

Ecocardiografia Intraoperatória

Carolina Baeta Neves Duarte Ferreira ■ Marcello Fonseca Salgado-Filho

INTRODUÇÃO

Na década de 80, a ecocardiografia surgiu nos Estados Unidos como ferramenta de monitorização da função ventricular esquerda durante anestesia para cirurgia cardíaca. Atualmente, a ecocardiografia é considerada nível de evidência um nas cirurgias valvares, nas cirurgias da aorta ascendente, nas cirurgias de cardiopatia congênitas e nos procedimentos valvares transcateretes.¹ Nas cirurgias não-cardíacas, a ecocardiografia deve ser utilizada em procedimentos de pacientes cardiopatas, nas cirurgias de grande porte em que se prevê períodos de instabilidade hemodinâmica, como nas cirurgias vasculares, nos transplantes hepáticos e nas cirurgias de alto risco de eventos tromboembólicos, como as ortopédicas e as neurológicas¹ (Tabela 94.1). Além do centro cirúrgico, a ecocardiografia vem sendo utilizada como monitorização hemodinâmica nas unidades de terapia intensiva e nas salas de emergência, inclusive durante os cenários de parada cardiorrespiratória.²⁻⁶

O uso da ecocardiografia é um excelente método para guiar a reposição volêmica, para avaliar os pacientes hemodinamicamente instáveis, além ser útil no diagnóstico das causas e manuseio da parada cardíaca. Por estes motivos, tem sido incorporado nos algoritmos de suporte avançado de vida em cardiologia.⁷ Além disso, com o aumento da expectativa de vida, os pacientes com idade mais avançada são submetidos a cirurgias não cardíacas de grande porte com maior risco de eventos cardíacos adversos, em que a ecocardiografia intraoperatória passou a ser utilizada com mais frequência para monitorização hemodinâmica.^{2, 6, 8, 13}

A demanda de treinamento para anestesiológicas e intensivistas tem aumentado progressivamente e baseia-se em trabalhos que mostraram redução da mortalidade em cirurgias não cardíacas, mudança de condutas tanto anestésicas quanto cirúrgicas em cirur-

gias cardíacas, além do acesso rápido e em tempo real ao *status* hemodinâmico e cardiovascular no período intraoperatório e na terapia intensiva.^{5, 8-14}

Tabela 94.1 Níveis de evidência da ecocardiografia transesofágica intraoperatória.1

Recomendações	Classe
Distúrbios hemodinâmicos graves, agudos e persistentes, com função ventricular duvidosa, que não respondem ao tratamento	I
Reparo ou troca cirúrgica de lesões valvares, doenças da aorta e miocardiopatia hipertrófica	I
Aneurisma ventricular, remoção de tumores cardíacos, trombectomia intracardíaca e embolectomia pulmonar	I
Cirurgia de cardiopatia congênita com circulação extracorpórea	I
Colocação de dispositivos intracardíacos	I
Avaliação de derrame pericárdio loculado ou posterior	I
Avaliação de procedimentos transcaterete (fechamento de comunicação interatrial, oclusão de apêndice atrial, procedimentos valvares transcateretes)	I
Avaliação da função miocárdica após revascularização do miocárdio com ou sem circulação extracorpórea	Ila
Cirurgias não cardíacas de grande porte em pacientes de alto risco	Ila

Fonte: Salgado-Filho MF, e col., 2018.¹

O Ecocardiograma Transesofágico (ETE) é mais utilizado do que o Ecocardiograma Transtorácico (ETT) no período intraoperatório, uma vez que ele não requer que o anestesiológista fique todo o tempo segurando um transdutor, e, muitas vezes, o sítio cirúrgico dificulta a utiliza-

ção do ETT. A sonda transesofágica pode ser introduzida no paciente logo após a indução anestésica e intubação orotraqueal e permanecer durante todo o procedimento cirúrgico, sem risco de lesões. Deve-se atentar apenas para manter o aparelho em modo de espera. Desta forma, não ocorrerá aquecimento da sonda, que pode provocar queimadura da mucosa esofágica se a temperatura ultrapassar 40°C. Além disso, o uso de um aparelho transesofágico não interfere com o campo cirúrgico.²

No período intraoperatório, a ecocardiografia tem a vantagem de oferecer informações em tempo real e ser um procedimento pouco invasivo e de baixo custo. A ecocardiografia intraoperatória fornece informações quanto às funções sistólica e diastólica de ambos os ventrículos, do volume das cavidades cardíacas, da função das valvas cardíacas, análise da pré-carga e das pressões de enchimento ventriculares, do estado volêmico, das cavidades pericárdica e pleural, dos grandes vasos, além de auxiliar o posicionamento de dispositivos intracavitários.¹ No entanto, o custo inicial para aquisição do aparelho e dos transdutores, a formação necessária para a manipulação do aparelho, interpretação e análise adequadas das imagens e o fato de ser um exame operador-dependente são algumas das desvantagens dessa técnica.

Embora seus benefícios sejam bem conhecidos, a utilização da ETE deve ser feita por anestesiolistas treinados. O anestesiolista deve ter condições de reconhecer anormalidades na função e no enchimento ventricular, isquemia ou infarto do miocárdio, embolia aérea com repercussão hemodinâmica, disfunção valvar grave, trombos ou massas intracavitárias, derrame pericárdico e lesões nos grandes vasos.¹

A SBA e algumas instituições internacionais têm estabelecido programas de treinamento e certificação para a prática da ETE (Tabela 94.2).^{2, 15-16} Além disso, es-

Tabela 94.2 Número de exames necessários para o processo de acreditação e re-acreditação em diferentes organizações.¹⁶

Instituição	Número de exames	Prova	Re-certificação (exames/EMC)
ASE/SCA	150 exames para certificação básica e 300 para avançada	Sim	15 h em 3 anos de EMC; 50 exames interpretados e 25 exames realizados/ano
ESE/EACTA	250 exames sob supervisão	Sim	50 exames/ano e 30 h de EMC durante 5 anos
CAS/CSE	150 para certificação básica e 300 para avançada	Sim	50 h de EMC em 2 anos seguidos de 50 h em 4 anos; 50 exames/ano

AS: American Society of Echocardiography; CAS: Canadian Anesthesiologists' Society; CSE: Canadian Society of Echocardiography; EMC: Educação Médica Continuada; EACTA: European Society of Cardiothoracic Anesthesiologists; ESSE: European Society of Echocardiography; NA: não se aplica; SCA: Society of Cardiovascular Anesthesiologists.

sas Instituições fazem exigências para a renovação da certificação, visando à manutenção da qualidade dos profissionais certificados.

Em 1996, a Sociedade Americana de Anestesiologia Cardiovascular (SCA) e a Sociedade Americana de Ecocardiografia (ASE) se uniram, pela primeira vez, para definirem as diretrizes do exame básico e do exame avançado, que foi atualizado em 2010. Em 1998, foi criado o *National Board of Echocardiography* (NBE), um esforço conjunto entre a SCA/ASE, com o objetivo de certificar e promover uma educação e treinamento contínuos aos seus associados. Em 1999, foi elaborado a primeira diretriz que incluiu um número específico de exames supervisionados para obtenção do certificado em ecocardiografia básica ou avançada. Esse trabalho foi complementado em 2006, com as diretrizes para a melhoria contínua dos programas de treinamento em ecocardiografia. O que difere fundamentalmente a prática básica da avançada, é que o exame básico está voltado para a monitorização intraoperatória, enquanto o avançado visa à realização de diagnósticos específicos e tomada de condutas, principalmente durante cirurgias cardíacas.¹⁷

No Brasil, existe o grupo de Ecocardiografia Intraoperatória da Sociedade Brasileira de Anestesiologia (ETTI/SBA), que está ligado ao **Núcleo Vida** da SBA. Este grupo, realizou o primeiro curso em 2011. Hoje, são realizados cinco cursos anuais, sendo três Módulos I e dois Módulos II. O curso está estruturado com aulas teóricas, laboratório com modelo de coração porcino (*wetlab*), manequim de simulação realística de ecocardiografia transesofágica com mais de 100 patologias e um *workshop* de monitorização hemodinâmica com a ecocardiografia transtorácica. Ao longo desses anos, já foram realizados 38 Cursos ETTI (25 Módulo I e 13 Módulo II). Os objetivos do grupo ETTI/SBA é incentivar os CETs a se equiparem com essa monitorização, para preparar os médicos em especialização no uso dessa ferramenta. Em 2016 foi realizada uma força-tarefa com o Departamento de Imagem Cardiovascular da Sociedade Brasileira de Cardiologia (DIC/SBC), resultando na publicação do Consenso Brasileiras de Ecocardiografia Transesofágica Intraoperatória,¹ entre a SBA e o DIC/SBC. Além disso, está sendo formada uma **Comissão Tripartite (AMB/SBC/SBA)** para a criação da **Área de Habilitação em Ecocardiografia Transesofágica Intraoperatória**.

A última diretriz da SCA/ASE, publicado em 2014, relaciona uma série de competências, habilidades técnicas e cognitivas necessárias para a prática da ecocardiografia intraoperatória, tanto num nível básico, quanto avançado.¹⁶ Entre as competências cognitivas, são citados desde o conhecimento sobre a manipulação do aparelho, indicações, contra-indicações e complicações, até a anatomia, as alterações ecocardiográficas, e ao conhecimento de outros métodos de diagnóstico cardiovascular e suas correlações com a ecocardiografia. Entre as competências técnicas, são citados os

cuidados com a inserção da sonda, reconhecimento de alterações básicas da função ventricular, avaliação de intervenções cirúrgicas em cardiopatias congênitas e inserção de dispositivos de assistência ventricular.

Em 2013, a ASE e SCA publicaram as diretrizes para realização perioperatória de um exame ecocardiográfico básico.¹⁷ O intuito da realização de um exame focado, é principalmente a monitorização voltada para causas cardíacas de instabilidades hemodinâmicas e ventilatórias, em especial nos casos de choque não-responsivos às terapêuticas instituídas. A abordagem deve incluir a avaliação do tamanho e função biventricular e valvar, estado volêmico, anormalidades pericárdicas, tromboembolismo pulmonar, trauma torácico, doenças congênitas simples em adultos e complicações de procedimentos invasivos.

Nas cirurgias não cardíacas, a ETE deve ser utilizada de acordo com a cirurgia ou com as comorbidades do paciente ou sempre que se suspeitar de alguma doença cardiovascular que possa resultar em comprometimento hemodinâmico, pulmonar ou neurológico grave. Nos casos de instabilidade hemodinâmica grave e persistente, a despeito da instituição da terapia adequada, a ETE deve ser realizada se estiverem disponíveis equipamento e pessoal treinado. Em artigo publicado na revista *Critical Care*, Vincent e col. revisaram diferentes métodos de monitorização hemodinâmica em pacientes de alto risco.² Analisaram criticamente a combinação entre acurácia e grau de invasão de cada método, além da possibilidade de escolha de cada um deles de acordo com o risco perioperatório do paciente. Concluíram que o uso de dispositivos para monitorização hemodinâmica por si só não reduz morbimortalidade, embora a interpretação adequada de variáveis cardiovasculares possa guiar condutas e melhorar os desfechos clínicos. Nesse contexto, os autores mencionam o uso crescente ecocardiografia como uma ferramenta de primeira opção na identificação de problemas e escolha do tratamento inicial.

Finalmente, durante os cuidados pós-operatórios iniciais, a ETE deve ser usada quando se espera uma informação diagnóstica que possa alterar a conduta terapêutica e não possa ser utilizada a ecocardiografia transtorácica ou outra modalidade de monitorização/diagnóstico em tempo hábil.

■ INDICAÇÕES, CONTRAINDICAÇÕES E COMPLICAÇÕES

O Consenso Brasileiro de ETE Intraoperatório SBA/DIC¹ em consonância com as diretrizes da SCA/ASE, define as indicações para a utilização da ETE intraoperatória:¹⁶

1. Exame intraoperatório: todas as cirurgias com coração aberto (p. ex.: valvares) e da aorta torácica; em casos selecionados de revascularização miocárdica; nas cirurgias não-cardíacas em que o paciente tenha doença cardio-

vascular suspeita ou diagnosticada que pode impactar no desfecho;

2. Avaliação de estruturas cardíacas e da aorta nos casos em que os achados podem alterar a conduta clínica, e quando o exame transtorácico não for capaz de esclarecer o diagnóstico: avaliação de abscessos perivalvares, de próteses valvares, de aorta torácica, da auricleta esquerda, de pacientes em ventilação mecânica, vítimas de trauma torácico e de fontes cardíacas de êmbolos;
3. Guia para procedimentos transcater: fechamento de comunicações septais, oclusão de auricleta, implantes valvares transcater e ablação por radiofrequência;
4. Pacientes críticos em que as informações possíveis de serem obtidas com o exame transesofágico possam alterar a conduta.

As contraindicações à realização da ETE podem ser divididas em absolutas e relativas.¹ As absolutas são: perfuração de vísceras, estenose esofágica, sangramento ativo do trato gastrointestinal, tumor esofágico, divertículo esofágico, esclerodermia esofágica, cirurgia gástrica ou esofágica recente e laceração ou perfuração do esôfago. As contraindicações relativas são: doença atlantoaxial, artrite cervical grave, varizes de esôfago, história de cirurgia do trato gastrointestinal, sangramento gastrointestinal recente, esôfago de Barrett, história de disfagia, radioterapia torácica ou cervical prévias, coagulopatia ou trombocitopenia, esofagite ativa, doença péptica ativa e hérnia de hiato sintomática.^{1,2,15,16}

As complicações relacionadas à realização do exame e à presença da sonda no esôfago são muito raras: odinofagia, hemorragia digestiva alta, dano odontológico, perfuração esofágica, laringoespasmos, broncoespasmos, disfagia, algum sangramento faríngeo menor, arritmia e deslocamento do tubo orotraqueal.^{1, 2, 15-16} Durante o período intraoperatório, o transdutor pode permanecer por longo período no esôfago, desde que fique em modo de espera quando não for utilizado e que retorne ao modo de espera caso a temperatura do transdutor ultrapasse 40°C. Essas medidas evitam queimadura da mucosa esofágica. **É importante salientar que,** quando a ETE é utilizada em cirurgia cardíaca, deve-se ter o cuidado de **não inserir o transdutor após a heparinização e só o** retirá-lo após reversão da heparina pela protamina, além de aguardar o tempo de coagulação ativado seja inferior a 120 segundos ou ao valor basal do paciente.

■ PRINCÍPIOS FÍSICOS BÁSICOS

Para aperfeiçoar a realização do exame e reconhecer os limites da técnica, é necessário um conhecimento básico sobre os princípios físicos que regem o exame ecocardiográfico.¹⁹⁻²²

A ecocardiografia bidimensional gera imagens dinâmicas a partir de reflexões de ondas ultrassônicas transmitidas. A reflexão do som pela estrutura anatômica retorna ao transdutor, que registra o intervalo de tempo de cada reflexão devolvida. Como a velocidade do som no tecido é constante, o intervalo de tempo permite o cálculo das distâncias.

O ultrassom é o som com frequências maiores do que as audíveis pelo ouvido humano (maior que 20.000 Hz). Em

ecocardiografia são usadas frequências de 2 a 10 MHz. As ondas sonoras são caracterizadas pela frequência (expressa em ciclos por segundo ou Hertz) e pelo comprimento da onda. Esses fatores têm grande importância na escolha dos transdutores e nos ajustes do aparelho, uma vez que quanto maior a frequência do transdutor, menor o comprimento de onda e maior a resolução da imagem, mas às custas de uma menor penetração das ondas nos tecidos, ou seja, menor é a profundidade que pode ser estudada. Existem três tipos de resolução que são avaliados em um sistema ultrassônico: a resolução dos objetos localizados ao longo do eixo do feixe de ondas do ultrassom (resolução axial), a resolução dos objetos localizados horizontalmente ao feixe de ondas (resolução lateral) e a resolução dos objetos localizados verticalmente ao feixe (resolução elevacional).

A propagação de uma onda de som pelos tecidos é influenciada pelas interações com as diferentes densidades de tecidos encontradas. Essas interações resultam nos fenômenos de reflexão, refração, difusão e atenuação do sinal do ultrassom. É a forma como o som é afetado que determina a aparência resultante da imagem.

O transdutor é composto de cristais piezoelétricos que podem funcionar tanto como um transmissor quanto como um receptor ultrassônico, ou seja, quando as partículas do cristal são estimuladas por corrente elétrica alternada, elas vibram, gerando ultrassom (efeito antipiezoelétrico). Inversamente, quando uma onda ultrassônica atinge o cristal, as vibrações resultantes das partículas polarizadas geram uma corrente elétrica alternada (efeito piezoelétrico).

Uma grande porção de energia sonora é perdida conforme a onda ultrassônica viaja, e o sinal elétrico deve ser amplificado para que possa ser mais bem processado. Essa amplificação é manipulada pelo controle de ganho do sistema. Além disso, a compensação de ganho de tempo permite amplificar seletivamente sinais de profundidades variadas. Desse modo, os sinais de alvos distantes e refletores mais fracos são aumentados de forma que suas amplitudes são mais precisamente compatíveis com aquelas de estruturas próximas.

■ O EXAME ETE BIDIMENSIONAL

No período intraoperatório, o transdutor devidamente lubrificado pode ser inserido no esôfago logo após a indução anestésica e intubação orotraqueal, da mesma forma que uma sonda orogástrica. A introdução da sonda pode ser guiada pela laringoscopia direta.

Imaginando o paciente em posição supina, há quatro movimentos possíveis que podem ser realizados pela sonda do ETE. **Movimento de retirada**, quando são citadas estruturas superiores, quer dizer em direção à cabeça do paciente; **movimento de introdução** para avaliar estruturas inferiores, em direção aos pés. A sonda transesofágica possui duas manetes sobrepostas na empunhadura: a maior delas faz movimentos de ante e retroflexão (na direção do esterno ou da coluna do paciente), enquanto a menor faz movimentos de lateralização para a direita e para a esquerda. Quando a sonda é girada como um todo para a direita e para a esquerda, os movimentos são conceituados em sentido horário e

anti-horário, respectivamente. O plano da imagem pode ser obtido pela rotação axial do feixe de ondas de ultrassom do transdutor, que vai de 0° a 180° e adquire diferentes cortes anatômicos sem mudar a posição do transdutor. Os botões para a mudança desse ângulo ficam localizados na parte lateral da empunhadura.²³

Existem duas maneiras de iniciar o exame. A primeira consiste em iniciar a aquisição de imagens na posição transgástrica, normalmente obtida quando o transdutor está a 40 a 45 cm dos dentes incisivos do paciente, e então puxá-lo de modo a examinar o coração do ápice para a base. A segunda abordagem consiste em iniciar pela base do coração a cerca de 25 a 30 cm dos dentes incisivos e progredir até a visão transgástrica. Para a realização da ETE, a posição da sonda varia do esôfago superior ao estômago. No primeiro, as estruturas mais próximas ao transdutor são os grandes vasos (aorta e artéria pulmonar); mais abaixo, no plano do esôfago médio, são visualizadas as câmaras e as válvulas cardíacas e, na posição transgástrica, é visto principalmente o ventrículo esquerdo. Para a visualização da aorta, é necessária uma rotação posterior do transdutor de 180 graus. (Figura 94.1).²⁴ Com isto em mente, não é necessário preocupar-se com a distância ou profundidade de inserção do transdutor, porque a análise das estruturas visualizadas é mais importante e suficiente.

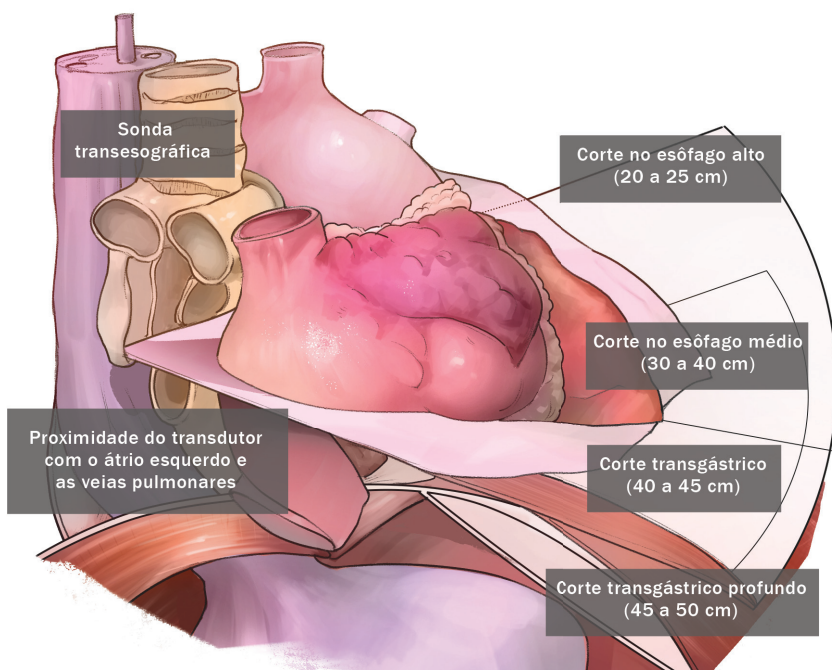
Para determinar a orientação da imagem no monitor, é importante ter em mente que o feixe de ondas do ultrassom sempre se origina do esôfago ou do estômago e se projeta perpendicularmente à sonda. Assim, no monitor, o ápice do setor exibe as estruturas que estão mais próximas à sonda, ou seja, as estruturas mais posteriores e aquelas mais próximas do arco do setor serão as anteriores. A varredura da imagem de 0° para 180° ocorre em sentido horário, e as estruturas que aparecem à esquerda do monitor correspondem àquelas do lado direito do paciente e vice-versa, quando são realizados cortes transversais. Quando o ângulo é alterado para 90°, em um corte longitudinal, as estruturas que aparecem à direita do monitor são as mais cefálicas e à esquerda são as mais caudais (Figura 94.3).

Os transdutores mais modernos, permitem a visualização simultânea, em tempo real de imagens bidimensionais em planos ortogonais diferentes. A primeira imagem, que aparece à esquerda da tela é a escolhida pelo examinador, e à direita está a imagem ortogonal. Ambas são mostradas em tempo real. A Figura 94.4 mostra como podem ser vistas as diferentes paredes do ventrículo esquerdo e as estruturas da valva mitral em planos ortogonais. Nota-se que apenas mudando o ângulo do feixe de ultrassom, é possível visualizar todas as paredes ventriculares e inspecionar as cúspides anterior e posterior da valva mitral em toda sua extensão, o que é fundamental nas cirurgias de plastia mitral.

