

GUIDELINES AND STANDARDS

成人における包括的経胸壁心エコー図検査の 実施ガイドライン：米国心エコー図学会からの勧告

Carol Mitchell, PhD, ACS, RDMS, RDCS, RVT, RT (R), FASE, Co-Chair, Peter S. Rahko, MD, FASE, Co-Chair, Lori A. Blauwet, MD, FASE, Barry Canaday, RN, MS, RDCS, RCS, FASE, Joshua A. Finstuen, MA, RT (R), RDCS, FASE, Michael C. Foster, BA, RCS, RCCS, RDCS, FASE, Kenneth Horton, ACS, RCS, FASE, Kofo O. Ogunyankin, MD, FASE, Richard A. Palma, BS, RDCS, RCS, ACS, FASE, and Eric J. Velazquez, MD, FASE, *Madison, Wisconsin; Rochester, Minnesota; Klamath Falls, Oregon; Durham, North Carolina; Salt Lake City, Utah; Ikoyi, Lagos, Nigeria; and Hartford, Connecticut*

This document is endorsed by the following American Society of Echocardiography International Alliance Partners: Argentine Federation of Cardiology, Argentine Society of Cardiology, ASEAN Society of Echocardiography, Australasian Sonographers Association, British Society of Echocardiography, Canadian Society of Echocardiography, Chinese Society of Echocardiography, Department of Cardiovascular Imaging of the Brazilian Society of Cardiology, Indian Academy of Echocardiography, Indian Association of Cardiovascular Thoracic Anaesthesiologists, Indonesian Society of Echocardiography, InterAmerican Association of Echocardiography, Iranian Society of Echocardiography, Israel Work Group on Echocardiography, Italian Association of Cardiothoracic Anaesthesiologists, Japanese Society of Echocardiography, Korean Society of Echocardiography, National Society of Echocardiography of Mexico, Philippine Society of Echocardiography, Saudi Arabian Society of Echocardiography, Thai Society of Echocardiography, Vietnamese Society of Echocardiography.

キーワード：経胸壁心エコー図検査、ドプラ心エコー法、カラードプラ心エコー法、包括的な検査、検査手順

目次

I. はじめに	3	A. 2D イメージング	5
II. 命名法	4	1. グレースケールマップ	5
A. エコーウインドウ	4	2. 断層図のカラー表示	5
B. プローブの操作	5	3. ダイナミックレンジ	5
C. 計測法	5	4. 送信周波数	6
III. 装置の設定	5	5. ハーモニックイメージング	6
		6. 視野角と深度	6
		7. 探触子のビームフォーカス（焦点）	7
		8. 全体のゲインとタイムゲイン補正（TGC）	7

日本語訳

監訳：山田 博胤（徳島大学大学院医歯薬学研究部 地域循環器内科）
和田 靖明（山口大学医学部附属病院 検査部・循環器内科）
訳：平田有紀奈（徳島大学病院 超音波センター）
福留 裕八（九州大学病院 ハートセンター 生理検査部門）
玉井佑里恵（国立循環器病研究センター 臨床検査部）
六尾 哲（岸和田市民病院 検査部）
柳 善樹（国立循環器病研究センター 臨床検査部）
谷口 京子（近畿大学病院 中央臨床検査部）
渡辺 修久（岡山大学病院 超音波診断センター）

From the University of Wisconsin School of Medicine and Public Health, Madison, Wisconsin (C.M., P.S.R.); the Mayo Clinic, Rochester, Minnesota (L.A.B., J.A.F.); the Oregon Institute of Technology, Klamath Falls, Oregon (B.C.); Duke University Medical Center, Durham, North Carolina (M.C.F., E.J.V.); Intermountain Heart Institute, Intermountain Medical Center, Salt Lake City, Utah (K.H.); First Cardiology Consultants Hospital, Ikoyi, Lagos, Nigeria (K.O.O.); and St. Francis Hospital and Medical Center, Hartford, Connecticut (R.A.P.).

This document is endorsed by the following American Society of Echocardiography International Alliance Partners: the Cardiovascular Imaging Department of the Brazilian Society of Cardiology, the Chinese Society of Echocardiography, the Indian Academy of Echocardiography, the Japanese Society of Echocardiography, the InterAmerican Association of Echocardiography, the Italian Association of Cardiothoracic Anaesthesiologists.

The following authors reported no actual or potential conflicts of interest in relation to this document: Peter S. Rahko, MD, FASE, Lori A. Blauwet, MD, FASE, Barry Canaday, RN, MS, RDCS, RCS, FASE, Joshua A. Finstuen,

MA, RT (R), RDCS, FASE, Michael C. Foster, BA, RCS, RCCS, RDCS, FASE, Kenneth Horton, ACS, RCS, FASE, Kofo O. Ogunyankin, MD, FASE. The following authors reported relationships with one or more commercial interests: Carol Mitchell, PhD, ACS, RDMS, RDCS, RVT, RT (R), FASE, authored a textbook for Davies Publishing Inc., and authorship with royalties for Elsevier and Wolters-Kluwer. Richard A. Palma, BS, RDCS, RCS, ACS, FASE, has served on the speakers bureau for Lantheus Medical Imaging and as a faculty speaker for Gulf Coast Ultrasound. Eric J. Velazquez, MD, FASE, received cardiovascular research grants from the National Institutes of Health/National Heart, Lung, and Blood Institute, Alnylam Pharmaceuticals, Amgen, General Electric, Novartis Pharmaceutical, and Pfizer and has served as a consultant for ABIOMED, Amgen, Merck, New Century Health, Novartis Pharmaceutical, and Philips Ultrasound.

* Reprint requests: American Society of Echocardiography, Meridian Corporate Center, 2530 Meridian Parkway, Suite 450, Durham, NC 27713 (E-mail: ase@asecho.org).

Attention ASE Members:

Visit www.aseuniversity.org to earn free continuing medical education credit through an online activity related to this article. Certificates are available for immediate access upon successful completion of the activity. Nonmembers will need to join the ASE to access this great member benefit!

0894-7317/\$36.00

Copyright 2018 by the American Society of Echocardiography.

<https://doi.org/10.1016/j.echo.2018.06.004>

略 語

2D = Two-dimensional 二次元 / 断面
3C = Three-chamber (apical long axis) 三腔断面 (心尖部長軸断面)
3D = Three-dimensional 三次元
4C = Four-chamber 四腔断面
5C = Five-chamber 五腔断面
A2C = Apical two-chamber 心尖部二腔断面
A4C = Apical four-chamber 心尖部四腔断面
Abd Ao = Abdominal aorta 腹部大動脈
ALPap = Anterolateral papillary muscle 前乳頭筋
AMVL = Anterior leaflet mitral valve 僧帽弁前尖
Ao = Aorta 大動脈
AR = Aortic valve regurgitation 大動脈弁逆流 / 大動脈弁閉鎖不全症
Asc Ao = Ascending aorta 上行大動脈
ASE = American Society of Echocardiography 米国心エコー医学会
AV = Aortic valve 大動脈弁
CDI = Color Doppler imaging カラー Doppler 法
CS = Coronary sinus 冠静脈洞
CW = Continuous-wave 連続波 Doppler 法
Desc Ao = Descending aorta 下行大動脈
DTI = Doppler tissue imaging 組織 Doppler 法
HPRF = High-pulse repetition frequency 高パルス繰り返し周波数 Doppler 法
Hvns = Hepatic vein 冠静脈
IAS = Interatrial septum 心房中隔
Innom a = Innominate artery 腕頭動脈
IVC = Inferior vena cava 下大静脈
IVS = Interventricular septum 心室中隔
LA = Left atrial 左房
LCC = Left coronary cusp 左冠尖
LCCA = Left common carotid artery 左総頸動脈
L innom vn = Left innominate vein 左腕頭静脈
LSA = Left subclavian artery 左鎖骨下動脈
LV = Left ventricular 左室
LVIDd = Left ventricular internal dimension diastole 左室拡張末期径
LVIDs = Left ventricular internal dimension systole 左室収縮末期径
LVOT = Left ventricular outflow tract 左室流出路
LVPW = Left ventricle posterior wall 左室後壁
MPA = Main pulmonary artery 主肺動脈
MR = Mitral valve regurgitation 僧帽弁逆流 / 僧帽弁閉鎖不全症
MS = Mitral stenosis 僧帽弁狭窄
MV = Mitral valve 僧帽弁
NCC = Noncoronary cusp 無冠尖
PA = Pulmonary artery 肺動脈
PFO = Patent foramen ovale 卵円孔開存
PLAX = Parasternal long-axis 傍胸骨長軸断面
PMPap = Posteromedial papillary muscle 後乳頭筋
PMVL = Posterior leaflet mitral valve 僧帽弁後尖
PR = Pulmonic valve regurgitation 肺動脈弁逆流 / 肺動脈弁閉鎖不全症
PRF = Pulse repetition frequency パルス繰り返し周波数
PSAX = Parasternal short-axis 傍胸骨短軸断面
Pulvn = Pulmonary vein 肺静脈
PV = Pulmonic valve 肺動脈弁
PW = Pulsed-wave パルス Doppler 法
RA = Right atrium 右房
RCA = Right coronary artery 右冠動脈
RCC = Right coronary cusp 右冠尖
R innom vn = Right innominate vein 右腕頭静脈
ROI = Region of interest 関心領域
RPS = Right parasternal 傍胸骨右縁

RV = Right ventricular 右室
RVIDd = Right ventricular internal dimension diastole 拡張末期右室径
RVOT = Right ventricular outflow tract 右室流出路
SC = Subcostal 心窩部 / 肋骨下
SoVAo = Sinus of Valsalva バルサルバ洞
SSN = Suprasternal notch 胸骨上窩 / 胸骨上切痕
STJ = Sinotubular junction ST 接合部
SVC = Superior vena cava 上大静脈
TAPSE = Tricuspid annular plane systolic excursion 収縮期三尖弁輪移動距離
TGC = Time-gain compensation タイムゲイン補正
TR = Tricuspid valve regurgitation 三尖弁逆流 / 三尖弁閉鎖不全
TTE = Transthoracic echocardiographic 経胸壁心エコー図検査
TV = Tricuspid valve 三尖弁
UEA = Ultrasound enhancement agent 超音波造影剤
VTI = Velocity-time integral 速度時間積分値

9. ズーム / 拡大	8
10. フレームレート	8
B. スペクトル Doppler 法	8
1. 速度レンジ	8
2. スイープ速度 (掃引速度)	8
3. サンプルボリューム幅	8
4. ウォールフィルターとゲイン	8
5. ディスプレイの調整	9
6. パルス Doppler 法、高パルス繰り返し周波数 Doppler 法、連続波 Doppler 法	9
7. 組織 Doppler 法 (DTI)	13
C. カラー Doppler 法 (CDI)	14
1. ROI と 2D 視野角	14
2. カラーゲイン	15
3. カラーマップ	15
4. カラー Doppler 速度レンジ	17
D. M モード法	17
1. カラー M モード法	17
2. ステアラブル M モード法	17
E. 心電図のセットアップ	18
IV. 断層法のプロトコール	23
A. 傍胸骨長軸断面	23
1. 傍胸骨長軸断面：左室	23
2. 右室流出路断面	25
3. 右室流入路断面	25
B. 傍胸骨短軸断面	25
C. 心尖部断面	25
1. 心尖部四腔断面	26
2. 右室焦点四腔断面	26
3. 心尖部五腔断面	26
4. 冠静脈洞断面	26
5. 二腔断面	26
6. 心尖部長軸 (三腔) 断面	26
7. 心尖部四腔および二腔断面：左房と肺静脈	26
D. 心窩部ウィンドウと心窩部断面	26
1. 心窩部四腔断面	26
2. 心窩部短軸断面	30
E. 胸骨上窩長軸断面	30
V. 断層法の計測	30
A. 傍胸骨長軸断面	30
1. 左室	30
2. 近位部右室流出路径	31
3. 左房の前後径の計測	31
4. 左室流出路径と大動脈弁輪径	31
5. 上行大動脈	31
B. 傍胸骨短軸断面	31
1. 右室流出路	31
2. 肺動脈	31

C. 心尖部断面	31
1. 左室容積	31
a. 二断面ディスク法	31
b. 三次元左室容積	31
2. 左房容積	31
3. 右室計測	32
4. 右室面積	32
5. 右房容積	32
D. 心窩部断面	32
1. 下大静脈	32
VI. Mモード法の計測	32
A. 三尖弁輪収縮期移動距離 (TAPSE)	32
B. 下大静脈径	32
C. 大動脈弁	33
VII. カラードブラ法	33
A. 右室流出路、肺動脈弁、肺動脈	37
B. 右室流入路、三尖弁	37
C. 左室流入路、僧帽弁	37
D. 左室流出路、大動脈弁	37
E. 大動脈弓	37
F. 肺静脈	37
G. 肝静脈	37
H. 下大静脈	37
I. 心房中隔	37
VIII. スペクトルドブラ法の計測	38
A. 右室流出路と肺動脈弁	42
B. 三尖弁	42
C. 僧帽弁	42
D. 左室流出路と大動脈弁	42
E. 大動脈弓部と下行大動脈	43
F. 肝静脈	43
G. 肺静脈	43
H. 僧帽弁輪と三尖弁輪の組織ドブラ法	43
IX. その他の方法	43
A. 攪拌生理食塩水を用いた造影法	43
B. 超音波造影剤 (UEA)を用いた画像法	44
1. 適応	44
2. 装置の設定と投与方法	44
3. 画像の取得	53
C. ストレイン画像法	53
D. 左室容積と収縮能の三次元評価	53
X. 施設の事情に合った過不足のない経胸壁心エコー図検査	53
XI. 限定的な経胸壁心エコー図検査	53
A. 心膜液貯留	54
B. 左室収縮能	54
C. 右室と肺高血圧	54
その他の断面	54
ACKNOWLEDGMENTS	54
SUPPLEMENTARY DATA	54
XII. 参考文献	54
XIII. 補遺	57
A. 傍胸骨短軸冠動脈断面	57
B. 右室心尖部二腔断面 (RV A2C)	57
C. 心窩部上大静脈断面 (Bicaval)	57
D. 心窩部大動脈断面	57
E. 下大静脈の右肋間からの断面	57
F. 心窩部下大静脈短軸断面	57
G. 心房中隔焦点心窩部断面	57
H. 心窩部右室流出路短軸断面	57
I. 心窩部短軸断面で、大血管から心尖部までのスライス	57
J. 右傍胸骨大動脈断面	57
K. 胸骨上窩腕頭静脈断面	57
L. 胸骨上窩左房短軸と肺静脈断面 (Crab view)	57
M. カラー Mモード法による左室流入血流伝播	57
参考文献	57

I. はじめに

1954年に Edler と Hertz が心血管疾患の診断に初めて超音波を使用してから、その後の数十年間で心エコー図検査は急速に普及した。心エコー図検査の歴史は、一連のイノベーションの歴史である。新しい技術が発見される度に、心エコー図検査はより包括的になり、より多様な技術を用いる必要が生じ、次第に検査時間が長くなった。新しい技術が以前の方法に完全に取って代わった手法がある。また、新しい技術によって既存の技術が補強されたものもある。米国心エコー図学会 (ASE) を含むいくつかの専門組織は、特定の臨床目的での心エコー図検査の使用に焦点を当てた様々なガイドラインの開発に注力してきた。心腔の定量化や拡張機能など、検査の技術的な側面に焦点を当てたガイドラインもある。Intersocietal Accreditation Commission などの認定機関が、標準的な心エコー図検査の検査項目を設定している。

ASE は、1980年に2次元 (2D) 経胸壁心エコー検査 (TTE) の標準的検査法を考案し、2011年にその改訂版を出版した。近年、英国心エコー図学会は標準的な成人経胸壁心エコー検査の最低限の検査項目を改訂し、スイス心臓学学会は心臓専門医が行う心エコー図検査の実施基準を設定した。包括的な TTE 検査の実施に関する新しいガイドラインを確立するために、ASE はこの執筆グループを招集した。

本文書の目的は、(1) 包括的 TTE 検査の内容を決定すること、(2) 検査中に必要とされる技術と、機器の適切な使用に関する推奨事項を提供すること、(3) さまざまな超音波を用いた画像診断法を包括的検査に統合するための手引き書を提供すること、(4) 包括的検査によって得られるデータの計測や表示の最適な手法を示すこと、である。本文書の趣旨から、疾患別に必要な計測については扱っていないことに注意を要する。

本文書は次のような章で成り立っている。

I. はじめに

II. 命名法

この章では、本文書で扱う標準的な断面、走査法について定義する。

III. 装置の設定

この章では、経胸壁心エコー図検査におけるあらゆる手法の最適に表示されるように、最新の超音波診断装置を操作する推奨とガイドを提供する。

IV. 断層心エコー図

この章では、包括的検査に含まれる断層法についての推奨を述べる。

V. 2次元計測

この章では、包括的経胸壁心エコー図検査で必要となる標準的な計測法について解説する。

VI. Mモード法による計測

この章ではいくつかの Mモード法を用いた計測法について解説する。

VII. カラードブラ法

この章は、包括的経胸壁心エコー図検査の一端をなすカラードブラ法に関して、基本的な画像取得ウィンドウ、表示、計測法について解説する。弁、血管、心腔におけるカラードブラ血流表示の適用についても解説する。

VIII. スペクトラルドプラ法

この章は、包括的経胸壁心エコー図検査の一端をなすスペクトラルドプラ法について、基本的な画像取得ウィンドウ、表示、計測法について解説する。弁、血管、心腔におけるスペクトラルドプラ法の適用についても述べる

IX. その他の方法

攪拌生理食塩水の使用法、心内膜境界の同定を改善する超音波造影剤の使用法についての推奨を示す。また、臨床的に有である場合、長軸方向のストレイン解析や左室サイズおよび機能を評価する三次元エコー検査を標準的な検査に追加することを勧める。

X. 検査の手順

施設の事情に合わせた過不足のない経胸壁心エコー図検査を、推奨された手順で施行する。一方で、限定的な経胸壁心エコー図検査の使用についても推奨する。

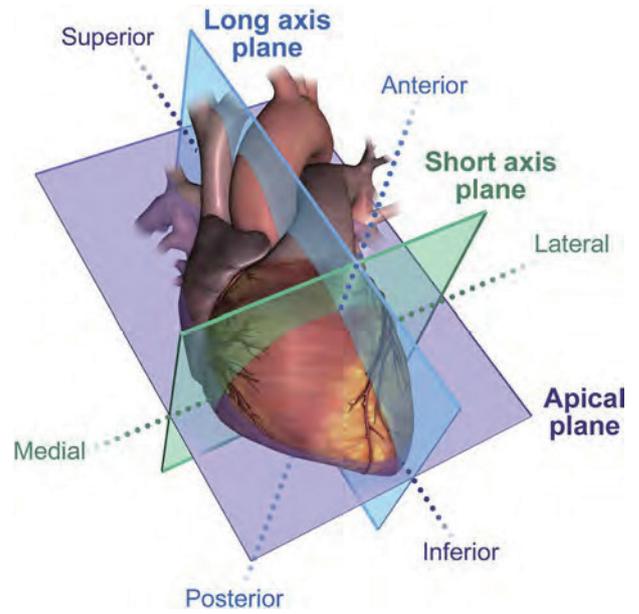


図1 心臓の走査断面。長軸方向の観察平面（青）では、傍胸骨左室長軸断面（PLAX）が得られる。短軸方向の観察平面（緑）からは、傍胸骨短軸断面（PSAX）が得られる。心尖部観察平面（紫）は心尖部ウィンドウで取得した断面と対応する。

II. 命名法

A. エコーウィンドウ

観察平面 (imaging planes)、断面 (views)、および走査法を次のように定義する。探触子の移動は、前方 (anterior)、後方 (posterior)、上 (superior)、下 (inferior)、外側 (lateral)、内側 (medial) のいずれかに向かう動きとして表現する (図1)。すべての超音波探触子には、インデックスマーカー (orientation index marker) が付いている¹。本文書で説明されている各断面は、インデックスマーカーがどちらの方向を指しているかによって、どの向きの断面であるかを示す。エコーウィンドウ (imaging windows) には、傍胸骨 (parasternal)、心尖部、心窩部 (肋骨下、subcostal; SC)、および胸骨上窩 (suprasternal notch; SSN) がある (図2)²。傍胸骨左縁 (left parasternal) ウィンドウおよび心尖部ウィンドウ (apical window) は、患者を左側臥位 (患者が動くことが可能である限り) にして画像取得を行う。傍胸骨長軸断面 (parasternal long-axis; PLAX) は、胸骨の左側に探触子を置き、インデックスマーカーを患者の右肩に向けて、心臓の長軸断面を描出する。胸骨左縁短軸断面 (parasternal short-axis; PSAX) は、探触子は PLAX 断面と同じ位置で、インデックスマーカーを患者の左肩に向けて描出する。この断面から、横断面 (axial plane) における心臓の画像が得られる。心尖部ウィンドウは、左乳房の下方、心尖拍動を触れる部位から観察する。心尖部ウィンドウでは、インデックスマーカーをまず 4~5時の位置に向け、心尖部四腔断面 (A4C) を描出する。心窩部ウィンドウ (SC window) は、胸骨直下の体表面から観察する。このウィンドウを用いるときは、患者を仰臥位にして画像を取得する。このウィンドウで最初に得るべき断面は、心窩部四腔断面 (SC 4-chamber) であり、インデックスマーカーを 3時方向である患者左側に向けて取得する。胸骨上窩ウィンドウ (SSN window) は胸骨直上から観察する。この断面は患者を仰臥位にして画像を取得する。最初に大動脈弓の長軸断面が観察される。最初、探触子のインデックスマーカーを左肩に向け、探触子が首とほぼ平行になるように探触子面を下方に向ける。大動脈弓を最も良く描出するには、ロッキング操作やアングル操作による細かな調整を必要とする。

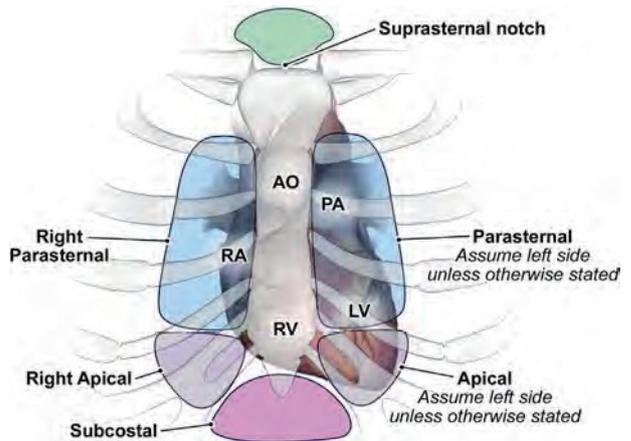


図2 画像を取得するための心エコーウィンドウ

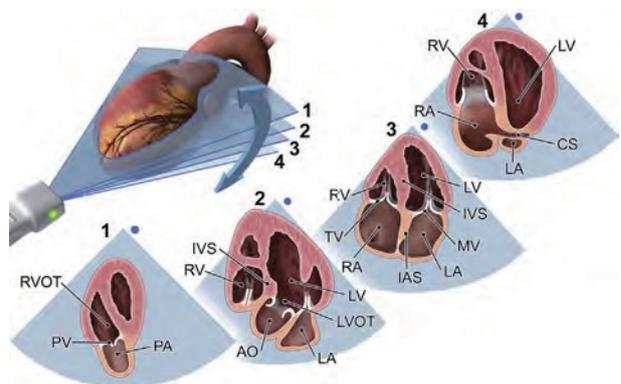


図3 探触子のチルト操作。青い点はインデックスマーカーを表す。

B. プローブの操作（スキャン）

チルト操作、スイープ操作、回転操作、スライド操作、ロック操作、およびアングル操作という用語を用いて、探触子の操作法を定義する。チルト操作（tilt）は、探触子の接地面は固定された状態で、探触子面を異なる方向に動かすことで異なる断面を描出することを指す（[図3](#)）。スイープ操作（sweep）は、断面を変化させる探触子の動きで、長時間の動画クリップで取得する。スイープ操作の例として、1つの長時間動画クリップで、心尖部ウィンドウの後方から前方へ探触子を傾けながら心臓を記録する場合がある。回転操作（rotate）は、探触子の接地面の位置を維持した状態で、インデックスマーカーを新しい位置へ動かすことである（[図4](#)）。スライド操作（slide）は、患者の体表面で新しい位置に探触子を動かすことを指す（[図5](#)）。ロック操作（rock）とアングル操作（angle）は、探触子を細かく操作して画像を最適化する。ロック操作は、観察平面を保ったまま、インデックスマーカーを近づけたり遠ざけたりする探触子の動かし方で、観察したい構造物を視野の中央に描出したり、観察する視野を広げたりするためにを行う。ロック操作とチルト操作は異なる。ロック操作は観察平面が同じままなのに対して（[図6](#)）、チルト操作は軸を変えずに観察平面を変化させる探触子操作である。アングル操作は、探触子を同じ位置で、超音波ビームを観察したい構造物に向け、断面を最適化する探触子操作である。アングル操作の例として、たとえば、傍胸骨ウィンドウのPSAX断面で三尖弁（TV）を描出し、そこから探触子を操作してPSAX大動脈弁レベル（AV）を描出し、さらに探触子を操作して肺動脈弁（PV）を表示する場合がある（[図7](#)）。アングル操作はロック操作とは異なる。ロック操作は観察したい対象を視野の中央に描出するために使用するが、アングル操作はより複雑で、いくつかの小さな動きを組み合わせて観察したい対象の描出を最適化するが、必ずしもそれを画像表示の中央に配置する必要はない。本文書全体を通して、最適化という用語は、可能な限り最適な画像を描出するために探触子を適切に操作することを指す。

C. 計測法

本ガイドラインの執筆者は、2D計測であっても3D計測であっても、緻密層（compacted myocardium）と肉柱層（noncompacted myocardium）の境界を計測することを推奨する（[図8](#)）。緻密層とは固くて均質な壁であり、血液で満たされる左心室（LV）内腔に突出している肉柱層（trabeculations）と区別される。この境界面が識別できない場合は、血液と組織の境界面で測定する。

キーポイント #1

画像を最適化するための探触子の操作

- チルト操作：**探触子は心臓に対して同じ軸方向を維持するが、異なる観察平面に移動する。
- スイープ操作：**いくつかの探触子操作を用いて、複数の解剖学的構造を長い動画クリップで記録する。
- 回転操作：**探触子は静止位置を維持したまま、インデックスマーカーを新しい位置に動かす。
- スライド操作：**患者の体表面で探触子を新しい位置に動かす。
- ロック操作：**同じ観察平面で、対象物がインデックスマーカーに近づくあるいは離れるように探触子を動かす。
- アングル操作：**探触子を胸壁の同じ位置に保ち、観察したい構造物に超音波ビームを向けて描出する。

III. 装置の設定

経胸壁超音波検査を行う検査者は、装置の設定と画質に与える影響について精通していなければならない。超音波診断装置システムの設計により決定されている画像の特徴は、検査者が変更することができない。しかし、いくつかの機器設定は、画像取得中に変更でき（前処理）、画像データを収集および保存した後に検査者が操作することもできる（後処理）。これらは最適な画像を取得するために重要である。検査者の時間を節約し、画像の一貫性を向上するために、多くの検査室では超音波診断装置に画像の「プリセット」を設定している。プリセットとは、特定のタイプの患者や解剖学的構造、または血流を描出するために最適な装置設定であり、画像最適化の出発点と考えるべきである。プリセットは、エコー検査室に由来する典型的な患者のための設定であり、時間の節約になる。プリセットは、Mモード法、断層法、ドブラ法を含むすべての超音波イメージングモードで利用可能である。本ガイドラインの最初の章では、検査者が調整する装置の設定について説明する。

A. 2D イメージング

1. グレースケールマップ

超音波診断装置が検出する反射超音波の振幅は、信号強度の対数関数的に変化し、人間の視覚能力をはるかに超えている。システムはデータを処理して信号を強調したり抑制したりして、生データをさまざまなグレーの濃淡で表示する画像に変換している。高振幅信号は高輝度の白色、低振幅信号は濃いグレー、無信号は黒色で表示される。何種類かのグレースケールマップが用意されており、検査者は患者毎に最適に表示されるよう選択することができる。特定の組織像をよりよく描出するマップを選ぶこともあるし、体型に基づいて患者に適しているマップを選択することもある。グレースケールマップは、血液と組織の境界（鏡面エコー）を最適化し、心筋などの弱い反射体からの散乱エコーの微妙な違いを示すように設定されている。利用可能である超音波診断装置の種類が多岐にわたることを考慮し、執筆委員会は、全ての心エコー検査室が診断装置のメーカーのアプリケーションの専門家と共に最適なグレースケールについての装置設定を行うことを推奨する。検査室における装置設定を一旦決定すれば、過去の検査との縦断的比較を行いやすくするためにその設定を変更しないことが重要である（[表1.1a](#)と**1b**）。

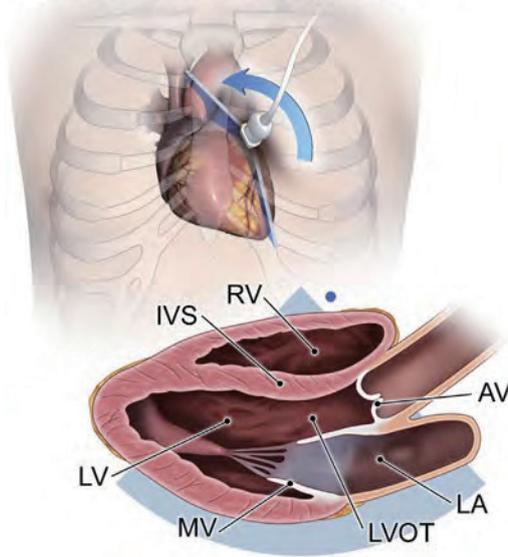
2. 断層図のカラー表示

グレースケールマップの選択には、Bモード画像のカラー化のオプションが含まれていることがある。この場合、グレースケール画像はグレーではなくさまざまな色（セピア、淡いピンクなど）に変換される。どのカラー化断層図を用いるかは、検査室や診断医の好みだろう。カラー画像がグレースケール画像よりも特定の病状をよりよく示していると感じる臨床医もいる。カラー化断層図は、表示される情報の量や種類には変化がなく、検査者の見た目だけが変わる（[表1.2a](#)と**1.2b**）。

3. ダイナミックレンジ

ダイナミックレンジの設定は、画像のグレー階調を調整する重要なパラメータである。この調節を“コンプレッション”と呼ぶ超音波診断装置もある。この調節は、画像の最大の受信エコー振幅と最小の受信エコー振幅の間の比率を変更している。ダイナミックレンジを低く設定すると、白黒のコントラストがついた画像となる（高コントラスト）。これは境

右肩の方向に探触子を回転する



左肩の方向に探触子を回転する

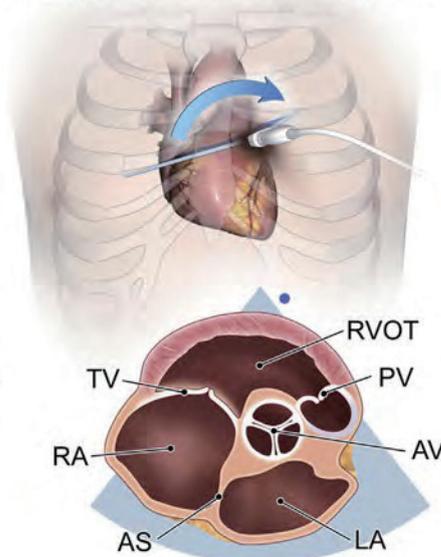


図4 回転操作。青い点は、インデックスマーカーである。PLAX 断面では、青い点は探触子のインデックスマーカーが画像に対して上方を向いていることを表す。PSAX 断面では、探触子のインデックスマーカーが、画像の測方に向いていることを青い点が示している。

Sliding the Probe

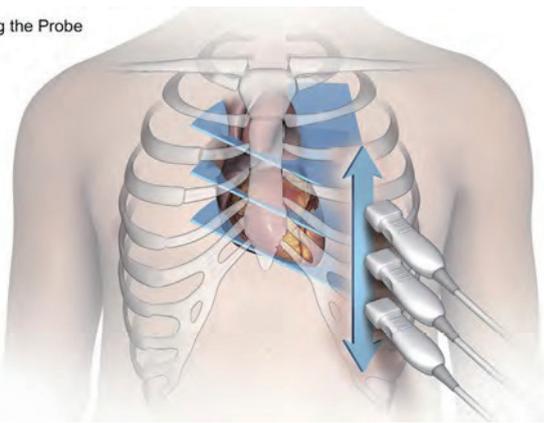


図5 スライド操作。

界の画質が不良な症例に有用である。高いダイナミックレンジの設定では、グレー階調が狭い画像となる。つまり、画像を構成するグレー階調に割り当てられる信号強度の範囲がより狭くなる。心エコー図画像では、心筋の緻密層と非緻密層の境界面を見分けるため、ちょうどよいグレー階調が得られるようにダイナミックレンジを設定する。グレー階調が狭すぎると微妙な低階調の構造（壁の菲薄化分画、血栓、疣腫など）が過小表示されたり欠落したりする可能性があり、逆にグレー階調が広すぎると心筋の緻密層と非緻密層の正確な識別が困難になり、いわゆる「ウォッシュアウト」を生じてしまう（表 1.3a と 1.3b）。

4. 送信周波数

送信周波数とは、探触子の動作周波数を指す。成人の心エコー図検査で使用される典型的な周波数範囲は 2.0~5.0 MHz である。周波数が高ければ画像解像度は向上するが、低い周波数ほどは体の深部まで届かない。広帯域探触子を用いることで、現在は比較的簡単に送信周波数を迅速に変更できる。まず高い送信周波数から検査を開始して、さらに深部の観察が必要な場合には低い周波数に調整するべきである。

