

指南和标准

EAE/ASE 关于三维超声心动图图像采集与显示的建议

[Roberto M. Lang](#), MD, FASE; [Luigi P. Badano](#), MD, FESC; [Wendy Tsang](#), MD; [David H. Adams](#), MD; [Eustachio Agricola](#), MD; [Thomas Buck](#), MD, FESC; [Francesco F. Faletra](#), MD; [Andreas Franke](#), MD, FESC; [Judy Hung](#), MD, FASE; [Leopoldo Pérez de Isla](#), MD, PhD, FESC; [Otto Kamp](#), MD, PhD, FESC; [Jaroslaw D. Kasprzak](#), MD, FESC; [Patrizio Lancellotti](#), MD, PhD, FESC; [Thomas H. Marwick](#), MBBS, PhD;

[Marti L. McCulloch](#), RDCS, FASE; [Mark J. Monaghan](#), PhD, FESC; [Petros Nihoyannopoulos](#), MD, FESC; [Natesa G. Pandian](#), MD; [Patricia A. Pellikka](#), MD, FASE; [Mauro Pepi](#), MD, FESC; [David A. Roberson](#), MD, FASE; [Stanton K. Shernan](#), MD, FASE; [Girish S. Shirali](#), MBBS, FASE; [Lissa Sugeng](#), MD; [Folkert J. Ten Cate](#), MD; [Mani A. Vannan](#), MBBS, FASE; [Jose Luis Zamorano](#), MD, FESC, FASE; [William A. Zoghbi](#), MD, FASE Chicago and Oak Lawn, Illinois; Padua and Milan, Italy; New York, New York; Essen and Hannover, Germany; Lugano, Switzerland; Boston, Massachusetts; Madrid, Spain; Amsterdam and Rotterdam, The Netherlands; Lodz, Poland; Liege, Belgium; Cleveland, Ohio; Houston, Texas; London, United Kingdom; Rochester, Minnesota; Charleston, South Carolina; New Haven, Connecticut; Morrisville, North Carolina

中文版翻译: 中国华中科技大学同济医学院 谢明星 王新房
复旦大学附属中山医院 心脏超声诊断科 程蕾蕾

中文版校对: 美国塔夫斯大学附属斯塔特医学中心 姜愣
美国明尼亚波利大都会心血管研究所 冯大力
Marshall Medical Center 朱大明

(J Am Soc Echocardiogr 2012;25:3-46.)

关键词: 超声心动图, 二维, 三维, 经胸, 经食道

From the University of Chicago, Chicago, Illinois(R.M.L,W.T.); University of Padua, Padua, Italy(L.P.B.); Mount Sinai Medical Center, New York, New York(D.H.A.); San Raffaele Hospital, Milan, Italy(E.A.); University Duisburg-Essen, Essen, Germany(T.B.); Fondazione Cardiocentro Ticino, Lugano, Switzerland(F.F.F.); Klinikum Region Hannover-Siloah, Hannover, Germany(A.F.); Massachusetts General Hospital, Boston, Massachusetts(J.H.); University Clinic San Carlos, Madrid, Spain(L.P.L., J.L.Z.); VU University Medical Center, Amsterdam, The Netherlands(O.K.); Medical University of Lodz, Lodz, Poland(J.D.K.); University of Liege, Liege, Belgium(P.L.); Cleveland Clinic, Cleveland, Ohio(T.H.M.); Methodist DeBakey Heart and Vascular Center, The Methodist

Hospital, Houston, Texas (M.L.M., W.A.Z.); King's College Hospital, London United Kingdom(M.J.M.); Imperial College, London, United Kingdom(P.N.); Tufts University Medical Center, Boston, Massachusetts (N.G.P.); Mayo Clinic, Rochester, Minnesota (P.A.P.); Centro Cardiologico Monzino, IRCCS, Milan, Italy(M.P.); The Heart Institute for Children, Oak Lawn, Illinois (D.A.R.); Harvard Medical School, Boston, Massachusetts(S.K.S.); Medical University of South Carolina, Charleston, South Carolina(G.S.S.); Yale University, New Haven, Connecticut(L.S.); Erasmus MC, Rotterdam, The Netherlands(F.J.T.C.); and ASE Writing Group, Morrisville, North Carolina(M.A.V.).

The following authors reported no actual or potential conflicts of

interest in relation to this document: Eustachio Agricola, MD, Thomas Buck, MD, Judy Hung, MD, FASE, Leopoldo Perez de Isla, MD, PhD, FESC, Otto Kamp, MD, PhD, Patrizio Lancellotti, MD, PhD, FESC, Thomas H. Marwick, MBBS, PhD, Marti L. McCulloch, MBA, RDCS, FASE, Petros Nihoyannopoulos, MD, FESC, Mauro Pepi, MD, FESC, Wendy Tsang, MD, Jose Luís Zamorano, MD, FESC, FASE, and William A. Zoghbi, MD, FASE. The following authors reported relationships with one or more commercial interests: Roberto M. Lang, MD, FASE, lectured for Philips Ultrasound; Luigi P. Badano, MD, FESC, has received software and equipment from GE Healthcare and TomTec for research and testing purposes and is on the speakers' bureau of GE Healthcare; David H. Adams, MD, serves as a consultant and inventor with royalties for Edwards Lifesciences; Andreas Franke, MD, FESC, received software and hardware support for research purposes from Philips, GE Healthcare, and Siemens; Jaroslaw D. Kasprzak, MD, FESC, has served as a speaker for GE Healthcare, Philips, and Siemens; Mark J. Monaghan, PhD, FESC, has served as a speaker and received research support from Philips, GE Healthcare, Siemens, and TomTec; Natesa G Pandian, MD, has received equipment support and served as a speaker for Philips, Toshiba, and GE Healthcare; Stanton K. Shernan, MD, FASE, served as a speaker for Philips Healthcare; Girish S. Shirali,

MBBS, FASE, served as a consultant, advisory board member, recipient of research grants, and lecturer for Philips Medical Systems; Folkert J. Ten Cate, MD, was a three-dimensional course director for a Philips teaching course; and Mani A. Vannan, MBBS, FASE, served on the speakers' bureau and received research support and honoraria from Lantheus and Siemens.

缩略词

CRT = 心脏再同步化治疗

ECG = 心电图

LV = 左心室

RV = 右心室

SDI = 收缩失同步指数

TEE = 经食道超声心动图

3D = 三维

3DE = 三维超声心动图

TTE = 经胸超声心动图

TV = 三尖瓣

2D = 二维

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

PII: S0894-7317(11)00842-X

doi:10.1016/j.echo.2011.11.010

© 2012 Published by Elsevier Inc.

目录

- 摘要
- 1. 前言
- 2. 设备仪器
 - a. 全容积取样矩阵探头
- 3. 数据采集
 - a. 数据采集模式
 - 1. 多平面同步模式

- 2. 实时三维成像——窄角
 - 3. 聚焦宽角成像——“局部放大”
 - 4. 全容积成像——门控数据采集
 - b. 3DE 数据采集的挑战
 - 1. 时间与空间分辨率
 - 2. 心电图门控系统与呼吸控制
 - 3. 三维数据优化处理
- 4. 3DE 图像显示
 - a. 图像剪辑
 - c. 容积图像重建
 - d. 表面图像重建
 - e. 2D 断层切面
- 5. 管理与工作流程
- 6. 3D 彩色多普勒图像数据采集
 - a. 经胸与经食管超声心动图数据采集
 - b. 切割方法
 - c. 图像方位与显示
 - d. 局限性
- 7. 经胸3DE 检查流程
- 8. 经食管3DE 检查流程
- 9. 左心室评价
 - a. 解剖结构分析和2DE 评价的局限性
 - b. 数据采集和图像切割
 - 1. 数据采集
 - c. 图像方位与显示
 - d. 分析方法
 - e. 临床验证与应用
 - 1. 左心室结构性异常（如血栓、室间隔缺损等）
 - 2. 左心室整体功能测量
 - 3. 左心室质量
 - 4. 左心室非同步运动
 - f. 前景
- 10. 右心室评价
 - a. 解剖结构分析和2DE 评价的局限性
 - b. 数据采集
 - c. 图像方位与显示
 - d. 分析方法
 - 1. 圆盘法与其他方法
 - 2. 容积图像显示
 - e. 临床验证与应用
- b. 获取图像显示
- 11. 二尖瓣装置
 - a. 解剖结构分析和2DE 评价的局限性
 - 1. 二尖瓣叶
 - 2. 瓣膜下装置
 - 3. 二尖瓣瓣环
 - 4. 左心室
 - b. 数据采集
 - 1. 多平面同步成像
 - 2. 实时三维成像：窄角
 - 3. 聚焦宽角成像：局部放大
 - 4. 全容积成像：门控数据采集
 - c. 全面检查
 - 1. 双平面成像
 - 2. 实时三维成像
 - 3. 聚焦宽角放大成像与全容积成像
 - 4. 彩色血流多普勒全容积成像
 - d. 临床验证与应用
- 12. 主动脉瓣与主动脉根部
 - a. 解剖结构分析和2DE 评价的局限性
 - b. 数据采集
 - 1. 双平面成像
 - 2. 实时三维成像
 - 3. 聚焦宽角放大成像与全容积成像
 - 4. 彩色血流多普勒全容积成像
 - c. 临床验证与应用
 - 1. 主动脉瓣面积定量评估
 - 2. 主动脉根解剖结构定量评估
 - 3. 主动脉瓣返流定量评估

- 13. 肺动脉瓣与肺动脉根部
 - a. 解剖结构分析与2DE 评价的局限性
 - b. 数据采集
 - 1. 双平面成像
 - 2. 实时三维成像
 - 3. 聚焦宽角放大成像和全容积成像
 - 4. 彩色血流多普勒全容积显成像
 - c. 临床验证与应用
- 14. 三尖瓣
 - a. 解剖结构分析和2DE 评价的局限性
 - b. 数据采集
 - c. 图像方位与显示
 - d. 分析方法
 - 1. 胸骨旁切面观
 - 2. 心尖切面观
 - 3. 水平切面观
 - e. 临床验证与应用
 - 三尖瓣返流彩色多普勒成像
- 15. 右心房与左心房
 - a. 解剖结构分析和2DE 评价的局限性
 - 1. 右心房解剖
 - 2. 界嵴
 - 3. 下腔静脉-三尖瓣环峡部（CTI）及其周围毗邻结构
 - 4. 左心房解剖
 - b. 数据采集
 - 1. 双平面成像
 - 2. 实时三维成像
 - 3. 聚焦宽角放大成像与全容积成像
 - 4. 彩色血流多普勒全容积成像
 - 5. 经胸超声心动图
 - c. 临床验证与应用
- 16. 左心耳
 - a. 解剖结构分析与2DE 评价的局限性
 - b. 数据采集和显示
 - 1. 双平面成像
 - 2. 实时三维成像
 - 3. 聚焦宽角放大成像与全容积成像
 - c. 临床验证与应用
- 17. 三维超声心动图负荷试验
 - a. 采集方法
 - b. 数据采集
 - 1. 双平面成像
 - 2. 三平面成像
 - 3. 门控成像
 - c. 分析方法
 - d. 图像方位与显示
 - e. 临床验证与应用
- 18. 结论
- 通知和免责声明
- 参考文献
- 版权

1. 前言

三维（3D）超声心动图(3DE)是心血管超声领域内一项重要的技术创新。计算机与探头技术的进步，使我们能采集实时 3DE 图像并可从任意空间角度来显示心脏结构。3DE 重要的临床应用价值在于：（1）勿需借助几何数学模型假设评估心腔容积与质量；（2）左心室壁局部运动评价与左室收缩期

非同步运动定量评价；（3）心脏瓣膜三维图像的现实显示；（4）3D 彩色多普勒图像评估返流束与分流束的立体形态；（5）三维超声心动图负荷试验成像。但是要将 3DE 实施于日常临床实践中，我们必须充分理解其技术原理、系统掌握其图像采集与分析方法。本文旨在为如何进行 3DE 数据采集、图像分析、各种心脏结构显示，提供一份实用性指南，并对 3DE 技术上的局限性，其目前的与潜在的临床应用价值，及其主要优

缺点予以评述。

2. 设备仪器

a. 全容积矩阵探头

2000年后不久，全容积矩阵探头的成功研发是实时3DE 发展史上的一个重要里程碑，这类探头能显示出心脏实时跳动的精美三维图像，在其硬件与软件两个方面，包括探头设计、微电子技术与计算机信息处理技术等环节，均需要先进的科学技术。

目前，3DE 矩阵探头由近3000个压电元件组成，经胸（TTE）和经食管（TEE）三维成像的探头频率分别为2~4MHz 和5~7MHz。探头内的压电元件被排列成矩阵，连接全部压电元件工作单元，需要大量的数字通道。为了减小能耗与连接电缆尺寸，在换能器内组装了微电路板，从而使用偏光束成形。同时，探头技术发展已减小了经胸三维探头的

接触面积，增强了声束的旁瓣抑制功能，提高了敏感性与穿透力。而且还增加了谐波成像功能，有利于灰阶和造影显像。最新一代的矩阵探头体积较以前明显减小，2D 及3D 成像质量均有显著提高，且单一探头即能完成2D 与3D 超声心动图检查。

3. 数据采集

目前，3DE 数据采集有两类方法：实时3DE 成像与心电触发的多心动周期3DE 成像。实时 3DE 成像是指在单个心动周期内每一秒采集多个金字塔形图数据集。大多数超声仪的实时3DE 容积成像有以下几种成像模式：实时3D 窄角容积成像、实时3D 放大成像、实时3D 宽角（全容积）成像与实时3D 彩色多普勒成像。尽管这些成像模式克服了心率干扰或呼吸运动干扰（图1.），但仍局限于较低的时相和空间分辨率。

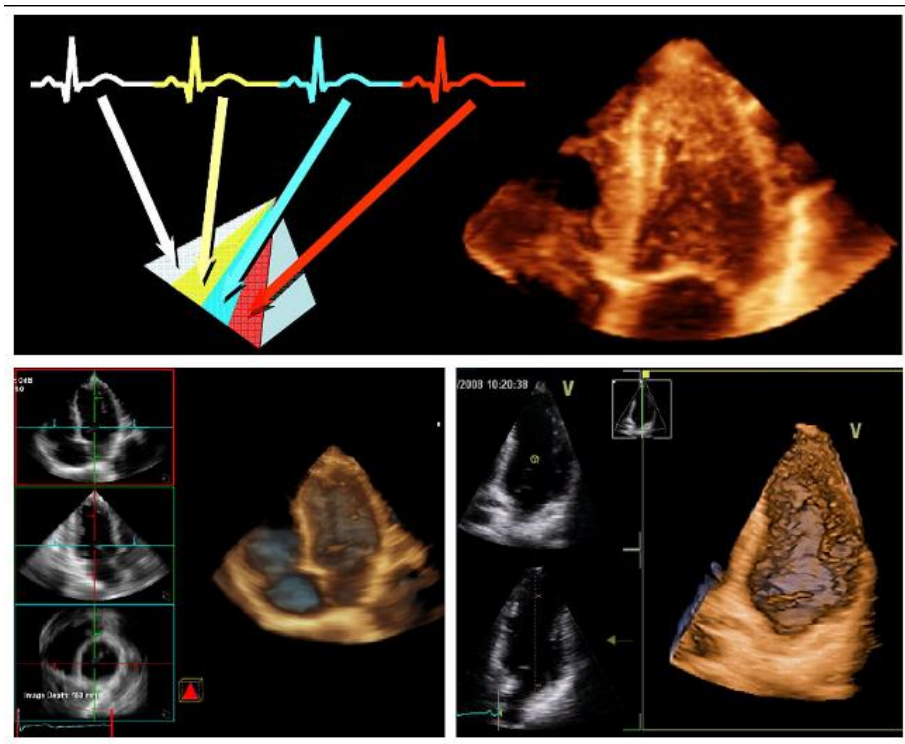


图 1. (上) 经胸心尖声窗经胸采集心电触发的多心动周期3DE 数据示例。将四个心动周期获取的窄角金字塔形容积数据(左上角)合并在一起，形成单个全容积数据集(右上角)。(下方)心尖声窗经胸获取单心动周期内全心的实时3DE 图像(左下角)及左心室(右下角)图像。

多心动周期 3DE 图像，与之相比，则具有更高的时间分辨率。这种成像模式是在多个心动周期（2—7 个）内采集多个窄角容量数据，然后再将其组合成一个容积数据集（图 2）。然而，心电门控成像本身的局限性是易于受患者移动、呼吸运动或心律不齐的影响，而产生图像伪差。

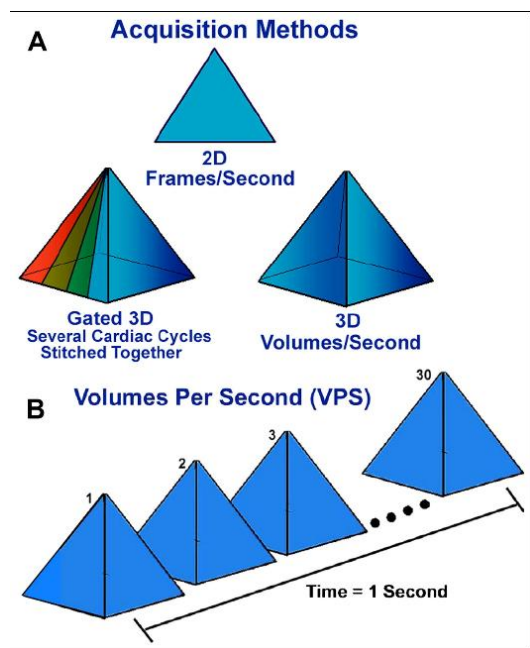


图 2. 多心动周期 3DE 图像采集，需要先采集 2-7 个心动周期内的窄角容量数据，再组合在一起以形成一个更大的容积数据集(A)。此数据采集方法弥补了单心动周期实时 3DE 全容积成像时低时间分辨率的局限性 (B)，但在多个窄角图像组合时却有形成伪差的弊端。

数据采集模式

多平面同步成像 多平面同步成像是矩阵探头的独特功能，能分屏同时显示两幅实时图像。第一幅图像为观察某一特定结构的参

考平面观，第二幅图像或所谓“横向平面”则是由参考平面旋转 $30^{\circ}\sim 150^{\circ}$ 而形成。多平面成像图像也可在仰角平面上获得。在多平面成像时，彩色血流多普勒图像也可叠加于二维成像上。

实时三维成像——窄角显像 实时三维矩阵型探头能建立一个 $30^{\circ}\times 60^{\circ}$ 实时显示的金字塔容积数据。虽然窄角成像的扇形大小有限，在任一平面上难以显示某一结构的整体形态，但其较高的空间与时间分辨率，可以准确诊断复杂的病变结构。

聚焦宽角成像——“局部放大” “局部放大”可为重点的心脏结构提供一个宽角图像。但须注意的是，过度放大会降低空间与时间的分辨率，甚至低于实时 3DE。

全容积成像——门控数据采集 全容积成像模式可提供尽可能大的采集扇区，这对显示诸如二尖瓣或主动脉根等特殊结构是一种理想成像模式。此模式同时具有理想的空间分辨率，借以可对复杂病变作出详细的诊断，而且其时间分辨率亦较高 ($>30\text{ Hz}$)。与上述两种模式类似，它也可通过旋转来更改结构的方位，如显示瓣膜独特的正面观剖视图。运用脱机分析软件，可对全容积数据集进行切割或多平面剖切，移去某些组织层次，借以显示数据集中的瓣膜结构或观察在 X, Y 和 Z 三个轴上的二维正交平面。

彩色血流多普勒全容积成像 最初矩阵探头对 3DE 彩色血流多普勒信号进行成像时，只能采用全容积、门控重建技术。这就需要合并/“拼接”由心电图门控触发的 7~14 个心动周期的单个金字塔亚容积，来组合全容积三维图像。当帧率为 15~25HZ 时（取决于所选用的线密度），其扇角上端范围可达 $40^{\circ}\times 40^{\circ}$ 。但目前的三维彩色全容积图像则可由少于 7~14 个独立门控的亚容积组成，最新开发的成像软件可仅用 2 个心动周期采集图像，但其以降低时间分辨率为代价。

a. 3DE 成像的挑战

时间分辨率对空间分辨率 3DE 成像要权衡容积率（时间分辨率）与空间分辨率之间的矛盾。为提高空间分辨率，需增加每一单个容积的扫描线（扫描线密度），这就需要更长的时间来获取和处理图像，从而限制了总体容积的时间分辨率。幸运的是，可通过调整成像容积大小（更小的容积成像），以此增加容积成像的帧数，又可保持图像的空间分辨率。目前，超声仪器公司正在发展一种实时技术，以克服门控有关的伪像。它通过提高系统的处理能力，可显示具有足够的空间与时间分辨率的全容积（ $90^\circ \times 90^\circ$ ）图像。

心电图门控与屏住呼吸 对心律失常和/或呼吸困难患者，采用门控数据是很具有挑战性的。[图 3](#) 即是一个门控 3DE 成像采集 2D 图像时出现伪影的例证。注意在 [图 3](#) 左侧所示数据集没有伪像，而右侧图像则有明显拼

接伪像。在门控容积数据采集时，凡与参考平面平移的容积数据都能正常显示。门控伪像，在当剖切门控容积数据的切面垂直于平移平面时最为显著。减小门控伪像的方法见 [表 1](#)。此外，心电图示踪时需对其进行调节以获得一个清晰的 R 波。一方面，采集图像的心动周期越多，则容积图像就更宽，时间分辨率更高。另一方面，最常见的门控采集伪像是拼接伪影，心动周期越多，容积图像拼接伪影越多，所以应从解决临床问题的角度考虑，恰当选取图像采集的心动周期数。为了提高空间分辨率（即每单位容积的扫描线数量），应对金字塔容积图像进行优化，以获取更较小的容积图像来包含所需显示的心脏结构在 3DE 图像采集前，2D 成像亦应优化：“2D 图像不理想，3DE 数据也不会理想。”^[1]

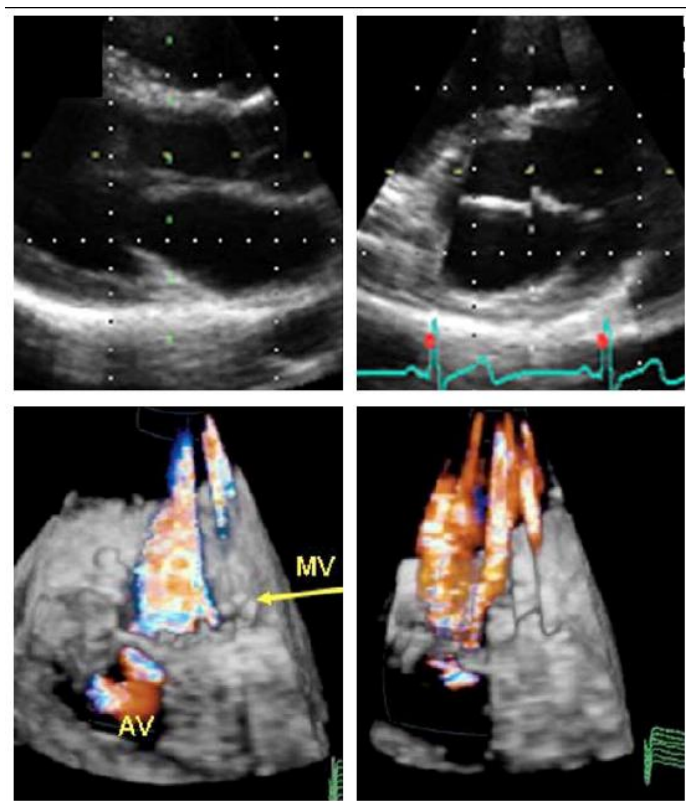


图 3. 在心电触发的多心动周期 3DE 图像采集过程中，如心脏位置恒定，所组合的容积数据就看不到整合或门控伪像。正如在垂直剖切的二维图上（左上角）及 3DE 容积成像（左下角）上所示。如在采集子容积时，由于患者呼吸运动或心律不齐时影响心脏位置的恒定，将导致组合伪像，显现出构成 3DE 容积图像的各个单独的子容积。可在 2D 平面上（右上角）及 3DE 容积中见到（右下角）。AV，主动脉；MV，二尖瓣。

表 1. 避免门控伪像和提高三维数据质量的方法

问题	成像	伪影矫正的推荐方法
增益过高		<ul style="list-style-type: none"> 降低能量增益至中等程度——不要大于60 降低压缩/动态范围, 置于中等范围 用时间增益控制 (TGC) 优化增益设置 (轻度过增益) 注意背景深度
增益过低		<ul style="list-style-type: none"> 用时间增益控制 (TGC) 提高总增益 (轻度过增益) 压缩/动态范围, 置于中等范围 能量增益调至中等范围——50-60之间 注意背景深度
整合伪像		<ul style="list-style-type: none"> 节律伪像——等待颇为一致的心率 呼吸伪像——让患者深吸一口气渐呼出, 当获优化图像时屏气 为减少伪像, 参考平面仅在切割与分析图像时使用, 或应用实时成像模式
分辨率不足		<ul style="list-style-type: none"> 对图像时间分辨率与空间分辨率进行权衡 增加线密度 (将降低图像帧频) 在正交平面而非横断面上分析感兴趣区域 对频率、压缩、焦距及图像进行优化

TGC, Time gain control. TGC, 时间增益控制

3D 优化 增益设置过低将会导致回声失落, 可能导致解剖结构缺失的伪像, 此在图像后处理时也不能恢复。反之, 增益设置过高, 图像分辨率降低, 可失去图像的三维透视感或深度感。总的原则是, 增益和压缩参数设置均应调至中间范围 (50 个单位), 以略高的时间增益控制 (时间增益补偿) 来优化增益设置, 以便在增益和压缩的后处理过程中有最大的灵活性。表 1. 列出了增益过高过低的有关事项。总之, 推荐使用时间增益补偿来稍增加成像亮度, 而非使用功率输出增益。这样, 在后处理时, 可调整增益的高低。还须利用时间增益补偿使增益均匀分布, 因为后处理时, 辉度不均匀区域不能被补偿或修正。优化横向和纵向分辨率, 在三维超声心动图的采集中, 同二维超声心动图

一样重要。

4. 3DE 图像显示

a. 图像切割

图像切割的概念是三维超声心动图固有的。三维超声心动图与断层显像不同, 它可提供“立体视角”以审视在心室里感兴趣的区域及其紧密连接。例如, 为了显示房室交界区的鸟瞰观, 操作者必须切割掉心底部及心尖部结构, 以便能从下往上或从上往下观看。同样, 为了显示室间隔的正面观, 操作者必须切割掉双侧心室的游离壁, 从右到左观察室间隔的右心室面, 或从左到右来观察室间隔的左心室面。因此, 超声工作者要能够以

解剖学家或外科医生方式对心脏进行剖切，通过这种剖切方法移除不同心腔的外壁，从而观察到心腔内的结构。三维切割可在数据采集之前（之中）或之后进行。采集前切割图像的优势是使图像具有更高的时间与空间分辨率，同时可即刻显示切割图像。然而，一旦切割图像贮存后，该图像以后不能恢复为“未切割”状态。相反，如果是采集宽角数据集并于采集后切割，其优势是能保留更多诊断信息，但不足是降低了时间与空间分辨率。

b. 数据采集后显示

一旦采集了3 DE 数据，即可通过一些三维成像与透视图软件系统进行互动式的观察。3DE 图成显示可分为三大类：（1）容积成像（图4A），（2）表面成像（包括网格图显示：图4B 和 C），（3）二维断层切面成像（图4D）。可按临床应用的需要，选择不同类型的显像技术。

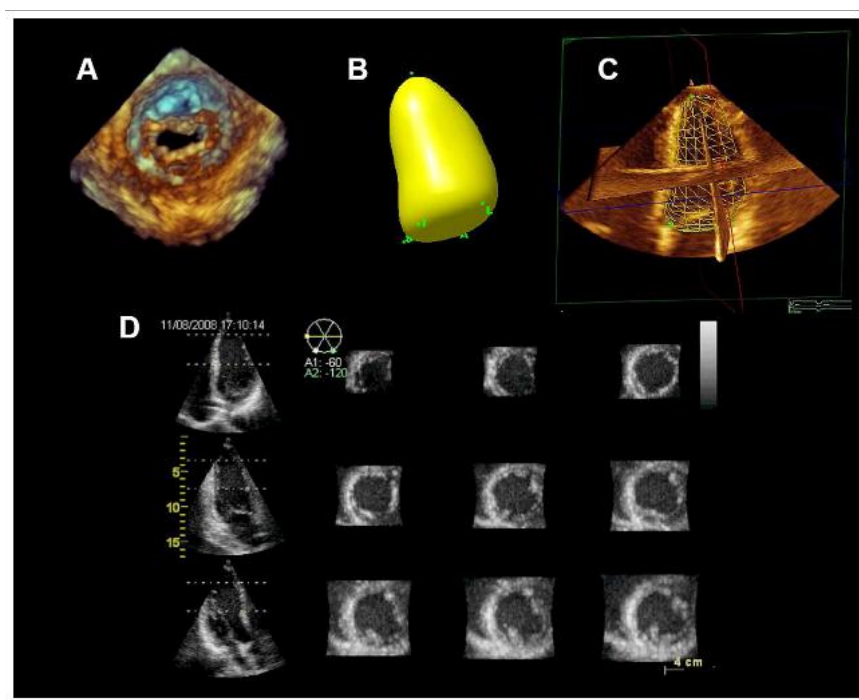


图 4. 三维超声心动图数据集可应用不同的三维成像显示和绘制软件系统进行互动式观察。显示3D 图像的技术可分为四大类：容积成像 (A)，表面成像(B)，网格图(C)，2D 断层切面成像(D)。

c. 容积成像

容积成像是一种运用不同算法（如光线投影法、切变经编法及其他方法）技术来保存所有 3DE 信息，并经处理后，将图像映射在二维平面上进行观察。^[2]实质上，这些三维算法都是将所采集的立体像素通过光束投影算法而实现的。在对每一光束的所有像素都进行权重计算后获取立体像素的强度级别，再将不同级别的浑浊度、阴影和亮度综合分析，以显示结构属于实体状态（即组织

