

指南与规范

关于儿童超声心动图操作过程中定量方法的建议： 美国超声心动图学会儿童及先天性心脏病委员会 儿童测量方法编写小组的报告

Leo Lopez, MD, FASE, Chair, Steven D. Colan, MD, FASE, Peter C. Frommelt, MD, FASE,
Gregory J. Ensing, MD, FASE, Kathleen Kendall, RDCS, FASE, Adel K. Younoszai, MD, FASE,
Wyman W. Lai, MD, MPH, FASE, and Tal Geva, MD, FASE, Bronx and New York, New York; Boston,

Massachusetts; Milwaukee, Wisconsin; Ann Arbor, Michigan; Houston, Texas; Denver, Colorado

中文版翻译： 中国医学科学院阜外心血管病医院 王浩
中国第四军医大学西京医院 张军

中文版校对： 中国北京协和医院 徐南图
美国内布拉斯加大学 谢峰

关键词： 儿童的量化，测量方法，Z 评分，标准化数据库

认证声明：

美国超声心动图学会继续教育认证委员会授权，为医师提供继续教育培训。

美国超声心动图学会认定该教育活动最多可以获得 1.5 个 AMA PRA 一类学分。医师应根据自身参加培训的情况申报学分。

美国超声医学诊断注册机构(ARDMS)和心血管资格认定国际(CCI)承认美国超声心动图学会颁发的证书，并特许此学分用于超声技师注册所需。

美国超声心动图学会致力于确保教学任务和所有受资助的教学项目不受任何公司或者个人特殊利益的影响，要求所有作者必须有效地解决所存在的经济利益问题，保证教学活动的目标和公正性不受伤害。尽管在经济资助或者职业领域与公司保持关联未必会影响作者的表现，但是继续医学教育认证委员会所关注的重点和相关政策要求作者必须在文章发表前解决所有可能与活动的教育价值存在利益冲突的关系，并且向听众披露。如果专家成员有商业赞助关系，都已经进行了申明。

培训对象：

本项目针对所有心血管医师、心脏超声技师以及对超声心动图领域有兴趣的护士；此外，也包括那些对心瓣膜病感兴趣的住院医师、科研人员、临床医生、超声技术人员和其它医学专业人员。

目标：

读完这篇文章后，读者将能更好地：

1. 回顾在儿童人群中获取最佳图像和定量测量心内结构的技术。
2. 阐明根据身体尺寸的影响调整心血管结构测量方法的重要性。
3. 确定儿童肺静脉、腔静脉、心房和房室瓣定量测量的常规操作步骤。
4. 确认并应用建议的超声心动图方法，评估左、右心室大小和收缩功能。
5. 确定最佳切面和合适的解剖位置以便正确测量升主动脉近段、主动脉弓近段和远段以及降主动脉
6. 合理放置探头位置和应用多普勒技术进行主动脉和主动脉瓣以及肺动脉和肺动脉瓣的解剖学和血流动力学探查。

作者披露：

The authors of this article reported no actual or potential conflicts of interest in relation to this activity.

The ASE staff and ASE ACCME/CME reviewers who were involved in the planning and development of this activity reported no actual or potential conflicts of interest: Chelsea Flowers; Rebecca T. Hahn, MD, FASE; Cathy Kerr; Priscilla P. Peters, BA, RDCS, FASE; Rhonda Price; and Cheryl Williams.

The following members of the ASE Guidelines and Standards Committee, JASE Editorial staff and ASE Board of Directors reported no actual or potential conflicts of interest in relation to this activity: Deborah A. Agler, RCT, RDCS, FASE; J. Todd Belgik, BS, RDCS, FASE; Renee L. Bess, BS, RDCS, RVT, FASE; Farooq A. Chaudhry, MD, FASE; Robert T. Eberhardt, MD; Benjamin W. Eidem, MD, FASE; Gregory J. Ensing, MD, FASE; Tal Geva, MD, FASE; Kathryn E. Glas, MD, FASE; Sandra Hagen-Ansert, RDCS, RDMS, MS, FASE; Rebecca T. Hahn, MD, FASE; Jeannie Heirs, RDCS; Shunichi Homma, MD; Sanjiv Kaul, MD, FASE; Smadar Kort, MD, FASE; Peg Knoll, RDCS, FASE; Wyman Lai, MD, MPH, FASE; Roberto M. Lang, MD, FASE; Steven Lavine, MD; Steven J. Lester, MD, FASE; Renee Margossian, MD; Victor Mor-Avi, PhD, FASE; Sherif Nagueh, MD, FASE; Alan S. Pearlman, MD, FASE; Patricia A. Pellikka, MD, FASE; Miguel Quinones, MD, FASE; Brad Roberts, RCS, RDCS; Beverly Smulevitz, BS, RDCS, RVS; Kirk T. Spencer, MD, FASE; J. Geoffrey Stevenson, MD, FASE; Wadea Tarhuni, MD, FASE; James D. Thomas, MD; Neil J. Weissman, MD, FASE; Timothy Woods, MD; and William A. Zoghbi, MD, FASE.

The following members of the ASE Guidelines and Standards Committee, JASE Editorial staff and ASE Board of Directors reported a relationship with one or more commercial interests. According to ACCME policy, the ASE implemented mechanisms to resolve all conflicts of interest prior to the planning and implementation of this activity. Theodore Abraham, MD, FASE receives honoraria and research grant support from GE Healthcare. Patrick D. Coon, RDCS, FASE is on the speaker's bureau for Philips Medical. Victor G. Davila-Roman, MD, FASE is a consultant for St. Jude Medical, AGA Medical, Medtronic, CoreValve, Boston Scientific Corporation, and Sadra Medical. Elyse Foster, MD receives grant support from Abbott Vascular Structural Heart, EBR Systems, Inc., and Boston Scientific Corporation. Julius M. Gardin, MD, FASE is a consultant/advisor to Arena Pharmaceuticals. Jeffrey C. Hill, BS, RDCS, FASE receives grant/research support from Toshiba America Medical Systems and Philips; is a consultant to Medtronic; and is on the speaker's bureau for Philips. Martin G. Keane, MD, FASE is a consultant/advisor to Pfizer, Inc. and Otsuka Pharmaceuticals. Gilead I. Lancaster, MD, FASE owns stock in, and is a consultant/advisor to, Cardiogal. Jonathan R. Linder, MD, FASE is a consultant/advisor to VisualSonics. Carol C. Mitchell, PhD, RDMS, RDCS, RVT, RT(R), FASE is a speaker and consultant for GE Healthcare. Marti McCulloch, MBA, BS, RDCS, FASE is a speaker for Lantheus and advisor/consultant for Siemens. Tasneem Z.

作者单位：纽约州布鲁克斯 Montefiore 儿童医院 (L.L.); 麻省波士顿儿童医院/哈佛大学 (S.D.C., T.G.); 威斯康星州密尔沃基威斯康星医学院 (P.C.F.); 密歇根大学 (G.J.E.); 休斯敦得克萨斯儿童医院 (K.K.); 丹佛科罗拉多大学儿童医院 (A.K.Y.); 纽约斯坦利摩根儿童医院 (W.W.L)

索要单行本邮寄地址：American Society of Echocardiography, 2100 Gateway Centre, Boulevard, Suite 310, Morrisville, NC 27560 (E-mail: ase@asecho.org). 0894-7317/\$36.00

ASE 版权所有。无 ASE 书面授权，除本人使用外，禁止将本文件重印。doi:10.1016/j.echo.2010.03.019

Naqvi, MD, FASE is a consultant/advisor to Edwards Lifesciences and St. Jude Medical, and receives grant support from Medtronic and Acton Medical. Kofo O. Ogunyankin, MD, FASE is on the speaker's bureau for Lantheus. Vera Rigolin, MD, FASE is on the speaker's bureau for Edwards Lifesciences and St. Jude Medical. Lawrence G. Rudski, MD receives grant support from Genzyme and owns stock in Abbott Labs, Hospira, Johnson and Johnson, and Medtronic. Stephen G. Sawada, MD owns stock in GE Healthcare. Alan D. Waggoner, MHS, RDCS is a consultant/advisor for Boston Scientific Corporation and St. Jude Medical, Inc.