検査中はできるだけ高い周波数を用いて画像を取得するべきである（表 1.4a と 1.4b）。

5. ハーモニックイメージング

最近の画像処理システムではハーモニックイメージングが可能であり、送信（基本）周波数の倍数で反射されてくる周波数を使用して画像を描出している。高調波は、組織を通過する際に超音波が歪むことによって生じる。ハーモニックイメージングは一般的に基本周波数の 2 倍である二次高調波を使用している。メーカーは、より高い周波数の二次高調波を描出すると同時に透過性を高めるために探触子の基本周波数を下げている。これは、特に肥満患者や筋肉隆々な患者で有用であり、一般的にはより高品質の画像が得られる。高調波の歪みの程度は反射信号の強さに比例するため、組織境界での高エネルギー反射エコーは増強され、低エネルギーであるノイズは除去される。このため、ハーモニックイメージングにより、S/N 比の良い鮮明な画像が得られる。初期の組織ハーモニックイメージングでは、パルス幅が広がってしまい距離分解能に悪影響を及ぼしていた。最新の広帯域組織ハーモニックイメージングでは、この問題が解決され、アーチファクトが少なく距離分解能の高い画像構築が可能である。執筆委員会では、可能な限り高い周波数でハーモニックイメージングを用いて心臓超音波検査を実施することを推奨する（表 1.5a と 1.5b）。

6. 視野角と深度

画像の深度設定を用いて、超音波診断装置によって体内のどのくらいの深さの解剖学的構造を検出するかを決める。深度は長さの単位（センチメートルやミリメートルなど）で測定され、対象物の構造または血流を最大に表示できるように設定するべきである。深度と視野角の設定はフレームレートにも影響を与える。心臓は動いている臓器なので、特に速く動いている構造物の場合は、時間分解能を向上させるためにより高いフレームレートが望ましい。不必要に大きい視野深度は各撮像ラインを生成するのに必要な時間を増大させてフレームレートが低下するか、または 1 視野あたりの走査線

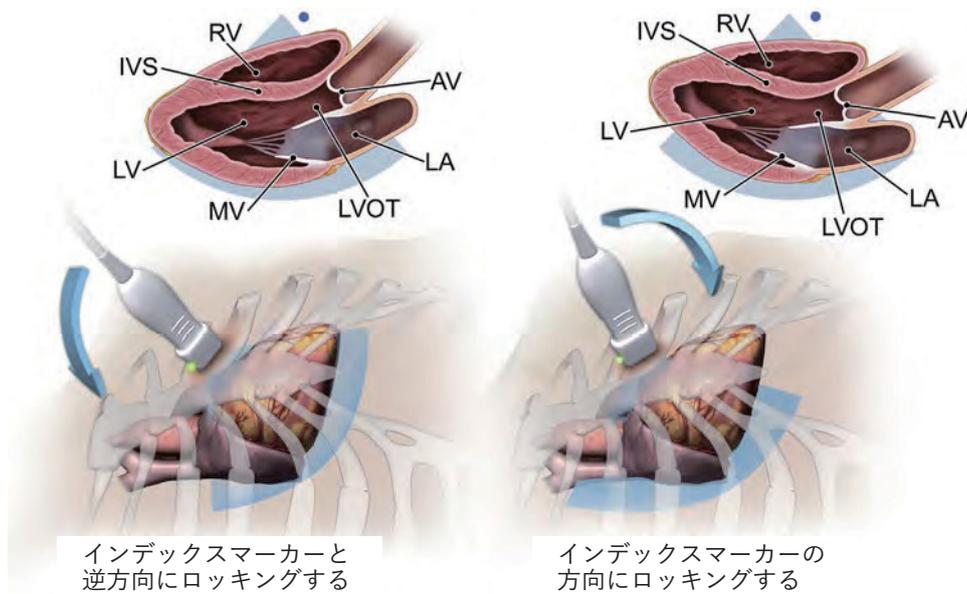


図6 ロック操作。青い点はインデックスマーカーを表す。

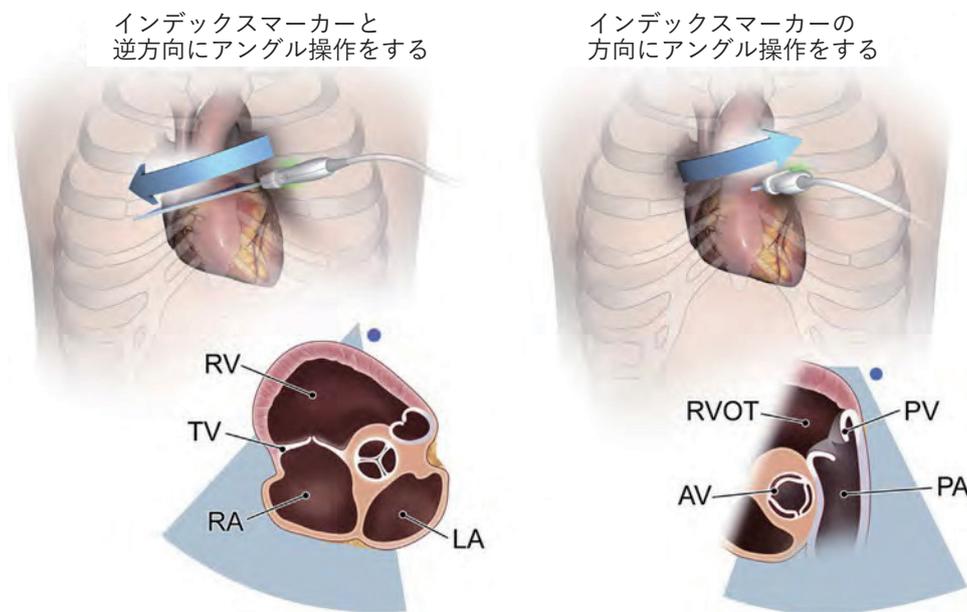


図7 アングル操作。青い点はインデックスマーカーを表す。

数を減らすこととなり、結果として画質を低下させてしまう。同じ理由で、画質を向上させるために視野角を狭くしたほうがよい場合がある (表 1.6a と 6b)。

7. 探触子のビームフォーカス (焦点)

プリセットと視野深度に基づいて、自動的に特殊な動的フォーカスを使用しているシステムがある。検者はこの機能を調整できない。他には、超音波ビームの形状と幅を手動で調整する送信フォーカスコントロール機能を備えているシステムがある。ビーム幅が狭い方が、方位分解能は向上する。フォーカスは、一番観察したい構造物の深さに設定するべきである (表 1.7a と 1.7b)。注意点として、心尖部を評価する場合は、フォーカスを心尖部の深さに設定すると解像度が向上する。通常、心臓超音波検査ではフレームレートを高く保ち、時間分解能を向上させるために単一のフォーカスが使用されている。複数のフォーカスを使用すると、フレーム

レートは低下し、時間分解能も低下してしまう。

8. 全体のゲインとタイムゲイン補正 (TGC³)

類似した音響特性を持つ組織が、どの患者においても、あるいは視野全体にわたって一貫して見えるようにする目的で、ゲインが調節される。全体的なゲインは、視野全体の画像の輝度が均一になるように調整する。ゲインは、血液中にはエコーが見えず、血液と心筋組織の境界がしっかり判別できるような範囲でできるだけ高く設定する (表 1.8a と 1.8b)。通常、TGC の調整は、画像の特定の深さのゲインを調整できるようにになっているいくつかのつまみを操作して行う。この調整は、減衰によるエネルギー損失を補正するために使用される。減衰とは、体の深部に伝わるにつれて超音波信号の強度と振幅が失われることである。すなわち、探触子に近い場所から戻ってくる信号は遠い場所から戻ってくる信号よりもはるかに大きな振幅を持っている。選択的に信号を増幅

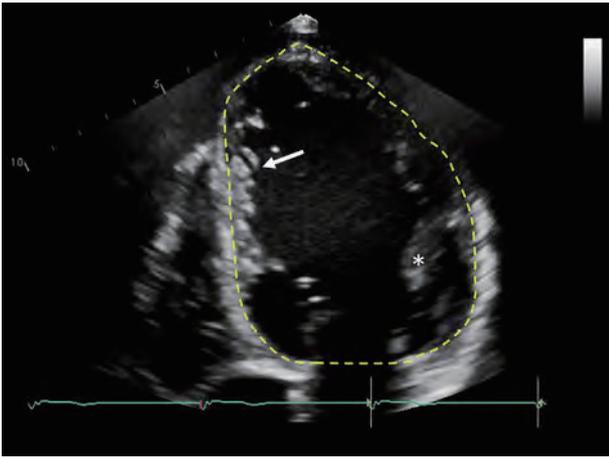


図8 拡張型心筋症の患者の左室内腔のトレース。
左室内腔の一部と見なされる顕著な肉柱（矢印）と乳頭筋（アスタリスク）に注意を要す。

することで、画像全体における構造物の見え方を均等にしている（表 1.9a と 1.9b）。

超音波システムには、システムに返ってくるエコー情報に基づいて迅速にかつ自動的に TGC を調節する自動最適化機能を有しているものがある。これは検者にとって時間の節約になるかもしれないが、画像最適化の最初に使用されるべきであり、最終的な画像調整とみなしてはならない（表 1.10a と 1.10b）。

9. ズーム / 拡大

もう一つの画像調整機能は、ズーム / 拡大である。ほとんどのシステムでは、2種類のズーム / 拡大が利用できる。画像のある一部分に関心領域（ROI）を設定してズームすることで有効になる前処理ズーム機能がある。ディスプレイ内のピクセル数が一定であるため、各々のピクセルは心臓のより狭い領域を表示している。ズームされていない画像と比較して ROI が小さいため、フレームレートが高くなり、画像解像度が向上する。2つ目のズーム機能は後処理機能といわれている。この場合、画像を停止させた後に ROI を選択して画像をズームする。これにより、解剖学的構造の単純な拡大が行われる。ズーム画像を作成するために使用されるピクセル数は元の視野の画像解像度と同じである。モニターに表示されるピクセル数は少なくなるが画像が拡大表示され、画像は大きくなるものの見かけの解像度は低くなる。執筆委員会では、可能な限り前処理ズームを使用することを推奨する（表 1.11a と 1.11b）。

10. フレームレート

最もよい時間分解能を得るためには、より高いフレームレートが望ましい。画像の深度を浅くしたり、フォーカスの数を減らしたり、視野角を狭くしたり、あるいは前処理ズームを使用したりすることで、フレームレートを上げることができる。超音波診断装置によっては、走査線数を減らすなど、その他の画像調整を行うことでもフレームレートを上げることができる（表 1.12a と 1.12b）。

B. スペクトルドプラ法

画像取得時に検者が調整できるドプラパラメータには、速度レンジ、ベースラインの位置、スイープ速度、速度フィルター、サンプルボリュームのサイズ、ドプラゲインがある。

1. 速度レンジ

速度レンジを調整することにより、エリアシングを発生させることなくできるだけ大きくドプラ波形を表示させることができる（以下参照）（表 1.13a と 1.13b）。慣例により、TTE では探触子に向かう血流はベースライン（速度 0 m/s）の上側に表示され、探触子から遠ざかる血流はベースラインの下側に表示される。しかし、ほとんどの装置では、検者がこの信号を反転できる。ベースラインを上下に移動することで、いずれの方向にもエリアシングを発生させずにドプラ信号をできるだけ大きく表示できる。ただし、反対方向にある重要な血流を見逃さないように注意すべきである。

2. スイープ速度（掃引速度）

既定のスイープ速度を 100 mm/秒に設定しておくか、心拍数を基にスイープ表示を最適化するように調節すべきである。理想的には、1画面に 2～3 心拍のドプラ波形を表示することが望ましい。そうすることで、複数心拍を可視化できるようになり、正確な時相計測が可能になる。例えば、僧帽弁口血流を評価するためにさまざまなスイープ速度を用いることがある。症例によっては、時間や速度時間積分値および波形の傾きをより正確に計測できるように、ドプラ波形を広げるためにスイープ速度を上げることが望ましい場合がある。また、呼吸性変動に伴う生理機能の評価する場合には、呼吸曲線と同時に多心拍の波形を確認できるように 25 mm/秒のような遅いスイープ速度が望ましい（表 1.14a と 1.14b）。速度計測と時相計測は全て 100 mm/秒以上のスイープ速度で行われるべきである。

3. サンプルボリューム幅

スペクトルシグナルの広がり（スペクトルウィンドウ内のノイズ）を減らすために、サンプルボリューム幅を調節し、最も明瞭なドプラ信号を表示する。サンプルボリュームが大きすぎると、ドプラ信号は本質的にノイズが多くなり、層流と乱流の区別が難しくなる。適切なサンプルボリューム幅は、何を記録するかによって変更する。具体的な推奨事項は、これより後の章で個々の状況について説明する（表 1.15a と 1.15b）。

4. ウォールフィルターとゲイン

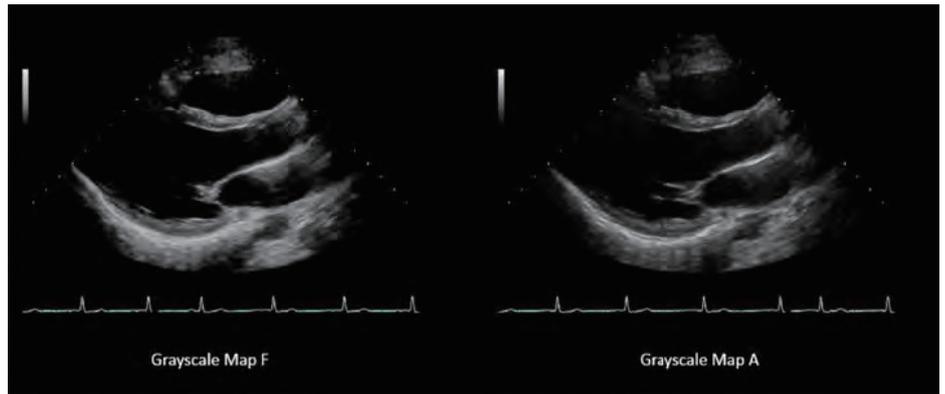
もう一つの調整可能なドプラパラメータとしてウォールフィルターがある。ウォールフィルターにより、心筋壁や弁尖の動きから生じる高強度だが低速度である信号（クラッター）を除去できる。ウォールフィルターは、関心領域の血流信号の開始と終了を明確に表示できるように設定する。信号速度が非常に低い場合には、ドプラ信号を最適に検出するためにウォールフィルターも低いレベルに設定するであろう。また、速度が速い場合には、対象のドプラ信号を明確に表示できるように、より多くの低速度クラッターを除くためウォールフィルターを高いレベルに調整する必要がある（表 1.16a – 1.16c）。

断層法でゲインを調節するのと同様に、速度スペクトル全体のドプラ信号が最も明瞭に表示されるようにドプラ法のゲインを調節することで、重要な低振幅情報を逃すことなく（アンダーゲイン）、過度のノイズで真のスペクトルエンベロープが埋もれてしまわないように（オーバーゲイン）、グレーの濃淡を表示させる（表 1.17a – 1.17c）。計測には、滑らかな速度曲線が最適である（表 1.17a – 1.17c）。速度は、モータル速度（ドプラ信号の最も密度の高い部分）を計測すべきである。

表1 装置の設定

Grayscale parameter and function

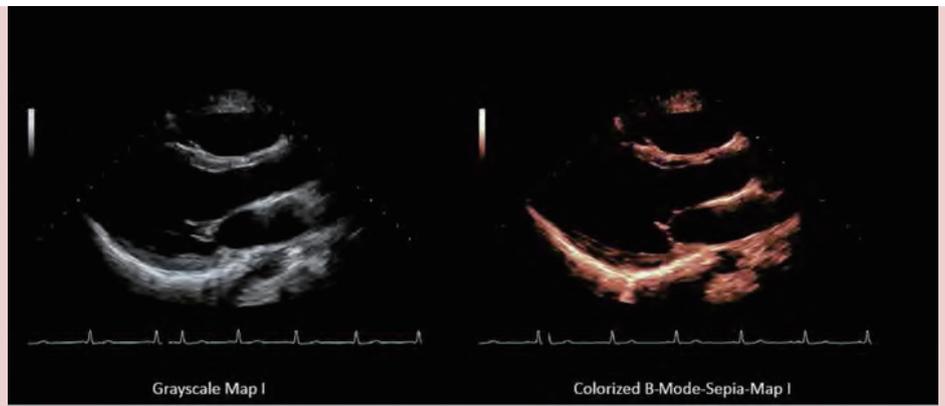
1.1 グレースケールマップ
画像の中で見たい所見が鮮明に表示されるようにグレーの濃淡を調整。
(動画1と2)



1.1a (see Video 1)

1.1b (see Video 2)

1.2 断層図のカラー表示
Bモード画像の表示方法を、標準のグレー表示からカラー表示に変更。
(動画3と4)



1.2a (see Video 3)

1.2b (see Video 4)

1.3 ダイナミックレンジ
2種類の異なるコンプレッションの設定による画像表示の差 (動画5と6)



1.3a (see Video 5)

1.3b (see Video 6)

(続く)

5. ディスプレイの調整

スペクトルドブラ表示のベースラインは、解析対象となる血流が最適に表示されるように調整する。最大速度を評価するために連続波ドブラ法を使用する場合、同じドブラ表示上で順行性血流と逆行性血流を同時に表示するのが望ましい。また、ドブラ信号を調整しつつ、ベースライン位置、ゲイン、ウォールフィルターが一元的に調整できる自動最適化機能を備えている装置がある。これは、画像最適化のためには良い出発点となり得る (表 1.18a と 1.18b)。

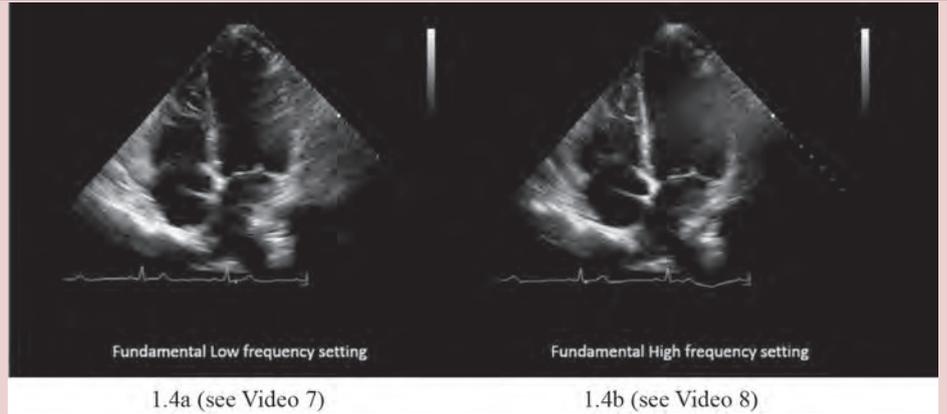
6. パルスドブラ法、高パルス繰り返し周波数ドブラ法、連続波ドブラ法

スペクトルドブラ法には、パルスドブラ (PW) 法、高パルス繰り返し周波数ドブラ (HPRF) 法、連続波ドブラ法の3つのドブラモードがある。パルスドブラ法は特定の深さの血流速度を測定したい場合に使用される (速度を測定する部位が限定できる)。パルスドブラ法の主な限界は、速すぎる速度では完全な速度波形を画面上に表示できないエリアシングが生じることである。エリアシングは、検出されたドブラシフト周波数が心臓へ送信されているパルス繰り返し周

表1 (つづき)

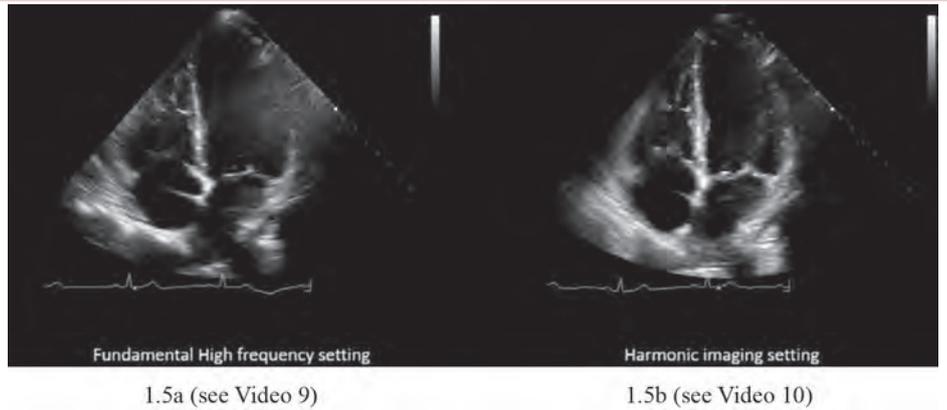
1.4 送信周波数

2種類の周波数による画像の見え方を示す。(動画7と8)



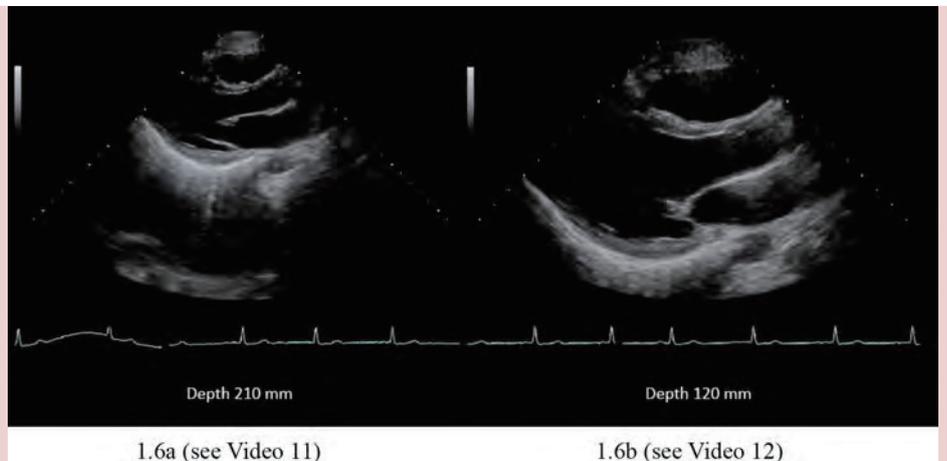
1.5 ハーモニックイメージング

基本周波数の代わりに組織から帰ってくる周波数を用いて画像を作る。最もよく用いられるのが二次高調波で、基本周波数の2倍の周波数である。(動画9と10)



1.6 視野深度

浅い範囲を表示するか深いところまで表示するかを選択する。右図は、最も画面を大きく用いて左室を表示している。(動画11と12)



(続く)

波数の1/2よりも大きい場合に発生する。最大測定が可能な流速(ナイキスト限界)を決定する主因であるパルス繰り返し周波数は、主に速度レンジによって決定され、最大視野深度によって制限される。通常のパルスドプラ法においてレンジを最大にしてもエリアシングを回避できない場合は、HPRFドプラ法に切り替えると有効なサンプルボリュームの数が増える。HPRFドプラ法は、通常のパルスドプラ法ではエリアシングが発生してしまう特定の深さにおいて血流速度を測定したい場合に使用される。例えば、サンプルボリュームの数を2つに増やせばナイキスト限界は2倍になり、より高い速度が表示される。この技術の主な限界は、どの部位の血流であるかが分からないこと、すなわち表示された速度の発生源を特定できないことである。HPRFドプラ法で2

つのサンプルボリュームを使用すると、表示される速度はいずれかのサンプルボリュームから生じているか分からない。通常は臨床状況でどちらのサンプルボリュームが発生源であるかを定めるが、状況によってはアーチファクトとの判別が難しい場合がある。検者は使用している画像システムの特徴を知っておくべきであり、速度レンジを上げた時に自動でHPRF法に移行して突然複数のサンプルボリュームが表示される原因となることを知っておく必要がある。

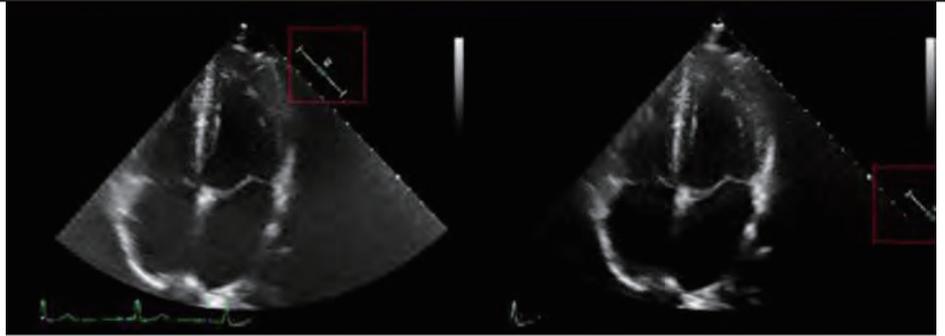
連続波ドプラ法は、高速血流を計測し記録するために使用される。連続波ドプラ法にはナイキスト限界はないが、超音波の送受信を連続的に行っているため、観察する範囲を限定できないことが限界である(表1.19aと1.19b)。

連続波ドプラ法は、ビーム方向に沿って戻ってくる周波数

表1 (つづき)

1.7 フォーカス (焦点)

浅い範囲を表示するか深いところまで表示するかを選択する。右図は、最も画面を大きく用いて左室を表示している。(動画 13と 14)

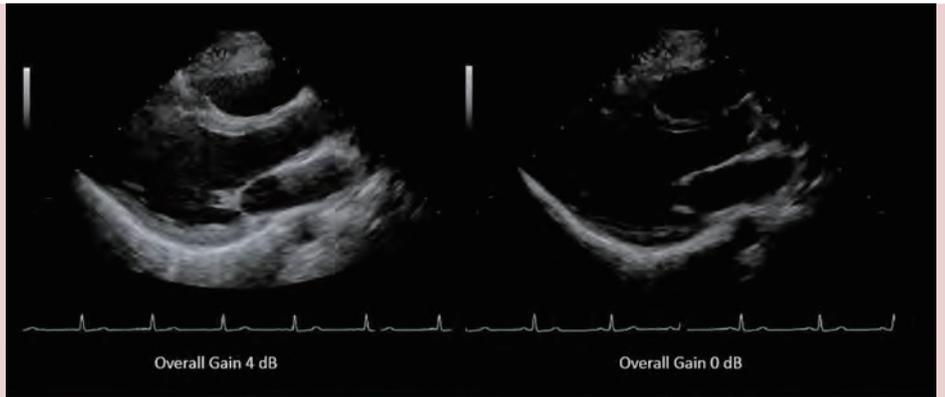


1.7a (see Video 13)

1.7b (see Video 14)

1.8 全体のゲイン

反射されたエコーの振幅を調整して、画面に表示する。視野全体の画像の輝度が均一になるようにゲインを調整。左図 (図 1.8a) はゲインを 4dB、右図 (図 1.8b) はゲインを 0dB に設定している。(動画 15と 16)

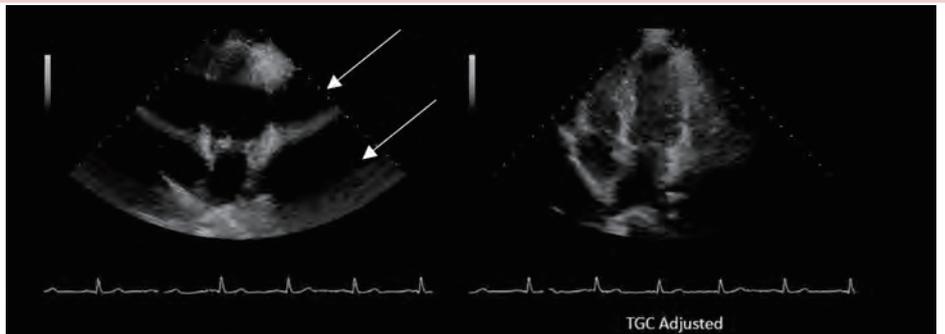


1.8a (see Video 15)

1.8b (see Video 16)

1.9 タイムゲイン補正 (TGC)

反射されたエコーを異なる深度ごとに調整して、画面に表示する。正しく TGC のボタンを調整していないと部分的に黒い帯ができる (矢印、1.9a)。正しく調整すると図 1.9b のようになる。

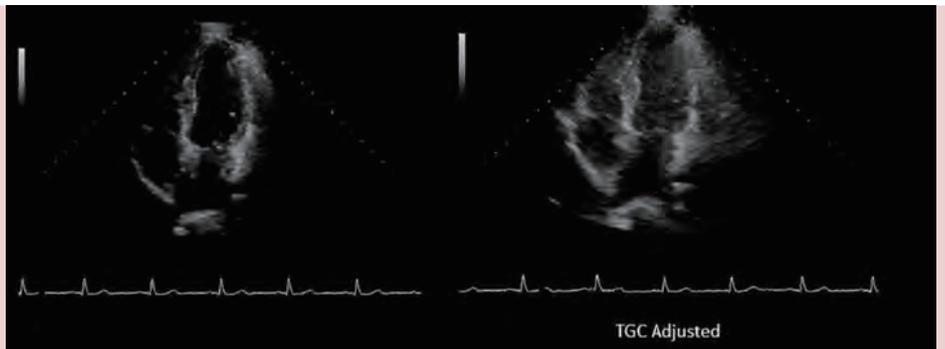


1.9a (see Video 17)

1.9b (see Video 18)

1.10 ゲインの自動調整機能

ゲインと TGC を自動的に最適化した反射エコーが画面に表示される。(動画 19と 20)



1.10a (see Video 19)

1.10b (see Video 20)

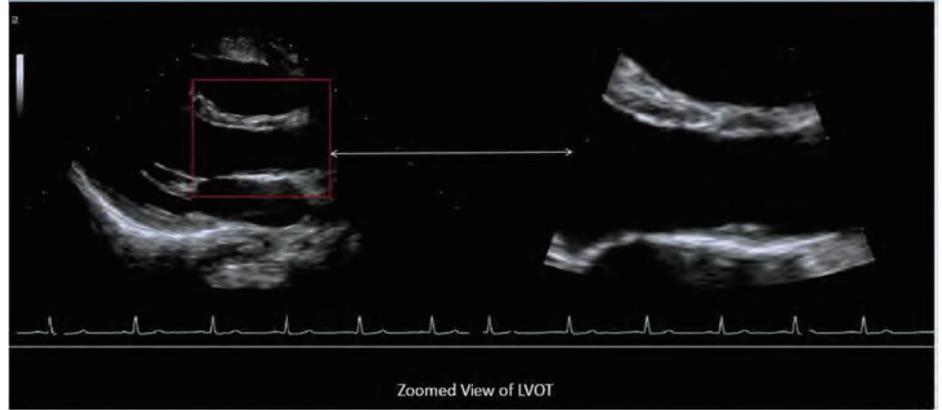
(続く)

の全範囲をサンプリングするため、特定の周波数シフトがどこにあるかを識別できない。連続波ドプラ法は、高速血流の発生源を定義するのに有用な二画面表示 (画像とドプラを組み合わせた) を使用して行われる。最大流速を検出すること

が重要な臨床現場において、最大の感度を得るためには、フットプリントが小さい、画像を表示しない特殊な探触子 (パルスエコードプラ血流) を使用することが推奨されている。

表1 (つづき)

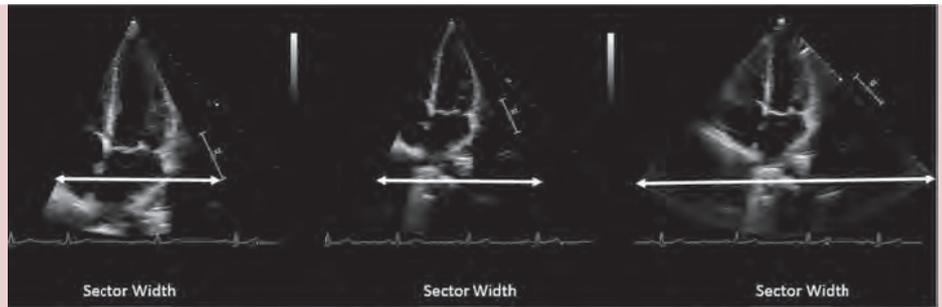
1.11 ズーム/拡大
 視野の中で選択した部分を拡大する。
 図 1.11a はズームボックスの設定を示し、
 図 1.11b がズームされた画像である。
 (動画 21 と 22)



1.11a (see Video 21)

1.11b (see Video 22)

1.12 視野角/フレーム
 視野角(画角)と視野深度の調整は、
 フレームレートに影響する。左図
 (1.12a) は深度 170 mm で、視野角を
 狭く設定した。フレームレートは 84
 Hz である。中図 (1.12b) は深度 240
 mm で、視野角を狭く設定した。フレ
 ームレートは 73 Hz である。右図(1.12c)
 は深度 240 mm で、視野角を広く設定
 し、フレームレートは 43 Hz である。
 (動画 23、24 と 25)



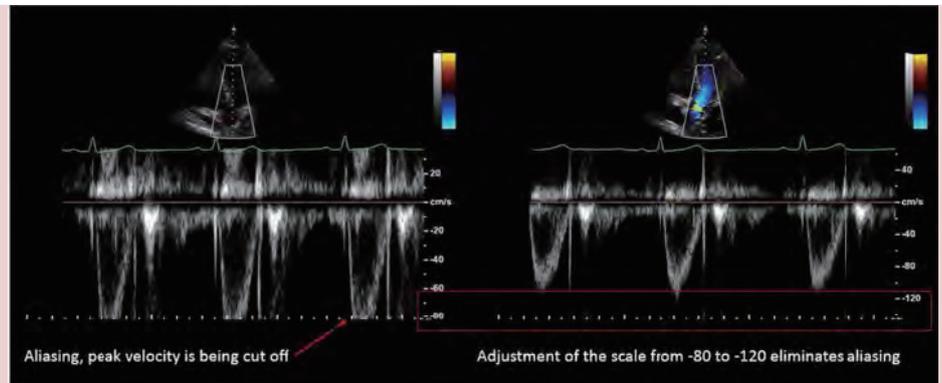
1.12a (see Video 23)

1.12b (see Video 24)

1.12c (see Video 25)

Spectral Doppler parameter and function

1.13 速度レンジ
 表示される速度の範囲を設定する。こ
 れはパルスドプラ法による左室流出路
 血流速度波形である。左図 (1.13a) は
 エリアシングが生じている。最大の速
 度レンジを -80.0 から -120.0 cm/秒に
 変更すると、エリアシングが生じな
 くなった (1.13b)。