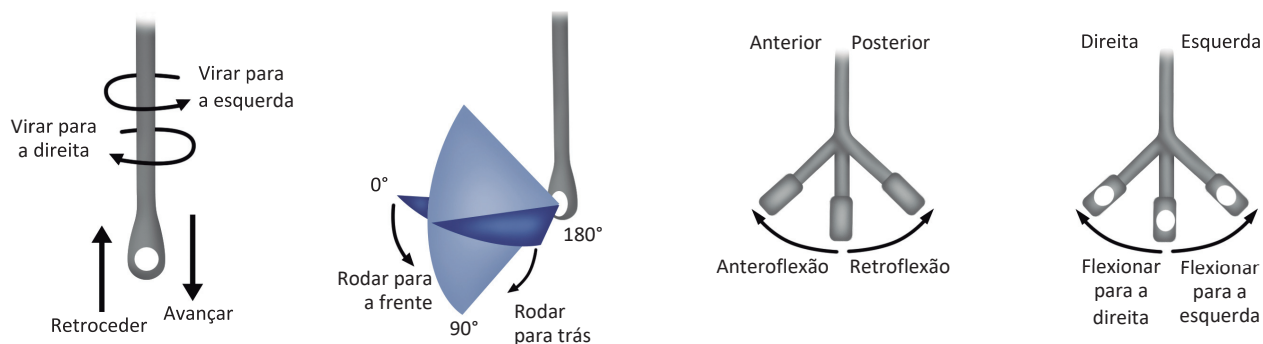
No conjunto de diretrizes publicado em 1999 pelas Sociedades Americanas de Ecocardiografia e de Anestesiologia Cardiovascular,²⁴ há um roteiro sobre como executar um exame de ETE intraoperatório abrangente (Figura 94.5). Embora os autores quisessem fornecer um guia que pudesse abranger um número satisfatório de janelas ecocardiográficas e facilitasse a visão de diferentes planos, frequentemente são necessárias manobras adicionais para avaliar uma

anormalidade em particular ou, o exame pode ficar abreviado em determinados planos pela rapidez necessária em se obter um diagnóstico intraoperatório. Desse modo, não se chegou a um consenso se todas as 20 janelas descritas nas diretrizes devem ser obtidas para cada paciente cirúrgico. Esse trabalho foi um clássico muito citado em outros artigos e em cursos de ecocardiografia intraoperatória. Mas,

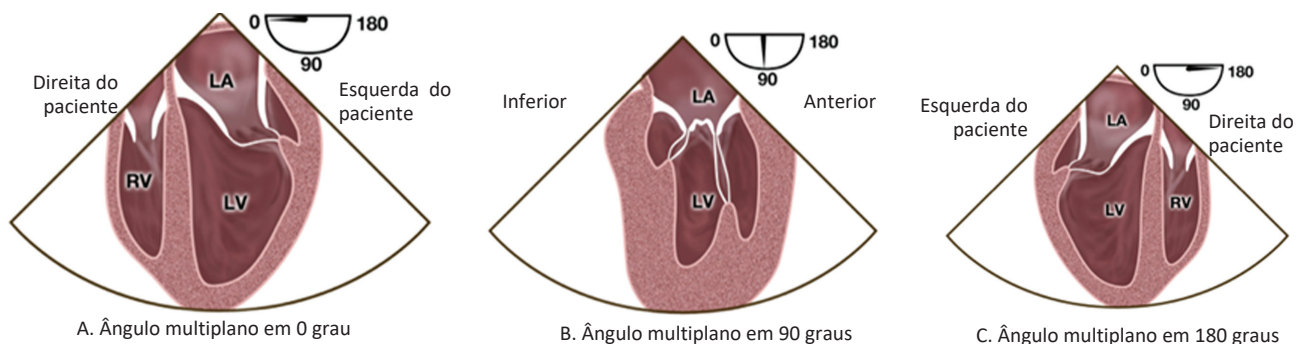
buscando melhorar a qualidade do exame e a segurança do paciente, em 2013 essas duas sociedades publicaram duas diretrizes distintas. Uma delas refere-se ao exame básico e recomenda a aquisição de apenas 11 janelas (Figura 94.6).¹⁷ O outro, objetiva um exame detalhado e recomenda 28 janelas e, ainda assim, menciona que elas podem ser insuficientes. Nesta última, a diretriz ainda abordada o uso da



◀ **Figura 94.1** Nomenclatura e posicionamento da sonda transesofágica.¹

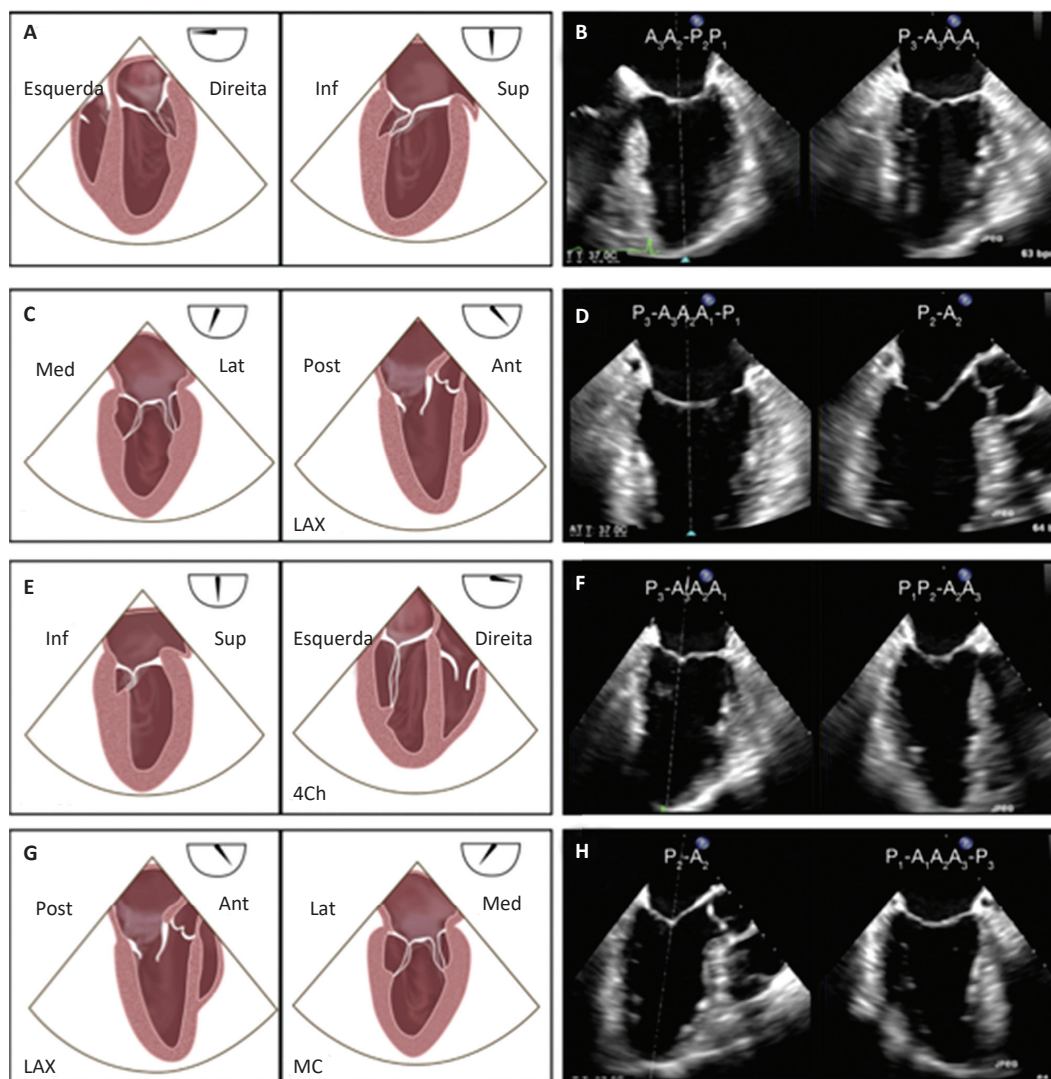


▲ **Figura 94.2** Modos de manipulação da sonda durante a aquisição de imagem.¹



▲ **Figura 94.3** Convenção da apresentação das imagens.

Fonte: Hahn RT, e col., 2013.²⁴



▲ **Figura 94.4** Exibição das imagens multiplanas simultâneas.
 Fonte: Hahn RT, e col., 2013.²⁴

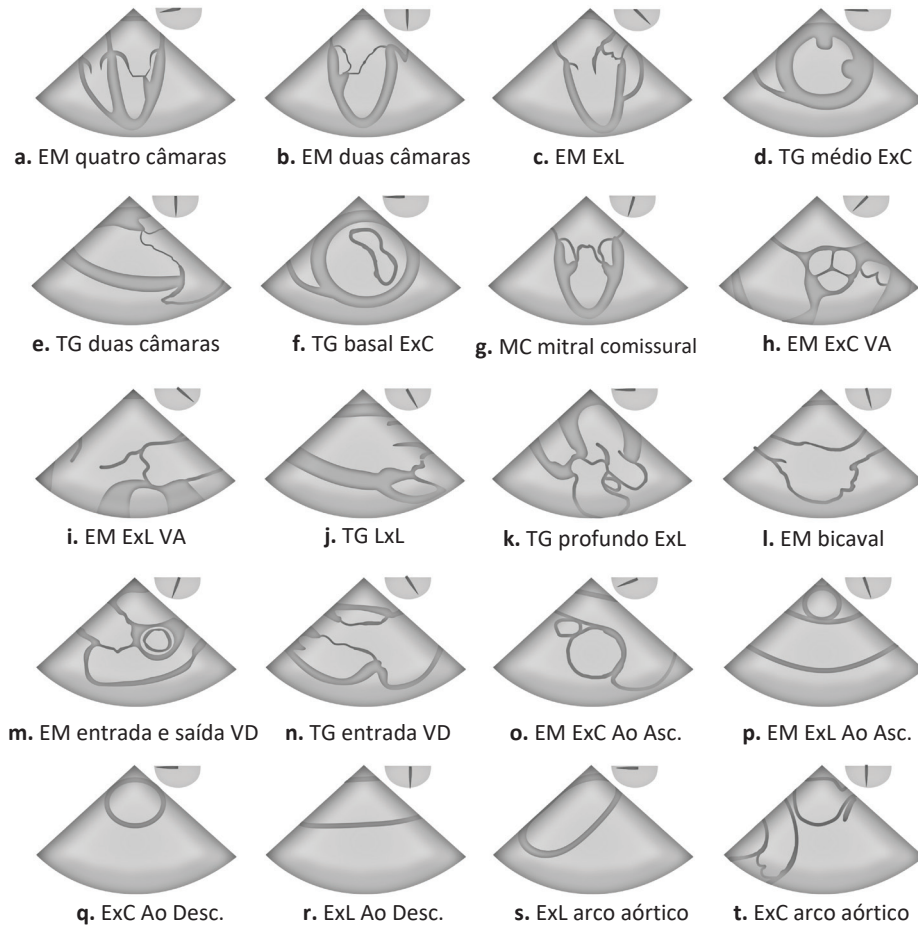
ecocardiografia tridimensional (Figura 94.7).²³ As oito janelas adicionais são cortes em eixo longo e eixo curto das quatro valvas, quatro câmaras e dos grandes vasos. De qualquer forma, é importante que se tente avaliar cada estrutura em diferentes janelas ou cortes. Por exemplo, é fundamental que sejam vistas diferentes janelas para avaliar a contratilidade ventricular, uma vez que cada uma delas mostra paredes diferentes. Para avaliação valvar, o mesmo raciocínio deve ser levado em conta, uma vez que o prolapso de uma cúspide, por exemplo, pode ser visualizado em uma dada janela e em outra não.

As Figuras 94.5, 94.6 e 94.7 mostram uma sequência de cortes que pode ser realizada pelo anestesiológico assim que a sonda é inserida no paciente. Estão representadas em sequência as 20 janelas do trabalho clássico de 1999, as 11 e 28 janelas dos consensos mais recentes. Mas se trata apenas de uma sugestão, para que nenhuma estrutura deixe de ser visualizada. É importante que se tente avaliar o máximo possível de janelas, principalmente em anestesia para cirurgia cardíaca, uma vez que, em cerca de 20% dos casos, novos diagnósticos são encontrados.

■ AVALIAÇÃO HEMODINÂMICA

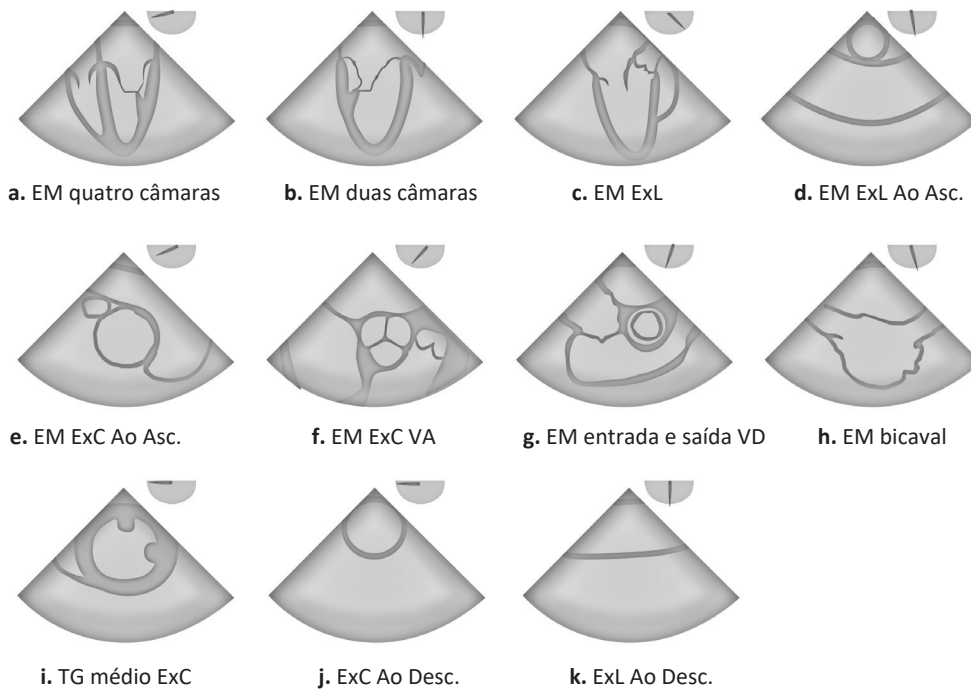
A avaliação hemodinâmica é um dos objetivos principais da ecocardiografia tanto no centro cirúrgico, quanto na terapia intensiva. Medidas como o volume sistólico, o débito cardíaco, as pressões intracardíacas, os gradientes de pressão e a resistência vascular podem ser determinados pela combinação da ecocardiografia bidimensional e o modo doppler.

Diversos trabalhos mostraram que a avaliação hemodinâmica por meio da ecocardiografia é seguro e apresenta alta sensibilidade quando realizado por anestesiológicos e intensivistas treinados.^{3-5,8,10-12} Além disso, existem trabalhos que comparam o uso do Cateter de Artéria Pulmonar (CAP) com a ecocardiografia – tanto transtorácica quanto transesofágica – em relação à análise hemodinâmica e decisão terapêutica. Esses estudos revelam que a ecocardiografia pode trazer mais benefícios do que o CAP, com uma incidência bem menor de eventos adversos relacionados ao procedimento.²⁵⁻²⁷





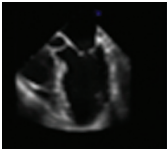


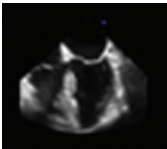











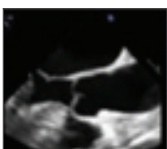






▲ **Figura 94.5** As 20 janelas ecocardiográficas.

Fonte: Shanewise JS, e col., 1999.²⁵



▲ **Figura 94.6** As 11 janelas ecocardiográficas do exame básico.



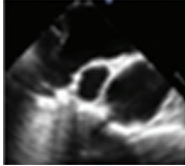


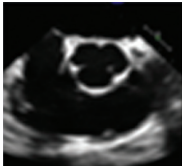




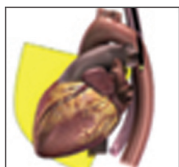





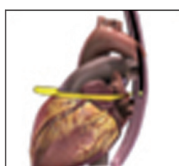




Fonte: Reeves ST, e col., 2013.¹⁸

Plano de imagem	Modelo 3D	Imagem de ETE 2D	Protocolo de Aquisição	Estruturas visualizadas na imagem
Vista médio esofágica				
 <p>1. incidência EM 5 câmeras</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~0-10°</p> <p>Nível: esofágico médio</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): NA</p>	<p>Válvula aórtica VSVE Átrio esquerdo/átrio direito Ventrículo esquerdo/ventrículo direito/SVI Válvula mitral (A2A1-P1) Válvula tricúspide</p>
 <p>2. incidência EM 4 câmeras</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~0-10°</p> <p>Nível: esofágico médio</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): Avançar ± Retroflexão</p>	<p>Átrio esquerdo/átrio direito SIA Ventrículo esquerdo/ventrículo direito/SVI Válvula mitral (A2A1-P2P1) Válvula tricúspide</p>
 <p>3. incidência EM comissural mitral</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~50-70°</p> <p>Nível: esofágico médio</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): NA</p>	<p>Átrio esquerdo Seio coronário Ventrículo esquerdo Válvula mitral (P3-A3-A2A1-P1) Músculos papilares Cordão tendíneo</p>
 <p>4. Incidência EM 2 câmeras</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~80-100°</p> <p>Nível: esofágico médio</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): NA</p>	<p>Átrio esquerdo Seio coronário Apêndice atrial esquerdo Ventrículo esquerdo Válvula mitral (P3-A3A2A1)</p>
 <p>5. Incidência EM eixo longo</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~120-140°</p> <p>Nível: esofágico médio</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): NA</p>	<p>Átrio esquerdo Ventrículo esquerdo VSVE VSVD Válvula mitral (P2-A2) Válvula aórtica Aorta ascendente proximal</p>
 <p>6. Incidência EM eixo longo AV</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~120-140°</p> <p>Nível: esofágico médio</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): retroceder±anteflexão</p>	<p>Átrio esquerdo VSVE VSVD Válvula mitral (A2-P2) Válvula aórtica Aorta ascendente proximal</p>
 <p>7. Incidência EM 2 câmeras</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~90-110°</p> <p>Nível: esofágico superior</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): retroceder</p>	<p>Aorta ascendente média Artéria pulmonar direita</p>
 <p>8. Incidência EM</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~0-30°</p> <p>Nível: esofágico superior</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): CW</p>	<p>Aorta ascendente média (SAX) Artéria pulmonar principal/bifurcação Veia cava superior</p>

▲ **Figura 94.7** As 28 janelas de um exame compreensível.

Fonte: Reeves ST, e col., 2013.¹⁸

(Continua)

Plano de imagem	Imagem de ETE 2D	Protocolo de Aquisição	Estruturas visualizadas na imagem
Vista médio esofágica			
 <p>9. Incidência EM Veias pulmonares Direitas</p>		 <p>Ângulo do transdutor: ~0-30° Nível: esofágico superior Manobra (a partir da imagem anterior): CW, Avançar</p>	Aorta ascendente média Veia cava superior, Veias pulmonares direitas
 <p>10. Incidência EM AV eixo curto (SAX)</p>		 <p>Ângulo do transdutor: ~25-45° Nível: esofágico superior Manobra (a partir da imagem anterior): CVW, Avançar, Anteflexão</p>	Válvula aórtica Átrio direito Átrio esquerdo SAI superior VSVD Válvula pulmonar
 <p>11. Incidência EM Via de entrada e de saída VD</p>		 <p>Ângulo do transdutor: ~50-70° Nível: esofágico médio Manobra (a partir da imagem anterior): CW, Avançar</p>	Válvula aórtica Átrio direito Átrio esquerdo SAI superior Válvula tricúspide VSVD Válvula pulmonar
 <p>12. Incidência EM Via de entrada e de saída VD</p>		 <p>Ângulo do transdutor: ~50-70° Nível: esofágico médio Manobra (a partir da imagem anterior): CW</p>	Átrio direito Átrio esquerdo SAI médio Válvula tricúspide Veia cava superior, Veia cava inferior/ seio coronário
 <p>13. Incidência EM bicaval</p>		 <p>Ângulo do transdutor: ~90-110° Nível: esofágico médio Manobra (a partir da imagem anterior): CW</p>	Átrio esquerdo Átrio direito/apêndice SAI Veia cava superior Veia cava inferior
 <p>14. Incidência EM Veia pulmonar direita e esquerda</p>		 <p>Ângulo do transdutor: ~90-110° Nível: esofágico superior Manobra (a partir da imagem anterior): Retroceder, CW para veias direitas, CCW para veias esquerdas</p>	Veia pulmonar (superior e inferior) Artéria pulmonar
 <p>15. Incidência EM de Apêndice Atrial Esquerdo</p>		 <p>Ângulo do transdutor: ~90-110° Nível: esofágico médio Manobra (a partir da imagem anterior): Avançar</p>	Apêndice atrial esquerdo Veia pulmonar superior esquerda



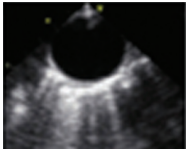


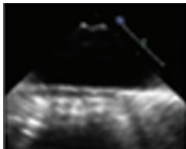


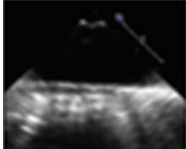


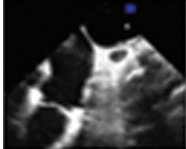
▲ **Figura 94.7** As 28 janelas de um exame compreensível.
Fonte: Reeves ST, e col., 2013.¹⁸

Plano de imagem	Modelo 3D	Imagem de ETE 2D	Protocolo de Aquisição	Estruturas visualizadas na imagem
Vista transgástrica				
16. Incidência TG SAX Basal			Ângulo do transdutor: ~0-20° Nível: transgástrico Manobra (a partir da imagem anterior): Avançar ± Anteflexão	Ventrículo esquerdo (base) Ventrículo direito (base) Válvula mitral (SAX) Válvula tricúspide (eixo curto)
17. Incidência TG SAX Papilar média			Ângulo do transdutor: ~0-20° Nível: transgástrico Manobra (a partir da imagem anterior): Avançar ± Anteflexão	Ventrículo esquerdo (médio) Músculos papilares Ventrículo direito (médio)
18. Incidência TG Via de entrada e de saída VD			Ângulo do transdutor: ~0-20° Nível: transgástrico Manobra (a partir da imagem anterior): Avançar ± Anteflexão	Ventrículo esquerdo (ápice) Ventrículo direito (ápice)
19. Incidência TG Basal VD			Ângulo do transdutor: ~0-20° Nível: transgástrico Manobra (a partir da imagem anterior): Anteflexão	Ventrículo esquerdo (médio) Ventrículo direito (médio) Via de saída ventricular direita Válvula tricúspide (SAX) Válvula pulmonar
20. Incidência TG de Via de entrada e de saída VD			Ângulo do transdutor: ~0-20° Nível: transgástrico Manobra (a partir da imagem anterior): Avançar ± Anteflexão	Átrio direito Ventrículo direito Via de saída ventricular direita Válvula pulmonar Válvula tricúspide
21. Incidência TG profunda 5 câmaras			Ângulo do transdutor: ~0-20° Nível: transgástrico Manobra (a partir da imagem anterior): Esquerdo-flexão, Avançar, Anteflexão	Ventrículo esquerdo Via de saída ventricular esquerda Ventrículo direito Válvula aórtica Raiz aórtica Válvula mitral
22. Incidência TG 2 câmaras			Ângulo do transdutor: ~90-110° Nível: transgástrico Manobra (a partir da imagem anterior): flexão neutra, retroceder	Ventrículo esquerdo Átrio esquerdo/apêndice Válvula mitral
23. Incidência TG de Via de entrada VD			Ângulo do transdutor: ~90-110° Nível: transgástrico Manobra (a partir da imagem anterior): CW	Ventrículo direito Átrio direito Válvula tricúspide
24. Incidência TG LAX			Ângulo do transdutor: ~120-140° Nível: transgástrico Manobra (a partir da imagem anterior): CCW	Ventrículo esquerdo Via de saída ventricular esquerda Ventrículo direito Válvula aórtica Raiz aórtica Válvula mitral

▲ Figura 94.7 As 28 janelas de um exame compreensível.

