C, Soggard P, Kober L. The prognostic value of left atrial peak reservoir strain in acute myocardial infarction is dependent on left ventricular longitudinal function and left atrial size. Circulation Cardiovascular Imaging 2013;6:26-33.
- 105. Lonborg JT, Engstrom T, Moller JE, Ahtarovski KA, Kelbaek H, Holmvang L, et al. Left atrial volume and function in patients following ST elevation myocardial infarction and the association with clinical outcome: a cardiovascular magnetic resonance study. European Heart Journal-Cardiovascular Imaging 2013;14:118-26.
- 106. Barnes ME, Miyasaka Y, Seward JB, Gersh BJ, Rosales AG, Bailey KR, et al. Left atrial volume in the prediction of first ischemic stroke in an elderly cohort without atrial fibrillation. Mayo Clinic Proceedings 2004;79:1008-14.
- 107. Benjamin EJ, Dagostino RB, Belanger AJ, Wolf PA, Levy D. Left Atrial Size and the Risk of Stroke and Death - the Framingham Heart-Study. Circulation 1995;92:835-41.
- 108. Bolca O, Akdemir O, Eren M, Dagdeviren B, Yildirim A, Tezel T. Left atrial maximum volume is a recurrence predictor in lone-atrial fibrillation - An acoustic quantification study. Japanese Heart Journal 2002;43:241-8.
- 109. Di Tullio MR, Sacco RL, Sciacca RR, Homma S. Left atrial size and the risk of ischemic stroke in an ethnically mixed population. Stroke 1999;30:2019-24.
- 110. Flaker GC, Fletcher KA, Rothbart RM, Halperin JL, Hart RG. Clinical and Echocardiographic Features of Intermittent Atrial-Fibrillation That Predict Recurrent Atrial-Fibrillation. American Journal of Cardiology 1995;76:355-8.
- 111. Kottkamp H. Fibrotic Atrial Cardiomyopathy: A Specific Disease/Syndrome Supplying Substrates for Atrial Fibrillation, Atrial Tachycardia, Sinus Node Disease, AV Node Disease, and Thromboembolic Complications. Journal of Cardiovascular Electrophysiology 2012;23:797-9.
- 112. Tsang TS, Gersh BJ, Appleton CP, Tajik AJ, Barnes ME, Bailey KR, et al. Left ventricular diastolic dysfunction as a predictor of the first diagnosed nonvalvular atrial fibrillation in 840 elderly men and women. J Am Coll Cardiol 2002;40:1636-44.
- 113. Tsang TSM, Barnes ME, Bailey KR, Leibson CL, Montgomery SC, Takemoto Y, et al. Left trial volume: Important risk marker of incident atrial fibrillation in 1655 older men and women. Mayo Clinic Proceedings 2001;76:467-75.
- Vaziri SM, Larson MG, Benjamin EJ, Levy D. Echocardiographic predictors of nonrheumatic atrial fibrillation. The Framingham Heart Study. Circulation 1994;89:724-30.
- 115. Tsang TSM, Barnes ME, Gersh BJ, Bailey KR, Seward JB. Risks for atrial fibrillation and congestive heart failure in patients >= 65 years of age with abnormal left ventricular diastolic relaxation. American Journal of Cardiology 2004;93:54-8.
- 116. Beinart R, Boyko V, Schwammenthal E, Kuperstein R, Sagie A, Hod H, et al. Long-term prognostic significance of left atrial volume in acute myocardial infarction. Journal of the American College of Cardiology 2004;44:327-34.
- 117. Moller JE, Hillis GS, Oh JK, Seward JB, Reeder GS, Wright RS, et al. Left atrial volume A powerful predictor of survival after acute myocardial infarction. Circulation 2003;107:2207-12.
- 118. Dini FL, Cortigiani L, Baldini U, Boni A, Nuti R, Barsotti L, et al. Prognostic value of left atrial enlargement in patients with idiopathic dilated cardiomyopathy and ischemic cardiomyopathy. American Journal of Cardiology 2002;89:518-23.
- 119. Kim H, Cho YK, Jun DH, Nam CW, Han SW, Hur SH, et al. Prognostic implications of the NT-ProBNP level and left atrial size in non-ischemic dilated cardiomyopathy. Circulation Journal 2008;72:1658-65.
- 120. Modena MG, Muia N, Sgura FA, Molinari R, Castelli A, Rossi R. Left atrial size is the major predictor of cardiac death and overall clinical outcome in patients with dilated cardiomyopathy: A long-term follow--up study. Clinical Cardiology 1997;20:553-60.

