

美国超声心动图学会指南及标准

成人完整的经胸超声心动图操作指南

Guidelines for Performing a Comprehensive Transthoracic
Echocardiographic Examination in Adults: Recommendations
from the American Society of Echocardiography

中文翻译：蒲朝霞 夏向阳 浙江大学医学院附属第二医院

中文校对：汪峰 华盛顿州埃弗雷特普罗维登斯地区医院

Carol Mitchell, PhD, ACS, RDMS, RDCS, RVT, RT (R), FASE, 联合主席 Peter S. Rahko, MD, FASE, 联合主席, LASE A. Blauwet, MD, FASE, Barry Canaday, RN, MS, RDCS, RCS, FASE, Joshua 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, 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*

本文件得到以下美国超声心动图学会国际联盟伙伴的认可：

阿根廷联合心脏病学会，阿根廷心脏病学会，东盟超声心动图学会，澳大利亚超声波检验师协会，英国超声心动图学会，加拿大超声心动图学会，中国超声心动图学会，巴西心脏病学会心血管影像部，印度超声心动图学会，印度心胸麻醉协会，印度尼西亚超声心动图学会，美洲超声心动图协会，伊朗超声心动图学会，以色列超声心动图工作组，意大利心胸麻醉学会，日本超声心动图学会，韩国超声心动图学会，墨西哥国家超声心动图学会，菲律宾超声心动图学会，沙特阿拉伯超声心动图学会，泰国超声心动图协会，越南超声心动图学会。

关键词：经胸超声心动图，多普勒超声心动图，彩色多普勒超声心动图，全面检查，协议

来自威斯康星大学医学与公共卫生学院 (C.M.和 P.S.R.)；明尼苏达州罗彻斯特的梅奥诊所 (L.A.B.和 J.F.)；俄勒冈技术学院 (B.C.)；杜克大学医学中心，达勒姆，北卡罗来纳州 (M.C.F.和 E.J.V.)；Intermountain 心脏研究所，Intermountain 医疗中心，犹他州盐湖城 (K.H.)；第一心脏病咨询医院，伊科伊、拉各斯、尼日利亚 (K.O.O.)；康涅狄格州哈特福德圣弗朗西斯医院和医疗中心 (R.A.P.)。

以下作者声明与本指南没有实际或潜在的利益冲突：Peter S. Rahko, MD, FASE, Lori A. Blauwet, MD, FASE, Barry Canaday, RN, MS, RDCS, RCS, FASE, Joshua Finstuen, MA, RT (R), RDCS, FASE, Michael C. Foster, BA, RCS, RCCS, RDCS, FASE, Kenneth Horton, ACS, RCS, FASE, Kofo O. Ogunyankin, MD, FASE。

以下作者报告了与本指南有一种或多种商业利益的关系：

Carol Mitchell, PhD, ACS, RDMS, RDCS, RVT, RT (R), FASE 撰写了可能未来有版权的教科书。Richard A. Palma, BS, RDCS, RCS, ACS, FASE, 曾担任 Lantheus 医学影像公司的演讲人，并担任 Gulf Coast Ultrasound 的讲师。Eric J. Velazquez MD, FASE 收到 NIH / NHLBI, Alnylam Pharmaceuticals, Inc., Amgen, Inc., 通用电气，诺华制药公司和辉瑞公司的心血管研究资助；并担任 ABIOMED, Amgen, Inc., Merck & Co., New Century Health, Novartis Pharmaceutical Corp. 和 Philips Ultrasound, Inc. 的顾问。

*再版要求：美国超声心动图学会，Meridian 企业中心，2530 Meridian Parkway, Suite 450, Durham, NC 27713 (E-mail: ase@asecho.org)。

ASE 会员请注意：访问 www.aseuniversity.org，通过与本文相

关的在线活动获得免费的继续医学教育学分。成功完成活动后，可以立即获得证书。非会员需要加入 ASE 才能获得此会员利益！

0894-7317 / 36.00 美元

美国超声心动图学会拥有 2018 年版权。

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

内容目录表

I. 介绍	4
II. 术语	5
A. 图像采集窗口	5
B. 扫查动作	5
C. 测量技巧	6
III. 仪器	6
A. 二维图像	6
1. 灰阶图	6
2. B-超彩色化	7
3. 动态范围	7
4. 发射频率	7
5. 谐波成像	8
6. 扇窗的大小与深度	8
7. 探头声束的焦点	9
8. 总增益与时间-增益补偿	9
9. 缩放/放大	9
10. 帧频	9
B. 频谱多普勒	9
1. 速度标尺	9
2. 扫描速度	9
3. 取样容积大小	11
4. 壁滤波与增益	11
5. 显示设置	13
6. 脉冲多普勒，高脉冲重复频率多普勒，连续多普勒	14
7. 组织多普勒	16
8. 彩色多普勒图像	18
9. 感兴趣区域与二维扇区大小	18
10. 彩色增益	18
11. 彩色图	18
12. 彩色多普勒速度标尺	18
C. M 模式	18
1. 彩色 M 模式	19
2. 可操控的 M 模式	19
3. ECG 设置	19
IV. 二维成像操作规程	25
A. 胸骨旁长轴观	25
1. 胸骨旁左心室长轴观	27
2. 右心室流出道观	27
3. 右室流入道切面	27
4. 胸骨旁短轴观	27
B. 心尖系列切面	28
1. 心尖四腔观	28
2. 右心室为中心的切面	28
3. 心尖五腔观	28
4. 冠状静脉窦切面	29
5. 两腔观	32
6. 心尖长轴观（三腔心）	32
7. 心尖四腔和两腔切面显示心房与肺静脉	32
C. 剑突下声窗与切面	32
1. 剑突下四腔心切面	33
2. 剑突下短轴切面	33
D. 胸骨上窝长轴切面	33
V. 二维测量	33
A. 胸骨旁长轴切面	33
1. 左心室	33
2. 近端右心室流出道	33
3. 左心房前后径测量	33
4. 左心室流出道与主动脉瓣环	34
5. 升主动脉	34
6. 胸骨旁短轴切面	34
7. 右心室流出道	34
8. 肺动脉	34
B. 心尖切面	34
1. 左心室容积	34
a. 双平面碟面积分	34
b. 三维左室容积	34
2. 左心房容积	34
3. 右心室线性内径	35
4. 右心室面积	35
5. 右心房容积	35
C. 剑突下切面	35
1. 下腔静脉	35
VI. M 模式测量	35
A. 三尖瓣瓣环平面收缩期偏移（TAPSE）	36
B. 下腔静脉	36
C. 主动脉瓣	36
VII. 彩色多普勒图像	41
A. 右心室流出道，肺动脉瓣，肺动脉	41
B. 右心室流入道和三尖瓣	41
C. 左心室流入道和二尖瓣	41
D. 左心室流出道和主动脉瓣	41
E. 主动脉弓	41
F. 肺静脉	41

G. 肝静脉	42
H. 下腔静脉	42
I. 房间隔	42
VIII. 频谱多普勒测量	42
A. 右心室流出道和肺动脉瓣	46
B. 三尖瓣	46
C. 二尖瓣	46
D. 左心室流出道与主动脉瓣	46
E. 主动脉弓与降主动脉	46
F. 肝静脉	46
G. 肺静脉	46
H. 二尖瓣环与三尖瓣瓣环的组织多普勒	47
IX. 附加技术	48
A. 震荡生理盐水成像	48
B. 超声增强剂成像	49
C. 适应征	59
1. 设备与管理	59
2. 图像采集	60
D. 应变成像	60
E. 三维评估左心室大小与收缩功能	60
X. 综合完整的经胸超声检查	60
XI. 有限的经胸超声检查	60
A. 心包积液	60
B. 左心室功能	60
C. 有限的右心室/肺动脉高压	61
XII. 参考文献	61
XIII. 可选的其他切面	66
A. 胸骨旁短轴冠状动脉切面	66
B. 右室心尖两腔心切面	66
C. 剑突下上腔静脉（双腔）切面	66
D. 剑突下腹主动脉	66
E. 下腔静脉右侧面成像	66
F. 剑突下下腔静脉短轴切面	66
G. 剑突下房间隔成像	66
H. 剑突下短轴右心室流出道切面	66
I. 剑突下短轴从大动脉水平扫查至心尖	67
J. 右侧胸骨旁主动脉切面	67
K. 胸骨上窝无名静脉	67
L. 胸骨上窝短轴左心房与肺静脉切面	67
(螃蟹切面)	
M. 彩色 M 型血流传播	67

缩略语
2D = 二维
3D = 三维
A2C = 心尖两腔
A4C = 心尖四腔
Abd Ao = 腹主动脉
AMVL = 二尖瓣千叶
ALPap = 前侧乳头肌
AV = 主动脉瓣
AR = 主动脉瓣返流
AS = 主动脉瓣狭窄
Asc Ao = 升主动脉
ASD = 房间隔缺损
ASE = 美国超声心动图协会
CDI = 彩色多普勒
CS = 冠状静脉窦
CW = 连续波
Dwsc Ao = 降主动脉
EDV = 舒张末期容积
ESV = 收缩末期容积
HPRF = 高脉冲重复频率
Hvns = 肝静脉
IAS = 房间隔
IVC = 下腔静脉
LA = 左心房
LCC = 左冠窦
LV = 左心室
LV EF = 左心室射血分数
LVIDd = 左室舒张末内径
LVIDs = 左室收缩末内径
LVOT = 左室流出道
LVPW = 左室后壁
MPA = 主肺动脉
MR = 二尖瓣反流

MS =二尖瓣狭窄
MV =二尖瓣
NCC =无冠窦
PA =肺动脉

PFO =卵圆孔未闭
PLAX =胸骨旁长轴
PMVL =二尖瓣后叶
PMPap =后内乳头肌
PR =肺动脉瓣反流
PSAX =胸骨旁短轴
PV =肺动脉瓣
Pulvns =肺静脉
PW =脉冲波
RA =右心房
RCC =右冠窦
ROI =感兴趣区域
RPS =右侧胸骨旁
RV =右心室
RVIDd =右室舒张末内径
RVOT =右室流出道
SC =剑突下
SoV Ao =Valsalva 窦
SSN =胸骨上窝
STJ =窦管交界处
SVC =上腔静脉
TAPSE =三尖瓣环平面收缩期偏移
TDI =组织多普勒
TGC =时间-增益补偿
TR =三尖瓣反流
TTE =经胸超声心动图
TV =三尖瓣
UEA =超声增强剂
VSD =室间隔缺损
VTI =速度时间积分

I. 介绍

自 1954 年 Edler 和 Hertz¹ 首次报道使用超声波进行心血管诊断以来，超声心动图在接下来的几十年中呈指数发展。超声心动图的历史是一部持续创新的过程。每一项新技术的出现就使得超声心动图这项检查变得更耗时、更全面，并整合多样化的技术。在某些情况下，精湛的新技术完全取代了旧方法，而在另一些情况下，新技术则被吸纳以至提高现有的诊断能力。

包括美国超声心动图学会（ASE）在内的几个专业组织投入了相当大的精力来制定本超声心动图综

合性指南，该指南的重在为特定临床目的所用。而其他指南的重点是针对心腔量化或舒张功能等检查方面的具体技术建议。^[2,3]国际认证委员会等认证机构已制定了超声心动图检查内容的标准。^[4]

ASE 在 1980 年制定了二维（2D）经胸超声心动图检查标准，^[5]并在 2011 年更新了推荐的内容。6 最近，英国超声心动图学会为标准成人经胸超声心动图（TTE）设立了最小数据集，^[7]瑞士心脏病学会^[8]建立了由心脏科医生操作超声心动图的标准。

ASE 召集了这个写作小组，为全面的经胸超声心动图的操作建立新的指南。我们的目的是：1）建立全面的经胸超声心动图检查的内容，2）提供检查过程中技术性能和仪器合理使用的建议，3）提供将各种基于超声的成像模式整合到综合检查中的指导，以及 4）描述最优化的方法来测量与显示完整检查中产生的数据的。需要指出的是，病理学特殊测量不在本指南讨论范围内。

本文档分为以下几部分：

I. 介绍

II. 术语

本节将定义本文中使用的标准切面和扫描动作。

III. 仪器

本节提供使用现代超声设备的建议和指导，以优化显示经胸检查的所有方式。

IV. 二维图像

本节将写作委员会对于全面检查中所包括的基于 2D 的视图作出定义。

V. 二维测量

本节提供了作为完整的经胸超声心动图应该获得的标准测量值的指导。

VI. M 模式测量

本节提供了与所选 M 模式有关测量的指导。

VII. 彩色多普勒成像

本节定义了全面的经胸检查中彩色多普勒显像的基本成像声窗、血流显示及测量。同时也定义了各瓣膜，血管和心腔的彩色血流成像。

VIII. 频谱多普勒成像

本节定义了全面的经胸检查中基本的成像窗口，显示和测量。同时也定义了各瓣膜，血管和心腔的频谱多普勒。

IX. 其他技术

该指南提出了使用震荡生理盐水的建议以及用于改善心内膜边界的超声增强剂检测。作为标准检查的一部分，委员会还建议在可行的情况下使用纵向应变成像和三维（3D）评估心室大小和功能。

X. 检查顺序

综合完整的经胸检查被列举在标准操作中。对于有限经胸检查我们也提供了选择性的建议。

II. 术语

A. 图像采集窗口

以下术语定义成像平面，切面和扫描操作。探头移动将按它的运动指向（前，后，上，下，外侧和内侧）进行描述（图 1）。所有的超声探头都有一个定向指示标记。本文中描述的每个切面将根据此标记的位置提供方向信息。描述的声窗有胸骨旁，心尖，肋下（SC）和胸骨上切迹（SSN）（图 2）。患者位于左侧卧位（只要患者能够移动），以便采集左胸骨旁和心尖声窗。胸骨旁长轴（PLAX）切面位于胸骨的左侧，可以提供心脏长轴的成像平面，其探头标记指向病人的右肩。最初的胸骨旁短轴（PSAX）切面位于与 PLAX 视图相同的位置，但是探头标记指向患者的左肩。该视图提供了心脏在轴向平面上的图像。心尖窗口位于左侧乳房组织下长轴平面对应于在 PLAX 切面中获取的图像，短轴平面对应于 PSAX 视图中获取的图像，心尖平面对应于从心尖声窗获得的图像。

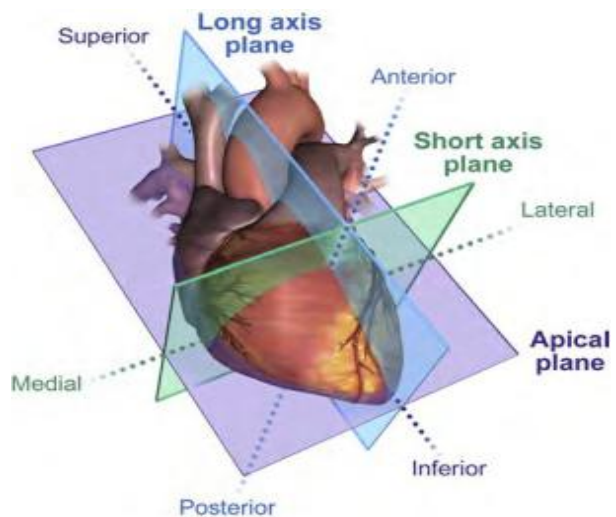


图 1 心脏的扫描平面。长轴平面对应于 PLAX 视图采集的图像，短轴平面对应于在 PSAX 视图中获取的图像，心尖平面对应于从心尖声窗采集的图像。

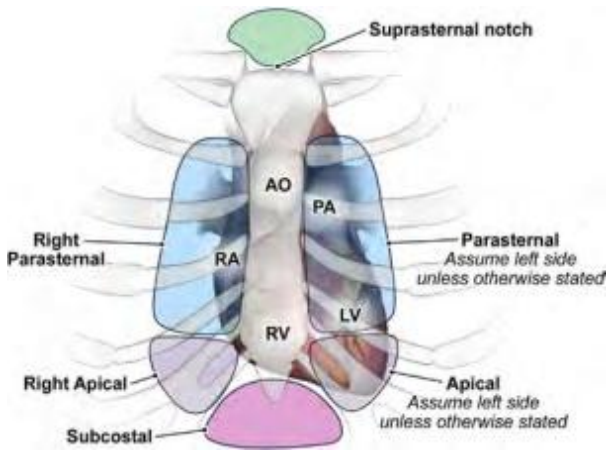


图 2 超声心动图图像采集声窗。

方，可以感受到心尖搏动的位置。在顶端窗口中，标记最初朝向 4-5 点钟位以展示心尖四腔 (A4C) 切面。剑突下 (SC) 窗口位于身体前面胸骨正下方。该窗口的图像采集是在患者处于仰卧位时进行的。这个窗口的初始切面是剑突下 (SC) 四腔切面，探头标记指向患者左侧 3 点钟位置。^[2,9-12] 胸骨上窝 (SSN) 窗口位于胸骨柄上端。患者仰卧时从这个窗口获得图像。所展示的初始切面是主动脉弓长轴切面。探头标记最初是朝向左肩并且使探头的接触面朝下，使得探头几乎与颈部平行。摇摆和倾斜等细微动作可以用来获取主动脉弓的最佳视野。

B. 扫查动作

倾斜，扫描，旋转，滑动，摇摆和成角等术语用于定义探头的运动。术语“倾斜”是指探头位置固定并且探头的接触面移动以展示同一轴上的其他图像平面 (图 3)。^[13] “扫描”是指特定地获取长时间的数据视频片段。扫描的一个例子是在一个长视频期间从心尖窗口的后部到前部记录心脏的倾斜平面。术语“旋转”是指将探头保持在静止位置，但将标记转到新位置 (图 4)。^[9,13,14] 术语“滑动”是指探头紧贴患者皮肤移动到新位置 (图 5)。^[9,13,14] 术语“摇摆”和“成角”是指用于优化图像的微小移动。摇摆指的是将探头保持在同一成像平面，朝向或远离方位标记的位置，以使结构居中或扩展视野。^[13] 摇摆不同于倾斜，因为摇摆是停留在同一个成像平面 (图 6)，而倾斜运动指的是同一轴上的运动，获取不同的成像平面。^[13] 成角是指通过将探头保持在相同位置并将声束引向感兴趣的区域来优化图像的运动。一个成角的例子是胸骨旁短轴 (PSAX) 切面中，先显示三尖瓣 (TV)，然后移动探头以胸骨旁短轴 (PSAX) 主动脉瓣 (AV)，然后操纵探头以展示肺动脉瓣 (PV) (图 7)。^[14] 角度不同于摇摆，因为摇摆是使感兴趣结构居中，而成角

动作更复杂，结合几个小动作优化显示某一结构，但不一定将结构展示到图像显示器的中间。在整个指南中，术语“优化”是指使适当的运动探头以获取最佳图像。

C. 测量技巧

写作组建议所有 2D 和 3D 测量均在致密心肌与非致密的心肌 (小梁) 之间的界面完成 (图 8)。致密的心肌是与左室心腔内血液填充的小梁不同的的密实均质的心壁。在无法辨识这种界面的情况下，应该在血液-组织界面进行测量。

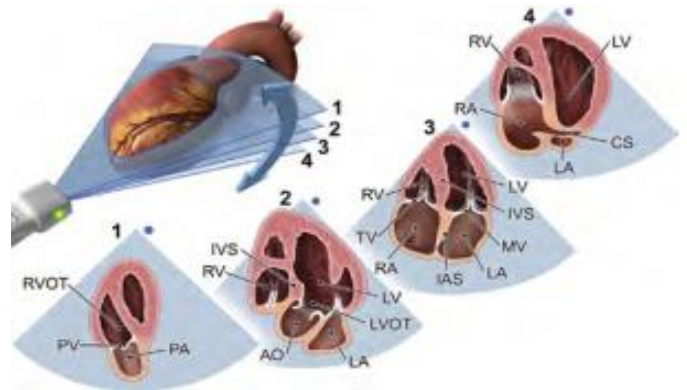


图 3 换能器的倾斜运动。蓝点表示索引定位标记。

要点#1

关于运动探头以优化图像的描述。这些运动是：

倾斜：探头保持与心脏相同的轴方向，但移动到不同的成像平面。

扫描：探头多次运动以记录长视频用以显示多个解剖结构。

旋转：探头保持静止位置，将标记移动到新位置。

滑行：传感器滑过病人的皮肤到达新的位置。

摆动：在相同的成像平面内，探头朝向或远离标记方向。

成角：探头保持在胸部的相同位置，并且声束指向新的结构。

III. 仪器

预计进行 TTE 的操作者应当熟悉能改善图像质量的仪器设置。图像生成的某些功能由超声系统预设，不能由操作者进行更改。然而，在图像采集 (预处理) 期间，或者在收集并存储数据 (后处理) 之后操作员调整某些仪器设置，这对能采集到最佳图像是重要的。^[10,15]

为了节省操作人员的时间并提高成像的一致性，许多实验室在他们的超声设备上设置了“预设键”。预设是对于优化特定类型的患者，解剖结构或血流成像最开始的仪器设置。^[10,15,16]为节省时间，超声设备常以超声心动图实验室条件下的典型病人做预设。预置可用于所有超声成像模式，包括 M 模式，2D 和所有形式的多普勒成像。^[10,16,17]指南的第一章节将讨论由操作者可控制的仪器设置。

A. 二维成像

1. 灰阶图。由成像系统检测到的反射超声波的幅度随着信号强度的数个对数单位而变化，且远远超出了人类视觉感知的能力。系统处理数据是以增强和抑制信

号，将原始数据转换为有用图像，并以多种灰度显示的超声心动图。高振幅信号被描绘为明亮的白色，低幅度的信号描绘为深灰色，没有信号则为黑色。

信号操作作为一系列灰阶图显示给操作人员，使操作员可以选择最适合特定类型患者图像显示的设置。^[17]某些灰度图可能会更好地显示特定病理或更适合患者体型。心脏灰度图设计用于优化血液-组织边界（镜面回波），并显示来自弱反射（例如心肌）的散射回波的细微差异。考虑到现有的各种超声波系统，写作委员会建议所有超声心动图实验室与实验室成像系统制造商的应用专家合作，选择最佳的灰度设置。一旦选择某一实验室协议，重要的是保持一致性，因为这可能有助于同以前的研究进行纵向比较（表 1.1a, b）。

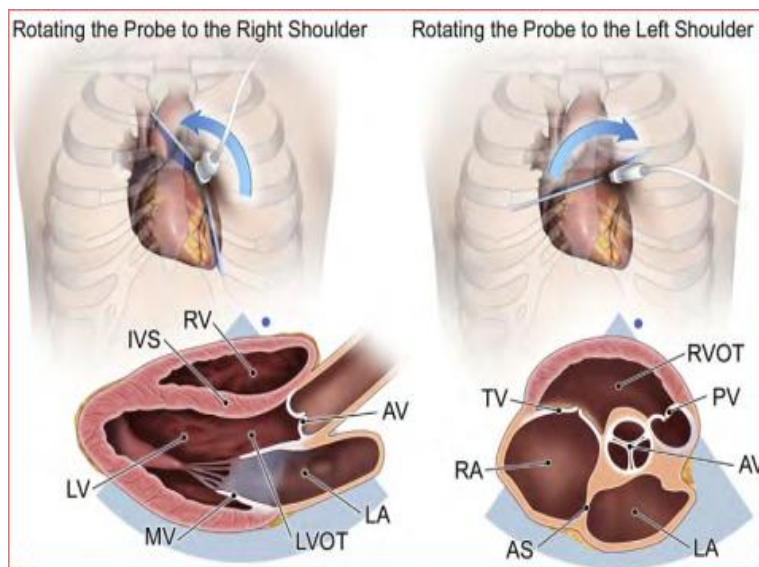


图 4. 旋转扫描运动。蓝点代表索引定位标记与视图有关。在 PLAX 图像中蓝点代表定向标记的位置位于图像的上端，在 PSAX 图像中，蓝点表示定向标记的位置位于图像的侧面。

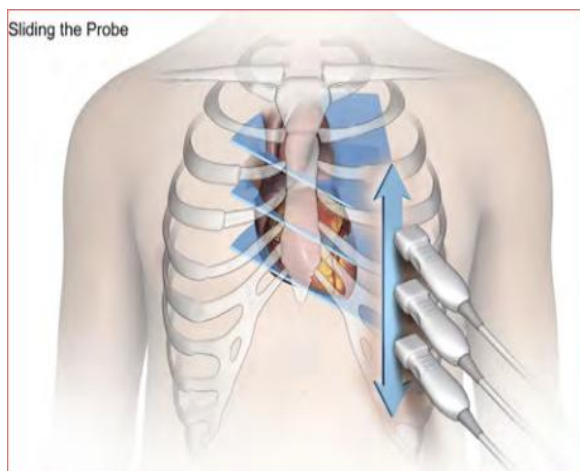


图 5 滑动扫描动作。

2.B-超彩色化。在灰度图选择中，通常可以选择 B

型的彩色化图片。在这种情况下，灰度图像被转换成不同范围的颜色（例如，棕褐色，淡粉红色）而不是灰色。彩色 B 模式可能基于实验室偏好或医生的偏好。一些临床医生认为视觉上彩色图像比灰度图像更能表现出某些病理特征。^[18,19]B 彩色不会改变所显示信息的数量或类型，只会影响观察者的感受（表 1.2a, b）。^[18,19]

3. 动态范围。调整图像上灰度的一个重要参数是动态范围设置。^[10,17]在某些超声系统中，这种控制称之为“压缩”。^[18]该设置改变图像中接收到的最大和最小振幅之间的比率。^[10,17]低动态范围设置会产生黑白分明的图像（高对比度）。这对于具有边缘图像质量的困难研究可能是有益的。高动态范围设置会生成具有更多灰度阴影的图像，这意味着将更小范围的幅度

分配给组成图像的特定灰度。对于心脏成像，动态范围设置应设置为提供足够的灰度以辨别致密和非致密心肌之间的界面。太少的灰色阴影可能导致显示不足或细微的低振幅结构无法呈现（例如薄壁段，血栓或赘生物），而太多的灰度可能会使图像显得“被洗掉”，有时很难准确区分致密和非致密心肌之间的差异（表 1.3a, b）。

4.发射频率。 发射频率是指探头的工作频率。典型的成人超声心动图使用的频率范围是 2.0-5.0 MHz。较高的频率产生更好的图像分辨率，但不能像较低频率那样深入人体。^[10,17]由于宽频探头的可用性，现在相对容易快速改变发射频率。如果需要额外的声波穿透，操作者应该从高发射频率开始，然后调整到较低的频率。在整个检查间应使用尽可能高的频率进行成像（表 1.4a, b）。

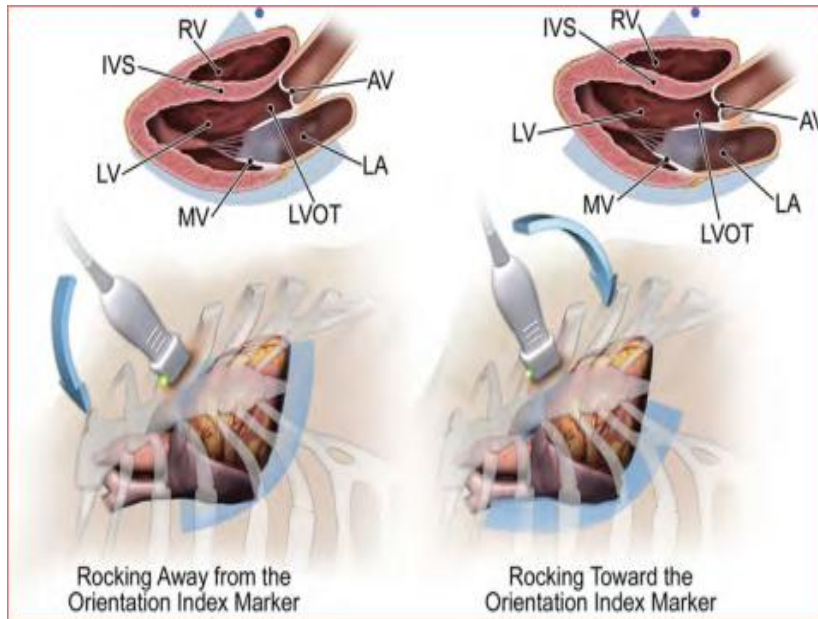


图 6 摇摆扫描动作。蓝点表示索引定位标记。

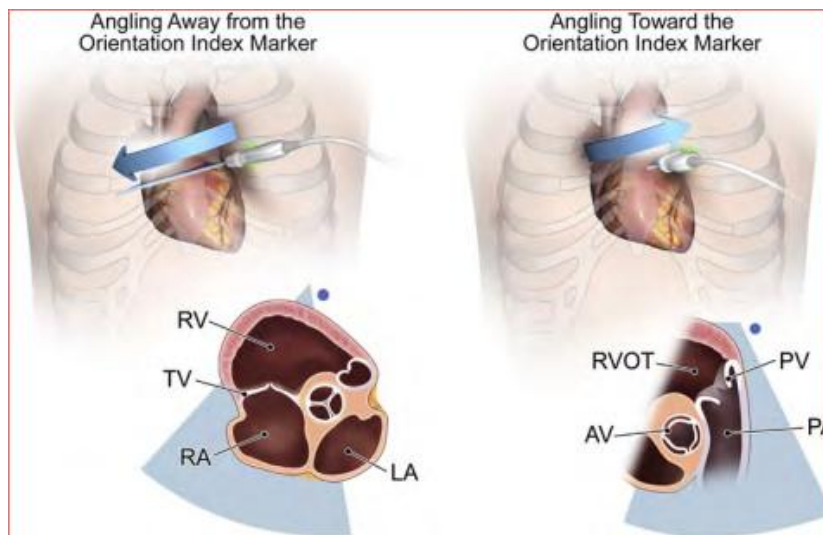


图 7 成角扫描动作。蓝点表示索引定位标记。

5. 谐波成像。现代成像系统允许选择谐波成像，使用发射（基频）频率的多次反射的频率来创建超声图像。谐波频率是由于声束在穿过组织时变形而引起的。^[10,17,21,22] 谐波成像最常用的是二次谐波频率，它是基频的两倍。^[10,17,21,22] 制造商已经降低了探头的基频以提高穿透率，同时显示更高频率的二次谐波。这对于肥胖或有密实肌肉组织患者特别有用且通常能产生更高质量图像。由于谐波失真的程度与反射信号的强度成正比，因此组织边界处的高能量镜面回波得到增强，同时消除了较低能量的噪声。因此，谐波成像产生的图像看起来更清晰，信噪比最大化。^[10,17,21,22] 对于组织谐波成像的早期形