完成此教育活动大致所需时间：1 小时

目录

序	P.1
成像和多普勒评估技术的优化	P.2
根据身体尺寸的影响调整心血管结构测量的原理与方法	P.3
儿童定量测量的常规步骤	P.4
肺静脉、腔静脉和心房	P.4
房室瓣	P.7
左心室	P.10
右心室	P.18
心室流出道和半月瓣	P.23
主动脉、冠状动脉和肺动脉	P.25
结论和局限性	P.30
注意事项和声明	P.31
参考文献	P.31~41

序

超声心动图的定量测量对获得性和先天性心脏病（congenital heart disease, CHD）患者的诊断与治疗至关重要。美国超声心动图（American Society of Echocardiography, ASE）和欧洲超声心动图协会已出版人心内结构大小及功能测量的一些建议，为区分正常与异常测定值提供参考¹。检出一个异常的测量值，有助于评估心脏结构大小对疾病的影响和决定手术时机可能是必要的，并可监测手术效果。马凡综合征伴主动脉根部扩张²⁻⁵和室间隔缺损伴左室扩大都是这些规范操作有用的实例⁶。然而，心血管结构的大小不仅受疾病及其治疗过程血流动力学的影响，而且，也受到多种混杂因素的影响，例如生长、年龄、基因、性别、种族、机体结构、基础代谢率、红细胞比容、锻炼以及身高等。

除了异常的血流动力学外，身体尺寸是决定心血管结构大小的最重要因素：所有心血管结构大小的增长都与机体生长有关，这一现象被称为心血管的比速生长⁷⁻¹⁰。儿童正常值之间和异常值之间都允许有明显差别，表明测量值和身体尺寸有关。因此，这就须要从正常儿童群体中搜集定量的数据，起到所有测量方法经比较后的标准化作用。鉴于每一个心血管结构大

小的测量方法必须保持一致，本文件为伴有或不伴有先天性心脏病的儿童的心脏形态定量评估阐述了建议性规范操作步骤，各章节收尾部分的各种建议对于创建儿童标准化数据库可能具有实用价值。当然，儿童测量方法编写小组强调，建议的测量方法只是在一个儿童检查中可以被应用的方法，而并非必须作为研究的一部分。

成像和多普勒评估的优化技术

标准切面通常分为“长轴”或“短轴”¹¹，这已在表1中阐述。关于通常意义上的儿童二维成像优化技术先前已概述¹¹。几种技术性因素可能影响空间测量的准确性：（1）平行于声束的纵向分辨率优于垂直于声束的侧向分辨率，因此，线性轴向测量的切面优于只可侧向测量的切面（例如：测量主动脉瓣瓣环时，胸骨旁切面优于心尖切面）；（2）侧向分辨率随声束传播距离的增加而减低，因此，当仅侧向测量可应用时，探头位置应尽可能靠近心内结构；（3）对于图像较大、位置较深者，所需超声分辨率通常超过了显示图像像素的分辨能力，故通常降低图像深度或放大感兴趣区，可以改善显示器分辨率的不足。

每一结构的定量评价应在多个切面中进行。对于诸如房室（AV）瓣的非圆形结构，则应选择多个与之垂直的切面观察。基于M型超声心动图的早期报道建议，测量应取近场反射的前缘至远场反射的前缘¹²，成人主动脉近段的标准化数据曾采用“前缘至前缘”测量法¹³。然而，目前关于房室腔、瓣环以及大血管定量测量的指南多采用管腔的一侧内缘至对侧内缘的方法进行容积测量¹⁴。此外，已出版发表的二维超声心动图的儿童标准化数据库也采用“内缘至内缘”法测量血管径¹⁵⁻¹⁷。关于这些测量方法，有两点重要说明：血管径应在垂直于管腔的长轴上测量；瓣膜和血管径应选择的最大扩张时测量。换言之，下腔静脉（IVC）直径应于呼气时测量，二尖瓣（MV）和三尖瓣（TV）瓣环直径应于舒张期测量，而主动脉瓣（AoV）和肺动脉瓣（PV）瓣环以及动脉干的直径应于收缩期测量。这些建议是基于血流动力学的考虑，与业已发表的儿童标准化数据库中所采用的方法学相一致¹⁵⁻¹⁷，通常应用于成人的定量测定方法有区别^{1,13}。

成人多普勒超声心动图中通用的优化技术先前已有概述¹⁸，普勒超声心动图应用于先天性心脏病患者时，必须指明异常的瓣膜和血管的位置和异常的血流束。彩色多普勒探查应先于频谱多普勒探查，以便确定血流的方向。音频的特点有助于优化取样，尤其在三维血流束中无法预测血流方向时。多普勒波形应以100-150 mm/s的扫描速度显示，以辨别血流速度的瞬时变化，尤其在心率过快的儿童。同步心电图有助于多普勒增益和功率设置来描绘最明亮的多普勒频谱图象周缘；只有轮廓明确的周缘才可用于测量，而流速

缩略语

A area	心房收缩期二尖瓣血流多普勒频谱曲线下面积
A wave	心房收缩期多普勒频谱中二尖瓣血流成分
a' wave	(二尖瓣) 心房收缩期组织多普勒频谱中瓣环组织成分
Ar wave	心房收缩期腔/肺静脉的逆向血流
AoV	主动脉瓣
ASE	美国超声心动图学会
AV	房室的
BSA	体表面积
CHD	先天性心脏病
D wave	舒张期多普勒频谱中腔/肺静脉血流成分
dP/dt	第一个考虑时间因素的压力衍生指标
E area	舒张早期二尖瓣血流多普勒频谱曲线下面积
E wave	舒张早期多普勒频谱中二尖瓣血流成分
e' wave	舒张早期组织多普勒频谱中二尖瓣瓣环成分
EF	射血分数
IVC	下腔静脉
IVCT'	组织多普勒评估的等容收缩时间
IVRT	血流多普勒评估的等容舒张时间
IVRT'	组织多普勒评估的等容舒张时间
L	左心室长度
LA	左心房
LV	左心室
MRI	磁共振成像
MV	二尖瓣
PFR _{sv}	峰值充盈率/心搏量
PV	肺动脉瓣
RA	右心房
RV	右心室
s' wave	收缩期组织多普勒频谱中肺静脉瓣瓣环成分
S wave	收缩期血流多普勒频谱中腔/肺静脉成分
SF	短轴缩短率
TAPSE	收缩期三尖瓣瓣环位移
3D	三维
TV	三尖瓣
2D	二维
V	心室容积
VTI	速度-时间积分

显示血流时相和电活动异常表现之间的关系。应优化形态外周的“模糊”或“羽毛状”部分应被摒弃。速度-时间积分 (velocity-time integral, VTI) 或速度曲线下面积计算出的平均跨瓣压力阶差应在房室瓣和半月瓣处, 瓣膜开放至关闭期间测量; 或在心动周期的一个血管腔内或在一个心房间交通处测量。无血流期间, 血流速度为 0。考虑到呼吸因素所引起的差异, 所有多普勒测量, 应取三个连续心动周期的平均测量值。

根据身体尺寸的影响调整心血管结构测量的原理与方法

在正常儿童人群测量中, 根据身体尺寸调整测量的第一步是设计一种一般变化的数学描述方法。理想情况下, 应以生理学原理为基础。与单独根据身高或体重相比较, 体表面积 (body surface area, BSA) 似乎是一项衡量正常儿童机体生长的较好的参数^{15, 19}。已经发布的计算 BSA 的多种方程式常产生不同的结果, 尤其是在身高较低和体重较轻的儿童中²⁰⁻²³, 有些计算体表面积的方程甚至来自于不包括儿童的数据²⁰。Haycock 公式 ($BSA [m^2] = 0.024265 \times \text{体重值} [kg]^{0.5378} \times \text{身高} [cm]^{0.3964}$) 似乎提供了 BSA 与心血管结构大小之间最佳的相关性 (与 DuBois & Dubois²⁰、Dreyer & Ray²² 以及 Boyd²³ 的公式相比), 因此被建议用于计算 BSA。由于心输出量与 BSA 之间的线性关系以及心输出量与心血管结构大小之间近似的线性关系¹⁵, 将 BSA 作为心血管结构大小的“衡量性指标”已得到相当广泛的实践²⁵⁻²⁸。然而, 假设 BSA 与长度、面积和容积的测量在数学上不可能均呈线性相关。此外, 校正的 BSA 测量结果通常显示一种对 BSA 持续的依赖性: 校正的 BSA 测量的平均值以及围绕平均变化的测量值的分布, 随 BSA 的增加而改变 (这一变化的或非量变化的现象被称为异质方差性)。