或透明状态（即，血池）。^{[3] [4]}最后，用各种投影技术（距离明暗法、灰阶梯度编码、纹理阴影）构建一幅 3D 图像，借以显示心脏各结构的深度和质感。^{[3] [4]} 3DE 数据集容积成像可被计算机进行分段和剖切处理。为获取理想的剖切平面，需对 3D 数据集进行处理、切割与旋转。在容积成像的 3D 图像上能显示出结构的复杂空间关系，对评估瓣膜及其毗邻解剖结构十分有用。

d. 表面成像

表面成像是一种将结构或器官表面以实体形态显示的可视化技术。运用这种技术，对数据集进行节段分割，进而识别感兴趣结构。^[2] 通过手动追踪或半自动心内膜边界识别算法，追踪由3D数据集节段分割形成的切面图像的心内膜边界，可获取所选结构的表面成像。将这些轮廓线组合起来，可建立一实体形式或网格形式的三维形态观，用来显示一个3D透视图。^[5] 网格重建以“鸟笼”样网格状图像形式，显示全数据集内某些结构的三维图像。左心室的立体显示可提高对心室形态的视觉评价、心室结构的评估以及对心腔容积和功能的定量评估。但表面成像常不能显示心脏结构与纹理的细节。联合应用实体状和网格状表面成像技术，可以更全面评价心脏结构的运动（如心动周期内心室容积的变化）。

e. 2D 断层切面显像

容积数据集可被层切或切割，以获取同一3D结构的多幅同步2D图像。此法可使3D超声心动图克服了传统2D超声心动图的局限性，允许从任何声窗获取不同的切割平面。从容积3D数据集中选取独特的2D切割平面（这些切面从标准声窗用传统二维探头进行扫描，是难以获取或根本不可能得到），以电影回放的模式显示相应的2D断层影像。例如，一个心腔可以按其真正的纵向和横向切割而获得心腔的长轴或短轴切面。应用多层切面法切割，可获得任意平面、同步正交（或任意角度）切面以及平行切面。^[6] 任意平面切割允许操作者在不同方向进行定向切割，以获取感兴趣区心脏结构的最佳剖面。同步正交2D切面成像模式包含2~3个2D平面（冠状面、矢状面及横断面）的同步显示。最后，也可获取多个等距、平行的2D断层切面。这些优化了心脏切割平面可准确测量心腔径值、瓣口或房室隔缺损面积，同时可提高对不同结构的形态与功能评估，增强评价过程中的客观性，减少操作者之间的差异。^[7] ^[8]^[9] 同步正交二维切面模式可在单个心动周期内对同一节段进行多方位观察。在负荷超声心动图试验中，这种成像方式对于心室

功能分析与室壁运动评价有很大帮助。^[10] ^[11]

5. 管理与工作流程

在3D超声心动图完全应用于日常临床实践工作中之前，3DE的工作流程与所运用的成像技术仍是以重点检查为本，依诊病所需和院规而定。目前，很多超声心动图室是在进行全面2DE检查后，再进行重点3DE检查。^[12] 形成这种不方便工作流程的原因是由于3DTTE探头所获的2D图像质量较专用2DTEE探头所获取的图像质量差。要使3DE成功地应用于临床实践中，就需要一个能赋予实际的工作流程，它需要：（1）一个能同时完成2D与3D成像功能的单一探头；（2）准确的自动化心腔定量评估；（3）能自动显示标准的3DE和相当于从各声窗获得的2DE切割平面。最新一代3DTTE与TEE探头已满足第一点需要，这种新探头的2DE图像质量可与专用的2D探头的图像质量相媲美。同时，多家超声仪器公司已开发或正在开发相应的软件，用于心腔自动化评估及切割平面的自动显示，这可满足第二与第三需求。除了图像采集流程外，数据管理即3DE数据存储与后处理分析也需要予以优化。目前，一例2DE检查平均需要300~500MB的存储空间，相比之下，一例2DE联合3DE的检查可能需要高达1.5GB的存储空间。3DE图像的大容量数据集，使科室的数字图像系统不仅在图像的传输方面，而且在图像的总储存容量方面，均要承受很大的压力。在2008年通过的3D超声心动图数字化成像与医学通讯的标准中，要求储存无压缩的Cartesian数据集。它需要巨大的数字化存储空间，该标准还未被广泛采纳。该标准的广泛应用，或可采纳数据压缩，将会缓解3DE的数据存储问题

6. 三维彩色多普勒数据采集

a. TIE与TEE数据采集

与常规2D 超声心动图类似，彩色多普勒三维成像也是将血流信号叠加在3DE 图像上。使用实时动态3D 或多心动周期全容积成像采集三维彩色多普勒数据。尽管多心动周期全容积彩色多普勒成像可获得大的容积数据，但可出现拼接伪像。实时3D 彩色多普勒成像则不受拼接伪像影响，但其局限性则是彩色多普勒容积较小且帧频较低。尽管在TTE 或 TEE 检查中均可进行3D 彩色多普勒数据采集，但目前3D TEE 彩色多普勒成像具有更好的图像质量，故推荐其用于彩色血流信号的详细分析。与灰阶3D 的数据采集相类似，需根据有待分析的血流区域，仔细确定3D 彩色多普勒数据集的采集范围和部位。

b. 切割方法

三维彩色血流信号的分析包括以下几点：(1) 远端的射流；(2) 瓣膜反流的近端血流区；(3) 穿过心脏缺损如室间隔或房间隔缺损的血流束。3D 彩色多普勒的数据切割与灰阶数据集切割的原则相同，其切割方式主要根据分析目的而定。对反流束而言，切割 3D 彩色多普勒数据集的推荐方式是显示反流束的两个长轴观，一个显示最窄的返流束，另一个显示最宽的反流束。同时还应包括一个显示反流束缩流(最窄处)的短轴切面(图 5^[13]，图 6)。此外，还可从 3D 彩色多普勒数据集中切割出多层切面来显示彩色多普勒血流(图 7)。

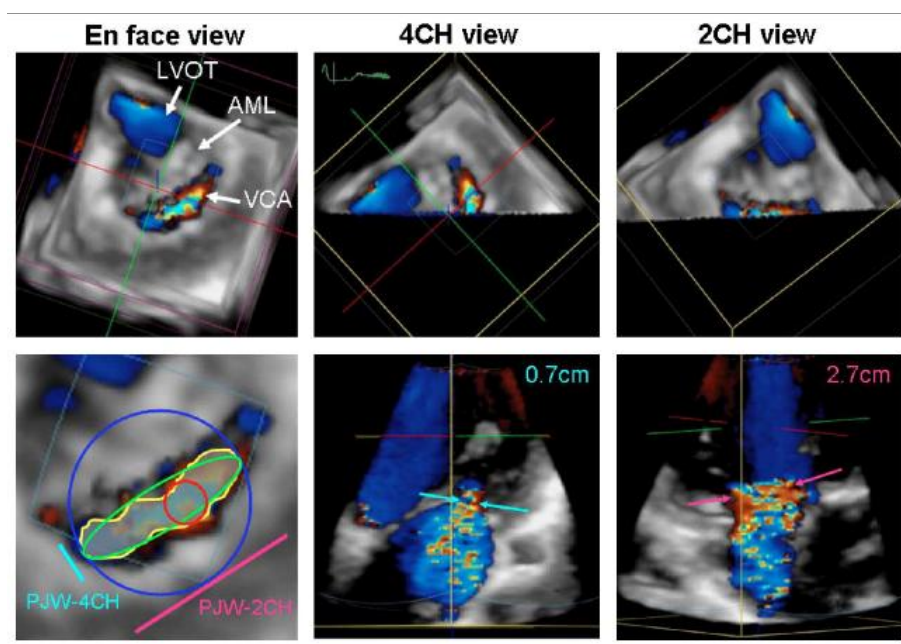


图 5. 功能性二尖瓣反流束经胸 3DE 彩色多普勒成像。由左室面观察非对称的瓣口射流最窄处的鸟瞰观(左上角)注意射流最窄面位于瓣膜闭合线水平。在射流最窄横断面的鸟瞰观上可进行量化评估(左下角)通过切割数据可获得显示反流束缩流的鸟瞰观断面(上中和上右);也可向上倾斜 90° 垂直切割而获得显示反流束缩流的四腔观(4CH)和两腔观(2CH)(下中和下右)。图示反流束缩流的偏心性。AML, 二尖瓣前叶; LOVT, 左室流出道; PJW, 近端射流束宽度; VCA, 反流束缩流面积。转载获 *J Am Soc Echocardiogr* 许可。^[13]

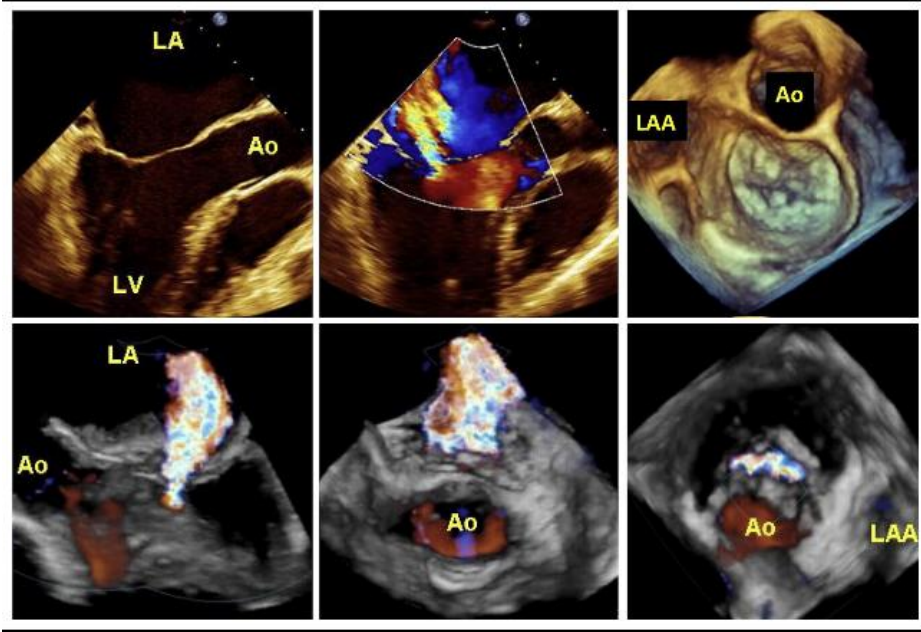


图 6. 该图例为3D 经食管超声心动图及3D 彩色多普勒对功能性二尖瓣反流进行三维评估。二维切面显示二尖瓣叶受栓系呈帐篷状（上左），导致显著偏心的二尖瓣返流（上中）。二尖瓣的三维超声心动图显示中度二尖瓣叶局灶性结节性的退行性变。（右上）。三维彩色多普勒数据集剪辑显示反流束缩流面积，在五腔心切面窄（下左），而在两腔心切面宽（下中）。在二尖瓣鸟瞰观切面上，可见其沿瓣膜交界线不对称的分布（下右）。Ao，主动脉；LA，左心房；LAA，左心耳；LV，左心室。

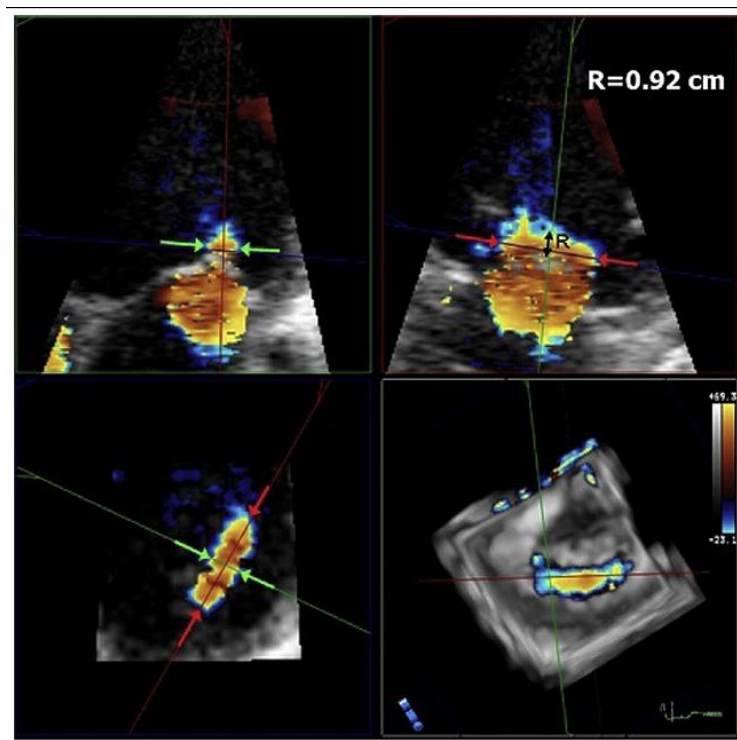


图 7. 应用 3D 分析软件对 3D TEE 彩色多普勒数据集（右下）测量反流束缩流的径值。切割数据集获得显示反流束缩流的四腔（左上）及两腔切面观（右上）。图中可见，反流束缩流的宽度，在四腔心切面上比在两腔心切面上小。调整切割面可获得反流束缩流的鸟瞰观切面，从而可测量其面积（为 1.11 cm²）。R，近端等速面半径。

c. 方位与显示

在所显示切面观图像上，准确理解彩色血流多普勒信号的方位有十分重要的临床意义。为了帮助确定图像的方位，建议至少在两幅已知相互方位的切割平面上，显示三维彩色多普勒数据（[图5](#)，[图7](#)）。同时还建议在标准切面观上，将3D彩色多普勒数据与特征性的3D解剖信息同时显示。

d. 局限性

3DE彩色多普勒成像的局限性主要是空间与时间分辨率较低，两者均有赖于3DE的技术进步来提高。目前，实时3DE彩色多普勒成像的彩色多普勒容积较小，其时间分辨率力（帧频）仅为10~15像素/秒。多心动周期全容积成像虽能采集到较大的彩色多普勒容积和获得较高的时间分辨率力（可达40像素/秒），但拼接伪影，可导致不同数据子集间的明显错位（[图3](#)，下方）。

7. 经胸3DE检查方案

三维TTE全容积成像，可在单个的三维数据集内包含整个心脏的大部分结构。然而在目前的技术条件下，为从单一声窗显示全心结构而扩大容积角度所致的低时间-空间分辨率和低穿透深度是不能付诸于现实的。为克服其局限性，3DE数据集“应该”从多个经胸探头位置获得。

现有在临床实践中有两个操作方案：（1）重点检查和（2）全面检查。^{[1][6]}重点3DE检查常采集较少的3DE数据集，用来补充2D检查的不足。重点3DE检查常用以下几种情

况：（1）在心尖声窗采集门控3DE全容积数据集，定量评价左心室容积、左室射血分数、左室形态，并评估心衰患者的左室非步化运动。（2）在胸骨旁和心尖声窗采集三维数据集，显示尖瓣装置，测量二尖瓣狭窄的瓣口面积。（3）3D局部放大成像模式，可从胸骨旁声窗获取高密度像素的三维图像，观察疑有主动脉瓣二叶瓣患者的主动脉瓣结构。重点检查时，先以2D图像来确定感兴趣区结构，然后启用实时3DE确定感兴趣区结构是否包含容积中，再以全容积成像或局部放大成像模式采集三维图像。在门控多心动周期图像采集过程中，如果患者不能屏住呼吸或是存在显著的心律失常，则选用单心动周期全容积成像（如果可行）或选用窄角3D成像模式。在感兴趣进行容积成像时，宜选取最高分辨率。

全面的3DTTE检查需从胸骨旁、心尖部、剑突下、胸骨上窝等多个探头位置进行图像采集。[表2](#)列出了获取3DE数据集时应采集的2DTTE切面观。容积成像的3DE数据集可被切割成各种不同的心脏“解剖平面”。^[14]最常用的切割平面有：（1）**横切面**，垂直于心体长轴的水平面，将心脏分为上、下两部分；（2）**矢状面**，将心脏分为左、右两部分的垂直平面；（3）**冠状面**，将心脏分为前、后两部分是垂直平面（[图8](#)）。

表2. 经胸三维超声心动图检查方案

经胸三维超声心动图检查方案		
主动脉瓣	左心室/右心室	肺动脉瓣
带及不带彩色的胸骨旁长轴观（窄角和局部放大模式采集）	心尖四腔心切面观（窄角和宽角模式采集）右心室图像采集时，需注意倾斜右心室使其位于图像中心	带及不带彩色的胸骨旁右室流出道切面观（窄角和局部放大模式采集）
二尖瓣	房间隔和室间隔	三尖瓣
带及不带彩色的胸骨旁长轴观（窄角和局部放大模式采集）	心尖四腔心切面观（窄角和局部放大模式采集）	带及不带彩色的心尖四腔心切面观（窄角和局部放大模式采集）
带及不带彩色的心尖四腔心切面观（窄角和局部放大模式采集）		带及不带彩色的胸骨旁右室流出道切面观（窄角和局部放大模式采集）

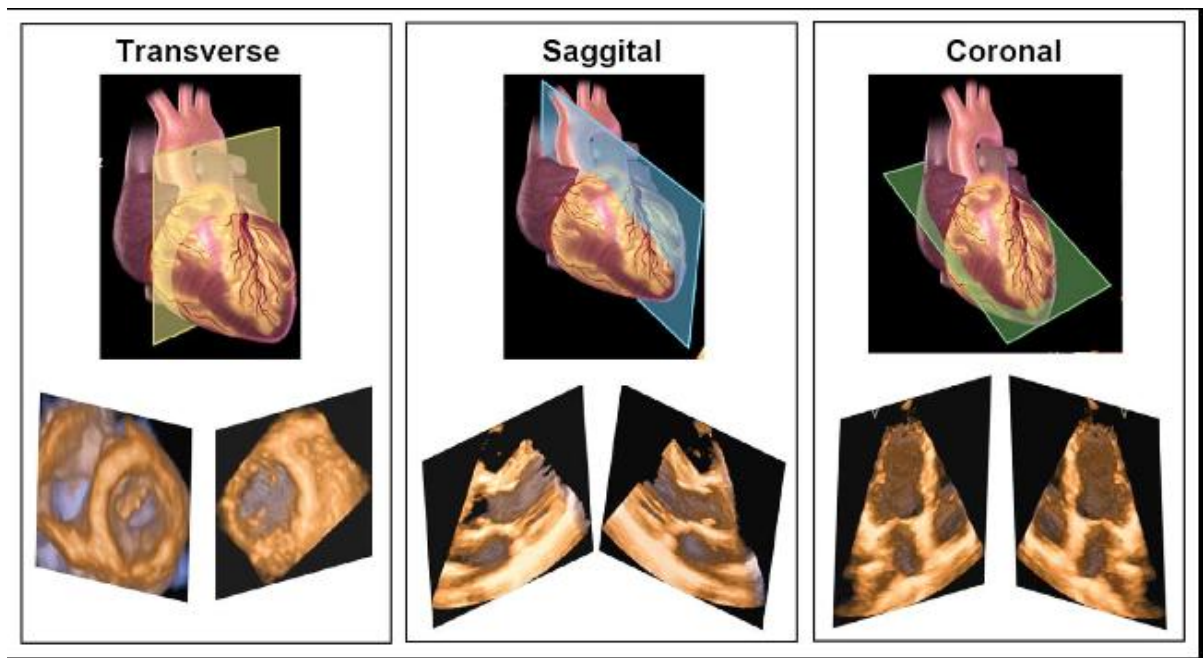


图 8. 切面是与地面平行方向切割心脏（作者注:当站立而言），将心脏分为上、下两部分（左上）；矢状面是沿垂直方向将心脏分为左、右两部分（上中）；冠状面是沿垂直方向将心脏分为前、后两部分（右上）。下图显示自上述各切面所获得的 3D 观。

8. 经食管3DE 检查方案

用矩阵探头行全面 3DE 检查，常始于实时三维成像和窄角成像。^[15]在有心电图及呼吸门的条件，应进行门控 3DE 成像检查包括 3D 彩色血流多普勒成像，以获取更高的空

间和时间分辨率的宽角图像。3D TEE 使用矩阵探头能采集成像平面的面积与深度两个方面的信息，因而其操纵要比常规的 2D TEE 检查较简单。3DE 独特的鸟瞰观切面、灵活的实时转动与切割功能，以及方便的脱机定量分析，可使临床诊断更精确，并能最终提高临床的决策水平。^{[14] [16] [17] [18] [19]}

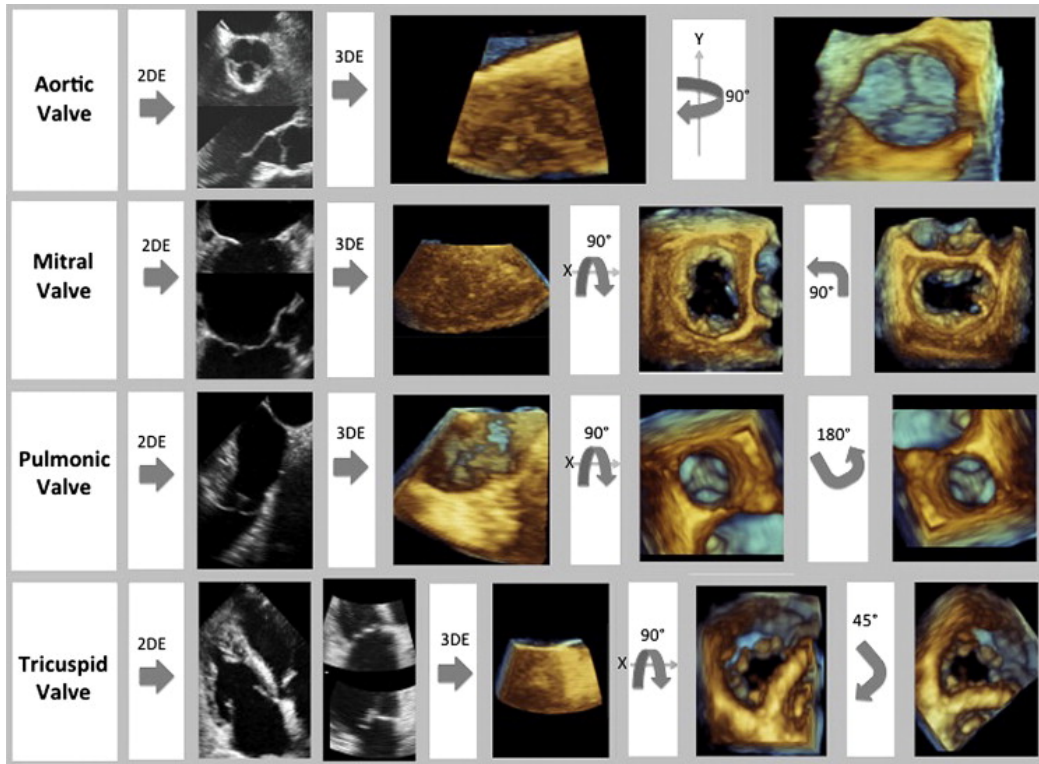
^{[20] [21] [22] [23] [24]} 3D TEE 检查，虽然推荐按系统的步骤进行全面的检查，但必须认识到，不是在所有的患者中都能获得所有的理想的图像，在病变复杂的患者中，还需添加一些非常规的图像采集以获取更详细的信息。通常，首先在食管中段先获取实时 3DE 图像，再获门控 3DE 图像，以分析左、右心室的整体功能，和识别瓣膜结构异常。[表 3](#) 描述了经食管超声心动图获取心脏结构三维图像的推荐切面。[表 4](#) 说明了如何从原始的 2D TEE 切面来显示心脏瓣膜的 3DE TEE 图像。对食管中段五腔心切面观所获的门控三维超声心动图数据集进行脱机分析可定量测算左室的整体与局部功能。

表3. 三维经食管超声心动图检查方案

三维经食管超声心动图检查方案

主动脉瓣	左心室/右心室	肺动脉瓣
带及不带彩色成像的60° 食管中段短轴切面观（局部放大或全容积模式采集）	左心室：选取包括全部左室的0° ~120° 食管中段切面观（全容积采集）	于食管上段用带及不带彩色成像方式获取90° 的切面观（局部放大模式采集）
带及不带彩色成像的120° 食管中段长轴切面观（局部放大或全容积采集）	右心室：适当倾斜，右心室置于图像中心，选取包括全部右室的0° ~120° 食管中段切面观，（全容积采集）	在食管中段用带及不带彩色成像方式获取120° 三腔心切面观（局部放大模式采集）
二尖瓣	房间隔	三尖瓣
带及不带彩色成像的食管中段切面观（局部放大模式采集）	由0° 起始旋转探头，显示房间隔（局部放大或全容积模式采集）	带及不带彩色成像方式于食管中段的在0° ~30° 间选取四腔心切面观（局部放大模式采集） 探头前屈，带及不带彩色成像方式在40° 处，经胃底切面观（局部放大模式采集）

表4. 心脏瓣膜的采集及显示



主动脉瓣（第一行）：先获取2DTEE 主动脉瓣的两个正交切面（食管中段60° 短轴和120° 长轴切面），将其置于采集框的中心。然后行实时3D 模式以优化增益设置,再行全容积数据采集。如果3D 容积图像采集是基于前述的2D 切面，则只需绕 y 轴顺时针旋转90° ，即可获得由升主动脉向左室流出道方向看的主动脉瓣立体观，此时右冠瓣应位于图像的6点钟方位。

二尖瓣（第二行）：先获取2DTEE 二尖瓣的两个正交切面（食管中段90° 的“二腔心”切面, 和120° 的长轴切面），将其置于采集框的中心。然后在这两个切面观上进行全容积数据采集。获取图像后，容积图像需绕 x 轴逆时针旋转90° 。从左心房面显示二尖瓣。最后逆时针旋转二尖瓣平面使主动脉瓣位于12点方位。

肺动脉瓣（第三行）：先获取2DTEE 在食管上段0° 切面上肺动脉瓣图像，将其置于采集框的中心。然后在此切面上进行全容积数据采集。获取后，将容积图像需绕 x 轴逆时针旋转90° ，可显示自肺动脉观看肺动脉瓣的鸟瞰观切面。最后，将图像平面旋转180° ，使前瓣位于12点方位可恰当地显示肺动脉瓣。

三尖瓣（底行）：先获取2DTEE 在食管上段0° 切面上肺动脉瓣图像，将其置于采集框的中心。然后在此切面上进行全容积数据采集。获取后，将容积图像需绕 x 轴逆时针旋转90° ，可显示自肺动脉观看肺动脉瓣的鸟瞰观切面。最后，将图像平面旋转180° ，使前瓣位于12点方位可恰当地显示肺动脉瓣。

9. 左心室的评价

在结构性心脏病的诊断、治疗及预后判断中，左心室的容量及功能评价的准确性和可重复性具有十分关键的作用。就此而言，3D 超声心动图最重要的贡献在于对左心室进行量化的评价。^[25] 繁琐的采集方法及缺乏操作者使用的简便软件分析界面，从根本上妨碍了3D 超声心动图的广泛应用。但矩阵探头的出现，同时半自动容积分析法的显著改进，使3D 超声心动图从一个复杂且耗时的研究工具，发展为临床日常工作中一项简单而快速的影像学技术。

a. 解剖结构与2DE评价的局限性

左心室3D 成像的目的是提供一种测量左心室容积和射血分数的方法，而其算法不依赖于几何模型假设。^[25] 最典型的应用是通过半自动量化定量软件进行边缘检测，显示二尖瓣环及左室心尖部。另外一些具有重要解剖特征的结构是左室肌小梁和乳头肌，计算左心室容积时须将这些结构包含在左心室腔内。左室肌小梁是些微小结构，3DE 成像常难以显示。左室声学造影是保证肌小梁包含于左心室腔内最好的方法。^{[26]、[27]、[28]、[29]}

评估室壁运动需要一个节段划分的参照图。17节段模型是将左室的基底部分与中间部分分别再划分为六个节段（下间隔、前间隔、前壁、前侧壁、下侧壁、下壁），心尖部再分为四个节段（间隔壁、前壁、侧壁、下壁），以及一个单独的心尖帽。^[30] 该节段划分法的基础是在左室长轴上，先将左室分成二尖瓣环部分、乳头肌部分与心尖部分。在左室横断面上，每节段的分区以60° 夹角的扇面组成，划分时以心室间隔中点为起始点，即右室前、后壁与室间隔的结合处，该点将室间隔分为前室间隔与后室间隔两部分。有一个问题的是局部左室容积的定义，目前大多数计算程序是将该节段的心内膜边界与左心腔中心线连线构成的空间定义为局部左室容积。在左室质量发生改变和心肌梗死左室重塑后，这一虚拟边界将发生改变，会导

致对一系列局部容积变化的低估。应用一种外部给定的参照标准可解决这些问题，但尚不清楚这能否容易实现。

3D 超声心动图可识别左室结构的改变，包括室间隔缺损和左室肿块如左室血栓或肿瘤。

这些病变的位置常参照相关解剖结构（二尖瓣环、左室流出道、心尖）或心肌节段来进行定位描述

尽管2D 超声心动图广泛用于评价左室功能并起决定性的作用，但在左心室成像中还有诸多严重的局限性，包括影像缩短、异常旋转与角度扭转等。由于2D 超声心动图需要几何假设模型，如果2D 图像质量欠佳，则容积测量可能不太准确。同样，合理解释负荷条件下左室局部节段运动改变需要对所有的血管支配区进行成像，并需在静息和负荷下显示同一节段的前后对比