式，轴向分辨率受到频率分辨率所需的长脉冲持续时间的负面影响。宽频组织谐波成像的新形式已经解决了这个问题，并允许低伪影的高轴向分辨率成像。^[23] 本写作委员会建议心脏超声成像采用谐波成像时应以尽可能高的频率进行（表 1.5a, b）。^[22,24-28] 注意突出小梁（箭头）和乳头肌（*）被认定为 LV 心腔的一部分。

6. 扇窗的大小和深度。图像的深度设置标示超声系统尝试检测人体解剖结构所能达到的深度。深度以长度单位（例如厘米或毫米）为单位进行测量，并且应设置为显示的结构或感兴趣的血流的显示尺

寸最大化。深度和扇区宽度设置也可能影响帧频。由于心脏是一个移动的结构，所以需要更高的帧速率来提高时间分辨率，特别是对于快速移动的结构。不必要的大扇区深度增加了生成扇形的每条取样线所需的时间量，迫使系统受到制约，要么降低帧频，要么减少每扇区的线数，导致图像质量下降。同样，在某些情况下，较窄的扇形角可能是合适的，从而提高图像质量（表 1.6a, b）。

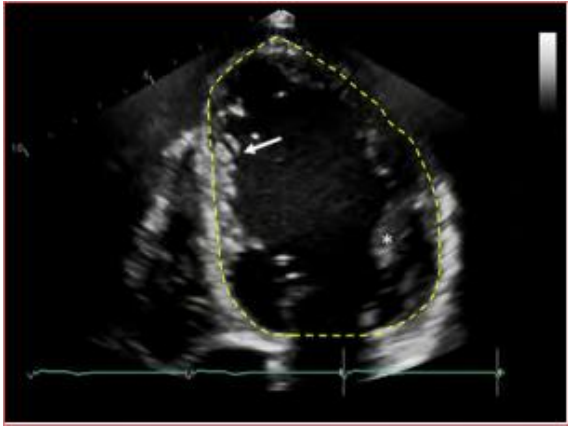


图 8 扩张型心肌病患者 LV 腔的追踪。

7.探头声束的焦点。一些系统有基于预设和成像深度的自动动态聚焦。操作者无法调整此功能。其他系统具有手动发射聚焦控制，可调节声束的形状和宽度。^[17]更窄的宽度产生更好的侧向分辨率。^[17]焦点应该放在感兴趣的结构的深度位置（表 1.7a, b）。注意在需要评估心尖的情况下，将焦点移至心尖可能会提高分辨率。通常，对于心脏成像，使用单个焦点来保持高帧频并且改善时间分辨率。使用多个聚焦区域可能会降低帧频，从而降低时间分辨率。

8.总增益和时间-增益补偿。增益控制旨在从一个患者到下一个患者以及整个视野中具有类似声学特性的组织能看起来一致。^[10,17]总增益均匀调节整个扇区内图像的亮度。增益应设定得足够高，以便在血液中只显示少量回声，并且血液-心内膜组织边界清晰可见（表 1.8a, b）。时间增益补偿（TGC）控件通常设置为一系列的模块，可以调整以放大特定部位图像。该控制用于弥补由衰减引起的能量损失。衰减是超声信号强度和振幅随着它进入人体深处而减少。^[10,17]因此，来自扇区近场的返回信号具有比远场更大的振幅。选择性放大可以平衡整个扇形的结构显示（表 1.9a, b）。

在一些超声系统中，有一个自动优化功能，可

根据返回超声系统的回声信息快速自动调整 TGC。^[29]虽然这对于操作人员来说可能是一个省时的功能，但它应该被用作图像优化的起点，而不是被视为最终的图像调整（表 1.10a, b）。

9.缩放/放大。另一个成像功能是缩放/放大控制。大多数系统有两种可用的缩放/放大。一种预处理缩放功能可通过将感兴趣区域（ROI）放置在扇区的一小部分内并进行缩放来激活。虽然显示器中的像素数量不变，但每个像素代表心脏中较小的区域。由于与非缩放图像相比 ROI 很小，所以帧频可以提高并且图像分辨率得到改善。第二种缩放功能是一个后期处理功能。在这种情况下，图像冻结后，选择 ROI 并放大图像。这导致解剖结构的简单放大。用于生成图像的像素数与原始扇区分辨率相同。在放大的视频显示屏上显示的像素较少，但是以放大的格式显示，使图像变大但表现出较差的分辨率。本写作委员会建议尽可能使用预处理缩放图像（表 1.11a, b）。

10.帧频。有时候需要更高的帧频来最大化时间分辨率。操作者可以通过减少图像深度，减少聚焦区域数量，缩小扇区宽度或使用预处理缩放来提高帧频。^[10]根据成像系统的不同，其他图像调节（如减少每扇区扫描写入的扫描线数量）可能会提高帧频（表 1.12a, b）。^[10]

B.频谱多普勒

图像采集时操作人员可以调整的频谱多普勒参数包括速度标尺，基线位置，扫描速度，滤波器速度，取样体积大小和多普勒增益。^[10,30]

1.速度标尺。调整速度刻度允许频谱多普勒描述尽可能大，而不会出现锯齿（见下文）（表 1.13a, b）。按照惯例，在零速度基线上方显示流向换能器的流量，并且在 TTE 成像中在基线以下显示远离探头的血流。但是，大多数系统允许操作者反转信号。可以向上或向下移动基线以允许多普勒信号尽可能大地显示，而不会在任一方向上出现混叠。但是，操作员应注意不要错过相反方向的重要血流信号。

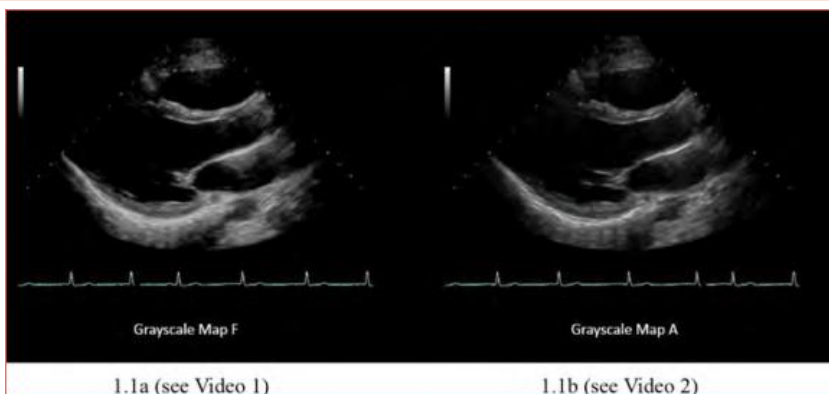
2.扫描速度。默认的扫描速度应设置为 100 mm/s，或根据心率进行调整以优化扫描显示。^[2]理想情况下，每次扫描应展示 2-3 次频谱多普勒搏动。

表 1 仪器设置

灰阶参数和功能

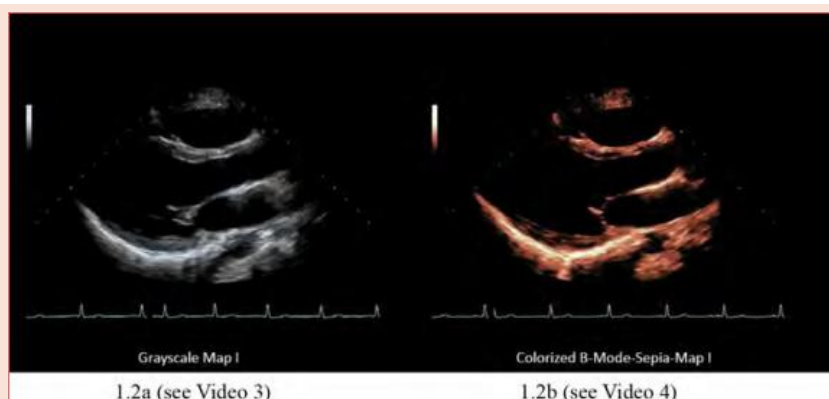
1.1. 灰阶图

决定了如何最好地显示灰度的阴影，以突出发现特定图像中的征象。（见[视频 1](#)和[2](#)）



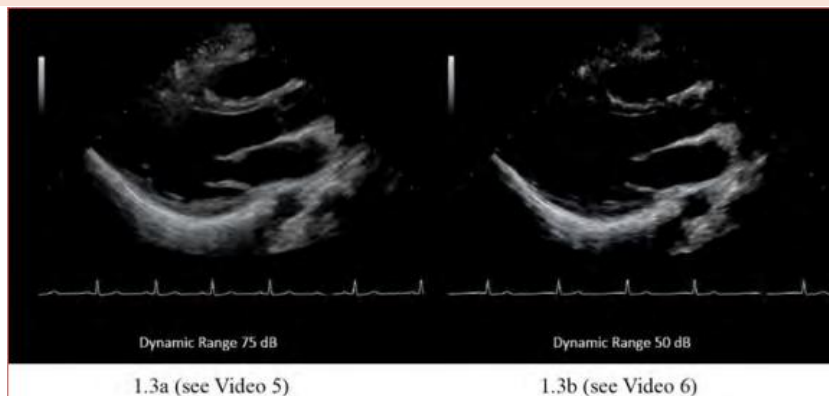
1.2. B-超彩色化

将 B 模式图像从标准灰度转换为另一种彩色显示。（见[视频 3](#)和[4](#)）



1.3. 动态范围/压缩

显示两种不同压缩设置的效果。（见[视频 5](#)和[6](#)）



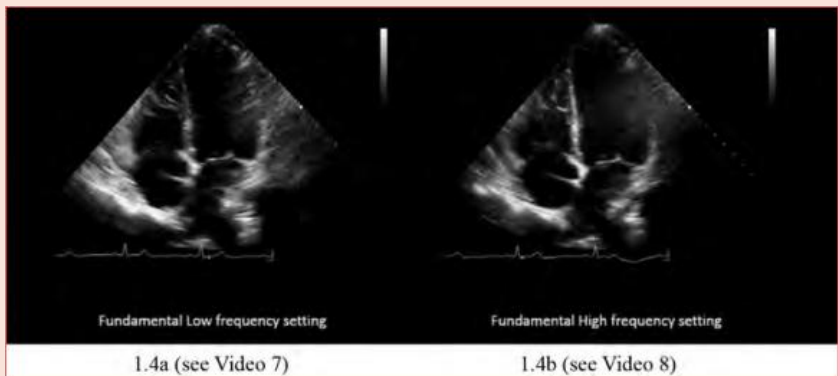
这将允许多个心动周期的可视化并允许精确测量时间间隔。在某些情况下，应调整扫描速度以优化显示以进行特定的诊断。例如，可以使用不同的扫描速度来评估二尖瓣流入。在一种情况下，可能需要增加扫描速度以扩展频谱波形，以便更精确地测

量时间，速度-时间积分和斜率。另外，当评估与呼吸周期有关的生理状态时，希望慢速扫描速度为 25mm / s，以便能够与呼吸计同时看到许多心动周期（表 1.14a, b），^[31-33]所有速度并且时间间隔测量应该以至少 100 毫米/秒的速度进行。

表 1 (续)

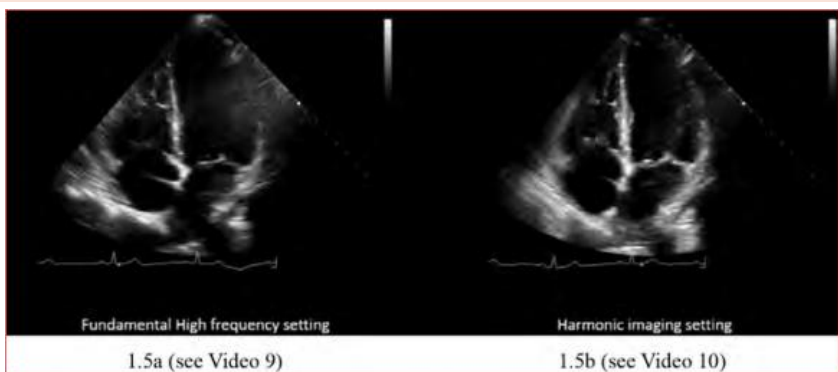
1.4. 发射频率

显示了两个频率选择对图像质量的影响。(见视频 7 和 8)



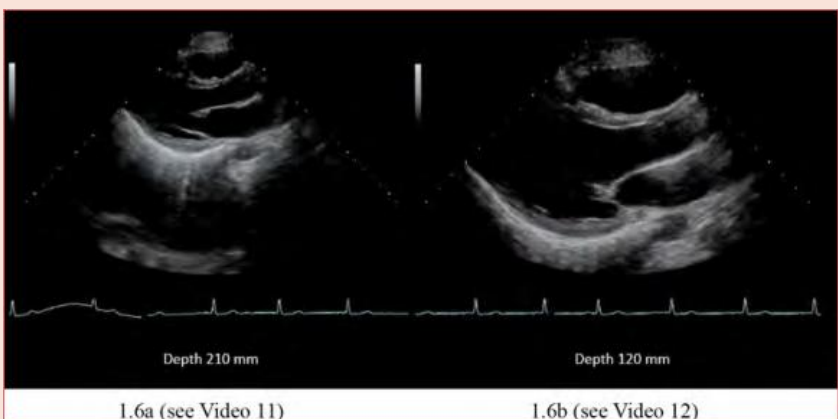
1.5. 谐波成像

使用组织产生的频率，而不是基波频率来显像，最常见的是基本频率两倍的二次谐波。(见视频 9 和 10)



1.6. 深度

选择决定了图像显示的深度，右边的图像展示了视频显示的最大深度。(见视频 11 和 12)



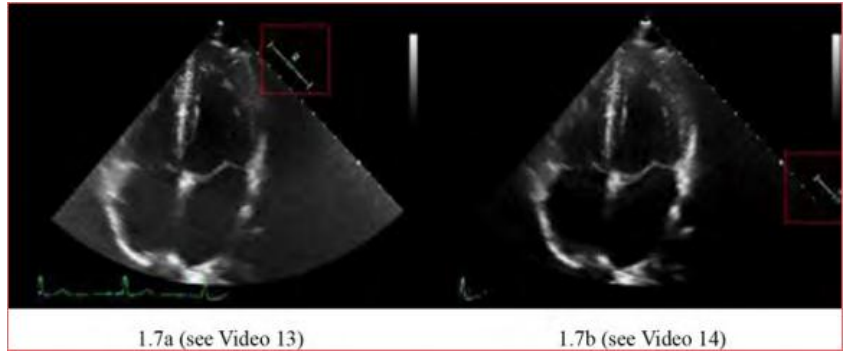
3. 取样容积大小。为了显示最清晰的多普勒信号，应该使用取样容积来减少频谱宽度（频窗内的噪声）。^[10,34] 如果取样容积设置得太大，多普勒信号可能固有地具有噪声，难以区分层流与湍流。^[34] 合适取样容积的大小取决于哪个结构正在被扫查。具体的建议将在后面的章节中针对个性化成像情况出现（表 1.15a, b）。

4. 壁滤波和增益。另一个可调频谱多普勒参数是壁式滤波器。壁式滤波器可以从多普勒频谱中去除高强度但低速的信号（“杂波”），这可能源自腔壁或瓣叶的运动。它应该设置为允许明确显示感兴趣的流速信号的开始和结束。在某些情况下，在信号速度非常低的情况下，壁式滤波器可能需要设置为非常低的水平以最佳地检测多普勒信号。

表 1 (续)

1.7. 探头声束聚焦

改变声束的形状和狭窄区域的位置，从而提高焦点区域的横向分辨率，注意结构的清晰度是位于焦点区域的位置。（见视频 13 和 14）



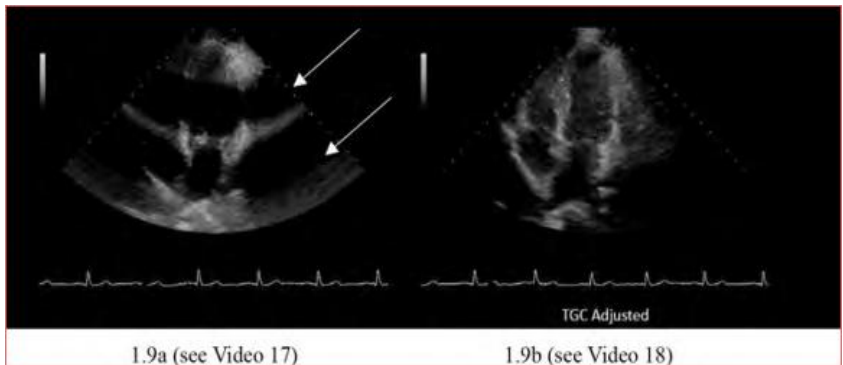
1.8. 总增益

控制返回的回波信号在显示前放大，调整整个扇区图像的整体亮度。显示总增益设置在 4dB（图 1.8a）和 0 dB 的亮度（图 1.8b）。（见视频 15 和 16）



1.9. 时间增益补偿

是在显示前，有选择地放大图像在不同水平区域的回波信号。注意，当时间增益补偿在这个区域没有正确设置时焦点束带的显像（1.9a 箭头所示），时间增益补偿优化后的图像（1.9b）。（见视频 17 和 18）



1.10. 灰度自动优化功能

根据图像显示前返回的回波信号，自动调整图像 TGC 和增益设置。（见视频 19 和 20）

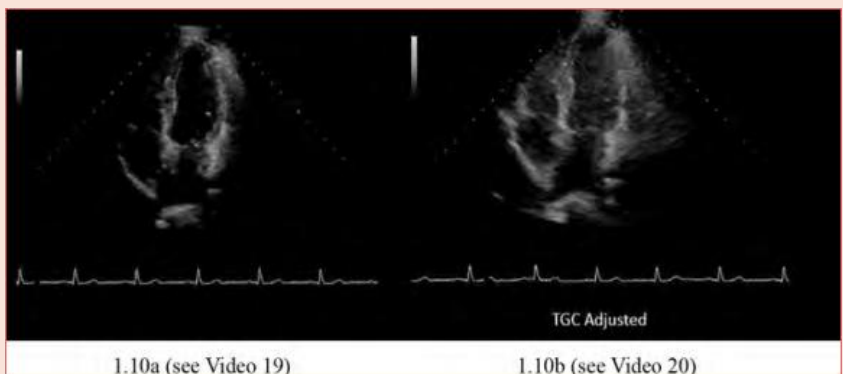
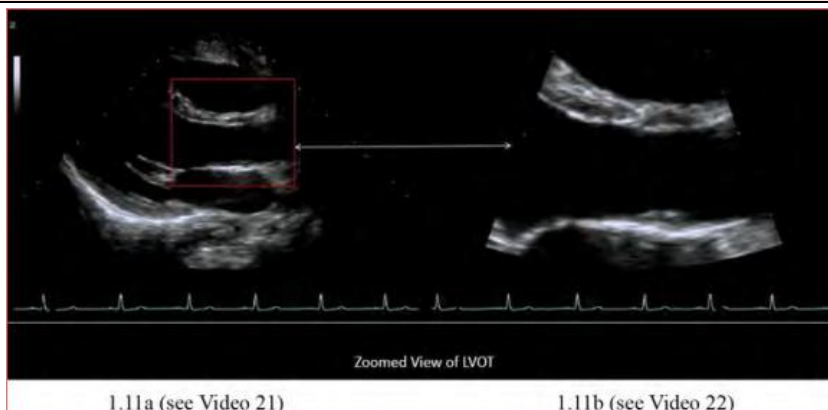


表 1 (续)

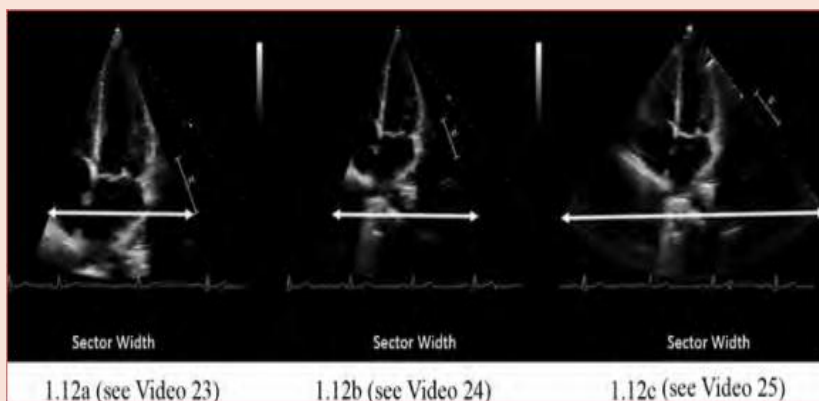
1.11. 放大

是选择感兴趣的区域放大。图 1.11a 展示了放大框的位置，图 1.11b 显示了放大后的图像。



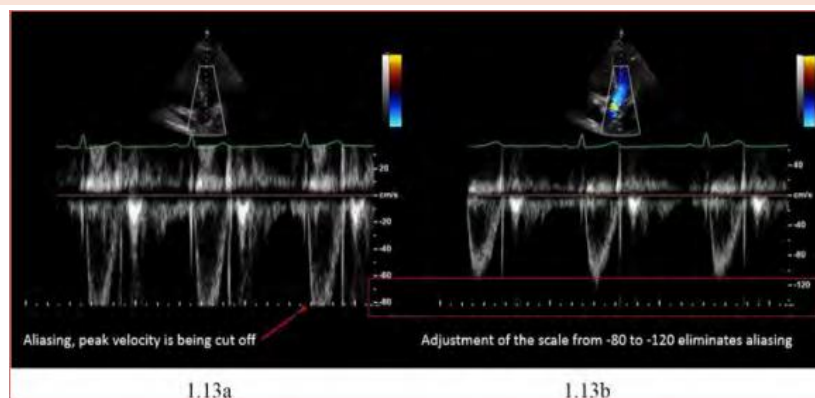
1.12. 扇窗大小/框

扇窗大小和深度的变化会影响图像显示和帧速率。左侧图像(1.12a)深度为 170 mm，使用窄扇窗宽度，帧速率是 84 Hz；中间图像(1.12b)深度为 240mm，扇窗较窄。帧速率是 73 Hz；右侧图像(1.12c)深度为 240mm，扇窗较宽，帧速率为 43 Hz。（见视频 23，24 和 25）



1.13. 速度标尺

指定可以显示的速度范围。这是来自 LVOT 的 PW 多普勒样本。左边的图像显示了混叠(1.13a)，将最大速度标尺从 -80.0 调整到 -120 厘米/秒，右边的图像(1.13b)没出现混叠。



在存在高速度的情况下，可能需要向上调整壁滤波器以去除更多的低速杂波，以便清晰地显示感兴趣的多普勒信号（表 1.16a, b, c）。

与灰度成像一样，整体多普勒增益被调整以最清晰的多普勒信号来显示全部速度谱，显示许多灰度阴影而不丢失重要的低幅度信息（欠增益），或者噪音过度增加模糊真实高频（过度增加）（表 1.17a, b, c）。测量的最佳信号是一个平滑的速度曲线（表 1.17a, b 和 c），^[35]测量的速度是模态速

度（多普勒信号的最密集部分）。^[35]

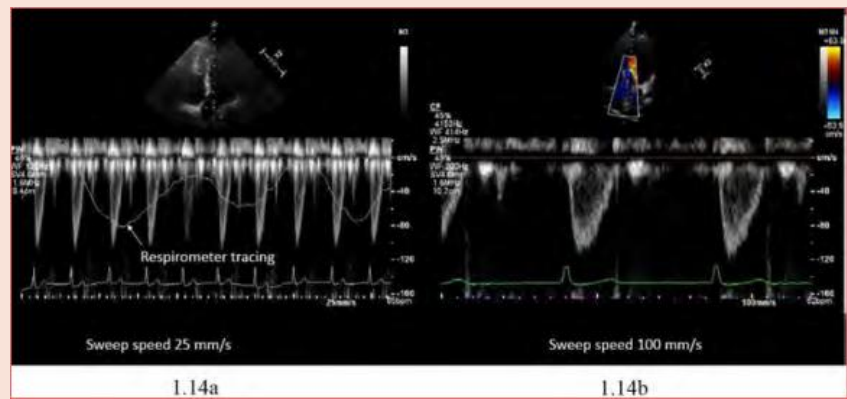
5.显示设置。 频谱多普勒基线应定位以最佳显示感兴趣流速。在一些情况下，例如当使用连续(CW)多普勒来评估 PV 时，可能希望在同一多普勒显示器上同时显示前向和反流的流速。

一些系统还具有自动优化功能，可以一键调节频谱多普勒信号，包含基线位置，增益和壁滤波器，这可能是图像优化的一个很好的开端(表 1.18a, b)。

表 1 (续)

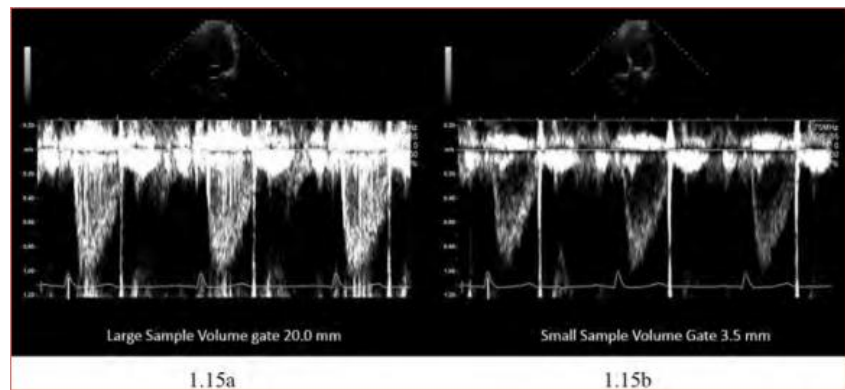
1.14. 扫描速度

改变多普勒频谱在水平对称轴上显示的心脏周期数。1.14a 显示扫描速度为 25mm/s, 1.14b 显示扫描速度为 100mm/s。



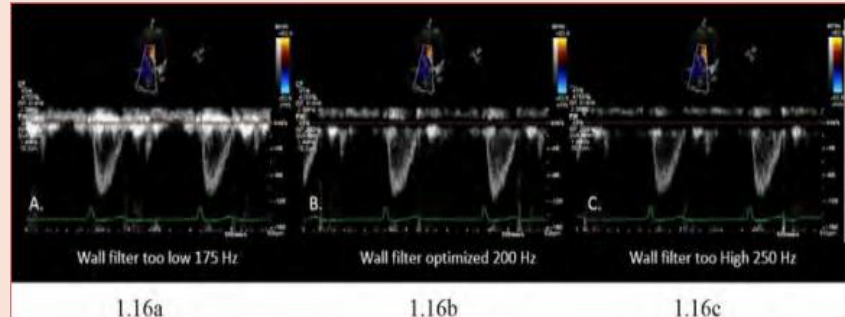
1.15. 取样容积大小

样本容量大小调整样本容量的宽度。图 1.15 展示了一个大的样本容量。注意多普勒信号中的噪声。图像 1.15b 演示了使用较小的样本容量。注意的清晰度多普勒信号。