1.13a

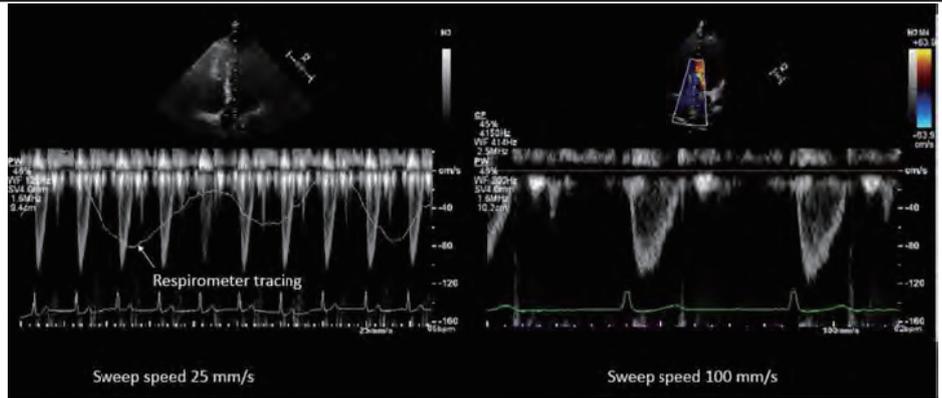
1.13b

(続く)

表1 (つづき)

1.14 スイープ速度

ドプラ表示画面の水平軸に何心拍分を表示するかを調整する。1.14aはスイープ速度が25 cm/秒であり、1.14bはスイープ速度100 cm/秒である。

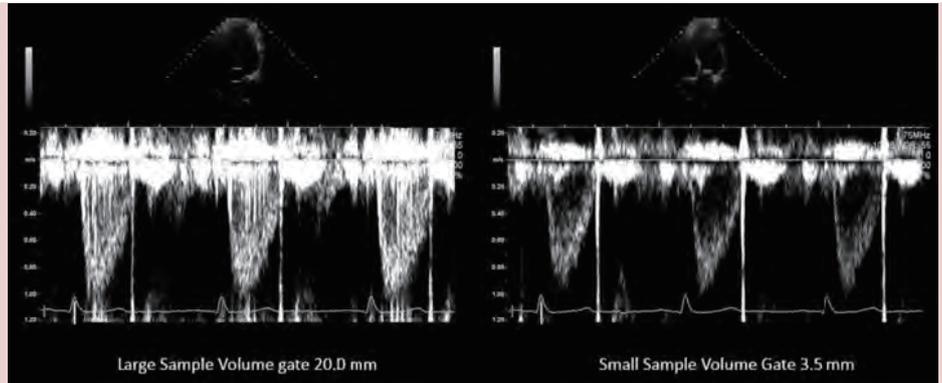


1.14a

1.14b

1.15 サンプルボリューム幅

サンプルボリュームの幅を調節する。1.15aはサンプルボリューム幅を大きく設定しており、ドプラシグナルにノイズが多い。1.15bはサンプルボリューム幅を小さくしており、ドプラシグナルが明瞭に表示されている。

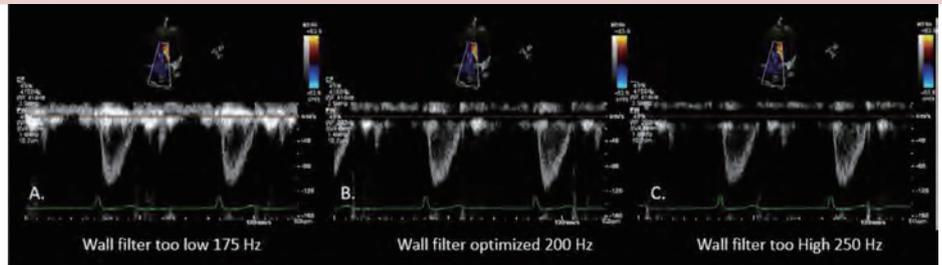


1.15a

1.15b

1.16 ウォールフィルター

ベースライン付近の低速度ノイズを除去する。



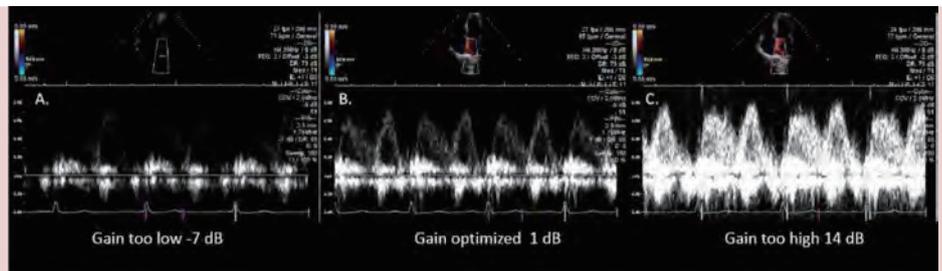
1.16a

1.16b

1.16c

1.17 ゲイン

スペクトラルドプラの信号を増幅して画面に表示する。適切なゲイン設定によって、正確な計測が可能となる。



1.17a

1.17b

1.17c

(続く)

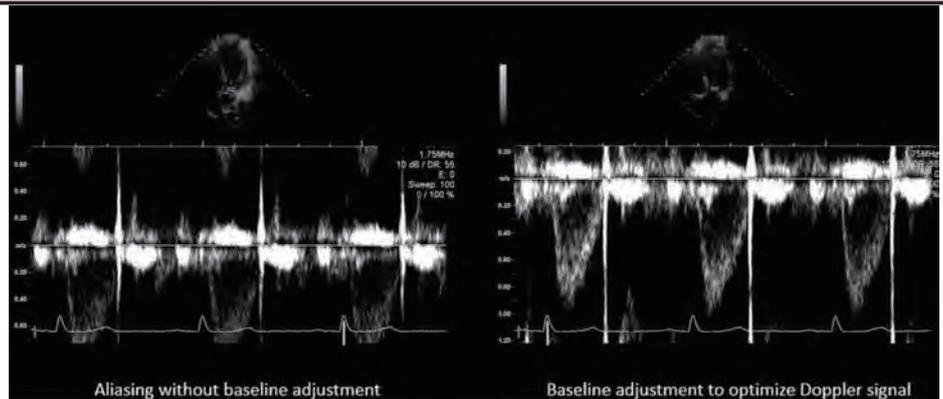
7. 組織ドプラ法 (DTI)

組織ドプラ法 (DTI) は、通常、動いている心筋および僧帽弁や三尖弁の弁輪におけるドプラ周波数シフトを計測する際に使用される。DTIには、パルスドプラ法とカラードプラ法の2種類がある。血流速度の測定と比較して、組織からのドプラ信号は非常に低速度 (< 20 cm/秒)で、非常に高

い振幅 (> 40 dB)で検出する。フィルターの設定が、血流用に設定された標準的なパルスドプラ法とは大きく異なる。このドプラモードを最適化するには、超音波メーカーの推奨するプリセットでの使用が推奨される。DTIのプリセット設定は、これらドプラデータを取得するための作業効率を改善し、DTI信号を最適化するための迅速な開始点として

表1 (つづき)

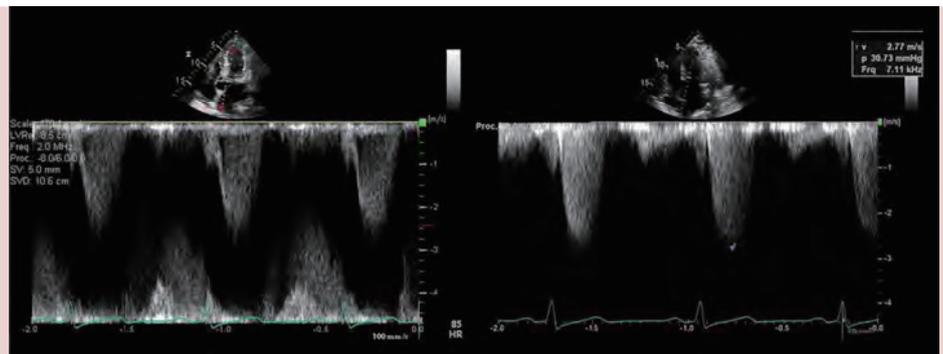
1.18 ベースライン速度レンジとともに調整を行い、関心のあるドブラ信号がエリアシングすることなく表示されるように位置を決める。



1.18a

1.18b

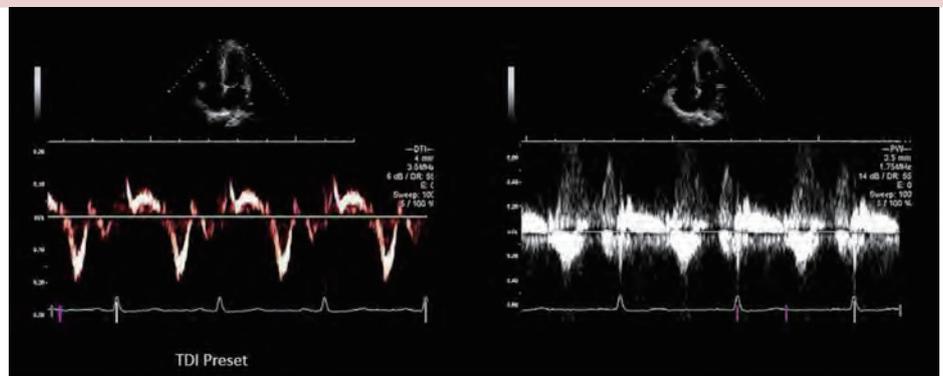
1.19 高パルス繰り返し周波数(HPRF)法と連続波ドブラ法
早い速度の血流を表示するために用いる。図1.19aは、HPRF法を用いており、複数のサンプルボリュームが出現している。図1.19bは連続波ドブラ法で高速血流を表示した。



1.19a

1.19b

1.20 組織ドブラ法
組織ドブラ法の設定では、サンプルボリュームを広くして、低い速度レンジを用いる。1.20aは適切に調節された組織ドブラ波形である。1.20bは、サンプルボリュームが小さく、速い速度レンジが用いられている。両図の組織ドブラ波形の差に注目。



1.20a

1.20b

(続く)

役立つであろう。DTIのプリセットでは、パルスドブラ法よりも大きなサンプルボリューム、25 cm/秒以下の速度レンジ、特殊なフィルターとパワー、前述のパルスドブラ法と同様のスイープ速度が設定されている。速度と時相の計測は、スイープ速度 100 mm/秒で行うべきである(表1.20aと1.20b)。

C. カラードブラ法 (CDI)

CDIとは、一連のスキャンラインに沿った複数個のサンプルボリュームを使用する技術で、ROIの中に表示される。CDIは単独で表示されることはなく、断層像上に重ねて表示されるため、2Dのゲイン設定の影響を受ける。CDIでは血流特性の、時相、相対的速度、方向、乱流の有無が分かる。

血流情報を最適にカラー表示するためには、カラーROIのサイズ、2D視野角、カラーフローマップ、および速度レンジを含むいくつかのパラメータを最適に設定する必要がある。

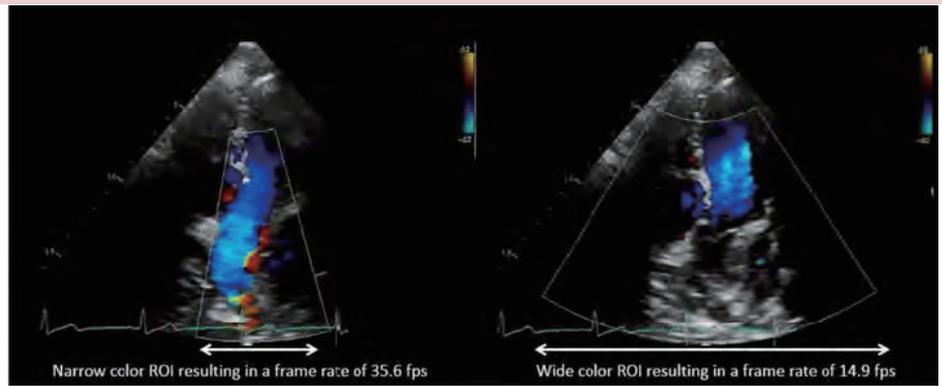
1. ROIと2D視野角

カラードブラ法を開始する前に、解剖学的領域を正確に描写するために必要な最小の深さと幅に2D視野サイズを調整しておくべきである。これは、カラーフレームレートを最適化するのに役立つ。場合によっては、前処理ズームモードが2D表示のための最良の代替手段になるであろう。カラーボックスROIは、Bモード図上で関心のあるカラードブラ領域のサイズと位置を決めることで設定する。カラーボックスROIは、評価対象の血流情報すべてを含むようなサイズに

表1 (つづき)

カラードプラ法の指標と機能

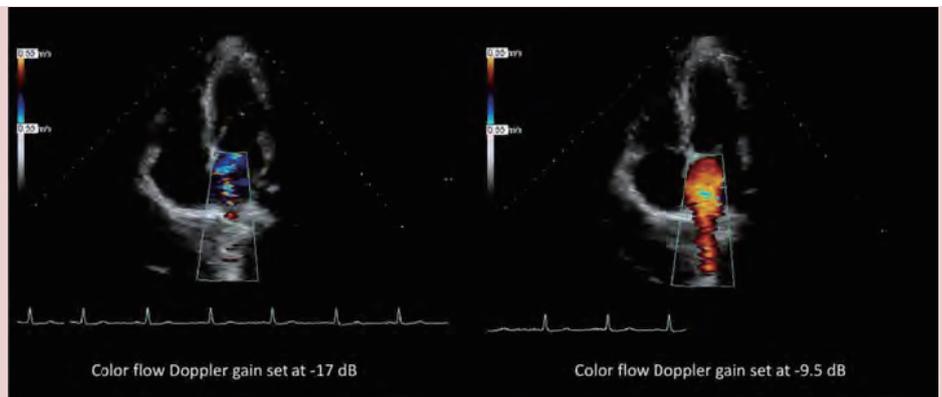
1.21 視野角(画角)とROIサイズ
 カラードプラ法のROIのサイズはフレームレートに影響する。ROIを小さくするほどフレームレートが向上する。カラードプラ画像の調整でフレームレートを高く保つには、関連する構造物が含まれる範囲で、カラードプラのROIをできるだけ小さくする。
 (動画26と27)



1.21a (see Video 26)

1.21b (see Video 27)

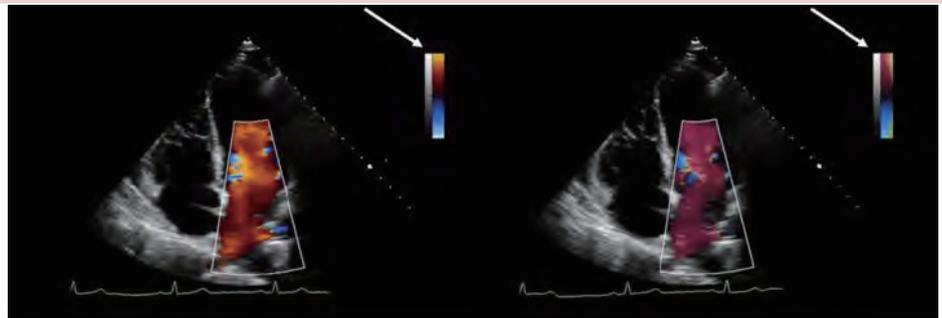
1.22 ゲイン
 カラードプラ信号の強さを調整して画面に表示する。左図は肺静脈血流を表示するためにドプラカラーゲインを調整しようとしている。-12 dB (1.22a) から -9.5 dB (1.22b) にゲインを上げると肺静脈血流がより明瞭に描出された。(動画28と29)



1.22a (see Video 28)

1.22b (see Video 29)

1.23 カラーマップ
 速度をカラー表示する。1.23aでは、探触子に近づく速い血流は黄色(矢印)で表示され、探触子から遠ざかる血流は水色で表示される。1.23bでは、探触子に近づく速い血流は赤色(矢印)で表示され、探触子から遠ざかる血流は青色で表示されるとともに、乱流が緑色で表示される。
 (動画30と31)



1.23a (see Video 30)

1.23b (see Video 31)

(続く)

すべきである。ROIを可能な限り狭く浅く設定することで、最大のフレームレートと速度レンジが得られ、時間分解能と流速分解能が最良となる(表1.21aと1.21b)。

2. カラーゲイン

カラーフロードプラゲインは、関心領域内にランダムなカラーフロックスペックルが現れるまでゆっくり上げて、その後スペックルが消失するまでゆっくり下げて調整する。カラーゲイン設定を検査中に頻りに調整する必要があるのは、もしゲインを低すぎるままにしておくと、送信音波と信号減衰の変動で意図せずして血流が表示されなくなってしまう可能性があるからである。

断層法やスペクトルドプラ法と同様に、関心のある血流が最もよく見えるように全体のカラードプラゲインを調整する。グレースケール画像で解剖学的構造を良好に描出できない場合、カラーフロードプラゲインを上げるとその構造物が描出されることがある。(表1.22aと1.22b)。

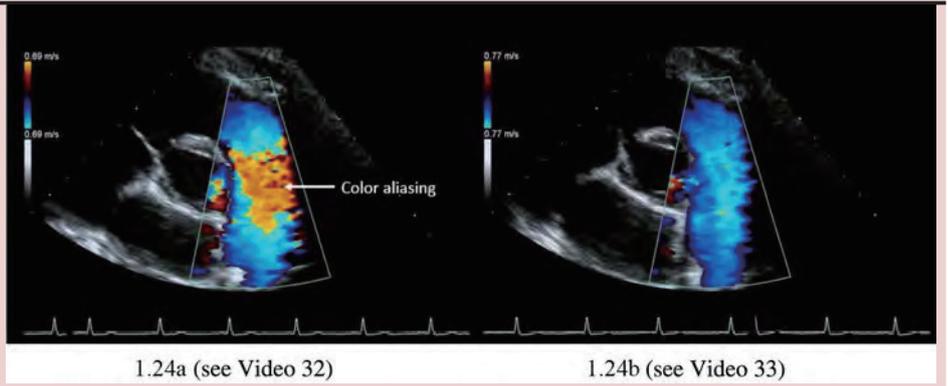
3. カラーマップ

カラーマップパラメータは、装置が血流を表示する方法を規定している。最も基本的なマップは、血流の方向表示である。ほとんどの場合、黒で表示される血流の無いベースラインがある。一般的に、CDIマップは、探触子に向かってくる血流を赤のカラーマップとして、探触子から離れる血流を

表1 (つづき)

1.24 速度レンジ/PRF

速度レンジを調整すると、カラーマップでエリアシングを生じることなく血流を表示できる。左図 (1.24a) では、肺動脈内にエリアシングが生じている。速度レンジを0.69から0.77 m/秒に上げるとエリアシングが消失した図 (1.24b)。(動画 32と 33)

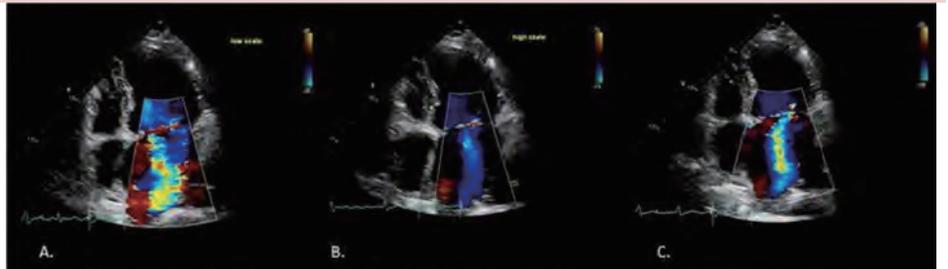


1.24a (see Video 32)

1.24b (see Video 33)

1.25 逆流の表示における速度レンジの影響

図 1.25a、1.25b、1.25c はいずれも同一患者の僧帽弁逆流ジェットを異なる設定で取得した画像である。図 1.25a は速度レンジが低すぎ、図 1.25b は高すぎる。図 1.25c が適切な設定である。(動画 34、35と 36)



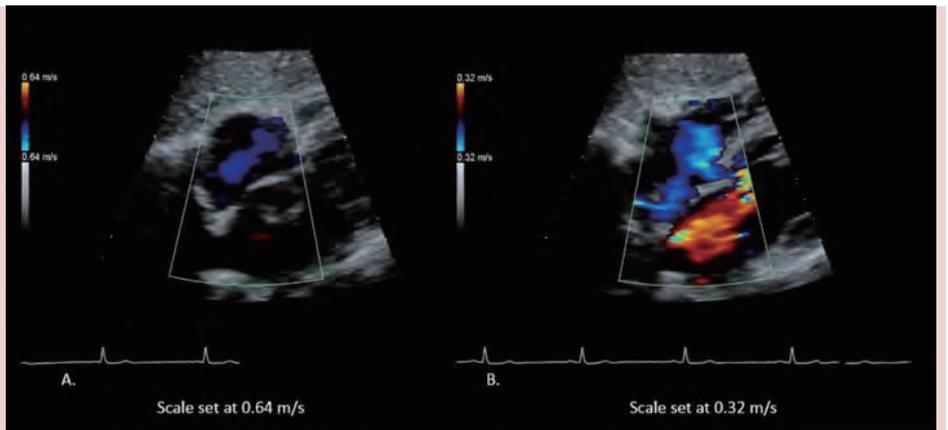
1.25a (see Video 34)

1.25b (see Video 35)

1.25c (see Video 36)

1.26 心房中隔を観察するときの低速度レンジ設定

図 1.26a では、この範囲の血流を評価するには速度レンジの設定が高すぎる。図 1.26b は、この付近の低速度の血流を観察するのに適した、低い速度レンジ設定である。(動画 37と 38)



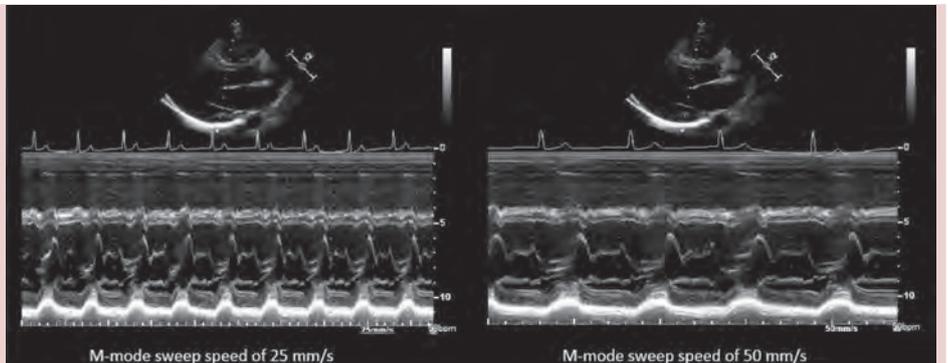
1.26a (see Video 37)

1.26b (see Video 38)

M-mode parameter and function

1.27 スイープ速度

Mモード表示画面の水平軸に何心拍分を表示するかを調整する。1.26a はスイープ速度が25 cm/秒であり、1.26b はスイープ速度50 cm/秒である。



1.27a

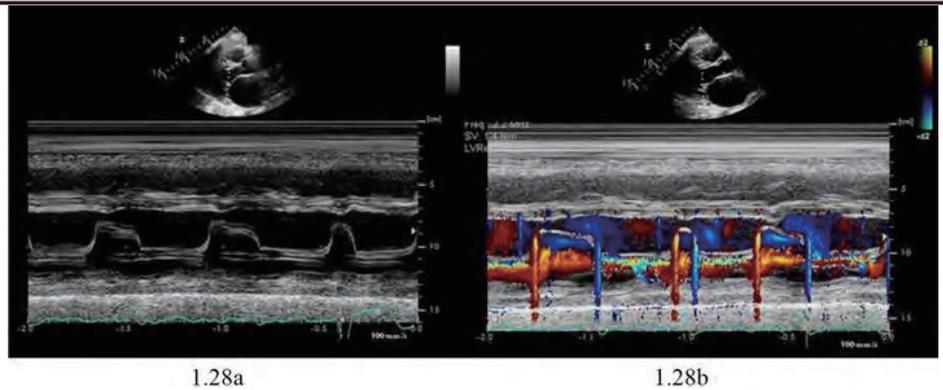
1.27b

(続く)

表1 (つづき)

1.28 カラー M モード法

カラー M モード法は事象のタイミングを知るのに役立つ。図 1.28a は僧帽弁狭窄の M モード図を示す。図 1.28b はそのカラー M モード図であり、拡張期に狭窄した僧帽弁を通過する血流、収縮期に僧帽弁逆流の乱流が表示されている。



1.28a

1.28b

For Videos 1 to 38, see www.onlinejase.com.

青のカラーマップとして表示するように設定されている。各方向における速度の範囲は、使用している周波数とナイキスト限界を表している。通常、レンジ設定は 50~70 cm/秒である。流速を区別するために、マップには一連の色調または強度で流速が表示され、暗い色調は低流速を示し、明るい色調は最高流速を示す（例えば、深い赤から明るい黄色まで）。層流は、速度が比較的均一であるため、純粋な色として表示される傾向がある。乱流は、カラーマップ内の全ての流速成分が比較的ランダムに混ざり合っており、多色のモザイクとして表示される。また、カラーマップには検者が緑と黄の濃淡をマップに追加する設定を選択できる機能があり、流速の分散を強調して、乱流と層流を区別するのに役立つ。各メーカーには基本的な赤/青のマップと独自のマップセットがある。検査室においては、すべての診断装置で一貫したマップを選択しておくべきである（表 1.23a と 1.23b）。

4. カラー Doppler 速度レンジ

カラー Doppler 法の速度レンジの最適化は、カラーフロージェットの検出に影響する重要な特性である。速度レンジの設定は、カラーマップ上で数値（通常は cm/秒）として表示される。この数値は、カラーマップに表示される平均速度の範囲を表している。速度レンジを高速範囲に設定することで、エイリアシングのないカラーフローデータを表示する（表 1.24a と 1.24b）。これは、正常な弁や血管を通る層流の場合に特に当てはまる。デフォルトとして、すべてのルーチンのカラー Doppler 観察では、カラーフロー速度レンジ（ナイキスト限界）を各方向 50~70 cm/秒に設定することが推奨されている。これは、弁逆流の乱流ジェットを表示する上で特に重要である。表示される逆流ジェットのサイズは、いくつかの因子の影響を受けるが、その一つがナイキスト限界であり、同じ逆流量でもカラー速度レンジを低く設定すると高いカラー速度レンジ設定と比較してかなり大きく表示されてしまう（表 1.25a - 1.25c）。また、一度決めた設定を変更せずに使用することは、慢性弁膜症患者における縦断的な検査の再現性を高める。もう一つの重要な因子として、すべての検査で血圧を記録および記載することがあげられる。なぜなら、表示されるジェットサイズもまた逆流孔を通過する駆動力に比例して影響を受けるからである。

関心領域内の血流全てが低流速である場合に、速度レンジを高く設定してしまうと、実際とは全く異なる結果が得られる可能性がある。このような状況下では、ほとんどの流速がカラー速度レンジのベースライン付近の“暗い”低流速の狭

い帯域内に収まってしまうため、カラーボックス内に Doppler 信号が表示されないことがある。ナイキスト限界を下げると、システムはカラー表示の範囲全体を使用して、より明るい色調で低速度を表示するようになる。心房内（表 1.26a と 1.26b）や肺静脈などの速度が低い血流を評価する場合は約 30 cm/秒のナイキスト限界に設定すると良い。グレースケール画像やスペクトル Doppler と同様に、超音波診断システムの中には、カラーフロー Doppler 設定の自動最適化機能を提供しているものがある。この機能によりカラー Doppler 速度レンジとゲインの自動調整が可能になり、カラーフロー Doppler 画像を迅速に最適化することができる。検者はこの機能の特性を理解した上で、複数の設定を最適に使い分けるべきである。

D. M モード法

他のモードと同様に、M モード法にも画像を最適化するために検者が調整できるパラメータがある。最も重要なのは、全体的なゲイン、TGC、およびスイープ速度である。これら M モード法のパラメータは、Doppler 法や B モード法と同じように機能する。M モード法の利点は、高速で移動する構造物を優れた時間分解能で良好に描出する。したがって、100~200 mm/秒の速いスイープ速度を使用すると、最も正確な時間指標の計測を行うことができる。複数心拍の観察を必要とするような状況では、低速のスイープ速度を使用するのが有用である（表 1.27a と 1.27b）。特徴的な M モード法の運動パターンは、他のどのモダリティよりもその病態をよく表す。また、特定の構造物の心周期における動きのタイミングは M モード法で最もよく描出されることがある。

1. カラー M モード法

カラー M モード法は、カラー Doppler 画像と M モード図を統合したものである。血流の時間分解能を著しく向上させることによって、心周期内における特定のカラーフローイベントのタイミングを観察する際の補助として使用される。この技術が有用である例として、心周期における逆流ジェットのタイミングや左室流入血流伝播速度の評価がある（表 1.28a と 1.28b）。

2. ステアラブル M モード法

径の計測は、計測対象の構造に対して斜めに取得されると過大評価される。一部の患者（例えば上行大動脈となす角度が急峻な心臓）では、M モードカーソルを、壁や心腔に対して垂直に当てることができない場合がある。ステアラブル

Mモード法では、カーソルの一端が固定されておらず、Mモードカーソルを自由に回転させることができる。これにより、Mモードカーソルを計測対象である構造物に対して垂直に当てることができ、上行大動脈となす角度が急峻な心臓や軸を外した画像の患者におけるMモード計測の精度を向上する。画像は、2D画像の一部分を選択的に表示して描出されていることに注意されたい。したがって、時間分解能および距離分解能は2D画像のパラメータよりも優れておらず、直接得られたMモード画像よりもはるかに劣ってしまう。

E. 心電図のセットアップ

計測時相を決定するために、心エコー図検査を行う際には良質な心電図を取り込むことが重要である。デジタル画像の取得には良好な“R波”と“T波”が不可欠であり、これらの波が動画クリップを取得する際のトリガーとなるからである。心電図が不鮮明であると、トリガーが正しく行われなかったり、記録が不正確になったりする可能性がある。心エコー図検査では、3つの誘導電極が使用され、右腕、左腕、および左脚に貼り付ける。一般的に、右腕誘導は鎖骨下の右肩付近に、左腕誘導は左鎖骨下に、左脚誘導は肋骨下縁の左下に貼る。

キーポイント #2

装置の設定

断層法

グレースケールマップ：検査室で使用する装置、患者の要素、描出したい病態に最適なグレースケールマップを選択する。特別な状況でグレースケールマップを変更することに慣れておく。

ダイナミックレンジ：検査室で最初に決めた設定を変更せずに用いる。描出が困難な場合は低いレンジを使い、特別な病態を表示するために必要な場合には高いレンジを用いる。

送信周波数：ハーモニックイメージングが可能な広帯域の探触子を用いて、最適な透過性と画像品質を得る。まずは高周波数を用いて検査を始め、画像を最適化するために検査中に頻回に調節する。

視野角と深度：観察したい対象物が画面一杯に表示され、最大のフレームレートと最も良い方位分解能が得られるように視野角を調整する。この設定は、検査中にも頻回に調節を行い、可動性の構造物が最もよく観察できるようにズーム機能を併せて使用する。計測を行うときもズーム機能を用いたほうがよい。

ゲイン：検査を通じて、全体のゲインとTGCは頻回に調節を繰り返し、構造物の血液組織境界が最も鮮明になるよう努力する。

スペクトラルドブラ

速度レンジ：視野角の調整と同様に、血流信号が明瞭に表示されるように速度レンジを調整する。シグナルを大きく画面に表示するほうがより正確に計測できる。

スイープ速度：血流速波形の計測がしやすいようにスイープ速度を調節する。血流の持続時間、時間速度積分値、傾きを計測する場合には速いスイープ速度、呼吸性変動を観察する場合には遅いスイープ速度がよい。

サンプルボリューム：観察する対象に応じて、スペクトラムシグナルが最も鮮明に描出されるようにサンプルボリューム幅を調節する。

ゲイン：明瞭なモーダル速度が描出される滑らかな血流シグナルが得られるように調節する。オーバーゲインにはしない。モーダル速度の外側のかすかな、弱い信号は計測しないようにする。

組織ドブラ法：メーカーが推奨するプリセットに設定し、適切な出力の設定を用いて、適切なドブラ波形を得る。

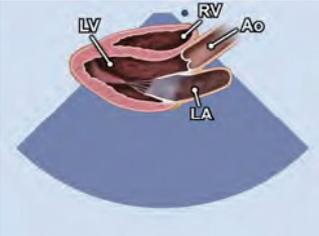
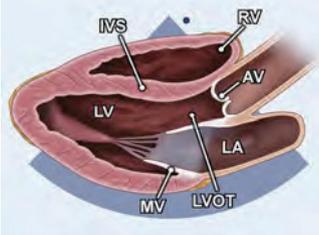
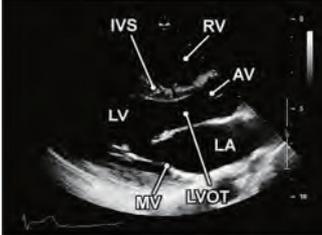
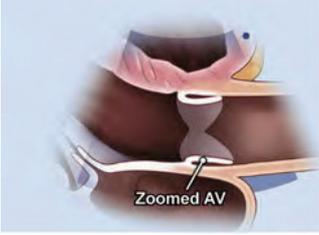
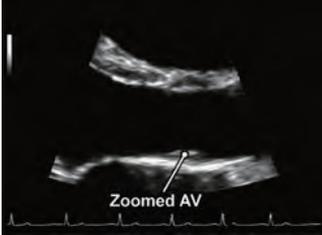
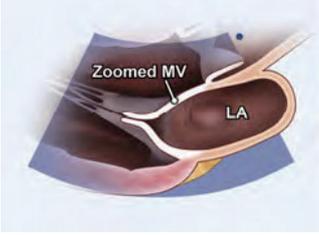
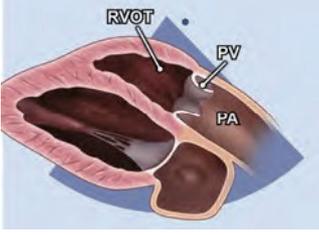
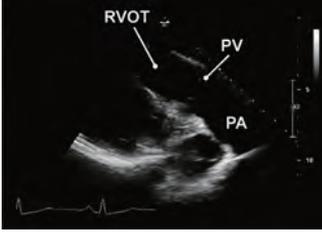
カラードブラ法