关于其它情况下3D 超声心动图的使用，有两个基本方法。第一种方法是应用全容积数据集通过切割获取标准化2D 图像，经调整可使标准图像的切面处于心脏“过轴线”方位上；对评估室壁节段运动及通过边界追踪计算左室容积，这是一种有效的方法。在节段成像中，获取正交切面来观察任意节段的室壁运动异常，此法具有诸多优点。第二种方法是显示重建图像，显示结构的三维观，如此可用以评估左室肿块或血栓。

上述优点的获得是以接受3D 超声心动图的技术缺陷为代价。大多数3D 经胸探头的接触面较大，存在肋骨的阻挡与干扰，使得前壁和下壁成像困难。最近，已研制出新的较小探头面的3D 经胸探头来克服上述局限性。再者，3D 超声心动图图像线密度低，图像分辨率也低，但可应用左心室造影方法来部分克服。^[28] 第三，由于3D 超声心动图帧频低，较之2D 超声心动图，3D 维超声心动图时间分辨率亦低。可通过缩窄3D 扇角和多子集拼接来提高帧频，但可能出现拼接伪影，且在心律失常者与不能屏住呼吸患者难以应用。

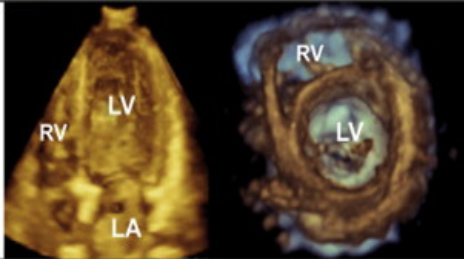
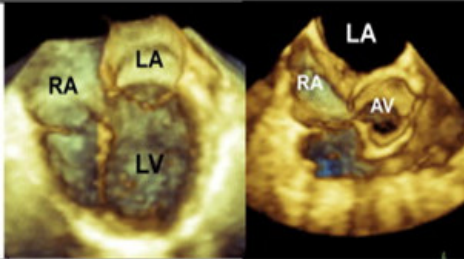
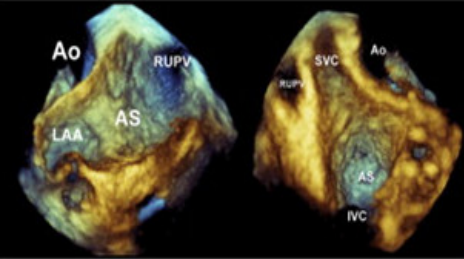
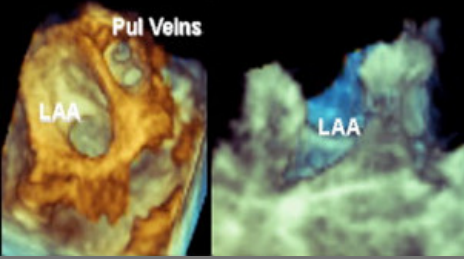
b. 数据采集和切割

数据采集 一幅全左心室的3DE 图像采集

时间通常只需< 10秒。尽管超声心动图所有标准采集声窗均可采集3D 图像，但全容积左室数据集最理想且常用采集部位是心尖位置（表2，表3，表5）。根据心脏的形状及其在胸腔内所处的位置，尽可能倾斜扫描平面使离开轴心位置，才能采集到全左心室的数据。为保证获取最佳的图像质量，探头频率及总体增益需作相应调整。最好的成像优化程序是先显示二维图像，再进行实时3D 成像----虽然此时左心室实时3D 成像的价值

有限（除了肿物包块或血栓之类的结构改变），但这一步骤对优化3D 成像的增益设置很有价值----往往高于2D 超声心动图成像的增益设置。分屏显示的正交切面可用于指导全容积数据集的获取，其本身可同时显示二幅或三幅平面图像。应在屏住呼吸时采集全容积图像，借以减少因呼吸所致的拼接伪影。上述方法在左室造影显像时通常有很有价值。[26]， [27]， [28]， [29]

表 5. 心脏结构的3DE 显示

<p>左心室</p>	
<p>从短轴切面观（右）或心尖四腔心切面观（左）显示左心室。LA=左心房，LV=左心室，RV=右心室</p>	
<p>右心室</p>	
<p>在四腔心切面观（左）或短轴切面观（右）显示右心室，左心房位于12点方位。 AV=主动脉瓣，LA=左心房，LV=左心室，RA=右心房</p>	
<p>房间隔</p>	
<p>当从左心房观测时（左），需对房间隔进行定位，使右上肺静脉位于1点方位。当从右心房观测显示时（右），上腔静脉应位于11点方位。 AS=房间隔，Ao=主动脉，LAA=左心耳，RUPV=右上肺静脉，SVC=上腔静脉</p>	
<p>左心耳</p>	
<p>左心耳从左心房面显示其鸟瞰观，肺静脉应位于上方（左）或纵向显示（右）。 LAA=左心耳，Pul Veins=肺静脉</p>	

c. 方位与显示

如何显示成像平面尚未取得共识。可能由于左室成像过程是“用3D 指导的2D”，“心

尖在下”的三维图像显示方位尚未被广泛应用。指南撰写组推荐将右侧的结构显示于左手侧、心尖朝上方（图9）。

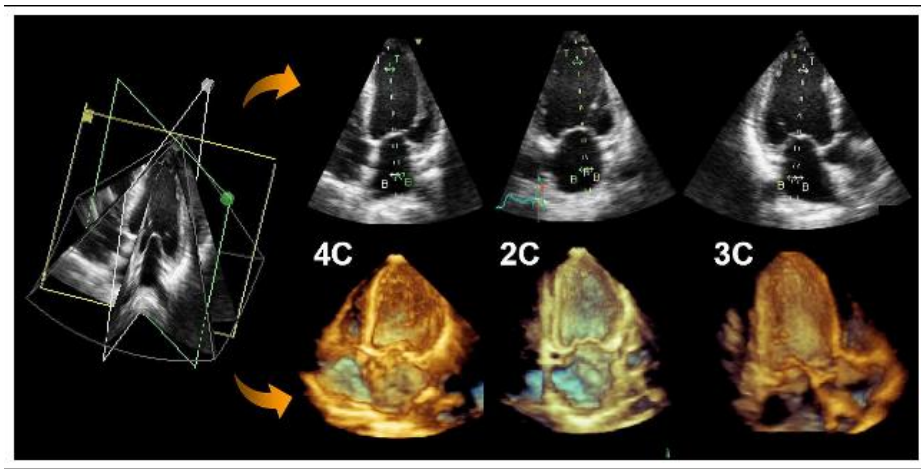


图 9. 三平面2DE 采集示例。该图是在经胸心尖声窗获取。三个平面成像之间的间隔设置为 60° ，能同时采集四腔心（4C）、二腔心（2C）及心尖长轴图像（上方）。三维全容积数据集能在心尖四腔心观、二腔心切面观及长轴切面观上显示心脏的三维图像（下方）。3C，三腔心。

d. 分析方法

容积成像的主要价值在于显示异常结构。左心室中的异常结构包括血栓、肿块及室间隔缺损等。但该方法对定量评价左心室功能的价值有限。

表面成像的主要价值在于评价心室整体与局部功能，包括使用由3D 成像引导下的2D 超声心动图对左室容积、射血分数及质量的测量。多数厂家可提供在机与脱机的左室定量分析提供在机和脱机分析的软件。通常的

分析过程是先几个常规2D 平面上，先定下几个解剖标志，如二尖瓣环和心尖，再将3DE 数据集划分为几个等角度2D 纵切平面。必要时可用手动校正心内膜边界^[31] 然后，半自动心内膜边界追踪软件可重建心腔容积，并通过容积-时间曲线显示心动周期左室容积的变化（图 10）。然后三维的左心室腔表面轮廓图像被重建出来，它不依靠几何假设模型，而通过直接计数容积像素计算左室的容积。

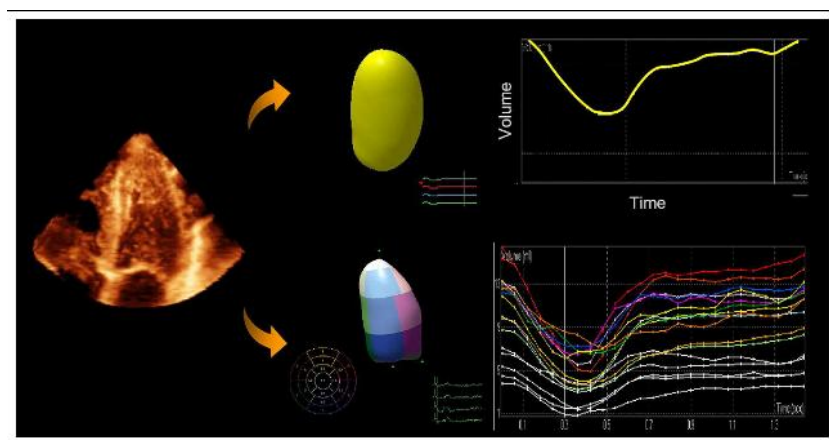


图 10. 从左心室经胸3DE 数据集中(左)，追踪左室心内膜(上中)，以获取心动周期内的左室容积(右上)。左室心内膜同样可被分为17节段(下中)，可确定每一节段于心动周期内获取最小容积所需的时间(右下)。

线框成像能在空间及时间上有效确定左室节段。3DE 数据集可用于评估左室的同步性、区域应变，曲率和室壁张力。然而，这些步骤的计算繁琐，尚未常规临床应用。局部功能分析报告及展示，要比左室的整

体功能与形态分析更为复杂。一种方法是建立能进行室壁运动评分的投影平面图；与其相似并更有动态变化过程的显示是通过于心内膜收缩前沿标测追踪成像（图11），借以显示收缩和舒张运动的空间分布状况。

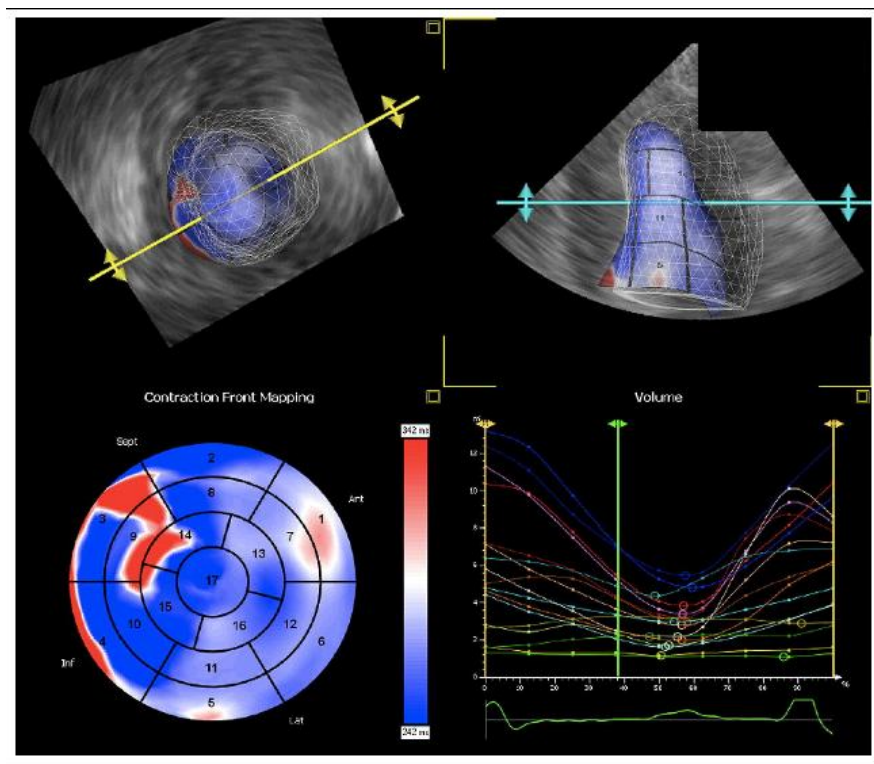


图 11. 从心尖(右上)或前方(右上)采集左室三维 TTE 数据集，用以观测左室心内膜的活动轨迹。舒张末期左室心内膜可显示为一个网格状壳，而收缩末期心内膜显示为一个实体壳。收缩前沿标测追踪17节段牛眼图，显示每节段到达左室最小容积时所需时间(左下)。此图以时间为 x 轴、容积为 y 轴，显示各节段达到最小容积的时间(右下)。 Ant, 前方; Inf, 下方; Lat, 侧面; Sept, 隔侧。

e. 临床验证与应用

左心室结构性异常（如血栓、室间隔缺损）
运用直观和3DE 彩色血流成像进行评价。

左心室整体功能测量 包括容积、射血分数、左室形态以及局部与整体应变。其中，左室容积和射血分数与临床应用最为关连。3DE 左室容积和功能测量较2DE 更为快捷、准确且重复性更好，其准确性与磁共振相当，但在图像质量与操作者经验欠缺时，测值的变异可较大。^[32] 对左室功能异常的患者，其左心室腔形态的三维显示可获取更多的

定量信息，借以评价左心室功能（如三维球形指数）。^[33] 2D 左心室总体应变测量是一个很有希望的评价心室整体功能的指标；能否应用于3D 成像来准确地测量整体应变，目前尚无定论。

3D 超声心动图测量左心室容积，尽管与磁共振有高度相关性，但多项使用手动和半自动轮廓追踪法的研究都显示3D 超声心动图的测值明显低估。^{[28], [31], [34], [35], [36], [37], [38], [39], [40], [41], [42], [43], [44], [45], [46], [47], [48], [49]} 造成低估的可能原因颇多，

但3D 超声心动图系统性低估左室容积，主要是因为它不能像磁共振成像那样准确地分辨心肌和肌小梁。^[32] 为了减小这种不同技术间的差异，3D 超声心动图测量时的心内膜追踪，应将肌小梁划到左室腔内。此外，单心动周期的采集，由于时间分辨率低，难以采集到真正的心脏收缩末期，而导致收缩末期容积和射血分数的测量误差。

关于3D 超声心动图左室容积和功能测量的重复性，已有多项研究对其进行了评估。^{31, 35, 50, 51} 此类研究大部分是大型研究项目中的一部分，在这些研究中，多组患者的测量结果由第一观察者和第二个观测者分别两次检测完成。研究显示，3DE 测量结果的变异性较2D 超声心动图小。重复性在图像质量好的患者中最好。^[52] 观测者间的差异不太可能是由于技术本身的原因。虽然曾有用不同的半自动心内膜轮廓追踪算法和基础设置，得到统计学上有显著意义的测量差异，但这些差异似乎没有临床意义。按性别和体格大小校正的左室舒张末期和收缩末期正常值仍未建立，因此本文亦未提供这类资料。

左心室质量 为了计算左心室质量，使用者还需要界定心外膜。尽管与磁共振相对照，3D 左室质量的测值略有高估，但在大多数患者中，3D 超声心动图测量的准确性与磁共振相当。^{[35], [42], [53], [54], [55], [56], [57]} 然而在“一致性”的范围区限上较大，这反映了一些问题。首先，心内膜轮廓追踪应用最内层还是最外层，就可解释测值的不同，因为左室质量测量时，如将肌小梁计入左室壁则使左室质量测值升高。其次，左室质量测值依赖于对心外膜轮廓的准确识别与追踪，这较之心内膜追踪更具挑战性。Takeuchi⁵⁸ 和 Pouleur⁴⁸ 等应用过一种半自动测量心内膜表面的软件，通过向心内膜表面另加8.8mm 室壁厚度来计算左室质量。第三，磁共振与3D 超声心动图的分析方法显然不同，前者是基于短轴，而后者是基于长轴。

左心室非同步运动评价 左心室非同步运动的分析，需标出各左室节段容积与心动周

期中时间变化曲线图。容积-时间变化图可测量心室各节段之间到达最小体积的时间差异。心肌同步收缩时，心室各节段局部容积应收缩期同时达最小体积（即最大收缩）。左心室非同步运动时，由于收缩期病变节段达到最小体积时间滞后，故局部节段达最小体积的时间存在差异（图10，图11）。收缩非同步指数（SDI）是以局部射血时间（心肌局部达最小容积时间）的标准偏差来计算的。参数成像图是用不同色彩在“牛眼”图上标示各节段运动的时间差异，这是一种识别和定位非同步运动心肌区域的实用工具。有关3D 超声心动图评价非同步运动的研究集中在三个主要领域：（1）在正常人群和不同患者群中 SDI 的参考价值与重复性；（2）3D 超声心动图 SDI 与常规传统方法（如组织多普勒）SDI 测量的比较；（3）利用3D 超声心动图推导的左室 SDI 预测心脏再同步治疗（CRT）的疗效。

多普勒组织成像具有高的时间分辨率，但只能提供心肌中段及基底段的纵向收缩运动信息，且测值的重复性常较差。^[59] 相比之下，3D 超声心动图则可同时评估所有左室节段运动。在48小时^[60]、6个月^{[61], [62]}、及1年随访中，三维超声心动图所推导的左室 SDI 可高度预测 CRT 疗效。^[63] 左室收缩末期容积减少 $\geq 15\%$ 是判断 CRT 疗效的标准，^{60, 62, 63} 此易于使用3D 超声心动图测得。

最后，3DE 对 CRT 治疗中左室电极的最佳定位的重要性进行了研究，即将起搏电极置于最大机械收缩延迟处或置于离该处的远离部位，比较两组患者的 CRT 疗效。结果显示，在由3D 超声心动图引导下选择放置左室电极起搏位置的患者中，左室功能、心肌重构逆转、及峰值氧耗量都有明显改善，而起搏位置离最优位置越远，上述参数的改善越差。但在目前，由于这些数据来源于小样本、单中心、非随机化的研究，用3D 超声心动图参数来选择 CRT 治疗患者，尚有待于更多的研究数据。

f. 未来前景

大量证据提示在图像质量良好的情况下，和

二维超声心动图相比较，3D 超声心动图对左室容积和功能的测量与心脏磁共振测量结果，比二维超声心动图，具有更好的一致性和重复性，可成为左室容积和射血分数的日常临床评价方式之一。^[65] 此外，通过预测心脏对 CRT 疗效的反应，3D 超声心动图左室非同步性评价可能对选择 CRT 患者起重要作用，它已被证明在优化左室电极放置部位方面十分有用。^[66] 其它方面的进展如三维应变测量^[67]和左室形态分析，^[33]，在未来的临床应用中将显示出巨大的潜力。未来硬件发展将有助于单心动周期中采集高时相和空间分辨率的宽角金字塔型数据。为继续促进3D 超声心动图成像的临床应用，还需要加强自动定量分析软件的开发，使之能进行快速在机测量，而且要准确，重复性好。

目前，推荐应用3D TTE 和 TEE 来评估左室容积与射血分数，因为业已清楚表明3D 较2D 超声心动图测量结果准确性更好，重复性更高。

10. 右心室评价

a. 解剖结构和2DE 评价局限性

右心室由三个解剖与功能单元构成，(1)三尖瓣 (TV) 环到漏斗部近端，(2) 右室腔主体到心尖，(3) 右室流出道到肺动脉瓣。

因而，右室腔被分为三个部分：流入道、心尖小梁部和流出道。右室的心肌是从心房心室交界处延续至心室大动脉连接处。右室心肌高度小梁化，有数条肌束，包括室间隔侧壁小梁（壁束）和调节索。从功能角度来看，由于右室心肌纤维的走向，对右室整体功能的评价颇有困难，因为右室的两个主要组成部分的收缩运动相互垂直：右室近端（右室流入道）为纵向收缩，而右室远端（右室流出道）为环形收缩。

由于右室形态及功能的特殊性，2D 超声心动图评估右心室存在局限性，而3D 超声心动图门控宽角成像能容易地克服这些局限性，可以全面评价右室几何形态、容积、及射血分数（图12，图13），显示全部右心室表面，包括流入道、心尖部、流出道。^[68]，^[69]

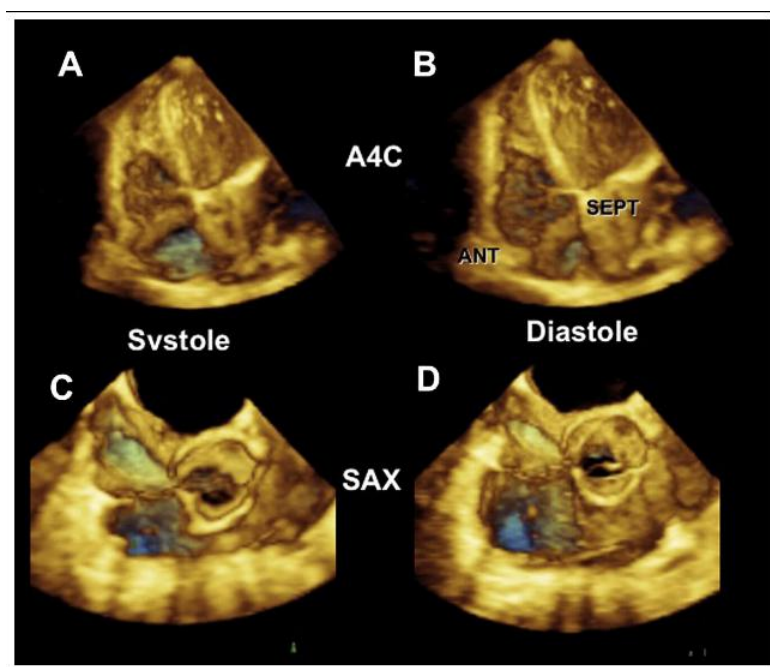


图 12. 心尖四腔心(A4C)声窗获取收缩期 (A) 及舒张期(B) 右室三维 TTE 图像。由短轴切面观(SAX)获取右室流出道收缩期(C)及舒张期(D)的三维 TTE 图像，主动脉瓣位于中间、三尖瓣位于左侧、肺动脉瓣位于右侧。ANT, 前方; SEPT, 隔侧。

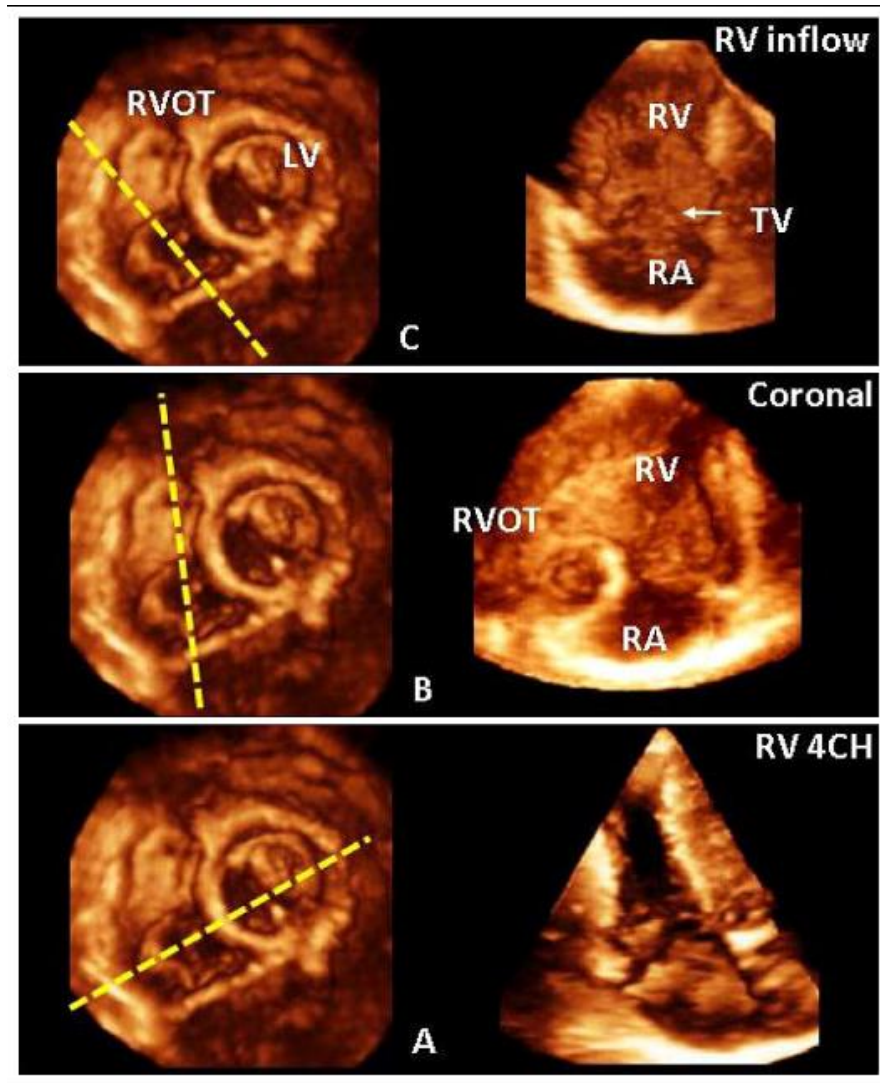


图 13. 从经胸全容积3DE 全心数据集，运用切割平面可获取右心室(RV)的如下几个切面观：右室流入道矢状面（左上及右上）、冠状面（左中及右中），及四腔心(4CH)切面观（左下及右下）。 LV，左心室；RA，右心房；RVOT，右室流出道。

b. 数据采集

评价右心室，有几种方法和分析软件。在心尖四腔心切面方位上，适当调整方向，可获取包含全部右心室的全容积三维数据集（表2，表3）。三维超声心动图所获取的数据集，通常以数字化形式储存，而后再进行脱机后期处理分析。不久，将有一种联机专用右心室分析软件问世，可进一步帮助临床实践中测量右室功能。当前的右室分析软件，是通过右心室全容积3DE 数据集进行平面切割，显示右室矢状面、四腔心、和冠状面的

2D 切面。

c. 方位与显示

三尖瓣和右心室的解剖结构与病理改变在容积三维成像中可得到最佳的显示（表5）。采用半自动边界追踪软件分析容积时，可用线框三维成像或表面三维成像来显示右心室。有研究运用线框三维成像方法，定量分析三尖瓣环扩大和瓣叶被牵引呈幕状的形态改变。^[70] 将3DE 数据集进行切割，可显示右室流入道和流出道。三尖瓣可分别从右心房或右心室面来显示。如图14所示，三

尖瓣的右心房面观宜按外科医生术中所见的方位来定。无论从右房面还是右室面观察，三维图像上三尖瓣隔瓣均应位于6点方位。可运用多切面成像来显现右心房和右心室。以左室长轴为参照轴进行切割，可获得右心室心尖段、中段和基底的横轴切面。[图13](#)显示了右心室横轴切面上的三尖瓣和位于图像左侧的右室流出道。如作纵向切割，

则可得典型的四腔心切面观、和显示右心室的冠状面切面观与右室流入道切面。这些切割平面的位置可在其横轴切面上显示。右心室的四腔心切面观可显示右室游离壁和室间隔。冠状切面观可显示右心房、三尖瓣(隔叶和后叶)、右室流入道和流出道以及肺动脉瓣。右室流入道切面观可显示右心房、三尖瓣前叶和后叶及室间隔。

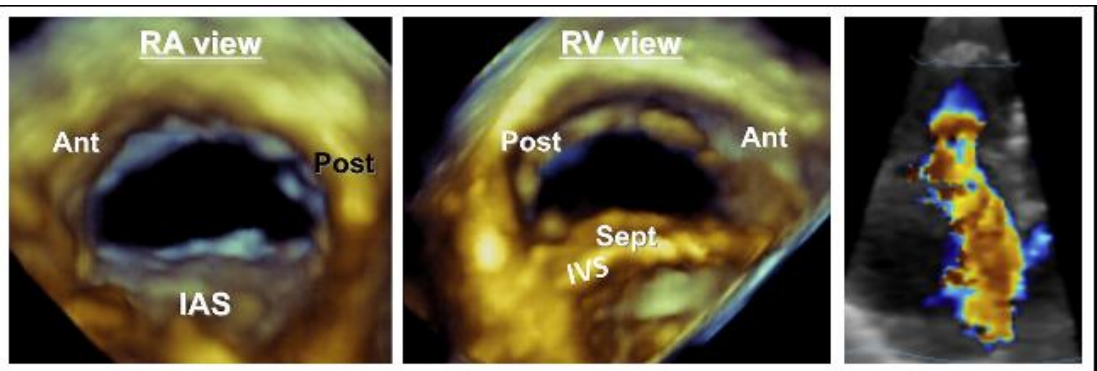


图 14. 三尖瓣三维 TEE 成像时，无论是从右心房（左）还是右心室（中）观测方位来显示，三维图像上房间隔均位于下方。三维超声心动图彩色多普勒成像显示三尖瓣返流的血流汇聚区（右）。