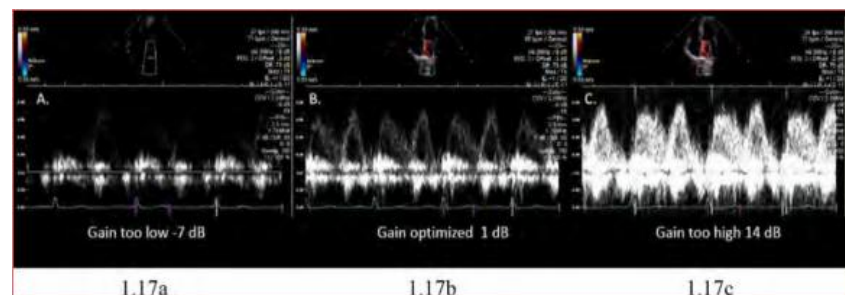
1.16. 壁滤波

消除零基线附近的低速信号。



1.17. 增益

显示前放大频谱多普勒信号。适当的调整增益可能会对精确测量产生深刻影响。



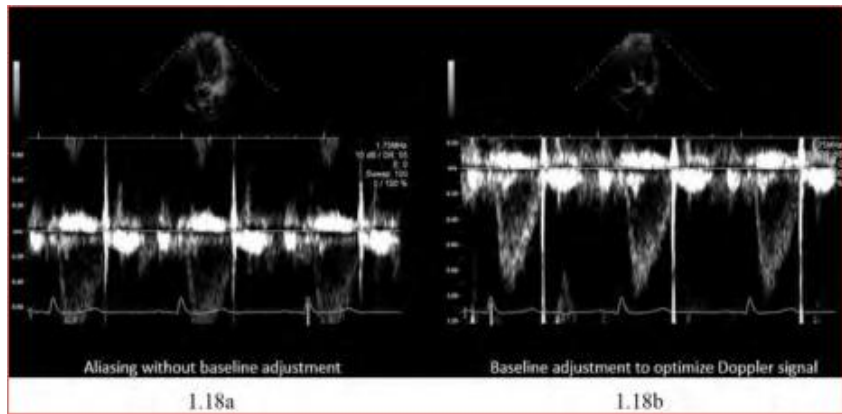
6. 脉冲多普勒, 高脉冲重复频率 (HPRF) 多普勒, 连续频谱多普勒。 频谱多普勒由 3 种模式组成: 脉冲多普勒 (PW), HPRF 多普勒和 CW 多普勒。^[17,30] PW 多普勒在测量特定深度 (范围分辨率) 血流速度时

使用。PW 多普勒的主要局限性是混叠, 在过高的速度时, 无法显示完整的速度波形。当检测到的多普勒频移大于传输到心脏的脉冲重复频率的 1/2 时

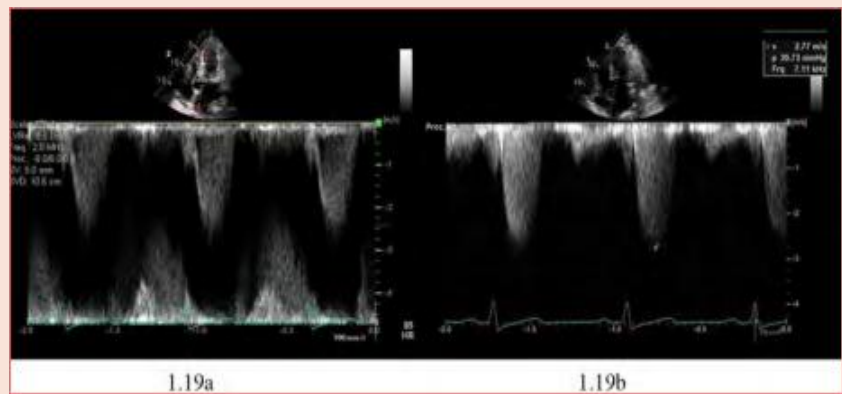
表 1 (续)

1.18. 基线

该控制应被用于最大优化多普勒信号，并可与“多普勒标尺”控制联合使用以消除混叠。图 1.18a 显示了不正确的基线设置。注意混叠的出现，图 1.18b 展示了基线的优化。

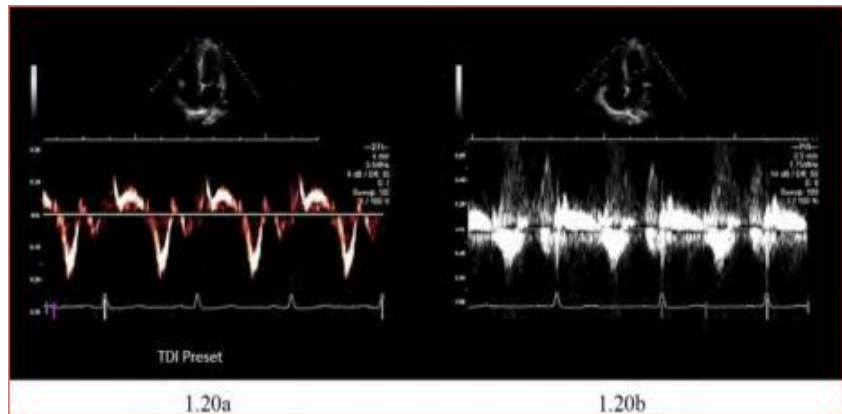


1.19. 利用 HPRF(高脉冲重复频率)和 CW (连续波多普勒) 来确定最高速度。在图像中使用带有多个门的 HPRF (1.19a)，和连续波多普勒在图像 1.19b 获得最高速度。



1.20. DTI

DTI 预设使用较大的样本量大小和较低的速度刻度。图 1.20a 展示了优化的 DTI 跟踪。图 1.20b 展示了一个 DTI 跟踪，它具有更小的样本容量和高速刻度设置。注意 DTI 跟踪质量的差异。



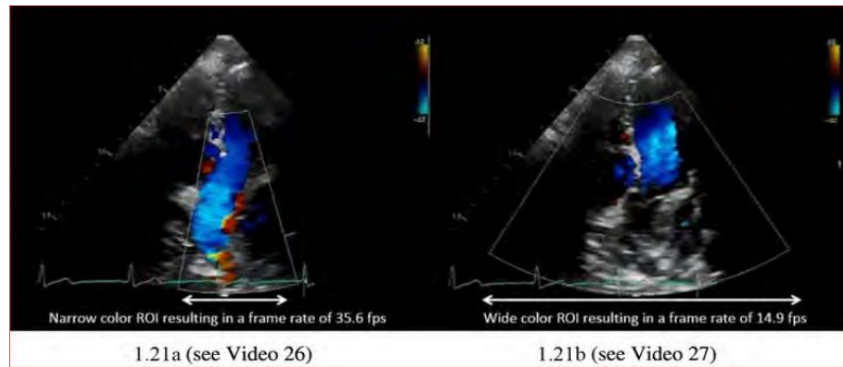
会发生混叠。脉冲重复频率是确定最大可测速度或奈奎斯特极限的主要因素，主要由速度标尺确定，并受最大成像深度的限制。当通过最大化标尺在正常 PW 模式下无法消除混叠时，切换到 HPRF 多普勒会增加有效的取样容积的数量。HPRF 多普勒用于当操作者希望测量特定深度的血流速度，该深度用常规 PW 多普勒测量时会发生混叠。例如，将取样容积数量增加到 2 会使奈奎斯特极限增加 2 倍，因此可能会显示更高的速度。^[10] 这种技术的主要

限制是范围模糊，或者无法确定显示速度的起源。^[10]使用 HPRF 多普勒和 2 个取样容积，显示的速度可能来自任一取样容积。临床设置通常定义哪个取样容积是来源，但是在某些情况下，显示伪影可能难以定义。操作人员应该知道正在使用的成像系统的特性，意识到一些系统在速度标尺增加时会自动转换到 HPRF，导致突然出现多个取样容积(表 1.19a, b)。

表 1 (续)

CDI 参数和功能

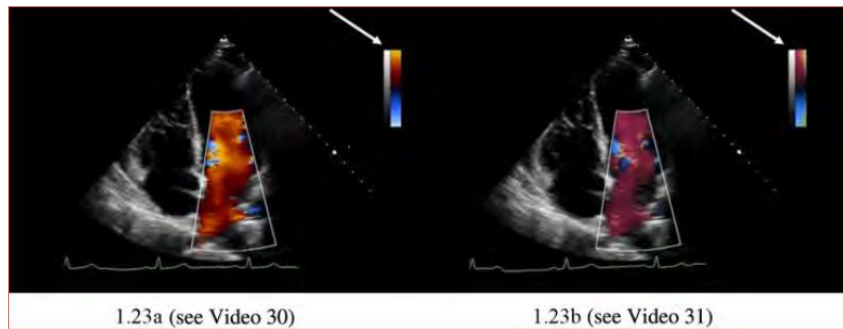
1.21. 扇窗大小/感兴趣区大小
彩色流多普勒感兴趣区的大小影响帧频。较小的 ROI 增加帧频。为了优化彩色图像并保持较高的帧率, 在包含所有相关解剖结构的情况下, 彩色 ROI 应该尽可能小。(见视频 26 和 27)



1.22. 增益
放大显示前的彩色多普勒信号增益。在这个例子中, 左边的图像有优化的彩色流多普勒增益来显示 Pulvns, 增益从 -17dB (1.22a) 增加到 -9.5dB(1.22b) 可以更好的显示 Pulvns。(见视频 28 和 29)



1.23. 彩色灰阶图
将速度转换为颜色。图 1.23a, 流向探头的高速血流显示为黄色(箭头), 离开探头的高速血流显示为亮蓝色。图 1.23b, 多普勒灰阶图(箭头)以红色显示流向探头的血流, 以蓝色显示离开探头的血流, 以绿色显示湍流区域。(见视频 30 和 31)



CW 多普勒用于测量和记录高速度。虽然 CW 多普勒没有奈奎斯特限制, 但由于超声波的发射和接收是连续的, 所以其限制是距离模糊。^[10,15] CW 多普勒沿着其声束路径对整个返回频率范围进行采样, 因此它不能识别出任何特定的频移所在的位置。^[10,17,36] CW 多普勒可以用双能(组合成像和多普勒)探头来执行, 以帮助确定高速流的来源。为了获得最大的灵敏度, 当临床需要时, 建议使用小尺寸专用非成像 (PEDOF) 探头用于需要获得最大流速。^[37]

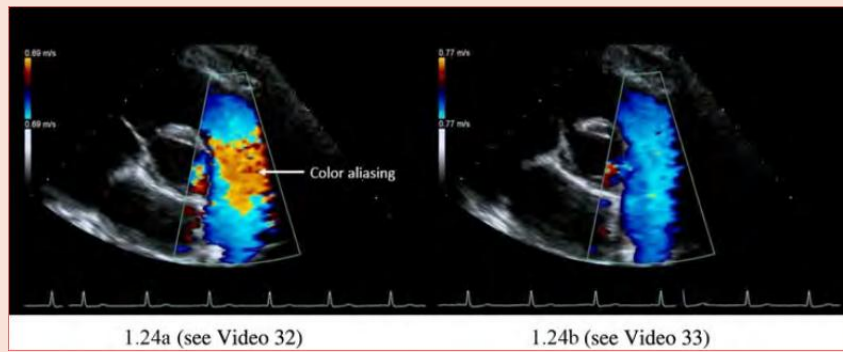
7.组织多普勒成像。组织多普勒成像 (TDI) 通常用于测量运动的心肌和二尖瓣、三尖瓣瓣环的多普

勒频移。^[3,16,38,39] 脉冲多普勒和彩色多普勒模式都可用于 TDI。^[40] 与测量血流速度相比, 组织多普勒以非常高的振幅 (> 40 dB) 检测到非常低的速度 (<20 cm / sec)。^[3,16] 与检测血流的标准 PW 多普勒设置相比, 滤波设置有很大不同。为了优化这种多普勒模式, 建议使用由超声波制造商推荐的预设。^[16] TDI 的预设将改进获取该多普勒数据的工作流程, 并作为优化 TDI 信号的快速起点。TDI 预置具有比 PW 多普勒更大的取样容积, 速度标尺设置在 25 cm / s 以下, 专门的滤波器和功率设置, 以及上面针对 PW 多普勒选择的扫描速度。速度和时间间隔的测量应该以 100mm / s 的扫描速度进行 (表 1.20a, b)。^[41]

表 1 (续)

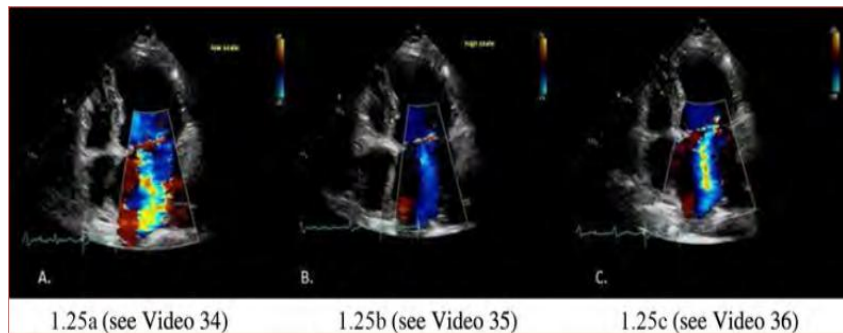
1.24. 彩色多普勒速度标尺

Scale/PRF 指定了速度范围，这个速度范围可以用不带混叠的颜色灰阶来显示。左边图像 (1.24a)，可观察到肺动脉内出现混叠现象，将速度标尺由 0.69 调至 0.77 时混叠消失 (1.24b)。(见视频 32 和 33)



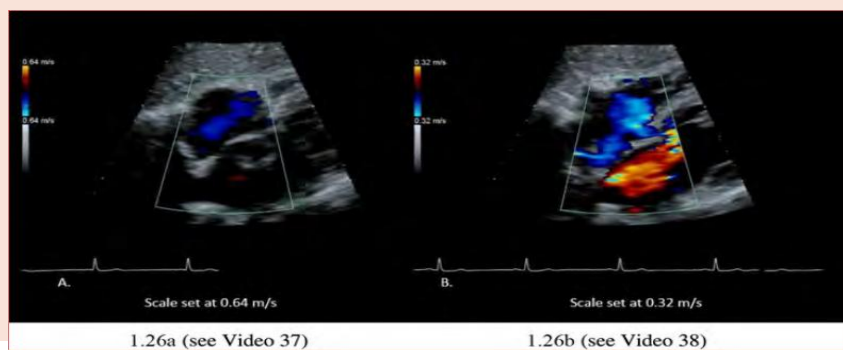
1.25. scale 对反流显示的影响

1.25a、1.25b、1.25c 图像均取自同一患者，显示了彩色多普勒 scale 设置对二尖瓣返流束的影响。图 1.25a: scale 设置过低; 图 1.25b: scale 设置过高; 1.25c: scale 设置最优。(见视频 34, 35 和 36)



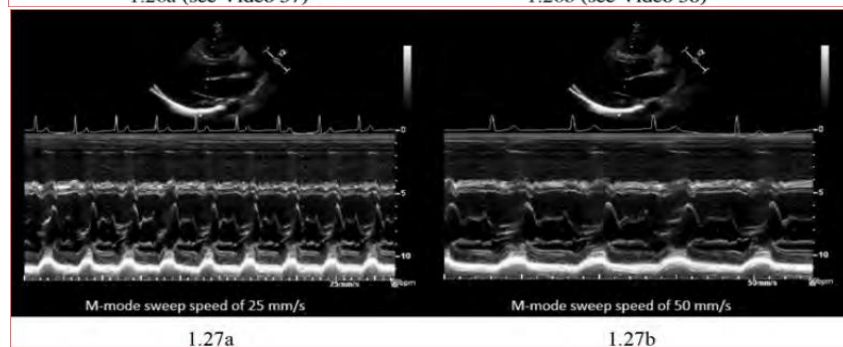
1.26. 流向房间隔的低速血流设置

图 1.26a 显示因 scale 设置过高而无法评估心房的血流。图 1.26b 以更低的 scale 设置优化后显示进入左房的低速血流。(见视频 37 和 38)



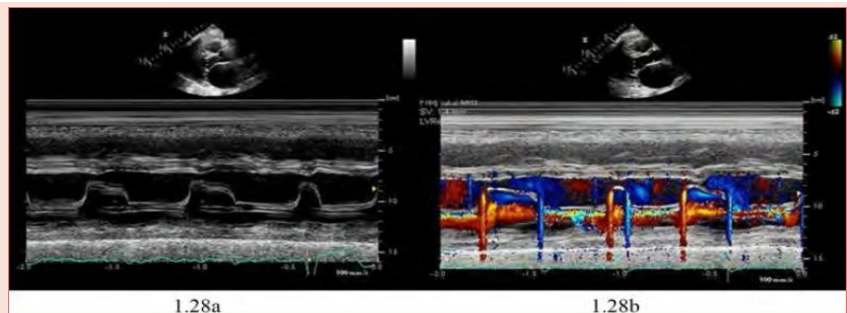
1.27. 扫描速度

是在 M 模式显示的水平轴上可以显示的 心脏周期数的变化。图 1.26a 显示扫描速度为 25 mm/s，图 1.26b 显示扫描速度为 50mm /s。



1.28. 彩色 M 模式

彩色 M 模式用于辅助诊断。图 1.28b 彩色 M 模式显示舒张期二尖瓣狭窄血流、收缩期二尖瓣反流湍流。



有关视频 1 至 38，请参见 www.onlinejase.com。

C. 彩色多普勒成像

彩色多普勒成像 (CDI) 是一种脉冲多普勒技术, 利用一系列扫描线的多个采样体积, 显示某个感兴趣的区域。^[17,42] 它不是一个独立的显示器, 而是与 2D 图像相整合, 并受 2D 增益设置的影响。CDI 显示以下血流特征: 时间, 相对速度, 方向和湍流的存在。^[34] 为了最好地显示颜色流数据, 应优化几个参数, 包括彩色 ROI 的大小, 2D 扇区大小, 色流图和速度标尺。

1. 感兴趣区域 (ROI) 和 2D 扇区大小。 在启动彩色多普勒之前, 应将 2D 扇形大小调整到准确描绘要成像的解剖区域所需的最低深度和宽度。这将有助于优化彩色帧频。^[34] 在某些设置中, 预处理缩放模式可能是 2D 显示的最佳选择。彩色框 ROI 定义了二维模式扇区内彩色多普勒显示的区域的大小和位置。彩色框 ROI 的大小应包含所有正在评估的流速信息。^[34] 将 ROI 设置得尽可能窄和浅, 这样可以实现最大的帧率和速度范围, 从而产生最佳的时间和流速分辨率 (表 1.21a, b) ^[34]。

2. 彩色增益。 应该通过缓慢增加彩色增益来调整彩色血流多普勒增益, 直到任意彩色血流斑点超出感兴趣区域的边界, 然后再缓慢减小增益, 直到斑点消失。在检查过程中应经常调整色彩增益, 如果增益过低, 因为声束传输和信号衰减的变化可能导致难以预期的显示不足。

与灰度和频谱多普勒一样, 整体增益也可以进行调整, 以显示解剖结构的“最佳”血流。^[34] 在某些情况下, 如果解剖结构通过灰度成像显示不佳, 增加彩色血流多普勒增益可能会显示结构填充 (表 1.22a, b), 证实其存在。

3. 彩色灰阶图。 彩色灰阶图参数定义了成像系统如何显示血流并且可以进行调整。最基本的图显示血流方向。零流量的基线几乎一致都显示为黑色。通常, 流向探头的彩色多普勒成像图设置为红色图, 而远离探头的为蓝色图。每个方向上的速度范围表示成像频率和使用探头的尼奎斯特极限。通常, 刻度标尺设置为 50-70 厘米/秒。为了区分流速, 灰阶图显示一组色调或强度的速度, 其中暗色调描绘了低速度, 明亮色调代表最高速度 (例如, 从深红色到亮黄色)。由于速度相对均匀, 层流趋向于被描

绘为纯色。湍流, 包含灰阶图的所有相对速度的随机合并, 被描绘为多色马赛克。彩色灰阶图也可能具有以下特征: 操作员可以选择将图添加绿色/黄色色调的设置, 该设置用于突出显示流速变化, 作为区分湍流和层流的替代方法。每个制造商都有基本的红色/蓝色图和自己的一套专有图。超声心动图实验室应该在所有系统中选择一致的灰阶图 (表 1.23a, b)。

4. 彩色多普勒速度标尺。 彩色多普勒速度标尺的优化是影响颜色射流如何被感知的重要特征。刻度设置通常显示为彩色灰阶图上显示的数值 (通常以厘米/秒为单位)。该数值表示可以显示的平均速度范围。将刻度设置为高速范围可以使一些彩色血流流速在显示时不出现混叠 (表 1.24a, b)。对于通过正常瓣膜和血管的层流尤其如此。作为默认设置, 对于所有常规彩色多普勒检查, 建议将彩色血流标尺 (奈奎斯特极限) 设置在每个方向 50-70 cm / s 之间。^[43] 这对于显示瓣膜反流的湍流束特别重要。所显示的返流射流的大小受到几个变量的影响, 其中一个为奈奎斯特极限, 因为与较高的标尺相比, 相同的返流量在较低的速度标尺下显得更大 (表 1.25a, b, c)。^[44] 一致的设置也增强了慢性瓣膜病患者纵向研究的可重复性。记录和报告所有研究的另一个重要变量是血压, 因为通过返流口的驱动力也相应影响所显示的射流口径线。^[45]

当取样框中的所有流量处于低速时, 高标度设置可能具有显著不同的效果。在这种情况下, 彩色框可能实际上不会显示彩色多普勒信号, 因为大多数速度落在彩色标尺基线附近的“黑色”低速窄带内。降低奈奎斯特限制使得系统利用整个彩色显示范围以较亮的色调显示较低的速度。低流速状态 (如心房 (表 1.26a, b) 或肺静脉 (Pulvns)) 的良好起点是奈奎斯特极限约为 30 cm / s。

与灰度成像和频谱多普勒一样, 一些超声系统也为彩色多普勒设置提供自动优化功能。此功能允许自动调整彩色标尺和增益, 以帮助快速优化彩色血流多普勒图像。操作者应该了解此功能的特性, 以便在多种设置中充分利用此功能。

D. M 模式

像其他模式一样, M 模式具有操作员可控制的

参数来优化图像。最重要的是总增益，时间增益补偿 (TGC) 和扫描速度。这些 M 模式参数的工作方式类似于频谱多普勒和 B 模式。M 模式的主要价值在于其优越的时间分辨率，从而增强快速移动物体的显示。^[10,46] 因此，使用 100-200 mm/s 的快速扫描速度有利于进行最精确的时间相关测量。其它需要观察多次搏动的生理状况可能受益于慢扫速度 (表 1.27a, b)。特定的 M 模式运动模式可以比任何其他模式更好地定义某些病理学。同样，心动周期内某些结构的运动有时用 M 模式来描述会最佳。^[10]

1.彩色 M 模式。彩色 M 模式将彩色多普勒图像与 M 模式追踪相结合。它可以通过显著增加时间分辨率来协助显示心动周期内特定时间的彩色血流。该技术可用的例子是用于显示心动周期中射血时间的不足和左心室流入传播速度的评估 (表 1.28a, b)。^[47-49]

2.可操纵的 M 模式。当倾向于感兴趣的结构时，线性测量结果可能被高估。在某些患者中，例如心脏“上翘”，可能无法将 M 模式取样线垂直于室壁和心腔。可操纵的 M 模式允许旋转 M 模式取样线，而不是在 2D 图像扇区的窄点处保持固定的原点。这使得 M 模式光标可以垂直于感兴趣的结构，提高高位心脏或离轴视图患者的线性 M 模式测量的准确性。^[50,51] 应该注意的是，此图像是选择性显示的 2D 图像的一部分。因此，时间和距离分辨率并不比 2D 图像参数更好，远不如直接获得的 M 模式图像。

E.心电图设置

超声心动图确定测量时间时，获得高质量的 ECG 信号非常重要。由于这些信号触发视频采集，所以有一个良好的“R”和“T”波对于数字图像采集非常重要。^[52]质量差的信号可能导致不正确的触发或不准确的记录。在超声心动图中，使用 3 个心电图导联。三条导线被标记为右臂，左臂和左腿。通常情况下，右臂导线放置在右肩附近锁骨下方，左臂导线置于左锁骨下，左腿导线置于肋骨下缘下方左侧。^[53]

要点#2

仪器设置

二维成像

灰度图：选择最适合实验室设备，患者人群和预期病理的灰度图。在特殊情况下熟悉可替代的灰度图。

动态范围：为实验室的起点选择一致的设置。调整到较低范围以进行困难研究，当需要更多灰度来显示特定病理时，调整到较高范围。

探头频率：使用带谐波的宽频探头来优化穿透性和图像质量。从高频开始，并在整个检查过程中经常进行调整以优化图像质量。

扇窗大小和深度：使用整个扇窗以最大帧频和最高时间分辨率显示感兴趣的结构。此设置应该在检查中经常进行调整，并与缩放设置结合使用以最佳显示移动结构。许多测量最好在放大模式下进行。

增益：在整个检查过程中经常调整和重新调整总增益和 TGC 设置，始终致力于优化被检查结构的血液-组织边界。

频谱多普勒

速度标尺：与扇窗尺寸优化相似，调整速度标尺以明确显示血流信号。显示屏上的较大信号更容易和更准确地测量。

扫描速度：设置扫描速度以优化您显示的流血的测量结果：更快的速度最适合测量时间流速积分和斜率，较慢的扫描速度可用于演示呼吸相关的血流变化。

采样体积：根据正在扫描的结构设置体积大小以显示最清晰的频谱信号。

增益：设置为以明确的模式速度显示平滑的流量信号。不要过度增加增益。避免测量主要模式速度以外的弱信号及定义不准确的信号。

组织多普勒：使用制造商推荐的预设来获得适当增益设置下的最佳速度信号。

彩色多普勒成像

扇窗大小：首先优化二维扇大小，然后添加适当大小的彩色多普勒区域，以显示正在评估的血流信息。较窄和较浅的感兴趣区域优化了帧率和速度范围。

彩色增益：将彩色增益设置在出现随机斑点之前。在整个检查期间经常调整增益，以最大限度地显示血流。

彩色灰阶图：以一致的默认标准设置 (50-70 厘米/秒) 做为实验室标准彩色灰阶图。这将增强研究间的一致性，并允许更好的纵向比较。在低流量设置下，向下调整速度刻度，以更好地显示彩色多普勒图像。

表 2 二维图像及视频成像标准

解剖图像	二维经胸超声图像	采集图像	显示结构
2.1. PLAX 增加深度 (见视频 39)			
		胸骨旁声窗 PLAX 切面 左胸骨边界, 探头朝向右肩	心包腔 胸膜腔
2.2. PLAX 左心室 (见视频 40)			
		胸骨旁声窗 PLAX 切面 左胸骨边缘, 探头朝向右肩, 声 束垂直于左室	LA MV LV LVOT AV IVS RV
2.3. PLAX 放大 AV (见视频 41)			
		胸骨旁声窗 PLAX 切面 ROI 放大 LVOT, AV 和 Asc Ao, 图像尽可能垂直于 结构, 并可根据地 需要上抬一肋间	AV
2.4. PLAX 放大 MV (见视频 42)			
		胸骨旁声窗 PLAX 切面 调整 ROI 来放大 MV 显示整个瓣叶的活 动范围、近端腱索 和瓣环	MV LA
2.5. PLAX 右室流出道 (见视频 43)			
		胸骨旁声窗 PLAX 切面 倾斜并旋转到 RVOT	RVOT PV PA

表2 二维图像及视频成像标准

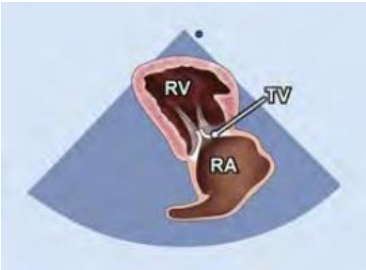
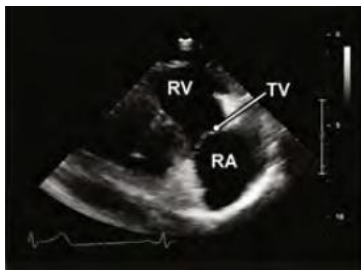
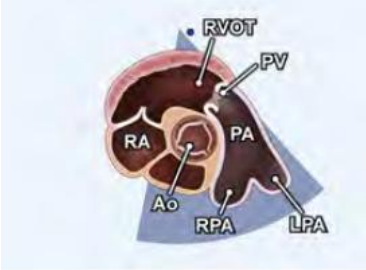
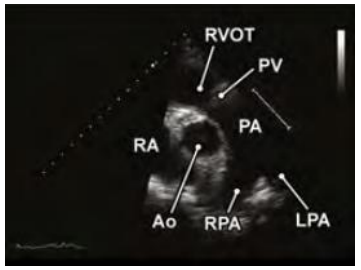
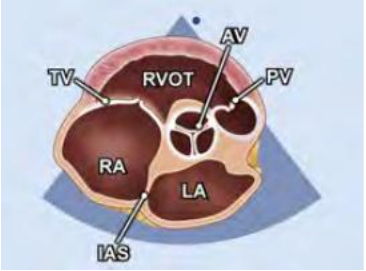
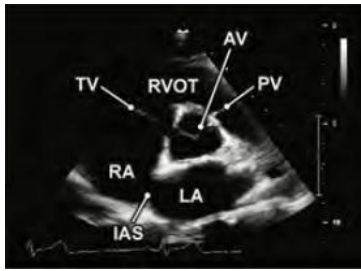
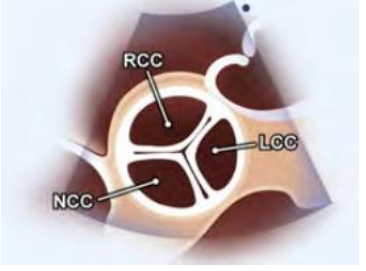