- 121. Quinones MA, Greenberg BH, Kopelen HA, Koilpillai C, Limacher MC, Shindler DM, et al. Echocardiographic predictors of clinical outcome in patients with Left Ventricular Dysfunction enrolled in the SOLVD Registry and Trials: Significance of left ventricular hypertrophy. Journal of the American College of Cardiology 2000;35:1237-44.
- 122. Sabharwal N, Cemin R, Rajan K, Hickman M, Lahiri A, Senior R. Usefulness of left atrial volume as a predictor of mortality in patients with ischemic cardiomyopathy. American Journal of Cardiology 2004;94:760-3.
- 123. Poulsen MK, Dahl JS, Henriksen JE, Hey TM, Hoilund-Carlsen PF, Beck-Nielsen H, et al. Left atrial volume index: relation to long-term clinical outcome in type 2 diabetes. J Am Coll Cardiol 2013.
- 124. Olshansky B, Heller EN, Mitchell LB, Chandler M, Slater W, Green M, et al. Are transthoracic echocardlographic parameters associated with atrial fibrillation recurrence or stroke? - Results from the atrial fibrillation follow-up investigation of rhythm management (AFFIRM) study. Journal of the American College of Cardiology 2005;45:2026-33.
- 125. Rusinaru D, Tribouilloy C, Grigioni F, Avierinos JF, Suri RM, Barbieri A, et al. Left Atrial Size Is a Potent Predictor of Mortality in Mitral Regurgitation Due to Flail Leaflets Results From a Large International Multicenter Study. Circulation-Cardiovascular Imaging 2011;4:473-U43.
- 126. Schabelman S, Schiller NB, Silverman NH, Ports TA. Left Atrial Volume Estimation by Two-Dimensional Echocardiography. Catheterization and Cardiovascular Diagnosis 1981;7:165-78.
- 127. Wade MR, Chandraratna PAN, Reid CL, Lin SL, Rahimtoola SH. Accuracy of Nondirected and Directed M-Mode Echocardiography as an Estimate of Left Atrial Size. American Journal of Cardiology 1987;60:1208-11.
- 128. Lester SJ, Ryan EW, Schiller NB, Foster E. Best method in clinical practice and in research studies to determine left atrial size. American Journal of Cardiology 1999;84:829-32.
- 129. Loperfido F, Pennestri F, Digaetano A, Scabbia E, Santarelli P, Mongiardo R, et al. Assessment of left atrial dimensions by cross sectional echocardiography in patients with mitral valve disease. Br Heart J 1983;50:570-8.
- Vyas H, Jackson K, Chenzbraun A. Switching to volumetric left atrial measurements: impact on routine echocardiographic practice. European Journal of Echocardiography 2011;12.
- 131. Gottdiener JS, Kitzman DW, Aurigemma GP, Arnold AM, Manolio TA. Left atrial volume, geometry, and function in systolic and diastolic heart failure of persons >= 65 years of age (The Cardiovascular Health Study). American Journal of Cardiology 2006;97:83-9.
- 132. Losi Ma, Betocchi S, Aversa M, Lombardi R, Miranda M, Ciampi Q, et al. Determinants of the development of atrial fibrillation in hypertrophic cardiomyopathy. Circulation 2002;106:710-.
- 133. Rossi A, Cicoira M, Zanolla L, Sandrini R, Golia G, Zardini P, et al. Determinants and prognostic value of left atrial volume in patients with dilated cardiomyopathy. Journal of the American College of Cardiology 2002;40:1425-30.
- 134. Takemoto Y, Barnes ME, Seward JB, Lester SJ, Appleton CA, Gersh BJ, et al. Usefulness of left atrial volume in predicting first congestive heart failure in patients >= 65 years of age with well-preserved left ventricular systolic function. American Journal of Cardiology 2005;96:832-6.
- 135. Tani T, Tanabe K, Ono M, Yamaguchi K, Okada M, Sumida T, et al. Left atrial volume and the risk of paroxysmal atrial fibrillation in patients with hypertrophic cardiomyopathy. Journal of the American Society of Echocardiography 2004;17:644-8.
- 136. Tsang TSM, Abhayaratna WP, Barnes ME, Miyasaka Y, Gersh BJ, Bailey KR, et al. Prediction of cardiovascular outcomes with left atrial size Is volume superior to area or diameter? Journal of the American College of Cardiology 2006;47:1018-23.
- 137. Pritchett AM, Jacobsen SJ, Mahoney DW, Rodeheffer RJ, Bailey KR, Redfield MM. Left atrial volume as an index of left atrial size: a population-based study. J Am Coll Cardiol 2003;41:1036-43.
- 138. Jenkins C, Bricknell K, Marwick TH. Use of real-time three-dimensional echocardiography to measure left atrial volume: Comparison with other echocardiographic techniques. Journal of the American Society of Echocardiography 2005;18:991-7.

- 139. Maceira aM, Cosin-Sales J, Roughton M, Prasad SK, Pennell DJ. Reference left atrial dimensions and volumes by steady state free precession cardiovascular magnetic resonance. Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance 2010;12.
- 140. Rodevand O, Bjornerheim R, Ljosland M, Maehle J, Smith HJ, Ihlen H. Left atrial volumes assessed by three- and two-dimensional echocardiography compared to MRI estimates. International Journal of Cardiac Imaging 1999;15:397-410.
- 141. Stojanovska J, Cronin P, Patel S, Gross BH, Oral H, Chughtai K, et al. Reference Normal Absolute and Indexed Values From ECG-Gated MDCT: Left Atrial Volume, Function, and Diameter. American Journal of Roentgenology 2011;197:631-7.
- 142. Ujino K, Barnes ME, Cha SS, Langins AP, Bailey KR, Seward JB, et al. Two-dimensional echocardiographic methods for assessment of left atrial volume. American Journal of Cardiology 2006;98:1185-8.
- 143. Aurigemma GP, Gottdiener JS, Arnold AM, Chinali M, Hill JC, Kitzman D. Left Atrial Volume and Geometry in Healthy Aging The Cardiovascular Health Study. Circulation-Cardiovascular Imaging 2009;2:282-9.
- 144. Thomas L, Levett K, Boyd A, Leung DYC, Schiller NB, Ross DL. Compensatory changes in atrial volumes with normal aging: Is atrial enlargement inevitable? Journal of the American College of Cardiology 2002;40:1630-5.
- 145. Yamaguchi K, Tanabe K, Tani T, Yagi T, Fujii Y, Konda T, et al. Left atrial volume in normal Japanese adults. Circulation Journal 2006;70:285-8.
- 146. Russo C, Hahn RT, Jin ZZ, Homma S, Sacco RL, Di Tullio MR. Comparison of Echocardiographic Single-Plane versus Biplane Method in the Assessment of Left Atrial Volume and Validation by Real Time Three-Dimensional Echocardiography. Journal of the American Society of Echocardiography 2010;23:954-60.
- 147. Nistri S, Galderisi M, Ballo P, Olivotto I, D'Andrea A, Pagliani L, et al. Determinants of echocardiographic left atrial volume: implications for normalcy. European Journal of Echocardiography 2011;12:826-33.
- Vasan RS, Levy D, Larson MG, Benjamin EJ. Interpretation of echocardiographic measurements: a call for standardization. Am Heart J 2000;139:412-22.
- 149. Knutsen KM, Stugaard M, Michelsen S, Otterstad JE. M-mode echocardiographic findings in apparently healthy, non-athletic Norwegians aged 20-70 years. Influence of age, sex and body surface area. J Intern Med 1989;225:111-5.
- 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.
- 151. Cacciapuoti F, Scognamiglio A, Paoli VD, Romano C, Cacciaputo F. Left Atrial Volume Index as Indicator of Left Venticular Diastolic Dysfunction. Journal of Cardiovascular Ultrasound 2012;20:25-9.
- 152. Orban M, Bruce CJ, Pressman GS, Leinveber P, Romero-Corral A, Korinek J, et al. Dynamic Changes of Left Ventricular Performance and Left Atrial Volume Induced by the Mueller Maneuver in Healthy Young Adults and Implications for Obstructive Sleep Apnea, Atrial Fibrillation, and Heart Failure. American Journal of Cardiology 2008;102:1557-61.
- 153. Whitlock M, Garg A, Gelow J, Jacobson T, Broberg C. Comparison of Left and Right Atrial Volume by Echocardiography Versus Cardiac Magnetic Resonance Imaging Using the Area-Length Method. American Journal of Cardiology 2010;106:1345-50.
- 154. Yoshida C, Nakao S, Goda A, Naito Y, Matsumoto M, Otsuka M, et al. Value of assessment of left atrial volume and diameter in patients with heart failure but with normal left ventricular ejection fraction and mitral flow velocity pattern. European Journal of Echocardiography 2009;10:278-81.
- 155. Iwataki M, Takeuchi M, Otani K, Kuwaki H, Haruki N, Yoshitani H, et al. Measurement of left atrial volume from transthoracic three-dimensional echocardiographic datasets using the biplane Simpson's technique. J Am Soc Echocardiogr 2012;25:1319-26.
- 156. 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.