测量方法与 BSA 之间的数学关系一旦确定, 下一步则涉及置信区间和异质方差性问题。找到一种数学的描述方法, 在身体尺寸的范围保持稳定的常量变化, 可能涉及在线性或非线性回归方程式中, 测量和/或 BSA 的转换^{15, 17, 19}。例如, 根据生理学原理, 距离可被校正或标化为 BSA 的平方根, 面积或容积可被标化为 BSA^{15, 30}。这种方法使测量结果与转换后的 BSA 之间形成一种近似线性关系¹⁵, 但它并不能解决异质方差性的问题; 差异仍然受到身体尺寸变化的影响。另一种方法是对测量结果进行对数转换, 以最大限度地减小异质方差性的问题¹⁷。但不管怎样, 这一方法并不能有效描述人群最小和最大的 BSA 值, 也不能完全消除异质方差性。同时, 对此方法, 也没有基本的生理学解释。

另一种在小儿心脏科逐渐普及的方法是应用 Z 评分来说明身体尺寸和年龄的影响^{15-17, 31-36}。Z 评分的计算涉及测量值在正常人群的一系列身体尺寸范围中分布的评估 (通过置信区间的确定来表示)。一项测量结

表 1 超声心动图标准切面

建议术语	指定轴线	替代性术语
剑下长轴	左室长轴	肋下长轴 肋下横面
剑下短轴	左室短轴	肋下短轴 肋下矢状面
心尖四腔	左室流出道长轴	
心尖三腔	左室流出道长轴	心尖长轴
心尖两腔	左室流出道长轴	
胸骨旁长轴	左室流出道长轴	胸骨左缘长轴
胸骨旁短轴	左室短轴	胸骨左缘短轴
高位胸骨左缘	主肺动脉-左肺动脉移行部长轴	高位左侧旁矢状面 动脉导管面
胸骨上窝长轴	升主动脉和降主动脉近端长轴 (显示主动脉弓)	胸骨上窝主动脉弓面 胸骨上窝矢状面
胸骨上窝短轴	升主动脉短轴	胸骨上窝横面
右侧胸骨旁	上、下腔静脉长轴	高位胸骨右缘 胸骨右缘 胸骨右缘长轴 胸骨右缘矢状面

注: Ao: 主动脉; IVC: 下腔静脉; LA: 左心房; LPA: 左肺动脉; LV: 左心室; MPA: 主肺动脉; SVC: 上腔静脉

果的 Z 评分指在某一特定 BSA 条件下, 该值与平均值之间的标准差的数值。换言之, Z 评分为 0 对应于人群的特定 BSA 的平均测量值。Z 评分为+2 或-2 对应于特定 BSA 的高于或低于平均值的两个标准差数值, 代表正常值的上下限的阈值也可转换为百分位数形式。不过, 应用 Z 评分鉴别一项异常结果的大小较应用百分位数容易得多(例如, Z 评分为+4 对应于第 99.8 百分位, 而 Z 评分为+10 对应于第 99.9 百分位)。应用 Z 评分的主要优点在于完全不依赖于预先确定某一结构大小与 BSA 之间的关系。此外, 它无需假设存在一项在儿童人群身体尺寸整个范围中保持稳定的常数变量。然而, 某些已发表的 Z 评分方法的实用性受到限制, 超声心动图结果界定为正常的一组“正常”人群, 其实是一种真实的自我为参照的解释。其次, Z 评分的方法并不总能说明性别和种族之类的混杂因素的影响。最后, 在整个受评人群中进行测量及计算 BSA 的方法常常不一致。

建议: 当标准化数据可用时, 心血管结构的测量应采用 Haycock 公式计算 BSA, 以 Z 评分表示。

儿童定量测量的步骤

肺静脉、腔静脉和心房

形态定量评估 通常评估肺静脉的最佳切面是高位胸骨左缘或胸骨上窝短轴切面(“螃蟹”切面), 这些切面可显示左右肺静脉进入左心房的情况。不伴和伴

有低阶彩色的双幅图像显示有助于识别单支肺静脉, 而进入左心房之前的每条肺静脉直径可在二维图像上测量。不应把左心耳误定为左上肺静脉, 把右中(可能应为“下”)肺静脉误定为右上肺静脉(在剑下短轴或胸骨右缘切面上通常可以更好地显示右上肺静脉)。临床实践中并不常规测量上腔静脉, 其标准化数据尚未确立。下腔静脉的大小可在剑下短轴切面(显示 IVC 长轴)上, 正好位于膈肌下方的腔静脉和肝静脉的连接处测量, 这有助于评估机体的水份状态^{37,38}。IVC 的直径大小随呼吸而变化, 坍塌指数(IVC 直径随吸气下降的百分比)在成人中似乎与右心房(right atrial, RA)压力相关^{1,39,40}。然而, 在成人患者中, IVC 直径和坍塌指数似乎和年龄或 BSA 均不相关³⁹。坍塌指数在儿童中的应用尚未得到评估。

左心房(left atrial, LA)大小可应用 M 型和二维测量主动脉后壁至 LA 后壁之间的距离进行评估⁴¹, 虽然这一前后距离与血管造影中测量的 LA 容积大小相关性较差⁴²。近来建议在心尖切面上, 于收缩末期二尖瓣刚开放之前, 取长轴和短轴正交切面上的长度和平面面积计算 LA 容积(图 1)。所有在心尖切面上进行的测量, 均须注意勿因斜切而缩短心脏的内径。在所有计算左房容积的方法中, 应用心尖四腔和两腔切面的双平面面积-长度法和双平面 Simpson 法(圆盘叠加求和)提供的结果似乎与发表的正常成人参考值最一致^{1,43,44}。双平面面积-长度法也用于儿童, 编入 BSA

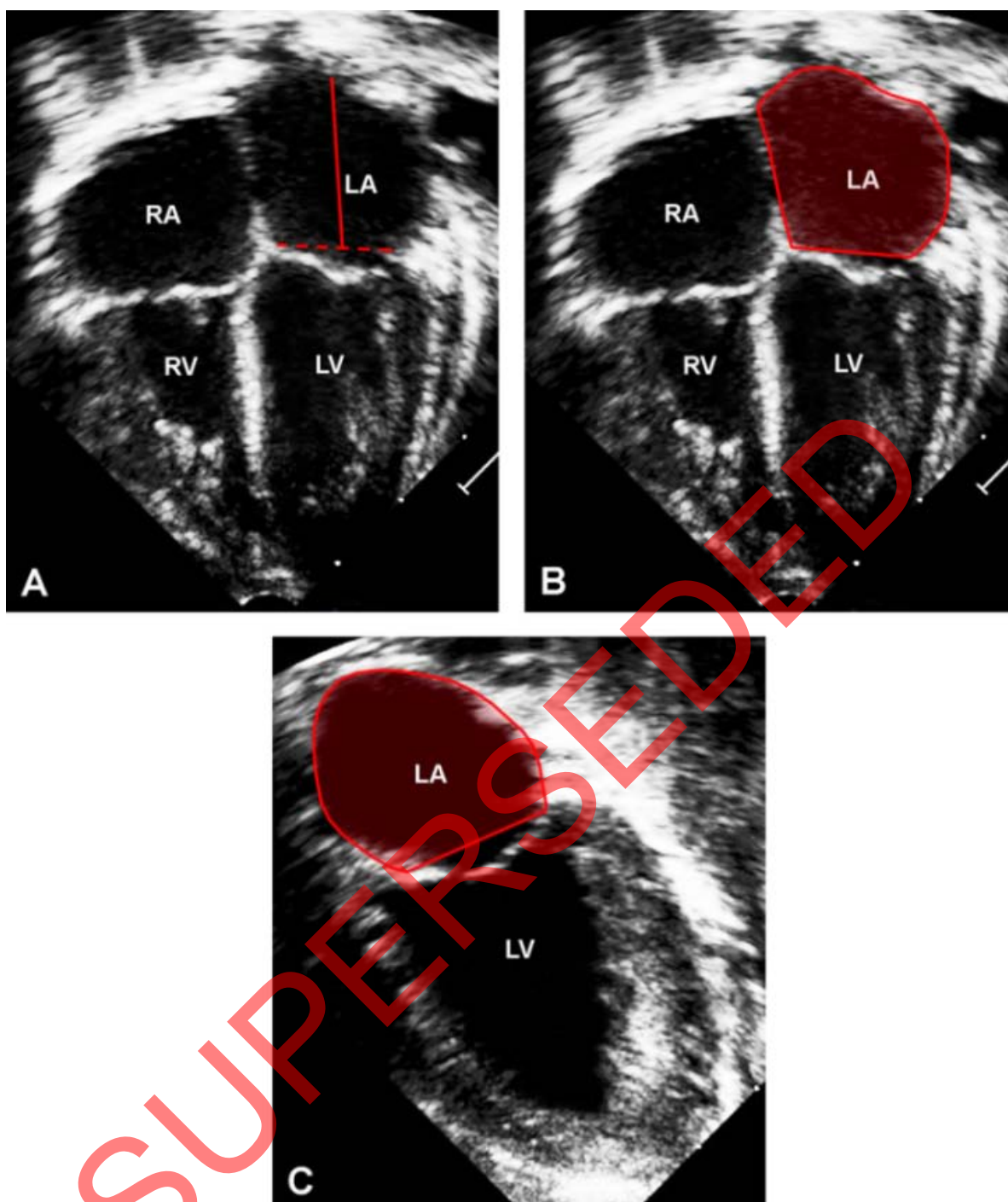


图 1 心尖四腔和心尖两腔切面，心室收缩末期(A)四腔切面上左心房长轴长度；(B)心尖四腔心切面上左心房面积；(C)心尖两腔切面上左心房面积。LA：左心房；LV：左心室；RA：右心房；RV：右心室。