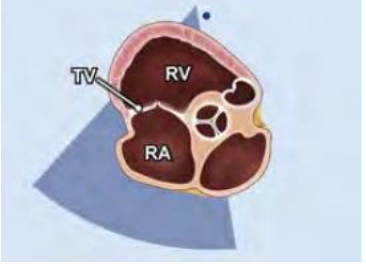
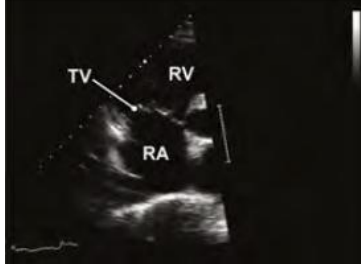
解剖图像	二维经胸超声图像	采集图像	显示结构
2.6. PLAX 右室流入道 (见视频 44)			
		胸骨旁声窗 PLAX 切面 探头表面朝向右髌 关节下方倾斜	RA TV RV
2.7. PSAX (大血管水平) 以 PV 为中心 (见视频 45)			
		胸骨旁声窗 PSAX 切面 从 PLAX 切面切面 旋转 90°并向上倾 斜	Ao RA RVOT PV PA PA 分支
2.8. PSAX (大血管水平) 以 AV 为中心 (见视频 46)			
		胸骨旁声窗 PSAX 切面 从 PLAX 切面旋转 90°并倾斜到 AV 水平的标识结构	AV LA RA TV RVOT PV IAS
2.9. PSAX (大血管水平) 放大 AV (见视频 47)			
		胸骨旁的窗户 PSAX 视图 放大 AV 显示所有 的瓣叶	NCC RCC LCC
2.10a. PSAX (大血管水平) 以 TV 为中心 (见视频 48)			
		胸骨旁声窗 PSAX 切面 聚焦放大于 TV	RA TV RV

表 2 二维图像及视频成像标准

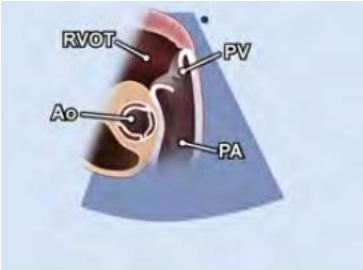
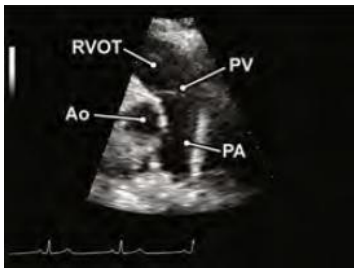
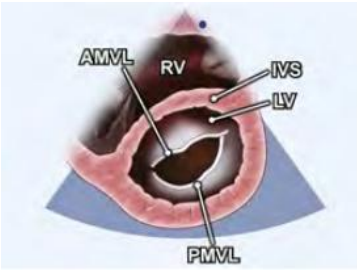
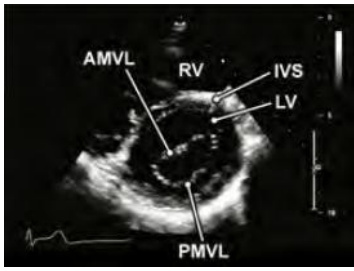
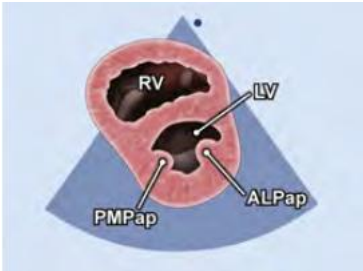
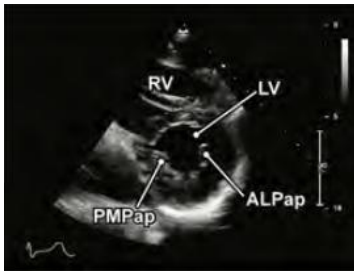
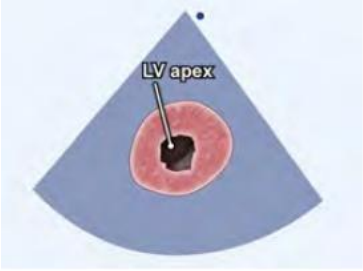

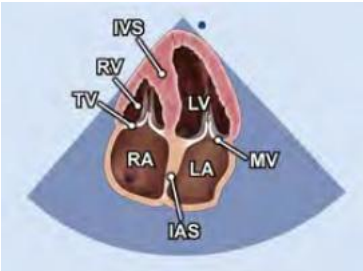
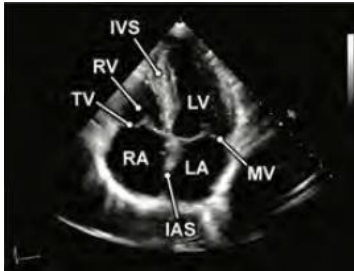
解剖图像	二维经胸超声图像	采集图像	显示结构
2.10b. PSAX 聚焦于 PV、PA (见视频 49)			
		胸骨旁声窗 PSAX 切面 关注 PV 和 PA	RVOT PV PA Ao
2.11. PSAX(二尖瓣水平) (见视频 50)			
		胸骨旁声窗 PSAX 切面 从大血管水平向下 倾斜	RV IVS AMVL PMVL LV
2.12. PSAX(乳头肌水平) (见视频 51)			
		胸骨旁声窗 PSAX 切面 错误！超链接引用无效。 MV 向下倾斜	RV IVS PMPap ALPap LV
2.13. PSAX(心尖水平) (见视频 52)			
		胸骨旁声窗 PSAX 切面 从乳头肌向下倾斜	LV 心尖
2.14. A4C (见视频 53)			
		心尖声窗 A4c 切面 探头移动到患者左侧，识别心尖波动点，对准床的方向	LA MV LV IVS RV TV RA IAS

表2 (续)



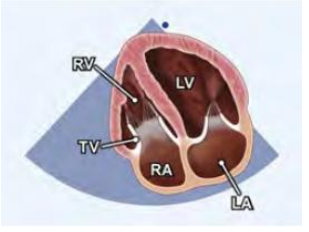
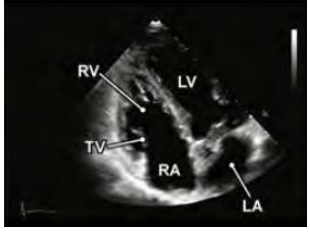
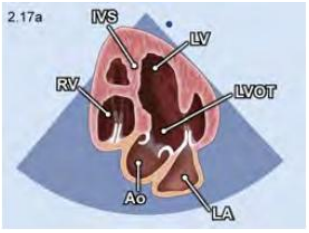
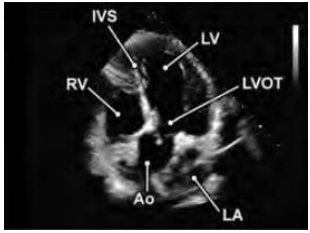
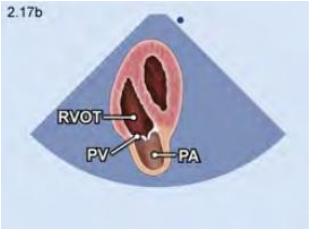
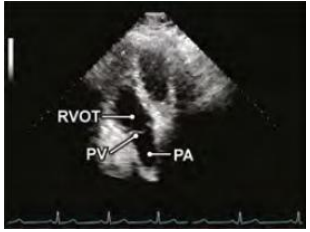
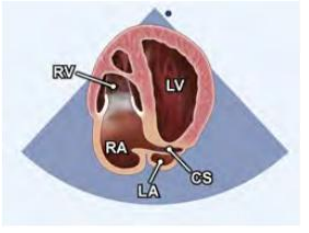
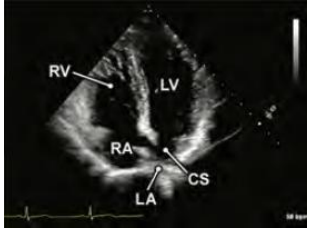
解剖图像	二维经胸超声图像	采集图像	显示结构
2.15. A4C 放大 LV (见视频 54)			
		心尖声窗 A4C 切面 优化深度设置, 以左心室为中心	LV
2.16. A4C 以 RV 为中心 (见视频 55)			
		心尖声窗 以 RV 为中心的 A4C 切面 旋转探头使 RV 面积和横向尺寸最大	RA TV RV LA LV
2.17. A5C (见视频 56 和 57)			
		心尖声窗 A5C 切面 从 A5C 切面向前 倾斜显示 LVOT	LA MV LV IVS LVOT RA RV
		心尖声窗 A5C 切面 从 A5C 切面向前 倾斜显示 RVOT, PV, PA	RVOT PV PA
2.18. A4C 后侧角 (见视频 58)			
		心尖声窗 A4C 切面 从 A4C 视图向后 倾斜声束以显示 CS	CS RA RV LV LA

表2 (续)

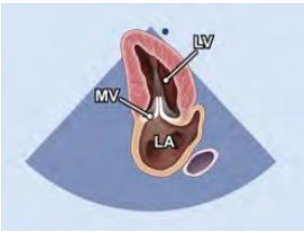
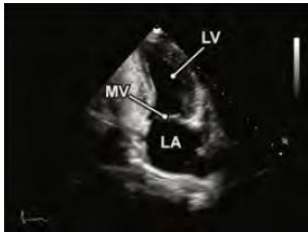
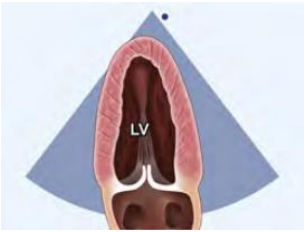
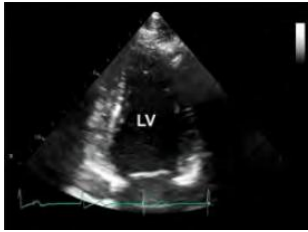
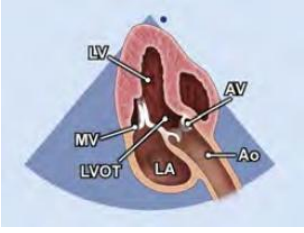
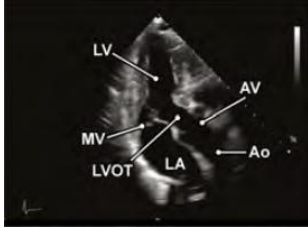


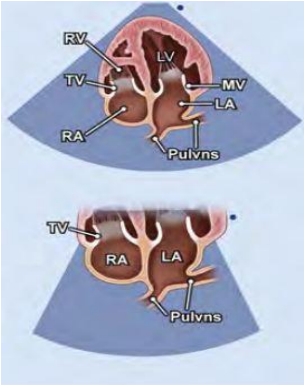
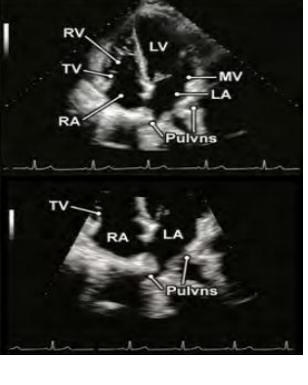
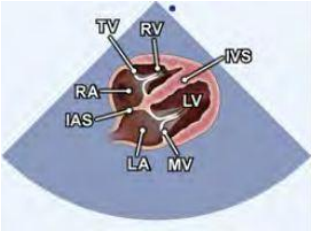
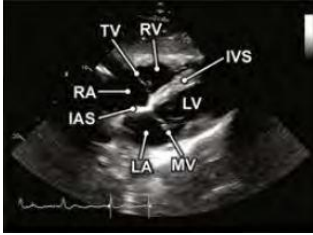
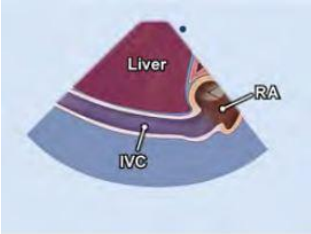
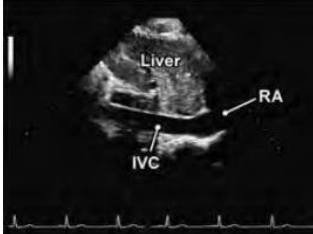
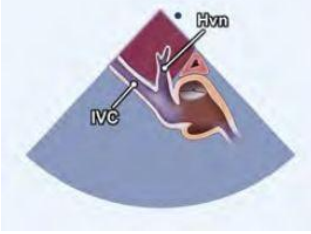
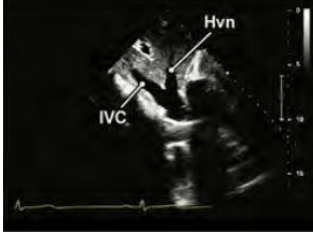
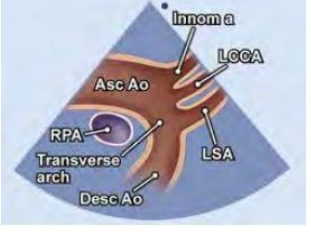

解剖图像	二维经胸超声图像	采集图像	显示结构
2.19. A2C (见视频 59)			
		心尖声窗 A2C 切面 从 A4C 切面逆时针旋转 60° 显示 A2C 切面	LV MV LA
2.20. A2C 放大 LV (见视频 60)			
		心尖声窗 A2C 切面 优化深度设置 以左心室为中心	LV
2.21. 心尖长轴 (见视频 61)			
		心尖声窗 A3C 切面 从 A2C 切面逆时针旋转 60° 显示 A3C 切面	LA MV LV LVOT AV
2.22. 心尖长轴放大 LV (见视频 62)			
		心尖声窗 A3C 切面 优化深度设置以左心室为中心	LV
2.23. A4C LA 以 Pulvns 为中心 (见视频 63 和 64)			
		心尖声窗 A4C 切面 优化图像 以 LA 和 Pulvns 为中心	Pulvns LA MV LV RA TV RV

表2 (续)

解剖图像	二维经胸超声图像	采集图像	显示结构
2.24. SC 4C (见视频 65)			
		剑突下声窗 4c 切面 患者仰卧位 探头位于剑下, 标记 指向患者左肩, 屏住 呼吸	LV MV RV TV IAS IVS RA LA
2.25. SC 下腔静脉长轴 (见视频 66)			
		剑突下声窗 IVC 切面 患者身体长轴	IVC 长轴
2.26. SC 肝静脉长轴 (见视频 67)			
		剑突下声窗 从 IVC 切面, 探头轻 度向右上旋	IVC Hvns
2.27. 胸骨上窝主动脉弓(见视频 68)			
		胸骨上窝声窗 主动脉弓切面 朝 12 点方向, 将探头 向左肩方向旋转(1 点 方向), 并朝向穿过右 乳头和左肩胛骨尖端 的平面	Asc Ao Transverse arch Desc Ao Innom a LCCA LSA

IV. 二维成像操作规程

本章节包含一系列连续的二维图像, 从而构成完整检查的基本切面。一些章节将介绍多普勒检查的基本要素, 以及涉及超声心动图各种模式的测量。在这些章节之后, 介绍了完整的综合检查顺序。实验室应制定图像采集标准。临床情况可能会决定所需心动周期次数的变化, 但必须为每个视图获取足够数量的心动周期以准确显示心脏解剖结构和性能。此外, 建议使用标准化方法来记录视频。需要多次测量而推算的功能评估(例如用于计算射血分数的

舒张和收缩容积) 应始终从同一次心搏中获取。应从记录的视频中进行测量并保存为单独的静帧。这样可以全面了解如何获得每项测量结果, 并在必要时于检查结束后允许重新测量。

A. 胸骨旁长轴观

检查开始时, 患者处于左侧卧位。^[5,14] 将换能器放置在胸骨左侧的第 3 或第 4 肋间, 其中探头标记指向患者的右肩大约 9-10 点的位置。^[14,54] 如果可能的话, 左心室 (LV) 应该位于与图像扇区内的超声波束垂直的位置。

表 2 (续)

解剖图像	二维经胸超声图像	采集图像	显示结构
2.23.A4C LA 以 Pulvn 为中心 (见视频 63 和 64)			
		<p>心尖声窗 A4C 切面 优化图像, 以 LA 和 Pulvns 为 中心</p>	<p>Pulvns LA MV LV RA TV RV</p>
2.24. SC 4C (见视频 65)			
		<p>剑突下声窗 4c 切面 患者仰卧位 探头位于剑下, 标 记指向患者左肩, 屏住呼吸</p>	<p>LV MV RV TV IAS IVS RA LA</p>
2.25. SC 下腔静脉长轴 (见视频 66)			
		<p>剑突下声窗 IVC 切面 患者身体长轴</p>	<p>IVC 长轴</p>
2.26. SC 肝静脉长轴 (见视频 67)			
		<p>剑突下声窗 从 IVC 切面, 探头 轻度向右上旋</p>	<p>IVC Hvns</p>
2.27. 胸骨上窝主动脉弓(见视频 68)			
		<p>胸骨上窝声窗 主动脉弓切面 朝 12 点方向, 将探 头向左肩方向旋转 (1 点方向), 并朝向 穿过右乳头和左肩 胛骨尖端的平面</p>	<p>Asc Ao Transverse arch Desc Ao Innom a LCCA LSA</p>

如果心室没有出现在相对水平的位置，可将探头移动到更高的胸骨旁或将患者转向更左倾的侧卧位。在大多数患者中，心尖在 PLAX 中看不到。通过旋转，倾斜和/或倾斜探头可以消除“假心尖”和短 LV 的出现，从而使视野内的左心室腔长度最大化。^[14]

1.胸骨旁左心室长轴观。找到最佳的 PLAX 图像后，应增加成像深度以超过左室后壁，评估胸膜或心包积液等任何异常情况（表 2.1）。这个“侦察切面”是第一个获取的视频。下一个视频是在减少深度后适合整个 PLAX 视图在扇区中最佳视图获得的，留下约超出心包 1 厘米的深度。该视频能显示 3 个主动脉瓣叶中的 2 个和两个二尖瓣（MV）叶（表 2.2）的运动。接下来应使用放大功能来最佳显示 AV 和左心室流出道（LVOT）。^[14]通常，LVOT 和主动脉的最佳长轴与 LV 不同，常需重新定位以显示 LVOT 和主动脉的最佳切面。对于 LVOT 和主动脉的线性测量，应特别注意瓣膜运动和图像质量。探头应朝着窦管交界（STJ）稍微滑动并获得一个视频（表 2.3）。冻结图像后，用轨迹球滚动至显示 AV 闭合的一帧，关注闭合瓣膜，窦管交界 STJ，Valsalva 窦和升主动脉（Asc Ao），并确保图像质量适合测量。^[2]如有必要，可将探头置于一个或两个更高的肋间隙处或患者重新移动体位以获得更完整的升主动脉切面。让患者在呼气末屏住呼吸对获得此图像可能会有所帮助。主动脉的前几厘米应该是可见的。接下来，将放大框 ROI 放置在二尖瓣 MV 上以显示前叶和后叶的运动。ROI 还应该充分显示左心房（LA）和 LV 的流入道部分。这是 PLAX 视图的最终视频（表 2.4）。

2.右心室流出道观。右心室流出道（RVOT）切面显示肺动脉 PV 和右心室流出道（RV）。为获取此切面，探头从 PLAX 视图向前倾斜并且稍微顺时针旋转。^[54,55]在该切面可见的心脏结构包括 RVOT，PV 的两个瓣叶，主肺动脉（MPA），有时可见肺动脉（PA）分叉。应该记录该切面（表 2.5）

3.右心室流入道切面。将探头向下朝着患者的右髂倾斜可获得右心室流入道切面。^[54,55]此外，有时需要逆时针旋转探头以最佳地展示三尖瓣的前叶和

另一瓣叶。根据方向，另一瓣叶可为隔瓣（如果隔瓣在视野内）或后瓣（如果隔瓣不可见）。三尖瓣在扇区的中心且大部分位于扇区的上半部分。右上部分是右心室的前壁，左侧是右心室的下壁。右心房（RA），尚残存的欧式瓣，尤式嵴，冠状静脉窦（CS）和近端下腔静脉位于该扇区的下半部。应记录该切面的视频。（表 2.6）

B.胸骨旁短轴观

PSAX 切面是将探头从 PLAX 切面顺时针旋转 90°，声束垂直于 LV 长轴的位置而获得。^[5,14,54]先将探头向上倾斜然后逐步向下倾斜可获得一些解剖结构的水平成像。第一个图像从大血管（主动脉和肺动脉 PA）的水平开始。在这个切面中，可以看到主动脉瓣膜上方的主动脉横截面，并且可以看到右室流出道，肺动脉瓣，主肺动脉 MPA 和左右分支起始段。可以通过将探头上移一个肋间隙来改善图像质量。这个切面水平的视频应该予以记录（表 2.7）。

将探头向下倾斜，此切面从右向左并列显示肺动脉瓣，主动脉瓣（所有三个瓣叶）和三尖瓣。^[54]应该采取初始较大的扇形切面观察直接位于主动脉瓣下的左房，房间隔和向右房的过渡。部分患者可能会在切面的右侧显示左心耳。^[14]在切面上半部分，应当关注右室从流入道向流出道过渡（表 2.8）。应使用扇形尺寸的操纵或使用放大功能来扫查每个瓣膜。放大的主动脉瓣的瓣叶数目和运动应当用一个视频记录下来（表 2.9）。在这个平面上，进一步精细操纵可以在左冠状动脉窦大约 3 到 5 点钟处显示左冠状动脉主干的起源。^[56]另外，将探头向右侧冠状动脉窦移动，可能会在大约 11 点钟处显示右冠状动脉的起源。^[56]对冠状动脉起源的扫查不被视为常规检查的一部分。鉴于所服务人群的临床需求不尽相同，每个超声心动图实验室都应制定一项常规纳入冠状动脉起源的检查政策。接下来，应调整该视野以展示三尖瓣解剖结构和运动。此外，应显示完整的右房，右室流入道以及室间隔膜周的区域。在这个水平可能需要多个视频（表 2.10a）。扫查完三尖瓣之后，将探头朝向右室流出道和肺动脉瓣角度倾斜并记录一个视频（表 2.10b）。

从大血管水平位置，将探头向下倾斜，稍微向

左倾斜朝向心尖部位，停在二尖瓣水平处。^[14,54,55] 在该切面中，可清楚地显示二尖瓣前后叶的最大位移。右室在该切面的顶部和左侧，显示为新月形。左室 LV 的前壁，侧壁和下壁是可见的。应调整设置以获得清晰的游离壁视图。应当采集一个显示二尖瓣和右室的视频（表 2.11）。

接下来，将探头倾斜到乳头肌水平正下方二尖瓣后叶尖端的位置。^[14,54,55] 心室应呈圆形，乳头肌不应摆动。这大约在左室中部水平，是判断左室整体和节段功能的特别重要的视图切面。应仔细调整成像设置，以达到心肌运动和增厚的最佳显示。右室继续保持于该切面的前部和中间部分。在这个切面水平应至少获取两个视频（表 2.12）。

要获取的最后一个 PSAX 视频位于心室心尖三分之一的水平。^[14,54,55] 这可能需要倾斜，或者向下 1 或 2 个肋间隙及向体侧滑动探头，以至最好地观察心尖。右室通常不再出现在该切面（表 2.13）。

C. 心尖系列切面

PSAX 完成后接下来扫查心尖声窗。^[5,14] 心尖位置通常位于胸部左侧靠近腋中线的最大搏动附近，大多数人为左位心。多数情况下可以自第 5 肋间隙开始，但应该注意的是，在检查过程中心尖声窗通常不局限于一个位置。术语“轴”已被用于通过心室的顶点、房室瓣和心房的超声波的理想投影，该矢量使心脏的长轴最大化。^[14] 理想情况下，这个视图在每个病人都可以看到，从而获得最佳的图像质量。但是，情况并非总是如此，因为超声波传输受限于肋骨间隙。由心脏病变引起的心脏结构变化和胸腔结构的变化也可能使该理想视轴不复存在。为了最佳地定位探头以用于心尖视图，强烈建议使用专门的凹槽检查床，以更好地暴露心尖位置。在整个检查过程中，变换病人的体位可能会改善各种心尖视野的图像质量。一般来说，当在正常心脏的心尖声窗中成像时，从左房的基部到左室的顶点的长轴应该由大约三分之二的左室和三分之一的左房组成。此一估测对确认左室切面未被节略较有用。另外，左室应该在心尖逐渐缩小成椭圆状。如果心室被节略，心尖则显得更接近圆形。^[9]

1. 心尖四腔观。A4C 切面是获得的第一个心尖切面。

为了获得该切面，将探头放置在可触及的心尖搏动处，并且探头标记朝向诊断床。该图像应优化，可以呈现所有四个心腔，左侧结构出现在所示扇区的右侧，右侧结构出现在左侧。^[14] 在正常心脏中，左室的心尖位于该区域的顶部和中心，而右室的形状为三角形并且面积较小。心肌应从心尖到房室瓣均匀可见，并在 RV 心尖部分显示调节束。应该显示两个二尖瓣叶和两个三尖瓣叶（隔瓣和后瓣或前瓣）的全部伸缩。每个腔室的壁和间隔可见以评估其大小及其性能。^[2] 在呼吸过程中观察这个切面可以让操作者评估心室间相互依赖、间隔运动异常和房间隔瘤样运动。最初的视频片段应该包含所有四个心腔的全景，包括全部的心房以便比较心腔的比例关系（表 2.14）。然后为了便于量化和观察局部室壁运动，应该减小扇区尺寸至仅包括心室。纵向应变成像和三维容积采集亦应采用比较小的扇区尺寸。^[57] 此外应该在这个放大倍数下记录一个或两个 2D 片段用于高级成像的附加片段（表 2.15）。

2. 右心室为中心的切面。要获得以右室 RV 为中心的切面，应首先获取 A4C 视图。然后将探头稍微逆时针旋转，同时将探头保持在心尖处，以在该切面中使右室区域最大化。切面应保持在左室的中心，避免向前倾斜成为五腔心视野。进行微调以最大限度地提高右室的可视化面积。^[58, 59] 建议使用该切面进行 RV 线性和面积定量。在某些患者中，可能需要通过向右心倾斜或向上一个肋间隙的更内侧窗口滑动来定位。任一操纵都可以用来调整三尖瓣瓣环的矢量以进行三尖瓣环平面收缩运动（TAPSE）和速度测量。^[60, 61] 建议测量 TAPSE 时放大三尖瓣的瓣环。对于具有应变技术的心超室，测量 RV 纵向应变可以针对这些切面进行优化，^[58,59] 这些视图应记录至少 2 个视频（表 2.16）。

3. 心尖五腔观。自 A4C 切面，将超声波束向前倾斜直到左室流出道（LVOT），主动脉瓣（AV）和近端主动脉（Asc Ao）进入视野，便可获得心尖五腔切面。^[14] 在这个切面关注应该集中在 LVOT，AV 和 MV 上。记录该视频。在这个切面看主动脉流出道上端，也可能会看到一部分上腔静脉（SVC）进

入右房（RA）。继续前倾探头可能在某些个体中显示右室流出道 RVOT 和肺动脉瓣。^[54,55] 此 RVOT 切面不被视为常规检查的一部分（表 2.17a, b）。

看起来像一个管状结构，代替了左室和左房之间的二尖瓣。CS 终止于三尖瓣隔瓣和右房交界处附近。有时可见位于 CS 与 RA 的交界处的膜状结构——冠状静脉窦瓣。在这个切面，可在 RA 中观察到欧式瓣和下腔静脉（表 2.18）。