Ant, 前方; IAS, 房间隔; IVS, 室间隔; Post, 后方; Sept, 隔侧。

d. 分析方法

目前用于定量分析右心室几何结构和功能的方法包括圆盘法、旋转法，以及最近推出

的容积半自动边界追踪法。其中两种方法目前已在市场出售，如[图15](#)所示。

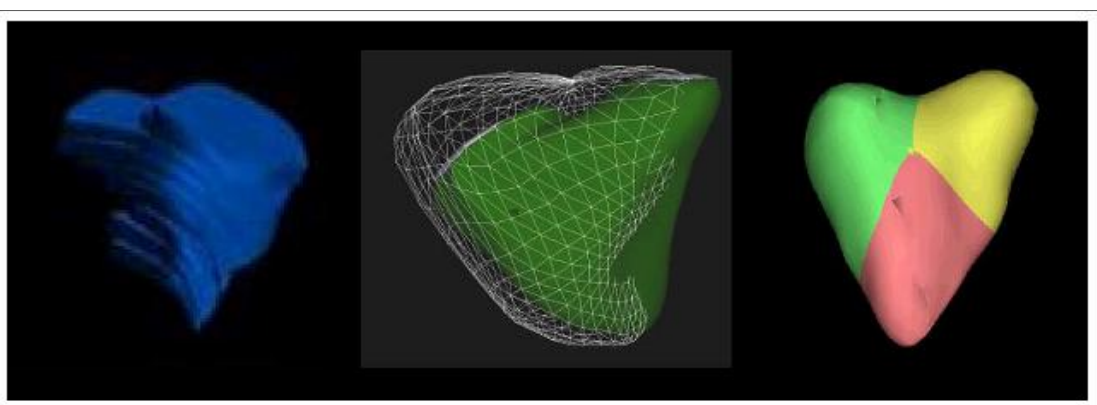


图 15. 运用圆盘法可从3D 超声心动图数据集中测量右心室容积(左)。其它还有心内膜动态示踪法，舒张末期显示为网格状三维图像，收缩末期显示实体壳状三维图像(中)，右心室内膜薄壳状三维图像可用于局部功能分析(右)。

圆盘法和其他方法 右心室脱机3DE 重建的分析方法有多种。在确定右室舒张末期和收缩末期帧图像并自动显示后，操作者在横

轴切割平面上，描绘心内膜边界的轮廓。这些描记了的心内膜轮廓以固定的高度（通常为10mm）形成圆盘，这些圆盘在相应的右

室正交切面上, 具有不同的长度和宽度。对这些以10mm 为间隔的圆盘的面积计算圆盘的容积, 并进行相加(即圆盘叠加法)可计算出右室腔容积。圆盘需从基底到心尖整个覆盖右心室全部, 其数量依右室的大小而定, 一般为7~8个。

最新的一种软件可从3D 超声心动图切割的矢状面(显示三尖瓣的最佳切面观)、四腔心(以显示心尖)及冠状面(显示右室流出道)上, 追踪右室收缩末期和舒张末期的心内膜边界, 计算右室容积。操作者常需要手动调整每一帧图像的心内膜轮廓描记线, 以重建右室腔三维形态并进行定量分析。一般将肌小梁包括在心内膜边界内, 而心尖部的调节束则不包括在内。通过累加容积数据集中每一剖切片的容积总和, 计算右室容积。每个容积数据集可被输入到应用程序中, 显示为三个正交切面, 并可在任一切面上进行旋转、成角与剖切。这种手动校正的半自动边界追踪算法分析软件, 在以磁共振作为金标准的体外模型与体内检查中, 其结果的准确性已被证实。^[71]

容积显示 在获得右室的表面三维图像后, 可测量并自动显示右室舒张末期及收缩末期容积以及右室射血分数。也可对右室的三个部分(流入道、心尖部及流出道)进行节段分析。可获取右室整体与局部功能曲线并进行定量分析。

e. 临床验证及应用

对多种心脏病变, 如瓣膜病、先天性心脏病、肺动脉高压及心功能衰竭等, 右室容积与功能的数据测定对疾病的诊断与预后判断有重要价值。三维超声心动图可对正常人与患者的右心室容积及功能进行定量分析,^[72] 从而判断患者右心室扩张和功能障碍的严重程度。^[73] 临床研究表明, 3DE 测量的右心室容积及射血分数, 与心脏磁共振之间有良好的相关性, 但是3DE 的右室容积测值略有低估。^{[71], [74], [75], [76]} 3DE 研究还显示了男性右室容积(129 ± 25 ml) 和女性(102 ± 33 ml)不同, 但经体重(而非体表面积和高

度)校正后, 可消除右室容积在性别上的差异。^{[76], [77], [78]} 3D 经胸超声心动图的应用价值, 已在肺动脉瓣关闭不全、继发孔房间隔缺损、Fallot 四联症矫正术、Ebstein's 畸形(三尖瓣下移畸形)及右室心肌病患者中, 得到证实^{[79], [80], [81]} 3D 经胸超声心动图在儿童患者中引导右室心内膜活检的可行性及实用性也被证实。^[82]

心血管外科对右室功能的评估极大关注, 因为在瓣膜病、先天性心脏病、冠心病搭桥, 及心脏移植术术后, 右心功能衰竭是病残率及病死率的最常见原因之一。所以要突出强调术前准确评估右室的重要性, 以提高危险分层, 并加强术后早期精确地随访评估右室以予优化治疗措施。在这方面, 2DE 与多普勒评价参数(三尖瓣环平面收缩期位移、瓣环组织多普勒成像)有诸多局限性, 尤其是在术后随访阶段。应用3D 超声心动图右室容积和射血分数评估能克服2DE 的许多局限性。^[83]

目前, 3DE 评价右室容积和射血分数显示出了大好前景。然而, 其常规临床应用仍受限于需有优质经胸图像数据集以便利用软件进行准确分析。

11. 二尖瓣装置

a. 解剖结构和2DE 评价局限性

二尖瓣装置由二尖瓣环、二尖瓣叶、和瓣下结构组成。二尖瓣环呈双曲抛物面形状(即马鞍状), 二尖瓣叶呈多个扇贝和凹槽的形态, 并由一对前外与后内的瓣叶交界, 瓣膜下装置系由排列多变的腱索, 及其所附着的两组乳头肌和左室壁组成。二尖瓣装置的功能是由这些解剖结构间错综复杂的功能协调来完成的, 每一结构都有其独特的功能。三维超声心动图成像方式是评价二尖瓣装置中每一组成部分的解剖与功能的理想工具。^[84]

二尖瓣叶 二尖瓣前叶的瓣叶具有较大的径向表面, 其附着缘约占瓣环周径的1/3。

后叶呈四边形，环周附着缘较长（占瓣环2/3）。两个瓣叶均分为三个独立的扇贝状叶片：前叶为 A1, A2及 A3；后叶为 P1, P2及 P3（分别从左至右排列，图16）。瓣叶分区对精确定位瓣叶脱垂部位与二尖瓣的解剖病变有特殊的作用。瓣叶的对合线呈一朝上

的凹度曲线，在瓣叶关闭时可观察其是否存在缝隙。二尖瓣前叶与主动脉瓣的左冠瓣和无冠瓣相延续（主动脉瓣-二尖瓣帘^[85]），这可在倾斜的房室平面上，从左室侧观察到（图16）。

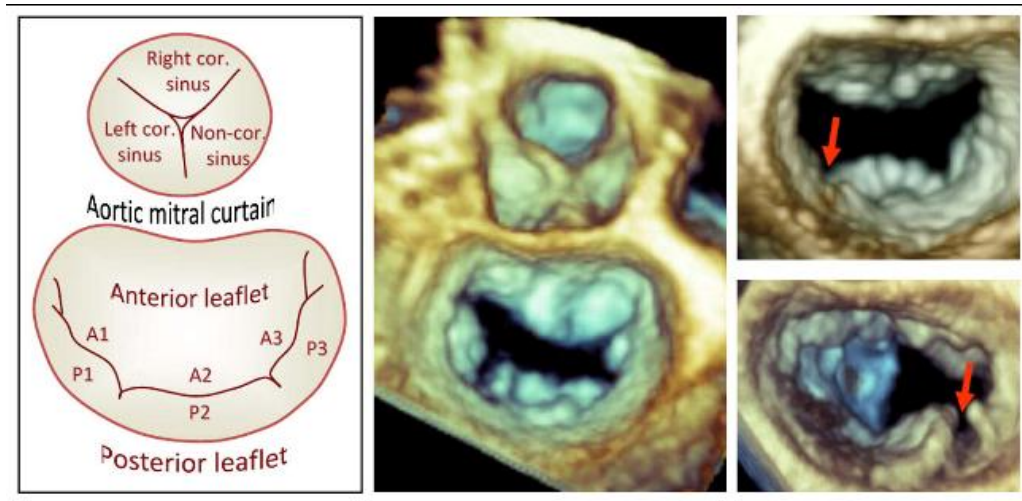


图 16. 示意图（左）及3D TEE 图像（中）显示正常主动脉瓣及二尖瓣的解剖结构。3D TEE 图像上由左心房侧显示的二尖瓣（1）二尖瓣后瓣凹槽部分（右上），定意为瓣叶的不连续但未延伸至瓣环，（2）二尖瓣后瓣裂缺（右下），定意为瓣叶不连续已延伸至瓣环 Cor., 冠状动脉。

采集三维 TTE 数据集时，为显示二尖瓣的形态，可在胸骨旁或在心尖位置取图。局部放大三维成像（具有高时相与空间分辨率）最适合于详细显示二尖瓣叶的解剖结构和运动。当需要评估全部二尖瓣装置时，应进行全容积三维成像。（I think it was a typo; not LV but LA, so just translate like this）3D 超声心动图既可在左室侧，也可在左房侧显示二尖瓣叶的鸟瞰观，这较2D 超声心动图

优越左房侧二尖瓣叶鸟瞰观又称为“手术视野观”，因为它类似于手术医生站在患者右侧，打开左心房后观察到的二尖瓣图像。图16是3D TEE 全容积成像显示正常二尖瓣的“手术视野”观。除了显示二尖瓣瓣叶(中)和左心房耳(左)，这种经典的显示方式能观察到二尖瓣与三尖瓣环(右)与主动脉瓣(图像顶端近1点钟方位)的空间位置关系(图16, 图17, 图18, 表4, 表6)。

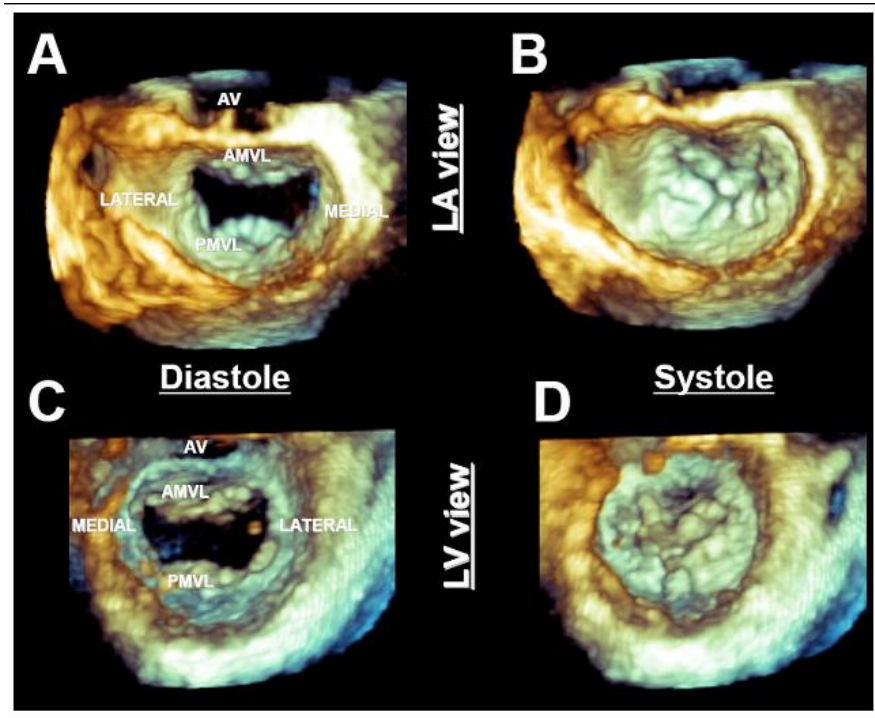


图 17. 实例：3D TEE 局部放大三维成像显示由左心房侧(LA) (A,B)、左心室侧(LV) (C,D)观察舒张期(A,C)、收缩期(B,D)的二尖瓣的形态。无论在何种切面观上，均需调整二尖瓣图像，使主动脉瓣(AV) 位于12点方位。AMVL，二尖瓣前瓣；PMVL，二尖瓣后瓣。

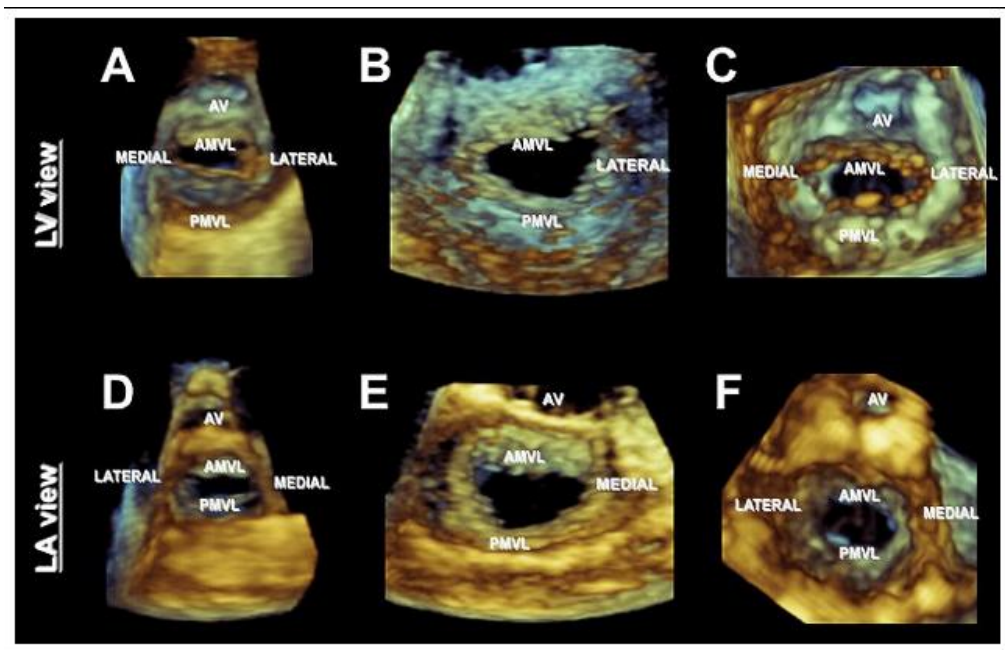
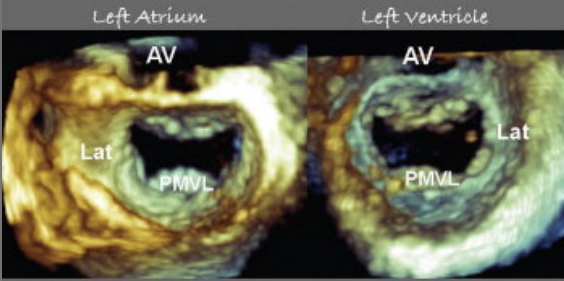
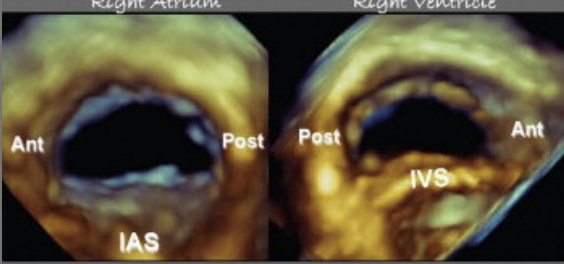
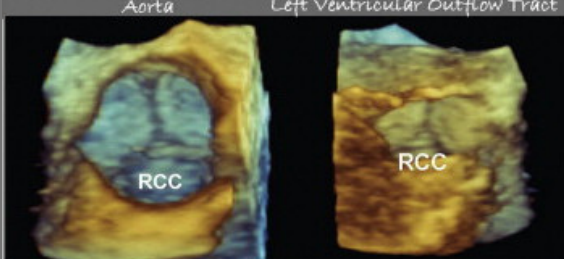
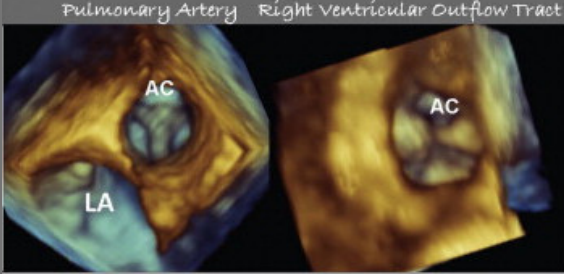


图 18. 实例：3D TTE 局部放大三维成像，从左心室侧(A-C)及左心房侧(LA) (D-F)观察二尖瓣。注意无论在何切面观上，均需调整二尖瓣图像，使主动脉瓣(AV) 位于12点方位。AMVL，二尖瓣前瓣；PMVL，二尖瓣后瓣。

表 6. 心脏各瓣膜的三维超声心动图显示

<p>二尖瓣</p> <p>无论是从左心房侧还是从左心室侧显示二尖瓣，均须将主动脉瓣置于二尖瓣上方。 AV=主动脉瓣，Lat=左室侧壁，PMVL=二尖瓣后瓣</p>	
<p>三尖瓣</p> <p>无论是从右心房侧或右心室侧显示三尖瓣，均须将房间隔或室间隔置于瓣膜的下方6点的方位处。 Ant=前方，Post=后方，IAS=房间隔，IVS=室间隔</p>	
<p>主动脉瓣</p> <p>无论是从主动脉侧或左室流出道侧显示主动脉瓣，均须将右冠状瓣置于下方6点的方位处。 RCC=右冠状瓣</p>	
<p>肺动脉瓣</p> <p>无论是从肺动脉侧还是从右室流出道侧显示肺动脉瓣，均须将前瓣置于12点的方位处。 AC=前瓣，LA=左心房</p>	

总之，胸骨旁声窗是显示二尖瓣后叶的最佳位置，而胸骨旁或心尖位声窗，均能很好地显示二尖瓣前叶。^[86]推荐应用心尖声窗采集三维图像显示二尖瓣前叶心室面观，但当观察脱垂部位时，无论是从胸骨旁还是从心尖位声窗观察，最好是选取左心房面的二尖瓣手术视野观来显示。^[86]除了显示二尖瓣的鸟瞰观外，3D 超声心动图能从心尖或胸骨旁

采集的三维数据集中，随意切割，以显示二尖瓣瓣叶的常规或非常规的切面。在精确定位二尖瓣的异常节段的部位时，可能需要这种切割显示。此外，从3D 超声心动图所获取的数据分析，已明确诊断二尖瓣脱垂，不应以2DE 心尖四腔心切面上的瓣膜形态作为依据。

瓣下装置 二尖瓣瓣下装置功能的完整性可在左室长轴切割平面上进行评价。左室侧二尖瓣鸟瞰观可评价各级腱索与二尖瓣叶顶端（初级腱索）、体部（次级腱索）、及基底（三级腱索）的连接关系。而从左心房切面观和/或选择性长轴切面上，可很好地观察到腱索断裂所致的瓣叶连枷运动或瓣叶脱垂。

二尖瓣环 二维超声心动图不能显示二尖瓣环的整体形态，依据不同的二维切面在头脑里重构二尖瓣环的立体形态，不能获取象三维容积成像那样的信息。从包含整体二尖瓣环周长的三维数据集所获得的二尖瓣的手术视野观上，能很好地观察到二尖瓣环的椭圆形态。而且，脱机重建能很好地评价二尖瓣的马鞍状形态，可以在三维空间中显示出二尖瓣的马鞍状轮廓，前面和后面为高点、外侧和内侧为低点。已开发出的商业软件能精确量化二尖瓣瓣环的大小、形态及其非平面程度。这可以使我们更好地理解二尖瓣装置结构，而且有助于外科医生评估二尖瓣修复的可行性，为瓣环成形术中瓣环的设计提供有价值的信息。

左心室 正常的瓣膜功能有赖于收缩期左心室和二尖瓣环的正常运动与收缩。左室几何结构的任何变形均可致乳头肌移位，并改变腱索和瓣叶的轴向关系，从而导致瓣叶对合不良。三维经胸超声心动图不仅可定性评估左室大小、几何形态及局部功能，而且通过几个三维参数和直观显示模式，可对左心室进行全面的定量分析。同时，二尖瓣动态三维成像可以识别正常瓣叶运动，以及由于局部室壁运动异常或左室球形扩大（缺血或功能性二尖瓣返流）所致的瓣叶牵制。三维经食管超声心动图既可通过独特的切面观和增加额外的信息来弥补3D 经胸超声心动图不足，^[87]也可在经胸不能获取理想图像时（如声窗不适合经胸3D 超声心动图检查或需进行术中监测）取而代之。3D 经食管超声心动图较3D 经胸超声心动图具有更高的空间分辨率，提高了对二尖瓣解剖结构的显示。因此，对二尖瓣与人工二尖瓣病变

的评价，是3D TEE 检查的首选适应征。^[24] 2D TEE 对二尖瓣装置的全面检查，需频繁调整探头，包括将探头插入食管的三个不同深度获取6个独立的成像窗口；在180° 范围内进行多平面旋转；以及无数次的探头旋转和屈伸。与此相反，3DE 成像用矩阵探头获取的成像既包含了面积也包含了深度（容积成像）。因此，3D 经食管超声心动图只需对探头稍加调整，是一个更高效的检查过程。

b. 数据采集

多平面同步显像模式 此模式能在两个平面上同步实时显示二尖瓣。第一个成像平面是基准平面，通常为食管中段的四腔心或五腔心显示二尖瓣装置的二维成像，而第二个成像平面或“侧面成像”则是基准平面在30° 到150° 中旋转所获得的成像平面。在俯仰切面上同样可获得多平面成像，但对食管中段二尖瓣装置 TEE 而言，其用处不大。彩色血流多普勒成像可叠加在二维图像上。

实时三维模式：窄角成像 矩阵探头实时3D 成像能实时显示30° ×60° 的金字塔容积，但在一个成像平面上通常不能观察完整的二尖瓣装置。但它的空间和时间分辨率高，有助于对复杂病变的准确诊断。

聚焦宽角成像——“局部放大” 局部放大三维成像模式能从瓣环到乳头肌顶端，显示二尖瓣装置的聚焦、宽角三维图像。须注意的是，过分的放大将使时间分辨率降低的不利影响更为明显。尽管该模式可实时观察二尖瓣装置的整体结构，旋转并切割图像，但局部放大是以牺牲实时3D 超声心动图的时间与空间分辨率为代价的。

全容积成像：门控采集 全容积成像模式可以采集到最大的扇角切面，是理想的二尖瓣装置全部结构成像模式。该模式同样有理想的空间分辨率，可对复杂病理进行详细显示。同时因有高时间分辨率（>30 Hz），故适于判断异常二尖瓣叶运动的形成机制。与

实时3D 及局部放大三维成像类似，门控全容积成像也可通过旋转，在左房侧或左室侧显示二尖瓣装置独特的鸟瞰观。此外，全容积数据集可予切割或多平面横切移去不需要组织，借以分析容积内二尖瓣装置的部件，或通过脱机软件显示 x, y 轴切面及其正交平面。此模式也可进行彩色血流多普勒三维成像，以提高对二尖瓣返流束的评估。

c. 全面检查

双平面显像 3DE 超声心动图全面检查二尖瓣装置，是从2D 多平面成像开始，通过操纵侧向平面，进行二维灰阶显像或彩色血流多普勒成像，以确定二尖瓣功能障碍的发病机制与病因。因此，3D TEE 双平面成像模式在一个既定的食管深度，可对二尖瓣装置进行全面的2D 多平面检查。

实时三维成像 实时三维成像的扇角切面常难以显示二尖瓣装置的整体结构。尽管如此，实时3D 金字塔容积在减少深度及适当聚焦的情况下，能以很高的时间和空间分辨率来显示二尖瓣，以便对二尖瓣装置进行初步的快速三维成像评价。实时三维成像模式可从左房侧或左室侧显示二尖瓣装置的鸟瞰观。在食管中段五腔心切面观方位上，可获得整体左室（增加深度和聚焦）的实时3DE 图像，以观察二尖瓣装置与左室壁的延续以及与(there was a typo in the article)窦的关系。

最后，需从经胃二腔心观获取二尖瓣装置的实时3D 图像，来更清晰显示乳头肌及腱索，

因与食管中段相比，经胃二腔心图像上的声束方向与乳头肌及腱索更为垂直。

聚焦的宽角局部放大成像与全容积成像

食管中段五腔心切面观方位上，局部放大三维成像可显示从瓣环至乳头肌的二尖瓣装置，但其时间与空间分辨率稍有减低。如心电图门控和采集时间许可，应选用全容积数据采集，因它具有最高的线密度和最多的门控组件，从而可获取最佳的空间与时间分辨率。

彩色血流多普勒全容积成像

对于二尖瓣返流和/或二尖瓣狭窄患者，彩色血流多普勒应与全容积成像同时采集。同宽角局部放大三维成像一样，3D 彩色血流多普勒数据采集时，需先在正交平面上确定关注的区域。此区域的大小应局限于二尖瓣装置及彩色血流多普勒射流束部位，以求得较高的帧率。必须指出，虽然较高的线密度，图像质量可能较好，但较低的线密度，可获得更大的扇形切面。最后必须强调，只要心电图门控与采集时间许可，应尝试最多数量的门控亚容积组件（7~14）。一旦获取彩色血流多普勒的全容积图像，金字塔容积图像应首先在食管中段五腔心观方位上观察，然后旋转图像，从左房和左室来观察二尖瓣装置，以确定射流束的起源位置（图19）。对二尖瓣狭窄和二尖瓣返流患者，应进一步对图像进行切割和调节黑白抑制阈值，以确定有效的二尖瓣狭窄瓣口和返流的面积。

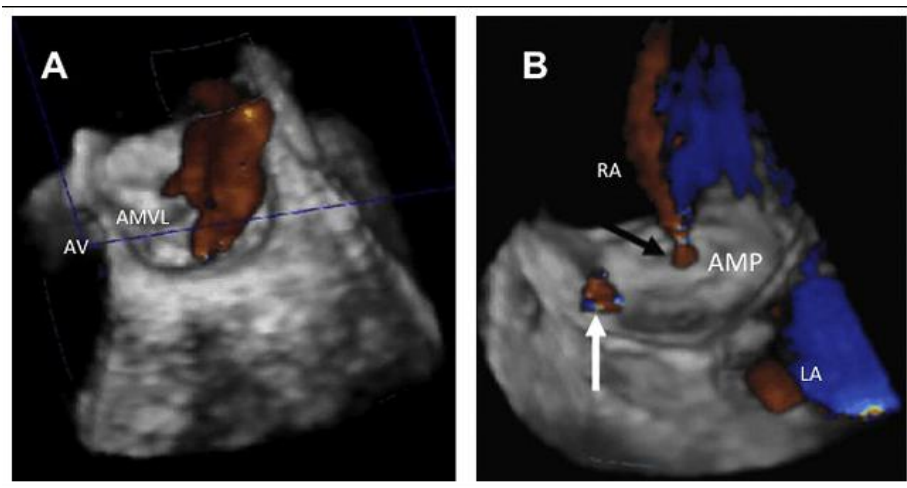


图 19. 二尖瓣返流的三维 TEE 彩色多普勒成像（左）。右心房观显示已释放封堵伞的三维 TEE 彩色多普勒成像（右）。从封堵伞中心的流向右心房的穿隔血流束（黑色箭头）是正常的。显示有残余漏（白色箭头）。AMP, 封堵伞; AMVL, 二尖瓣前瓣; AV, 主动脉瓣; LA, 左心房; RA, 右心房。

d. 临床验证与应用

3D 超声心动图评价二尖瓣装置的应用主要在以下几个方面：（1）确定病变的范围性质与及位置；（2）判定瓣膜功能异常的机制与严重程度；（3）在需要时，可将超声心动图检查的结果与心脏介入医生或心外科医生进行交流。应用上述的3DE 成像方式，有可能用于确定病变的程度，如显示粘液样变性所致的前、后瓣叶弥漫性增厚并伴多部位瓣叶脱垂，或显示由局部弹性纤维组织缺乏所致

的单瓣叶脱垂或连枷瓣叶（图20）。这些影像资料对确定手术方式有着重大意义。可能更为重要的是，3D 超声心动图可在术中检测复杂的二尖瓣病变的位置和程度，特别是当存在瓣叶交界病变或二尖瓣裂缺时。（图16）。^{[88], [89], [90]} 3DE 技术有助于评价人工二尖瓣膜功能，特别是对识别瓣周漏（图19）的位置与严重程度，以及指导经皮放置封堵器的位置，有重要价值。^{[91], [92], [93], [94]}

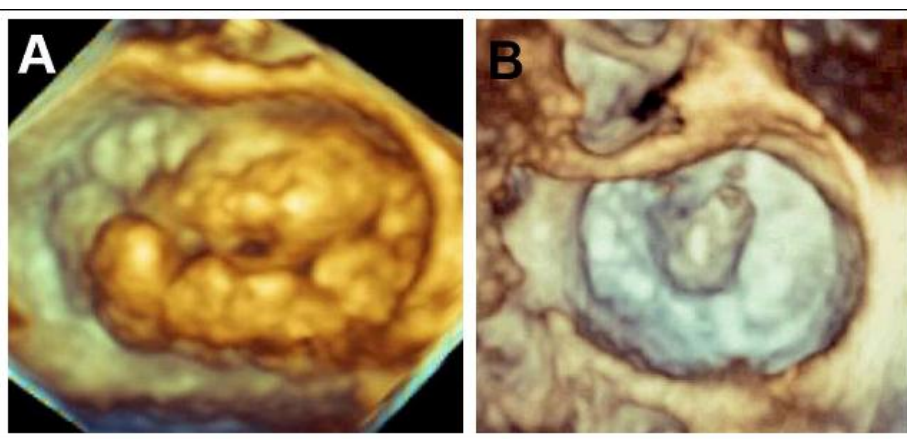


图 20. 局部放大3D TEE 成像所显示的 Barlow 氏病患者二尖瓣叶前、后叶多部位脱垂样改变 (A) 和纤维弹性组织不足所致的 P2区连枷改变与腱索断裂 (B)。当瓣膜组织冗长，收缩期瓣体突入左心房侧，且瓣叶游离缘位于二尖瓣环平面下方时，即可诊断瓣叶脱垂。主动脉瓣位于12点方位以定位二尖瓣。