視野角：最初に断層法の視野角を設定し、評価したい血流情報の表示に最適なカラードブラROIサイズを調節する。適切なフレームレートと速度レンジが得られるように、ROIはできるだけ小さく、浅く設定する。

カラーゲイン：心腔内にノイズが出ないような最大のカラーゲインに設定する。評価したい血流が大きく表示されるように、カラーゲインは検査中に頻回に調節する。

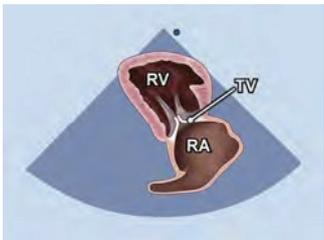
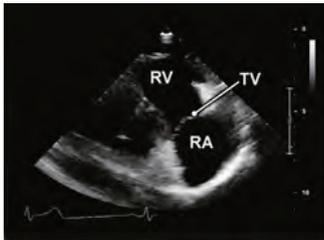
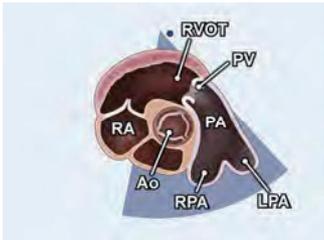
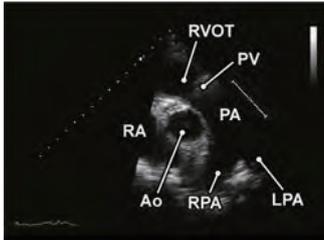
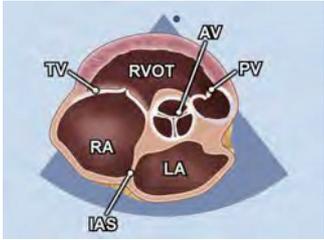
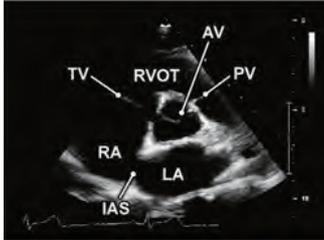
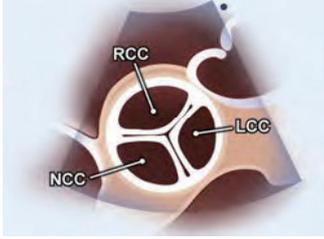
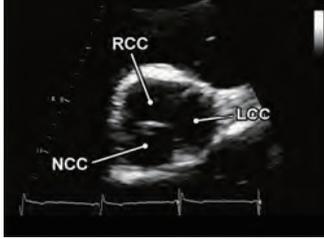
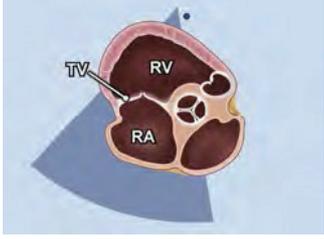
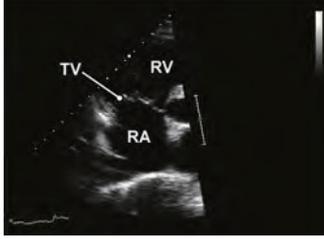
カラーマップ：各検査室で決めた標準カラーマップ（速度レンジは50~70 cm/秒）を選択する。これにより、検査の条件が統一され、同一患者の経時的変化の評価にもよい。低速の血流を観察する場合には、カラーの速度レンジを下げると血流が表示される。

表2 断層図と記録する画像のプロトコール

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	取得画像	観察する構造物
2.1 傍胸骨長軸断面（深い深度）（動画 39）			
		傍胸骨ウインドウ 傍胸骨長軸断面 傍胸骨左縁で 探触子を右肩の方へ向ける	心膜腔 胸腔
2.2 傍胸骨長軸断面（動画 40）			
		傍胸骨ウインドウ 傍胸骨長軸断面 傍胸骨左縁で 探触子を右肩に向け ビームを左室と垂直に入れる	LA MV LV LVOT AV IVS RV
2.3 傍胸骨長軸断面 大動脈弁拡大（動画 41）			
		傍胸骨ウインドウ 傍胸骨長軸断面で左室流出路，大動脈弁，上行大動脈を拡大 構造物がビームと垂直に描出されるよう 必要なら上位肋間から観察	AV
2.4 傍胸骨長軸断面 僧帽弁拡大（動画 42）			
		傍胸骨ウインドウ 傍胸骨長軸断面僧帽弁を拡大 僧帽弁両弁尖，近位部腱索，弁輪の動きがカバーされるように	MV LA
2.5 傍胸骨右室流出路断面（動画 43）			
		傍胸骨ウインドウ 傍胸骨長軸断面 探触子を右室流出路へチルト+回転操作	RVOT PV PA

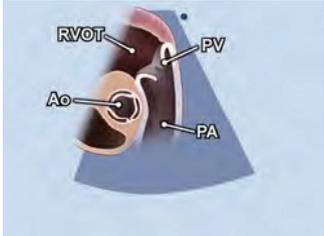
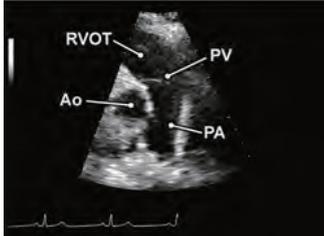
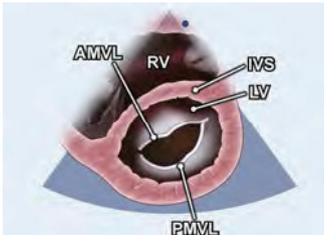
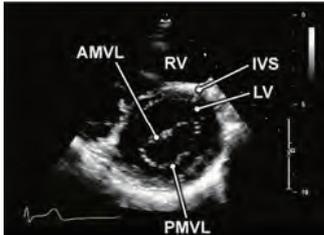
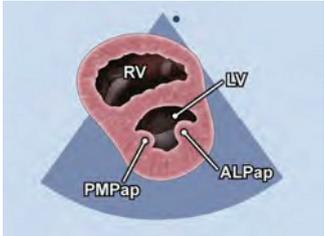
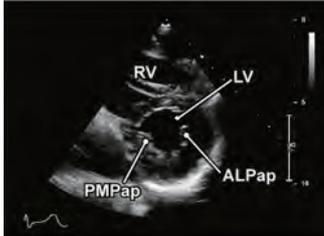
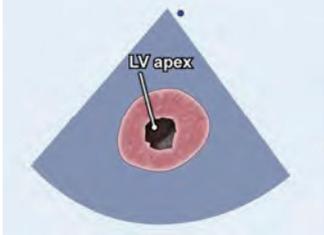
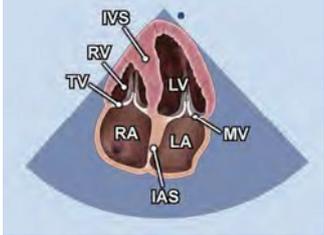
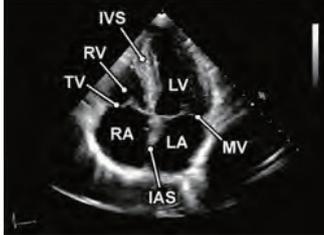
(続く)

表2 (つづき)

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	取得画像	観察する構造物
2.6 傍胸骨長軸断面			
		傍胸骨ウインドウ 傍胸骨長軸断面 下方へのチルト操作で 探触子を右腰の方へ向ける	RA TV RV
2.7 傍胸骨短軸断面 (両大血管レベル) 肺動脈弁に焦点 (動画 45)			
		傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 傍胸骨長軸断面から探触子を 90° 回転し 上方にチルト操作	Ao RA RVOT PV PA PA branches
2.8 傍胸骨短軸断面 (両大血管レベル) 大動脈弁に焦点 (動画 46)			
		傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 傍胸骨長軸断面から探触子を 90° 回転し 大動脈弁レベルの構造物を 同定	AV LA RA TV RVOT PV IAS
2.9 傍胸骨短軸断面 (両大血管レベル) 大動脈弁の拡大 (動画 47)			
		傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 大動脈弁を拡大し、すべて の弁尖を描出	NCC RCC LCC
2.10a 傍胸骨短軸断面 (両大血管レベル) 三尖弁に焦点 (動画 48)			
		傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 三尖弁に焦点	RA TV RV

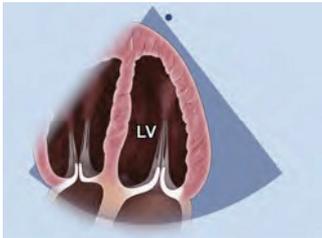
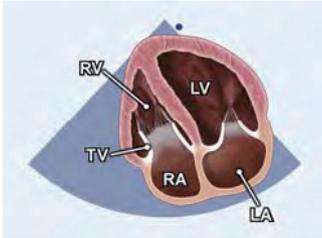
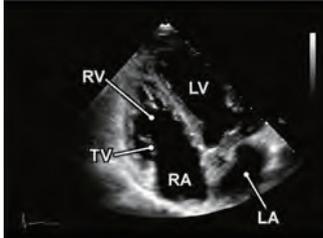
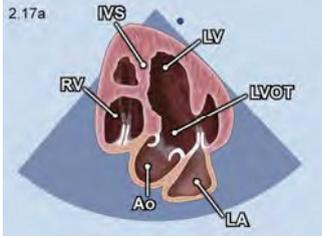
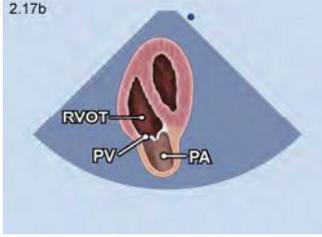
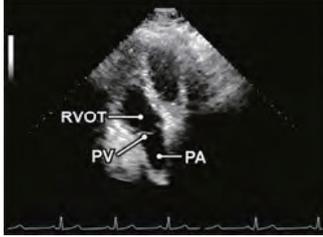
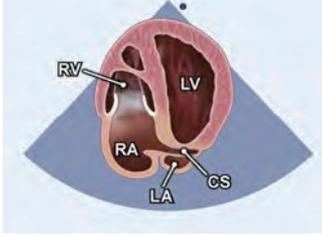
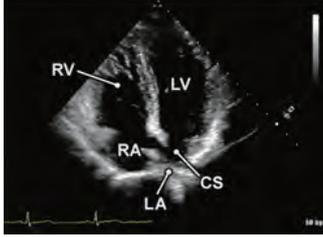
(続く)

表2 (つづき)

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	取得画像	観察する構造物	
2.10b 傍胸骨短軸断面 (肺動脈弁と肺動脈) (動画 49)			傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 肺動脈弁と肺動脈に焦点	RVOT PV PA Ao
2.11 傍胸骨短軸断面 (僧帽弁レベル) (動画 50)			傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 大血管レベルから下方にチルト操作	RV IVS AMVL PMVL LV
2.12 傍胸骨短軸断面 (乳頭筋レベル) (動画 51)			傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 僧帽弁レベルから下方にチルト操作	RV IVS PMPap ALPap LV
2.13 傍胸骨短軸断面 (心尖部レベル) (動画 52)			傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 乳頭筋レベルから下方にチルト操作	LV apex
2.14 心尖部四腔断面 (動画 53)			心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面 患者の左側に探触子を移動, 心尖拍動を触知, ベッドと平行な向きに合わせる	LA MV LV IVS RV TV RA IAS

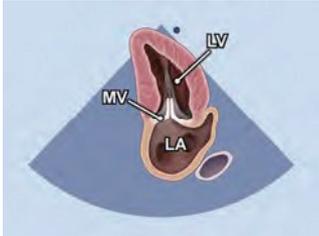
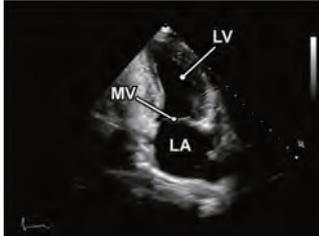
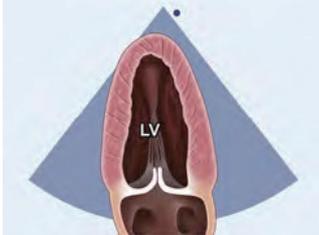
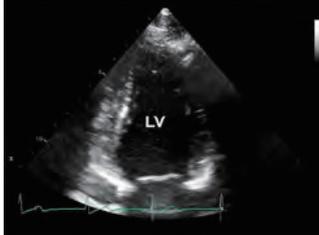
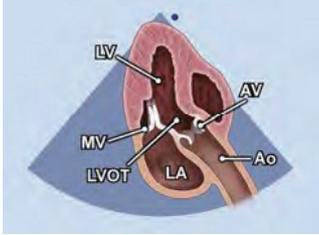
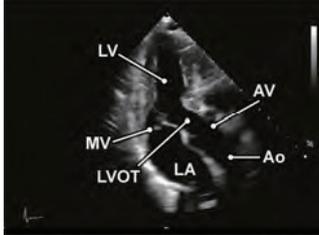
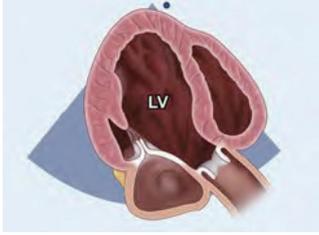
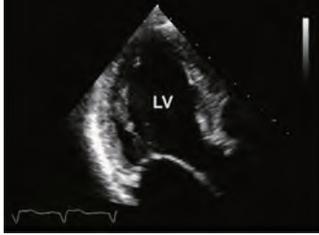
(続く)

表2 (つづき)

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	取得画像	観察する構造物	
2.15 心尖部四腔断面, 左室ズーム (動画 54)			心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面 左室だけになるよう視野深度の設定を調整	LV
2.16 右室焦点心尖部四腔断面 (動画 55)			心尖部ウインドウ 右室焦点心尖部四腔断面 右室の面積と横径が最大になるよう 探触子を回転	RA TV RV LA LV
2.17 心尖部五腔断面 (動画 56と 57)				
2.17a			心尖部ウインドウ 五腔断面 心尖部四腔断面からビームが前方に向くよう 探触子をチルト操作して左室流出路を出す	LA MV LV IVS LVOT RA RV
2.17b			心尖部ウインドウ 五腔断面 五腔断面からさらに前方にチルト操作を加え 右室流出路, 肺動脈弁, 肺動脈を描出する	RVOT PV PA
2.18 四腔断面後方アングル (動画 58)			心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面からビームが後方に向くよう 探触子をチルト操作して冠静脈洞を出す	CS RA RV LV LA

(続く)

表2 (つづき)

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	取得画像	観察する構造物
2.19 心尖部二腔断面 (動画 59)			
		心尖部ウインドウ 二腔断面 四腔断面から探触子を60度反時計回りに回転させて二腔断面を描出	LV MV LA
2.20 心尖部二腔断面, 左室ズーム (動画 60)			
		心尖部ウインドウ 二腔断面 左室だけになるよう視野深度を調節	LV MV LA
2.21 心尖部長軸断面 (動画 61)			
		心尖部ウインドウ 三腔断面 二腔断面から探触子を60度反時計回転させ三腔断面を描出	LV MV LA
2.22 心尖部長軸断面, 左室ズーム (動画 62)			
		心尖部ウインドウ 三腔断面 左室だけになるよう視野深度を調節	LV MV LA

(続く)

IV. 断層法のプロトコール

この章では心エコー図検査における2D画像の基本断面の一連の流れについて概説する。心エコー図検査におけるドブラ法の検査方法と計測方法については次章で概説する。これらの章の後に、心エコー図検査を完璧に実施するための順序についてまとめて説明する。検査室では標準的な画像取得手順を決めておくべきである。臨床状況により必要とするループ数は異なるが、心臓の解剖と機能を正確に表す断面ごとに適切なループ数を取得することが重要である。さらに、計測のための動画記録方法も標準化することを推奨する。複数の計測項目を要する機能評価は常に同一心拍で行う(例、駆出率算出のための拡張期容積や収縮期容積)。計測は記録動画で行い、別の静止画として保存する。これにより、各測定値がどのように取得されたかを完全に理解でき、必要に応じて検査完了後に再測定ができる。

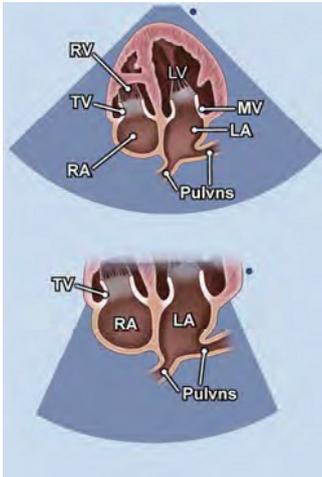
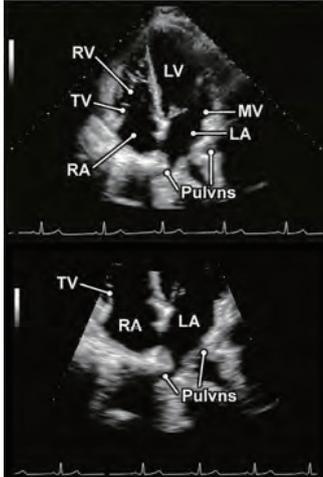
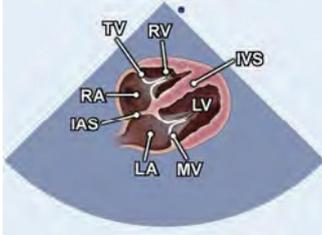
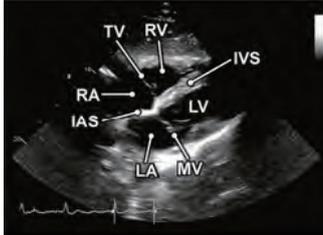
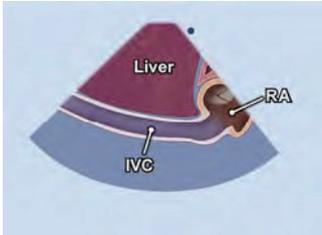
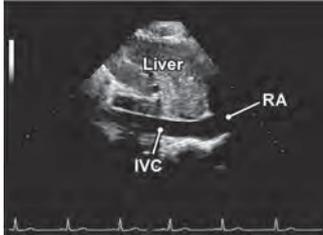
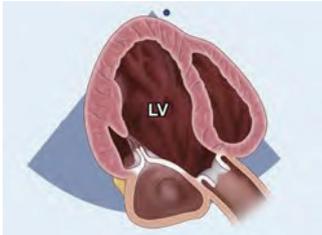
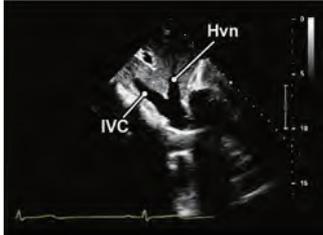
A. 傍胸骨長軸断面

患者を左側臥位にして検査を始める。胸骨左縁第3、4肋間に探触子を置き、探触子のインデックスマーカを患者の右肩方向、およそ9~10時方向に向ける。可能であれば、視野内の超音波ビームと左室が垂直になるように描出する。左室を比較的水平的に描出できなければ、探触子より上位の肋間に移動するか、患者の左側臥位をより深くする。大多数の患者で傍胸骨長軸断面では心尖部は見えない。“偽りの心尖部”や長軸径が短い左室とならないように、探触子の回転操作、チルト操作、アングル操作を行って左室を最も長く描出する。

1. 傍胸骨長軸断面：左室

最適な傍胸骨長軸断面を描出して、胸水や心膜液などの左室後壁後方の異常所見を観察できるように画像深度を深くする(表2.1)。この“スカウトビュー”が最初の動画取得となる。次の動画は、傍胸骨長軸断面全体が視野内に適切に納まるように、左室後壁の心膜から約1cm後方まで深度を浅くした後に取得する。この動画を大動脈弁の2、3枚の弁尖

表 2 (つづき)

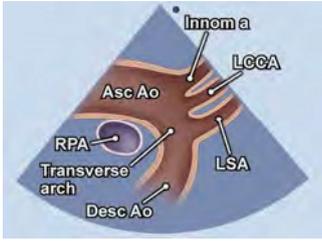
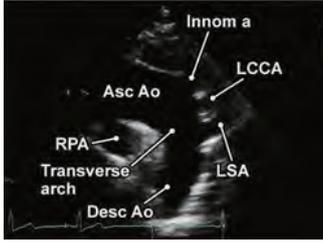
解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	取得画像	観察する構造物
2.23 心尖部四腔断面, 肺静脈 (動画 63と 64)			
		心尖部ウインドウ 四腔断面 左房と肺静脈に焦点を当てて画像を調節	Pulvns LA MV LV RA TV RV
2.24 心窩部四腔断面 (動画 65)			
		心窩部ウインドウ 四腔断面 患者を仰臥位にして、探触子を心窩部におきインデックスマーカーを患者の左肩に向ける 吸気をさせる	LV MV RV TV IAS IVS RA LA
2.25 心窩部下大静脈長軸断面 (動画 66)			
		心窩部ウインドウ 下大静脈断面 患者の体に対して長軸	Long axis IVC
2.26 心窩部断面, 肝静脈 (動画 67)			
		心窩部ウインドウ 下大静脈断面から少し右方にアングル操作, 前方にロック操作	IVC and Hvn

(続く)

や僧帽弁の両弁尖の動きが分かるように配置する (表 2.2)。次に、大動脈弁や左室流出路を適切に観察できるようにズーム機能を使う。左室流出路と大動脈の至適長軸は左室長軸とは異なることが多く、左室流出路や大動脈を最適に描出するために長軸断面を描出し直す必要がある。左室流出路や大動脈の径計測のために弁の動きや画質には特に注意を払うべきである。ST 接合部の方向に探触子をスライド操作して動画を取得する (表 2.3)。動画をフリーズした後大動脈弁閉鎖時相までトラックボールでスクロールし、閉鎖弁、ST 接合部、バルサルバ洞、上行大動脈に注意を払い、画質が計

測に適していることを確認する。必要なら、探触子を1、2肋間ほど上位に置くか、上行大動脈がより良く見えるように体位を調節する。この画像を得るには患者に呼気末期に息止めしてもらおうと良い。大動脈基部から数 cm が見えるようにする。次に拡大範囲の ROI を僧帽弁に移動して、前尖と後尖の動きを表示する。また、左房と左室流入部を適切に表示できるように ROI を設定する。これが傍胸骨長軸断面での最後の動画保存となる。(表 2.4)

表2 (つづき)

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	取得画像	観察する構造物
2.27 胸骨上窩、大動脈弓 (動画 68)			
		胸骨上窩ウインドウ 大動脈弓断面 探触子のインデックスマーカーを 12時方向から左肩に回転(1 時)し、 右乳頭と左肩甲骨を通る断 面になるよう アングル操作を行う。	Asc Ao Transverse arch Desc Ao Innom a LCCA LSA

For Videos 39 to 68, see www.onlinejase.com.

2. 右室流出路断面

右室流出路断面では肺動脈弁と右室流出路を描出する。この断面を得るには、傍胸骨長軸断面から探触子を前方に傾けて時計方向へわずかに回転する。この断面では、右室流出路、肺動脈弁の弁尖2枚、肺動脈主幹部を含む心臓構造が観察でき、時に肺動脈分岐部を観察できる。この断面の動画を記録する(表2.5)。

3. 右室流入路断面

右室流入路断面は探触子を患者の右腰に向けるように下方へ傾けると描出できる。三尖弁の前尖と2つ目の弁尖を適切に描出するには探触子を反時計方向に回転する。この断面で描出される2つ目の弁尖は、心室中隔が見えれば中隔尖であり、心室中隔が見えなければ後尖であるというように、切り出す断面によって異なる。三尖弁が視野内の中央に位置し、右室の大部分が視野の上部に位置する。視野内の右上側が右室前壁であり、左側が下壁である。右房やユースタキアン弁、ユースタキアン稜(Eustachian ridge)、冠静脈洞、下大静脈中枢側が視野内の下部にある。この断面の動画を記録する(表2.6)。

B. 傍胸骨短軸断面

傍胸骨短軸断面は、超音波ビームを左室長軸に対して垂直に当てたまま探触子を傍胸骨長軸断面から90°時計回転すると得られる。初めは探触子を上方に傾けてから徐々に下方へ傾けながら複数の断面を描出する。最初の断面は大血管(大動脈と肺動脈)レベルである。この断面で、大動脈弁より上方の大動脈の短軸断面が見え、右室流出路、肺動脈弁、肺動脈主幹部、左右肺動脈分岐部が見える。探触子を1肋間上げることによって画質改善し、構造物が良く見えるようになるかもしれない。このレベルで動画を記録する(表2.7)。

探触子を下方に傾けると、視野内の右から左へ順に肺動脈弁、大動脈弁(3尖すべて)、三尖弁が描出される。初めに大きな視野の画面で記録して、大動脈弁直下の左房、心房中隔、右房への移行を表示する。視野の右側に左心耳が観察できる患者もいる。視野上部では、右室の流入路から流出路への移行を表示するように留意する(表2.8)。視野角の調整やズーム機能を用いて各弁を観察する。大動脈弁を拡大した動画を記録して弁尖の数と可動性を示す(表2.9)。このレベルで、さらに細かく操作することで、左冠尖のある3~5時方向で左冠動脈起始部を描出できる。続けて探触子を右冠尖の方に動かすと、11時方向に右冠動脈起始部を描出できる。冠動脈起始部の描出はルーチン検査ではない。さまざま

な臨床的必要性を考慮して、冠動脈起始部の描出をルーチンに含めることについて心エコー室ごとに方針を決めておくべきである。次に、三尖弁の弁尖の解剖と可動性を示すために視野を調整する。また、右房全体、右室流入路、高位中隔も描出する。このレベルでは複数の動画が必要となる(表2.10a)。三尖弁を観察した後に、右室流出路や肺動脈弁の方に探触子を向けて動画を取得する(表2.10b)。

大血管レベルから、探触子を心尖部方向へ下方やや左側に傾けて、僧帽弁レベルで止める。この断面で、僧帽弁の前尖と後尖がともに最大に動いているのが明瞭となる。右室は視野内の左上で三日月形に見える。左室の前壁、側壁、下壁も見え、自由壁が明瞭に描出されるように設定を調整する。僧帽弁と右室を示す動画を記録する(表2.11)。

続いて、僧帽弁の弁尖端直下の乳頭筋レベルまで探触子を傾ける。左室は正円に見え、乳頭筋は腱索のように揺れ動かない。ここがほぼ左室中間部であり、全体的かつ局所的な左室機能を判定するのに特に重要な断面である。心筋の動きと壁厚増加を適切に示せるように注意深く画像設定を調整する。右室は視野内の前方内側に見え続ける。このレベルでは少なくとも2つの動画を記録する(表2.12)。

最後に、傍胸骨短軸断面の動画を心尖部で記録する。心尖部が最もよく見えるように、探触子を1、2肋間ほど外側方向に傾けるかスライドさせる必要がある。ほとんどの場合で視野内に右室は映らない(表2.13)。

C. 心尖部断面

傍胸骨短軸断面を終えたら、次は心尖部断面を観察する。ほとんどの人が左胸心であり、通常、心尖部の位置は左胸部腋窩中線上で心臓の拍動が最も強く触れる場所の付近で見つかる。開始するには第5肋間が良いが、検査中に使える心尖部ウインドウが1カ所以上あることがしばしばある。軸という用語は、心臓の長軸を最大化にする方向で、心尖部、房室弁、および心房を通る超音波の理想的な描写に使用されてきた。この断面はすべての患者で描出可能であり、最適な画質を得られる。ただし、超音波の送信は肋骨に限定されるため、これが常に当てはまるとは限らない。心臓の病状による心臓の構造の変化や胸腔の構造の変化も、理想的な断面を不可能にする可能性がある。心尖部断面の最適な位置に探触子を配置するには、心尖部をより露出できるような特殊なエコーベッドを強く勧める。検査全体を通して、患者の位置を変えることで、さまざまな心尖部断面の画質が向上する。一般的に、正常な心臓の心尖部断面では、左房基部から左室心尖部までの長軸を、左室が約2/3と左房が1/3で構成する。

これは、左室を短縮して描出していないことを知るのに役立つ。さらに、左室は心尖部で楕円形に先細りしているはずである。心室を短縮して描出していると、心尖部は丸みを帯びて見える。

1. 心尖部四腔断面

心尖部断面で最初に取得するのは心尖部四腔断面である。この断面を取得するには、心尖拍動が触れる場所に探触子を当ててインデックスマーカーをベッドに向ける。この断層図は4つの心腔すべてを表示するのに最適であり、左側の構造物は視野の右側に表示され、視野の左側に右側の構造物が表示される。正常な心臓では、左室心尖部は視野の上部中央にあるが、右室は三角形で面積はかなり小さい。心尖部から房室弁に至るまでの心筋が同じに厚みで観察され、右室心尖部近辺には調節帯が観察できる。僧帽弁の弁尖2枚と三尖弁の弁尖2枚（中隔尖と後尖あるいは前尖）が可動していることも確認できる。心腔サイズと心筋の動きが評価できるように各腔の自由壁と中隔を描出する。呼吸中にこの断面を観察することで、心室間相互依存性、中隔運動の異常、心房中隔の瘤様運動を評価できる。最初の動画では、心腔全体のサイズを視野に入れるために心房の全体像を含む四腔すべてを含む全体像を撮像する（表 2.14）。局所壁運動の定量と観察を容易にするため、心室だけを観察できるように観察画面を小さくする。この小さな観察サイズは、長軸方向ストレインイメージングや三次元容積の取得の際にも推奨される。断層図の追加動画や応用イメージング用の追加動画をこの拡大レベルで1、2枚記録する（表 2.15）。

2. 右室焦点四腔断面

右室焦点断面を取得するには最初に心尖部四腔断面を取得する必要がある。続いて、探触子を心尖部に当てたままわずかに反時計回りに回転させて、右室面積が最大となるようにする。断面は左室中央に維持する必要がある、前方に傾いて五腔断面とならないようにする。描出される右室面積が最大となるように微調整を行う。この断面は、右室の長軸運動および面積の定量のために推奨される。探触子を右心に向かって傾けたり、上位肋間のより内側にスライドしたりして、探触子の位置を代えることが必要となる症例がある。三尖弁輪収縮期移動距離（TAPSE）や速度計測のためには、三尖弁輪が動く方向に合わせるように操作する。TAPSE計測のために三尖弁輪を拡大することを勧める。ストレイン法を使用する検査室では、これらの断面が右室長軸ストレインには最適である。これらの断面において少なくとも2つの動画を記録することを推奨する（表 2.16）。

3. 心尖部五腔断面

心尖部四腔断面から、左室流出路、大動脈弁、近位上行大動脈が見えるようになるまで超音波ビームを前方に傾けることにより心尖部五腔断面は得られる。この断面での観察は、左室流出路、大動脈弁、僧帽弁に注目する。この断面の動画を記録すべきである。この断面で大動脈流出路の先を見ると、上大静脈（SVC）が右房に入るのが見えるかもしれない。探触子を前方に傾け続けると、右室流出路や肺動脈弁が描出される場合がある。この右室流出路断面はルーチンの検査項目ではない（表 2.17a と 2.17b）。

4. 冠静脈洞断面

心尖部四腔断面から探触子を後方に傾けると、冠静脈洞が描出され、左室と左房の間の僧帽弁と置き換わるように管状構造が現れる。冠静脈洞は三尖弁の中隔尖と右房の接合部付

近に開口する。膜様構造であるテベシアン弁が冠静脈洞の右房開口部にあるかもしれない。この断面では、ユースタキアン弁が右房内に描出され、下大静脈も描出される場合がある。（表 2.18）

5. 二腔断面

心尖部四腔断面から探触子を反時計回りに約 60° 回転させて、心尖部二腔断面（A2C）を描出する。この断面では、左房、僧帽弁、左室が描出される。房室間溝を走行する冠静脈洞の短軸も観察できる。視野の右側に左心耳と左上肺静脈が描出されるかもしれない。この断面の動画を2つ記録する。1つは左室と左房の全体を描出した広い視野の画像（表 2.19）で、もう1つは左室のみを表示する狭い視野の画像（表 2.20）である。

6. 心尖部長軸（三腔）断面

一般に心尖部三腔断面と呼ばれる心尖部長軸断面を描出するには、心尖部二腔断面から探触子を反時計回りに 60° 回転する。心尖部長軸断面では、左心房、僧帽弁、左室、大動脈弁、大動脈が描出される。心尖部二腔断面と同様に、動画を2つ記録する。1つは心尖部から左房深部までの広い視野の画像（表 2.21）で、もう1つは左室に焦点を合わせた画像（表 2.22）である。

7. 心尖部四腔および二腔断面：左房と肺静脈

標準の心尖部四腔断面から心房を最適に描出するには、心房の 2 cm 後方が見えるように視野深度を深くする。こうすることで、心房に開口する肺静脈を描出できる（表 2.23）。さらに、房室弁レベルあるいは心房直下に焦点を当てると（利用可能な場合）、解剖学的構造が最も明確に描出される。全体的なゲインや TGC は、断層画像が最適となるように調整する。動画で左房に開口する左上肺静脈を記録する。

多くの場合、左房が最大となる画像は最適な左室画像と同じ断面ではない。左房の至適断面を得るには、左房腔基部の幅が最大となるように探触子を当ててから、左房腔を過小評価しないように左房長軸径が最大となるように調整する。この断面を記録して左房を定量する。同様に、右房の定量に使用される右房の最適な断面を得るために探触子を改めて調整する。定量のための動画を記録する必要がある。

心尖部二腔断面に戻り、左房の二腔断面で最適なデータを得るためにこの工程を繰り返す。心尖部二腔断面の左房長軸径が、心尖部四腔断面での計測値と比べて 5mm 以内になるのが適切である。