4.冠状静脉窦切面。从 A4C 的切面开始，将探头向后倾斜以对冠状静脉窦（CS）进行成像，^[54,55] CS

表 3 二维线性测量


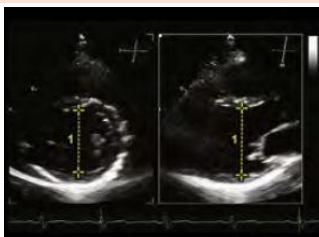


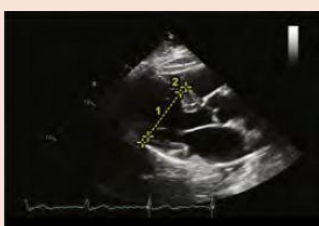

切面	二维灰阶	线性测量
3.1.胸骨旁声窗 PLAX 切面		<ol style="list-style-type: none"> 室间隔舒张末厚度 左室舒张末直径 左室后壁舒张末直径 右室舒张末直径
3.2a.胸骨旁切面 双平面显像		<p>双平面成像可以协助在垂直对齐的二维位置上行最精确的测量。</p> <ol style="list-style-type: none"> LVIDd= 47.0 mm。
3.2b.胸骨旁切面 双平面显像显示测量线偏离左室中心		<p>双平面成像显示偏离轴心测量的结果。</p> <ol style="list-style-type: none"> LVIDd 减少了 3mm, 从 47.0 mm (3.2a) 降为 44mm。
3.3.胸骨旁切面		<ol style="list-style-type: none"> 左室收缩末直径
3.4a.胸骨旁声窗 PLAX 切面 乙状室间隔		<p>测量轻微地向左室心尖移动，刚好在室间隔凸起的上方。</p> <ol style="list-style-type: none"> LVIDd =53 mm IVS =7.0 mm
3.4b. 胸骨旁声窗 PLAX 切面 乙状室间隔		<p>测量位于二尖瓣瓣尖水平，包括室间隔凸起部分。</p> <ol style="list-style-type: none"> LVIDd=38 mm IVS=17.0 mm

表 3 (续)




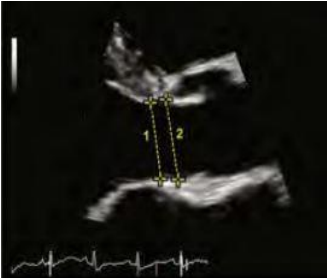


切面	二维灰阶	线性测量
3.5. 胸骨旁声窗 PLAX 切面		1. 右室流出道舒张末直径
3.6. 胸骨旁声窗 PLAX 切面		1. 左房内径
3.7. 胸骨旁声窗 PLAX 切面 主动脉瓣环放大		收缩中期测量 1. 主动脉瓣环径
3.8. 胸骨旁声窗 PLAX 切面 LVOT 放大		收缩中期测量 1. LVOT 直径 2. 主动脉瓣环径
3.9. 胸骨旁声窗 PLAX 切面 AoV 和 Asc Ao 放大		1. SoVAo 直径 2. STJ 直径
3.10. 胸骨旁声窗 PLAX 切面 Asc Ao		1. Asc Ao 直径

表 3 (续)

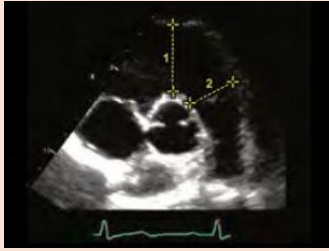

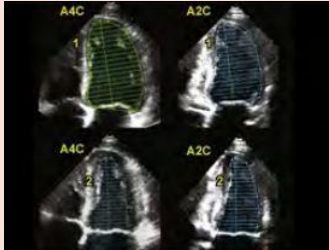
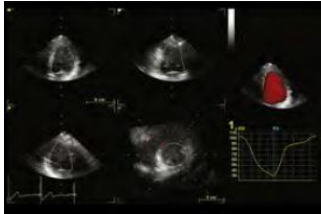
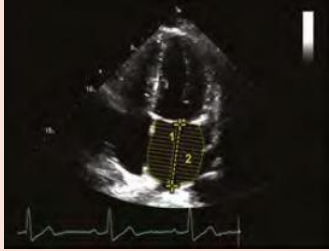
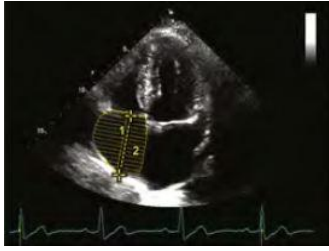

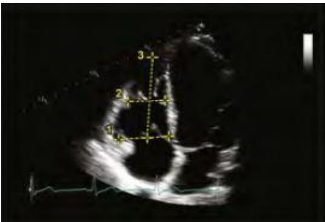


切面	二维灰阶	线性测量
3.11. 胸骨旁声窗 PSAX 切面 AV 水平		1. 舒张末 RVOT 近端直径 2. 舒张末 RVOT 远端直径 图像经允许转自 Lang et al. (2015) ²
3.12. 胸骨旁声窗 PSAX 切面 大血管水平		PA 主干直径
3.13. 心尖声窗 A4C 和 A2C 双平面碟盘总和		1. 左室舒张末容积 2. 左室收缩末容积 图像经允许转自 Lang et al. (2015) ²
3.14. 心尖声窗 三维测量举例		1. 三维数据测量 LVEF
3.15. 心尖声窗 A4C 心房容积		1. LA 长径 2. LA 面积
		1. 右房长径 2. RA 面积

表 3 (续)

切面	二维灰阶	线性测量
3.16. 心尖声窗 A4C 心房容积		1. LA 长径 2. LA 面积
3.17. 心尖声窗 以 RV 为中心的 A4C		1. RV 基底段直径 2. RV 中间段直径 3. RV 长径
3.18. 心尖声窗 以 RV 为中心的 A4C		1. RV 面积
3.19. SC 声窗 IVC 切面		1. IVC 直径

5. 两腔观。在完整的 A4C 切面中，将探头逆时针旋转约 60°，以显示心尖两腔（A2C）切面。^[14]在这个切面中，显示了 LA，MV 和 LV。也可以看见位于房室沟中的 CS 横截面。其它可能显示的结构是沿着该部分右侧的左心耳和左上肺静脉。应该记录这个切面的两个视频，一个显示整个 LV 和 LA 的全扇区视图（表 2.19），另一个只显示 LV 的重点视图（表 2.20）。

6. 心尖长轴观（三腔心）。为了获得心尖长轴切面，通常称为三腔切面，应将探头从 A2C 切面逆时针旋转 60°^[14]。心尖长轴切面显示 LA，MV，LV，AV 和主动脉。与两腔切面一样，应记录两个视频：从心尖到左房顶部一个完整扇形视图（表 2.21），以及另一个关注 LV 的视图（表 2.22）。

7. 心尖四腔和两腔切面显示心房与肺静脉。自标准 A4C 切面，为了优化心房成，像应增加成像深度 2

厘米，以便能够看到肺静脉进入心房（表 2.23）。另外，可以将焦点区域（如果可能的话）应放置在房室瓣的水平和/或刚好在心房后面（选择最能清晰显示解剖结构的位置）。应调整总增益和 TGC 以优化 B 超图像。应当获取肺静脉进入左房的视频。

通常，LA 的最大图像与最佳 LV 图像不在同一平面上。探头应重新放置，以优化 LA 的视野，最大化心房底部的宽度，然后定位最大化的房室长轴以避免节缩。记录此切面并用于心腔定量。同样，应将探头重新定位以获得用于定量的 RA 的最佳切面，并应特别记录视频以进行定量。

回到 A2C 切面，重复该过程以获得 LA 的两腔心切面中的最佳测量数据。如果定位正确的化工：A2C 切面、A4C 切面中的 LA 长轴径线值差别应在 5 毫米以内。

D. 剑突下声窗和切面

SC 窗口用于评估心脏，心包，右室 RV 游离壁厚度和位于腹部的大血管（上腔静脉 IVC 和下腔静脉 SVC，肝静脉（Hvns）和腹主动脉）。当胸骨旁声窗的图像不理想的时候，剑突下对心脏进行成像可能非常有用。^[2,14] SC 声窗是通过患者仰卧松弛腹肌而获得。让病人曲膝可能有助于放松腹部肌肉，从而使图像更容易获得。在保持吸气状态时获取图像可能会进一步优化图像质量。

1. 剑突下 4 腔切面。 开始 SC 成像时，将探头放置在患者腹部处的肋骨交叉处（剑突），指示标记指向患者左侧约 3 点钟位置。将探头指向患者左肩，以 4 腔取向心脏横切面。从这个图像中，可以检查 RA, TV, LA, MV, LV, 房间隔和室间隔。^[14] 由于超声波束垂直于每个间隔，因此该切面对评估房间隔缺损、室间隔缺损以及 RV 壁厚特别重要。应记录视频（表 2.24）。

2. 剑突下短轴切面。 从四腔切面，将探头逆时针旋转大约 90°便可得到心脏的短轴位。保持心脏的短轴位以显示肝脏和下腔静脉（IVC）并将探头指向患者的肝脏（表 2.25）。在例行检查中应用该切面的主要目的是显示数厘米 IVC 纵进入 RA。^[2] 记录纵断面 IVC 在一个呼吸周期内的视频。该切面用于测量 IVC 的直径并评估 IVC 直径在呼吸过程中的变化（塌陷指数），用以估计中心静脉压¹。^[2,58] 汇入 IVC 的肝静脉（Hvns）也应该呈现于在该视图中，并且记录一个视频（表 2.26）。

E. 胸骨上窝长轴切面

病人仰卧，枕头放在肩膀后面，可以使头向后倾斜。将患者的脸转向左侧，将探头放置在胸骨上窝中，探头标记朝向 12 点钟位置，逐渐按顺时针方向朝左肩（1 点钟位置）旋转，倾斜到右乳头和左肩胛尖连线的平面（表 2.27）。^[14,55] 可见的结构是主动脉（升部，横部和降部），以及无名，左颈总动脉和左锁骨下动脉的起源。右侧的肺动脉 PA 以横截面形式展示。附录提供了胸骨上窝 SSN 声窗的其他视图。

V. 二维测量

A. 胸骨旁长轴切面

PLAX 切面应该用于左室 LV 的线性测量。

1. 左心室。 左心室壁厚度和心室大小在舒张末期测量，定义为二尖瓣关闭后的第一帧视频。^[2] 如果二尖瓣运动不可见，心电图上 R 波的峰值顶点处可确定为舒张末期。图像应该沿着其中心轴展示腔室最大尺寸。乳头肌不应该在 PLAX 切面中出现。电子测量标尺定位于室间隔致密心肌的界面和垂直于 LV 长轴延伸至后壁致密心肌内层的界线（表 3.1）。测量应在二尖瓣瓣尖下方的水平进行。^[2] 在此水平同时测量室间隔和左室后壁舒张末期厚度。测量时只应包括室间隔致密的心肌组织，注意避免将右室（RV）肌小梁，调节束或三尖瓣结构包括为室间隔厚度。^[62] 测量室间隔时，标尺应放在右室心腔和室间隔致密心肌的界面、并移动到室间隔与 LV 腔交界处。^[2] 为了测量 LV 后壁，测量标尺应放置在致密的后壁心肌-LV 腔的交界面处并移动到 LV 后壁-心包界面。^[2] 必须注意避免将二尖瓣结构纳入其中（表 3.2a, b）。动图应逐帧进行查看，以帮助将二尖瓣叶和腱索与左室后壁区分开来。左心室收缩末期尺寸应该在心腔最小处获得，通常是 MV 最初舒张开放前的帧，正好在 MV 瓣叶末端的远端（表 3.3）。^[2] 该规则的例外为室间隔基底部孤立增厚（sigmoid septum or septal bulge）。在这种情况下，收缩期和舒张期测量位置应该稍微向 LV 心尖部移动避开室间隔凸起，使得所有线性测量值均处于该水平。^[63,64] 测量时仍应保持垂直于心室长轴（表 3.4）。

2. 近端右心室流出道。 近端 RVOT 应在舒张末期的 PLAX 图上进行测量。测量卡尺应放置在致密的右室前壁心肌和右室（RV）腔的交界面处，并延伸到室间隔主动脉交界处（表 3.5）。^[58]

3. 左心房前后径测量。 首选 2D 的线性测量前后径。也可以使用 M 模式测量。使用前端到前端的方法在收缩末期测量左房（LA）前后径。^[2] 于二维模式，将卡尺置于主动脉根部的瓦氏（窦）的水平，并延伸到 LA 后壁的前缘，垂直于心房的长轴进行测量（表

3.6)。^[2] 于 M 模式，声标定位应垂直于主动脉根部 和 LA，位于主动脉窦的水平。将测量卡尺置于主动脉窦后壁的前缘并延伸至左心房后壁前缘（表 4.1）。^[2]

4.左心室流出道和主动脉瓣环。 LVOT 和主动脉瓣环直径是从 PLAX 切面放大 LVOT 和 AV 测量的。应该优化图像以显示 LVOT 的中心轴，并显示 AV 瓣环插入点。主动脉瓣环直径是从右冠瓣插入点内缘到无冠瓣插入点内缘，且在心脏收缩中期瓣口开放最大处测量（表 3.7）。对于 LVOT 直径，使用类似的内缘到内缘的方法，距主动脉瓣瓣环平面大约 3 到 10 mm 处于收缩中期测得。^[35,37] 直径界面为心肌室间隔致密部和二尖瓣前叶。直径测量位置应对应于 PW 采样体积位于 LVOT 多普勒示踪处的位置（表 3.8）。^[2]

5.升主动脉。 PLAX 切面对进行几次测量。所有的测量都是垂直于位于最大径主动脉的长轴，在舒张末期用前缘到前缘的方法测量。^[2] 乏氏窦 SoVAo 的测量值取自窦的最大直径。窦管交界 STJ 的测量应在远端窦和管状主动脉起点的交界处进行（表 3.9）。管状升主动脉直径是在主动脉窦上方确定的最大径线处测量，^[2,65] 以更好显示升主动脉，可能需要移动（探头）到更高的胸骨旁声窗，更靠近胸骨和/或屏住呼气（表 3.10）。

B.胸骨旁短轴切面

1.右心室流出道。 近端和远端右室流出道 RVOT 是从 PSAX 切面测量，于舒张末期定位以显示主动脉瓣瓣叶水平。测量卡尺放置在右室前壁紧密心肌-右心室腔的界面延伸到主动脉根部血液-组织界面的线上。远端 RVOT 应该在 PV 的近端使用内缘到内缘于舒张末期进行测量（表 3.11）。^[58]

2.肺动脉。 主肺动脉（PA）在肺动脉瓣和肺动脉分叉中间的位置在舒张末期使用内缘至内缘的方法进行测量（表 3.12）。^[58]

C.心尖切面

1.左心室容积。 不建议使用线性测量计算左室容积和射血分数，也不应报告。^[2]

a.双平面碟碟总和。 推荐双平面碟碟总和作为二体积测量技术。心尖视图应该使用缩小的扇区，该扇区只显示左室 LV、二尖瓣装置和左房 LA 的一小部分，用最大帧频以增强显示腔室。左心室心尖应该位于扇区的中央并使左室长轴最大化。左室 LV 容积是通过沿心室壁的致密和非致密心肌的界面勾画左室心腔进行测量。这些测量结果分别在心脏舒张末期和收缩末期的心尖 4 腔和 2 腔切面中进行，分别定义为每个视图中心腔最大和最小的部分。乳头肌和肌小梁被排除在描记之外而作为心腔的一部分。在二尖瓣 MV 瓣环水平处绘制出一条贯穿左室 LV 的水平线来完成描记。自这条线的中心，作垂直线延伸到心尖的最远点以计算盘的高度。^[2] 4 腔和 2 腔切面之间左室 LV 长度的差异应该小于 10%。^[2] 一些系统提供半自动心内膜追踪算法来计算容积和射血分数。系统应显示整个心动周期内心内膜追踪，以评估数据的质量。描记的错误可以人工调整。这些描记视频应予记录以便心超读者判断数据的质量。同样，用于双平面总和追踪的原始数据也应始终记录为检查的一部分。当心内膜边界不清时，强烈建议使用超声增强剂来提高定量的准确性（表 3.13）。^[2]

b.3D 左心室容积。 如果可行的话，使用 3D 算法进行 LV 容量和功能评估优于碟碟总和法。^[2, 57] 上述用于优化 LV 显示的所有技术都与 3D 成像相关。LV 的定位是非常重要的，以便在尽可能高的帧速下整个腔室被包含于容积中。一些系统提供了用于体积计算和显示的半自动算法。当图像质量非常好时，这种技术可以提供超声衍生的容积与参考标准的最佳关联。^[66]

与 2D 技术一样，描记和容积数据组的全面显示对读片者判断信息质量是必要的（表 3.14）。建议超声心动图实验室建立处理和报告 3D 数据的标准化工作流程。

2.左心房容积。 如上所述，应该独立获得并优化二维 LA 图像从而为进行容积定量做准备。^[2] 首先，应确定处于收缩末期的最大容积。然后描记 A4C

和 A2C 切面中的 LA 心内膜边界。自一侧瓣环至对侧来完成 LA 的描记。心耳和肺静脉不应该包含在内。应在心尖四腔和两腔视图中测量。该长度是从二尖瓣环的中心至左房壁最上方中点心房内缘。长轴的长度差别应在 5 毫米以内，如果不是，则应重新评估心尖图像。^[67] 大多数超声系统通过面积-长度和双平面圆盘总和自动计算出 LA 双平面体积。对于面积-长度方法，应该使用在两腔或四腔切面中获得的长度中较短的一个来计算 LA 体积。^[2,67] 使用圆盘方法时，则应使用两个长度中较长的一个。圆盘的方法是计算 LA 容积的首选方法，因为它对于 LA 形状的假设较少（表 3.15,3.16）。^[2] 由于容积计算方法而异，所以心超室始终使用相同的技术非常重要。

3.右心室线性径线。在以 RV 为中心的 A4C 切面中，通过三尖瓣环的中点画一条直线到心尖心室心肌致密处测得 RV 舒张末期线长径线。直径测值包括 RV 舒张末期基底 1/3 处的最大横径、最大基底直径与顶点之间的右室中部横径。中部直径在舒张末期乳头肌水平处测得（表 3.17）。^[2,58]

4.右心室面积。在以 RV 为中心的 A4C 切面中，RV 面积是通过描记致密心肌的血液-心内膜组织边界从三尖瓣环到达心尖并返回到三尖瓣环进行测量。根据舒张末期和收缩末期进的测量值可以计算出 RV 的面积分数变化。^[58,59] 乳头肌，小梁和调节束都包含在右室面积测量内。一个以 RV 为中心并且显示整个 RV 的良好切面对于精确的测量至关重要（表 3.18）。

5.右心房容积。在 A4C 切面中，应获得并优化专门的右心房切面。在收缩末期，描记 RA 血液-组织界面的轮廓至三尖瓣环的水平，不包括右心耳（RAA），上腔静脉（SVC）和下腔静脉（IVC）。于三尖瓣瓣环的中点至 RA 的上基底壁的中间作垂直线。用单平面圆盘法和法计算 RA 容积（表 3.15）。^[2, 58, 67]

D. 剑突下切面

1. 下腔静脉。IVC 直径是当患者处于仰卧位时从 SC 长轴切面测得。测量应从 IVC-RA 连接处近端 1-2 厘米处进行。^[2,58] IVC 直径应在其最大尺寸处测量，通常是在呼气时。记录应足够长，以便观察呼吸周期内 IVC 直径的变化。如果中心静脉压力正常，IVC 的内径塌陷通常会超过其呼气直径的 50%。如果塌陷不足，则应指示患者快速深吸气以强制胸腔内压力发生更显著的变化并再次记录 IVC 运动。这些信息与 IVC 直径总和在一起估算 RA 压力（表 3.16）。^[2, 58]

要点#3

- 测量
- ℓ 测量 LV 的径线应在 PLAX 切面，当心室居中并尽可能垂直于长轴。
 - ℓ 确保 LV 尺寸测量刚好超过二尖瓣瓣尖。注意后壁;避免包含二尖瓣装置和乳头肌。同样在测量室间隔厚度时，避免包含插入室间隔的右侧结构。
 - ℓ 如果存在室间隔基底部凸起，测量时稍微移向心尖方向以偏离凸出部。
 - ℓ LA 的前后径可以通过 M 模式或 2-D 测量，即从主动脉窦延伸至左房后壁的直径线。2D 比 M 模式型测量技术更为优越。两种测量技术均应对这两个结构的定位保持一致。
 - ℓ LVOT 和主动脉瓣环的直径是测量收缩期值，而主动脉的测量是舒张期值。流出道直径由室间隔和二尖瓣前叶之间测定，流出道的位置则通过 AV 近端取样容积达到层流信号时来确定。
 - ℓ 根据优化 LA 的显示调整后的 A4C 和 A2C 切面计算出的 LA 容积是心房大小定量的首选方法。两个切面中的顶端长轴差别应该 5mm 以内。
 - ℓ 右室的尺寸和面积最好在右室为中心的切面中测量。
 - ℓ 对于常规线性径线，不建议使用 M 模式技术测量。对于 LV 辅助装置患者，诸如 TAPSE, IVC 呼吸时的直径或长时间分析主动脉瓣叶运动等专业测量则具有特定价值。
 - ℓ LV 容积和 LV EF 优选使用 3-D 技术测量。取样容积的大小和深度应进行优化以提高帧频。跟踪整个心动周期应该是可检查和可校正的，并作为最终图像的一部分进行显示。
 - ℓ 如果三维体积分析不可及，则首选二维双平面法用于计算 LV 体积和 LV EF。

VI. M-模式测量

不推荐 M 模式用于常规线性测量。写作委员会建议录制标准 PLAX 切面中 MV 和 LV 作为可能合并存在的时间事件（例如 MV 运动，室间隔和左室后壁

运动) 的独特诊断依据 (表 4.2,4.3)。LA 前后径测量在 LA 测量部分已作讨论, 下文指出的两个测量结果可能仍被一些实验室应用并作为研究成像标准。

A. 三尖瓣环平面收缩期偏移 (TAPSE)

TAPSE 是测量 RV 纵向收缩性能的指标。^[60,61] 它在 A4C 切面中测得。^[58,59] M 模式光标应该沿 RV 游离壁对齐, 尽可能垂直于侧壁三尖瓣环 (并尽可能平行于三尖瓣瓣环的移动)。三尖瓣瓣环显示区域应尽可能大, 但不要去除相关解剖结构。测量三尖瓣环从舒张末期至收缩末期向心尖移动的距离 (表

4.4)。^[2, 58, 59]

B. 下腔静脉

SC 切面中的 M 模式成像是用于测量 IVC 直径^[69]和 IVC 塌陷指数的一种方法。^[70] M 模式光标放置在远离 RA 大约 1.0-2.0cm 处的 IVC 上, 并且在静息时和正常呼吸期间测量 IVC 直径。也可以在患者做深呼吸动作时测量。使用所获得直径的比率计算塌陷指数。^[2]应注意 M 模式光标以垂直方式横切 IVC, 以免错误估计直径。在深呼吸过程中在短轴上对 IVC 成像可以帮助确定 IVC 是否在吸气过程中移出成像平面 (表 4.5)。

表 4 M 型

切面	M-型图像	解剖定位
4.1. PLAX 切面		M 模式通过 Ao 和左心房
4.2. PLAX 切面		M 模式通过 MV
4.3. PLAX 切面		M 模式通过 LV
4.4. A4C 以 RV 为中心切面		1. TAPSE
4.5. SC 切面 IVC		IVC 内径的变化 箭头表明随患者吸气时的改变

有些情况下, AV 的 M 模式可能有助于时相上观察

C. 主动脉瓣

和监测瓣膜启闭时间。一个临床实例是使用 M 模式来测量左心室辅助装置患者的 AV 开启程度^[71]。

表 5 彩色多普勒图像标准


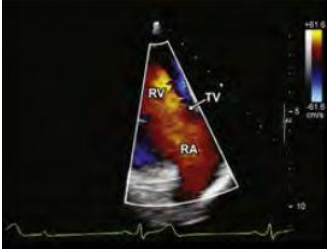

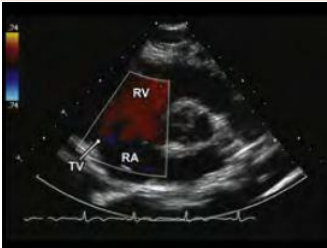

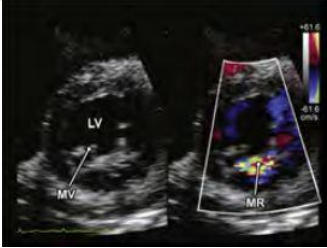
切面	二维经胸超声图像	显示结构
5.1. 胸骨旁声窗（见视频 69） PSAX 切面 RVOT		彩色多普勒 RVOT PA
5.2. 胸骨旁声窗（见视频 70） PSAX 切面 RV 流入道		彩色多普勒 TV RA RV
5.3. 胸骨旁声窗（见视频 71） PLAX 切面 RV 流入道伴有三尖瓣反流		彩色多普勒 TV TR RA RV
5.4. 胸骨旁声窗（见视频 72） PSAX 切面 TV 和 RV 流入道		彩色多普勒 TV RA RV
5.5. 胸骨旁声窗（见视频 73） PLAX 切面 MV 放大		彩色多普勒 MV LA LV
5.6. 胸骨旁声窗（见视频 74） PSAX 切面 MV 水平		彩色多普勒 MV LV

表 5(续)


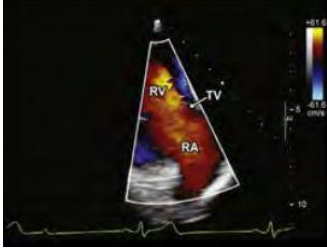
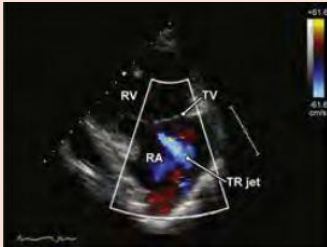
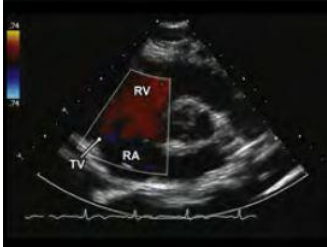

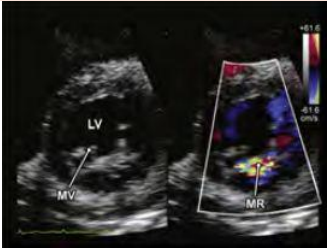
切面	二维经胸超声图像	显示结构
5.1. 胸骨旁声窗 (见视频 69) PSAX 切面 RVOT		彩色多普勒 RVOT PA
5.2. 胸骨旁声窗 (见视频 70) PSAX 切面 RV 流入道		彩色多普勒 TV RA RV
5.3. 胸骨旁声窗 (见视频 71) PLAX 切面 RV 流入道伴有三尖瓣反流		彩色多普勒 TV TR RA RV
5.4. 胸骨旁声窗 (见视频 72) PSAX 切面 TV 和 RV 流入道		彩色多普勒 TV RA RV
5.5. 胸骨旁声窗 (见视频 73) PLAX 切面 MV 放大		彩色多普勒 MV LA LV
5.6. 胸骨旁声窗 (见视频 74) PSAX 切面 MV 水平		彩色多普勒 MV LV



表 5 (续)

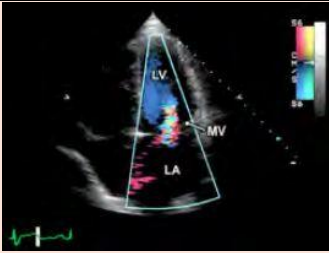
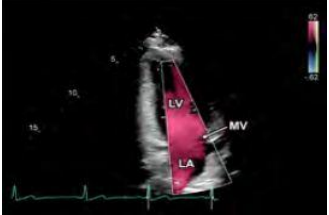

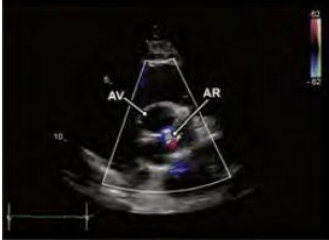

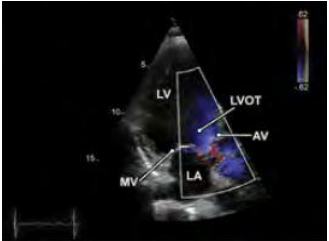
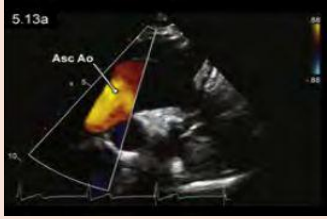
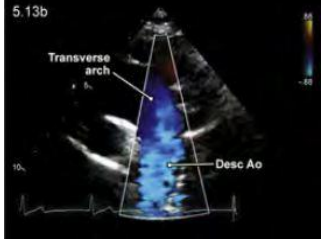
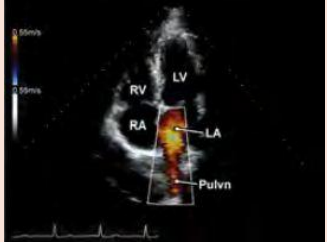

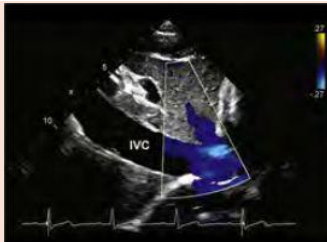
切面	二维经胸超声图像	显示结构
5.7.心尖声窗 (见视频 75) A4C 切面		彩色多普勒 LA MV LV
5.8.心尖声窗 (见视频 76) A2C 切面		彩色多普勒 LA MV LV
5.9.胸骨旁声窗 (见视频 77) PLAX 切面 AV 放大		彩色多普勒 AV LVOT Ao
5.10.胸骨旁声窗 (见视频 78) PSAX 切面 AV 瓣叶		彩色多普勒 AV
5.11.心尖声窗 (见视频 79) A5C 切面		彩色多普勒 LVOT LA LV AV RV
5.12.心尖声窗 (见视频 80) A3C 切面		彩色多普勒 MV LV LVOT AV LA

表 5 (续)

切面	二维经胸超声图像	显示结构
5.13.SSN 声窗 (见视频 81 和 82) 主动脉弓切面		彩色多普勒 Asc Ao Transverse arch Desc Ao
5.14.心尖声窗 (见视频 83) A4C 切面 Pulvns		彩色多普勒 Pulvns LA MV LV RV RA
5.15. SC 声窗 (见视频 84) IVC, Hvns		彩色多普勒 IVC Hvns
5.16. SC 声窗 (见视频 85) IVC 切面		IVC 彩色多普勒
5.16. SC 声窗 (见视频 86) 4C 切面		彩色多普勒 RA RV LA LV IAS

视频 69-86, 见 www.onlinejase.com.