随着成像质量的改善，已开发商业软件用于客观定量分析二尖瓣改变。使用3DE数据集，可描记二尖瓣环与瓣叶，建立二尖瓣的三维模型（图21）。借此模式可进行二尖瓣

环高度、二尖瓣叶的表面面积、二尖瓣环径线的测量，也可对乳头肌进行定位（图22）。这些测值可评价各种二尖瓣病变的机理，并有助于指导修复技术。^[95]

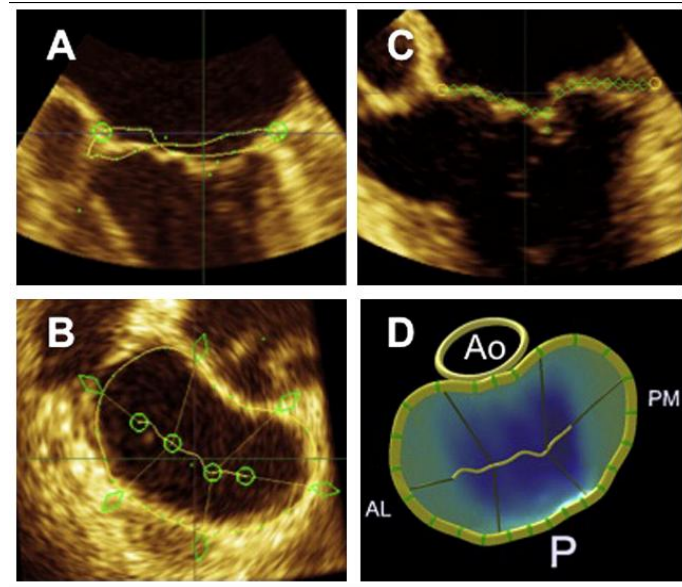


图 21. 正常二尖瓣的三维形态分析。手动描记二尖瓣环并在多个旋转平面重复进行 (A)，形成瓣膜三维轮廓并重叠在二尖瓣的的鸟瞰观(B)。C 是在多个平行的切面上手动勾画二尖瓣叶 (C)，D 把瓣膜闭合线组合的图像展示在以彩色编码方式三维瓣膜表面轮廓图像上(D)。 AL, 前外侧; Ao, 主动脉; P, 后方; PM, 后内侧。

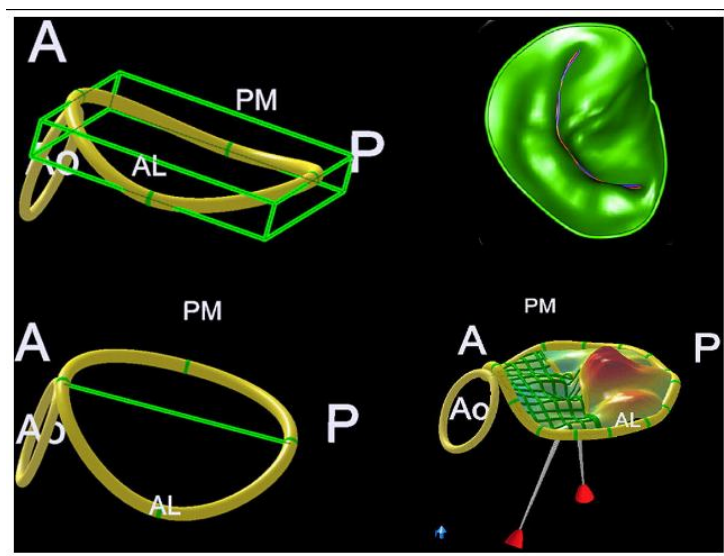


图 22. 二尖瓣容积定量分析可准确测量马鞍型二尖瓣的高度(左上)，二尖瓣环交界点-交界点直径(左下)，二尖瓣环表面积(右上)，及主动脉根部与二尖瓣环间的夹角(右下)。

A, 前方, AL, 前外侧; Ao, 主动脉; P, 后方; PM, 后内侧。

三维超声心动图对定量评价二尖瓣狭窄严重程度同样有其优势，因3D方法不像二维彩色多普勒的方法，如计算近端等速面面积，它是不受狭窄瓣膜的开放角度及血流汇聚半径测算的影响的（图23）。而且，3D成像的多平面切割，能显示最小狭窄孔以进行

面积测量，其测值与有创的 Gorlin 公式的面积测量有高度相关性。^[71, 96] 而2D平面测量的瓣口面积，当图像质量不佳或不能确定最狭窄横断瓣口时，则常高估狭窄的二尖瓣孔面积。

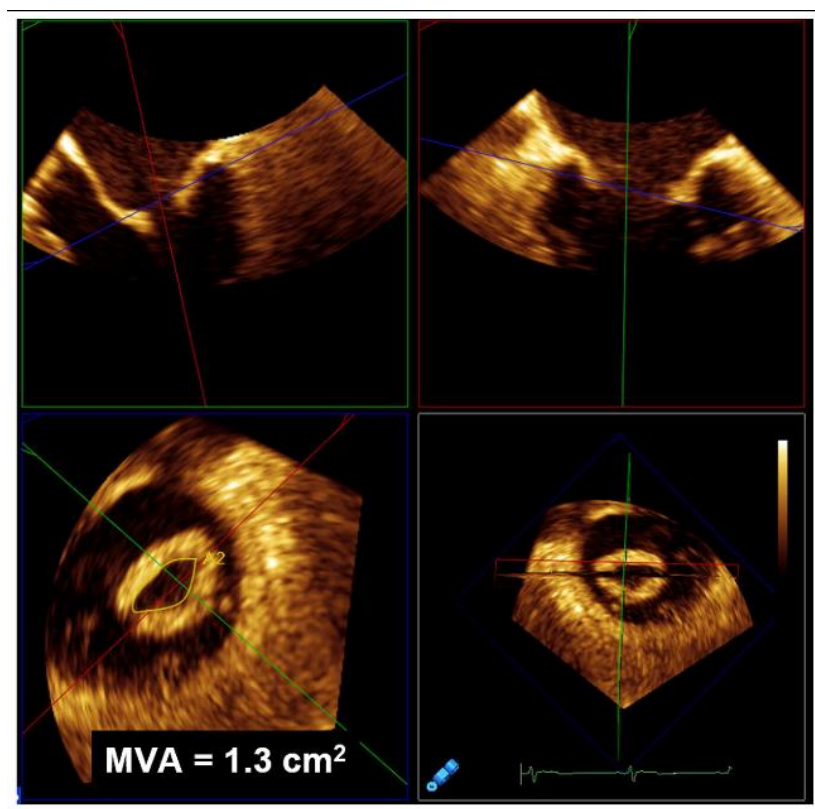


图 23. 经食管3D 超声心动图局部放大成像，显示多平面重建的风湿性二尖瓣狭窄的图像（右下）。通过舒张中期最窄二尖瓣口的正交切面（左上、右上），取其垂直于最窄瓣口，显示二尖瓣面积 (MVA)测量的鸟瞰观（左下）。

在风湿性二尖瓣狭窄病例中，3D 超声心动图评分法与2D 超声心动图 Wilkins 评分法相比，对经皮球囊二尖瓣瓣膜成形术成功率的预测值更高。^[97] 3D 超声心动图成像时能显著提高评分的准确性，其原因之一是增加了对二尖瓣交界区的评分，之二是能对前后瓣叶的每个区域进行评分，以显示各个区域不一样的解剖病变。最为重要的是，3D 超声心动图评分法根据预测经皮球囊二尖瓣成形术成功的可能性的价值，对总评分中的各个分值的权重进行了调整。

由于二尖瓣装置的几何结构复杂，3D 超声心动图特别适合于评价二尖瓣返流。显示有效反流口面积与最小反流束横断面是3D 超声心动图的两个主要优势。在大多数患者中，3D 超声心动图显示的最小反流束横断面不是圆形，特别是在功能性二尖瓣反流患者中更是如此（图5，图6）。三维推导出的最小射流横断面面积与多普勒推导的有效反流口面积的相关性，较二维法更好。在多数研究中，运用二尖瓣反流3D 彩色多普勒成像平面测量法，可对最小射流横断面面积进

行定量测算。最小射流束断面可在正交的四腔心和二腔心切面上显示，并能显示二尖瓣反流束最小横断面的鸟瞰观（图5¹³，上中及上右），向上倾斜90°的垂直位置（图5，下中及下右）可显示最小射流横断面的偏心性。运用3D 超声心动图及彩色血流成像，也可对二尖瓣返流束的容积进行测量。在一项2DE 评价反流束面积与3DE 评价反流束容积的对比研究中，后者与血管造影作参考标准的测量结果有更好的相关性。这种差异在偏心反流患者中尤其显著。^[98] 一个用3D 超声心动图定量评价二尖瓣返流的新方法是用参数直接显示瓣膜鸟瞰观，描绘出解剖反流口面积。此法对阐明瓣膜的复杂几何结构及返流口的非平面几何结构有优势。目前，最小射流断面与解剖反流口面积的在机定量测定需手动操作；一种半自动方法将使测量过程更简便有效。此外，目前尚无专业学会指南来指导二尖瓣反流的三维定量测量，也没有一个确认的参考标准以比较2D 与3D 的测量结果。尽管存在这些问题，3DE 仍是评估二尖瓣返流的有价值的工具，特别是在疑有2D 测量低估二尖瓣反流程度或二尖瓣反流病变的解剖结构非常复杂时。

三维经胸和经食管超声心动图评价二尖瓣病变应纳入常规的临床实践中，因它能最佳地提供有关二尖瓣生理与形态信息。三维经食管超声心动图被推荐用于指导二尖瓣的介入治疗。

12. 主动脉瓣和主动脉根部

a. 解剖结构和2DE 评估的局限性

主动脉根部由包括三个半月形瓣叶组成的主动脉瓣与瓣间纤维三角结构组成。半月瓣还构成了乏氏窦的一部分。主动脉瓣叶是根据冠状动脉而命名（左冠瓣、右冠瓣、无冠瓣）（图24）。每个半月瓣弯形连接在主动脉壁上，其基底部位于左室侧，低于心室大动脉的解剖连接部位，远端附着于窦管结合处。^[99] 乏氏窦及窦管交界处为瓣膜装置的组成部分，这些结构的显著扩张均会导致主动脉瓣关闭不全。如连接主动脉瓣附着点的曲线路径，主动脉瓣的三维空间构型如同一个皇冠。

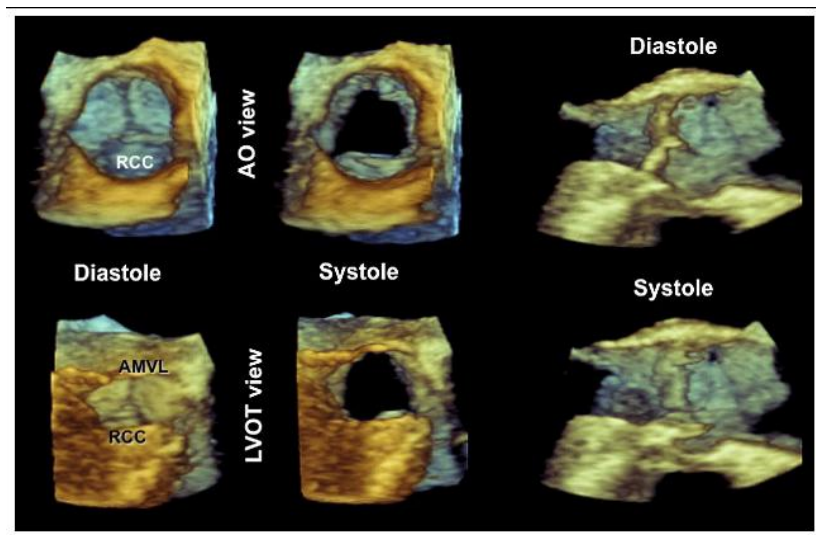


图 24. 此图为局部放大的3DE TEE 图像，显示从升主动脉(Ao)侧所见的舒张期（左上）和收缩期（上中）的主动脉瓣，也显示从左室流出道(LVOT)侧所见的舒张期（左下）和收缩期（中下）的主动脉瓣。须注意，无论从何种视角显像，主动脉右冠脉瓣(RCC)均应位于下方。切割3D TEE 数据集，在长轴上显示舒张期（右上）与收缩期（右下 there is a mistake from the original paper）主动脉瓣图像。

LCC, 左冠脉瓣; NCC, 无冠脉瓣。

3D 经胸超声心动图显示主动脉瓣的常用切面是胸骨旁及心尖切面观。对主动脉根部的三维数据集进行切割与旋转,以获取主动脉瓣动态三维图像,即可从主动脉侧亦可自左室侧来观察,同样,可在任意纵向和斜向平面上切割数据以显示主动脉瓣。从主动脉侧观察最适于评价瓣膜形态,而从左室侧观察最适合于显示主动脉肿瘤、赘生物或瓣下梗阻。

二维短轴切面观有时不能显示出主动脉瓣口的鸟瞰观,特别是在有主动脉根部病变或心脏呈横位时。另外,由于左室基底在心动周期中的纵向移动,主动脉瓣环出入于显示平面,而会妨碍在心动周期中观察到真正的主动脉瓣开口及形态。使用三维超声心动图,可容易获取主动脉瓣环水平主动脉瓣的鸟瞰观,无需考虑主动脉根部在人体内的实际空间方位。此外,主动脉瓣的三维鸟瞰观可全面观察主动脉瓣的整体复杂运动。三维超声心动图也可提供更多的周围结构的空位位置信息,如左室流出道和二尖瓣环,无需在二维超声心动图显像时进行繁琐的大脑想象重建。

2DE 胸骨旁主动脉瓣和根部的长轴切面观常低估左室流出道面积,因为后者被假设为圆形。三维超声心动图能对主动脉瓣进行多平面成像(如同时显示主动脉瓣的长轴与短轴观),可以显示左室流出道的真实形状。同样,三维超声心动图可在两个正交平面上,实时观察结构病变,从而可验证所见属正常抑或异常。

当胸骨旁方位图像不理想时可从心尖方位进行3D 超声心动图成像获取主动脉的鸟瞰观。同胸骨旁方位相比,尽管心尖方位成像的空间分辨率较低,但心尖方位成像可能准确地评价主动脉瓣形态(瓣叶数量、活动性、瓣口与反流口)及左室流出道解剖结构。为准确显示主动脉瓣解剖的结构细节,需调整增益和阈值,附加各种彩色显示能增加三维的深度感。然而,理想的经胸3D 超声心动图图像有时难以获取,即使是在正常个体(瓣叶非常薄,易致明显的瓣膜体回声失落),或在严重钙化的主动脉瓣,或当声窗不理想时常常如此。三维彩色多普勒数据可

与3D 经胸超声心动图和3D 经食管超声心动图的解剖结构信息同时显示,从而增加了有关主动脉瓣功能和完整性的关键数据。

b. 数据采集

食管上段的三维经食管超声心动图具有良好的空间分辨率与图像质量,用以评价主动脉瓣(图24),当3D 经胸超声心动图不能做出明确诊断时,这是一种应选择的方法。

双平面成像 可应用二维双平面模式对主动脉瓣进行初步观察,成像时可加或不加彩色血流多普勒信号,以判定发病机制、病因、以及主动脉瓣狭窄或关闭不全的严重程度。

实时三维成像 经食管超声心动图检查时,可于食管中段60°角的短轴切面显示主动脉瓣的二维图像,也可于食管中段120°角的长轴切面上显示。二维成像优化后,窄角成像可用于优化三维成像以及检查主动脉瓣及根部解剖结构。图像采集后,当显示鸟瞰观时,无论是从主动脉侧还是从左室流出道侧显示主动脉瓣图像,均需将右冠状动脉瓣定位于下方。(表4, 表6)。

聚焦宽角局部放大成像与全容积成像 一旦获取了主动脉根部的宽角三维数据集,即可以平行于主动脉瓣口方位进行切割,这可由长轴切面观帮助定位。由此可获取主动脉瓣口短轴的三维图像,可用于测算瓣口面积。同样,切割平面可移动至左室流出道、主动脉窦或窦管交界处,以获取其各自横截面积。最后,切割平面可平行或垂直于主动脉瓣环,以评估瓣上和瓣下系列狭窄的解剖结构。

彩色血流多普勒全容积成像 彩色多普勒3D TEE 成像用于进行检测收缩期开始时血流的初始状态。这些彩色多普勒信号可在瓣膜水平进行平行切割,以评估瓣口面积与最小射流断面。

c. 临床验证和应用

主动脉瓣口面积定量测量 三维超声心动图, 无论运用直接测面积法^{[100], [101], [102], [103]}还是连续性方程法^{[104], [105]}, 均已提高对主动脉瓣口面积的定量测量。有报道用三维经胸超声心动图测量主动脉瓣口面积的可行性达92%, 其测值与2D TEE 直接测面积法及经胸超声心动图连续方程测值有良好的相关性。^{[106], [107]} 研究还表明, 三维TTE 测的主动脉瓣口面积与心导管主动脉瓣面积测值相关性比2D TEE 更好。^[104] 这是由于3D 超声心动图能更好地显示用以测量面积的主动脉瓣口的二维横切面, 从而减少了操作者测量的变异度。此外, 三维超声心动图也可准确测量左室流出道面积。^[108] 三维超声心动图已证实左室流出道横断面是椭圆形而非圆形, 3DE 直接测左室流出道的面积, 与测主动脉瓣口面积一样, 具有更好的重复性。^{[109], [110]} 3D 超声心动图准确测量左室流出道面积, 避免了连续性方程测量时的几何结构假设, 因此它能比传统的2DE 方法更精确地测量主动脉瓣口面积。有研究在使用连续性方程计算主动脉瓣面

积时, 试图避免用左室流出道值,^[104] 而通过半自动左室心内膜边界探测技术, 获取3DE 每搏心输出量。研究显示, 此方法所获的每搏心输出量较2DE 更准确, 可与磁共振成像测值相媲美。^[45]

主动脉根部解剖结构定量评价 计算机断层成像研究表明, 主动脉瓣环更接近椭圆形而非圆形。^{[108], [111]} 在三维超声心动图显示的主动脉瓣环鸟瞰观上, 可以清晰观测到其椭圆构形, 3DE主动脉瓣环的测量与2D超声心动图相比, 可提供更为精确和重复性更好测量值(图25)。在经皮瓣膜手术中, 准确的瓣环测量对选择人工瓣型号大小有重大应用价值。同时, 瓣环大小测量的结果亦关系到保留瓣膜的根部手术途径及技术方法的选择。此外, 3DE还可提供许多主动脉根部空间结构关系的参数, 而用2D超声心动图是不能获得的。三维超声心动图可测量瓣膜联合处之间的距离及瓣叶的长度, 以用于保留瓣膜的根部手术中选择移植管的大小。^[20] 三维超声心动图也可测量瓣环和瓣叶尖到冠状动脉开口间的距离, 这对经皮放置人工瓣膜至关重要。

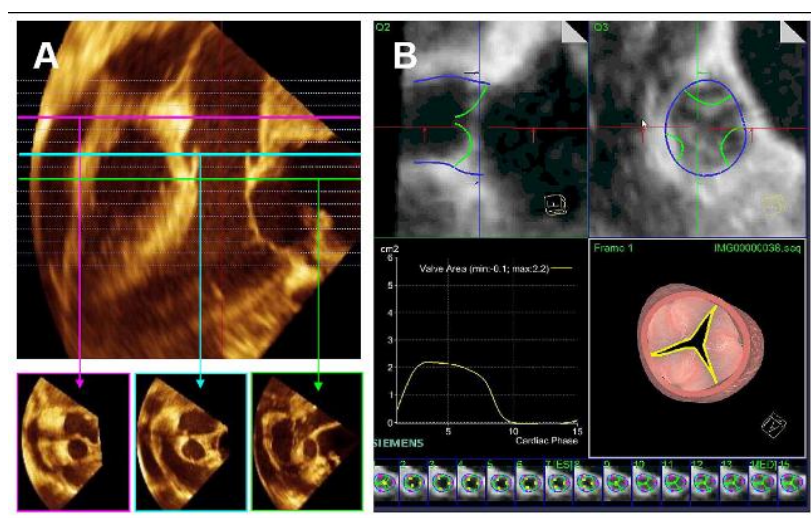


图 25. 切割三维 TEE 数据集, 可在长轴方位上显示主动脉 (A, 上)。在该图像上, 可获取窦管结合部 (A, 左下)、主动脉窦 (A, 中下)、及主动脉瓣环 (A, 右下) 的鸟瞰观, 以便对这些结构进行评价。对主动脉瓣叶 (B, 左上) 及瓣环 (B, 右上) 进行动态、自动追踪, 可显示心动周期中的主动脉瓣口的面积。由此形成一个源于自动示踪的模式图 (中右)。

主动脉瓣返流的定量 运用3DE 彩色多普勒成像,可精确地显示与主动脉瓣反流束相垂直的平面,以测量反流的最小射流束横断面积。^[112] 其测量结果与主动脉造影的主动脉瓣返流分级有良好相关性。此外,直接测量可以避免最小射流束横断面的几何假设,其在返流口形态不对称时是不正确的,从而可提高测量的准确度。^[113] 三维超声心动图彩色多普勒也可对多个反流束进行直接观察和测量,其结果与手术所见相符。^[113] 然而,该检查的实际应用是有限的,因为它是使用心电门控3D 彩色血流多普勒成像。为能定量评估主动脉瓣返流的可行性和准确性,必需使用实时三维容积彩色血流多普勒成像在评价主动脉瓣狭窄和阐明主动脉瓣返流机制时建议应用三维 TTE 和 TEE。推荐应用三维经食管超声心动图指导经导管主动脉瓣置换术。

13. 肺动脉瓣和肺动脉根部

a. 解剖结构和 2 DE 评价的局限性

肺动脉根部复合体是由三个瓣叶的肺动脉瓣、肺动脉窦、瓣间三角以及右室远端的肌性漏斗部所构成。三个肺动脉瓣叶是根据其与间隔及主动脉瓣的位置关系而命名。两个靠近室间隔的瓣叶为左瓣和右瓣,分别与主动脉瓣的左瓣和右瓣相对应。第三个瓣叶为前瓣(与主动脉瓣的无冠瓣呈镜像样反位)。2D 超声心动图评估肺动脉瓣比较困难,因为瓣膜在短轴面难以显示,通常只能同时评估两个瓣叶。三维超声心动图通过鸟瞰观,可同时评估三个瓣叶,右室流出道以及主肺动脉。这改善了对肺动脉瓣反流和肺动脉瓣狭窄的定量分析。

三维经食管超声心动图可更好地评估肺动脉瓣,但在三维经胸超声心动图检查中,最佳的成像有可能在胸骨旁获得。^[114] 在2D 超声心动图对肺动脉瓣成像进行优化后,实时3D TTE 可更成功的获取肺动脉瓣膜图像。

b. 数据采集

双平面显像 肺动脉瓣的初步检查可用二维多平面模式进行,使用加或不加彩色血流多普勒的侧向平面,借以判定肺动脉瓣狭窄或返流的机制、病因及其严重程度。

实时三维成像 进行肺动脉瓣三维成像时,TEE 探头既可以在食管较高位置,90°角,也可以在120°角的左室主动脉根部三腔切面,将探头逆时针方向旋转,使肺动脉瓣进入视野。一旦使用实时三维获得瓣膜的最佳图像,便可从肺动脉或右室侧以鸟瞰观显示肺动脉瓣。当用鸟瞰观显示时,无论任何视角,前瓣均需置于12点的方位(表4,表6)。

聚焦宽角切面局部放大成像与全容积扫描 肺动脉瓣的局部放大成像模式成像可使肺动脉瓣、主肺动脉及右室流出道得以显现。一旦金字塔容积被捕获,即可显示瓣膜的鸟瞰观。同样,切割平面可用于评估主肺动脉及右室流出道的径线。^[115] 最后,切割平面可在同一幅图像中显示右室流出道、肺动脉瓣及主肺动脉。

彩色血流多普勒的全容积显像 在肺动脉瓣反流或狭窄的患者,采集全容积数据时应当加上彩色血流多普勒。感兴趣区域的大小应限于肺动脉瓣及彩色血流多普勒血流束,借以优化帧频。如前所述,在心电图门控和短暂采集时间允许的情况下,应当尝试最大数量的门控亚容积组件。一旦获取最初步的锥形容积图像,即可进行旋转,以便从肺动脉及右室侧观测肺动脉瓣,借以确定射流的起始位置。进一步使用剪辑及黑白抑制的方法,可识别有效瓣口面积、返流孔面积、三维近端等速线表面积及最小射流断面。

c. 临床验证和应用

使用三维超声心动图评估肺动脉瓣,在确定病变位置、判定瓣膜功能障碍的机制及严重

度上极其有用。在先天性肺动脉瓣疾病、类癌瓣膜病、心内膜炎等疾病的患者中，使用三维超声心动图可以确定瓣膜数、厚度及其移动性。此外，三维超声心动图可对先天性右室流出道梗阻患者的右室流出道各个部位，包括瓣上、瓣下、及瓣膜进行准确的测量。最重要的是，三维超声心动图提高了肺动脉瓣反流评估的精确度，这在决定手术干预时机中有重要意义。^[116]

目前尚无证据支持常规使用三维经胸超声心动图或经食管超声心动图来评价肺动脉瓣疾病。

14. 三尖瓣

a. 解剖结构和二维超声心动图评估的局限性

三尖瓣是由瓣环、瓣叶、腱索和乳头肌装置所组成。三尖瓣环由瓣膜附着的一个纤维环所构成。正常三尖瓣环的面积约8到12cm²之间，比二尖瓣环略大20%。三维超声心动图对三尖瓣环的研究，已证实三尖瓣环呈双峰型（马鞍形），其高点（指向右房）位于瓣环的前、后侧，其低点（指向右室）位于瓣环的内、外侧。^{[117], [118], [119]}

三尖瓣，顾名思义，其有三个瓣叶，分别为前瓣、隔瓣及后瓣。三尖瓣前叶面积最大，附着于三尖瓣环的前外侧（游离壁）。隔瓣附着于瓣环的室间隔侧面，后瓣附着于瓣环后侧。胚胎学显示，隔瓣和后瓣起源于同一心内膜垫芽，其后分裂而形成隔瓣和后瓣。三尖瓣叶比二尖瓣叶更薄更透明。三尖瓣装置有两个主乳头肌，位于前侧及后侧，第三个乳头肌通常起自漏斗部（圆锥或右室流出道）。每个乳头肌发出的腱索附着于所有的三尖瓣叶上。

b. 数据采集

三尖瓣的二维超声心动图成像需要从多个

平面进行观察。^[120] 三尖瓣的三维 TTE 成像既可通过单个全容积数据集对其进行全方位观察，也可经由一个更高分辨率的窄角成像从特定的方位进行重点检查。^{[120], [121], [122]} 与二维超声心动图相比，三维 TTE 的时间分辨率相对较低而受限。

c. 定位与显示

使用三维超声心动图，可以用标准的二维超声心动图无法检查的方式来显示三尖瓣。图 14 是一个通过右房或右室侧显示三尖瓣的鸟瞰观的实例（图 14）。当显示三尖瓣鸟瞰观时，无论任何方向观察，隔瓣始终应位于 6 点钟方向（表 4，表 6）。这些鸟瞰观对于瓣膜的病变如瓣膜脱垂、穿孔或赘生物的定位特别有助，也可用于确定反流束的起源、测量三尖瓣口面积以评估三尖瓣狭窄的严重程度。^{[121], [122]} 除标准切面观外，还可通过切割对三尖瓣特定部位进行显示。

d. 分析方法

切割方法宜按标准化的方式进行，以能显示类同的切面。三维超声心动图数据集应由胸骨旁及心尖声窗获得。3DE 数据集也可从剑下获得，但这取决于剑下声窗的图像质量。应优化全容积数据集以观察三尖瓣和右室。一旦这些结构显现在切割平面上，可调节增益、压缩及放大设置进行优化图像质量。

胸骨旁切面观 3D 全容积数据集应取位于右室流入道视图上的三尖瓣。通过切割，能显示出三尖瓣的前瓣和后瓣。在多数情况下，图像中可同时显示冠状静脉窦口和欧式瓣（如果存在的话）。第二个胸骨旁三尖瓣的 3D 全容积数据采集，应将右室流出道和主动脉瓣的短轴观包含在内。

心尖切面观 对数据集的剪切时，切割平面应沿着冠状面进行，以获得包含前瓣、隔瓣及其腱索组织的三尖瓣的四腔观。而后，

沿矢状面切割，以获得三尖瓣的前瓣和后瓣的图像。最后，将切割向平面顺时针旋转（45°）以包括主动脉瓣，并同时显示三尖瓣的隔瓣和前瓣。

横向切面观 可从右房进行横向切割，观察三尖瓣。也可从右室进行横向切割，以观察三尖瓣及其瓣下结构。

e. 临床验证和应用

三维超声心动图，可供深入了解三尖瓣解剖的正常与异常^{【121】、【122】}。有报道，在29例患有多种类型的三尖瓣疾病的研究中，3D超声心动图在病因学和瓣膜异常节段的定位上，比2D超声心动图有增量的诊断价值。^{【123】}三维超声心动图证实了三尖瓣环呈双峰或马鞍状的形态，其前后方明显处于高位（向上），而内外侧则低下（向下）。^{【117】}此双峰形状与二尖瓣环相类似。在功能性三尖瓣返流的发展过程中，三尖瓣环的双峰形渐平坦化并趋于圆形，其主要是沿着前外侧边界扩张。^{【117】、【118】}