Fonte: Reeves ST, e col., 2013.¹⁸

(Continua)

Plano de imagem	Modelo 3D	Imagem de ETE 2D	Protocolo de Aquisição	Estruturas visualizadas na imagem
Vista aórtica				
 <p>25. Incidência SAX aorta descendente</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~0-10°</p> <p>Nível: transgástrico a esofágico médio</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): flexão neutra</p>	<p>Aorta descendente Tórax esquerdo Veias hemiázigas e áziga Artérias intercostais</p>
 <p>26. Incidência LAX Aorta descendente</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~90-100°</p> <p>Nível: transgástrico a esofágico médio</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): flexão neutra</p>	<p>Aorta descendente Tórax esquerdo</p>
 <p>27. Incidência LAX Arco Aórtico ES</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~0-10°</p> <p>Nível: esofágico superior</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): retroceder</p>	<p>Arco aórtico Veia inominada Tecido mediastinal</p>
 <p>28. Incidência SAX Arco Aórtico ES</p>			<p>Ângulo do transdutor: ~70-90°</p> <p>Nível: transgástrico a esofágico médio</p> <p>Manobra (a partir da imagem anterior): NA</p>	<p>Arco aórtico Veia inominada Artéria pulmonar Válvula pulmonar Tecido mediastinal</p>

▲ **Figura 94.7** As 28 janelas de um exame compreensível.

Fonte: Reeves ST, e col., 2013.¹⁸

No início da ecocardiografia, a avaliação hemodinâmica era feita predominantemente em modo M (modo de movimento – apesar de mostrar uma imagem unidimensional, fornece uma taxa de quadros muito alta, permitindo uma exibição superior do movimento dinâmico). Atualmente, o método de escolha é a combinação das imagens em modo bidimensional (2D) e/ou tridimensional (3D) junto ao estudo doppler.

O efeito doppler foi descrito pelo físico austríaco Christian Doppler em 1842.²⁸⁻³⁰ Ele estudou o fenômeno de que o timbre do som é afetado pela sua movimentação em relação a um observador. De modo simplificado, ele nos diz que a frequência sonora aumenta à medida que a fonte de som se aproxima de um dado observador e, de modo inverso, diminui à medida que a fonte de som se afasta do observador. No caso da ecocardiografia e do sistema cardiovascular, a fonte sonora são as hemácias e o observador é o transdutor. Desse modo, pela velocidade das hemácias em relação ao transdutor, pode-se quantificar o fluxo sanguíneo a partir da seguinte equação:

$$\Delta f = 2 f_0 \frac{v \times \cos \theta}{c}$$

Onde Δf é a variação entre a frequência transmitida e a recebida pelo transdutor, f_0 é a frequência transmitida, v é a velocidade das hemácias, c é a velocidade do som no sangue (conhecida como 1540 m/s) e θ é o ângulo formado pelo

feixe de ultrassom e o fluxo sanguíneo. Vale ressaltar que o ângulo θ indica o alinhamento entre o feixe de ultrassom e o fluxo sanguíneo, o que é de fundamental importância na análise correta das velocidades, ou seja, como a equação do efeito Doppler depende do cosseno de θ , se o alinhamento não for feito da maneira mais paralela possível pelo examinador, a velocidade do sangue estará subestimada.

Há cinco tipos básicos de técnicas com doppler: onda contínua, onda pulsada, imagem de fluxo colorido, doppler tissular e varredura dúplex. No **doppler pulsado**, um único cristal de ultrassom envia e recebe os feixes sonoros. O cristal do transdutor emite um disparo de ultrassons com uma frequência conhecida, que é refletido por um objeto em movimento. Esse mesmo cristal recebe a frequência refletida, e o número de pulsos transmitidos por um transdutor doppler a cada segundo é chamado de Frequência de Repetição de Pulsos (FRP). Desse modo, existe uma frequência máxima de emissão, que é igual à metade da FRP, e a isso se dá o nome de limite de Nyquist. Se a frequência emitida for maior que o limite Nyquist, ocorrerá o fenômeno de ambiguidade (*aliasing*), ou seja, o espectro do doppler é cortado acima do limite Nyquist e as medidas não podem ser realizadas. Outra característica do doppler pulsado, é que como existe um intervalo entre a transmissão e a recepção dos pulsos, profundidades diferentes podem ser avaliadas, o que cria um “volume de amostra” num ponto específico ao longo do feixe. Pode-se concluir então que o doppler pulsado mede fluxos laminares, de baixas ve-

localidades ($< 1.5 \text{ m.s}^{-1}$) e em uma localização intracardíaca específica.

Já no **Doppler contínuo**, dois cristais estão envolvidos: um que emite e outro que recebe a frequência dos objetos móveis. Assim, há um movimento contínuo de transmissão e recepção que permite uma frequência ilimitada de repetição de pulsos e análise de vários pontos ao longo do feixe. Logo, o doppler contínuo permite a análise de fluxos turbilhonares, com velocidades maiores por meio de orifícios intracardíacos ($> 1.5 \text{ m.s}^{-1}$).

A **Figura 94.8** mostra o aspecto da aplicação do doppler contínuo para medir a velocidade do fluxo sanguíneo na valva aórtica. Observa-se que a velocidade é expressa no eixo das *abscissas* e o tempo no eixo das ordenadas.

A aplicação da equação do fenômeno doppler permite determinar a velocidade das hemácias, ou seja, do fluxo sanguíneo, que pode ser convertida em gradiente de pressão pela equação simplificada de Bernoulli:

$$\Delta P = 4v^2$$

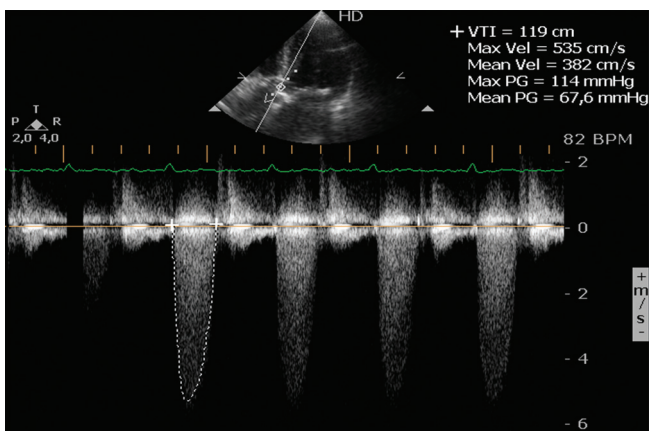
No canto superior direito da **Figura 94.8**, é apresentada a aplicação desta equação. Observa-se uma velocidade máxima de 486 cm.s^{-1} . Se essa velocidade for elevada ao quadrado e o resultado multiplicado por quatro, obtém-se um gradiente máximo de pressão de $94,3 \text{ mmHg}$, como mostra a figura.

Existe um conceito ecocardiográfico denominado Lei de Preservação das Massas. Este conceito define que o uso do efeito doppler e da equação de Bernoulli pode ser aplicado a qualquer lugar por onde o sangue passa. Logo, é possível medir o fluxo sanguíneo em cada uma das quatro valvas cardíacas e nos grandes vasos.

Com o conhecimento desses conceitos, é possível compreender as ferramentas utilizadas para o cálculo dos parâmetros hemodinâmicos. A seguir serão abordados os principais métodos de análise hemodinâmica a partir da ecocardiografia bidimensional e do efeito doppler.

Gradientes Transvalvares²⁸⁻³³

Uma das aplicações mais importantes do método doppler contínuo é avaliar os gradientes de pressão transvalvares. A equação de Bernoulli é válida em muitas situações



▲ **Figura 94.8** Aspecto da aplicação do doppler.

clínicas e se correlaciona bem com as medidas invasivas de pressão. A maior aplicação dessa técnica é a classificação da gravidade de estenose valvar (**Figura 94.7**).

Para que a medida do gradiente de pressão tenha a maior acurácia possível, é necessário o ajuste adequado do ganho, a procura cuidadosa e meticulosa da melhor imagem e o alinhamento ideal do feixe do doppler com o fluxo sanguíneo.

Pressões Intracardíacas²⁸⁻³³

A análise dos fluxos transvalvares pode ser usada para estimar as pressões intracardíacas, como:

- 1. Medida da pressão sistólica do Ventrículo Direito (VD) e da Artéria Pulmonar (AP):** a velocidade de uma regurgitação pela valva tricúspide reflete a diferença entre as pressões sistólicas no VD e no Átrio Direito (AD). Logo, utilizando a curva de velocidade *versus* tempo do fluxo de regurgitação tricúspide, pode-se usar a equação de Bernoulli simplificada e calcular o gradiente de pressão máximo desse fluxo. Soma-se à esta medida a pressão no AD e obtém-se a Pressão Sistólica do VD (PSVD). Se não houver nenhuma alteração na via de saída do VD, pode-se dizer que a PSVD é igual à pressão sistólica da artéria pulmonar. A medida da pressão do AD pode ser feita por meio de um cateter venoso central para medir a Pressão Venosa Central (PVC) ou estimada pela análise da veia cava inferior (VCI). Se a VCI apresentar diâmetro menor que $1,5 \text{ cm}$, a PVC será estimada entre 0 a 5 mmHg . Quando a VCI apresentar diâmetro $> 1,5 \text{ cm}$ e o índice de colapsidade for maior $> 50\%$ durante a inspiração forçada, a PVC é estimada em 5 a 10 mmHg . Quando a VCI apresentar diâmetro $> 1,5 \text{ cm}$ e o índice de colapsidade for $< 50\%$ durante a inspiração forçada, a PVC é estimada em 10 a 15 mmHg se dilatada ($> 2,5 \text{ cm}$), sem resposta à inspiração, a pressão é maior que 15 mmHg . (**Tabela 94.3**);

Tabela 94.3 Variação do diâmetro da VCI e a relação com PVC.

Diâmetro da VCI	Índice de colapsidade	Pressão venosa central
$< 1,5 \text{ cm}$	NA	$0\text{-}5 \text{ mmHg}$
$1,5$ a $2,5 \text{ cm}$	$> 50\%$	$5\text{-}10 \text{ mmHg}$
$1,5$ a $2,5 \text{ cm}$	$< 50\%$	$10\text{-}15 \text{ mmHg}$
$> 2,5 \text{ cm}$	Fixo	$> 15 \text{ mmHg}$

- 2. Pressão média na artéria pulmonar e pressão diastólica final na artéria pulmonar:** seguindo a mesma linha de raciocínio, com o valor da velocidade de pico de um jato de regurgitação na valva pulmonar e da velocidade de regurgitação pulmonar no final da diástole, pode-se estimar a pressão média na artéria pulmonar e a pressão diastólica final na artéria pulmonar, respectivamente;
- 3. Pressão no átrio esquerdo e pressão diastólica final no ventrículo esquerdo:** de modo análogo ao lado direito, a velocidade de um jato de regurgitação mitral reflete a diferença de pressão sistólica entre o Ventrículo Esquerdo (VE) e o Átrio Esquerdo (AE). Em pacientes sem

obstrução à via de saída do VE, pode-se afirmar que a Pressão Arterial Sistólica (PAS) é igual à pressão sistólica final no VE. Logo, a pressão no AE é igual à diferença entre a PAS e o gradiente de pressão máximo dado pelo jato de regurgitação mitral. Já um jato de insuficiência aórtica, reflete a diferença entre a Pressão Arterial Diastólica (PAD) e a Pressão Diastólica Final do VE (PDFVE). Assim sendo, a PDFVE é igual a diferença entre a PAD e o gradiente de pressão máximo do jato de regurgitação aórtica. A Tabela 94.4 mostra o resumo dos cálculos das pressões intracardíacas.

Pressão	Equação
PSVD ou PSAP	$4(v_{RT})^2 + PAD$
PMAP	$4(v_{inicial} IP)^2 + PAD$
PDAP	$4(v_{final} IP)^2 + PAD$
PAE	$PSS - 4(v_{RM})^2$
PDFVE	$PAD - 4(v_{IA\ final})^2$

PSVD = pressão sistólica do ventrículo direito; PSAP = pressão sistólica da artéria pulmonar; V = velocidade de pico; RT = regurgitação tricúspide; PAD = pressão no átrio direito; PMAP = pressão média da artéria pulmonar; IP = insuficiência pulmonar; PDAP = pressão diastólica da artéria pulmonar; PAE = pressão no átrio esquerdo; PSS = pressão sanguínea sistólica; RM = regurgitação mitral; PDFVE = pressão diastólica final do ventrículo esquerdo; PSD = pressão sanguínea diastólica; IA = insuficiência aórtica.

■ VOLUME SISTÓLICO E DÉBITO CARDÍACO²⁸⁻³³

A taxa de fluxo calculada por meio da hidrodinâmica, pode ser obtida a partir do produto entre a área seccional de um orifício e a velocidade do fluxo sanguíneo que passa por esta área. No caso do volume sistólico, pode-se medir a área da via de saída do VE e multiplicar pela integral da Velocidade-Tempo (IVT) do fluxo que passa por ela (Figura 94.9).

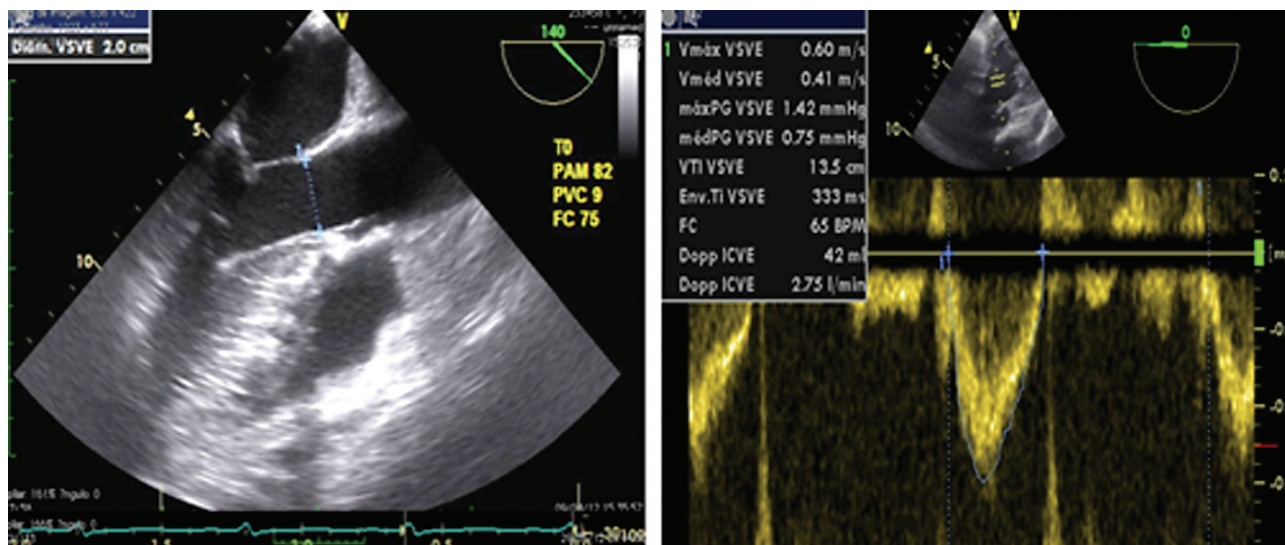
Mede-se o diâmetro da Via de Saída do VE (VSVE) no plano do esôfago médio em eixo longo a 120°. Após, no plano transgástrico em eixo longo a 135° ou no transgástrico profundo a 0°, mede-se o fluxo pelo doppler pulsado, também na VSVE, e calcula-se a IVT. Multiplicando-se a área da VSVE pela IVT, obtém-se o volume sistólico, que quando multiplicado pela frequência cardíaca, será igual ao débito cardíaco.

Na prática, apenas a medida do IVT pode ser suficiente. Em primeiro lugar, porque a área da VSVE não mudará. E depois, porque com o advento da ecocardiografia tridimensional e a análise de outros exames de imagem como a tomografia computadorizada e a ressonância nuclear magnética, observou-se que a VSVE não é um círculo perfeito, ela tem um formato de uma elipse. Logo, pela ecocardiografia bidimensional, não é possível saber se está medindo a VSVE no seu maior ou o menor eixo. Levando-se em consideração que a fórmula para cálculo da área da VSVE eleva o raio ao quadrado, um erro de medida pode tornar o cálculo do débito cardíaco por esse método bastante equivocado. Por esse motivo, a análise isolada do IVT pode, além de ser mais rápida, ser mais fidedigna. Valores de 18 cm da IVT da VSVE é aceito como um valor de referência de normalidade. Interpreta-se uma redução do IVT como uma redução do DC e vice-versa.

Esta medida também pode ser realizada na válvula aórtica e no ventrículo direito, mas pela facilidade de aquisição de imagens e alinhamento entre o fluxo sanguíneo e o feixe de ultrassom, a VSVE é a mais comumente utilizada.

Relação entre os Fluxos Pulmonar e Sistêmico^{28,29}

A técnica utilizada para calcular o Volume Sistólico (VS) do lado esquerdo do coração também pode ser usada para calcular o VS do lado direito. Mede-se o diâmetro da via de saída do VD (VSVD) no plano do esôfago médio via de entrada e via de saída do VD (50° a 70°). Na janela obtida, à direita da valva aórtica, pode-se visualizar a VSVD e, se for possível um correto alinhamento, calcular a IVT por meio da



▲ Figura 94.9 Determinação do cálculo do volume sistólico.

valva pulmonar, utilizando o doppler pulsado. Com os volumes sistólicos esquerdo e direito calculados, têm-se a razão entre eles, ou seja, o Q_p/Q_s . Esse cálculo é importante para avaliar a gravidade dos *shunts* intracardíacos, como defeito do septo atrial e/ou ventricular e orientar o seu tratamento.

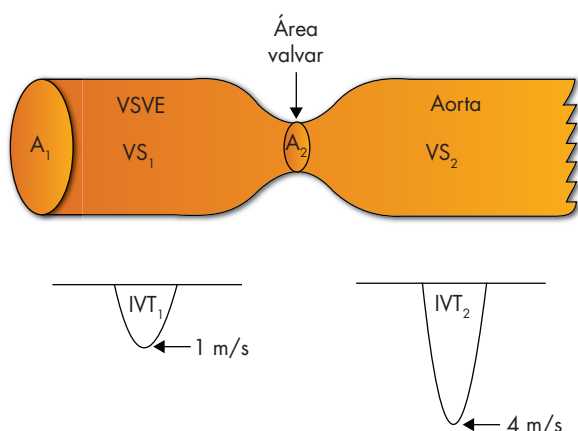
Equação da Continuidade^{28,29}

A equação da continuidade é usada principalmente para o cálculo da área valvar e baseia-se no princípio de conservação das massas. Isto é, o fluxo volumétrico por meio do coração é constante (Figura 94.10).

Utilizando a equação dos fluxos (área x IVT) e o princípio de preservação das massas (Fluxo 1 = Fluxo 2), pode-se calcular uma área valvar estenótica, que na Figura 94.9 está representada como área 2:

$$\text{Fluxo 1 (A1 x IVT 1) = Fluxo 2 (A2 x IVT2)}$$

$$A2 = \frac{A1 \times IVT 1}{IVT 2}$$



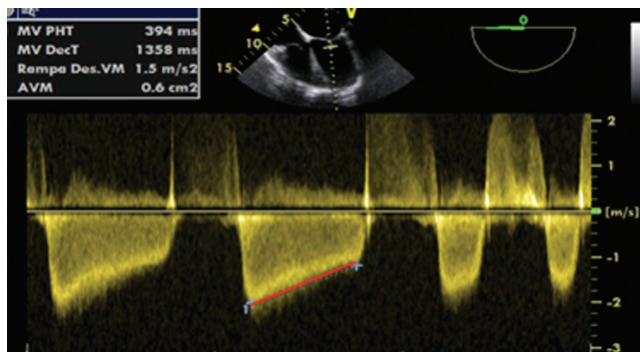
▲ Figura 94.10 Princípio da equação da continuidade. O mesmo fluxo que passa por A1 também passará por A2.

Tempo de Meia-pressão^{28,29}

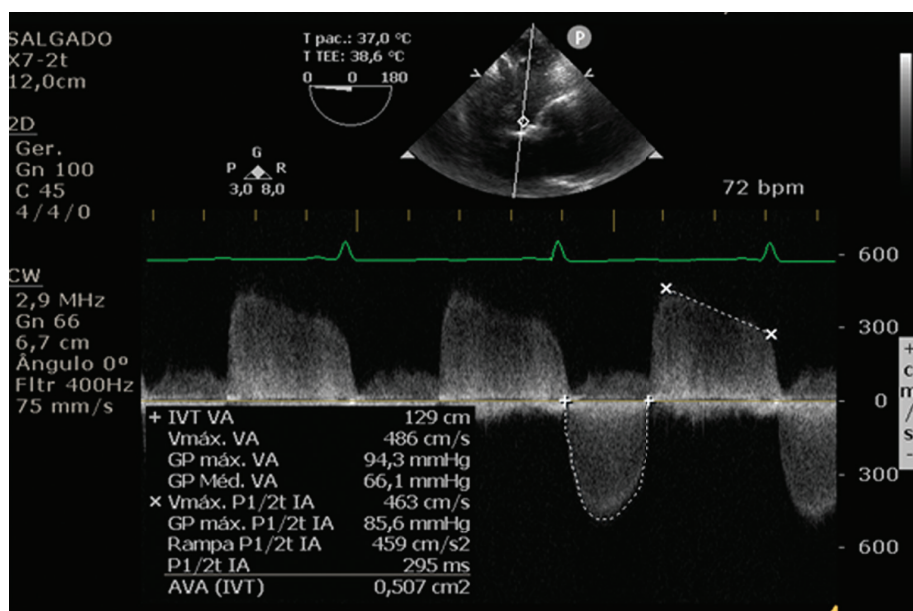
O tempo de meia-pressão é o tempo necessário para que o gradiente máximo de pressão transvalvar diminua à metade. Em geral, quanto maior o orifício, menor é o tempo de meia-pressão, porque a pressão tende a se equalizar mais rapidamente. A avaliação da gravidade da estenose mitral e da insuficiência aórtica pode ser calculada pelo tempo de meia-pressão (Figura 94.11 e Figura 94.12).

dP/dT^{28,29}

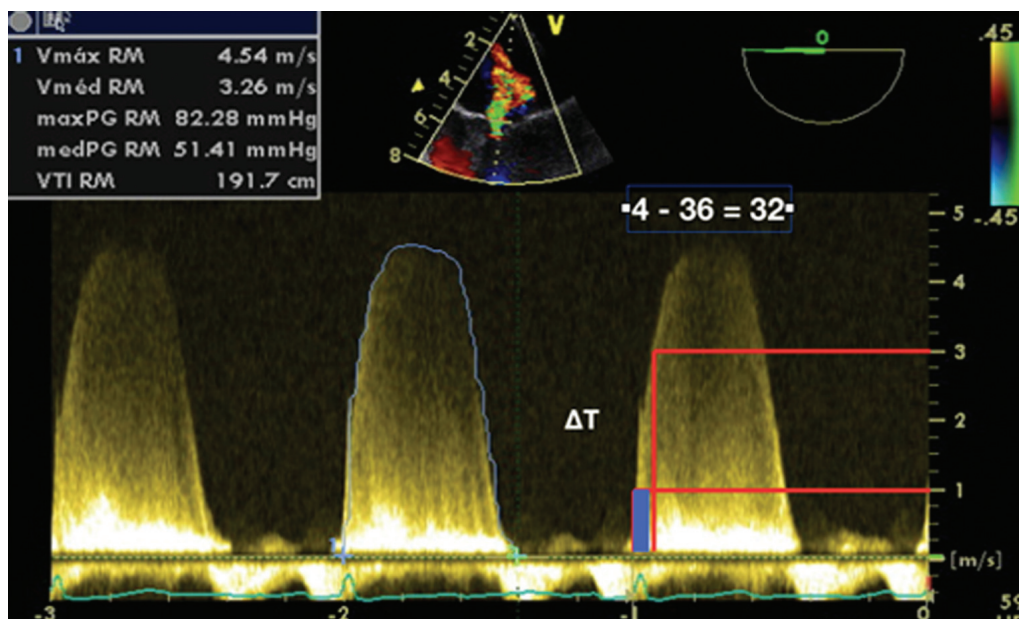
Este é um índice de contratilidade do ventrículo esquerdo. Ele correlaciona a variação de pressão exercida pelo VE, num dado intervalo de tempo. Para a medida do dP/dT, é usado o jato de regurgitação mitral. A partir da aplicação do modo doppler contínuo, observa-se o tempo para a velocidade do refluxo mitral variar de 1 m.s⁻¹ para 3 m.s⁻¹, ou seja, variar de um gradiente de 4 mmHg para 36 mmHg, ou ainda o que proporciona uma diferença de 32 mmHg. Quanto maior o tempo que o VE demora atingir essa variação de gradiente pressórico, pior é a contratilidade. Logo, quanto maior a relação dP/dT, melhor a contratilidade, sendo que o valor ideal atualmente utilizado é > 1200 mmHg.s⁻¹ (Figura 94.13).