索引的左心房容积似乎与舒张功能和二尖瓣返流的级别相关⁴⁵。最后，左心房容积已可应用实时三维超声心动图和旋转/多平面表面算法计算，该结果与磁共振成像（MRI）测得的左心房容积具有良好的相关性⁴⁶。

右心房大小通常在心尖四腔心切面上，于收缩末期三尖瓣刚开放之前进行评估（图 2）⁴¹。正常成人和右心室容量负荷过重的患者（如房间隔缺损或三尖瓣

返流）的长轴和短轴长度之间具有显著差异⁴⁷。目前已有正常成人的粗测值以及在 BSA 基础上编入索引的数值^{1,48}。右心房取样面积或由右心房面积和长轴长度计算所得的容积可能更好地评估右心房大小，但大多数研究中的样本量都较小^{43,49,50}。和左心房容积一样，应用三维超声心动图结合多平面表面算法可能为测量右心房容积提供一种有效的方法^{46,50}。

建议（表 2）：建议用于评估左心房大小的方法包括：在心尖四腔切面上测量长轴长度，在正交心尖切面上测量面积，应用双平面面积-长度法或双平面

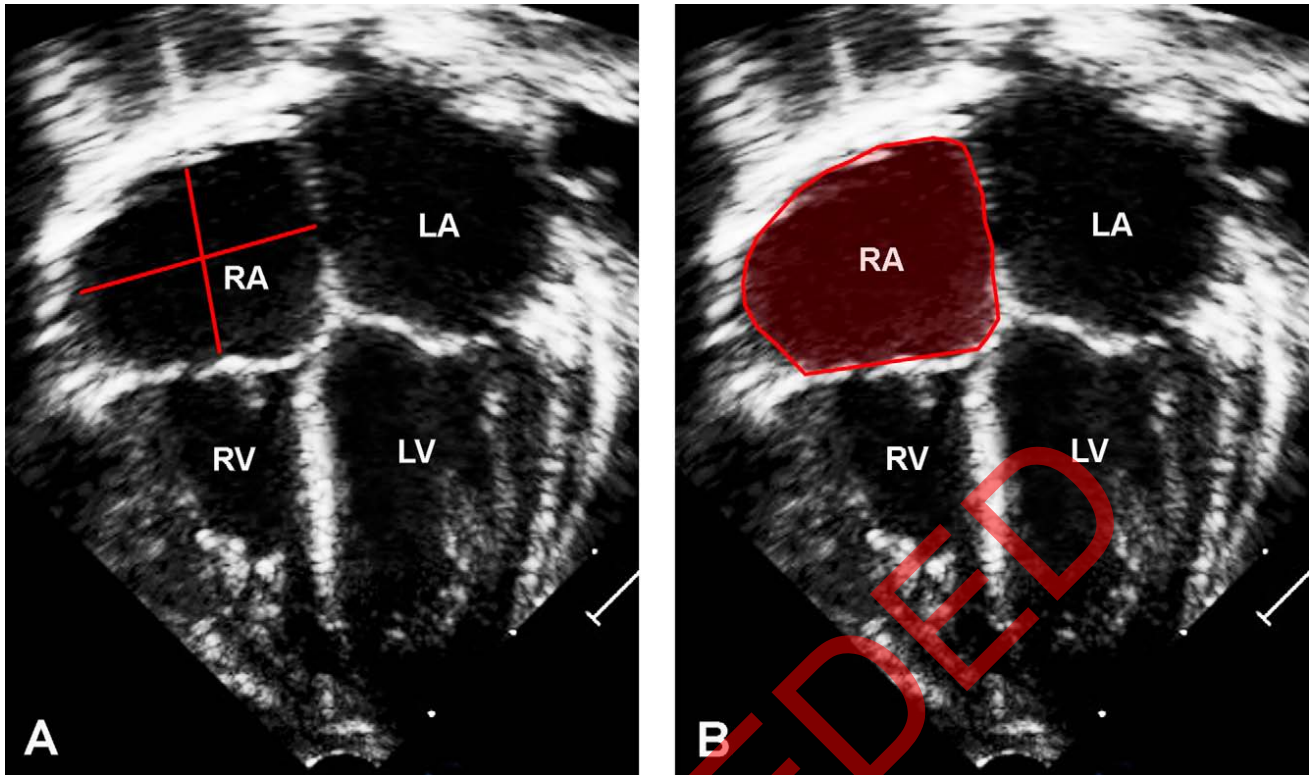


图 2 心室收缩末期心尖四腔心切面(A)右心房长轴和短轴长度；(B)右心房面积。
注：LA：左心房；LV：左心室； RA：右心房；RV：右心室。

Simpson 法计算左心房容积。建议用于评估右心房大小的方法包括：在心尖四腔切面上测量长轴和短轴的长度和面积。测量下腔静脉直径时，应在剑下短轴切面上，于膈肌下方的腔-肝静脉连接处进行。

多普勒评估 肺静脉和腔静脉血流的脉冲多普勒探查要求取样容积准确放置于距开口>5 mm 处的血管腔内。由于静脉血流速度较低，多普勒的高通滤波器应降至最小。肺静脉血流通常在心尖或胸骨旁切面上进行评估，而上腔静脉血流在剑下或胸骨上窝切面上进行评估。剑下切面是评估下腔静脉血流的最佳切面。由于肝静脉走行较下腔静脉更平行于探查声束，肝静脉血流通常作为下腔静脉血流的替代^{51,52}。肺静脉和腔静脉多普勒频谱的特征有助于评估心房和心室的舒张功能和房室瓣功能（图 3）⁵³。心室收缩时前向血流（S 波）的产生是心房舒张和房室瓣瓣环朝向心尖运动的共同结果⁵⁴。偶尔，这两种因素的暂时分离可使 S 波呈双相。心室收缩期的异常逆向血流 可出现于房室瓣显著返流时⁵⁵或心室收缩期心房收缩对抗房室瓣瓣膜闭合所引起的房室瓣电-机械分离时⁵⁶。心室舒张期前向血流（D 波）的产生受心房和心室的充盈特性和房室瓣开放影响。心率增快时，S 峰和 D 峰可以融合⁵⁴。当心室顺应性减低时，心房收缩的逆向血流（Ar 波）常增加⁵⁴。事实上，心室顺应性减低时，心房收缩期肺静脉血流 Ar 波的持续时间超过二尖瓣流入血流

的持续时间，预示左心房和左心室舒张末压的升高^{57,58}。腔静脉血流的 D 波和 Ar 波均受呼吸影响，吸气时胸腔内负压的作用，引起 D 波升高，Ar 波下降。因此，这些测量应取 3 个连续心动周期的平均值^{59,60}。

建议（表 2）：心尖或胸骨旁短轴切面是测量肺静脉 S 波、D 波和 Ar 波速度以及 Ar 波持续时间的最佳切面。

房室瓣

形态学定量评估 二、三尖瓣大小的测量有助于描述瓣膜病变特征和诊断心室发育不良⁶¹⁻⁶⁴。瓣环直径和面积可应用二维和三维图像进行测量⁶⁵⁻⁷⁰。瓣环面积也可应用圆周面积公式的单平面直径估测⁶⁹⁻⁷¹，实际上，二尖瓣瓣环为椭圆形，形似马鞍⁷⁰⁻⁷²。更准确的测定方法获自应用椭圆面积公式（ $[\pi/4 \times \text{直径} 1 \times \text{直径} 2]$ ）的正交直径。超声心动图测量二尖瓣大小往往较尸检测量高估^{65,73}，这也许是组织固定所致的假象。已出版的儿童标准化数据库采用在心尖四腔（左右径）和胸骨旁长轴（前后径）切面上测量瓣环直径计算二、三尖瓣瓣环的椭圆形面积（图 4）¹⁵。然而，近来成年患者的一些研究提示，与 CT 成像测值比较，心尖两腔和三腔切面可为二尖瓣提供更好的解剖线和更准确的瓣环直径⁷⁴。在儿童中，因难于获得完整的两腔切面