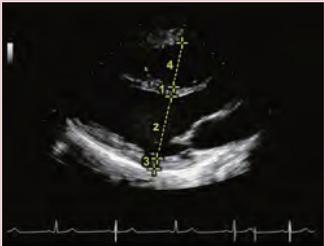
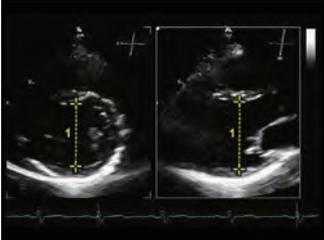
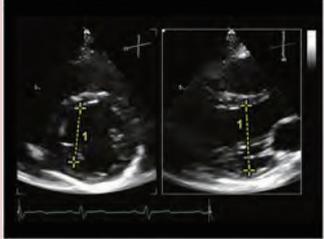
D. 心窩部ウィンドウと心窩部断面

心窩部断面は、心臓、心膜、右室自由壁の厚さ、腹部大血管（下大静脈と上大静脈、肝静脈 [Hvns] と腹部大動脈）を評価するために使用される。傍胸骨断面の画像が最適ではない場合に、心臓を描出するのに有用である。心窩部断面は、患者が腹筋を弛緩させて仰向けに寝ている状態で記録する。患者に膝を曲げさせると、腹筋が弛緩して画像を記録しやすくなる。吸気した状態で記録すると画像をさらに改善することができる。

1. 心窩部四腔断面

心窩部断面は、患者の腹部の胸郭との接合部（剣状突起）に探触子を当て、インデックスマーカーを患者の左側およそ 3時の方向に向けることから始まる。患者の左肩に探触子に向け、心臓を四腔断面で描出する。この画像から、右房、三尖弁、左房、僧帽弁、左室、心房中隔、心室中隔を観察でき

表3 断層図による直線的計測

断面	断層図による直線的計測	計測項目
<p>3.1 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨左室長軸断面</p>		<ol style="list-style-type: none"> 1. 拡張末期心室中隔厚 2. 拡張末期左室径 3. 拡張末期左室後壁厚 4. 拡張末期右室径
<p>3.2a 傍胸骨ウインドウ 二断面表示</p>		<p>二断面表示は、計測ラインが垂直になっているか確認でき、正確な断層法での計測に役立つ</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 拡張末期左室径は 47 mm
<p>3.2b 傍胸骨ウインドウ 二断面表示：左室の中央軸からずれている</p>		<p>二断面表示で、左室の軸からずれた計測をしているのが分かる</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 拡張末期左室径は 44 mm で、3.2a で示す 47mm から 3 mm 小さくなった
<p>3.3 傍胸骨左室長軸断面</p>		<p>収縮末期左室径</p>
<p>3.4a 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨左室長軸断面 S 字状中隔</p>		<p>心室中隔の膨隆部からやや心尖部よりで計測</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 拡張末期左室径は 53 mm 2. 心室中隔厚は 7.0 mm
<p>3.4b 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨左室長軸断面 S 字状中隔</p>		<p>僧帽弁の弁尖先端レベルで、心室中隔膨隆部を含めて計測</p> <ol style="list-style-type: none"> 1. 拡張末期左室径は 38 mm 2. 心室中隔厚は 17 mm

(続く)

表3 (つづき)

断面	断層図による直線的計測	計測項目
3.5 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨左室長軸断面		1. 拡張末期右室流出路径
3.6 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨左室長軸断面		1. 左房径
3.7 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨左室長軸断面 大動脈弁輪拡大像		収縮中期で計測 1. 大動脈弁輪径
3.8 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨左室長軸断面 左室流出路拡大像		収縮中期で計測 1. 左室流出路径 2. 大動脈弁輪径
3.9 胸骨ウインドウ 傍胸骨左室長軸断面 大動脈弁と上行大動脈の拡大像		1. バルサルバ洞径 2. ST 接合部径
3.10 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨左室長軸断面 上行大動脈		1. 上行大動脈径

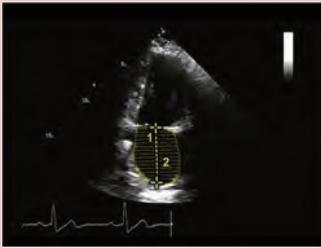
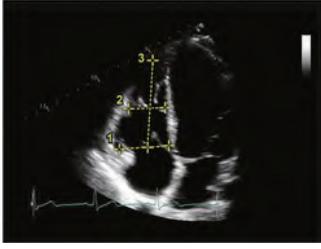
(続く)

表3 (つづき)

断面	断層図による直線的計測	計測項目
3.11 胸骨ウインドウ 傍胸骨左室短軸断面 大動脈弁レベル		1. 拡張末期右室流出路近位部径 2. 拡張末期右室流出路遠位部径 ラングらの許可を得て転載した画像 (2015) 2
3.12 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨左室短軸断面 両大血管レベル		1. 肺動脈主幹部径
3.13 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面と心尖部二腔断面 二断面ディスク法 (Biplane disk summation)		1. 左室拡張末期容積 2. 左室収縮末期容積 ラングらの許可を得て転載した画像 (2015) 2
3.14 心尖部ウインドウ 3D 計測例		1. 3D データセットから算出された左室駆出率
3.15 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面 心房容積		1. 左房長径 2. 左房断面積
		1. 右房長径 2. 右房断面積

(続く)

表3 (つづき)

断面	断層図による直線的計測	計測項目
3.16 心尖部ウインドウ 心尖部二腔断面 心房容積		1. 左房長径 2. 左房断面積
3.17 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面 右室焦点心尖部四腔断面		1. 右室基部径 2. 右室中間部径 3. 右室長径
3.18 心尖部ウインドウ 右室焦点心尖部四腔断面		1. 右室断面積
3.19 心窩部ウインドウ 下大静脈断面		1. 下大静脈径

る。超音波ビームが心房中隔や心室中隔に対して垂直なので、この断面は心房中隔や心室中隔の欠損、そして右室壁厚を評価するために特に重要である。動画を記録する(表2.24)。

2. 心窩部短軸断面

四腔断面から、探触子を反時計回りに約90度回転させると心臓の短軸断面になる。心臓の短軸断面を保ちつつ、探触子を患者の肝臓に向けて肝臓と下大静脈が描出される(表2.25)。ルーチン検査におけるこの断面の主な目的は、右房に向かう下大静脈長軸断面を数センチメートルほど描出することである。下大静脈長軸断面の呼吸周期を動画で記録する。この断面は、下大静脈径を計測し、呼吸中の径の変化(虚脱指数)を評価して中心静脈圧を推定するために使用される。下大静脈に流れ込む肝静脈もこの断面で描出され、動画を記録する(表2.26)。

E. 胸骨上窩長軸断面

頭を後屈できるように、肩の後ろに枕を置いて患者を仰臥位にする。患者の顔を左に向けると、探触子を胸骨上窩に置いて、インデックスマーカーを最初は12時方向に向け、左肩の方(1時方向)へ時計回りに徐々に回転させて、右乳首

と左肩甲骨先端を通る断面に向けて傾ける(表2.27)。描出される構造物は、大動脈(上行、弓部、下行)、腕頭動脈・左総頸動脈・左鎖骨下動脈の起始部である。右肺動脈は短軸断面で描出される。胸骨上窩断面で追加する画像は付記に掲載した。

V. 断層法の計測

A. 傍胸骨長軸断面

左室径は傍胸骨長軸断面で計測する。

1. 左室

僧帽弁閉鎖直後の最初のフレームで定義される拡張末期に左室壁厚と内腔を計測する。僧帽弁の動きが見えにくい場合は、心電図のR波のピークを拡張末期とする。最大径を計測するため、左室の中心軸を含む心腔を描出すべきである。すなわち、傍胸骨左室長軸断面に乳頭筋は描出されないはずである。心室中隔と後壁の内膜の境界に左室長軸に垂直となるようにキャリバーを置く(表3.1)。僧帽弁の弁尖直下のレベルで計測する。心室中隔、後壁は左室拡張末期径と同じ時相・同じレベルで計測する。心室中隔を計測する際は

右室の肉柱や調節帯、三尖弁の弁下組織を含まないように心筋のみを計測すべきである。心室中隔は右室腔と心室中隔の境界にキャリバーを置いて心室中隔と左室腔の境界までを計測する。後壁厚は、左室内腔と後壁の境界にキャリバーを置いて後壁と心膜の境界までを計測する。その際、僧帽弁の弁下組織を含まないように注意しなければならない(表 3.2a、3.2b)。後壁と弁尖・腱索を区別するために、シネルーブを1フレーム毎に動かす。左室収縮末期径は僧帽弁の弁尖先端のすぐ遠位部の位置で、拡張早期に僧帽弁が開く直前で心腔が最も小さくなる時相で計測する(表 3.3)。しかし、心室中隔基部のみが肥厚している場合(S字状中隔あるいは中隔の突出)は例外である。その場合の収縮期と拡張期の径は、心室中隔基部の肥厚部よりもやや心尖部側で計測すべきである。この場合にも左室の長軸に対して垂直になるように計測する必要がある(表 3.4)。

2. 近位部右室流出路径

近位部右室流出路径は、拡張末期傍胸骨長軸断面で計測する。右室前壁と右室腔の境界にキャリバーを置き、心室中隔と大動脈の接合部の境界までを計測する(表 3.5)。

3. 左房の前後径の計測

断層図による左房前後径の計測が望ましいが、Mモード法を用いてもよい。左房径は、leading edge to leading edge法(上縁から上縁までを計測する方法)を用いて収縮末期に計測する。断層法では、大動脈基部バルサルバ洞部から左房後壁の上縁に、左房の長軸に垂直となるようにキャリバーを引いて計測する(表 3.6)。Mモード法の場合は、大動脈バルサルバ洞のレベルで大動脈基部と左房に対して垂直になるようにカーソルを置く。大動脈バルサルバ洞後壁から左房後壁までをleading edge-to leading edge法で計測する(表 4.1)。

4. 左室流出路径と大動脈弁輪径

左室流出路径と大動脈弁輪径は、左室流出路と大動脈弁を含む傍胸骨長軸断面を拡大して計測する。大動脈弁の弁尖付着部(弁輪部)を描出して左室流出路の中心軸を出すように画像を調節する必要がある。大動脈弁輪径は収縮中期の弁の最大開放時に、右冠尖と無冠尖の内縁から内縁までを計測する(表 3.7)。左室流出路径は、同様にinner edge-to-inner edge法で、収縮中期に弁輪部から約3~10 mm左室寄りまでを計測する。心室中隔の緻密化層と僧帽弁の前尖までを計測する。この際、左室流出路のドプラ波形を記録するためにパルスドプラ法のサンプルボリュームを置く位置で計測すべきである(表 3.8)。

5. 上行大動脈

大動脈に関する計測は、傍胸骨長軸断面で行う。すべての計測は、leading edge-to-leading edge法で、拡張末期の血管最大径を大動脈に対して垂直に計測する。大動脈バルサルバ洞径は、バルサルバ洞の最大径を測る。ST-junction径は、バルサルバ洞の遠位部と上行大動脈の起始部が接合する部位で計測する(表 3.9)。上行大動脈は、バルサルバ洞より上方の最大血管径を計測する。上行大動脈を観察するには、探触子を胸骨に近づけ、高位の傍胸骨長軸像を描出する必要がある。場合によっては呼吸止めが必要になる(表 3.10)。

B. 傍胸骨短軸断面

1. 右室流出路

大動脈弁レベルの傍胸骨短軸断面で拡張末期に右室流出

路の近位部径と遠位部径を計測する。近位部右室流出路径は、右室前壁心筋と右室内腔の境界から大動脈基部の境界までを計測する。遠位部右室流出路径は、inner edge-to-inner edge法を用いて拡張末期に肺動脈弁直下で計測する(表 3.11)。

2. 肺動脈

主肺動脈は、inner-edge-to-inner edge法を用いて、肺動脈弁と肺動脈分岐部の中間部分を拡張末期に計測する(表 3.12)。

C. 心尖部断面

1. 左室容積

左室径から左室容積や駆出率を計算することは推奨されず、報告すべきではない。

a. 二断面ディスク法

断層法による容積計測法として二断面ディスク法を推奨する。心尖部断面は、フレームレートが最大となって心腔が明瞭に観察できるように、視野を狭くして左室、僧帽弁組織、左房の一部のみを表示させる。左室心尖部が視野の中央部にあり、心腔の長軸径が最も長くなるように描出する。左室容積は、緻密化心筋と非緻密化心筋の境界をトレースして計測する。これらの計測は心尖部四腔断面と二腔断面を用いて、それぞれの断面で容積が最大となる拡張末期と最小となる収縮末期で行う。乳頭筋や肉柱はトレースする際には省き、心腔の一部と見なす。トレースが終了すると、僧帽弁輪部レベルで左室の水平線が描画される。この水平線(僧帽弁輪部)の中心から心尖部の頂点までの垂直線が引かれ、ディスクの高さ(左室長軸長)が計算される。四腔断面と二腔断面でこの左室長軸長の差は10%未満にすべきである。左室容積と駆出率を計測するための半自動心内膜トレースのアルゴリズムが内蔵された超音波診断装置もある。データのクオリティが評価できるように、心内膜のトラッキングが心周期全体にわたって表示されるのが好ましい。トラッキングのエラーを手動で調整しなければならないことがある。評価者がこのデータの質を判断できるよう、常にトラッキングデータは残しておくべきである。また、二断面ディスク法のトレースに使用した動画データを保存しておく必要がある。心内膜の同定が難しい場合には、超音波造影剤の使用が強く推奨され、それを用いることでかなり定量化ができるようになる⁴(表 3.13)。

b. 三次元左室容積

可能であれば左室容積と機能評価に三次元法を用いることが、ディスク法より推奨されている。上記で説明したすべての技法は三次元法にも関連している。三次元ボリュームセットに心腔全体が入っていて、ボリュームレートができるだけ高くなるように、左室を描出することが重要である。容積測定用の半自動化アルゴリズムを提供しているエコー装置がある。良質な画像が取得できれば、エコーで計測した容積はリファレンス値とほぼ同等な値を示す。断層法と同様に、評価者が検査内容の質を判断するためにトラッキングと算出された容積の情報を残しておく必要がある(表 3.14)。今後、心エコー検査室には三次元データを処理し報告するための標準化されたワークフローを確立することが求められる。

2. 左房容積

前述のように、断層法では左室計測に用いる断面とは別に、左房容積を計測するための適切な断面を描出する必要がある。

ある。まず、収縮末期に容積が最大となるような断面を描出する。次に心尖部四腔断面と心尖部二腔断面で左房の心内膜の境界をトレースする。弁輪の端から対側の端まで左房をトレースする。この際、左心耳や肺静脈などはトレースに含まない。左房の長径は心尖部四腔断面と心尖部二腔断面の両方で測定する。長径は僧帽弁輪の中心から最も遠い左房上壁の内膜までを計測する。両断面における長径の差は、5 mm 以内にしなければならない。そうでなければ心尖部断面を描出しなおさないとけない。ほとんどのエコー装置では area-length 法とディスク法の両方を用いて左房容積が自動計算される。Area-length 法では、二腔断面と四腔断面から得られた長径のうち短い方の径から左房容積が計算される。ディスク法では長い方の径が用いられる。左房の形状に関する仮定が比較的少ないため、左房容積の計測にはディスク法を推奨する (表 3.15、3.16)。計測方法によって異なる容積が得られるため、検査室内で統一した方法を用いることが重要である。

3. 右室計測

右室焦点心尖部四腔断面において、三尖弁輪の中心から心尖部までを右室の拡張末期長軸径として計測する。最大短径 (基部径) は拡張末期における右室の基部 1/3 の中で最大の径、中部径は最大径の計測部位と心尖部との中間で計測する。中部径は、拡張末期の乳頭筋レベルで計測する (表 3.17)。

4. 右室面積

右室面積は、右室焦点心尖部四腔断面において三尖弁輪→心尖部→対側の三尖弁輪までを心筋の緻密化層と心腔の境界をトレースして計測する。拡張末期と収縮末期の右室面積を計測することで右室の面積変化率が算出できる。右室計測の際には乳頭筋、肉柱、調節帯を面積に含める。正確な計測を行うためには、適切な右室焦点の断面で右室全体を描出する必要がある (表 3.18)。

5. 右房容積

心尖部四腔断面で右房に特化した断面を描出する必要がある。収縮末期に右房の血液組織境界の外側を右心耳、上大静脈、下大静脈を除いて三尖弁輪までをトレースする。三尖弁輪の中心から右房上壁まで垂直に線を引いて径を測定する。右房容積は、一断面におけるディスク法を用いて計測する (表 3.15)。

D. 心窩部断面

1. 下大静脈

下大静脈径は仰臥位で、心窩部縦断面において計測する。下大静脈の右房入口部から 1~2 cm 近位部で計測する。下大静脈径は通常呼吸時の最大径を計測する。呼吸による下大静脈径の変化を観察する場合には長く記録を行う必要がある。中心静脈圧が正常な場合は、通常 IVC は 50% 以上虚脱する。そうでない場合や変化が乏しい場合には、患者に胸腔内圧のより大きな変化を促す急速な吸気「スニッフ」をさせ、下大静脈の動きをもう一度記録するべきである。この下大静脈径の呼吸性変動と下大静脈径を合わせて、右房圧を推定する。(表 3.19)

キーポイント #3

- 計測
- 左室径の計測は、傍胸骨長軸断面で行う。その際、視野の中央に左室を描出し、心臓の長軸と可能な限り垂直に計測する。
 - 常に、僧帽弁弁尖の先端直下で左室径を計測する。後壁に僧帽弁腱索や乳頭筋付属物を計測しないよう十分に注意する。同様に、心室中隔厚を計測する際には、右室の構造物を含めないようにする。
 - 心室中隔基部が突出している場合には、突出部のやや心尖部よりで径を計測する。
 - 左房の前後径は、バルサルバ洞から左房後壁に引いた線上で、M モード法か断層法を用いて計測する。M モード法より断層法での計測を推奨する。いずれの場合も、バルサルバ洞と左房後壁の同じ場所で計測する。
 - 左室流出路径と大動脈弁輪径は収縮期に計測する。左室流出路径は、心室中隔から僧帽弁前尖までの距離を、パルスドプラ法で血流計測をする際にサンプルボリュームを設定する大動脈弁直下のレベルで計測する。
 - 左房に特化して描出した心尖部四腔断面と二腔断面において計測した左房容積によって、左房サイズを評価することを推奨する。両断面における左房の上端から下端までの長径の差は 5 mm 以内とする。
 - 右室径は、右室焦点断面で計測することを推奨する。
 - ルーチンの径計測で M モード法を用いることは推奨されない。TAPSE や、下大静脈径の呼吸性変動、左室補助循環例における大動脈弁の可動性評価など特殊な状況では有用な手段である。
 - 左室容積と左室駆出率は、三次元法で計測するのが好ましい。ボリュームデータのサイズと深度は、最大のフレームレートが得られるように調節する。心周期に渡るトラッキングは、解析の結果として画面に表示され、後から閲覧や補正ができるのがよい。
 - 三次元計測ができない場合、左室容積と左室駆出率は二断面ディスク法を用いて計測することを推奨する。

VI. M モード法の計測

M モード法を用いて径を測ることは、ルーチンの定量法として推奨しない。執筆委員会では、時相に関連した特別な診断価値のある病態 (僧帽弁の運動、心室中隔や左室後壁の運動など) が存在する場合には、標準的な傍胸骨長軸断面で、僧帽弁、左室を記録することを勧める (表 4.2、4.3)。左房計測の項で示したように、左房の前後径の計測、そして、次に示す 2 つの計測については、今も使用している検査室があり、臨床研究のプロトコールに含まれていることもある。

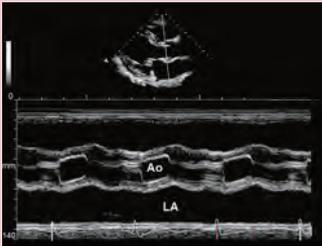
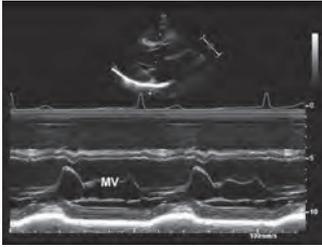
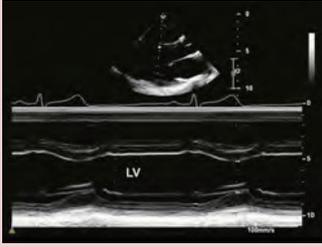
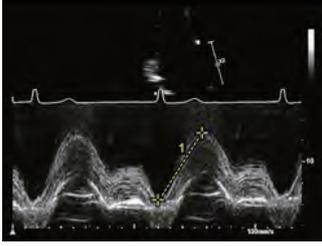
A. 三尖弁輪収縮期移動距離 (TAPSE)

TAPSE は、右室の長軸方向収縮能を反映する指標である。心尖部四腔断面で計測する。M モード法のカーソルは、外側三尖弁輪とできる限り垂直になるよう (三尖弁輪の運動とできる限り平行になるよう) に右室自由壁に沿って設定する。三尖弁輪の ROI は、ほかの構造物にかからない程度にできるだけ大きく設定する。拡張末期から収縮期にかけての弁輪の leading edge が移動した距離を計測する。(表 4.4)

B. 下大静脈径

下大静脈径とその虚脱指数は、心窩部ウインドウからの M モード法で計測する。M モードカーソルは、右房から約 1.0 から 2.0 cm 離れた下大静脈に設定して、平常呼吸時の下大静脈径を計測する。スニッフ時の下大静脈径を計測してもよい。虚脱指数は、得られた径の比を計算する。径を過大評価

表4 Mモード法

断面	Mモード図	観察する解剖
4.1 傍胸骨長軸断面		大動脈と左房のMモード図
4.2 傍胸骨長軸断面		僧帽弁のMモード図
4.3 傍胸骨長軸断面		左室のMモード図
4.4 心尖部四腔断面 右室焦点断面		三尖弁輪収縮移動距離
4.5 心窩部断面 IVC		下大静脈反応性 鼻すりすり法 (矢印)

Ao, Aorta.

しないように、Mモードカーソルは下大静脈と垂直になるように注意して設定する。吸気時に下大静脈が観察断面から外れて見えなくなってしまう場合には、スニッフ時の変化を短軸断面で観察することが有用である。(表4.5)

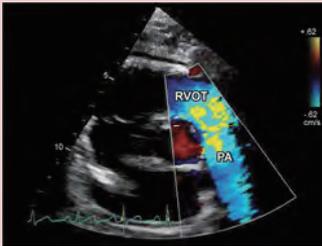
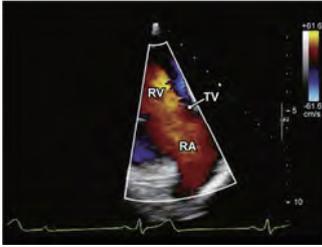
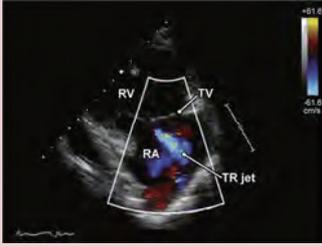
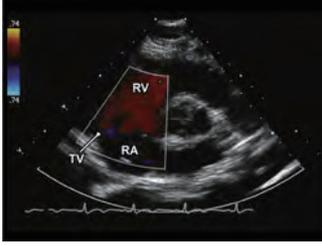
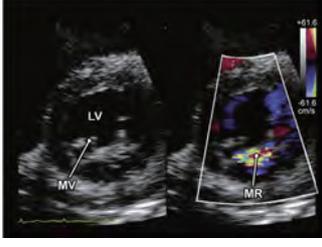
C. 大動脈弁

弁の開放や閉鎖のタイミングを観察するのに、大動脈弁のMモード図が有用なことがある。例えば、左室補助循環を施行している患者で、大動脈弁の開放の程度を計測するためにMモード法が用いられることがある。

VII. カラー Doppler 法

カラー Doppler 法は、あらゆるウインドウによるすべての断面で、断層像の取得に引き続いてルーチンで施行されている。つまり、単独の画像技術ではない。したがって、すべてのカラー Doppler 画像は、Mモード、2D、または3D画像と組み合わせて解釈しなければならない。まず解剖学的な画像を記録し、その直後にカラー Doppler 法を記録することが推奨される。ルーチンで正常の血流を記録する場合には、カラー Doppler 像を一断面で取得するだけで十分である。異常または遍在した血流シグナルを認める場合、その病因を十分に明らかにするために、複数の断面で観察し、スイープ操作を行い、

表5 カラードブラ法のプロトコール

断面	2D 経胸壁心エコー図	観察する構造物
5.1 傍胸骨ウインドウ (動画 69) 傍胸骨短軸断面 右室流出路		カラードブラ法 右室流出路、肺動脈
5.2 傍胸骨ウインドウ (動画 70) 傍胸骨長軸断面 右室流入部		カラードブラ法 三尖弁、右房、右室
5.3 傍胸骨ウインドウ (動画 71) 傍胸骨長軸断面 TR を伴う右室流入部		カラードブラ法 三尖弁、三尖弁逆流、右房、右室
5.4 傍胸骨ウインドウ (動画 72) 傍胸骨短軸断面 (両大血管レベル) 三尖弁と右室流入部		カラードブラ法 三尖弁、右房、右室
5.5 傍胸骨ウインドウ (動画 73) 傍胸骨長軸断面 僧帽弁拡大像		カラードブラ法 僧帽弁、左房、左室
5.6 傍胸骨ウインドウ (動画 74) 傍胸骨短軸断面 僧帽弁レベル		カラードブラ法 左室、僧帽弁

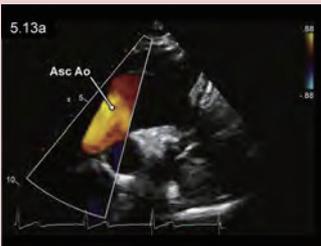
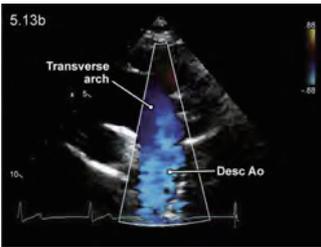
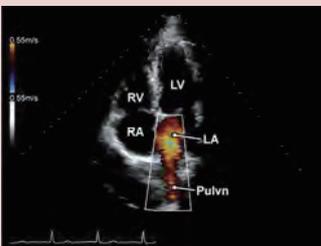
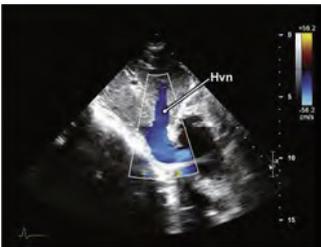
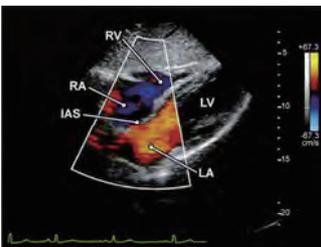
(続く)

表 5 (つづき)

断面	2D 経胸壁心エコー図	観察する構造物
5.7 心尖部ウインドウ (動画 75) 心尖部四腔断面		カラードブラ法 左房、僧帽弁、左室
5.8 心尖部ウインドウ (動画 76) 心尖部二腔断面		カラードブラ法 左房、僧帽弁、左室
5.9 傍胸骨ウインドウ (動画 77) 傍胸骨長軸断面 大動脈弁拡大像		カラードブラ法 大動脈弁、左室流出路、大動脈
5.10 傍胸骨ウインドウ (動画 78) 傍胸骨短軸断面 大動脈弁の弁尖		カラードブラ法 大動脈弁
5.11 心尖部二腔断面 (動画 79) 心尖部五腔断面		カラードブラ法 左室流出路、左房、左室、大動脈弁、右室
5.12 心尖部ウインドウ (動画 80) 心尖部三腔断面		カラードブラ法 僧帽弁、左室、左室流出路、大動脈弁、左房

(続く)

表 5 (つづき)

断面	2D 経胸壁心エコー図	観察する構造物
5.13 胸骨上窩ウインドウ (動画 81,82) 大動脈弓部		カラードプラ法 上行大動脈、弓部大動脈、下行大動脈
		
5.14 心尖部ウインドウ (動画 83) 心尖部四腔断面 肺静脈		カラードプラ法 肺静脈、左房、僧帽弁、左室、右室、右房
5.15 心窩部ウインドウ (動画 84) 下大静脈、肝静脈		カラードプラ法 下大静脈、肝静脈
5.16 心窩部ウインドウ (動画 85) 下大静脈断面		下大静脈でカラードプラ法
5.17 心窩部ウインドウ (動画 86) 心窩部四腔断面		カラードプラ法 右房、右室、左房、左室、心房中隔

For Videos 69 to 86, see www.onlinejase.com.

基本断面以外の断面でも観察する必要がある。必要に応じて、視野角を狭めるとフレームレートが上がるが、ROIの一部が切れてしまうほどには視野角を狭くするべきではない。グレースケール像とカラードブラ像を同一画面で同時に表示するデュアルスクリーンイメージングは、特定の状況で追加する断面としては有用であるが、検査を通じてカラー像としてこの表示のみを用いることは推奨されない。両画像が同時に最適になることは稀であり、カラードブラ像またはグレースケール像のいずれかの所見を見落とす可能性がある。同様に、関連する通常のグレースケール画像なしでカラードブラ像のみを取得するルーチンプロトコルは適切ではない。時間は節約されるが、重要な所見を見落とす可能性がある。

A. 右室流出路、肺動脈弁、肺動脈

カラードブラ法を用いて、右室流出路、肺動脈弁、肺動脈および肺動脈分岐部における収縮期血流、弁逆流、および短絡を評価する。それらの構造物は、傍胸骨長軸断面、傍胸骨短軸断面、および心窩部断面で評価する。カラードブラ像の速度レンジは50~70 cm / 秒に設定するが、速度の遅い血流を捉えるためにより低値に設定しなければならないこともある。(表 5.1)

B. 右室流入路、三尖弁

三尖弁は、傍胸骨長軸右室流入路断面、傍胸骨短軸三尖弁断面（大動脈レベル）、心尖部四腔断面、心尖部右室焦点断面および心窩部断面からカラードブラ像を使用して詳細に観察する。各断面で、順方向血流と弁逆流の両方を評価する。特に三尖弁逆流が認められる場合は、まず通常のカラード速度レンジ（50~70 cm/ 秒）を使用する。低流速の順行性血流を評価するためには、速度レンジとゲインを最適化しなければならない。逆流ジェットを十分に描出するためには、基本断面以外の断面も用いる。(表 5.2- 5.4) また、カラードブラ法は、PW や CW のカーソルを可能な限り血流の方向と平行に調整するためのガイドとしても用いられる。

C. 左室流入路、僧帽弁

僧帽弁は、傍胸骨長軸断面、傍胸骨短軸断面、心尖部四腔断面、心尖部二腔断面、および心尖部長軸断面において、カラードブラ法を用いて詳細に観察する。必要に応じて心窩部断面も利用する。僧帽弁から左心室へ流入する血流をカラードブラ法で最適に表示するため、僧帽弁を視野の中心に配置し、カラーボックス内に僧帽弁全体が含まれていることを確認する。そして、狭窄または逆流ジェットを特定するため、狙いを定めて探触子の角度を微調整する。最初の所見に応じて、流入血流あるいは逆流血流の全体像を把握するために、カラードブラ像の動画を追加で記録する必要がある。標準の速度レンジ設定と最適化されたカラードブラゲインを組み合わせることで、最適な血流評価が可能となる。順行性血流は、流入路と最も平行である心尖部四腔断面で、最適な表示がされる。しかしながら、左室流入血流は、たいてい左心室のやや側壁方向に向いていることを理解しておかなければならない。逆流ジェットは注意深くマッピングする必要がある。描出断面が異なると逆流ジェットが著しく変化することがある。(表 5.5- 5.8)

D. 左室流出路、大動脈弁

左室流出路と大動脈弁は、傍胸骨長軸断面、傍胸骨短軸断面、心尖部五腔、心尖部長軸断面でグレースケール像とカラードブラ像を併せて評価する。大動脈弁を詳細に観察し、収縮期の順行性血流が層流または乱流か、さらに拡張期に乱

流の逆流血流を評価する。各断面で、カラーボックスの幅と長さを調整し、まず左室流出路と大動脈弁の両方を表示する。逆流を見逃さないために、探触子の方向を少しずつ変えながら、弁全体を複数の断面で細心の注意を払って観察しなければならない。左室流出路内の弁近傍に乱流が見られたときは、異常血流の位置を明らかにするために、拡大した断面の追加が必要になることがある。左室流出路でのイベントの時相を明らかにするため、Mモード法にカラードブラ像を組み合わせることを考えてもよい。異なる種類の血流を観察するには、カラーゲインの設定を複数回、調整する必要がある。速度レンジは標準設定で検査を開始し、必要に応じて特殊な測定に合わせて調整する。(表 5.9- 5.12)

E. 大動脈弓

大動脈弓を観察するときは、カラーボックスを関心領域に調整する。また、上行大動脈、大動脈弓部、および下行大動脈において、血管腔がカラードブラシングナルで染まる最適なドブラ角度となるよう、探触子を操作する必要がある。大動脈は探触子の近くにあり、一部の装置では自動的に速度レンジが高く設定される場合があり、血管腔を十分に染めるためには速度レンジを低く調整する必要がある。上行大動脈では探触子に向かう流れの赤色から、アーチの上部は血流に対し垂直方向のため黒色、下行大動脈では探触子から離れる青色と、色相の著しい変化が通常見られる。(表 5.13a と 5.13b)

F. 肺静脈

肺静脈は心尖部四腔像でカラードブラ法を用いて描出する。この断面は血流に対して最も平行で、通常は4本の肺静脈のうち3本が観察できる。心尖部五腔断面の方向に前方への角度をつけることで、4本目の肺静脈である右上肺静脈が描出可能となることがある。視野深度は左心房に流入する肺静脈が見えるように設定する。より高いフレームレートを維持するには、カラーボックスのROIを可能な限り小さく設定する。深度が深く流速が低いために、左房に流入する血流を良好に描出するためにはカラードブラ法のゲインを調節し、速度レンジを下げる必要がある。(表 5.14) また、カラードブラ法は、カラーマップに基づいて（近づいてくる血流が赤、遠ざかる血流が青）、どの肺静脈が描出されているかの識別の補助となる。