VII. 彩色多普勒成像

在 2D 图像采集之后，CDI 用于几乎所有的成像切面/窗口。它不是一项独立的成像技术。

因此，所有 CDI 必须在与其组合的 M 模式，2D 或 3D 图像的背景下使用。建议首先记录解剖图像，紧接着进行 CDI 检查。对于常规正常流程，一次 CFI 探查就足够了。对于异常或偏心的血流信号，建议使用多个切面，扫描和离轴图像来全面展现病理状态。如果需要的话，可以缩小扇区宽度以提高帧频，但是该扇区不应该太狭窄以至于消除部分感兴趣的区域。如果可以选，同时进行的双屏并排成像（一屏为灰度图像和另一屏为彩色多普勒成像）作为附加切面有所帮助，但不推荐双平面显示作为整个流程中的唯一彩色显示方式。因为很少有双屏的图像质量能同时达到最佳，这样 CDI 或灰度视图的数据可能会缺失。同样，仅显示没有关联的常规灰度图像的 CDI 的常规操作流程也不合适，虽然节省了时间，但也丢失了关键信息。

A. 右心室流出道，肺动脉瓣，肺动脉

CDI 应该用于检查 RVOT, PV, PA 和肺动脉分支以评估收缩期血流，瓣膜返流和分流。^[37,43] 这些结构应该在 PLAX, PSAX 和 SC 切面中进行评估。CDI 标尺应设置为 50-70cm/s，但低流速血流状态下可能需要进一步降低（表 5.1）。

B. 右心室流入道和三尖瓣

可以使用 CDI 在 PLAX 右心室流入切面, PSAX 三尖瓣切面（主动脉水平），A4C 切面，心尖 RV 侧切面和 SC 切面对三尖瓣进行探查。在每个切面中，都要评估前向血流和瓣膜返流。最初设置通常为正常彩色血流速度标度（50-70cm/s），特别是有 TV 返流的时候。有时需要优化速度标度和增益以演示低速前向血流。应该使用离轴平面来全面显示返流束（表 5.2,5.3,5.4）。^[37,43] CDI 也应该用来指导 PW 和 CW 光标的放置，多普勒取样容积应尽可能平行于血流方向。

C. 左心室流入道和二尖瓣

应该在 PLAX 切面，PSAX 切面以及 A4C, A2C 和 A3c 切面利用 CDI 来扫查 MV。可以根据需要使用 SC 切面。为了最好地显示通过 MV 进入 LV 的彩色多普勒速度，应该将瓣膜定位在扇形的中心以确保整个瓣膜包含在彩色框中，然后摇动探头或改变角度以找到任何狭窄或返流射流束。基于最初的发

现，应记录额外的 CDI 视频以充分显示整个流入和反流程度。标准速度标度设置与优化的 CDI 增益相结合从而最好地展示血流信号。前向血流在 A4C 切面展示最佳，这个切面与血流最为平行。但是，应该认识到 MV 流入通常部分地指向 LV 的侧壁。应仔细勘察返流束，并可能在不同的成像平面有显著改变（表 5.5,5.6,5.7,5.8）。^[37,43]

D. 左心室流出道和主动脉瓣

通过在 PLAX, PSAX, 心尖五腔和心尖长轴切面中将灰度视图与 CDI 进行配对来评估 LVOT 和 AV。AV 是以收缩期前向血流的层流与湍流以及舒张期的湍流返流模式来评估。在每个切面中，最初应调整彩色框的宽度和长度以显示 LVOT 及 AV。应小心注意通过多个切面中的瓣膜进行平移以最大限度地检测到反流。如果在 LVOT 的瓣膜近端发现湍流，则可能需要额外的放大视图来明确异常血流的位置。CDI 与 M 模式相结合对于观察 LVOT 时可能具有较大的价值。对于不同类型的射流，可能需要多次调整颜色增益设置。标准速度刻度设置应根据需要启动和调整以进行专门的测量（表 5.9, 5.10, 5.11, 5.12）。^[37,43]

E. 主动脉弓

当对主动脉弓进行成像时，需要将彩色框与感兴趣的区段对齐，并且操作者将需要操纵探头以最佳多普勒角度来演示升主动脉（Asc Ao），主动脉横部和降主动脉（Desc Ao）以演示颜色充填。由于主动脉靠近探头，一些系统可能会自动将 Nyquist 极限提高到很高的水平，因此可能需要向下调整以实现良好的颜色充填。显著的血流颜色变化经常可见，升主动脉朝向探头血流为红色，主动脉弓处因探查方向与血流垂直而呈现黑色，而降主动脉血流背向探头而呈蓝色（表 5.13a, b）。^[37,43]

F. 肺静脉

应该用彩色多普勒在 A4C 切面检查肺静脉。该平面与血流最为平行，并且通常展现四个肺静脉中的三个。朝向心尖 5 腔切面前倾可显示第 4 肺静脉，即右上肺静脉。深度应设置为能看到肺静脉进入左房 LA。感兴趣的彩色框区域应尽可能小以保持较高的帧频。由于成像之深度和较低的流速，需要校准彩色增益，并降低奈奎斯特极限值以表现出良好的颜色充填（表 5.14）。^[3] 彩色多普勒成像还可以帮助识别正在成像是哪一根肺静脉（红色朝向探头，蓝色远离探头）。

G. 肝静脉

Hvns 是从 SC 窗口成像。^[14] 彩色血流多普勒通常被设置显示肝静脉中端，因为它通常亦为多普勒最佳角度之处。彩色多普勒 ROI 应设置为显示血流自 Hvns 进入 IVC。可以通过调整增益并将速度刻度设置到较低范围来优化彩色多普勒，以展示最佳充填效果而不会引起色彩混叠和噪音（表 5.15）。

H. 下腔静脉

在 IVC 的 SC 长轴视图切面中，如果可行，应将 IVC 成像角度设在 60° 以内以最好地显示色彩。应降低彩色标尺设置，并调整增益以展示 IVC 良好的彩色充填。整段可见的 IVC 都应用 CDI 探查（表 5.16）。

I. 房间隔

房间隔可以从 A4C, PSAX 和 SC 的切面中看到^[54]。可以通过调整深度或使用放大框来尽可能大地显示 RA，房间隔和 LA，而不漏掉任何这些感兴趣区的结构。将 CDI 优化到较低的速度范围内，并调整

增益。应该包括房间隔的整个长度，并在所有切面中寻找任何穿过房间隔的彩色血流的证据。分流束可能是偏心的。SC 是最有效的切面，因为灰度图像近乎垂直于超声波束，并且大部分来自间隔缺损的血流是与房间隔平行的（表 5.17）。

VIII. 频谱多普勒成像测量

本节将讨论在完整的经胸超声心动图期间进行的常规多普勒测量。心超室应为那些测量建立标准。临床实际情况可能随测量的心动周期数目变化。应从记录的视频剪辑中进行测量并保存为单独的静帧，这将允许在采集时或者医师后续分析时进行多普勒测量。

本节以瓣膜为序。通过 CDI 帮助将频谱多普勒光标尽可能平行于血流，并使用 100mm/s 的扫描速度。基线和脉冲重复频率 PRF / 刻度设置必须针对每个瓣膜和速度测量进行单独优化，以显示无混叠的最佳信号。

表 6 频谱多普勒图像标准

切面	频谱多普勒	测量
6.1. 胸骨旁声窗 PSAX 切面 RVOT		RVOT 的脉冲多普勒 1. RVOT 峰值流速 2. RVOT 血流速度时间积分
6.2. 胸骨旁声窗 PSAX 切面 大血管水平		RVOT 的连续多普勒 1. RVOT 血流速度时间积分 2. RVOT 峰值流速
6.3 胸骨旁声窗 PSAX 切面 RVOT		RVOT 的连续多普勒 1. 舒张末期肺动脉瓣反流速
6.4 心尖声窗 A4C 切面 TV 流入道		TV 的脉冲多普勒 1. TV 流入道 E 峰测量 2. TV 流入道 A 峰测量

表 6 (续)

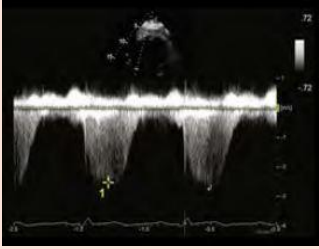
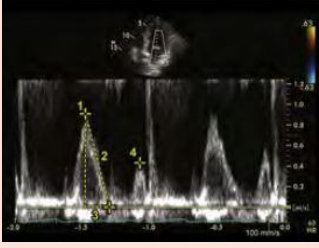

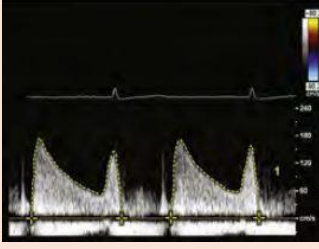
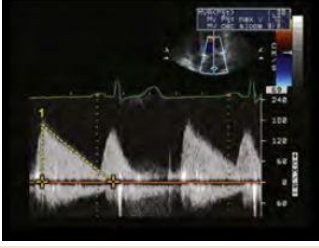


切面	频谱多普勒	测量
6.5 胸骨旁声窗 PLAX 切面 TV 放大		三尖瓣反流的连续多普勒 1. 峰值速度
6.6a. 心尖声窗 A4C 切面		MV 的脉冲频谱多普勒 1. E 峰速度 2. 减速斜率 3. 减速时间 4. A 峰速度
6.6b. 心尖声窗 A4C 切面		随着 Valsalva 频谱模式的改变
6.7a. 心尖声窗 A4C 切面		二尖瓣狭窄的连续多普勒频谱 1. 二尖瓣狭窄血流速度时间积分 测量平均压力阶差
6.7b. 心尖声窗 A4C 切面		2. 测量二尖瓣狭窄压差减半时间
6.8. 心尖声窗 二尖瓣反流的连续多普勒频谱		二尖瓣反流的连续多普勒频谱 1. 血流速度时间积分 2. 峰值速度
6.9 心尖声窗 A4C 切面		心动过速对二尖瓣血流脉冲多普勒的影响 二尖瓣流入道, 心动过速 1. 二尖瓣减速时间被截断

表 6 (续)

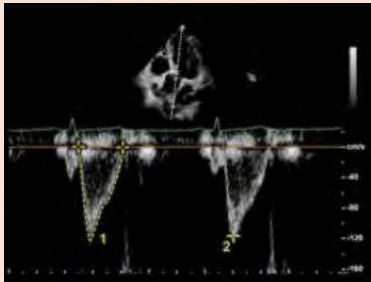
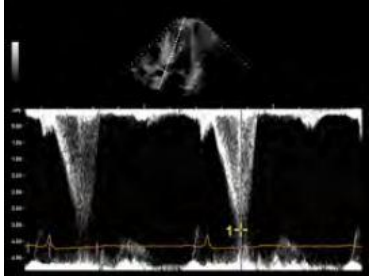
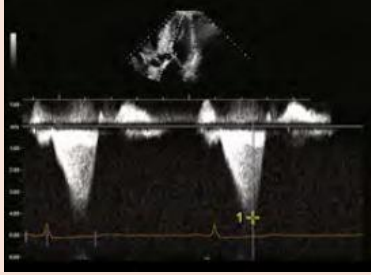
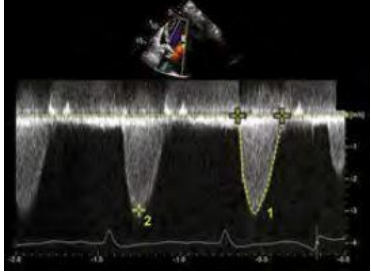
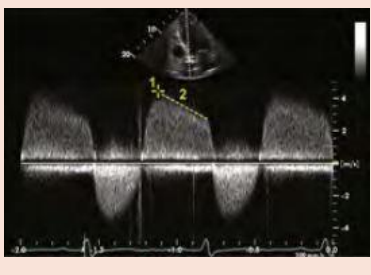
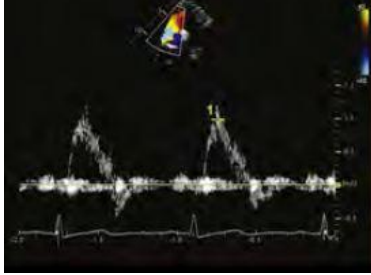
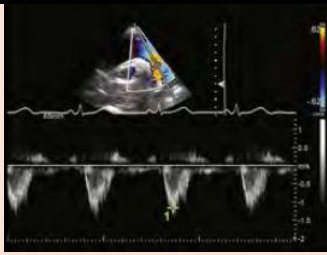
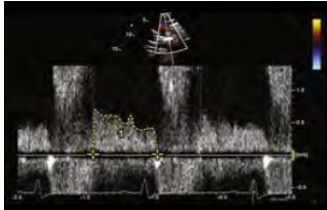
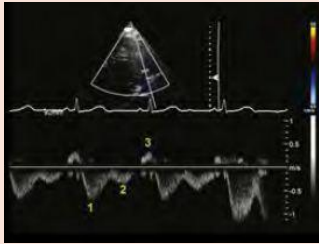
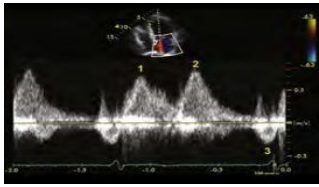
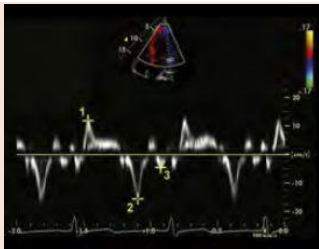
切面	频谱多普勒	测量
6.10.a. 心尖声窗 A5C		LVOT 的频谱多普勒 1. LVOT 血流速度时间积分 2. LVOT 峰值流速
6.10.b. 心尖声窗 A5C		LVOT 高脉冲重复频率多普勒 1. LVOT 峰值流速
6.10.c. 心尖声窗 A5C		LVOT 连续多普勒 1. LVOT 最大血流速
6.11. 心尖声窗 A5C		心尖声窗定向通过主动脉瓣的连续多普勒频谱 1. 主动脉瓣连续多普勒频谱 2. 主动脉瓣峰值速度
6.12. 心尖声窗 A5C		连续多普勒 1. 主动脉瓣反流峰值速度 (用于 PISA 法定量反流量) 2. 主动脉瓣反流斜率 (用于 计算压差减半时间)
6.13.a. 胸骨上窝声窗		升主动脉的脉冲多普勒频谱 1. 收缩期峰值流速

表 6 (续)

切面	频谱多普勒	测量
6.13b. 胸骨上窝声窗		降主动脉的脉冲多普勒频谱 1. 收缩期峰值速度
6.14. 胸骨上窝声窗		主动脉瓣反流患者的降主动脉脉冲多普勒频谱显示舒张期逆流 主动脉瓣反流的血流速度时间积分
6.15. 剑突下声窗		肝静脉血流的脉冲多普勒频谱 1. S 波 2. D 波 3. A 波
6.16. 心尖声窗 A4C 切面		肺静脉血流 1. S 波 2. D 波 3. A 波
6.17. 心尖声窗 A4C 切面		二尖瓣侧壁瓣环组织多普勒 1. s' 2. e' 3. a'

多普勒成像受限于方向。当超声波束平行于血流时检测到的多普勒频移最大。检测到的最大速度与平行血流产生角度的余弦函数值递减。幸运的是，20°的角度导致测得的流速仅降低 6%，因此使取样线合理地接近平行不会实质性地影响结果。通过首先使用彩色多普勒探查，可以改善角度，但是难以顾及所有三个维度的流量。超声系统具有角度校正算法，但不建议将其用于超声心动图。而是用多个成像平面对所有瓣膜和其他血流区域进行检查。只有从产生最大速度的成像平面上采集的数据方可用于临床，来自其他平面的信息必须被剪辑

掉，而不是取平均值。

在层流时，众数速度是流量信号中最密集的部分，代表了大部分血流。这是描记或测量峰值速度信号的正确部分。^[2, 37, 43] 过度增强信号可能会模糊众数速度。对于湍流，应识别出最能代表血流信号的明显边界。过度增益可能会掩盖此边界，而增益不足可能会错过最大速度。心超室应该就常规成像的标准化预设值和非标准情况下的一组替代值达成一致。所有操作员都应该了解这些设置及其正确使用方式。

A. 右心室流出道和肺动脉瓣

应该在 PLAX 或 PSAX 切面中评估通过 RVOT 的前向血流。优选能提供与血流最平行的多普勒角度的视图。首先，脉冲多普勒取样容积（4-5 mm）应位于 RVOT 的中心，距离肺动脉瓣近端约 5-10 mm。正常的前向速度波形在收缩期是向下，可能会出现一个短的垂直尖峰（闭合音），表示取样容积位置恰当。进而测量 RVOT 峰值速度和速度时间积分（VTI）（表 6.1）。从该速度波形可选附加测量 PA 加速时间和 RV 射流时间。

对于 PV, CW 多普勒光标的方向应尽可能与通过瓣膜的血流平行。应描记众数速度信号的外缘以获得 VTI（表 6.2）。通过将光标置于光谱轮廓的峰值处，从同一信号测量 PV 收缩期峰值速度。^[72]

如果存在肺动脉瓣返流，应该用 CW 多普勒显示（表 6.3）。操作者应该将 CW 多普勒光标与返流射流束平行，以显示完整的舒张血流信号。可以使用电子标尺测量舒张末期速度（表 6.3）。^[43,73,74]

B. 三尖瓣

应通过 PW 多普勒至少记录一个呼吸周期的通过三尖瓣的前向血流速度。正常血流舒张期有两个不同的波形：第一个在舒张早期（E 速度），第二个在心房收缩时（A 速度）。速度最好在 A4C 切面或以 RV 为中心的切面中进行测量，采用提供最佳的多普勒角度的切面（表 6.4）。使用 PW 多普勒，一个 1-3 毫米的取样容积应该置于舒张期瓣叶开放的瓣尖。尽管应始终记录血流模式，但测量和报告三尖瓣的峰值速度不被视为常规。超声心动图室应确定此测量是否为正常工作流程的一部分，或仅在特定条件下进行测量。鉴于呼吸显著影响血流变化，超声心动图实验室还必须决定如何进行测量。目前的指南建议在呼气末测量或者平均整个呼吸周期的测量值。^[30,58]

如果存在三尖瓣返流（TR），则应使用 CW Doppler 获得三尖瓣返流峰值速度以评估右心室收缩压。^[30,43,58] 最大三尖瓣返流束是有变化的，并可以从 PLAX, PSAX, A4C, 心尖 RV 聚焦或 SC 4 腔观察获得。在某些情况下，使用超声增强剂可能会增强原本微弱的血流信号。如果使用造影剂后信

号仍然很弱和/或不完整，则不应报告测量结果。另外，不同切面中的流速可能有很大变化。最高质量的视图和信号下获得的最大血流速度应报告作为最终的计算，并应剪辑掉其他视图下的低速的数据（表 6.5）。^[43,58]

C. 二尖瓣

频谱多普勒用于显示穿过 MV 的前向舒张期血流，并测量若干二尖瓣返流的若干指标。在 A4C 切面中，1-3 毫米取样容积应放置在 MV 瓣叶开放的瓣尖以进行 PW 多普勒记录。取样容积应该朝向侧壁放置，因为血液通常沿着这个方向流过瓣膜。记录和测量 E 峰（舒张早期）和 A 峰（心房收缩）速度以及 MV 舒张早期减速时间（表 6.6a）。^[3] 减速时间是通过将卡尺放在峰值 E 速度上并跟随 E 波的斜率画到基线来测量（表 6.6a）。选择性的测量包括 A 波持续时间，即从 A 波流量信号的开始到结束，其取样容积位于 MV 瓣环水平血流通过处获得。

如果 MV 不正常，是人工瓣膜，曾经修复，或者 CDI 或脉冲多普勒显示流速增加或湍流，则应使用 CW 多普勒测量平均压差和压力减半时间（表 6.7 a, b）。^[3,30,37,43,75]

Valsalva 动作可瞬时降低前负荷，是所有的操作者都应该理解并且能执行的一种技术。每个超声心动图实验室都应该有一个性能方案和一个工作流程来确定何时做 Valsalva 氏动作。应该指示患者在记录前保持声门紧闭并练习此技巧。取样容积位于与正常 MV 血流记录相同的位置。MV 流入信号应在放松前记录 10-12 秒。录制的静止图像应注明使用了 Valsalva 动作。MV 血流信号应该在 Valsalva 期间改变。如果变化被认为是足够的，则 E 速度应该降低 20cm/s 或至少 10%。在正常患者中，E 和 A 速度通常有相对应的降低（表 6.6b）。在 LA 压升高和假性正常充盈模式的患者中，E 速度比 A 速度降低的程度更大，导致 E/A 比例降低。^[76]

如果存在二尖瓣返流，则应在 A4C, 2 腔和长轴切面使用 CW 多普勒记录返流量。流量信号应沿着其众数边界进行描记以计算速度 - 时间积分，峰值速度和峰值压差（表 6.8）。^[3,43]

对于心动过速或心脏传导阻滞的患者，可能会

出现 E 波和 A 波融合。通过观察 A 发作时的 E 波速度可以很好地证明这一点。如果 A 波起点在 E 减速斜率线上以 $> 20 \text{ cm/s}$ 的 E 速度开始，则存在显著融合。在这种融合的情况下，不应测量减速时间，E 与 A 之比减小，而且 A 波速度增加（表 6.9）。

[3,30,43]

D.左心室流出道和主动脉瓣

LVOT 最好在心尖 5 腔或心尖长轴切面中评估。PW 多普勒用于 LVOT 中探查速度。PW 多普勒采样体积被置于 LVOT 中心靠近 AV 约 5mm 位置处。频谱信号应该是狭窄并快速上行，血流信号终止于收缩末期关闭音。^[30,37] 血流信号变宽表明取样容积太接近 AV，应该重新定位。测量峰值速度并追踪信号以计算速度-时间积分（表 6.10a）。如果存在高速血流或湍流，应检查 LVOT 和 LV 的 CDI。进一步的异常（例如存在 AV 狭窄）应该使用脉冲多普勒从 LV 心尖到 AV 扫查，注意检测到高速血流的位置。如果出现混叠，可以考虑切换到 HPRF 多普勒以进一步评估流速和流量信号的形状（表 6.10b）^[3,30,37]。应在获得最高速度信号的同一位置测量 LVOT 直径。

在采样 LVOT 后，CW 多普勒用于测量主动脉血流速度。^[37] 应描记多普勒信号以提供峰值速度，峰值压力梯度，平均压差和速度-时间积分。应该描记不同的血流信号边界，并且 VTI 描记中不应包含微弱，猫草，低幅度的杂波（表 6.11）。如果怀疑存在主动脉瓣狭窄（AS），或者存在人工瓣膜或 LVOT 中存在高速病变，则应使用非成像探头从心尖，右侧胸骨旁（RPS）和 SSN 窗获取多普勒信号。^[37] 对于困难的患者，应首先利用双向成像传感器确定位置，以辅助非成像 CW 多普勒探头定位（附录表 12.10：主动脉高 RPS 视图）。

如果存在 AR，应使用 CW 多普勒测量峰值流速和压力减半时间。彩色多普勒用于指导 CW 探查，因为返流束经常是偏心的（表 6.12）。^[43]

E.主动脉弓和降主动脉

CW 多普勒可用于评估降主动脉是否存在限流障碍物。PW 多普勒可用于升主动脉，主动脉弓和

降主动脉中多个位置取样（表 6.13a, b）。由此评估任何主动脉病变，并更好地确定阻塞性病变的位置，如主动脉缩窄。彩色多普勒在探查阻塞性病变时可用于指导取样容积的位置。脉冲多普勒对降主动脉近端的测定也可用于评估与 AR 血流相关的舒张期返流，SoVAo 破裂，老年性不顺应主动脉，上肢动静脉瘘和主动脉夹层（表 6.14）。^[37, 43] 常规血流取样容积应使用 3-5 mm 的样本量，在左锁骨下动脉起点以下 10 mm 处进行。正常的 PW 多普勒信号是收缩期血流和非湍流。在正常人中，通常存在短暂的早期低速舒张流逆转。反流速度超过舒张期的三分之一为异常并且与 AR 有关（表 6.14）。^[37,43]

F.肝静脉

肝静脉血流是三相波，包括在收缩期流入 IVC 的 S 波，在舒张早期流入 IVC 的 D 波和由于心房收缩导致肝静脉反流的 A 波。^[30] 一些患者有第四种相：在 S 波后立即发生短暂的心室返流波。将 3-5 毫米的取样容积放置在离下腔静脉内交界处约 1-2 厘米的肝静脉中。在此处记录流速，同时应在整个呼吸周期内进行评估。虽然绝对峰值速度测量不是常规记录，但血流模式是一种有价值的诊断工具。^[30,33] 如果测量的话，应在呼气末时测量 S 波和 D 波峰值速度（表 6.15）。

G.肺静脉

从肺静脉流入左房血流最好从心尖四腔或五腔切面观察。^[77] 通常，右上肺静脉或有时右肺下静脉几乎平行于多普勒声束。一个 3-5 毫米的取样容积应放置在肺静脉与 LA 交界处近 10 毫米处。彩色多普勒有助于取样容积的定位。^[3] 血流信号通常是三相的，包含 S 波（心室收缩期），D 波（舒张早期）和反流 A 波（心房收缩期）。应该记录患者的所有流入情况（表 6.16）。^[3] 流入信号的模式在一些诊断情况下很重要。每个波的实际峰值速度测量不是常规检查的一部分，但可以测量 A 波的持续时间，以便与某些情况下的 MVA 波持续时间进行比较。^[3]

H.二尖瓣和三尖瓣瓣环的组织多普勒

组织多普勒用于记录二尖瓣环外侧和内侧、三尖瓣环外侧的纵向运动速度。^[3,16,38,39,58,59] 扫查角度应尽可能平行于多普勒声束。TDI 预设与传统的 PW 多普勒设置明显不同，并且因制造商而异。最好有一个系统特定的预设。应该通过采用 5-10mm 的大取样容积来充分显示瓣环运动以优化组织多普勒信号，并且根据实际速度，标度应该设置在 25 cm / s 或更低。^[3,16] 为了改善瓣环峰值速度的可视化，减低速度标度以最大化多普勒信号显示^[16]并将扫描速度设置为 100 mm / s。速度波形被指定为收缩期的 s'，舒张早期的 e'和心房收缩的 a'。准确的测量非常重要，因为绝对速度和二尖瓣 E 速度与 e'速度的比值是无创评估 LV 充盈压和舒张功能诊断标准的重要组成部分。^[3,16] 取三组外侧和内侧峰值速度的平均速度作为报告值。除了来自外侧和内侧部位的单个数据之外，e'平均值被用于计算 E / e'比率。同样的标准也适用于三尖瓣侧壁瓣环。^[58,59]对于右心的最重要的测量是 s'速度，它与整体 RV 收缩功能的相关性良好，可作为 RV 整体收缩功能的替代评估指标（表 6.17）。^[58]

要点 4#

多普勒成像和测量

- 对于瓣膜功能不全和前向血流的常规 CDI，使用 50 至 70 厘米/秒一致的标尺设定。保持最佳增益设置。

- CDI 的速度标尺应根据特殊情况进行调整以最佳显示彩色血流，特别是在低流量状态下。

- 频谱 PW 和 CW 多普勒测量应在众数（最密集）血流信号的边缘。不要过分提高增益。不要测量微弱、不明确的超出众数速度的信号。

- 尽可能平行地获取频谱多普勒信号，CDI 可帮助定向。

- 可以从多个解剖部位采集血流信号（例如 TR）。用测得的最高质量和最高速度信号作为最终测量结果。把质量较差和速度较低的信号删除。不要报告定义欠佳或质量一般的多普勒血流信号。