- 157. Miyasaka Y, Tsujimoto S, Maeba H, Yuasa F, Takehana K, Dote K, et al. Left atrial volume by real-time three-dimensional echocardiography: validation by 64-slice multidetector computed tomography. J Am Soc Echocardiogr 2011;24:680-6.
- 158. Rohner A, Brinkert M, Kawel N, Buechel RR, Leibundgut G, Grize L, et al. Functional assessment of the left atrium by real-time three-dimensional echocardiography using a novel dedicated analysis tool: initial validation studies in comparison with computed tomography. Eur J Echocardiogr 2011;12:497-505.
- 159. Artang R, Migrino RQ, Harmann L, Bowers M, Woods TD. Left atrial volume measurement with automated border detection by 3-dimensional echocardiography: comparison with Magnetic Resonance Imaging. Cardiovasc Ultrasound 2009;7:16.
- 160. Mor-Avi V, Yodwut C, Jenkins C, Kuhl H, Nesser HJ, Marwick TH, et al. Real-time 3D echocardiographic quantification of left atrial volume: multicenter study for validation with CMR. JACC Cardiovasc Imaging 2012;5:769-77.
- 161. Caselli S, Canali E, Foschi ML, Santini D, Di Angelantonio E, Pandian NG, et al. Long-term prognostic significance of three-dimensional echocardiographic parameters of the left ventricle and left atrium. Eur J Echocardiogr 2010;11:250-6.
- 162. Suh IW, Song JM, Lee EY, Kang SH, Kim MJ, Kim JJ, et al. Left atrial volume measured by real-time 3-dimensional echocardiography predicts clinical outcomes in patients with severe left ventricular dysfunction and in sinus rhythm. J Am Soc Echocardiogr 2008;21:439-45.
- 163. Maddukuri PV, Vieira ML, DeCastro S, Maron MS, Kuvin JT, Patel AR, et al. What is the best approach for the assessment of left atrial size? Comparison of various unidimensional and two-dimensional parameters with three-dimensional echocardiographically determined left atrial volume. J Am Soc Echocardiogr 2006;19:1026-32.
- 164. Aune E, Baekkevar M, Roislien J, Rodevand O, Otterstad JE. Normal reference ranges for left and right atrial volume indexes and ejection fractions obtained with real-time three-dimensional echocardiography. European Journal of Echocardiography 2009;10:738-44.
- 165. Peluso D, Badano LP, Muraru D, Dianco LD, Cucchini U, Kocabay G, et al. Right Atrial Size and FUnction assessed with three-dimensional and speckle-tracking echocardiography in 200 healthy volunteers. European Heart Journal-Cardiovascular Imaging 2013; In press.
- 166. DePace NL, Ren JF, Kotler MN, Mintz GS, Kimbiris D, Kalman P. Twodimensional echocardiographic determination of right atrial emptying volume: a noninvasive index in quantifying the degree of tricuspid regurgitation. Am J Cardiol 1983;52:525-9.
- 167. Kaplan JD, Evans GT, Foster E, Lim D, Schiller NB. Evaluation of Electrocardiographic Criteria for Right Atrial Enlargement by Quantitative 2-Dimensional Echocardiography. Journal of the American College of Cardiology 1994;23:747-52.
- 168. Quraini D, Pandian NG, Patel AR. Three-Dimensional Echocardiographic Analysis of Right Atrial Volume in Normal and Abnormal Hearts: Comparison of Biplane and Multiplane Methods. Echocardiography-a Journal of Cardiovascular Ultrasound and Allied Techniques 2012;29:608-13.
- 169. Anderson RH. Clinical anatomy of the aortic root. Heart 2000;84:670-3.
- 170. Anderson RH. Further anatomical insights regarding the Ross procedure. Ann Thorac Surg 2006;81:411-2.
- 171. Piazza N, de Jaegere P, Schultz C, Becker AE, Serruys PW, Anderson RH. Anatomy of the aortic valvar complex and its implications for transcatheter implantation of the aortic valve. Circ Cardiovasc Interv 2008;1:74-81.
- 172. Ho SY. Structure and anatomy of the aortic root. Eur J Echocardiogr 2009;10:i3-10.
- 173. Messika-Zeitoun D, Serfaty JM, Brochet E, Ducrocq G, Lepage L, Detaint D, et al. Multimodal assessment of the aortic annulus diameter: implications for transcatheter aortic valve implantation. J Am Coll Cardiol 2010;55:186-94.
- 174. Moss RR, Ivens E, Pasupati S, Humphries K, Thompson CR, Munt B, et al. Role of echocardiography in percutaneous aortic valve implantation. JACC Cardiovasc Imaging 2008;1:15-24.