表 2 肺静脉、腔静脉和心房测量

测量内容	切面	时相/定位	应用	优点	缺点
LA 长轴长度	心尖四腔	心室收缩末期*	左房大小	优于 M 型或二维的前后径	易因斜切缩短内径; 少有正常儿童数据
LA 短轴长度	心尖四腔	心室收缩末期*	左房大小	同上	同上
LA 面积 (4C)	心尖四腔	心室收缩末期*	左房大小	同上	同上
LA 面积 (2C)	心尖两腔	心室收缩末期*	左房大小	同上	同上
RA 长轴长度	心尖四腔	心室收缩末期*	右房大小	正常成人数据 ¹	同上
RA 短轴长度	心尖四腔	心室收缩末期*	右房大小	正常成人数据 ¹	同上
RA 面积	心尖四腔	心室收缩末期*	右房大小	优于二维测量长度	同上
IVC 直径	剑下短轴	恰在膈肌下方	机体水化状态; 右房压力	呼吸差异	无正常儿童数据
肺静脉 S 峰	剑下或胸骨旁短轴	收缩期	LV 舒张功能 LA 功能 MV 功能		
肺静脉 D 峰	心尖或胸骨旁短轴	舒张期	同上		依赖于取样
肺静脉 Ar 峰	心尖或胸骨旁短轴	舒张期	同上		依赖于取样
肺静脉 Ar 持续时间	心尖或胸骨旁短轴	舒张期	同上		依赖于取样
计算	切面	公式	应用	优点	缺点
LA 容积	心尖切面	面积-长度法: $\frac{8 \times A_{4C} \times A_{2C}}{3 \times \pi \times h}$	左房大小	正常成人数据 ¹	易因斜切缩短内径, 无正常儿童数据
LA 容积	心尖切面	圆盘叠加求和: $\frac{\pi}{4} \times \sum_{i=1}^N a_i \times b_i \times \frac{h}{N}$	左房大小	正常成人数据 ¹	易因斜切缩短内径, 无正常儿童数据

注: 4C: 四腔; 2C: 两腔; a_i : 心尖四腔切面上短轴切片半径; A_{4C} : 心尖四腔切面上的面积; A_{2C} : 心尖两腔切面上的面积; b_i : 心尖两腔切面上短轴切片半径; h : 心尖四腔或两腔切面上最短的左房长轴长度; IVC: 下腔静脉; LA: 左心房; MV: 二尖瓣; N: 切片数目; RA: 右心房。

*二尖瓣或三尖瓣开放之前一帧图像。

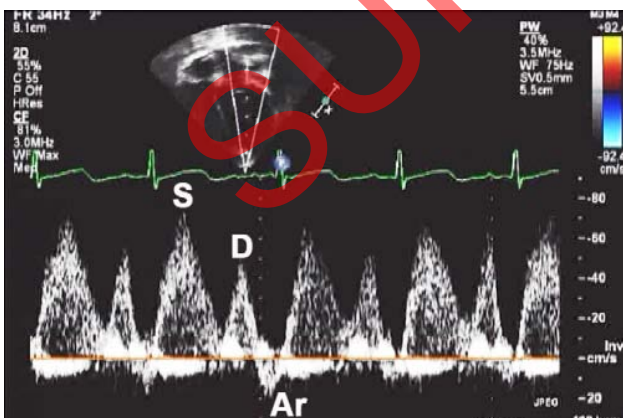


图 3 肺静脉多普勒频谱。Ar: 心房收缩期逆向血流峰值流速; D: 心室舒张期前向血流峰值流速; S: 心室收缩期前向血流峰值流速。

而通常阻碍这一技术的应用, 故涉及各种先天性心脏

病的极大多数儿科二、三尖瓣瓣环的测量研究的数值均获自心尖四腔和胸骨旁长轴切面。

舒张早期心室充盈峰值时的最大直径, 应在瓣叶最大程度开放的一帧图像上, 于瓣叶较链点的内缘至内缘进行测量¹⁸。目前已有二、三尖瓣直径的计算图表^{15, 16, 30, 31, 75}。虽然二维面积法用于获得性二尖瓣狭窄的成人患者已被证明合理准确⁷⁶, 但用于先天性二尖瓣狭窄时并不可靠。先天性二尖瓣狭窄具有形态异常、通常多发性血流开口、复杂多水平阻塞等特征, 阻碍了最大瓣口面积真实单平面的“正面”成像。与二尖瓣狭窄患者的三维面积测定法相比较, 二维面积法高估二尖瓣面积达 88%, 高估取决于瓣叶的几何学形态(拱形 vs 漏斗形)以及探头相对于瓣膜开口的位置⁷⁷。

建议(表 3): 建议用于评估二、三尖瓣瓣环大小的方法包括: 在心尖四腔切面上测量左右径, 在胸骨旁长轴切面上测量前后径以及应用椭圆面积公式计算瓣环面积。

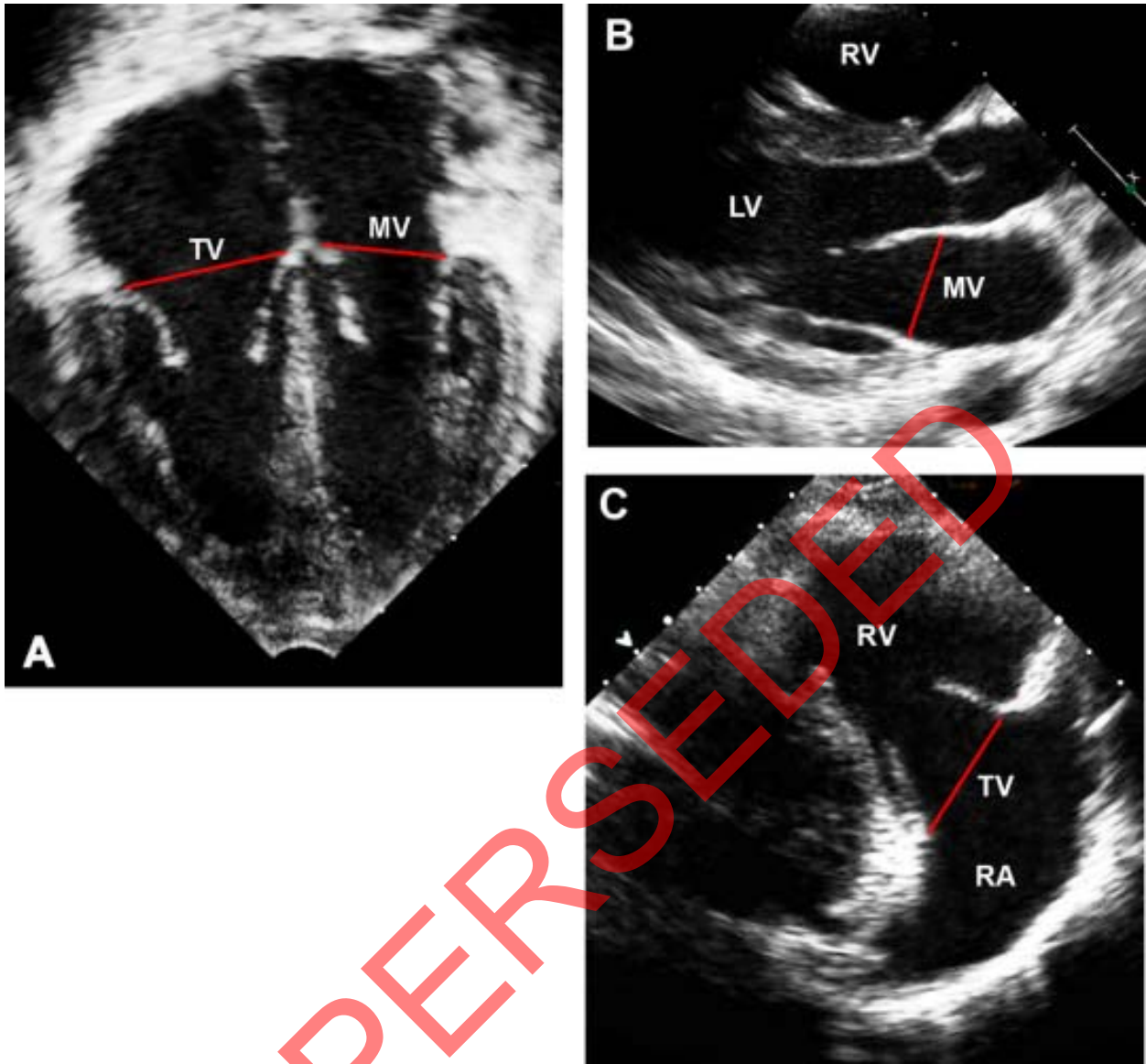


图 4(A)心尖四腔切面上二、三尖瓣瓣环直径；(B)胸骨旁长轴切面上二尖瓣瓣环直径；(C) 胸骨旁长轴切面上三尖瓣瓣环直径。注：LV，左心室；RA，右心房；RV，右心室。