有些研究还用3D超声心动图对肺动脉高压⁷⁰及先天性心脏病的三尖瓣反流发生机制进行了深入的探讨。^{【124】、【125】、【126】}在87例植入起搏或心脏复律-除颤器的研究中，3D超声心动图可发现电极穿过三尖瓣口的位置可导致三尖瓣反流。^{【127】}

3. 彩色三尖瓣返流 3D彩色多普勒评价三尖瓣反流的资料很少。最近 Velayudhan *et al.*^{【128】}的一项研究表明，3D彩色多普勒可用于测量三尖瓣反流束的最小射流断面面积。**图14**显示了一例使用3D彩色多普勒超声心动图检测最小射流断面的大小。在理论上，用三维引导下最小射流断面面积测量来定量分析三尖瓣返流，会优于2D彩色多普勒，因为三维的方法不需要几何假设，也不依赖于远端的反流束。然而，三维彩色多普勒的时间分辨率比二维的低，并且在有些患者中，测量最小射流的断面可能有技术上的局限性。随着经验的积累和技

术的更新，应用3D来评价三尖瓣反流可能会增多。

已有证据支持常规使用3D经胸或经食管超声心动图评价三尖瓣疾病。

15. 右心房和左心房

a. 解剖结构和二维超声心动图评估的局限性

心脏电生理的快速发展重新激起了对心房腔及其目标结构的研究兴趣。虽然X线透视在心电生理的手术中常规用来定位心房解剖结构标志，但该技术的应用有一定局限，因为复杂的三维结构的二维投影可能导致判断和分析的困难，而且一些特殊的心房结构例如卵圆窝、终嵴、下腔静脉瓣、冠状窦口及肺静脉口难以显示。因此，术前对涉及电生理术的心房标志的评估有临床意义，能为电生理学家提供一个有用的术前解剖“路标”。^{【17】}最近有研究显示，由于心房临近食管，3D经食管超声心动图可提供心房内部结构的精细的解剖资料。^{【129】}

二维的横剖面显像，已经使用了很长时间，它仍是超声心动图成像的最常用的方式。3D经食管超声心动图，能从无数角度对同一个解剖结构进行成像。因此，对心房内的一些解剖标志，用3D“以结构为导向”的显示，会比2D的“横剖面”显示更为恰当。一旦某一特定的解剖目标被确定（常用放大模式，双平面定位），即可通过容积数据集的切割、扩展及调整方位，来获得最佳的显示。

右心房解剖结构 右心房由四个部分组成：右心耳、静脉部分、前庭及其与左心房共有的房间隔。然而，一些特殊的解剖结构，如终嵴、腔静脉-三尖瓣环峡部、欧式瓣、冠状静脉窦口及卵圆窝等都很重要，因为这些解剖结构是导管手术的目标。

终嵴 在心房的静脉部和右心耳（真正的原始心房）之间，有一条外部被脂肪填充的

界沟。窦房结就位于临近上腔静脉和心房连接处的界沟内。在心房内部与界沟相对应的有一条终嵴，后者为一C形的肌性带，将平滑的静脉部壁与粗糙的右心耳壁分隔开。^[130] 梳状肌从终嵴发出延伸至右心耳。终嵴的大小及厚度变异很大，可呈小而菲薄的瓣膜样，也可呈基底宽阔的结构。巨大的终嵴酷似肿块，这是由于界沟脂肪浸润所致，与房间隔的脂肪瘤样肥厚类同。终嵴有显著

的异向性，在没有器质性心脏病的右房局灶型心动过速病人中，约有三分之二是发自终嵴^[131]，有时此处正是心导管消融的靶区。由于终嵴起源于上腔静脉并将右心耳从窦部隔开，因此上腔静脉及右心耳均为定位终嵴的有用标志。^[22]

对宽基底的终嵴，最为简单的显像方法，可按图26所示，从右侧视角显示终嵴的全程。

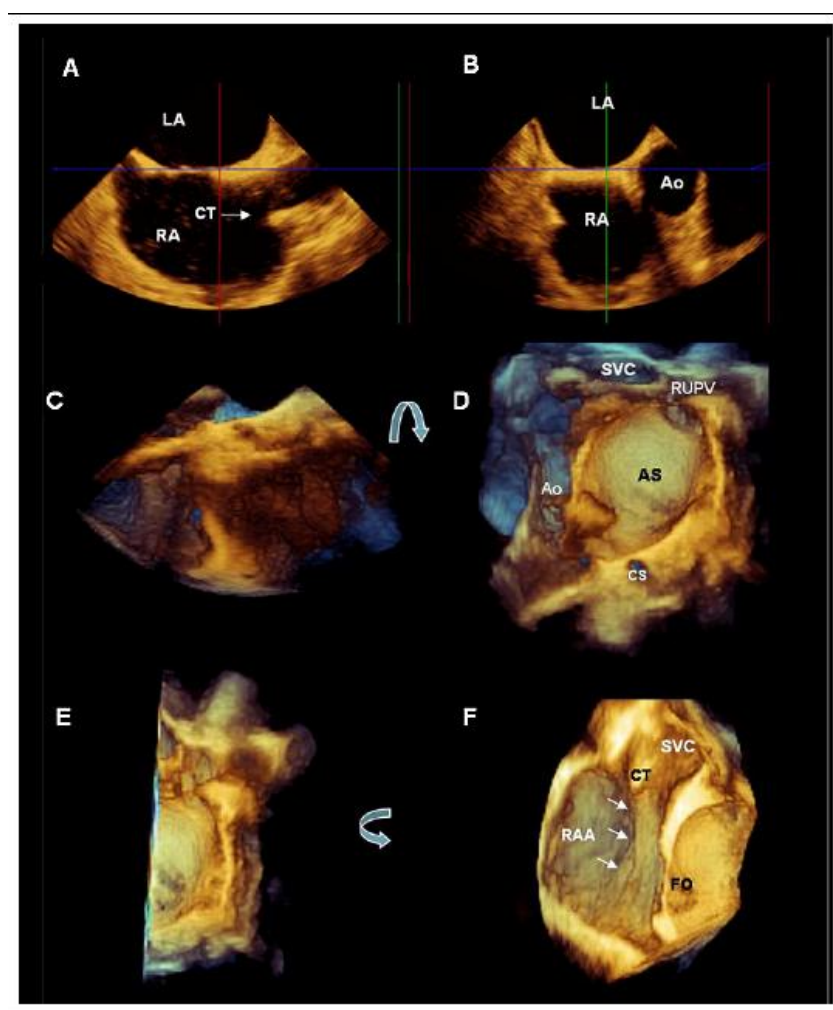


图 26. 此为两个垂直的二维经食管超声心动图平面(A,B) 以用来获取一个房间隔的变焦三维经食管超声心动图数据集(C)。在数据集中将房间隔 (AS) 的左侧鸟瞰观，由上至下旋转90° (弯箭头)，显示与之垂直的鸟瞰观(D)。图 D 剪辑以去除房间隔左半边(E)，当逆时针旋转90° (弯箭头)时，如图 F 所示，可以从上腔静脉(SVC)到下腔静脉(箭头) 观察终嵴(CT)的完整结构。

Ao, 主动脉, CS, 冠状窦; FO, 卵圆窝; LA, 左心房; RA, 右心房; RAA, 右心耳; RUPV, 右上肺静脉。

下腔静脉-三尖瓣环峡部 (CVTI) 及其周围结构 下腔静脉-三尖瓣环峡部是心房组织内一个明确的区域，与典型心房扑动的起

源相关。下腔静脉-三尖瓣环峡部为一四边形的心房壁结构，其前方与三尖瓣附着线，后方与下腔静脉瓣接壤。冠状窦口的下缘构

成其内上缘，而其下侧缘则由终嵴终末支构成。^[132]

在正常的心脏中，下腔静脉-三尖瓣环峡部的构型并不平坦。在下腔静脉脊及三尖瓣之间常有轻微的凹陷（下腔静脉小袋或称 Keith 窦）。在有些个体中，该小袋可较深甚至形成瘤样。下腔静脉瓣是由纤维或纤维肌性组织构成的半月形片状结构，位于下腔静脉入口处。下腔静脉瓣常有个肌性带延续，称为下腔静脉脊。后者构成了卵圆窝与冠状窦口间的边界。有时，下腔静脉瓣会很大。冠状窦口，是冠状窦的入口，在此处有一命

名为 Thebesian 瓣的纤维薄片。由于下腔静脉-三尖瓣环峡部并非是一个特异的结构，而是右心房的一个肌性区域，周由易于识别的解剖标志为界，因此显示这些结构就可绘制出下腔静脉-三尖瓣环峡部的虚拟边界。在聚焦于心房腔时，无论使用那个初始切面（四腔心切面、基底短轴切面、或双腔静脉切面观），均可同时显示三尖瓣后方附着线，下腔静脉瓣及冠状窦口。冠状窦口位于下腔静脉瓣的内侧，从四腔心切面顺时针旋转 90° 即可显示（图27，图28）

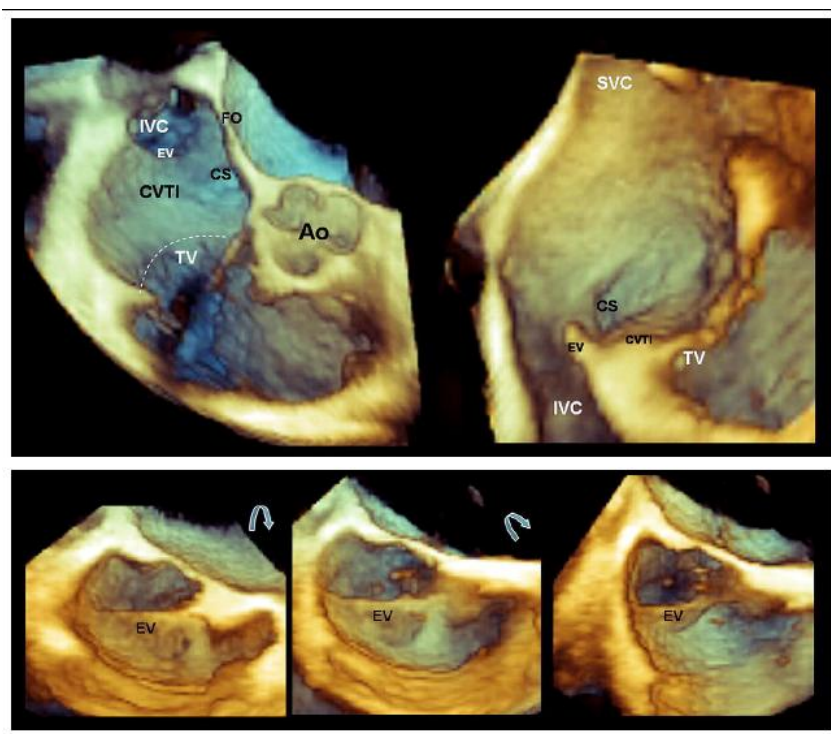


图 27. 下腔静脉-三尖瓣环峡部(CVTI)的三维经食管超声心动图的鸟瞰观（右上），该成像类似于左前斜位透视投影。一个垂直视角观下腔静脉-三尖瓣环峡部(CVTI)自腔静脉瓣(EV)到白色点线间标定三尖瓣(TV)附着线的界线（左上）。腔静脉瓣(EV)（左下）放大的三维超声心动图鸟瞰观上瓣膜的上边缘可被很好的显示出来。轻度旋转探头，其下缘也能被很好的显示（下中及右下）。

Ao, 主动脉, CS, 冠状窦; FO, 卵圆窝; MC, 下腔静脉; SVC, 下腔静脉。

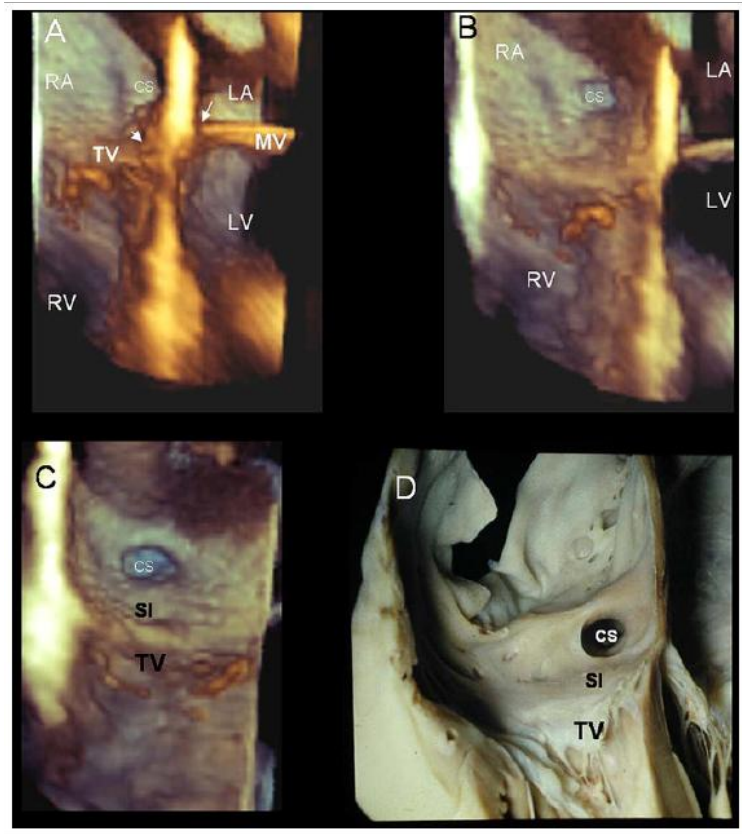


图 28. 此为“心内十字交叉 (the crux cordis)”的三维经食管超声心动图成像，这是由房间隔和室间隔的截面与房室交界截面二者交叉所形成 (A)。图像轻微旋转以显示房间隔的右侧，可见冠状窦(CS)开口变得更清晰(B图)及峡部间隔(SI)也可以显现(C图)较，峡部间隔乃是冠状窦 (CS)下缘和三尖瓣附着线之间的区域。图像 D 是一幅解剖标本的照片，和图 C 中显示的结构非常相似。

LA, 左心房; LV, 左心室; MV, 二尖瓣; RA, 右心房; RV, 右心室。

卵圆孔对于经房间隔穿刺来进行左侧心腔导管操作及左肺静脉消融时，是一个重要解剖定位标志。每个心脏的卵圆窝的大小、位置及形态都可能不同。卵圆窝是右侧房间隔上的一个凹陷。在左侧，原发隔覆盖于该区域，在外观没有什么特征。其实，卵圆窝实际代表“真正的”房间隔，因为它直接分隔两个心房间。而其余的分隔心房间的组织是由心房壁及心外膜纤维脂肪性组织反折构成。^[133] 卵圆窝常由二维经食管超声心动图的双腔静脉面观来显示。3D 金字塔型数

据集的深度应调整到只包含房间隔的左侧和右侧为宜。这样可获取完整的房间隔的三维数据，而不包含周围结构。将金字塔形数据集上下旋转90度，完整的房间隔左侧面即可以在鸟瞰观上显示出来 (图29)。在房间隔左侧成像后，一个180° 逆时针方向旋转即可显示房间隔右侧及呈凹陷的卵圆窝 (图30)。有时需使用精细的任意角度切割，以去除那些可能覆盖房间隔周围的心房结构。增益通常需调到中等水平，以避免因卵圆窝缺失而造成房间隔缺损的假象。

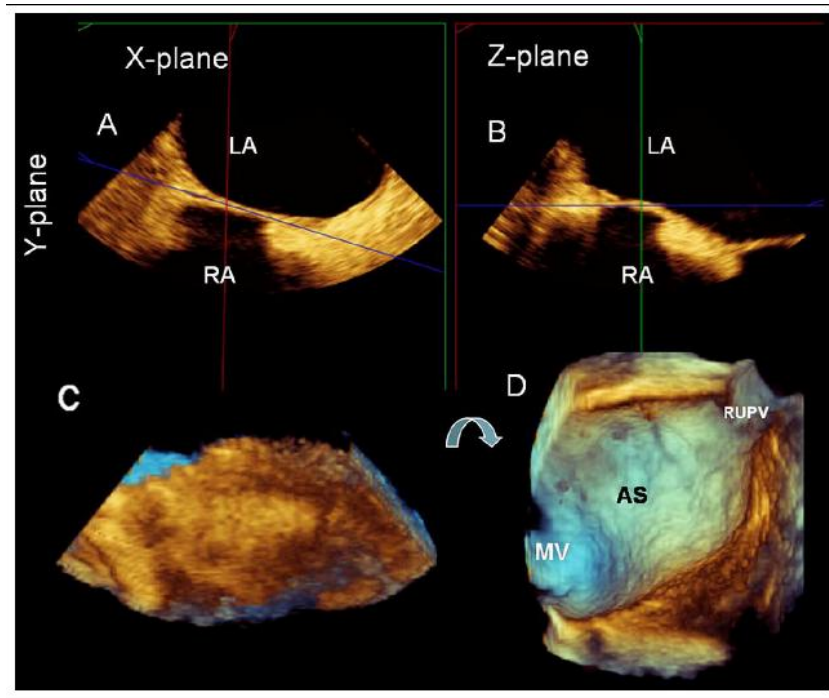


图 29. 此组图像显示在二维经食管超声心动图中的两个垂直平面(A, B)用来获取房间隔(AS)的变焦三维经食管超声心动图数据集 (C)。注意在 x 和 z 方位扇面上直径较大, 而在 y 方位上则较短。这些设置, 可在高分辨率的条件下, 去除了可能掩盖房间隔右侧右心房结构而获取房间隔图像。对金字塔形数据集进行上下 90° 旋转, 可使房间隔(AS)左房侧被显示(D)。

LA, 左心房; MV, 二尖瓣; RA, 右心房; RUPV, 右上肺静脉。

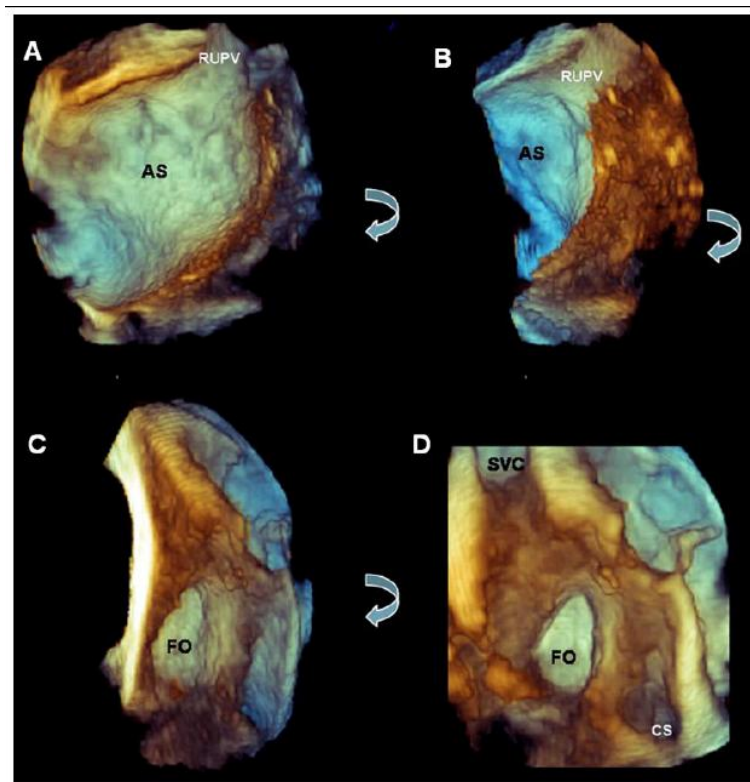


图 30. 获取左侧房间隔(AS)三维经食管超声心动图成像, 右上肺静脉(RUPV)位于图像的上方(A)。沿着弯箭头继续旋转该图像(B), 可显示火山口型的卵圆窝(FO) (C) 及上腔静脉(SVC)和冠状窦的入口(CS) (D)。

左心房解剖结构 左心房由三部分组成：左心耳、心房前庭及静脉部。左心耳是一多叶结构，位于左上肺静脉和左心室之间。心房前庭是围绕在二尖瓣口的左心房部分，它没有明确的解剖特征。肺静脉通过椭圆形开口向左心房输送来自肺的氧合血。尽管肺静脉的直径、形状及其分支有很大的变异性，但最常见的形式是以两支肺静脉将两侧肺门血管汇入左心房。上肺静脉口常较下肺静脉大，且从开口处至第一级分支间的距离较长。右上肺静脉位于上腔静脉的紧后方。两支左肺静脉由马歇尔(Marshall)韧带与左心耳割开。

通过侧平面的调节进行初步的左心房显像，并可运用彩色血流多普勒以识别肺静脉。

实时三维超声心动图 总体而言，左心房容积和功能测量数据应从经胸超声心动图或经食管超声心动图经胃的途径获取(表2, 表3)。在经食管超声心动图的食管中段切面中，锥形的成像不能包括整个左心房，因此无法测量左心房容积。三维经食管超声心动图也不能显示完整的心房后壁及全部四根肺静脉。然而，它能提供高质量一个或两个的肺静脉口及周围左心房组织的图像。三维经食管超声心动图对显示房间隔及其附属结构是比较理想的(图31)。

b. 数据采集

双平面成像 可以使用二维多平面模式，

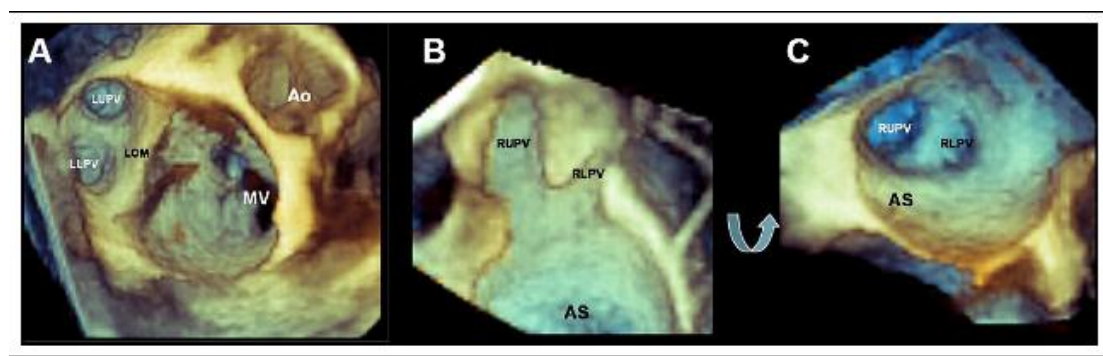


图 31. A 图为左上肺静脉(LUPV)和左下肺静脉(LLPV)的三维经食管超声心动图成像。轻微的角度回旋可使两静脉口同时显像。B 图和 C 图为右上肺静脉(RUPV)和右下肺静脉(RLPV)在长轴和短轴方向的三维经食管超声心动图成像。

Ao, 主动脉; AS, 房间隔; LOM, 马歇尔(Marshall)韧带; MV, 二尖瓣。

在 TEE 的食管中段90°平面显示二尖瓣及左心耳后，稍微逆时针旋转探头即可显示一支或两支左肺静脉。先将2D TEE 图像优化，再进行窄角数据采集,可得到优化的3D 图像(图31)。由于两支左肺静脉的朝向不同，需要将经食管超声心动的探头轻微上下移动，才能获取上、下肺静脉开口的最佳图像。

在左肺静脉的食管中段超声图像的基础上，将探头顺时针旋转可得到整个房间隔的鸟瞰观。再加以旋转，便可从左心房或右心房

面观来显示。右肺静脉在图上呈长轴走向。如稍作自下向上的转角，则能显示两支右肺静脉的开口。

聚焦宽角放大和全容积显像 一旦获取室间隔的宽角采集3D 数据集，通过切割平面可得优化的房间隔图像，显示其与二尖瓣、右上肺静脉及主动脉等结构的关系(表5)。同样，切割平面可与肺静脉口垂直，以显示其孔径(图32)。

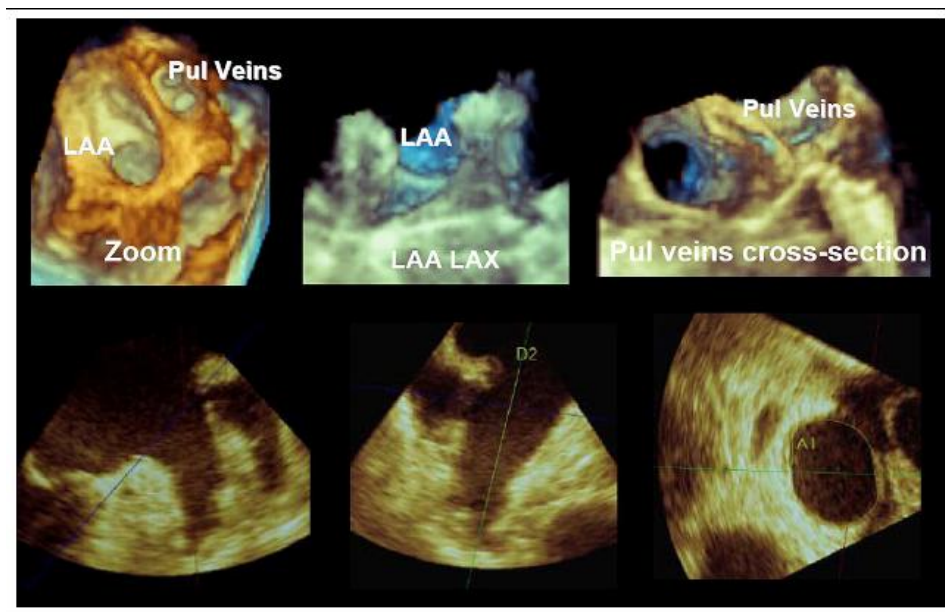


图 32. 左心耳(LAA)口的变焦三维超声心动图成像是从左心房(左上)观所获, 而完整心耳图像位于长轴(LAX)上(中上)。从三维超声心动图数据集中可显示左心耳的两个正交长轴二维平面观(左下、中下), 同样也可显示其短轴成像(右下)。肺静脉(Pul)横断面的变焦三维经食管超声心动图成像(左上)。

A, 面积; D, 直径。

全容积彩色血流多普勒显像 彩色多普勒三维超声成像可用来评估肺静脉血流。

经胸超声心动图 为了评估右心房和左心房的容积, 应从心尖途径采集数据集, 且须注意要包含整个心腔。有时(如心房扩大)为了获取整个右心房或左心房的数据, 需分别据集数据。

c. 临床验证和应用

三维经胸超声心动图已经被用来评估导管射频消融房颤患者的左房容积。^{[134][135][136]} 通过三维超声心动图所获的容积较经血管造影及电解剖标测所测的容积小。这表明由血管造影及电解剖标测得到的左房容积不应作为无创方法随访的基值。研究还表明, 如果射频治疗后能保持窦性心律, 则左房的容积和功能会得到改善。

3D 经胸超声心动图有望提高左房容积评估的准确性。然而, 迄今尚无3DE评价右房容

积的研究报道。

16. 左心耳

a. 解剖结构及二维超声心动图评估的局限性

左心耳是一个长形管状多叶的结构, 常具有密集的肌小梁结构, 即所谓的梳状肌。左心耳的开口通常位于左上肺静脉与左心室之间, 并越过房室(冠状)沟向前延伸。^[137]^[138] 左心耳的开口将小梁结构的左心耳与壁光滑的左心房分开。(图32)^[139] 左冠状动脉回旋支在近左心耳底部开口处走行。左心室的心脏淋巴管被认为穿行于左心耳的下方。^[137]^[140] 研究表明左心耳的容积、长度、主轴角度及开口直径存在很大的变异性。^[139]^[141]^[142]

b. 数据采集与显示

双平面显像 左心耳的二维多平面显像可以通过对左心耳在0°, 45°, 90°, 或 135°的单一图像来实现。调节侧向平面, 可识别左心耳的分叶状况。

实时三维显像 基于左心耳在0°, 45°, 90°, 或135°的二维经食管超声心动图切面, 可进行窄角的三维成像, 此将有助于增益的优化(表3)。

聚焦宽角局部放大成像和全容积扫描 在方大模式中, 切割平面可获取左心耳开口的鸟瞰观, 用以测量其大小。同样, 这些平面可予以调整, 用以测量左心耳的深度。表5描述了左心耳的成像。

c. 临床验证和应用

三维超声心动图在经皮封堵左心耳中起着重要作用。对于房颤的患者, 三维超声心动图已被证实在区分左心耳的梳状肌和血栓时, 比二维经食管超声心动图更为有优越。^[100] 为了确定封堵器的大小, 需要有精确的左心耳开口面积。研究表明, 左心耳的开口面积用三维经食管超声心动图在鸟瞰观上的测量值, 与计算机断层扫描的测值具有良好的相关性, 而二维经食管超声心动图低估了左心耳的开口面积。值得一提的是, 三维超声心动图成像可用于术前、术中、和术后, 实时观察左心耳。