- 175. Walther T, Dewey T, Borger MA, Kempfert J, Linke A, Becht R, et al. Transapical aortic valve implantation: step by step. Ann Thorac Surg 2009;87:276-83.
- 176. Tops LF, Wood DA, Delgado V, Schuijf JD, Mayo JR, Pasupati S, et al. Noninvasive evaluation of the aortic root with multislice computed tomography implications for transcatheter aortic valve replacement. JACC Cardiovasc Imaging 2008;1:321-30.
- 177. Kazui T, Izumoto H, Yoshioka K, Kawazoe K. Dynamic morphologic changes in the normal aortic annulus during systole and diastole. J Heart Valve Dis 2006;15:617-21.
- 178. Shiran A, Adawi S, Ganaeem M, Asmer E. Accuracy and reproducibility of left ventricular outflow tract diameter measurement using transthoracic when compared with transesophageal echocardiography in systole and diastole. Eur J Echocardiogr 2009;10:319-24.
- 179. Hamdan A, Guetta V, Konen E, Goitein O, Segev A, Raanani E, et al. Deformation dynamics and mechanical properties of the aortic annulus by 4-dimensional computed tomography: insights into the functional anatomy of the aortic valve complex and implications for transcatheter aortic valve therapy. J Am Coll Cardiol 2012;59:119-27.
- 180. Chin D. Echocardiography for transcatheter aortic valve implantation. Eur J Echocardiogr 2009;10:i21-9.
- 181. Zamorano JL, Badano LP, Bruce C, Chan KL, Goncalves A, Hahn RT, et al. EAE/ASE recommendations for the use of echocardiography in new transcatheter interventions for valvular heart disease. J Am Soc Echocardiogr 2011;24:937-65.
- 182. Holmes DR, Jr., Mack MJ, Kaul S, Agnihotri A, Alexander KP, Bailey SR, et al. 2012 ACCF/AATS/SCAI/STS expert consensus document on transcatheter aortic valve replacement. J Am Coll Cardiol 2012;59:1200-54.
- 183. Achenbach S, Delgado V, Hausleiter J, Schoenhagen P, Min JK, Leipsic JA. SCCT expert consensus document on computed tomography imaging before transcatheter aortic valve implantation (TAVI)/transcatheter aortic valve replacement (TAVR). J Cardiovasc Comput Tomogr 2012;6:366-80.
- 184. Kasel AM, Cassese S, Bleiziffer S, Amaki M, Hahn RT, Kastrati A, et al. Standardized imaging for aortic annular sizing: implications for transcatheter valve selection. JACC Cardiovasc Imaging 2013;6:249-62.
- 185. Pershad A, Stone D, Morris MF, Fang K, Gellert G. Aortic annulus measurement and relevance to successful transcatheter aortic valve replacement: a new technique using 3D TEE. J Interv Cardiol 2013;26:302-9.
- 186. Hahn RT, Khalique O, Williams MR, Koss E, Paradis JM, Daneault B, et al. Predicting paravalvular regurgitation following transcatheter valve replacement: utility of a novel method for three-dimensional echocardiographic measurements of the aortic annulus. J Am Soc Echocardiogr 2013;26:1043-52.
- 187. Flachskampf FA, Wouters PF, Edvardsen T, Evangelista A, Habib G, Hoffman P, et al. Recommendations for transoesophageal echocardiography: EACVI update 2014. Eur Heart J Cardiovasc Imaging 2014;15:353-65.
- 188. Hutter A, Opitz A, Bleiziffer S, Ruge H, Hettich I, Mazzitelli D, et al. Aortic annulus evaluation in transcatheter aortic valve implantation. Catheter Cardiovasc Interv 2010;76:1009-19.
- Leipsic J, Gurvitch R, Labounty TM, Min JK, Wood D, Johnson M, et al. Multidetector computed tomography in transcatheter aortic valve implantation. JACC Cardiovasc Imaging 2011;4:416-29.
- 190. Delgado V, Ng AC, van de Veire NR, van der Kley F, Schuijf JD, Tops LF, et al. Transcatheter aortic valve implantation: role of multi-detector row computed tomography to evaluate prosthesis positioning and deployment in relation to valve function. Eur Heart J 2010;31:1114-23.
- 191. Willson AB, Webb JG, Freeman M, Wood DA, Gurvitch R, Thompson CR, et al. Computed tomography-based sizing recommendations for transcatheter aortic valve replacement with balloon-expandable valves: Comparison with transesophageal echocardiography and rationale for implementation in a prospective trial. J Cardiovasc Comput Tomogr 2012;6:406-14.

- 192. Utsunomiya H, Yamamoto H, Horiguchi J, Kunita E, Okada T, Yamazato R, et al. Underestimation of aortic valve area in calcified aortic valve disease: effects of left ventricular outflow tract ellipticity. Int J Cardiol 2012;157:347-53.
- 193. Gurvitch R, Webb JG, Yuan R, Johnson M, Hague C, Willson AB, et al. Aortic annulus diameter determination by multidetector computed tomography: reproducibility, applicability, and implications for transcatheter aortic valve implantation. JACC Cardiovasc Interv 2011;4:1235-45.
- 194. Goldstein SA, Evangelista A, Abbara S, Arai A, Acsh F, Badano LP, et al. ASE/EAE recommendations for multimodality imaging techniques for diseases of the aorta: Expert consensus statement. J Am Soc Echocardiogr 2014;(in press).
- 195. 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.
- 196. Vasan RS, Larson MG, Benjamin EJ, Levy D. Echocardiographic reference values for aortic root size: the Framingham Heart Study. J Am Soc Echocardiogr 1995;8:793-800.
- 197. Roman MJ, Devereux RB, Niles NW, Hochreiter C, Kligfield P, Sato N, et al. Aortic root dilatation as a cause of isolated, severe aortic regurgitation. Prevalence, clinical and echocardiographic patterns, and relation to left ventricular hypertrophy and function. Ann Intern Med 1987;106:800-7.
- 198. 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.
- 199. Brennan JM, Blair JE, Goonewardena S, Ronan A, Shah D, Vasaiwala S, et al. Reappraisal of the use of inferior vena cava for estimating right atrial pressure. J Am Soc Echocardiogr 2007;20:857-61.
- 200. 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.
- 201. Goldhammer E, Mesnick N, Abinader EG, Sagiv M. Dilated inferior vena cava: a common echocardiographic finding in highly trained elite athletes. J Am Soc Echocardiogr 1999;12:988-93.
- 202. Jue J, Chung W, Schiller NB. Does inferior vena cava size predict right atrial pressures in patients receiving mechanical ventilation? J Am Soc Echocardiogr 1992;5:613-9.
- 203. Arthur ME, Landolfo C, Wade M, Castresana MR. Inferior vena cava diameter (IVCD) measured with transesophageal echocardiography (TEE) can be used to derive the central venous pressure (CVP) in anesthetized mechanically ventilated patients. Echocardiography 2009;26:140-9.
- 204. Hiratzka LF, Bakris GL, Beckman JA, Bersin RM, Carr VF, Casey DE, Jr., et al. 2010 ACCF/AHA/AATS/ACR/ASA/SCA/SCAI/SIR/STS/SVM guidelines for the diagnosis and management of patients with Thoracic Aortic Disease: a report of the American College of Cardiology Foundation/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines, American Association for Thoracic Surgery, American College of Radiology, American Stroke Association, Society of Cardiovascular Anesthesiologists, Society for Cardiovascular Angiography and Interventions, Society for Vascular Medicine. Circulation 2010;121:e266-369.
- 205. Mosteller RD. Simplified calculation of body-surface area. N Engl J Med 1987;317:1098.
- 206. Rodriguez-Bailon I, Jimenez-Navarro MF, Perez-Gonzalez R, Garcia--Orta R, Morillo-Velarde E, de Teresa-Galvan E. Left ventricular deformation and two-dimensional echocardiography: temporal and other parameter values in normal subjects. Rev Esp Cardiol 2010;63:1195-9.
- 207. Saleh HK, Villarraga HR, Kane GC, Pereira NL, Raichlin E, Yu Y, et al. Normal left ventricular mechanical function and synchrony values by speckle-tracking echocardiography in the transplanted heart with normal ejection fraction. J Heart Lung Transplant 2011;30:652-8.
- 208. Bussadori C, Moreo A, Di Donato M, De Chiara B, Negura D, Dall'Aglio E, et al. A new 2D-based method for myocardial velocity strain and strain rate quantification in a normal adult and paediatric population: assessment of reference values. Cardiovasc Ultrasound 2009;7:8.