G. 肝静脈

肝静脈は心窩部断面から撮像する。カラードブラ法では、多くの場合、ドブラ角度がしばしば最適である中肝静脈を撮像するように設定する。カラードブラのROIは、IVCに合流する肝静脈血流を表示するように設定する。血管腔を染めるカラードブラ像にエリアシング（折り返し）とノイズがないように、ゲインを調整し、速度レンジを低く設定して、カラードブラ像を最適化する。(表 5.15)

H. 下大静脈

下大静脈の心窩部長軸断面を用いて、カラー表示を最適にするため、可能であるならば、下大静脈を60度以内の角度で描出する。下大静脈が十分に染まるように、カラー速度レンジ設定を低くし、ゲインを調整する。観察可能な下大静脈の全長をカラードブラ法で評価する。(表 5.16)

I. 心房中隔

心房中隔は、心尖部四腔断面、傍胸骨短軸断面、および心窩部断面から可視化できる。視野深度の調整やズーム機能を使用して、関心のある構造物を除外することなく、右心房、

心房中隔、左心房を可能な限り大きく表示する。カラードプラ像は、より低流速に最適化して、ゲインの調整を行う。心房中隔の全長が含まれるように描出し、すべての断面で中隔を横切るカラー像がないか探索する。ジェットは偏在している場合がある。心窩部断面では、心房中隔が超音波ビームに対して垂直に近く、欠損孔からの血流シグナルがビームに対して平行となり、最も描出されやすい(表5.17)。

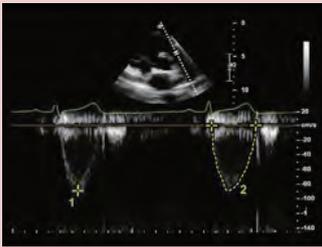
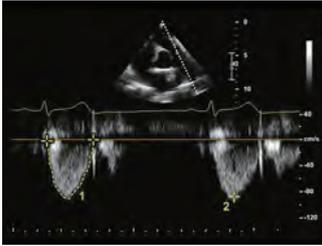
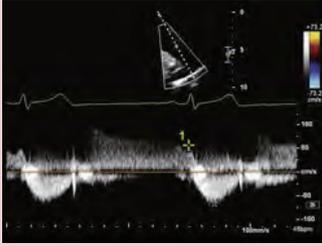
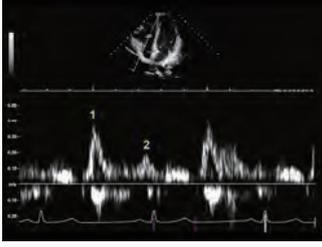
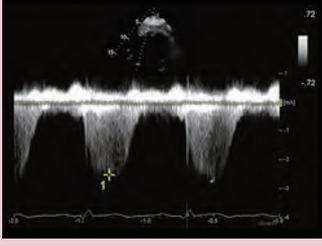
VIII. スペクトルドプラ法の計測

本章では、ルーチン検査で行う経胸壁心エコー図検査のドプラ測定について述べる。各検査室は標準的な計測法を決め

ておいたほうがよい。計測する心拍の数は臨床状況により様々である。計測は保存された動画で行い、静止画像として記録保存しておかねばならない。また、動画・静止画の両方を記録することで検査者または読影医が計測することが可能となる。

本章は弁ごとに構成している。ドプラ計測は、カラードプラ法を補助に用い、カーソルをできるだけ血流方向と平行になるよう配置し、スイープ速度を 100 mm/秒で使用する。ベースラインとパルス繰り返し周波数/速度レンジの設定を、エリアシングが起きないように各々の弁での速度計測において個々に最適化するべきである。

表6 スペクトルドプラ法のプロトコール

断面	スペクトルドプラ法	計測項目
6.1 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 右室流出路		右室流出路でパルスドプラ法を適用 1. 右室流出路血流の最大速度 2. 右室流出路血流の速度時間積分値
6.2 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 両大血管レベル		右室流出路で連続波ドプラ法を適用 1. 肺動脈弁口血流の速度時間積分値 2. 肺動脈弁口血流の最大速度
6.3 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨短軸断面 右室流出路		右室流出路で連続波ドプラ法を適用 1. PR の拡張末期速度
6.4 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面 三尖弁口血流		三尖弁でパルスドプラ法を適用 1. 三尖弁口血流の E 波高 2. 三尖弁口血流の A 波高
6.5 傍胸骨ウインドウ 傍胸骨長軸断面 三尖弁拡大像		TR に連続波ドプラ法を適用 1. 最大速度

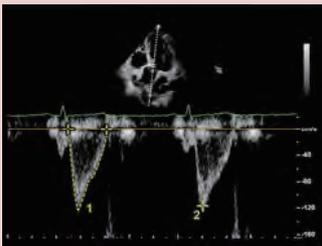
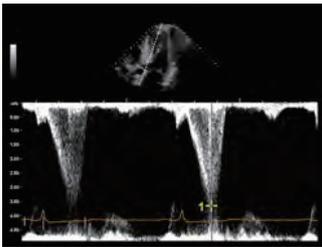
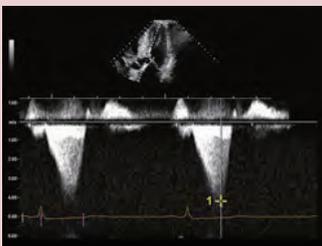
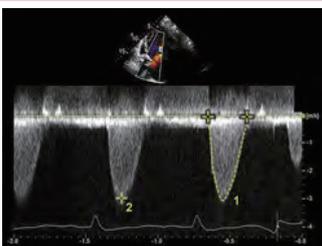
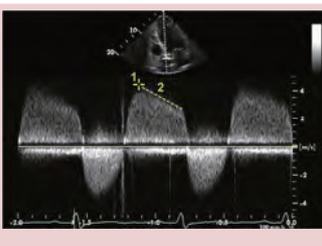
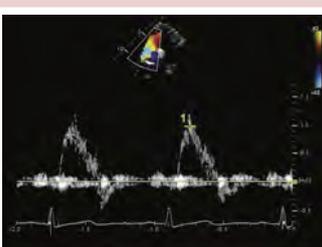
(続く)

表 6 (つづき)

断面	スペクトルドプラ法	計測項目
6.6a 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面		僧帽弁でパルスドプラ法を適用 1. E 波高 2. 減速スロープ 3. 減速時間 4. A 波高
6.6b 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面		バルサルバ手技による流速パターンの変化
6.7a 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面		MS で連続波ドプラ法を適用 1. 平均圧較差計測のための MS 速度時間積分値
6.7b 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面		2. MS の圧半減時間
6.8 心尖部ウインドウ MR の連続波ドプラ法		MR で連続波ドプラ法を適用 1. 速度時間積分値 2. 最大速度
6.9 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面		僧帽弁口血流パルスドプラ法の頻脈による影響 僧帽弁口血流、頻脈 1. 減速時間の中断

(続く)

表 6 (つづき)

断面	スペクトルドプラ法	計測項目
6.10a 心尖部ウインドウ 心尖部五腔像		左室流出路でパルスドプラ法を適用 1. 左室流出路血流の速度時間積分値 2. 左室流出路血流の最大速度
6.10b 心尖部ウインドウ 心尖部五腔像		高パルス繰り返し周波数ドプラ法 1. 左室流出路血流の最大速度
6.10c 心尖部ウインドウ 心尖部五腔像		左室流出路血流に連続波ドプラ法を適用 1. 左室流出路血流の最高流速
6.11 心尖部ウインドウ 心尖部五腔断面		大動脈弁口血流に連続波ドプラ法を適用 1. 大動脈弁口血流の速度時間積分値 2. 大動脈弁口血流の最大速度
6.12 心尖部ウインドウ 心尖部五腔断面		連続波ドプラ法 1. AR の最大速度 (PISA 定量法に使用) 2. AR スロープ (圧半減時間の計測に使用)
6.13a 胸骨上窩ウインドウ		上行大動脈でパルスドプラ法を適用 1. 収縮期最大速度

(続く)

表 6 (つづき)

断面	スペクトルドプラ法	計測項目
6.13b 胸骨上窩ウインドウ		下行大動脈でパルスドプラ法を適用 1. 収縮期最大速度
6.14 胸骨上窩ウインドウ		拡張期逆流を伴う AR 症例における 下行大動脈でパルスドプラ法を適用 1. AR の速度時間積分値
6.15 心窩部ウインドウ		肝静脈血流にパルスドプラ法を適用 1. S 波 2. D 波 3. A 波
6.16 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面		肺静脈血流 1. S 波 2. D 波 3. A 波
6.17 心尖部ウインドウ 心尖部四腔断面		側壁側僧帽弁輪に組織ドプラ法を適用 1. s' 2. e' 3. a'

ドプラ画像は方向による限界がある。超音波ビームが血流と平行となる時に、最大ドプラシフトを検出できる。検出される最大流速は、ビームと平行線がなす角度の余弦 (COS) まで減少する。流速の計測において、超音波ビームと血流の角度が 20° で流速 6% の誤差にしかならないので、ビームがおおよそ血流と平行であれば実質的には結果に影響しない。まず初めにカラードプラ法を使用することで位置合わせの調整をするが、三次元のすべての軸で血流の方向と一致させることはできない。超音波装置には角度補正機能があるが、心エコー図検査での使用は推奨されていない。そのため、弁やその他の血流範囲は、多断面で計測する必要がある。最大流速が得られた断面からの計測項目のみを臨床的に採用すべきである。その他の断面からの情報は削除し、平均しては

いけない。

層流を示す血流では、中央流速は血流信号の最も濃い部分であり、血流の大部分を表わしている。この部分で最大流速をトレースまたは計測するのが正しい。オーバーゲインの場合は最大流速が不明瞭となる可能性がある。乱流の場合、最大流速を確認しなければならない。オーバーゲインでは境界が判りづらく、アンダーゲインの場合には最大速度を捉えられない可能性がある。検査室では、ルーチン検査用に標準のプリセットとそれ以外の設定について周知しておく。検査者全員が、これらの設定と適正使用に関して留意すべきである。

A. 右室流出路と肺動脈弁

右室流出路血流は傍胸骨長軸断面または傍胸骨短軸断面で評価する。断面はドブラ角度が血流と平行になるように描出する。まず、パルスドブラ法のサンプルボリューム（4～5 mm）を右室流出路の中央に設定し肺動脈弁の5～10 mm 中枢側に置く。正常の順行血流速度波形は収縮期に下向き波形で表示される。短いスパイク波形（閉鎖時クリック）が見られれば、サンプルボリュームが適切な位置であることを示している。右室流出路の最大流速と VTI の計測を示す（表 6.1）。右室流出路の加速時間（acceleration time）と駆出時間（ejection time）は同様の波形から追加計測できる。

肺動脈弁の計測では、連続波ドブラ法のカーソルを弁口血流とできるだけ平行になるように設置する。VTI を計測するためにモーダル速度波形の外縁をトレースする（表 6.2）。肺動脈弁位収縮期最大流速も、スペクトルプロファイルが最大となる場所にカーソルを置いて同様の波形から計測できる。

肺動脈弁逆流がある場合は、連続波ドブラ波形を表示する（表 6.3）。逆流ジェットの方法と平行になるように連続波ドブラ法のカーソルを置き、拡張期血流シグナル全体を表示する。拡張末期流速をキャリパーで計測する（表 6.3）。

B. 三尖弁

三尖弁流入血流波形は、パルスドブラ法を用いて少なくとも 1 回の呼吸サイクルを通して記録されなければならない。

正常では、拡張期に 2 つの明瞭な波形が得られる。最初に拡張早期波（E 波）、次に心房収縮期波（A 波）が見られる。流速を心尖部四腔断面または右室焦点断面のどちらかドブラ入射角が最適になるほうで計測する（表 6.4）。パルスドブラ法を使用して、サンプルボリュームは 1～3 mm に設定し、拡張期に開放した弁尖の先端に置く。流速パターンは常に記録すべきであるが、三尖弁流入血流最大速度を計測し報告するのはルーチンではない。心エコー検査室では日常ルーチン検査に取り入れるのか、または特定の状況下でのみ計測するのかを決めておく必要がある。呼吸に伴う血流の明らかな正常変動がある場合の測定方法も決めておく必要がある。現在のガイドラインでは、呼吸終末または、呼吸サイクル全体の平均を計測することが提唱されている。

三尖弁逆流を認めた場合、右室収縮期圧評価のために連続波ドブラ法で三尖弁逆流の最大流速を計測する。三尖弁逆流ジェットが最大となる断面は様々で、傍胸骨長軸断面、傍胸骨短軸断面、心尖部四腔断面、右室焦点断面または心窩部四腔断面で記録する。ドブラ血流信号が弱い時は、超音波造影剤を用いることで、血流信号が明瞭に描出される可能性がある⁵。造影剤投与後も血流信号が弱いまたは不十分な場合には、測定値を報告すべきではない。加えて、描出断面により血流速度が大きく異なることがある。良好な最大流速および血流波形が得られた断面で報告すべきであり、低値となった計測値は除外する（表 6.5）。

C. 僧帽弁

ドブラ法は僧帽弁口血流速度波形のパターン分類や僧帽弁逆流があれば、各種指標を計測するために使用される。心尖部四腔断面において、開放した僧帽弁の弁尖先端に 1～3 mm 幅のサンプルボリュームを置いて、パルスドブラ波形を記録する。サンプルボリュームは血流の通過する方向に合わせて側壁寄りに置く。E 波（拡張早期）、A 波（心房収縮）の流速、E 波減衰時間を記録し計測する（表 6.6a）。E 波減衰時間は、キャリパーを E 波のピークから波形の傾斜に合わせてベースラインまでを計測する（表 6.6a）。

追加計測として、A 波持続時間（A 波の始まりから終わりまで計測）があり、この場合にはサンプルボリュームを僧帽弁輪レベルに置き計測する。僧帽弁に異常が見られた場合や、人工弁、形成術後、カラードブラ法やパルスドブラ法で流入血流の速度亢進や乱流が観察される場合は、連続波ドブラ法を用いて平均圧較差と圧較差半減時間（pressure half-time）を計測すべきである（表 6.7a と 6.7b）。

前負荷を低下させるために行うバルサルバ手技の記録は、全員が理解し、実施できなければならない技術である。心エコー検査室ごとに、実施する場合の手順とどのような時に実施するのかを決めておかなければならない。記録の前に患者に手順を説明し、いきみ方などの手技を教えておくのが良い。サンプルボリュームは、通常の僧帽弁流入血流速度波形記録の時と同じ位置に置く。流入血流速度波形は、負荷解除前の 10～12 秒間記録する。記録された静止画像には、バルサルバ手技を示す注射をつける。血流波形は、バルサルバ負荷中に変化する。負荷が十分にかかっている場合、E 波高は 20 cm/秒または 10% 以上減少する。健康者においては、E 波および A 波高が比較的等しく低下する（表 6.6b）。左房圧が高い偽正常化パターンの患者では、E 波は A 波よりも減少し E/A 比が低下する。

僧帽弁閉鎖不全が存在する場合、連続波ドブラ法で心尖部四腔断面、心尖部二腔断面、長軸断面の逆流波形を記録する。血流波形のトレースを行い、VTI、最大流速と最大圧較差を計測する（表 6.8）。

頻脈や房室ブロックの患者では、E 波と A 波が重なることがある。E 波と A 波の始まりが重なっていることが多い。融合が強い場合は、A 波の開始点が E 波の減衰スロープ上で 20 cm/秒より高い位置から始まることがある。このような融合が見られた場合には、減衰時間を計測すべきではなく、また、E/A 比は低下、A 波高は増加している（表 6.9）。

D. 左室流出路と大動脈弁

左室流出路は、心尖部五腔断面または心尖部長軸断面で計測することが多い。左室流出路の流速を計測するためにパルスドブラ法を用いる。パルスドブラ法のサンプルボリュームは、左室流出路の中央で大動脈弁から約 5 mm 中枢側に置く。スペクトル表示は狭く、急峻な立ち上がりと血流波形の終わりに収縮末期のクリックが見られる。血流波形が広い場合は、サンプルボリュームの位置が大動脈弁に近すぎるため、移動させる必要がある。最大流速を計測し、VTI を計測するため波形のトレースを行う（表 6.10a）。高速血流や乱流が存在する場合には、カラードブラ法を使用して左室流出路と左室を精査する。さらに異常（例えば、大動脈弁狭窄の存在）があった場合は、速度が亢進している位置を検索するために左室心尖部から大動脈弁の位置までパルスドブラ波形を確認する。エリアシングを認めた場合には、流速と血流波形をさらに評価するために HPRF 法（high pulse repetition frequency method）への切り替えを考慮する（表 6.10b）。左室流出路は、最大流速が得られた位置と同じ場所で計測する。

左室流出路波形を記録した後、連続波ドブラ法を用いて大動脈弁口血流速度を計測する。ドブラ波形は、最大流速、最大圧較差、平均圧較差 VTI を算出するため波形をトレースする。明瞭な波形を計測し、薄い部分や、毛羽立ち、低振幅クラッターを含まないようにトレースする（表 6.11）。大動脈弁狭窄が疑われる場合や人工弁、左室流出路に高速血流が疑われる場合、心尖部ウィンドウ、右側傍胸骨ウィンドウや胸骨上窩ウィンドウでドブラ信号を得るためにペンシル探触子を使用する。それが難しい症例ではペンシル探触子の位

置合わせを補助するために通常の探触子を初めに使用して位置決めを行う。(付録表 12.10: 高位右側傍胸骨アプローチ)。

大動脈弁閉鎖不全がある場合には、連続波ドブラ法で最大流速と圧半減時間 (pressure half-time) を計測する。逆流ジェットはしばしば偏位しているためカラードブラ法のガイド下で連続波ドブラ法を使用する (表 6.12)。

E. 大動脈弓部と下行大動脈

下行大動脈の限局的な狭窄の有無を評価するために連続波ドブラ法を用いる。上行大動脈や大動脈弓部、下行大動脈で複数箇所の血流計測にはパルスドブラ法を使用する (表 6.13a と 6.13b)。どのような大動脈病変でも評価でき、大動脈狭窄などの閉塞性病変の位置を明確にすることができる。その際、カラードブラ法をガイドにして、閉塞性病変のサンプルボリュームを置く位置を調節する。近位下行大動脈のパルスドブラ波形は、大動脈弁閉鎖不全、バルサルバ洞動脈瘤破裂、高齢患者の動脈硬化、上半身の動静脈瘻と大動脈解離における拡張期逆行波の評価に用いることもできる (表 6.14)。ルーチン検査において、近位下行大動脈の計測は左鎖骨下動脈分岐部より 10 mm 下の位置で、サンプルボリュームを 3~5 mm に設定して計測を行う。正常のパルスドブラ信号は収縮期に乱流ではない波形がみられる。正常例では、一般的に持続時間の短い低流速の拡張早期逆流がみられる。拡張期逆行波が拡張期の 1/3 よりも長い場合は異常で、大動脈弁逆流の存在を示唆している (表 6.14)。

F. 肝静脈

肝静脈血流は、収縮期に下大静脈へ向かう S 波と、拡張早期に下大静脈へ向かう D 波、心房収縮に起因し肝静脈内で逆行する A 波の 3 つの血流波形から成る。一部の患者では、S 波の直後に短い心室逆流波である第 4 の構成要素を認めることがある。肝静脈血流の計測は、サンプルボリュームを 3~5 mm に設定し、下大静脈の分岐部からおよそ 1~2 cm の位置に置く。肝静脈血流をこの場所で記録し、呼吸周期を通して評価する。肝静脈血流の速度計測はルーチンではないが、実施する場合には、S 波と D 波の流速は呼吸終末で計測する (表 6.15)。

G. 肺静脈

肺静脈から左心房への流入血流は、心尖部四腔断面または心尖部五腔断面で観察することができる。通常、右上肺静脈または右下肺静脈では、血流方向がドブラ法のカーソルとほぼ平行になる。サンプルボリュームは 3~5 mm に設定し、左心房の入口部からおよそ 10 mm 上流側へ置かれなければならない。サンプルボリュームの位置を決めるためカラードブラ法を利用する。血流波形は 3 相性で、S 波 (収縮期)、D 波 (拡張早期) と A 逆行波 (心房収縮期) から成る。この肺静脈血流速度波形は、すべての患者で記録されなければならない。(表 6.16)。この血流パターンが診断上重要な場合がある。実際には、各波形の流速計測は、ルーチン検査の一部ではないが測定されることがあり、特定の状況下の拡張能評価において、A 波持続時間は左室流入血流 A 波持続時間との差をみるために計測されている。

H. 僧帽弁輪と三尖弁輪の組織ドブラ法

組織ドブラ法は、中隔側僧帽弁輪、側壁側僧帽弁輪ならびに自由壁側三尖弁輪における長軸方向の動きの速さを記録するために使用する。入射角度は、ドブラ・ビームにできるだけ平行でなければならない。組織ドブラ法の初期設定は、一般的なパルスドブラ法の設定と大きく異なっており、メー

カーによっても異なる。上記を計測するために、専用のプリセットを用意する方が良い。組織ドブラ波形は、サンプルボリュームを 5~10 mm と大きめに設定し弁輪の動き全体を捉えるように最適化する。また、速度レンジは速さに合わせて 25 cm/秒以下に設定する。最大流速を見えやすくするために、レンジを低くして波形表示が最大となるように設定し、スweep速度 100 mm/秒に設定する。速度波形は、収縮期の s'、拡張早期の e'、心房収縮期の a' から成る。速度の絶対値と E/e' 比は左室充満圧と拡張能の非侵襲的な評価として主要な指標であるため、いずれも正確な計測が重要である。中隔側と側壁側の平均値を算出し、報告書には 3 項目すべてを記載する。中隔側・側壁側各々の計測値に加えて、E/e' 比の算出には平均値の e' が使われる。自由壁側三尖弁輪でも同様のプロトコールが用いられる。右心系の最も重要なドブラ計測値は s' 波であり、他の右室収縮能指標と良好な相関を認める (表 6.17)。

キーポイント #4

ドブラ法の計測

- 弁機能不全や弁口血流などカラードブラ法によるルーチンの観察は、速度レンジを常に 50~70 cm/秒に設定して使う。最適なゲイン設定を維持する。
- カラードブラ法の速度レンジは特に低流速の評価の際に注意する。
- パルスドブラ法、連続波ドブラ法は、血流波形の境界がはっきりした波形で測定する。
- オーバーゲインにならないように、弱すぎたり、不明瞭な波形を計測しない。可能な限り血流と平行にしてドブラ血流波形を計測する。位置を合わせるためにカラードブラ法を併用する。
- 逆流シグナルは、多断面で得られることがある (例、三尖弁閉鎖不全)。最終的な計測は最も血流波形がよく見えて血流速度が最大となる断面で行う。描出不良のデータや低い計測値などは最終報告では除外する。不鮮明な血流波形や重要でない計測は報告しない。
- カラードブラ法やパルスドブラ法は、心腔または血管内で異常血流を調べるために使用する。
- 血流の流速や持続時間を計測するために、ドブラ波形を記録するには初期設定のスweep速度を 100 mm/秒に設定する。特殊な病態ではより遅いスweep速度も有用である。
- 組織ドブラ法では、常に波形表示を最大にし、メーカー推奨のプリセットを使用する。

IX. その他の方法

A. 攪拌生理食塩水を用いた造影法

攪拌生理食塩水 (バブルテスト) は、卵円孔開存 (PFO) や心房中隔欠損 (ASD) のような心房間シャント、肺動脈奇形や肝肺症候群が原因かもしれない肺内シャントの評価に使用される。(表 7.1-7.4) 攪拌生理食塩水は、左上大静脈遺残の存在が疑わしい場合にも用いられる (表 7.5) すべての経胸壁心エコー図ルーチン検査において攪拌生理食塩水を用いた画像収集を行うわけではないが、ルーチン検査の中で本手技が施行できるよう、心エコー図検査室は必要な物品を揃え、適切な人材を確保しておくべきである。静脈へのアクセスが必要である。心房間および肺内シャントを評価するときに、心房中隔が最良に描出される断面が使用される。左室で生じる影を避けるために心尖部四腔断面が好ましい。(表 7.4) 心尖部四腔断面が描出不良である場合には、心窩部四腔断面を用いてもよい。

バブルテストを施行する際、何心拍後に生理食塩水バブル

が左房へ流入するかを測定するために、生理食塩水の投与に合わせて、タイミングよく動画保存を開始することが重要である。バブルが左房へ流入するタイミングの計測は、心内シャントと心外肺動静脈シャントを区別するのに役立つ。右房が完全にバブルで充満した後3~6心拍以内に左心系にバブルが出現することは、心内シャントが存在する根拠となる。動画保存は、右房にバブルが見えない時点から開始し、右房へ生理食塩水バブルが流入、そして心内シャントあるいは肺内シャントを介して左房へ流入するところまで、記録をしておかなければならない。肺静脈を介して左房に生理食塩水が流入する所見は経肺シャントを示唆しており、左房に接続している肺静脈が観察される場合にはその所見の有無を観察する。少なくとも連続20心拍は記録されるべきである。バブルの描出を改善させるため、組織ハーモニックイメージを使用する。(表7.1と7.3)

生理食塩水の投与には、2本の10mLシリンジと三方活栓が必要である。生理食塩水と空気の攪拌または投与する際に生じる圧力により、シリンジとストップコックが外れ、攪拌された溶液が管理スタッフ、オペレーター、患者に噴霧される場合があるため、シリンジと三方活栓はロックが可能なものを使用すべきである。1つのシリンジに、8~10 mLの生理食塩水と0.5 mLの空気を入れる。2つのシリンジ間で空気と食塩水混合液を勢いよく攪拌し、前腕または手背静脈から急速に注入する。大きなバブルが注入されないよう、十分に攪拌が完了していることに注意する必要がある。もしシャントが記録されなければ、繰り返し注入すべきである。通常の呼吸でシャントが検出されない場合、バルサルバ法、腹部圧迫など、右心房圧を一時的に高める手技を行うことは、右左シャントを誘発するのに役立つ。バルサルバ法を行う場合、右心房にバブルが到達したときに患者にバルサルバ手技を解除するように指示をする。シャントの検出を改善するための追加のメカニズムを表7.2に示す。さらなる情報については、心房中隔の評価に関する詳細なガイドラインを参照してほしい。有意な右左シャントが既知の場合、また妊娠では、攪拌生理食塩水の使用は禁忌である。

B. 超音波造影剤 (UEA) を用いた画像法⁶

超音波造影剤 (UEA) の使用に関するガイドラインが発表され、広く受け入れられている。本文書では UEA の使用

方法の詳細な説明はしない。しかしながら UEA の適切な使用は、日常の経胸壁心エコー図検査には不可欠である。ルーチン検査の中で必要に応じて本手技が施行できるよう、心エコー図検査室は必要な物品を揃え、適切な人材を確保しておくべきである。静脈へのアクセスを必要とする。この章では、適応、測定機器、投与方法、UEA 画像例について簡単な説明を提供する。検査者は、UEA の適応、投与技術や画像の最適化について、熟知しておくことを推奨する。すべての心エコー図検査室は、UEA 投与のためのプロトコルを用意しておく必要がある。

1. 適応

現在、米国食品医薬品局が承認した UEA の使用に対する心臓の適応は、左室腔を造影し、左室の心内膜境界線の描写を改善することである。UEA は、左室収縮の評価に準最適な画像 (少し見えにくい) の患者で使用すべきである、これは3つ心尖部断面のいずれかで2つ以上のセグメントの心内膜運動を検出できないこととして定義される。UEA の適応外使用として、心内膜境界の検出に限界がある場合の心臓内腫瘍と心内血栓の評価が広く施行されている。微弱なスペクトルドプラ信号、特に三尖弁逆流と大動脈弁狭窄症の連続波ドプラ法のエンベロープが、UEA で増強されることがある。検査者は、UEA が必要であることを検査のできるだけ早い段階で判断し、そのオーダー、準備、造影剤投与による検査時間の延長を最小限にすることを推奨する。

2. 装置の設定と投与方法

各超音波装置メーカーは、UEA 画像処理とコントラスト設定のための異なるアルゴリズムを有する。それらすべてに共通しているのは、組織からの反射信号の強度を消すか弱めて、マイクロバブルからの受信信号を強化する技術である。これには、低いまたは非常に低いメカニカルインデックス下でのハーモニックイメージングと組み合わせた組織信号キャンセル技術がある。

UEA は、急速静注または持続注入により静脈内へ投与される。静注 (フラッシュまたは希釈フラッシュによる急速な静注) は一般的に広く使用されるが、連続注入は画像アーチファクトを除去または軽減が可能で、造影剤によってより均一な造影が得られる。UEA 画像に関連する最も一般的な

表7 攪拌生理食塩水による情報

2D TTE image	Information
Apical window A4C view	Structures to demonstrate <ul style="list-style-type: none"> • RA • RV • LA • LV • IAS
7.1a (動画 87)	PFO に対するバブルテスト陽性の 20心拍動画 最適心尖部四腔断面、造影剤のない最初の心拍



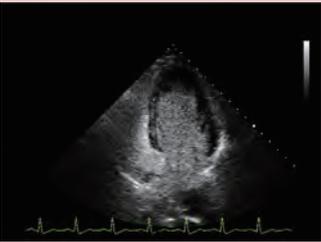
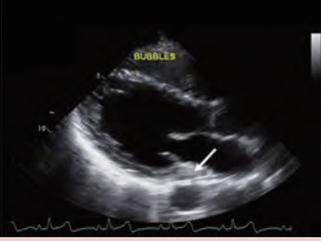
(続く)

表7 (つづき)

2D TTE image	Information
<p>7.1b (動画 87)</p> 	<p>1心拍目 充滿した造影剤による染色 右房と右室がバブルで充滿した最初の時点から、心拍のカウントを始める。 左方向へ湾曲した心房中隔瘤 (矢印) が観察される。</p>
<p>7.1c (動画 87)</p> 	<p>4心拍目 右心系の充滿した染色の後、6心拍以内に心房中隔 (矢印) から出現するバブル。これはバブルテスト陽性であり、心内右左シャントの存在が証明される。</p>
<p>7.1d (動画 87)</p> 	<p>16心拍目 静注されたバブルが右心系を通過し終わったときに、左心系にはバブルが表示されていない。これは、心外シャントが存在しないことを示す。</p>
<p>7.2 (動画 88)</p> 	<p>PFO に対するバブルテスト陰性の 20心拍動画 通常のバブル注入が陰性であれば、施行すべき追加手順 1mLの血液に 1 mLの空気と 8 mLの生理食塩水を加える。 右房内に生理食塩水が流入した時に、咳、バルサルバ手技および腹部圧迫の解除を施行する。これらの手技は、左房圧に対して右房圧を増加させる。 右房が十分にバブルで十万されないときは、腕からの注入に代えて大腿静脈からの投与を行う。下大静脈の血流は右房方向へ向いており、心房中隔を通過する攪拌生理食塩水の描出が向上する。</p>
<p>7.3a (動画 89)</p> 	<p>20心拍の動画は、心外の肺内シャントに矛盾しない左房、左室への遅れたバブルの出現を示す。9拍目に肺静脈を通じて左房にバブルが出現している。</p>

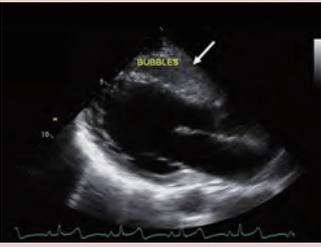
(続く)

表7 (つづき)

2D TTE image	Information
7.3b (動画 89) 	16心拍目に左房と左室はバブルで充満している。肺静脈内のバブルの出現と右房、右室内のバブルの希釈を示している。
7.4a 	代替画像：心窩部からの四腔断面 構造の明示：右房、右室、左房、左室、心房中隔 1心拍目：バブルの出現なし
7.4b 	この断面は、右室バブルによる音響陰影により、右左シャントを検出するには感度が低いかもしれない。
7.5a (動画 90) 	左上大静脈遺残のための画像、左腕からの注入、傍胸骨長軸断面 構造の明示：左房、僧帽弁、左室、冠状静脈洞 (矢印)、左室流出路、大動脈弁、上行大動脈 バブルが到着する前の冠状静脈洞の画像
7.5b (動画 90) 	9心拍目 (7心拍目の誤り? 訳者注) に、バブルは右心系の前に冠状静脈洞に到着する。

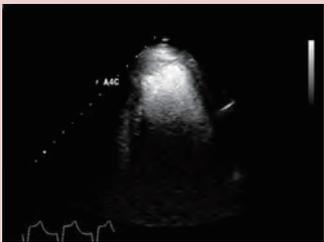
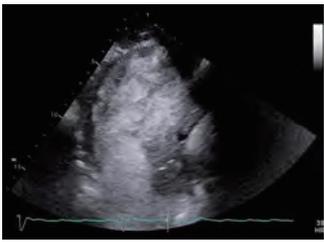
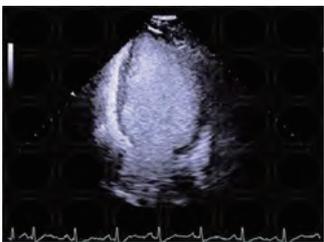
(続く)

表7 (つづき)

2D TTE image	Information
7.5c (動画 90) 	7心拍目(9心拍目の誤り? 訳者注) 右室(矢印)と冠状静脈洞にバブルを認める。

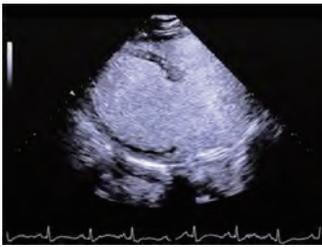
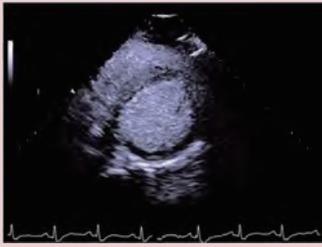
For Videos 87 to 90, see www.onlinejase.com.