多普勒评估 心室流入量的多普勒探查的最佳选择应在心尖切面上，彩色血流的帮助下进行，探头位置和角度的变化常需优化调整。当怀疑二尖瓣或三尖瓣狭窄时，应用连续多普勒探查获得的流入血流的 VTI 可用于计算平均压力阶差和评估梗阻的严重程度。但重要的是要记住一点，跨瓣压力阶差取决于舒张充盈期，在儿童中，可能因较快的心率而增大⁷⁸。狭窄程度也可应用测量压力减半时间（舒张早期峰值压力下降 50%所需的时间）或应用连续性方程计算有效瓣口面积（沿狭窄体系的每一部位计算心搏量或截面积和血流 VTI 的乘积保留有效）来评估⁷⁹。然而，这些方法仍受到儿童心率快的限制，在先天性房室瓣狭窄患者

中，所得结果与导管测量数据的相关性较差⁸⁰，故不建议常规用于儿童。成人二、三尖瓣返流的定量评估先前已曾讨论⁸¹。一些建议的多普勒方法包括测量返流最窄径（vena contracta）和返流束面积以及应用连续性方程和近端血流等速面积现象（血流汇聚法）计算返流容积、返流分数和有效返流口面积。然而，这些指标在儿童中的应用受到限制，其实用性尚未得到验证。二尖瓣流入血流速度的脉冲多普勒分析常用于评估左室舒张功能^{53, 82-84}。由于当取样容积移向心房侧时，舒张早期流速峰值（E 波）和心房收缩期流速峰值（A 波）均会显著下降，故左室内的瓣尖处（瓣环以远）是取样容积的最佳位置（图 5A）⁸⁵。等容舒

表 3 房室瓣的测量

测量内容	切面	时相	应用	优点	缺点
二尖瓣左右径 (MVD _L)	心尖四腔	舒张期*	二尖瓣大小	可重复; 正常成人数据 ⁷² 正常儿童数据 ^{15-17, 30, 31}	可能不如心尖两腔和心尖三腔测量
二尖瓣前后径 (MVD _{AP})	胸骨旁长轴	舒张期*	二尖瓣大小	同上	同上
三尖瓣左右径 (TVD _L)	心尖四腔	舒张期*	三尖瓣大小	同上	
三尖瓣前后径 (TVD _{AP})	胸骨旁长轴	舒张期*	三尖瓣大小	同上	
二尖瓣 E 波峰值速度	心尖四腔	舒张期	左室舒张功能		依赖取样&取样容积位置; 依赖负荷状态
二尖瓣 A 波峰值速度	心尖四腔	舒张期	左室舒张功能		同上
二尖瓣 A 波持续时间	心尖四腔	自 A 波开始至结束的时间	左室舒张功能		儿童快速心率导致 E、A 波融合
二尖瓣减速时间	心尖四腔	自 E 波峰值回到基线的时间	左室舒张功能		儿童快速心率导致 E、A 波融合
等容舒张时间 (IVRT) *	心尖三腔	主动脉瓣关闭至二尖瓣开放时间, 左室流出量与流入量同步连续多普勒探查	左室舒张功能		儿童快速心率导致时间分辨率较差
计算	切面	公式	应用	优点	缺点
二尖瓣面积	心尖四腔/胸骨旁长轴	$\frac{\pi}{4} \times MVD_L \times MVD_{AP}$	二尖瓣大小	可重复; 正常成人数据 ⁷² ; 正常儿童数据 ^{15, 16, 30, 31}	假设为椭圆形; 所测为瓣环面积而非瓣膜面积
三尖瓣面积	心尖四腔/胸骨旁长轴	$\frac{\pi}{4} \times TVD_L \times TVD_{AP}$	三尖瓣大小	同上	同上
E/A 比值	心尖四腔	E 波峰值速度/A 波峰值速度	左室舒张功能		儿童快速心率导致 E、A 波融合

注: CW: 连续波谱; MV: 二尖瓣; MVD_{AP}: 二尖瓣前后径; MVD_L: 二尖瓣左右径; TV: 三尖瓣; TVD_{AP}: 三尖瓣前后径; TVD_L: 三尖瓣左右径

*最大径线

★由血流多普勒评估测量而非组织多普勒评估, 如表 4 中所述

张时间 (IVRT) 代表主动脉瓣关闭至二尖瓣开放之间的时间, 可应用心音图第二心音的主动脉瓣成分至多普勒二尖瓣舒张期血流的起始点进行测量, 或应用连续多普勒探查心尖三腔切面上的流出血流 (即主动脉射血频谱图终点) 至左心室的流入血流 (即二尖瓣

峰起始点) 之间进行测量 (图5B)。舒张中期, 从E波峰值顶点回到基线的减速时间是舒张功能的另一参数, 能敏感地反映心室松弛性、顺应性和心房压力 (图5C)。然而, 减速时间和其他基于E波和A波的舒张功能指标均受其负荷状态依赖性的限制。在儿童中的应用, 因快速心率导致E波和A波的融合而受到限制。