Métodos

Quando possível dados da pressão sistólica, pressão diastólica, diagnóstico de hiperten-são, tratamento da hipertensão, diagnóstico de diabetes, níveis da glicemia em jejum, valor da creatinina, nível do cholesterol total, nível de cholesterol LDL, valor dos triglicerídeos foram obtidos. A area da superfície corporal (SC) foi calculada usando a fórmula de Mosteller.²⁰⁵ O índice da massa corporal (IMC) foi calculado dividindo o peso em kilogramas pela altura em me-tro quadrado.

Medidas ecocardiográficas

Medidas ecocardiográficas transtorácicas foram feitas por cada estudo conforme disponíveis nos guidelines publicados. 1 Valores para medidas seguintes foram fornecidas dos seguintes cortes do Eco 2D: diâmetro diastólico final do VE (DDF VE), e do diâmetro sistólico final do VE (DSF VE) do eixo paraesternal longo, VDF VE, DSF VE, FE VE, do corte apical 4 e 2 câ-maras e VDF VE, VSF VE, VS VE do corte biplanar.

Análise estatística

Todos os parâmetros estudados foram feitos para obter uma distribuição normal usando o teste do Kolmogorov-Smirnov e os dados resumidos para essas varáiveis são apresentadas por sua média + DP. Análises multivariáveis foram usadas para determiner a dependência dos parâmetros medidos baseados na idade, sexo e SC. Regressão univariada linear simples utilizando idade foram então usadas para construir normogramas normalizados para SC e dividos por sexo como média e intervalos de confiança de 95%. Valores de p <0.05 foram considerados significativos.

Apical 4-chamber LV End-Diastolic Volume



Apical 2-chamber LV End-Diastolic Volume



Figurea Ap_1. Para homens (coluna da esquerda) e mulheres (coluna da direita), intervalos de confiança de 95% para corte apical 4 câmaras (linha superior), corte apical 2 câmaras (linha do meio) e volumes diastólicos finais do VE no modo biplanar (linha inferior) baseados na idade.

Apical 4-chamber LV End-Systolic Volume Male Female 100 100 4-chamber LV ESV, mL 20 40 60 80 4-chamber LV ESV, mL 20 40 60 80 0 0 60 80 20 60 80 20 40 40 Age, years Age, years

Apical 2-chamber LV End-Systolic Volume



Biplane LV End-Systolic Volume



Figura Ap_2. Para homens (coluna esquerda) e mulheres (coluna direita), os intervalos de con-fiança para o corte apical 4 câmaras (linha superior), corte apical 2 câmaras (linha do meio) e volumes sistólicos finais (VSF) do VE baseado na idade.



Figura Ap_3. Para homens (coluna da esquerda) e mulheres (coluna da direita), intervalos de confiança de 95% para corte apical 4 câmaras (linha superior), corte apical 2 câmaras (linha do meio) e volumes diastólicos finais do VE no modo biplanar (linha inferior) baseados na area da superfície corporal.

Apical 4-chamber LV End-Systolic Volume



Apical 2-chamber LV End-Systolic Volume



Biplane LV End-Systolic Volume



Figure Ap_4. Para homens (coluna esquerda) e mulheres (coluna direita), os intervalos de con-fiança para o corte apical 4 câmaras (linha superior), corte apical 2 câmaras (linha do meio) e volumes sistólicos finais (VSF) do VE baseado na area da superfície corporal.

	Parasternal long-axis view	Apical 4-chamber view	Apical 2-chamber view	Biplane view
		Cardia5 (1027)	Cardia25 (588)	Padua (111)
Data Sources (N)	Asklepios (1019)	Asklenios (1006)	Asklepios $10(161)$	Asklepios10 (161)
2444 2004 2005 (11)	Flemengho (252)	Flemengho (245)	Flemengho (244)	Flemengho (248)
Males	riemengno (202)	r lennengno (210)		r temengno (2 to)
N	502	962	410	201
Race - White (N)	502	770	345	201
Race - Black (N)	0	192	65	0
Age (years)	45+8	37+10	50+8	47+14
Height (cm)	177+7	178+7	178+7	177+8
Weight (kg)	78+10	77+10	80+10	79+11
$BSA(m^2)$	1.96 ± 0.14	1.94 ± 0.15	1.99 ± 0.15	1.97 ± 0.17
BMI (kg/m^2)	25 <u>+</u> 3	24 <u>+</u> 3	25 <u>+</u> 3	25 <u>+</u> 3
Females	_	_		_
Ν	769	1316	583	319
Race - White (N)	769	244	509	319
Race - Black (N)	0	1072	74	0
Age (years)	45 <u>+</u> 7	37 <u>+</u> 10	50 <u>+</u> 7	48 <u>+</u> 12
Height (cm)	164 <u>+</u> 6	164 <u>+</u> 6	165 <u>+</u> 6	164 <u>+</u> 7
Weight (kg)	63 <u>+</u> 8	62 <u>+</u> 9	66 <u>+</u> 9	63 <u>+</u> 9
BSA (m2)	1.69 <u>+</u> 0.13	1.68 <u>+</u> 0.13	1.73 <u>+</u> 0.15	1.70 <u>+</u> 0.14
BMI (kg/m2)	23+3	23+3	24+3	24+3

TABELA AP_1 – FONTES DE DADOS DAS MEDIDAS DO VENTRÍCULO ESQUERDO FORAM OBTIDOS, AGRUPADOS PELO CORTE ECOCARDIOGRÁFICO, SEXO E CARACTERÍSTICAS BASAIS.