表8 超音波造影剤画像

		画像取得
8.1 (動画 91)		心尖部ウィンドウ、心尖部四腔断面
8.2 (動画 92)		心尖部ウィンドウ、心尖部長軸断面、スワーリングアーチファクト
8.3 (動画 93)		心尖部ウィンドウ、心尖部四腔断面、左室の造影
8.4 (動画 94)		心尖部ウィンドウ、心尖部二腔断面、左室の造影

(続く)

表 8 (つづき)

		画像取得
8.5 (動画 95)		心尖部ウインドウ、心尖部長軸断面、左室の染色
8.6 (動画 96)		傍胸骨ウインドウ、傍胸骨左室長軸断面
8.7 (動画 97)		傍胸骨ウインドウ、傍胸骨短軸断面

For Videos 91 to 97, see www.onlinejase.com.

表 9 ストレイン画像

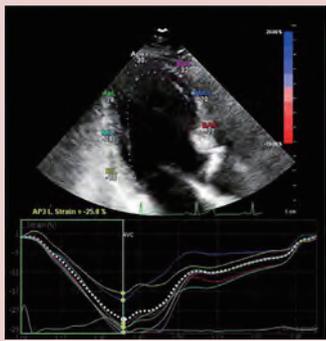
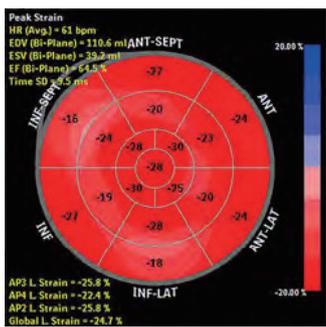
経胸壁 2D ストレイン心エコー図	2D 経胸壁心エコー図の名前と計測 心尖部ウインドウ 三腔断面
	
	各心尖部断面からの長軸方向ストレイン値のブルズアイ表示と GLS 値

表 10 フルプロトコルの取得画像

ウインドウ	断面／計測	動画／静止画
傍胸骨長軸	深度を深くした左室像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	左室拡大像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	右室拡張末期径の計測	静止画
傍胸骨長軸	拡張期心室中隔厚の計測	静止画
傍胸骨長軸	左室拡張末期径の計測	静止画
傍胸骨長軸	拡張期左室後壁厚の計測	静止画
傍胸骨長軸	左室収縮末期径の計測	静止画
傍胸骨長軸	左房径の計測（収縮期）	静止画
傍胸骨長軸	大動脈弁 M モード図	静止画
傍胸骨長軸	M モード図で大動脈径、左房径の計測	静止画
傍胸骨長軸	僧帽弁 M モード図	静止画
傍胸骨長軸	左室 M モード図	静止画
傍胸骨長軸	左室流出路／大動脈弁の拡大像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	左室流出路／大動脈弁の拡大像、カラー Doppler 法	動画
傍胸骨長軸	僧帽弁の拡大像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	僧帽弁の拡大像、カラー Doppler 法	動画
傍胸骨長軸	拡大像で左室流出路径の計測	静止画
傍胸骨長軸	拡大像で大動脈弁輪径の計測	静止画
傍胸骨長軸	ST 接合部／バルサルバ洞／上行大動脈の拡大像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	ST 接合部／バルサルバ洞／上行大動脈の拡大像、カラー Doppler 法	動画
傍胸骨長軸	拡大像で ST 接合部径の計測	静止画
傍胸骨長軸	拡大像でバルサルバ洞径の計測	静止画
傍胸骨長軸	上行大動脈に焦点、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	上行大動脈径の計測	静止画
傍胸骨長軸	右室流出路、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	右室流出路、カラー Doppler 法	動画
傍胸骨長軸	右室流出路、パルス Doppler 法で最大速度と速度時間積分値を計測	静止画 *
傍胸骨長軸	肺動脈 連続波 Doppler 法で最大速度、速度時間積分値（PR があれば）を計測	静止画 *
傍胸骨長軸	右室流出路径の計測（拡張期）	静止画
傍胸骨長軸	右室流入部、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	右室流入部、カラー Doppler 法	動画
傍胸骨長軸	右室流入部で TR があれば連続波 Doppler 法で最大速度を計測	静止画
傍胸骨短軸	両大血管（大動脈よりも肺動脈弁、肺動脈とその分枝に重点）、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	右室流出路、右室流出路径を近位部と遠位部で計測	静止画
傍胸骨短軸	肺動脈主管部径の計測	静止画
傍胸骨短軸	右房、三尖弁、右室流入部、右室流出路、大動脈弁の広い視野角、大動脈弁レベルでグレースケール	動画
傍胸骨短軸	三尖弁、右房、右室流入部に絞った狭い視野角、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	右房、三尖弁、右室流入部、右室流出路、大動脈弁に絞った狭い視野角、カラー Doppler 法	動画
傍胸骨短軸	右房、三尖弁に絞った狭い視野角、TR があれば連続波 Doppler 法で最大速度を計測	静止画
傍胸骨長軸	弁尖を表示する大動脈弁拡大像	動画
傍胸骨長軸	大動脈弁拡大像、カラー Doppler 法	動画
傍胸骨短軸	右室流出路、肺動脈弁、肺動脈に絞った狭い視野角、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	右室流出路、肺動脈弁、肺動脈に絞った狭い視野角、カラー Doppler 法	動画
傍胸骨短軸	右室流出路、パルス Doppler 法で最大速度と速度時間積分値を計測	静止画 *
傍胸骨短軸	肺動脈 連続波 Doppler 法で最大速度、速度時間積分値（PR があれば）を計測	静止画 *
傍胸骨長軸	僧帽弁の弁尖レベル、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	僧帽弁の弁尖レベル、カラー Doppler 法	動画

(続く)

表 10 (つづき)

ウィンドウ	断面／計測	動画／静止画
心尖部	心尖部二腔断面 僧帽弁、MR があれば僧帽弁口血流の連続波ドブラ法 (最大速度と速度時間積分値を計測)	静止画 *
心尖部	心尖部四腔断面 僧帽弁、カラードブラ法	動画
心尖部	僧帽弁口血流、パルスドブラ法 (E 波高、A 波高、E 波減速時間を計測、A 波持続時間を任意計測)	静止画
心尖部	僧帽弁口血流、MS があれば連続波ドブラ法 (E 波高、A 波高、E 波減速スロープ、速度時間積分値と平均圧較差を計測)	静止画
心尖部	心尖部四腔断面、MR があれば僧帽弁口血流の連続波ドブラ法 (最大速度と速度時間積分値を計測)	静止画 *
心尖部	組織ドブラ法 側壁側僧帽弁輪運動、中隔側僧帽弁輪運動 (e', a', s' を計測)	静止画
心尖部	心尖部四腔断面、肺静脈、グレースケール	動画
心尖部	心尖部四腔断面、肺静脈、カラードブラ法	動画
心尖部	肺静脈血流、パルスドブラ法で S 波、S 波、A 波の波形を表示	静止画
心尖部	心尖部四腔断面 左房容積 (収縮末期に左房をトレース、長径を計測)	静止画
心尖部	心尖部二腔断面 左房容積 (収縮末期に左房をトレース、長径を計測)	静止画
心尖部	心尖部四腔断面 心室焦点、二断面ディスク法で拡張末期容積を計測	静止画
心尖部	心尖部四腔断面 心室焦点、二断面ディスク法で収縮末期容積を計測	静止画
心尖部	心尖部二腔断面 心室焦点、二断面ディスク法で拡張末期容積を計測	静止画
心尖部	心尖部二腔断面 心室焦点、二断面ディスク法で収縮末期容積を計測	静止画
心尖部	心尖部五腔断面、グレースケール	動画
心尖部	心尖部五腔断面 大動脈弁と左室流出路、カラードブラ法	動画
心尖部	心尖部五腔断面 左室流出路のパルスドブラ法 (最大速度と速度時間積分値を計測)	静止画
心尖部	心尖部五腔断面 大動脈弁口血流の連続波ドブラ法 (最大速度と速度時間積分値を計測)	静止画
心尖部	必要であれば左室心尖部から左室流出路、大動脈弁までのパルスドブラ法によるマッピング	動画
心尖部	冠静脈洞、グレースケール	動画
心尖部	右室焦点、グレースケール	動画
心尖部	三尖弁口流入血流のカラードブラ法	動画
心尖部	僧帽弁口血流、パルスドブラ法 (E 波高、A 波高を任意計測)	静止画
心尖部	TR があれば最大速度を計測	静止画
心尖部	組織ドブラ法 右室自由壁側三尖弁輪 (e', a', s' を計測)	静止画
心尖部	右室焦点断面、M モード図、収縮期三尖弁輪移動距離	静止画
心尖部	右室焦点断面 長軸径、最大基部径、中間部径を計測	静止画
心尖部	右室焦点断面 拡張末期右室断面積をトレース	静止画
心尖部	右室焦点断面 収縮末期右室断面積をトレース	静止画
心尖部	心尖部四腔断面、ディスク法で収縮末期右房容積と右房長径を計測	静止画
心尖部オプション	心尖部 3 断面を用いて左室長軸ストレイン	動画
心尖部オプション	3D 法による左室容積および左室機能	動画
心窩部	心窩部四腔断面、グレースケール	動画
心窩部	心窩部四腔断面、カラードブラ法	動画
心窩部	下大静脈の呼吸性変動	動画
心窩部	下大静脈径の計測	静止画
心窩部	肝静脈、グレースケール	動画
心窩部	肝静脈、カラードブラ法	動画
心窩部	肝静脈血流、パルスドブラ法で S 波、S 波、A 波の波形を表示	静止画
胸骨上窩	大動脈弓部、グレースケール	動画
胸骨上窩	大動脈弓部に絞った小さな視野角で上行大動脈のカラードブラ	動画
胸骨上窩	大動脈弓部でパルスドブラ法による上行大動脈の最大流速	静止画
胸骨上窩	大動脈弓部に絞った小さな視野角で弓部大動脈と下行大動脈、カラードブラ法	動画
胸骨上窩	大動脈弓部でパルスドブラ法による下行大動脈の最大流速 (必要に応じて連続波ドブラ法を使用)	静止画

MR, 僧帽弁逆流; MS, 僧帽弁狭窄; STJ, ST 接合部; TR, 三尖弁逆流

(* 取得可能なくいくつかの断面のうちの最良のものだけでもよい。)

表 11 限定的心エコー図検査のプロトコール

ウインドウ	心膜液貯留のための限定的検査：断面／計測	動画／静止画
傍胸骨長軸	深度を深くした左室像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	左室拡大像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	僧帽弁 M モード図	静止画
傍胸骨長軸	通常スイープ速度の左室 M モード図(必要に応じて複数の呼吸周期が記録できる遅いスイープ速度)	静止画と動画
傍胸骨短軸	右房、三尖弁、右室流入血流、右室流出血流、大動脈弁の大きな視野角(自由壁運動に重点)	動画
傍胸骨短軸	右室流出路、肺動脈弁、肺動脈とその分枝、カラードブラ法	動画
傍胸骨短軸	右室流出路、パルスドブラ法で最大速度と速度時間積分値を計測(必要に応じて複数の呼吸周期が記録できる遅いスイープ速度)	静止画と動画
傍胸骨短軸	僧帽弁の弁尖レベル、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	僧帽弁の弁尖先端直下の左室レベル、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	左室乳頭筋レベル、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	左室心尖部レベル、グレースケール	動画
心尖部	心尖部四腔断面、グレースケール(心膜液貯留および右室と右房の壁運動を表示することに重点)	動画
心尖部	心尖部二腔断面、グレースケール	動画
心尖部	心尖部長軸断面、グレースケール(心膜液貯留を表示することに重点)	動画
心尖部	僧帽弁口血流、パルスドブラ法(E波高とA波高を計測、必要に応じて複数の呼吸周期が記録できる遅いスイープ速度)	静止画と動画
心尖部	心尖部五腔断面、グレースケール	動画
心尖部	心尖部五腔断面で左室流出血流の最大速度と速度時間を計測必要に応じて複数の呼吸周期が記録できる遅いスイープ速度)	静止画と動画
心尖部	心尖部五腔断面で大動脈弁口血流の最大速度と速度時間を計測(連続波ドブラ法)	静止画
心尖部	右室焦点断面、グレースケール(心膜液貯留と自由壁運動を表示することに重点)	動画
心尖部	三尖弁口流入血流(必要に応じて複数の呼吸周期が記録できる遅いスイープ速度でE波高とA波高を計測)	静止画
心窩部	心窩部四腔断面、グレースケール(右室と右房の自由壁運動に重点)	動画
心窩部	下大静脈の呼吸性変動	動画
心窩部	下大静脈径の計測	静止画
ウインドウ	左室機能のための限定的検査：断面／計測	動画／静止画
傍胸骨長軸	深度を深くした左室像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	左室拡大像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	右室拡張末期径の計測	静止画
傍胸骨長軸	拡張期心室中隔厚の計測	静止画
傍胸骨長軸	左室拡張末期径の計測	静止画
傍胸骨長軸	拡張期左室後壁厚の計測	静止画
傍胸骨長軸	左室収縮末期径の計測	静止画
傍胸骨長軸	僧帽弁 M モード図	静止画
傍胸骨長軸	左室 M モード図	静止画
傍胸骨短軸	僧帽弁の弁尖先端直下の左室レベル、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	左室乳頭筋レベル、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	左室心尖部レベル、グレースケール	動画
心尖部	心尖部四腔断面、グレースケール	動画
心尖部	心尖部四腔断面 心室焦点(視野角と深度を調整)、グレースケール	動画
心尖部	心尖部二腔断面、グレースケール	動画
心尖部	心尖部二腔断面 心室焦点(視野角と深度を調整)、グレースケール	動画
心尖部	心尖部長軸断面、グレースケール	動画
心尖部	心尖部長軸断面 心室焦点(視野角と深度を調整)、グレースケール	動画
心尖部	心尖部四腔断面 僧帽弁、カラードブラ法	動画
心尖部	僧帽弁口血流速波形、パルスドブラ法(E波高、A波高、E波減速時間、A波持続時間を計測)	静止画

(続く)

表 11 (つづき)

ウインドウ	左室機能のための限定的検査：断面／計測	動画／静止画
心尖部	組織ドプラ法 側壁側僧帽弁輪、中隔側僧帽弁輪 (e', a', s' を計測)	静止画
心尖部	心尖部四腔断面 左房容積 (収縮末期に左房をトレース、長径を計測)	静止画
心尖部	心尖部二腔断面 左房容積 (収縮末期に左房をトレース、長径を計測)	静止画
心尖部	心尖部四腔断面 心室焦点、二断面ディスク法で拡張末期容積を計測	静止画
心尖部	心尖部四腔断面 心室焦点、二断面ディスク法で収縮末期容積を計測	静止画
心尖部	心尖部二腔断面 心室焦点、二断面ディスク法で拡張末期容積を計測	静止画
心尖部	心尖部二腔断面 心室焦点、二断面ディスク法で収縮末期容積を計測	静止画
心尖部	右室焦点断面、グレースケール	動画
心尖部オプション	心尖部 3 断面を用いて左室長軸ストレイン	動画
心尖部オプション	3D 法による左室容積および左室機能	動画
心窩部	心窩部四腔断面、グレースケール	動画
ウインドウ	右室、肺高血圧のための限定的検査：断面／計測	動画／静止画
傍胸骨長軸	深度を深くした左室像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	左室拡大像、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	僧帽弁 M モード図	静止画
傍胸骨長軸	左室 M モード図	静止画
傍胸骨長軸	右室流出路、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	右室流出路、カラードプラ法	動画
傍胸骨長軸	右室流出路、パルスドプラ法で最大速度と速度時間積分値を計測	静止画
傍胸骨長軸	肺動脈 連続波ドプラ法で最大速度、速度時間積分値 (PR があれば) を計測	静止画 *
傍胸骨長軸	右室流出路近位径	静止画
傍胸骨長軸	右室流入部、グレースケール	動画
傍胸骨長軸	右室流入部、カラードプラ法	動画
傍胸骨長軸	右室流入部で TR があれば連続波ドプラ法で最大速度を計測	静止画
傍胸骨短軸	両大血管 (大動脈よりも肺動脈弁、肺動脈とその分枝に重点)、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	右房、三尖弁、右室流入部、右室流出路、大動脈弁の広い視野角、大動脈弁レベルでグレースケール	動画
傍胸骨短軸	三尖弁、右房、右室流入部に絞った狭い視野角、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	右房、三尖弁、右室流入部、右室流出路、大動脈弁に絞った狭い視野角、カラードプラ法	動画
傍胸骨短軸	右房、三尖弁に絞った狭い視野角、TR があれば連続波ドプラ法で最大速度を計測	静止画
傍胸骨短軸	右室流出路、肺動脈弁、肺動脈に絞った狭い視野角、カラー	動画
傍胸骨短軸	右室流出路、肺動脈弁、肺動脈とその分枝、カラードプラ法	動画
傍胸骨短軸	右室流出路、パルスドプラ法で最大速度と速度時間積分値を計測	静止画
傍胸骨短軸	肺動脈 連続波ドプラ法で最大速度、速度時間積分値 (PR があれば) を計測	静止画
傍胸骨短軸	僧帽弁尖先端直下の左室レベル、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	左室乳頭筋レベル、グレースケール	動画
傍胸骨短軸	左室心尖部レベル、グレースケール	動画
心尖部	心尖部四腔断面、グレースケール	動画
心尖部	心尖部二腔断面、グレースケール	動画
心尖部	心尖部長軸断面、グレースケール	動画
心尖部	僧帽弁口血流速波形、パルスドプラ法 (E 波高、A 波高、E 波減速時間を計測)	静止画
心尖部	組織ドプラ法 側壁側僧帽弁輪、中隔側僧帽弁輪 (e', a', s' を計測)	静止画
心尖部	右室焦点断面、グレースケール	動画
心尖部	カラードプラ法 三尖弁口血流	動画
心尖部	三尖弁口血流速波形 (任意計測 E 波高、A 波高)	静止画
心尖部	TR があれば最大速度を計測	静止画
心尖部	組織ドプラ法 右室自由壁側三尖弁輪 (e', a', s' を計測)	静止画
心尖部	右室焦点断面、M モード法、収縮期三尖弁輪移動距離	静止画

(続く)

表 11 (つづき)

ウインドウ	右室、肺高血圧のための限定的検査：断面／計測	動画／静止画
心尖部	右室焦点断面 長軸径、最大基部径、中間部径を計測	静止画
心尖部	右室焦点断面 拡張末期右室断面積をトレース	静止画
心尖部	右室焦点断面 収縮末期右室断面積をトレース	静止画
心尖部	心尖部四腔断面、ディスク法で収縮末期右房容積と右房長径を計測	静止画
心窩部	下大静脈の呼吸性変動	動画
心窩部	下大静脈径	静止画
心窩部	肝静脈、カラードブラ法	動画
心窩部	肝静脈血流、パルスドブラ法でS波、S波、A波の波形を表示	静止画

TR, 三尖弁逆流

(* 傍胸骨長軸断面あるいは傍胸骨短軸断面のどちらかを選択して表示)

アーチファクトは、減衰とスワーリングである。(表8.1と8.2) 減衰は、近距離領域に高濃度のマイクロバブルが存在することによって生じ、遠位部の構造に陰影効果をもたらす。スワーリングは、バブルの破壊がバブルの補充を上回ったときに発生するアーチファクトである。これらの一般的なアーチファクトは、UEA 投与の量または割合を変更することで簡単に解決することができる。

3. 画像の取得

傍胸骨断面を使用すると右心室が前方に位置しており、減衰と陰影を引き起こす可能性があるため、UEA は通常、心尖部断面で評価する。心尖部四腔断面から画像収集を開始し、次に心尖部二腔断面と心尖部長軸断面を記録する。UEA の濃度が低下してくると、傍胸骨長軸断面と傍胸骨短軸断面でも記録できる場合がある。この一連の断面取得により、左室 17 分画すべての評価が可能となる。傍胸骨からの長軸断面および短軸断面も、心尖部断面の後に観察すべきである (表 8.3-8.7)。

C. ストレイン画像法

心エコー検査室において、心室ストレインが計測されるようになってきている。利用可能なストレイン画像法には複数のタイプがある。現在、最も臨床に有用なのは、心尖部断面から測定された 2D スペックルトラッキング法により得られる長軸方向ストレインである。ストレインイメージングが可能な超音波装置を備えた心エコー検査室は、左心室分画の peak systolic strain を計算するのに適切な心尖部画像を取得するための計測プロトコルを作成し (超音波システムは 16、17、または 18 セグメントモデルを表示すること)、ブルズアイマップとして結果を表示、GLS を計算することを本編集委員会は推奨する。ストレイン計測の標準化に関する合意文書が公開されているが、ベンダー間における標準化の努力が続けられており、計測値の正常範囲はまだ決定されていない。したがって、異なる機器やソフトウェアによるばらつきを回避するため、同一患者における経時的なストレインイメージングの検査は、同じ超音波システムを用いる必要がある。拡張末期と収縮末期のタイミング定義は、心エコー検査室で標準化する必要がある。高品質の画像取得が得られる (通常 > 40 フレーム / 秒) 最小のフレームレートを用いる。再現性のある結果を得るためには、各分画が適切にトラッキングされているかどうか評価する必要がある。技術的性能の詳細はメーカーによって異なり、心エコー検査室のワークフローにストレインイメージを導入する前に、アプリケーション

の専門家に十分に確認したほうがよい (表 9)。

D. 左室容積と収縮能の三次元評価

三次元画像システムは広く利用できるようになっている。経胸壁心エコー図検査において、現在使用されている最も一般的な三次元アプリケーションは左室サイズと収縮能の評価である。3D 容積を使用して駆出率を測定するための画像取得およびデータ処理の手順は、三次元容積の計算に使用される超音波システムとソフトウェアに依存するが、一般的な画像最適化の手法はすべての画像取得に適用できる。駆出率を計算するために左心室の三次元容積を取得するには、左心室に焦点を合わせて、心尖部四腔断面でデータを取得する。断層図では、フォーカス、ゲイン、コンプレッション (ダイナミックレンジ) を調整して画像を最適化する。既報の報告では、3D 容積の後処理を適切に行うために、ゲインとコンプレッション (ダイナミックレンジ) の両方をミッドレンジ (50) に設定する必要があることを提案している。これらの設定を調整した後、画像をさらに最適化するために TGC を調整する。最も良好な時間的および空間的解像度を得るため、心臓全体をキャプチャでき、ボリュームレートが増える、最小の容積となるよう視野角を調整する。画像データ取得に最適な断面を設定した後、心内膜境界が良好に描出されているかを確認する。

画像パラメータが最適化されたら、画像取得中の心臓の動きを防ぐため、呼吸を止めるよう患者に指示をする。Multiple-beat 取得を用いると、ボリュームレートが増え、空間分解能が向上する。ほとんどのシステムでは、取得後にデータセットの品質を確認することができる。半自動ソフトウェアを起動すると、心内膜の境界トレースが開始され容積が算出される。そして、計算の結果を確認し、記録する (表 3.14)。

X. 施設の事情に合った過不足のない経胸壁心エコー図検査

表 10 は推奨される一連のすべての取得画像を示しており、これらの画像によって系統的経胸壁心エコー図検査が構成される。各検査室では、どのような患者が多いか、あるいは、保有する装置によって、このプロトコルを調整すべきである。いくつかのプロトコル (* 印をつけている) は冗長かもしれない。これらについては、取得できる画像のうちで最良のものを記録するだけでもかまわない。

XI. 限定的な経胸壁心エコー図検査

Intersocietal Accreditation Commission では、限定的心エコー図検査 (Limited echocardiography) を次のように定義している。“最近系統的な心エコー図検査をしたばかりで、関心があること以外の領域に全く変化がない場合のみ、限定的な検査を施行する” 一般的に、心臓のある領域だけを検査する、あるいは、一つの臨床的問題に答えを出すのが限定的検査である。以下に、限定的心エコー図検査が施行されるいくつかの状況について述べる。

A. 心膜液貯留

治療経過に従って、心膜液貯留の評価を経時的に繰り返す行うことがある。検査のプロトコールは、心膜液の有無と量に限定している。もし心膜液貯留がなければ、タンポナーデかどうかを検討する必要はない。もし有意な心膜液貯留があれば、表 11 に示すように、断層法やドプラ法を用いて心膜液貯留が血行動態に影響しているかどうかを検証する必要がある。

B. 左室収縮能

疾患の自然歴をみるため、あるいは、治療効果を判定するためにしばしば左室収縮能が評価される。左室収縮能の変化が生じるかもしれない臨床的問題があるとき、系統的な心エコー図検査に引き続いて、必要な間隔を開けて、左室収縮能に限定した心エコー図検査が施行されることがある。

C. 右室と肺高血圧

肺高血圧患者において、心エコー図検査は、肺動脈圧の直接的な計測ができるだけでなく、右室の機能、肥大、サイズについての情報を提供してくれる。肺動脈収縮期圧の右室機能の正確な評価は、治療効果の判定に欠かせない。

この章で説明した断面は、限定的な検査における画像習得断面の出発点である。予想していなかった新たな病態を描出するには、限定的なプロトコールだけでなく他の断面からの観察も必要である。

その他の断面

特定の臨床問題に答えを出すためには、複数の断面で、その他の解剖学的構造を画像化する必要があるかもしれない。本文の付記として、その他の断面とどんなときに使用するかという簡単な説明を表にして添付する。

謝辞

Julia M. Vaessen, BS, RDCS, RVT および Shannon Johns, BS, RDCS, RVT は、本文書の画像取得を支援してくれた。Rebecca J Zart は、原稿の準備を支援してくれた。この文書の原図は Medmovie (Medmovie、ケンタッキー州レキシントン) を使用して作成した。

このドキュメントは、2017~2018年の ASE ガイドラインおよび標準委員会、ASE 理事会、および ASE 実行委員会のメンバーによってレビューされた。レビュアーには Bonita Anderson, MAPPLSC, DMU, AMS, FASE, ACS, Alicia Armour, BS, MA, RDCS, FASE, Federico M. Asch, MD, FASE, Azin Alizadehasl, MD, FASE, Joao L. Cavalcante, MD, FASE, Scott D. Choyce, RDCS, RVT, RDMS, FASE, Frederick C. Cobey, MD, FASE, Gregory J. Ensing, MD, FASE, Craig Fleishman, MD, FASE, Mark

K. Friedberg, MD, FASE, Neal Gerstein, MD, FASE, Edward A. Gill, MD, FASE, Yvonne E. Gilliland, MD, FASE, Robi Goswami, MD, FASE, Lanqi Hua, RDCS (AE/PE/FE), FASE, Renuka Jain, MD, FASE, Pei-Ni Jone, MD, FASE, Jonathan R. Lindner, MD, FASE, Stephen H. Little, MD, FASE, Rick Meece, ACS, RDCS, RCS, RCIS, FASE, Maryellen H. Orsinelli, RN, RDCS, FASE, Andy Pellett, PhD, RCS, RDCS, FASE, Dermot Phelan, MD, PhD, FASE, Charlene M. Porcelli, RDCS, RDMS, FASE, David S. Rubenson, MD, FASE, Raymond, F. Stainback, MD, FASE, and David H. Wiener, MD, FASE が含まれる。

通知と免責事項：この文書は、会員が参照するために ASE によって提供されている。本文書には推奨事項のみが含まれており、医療行為の決定を行うため、または非雇用者に対する懲戒処分の唯一の根拠として使用するべきではない。本文書に記載されたステートメントと推奨事項は、科学的に検証されたデータではなく、主に専門家の意見に基づいている。ASE は、商用または特定目的への適合性の保証を含め、本文書の情報の完全性または正確性に関して明示または黙示の保証をしない。いかなる場合も、本文書の情報によってあなたまたは他の当事者が下した決定または行動について、あなた、あなたの患者、または他の第三者に対して ASE は責任を負わないものとする。また、ASE が本文書の情報を使用して医療アドバイスをしたり、ASE と患者または他の人との間に医師と患者の関係を構築することはない。

補遺資料

本文書に関連する補遺資料が <https://doi.org/10.1016/j.jecho.2018.06.004> に掲載されている。

参考文献

1. Edler I, Hertz CH. The use of ultrasonic reflectoscope for the continuous recording of movements of heart walls 1954. *Clin Physiol Funct Imaging* 2004;24:118-36.
2. Lang RM, Badano LP, Mor-Avi V, Afzalpoor J, Armstrong A, Ernande L, et al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2015;28:1-39.
3. Nagueh SF, Smiseth OA, Appleton CP, Byrd BF, Dokainish H, Edvardsson T, et al. Recommendations for the evaluation of left ventricular diastolic function by echocardiography: an update from the American Society of Echocardiography and the European Association of Cardiovascular Imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2016;29:277-314.
4. Intersocietal Accreditation Commission. IAC standards and guidelines for adult echocardiography accreditation. Available at: <http://www.intersocietal.org/echo/standards/IACAdultEchocardiographyStandards2017.pdf> 2017. Accessed June 25, 2018.
5. Henry WL, DeMaria A, Gramiak R, King DL, Kisslo JA, Popp RL, et al. Report of the American Society of Echocardiography Committee on Nomenclature and Standards in Two-Dimensional Echocardiography. *Circulation* 1980;62:212-7.
6. Picard MH, Adams D, Bierig SM, Dent JM, Douglas PS, Gillam LD, et al. American Society of Echocardiography recommendations for quality echocardiography laboratory operations. *J Am Soc Echocardiogr* 2011; 24:1-10.
7. Wharton G, Steeds R, Allen J, Phillips H, Jones R, Kanagala P, Lloyd G, et al. A minimum dataset for a standard adult transthoracic echocardiogram: a guideline protocol from the British Society of Echocardiography. *Echo Res Pract* 2015;2:G9-24.
8. Jeanrenaud X, Seiler C, Jost CA, Kaufmann B, Gruner C, Mueller H, et al. What is a standard transthoracic echocardiogram performed by a cardiologist? *Cardiovasc Med* 2015;18:146-51.
9. Anderson B. The two-dimensional echocardiographic examination. In: Anderson B, editor. *Echocardiography: the normal examination and echocardiographic measurements*. 3rd ed. Sydney, Australia: Echotext; 2017.
10. Otto CM. Principles of echocardiographic image acquisition and Doppler analysis. In: Otto CM, editor. *Textbook of clinical echocardiography*. 5th

- ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2013. pp. 1-30.
11. International Sonographer Training Task Force of the American Society of Echocardiography. International echo training module 1: basic instrumentation. Durham, NC: American Society of Echocardiography; 2015.
 12. International Sonographer Training Task Force of the American Society of Echocardiography. International echo training module 2: nomenclature transducer movements. Durham, NC: American Society of Echocardiography; 2015.
 13. American Institute of Ultrasound in Medicine. Transducer manipulation for echocardiography. *J Ultrasound Med* 2005;24:733-6.
 14. Otto CM. Normal anatomy and flow patterns on transthoracic echocardiography. In: Otto CM, editor. *Textbook of clinical echocardiography*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2013. pp. 31-64.
 15. Gibbs V, Cole D, Sassano A. *Ultrasound physics and technology e-book: how, why and when*. Edinburgh, United Kingdom: Churchill Livingstone Elsevier; 2011.
 16. Hill JC, Palma RA. Doppler tissue imaging for the assessment of left ventricular diastolic function: a systematic approach for the sonographer. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:80-8.
 17. Zagzebski JA. Physics and instrumentation in Doppler and B-mode ultrasonography. In: Pellerito JS, Polak JF, editors. *Introduction to vascular ultrasonography*. 6th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2012. pp. 20-51.
 18. Zagzebski JA. Pulse-echo ultrasound instrumentation. In: Zagzebski JA, editor. *Essentials of ultrasound physics*. St. Louis, MO: Mosby; 1996. pp. 46-68.
 19. Huang ZH, Long WY, Xie GY, Kwan OL, DeMaria AN. Comparison of gray-scale and B-color ultrasound images in evaluating left ventricular systolic function in coronary artery disease. *Am Heart J* 1992;123:395-402.
 20. Comess KA, Beach KW, Hatsukami T, Strandness DE Jr., Daniel W. Pseudocolor displays in B-mode imaging applied to echocardiography and vascular imaging: an update. *J Am Soc Echocardiogr* 1992;5:13-32.
 21. Thomas JD, Rubin DN. Tissue harmonic imaging: why does it work? *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:803-8.
 22. Tranquart F, Grenier N, Eder V, Pourcelot L. Clinical use of ultrasound tissue harmonic imaging. *Ultrasound Med Biol* 1999;25:889-94.
 23. Anvari A, Forsberg F, Samir AE. A primer on the physical principles of tissue harmonic imaging. *Radiographics* 2015;35:1955-64.
 24. Rubin DN, Yazbek N, Garcia MJ, Stewart WJ, Thomas JD. Qualitative and quantitative effects of harmonic echocardiographic imaging on endocardial edge definition and side-lobe artifacts. *J Am Soc Echocardiogr* 2000;13:1012-8.
 25. Senior R, Soman P, Khattar RS, Lahiri A. Improved endocardial visualization with second harmonic imaging compared with fundamental two-dimensional echocardiographic imaging. *Am Heart J* 1999;138:163-8.
 26. Masencal N, Bordachar P, Chatellier G, Redheuil A, Diebold B, Abergel E. Comparison of accuracy of left ventricular echocardiographic measurements by fundamental imaging versus second harmonic imaging. *Am J Cardiol* 2003;91:1037-9.
 27. Spencer KT, Bednarz J, Raftar PG, Korcarz C, Lang RM. Use of harmonic imaging without echocardiographic contrast to improve two-dimensional image quality. *Am J Cardiol* 1998;82:794-9.
 28. Hawkins K, Henry JS, Krasuski RA. Tissue harmonic imaging in echocardiography: better valve imaging, but at what cost? *Echocardiography* 2008;25:119-23.
 29. Barr RG, Grajo JR. Dynamic automatic ultrasound optimization: time savings, keystroke savings, and image quality. *Ultrasound Q* 2009;25:63-5.
 30. Quiñones MA, Otto CM, Stoddard M, Waggoner A, Zoghbi WA, Doppler Quantification Task Force of the Nomenclature and Standards Committee of the American Society of Echocardiography. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: a report from the Doppler quantification task force of the nomenclature and standards committee of the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:167-84.
 31. Wann S, Passen E. Echocardiography in pericardial disease. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:7-13.
 32. Pérez-Casares A, Cesar S, Brunet-García L, Sanchez-de-Toledo J. Echocardiographic evaluation of pericardial effusion and cardiac tamponade. *Front Pediatr* 2017;5:1-10.
 33. Otto CM. Pericardial disease. In: Otto CM, editor. *Textbook of clinical echocardiography*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2013. pp. 254-70.
 34. Pellerito JS, Polak JF. Basic concepts of Doppler frequency spectrum analysis and ultrasound blood flow imaging. In: Pellerito JS, Polak JF, editors. *Introduction to vascular ultrasonography*. 6th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2012. pp. 52-73.
 35. Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, Chambers JB, Edvardsen T, Goldstein S, et al. Recommendations on the echocardiographic assessment of aortic valve stenosis: a focused update from the European Association of Cardiovascular Imaging and the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2017;30:372-92.
 36. Stewart WJ, Galvin KA, Gillam LD, Guyer DE, Weyman AE. Comparison of high pulse repetition frequency and continuous wave Doppler echocardiography in the assessment of high flow velocity in patients with valvular stenosis and regurgitation. *J Am Coll Cardiol* 1985;6:565-71.
 37. Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, Chambers JB, Evangelista A, Griffin BP, et al. Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:1-23.
 38. Nagueh SF, Middleton KJ, Kopelen HA, Zoghbi WA, Quiñones MA. Doppler tissue imaging: a noninvasive technique for evaluation of left ventricular relaxation and estimation of filling pressures. *J Am Coll Cardiol* 1997;30:1527-33.
 39. Nagueh SF, Sun H, Kopelen HA, Middleton KJ, Khoury DS. Hemodynamic determinants of the mitral annulus diastolic velocities by tissue Doppler. *J Am Coll Cardiol* 2001;37:278-85.
 40. Ho CY, Solomon SD. A clinician's guide to tissue Doppler imaging. *Circulation* 2006;113:e396-8.
 41. Nikitin NP, Witte KK, Thackray SD, de Silva R, Clark AL, Cleland JG. Longitudinal ventricular function: Normal values of atrioventricular annular and myocardial velocities measured with quantitative two-dimensional color Doppler tissue imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:906-21.
 42. Miyatake K, Okamoto M, Kinoshita N, Izumi S, Owa M, Takao S, et al. Clinical applications of a new type of real-time two-dimensional Doppler flow imaging system. *Am J Cardiol* 1984;54:857-68.
 43. Zoghbi WA, Adams D, Bonow RO, Enriquez-Sarano M, Foster E, Grayburn PA, et al. Recommendations for noninvasive evaluation of native valvular regurgitation: a report from the American Society of Echocardiography developed in collaboration with the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *J Am Soc Echocardiogr* 2017;30:303-71.
 44. Thomas JD, Liu CM, Flachskampf FA, O'Shea JP, Davidoff R, Weyman AE. Quantification of jet flow by momentum analysis. An in vitro color Doppler flow study. *Circulation* 1990;81:247-59.
 45. Thomas JD. Doppler echocardiographic assessment of valvar regurgitation. *Heart* 2002;88:651-7.
 46. Kronzon I, Aurigemma GP. M-mode echocardiography. In: Lang RM, Goldstein SA, Kronzon I, Khandheria BK, Mor-Avi V, editors. *ASE's comprehensive echocardiography*. 2nd ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2016. pp. 30-8.
 47. Brun P, Tribouilloy C, Duval AM, Iserin L, Meguira A, Pelle G, et al. Left ventricular flow propagation during early filling is related to wall relaxation: a color M-mode Doppler analysis. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:420-32.
 48. Garcia MJ, Smedira NG, Greenberg NL, Main M, Firstenberg MS, Odabashian J, et al. Color M-mode Doppler flow propagation velocity is a preload insensitive index of left ventricular relaxation: animal and human validation. *J Am Coll Cardiol* 2000;35:201-8.
 49. Takatsuki H, Mikami T, Urasawa K, Teranishi J-I, Onozuka H, Takagi C, et al. A new approach for evaluation of left ventricular diastolic function: spatial and temporal analysis of left ventricular filling flow propagation by color M-mode Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:365-71.
 50. Carerj S, Micari A, Trono A, Giordano G, Cerrito M, Zito C, et al. Anatomical M-mode: an old-new technique. *Echocardiography* 2003;20:357-61.
 51. Donal E, Coisne D, Pham B, Ragot S, Herpin D, Thomas JD. Anatomic M-Mode, a pertinent tool for the daily practice of transthoracic echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:962-7.
 52. Otto CM. The echo exam: quick reference guide basic principles. In: Otto CM, editor. *Textbook of clinical echocardiography*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier; 2013. pp. 500-3.
 53. Drew BJ, Califf RM, Funk M, Kaufman ES, Krucoff MW, Laks MM, et al. Practice standards for electrocardiographic monitoring in hospital settings: an American Heart Association scientific statement from the Councils on Cardiovascular Nursing, Clinical Cardiology, and Cardiovascular Disease in the Young: endorsed by the International Society of Computerized Electrocardiology and the American Association of Critical-Care Nurses. *Circulation* 2004;110:2721-46.
 54. Snider RA, Serwer GA, Ritter SB. The normal echocardiographic examination. In: Snider RA, Serwer GA, Ritter SB, editors. *Echocardiography in pediatric heart disease*. 2nd ed. St. Louis, MO: Mosby; 1997. pp. 22-75.
 55. Lai WW, Ko HH. The normal pediatric echocardiogram. In: Lai WW, Mertens LL, Cohen MS, Geva T, editors. *Echocardiography in pediatric and congenital heart disease from fetus to adult*. Hoboken, NJ: Wiley-Blackwell; 2009. pp. 34-52.
 56. Brown LM, Duffy CE, Mitchell C, Young L. A practical guide to pediatric coronary artery imaging with echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2015;28:379-91.
 57. Lang RM, Badano LP, Tsang W, Adams DH, Agricola E, Buck T, et al.

- EAE/ ASE recommendations for image acquisition and display using three-dimensional echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2012;25:3-46.
58. Rudski LG, Lai WW, Afilalo J, Hua L, Handschumacher MD, Chandrasekaran K, et al. Guidelines for the echocardiographic assessment of the right heart in adults: a report from the American Society of Echocardiography endorsed by the European Association of Echocardiography, a registered branch of the European Society of Cardiology, and the Canadian Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2010;23: 685-713.
 59. Horton KD, Meece RW, Hill JC. Assessment of the right ventricle by echocardiography: a primer for cardiac sonographers. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:776-92.
 60. Aloia E, Cameli M, D'Ascenzi F, Sciacaluga C, Mondillo S. TAPSE: an old but useful tool in different diseases. *Int J Cardiol* 2016;225:177-83.
 61. Kaul S, Tei C, Hopkins JM, Shah PM. Assessment of right ventricular function using two-dimensional echocardiography. *Am Heart J* 1984;107: 526-31.
 62. Keren A, Billingham ME, Popp RL. Echocardiographic recognition of paraseptal structures. *J Am Coll Cardiol* 1985;6:913-9.
 63. Canepa M, Malti O, David M, AlGhatrif M, Strait JB, Ameri P, et al. Prevalence, clinical correlates, and functional impact of subaortic ventricular septal bulge (from the Baltimore Longitudinal Study of Aging). *Am J Cardiol* 2014;114:796-802.
 64. Canepa M, Pozios I, Vianello PF, Ameri P, Brunelli C, Ferrucci L, et al. Distinguishing ventricular septal bulge versus hypertrophic cardiomyopathy in the elderly. *Heart* 2016;102:1087-94.
 65. Muraru D, Maffessanti F, Kocabay G, Peluso D, Dal Bianco L, Piasentini E, et al. Ascending aorta diameters measured by echocardiography using both leading edge-to-leading edge and inner edge-to-inner edge conventions in healthy volunteers. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2014;15: 415-22.
 66. Tamborini G, Piazzese C, Lang RM, Muratori M, Chiorino E, Mapelli M, et al. Feasibility and accuracy of automated software for transthoracic three-dimensional left ventricular volume and function analysis: comparisons with two-dimensional echocardiography, three-dimensional transthoracic manual method, and cardiac magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2017;30:1049-58.
 67. Abhayaratna WP, Seward JB, Appleton CP, Douglas PS, Oh JK, Tajik AJ, et al. Left atrial size: physiologic determinants and clinical applications. *J Am Coll Cardiol* 2006;47:2357-63.
 68. Jenkins C, Bricknell K, Marwick TH. Use of real-time three-dimensional echocardiography to measure left atrial volume: comparison with other echocardiographic techniques. *J Am Soc Echocardiogr* 2005; 18:991-7.
 69. Meltzer RS, McGhie J, Roelandt J. Inferior vena cava echocardiography. *J Clin Ultrasound* 1982;10:47-51.
 70. Pasquero P, Albani S, Sitia E, Taulaigo AV, Borio L, Berchiolla P, et al. Inferior vena cava diameters and collapsibility index reveal early volume depletion in a blood donor model. *Crit Ultrasound J* 2015;7:17. <https://doi.org/10.1186/s13089-015-0034-4>.
 71. Stainback RF, Estep JD, Agler DA, Birks EJ, Bremer M, Hung J, et al. Echocardiography in the management of patients with left ventricular assist devices: recommendations from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2015;28:853-909.
 72. Otto CM. Valvular stenosis. In: Otto CM, editor. *Textbook of clinical echocardiography*. 5th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders; 2013. pp. 271-304.
 73. Jassal DS, Thakrar A, Schaffer SA, Fang T, Kirkpatrick I, Tam JW, et al. Percutaneous balloon valvuloplasty for pulmonic stenosis: the role of multimodality imaging. *Echocardiography* 2008;25:231-5.
 74. Parasuraman S, Walker S, Loudon BL, Gollop ND, Wilson AM, Lowery C, et al. Assessment of pulmonary artery pressure by echocardiography – a comprehensive review. *Int J Cardiol Heart Vasc* 2016;12:45-51.
 75. Dumesnil JG, Yoganathan AP. Theoretical and practical differences between the Gorlin formula and the continuity equation for calculating aortic and mitral valve areas. *Am J Cardiol* 1991;67:1268-72.
 76. Hurrell DG, Nishimura RA, Ilstrup DM, Appleton CP. Utility of preload alteration in assessment of left ventricular filling pressure by Doppler echocardiography: a simultaneous catheterization and Doppler echocardiographic study. *J Am Coll Cardiol* 1997;30:459-67.
 77. Klein AL, Tajik AJ. Doppler assessment of pulmonary venous flow in healthy subjects and in patients with heart disease. *J Am Soc Echocardiogr* 1991;4:379-92.
 78. Silvestry FE, Cohen MS, Armsby LB, Burkule NJ, Fleishman CE, Hijazi ZM, et al. Guidelines for the echocardiographic assessment of atrial septal defect and patent foramen Ovale: from the American Society of Echocardiography and Society for Cardiac Angiography and Interventions. *J Am Soc Echocardiogr* 2015;28:910-58.
 79. Porter TR, Abdelmoneim S, Belcik JT, McCulloch ML, Mulvagh SL, Olson JJ, et al. Guidelines for the cardiac sonographer in the performance of contrast echocardiography: a focused update from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2014;27:797-810.
 80. Romero JR, Frey JL, Schwamm LH, Demaerschalk BM, Chaliki HP, Parikh G, et al. Cerebral ischemic events associated with 'bubble study' for identification of right to left shunts. *Stroke* 2009;40:2343-8.
 81. Senior R, Becher H, Monaghan M, Agati L, Zamorano J, Vanoverschelde JL, et al. Contrast echocardiography: evidence-based recommendations by European Association of Echocardiography. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:194-212.
 82. Porter TR, Mulvagh SL, Abdelmoneim SS, Becher H, Belcik JT, Bierig M, et al. Clinical applications of ultrasonic enhancing agents in echocardiography: 2018 American Society of Echocardiography guidelines update. *J Am Soc Echocardiogr* 2018;31:241-74.
 83. Voigt JU, Pedrizzetti G, Lysyansky P, Marwick TH, Houle H, Bauman R, et al. Definitions for a common standard for 2D speckle tracking echocardiography: consensus document of EACVI/ASE/Industry Task Force to standardize deformation imaging. *Eur Heart J Cardiovasc Imaging* 2015; 16:1-11.
 84. Barnett C, Ben-Yehuda O. Cardiac catheterization in the patient with pulmonary hypertension. In: Yuan JX-J, Garcia JGN, Hales CA, Rich S, Archer SL, West JB, editors. *Textbook of pulmonary vascular disease*. New York: Springer; 2011. pp. 1387-402.

訳者註

1. 本書では、探触子についているマーカーと、超音波診断装置に表示されるマーカーを区別していない。プローブマーカー、プローブマークと呼ばれることもある。
2. 本邦では、傍胸骨アプローチ、心尖部アプローチなどと呼ばれることが多い。
3. STC: sensitivity time control と呼ぶこともある。
4. 現在、本邦で保険収載された超音波造影剤は市販されていない。
5. 現在、本邦においては保険適応で利用できる超音波造影剤は市販されていない。
6. 現在、本邦で心臓に対する使用について保険償還されている超音波造影剤はない。

Ⅻ. 付記：追加するその他の断面

この付記は、特定の臨床疑問に答えを出すため、心エコー図検査が必要となる場合に役立つ可能性がある追加の断面についてまとめた。

A. 傍胸骨短軸冠動脈断面

大動脈弁の直上のレベルで取得された PSAX 断面で、冠動脈の起始部が観察できる (表 12.1)。右冠動脈は通常 11 時の位置にあり、左冠動脈の起始部は通常は 5 時の位置にある。冠動脈の起始部を観察するには、大動脈弁レベルの直上で PSAX 断面を取得し、ズームをかけて、画像を最適化する。大動脈の境界線が全周性に観察でき、冠動脈の起始部の近位部を表示するためのスペースが確保できるような画像を出す。左右の冠動脈が同じ断面で観察できる例もある。一般的には、各冠動脈はわずかに異なる平面に存在する。上方から下方にスイープし、反時計回りにわずかに回転させて右冠動脈の起始部を表示し、時計回りにスイープして左冠動脈の起始部を表示する。

B. 心尖部右室二腔断面 (RV A2C)

右心室の評価に使用できるもう 1 つの断面は、右室二腔断面である。この断面を取得するには、右室焦点四腔断面から開始し、反時計回りに 60 回転する (左室の二腔断面の場合と同様)。SVC、右心房、および右心室 (下部右室自由壁) が表示される。AV の一部も観察できる。このビ断面は、SVC からのペースメーカーリードやカテーテルの心内膜炎と血栓を評価するのに役立つ。この断面を用いると、TR にカラー Doppler 法およびスペクトル Doppler 法を適用するときにより血流方向がビーム方向とより平行に描出できるかもしれない (表 12.2)。

C. 心窩部上大静脈断面 (Bicaval)

心窩部下大静脈縦断面を少し変化させた断面で、SVC が右心房に流入するところを観察できる例がある。IVC 縦断面から、深度を大きくして、探触子を頭に向けて角度を付けて最適化することで SVC を表示する。SVC は、画面最下部の約 5~6 時の位置に表示される。IVC と SVC の右房接合部を観察することができる。この断面は、SVC の血流、SVC から右房に入っているペースメーカーリードやカテーテル、および静脈洞型も含む心房シャントを評価するのに役立つ (表 12.3)。

D. 心窩部大動脈断面

心窩部 IVC 縦断面から、角度を付けて少し左にスライドさせ、大動脈を長軸で描出する。大動脈は通常、IVC よりも立っている。血管の頭側が画面の下部にあり、尾側が画面の上部に表示される。カラー Doppler 法あるいはパルス Doppler 法では、左上方に向かう順方向血流が観察される。2次元断面と Doppler 法は、大動脈瘤、解離、およびアテローム性動脈硬化症の描出に役立つ。この血管は呼吸の変化に反応せず、IVC との鑑別に役立つ (表 12.4a および 12.4b)。

E. 下大静脈の右肋間からの断面

心窩部ウインドウの中央で音の伝達が不十分な患者 (つまり、腹部腸ガス)、または術後で包帯が巻かれている患者では、右側方から肝臓を介した断面で IVC が観察できる。これは、画像の描出が難しい集中治療室の患者で役立つことがよくある。この画像は、仰臥位あるいは左側臥位で取得できる。探触子は患者の右側、肋骨のすぐ下に置く。同じ平面内

に肝臓越しの IVC と大動脈が描出されるようにする (表 12.5)。

F. 心窩部下大静脈短軸断面

IVC は短軸でも評価できる。IVC 縦断面から 90 度回転すると、心臓および腹部の位置が正常であれば、IVC が体の右側に表示される。この断面は、呼吸による変化を判断するのに役立つ。また、IVC 縦断面が血管の中心を通過していることや、最大直径、つまり呼吸による直径の最大変化を確認するのに役立つ。この横断面から心臓まで超音波ビームをスイープすることで、胸水が確認できる (表 12.6)。

G. 心房中隔焦点心窩部断面

心窩部断面で心房中隔を拡大して、心房中隔瘤や、心房中隔欠損症または卵円孔開存を示すエコーの脱落を観察する。この断面でカラー Doppler 法を使用して、心房中隔を通り抜けるカラー信号を確認する。この血流を表示するために、しばしばカラーの速度レンジを低くする。

H. 心窩部右室流出路短軸断面

この断面では、RVOT、PV、および PA 主幹部の評価ができる。この断面は、これらの構造内の血流を評価するための Doppler 角度に優れており、PV 狭窄および PV 逆流を評価する際の Doppler 測定に役立つ。この断面は、傍胸骨断面の画質が不良な場合の代替手段となる (表 12.8)。

I. 心窩部短軸断面の、大血管から心尖部までのスイープ操作

傍胸骨および心尖部のウインドウが困難な例では、心窩部ウインドウが左室機能の評価を完遂するためのウインドウとなる。このスイープ操作は、左心室の PSAX スイープ操作の代わりになり、前胸部の肋骨による問題が回避できる。大血管レベルから開始し、左心室の心尖部に向かってスイープする。解剖学的構造、機能、および心室中隔欠損症が、この断面で評価できる。PSAX 断面で使用されるのと同様のレベルで複数のクリップを取得することができる (表 12.9a および 12.9b)。

J. 右傍胸骨大動脈断面

大動脈弁狭窄症の例において、超音波検査者が非イメージング CW 探触子で大動脈 Doppler 信号を取得するのが困難な場合は、イメージング探触子を使用して AscAo を特定する。患者を右側臥位にして、右腕を頭の上に伸ばす。胸骨の右の境界に沿った 2 番目または 3 番目の肋間に探触子を置く。インデックスマーカーを患者の右肩に合わせる。AscAo は、心臓から離れていくように長軸平面で描出される。この断面から Doppler 画像を取得するか、ソノグラファーは Doppler 信号を取得するための最適なウインドウを見つけた後、非イメージング CW 探触子に切り替えて評価する。(表 12.10a ~ 12.10c)。

K. 胸骨上窩腕頭静脈断面

標準的な縦断面では、大動脈弓の前方の構造物が部分的に描出される。これは通常、腕頭静脈である。この静脈を完全に表示するには、探触子で大動脈の横断面に回転させる (表 12.11)。探触子を下に傾けて、SVC に流れ込む左右の腕頭静脈を描出する (表 12.12a)。カラーフローイメージングを使用して、静脈の解剖学的構造をさらに詳細に描出し、静脈の開存性を示すことができる (表 12.12b)。この断面からのバリエーションとして、探触子を胸骨に向かってわずかに右に傾けて、SVC が近位 AscAo が左が右心房に入るところ

を描出することができる。画面の遠位に AV が観察される。

L. 胸骨上窩短軸断面 左房と肺静脈断面 (Crab view)

SSN の横断面から探触子を胸骨と平行となるくらい倒すと、右肺動脈の下方に 4 つの肺静脈が左房に流れ込むところが観察できる (表 12.13)。この断面は、右肺動脈や肺静脈の左房流入部の観察に適している。

M. カラー M モード法による左室流入血流伝播

拡張期の急速充満を評価するために、M モード法を用いて、線形等速線の傾斜から拡張早期伝播速度を測定する。画面には、x 軸に時間、y 軸に空間距離、流入の平均速度、そして血液流入のタイミングが表示される。この測定値は、拡張機能障害の評価に役立つ場合がある。通常の伝播速度は > 50 ~ 55 cm / 秒である。 < 45 cm / 秒の伝播速度は、弛緩の障害に関連する。²³ この画像を取得するために、M モードカーソルは、心尖部断面で僧帽弁流入血流の上に位置を合わせる。カラー M モードのボックスは、僧帽弁輪から左心室頂点までの領域を含むように設定する必要がある (表 12.14)。カラーベースラインを流れの方向に動かして、順方向の血流方向にエイリアシングを作成し、中央の最高速度のジェットが青色になるようにする。傾きは、拡張初期の信号の赤い最初のエイリアシングラインに沿って測定される。これは、E 波と同じタイミングで計測されるべきである。僧帽弁輪から左心室内 4cm 以上までを測定する。左心室までの距離を秒単位の時間で除して、センチメートル / 秒単位の傾きを取得する。²³

参考文献

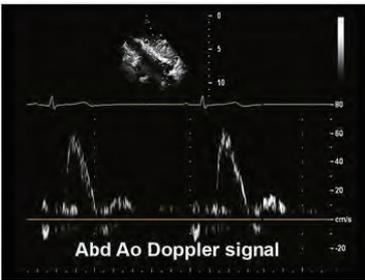
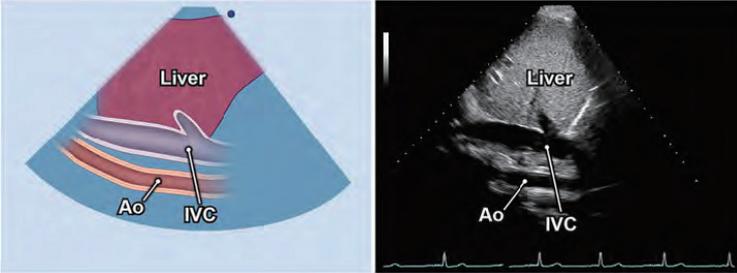
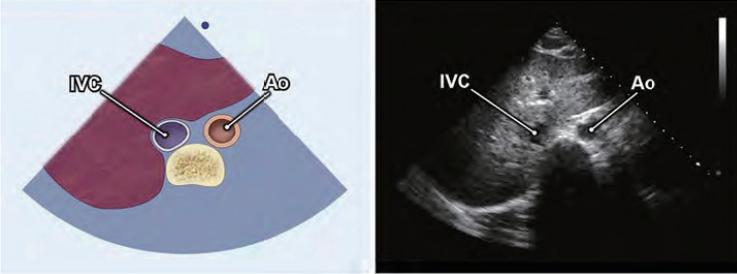
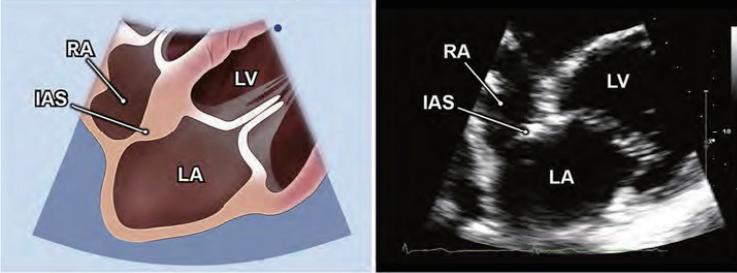
1. Brown LM, Duffy CE, Mitchell C, Young L. A practical guide to pediatric coronary artery imaging with echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2015;28:379-91.
2. Brun P, Tribouilloy C, Duval A-M, Iserin L, Meguira A, Pelle G, et al. Left ventricular flow propagation during early filling is related to wall relaxation: a color M-mode Doppler analysis. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:420-32.
3. Garcia MJ, Smedira NG, Greenberg NL, Main M, Firstenberg MS, Odabashian J, et al. Color M-mode Doppler flow propagation velocity is a preload insensitive index of left ventricular relaxation: animal and human validation. *J Am Coll Cardiol* 2000;35:201-8.
4. Stewart KC, Kumar R, Charonko JJ, Ohara T, Vlachos PP, Little WC. Evaluation of LV diastolic function from color M-mode echocardiography. *JACC Cardiovasc Imaging* 2011;4:37-46.
5. Takatsuji H, Mikami T, Urasawa K, Teranishi J-I, Onozuka H, Takagi C, et al. A new approach for evaluation of left ventricular diastolic function: spatial and temporal analysis of left ventricular filling flow propagation by color M-mode Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:365-71.

表 12 その他の断面

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	使用目的
12.1 傍胸骨短軸断面 冠動脈レベル (動画 98)		傍胸骨ウインドウ、傍胸骨短軸断面、冠動脈起始部冠動脈起始部を確認する時に使用。
12.2 右室二腔断面 (動画 99)		心尖部ウインドウ、右室二腔断面 右房と上大静脈の接合部、右室機能評価のための右室周辺領域、病因として疑われるデバイスリードやカテーテル、三尖弁の構造と機能を評価する時に使用。
12.3 心窩部上大静脈断面右室二腔断面 (動画 100)		心窩部ウインドウ、上大静脈の代替断面 上大静脈の流入速度、サイズ、デバイスリード、カテーテル、潜在的閉塞性病変を評価する時に使用。この断面で右房と下大静脈も観察可能。
12.4a 心窩部腹部大動脈縦断面 (動画 101)		心窩部ウインドウ、上部腹部大動脈 腹部大動脈の瘤、解離、動脈硬化性プラークをスクリーニングする時に使用。

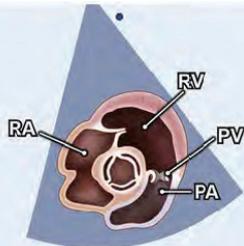
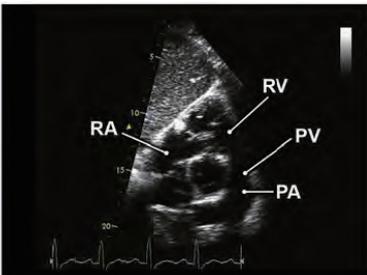
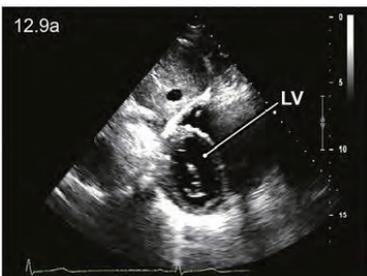
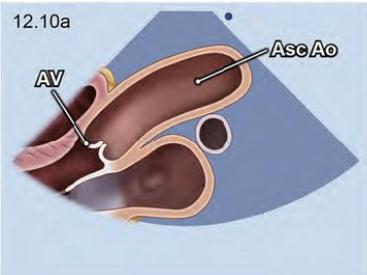
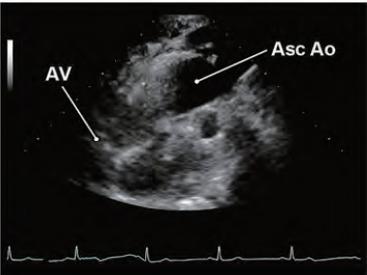
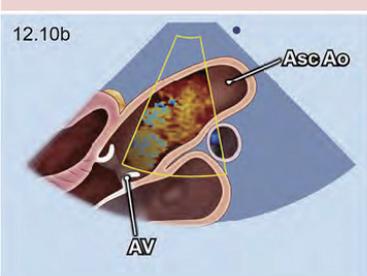
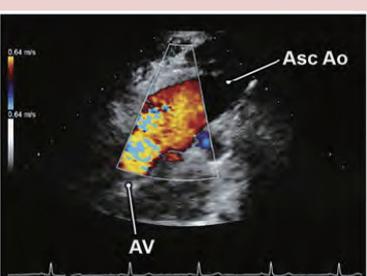
(続く)

表 12 (つづき)

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	使用目的
12.4b 腹部大動脈ドプラ法		心窩部ウインドウ、上部腹部大動脈血流収縮期と拡張期の血流パターンを評価する時に使用。
12.5 右胸壁下大静脈 (動画 102)		心窩部ウインドウ、下大静脈断面 腹部腸管ガスのある患者では、下大静脈を右胸壁断面で肝臓を介して描出できる。
12.6 下大静脈横断面 (動画 103)		心窩部ウインドウ、下大静脈と下行大動脈の横断面 長軸断面が下大静脈の中心を表示していない懸念がある場合に下大静脈の真の最大径を確認するために使用。
12.7 心房中隔の拡大 (動画 104)		心窩部ウインドウ、心房中隔 心房中隔欠損あるいは卵円孔開存を評価するために使用する使用心房中隔の拡大像。

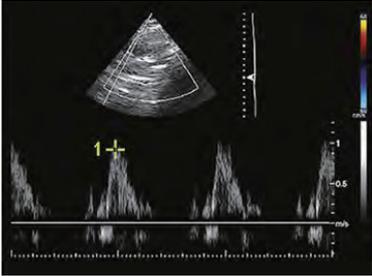
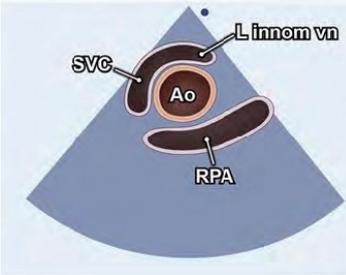
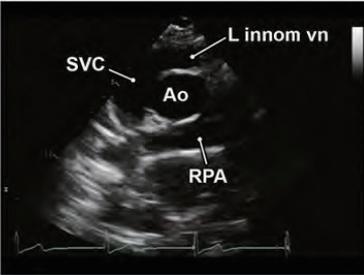
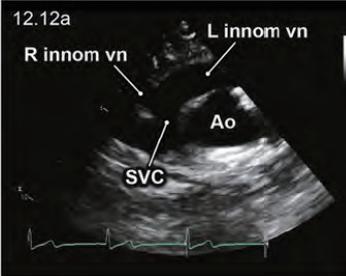
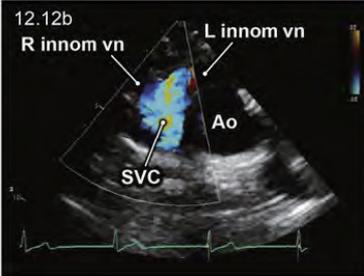
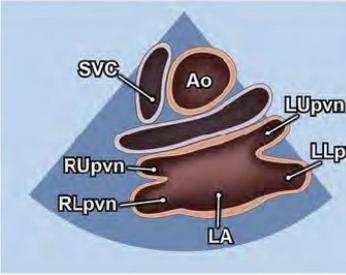
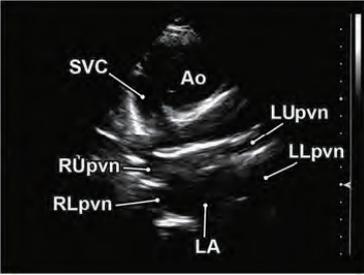
(続く)

表 12 (つづき)

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	使用目的
12.8 心窩部右室流出路短軸断面 (動画 105)		
		<p>心窩部ウインドウ、右室流出路、肺動脈弁、肺動脈主幹部、肺動脈主幹部、肺動脈弁、右室流出路の構造と血流を評価するために使用。</p>
12.9 両大血管レベルから心尖部までの心窩部短軸断面スイープ (動画 106, 107)		
		<p>心窩部ウインドウ 左室の形態と機能のためのスイープ 傍胸骨ウインドウおよび心尖部ウインドウが困難な症例では、心窩部ウインドウが左室機能評価を完了するための代替手段となる。</p>
12.10 大動脈の高位肋間傍胸骨断面 (動画 108, 109)		
		<p>高位肋間傍胸骨右縁ウインドウ、上行大動脈 上行大動脈の血流を表示する断面。上行大動脈の良好なドプラ角がしばしば得られる断面。大動脈病変の評価の際にドプラで最高速度が得られる断面。</p>
		<p>上行大動脈のカラー Doppler 法</p>

(続く)

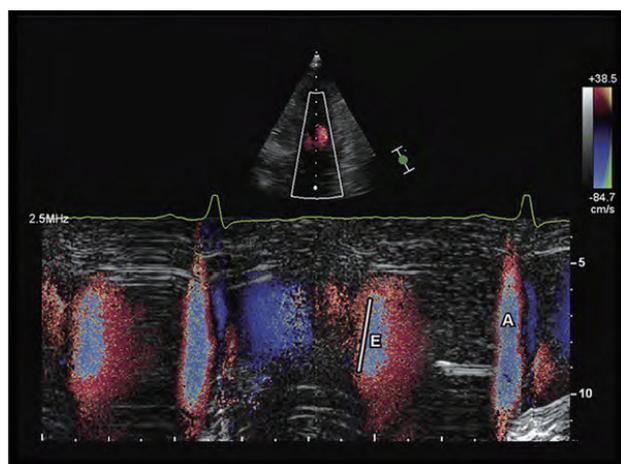
表 12 (つづき)

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	使用目的
12.10 c		大動脈弁口血流最大速度
12.11 胸骨上窩断面における左腕頭静脈、上大静脈、右肺動脈 (動画 110)		
		胸骨上窩ウインドウ、弓部大動脈 左腕頭静脈、上大静脈、右肺動脈を評価する時に使用。
12.12 胸骨上窩断面における左腕頭静脈と上大静脈 (動画 111, 112)		
		胸骨上窩ウインドウ、上大静脈、右腕頭静脈、左腕頭静脈 右腕頭静脈、左腕頭静脈、上大静脈の構造と血流を評価する時に使用。
12.13 胸骨上窩断面 (動画 113)		
		胸骨上窩ウインドウ、 右肺動脈、左房、4本の肺静脈を示すカニの図 (Crab view) 肺静脈の接合を評価する時に使用。

(続く)

表 12 (つづき)

解剖学的構造図	経胸壁心エコー図	使用目的
12.14 カラー M モード法	左室流入血流伝播速度	



心尖部ウィンドウ、心尖部四腔断面、カラー M モード図
拡張機能障害の評価に役立つ。
E 波の伝播速度は、実線の傾きを計測する。