17. 三维负荷超声心动图

三维负荷超声心动图在评价缺血性心脏疾病方面表现出长足的进步。负荷试验的方法有运动负荷、^{[143] [144]} 多巴酚丁胺^{[10] [145]}

^{[146] [147] [148]} 和潘生丁^{[11] [149]}等, 与这种临床试验的可行性高, 且对检测冠脉造影所显示的冠状动脉疾病的诊断的敏感性与特异性好。三维负荷超声心动图已成功地与造影剂联合使用。^{[150] [151]} 尽管开展三维负荷超声心动图需要一定的学习过程, 其优点是: (1) 对左心室心尖能更好的显示, 而标准的2DE 心尖图像常被短缩。(2) 能够在心率恢复至正常水平前, 快速获取峰值负荷图像(3) 可从单一数据集中, 获得不同平面多节段的评估数据。其不足之处是空间分辨率和图像帧频有所降低。新近推出的三维超声心动图技术能将静息和负荷状态的图像并排显示, 以供比较。^[11]

a. 采集方式

矩阵型换能器可通过不同途径进行多层面或三维超声心动图负荷试验。取决所用的设备性能, 可同时记录两个甚至三个平面的图像。

在双平面模式中, 两个显像平面间的空间关系能按3个方向转换: 沿一固定的中心纵轴旋转、仰角倾斜及侧向倾斜(图33)。在使用三平面方法检查时, 三个显像平面, 可以按不同的增量围绕纵轴(Y轴)进行旋转(图9)。在双平面及三平面扫描模式中, 矩阵型换能器所获取图像的时间分辨率和空间分辨率, 与传统的2D图像相似。然而, 由于两平面或三平面的数据系同时采集, 其所需时间减少。

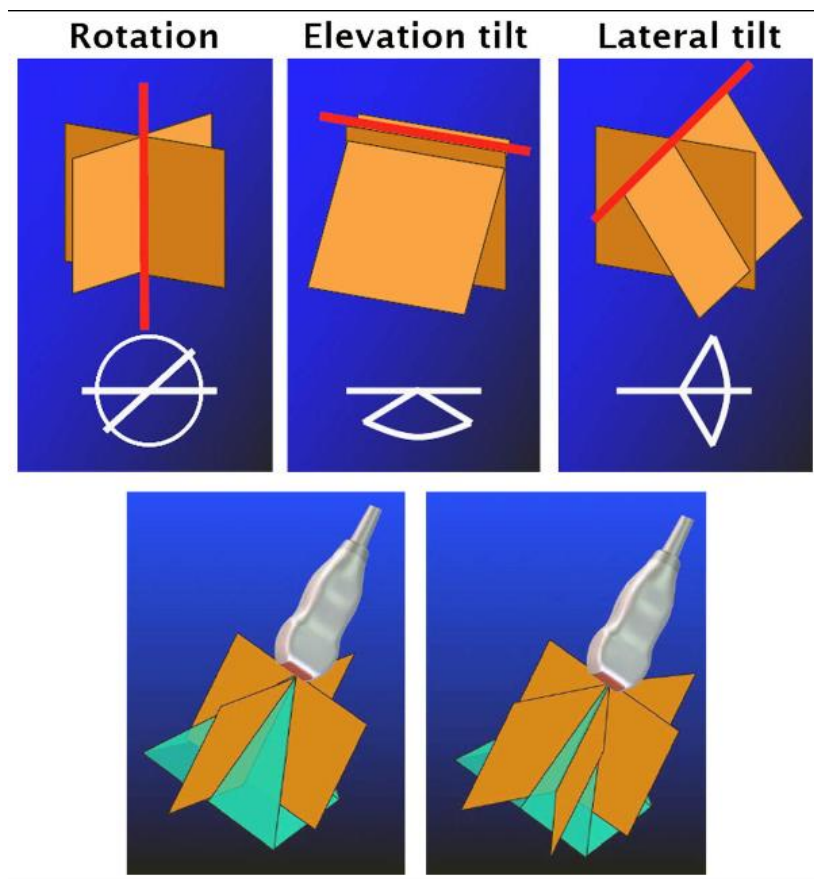


图 33. (上)双平面模式显示出两个成像平面间的空间关系是如何在三个方向转换的：围绕一个固定的中心纵轴(y 轴)旋转(左图)，仰角倾斜(围绕中心 x 轴旋转)(中图)，侧向倾斜(围绕中心 z 轴旋转)(右图)。在使用多平面过程中，两个(左下)或三个(右下)成像平面系通过按不同的增量沿纵轴(y 轴)旋转。所设置成像平面之间的夹角为 60° 。

获取门控三维超声心动图数据集可分析左室壁的全部周长，而不是只在相应室壁节段选取两个或三个显像平面，后者可能导致平面定位错误。时间分辨率取决于所采集的亚容积数量和节段深度，一般是在30至50容积/秒之间。所采集的亚容积数量越少，或者亚容积的角度越大，时间分辨率和空间分辨率就越低。单心动周期全容积的左室数据采集，是一些厂家作出的最新尝试，其时间和空间分辨率目前正在评价中。

b. 数据采集

与传统的2D 超声技术一样，3D 负荷超声心动图可以在静息、低的和最大运动负荷或药物剂量时，以及恢复期中获取。运动负荷(踏

车或平板运动)及药物负荷(主要是多巴酚丁胺加阿托品)都能与3D 超声心动图结合使用。潘生丁的优点在于不会显著增加心率，其价值在时间分辨率受限的技术中得以体现。在每一负荷级别采集图像前，静脉滴注或推注左心造影剂，可改善心内膜的显示效果。然而，对于基于数个心动周期的3DE 门控数据集而言，在数据采集过程中，使用造影剂以持续的静脉滴注更为恰当，这样可使微泡的浓度保持恒定。目前许多3DE 系统具有特殊的造影对比设置，这和2D 超声心动图的设置相似。

双平面模式 该模式可以同时采集胸骨旁长轴及胸骨旁短轴的数据，后者以在心尖方向侧向倾斜 $30-40^{\circ}$ 为最佳。从心尖途径，通过双平面模式可同时采集心尖四腔及二

腔图像。要矩阵换能器首先获取一解剖学上正确的四腔心切面，并将其置于显示屏幕的左侧。然后将换能器沿固定的 Y 轴（纵轴）旋转30°，使第二个成像平面（置于显示屏的右侧）的下壁在左，而前壁节段在右。其后，再将右侧图像旋转约240°，显示心尖长轴观,此时后壁位于左侧，而前间壁位于右侧。而显示屏左侧的图像保持不变，为心尖四腔观。因此，要记录全部必需的成像平面，必须要从两个超声心动图声窗中获取连续三次心动周期的数据。成像平面的方位必须逐一储存于超声心动图仪器内，从能同时并排显示静息和负荷成像供对比分析。

三平面模式 三平面数据采集不能从胸骨旁声窗获取，而是从单一的心尖声窗获取。在大多数患者中，三平面模式中夹角为60°时，可同时显示四腔、二腔与心尖长轴切面。此外，三平面成像省略了胸骨旁的记录，使探头方便地在单一的位置获取各负荷阶段的图像。所有三个成像平面的循环数据都予以分别储存，在分析时，就像传统的二维负荷超声心动图，可予以并排显示对比。

门控模式 在负荷试验中，门控3DE 数据的采集进一步减少了对心动周期数目的需求。负荷超声心动图全容积数据通常从单一的心尖途径获取，类似三平面模式。在大多数患者中，经胸骨旁途径记录的门控三维超声心动图数据并不能包容整个左心室，因此不予推荐。在每个负荷阶段,至少需获取一个全容积数据集。多平面，特别是全容积三维超声心动图负荷试验，与传统的二维超声心动图负荷试验的最主要区别，是显著地减少了完成试验的扫描时间。

基于其快速获取数据的方法，3DE 可更有效地在最大负荷时的短暂时窗内，特别是在运动负荷试验时，完成数据采集。在进行负荷试验时，用双平面或三平面的方法，可在运动负荷过程中心率较快时采样，从而有助于心肌缺血的检出。此外，一旦最佳声窗被认定后，在心尖扫描中不再需要改变换能器的位置。这无论对初学者和有经验的超声心动图工作者来说，数据的采集都会更加简捷（图 34）。

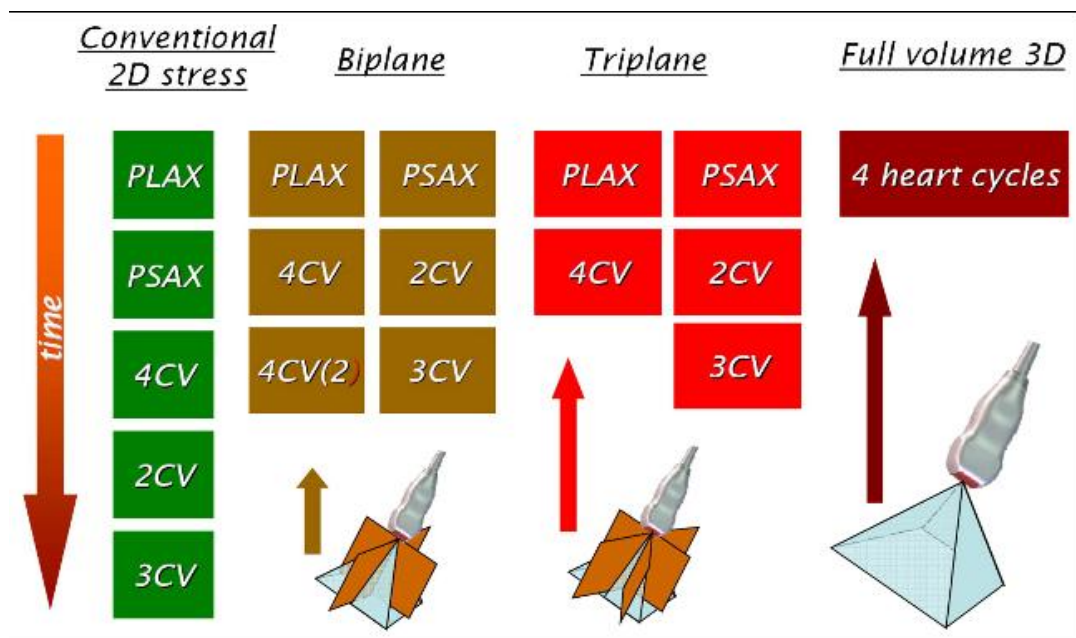


图 34. 该图表说明了，在传统二维超声心动图、多平面及全容积三维超声成像模式中，完整超声心动负荷试验所必需的单独图像数量的不同。随着获取数据数量的减少，完成试验所需的扫描时间会缩短。

4CV, 四腔心图像; PLAX, 胸骨旁长轴; PSAX, 胸骨旁短轴; 3CV, 三腔心图像); 2CV, 二腔心图像。

c. 分析方法

分析需要3DE 全容积数据集将整个左室纳入其中。为了优化容积的评估，在数据获取过程中，数据集的大小应调整适当，将无关的一些结构如右心室与左心房剔除。在可能的条件下，应利用三维超声系统的功能（使用更多的子容集）来提高容积率。

在有的3DE 系统中，全容积数据可在单个心动周期中获取，并有合理的容积率，从而可避免子容集的拼接伪影。如果数据集是来自

子容集的，在分析前应当先验证其完整性。为此，可从心尖作横断面切割，以检查子容集间有无拼接伪差。在分析时，可通过许多方法将左室全容积数据集进行切割，以获得类似传统的左室二维“切片”（图4）。一般包括三个长轴平面：心尖四腔、二腔、长轴和一系列短轴平面。这些短轴平面，通常有6或9个，从左室基底部到左室心尖等距排列（图35），类似于磁共振显像。

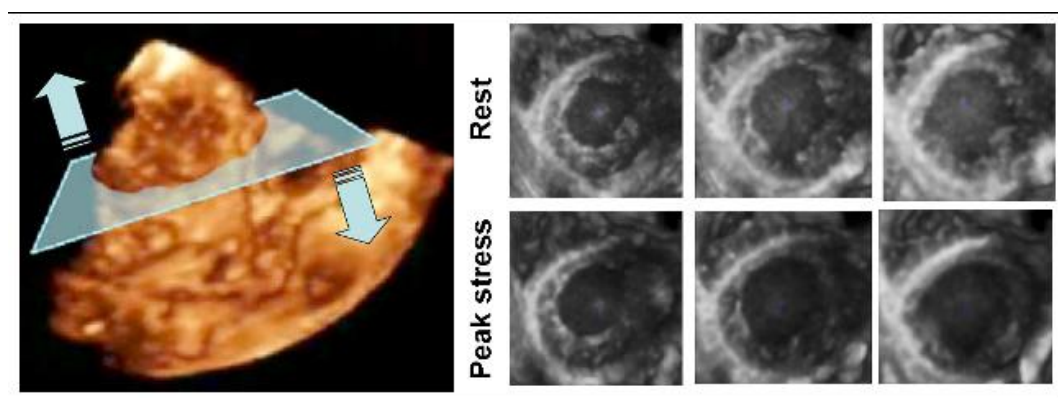


图 35. 三维经胸超声心动图数据集，从心尖声窗（左）获取，随后自左室心尖到左室基底部（右）切割成许多横断面。这种显示方式，在三维负荷试验中非常有用。

从心尖获取包括整个左心室的全容积数据集，可避免图像被短缩，这是其最大的优点。心尖的2D 图像，虽然从稍高位的肋间隙可获得较好质量的显像，但此举会导致左室图像的短缩，而不能显示真正的左室心尖。3D 超声心动图，在包括整个左室的数据集中，进行切割可建立无短缩的2DE 图像。而且，运用切割技术，可按三个向量调整切割平面，易于几何矫正，确保平面无离轴偏移。三维技术，使每一个平面都能被调整以确保其几何学上的准确性，而且可确保在不同负荷阶段间切面的可比性。

但是，手工切割左室数据集很费时。因此，3D 负荷超声心动图的软件，用自动切割来创建标准的 2D 切面，但这需要在获取心尖位全容积数据集时按标准的方位采集。对负荷前的基线自动切割平面，可以进行手工调整以获取标准的切面。软件会将其作为模板，创建在负荷试验各个阶段中的切面图像。在负荷的各个阶段中，也可进行手工调

整。有的三维负荷软件使用特征提取技术，预设了一个三维成像模板。在三维数据采集后，软件即可识别数据中的解剖学标志，进行自动切割，简化了切割的过程。除了从3D 数据集中用切割技术创建“标准”的2D 图像外，软件还可在回放过程中通过连续不断的移动或旋转，有效地创建无穷数量的切割平面。例如，将一个相当于四腔心的平面缓慢旋转180°，可能会发现在轴外的室壁运动的异常，不然可能会被遗漏。

d. 定向与显示

分析传统的2D 负荷超声心动图，通常将不同负荷阶段的同一切面并排对比。因此，将3D 负荷数据集的切割面，也予同样的并排格式显示，必受多数使用者的欢迎。新的3D 负荷软件已具备这种功能，因此，推荐在有条件是使用这种显像方法。为在屏幕上显示便于分析的图像大小和分辨率，所能显示的图像数目是有限的。因此，另一种图像显示

模式是仅选择一个切面，将其在负荷的各时段同时并排显示比较。

e. 临床验证和应用

评价3DE 负荷试验的多层面显像，与传统的2D 负荷试验相似，即评价负荷诱发的左室壁运动及增厚异常。将基线和各负荷时段的显像并排对比，使评价更为简便。为增加3DE 负荷技术的准确性，应注意调整显示平面以避免图像的短缩，并且须确保在负荷各时段扫描平面的可重复性，这将增加3DE 负荷技术的准确性。在评价负荷超声心动图的诊断和预后价值中，业已证明，不仅负荷诱发的区域室壁运动异常及其严重程度与冠脉病变的程度和预后的预测有关，而且射血分数及左室容积的改变也同等重要。^{[152],[153]}

3D 超声心动图可以更加准确地评价左室容积和射血分数，特别是对那些在静息状态下有室壁运动异常的患者，因此它有进一步提高2D 负荷心动图的准确性的潜力，但其在时间分辨率上仍有局限性。

左室同步失调，类似于收缩延缓，也是负荷诱发的心肌缺血的标志，能被3D 超声心动图及其他技术检测到。三维负荷试验籍其心肌收缩动态图（图11，左下）识别心肌延迟收缩的区域，可更准确地评价负荷诱发的心肌缺血的位置及程度。

三维负荷经胸超声心动图，能在单个心动周期获取全左室容积，有望在未来使用于临床实践。

18. 结论

目前在临床实践中，三维经胸超声心动图籍其所提供的容积信息，补充了常规二维超声心动图。然而，其全面的添补潜力尚待开发。[表7](#) 是编写组在3D超声心动图评估心脏功能和结构现有文献的基础上所提出的观点。本文是在现有的标准超声心动图系统和运软件的基础上，为进行三维经胸及经食管超声心动图的实践技术操作提出一份建议。随着未来的系统和软件的发展，一些具体细则会过时，然而充分理解了3D超声心动图的基本术语和方案，将不难跟踪新进展。重要的是要保持3D图像显示的统一规范，只有这样，才便于图像的解释及不同试验检查间的比较。（[表5](#)，[表6](#)）在不久的将来，具有较高的空间和时间分辨率的单个心搏全容积数据采集，以及大角度的实时三维超声心动图彩色多普勒成像，将付诸实现。所有这些进展将会继续提高三维超声心动图在日常临床实践中的应用和效率。

表 7. 三维超声心动图的适用总结

	临床建议	临床研究 前景	活跃的 研究领域	尚未研究
左心室功能评估				
容积	√			
形态			√	
射血分数	√			
不同步性			√	
质量		√		
右心室功能评估				
容积		√		
形态				√
射血分数		√		
左心房评估				
容积			√	
右心房评估				
容积				√
二尖瓣评估				
解剖结构	√			
狭窄	√			
返流			√	
三尖瓣				
解剖结构				√
狭窄				√
返流				√
肺动脉瓣评估				
解剖结构				√
狭窄				√
返流				√
主动脉瓣				
解剖结构		√		
狭窄		√		

返流	√
感染性心内膜炎	√
人工瓣膜	√
经导管操作的引导 *	√

* 二尖瓣夹，二尖瓣成形术，经导管主动脉瓣植入术，瓣周漏封堵术，房间隔缺损封堵术，室间隔缺损封堵术，及左心耳封堵术。

通知和免责声明

此报告是由 ASE 和 ESE 提供给他们会员的参考资料。这份报告仅有推荐作用，不能以此作为医疗实践决策或是作为对员工的纪律处罚的标准。该报告中的陈述及推荐主要是基于专家观点，而非科学验证数据。ASE 和 ESE 没有明示或暗示保证关于此报告信息的完整性或精确性，包括产品商销性或产品用途适用性。ASE 或 ESE 不会在任何情况下对你、你的病人、或是任何第三方做任何决定或由你或其他方面以来为该信息做出行动承担责任。ASE 或 ESE 也不会因你采用了我方提供的医疗建议或是与 ASE、ESE、你的病人或其他任何人发生任何医患关系承担责任。

参考文献

- Hung J, Lang R, Flachskampf F, Shernan SK, McCulloch ML, Adams DB, et al. **3D echocardiography: a review of the current status and future directions.***J Am Soc Echocardiogr.* 2007;20:213–233
- Fenster A, Downey DB, Cardinal HN. **Three-dimensional ultrasound imaging.***Phys Med Biol.* 2001;46:R67–R99
- Cao QL, Pandian NG, Azevedo J, Schwartz SL, Vogel M, Fulton D, et al. **Enhanced comprehension of dynamic cardiovascular anatomy by three-dimensional echocardiography with the use of mixed shading techniques.***Echocardiography.* 1994;11:627–633
- Rankin RN, Fenster A, Downey DB, Munk PL, Levin MF, Vellet AD. **Three-dimensional sonographic reconstruction: techniques and diagnostic applications.***AJR Am J Roentgenol.* 1993;161:695–702
- Pandian NG, Roelandt J, Nanda NC, Sugeng L, Cao QL, Azevedo J, et al. **Dynamic three-dimensional echocardiography: methods and clinical potential.***Echocardiography.* 1994;11:237–259
- Yang HS, Bansal RC, Mookadam F, Khandheria BK, Tajik AJ, Chandrasekaran K. **Practical guide for three-dimensional transthoracic echocardiography using a fully sampled matrix array transducer.***J Am Soc Echocardiogr.* 2008;21:979–989
- Zamorano J, Cordeiro P, Sugeng L, Perez de Isla L, Weinert L, Macaya C, et al. **Real-time three-dimensional echocardiography for rheumatic mitral valve stenosis evaluation: an accurate and novel approach.***J Am Coll Cardiol.* 2004;43:2091–2096
- Matsumura Y, Fukuda S, Tran H, Greenberg NL, Agler DA, Wada N, et al. **Geometry of the proximal isovelocity surface area in mitral regurgitation by 3-dimensional color Doppler echocardiography: difference between functional mitral regurgitation and prolapse regurgitation.***Am Heart J.* 2008;155:231–238
- Cheng TO, Xie MX, Wang XF, Wang Y, Lv Q. **Real-time 3-dimensional echocardiography in assessing atrial and ventricular septal defects:**

- an echocardiographic-surgical correlative study.*Am Heart J.* 2004;148:1091–1095**
10. Yoshitani H, Takeuchi M, Mor-Avi V, Otsuji Y, Hozumi T, Yoshiyama M. **Comparative diagnostic accuracy of multiplane and multislice three-dimensional dobutamine stress echocardiography in the diagnosis of coronary artery disease.***J Am Soc Echocardiogr.* 2009;22:437–442
 11. Badano LP, Muraru D, Rigo F, Del Mestre L, Ermacora D, Gianfagna P, et al. **High volume-rate three-dimensional stress echocardiography to assess inducible myocardial ischemia: a feasibility study.***J Am Soc Echocardiogr.* 2010;23:628–635
 12. Mor-Avi V, Sugeng L, Lang RM. **Real-time 3-dimensional echocardiography: an integral component of the routine echocardiographic examination in adult patients?.***Circulation.* 2009;119:314–329
 13. Kahlert P, Plicht B, Schenk IM, Janosi RA, Erbel R, Buck T. **Direct assessment of size and shape of noncircular vena contracta area in functional versus organic mitral regurgitation using real-time three-dimensional echocardiography.***J Am Soc Echocardiogr.* 2008;21:912–921
 14. Muraru D, Cardillo M, Livi U, Badano LP. **3-dimensional transesophageal echocardiographic assessment of papillary muscle rupture complicating acute myocardial infarction.***J Am Coll Cardiol.* 2010;56:e45
 15. Vegas A, Meineri M. **Core review: three-dimensional transesophageal echocardiography is a major advance for intraoperative clinical management of patients undergoing cardiac surgery: a core review.***Anesth Analg.* 2010;110:1548–1573
 16. Moustafa SE, Chandrasekaran K, Khandheria B, Tajik J, Mookadam F. **Real-time three-dimensional transesophageal echocardiography assessment of the mitral valve: perioperative advantages and game-changing findings.***J Heart Valve Dis.* 2011;20:114–122
 17. Faletra FF, Regoli F, Nucifora G, Auricchio A. **Real-time, fluoroless, anatomic-guided catheter navigation by 3D TEE during ablation procedures.***JACC Cardiovasc Imaging.* 2011;4:203–206
 18. Altioek E, Hamada S, van Hall S, Hanenberg M, Dohmen G, Almalla M, et al. **Comparison of direct planimetry of mitral valve regurgitation orifice area by three-dimensional transesophageal echocardiography to effective regurgitant orifice area obtained by proximal flow convergence method and vena contracta area determined by color Doppler echocardiography.***Am J Cardiol.* 2011;107:452–458
 19. Biaggi P, Gruner C, Jedrzkiewicz S, Karski J, Meineri M, Vegas A, et al. **Assessment of mitral valve prolapse by 3D TEE angled views are key.***JACC Cardiovasc Imaging.* 2011;4:94–97
 20. Otani K, Takeuchi M, Kaku K, Sugeng L, Yoshitani H, Haruki N, et al. **Assessment of the aortic root using real-time 3D transesophageal echocardiography.***Circ J.* 2010;74:2649–2657
 21. Pushparajah K, Miller OI, Simpson JM. **3D echocardiography of the atrial septum: anatomical features and landmarks for the echocardiographer.***JACC Cardiovasc Imaging.* 2010;3:981–984
 22. Faletra FF, Ho SY, Auricchio A. **Anatomy of right atrial structures by real-time 3D transesophageal echocardiography.***JACC Cardiovasc Imaging.* 2010;3:966–975
 23. Lee AP, Lam YY, Yip GW, Lang RM, Zhang Q, Yu CM. **Role of real time three-dimensional transesophageal echocardiography in guidance of interventional procedures in cardiology.***Heart.* 2010;96:1485–1493
 24. Flachskampf FA, Badano L, Daniel WG, Feneck RO, Fox KF, Fraser AG, et al.

- Recommendations for transoesophageal echocardiography: update 2010.***Eur J Echocardiogr.* 2010;11:557–576
25. Monaghan MJ. **Role of real time 3D echocardiography in evaluating the left ventricle.***Heart.* 2006;92:131–136
 26. Caiani EG, Coon P, Corsi C, Goonewardena S, Bardo D, Rafter P, et al. **Dual triggering improves the accuracy of left ventricular volume measurements by contrast-enhanced real-time 3-dimensional echocardiography.***J Am Soc Echocardiogr.* 2005;18:1292–1298
 27. Nucifora G, Marsan NA, Holman ER, Siebelink HM, van Werkhoven JM, Scholte AJ, et al. **Real-time 3-dimensional echocardiography early after acute myocardial infarction: incremental value of echo-contrast for assessment of left ventricular function.***Am Heart J.* 2009;157:882–888
 28. Jenkins C, Moir S, Chan J, Rakhit D, Haluska B, Marwick TH. **Left ventricular volume measurement with echocardiography: a comparison of left ventricular opacification, three-dimensional echocardiography, or both with magnetic resonance imaging.***Eur Heart J.* 2009;30:98–106
 29. Krenning BJ, Kirschbaum SW, Soliman OI, Nemes A, van Geuns RJ, Vletter WB, et al. **Comparison of contrast agent-enhanced versus non-contrast agent-enhanced real-time three-dimensional echocardiography for analysis of left ventricular systolic function.***Am J Cardiol.* 2007;100:1485–1489
 30. Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. **Recommendations for chamber quantification: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology.***J Am Soc Echocardiogr.* 2005;18:1440–1463
 31. Muraru D, Badano LP, Piccoli G, Gianfagna P, Del Mestre L, Ermacora D, et al. **Validation of a novel automated border-detection algorithm for rapid and accurate quantitation of left ventricular volumes based on three-dimensional echocardiography.***Eur J Echocardiogr.* 2010;11:359–368
 32. Mor-Avi V, Jenkins C, Kuhl HP, Nesser HJ, Marwick TH, Franke A, et al. **Real-time 3-dimensional echocardiographic quantification of left ventricular volumes: multicenter study for validation with magnetic resonance imaging and investigation of sources of error.***JACC Cardiovasc Imaging.* 2008;1:413–423
 33. Mannaerts HF, van der Heide JA, Kamp O, Stoel MG, Twisk J, Visser CA. **Early identification of left ventricular remodelling after myocardial infarction, assessed by transthoracic 3D echocardiography.***Eur Heart J.* 2004;25:680–687
 34. Caiani EG, Corsi C, Zamorano J, Sugeng L, MacEneaney P, Weinert L, et al. **Improved semiautomated quantification of left ventricular volumes and ejection fraction using 3-dimensional echocardiography with a full matrix-array transducer: comparison with magnetic resonance imaging.***J Am Soc Echocardiogr.* 2005;18:779–788
 35. Jenkins C, Bricknell K, Hanekom L, Marwick TH. **Reproducibility and accuracy of echocardiographic measurements of left ventricular parameters using real-time three-dimensional echocardiography.***J Am Coll Cardiol.* 2004;44:878–886
 36. Jacobs LD, Salgo IS, Goonewardena S, Weinert L, Coon P, Bardo D, et al. **Rapid online quantification of left ventricular volume from real-time three-dimensional echocardiographic data.***Eur Heart J.* 2006;27:460–468
 37. Shiota T, McCarthy PM, White RD, Qin JX, Greenberg NL, Flamm SD, et al. **Initial clinical experience of real-time three-dimensional**