▲ Figura 94.11 Determinação da área da estenose mitral por meio do tempo de meia-pressão.



◀ Figura 94.12 Determinação da gravidade da insuficiência aórtica por meio do tempo de meia-pressão.



◀ Figura 94.13 Cálculo de dP/dT.

Resistências Vasculares^{28,29}

De acordo com a lei de Ohm, a diferença de potencial entre dois pontos é proporcional à corrente:

$U = R \times i$, onde “U” é a diferença de potencial, “R” é a resistência e “i” é a intensidade da corrente.

Aplicando esse conceito ao sistema cardiovascular, percebe-se que a diferença de pressão entre dois pontos é proporcional ao fluxo sanguíneo:

$$R = \frac{\text{diferença de pressão}}{\text{débito cardíaco}}$$

Para calcular a resistência vascular sistêmica, utiliza-se a diferença entre a pressão arterial média e a pressão venosa central dividida pelo débito cardíaco:

$$(PAM - PVC) \times 80/DC$$

A Resistência Vascular Pulmonar (RVP) pode ser estimada dividindo-se a velocidade máxima do jato de Regurgitação Tricúspide (VRT) pela IVT da via de saída do VD, uma vez que a RVP tem relação direta com a alteração na pressão e relação indireta com o fluxo pulmonar. A equação utilizada é:

$$RVP = VRT/IVT_{VSD} \times 10 + 0,16$$

A aplicação desta equação pode ser útil em diferenciar pressão arterial pulmonar alta decorrente de aumento do fluxo pulmonar e hipertensão pulmonar decorrente de resistência vascular pulmonar aumentada. Se a pressão da artéria pulmonar estiver alta, mas a relação VRT/IVT_{VSD} estiver baixa (< 0,2), há maior probabilidade de resistência vascular pulmonar baixa, com pressão elevada secundária a fluxo aumentado.

Variação da Pressão de Pulso^{28,29,34}

Com o transdutor no plano transgástrico em eixo longo ou no profundo, obtém-se as medidas para o cálculo do

volume sistólico. Além disso, é possível correlacionar a variação do fluxo pela VSVE com o ciclo respiratório, a fim de avaliar a responsividade à infusão de líquidos. Isso é possível, uma vez que o fluxo sanguíneo na VSVE é diretamente proporcional ao volume ejetado pelo VE, e a variação respiratória neste fluxo revela a interdependência ventricular, ou seja, a responsividade volêmica.

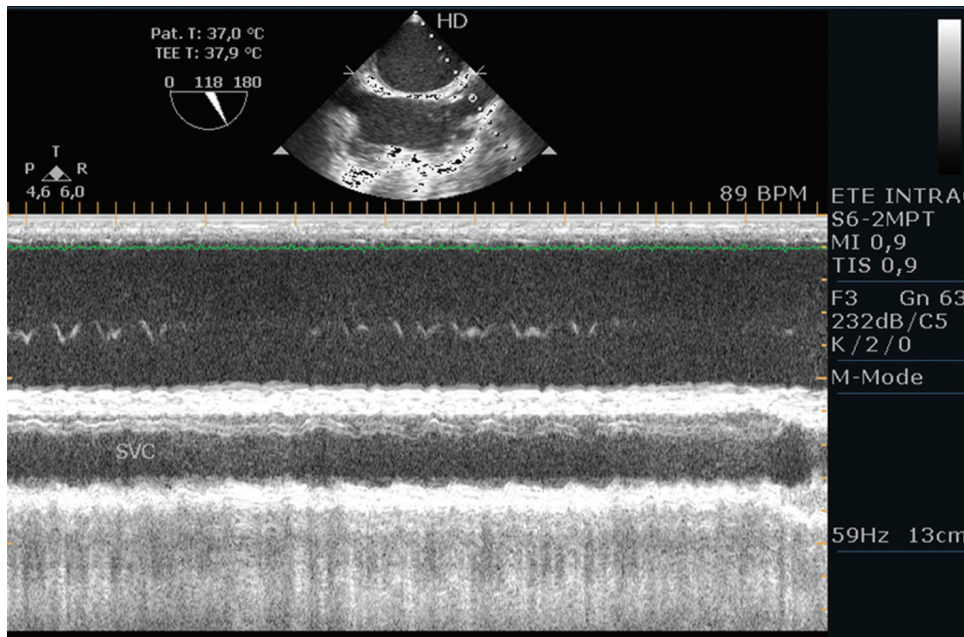
Em trabalho publicado em 2001, Feissel e col. demonstraram que a variação na velocidade de pico do fluxo sanguíneo aórtico > 12% ($\Delta V_{\text{pico}} = (V_{\text{pico máx}} - V_{\text{pico mín}}) / (V_{\text{pico máx}} + V_{\text{pico mín}})^2$) em pacientes com diagnóstico de choque séptico, mas com função ventricular prévia normal, é um método eficiente de avaliar a responsividade volêmica.³⁵ Vale ressaltar que a $V_{\text{pico máx}}$ é aferida durante a inspiração, e a $V_{\text{pico mín}}$ é aferida durante a expiração. Para que se obtenham as medidas mais precisas, é necessário acoplar um capnógrafo ao aparelho de ecocardiografia.

Análise da Veia Cava^{34, 36-40}

Como as variações nas pressões intratorácicas durante o ciclo respiratório no paciente em ventilação mecânica são transmitidas para as estruturas vasculares, pode-se analisar as variações do diâmetro das veias cavas com a respiração. Tal conceito é baseado na seguinte premissa: as mudanças induzidas no retorno venoso pela insuflação mecânica são mais acentuadas nos pacientes hipovolêmicos do que nos normovolêmicos.

A VCI pode ser visualizada no plano bicaval do esôfago médio ou no plano transgástrico profundo com rotação da sonda para a direita. A veia cava superior é visualizada apenas no plano bicaval (Figura 94.14).

A variação dos diâmetros máximo e mínimo da veia cava superior durante a expiração e inspiração, respectivamente, é calculada por meio da fórmula: Índice de colapsabilidade da veia cava superior = $\frac{\text{Diâmetro}_{\text{máx expiratório}} - \text{Diâmetro}_{\text{mín inspiratório}}}{\text{Diâmetro}_{\text{máx expiratório}}}$. Segundo Vieillard-Baron e col., valores até 36% permitem separar pacientes sépticos res-



◀ **Figura 94.14** Visualização da veia cava superior em modo M no plano bicaval no esôfago médio.

pondedores dos não respondedores, com sensibilidade de 90% e especificidade de 100%.³⁷

No mesmo ano, o mesmo grupo de autores, estudaram as variações na veia cava inferior também em pacientes sépticos.³⁸ Após expansão com 7 mL.kg⁻¹ de volume, os pacientes que tiveram aumento do índice cardíaco maior que 15% foram classificados como respondedores e aqueles com aumento menor do que essa porcentagem foram classificados como não-respondedores. Nesse caso, a fórmula é: Índice de colapsabilidade da veia cava inferior = $\frac{\text{Diâmetro}_{\text{máx inspiratório}} - \text{Diâmetro}_{\text{min expiratório}}}{\text{Diâmetro}_{\text{min expiratório}}}$. Com um valor de corte de 18% foi possível classificar respondedores e não-respondedores com sensibilidade e especificidade de 90% (Figura 94.15).

Pacientes com uso de fármacos vasoativos em altas doses, com hipertensão pulmonar grave ou com aumento importante da pressão intra-abdominal devem ter este parâmetro analisado com ressalvas.

Estimativa da Pressão de Enchimento do Ventrículo Esquerdo^{29,30}

A pressão de enchimento ventricular esquerda é um parâmetro importante da Função Diastólica (DD). Além de ser usada para avaliar a volemia, a DD pode ser avaliada em diferentes pontos do coração esquerdo, desde que não existam alterações anatômicas ou funcionais preexistentes das estruturas envolvidas neste trajeto. Assim, a expressão da pressão de enchimento do VE pode ser dada por: pressão diastólica ventricular esquerda, pressão média atrial esquerda ou pressão de capilar pulmonar.

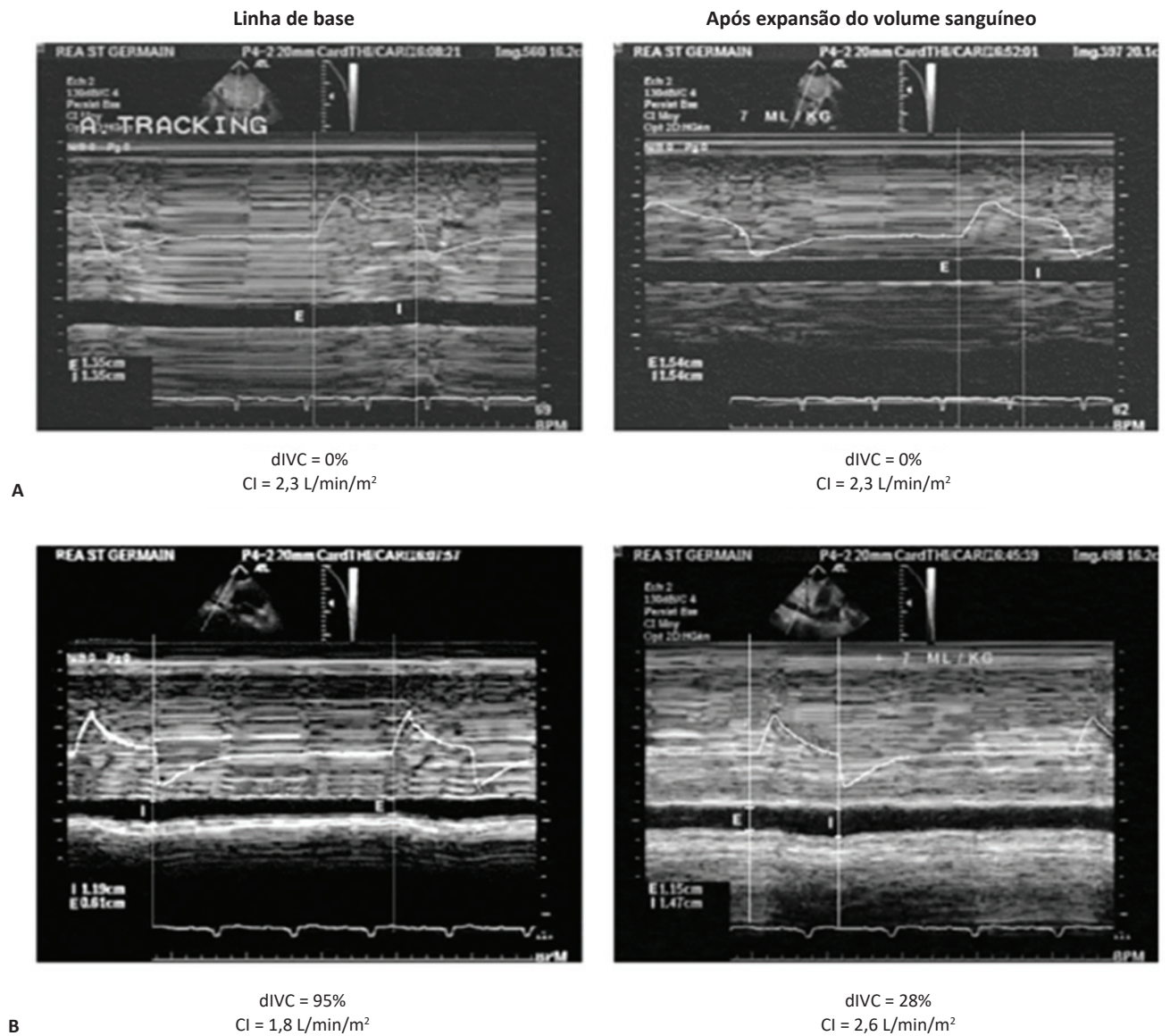
O enchimento do VE ocorre durante a diástole, quando a valva mitral se abre em consequência do aumento da pressão do AE (Figura 94.16).

Existem duas ondas mostradas pelo modo doppler durante a diástole. A primeira é chamada de onda E e representa o enchimento rápido ventricular. A segunda é a onda

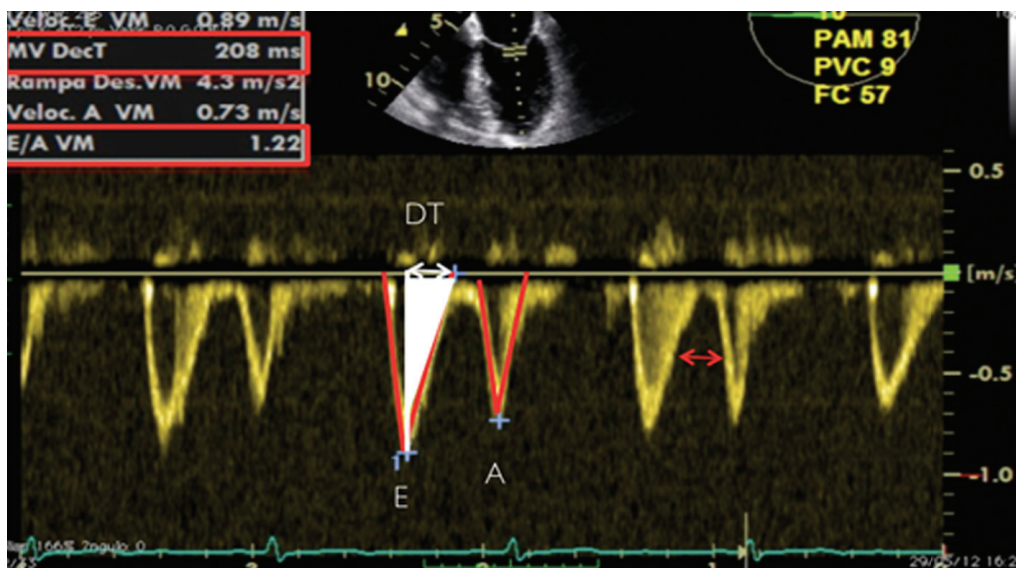
A, que revela a fase de enchimento dependente da contração atrial. A velocidade da onda E se correlaciona com a diferença de pressão entre o AE e o VE durante a abertura da valva mitral. Logo, quanto maior for a pressão do AE no momento da abertura da mitral, maior será a velocidade da onda E. Além disso, o tempo de desaceleração da onda E também está relacionado à pressão atrial esquerda: se a pressão no AE aumentar, ocorrerá um aumento na diferença de pressão entre o AE e o VE, o que irá caracterizar uma onda E com velocidade maior e com tempo de desaceleração menor. No entanto, esta análise sofre múltiplas interferências e pode variar com o grau de complacência ventricular esquerda, com a idade e com a função atrial esquerda.

O estudo do anel mitral com doppler tecidual também revela um padrão de ondas semelhante ao estudo doppler pulsado na valva mitral. A colocação do volume de amostra do doppler tecidual na junção do anel mitral com o ventrículo esquerdo, tanto do lado septal quanto do lado lateral, registrará três ondas: uma sistólica (S'), uma diastólica rápida (E') e uma diastólica tardia (A'), como mostra a Figura 94.17:

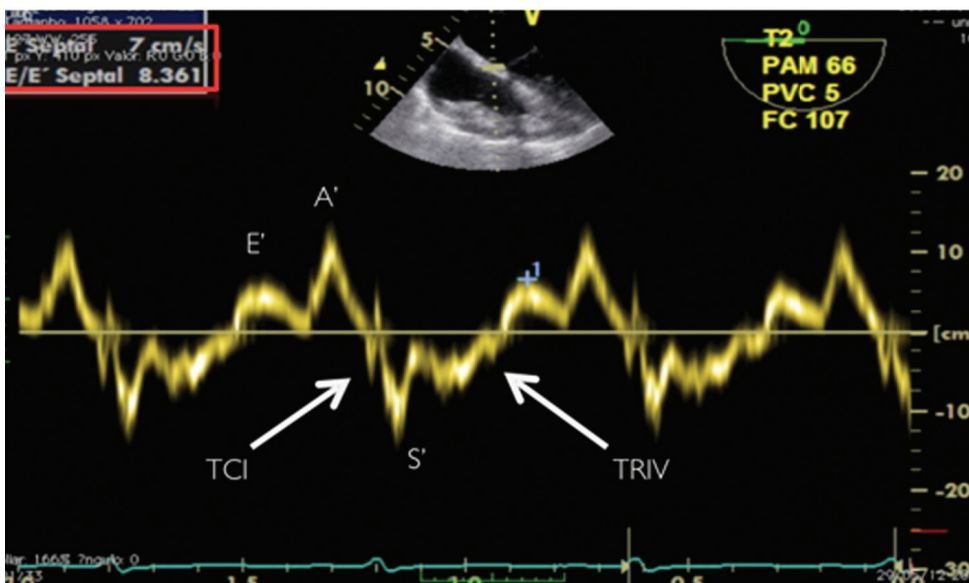
A relação entre a onda E mitral (E) e a onda E tecidual (E') tem mostrado boa correlação com a pressão atrial esquerda e pressão de enchimento ventricular esquerda. Quando ocorre um aumento da pressão no AE, a onda E irá aumentar, como mencionado anteriormente. Tal fato decorre do aumento do gradiente de pressão entre AE e VE. Por outro lado, a onda E' tende a diminuir devido a um aumento compensatório na pressão atrial esquerda que acompanha o relaxamento comprometido. Assim, a relação irá aumentar significativamente. Uma relação normal é menor do que oito. Se estiver maior que 13, correlaciona-se com uma pressão de enchimento do VE (ou pressão de oclusão de capilar pulmonar) acima de 15 mmHg. Se a relação E/E' estiver menor que oito, correlaciona-se com uma pressão de enchimento menor do que 10 mmHg.



▲ **Figura 94.15** Medida da distensibilidade da VCI em pacientes não-respondedores **(A)** e respondedores **(B)**.
 Fonte: Vieillard-Baron A, e col., 2004.³⁸



◀ **Figura 94.16** Padrão de fluxo diastólico por meio da valva mitral.



◀ **Figura 94.17** Localização do volume de amostra do doppler tecidual no anel mitral e seu padrão de movimentação trifásico.

■ DESEMPENHO SISTÓLICO DO VENTRÍCULO ESQUERDO. AVALIAÇÃO DE ISQUEMIA E DE HIPOTENSÃO ARTERIAL^{12,41-47}.

Um dos objetivos mais frequentes do uso da ecocardiografia é a avaliação da função sistólica. Mesmo se não for o foco principal do exame, o desempenho ventricular sistólico deve ser avaliado. No período intraoperatório, a avaliação da função sistólica logo no início do procedimento cirúrgico pode ajudar o anestesiológico na decisão de condutas como uso de fármacos vasoativos e inotrópicas, além do planejamento da infusão de líquidos. De mais a mais, conhecer a função sistólica do paciente antes do trauma cirúrgico e das perdas volêmicas é fundamental nos casos de instabilidade hemodinâmica que porventura possam ocorrer, uma vez que torna possível o diagnóstico de novas alterações, como é o caso de mudanças da contratilidade miocárdica que podem sugerir infarto intraoperatório, por exemplo. A análise qualitativa é extensamente usada e validada como método para análise da função ventricular. Muitas vezes a simples pergunta: “o ventrículo esquerdo bate bem ou mal?” pode auxiliar no ajuste hemodinâmico.

Existem diversas ferramentas para avaliar a função sistólica. Podem ser utilizadas medidas lineares, medidas bidimensionais, marcadores indiretos em modo M, avaliação com doppler contínuo e pulsado, avaliação com doppler tecidual, com doppler tecidual colorido, rastreamento de textura, avaliação da sincronia do VE, avaliação da deformação tecidual (*strain*) e uso da técnica de *speckle-tracking* e ecocardiografia tridimensional.

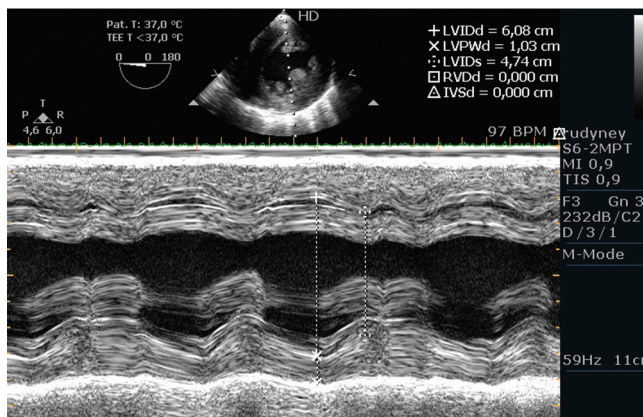
Alguns exemplos de avaliação com doppler foram citados anteriormente como o cálculo do volume sistólico, do débito cardíaco e a análise do dP/dT. Agora, a seguir, será abordado o uso das medidas bidimensionais como encurtamento endocárdico fracionário, mudança na área fracionária e método de discos (ou regra de Simpson modificada).

Encurtamento Endocárdico Fracionário

Para cálculo do encurtamento endocárdico fracionário, são necessárias as medidas do Diâmetro Interno do VE na diástole (DIVEd) e do Diâmetro Interno do VE na sístole (DIVEs). As medidas são obtidas no plano transgástrico em eixo curto na altura dos músculos papilares da valva mitral e analisadas em modo M (Figura 94.18).

- **Encurtamento endocárdico fracionário (%):** $[(DIVEd - DIVEs) / DIVEd] \times 100$;
- **Valores normais:** homens 25% a 43% e mulheres 27% a 45%;
- **No exemplo acima pode-se calcular:** $[(6,08 - 4,74) / 6,08] \times 100 = 22,03\%$.