TABELA AP_2 – VALORES NORMAIS PARA TAMANHO DO VENTRÍCULO ESQUERDO E PARÂMETROS DE FUNÇÃO PARA HOMENS E MULHERES OBTIDOS DE CORTES ECOCARDIOGRÁFICOS DIFERENTES, LISTADOS COM O NÚMERO DE PACIENTES USADOS PARA DERIVÁ – LOS.

		Male			Female	
Parameters	N	Mean ± SD	2SD Range	N	Mean ± SD	2SD Range
Parasternal long-axis view*						
Diastolic LV internal dimension, mm	502	50.2±4.1	42.0-58.4	769	45.0±3.6	37.8-52.2
Systolic LV internal dimension, mm	389	32.4±3.7	25.0-39.8	630	28.2±3.3	21.6-34.8
Apical 2-chamber view†						
LV ejection fraction, %	410	62 <u>+</u> 7	48-76	583	64 <u>+</u> 6	52-76
LV end-diastolic volume, mL	410	117 <u>+</u> 29	59-175	583	87 <u>+</u> 23	41-133
LV end-systolic volume, mL	410	45 <u>+</u> 15	15-75	583	32 <u>+</u> 11	10-54
Apical 4-chamber view‡						
LV ejection fraction, %	962	60 <u>+</u> 7	46-74	1316	62 <u>+</u> 8	46-78
LV end-diastolic volume, mL	962	127+29	69-185	1316	94 <u>+</u> 23	48-140
LV end-systolic volume, mL	962	50 <u>+</u> 14	22-78	1316	36 <u>+</u> 12	12-60
Biplane§						
LV ejection fraction, %	201	62 <u>+</u> 5	52-72	319	64 <u>+</u> 5	54-74
LV end-diastolic volume, mL	201	106+22	62-150	319	76 <u>+</u> 15	46-106
LV end-systolic volume, mL	201	41 <u>+</u> 10	21-61	319	28 <u>+</u> 7	14-42
Normalized to BSA						
Apical 2-chamber view†						
LV end-diastolic volume, mL/m ²	410	59 <u>+</u> 14	31-87	583	50 <u>+</u> 12	26-74
LV end-systolic volume, mL/m ²	410	23 <u>+</u> 7	9-37	583	18 <u>+</u> 6	6-30
Apical 4-chamber view‡						
LV end-diastolic volume, mL/m ²	962	65 <u>+</u> 14	37-93	1316	56 <u>+</u> 13	30-82
LV end-systolic volume, mL/m ²	962	26 <u>+</u> 7	12-40	1316	21 <u>+</u> 7	7-35
Biplane§						
LV end-diastolic volume, mL/m ²	201	54 <u>+</u> 10	34-74	319	45 <u>+</u> 8	29-61
LV end-systolic volume, mL/m ²	201	21+5	11-31	319	16+4	8-24

Data sources *Asklepios, Flemengho; †Asklepios, Cardia5, Flemengho; ‡Flemengho, Cardia25; Asklepios10 §Asklepios10, Flemengho, Padua

UNÇÃO E MASSA PELO E2D, ASSIM COMO		
VLORES DE CORTE DE SEVERIDADE PARA TAMANHO, FI		
TABELA AP_3 – FAIXA DE VALORES NORMAIS E VA	VOLUME ATRIAL ESQUERDO.	

			Σ	ale			Fen	nale	
		Normal	Mildly	Moderately	Severely	Normal	Mildly	Moderately	Severely
		range	abnormal	abnormal	abnormal	range	abnormal	abnormal	abnormal
					0,7				
		0.0 - 2.4	0.0 - 6.0	0.4 - 0.0	×0.0	7.0 - 0.0	0.0 - 0.0	T'0 - /'C	T.0%
	LV diastolic diameter/BSA (cm/m2)	2.2 - 3.0	3.1 - 3.3	3.4 - 3.6	>3.6	2.3 - 3.1	3.2 - 3.4	3.5 - 3.7	>3.7
	LV systolic diameter (cm)	2.5 - 4.0	4.1 - 4.3	4.4 - 4.5	>4.5	2.2 - 3.5	3.6 - 3.8	3.9 - 4.1	>4.1
	LV systolic diameter/BSA (cm/m2)	1.3 - 2.1	2.2 - 2.3	2.4 - 2.5	>2.5	1.3 - 2.1	2.2 - 2.3	2.4 - 2.6	>2.6
LV volume	LV diastolic volume (mL)	62 -150	151 - 174	175 - 200	>200	46 - 106	107 - 120	121 - 130	>130
	LV diastolic volume/BSA (mL/m2)	34 - 74	75 - 89	90 - 100	>100	29 - 61	62 - 70	71 - 80	>80
	LV systolic volume (mL)	21 - 61	62 - 73	74 - 85	>85	14 - 42	43 - 55	56 - 67	>67
	LV systolic volume/BSA (mL/m2)	11 - 31	32 - 38	39 - 45	>45	8 - 24	25 - 32	33 - 40	>40
LV function	LV ejection fraction (%)	52 - 72	41 - 51	30 - 40	<30	54 - 74	41 - 53	30 - 40	<30
LV mass by linear									
method	Septal wall thickness (cm)	0.6 - 1. 0	1.1 - 1.3	1.4 - 1.6	>1.6	0.6 - 0.9	1.0 - 1.2	1.3 - 1.5	>1.5
	Posterior wall thickness (cm)	0.6 - 1. 0	1.1 - 1.3	1.4 - 1.6	>1.6	0.6 - 0.9	1.0 - 1.2	1.3 - 1.5	>1.5
	LV mass (g)	88 - 224	225 -258	259 - 292	>292	67 - 162	163 - 186	187 - 210	>210
	LV mass/BSA (g/m2)	49 - 115	116 - 131	132 - 148	>148	43 - 95	96 -108	109 - 121	>121
LV mass by 2D									
method	LV mass (g)	96 - 200	201 - 227	228 - 254	>254	66 - 150	151 - 171	172 - 193	>193
	LV mass/BSA (g/m2)	50 - 102	103 - 116	117 - 130	>130	44 -88	89 - 100	101 - 112	>112