- 利用 CDI 和脉冲多普勒图来显示心

腔或血管内异常信号的起源。

- 记录频谱多普勒测量速度和时间间隔时，默认扫描速度 100 mm / s。特殊病理状态下可使用较慢的扫描速度。

- 对于组织多普勒，始终采用最大化信号显示并使用制造商推荐的预设。

IX. 其他技术

A. 震荡生理盐水成像

震荡生理盐水（“微泡研究”）用于评估心房间分流，如卵圆孔未闭或房间隔缺损，以及肺内分流（如肺动静脉畸形或肝肺综合征）（表 7.1,7.2, 7.3, 7.4）^[78]。如果怀疑存在永存左位上腔静脉（表 7.5），亦也可使用震荡生理盐水。虽然使用震荡生理盐水成像不是所有 TTE 检查的常规程序，但在常规检查时，超声心动图室应当配备完成此检查所需的材料和适当的人员。静脉通路是必需的。当评估房间或肺内分流时，使用能提供房间隔最佳视图的声窗。优先选择 A4C 切面避免左心的声影。如果心尖声窗质量差，可以使用剑突下四腔切面（见表 7.4）。

进行微泡研究时，重要的是把握视频与生理盐水注射的时间，以确定在观察盐水微泡进入 LA 之前经过了多少次心跳周期。确定微泡进入 LA 的时间有助于区分心内分流和心外肺动静脉分流。右房完全显影后 3-6 次搏动内出现微泡被认为是心内分流的有力证据。视频的长度必须包含到从 RA 无微泡开始，然后显示盐水微泡流入 RA，延续到通过心内分流或者肺内分流所致的早期或者晚期流入心房的微泡。观察到微泡从肺静脉进入 LA 提示肺水平分流，应该在可以观察到肺静脉进入 LA 时进行评估。^[78] 应该记录至少 20 次连续的心动周期。应该使用组织谐波成像来改善微泡的可视化（表 7.1,7.3）。

注射生理盐水需要两个 10 毫升注射器和一个三向旋塞阀。注射器和活塞可以锁定，因为震荡或注射盐水/空气混合物所产生的压力会导致压力注射器和活塞脱落，导致震荡的溶液喷洒在施用人员，操作者和患者身上。应将 8 至 10 毫升生理盐

水和 ≤ 0.5 毫升空气吸入一个注射器中。^[79] 空气/盐水混合物在注射器之间快速搅动并通过前臂或手静脉快速注射。^[79] 应注意确保震荡充分，以免注入大气泡。^[80] 如果没有观察到分流，应重复注射。如果在安静呼吸期间未检测到分流，用暂时增加 RA 压力的特殊动作（例如咳嗽，Valsalva 动作或腹部加压）可能会引出右向左分流。当执行 Valsalva 动作时，应指示患者在对比剂抵达 RA 时放松。表 7.2 列出了改善分流检测的其它机制。读者可参阅关于评估房间隔的详细指南以获取更多信息。^[78]

使用震荡生理盐水的禁忌征包括已知的显著的右向左分流和怀孕等。

B. 超声增强剂成像

使用超声增强剂（UEA）的指南已经发表并被广泛接受。^[79,81,82] 详细描述 UEA 的使用超出了本文的范围。

表 7 震荡生理盐水信息

二维经胸超声图像	信息
心尖声窗 A4C 切面	显示结构 RA RV LA LV IAS

7.1.a (见视频 87)



研究 PFO 是否阳性需完整记录 20 个心动周期
最佳的 A4C 切面
无造影剂的初始心动周期

7.1.b (见视频 87)



第 1 个心动周期：造影剂全充填 RA 和 RV 全充填时开始计算心动周期数
房间隔膨出瘤向左弯曲(箭头)也值得注意

7.1.c (见视频 87)



第 4 个心动周期：右心腔完全充填后，在 6 个心动周期内微泡起源于房间隔（箭头），该发泡实验表明存在心内右向左分流。

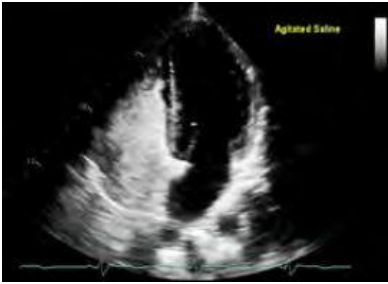
表 7 (续)

7.1.d (见视频 87)



第 16 个心动周期
演示当气泡通过 RA 和 RV 时，LA 和 LV
的气泡已清除，表明无心外分流。

7.2 (见视频 88)



完整的 20 个心动周期 (PFO 发泡实验阴性)
如果传统的气泡注入是阴性，可以尝试其他操作

- ℓ 向 1ml 空气中加入 1ml 血液和 8ml 生理盐水
- ℓ 咳嗽，Valsalva 动作，和/或右房显影时腹部加压-释放，这些动作会使右房压相对高于左房压

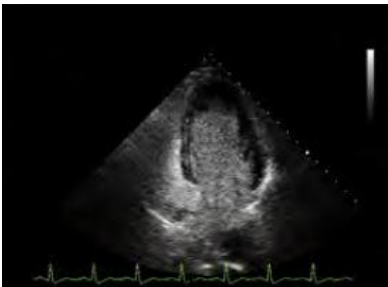
当右房不能全充填时可选择股静脉而不是手臂注射，下腔静脉直接汇入右房可增强震荡生理盐水通过房间隔。

7.3a. (见视频 89)



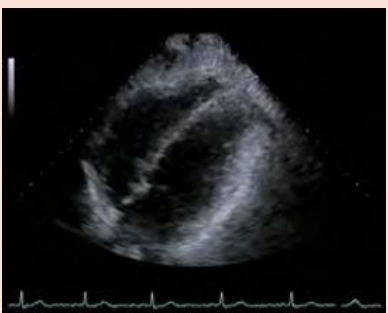
完整的 20 个心动周期显示：LA 和 LV 在后期出现气泡表明存在心外的分流第 9 个心动周期显示气泡通过肺静脉进入左心房(箭头)

7.3b. (见视频 89)



第 16 个心动周期气泡完全充填 LA 和 LV；同时可注意到肺静脉里有气泡，RA 和 RV 气泡在减少

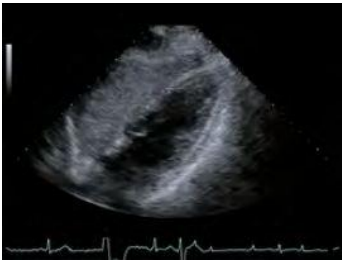
7.4a



选择成像
剑突下声窗
4C 切面
显示结构
RA
RV
LA
LV
IAS
第 1 个心动周期：无气泡出现

表 7 (续)

7.4b



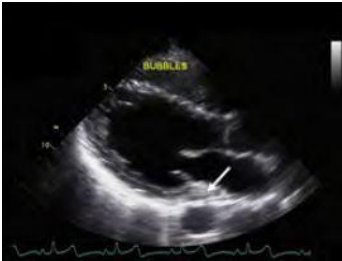
由于 RV 气泡的阴影，这个切面对于检测从右到左的分流可能不太敏感

7.5a (见视频 90)



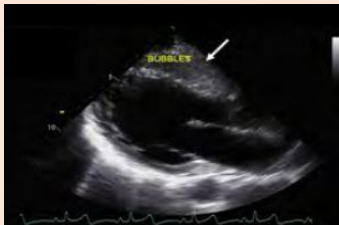
永存左位上腔成像，左胳膊注射
胸骨旁声窗
PLAX 切面
显示结构
LA
MV
LV
CS (箭头)
LVOT
AV
Asc Ao
气泡到达前 CS 的成像

7.5b (见视频 90)



第 9 个心动周期见气泡先于右心进入 CS


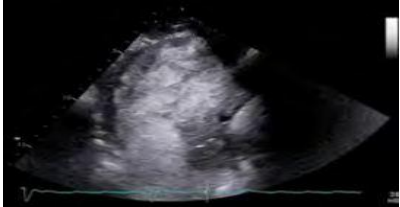





7.5c (见视频 90)



第 7 个心动周期显示 CS 和 RV 气泡(箭头)

有关视频 87 至 90，请参见 www.onlinejase.com。

表 8 超声增强剂成像

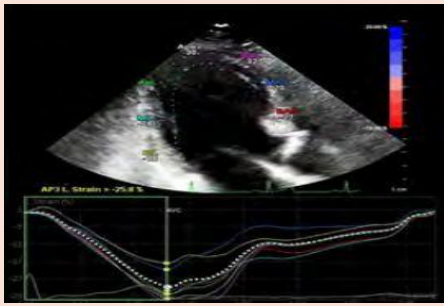
		图像描述
8.1 (见视频 91)		心尖声窗 A4C 切面
8.2 (见视频 92)		心尖声窗 心尖长轴切面 漩涡样伪像
8.3 (见视频 93)		心尖声窗 A4C 切面 LV 造影剂充填
8.4 (见视频 94)		心尖声窗 A2C 切面 LV 造影剂充填
8.5 (见视频 95)		心尖声窗 左心长轴切面 LV 造影剂充填
8.6 (见视频 96)		胸骨旁声窗 PLAX 切面
8.7 (见视频 97)		胸骨旁声窗 PSAX 切面

视频 91-97, 见 www.onlinejase.com。

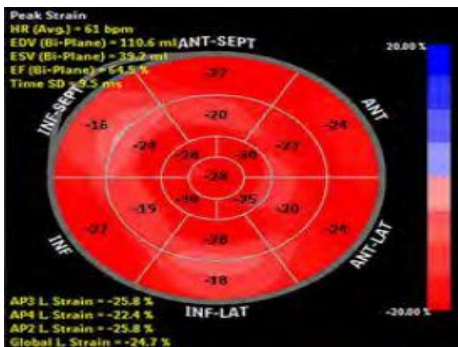
表9 应变成像

应变 2D TEE 图像

2D TTE 图像名称和测量值



心尖声窗
A3C



牛眼图显示从每个心尖切面计算的纵向应变和整体应变值

表 10 需要获取的图像总标准

声窗	切面/测量值	视频/静止帧
胸骨旁长轴	左室增加深度, 灰阶图	视频
胸骨旁长轴	左室优化扇窗深度, 灰阶图	视频
胸骨旁长轴	线性测量右室舒张期内径	静止帧
胸骨旁长轴	线性测量室间隔舒张期厚度	静止帧
胸骨旁长轴	线性测量左室舒张期内径	静止帧
胸骨旁长轴	线性测量左室后壁舒张期厚度	静止帧
胸骨旁长轴	线性测量左室收缩期内径	静止帧
胸骨旁长轴	线性测量左房收缩期内径	静止帧
胸骨旁长轴	主动脉瓣 M 模式	静止帧
胸骨旁长轴	主动脉瓣 左房 M 模式测量	静止帧
胸骨旁长轴	左室流出道/主动脉瓣放大, 灰度图	视频
胸骨旁长轴	左室流出道/主动脉瓣放大, 彩色	视频
胸骨旁长轴	二尖瓣放大, 灰阶图	视频
胸骨旁长轴	二尖瓣放大, 彩色	视频
胸骨旁长轴	放大左室流出道线性测量内径	静止帧
胸骨旁长轴	放大主动脉瓣环线性测量内径	静止帧
胸骨旁长轴	放大主动脉窦部/窦管交界/升主动脉, 灰阶图	视频
胸骨旁长轴	放大主动脉窦部/窦管交界/升主动脉, 彩色	视频
胸骨旁长轴	线性测量主动脉窦管交界直径	静止帧
胸骨旁长轴	线性测量主动脉窦部直径	静止帧
胸骨旁长轴	聚焦升主动脉, 灰阶图	视频
胸骨旁长轴	线性测量升主动脉直径	静止帧
胸骨旁长轴	右室流出道, 灰阶图	视频
胸骨旁长轴	右室流出道, 彩色	视频
胸骨旁长轴	右室流出道, 脉冲多普勒测量峰值速度和速度时间积分	静止帧*
胸骨旁长轴	肺动脉, 连续多普勒测量峰值流速, 速度时间积分 (如果存在肺动脉反流)	静止帧*
胸骨旁长轴	线性测量近端右室流出道舒张期直径	静止帧
胸骨旁长轴	右室流入道, 灰阶图	视频
胸骨旁长轴	右室流入道, 彩色	视频
胸骨旁长轴	右室流入道如存在三尖瓣反流, 连续多普勒测量峰值速度	静止帧
胸骨旁短轴	右房大扇窗, 三尖瓣, 右室流入道, 主动脉瓣, 主动脉瓣水平灰阶图	视频
胸骨旁短轴	三尖瓣窄扇窗, 右房, 右室流入道, 灰阶图	视频
胸骨旁短轴	三尖瓣窄扇窗, 右房, 右室流入道, 彩色	视频
胸骨旁短轴	右房窄扇窗, 三尖瓣, 如有三尖瓣反流连续多普勒测量峰值流速	静止帧
胸骨旁短轴	主动脉瓣放大切面观察瓣叶	视频
胸骨旁短轴	主动脉瓣放大切面, 彩色	视频
胸骨旁短轴	窄扇窗右室流出道, 肺动脉, 肺动脉瓣, 灰阶图	视频
胸骨旁短轴	窄扇窗右室流出道, 肺动脉, 肺动脉瓣, 彩色	视频
胸骨旁短轴	右室流出道, 脉冲多普勒峰值速度和速度时间积分	静止帧

表 10 (续)

声窗	切面/测量值	片段/静止帧
胸骨旁短轴	连续多普勒测量肺动脉峰值速度, 有肺动脉反流需测量速度时间积分	静止帧
胸骨旁短轴	二尖瓣水平, 灰阶图	视频
胸骨旁短轴	二尖瓣水平, 彩色	视频
胸骨旁短轴	左室略低于二尖瓣瓣尖水平, 灰阶图	视频
胸骨旁短轴	左室乳头肌中部水平, 灰阶图	视频
胸骨旁短轴	左室心尖水平, 灰阶图	视频
胸骨旁短轴	从二尖瓣通过乳头肌到心尖扫描, 彩色	视频
心尖	心尖四腔, 灰阶图	视频
心尖	心尖四腔, 左室为中心 (调整扇宽和深度), 灰阶图	视频
心尖	心尖两腔, 灰阶图	视频
心尖	心尖长轴, 灰阶图	视频
心尖	心尖长轴以左室为中心 (调整扇宽和深度), 灰阶图	视频
心尖	主动脉瓣心尖长轴, 彩色	视频
心尖	心尖长轴, 如有主动脉瓣反流需连续多普勒测量 (下降斜率)	静止帧
心尖	二尖瓣心尖长轴, 彩色	视频
心尖	二尖瓣心尖长轴, 如有二尖瓣反流需连续多普勒测量 (峰值速度和速度时间积分)	静止帧*
心尖	心尖两腔心二尖瓣, 彩色	视频
心尖	心尖两腔心二尖瓣, 如有二尖瓣反流需连续多普勒测量 (峰值速度和速度时间积分)	静止帧*
心尖	心尖四腔心二尖瓣, 彩色	视频
心尖	二尖瓣流入道, 脉冲多普勒 (测量 E 峰, A 峰, E 峰下降时间, 选择性测量 A 峰持续时间)	静止帧
心尖	二尖瓣流入道, 如有二尖瓣狭窄连续多普勒 (测量 E 峰, A 峰, E 峰下降斜率, 速度时间积分和平均压差)	静止帧
心尖	心尖四腔二尖瓣, 如有二尖瓣反流, 连续多普勒测量二尖瓣反流 (峰值速度和速度时间积分)	静止帧
心尖	心尖四腔肺静脉, 灰阶图	视频
心尖	心尖四腔肺静脉, 血流	视频
心尖	肺静脉流入, 脉冲多普勒显示 S, D, A 波	静止帧
心尖	心尖四腔心左房容积 (轨迹法测量左房收缩末容积, 测量长径)	静止帧
心尖	心尖两腔心左房容积 (轨迹法测量左房收缩末容积, 测量长径)	静止帧
心尖	心尖四腔左室为中心, 双平面测量舒张末期左室容积	静止帧
心尖	心尖四腔左室为中心, 双平面测量舒张末期左室容积	静止帧
心尖	心尖两腔左室为中心, 双平面测量舒张末期左室容积	静止帧
心尖	心尖两腔左室为中心, 双平面测量舒张末期左室容积	静止帧
心尖	五腔心, 灰阶图	视频
心尖	五腔心主动脉瓣和左室流出道, 彩色	视频
心尖	五腔心脉冲多普勒测量左室流出道 (峰值速度和速度时间积分)	静止帧

表 10 (续)

声窗	切面/测量值	视频/静止帧
心尖	五腔连续多普勒测量主动脉瓣(峰值速度和速度时间积分)	静止帧
心尖	需要时脉冲多普勒频谱显示左室心尖至左室流出道频谱	视频
心尖	冠状静脉窦, 灰阶图	视频
心尖	右室为中心切面, 灰阶图	视频
心尖	三尖瓣流入道血流	视频
心尖	三尖瓣流入道(可选择性测量 E 峰, A 峰速度)	静止帧
心尖	三尖瓣反流时需要(测量峰值速度)	静止帧
心尖	组织多普勒三尖瓣侧壁瓣环 s', e', a'	静止帧
心尖	右心室为中心, M 型测量三尖瓣环位移	静止帧
心尖	右心室为中心切面测量右室长径, 基底段舒张末期最大横径, 心腔中部横径	静止帧
心尖	右心室为中心切面测量面积(轨迹法右室舒张末面积)	静止帧
心尖	右心室为中心切面测量面积(轨迹法右室收缩末面积)	静止帧
心尖	四腔心切面右房容积(轨迹法右房收缩末面积, 测量长径)	静止帧
心尖, 可选	左室长轴应变	视频
心尖, 可选	三维容积	视频
剑突下	四腔, 灰阶图	视频
剑突下	四腔, 彩色	视频
剑突下	下腔静脉内径随呼吸的变化	视频
剑突下	下腔静脉直径测量	静止帧
剑突下	肝静脉, 灰阶图	视频
剑突下	肝静脉, 彩色	视频
剑突下	肝静脉, 脉冲多普勒测量 S, D, A 波速度	静止帧
胸骨上窝	主动脉弓, 灰阶图	视频
胸骨上窝	主动脉弓窄剖面图彩色多普勒显示降主动脉	视频
胸骨上窝	主动脉弓脉冲多普勒测量降主动脉峰值速度	静止帧
胸骨上窝	主动脉弓窄剖面图横切面和降主动脉, 彩色	视频
胸骨上窝	主动脉弓脉冲多普勒测量降主动脉峰值速度(必要时连续多普勒测量)	静止

*在这些情况下, 最好多切面获取。

表 11 限定的超声心动图检查标准

声窗	限定于心包积液检查: 切面/测量	视频/静止帧
胸骨旁长轴	LV 增加深度, 灰阶图	视频
胸骨旁长轴	LV 优化, 灰阶图	视频
胸骨旁长轴	M-型二尖瓣	静止帧
胸骨旁长轴	M-型 LV 常规扫描速度(如果需要, 可以多次呼吸周期以慢速度扫描)	静止帧, 视频
胸骨旁短轴	大扇窗切面显示右房, 三尖瓣, 右室流入道, 右室流出道, 主动脉瓣(重点关注游离壁运动)	视频
胸骨旁短轴	右室流出道, 肺动脉瓣, 动脉及分支, 彩色	视频

表 11(续)

声窗	限定于心包积液检查：切面/测量	视频/静止帧
胸骨旁短轴	右室流出道，脉冲多普勒测量峰值速度和速度时间积分，如果需要可以多次呼吸周期以慢速度扫描	静止帧，视频
胸骨旁短轴	二尖瓣水平，灰阶图	视频
胸骨旁短轴	左室从下往二尖瓣瓣尖，灰阶图	视频
胸骨旁短轴	左室中部乳头肌水平，灰阶图	视频
胸骨旁短轴	左室心尖水平，灰阶图	视频
心尖	四腔心，灰阶图（强调显示残余积液，右房右室壁运动）	视频
心尖	两腔心，灰阶图	视频
心尖	心尖长轴，灰阶图（强调显示残余积液）	视频
心尖	二尖瓣流入道，脉冲多普勒（测量 E, A 峰，如果显示以多呼吸周期缓慢扫描）	静止帧，视频
心尖	五腔心，灰阶图	视频
心尖	五腔心，左室流出道峰值速度和速度时间积分，如果显示则以多呼吸周期缓慢扫描	静止帧，视频
心尖	五腔心主动脉瓣峰值速度和速度时间积分（连续多普勒）	静止帧
心尖	聚焦于右室，灰阶图（强调显示残余积液和游离室壁运动）	视频
心尖	三尖瓣流入道（可选为测量 E,A 峰速度，如果显示则以多呼吸周期缓慢扫描	静止帧
剑突下	四腔心，灰阶图（重点关注右室和右房游离壁运动）	视频
剑突下	下腔静脉内径随呼吸的变化	视频
剑突下	下腔静脉直径测量	静止帧
胸骨旁长轴	LV 增加深度，灰阶图	视频
胸骨旁长轴	优化 LV，灰阶图	视频
胸骨旁长轴	线性测量右室舒张期内径	静止帧
胸骨旁长轴	线性测量室间隔舒张期厚度	静止帧
胸骨旁长轴	线性测量落实舒张期内径	静止帧
胸骨旁长轴	线性测量舒张左室后壁厚度	静止帧
胸骨旁长轴	线性测量左室收缩期内径	静止帧
胸骨旁长轴	M-型二尖瓣	静止帧
胸骨旁长轴	M-型左室	静止帧
胸骨旁短轴	左室低于二尖瓣瓣尖，灰阶图	视频
胸骨旁短轴	左室中部乳头肌水平，灰阶图	视频
胸骨旁短轴	左室心尖，灰阶图	视频
心尖	心尖四腔，灰阶图	视频
心尖	心尖四腔左室为中心（调整扇区宽度和深度），灰阶图	视频
心尖	心尖两腔，灰阶图	视频
心尖	心尖长轴，灰阶图	视频
心尖	心尖长轴左室为中心，（调整扇区宽度和深度），灰阶图	视频
心尖	心尖四腔二尖瓣，彩色	视频
心尖	二尖瓣流入道，脉冲多普勒（测量 E 峰，A 峰，E 峰下降时间，选择性测量 A 峰持续时间）	静止帧

表 11(续)

声窗	限于左室功能检查：切面/测量	视频/静止帧
心尖	组织多普勒二尖瓣侧壁瓣环，内侧瓣环（测量 e', a', s' ）	静止帧
心尖	心尖四腔心左房容积（轨迹法测量左房收缩末容积，测量长径）	静止帧
心尖	心尖两腔心左房容积（轨迹法测量左房收缩末容积，测量长径）	静止帧
心尖	心尖四腔左室为中心，双平面测量舒张末容积	静止帧
心尖	心尖四腔左室为中心，双平面测量收缩末容积	静止帧
心尖	心尖两腔左室为中心，双平面测量舒张末容积	静止帧
心尖	心尖两腔左室为中心，双平面测量收缩末容积	静止帧
心尖	右室为中心，灰阶图	视频
心尖，可选	三个心尖切面评估左室长轴应变	多视频
心尖，可选	三维容积和功能	多视频
剑突下	四腔，灰阶图	视频
胸骨旁长轴	LV 增加深度，灰阶图	视频
胸骨旁长轴	优化 LV, 灰阶图	视频
胸骨旁长轴	线性测量右室舒张期内径	静止帧
胸骨旁长轴	M-型二尖瓣	静止帧
胸骨旁长轴	M-型左室	静止帧
胸骨旁长轴	右室流出道，灰阶图	视频
胸骨旁长轴	右室流出道，彩色	片段
胸骨旁长轴	右室流出道，脉冲多普勒测量峰值速度和速度时间积分	静止帧*
胸骨旁长轴	肺动脉连续多普勒测量峰值速度，速度时间积分（如果肺动脉瓣反流）	静止帧*
胸骨旁长轴	线性测量近端右室流出道	静止帧
胸骨旁长轴	右室流入道，灰阶图	视频
胸骨旁长轴	右室流入道，彩色	视频
胸骨旁长轴	右室流入道如果存在三尖瓣反流，连续多普勒测量峰值速度	静止帧
胸骨旁短轴	大血管（优于主动脉，集中于肺动脉瓣、动脉及分支），灰阶图	视频
胸骨旁短轴	大扇窗显示右房，三尖瓣，右室流入道，右室流出道，主动脉瓣，主动脉瓣水平灰阶图	视频
胸骨旁短轴	窄扇窗三尖瓣，右房，右室流入道，灰阶图	视频
胸骨旁短轴	窄扇窗右房，三尖瓣，右室流入部分右室流出道，主动脉瓣，彩色	视频
胸骨旁短轴	窄扇窗右房，如有三尖瓣连续多普勒测量峰值速度	静止帧
胸骨旁短轴	窄扇窗右室流出道，肺动脉瓣，肺动脉，彩色	片段
胸骨旁短轴	右室流出道，肺动脉瓣，动脉分支，彩色	片段
胸骨旁短轴	右室流出道，脉冲多普勒测量峰值速度和速度时间积分	静止帧
胸骨旁短轴	连续多普勒测量肺动脉峰值速度，肺动脉反流测量速度时间积分	静止帧*
胸骨旁短轴	左室低于二尖瓣瓣尖，灰阶图	视频
胸骨旁短轴	左室中部乳头肌水平，灰阶图	视频

表 11(续)

声窗	限于右室/肺动脉高压检查：切面/测量	视频/静止帧
胸骨旁短轴	左室心尖，灰阶图	视频
心尖	心尖四腔，灰阶图	视频
心尖	心尖两腔，灰阶图	视频
心尖	心尖长轴，灰阶图	视频
心尖	二尖瓣流入道，脉冲多普勒（测量 E 峰，A 峰，E 峰下降时间）	静止帧
心尖	组织多普勒二尖瓣侧壁瓣环，内侧瓣环（测量 e'，a'，s'）	静止帧
心尖	右室为中心，灰阶图	视频
心尖	三尖瓣彩色流入道	视频
心尖	三尖瓣流入道（可选于测量 E 峰,A 峰速度）	静止帧
心尖	如有三尖瓣反流（测量峰值速度）	静止帧
心尖	右室为中心切面，M-型测量三尖瓣环运动幅度	静止帧
心尖	右室为中心切面测量右室长径，基底段舒张末期最大横径，心腔中部横径	静止帧
心尖	右室为中心 trace 法测量舒张末面积	静止帧
心尖	右室为中心 trace 法测量舒张末面积	静止帧
心尖	心尖右室切面，收缩末 trace 右房面积叠加测量右房容积，测量长径	静止帧
剑突下	下腔静脉内径随呼吸的变化	视频
剑突下	下腔静脉直径测量	静止帧
剑突下	肝静脉，彩色	视频
剑突下	肝静脉，脉冲多普勒显示 S,D,A 波速度	静止帧

*选择胸骨旁长轴或短轴显示

然而，适当使用 UEAs 被认为是常规经胸检查的组成部分。超声心动图室应配备试剂和适当的人员以供常规检查之需。静脉通路是必需的。本节提供 UEA 成像的指征，仪器，施用技术和示例的简要说明。鼓励操作者熟练掌握何时需要 UEA 并熟悉施用技术和图像优化。所有超声心动图室都应建立 UEA 操作规范。

1.适应征。目前，唯一经 FDA 批准的使用 UEAs 的心脏适应征是使左心室心腔不透声，用以改善左心室心内膜边界的描绘。UEA 用于评价左心室收缩性图像欠佳的患者，定义为三个心尖切面中无法检测任何两个以上相邻节段的心内膜运动。^[79,82]

其他未经批准但广泛的 UEA 使用包括在心内膜边界检测受限时评估心脏肿块和心内血栓。使用 UEAs 可能可以增强质量差的频谱多普勒信号，特别是 CW 多普勒测量 TR 和 AS。鼓励操作者在检查期间尽早评估对 UEA 的需求，以减少订购，准

备和施用增强剂对操作时间的影响。

2.设备和管理。每个超声制造商都有针对 UEA 图像处理和对比度设置的不同算法。所有这些技术的共同点是消除或降低来自组织的返回信号的强度并增强从微泡接收的信号的技术。这通常涉及组织消除技术与低或极低机械指数谐波成像相结合。^[79,82]

超声增强剂使用静脉内推注或连续输注。尽管推注技术（直接推注然后冲洗或稀释冲洗）更常用，但连续输注提供了更加一致的增强剂浓度，可以消除或减少成像伪影。^[79,82]

与 UEA 成像相关的最常见的伪影是衰减和漩涡（表 8.1,8.2）。衰减是由于近端高浓度的微泡造成的，并导致远端结构的遮蔽。当微泡破坏率超过微泡补充速率时，产生漩涡。这些常见的伪影很容易通过改变 UEA 给药的数量或速率来解决。^[79,82]

3.图像采集。UEA 成像通常最好从心尖切面进行，因为在使用胸骨旁切面时，位于前部的 RV 会导致衰减和阴影。成像从 A4C 切面开始，接着是 A2C 和心尖长轴切面。随着 UEA 浓度的下降，PLVAX 切面和 PSAX 切面也可能获得。该顺序允许评估全部 17 个左心室节段。胸骨旁切面在长轴和短轴视图中的成像也应该在心尖切面之后进行（表 8.3,8.4,8.5,8.6,8.7）。^[79,82]