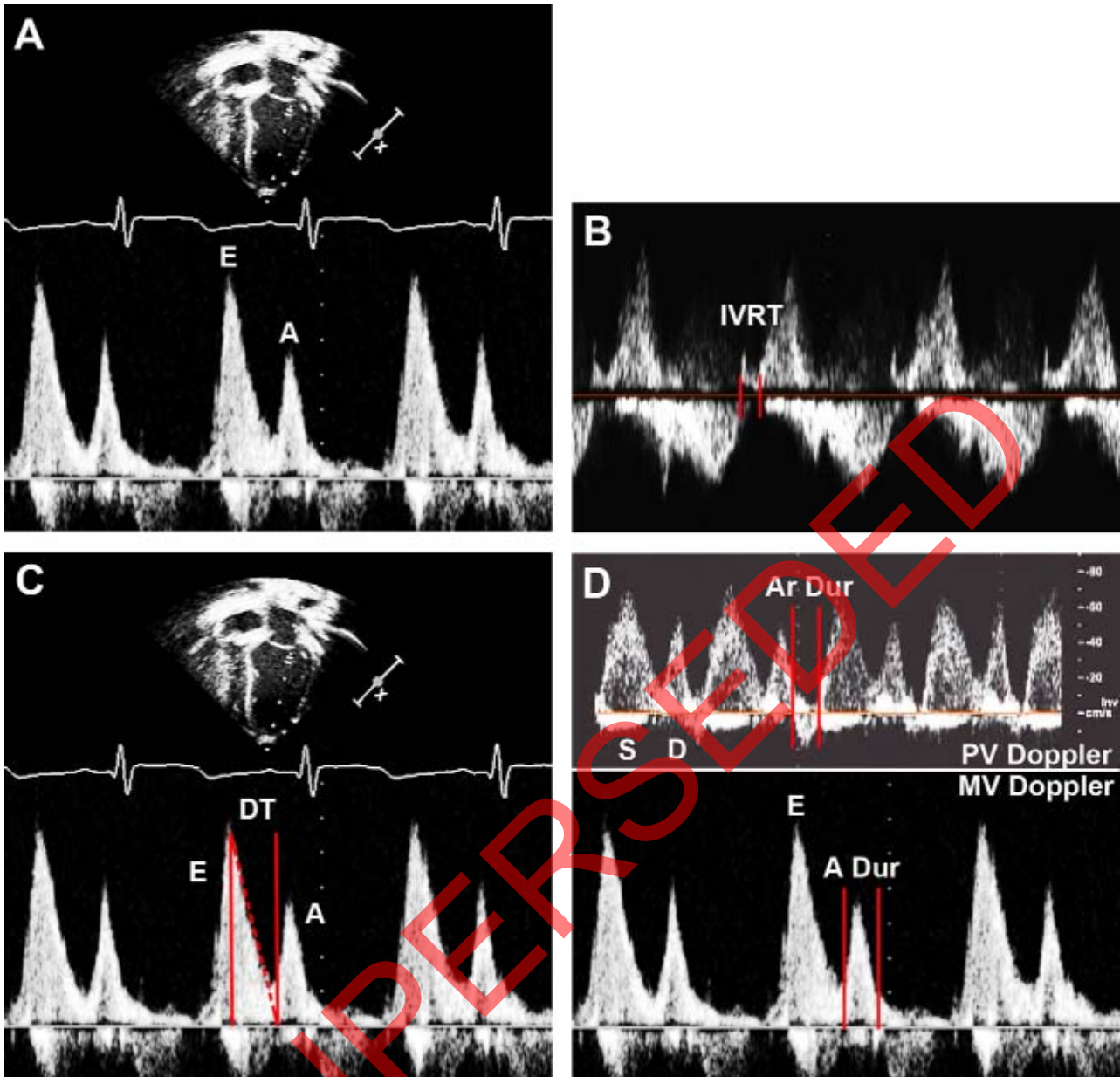


图 5 (A)二尖瓣流入血流脉冲多普勒频谱，显示舒张早期和心房收缩期峰值流速；(B) 二尖瓣流入量与左室流出量的连续多普勒频谱，显示 IVRT；(C) 二尖瓣血流脉冲多普勒频谱，显示减速时间（deceleration time, DT）；(D) 肺静脉和二尖瓣血流脉冲多普勒频谱，显示心房收缩期血流持续时间。注：A：心房收缩时二尖瓣血流峰值流速；A Dur：心房收缩时二尖瓣血流持续时间；Ar Dur：心房收缩时肺静脉逆向血流持续时间；D：心室舒张期肺静脉前向血流峰值流速；DT：减速时间；E：心室舒张早期二尖瓣血流峰值流速；IVRT：等容舒张时间；MV：二尖瓣；PV：肺静脉；S：心室收缩期肺静脉前向血流峰值流速。

左心室舒张充盈的特点也可应用如下若干方法计算⁸⁶：E波与A波速度的比值；E、A波的面积分数；舒张早期（E波面积）和心房收缩期（A波面积）的VTI与舒张期曲线下总面积的比较；舒张期起始33%（1/3充盈分数）或起始50%（1/2充盈分数）的面积或充盈分数；如前所述的肺静脉Ar波持续时间与二尖瓣A波持续时间之间的比值⁵⁷（图5D）；由E峰流速和二尖瓣瓣环截面积乘积所得的心室峰值充盈率。由于充盈率可能随心输出量而变化，应用以下公式计算

由心搏出量标化而得的峰值充盈率（ PFR_{SV} ）可能更具实用价值⁸⁷：

$$PFR_{SV} (s^{-1}) = E \text{ 峰流速 (cm/s)} / MV \text{ VTI (cm)}$$

然而，应用脉冲多普勒探查计算左室流入量（跨二尖瓣瓣环血流）和峰值充盈率方法有重要限制。由于未考虑到舒张期二尖瓣瓣环离开探头的位移因素，因此，这些计算中所采用的多普勒方法实际上反映的

是朝向探头的血流，而非真正跨二尖瓣瓣环的血流。

建议(表 3): 建议用于评估二尖瓣流入量的方法包括: 测量 E 波和 A 波流速, A 波持续时间, 减速时间和 IVRT 以及计算 E/A 比值。

左心室

形态学定量评估 左心室大小和功能的测量对于评估先天性和获得性心脏病患者至关重要¹¹。尽管肉眼定性判断可能已很充分, 但这样的判断有赖于解释者的技巧, 可能产生误导, 易造成观测者之间和不同研究之间的差异⁸⁸。考虑到定量数据对诊断和治疗的影响^{89,90}, 准确的、可重复的左心室测量方法的重要意义不能被视为夸大其词。虽然 ASE 出版发布的关于成人房室腔定量测量的建议¹已被广泛应用于儿童, 但这些测量方法应用于儿童的准确性和重复性的数据仍然缺乏。此外, 如前所述, 已发布的方法在根据成人身体尺寸进行调整方面存在局限性¹⁵。一些评估左心室大小的线性和容积测定的方法已有描述, 并已纳入日常的临床实践中, 它们有各自不同的优缺点。

通常, 左心室大小应在舒张期和收缩期分别测量, 明确舒张末期为心室腔内的最大面积帧像, 收缩末期为心室腔内最小面积帧像。然而, 这些规定存在疑问, 因为它们有赖于肉眼对面积的估计, 而不是逐帧的定量分析。此外, 在短轴和长轴切面上, 最小面积可出现于不同的时间点。等容收缩期期间, 长轴切面上的径线先缩短, 而后再伸长(相反的过程出现于等容舒张期)。相反, 等容收缩期期间, 短轴切面上的面积先增大, 而后渐减小。考虑到这些限制, 可规定二尖瓣关闭时为舒张末期; 而二尖瓣开放前为收缩末期。

左心室内径以及室间隔和后壁厚度的短轴测量值可在胸骨旁切面上获得(图 6)。虽然, 这些测量值偶尔只能在剑下切面上获得。对于年轻患者, 短轴最大径线的测量通常定位于二尖瓣瓣尖或腱索水平; 而对于较年长患者或成年人, 定位于靠近心尖部的乳头肌水平。重要的是要注意, 描述左心室大小特征的线性测量为一维测量, 可错误地显示为一个异常的心室腔形态。只有当左心室短轴的几何学形态为圆形时, 短轴直径方可被视为左心室大小的替代测量。而在先天性心脏病患者及其他异常血流动力学状态下通常不能满足心室短轴的几何学形态为圆形的条件。线性测量结果可在长轴或短轴切面的 M 型描记或二维图像上获得。ASE 的指南建议成人在胸骨旁长轴切面上进行左心室短轴的线性测量, 以便确保测量与左室长轴垂直^{1,85}。此外, 胸骨旁声窗很有限, 可因测量线偏斜高估靠近心尖的左心室短轴直径, 这一问题不会出现在非标准胸骨旁长轴切面上。然而, 在许多儿童中, 长轴切面不能显示左心室的侧向运动, 也不能保证在心动周期中左心室短轴的几何学形态为圆形。与从二维短

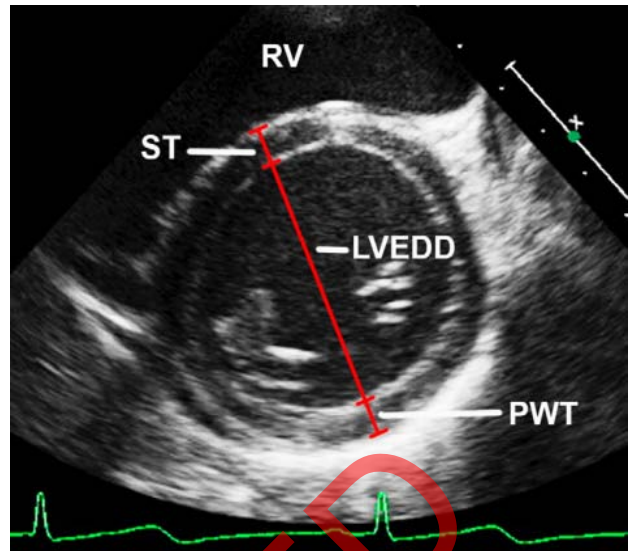


图 6 舒张末期胸骨旁短轴切面上测量左心室短轴内(LVEDD)、后壁厚度(PWT)和室间隔厚度(ST)
注: RV, 右心室。

轴切面上可获得多个直径相反, 这也就致力于单一直径的应用。因此, 建议的方法是短轴切面, 因为它允许我们选择血流-心内膜界面最清晰的直径, 这在涉及左心室肌小梁时, 是一个明确的优点。此外, 目前已有短轴切面 M 型的正常儿童数据^{15,91,92}。