		Age 2	0-29			Age	30-39			Age	40-4	6		Age	50-59			Age	≥ 60	
Parameters		Male		Female		Male		Female		Male		Female		Male		Female		Male	3	emale
	z	Mean±SD	z	Mean±SD	z	Mean±SD	z	Mean±SD	Z	Mean±SD	z	Mean±SD	N	Mean±SD	N	Mean±SD	N	Mean±SD	N	Mean±SD
Apical 2-chamber view†																				
LV ejection fraction, %	14	62 ± 4	16	62±6	27	62 ± 5	18	65±5	144	62±6	223	63±6	191	61 ± 8	290	64±6	34	63 ± 6	36	65±6
LV end-diastolic volume, mL	14	122 ± 18	16	88±21	27	111 ± 27	18	88 ± 14	144	121 ± 25	223	90 ± 22	191	119 ± 30	290	87±23	34	88±22	36	63 ± 12
LV end-systolic volume, mL	14	46+7	16	33 ± 10	27	42 ± 11	18	31 ± 7	144	46 ± 14	223	34 ± 11	191	46 ± 16	290	32 ± 11	34	32+8	36	22 ± 6
Apical 4-chamber view‡																				
LV ejection fraction, %	247	63+6	274	63 <u>+</u> 6	363	61+7	478	62 + 8	235	58+7	383	60+9	96	60+7	163	60+8	21	59+5	18	9 - 09
LV end-diastolic volume, mL	247	136+29	274	106+23	363	131 ± 28	478	99 <u>+</u> 23	235	118+28	383	84 ± 20	96	115+29	163	82 ± 18	21	110 ± 24	18	74 ± 15
LV end-systolic volume, mL	247	51 ± 13	274	39 ± 11	363	51 ± 14	478	37 ± 11	235	50 ± 16	383	34 ± 12	96	47 ± 16	163	33 ± 12	21	45 ± 12	18	29±7
Biplane§																				
LV ejection fraction, %	29	62±5	39	63 ± 4	34	61 ± 4	34	63 ± 4	45	62±5	82	64 ± 4	55	63±5	116	64±5	38	63±5	48	65±6
LV end-diastolic volume, mL	29	118 ± 25	39	87 ± 18	34	114 ± 22	34	82±13	45	107 ± 20	82	77 ± 13	55	101 ± 21	116	73 ± 14	38	98 ± 21	48	68 ± 11
LV end-systolic volume, mL	29	46 ± 11	39	32±8	34	44 ± 10	34	31 ± 6	45	41 ± 10	82	28 ± 6	55	38±9	116	26 ± 6	38	36+9	48	24 ± 6
LV stroke volume, mL	29	73 ± 17	39	55 ± 12	34	69 ± 15	34	52+8	45	66 ± 12	82	49+9	55	64 ± 15	116	46 ± 10	38	62 ± 14	48	44 ± 8
Normalized to BSA																				
Apical 2-chamber view†																				
LV end-diastolic volume, mL/m ²	14	59+8	16	50+9	27	56 ± 14	18	50+8	144	61 ± 13	223	52 ± 12	191	60 ± 14	290	51 ± 13	34	45 ± 11	36	37±7
LV end-systolic volume, mL/m ²	14	2244	16	19 ± 5	27	21 ± 6	18	18 ± 4	144	23±7	223	19 ± 6	191	23±8	290	19 ± 6	34	$16_{\pm}4$	36	13 ± 3
Apical 4-chamber view‡																				
LV end-diastolic volume, mL/m ²	247	70 ± 14	274	63 ± 13	363	67 ± 13	478	59 ± 13	235	60 ± 13	383	50 ± 11	96	59 ± 13	163	49 ± 10	21	56 ± 11	18	44 ± 8
LV end-systolic volume, mL/m ²	247	26±6	274	23 ± 6	363	26±7	478	22 ± 6	235	26 <u>+</u> 8	383	20 ± 7	96	24 ± 14	163	20 ± 7	21	22±5	18	17 ± 4
Biplane§																				
LV end-diastolic volume, mL/m ²	29	62 ± 10	39	52+9	34	57 ± 11	34	49+6	45	54+9	82	45 ± 7	55	52+9	116	43 ± 7	38	50 ± 10	48	40 ± 7
LV end-systolic volume, mL/m ²	29	24 ± 5	39	19 ± 4	34	22 + 5	34	18 ± 4	45	21+5	82	16 ± 3	55	19 ± 4	116	15 ± 3	38	18 ± 4	48	14 ± 3
Data sources: †Asklepios, Cardia5, Flen	nengho;	; ‡Flemengho	, Cardi	ia25; Asklepio	s10 §.	Asklepios10,1	Fleme	ngho, Padua												

TABELA AP_4 – FUNÇÃO VENTRICULAR ESQUERDA PELA IDADE E SEXO (MÉDIA E DESVIO PADRÃO)

TABELA AP_5 – TAMANHO E FUNÇÃO DO VENTRÍCULO ESQUERDO POR RAÇA E SEXO.

	Blac		ack	k		White			
Parameters	Male		Female		Male		Female		
	Ν	Mean±SD	Ν	Mean±SD	Ν	Mean±SD	Ν	Mean±SD	
Apical 2-chamber view†									
LV ejection fraction, %	65	61 <u>+</u> 7	74	64 <u>+</u> 6	345	62 <u>+</u> 7	509	64 <u>+</u> 6	
LV end-diastolic volume, mL	65	130 <u>+</u> 28	74	99 <u>+</u> 23	345	114 <u>+</u> 28	509	85 <u>+</u> 22	
LV end-systolic volume, mL	65	51 <u>+</u> 16	74	36 <u>+</u> 10	345	44 <u>+</u> 14	509	31 <u>+</u> 11	
Apical 4-chamber view‡									
LV ejection fraction, %	244	63 <u>+</u> 6	192	64 <u>+</u> 6	770	60 <u>+</u> 7	1072	61 <u>+</u> 8	
LV end-diastolic volume, mL	244	135 <u>+</u> 29	192	106 <u>+</u> 23	770	125 <u>+</u> 29	1072	91 <u>+</u> 23	
LV end-systolic volume, mL	244	50 <u>+</u> 12	192	38 <u>+</u> 11	770	50 <u>+</u> 15	1072	36 <u>+</u> 12	
Normalized to BSA									
Apical 2-chamber view†									
LV end-diastolic volume, mL/m ²	65	66 <u>+</u> 13	74	55 <u>+</u> 11	345	57 <u>+</u> 14	509	50 <u>+</u> 12	
LV end-systolic volume, mL/m ²	65	26 <u>+</u> 8	74	20 <u>+</u> 6	345	22 <u>+</u> 7	509	18 <u>+</u> 6	
Apical 4-chamber view‡									
LV end-diastolic volume, mL/m ²	244	70 <u>+</u> 14	192	62 <u>+</u> 13	770	64 <u>+</u> 14	1072	54 <u>+</u> 13	
LV end-systolic volume, mL/m ²	244	26 <u>+</u> 6	192	22 <u>+</u> 6	770	26 <u>+</u> 7	1072	21 <u>+</u> 7	