C.应变成像

测量心室应变的成像技术越来越多地被超声心动图室采用。有多种类型的变形（应变）成像可用。目前，最有用的临床数据来自应用由心尖成像平面导出的二维斑点追踪获得的纵向应变。写作委员会建议超声心动图室拥有具备应变成像的超声设备，制定操作规范来获取适当的心尖图像，以计算 LV 各节段的收缩期应变峰值（注意，超声系统可显示为 16,17 或 18 节段模型），将结果显示为牛眼图，并计算整体纵向应变指数。尽管关于形变成像标准化的共识文件已经公布，但供应商之间的标准化仍在继续发展，所以精确的正常值范围尚无。因此，系列应变成像检查应在同一超声设备上进行，以减少不同设备和软件引起的差异。舒张末期和收缩末期的时间定义应在超声心动图室内标准化。应该设立最低帧率以采集高质量图像（通常 > 40 fps）。识别合适的节段跟踪质量对于结果可重复性至关重要。技术性能细节因制造商而异，在应用超声心动图室工作流程中的应变成像之前应由应用专家全面审查（表 9）。

D. 3D 评估左心室大小和收缩功能

3D 成像系统正在变得广泛可用。对于经胸图像，评估左心室大小和收缩功能是目前最常用的三维应用。^[57]3D 容积图像的采集和数据步骤的设置与处理来测量射血分数取决于用于计算 3D 容积的超声系统和软件，但一些通用图像优化技术可适用于所有图像采集。为了获得计算射血分数的 LV 的 3D 容积，心脏应在 A4C 切面中成像，重点在 LV。应通过调整焦点，增益和压缩来优化 2D 图像。先前的出版物^[57]已经提出，增益和压缩两者都应该被设

置在中等范围（即 50）以允许对 3D 容积进行适当的后处理。调整这些设置后，应调整 TGC 以进一步优化图像。为了最大化时间和空间分辨率，可以调整图像视野至最小以包括整个心脏并增加容积比^[57]。在设定获取视野后，应确认良好的心内膜组织边界。一旦成像参数被优化，应该要求患者暂停呼吸以帮助消除采集期间的位移。多心动周期的采集导致更高的像素率，因而获得更好的空间分辨率。大多数系统将允许操作员在采集后检查图像数据的质量。激活半自动软件以跟踪心内膜边界进行体积计算。然后审查并记录该计算结果以供显示（表 3.14）。

X. 综合全面的经胸超声检查

表 10 提供了用于定义全面的经胸超声心动图的所有规范图像的建议次序。每个心超室应对规程进行调整，以满足其特定患者群体和成像设备的需求。协议的某些部分（标记为*或**）可能看起来重复。在这些情况下，多种采集方式中最好的一个就足够了。

XI. 有限的经胸超声检查

Intersocietal 认证委员会对有限的超声心动图定义如下：“有限的检查一般只在患者最近接受完整检查并且没有临床理由怀疑特定感兴趣区域以外的任何变化时才执行。有限的研究通常检查心脏的单一区域或回答单个临床问题。”^[4]下面列出了一些常见的限制检查顺序（表 11）。

A.心包积液

通常对心包积液的评估进行重复研究以连续跟踪治疗进展。规程的重点是定义积液的存在和大小。如果没有积液，则不需要用到评估堵塞生理的切面。如果存在明显积液，检查则应包括成像和多普勒数据，以全面评估表 11 中完整方案所示的积液的血液动力学意义。

B.左心室功能

通常评估 LV 功能是随访疾病自然病程并监测患者

对治疗的反应。当出现关于 LV 功能变化的重点临床问题时，LV 功能的有限检查可以在全面综合超声心动图之后以不同的时间间隔进行（表 11）。

C.有限的右心室/肺动脉高压

在肺动脉高压患者中，超声心动图可用于间接测量 PA 压力和有关 RV 功能，肥厚和大小的信息。^[84] 准确评估肺部压力和 RV 功能对于监测治疗效果很重要（表 11）。

本节中描述的视图是作为获取这些有限检查指示图像的起点。观察到意外的或新的病理可能决定将其他图像添加到这些有限的规程中。

附加可选切面

本附录汇编了附加的切面，当需要超声心动图来回答特定问题时，这些视图可能是有价值的。

致谢

我们感谢 Melissa Bailey, BS, RDCS, RDMS, RVT, Julia M. Vaessen, BS, RDCS, RVT, 和 Shannon Johns, BS, RDCS, RVT, 帮助我们获取本文档的图像，以及 Rebecca J. Zart 帮助我们准备手稿。本文档中的原始插图是使用 Medmovie (Medmovie, Lexington, KY)创建的。

本文件由 ASE 2017-2018 年指南和标准委员会、ASE 董事会和 ASE 执行委员会成员审阅。审稿人包括 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.

注意和免责声明: 本报告由 ASE 提供，供会员参考。本报告仅载有建议，不应作为对任何雇员作出医疗执业决定或纪律处分的唯一依据。本报告所载的声明和建议主要是根据专家的意见，而不是根据经过科学验证的数据。日月光半导体不对本报告中信息的完整性或准确性作出任何明示或暗示的保证，包括对适销性或特定用途的适用性的保证。在任何情况下，ASE 均不对您、您的代理或任何其他第三方就您或该等其他方依据本信息作出的任何决定或采取的任何行动负责。您对这些信息的使用也不构成 ASE 提供的医疗建议，或在 ASE 与您的患者或任何人之间建立任何医患关系。

补充数据

与本文相关的补充资料可在下面网站查找：
<https://doi.org/10.1016/j.echo.2018.06.004>。

XII.参考文献

1. EdlerL,HertzCH.Theuseofultrasonicreflectoscopeforthecontinuous recording of movements of heart walls 1954. Clin Physiol Funct Imaging 2004;24:118-36.
2. LangRM,BadanoLP,Mor-AviV,AfilaloJ,ArmstrongA,Ernan deL,etal. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiographyinadults:anupdatefromtheAmericanSocietyofEchocardiography andtheEuropeanAssociationofCardiovascularImaging.JAmSocEcho- cardiogr2015;28:1-39.
3. Nagueh SF, Smiseth OA, Appleton CP, Byrd BF, Dokainish H,EdvardsenT,etal.Recommendationsfortheevaluationofleftventricular diastolicfunctionbyechocardiography:anupdatefromtheAmericanSo-cietyofEchocardiographyandtheEuropeanAssociation ofCardiovascu-lar Imaging. J Am Soc Echocardiogr2016;29:277-314.
- 4.Intersocietal Accreditation Commission. IAC standards and guidelines for adult echocardiography accreditation. Available at: <http://www.intersocietal.org/echo/standards/IACAdultEcho>

- cardiographyStandards2017.pdf2017. 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. *EchoRes 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-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 ultrasound-nography*. In: Pellerito JS, Polak JF, editors. *Introduction to vascular ultrasound-nography*. 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, Rafter 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, Sánchez-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 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 Echo-cardiography 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. 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.
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. Anatomical 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 Council 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. TA PSE: 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 para-septal 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, DalBianco L, Pisentini 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.
 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, Vanovershelde JL, et al. Contrast echocardiography: evidence-based recommendations by European Association of Echocardiography. *Eur J Echo-cardiogr* 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.

XIII. 附录:其他可选视图

本附录汇编了附加的切面，当需要超声心动图来回答特定问题时，这些视图可能是有价值的。

A. 胸骨旁短轴冠状动脉切面

在主动脉瓣上位置的胸骨旁短轴（PSAX）切面上可以显示冠状动脉的起源（表 12.1）。右冠状动脉通常位于 11 点位置，左冠状动脉的起点通常位于 5 点钟位置。要对冠状动脉起源进行成像，请在放大的 PSAX 切面中开始，该切面刚好高于 AV 的水平并优化图像。该图像应显示主动脉的所有边界，并在所有方向上留出足够的空间，以便能够显示冠状动脉起源和每个血管的起始段。在某些人中，可以在同一切面中同时看到两个冠状动脉。更常见的是，每个冠状动脉存在于略微不同的平面中。轻微逆时针旋转从上至下扫描以显示右冠状动脉的起源，并顺时针方向旋转显示左冠状动脉的起源。^[1]

B. 右室心尖 2 腔视图

另一种可用于评估右心室（RV）的视图为右室两腔切面。要获得此切面，请从以右室为焦点的 4 腔心切面开始，逆时针旋转 60°（就像左心室两腔切面一样）。上腔静脉（SVC），右心房（RA）和 RV（下壁 RV 游离壁）将是可见的。部分主动脉瓣也会被看到。这个切面有助于评估心内膜炎，起搏器电极和来自 SVC 的导管上的血栓。该切面还可以允许更平行的矢量用于三尖瓣反流（TR）的彩色和频谱多普勒评估（表 12.2）。

C. 剑突下上腔静脉（双腔静脉）切面

在一些个体中，还可以看到 SVC 从剑突下下腔静脉（IVC）长轴成像平面进入 RA 的变化。为了显示 SVC，需要优化 IVC 长轴的图像，增加深度和探头朝向头部的角度，使 SVC 进入视野。SVC 在扇形的底部约 5 点到 6 点左右位置。可以看到 IVC 和 SVC 的 RA 连接处。这个切面有助于评估 SVC 血流，SVC 来源的电极与导管，和来自静脉窦的心房水平分流（表 12.3）。

D. 剑突下腹主动脉

从剑突下下腔静脉长轴的角度稍微向左滑动以显示主动脉长轴图像。主动脉通常比 IVC 更垂直。血管有方向因此血管的上段在扇区的底部而血管下段在扇区顶部。彩色多普勒和脉冲多普勒显示前向血流朝上并位于扇区的左侧。二维和多普勒视图有助于显示主动脉瘤，夹层和动脉粥样硬化。该血管对呼吸的变化没有反应，这有助于将其与 IVC 区分开来（表 12.4a, b）。

E. 下腔静脉的右侧视图

对于中部剑突下窗口声波传播不良的患者（如腹部肠气）或有术后绷带，IVC 成像可以通过在右侧卧位成像平面中通过肝脏来获得。这对于可能难以成像的重症监护病房患者通常是有帮助的。可以在仰卧位置或通过患者左侧卧位来获取该图像。将探头放在患者右侧肋骨下缘。在同一平面内通过肝脏图像来显示 IVC 和主动脉（表 12.5）。

F. 剑突下下腔静脉短轴切面

IVC 也可以在短轴上进行评估。要获取此图像，请从 IVC 长轴视图旋转 90°，当心脏和腹部正位时，将在身体右侧显示下腔静脉横截面。该切面有助于确定随呼吸的变化，也可能有助于确保长轴 IVC 图像位于血管的中心，显示其最大直径，从而获得呼吸变化的最大直径。超声波声束从此处往上到心脏的横向扫描可以显示胸腔积液（表 12.6）。

G. 剑突下聚焦房间隔

在肋下视图中可以放大房间隔以进一步评估房间隔膨出瘤和/或回声失落，这可能表明房间隔缺损或卵圆孔未闭。在该切面中还可以使用彩色多普勒成像来探查房间隔穿隔血流，从而指示存在房间隔缺损。通常降低彩色速度标度以便充分地显示彩色血流（表 12.7）。

H. 剑突下右心室流出道短轴切面

该切面可用于评估右心室流出道，肺动脉瓣和主肺动脉。这种切面提供了绝佳的多普勒角度来评估这些结构的血流，有助于多普勒测量评估肺动

脉瓣狭窄和肺动脉瓣关闭不全。当胸骨旁切面质量有限时，这是一种替代方法（表 12.8）。

I. 剑突下短轴从大动脉水平扫至心尖

对于某些胸骨旁和心尖显示困难的患者，剑突下窗口可以提供用于完成 LV 功能评估的声窗。此扫描可作为 LV 的 PSAX 扫描的替代，并避免了心前区的肋骨问题。从大血管水平开始，扫向左室心尖。可以使用此切面评估解剖，功能和间隔缺损。可以获得 PSAX 切面中相同平面的多个视频（表 12.9a, b）。

J. 右侧胸骨旁主动脉切面

当存在主动脉瓣狭窄并且超声操作者难以利用非成像连续波（CW）换能器获得主动脉多普勒信号的情况下，成像换能器可用于识别升主动脉。将患者置于右侧卧位，将右臂伸到头顶上方。将探头放置在胸骨的右缘第二或第三肋间隙中。将索引标记对齐病人的右肩。升主动脉在离开心脏的长轴平面中成像。可以从该切面获得多普勒图像和/或超声波检查者可以在定位用于获得多普勒信号的最佳窗口之后切换到非成像 CW 换能器（表 12.10a, b 和 c）。

K. 胸骨上窝无名静脉

标准纵向切面可以部分地示出主动脉弓前面的结构。这通常是无名静脉。为了充分证明这条静脉，将探头旋转到主动脉的横向切面（表 12.11）。将探头倾斜至下方以显示进入 SVC 的左右无名静脉

（表 12.12a）。彩色血流成像可用于进一步证明静脉解剖结构并显示静脉通畅（表 12.12b）。

该切面的变化，使探头朝向胸骨倾斜并且略微向右显示 SVC 进入 RA，其中近端升主动脉向左。AV 可以在远场看到。

L. 胸骨上窝短轴 LA 和肺静脉切面（“蟹视图”）

从胸骨上窝横向位置，探头的尾部几乎与胸骨平行，可以在右肺动脉下看到四条肺静脉汇入 LA（表 12.13）。这个切面很好地用于证明正确的 PA 和肺静脉引流到 LA 中的解剖结构。

M. 彩色 M 型血流传播

彩色 M 模式已被用于从线性等速度轮廓的斜率测量舒张早期血流传播速度，以评估舒张期的快速充盈阶段。显示屏显示 X 轴上的时间和空间距离，平均流入速度以及 Y 轴上流入的时间。该测值有助于评估舒张功能障碍。正常传播速度大于 50-55 cm / s, <45 cm / s 的传播速度与松弛受损有关。^[2-5]为了获得该图像，M 模式光标与心尖切面中的二尖瓣流入射流束对齐。应将彩色 M 模式框设置为包括从二尖瓣环到 LV 顶点的区域（表 12.14）。彩色基线应朝向血流方向移动，以在前向流动方向上产生混叠，使得中心最高速度射流为蓝色。与 E 波相同的时间点，沿舒张早期信号的红色第一混叠线测量斜率。测量从二尖瓣环到 LV 至少 4 厘米。将距离除以 LV 的时间（以秒为单位），从而获得以 cm / s 为单位的斜率。^[2,3]

表 12 其他切面

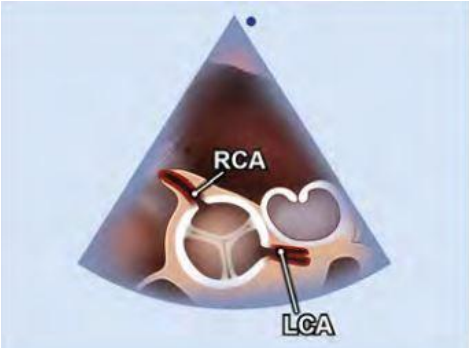
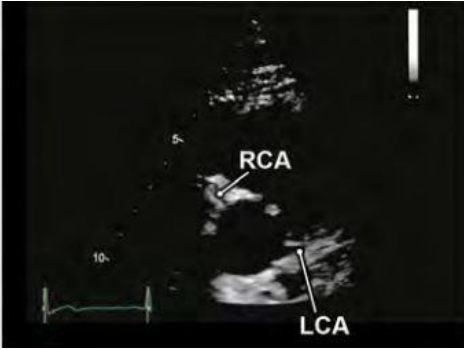
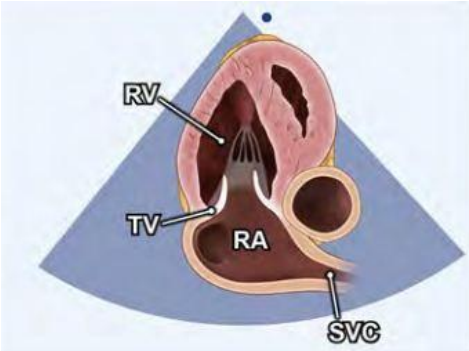
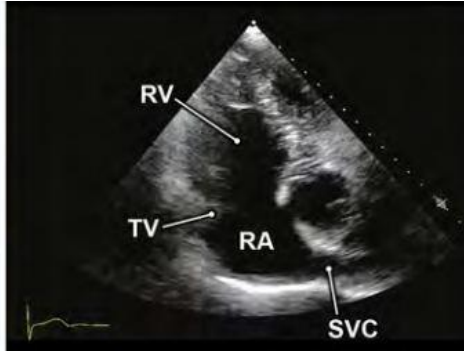
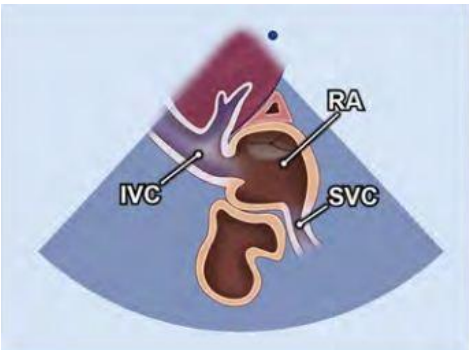
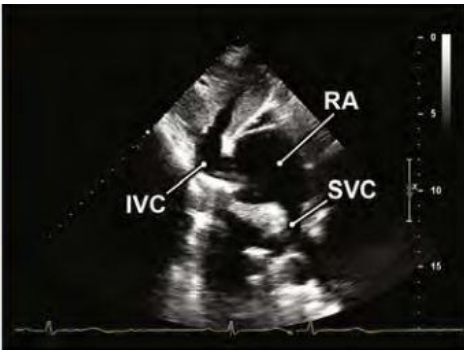
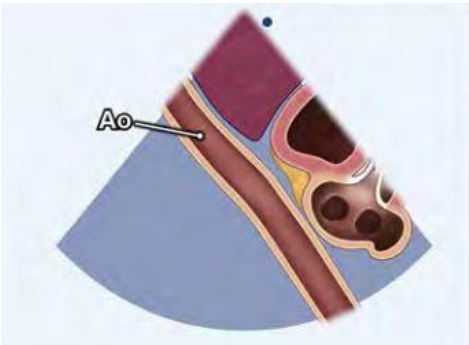
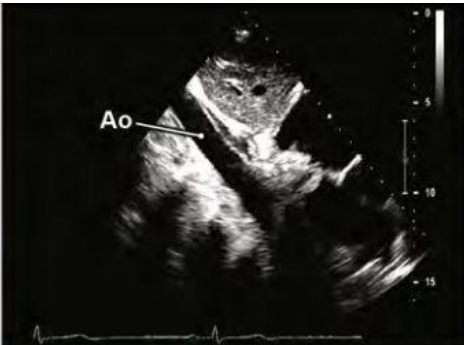
解剖图像	超声心动图	在应用时
12.1. PSAX 冠状动脉 (见视频 98)		
		胸骨旁声窗 PSAX 视图 冠状动脉起源 当需要定位冠状动脉起源时使用
12.2. 右室两腔心 (见视频 99)		
		心尖声窗 右室两腔心 用于评估右心房与上腔静脉交界处, 右心室功能的附加区域, 设备导线和导管的位置及疑似病变, 三尖瓣结构和功能。
12.3 剑突下上腔静脉 (见视频 100)		
		剑突下声窗 上腔静脉的另一个切面 用于评估上腔静脉回流速度, 径线, 导线, 医用导线, 可疑的病理性阻塞, 该切面同时可显示右房和下腔静脉
12.4a. 剑突下腹主动脉长轴 (见视频 101)		
		剑突下声窗 腹主动脉上段 用于腹主动脉瘤、夹层、动脉粥样硬化斑块的筛查。

表 12 (续)

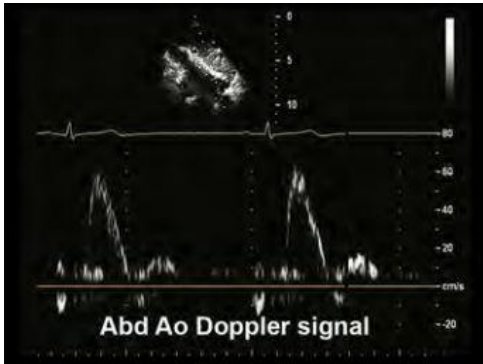
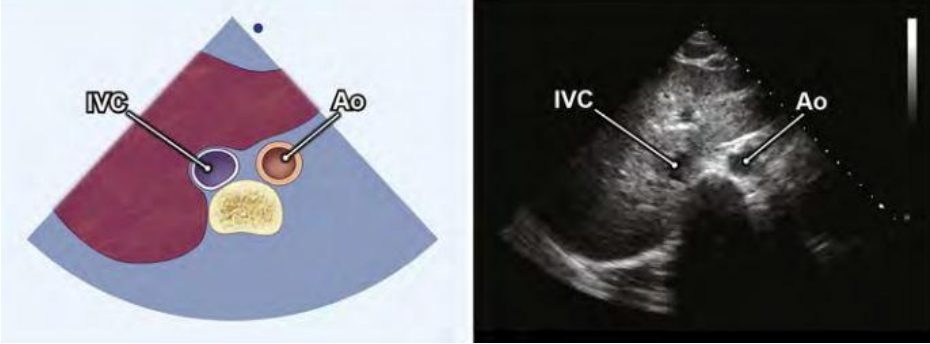

解剖图像	超声心动图	在应用时
12.4b.腹主动脉彩色		剑突下声窗 腹主动脉彩色血流 用于评估收缩期和舒张期的血流模式
12.5.右侧下腔静脉 (见视频 102)		剑突下声窗 下腔静脉切面 对于腹胀患者, IVC 可以通过右侧卧位 成像平面, 通过肝 脏成像来成像。
12.6.下腔静脉横径 (见视频 103)		剑突下声窗 IVC 和降主动 脉的横切面, 用于 在长轴成像平面 可能没显示 IVC 中心时, 确认 IVC 的实际最大直径。
12.7.以房间隔为中心 (见视频 104)		剑突下声窗 房间隔 放大的 IAS 聚焦 图像, 用于房间 隔缺损和卵圆孔 未必的评估

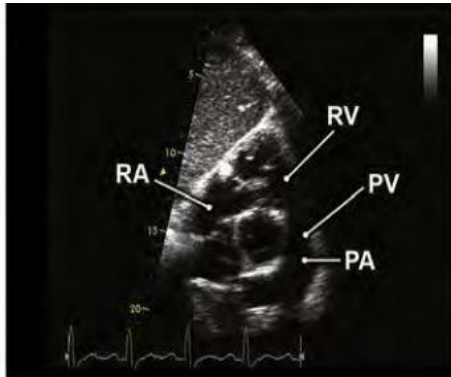
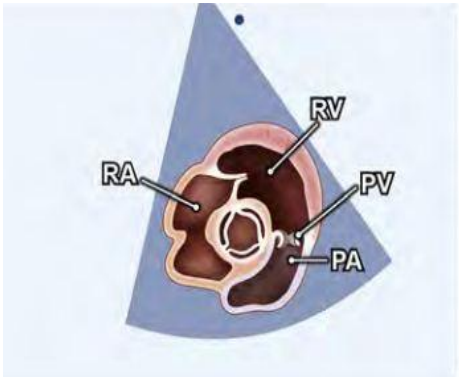
表 12 (续)

解剖图像

超声心动图

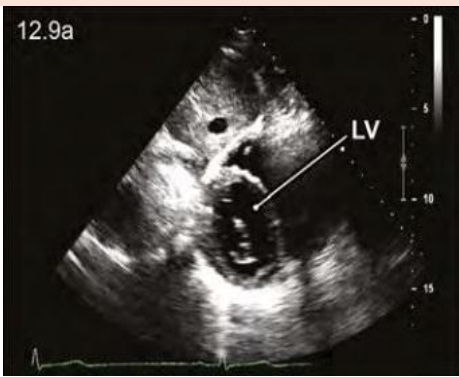
在应用时

12.8. 剑突下右室流出道短轴 (见视频 105)



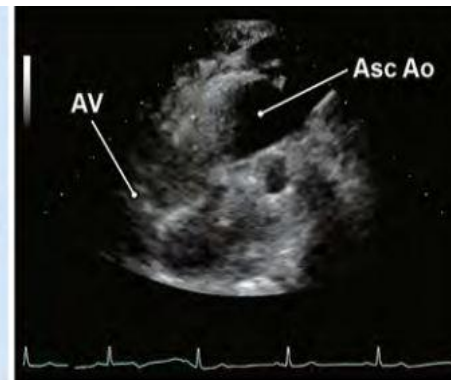
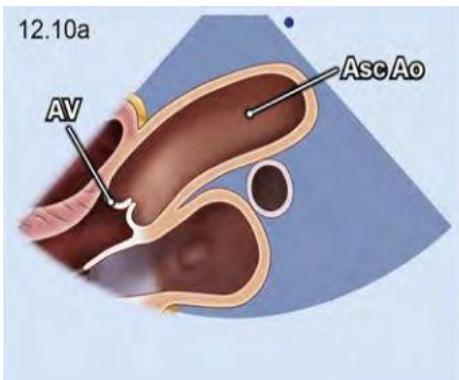
剑突下声窗
右室流出道, 肺动脉, 主肺动脉
用于评估肺动脉, 主肺动脉, 右室流出道
血流

12.9. 剑突下短轴从大动脉水平扫查至心尖 (见视频 106 和 107)

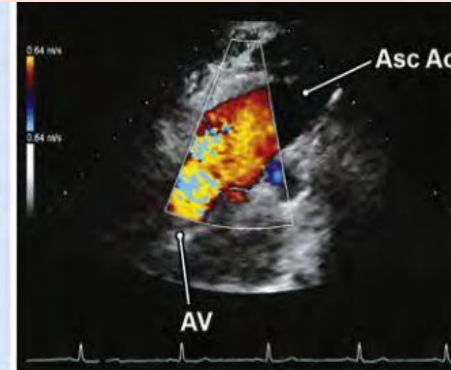
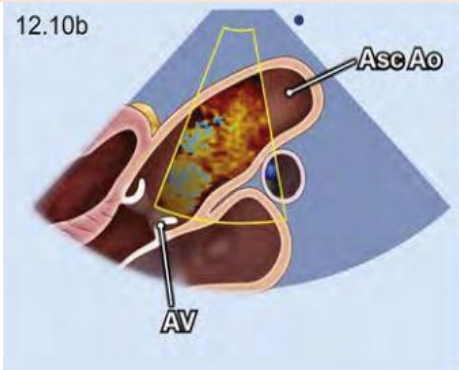


剑突下声窗
胸骨旁和心尖声窗困难时扫查左室结构和功能, 剑突下声窗是评估 LV 整体功能的补充。

12.10. 右胸骨旁主动脉高视图 (见视频 108 和 109)



右胸骨旁上窗
升主动脉
该切面用于显示升主动脉血流, 通常主动脉在该切面有一个良好的多普勒角度成像, 因此, 可为主动脉病理评估提供最高的多普勒速度。

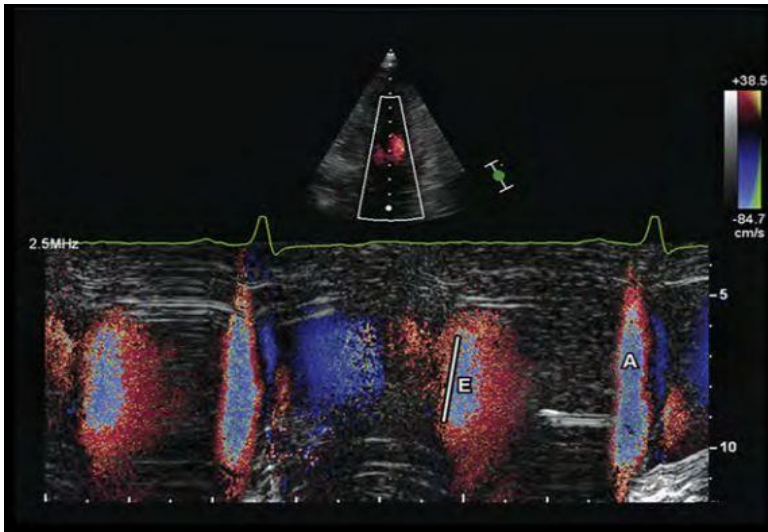


升主动脉彩色多普勒

表 12 (续)

解剖图像	超声心动图	在应用时
------	-------	------

12.14.彩色 M 型血流传播



心尖声窗心尖四腔切面
彩色 M 型
该方法可用于评价舒张
功能障碍。
E 波的传播速度是通过
测量斜率(实线)来测量
的。

有关 98 到 113 的视频, 请参见 www.onlinejase.com。

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 Amer 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 Amer 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. *J Am Coll Cardiol Img.* 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 leftventricular diastolic function: Spatial and temporal analysis of left ventricular filling flow propagation by color M-mode doppler echocardiography. *J Amer Coll Cardiol.* 1996;27:365-71.