Medidas lineares como esta têm algumas desvantagens, pois quando são realizadas em pacientes com alteração regional de contratilidade, como aqueles portadores de doença arterial coronária, elas perdem acurácia. A avaliação em modo M fornece informações relacionadas ao tamanho e contratilidade ao longo de uma única linha. Desse modo, se uma porção normal do coração for avaliada, o encurta-



▲ **Figura 94.18** Visualização do eixo curto transgástrico demonstrando mensurações de modo M.

mento endocárdico fracionário estará superestimado e, ao contrário, se avaliar uma porção comprometida, ele estará subestimado. Outra limitação do modo M é que nem sempre é aferida a porção verdadeira em eixo curto, o que geralmente leva a medidas superestimadas.

No entanto, esta é uma medida rápida e simples da função sistólica e que pode ser realizada no começo do exame para fins de comparação. Vale ressaltar que este mesmo princípio é aplicado para o cálculo da fração de ejeção pelo método de Teichholz no ecocardiograma transtorácico.

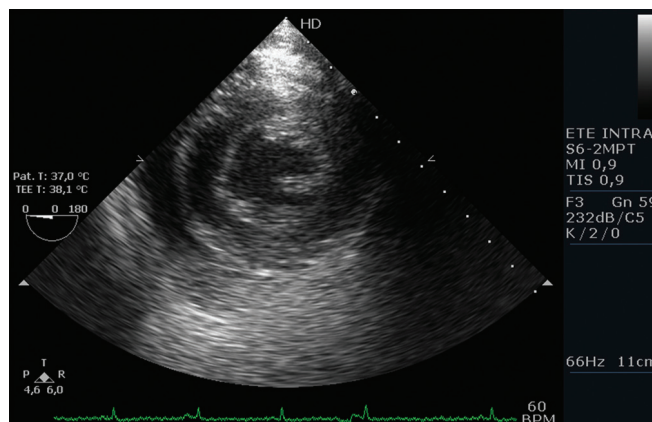
O método de Teichholz consiste em fazer o corte paraesternal longitudinal no modo M. Do mesmo modo, este método avalia a contratilidade miocárdica ao longo de uma só linha, o que pode fornecer uma interpretação errônea em casos de pacientes com alterações segmentares da contratilidade. A Sociedade Americana de Ecocardiografia (ASE) tem desencorajado a utilização desta técnica devidos às suas limitações.

Mudança na Área Fracionária

Assim como o encurtamento endocárdico fracionário, a mudança na área fracionária utiliza medidas obtidas no plano transgástrico em eixo curto. Nesse caso, a área da cavidade do VE é medida ao final da sístole (AVES) e ao final da diástole (AVEd). O endocárdio é manualmente investigado ao redor da cavidade ventricular, e os músculos papilares não são incluídos nas medidas (Figuras 94.19, 94.20, 94.21 e 94.22).

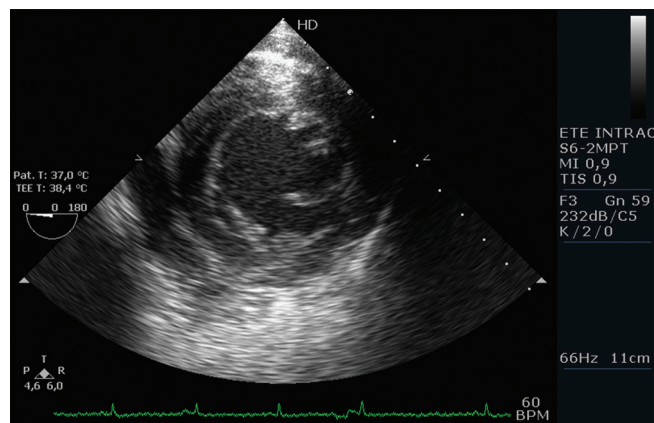
- **Mudança na área fracionária (%):** $[(AVEd - AVES) / AVES] \times 100$;
- **Valores normais:** homens 56 a 62% e mulheres 59 a 65%;
- **No exemplo acima pode-se calcular:** $[(19,7 - 7,15) / 19,7] \times 100 = 63,7\%$.

Embora esse método possa ter uma interpretação mais ampla em relação ao anterior, ou seja, avaliação da área em vez de diâmetro, ele ainda avalia a área apenas no nível que está sendo interrogado (no nível dos músculos papilares). Logo, se houver uma disfunção regional fora deste plano, ela não será considerada. Ainda assim, é mais uma medida rápida e simples que pode ser utilizada para fins de comparação.

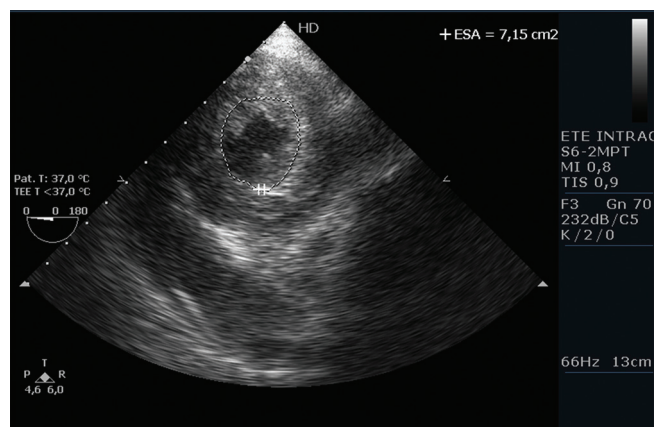


▲ **Figura 94.19** Visualização do eixo curto transgástrico demonstrando o VE no final da sístole.

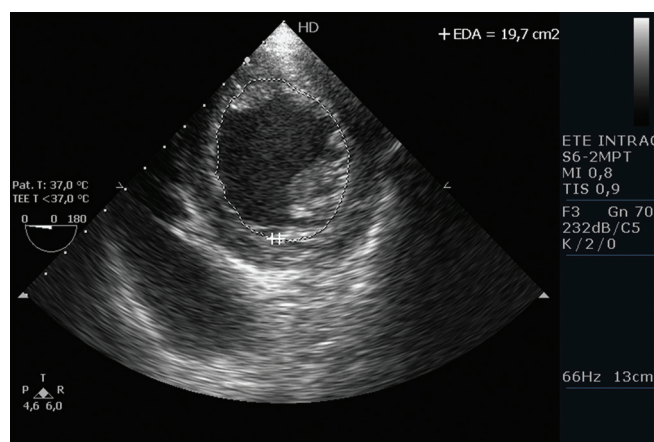
Outra aplicação dessa modalidade é a medida da área diastólica final como parâmetro de responsividade volêmica e de hipovolemia aguda por perda sanguínea.³⁴



▲ **Figura 94.20** Visualização do eixo curto transgástrico demonstrando o VE no final da diástole.



▲ **Figura 94.21** Visualização do eixo curto transgástrico demonstrando o traçado VE no final da sístole, sem incluir os músculos papilares.



▲ **Figura 94.22** Visualização do eixo curto transgástrico demonstrando o traçado VE no final da diástole sem incluir os músculos papilares.

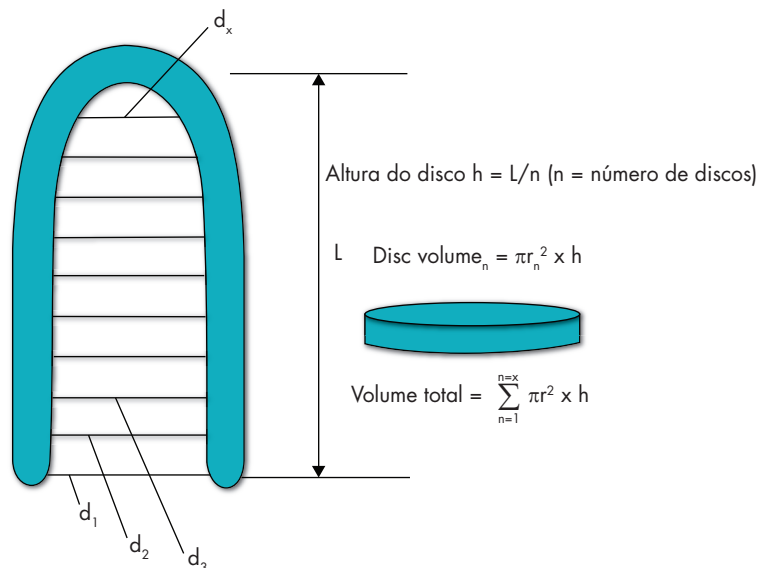
Método de Discos (ou Regra de Simpson Modificada)

É método mais comum para determinar volumes ventriculares. Essa técnica requer as visualizações das janelas no esôfago médio das quatro e das duas câmaras, nas quais a borda endocárdica é delineada ao final da sístole e da diástole. O ventrículo é dividido em uma série de 20 discos da base para o ápice. O *software* do aparelho calcula o volume

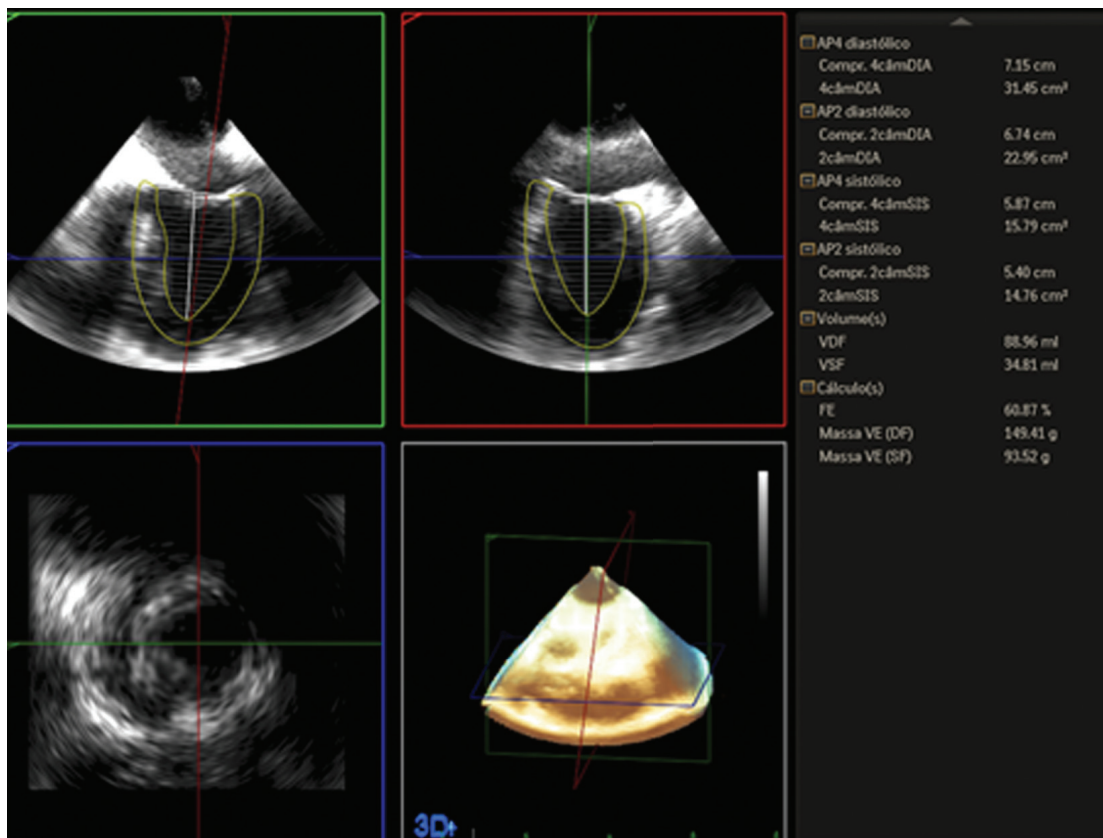
de cada um dos discos e estes são somados para dar o volume final do VE (Figuras 94.23 e 94.24).

- **Fração de ejeção (%):** $[(VVEd - VVEs)/VVEd] \times 100$;
- **No exemplo acima pode-se calcular:** $[(83,9 - 34,8) / 83,9] \times 100 = 60\%$.

A avaliação em quatro e duas câmaras aumenta a acurácia do método, que é o mais recomendado para as mensurações



◀ Figuras 94.23 Representação esquemática do método para determinar o volume do VE a partir da regra dos discos.



▲ Figura 94.24 Cálculo para determinar o volume do VE a partir da regra dos discos.

volumétricas do VE, particularmente em pacientes com alterações de contratilidade segmentares ou aneurismas de VE.

Avaliação de Isquemia

A ETE é uma ferramenta valiosa para a detecção de isquemia perioperatória, capaz de fornecer diagnóstico precoce e auxiliar na conduta terapêutica. O reconhecimento qualitativo das alterações segmentares da parede ventricular é a base para a detecção de isquemia.

Sabe-se que a ETE pode melhorar o resultado perioperatório em subgrupos de paciente de alto risco. Há alguns anos, houve grande euforia como o uso da ETE em cirurgias não cardíacas com o intuito de diagnosticar isquemia perioperatória. No entanto, esta é uma técnica que exige um custo inicial alto para a aquisição do equipamento, além de treinamento específico da equipe, o que demandou a realização de estudos que revelaram um valor preditivo baixo da ETE quando seu único objetivo é a avaliação de isquemia. Atualmente, a ETE não tem sido recomendada com a finalidade única de monitorizar isquemia perioperatória em cirurgias não cardíacas. Como mencionado no início deste capítulo, ETE deve ser utilizada de acordo com o porte cirúrgico ou com as comorbidades do paciente ou ainda nos casos de instabilidade hemodinâmica grave e persistente, apesar de instituição de terapia adequada.¹

Por outro lado, há um aumento do uso da ETE para monitorização de isquemia em cirurgia de revascularização miocárdica, em especial nas cirurgias sem circulação extracorpórea. Nesse caso, é uma ferramenta valiosa para avaliar os resultados cirúrgicos e possíveis complicações, como a incapacidade do paciente em tolerar a oclusão temporária de uma artéria coronária e as consequências hemodinâmicas do deslocamento cardíaco para a realização das anastomoses.

A redução ou desaparecimento do espessamento sistólico da parede ventricular é a mudança mais sensível quando ocorre isquemia. Em geral, esta é uma avaliação visual em que se compara o espessamento de diferentes paredes em um mesmo corte. Deve-se ter em mente dois principais diagnósticos diferenciais, que são miocárdio atordado e miocárdio hibernante.

Para diferenciar um miocárdio isquêmico de um atordado e de um hibernante, pode-se iniciar infusão de dobutamina. No primeiro caso, não há resposta do segmento comprometido e a isquemia se torna mais evidente porque os outros segmentos normais ficam mais hipercinéticos. Quando se trata de miocárdio atordado, há melhora da função segmentar com baixas doses de dobutamina, o que indica a presença de um miocárdio viável, com reserva contrátil (isso é comum de acontecer em pacientes com estenose aórtica que já têm comprometimento da função sistólica, mas que ainda tem reserva miocárdica). Por fim, o miocárdio hibernante mostra uma resposta bifásica da contratilidade, com melhora da função com doses baixas de inotrópico e deterioração em doses mais altas.

Além disso, alterações segmentares ocorrem com frequência em casos de hipotensão grave, taquicardia, aumento acentuado da pós-carga. Nessas situações, como a causa

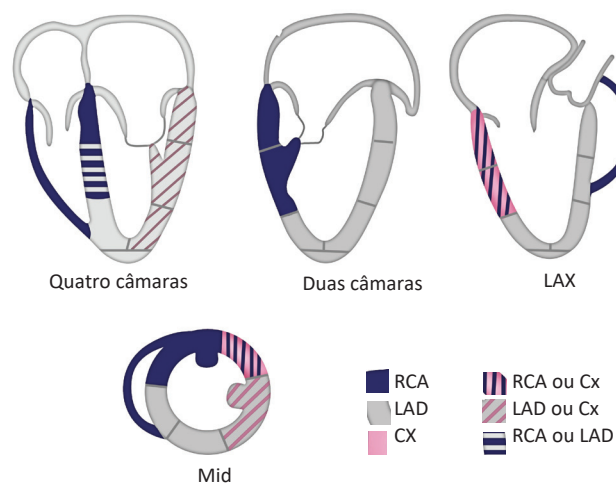
da alteração não é trombose coronária, há melhor resposta ao tratamento clínico imediato.

Os planos da ETE mostram diferentes paredes ventriculares em diferentes cortes, sejam eles longitudinais ou transversais. Em cada um destes cortes é possível identificar as porções basais, médias e apicais e correlacionar com a artéria coronária responsável pelo suprimento sanguíneo. A avaliação da mobilidade das paredes do endocárdio geralmente é subjetiva e descrita em termos de espessamento, mudança de raio e direção da mudança em relação à cavidade ventricular esquerda durante a sístole. Divide-se em normal, hipocinesia, hipocinesia grave, acinesia e discinesia (Tabela 94.5).

Tabela 94.5 Avaliação da mobilidade segmentar de acordo com o espessamento e a mudança de raio do endocárdio.

Classificação	Espessamento da parede	Mudança no raio
Normal	Bem-marcado	30% para dentro da cavidade ventricular
Hipocinesia	Moderado	10% a 30% para dentro da cavidade ventricular
Hipocinesia grave	Mínimo	< 10%, mas > 0 para dentro da cavidade ventricular
Acinesia	Nenhum	Nenhum
Discinesia	Adelgaçado	Movimentação para fora da cavidade ventricular durante a sístole

É importante saber reconhecer o território de irrigação das principais artérias coronárias e avaliá-las em cada uma das paredes e segmentos ventriculares. Isso torna possível o diagnóstico precoce de alterações isquêmicas (Figura 94.25).



▲ Figura 94.25 Distribuição dos territórios de irrigação das Artérias Coronárias Direita (RCA), Esquerda (LCA) e Circunflexa (Cx) nos planos esofágicos em quatro câmaras, duas câmaras e eixo longo e no plano transgástrico.

Fonte: Reeves ST, e col., 2013.¹⁸

A ecocardiografia transesofágica tem limitações relevantes quanto à análise da função ventricular. Em primeiro lugar, o ápice ventricular esquerdo está longe do transdutor e pode ser visualizado de forma inadequada, comprometendo todos os métodos de avaliação que incluem a geometria do ventrículo. Além disso, o alinhamento para os cálculos com doppler pode ser um desafio, em especial os que necessitam da VSVE e da valva aórtica, o que torna os índices de função baseados nesse princípio não precisos.¹⁶

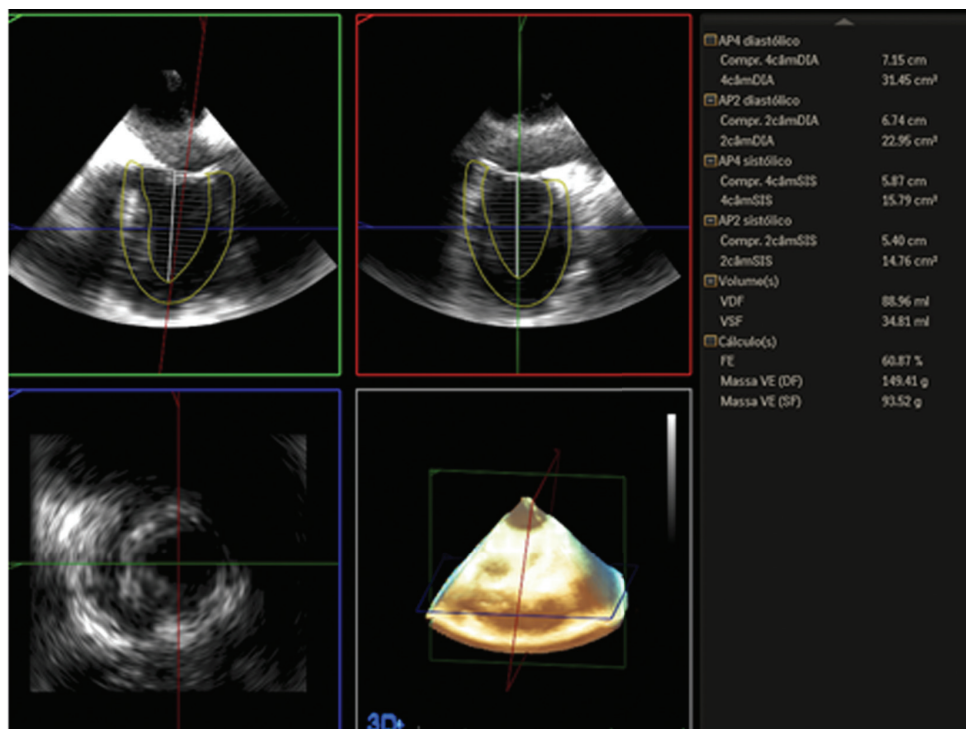
A ecocardiografia tridimensional com aquisição de imagens em tempo real permite avaliar a função ventricular esquerda de forma mais fidedigna.¹⁶ Atualmente é possível obter dados dos volumes ventriculares totais e, após análise *off-line*, delimitar as bordas endocárdicas sem suposições geométricas. Desse modo, medidas precisas dos volumes

diastólicos e sistólicos finais podem ser feitas, prestando-se ao cálculo dos índices de função com base em volume, tais como volume sistólico e fração de ejeção (Figuras 94.26 e 94.27). Pode-se calcular também a massa do VE tanto na sístole quanto na diástole.

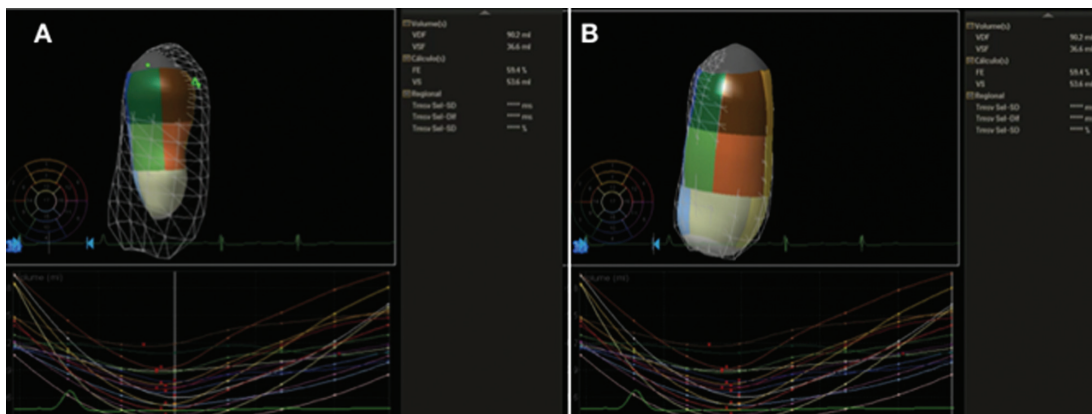
Avaliação de Hipotensão Arterial

Além da observação de alterações estruturais e anatômicas das estruturas cardíacas e dos grandes vasos, o diagnóstico diferencial de hipotensão arterial baseia-se fundamentalmente num tripé em que os pilares são: alterações da pré-carga, diminuição da contratilidade e alterações da pós-carga.

Com as metodologias descritas até agora, é possível montar uma tabela simplificada (Tabela 94.6), que auxilia na identificação rápida da alteração de um ou mais desses pilares.



◀ **Figura 94.26** Recomendações para a medição da espessura da parede do VE e dimensão interna. Imagens multiplano ortogonais simultâneas do ventrículo esquerdo no esôfago médio em quatro e duas câmaras.



▲ **Figura 94.27** Imagem 3D do volume ventricular esquerdo e quantificação semiautomática dos 17 segmentos do VE realizadas pela criação de volumes fechados pela cápsula 3D do endocárdio do VE derivado de traçados das bordas (manuais ou automáticas). (A) durante a sístole; (B) durante a diástole.