Data sources †Asklepios, Cardia5, Flemengho; ‡Flemengho, Cardia25; Asklepios10

TABELA AP_6 – VALORES DO STRAIN DO VENTRÍCULO ESQUERDO NORMAL DE UMA METANÁLISE E PUBLICAÇÕES RECENTES INDIVIDUAIS USANDO EQUIPAMENTOS E SOFTWARE DE FABRICANTES ESPECÍFICOS.

vendor	software	n	mean	SD	LLN	reference
varying	meta-analysis	2597	-19.7%		n/a	26
GE	EchoPac BT 12	247	-21.5%	2.0%	-18%	31
	EchoPac BT 12	207	-21.2%	1.6%	-18%	*
	EchoPac BT 12	131	-21.2%	2.4%	-17%	**
	EchoPac 110.1.3	333	-21.3%	2.1%	-17%	32
Philips	Qlab 7.1	330	-18.9%	2.5%	-14%	32
Toshiba	UltraExtend	337	-19.9%	2.4%	-15%	32
Siemens	VVI	116	-19,8	4,6	-11%	197
	VVI	82	-17,3	2,3	-13%	198
Esaote	Mylab 50	30	-19,5	3,1	-13%	199

* T Kouznetsova, J Staessen, Dept. of Cardiology, Catholic University Leuven, personal com-munication, ** P Barbier, University Milano, personal communication. LLN – lower limit of normal range.

TABELA AP_7 – NÚMEROS DE ESTUDOS E PACIENTES USADOS PARA DERIVAR OS VALORES DE REFERÊNCIA PARA FUNÇÃO E TAMANHO DO VENTRÍCULO DIREITO.

Parameter	Studies	n
RV basal diameter (mm)	12	695
RV mid diameter (mm)	14	1938
RV longitudinal diameter (mm)	10	537
RVOT PLAX diameter (mm)	11	380
RVOT proximal diameter (mm)	5	193
RVOT distal diameter (mm)	4	159
RV wall thickness (mm)	9	527
RVOT EDA (cm ²)		
Men	2	909
Women	2	9/1
RV EDA INDEXED TO BSA (Cm ² /m ²)	2	000
Women	2	971
RV ESA(cm2)		
Men	1	533
Women	1	600
RV ESA indexed to BSA (cm ² /m ²)	4	500
Women	1	533 600
BV FDV indexed to BSA (ml/m ²)	•	000
Men	2	257
Women	2	285
RV ESV indexed to BSA (ml/m ²)		
Men	2	257
	Z	200
Ruland Doppler S wave (om/o)	60	4003
Color Doppler S wave (cm/s)		4/52
Color Dopplet S wave (citi/s)	9	409
RV fractional area change(%)	57	3606
RV Iree Wall 2D Strain (%)	18	1100
RV 3D ejection fraction (%)	15	1162
Pulsed Doppler MPI	23	853
Issue Doppler MPI	13	746
E wave deceleration time (ms)	30	1637
E/A	56	2829
e'/a'	33	1230
e'	43	3081
E/e'	8	545

Valores são expressos como média (IC 95%), enquanto o limite normal é expresso como valor de referência do limite inferior (IC 95%) e /ou * valores de limite superior da normalidade (IC 95%) quando apropriados.

Abreviações: SC, superfície corporal; IC, interval de confiança; AFD, área no final da diástole; VDF, vo-lume diastólico final; AFS, área no final da sístole; VSF, volume sistólico final; PLAX, corte parasternal longo; VD, ventrículo direito; TSVD, via de saída do ventrículo direito; E2D, ecocardiografia bidimensional; E3D, ecocardiografia tridimensional; e', velocidade miocárdica no início da diástole pelo Doppler tecidual; IPVD, índice de performance do VD; VD, ventrículo direito; S, velocidade sistólica do anel; TAPSE, plano de excursão sistólica do anel tricúspide (mm).

TABLE AP_8 – FAIXA DE VALORES NORMAIS PARA MEDIDA E FUNÇÃO DO E3D POR SEXO E DÉCADA DE IDADE (DE MAFFESSANTI ET AL ⁷⁵).

		RV EDV	(mL/m²)	RV ESV (mL/m ²)		RV EF (%)	
Age (years)	n (Women, Men)	Women	Men	Women	Men	Women	Men
<30	102 (45,57)	53 (38,78)	66 (42,100)	20 (8,45)	28 (16-52)	60 (43,82)	56 (42,68)
30-39	96 (50,46)	50 (38,77)	58 (35,85)	18 (11,38)	23 (12,38)	63 (50,78)	60 (47,74)
40-49	96 (53,43)	50 (34,65)	54 (36,78)	18 (8,27)	21 (11,33)	65 (49,80)	59 (51,75)
50-59	88 (47,41)	49 (37,69)	53 (36,76)	18 (11,29)	19 (10,37)	62 (46,76)	62 (45,74)
60-69	69 (39,30)	46 (26,64)	52 (37,86)	17 (8,26)	19 (10,36)	61 (50,79)	63 (49,79)
≥70	37 (23,14)	43 (25,62)	54 (31,68)	12 (7,21)	18 (7,28)	71 (57,82)	65 (55,76)

Dados expressados com mediana (percentile 5th, 95th).

Abreviações : VDF, volume diastólico final ;FE fração de ejeção; VSF, volume sistólico final; VD, ventrículo direito.

TABLE APP_9 – VALORES NORMAIS DA MEDIDA DO ÁTRIO ESQUERDO.

	Women	Men
AP dimension (cm)	2.7-3.8	3.0-4.0
AP dimension index (cm/m ²)	1.5-2.3	1.5-2.3
A4C area index (cm ² /m ²)	9.3±1.7	8.9±1.5
A2C area index (cm ² /m ²)	9.6±1.4	9.3±1.6
A4C volume index MOD (ml/m ²)	25.1±7.2	24.5±6.4
A4C volume index AL (ml/m ²)	27.3 ±7.9	27.0±7.0
A2C volume index MOD (ml/m ²)	26.1±6.7	27.1±7.9
A2C volume index AL(ml/m ²)	28.0±7.3	28.9±8.5