- echocardiography in patients with ischemic and idiopathic dilated cardiomyopathy. *Am J Cardiol.* 1999;84:1068–1073**
38. Lee D, Fuisz AR, Fan PH, Hsu TL, Liu CP, Chiang HT. **Real-time 3-dimensional echocardiographic evaluation of left ventricular volume: correlation with magnetic resonance imaging—a validation study.** *J Am Soc Echocardiogr.* 2001;14:1001–1009
39. Chan J, Jenkins C, Khafagi F, Du L, Marwick T. **What is the optimal clinical technique for measurement of left ventricular volume after myocardial infarction? A comparative study of 3-dimensional echocardiography, single photon emission computed tomography, and cardiac magnetic resonance imaging.** *J Am Soc Echocardiogr.* 2006;19:192–201
40. Sugeng L, Mor-Avi V, Weinert L, Niel J, Ebner C, Steringer-Mascherbauer R, et al. **Quantitative assessment of left ventricular size and function: side-by-side comparison of real-time three-dimensional echocardiography and computed tomography with magnetic resonance reference.** *Circulation.* 2006;114:654–661
41. Corsi C, Lang RM, Veronesi F, Weinert L, Caiani EG, MacEneaney P, et al. **Volumetric quantification of global and regional left ventricular function from real-time three-dimensional echocardiographic images.** *Circulation.* 2005;112:1161–1170
42. Bicudo LS, Tsutsui JM, Shiozaki A, Rochitte CE, Arteaga E, Mady C, et al. **Value of real time three-dimensional echocardiography in patients with hypertrophic cardiomyopathy: comparison with two-dimensional echocardiography and magnetic resonance imaging.** *Echocardiography.* 2008;25:717–726
43. Zeidan Z, Erbel R, Barkhausen J, Hunold P, Bartel T, Buck T. **Analysis of global systolic and diastolic left ventricular performance using volume-time curves by real-time three-dimensional echocardiography.** *J Am Soc Echocardiogr.* 2003;16:29–37
44. Kuhl HP, Schreckenber M, Rulands D, Katoh M, Schafer W, Schummers G, et al. **High-resolution transthoracic real-time three-dimensional echocardiography: quantitation of cardiac volumes and function using semi-automatic border detection and comparison with cardiac magnetic resonance imaging.** *J Am Coll Cardiol.* 2004;43:2083–2090
45. Gutierrez-Chico JL, Zamorano JL, Perez de Isla L, Orejas M, Almeria C, Rodrigo JL, et al. **Comparison of left ventricular volumes and ejection fractions measured by three-dimensional echocardiography versus by two-dimensional echocardiography and cardiac magnetic resonance in patients with various cardiomyopathies.** *Am J Cardiol.* 2005;95:809–813
46. Nikitin NP, Constantin C, Loh PH, Ghosh J, Lukaschuk EI, Bennett A, et al. **New generation 3-dimensional echocardiography for left ventricular volumetric and functional measurements: comparison with cardiac magnetic resonance.** *Eur J Echocardiogr.* 2006;7:365–372
47. van den Bosch AE, Robbers-Visser D, Krenning BJ, Voormolen MM, McGhie JS, Helbing WA, et al. **Real-time transthoracic three-dimensional echocardiographic assessment of left ventricular volume and ejection fraction in congenital heart disease.** *J Am Soc Echocardiogr.* 2006;19:1–6
48. Pouleur AC, le Polain de Waroux JB, Pasquet A, Gerber BL, Gerard O, Allain P, et al. **Assessment of left ventricular mass and volumes by three-dimensional echocardiography in patients with or without wall motion abnormalities: comparison against cine magnetic resonance imaging.** *Heart.* 2008;94:1050–1057
49. Qi X, Cogar B, Hsiung MC, Nanda NC, Miller AP, Yelamanchili P, et al. **Live/real time three-dimensional transthoracic**

- echocardiographic assessment of left ventricular volumes, ejection fraction, and mass compared with magnetic resonance imaging.*Echocardiography.* 2007;24:166–173**
50. Soliman OI, Kirschbaum SW, van Dalen BM, van der Zwaan HB, Mahdavian DB, Vletter WB, et al. **Accuracy and reproducibility of quantitation of left ventricular function by real-time three-dimensional echocardiography versus cardiac magnetic resonance.***Am J Cardiol.* 2008;102:778–783
 51. Jenkins C, Chan J, Hanekom L, Marwick TH. **Accuracy and feasibility of online 3-dimensional echocardiography for measurement of left ventricular parameters.***J Am Soc Echocardiogr.* 2006;19:1119–1128
 52. Shimada YJ, Shiota T. **A meta-analysis and investigation for the source of bias of left ventricular volumes and function by three-dimensional echocardiography in comparison with magnetic resonance imaging.***Am J Cardiol.* 2011;107:126–138
 53. Caiani EG, Corsi C, Sugeng L, MacEneaney P, Weinert L, Mor-Avi V, et al. **Improved quantification of left ventricular mass based on endocardial and epicardial surface detection with real time three dimensional echocardiography.***Heart.* 2006;92:213–219
 54. Mor-Avi V, Sugeng L, Weinert L, MacEneaney P, Caiani EG, Koch R, et al. **Fast measurement of left ventricular mass with real-time three-dimensional echocardiography: comparison with magnetic resonance imaging.***Circulation.* 2004;110:1814–1818
 55. Qin JX, Jones M, Travaglini A, Song JM, Li J, White RD, et al. **The accuracy of left ventricular mass determined by real-time three-dimensional echocardiography in chronic animal and clinical studies: a comparison with postmortem examination and magnetic resonance imaging.***J Am Soc Echocardiogr.* 2005;18:1037–1043
 56. Oe H, Hozumi T, Arai K, Matsumura Y, Negishi K, Sugioka K, et al. **Comparison of accurate measurement of left ventricular mass in patients with hypertrophied hearts by real-time three-dimensional echocardiography versus magnetic resonance imaging.***Am J Cardiol.* 2005;95:1263–1267
 57. van den Bosch AE, Robbers-Visser D, Krenning BJ, McGhie JS, Helbing WA, Meijboom FJ, et al. **Comparison of real-time three-dimensional echocardiography to magnetic resonance imaging for assessment of left ventricular mass.***Am J Cardiol.* 2006;97:113–117
 58. Takeuchi M, Nishikage T, Mor-Avi V, Sugeng L, Weinert L, Nakai H, et al. **Measurement of left ventricular mass by real-time three-dimensional echocardiography: validation against magnetic resonance and comparison with two-dimensional and m-mode measurements.***J Am Soc Echocardiogr.* 2008;21:1001–1005
 59. Takeuchi M, Jacobs A, Sugeng L, Nishikage T, Nakai H, Weinert L, et al. **Assessment of left ventricular dyssynchrony with real-time 3-dimensional echocardiography: comparison with Doppler tissue imaging.***J Am Soc Echocardiogr.* 2007;20:1321–1329
 60. Marsan NA, Bleeker GB, Ypenburg C, Ghio S, van de Veire NR, Holman ER, et al. **Real-time three-dimensional echocardiography permits quantification of left ventricular mechanical dyssynchrony and predicts acute response to cardiac resynchronization therapy.***J Cardiovasc Electrophysiol.* 2008;19:392–399
 61. Marsan NA, Bleeker GB, Ypenburg C, van Bommel RJ, Ghio S, van de Veire NR, et al. **Real-time three-dimensional echocardiography as a novel approach to assess left ventricular and left atrium reverse remodeling and to predict response to cardiac resynchronization therapy.***Heart Rhythm.* 2008;5:1257–1264
 62. Kleijn SA, van Dijk J, de Cock CC, Allaart CP, van Rossum AC, Kamp O. **Assessment of intraventricular mechanical dyssynchrony**

- and prediction of response to cardiac resynchronization therapy: comparison between tissue Doppler imaging and real-time three-dimensional echocardiography.*J Am Soc Echocardiogr.* 2009;22:1047–1054**
63. Soliman OI, Geleijnse ML, Theuns DA, van Dalen BM, Vletter WB, Jordaens LJ, et al. **Usefulness of left ventricular systolic dyssynchrony by real-time three-dimensional echocardiography to predict long-term response to cardiac resynchronization therapy.***Am J Cardiol.* 2009;103:1586–1591
 64. Becker M, Hoffmann R, Schmitz F, Hundemer A, Kuhl H, Schauerte P, et al. **Relation of optimal lead positioning as defined by three-dimensional echocardiography to long-term benefit of cardiac resynchronization.***Am J Cardiol.* 2007;100:1671–1676
 65. Mor-Avi V, Lang RM. **The use of real-time three-dimensional echocardiography for the quantification of left ventricular volumes and function.***Curr Opin Cardiol.* 2009;24:402–409
 66. Monaghan M. **Echocardiographic assessment of left ventricular dyssynchrony—is three-dimensional echocardiography just the latest kid on the block?.***J Am Soc Echocardiogr.* 2009;22:240–241
 67. Perez de Isla L, Balcones DV, Fernandez-Golfin C, Marcos-Alberca P, Almeria C, Rodrigo JL, et al. **Three-dimensional-wall motion tracking: a new and faster tool for myocardial strain assessment: comparison with two-dimensional-wall motion tracking.***J Am Soc Echocardiogr.* 2009;22:325–330
 68. Meitens LL, Friedberg MK. **Imaging the right ventricle—current state of the art.***Nat Rev Cardiol.* 2010;7:551–563
 69. Mangion JR. **Right ventricular imaging by two-dimensional and three-dimensional echocardiography.***Curr Opin Cardiol.* 2010;25:423–429
 70. Sukmawan R, Watanabe N, Ogasawara Y, Yamaura Y, Yamamoto K, Wada N, et al. **Geometric changes of tricuspid valve tenting in tricuspid regurgitation secondary to pulmonary hypertension quantified by novel system with transthoracic real-time 3-dimensional echocardiography.***J Am Soc Echocardiogr.* 2007;20:470–476
 71. Sugeng L, Mor-Avi V, Weinert L, Niel J, Ebner C, Steringer-Mascherbauer R, et al. **Multimodality comparison of quantitative volumetric analysis of the right ventricle.***JACC Cardiovasc Imaging.* 2010;3:10–18
 72. Shiota T. **3D echocardiography: evaluation of the right ventricle.***Curr Opin Cardiol.* 2009;24:410–414
 73. Tamborini G, Brusoni D, Torres Molina JE, Galli CA, Maltagliati A, Muratori M, et al. **Feasibility of a new generation three-dimensional echocardiography for right ventricular volumetric and functional measurements.***Am J Cardiol.* 2008;102:499–505
 74. Gopal AS, Chukwu EO, Iwuchukwu CJ, Katz AS, Toole RS, Schapiro W, et al. **Normal values of right ventricular size and function by real-time 3-dimensional echocardiography: comparison with cardiac magnetic resonance imaging.***J Am Soc Echocardiogr.* 2007;20:445–455
 75. Niemann PS, Pinho L, Balbach T, Galuschky C, Blankenhagen M, Silberbach M, et al. **Anatomically oriented right ventricular volume measurements with dynamic three-dimensional echocardiography validated by 3-Tesla magnetic resonance imaging.***J Am Coll Cardiol.* 2007;50:1668–1676
 76. Kjaergaard J, Petersen CL, Kjaer A, Schaadt BK, Oh JK, Hassager C. **Evaluation of right ventricular volume and function by 2D and 3D echocardiography compared to MRI.***Eur J Echocardiogr.* 2006;7:430–438
 77. Kjaergaard J, Sogaard P, Hassager C.

- Quantitative echocardiographic analysis of the right ventricle in healthy individuals.***J Am Soc Echocardiogr.* 2006;19:1365–1372
78. Tamborini G, Marsan NA, Gripari P, Maffessanti F, Brusoni D, Muratori M, et al. **Reference values for right ventricular volumes and ejection fraction with real-time three-dimensional echocardiography: evaluation in a large series of normal subjects.***J Am Soc Echocardiogr.* 2010;23:109–115
79. Kjaergaard J, Hastrup SJ, Sogaard P, Chen X, Bay NH, Kober L, et al. **Advanced quantitative echocardiography in arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy.***J Am Soc Echocardiogr.* 2007;20:27–35
80. Acar P, Abadir S, Roux D, Taktak A, Dulac Y, Glock Y, et al. **Ebstein's anomaly assessed by real-time 3-D echocardiography.***Ann Thorac Surg.* 2006;82:731–733
81. Grewal J, Majdalany D, Syed I, Pellikka P, Warnes CA. **Three-dimensional echocardiographic assessment of right ventricular volume and function in adult patients with congenital heart disease: comparison with magnetic resonance imaging.***J Am Soc Echocardiogr.* 2010;23:127–133
82. Scheurer M, Bandisode V, Ruff P, Atz A, Shirali G. **Early experience with real-time three-dimensional echocardiographic guidance of right ventricular biopsy in children.***Echocardiography.* 2006;23:45–49
83. Tamborini G, Muratori M, Brusoni D, Celeste F, Maffessanti F, Caiani EG, et al. **Is right ventricular systolic function reduced after cardiac surgery? A two- and three-dimensional echocardiographic study.***Eur J Echocardiogr.* 2009;10:630–634
84. Lancellotti P, Moura L, Pierard LA, Agricola E, Popescu BA, Tribouilloy C, et al. **European Association of Echocardiography recommendations for the assessment of valvular regurgitation. Part 2: mitral and tricuspid regurgitation (native valve disease).***Eur J Echocardiogr.* 2010;11:307–332
85. Levine RA, Durst R. **Mitral valve prolapse: a deeper look.***JACC Cardiovasc Imaging.* 2008;1:304–306
86. Sugeng L, Coon P, Weinert L, Jolly N, Lammertin G, Bednarz JE, et al. **Use of real-time 3-dimensional transthoracic echocardiography in the evaluation of mitral valve disease.***J Am Soc Echocardiogr.* 2006;19:413–421
87. Gutierrez-Chico JL, Zamorano Gomez JL, Rodrigo-Lopez JL, Mataix L, Perez de Isla L, Almeria-Valera C, et al. **Accuracy of real-time 3-dimensional echocardiography in the assessment of mitral prolapse. Is transesophageal echocardiography still mandatory?***Am Heart J.* 2008;155:694–698
88. Tamborini G, Muratori M, Maltagliati A, Galli CA, Naliato M, Zanobini M, et al. **Pre-operative transthoracic real-time three-dimensional echocardiography in patients undergoing mitral valve repair: accuracy in cases with simple vs. complex prolapse lesions.***Eur J Echocardiogr.* 2010;11:778–785
89. Pepi M, Tamborini G, Maltagliati A, Galli CA, Sisillo E, Salvi L, et al. **Head-to-head comparison of two- and three-dimensional transthoracic and transesophageal echocardiography in the localization of mitral valve prolapse.***J Am Coll Cardiol.* 2006;48:2524–2530
90. Grewal J, Mankad S, Freeman WK, Click RL, Suri RM, Abel MD, et al. **Real-time three-dimensional transesophageal echocardiography in the intraoperative assessment of mitral valve disease.***J Am Soc Echocardiogr.* 2009;22:34–41
91. Garcia-Fernandez MA, Cortes M, Garcia-Robles JA, Gomez de Diego JJ, Perez-David E, Garcia E. **Utility of real-time three-dimensional transesophageal**

- echocardiography in evaluating the success of percutaneous transcatheter closure of mitral paravalvular leaks.*J Am Soc Echocardiogr.* 2010;23:26–32**
92. Becerra JM, Almeria C, Perez de Isla L, Zamorano J. **Usefulness of 3D transoesophageal echocardiography for guiding wires and closure devices in mitral perivalvular leaks.***Eur J Echocardiogr.* 2009;10:979–981
93. Kim MS, Casserly IP, Garcia JA, Klein AJ, Salcedo EE, Carroll JD. **Percutaneous transcatheter closure of prosthetic mitral paravalvular leaks: are we there yet?.***JACC Cardiovasc Interv.* 2009;2:81–90
94. Tsang W, Lang RM, Kronzon I. **Role of real-time three dimensional echocardiography in cardiovascular interventions.***Heart.* 2011;97:850–857
95. Chandra S, Salgo IS, Sugeng L, Weinert L, Settlemier SH, Mor-Avi V, et al. **A three-dimensional insight into the complexity of flow convergence in mitral regurgitation: adjunctive benefit of anatomic regurgitant orifice area.***Am J Physiol Heart Circ Physiol.* 2011;301:H1015–H1024
96. Perez de Isla L, Casanova C, Almeria C, Rodrigo JL, Cordeiro P, Mataix L, et al. **Which method should be the reference method to evaluate the severity of rheumatic mitral stenosis? Gorlin’s method versus 3D-echo.***Eur J Echocardiogr.* 2007;8:470–473
97. Anwar AM, Attia WM, Nosir YF, Soliman OI, Mosad MA, Othman M, et al. **Validation of a new score for the assessment of mitral stenosis using real-time three-dimensional echocardiography.***J Am Soc Echocardiogr.* 2010;23:13–22
98. De SR, Glombitza G, Vahl CF, Albers J, Meinzer HP, Hagl S. **Three-dimensional color Doppler: a clinical study in patients with mitral regurgitation.***J Am Coll Cardiol.* 1999;33:1646–1654
99. Anderson RH. **Clinical anatomy of the aortic root.***Heart.* 2000;84:670–673
100. Kaspřáček JD, Nosir YF, Dall’Agata A, Elhendy A, Taams M, Ten Cate FJ, et al. **Quantification of the aortic valve area in three-dimensional echocardiographic data sets: analysis of orifice overestimation resulting from suboptimal cut-plane selection.***Am Heart J.* 1998;135:995–1003
101. Suradi H, Byers S, Green-Hess D, Gradus-Pizlo I, Sawada S, Feigenbaum H. **Feasibility of using real time “live 3D” echocardiography to visualize the stenotic aortic valve.***Echocardiography.* 2010;27:1011–1020
102. de la Morena G, Saura D, Oliva MJ, Soria F, Gonzalez J, Garcia M, et al. **Real-time three-dimensional transoesophageal echocardiography in the assessment of aortic valve stenosis.***Eur J Echocardiogr.* 2010;11:9–13
103. Nakai H, Takeuchi M, Yoshitani H, Kaku K, Haruki N, Otsuji Y. **Pitfalls of anatomical aortic valve area measurements using two-dimensional transoesophageal echocardiography and the potential of three-dimensional transoesophageal echocardiography.***Eur J Echocardiogr.* 2010;11:369–376
104. Gutierrez-Chico JL, Zamorano JL, Prieto-Moriche E, Hernandez-Antolin RA, Bravo-Amaro M, Perez de Isla L, et al. **Real-time three-dimensional echocardiography in aortic stenosis: a novel, simple, and reliable method to improve accuracy in area calculation.***Eur Heart J.* 2008;29:1296–1306
105. Poh KK, Levine RA, Solis J, Shen L, Flaherty M, Kang YJ, et al. **Assessing aortic valve area in aortic stenosis by continuity equation: a novel approach using real-time three-dimensional echocardiography.***Eur Heart J.* 2008;29:2526–2535
106. Goland S, Trento A, Iida K, Czer LS, De RM, Naqvi TZ, et al. **Assessment of aortic stenosis by three-dimensional echocardiography: an**

- accurate and novel approach.*Heart*. 2007;93:801–807
107. Ge S, Warner JG, Abraham TP, Kon ND, Brooker RF, Nomeir AM, et al. **Three-dimensional surface area of the aortic valve orifice by three-dimensional echocardiography: clinical validation of a novel index for assessment of aortic stenosis.***Am Heart J*. 1998;136:1042–1050
 108. Messika-Zeitoun D, Serfaty JM, Brochet E, Ducrocq G, Lepage L, Detaint D, et al. **Multimodal assessment of the aortic annulus diameter: implications for transcatheter aortic valve implantation.***J Am Coll Cardiol*. 2010;55:186–194
 109. Doddamani S, Bello R, Friedman MA, Banerjee A, Bowers JH, Kim B, et al. **Demonstration of left ventricular outflow tract eccentricity by real time 3D echocardiography: implications for the determination of aortic valve area.***Echocardiography*. 2007;24:860–866
 110. Shahgaldi K, Manouras A, Brodin LA, Winter R. **Direct measurement of left ventricular outflow tract area using three-dimensional echocardiography in biplane mode improves accuracy of stroke volume assessment.***Echocardiography*. 2010;27:1078–1085
 111. Doddamani S, Grushko MJ, Makaryus AN, Jain VR, Bello R, Friedman MA, et al. **Demonstration of left ventricular outflow tract eccentricity by 64-slice multi-detector CT.***Int J Cardiovasc Imaging*. 2009;25:175–181
 112. Chin CH, Chen CH, Lo HS. **The correlation between three-dimensional vena contracta area and aortic regurgitation index in patients with aortic regurgitation.***Echocardiography*. 2010;27:161–166
 113. Fang L, Hsiung MC, Miller AP, Nanda NC, Yin WH, Young MS, et al. **Assessment of aortic regurgitation by live three-dimensional transthoracic echocardiographic measurements of vena contracta area: usefulness and validation.***Echocardiography*. 2005;22:775–781
 114. Kelly NF, Platts DG, Burstow DJ. **Feasibility of pulmonary valve imaging using three-dimensional transthoracic echocardiography.***J Am Soc Echocardiogr*. 2010;23:1076–1080
 115. Anwar AM, Soliman O, van den Bosch AE, McGhie JS, Geleijnse ML, Ten Cate FJ, et al. **Assessment of pulmonary valve and right ventricular outflow tract with real-time three-dimensional echocardiography.***Int J Cardiovasc Imaging*. 2007;23:167–175
 116. Pothineni KR, Wells BJ, Hsiung MC, Nanda NC, Yelamanchili P, Suwanjuthat T, et al. **Live/real time three-dimensional transthoracic echocardiographic assessment of pulmonary regurgitation.***Echocardiography*. 2008;25:911–917
 117. Fukuda S, Saracino G, Matsumura Y, Daimon M, Tran H, Greenberg NL, et al. **Three-dimensional geometry of the tricuspid annulus in healthy subjects and in patients with functional tricuspid regurgitation: a real-time, 3-dimensional echocardiographic study.***Circulation*. 2006;114:I492–I498
 118. Ton-Nu TT, Levine RA, Handschumacher MD, Dorer DJ, Yosefy C, Fan D, et al. **Geometric determinants of functional tricuspid regurgitation: insights from 3-dimensional echocardiography.***Circulation*. 2006;114:143–149
 119. Anwar AM, Soliman OI, Nemes A, van Geuns RJ, Geleijnse ML, Ten Cate FJ. **Value of assessment of tricuspid annulus: real-time three-dimensional echocardiography and magnetic resonance imaging.***Int J Cardiovasc Imaging*. 2007;23:701–705
 120. Anwar AM, Geleijnse ML, Soliman OI, McGhie JS, Frowijn R, Nemes A, et al. **Assessment of normal tricuspid valve anatomy in adults by real-time three-dimensional echocardiography.***Int J Cardiovasc Imaging*. 2007;23:717–724

121. Muraru D, Badano LP, Sarais C, Solda E, Iliceto S. **Evaluation of tricuspid valve morphology and function by transthoracic three-dimensional echocardiography.***Curr Cardiol Rep.* 2011;13:242–249
122. Badano LP, Agricola E, Perez de Isla L, Gianfagna P, Zamorano JL. **Evaluation of the tricuspid valve morphology and function by transthoracic real-time three-dimensional echocardiography.***Eur J Echocardiogr.* 2009;10:477–484
123. Pothineni KR, Duncan K, Yelamanchili P, Nanda NC, Patel V, Fan P, et al. **Live/real time three-dimensional transthoracic echocardiographic assessment of tricuspid valve pathology: incremental value over the two-dimensional technique.***Echocardiography.* 2007;24:541–552
124. Abadir S, Leobon B, Acar P. **Assessment of tricuspid regurgitation mechanism by three-dimensional echocardiography in an adult patient with congenitally corrected transposition of the great arteries.***Arch Cardiovasc Dis.* 2009;102:459–460
125. Enar S, Singh P, Douglas C, Panwar SR, Manda J, Kesanolla SK, et al. **Live/real time three-dimensional transthoracic echocardiographic assessment of transposition of the great arteries in the adult.***Echocardiography.* 2009;26:1095–1104
126. Takahashi K, Inage A, Rebeyka IM, Ross DB, Thompson RB, Mackie AS, et al. **Real-time 3-dimensional echocardiography provides new insight into mechanisms of tricuspid valve regurgitation in patients with hypoplastic left heart syndrome.***Circulation.* 2009;120:1091–1098
127. Seo Y, Ishizu T, Nakajima H, Sekiguchi Y, Watanabe S, Aonuma K. **Clinical utility of 3-dimensional echocardiography in the evaluation of tricuspid regurgitation caused by pacemaker leads.***Circ J.* 2008;72:1465–1470
128. Velayudhan DE, Brown TM, Nanda NC, Patel V, Miller AP, Mehmood F, et al. **Quantification of tricuspid regurgitation by live three-dimensional transthoracic echocardiographic measurements of vena contracta area.***Echocardiography.* 2006;23:793–800
129. Faletra FF, Nucifora G, Ho SY. **Imaging the atrial septum using real-time three-dimensional transesophageal echocardiography: technical tips, normal anatomy, and its role in transeptal puncture.***J Am Soc Echocardiogr.* 2011;24:593–599
130. Loukas M, Tubbs RS, Tongson JM, Polepalli S, Curry B, Jordan R, et al. **The clinical anatomy of the crista terminalis, pectinate muscles and the teniae sagittalis.***Ann Anat.* 2008;190:81–87
131. Olgin JE, Kalman JM, Saxon LA, Lee RJ, Lesh MD. **Mechanism of initiation of atrial flutter in humans: site of unidirectional block and direction of rotation.***J Am Coll Cardiol.* 1997;29:376–384
132. Cabrera JA, Sanchez-Quintana D, Ho SY, Medina A, Anderson RH. **The architecture of the atrial musculature between the orifice of the inferior caval vein and the tricuspid valve: the anatomy of the isthmus.***J Cardiovasc Electrophysiol.* 1998;9:1186–1195
133. Ho SY. **Pulmonary vein ablation in atrial fibrillation: does anatomy matter?.***J Cardiovasc Electrophysiol.* 2003;14:156–157
134. Miyasaka Y, Tsujimoto S, Maeba H, Yuasa F, Takehana K, Dote K, et al. **Left atrial volume by real-time three-dimensional echocardiography: validation by 64-slice multidetector computed tomography.***J Am Soc Echocardiogr.* 2011;24:680–686
135. Marsan NA, Tops LF, Holman ER, van de Veire NR, Zeppenfeld K, Boersma E, et al. **Comparison of left atrial volumes and function by real-time three-dimensional echocardiography in patients having catheter ablation for atrial fibrillation with persistence of sinus rhythm versus recurrent**

- atrial fibrillation three months later.*Am J Cardiol.* 2008;102:847–853**
136. Delgado V, Vidal B, Sitges M, Tamborero D, Mont L, Berrueto A, et al. **Fate of left atrial function as determined by real-time three-dimensional echocardiography study after radiofrequency catheter ablation for the treatment of atrial fibrillation.***Am J Cardiol.* 2008;101:1285–1290
 137. Maurice SM, Palmer AS, Miller AJ, Greene R. **Lymphatic drainage of the heart in the laboratory rat.***Lymphology.* 2001;34:145–148
 138. Syed TM, Halperin JL. **Left atrial appendage closure for stroke prevention in atrial fibrillation: state of the art and current challenges.***Nat Clin Pract Cardiovasc Med.* 2007;4:428–435
 139. Ernst G, Stollberger C, Abzieher F, Veit-Dirscherl W, Bonner E, Bibus B, et al. **Morphology of the left atrial appendage.***Anat Rec.* 1995;242:553–561
 140. Palmer AS, Miller AJ, Greene R. **The lymphatic drainage of the left ventricle in the Yucatan minipig.***Lymphology.* 1998;31:30–33
 141. Al-Saady NM, Obel OA, Camm AJ. **Left atrial appendage: structure, function, and role in thromboembolism.***Heart.* 1999;82:547–554
 142. Veinot JP, Harrity PJ, Gentile F, Khandheria BK, Bailey KR, Eickholt JT, et al. **Anatomy of the normal left atrial appendage: a quantitative study of age-related changes in 500 autopsy hearts: implications for echocardiographic examination.***Circulation.* 1997;96:3112–3115
 143. Walimbe V, Garcia M, Lalude O, Thomas J, Shekhar R. **Quantitative real-time 3-dimensional stress echocardiography: a preliminary investigation of feasibility and effectiveness.***J Am Soc Echocardiogr.* 2007;20:13–22
 144. Peteiro J, Pinon P, Perez R, Monserrat L, Perez D, Castro-Beiras A. **Comparison of 2- and 3-dimensional exercise echocardiography for the detection of coronary artery disease.***J Am Soc Echocardiogr.* 2007;20:959–967
 145. Aggeli C, Giannopoulos G, Misovoulos P, Roussakis G, Christoforatu E, Kokkinakis C, et al. **Real-time three-dimensional dobutamine stress echocardiography for coronary artery disease diagnosis: validation with coronary angiography.***Heart.* 2007;93:672–675
 146. Matsumura Y, Hozumi T, Arai K, Sugioka K, Ujino K, Takemoto Y, et al. **Non-invasive assessment of myocardial ischaemia using new real-time three-dimensional dobutamine stress echocardiography: comparison with conventional two-dimensional methods.***Eur Heart J.* 2005;26:1625–1632
 147. Eroglu E, D’hooge J, Herbots L, et al. **Comparison of real-time tri-plane and conventional 2D dobutamine stress echocardiography for the assessment of coronary artery disease.***Eur Heart J.* 2006;27:1719–1724
 148. Yang HS, Pellikka PA, McCully RB, Oh JK, Kukuzke JA, Khandheria BK, et al. **Role of biplane and biplane echocardiographically guided 3-dimensional echocardiography during dobutamine stress echocardiography.***J Am Soc Echocardiogr.* 2006;19:1136–1143
 149. Varnero S, Santagata P, Pratali L, Basso M, Gandolfo A, Bellotti P. **Head to head comparison of 2D vs real time 3D dipyridamole stress echocardiography.***Cardiovasc Ultrasound.* 2008;6:31
 150. Pulerwitz T, Hirata K, Abe Y, Otsuka R, Herz S, Okajima K, et al. **Feasibility of using a real-time 3-dimensional technique for contrast dobutamine stress echocardiography.***J Am Soc Echocardiogr.* 2006;19:540–545
 151. Takeuchi M, Otani S, Weinert L, Spencer KT, Lang RM. **Comparison of contrast-enhanced real-time live 3-dimensional dobutamine stress echocardiography with contrast 2-dimensional echocardiography for detecting stress-induced wall-motion abnormalities.***J Am Soc Echocardiogr.*

- 2006;19:294–299
152. Chuah SC, Pellikka PA, Roger VL, McCully RB, Seward JB. **Role of dobutamine stress echocardiography in predicting outcome in 860 patients with known or suspected coronary artery disease.***Circulation.* 1998;97:1474–1480
153. Arruda AM, McCully RB, Oh JK, Mahoney DW, Seward JB, Pellikka PA. **Prognostic value of exercise echocardiography in patients after coronary artery bypass surgery.***Am J Cardiol.* 2001;87:1069–1073