Tabela 94.6 Avaliação da hipotensão arterial guiada pela ETE.		
	Área diastólica final	Fração de ejeção
Hipovolemia	↓↓↓	↑↑↑
↓ Contratilidade	↑↑↑	↓↓↓
↓ RVS	Normal ou ↓	↑↑↑

↓ Diminuição; ↑ Aumento; RVS, resistência vascular sistêmica.

Avaliação do Ventrículo Direito^{48, 49}

O ventrículo direito é dotado de geometria complexa e assimétrica e em forma de crescente. Por este motivo, a avaliação quantitativa de padrões de fluxo, de mensurações volumétricas e análises segmentares é extremamente difícil. As medidas realizadas para análise da função do VD, seja medidas geométricas bidimensionais ou pelo modo doppler, são um desafio pela análise da ETE.

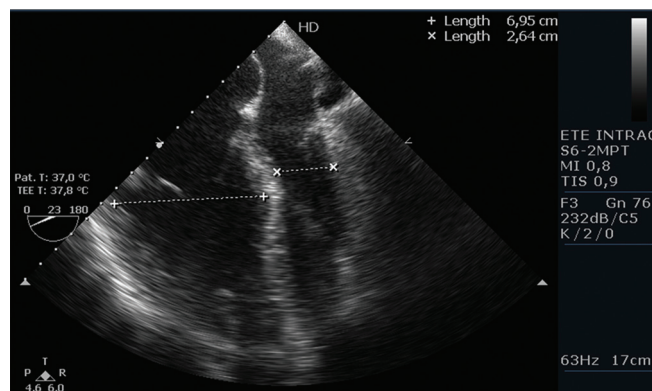
As principais incidências para visibilizar o VD com o uso do ETE são:

- Quatro câmaras esôfago médio: para visibilizar a parede livre, SIV, SIA e VT (cúspides anterior e septal);
- Entrada e saída do ventrículo direito esôfago médio: VT, VSVD e VP;
- Bicaval esôfago médio: AD, apêndice atrial direito, SIA, veias cavas e VT;
- Transgástrico eixo curto: vista frontal (*en face view*) da VT, SIV e parede livre;
- Transgástrico via de entrada do ventrículo direito: parede livre, VT e aparato subvalvar;
- Transgástrico profundo: VT, VSVD e VP.

Para o anestesiológico, uma análise qualitativa, procurando observar a forma do VD, sua relação com o VE, a comparação entre o tamanho do VD em relação ao VE, o comportamento do septo interventricular e avaliação da tricúspide, é suficiente durante o período perioperatório.

Sinais de disfunção do VD incluem:

- Espessura da parede maior que 5 mm no final da diástole: o que pode ocorrer em pacientes com pressão da artéria pulmonar aumentada ou estenose da valva pulmonar;
- Mudança da forma do VD de triangular para redonda: com área transversal maior que 60% da área transversal do VE, normalmente presente nos casos de sobrecarga de volume para o ventrículo direito;
- Diminuição da mobilidade da parede livre do VD;
- Achatamento ou abaulamento do septo interventricular: o septo tem um comportamento diferente quando a sobrecarga do VD é de volume ou de pressão. No primeiro caso, a distorção do septo é máxima ao final da diástole, o que corresponde ao tempo de enchimento de pico diastólico do VD. Durante a sístole, esse achatamento se reverte com o movimento septal paradoxal em direção à cavidade do VD. Quando a sobrecarga é pressórica, a distorção septal máxima é produzida no final da sístole e começo da diástole, o que corresponde ao tempo de pico sistólico de pós-carga do VD (Figura 94.28);



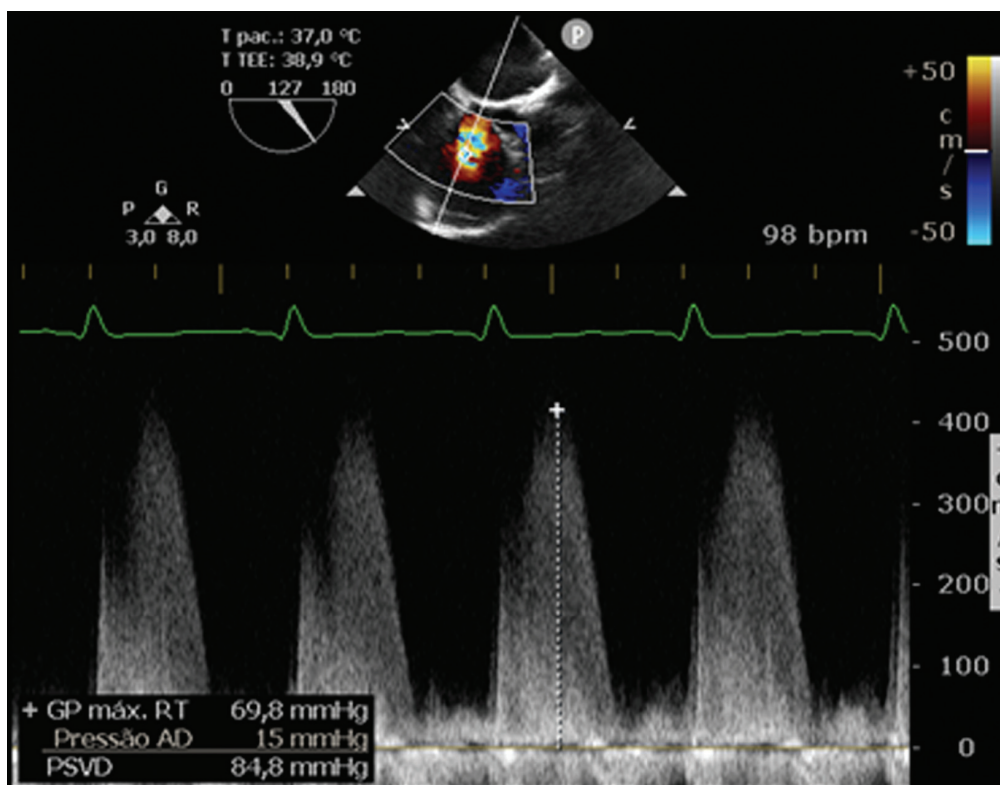
▲ **Figura 94.28** Plano esofágico em quatro câmaras mostrando dilatação ventricular direita importante, com abaulamento dos septos interatrial e interventricular para a esquerda.

- A avaliação com doppler contínuo do refluxo tricúspide: a RVT também fornece informações importantes sobre o lado direito do coração, conforme foi discutido no item sobre avaliação hemodinâmica (Figura 94.29). Foi demonstrado que a velocidade de uma regurgitação pela valva tricúspide reflete a diferença entre as pressões sistólicas no VD e no AD. Medindo o gradiente de pressão máximo desse refluxo e a ele somando a pressão do átrio direito, obtém-se a pressão sistólica da artéria pulmonar. Algumas ressalvas são importantes: a primeira delas é que dificilmente um quadro de hipertensão pulmonar ou disfunção do VD graves não levam à regurgitação tricúspide. Logo, sua ausência, torna pouco provável estes diagnósticos. No entanto, pode haver disfunção primária da valva sem alteração da função do VD ou da pressão arterial pulmonar. Assim, um refluxo tricúspide deve ser avaliado dentro do contexto clínico do paciente;
- Outro método que avalia a função do VD é o *TAPSE* (*tricuspid annular plane systolic excursion*) (Figura 94.30): ele analisa a movimentação da valva tricúspide pelo modo M ou pelo doppler tecidual do anel tricúspide, além de medir a distância percorrida pelo anel entre a sístole e a diástole. Se esse valor for menor que 2 cm, pode-se inferir que há disfunção ventricular direita.

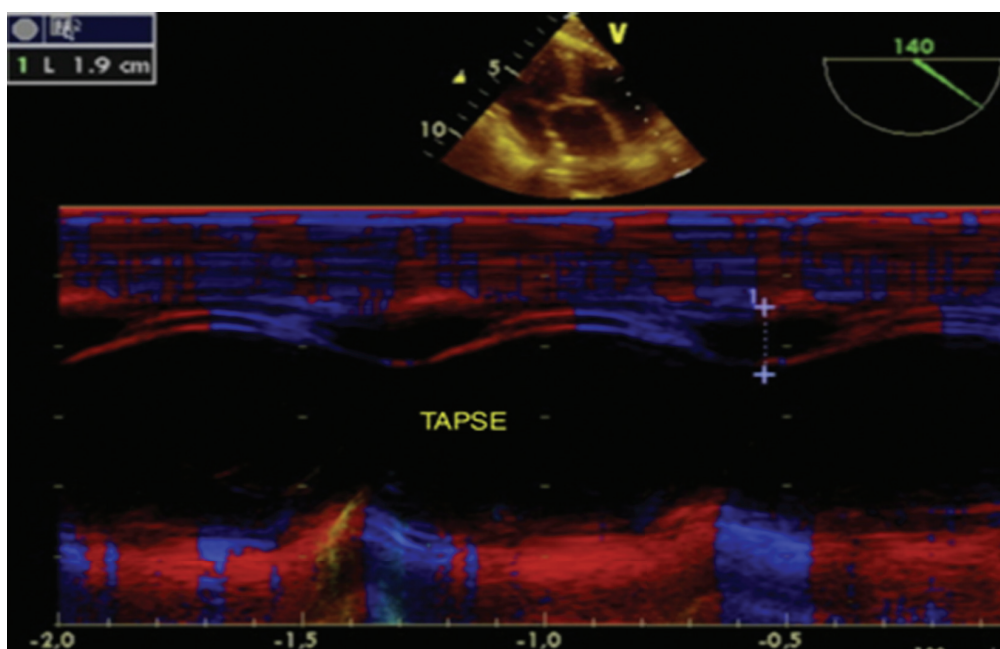
Avaliação do Átrio Direito e Conexões Venosas¹⁶

A avaliação do AD e suas conexões venosas tornou-se de suma importância com o crescimento das intervenções transcateretes que requerem ETE como as punções transeptais e ablações de arritmias. A identificação do seio coronário também é fundamental quando for realizada punção para realização de retroplegia.

O AD recebe sangue pelas veias cavas superior e inferior e pelo seio coronário. Além dessas três estruturas, é possível identificar remanescentes embrionários como a válvula de Eustáquio, rede de Chiari e *crista terminalis*. O conhecimento dessas estruturas evita confusão com diagnósticos equivocados com a presença de trombos.



◀ **Figura 94.29** Análise do refluxo da tricúspide e cálculo da pressão sistólica da artéria pulmonar.



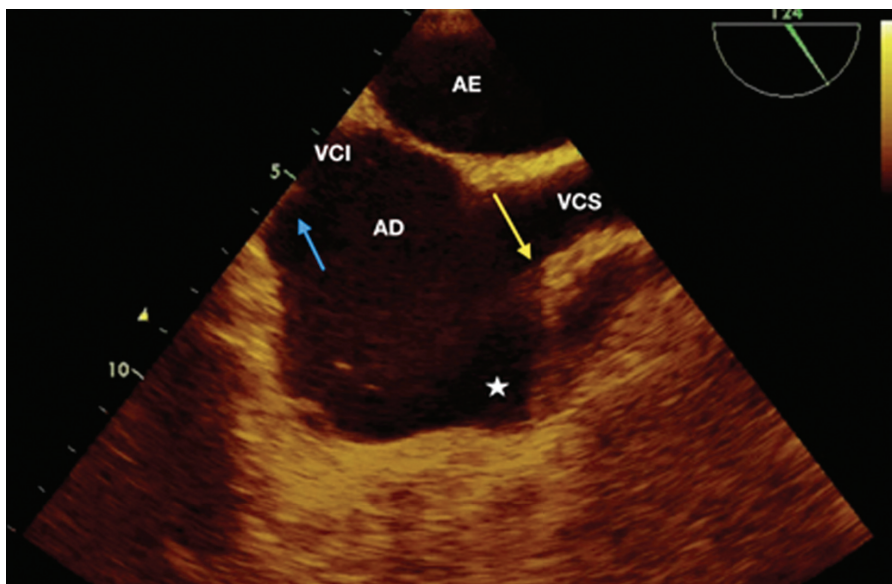
◀ **Figura 94.30** TAPSE (tricuspid annular plane systolic excursion).

A janela bicaval é uma das mais adequadas para identificação do AD e suas conexões. Além disso, é possível visualizar o septo interatrial e avaliar a presença de comunicação interatrial ou Forâmên Oval Patente (FOP) (Figura 94.31). A presença de FOP nem sempre é fácil de identificar. Se existir dúvida, pode ser feito o teste das microbolhas, em que pequena quantidade de soro, agitado com mínima quantidade de ar, é injetado por via venosa. Se houver visualização de bolhas no átrio esquerdo, está confirmada a existência de FOP (Figura 94.32).

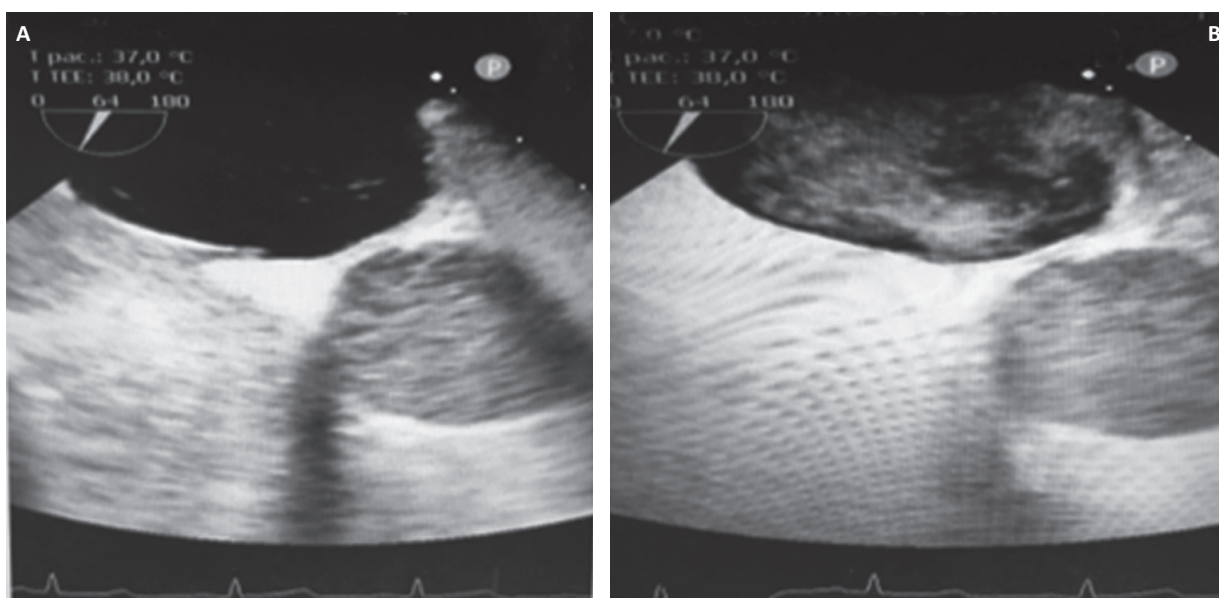
Desempenho Diastólico do Ventriculo Esquerdo ^{12, 50}

A diástole deixou de ser vista como um período passivo de enchimento do VE para ganhar importância como um período complexo, que depende de adequado relaxamento ventricular, complacência e função sistólica, pressão intratorácica, interação ventricular, ritmo cardíaco e função atrial.

O estudo da função diastólica é importante por uma série de motivos: 1) a DD é uma alteração fisiopatológica



◀ **Figura 94.31** Janela bicaval com o AE e o AD. A esquerda observa-se a VCI e a seta azul indica a válvula de Eustáquio. A direita observa-se a VCS, seta amarela indica a crista terminalis, o asterisco e o apêndice atrial direito. Nesse plano também é possível visualizar adequadamente o septo interatrial.



▲ **Figura 94.32** Teste de microbolhas. Após a opacificação do lado direito (A), observa-se a presença de bolhas no átrio esquerdo (B).

cardíaca que aparece em conjunto com uma série de doenças cardiovasculares que vão desde a hipertensão arterial até doenças infiltrativas como a amiloidose; 2) casos de insuficiência cardíaca por disfunção diastólica com fração de ejeção normal são diagnosticados cada vez mais frequentemente (cerca de 50% dos pacientes com ICC tem disfunção diastólica e fração de ejeção normal); 3) a análise da função diastólica permite ao anestesiológico detectar aumentos na pressão diastólica final do coração esquerdo na ausência de um cateter de artéria pulmonar; 4) a disfunção diastólica precede a disfunção sistólica nos casos de isquemia aguda; 5) no período perioperatório, a análise da função diastólica pode ajudar a guiar a terapêutica, como a instituição de vasodilatadores no lugar de inotrópicos.^{51, 52}

A diástole é dividida em quatro fases (Figura 94.16). A primeira fase começa com o fechamento da valva aórtica e termina com a abertura da valva mitral. No começo do período de relaxamento ventricular há gasto de energia, e a valva aór-

tica e a valva mitral estão fechadas. Esse período é denominado de Tempo de Relaxamento Isovolumétrico (TRIV). Quando a pressão ventricular esquerda cai abaixo da pressão atrial esquerda, a valva mitral se abre, iniciando a segunda fase da diástole, ou seja, o enchimento ventricular rápido. Esta fase é representada pela onda E na análise pelo doppler pulsado durante o fluxo diastólico pela valva mitral (visto no tópicico de avaliação do enchimento ventricular esquerdo). O Tempo de Desaceleração (TD) representa o tempo necessário para a pressão cair do pico da onda E para a linha de base. A pressão no VE aumenta durante o enchimento rápido e o gradiente de pressão entre o VE e o AE cai. Essa redução do gradiente de pressão retarda o enchimento ventricular, nessa terceira fase da diástole conhecida como diástase. Esse período é seguido pela contração atrial, responsável pela quarta fase da diástole. Essa fase também é chamada de **enchimento ventricular tardio** e é representada pela onda A no doppler pulsado durante o fluxo diastólico pela valva mitral.

A relação entre as velocidades das ondas E e A deve ser maior que um (Figura 94.33). Normalmente, esta relação é expressa como $E/A > 1$. Quando $E < A$, pode-se dizer que existe um comprometimento do relaxamento ventricular esquerdo (Figura 94.34). Por outro lado, $E \gg A$ representa um padrão restritivo, ou seja, a complacência do VE está comprometida. Pode existir, no entanto, um momento em que o VE tem uma disfunção diastólica em transição, com o padrão de fluxo mitral passando de alteração do relaxamento para alteração da complacência. Nesse caso, $E > A$, mas caracteriza-se um padrão denominado pseudonormal.

No exemplo acima, $E/A = 65,9/61,5 = 1,07$, uma relação normal.

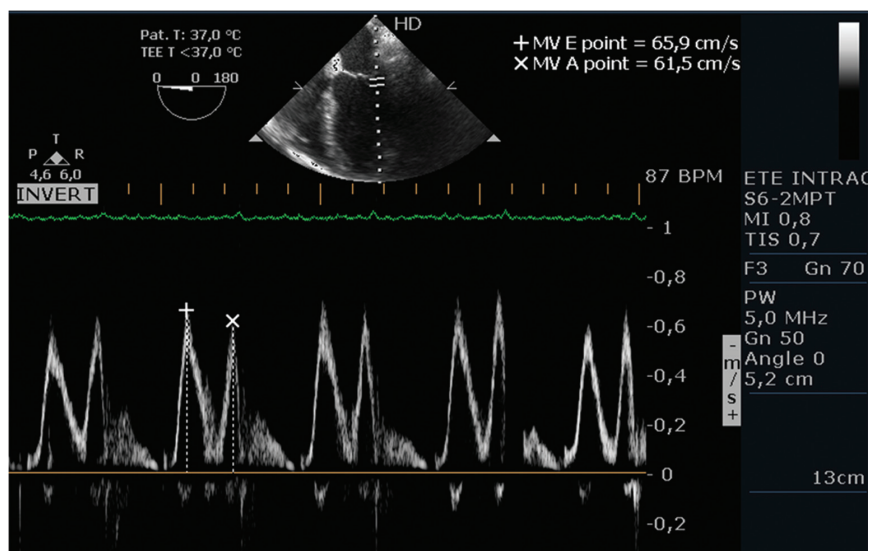
No exemplo acima, $E/A = 57,9/95,4 = 0,6$, há alteração do relaxamento.

Para diferenciar um padrão diastólico normal de um pseudonormal, pode-se utilizar a análise do doppler tecidual do anel mitral e do doppler pulsado do fluxo pelas veias pulmonares.

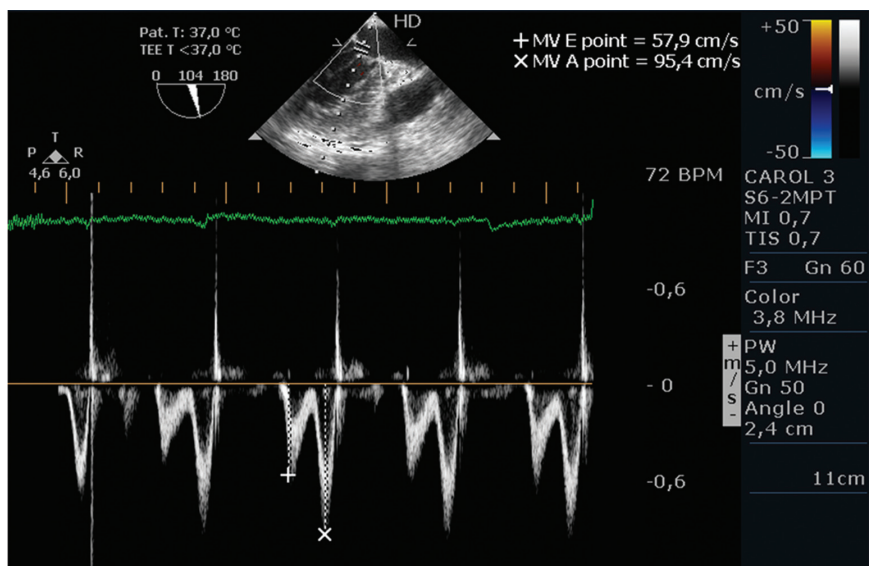
No item “estimativa da pressão de enchimento do ventrículo esquerdo”, também foi demonstrado o modo para

realização do Doppler tecidual do anel mitral (Figura 94.17). Esta análise pode ajudar a diferenciar um padrão normal, de um pseudonormal, porque o doppler tecidual do anel mitral (TDI mitral) permanece reduzido com a pseudonormalização, inclusive nos casos de alteração da complacência. Desse modo, a análise de E' ou E^a (onda E do doppler tecidual do anel mitral) é uma medida relativamente insensível à pré-carga da função diastólica do VE, que pode ser útil no intraoperatório, quando as condições do enchimento ventricular podem variar consideravelmente.

Já o padrão de fluxo pelas Veias Pulmonares (PVV) também possui um componente sistólico e um diastólico. O componente sistólico pode ser dividido em dois: um primeiro momento em que o fluxo acompanha o relaxamento atrial, e um segundo que acompanha o deslocamento do anel mitral em direção ao ápice ventricular esquerdo. O componente diastólico ocorre quando a valva mitral se abre. No final da diástole, coincidente com a contração atrial, pode-se visualizar um fluxo reverso que representa sangue partindo do átrio em direção às veias pulmonares.



◀ Figura 94.33 Perfil de velocidade do doppler pulsado do fluxo transmitral.

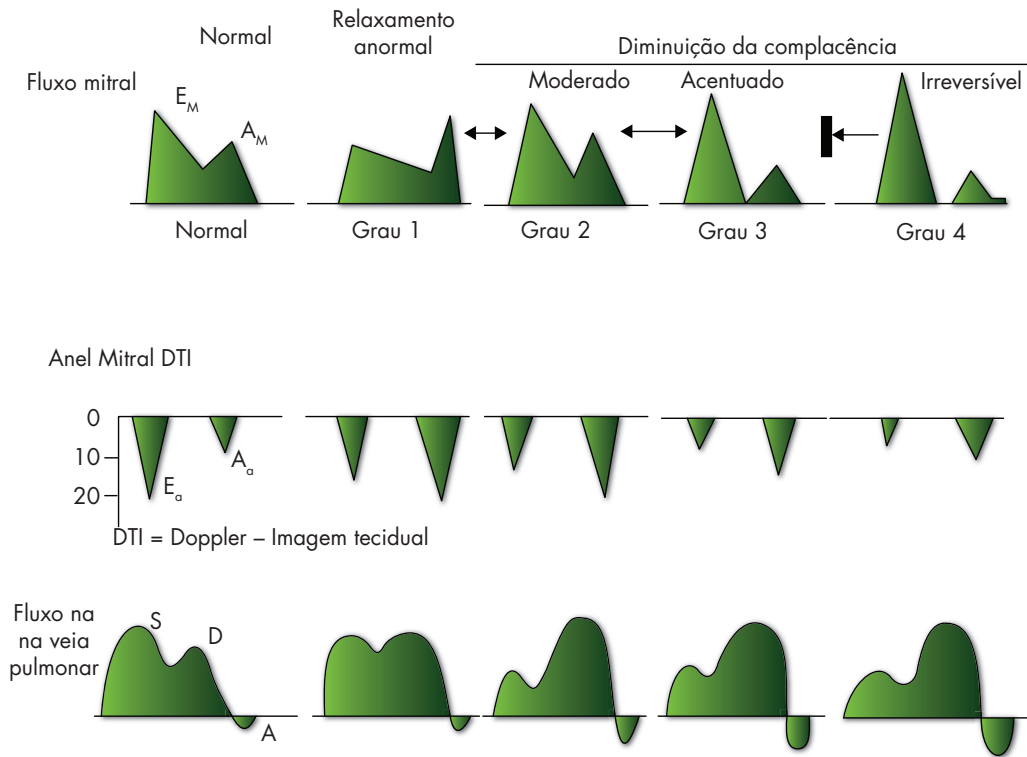


◀ Figura 94.34 Perfil de velocidade do doppler pulsado do fluxo transmitral.

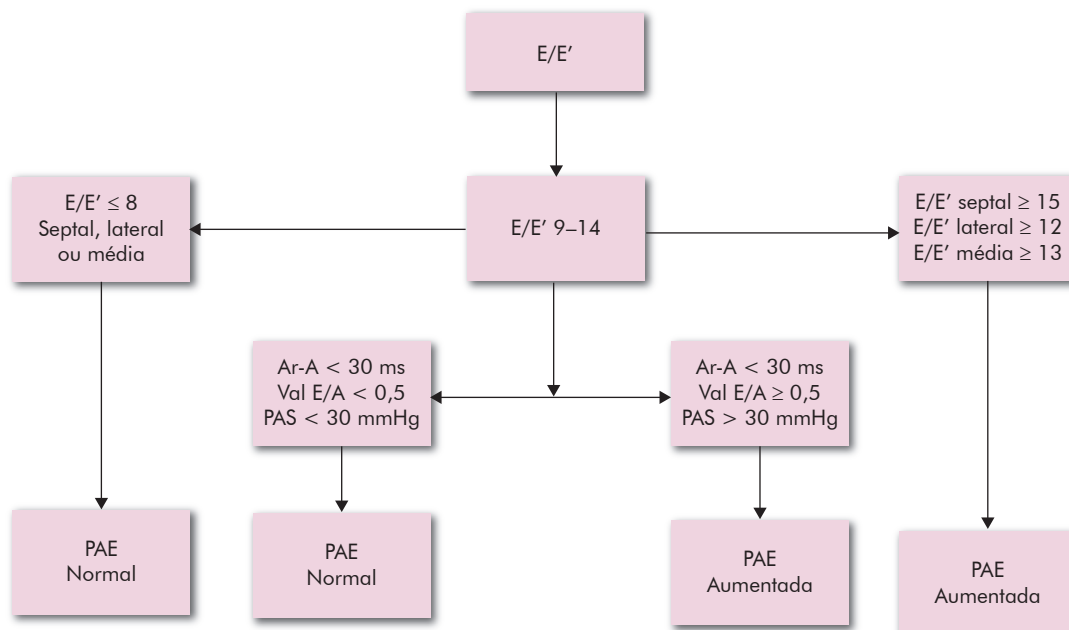
A análise desse fluxo reverso também é importante para a avaliação da função diastólica.

Por fim, o tempo de desaceleração, que reflete a complacência média entre o átrio esquerdo e o VE, está diminuído em pacientes com alteração da complacência e aumentado em pacientes com alteração do relaxamento ventricular.

A Figura 94.35 representa a análise combinada do fluxo diastólico mitral, do doppler tecidual do anel mitral e do fluxo pelas veias pulmonares para a determinação do grau de disfunção diastólica. As Figuras 94.36 e 94.37 apresentam o fluxograma para classificação da disfunção diastólica.

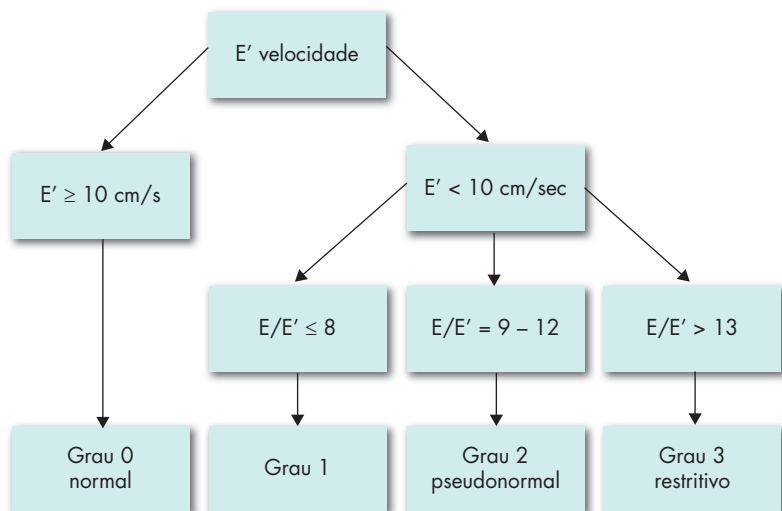


▲ Figura 94.35 Análise de função diastólica.



▲ Figura 94.36 Classificação da disfunção diastólica com função ventricular normal.

Fluxograma da avaliação da disfunção diastólica com função sistólica do VE normal. E/E', relação velocidade da onda E mitral com a onda E' tecidual; Ar, onda A reversa pulmonar; PAE, pressão de átrio esquerdo



◀ **Figura 94.37** Classificação da disfunção diastólica simplificada.

■ ECOCARDIOGRAFIA TRANSESOFÁGICA TRIDIMENSIONAL – 3D^{54, 55}

Os avanços tecnológicos permitem atualmente a realização de exame ecocardiográfico tridimensional em tempo real. O *software* analítico permite a rápida reconstrução *off-line* de conjuntos de dados 3D, proporcionando melhor avaliação de estruturas, como a valva mitral e quantificação da função ventricular esquerda. A tecnologia 3D envolve a aquisição, o armazenamento, o processamento dos dados e a apresentação das imagens. A [Figura 94.38](#) mostra a diferença entre os transdutores 2D e 3D.

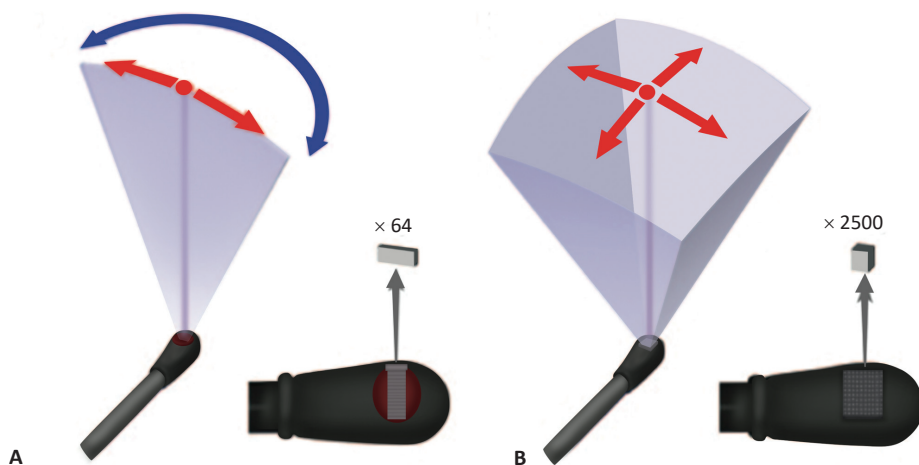
A aquisição das imagens 3D precisa de um detalhamento e otimização das imagens 2D. Imagens 2D mal adquiridas resultam em imagens 3D ruins. Existem várias modalidades de aquisição:⁵⁵

1. Imagens 2D multiplano simultâneas;
2. *Real-time 3D* (também chamada de *narrow/live 3D single beat*);
3. 3D Zoom (*single beat ou multibeat*);
4. 3D doppler colorido.

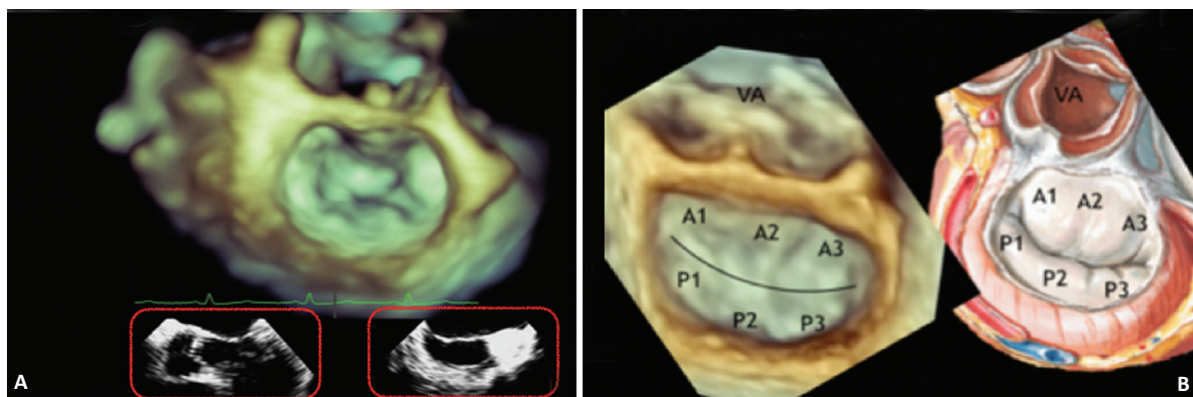
As imagens 2D multiplanos são aquisições bidimensionais em janelas ortogonais no mesmo ciclo cardíaco, e só podem ser adquiridas por meio da sonda *matrix*. A janela da esquerda consiste na imagem adquirida, enquanto a imagem da direita, é a imagem 90° (ortogonal) produzida pelo *software*. Pode-se fazer também imagens com o doppler colorido.

A *real-time 3D single beat*, também denominada “live-3D”, produz uma pirâmide de 30° versus 60°. Assim como em qualquer forma de ultrassom, o *live-3D* é limitado pela interdependência entre a taxa de quadros, o tamanho do setor e a resolução das imagens. Qualquer tentativa de melhorar um desses três parâmetros resultará na perda dos outros dois. Esse tipo de aquisição de imagens é extremamente útil para guiar procedimentos intervencionistas intracardíacos, como o fechamento de CIA por dispositivos percutâneos, tratamento percutâneo de vazamentos periprotéticos valvares (especialmente mitrais) etc.

A modalidade “3D-Zoom” magnifica o bloco piramidal da região de interesse (*regional of interesting – ROI*). A partir de uma imagem biplanar (dois planos ortogonais), um terceiro plano é criado e o aparelho reconstrói a imagem tridimensional de acordo com o *ROI* selecionado ([Figura 94.39](#)). Nesse modo, há perda da resolução temporal e da taxa de



◀ **Figura 94.38** (A) Transdutor multiplano padrão de matriz linear com 64 cristais piezoelétricos; (B) Transdutor tridimensional *matrix* com 2500 cristais piezoelétricos com escaneamento piramidal. Fonte: Vegas A, e col., 2010.⁵⁶



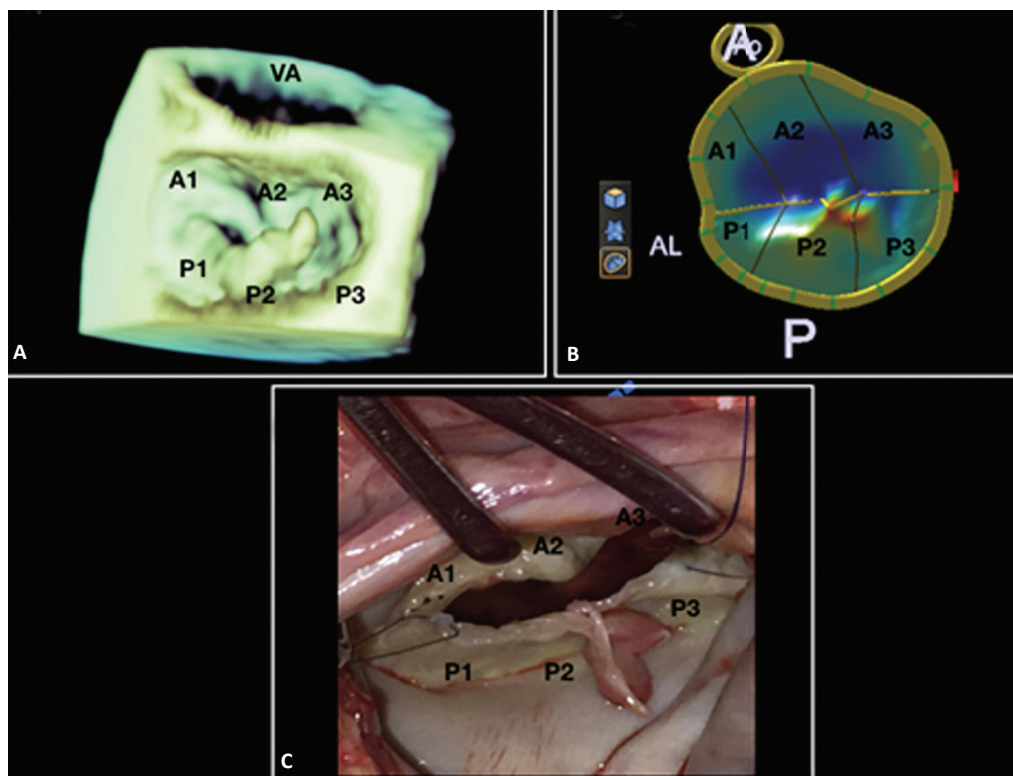
▲ **Figura 94.39** (A) Cortes ortogonais bidimensionais e a reconstrução da válvula mitral em “3D-Zoom”; (B) Relação anatómica da válvula mitral no 3D-Zoom.

quadros, mas ganha-se em resolução espacial. Dessa forma, esta aquisição de imagem apresenta um exame anatómico detalhado das estruturas de interesse, como valvas cardíacas, septo interatrial e apêndice atrial esquerdo. Pode-se ativar o modo *ECG-gated (multi-beat)*, que, desta forma, vai montando a imagem selecionada à cada ciclo cardíaco. Para a adequada aquisição da imagem, o ritmo tem que ser regular e que ele esteja em apneia. Esta modalidade, proporcionada uma melhor resolução espacial e temporal. No entanto, durante a aquisição e formação da imagem, podem ocorrer interferências conhecidas como *stitching*, que são artefatos sobrepostos durante a formação da imagem.⁵⁴⁻⁵⁶

A **Figura 94.40** ilustra como o 3D-Zoom pode mostrar com detalhes a valva mitral e suas alterações. Na imagem

94.39B, há uma valva mitral normal. Na **figura 94.40A**, é evidente o diagnóstico de um prolapso de P2 (parte central do folheto posterior da mitral). Na **figura 94.40B** a reconstrução pelo *Mitral Valve Quantification (VMQ)* e a **Figura 94.40C** a visão do cirurgião do prolapso mitral.

Por último, o modo “*Full-Volume*” exige que o paciente seja monitorizado com eletrocardiograma e adquire as imagens a partir da captura de quatro a sete batimentos. Nesse modo, perde-se em resolução espacial, enquanto a taxa de quadros e a resolução temporal são otimizadas. Essas características fazem com que o “*full-volume*” se adeque à análise da função ventricular. A **Figura 94.41** mostra como esse modo pode fazer uma análise quantitativa detalhada da função ventricular esquerda. Um *software* chamado *QLAB* usa



▲ **Figura 94.40** (A) Visualização da valva mitral em 3D-Zoom; (B) Reconstrução da válvula mitral pelo “*Mitral Valve Quantification (MVQ)*”; (C) Visualização da válvula mitral pelo cirurgião durante a plastia mitral.

o conjunto de dados volumétricos a partir de dois planos e consegue desenhar a cavidade ventricular, além de analisar separadamente cada um dos 17 segmentos ventriculares. O gráfico gerado permite avaliar a mobilidade global, regional e os movimentos dessincronizados (Figura 94.27).

A análise doppler colorido 3D na modalidade *ECG-gated multi-beat* permite uma melhor resolução temporal, com um *frame rate* próximo de 30 Hz. Com os softwares 3D atuais, pode-se ter algumas modalidades de imagens no período intraoperatório, o que ajuda nas tomadas de decisão nos procedimentos de plastia valvar, TAVI, Mitra Clip, fechamento de FOP, de CIA, de auricleta esquerda e de leak paraprotético.⁵⁶

Essas modalidades de imagens são: remodelamento volumétrico, remodelamento de superfície, visão fotorrealística (*true-view*), transparência (*glass view*), reconstrução multiplanar e 2D slices tomográficos.⁵⁶

O remodelamento volumétrico utiliza vários tons de azul/bronze para promover a combinação de profundidade. O remodelamento de superfície pode ser adquirido de forma semiautomática ou traçado manual. Por meio da inteligência artificial, é possível utilizar modelos de superfície para realizar medidas de ângulos, tamanho dos folhetos valvares e das áreas valvares.

A imagem *true-view* promove uma visão por variações de luz e sombras, o que permite uma correta avaliação de profundidade e de melhor delineamento das bordas e orifícios. Já a *glass-view* permite uma adequação da luz e transparência da estrutura cardíaca e extracardíaca.

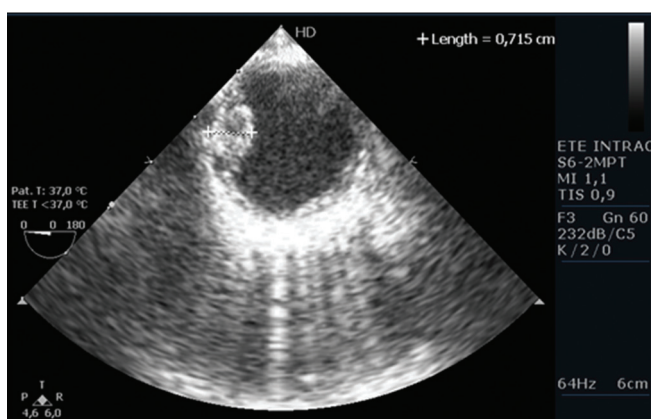
A reconstrução multiplanar permite por meio de uma captura de um bloco 3D, realizar análises rotacionais perpendiculares 2D, o que permite uma medida mais acurada, evitando parallax. Os slices tomográficos 2D fazem cortes do VE em vários níveis, o que permite uma análise segmentar e global acurada do VE.

Segundo Vegas e col., o exame tridimensional levou a ETE para uma dimensão fascinante e desafiadora. A riqueza de imagens, a possibilidade de precisão diagnóstica, de guia em procedimentos intervencionistas, de análise quantitativa objetivamente mensurável da função e volumes ventriculares fazem desta modalidade uma ferramenta promissora para os anestesiológicos cardiovasculares.

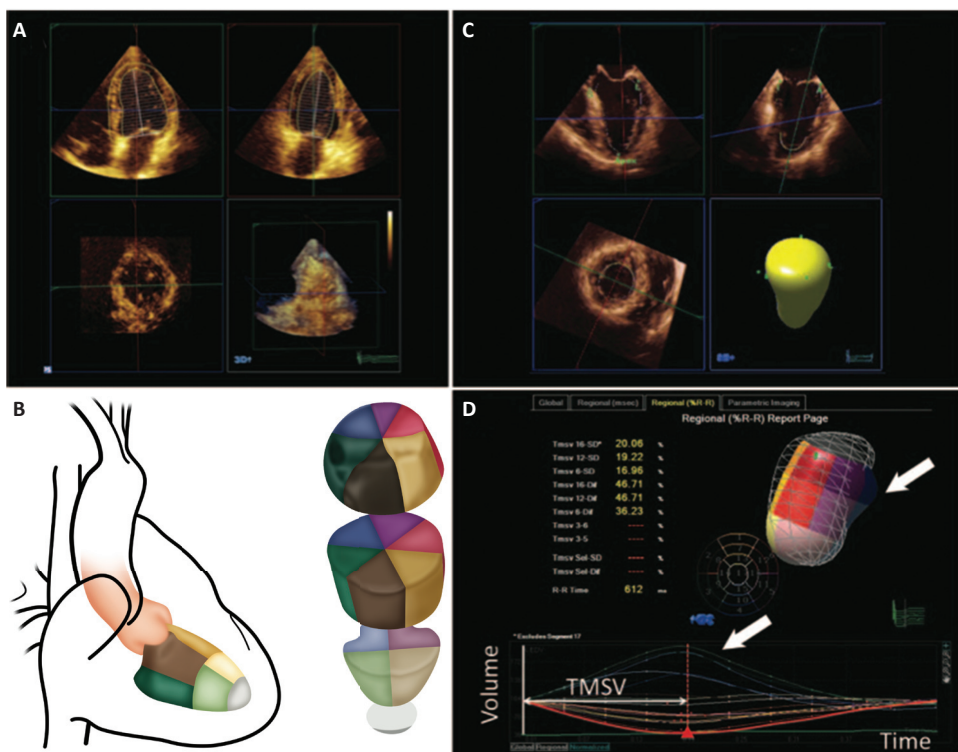
■ ALGUNS EXEMPLOS

A seguir estão ilustrados alguns exemplos de casos em que o uso da ETE no intraoperatório foi importante para o diagnóstico de outros achados diferentes do motivo principal da realização do exame.

No primeiro caso (Figuras 94.42, 94.43, 94.44), estão algumas imagens de placas ateromatosas na aorta que podem levar à mudança de conduta na cirurgia cardíaca, quanto ao local de canulação para entrada em Circulação Extracorpórea



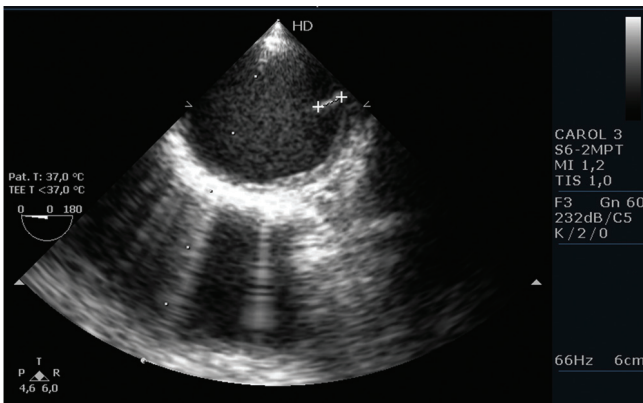
▲ Figura 94.42 Placa ateromatosa na aorta descendente.



◀ Figura 94.41 Modalidades de imagens 3D. (A) Valva mitral na visão *Glass View*; (B) Valva mitral na visão *True-View*; (C) Valva mitral na visão de remodelamento de superfície (*Mitral Valve Navigation*); (D) Ventriculo esquerdo na visão *slice tomográfico 2D*.

(CEC). Ademais, essas imagens podem impactar a decisão de se tentar realizar a revascularização miocárdica sem CEC devido ao risco de embolização e dano neurológico.

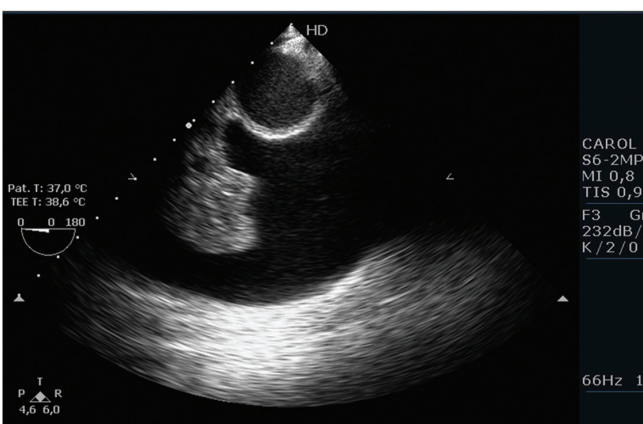
As imagens (Figuras 94.45 e 94.46) mostram extensos derrames pleurais. Na Figura 94.38, observa-se a aorta como uma imagem circular no ápice do setor, rodeada em baixo por derrame pleural em preto, e a imagem do pulmão em branco à esquerda. Nesses casos, a drenagem do derrame melhorou sensivelmente a ventilação mecânica.



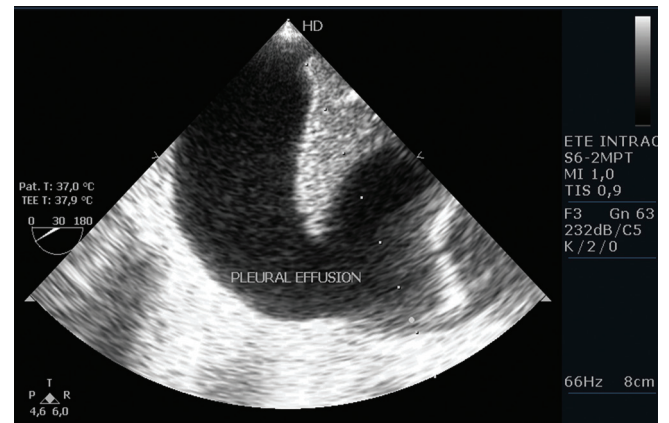
▲ **Figura 94.43** Placa ateromatosa (móvel) na aorta descendente.



▲ **Figura 94.44** Placa ateromatosa no aórtico arco.

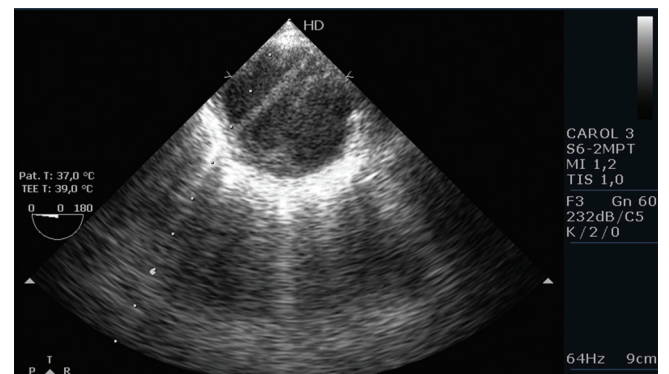


▲ **Figura 94.45** Imagem de derrame pleural.



▲ **Figura 94.46** Imagem de derrame pleural. Em branco à direita está o pulmão e o líquido aparece em preto.

As dissecções de aorta são muitas vezes causa de instabilidade hemodinâmica refratária. A ETE é capaz de avaliar a aorta torácica descendente, e a aorta ascendente até a porção proximal do arco (Figuras 94.47, 94.48 e 94.49). A partir desse ponto, a visualização fica prejudicada devido à justaposição da traqueia e do brônquio fonte esquerdo, o



▲ **Figura 94.47:** Imagem de um corte transversal da aorta torácica descendente dissecada, e evidência de uma luz verdadeira (menor) e de uma falsa luz.



▲ **Figura 94.48** Imagem de um corte transversal da aorta torácica descendente dissecada, e evidência de uma comunicação entre os dois lúmens com fluxo da luz verdadeira para a falsa.

que pode levar a resultados falsos-negativos. Além disso, é possível avaliar complicações associadas, como insuficiência aórtica, derrame pericárdico e envolvimento coronariano.

Nos casos de endocardite, é possível não apenas fazer o diagnóstico, como avaliar com a ETE a extensão do comprometimento valvar e o resultado após a troca da valva (Figura 94.50).

Nas cirurgias de nefrectomia com trombectomia de veia cava inferior, o uso da ETE permite observar não apenas a extensão do tumor, mas também complicações que podem ser fatais, como embolia aérea e tromboembolismo pulmonar, em que a instituição imediata do tratamento altera o prognóstico. Além disso, serve para monitorização hemodinâmica, particularmente durante o pinçamento da veia cava inferior. As Figuras 94.51, 94.52 e 94.53 mostram uma seqüência do ciclo cardíaco em que se visualiza o trombo no átrio direito, depois em contato com a valva tricúspide e, no momento da diástole, o trombo invadindo o VD e se aproximando da valva pulmonar.

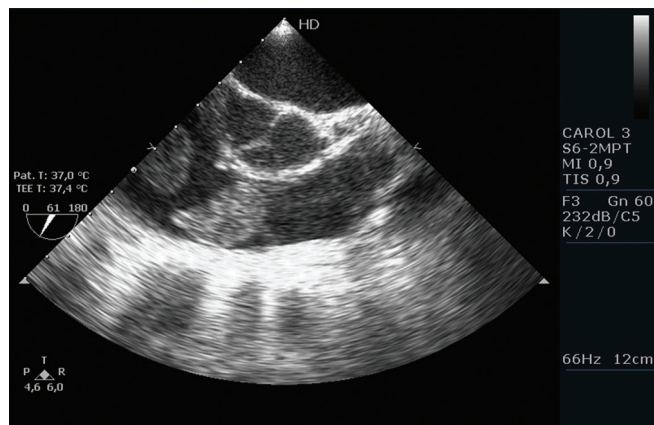
■ CONCLUSÃO

A ETE é um método valioso de monitorização perioperatória que permite otimizar os cuidados ao paciente cirúrgico, proporcionando melhores desfechos clínicos e

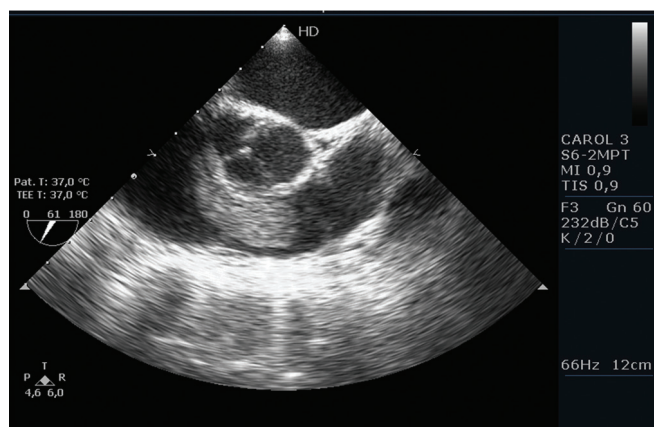
menor mortalidade.⁵³ O anestesiologista está preparado para oferecer a melhor interpretação dos dados ecocardiográficos intraoperatório, uma vez que ele é o profissional que naturalmente integra os dados clínicos e cirúrgicos às técnicas anestésicas, alterações de pré e pós-carga e



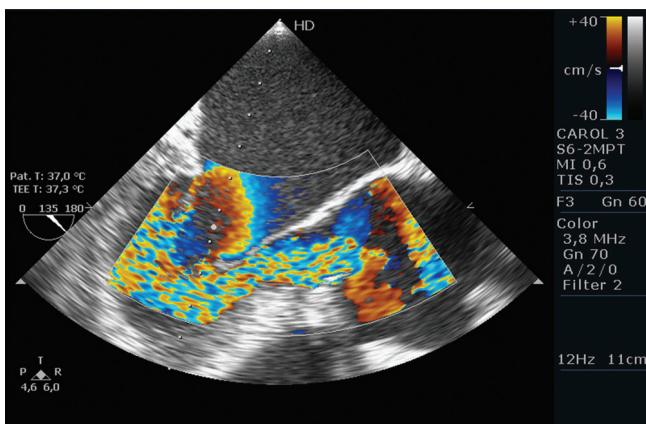
▲ Figura 94.51 Imagem no plano do esôfago médio em eixo curto da valva aórtica (no centro) e presença do trombo (imagem ecodensa à esquerda) no átrio direito.



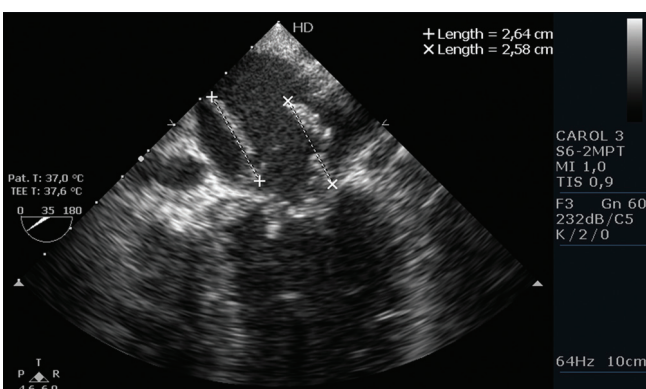
▲ Figura 94.52 Imagem no plano do esôfago médio em eixo curto da valva aórtica (no centro) e presença do trombo no átrio direito em contato com a tricúspide.



▲ Figura 94.53 Imagem no plano do esôfago médio em eixo curto da valva aórtica (no centro) e presença do trombo invadindo o VD durante a diástole.



▲ Figura 94.49 Imagem no plano do esôfago médio em eixo longo da valva aórtica com insuficiência. Pode-se observar também a dilatação da aorta ascendente à direita.



▲ Figura 94.50 Imagem no plano do esôfago médio em duas câmaras que mostra endocardite extensa na valva mitral.

da função cardíaca durante o procedimento cirúrgico. Ou seja, ele está habituado a analisar e correlacionar: a) os efeitos cardiovasculares das medicações anestésicas, dos fármacos vasoativos e das medicações prévias em uso pelo

paciente; b) o estado hemodinâmico e ventilatório atual; c) as perdas e a reposição volêmicas; d) as demandas e características hemodinâmicas dos diferentes tempos cirúrgicos.

REFERÊNCIAS

1. Salgado-Filho MF, Morhy SS, Vasconcelos HD, Lineburger EB, Papa FV, Botelho ESL, et al. [Consensus on Perioperative Transesophageal Echocardiography of the Brazilian Society of Anesthesiology and the Department of Cardiovascular Image of the Brazilian Society of Cardiology]. *Rev Bras Anesthesiol*. 2018;68(1):1-32.
2. Vincent JL, Pelosi P, Pearse R, et al. Perioperative cardiovascular monitoring of high-risk patients: a consensus of 12. *Critical Care* 2015; 19: 224-236.
3. Kneeshaw JD. Transesophageal echocardiography (TOE) in the operating room. *Br J Anaesth* 2006; 97: 77-84.
4. Beaulieu Y. Bedside echocardiography in the assessment of the critically ill. *Crit Care Med* 2007;35(5).
5. Beaulieu Y, Marik PE. Bedside Ultrasonography in the ICU Part 1. *CHEST* 2005; 128:881-895.
6. Beaulieu Y, Marik PE. Bedside Ultrasonography in the ICU Part 2. *CHEST* 2005; 128:1766-1781.
7. Schmidlin D, Bettex D, Bernard E, et al. Transesophageal echocardiography in cardiac and vascular surgery: implications and observer variability. *Br J Anaesth* 2001; 86 (4): 497-505.
8. Labovitz AJ, Noble VE, Bierig M, et al. Focused Cardiac Ultrasound in the Emergent Setting: A Consensus Statement of the American Society of Echocardiography and American College of Emergency Physicians. *J Am Soc Echocardiogr* 2010; 23: 1225-30.
9. Canty DJ, Royse CF. Audit of anaesthetist-performed echocardiography on perioperative management decisions for non-cardiac surgery. *Br J Anaesth* 2009; 103:352-8.
10. Kapoor PM, Chowdhury U, Mandal B, et al. Trans-esophageal echocardiography in off-pump coronary artery bypass grafting. *Ann Card Anaesth* 2009;12:174-183.
11. Manasia AR, Nagaraj HM, Kodali RB, et al. Feasibility and Potential Clinical Utility of Goal-Directed Transthoracic Echocardiography Performed by Noncardiologist Intensivists Using a Small Hand-Carried Device (SonoHeart) in Critically Ill Patients. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia* 2005;19(2): 155-159.
12. Micka PV, Frank MB, Lesage J, et al. Hand-held echocardiography with doppler capability for the assessment of critically-ill patients: is it reliable? *Intensive Care Med* 2004;30:718-723.
13. Melamed R, Sprengle MD, Ulstad VK, Herzog CA, Leatherman JW. Assessment of Left Ventricular Function by Intensivists Using Hand-Held Echocardiography. *CHEST* 2009;135:1416-1420.
14. F. Guarracino, Baldassarri R. Transesophageal echocardiography in the OR and ICU. *Minerva Anesthesiol* 2009;75: 518-29.
15. Kolev N, Brase, R, Swanevelter J, Oppizzi M, Riesgo MJ, Van Der Maaten JMAA, Abiad MG, Guarracino F, Zimpfer M and the European Perioperative TOE Research Group. The influence of transesophageal echocardiography on intra-operative decision making. A European multicenter study. *Anaesthesia* 1998; 53: 767-773.
16. Flachskampf FA, Badano L, Daniel WG, et al. Recommendations for transesophageal echocardiography: update 2010. *European Journal of Echocardiography* 2010;11: 557-576.
17. Hahn RT, Abraham T, Adams MS, et al. Guidelines for Performing a Comprehensive Transesophageal Echocardiographic Examination: Recommendations from the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. *Anesthesia Analgesia* 2014; 118 (1): 21-68.
18. Reeves ST, Finley AC, MD, Skubas NJ, et al. Basic Perioperative Transesophageal Echocardiography Examination: A Consensus Statement of the American Society of Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists. *Anesthesia Analgesia* 2013;117(3):543 - 558.
19. An Updated Report by the American Society of Anesthesiologists and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists Task Force on Transesophageal Echocardiography. *Practice Guidelines for Perioperative Transesophageal Echocardiography*. *Anesthesiology* 2010;112:1084 -96.
20. Rengasamy S, Subramaniam B. Basic Physics of Transesophageal Echocardiography. *International Anesthesiology Clinics* 2008; 46: 11-29.
21. Feigenbaum H, Armstrong W, Ryan T. Physics and Instrumentation. In: Feigenbaum's Echocardiography 6th ed.: Williams & Wilkins, 2005; 12-45.
22. Maslow A, Perrino AC. Princípios e Tecnologia de Ecocardiografia Bidimensional. In: Ecocardiografia Transesofágica. Uma abordagem prática. Segunda edição. Williams & Wilkins, 2010;3-23.
23. Perrino Jr AC. Tecnologia e Técnica Doppler. In: Ecocardiografia Transesofágica. Uma abordagem prática. Segunda edição. Williams & Wilkins, 2010; 109-126.
24. Hahn RT, Abraham T, Adams MS, 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.
25. Shanewise JS, Cheung AT, Aronson S, et al. ASE/SCA Guidelines for Performing a Comprehensive Intraoperative Multiplane Transesophageal Echocardiography Examination: Recommendations of the American Society of Echocardiography Council for Intraoperative Echocardiography and the Society of Cardiovascular Anesthesiologists Task Force for Certification in Perioperative Transesophageal Echocardiography. *Anesth Analg* 1999; 89:870-84.
26. Benjamin E, Griffin K, Leibowitz AB, et al. Goal-Directed Transesophageal Echocardiography Performed by Intensivists to Assess Left Ventricular Function: Comparison With Pulmonary Artery Catheterization. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia* 1998; 112(1):10-15.
27. Marik PE. Pulmonary Artery Catheterization and Esophageal Doppler Monitoring in the ICU. *CHEST* 1999;116:1085-1091.
28. Dabaghi SF, Rokey R, Rivera JM, et al. Comparison of Echocardiographic Assessment of Cardiac Hemodynamics in the Intensive Care Unit With Right-Sided Cardiac Catheterization. *Am J Cardiol* 1995;76:392-395.
29. Maslow A, Perrino Jr AC. Doppler Quantitativo e Hemodinâmica. In: Ecocardiografia Transesofágica. Uma abordagem prática. Segunda edição. Williams & Wilkins, 2010; 127-145.
30. Feigenbaum H, Armstrong W, Ryan T. Hemodynamics. In: Feigenbaum's Echocardiography 6th Edition: Williams & Wilkins, 2005;215-246.
31. Schober P, Loer SA, Schwarte L. Perioperative Hemodynamic Monitoring with Transesophageal Doppler Technology. *Anesth Analg* 2009;109:340-53.
32. Brown JM. Use of echocardiography for hemodynamic monitoring. *Crit Care Med* 2002; 30: 1361-1364.
33. Poelaert JJ, Schü pfer G. Hemodynamic Monitoring Utilizing Transesophageal Echocardiography. *The Relationships Among Pressure, Flow, and Function*. *CHEST* 2005;127: 379 -390.
34. Ahmed SN, Syed FM, Porembka DT. Echocardiographic evaluation of hemodynamic parameters. *Crit Care Med* 2007;35 (8) (Suppl.).
35. Silva AA. Monitorização intraoperatória com a ecocardiografia transesofágica. In: Potério GMB, Pires OC, Callegari DC, Slullitel A. Monitorização em Anestesia. Coleção Atualização em Anestesiologia, 2011;14:110-129.
36. Feissel M, Michard F, Mangin J, et al. Respiratory Changes in Aortic Blood Velocity as an Indicator of Fluid Responsiveness in Ventilated Patients With Septic Shock. *CHEST* 2001; 119:867-873.
37. Cavallaro F, Sandroni C, Antonelli M. Functional hemodynamic monitoring and dynamic indices of fluid responsiveness. *Minerva Anesthesiol*. 2008;4:23-35.
38. Vieillard-Baron A, Chergui K, Rabiller A, et al. Superior vena caval collapsibility as a gauge of volume status in ventilated septic patients. *Intensive Care Med*. 2004; 30(9):1734-9.
39. Barbier C, Loubières Y, Schmit C, et al. Respiratory changes in inferior vena cava diameter are helpful in predicting fluid responsiveness in ventilated septic patients. *Intensive Care Med*. 2004; 30(9): 1740-6.
40. Boyd JH, Walley KR. The role of echocardiography in hemodynamic monitoring. *Curr Opin Crit Care* 2009;15:239- 243.
41. Gerstle J, Shahul S, Mahmood F. Echocardiographically Derived Parameters of Fluid Responsiveness. *International Anesthesiology Clinics* 2010;48: 37-44.
42. Garwood S. Desempenho Sistólico do Ventrículo Esquerdo e Patologia. In: Ecocardiografia Transesofágica. Uma abordagem prática. Segunda edição. Williams & Wilkins, 2010;53-86.
43. London MJ. Diagnóstico de Isquemia Miocárdica. In: Ecocardiografia Transesofágica. Uma abordagem prática. Segunda edição. Williams & Wilkins, 2010; 87-106.
44. Feigenbaum H, Armstrong W, Ryan T. Evaluation of Systolic and Diastolic Function of the Left Ventricle. In: Feigenbaum's Echocardiography 6th Edition: Williams & Wilkins, 2005; 139-180.
45. Feigenbaum H, Armstrong W, Ryan T. Coronary Artery Disease. In: Feigenbaum's Echocardiography 6th ed: Williams & Wilkins, 2005; 438-487.
46. Shanewise JS. How to Reliably Detect Ischemia in the Intensive Care Unit and Operating Room. *Seminars in Cardiothoracic and Vascular Anesthesia* 2006; 10 (1): 101-109.
47. Galal W, Hoeks SE, Flu WJ, et al. Relation between Preoperative and Intraoperative New Wall Motion Abnormalities in Vascular Surgery Patients. *Anesthesiology* 2010; 112: 557- 66.
48. Subramaniam B, Talmor D. Echocardiography for management of hypotension in the intensive care unit. *Crit Care Med* 2007;35(8).

49. Schroeder RA, Sreeram GM, Mark SJ. Ventrículo Direito, Átrio Direito, Válvula Tricúspide e Válvula Pulmonar. In: *Ecocardiografia Transesofágica. Uma abordagem prática. Segunda edição.* Williams & Wilkins, 2010; 281-295.
50. Feigenbaum H, Armstrong W, Ryan T. Left Atrium, Right Atrium, and Right Ventricle. In: *Feigenbaum's Echocardiography 6th ed*: Williams & Wilkins, 2005; 182-213.
51. Shernan SK. Uma abordagem prática à Avaliação Ecocardiográfica da Função Diastólica Ventricular. In: *Ecocardiografia Transesofágica. Uma abordagem prática. Segunda edição.* Williams & Wilkins, 2010; 146-168.
52. Matyal R, Skubas NJ, Shernan SK, Mahmood F. Perioperative Assessment of Diastolic Dysfunction. *Anesth Analg* 2011; 113: 449–72.
53. Nicoara A, Whitener G, Swaminathan M. Perioperative Diastolic Dysfunction: A Comprehensive Approach to Assessment by Transesophageal Echocardiography. *Seminars in Cardiothoracic and Vascular Anesthesia* 2014;18(2): 218–236.
54. Cahalan MK. Transesophageal echocardiography for the occasional cardiac anesthesiologist. In: *The ASA Refresher Courses in Anesthesiology CME Program, volume 35.* Williams & Wilkins, 2007;31-40.
55. FF, Agrícola E, Flachskampf FA, et al. Three-dimensional transoesophageal echocardiography: how to use and when to use—a clinical consensus statement from the European Association of Cardiovascular Imaging of the European Society of Cardiology. *European Heart Journal - Cardiovascular Imaging* (2023):1–79
56. Vegas A, Meineri M. Three-Dimensional Transesophageal Echocardiography Is a Major Advance for Intraoperative Clinical Management of Patients Undergoing Cardiac Surgery: A Core Review. *Anesth Analg* 2010;110: 1548–73.