过去, M 型超声心动图较二维图像提供了更好的时间和空间分辨率。然而, 长轴切面上的 M 型测量可高估左心室短轴的直径⁸⁵。此外, 应用 M 型沿着一条穿过室间隔及左室后壁中心点的取样线(基于乳头肌水平的定位)进行测量较为困难¹。近年来, 探头和图像处理技术的进步, 改善了二维成像的分辨率, 并清晰地界定了血流-心内膜的界面。因此, 建议采用二维短轴成像方法, 取 3 个连续心动周期的平均测量值获得左心室短轴的测量结果(图 6)。理想情况下, 应联合应用长轴和短切面, 以确保短轴测量垂直地穿过室间隔和左心室后壁的中心点, 并确保心动周期中左心室短轴的几何学形态为圆形。

二维的容积测量法要求胸骨旁短轴、心尖和/或剑下切面上优质的左心室图像, 以便能对左心室长轴长度及左心室心内膜边界内的面积进行测量。基底部边界规定为二尖瓣瓣环各铰链点的连线。自基底边界的中心点至心尖部心内膜界面测量左室长轴的长度时, 要求清晰显示心尖部心内膜, 且不因斜切而缩短左心室。手动描绘心内膜边界, 要求明确界定血流-心内膜之间的界面(描绘心内膜边界时常剔除乳头肌, 将它们归入血流池范畴)。在成人中, 经常应用等距圆盘叠加求和的双平面 Simpson 法计算左室容积, 但在儿童中, 很少数据证实其准确性和重复性。应用时, 在心尖四腔和两腔切面上描绘心内膜边界, 并应用如下公式。

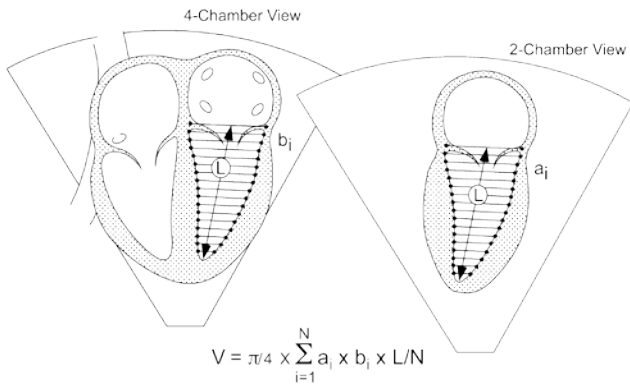


图7 双平面 Simpson 法计算左室容积。

$$V = \frac{\pi}{4} \times \sum_{i=1}^N a_i \times b_i \times \frac{L}{N}$$

其中 V: 容积; a_i : 心尖四腔切面上的短轴切片半径; b_i : 心尖两腔切面上的短轴切片半径; L: 左室长轴的长度; N: 切片数 (图 7)。有些学者提议可用心尖三腔心切面代替心尖两腔切面^{93,94}。对于左室形态异常的儿童, 改良 Simpson 法联合应用短轴和长轴切面, 可能优于上述双平面法^{95,96}。左室容积也可以应用面积-长度法或子弹法测量, 应用公式 $V = 5/6 \times \text{短轴基础面积} \times \text{左室长度}$ (图 8)⁹⁷。这里, 短轴基础面积在胸骨旁或剑突下短轴切面上测量, 长轴的长度在心尖四腔或剑下长轴切面上测量。短截椭圆法与面积-长度法相似, 公式略有不同, 要求在心尖四腔切面上加测左心室短轴的直径。

左心室质量可应用 M 型或二维线性测量计算^{98,100}, 这一方法已广泛用于成人的临床试验和流行病学研究^{1,100}。也曾用于儿童^{101,103}, 尽管, 缺乏准确性和重复性数据, 尤其在婴幼儿方面。最常用的做法是应用先前讨论过的几种方法之一测量容积, 然后计算左心室质量: 将心外膜容积减去心内膜容积, 再将该差值 (心肌容积) 乘以 1.05 g/mL (心肌特异性密度), 即求得左心室质量。左心室容积和质量也可应用三维超声心动图测量。越来越多的临床经验提示, 以 MRI 作为金标准, 较之二维方法, 三维测量的准确性较好^{104,108}。儿科方面的初步研究报道令人鼓舞^{109,110}, 尤其是考虑到三维超声心动图不依赖于几何学形态的假设, 这对于先天性心脏病患者及心室形态异常者而言, 是一个重要的优点。然而, 这一方法在临床实践中的可行性、实用性和重复性仍有待进一步研究。

左心室收缩功能可作为泵功能 (球形心腔做功) 或心肌功能 (心肌纤维做功) 进行评估。球形收缩泵的功能依赖于心肌的 (收缩力) 以及前、后负荷和心率的产能特性; 而心肌功能代表心肌的收缩力, 但不依赖于负荷状态和心率。许多超声心动学方法被用于

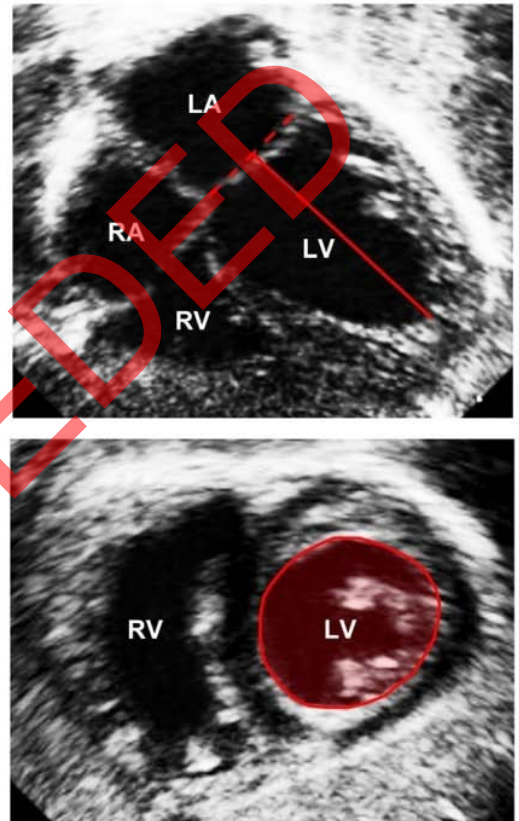
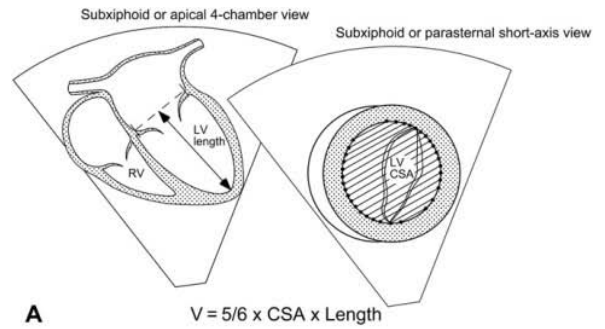


图 8 (A) 面积-长度法计算左室容积, (B) 舒张末期剑下长轴切面上左心室长度, (C): 舒张末期剑下短轴切面上左室基底部面积。注: CSA: 截面积; LA: 左心房; LV: 左心室; RA: 右心房; RV: 右心室

评估左心室收缩功能的这两种性能, 这两种性能分为几何学的和非几何学的参数。几何学参数要求测量左心室的长度或容积, 并受左心室形态的影响。非几何学参数不要求这些测量, 且不受左心室形态的影响, 但依赖于多普勒超声心动图和其他的技术。

球形左心室收缩功能最常用的几何学参数为线性测量的短轴缩短率 (shortening fraction, SF)、面积分数变化和容积测量的射血分数 (ejection fraction, EF)。这些方法均受负荷状态影响, 但不同切面的面积分数变化和 EF 对于心腔的异常形态和局部异常改变的敏感性较小。SF 可应用标准 M 型描记或二维图像测得的左

心室短轴内径进行计算，所用公式为： $SF = (\text{舒张末直径} - \text{收缩末直径}) / \text{舒张末直径}$ 。正如先前讨论的，二维方法可较好地显示室间隔和左心室后壁的中心点。计算EF的公式为： $EF = (\text{舒张末容积} - \text{收缩末容积}) / \text{舒张末容积}$ ；舒张末和收缩末容积均可应用先前所描述的二维或三维的方法来测量。由于几何学形态假设的不准确性，从线性的左心室短轴直径推断出的EF值令人沮丧¹。一个相对不依赖于负荷的心肌功能指标，在随访有异常后负荷风险的患者时是有用的，如正在接受化疗病人¹¹¹和感染人类免疫缺陷病毒者¹¹²。其中一种方法是经心率校正的圆周肌纤维缩短率与左心室收缩末期室壁应力之间的关系，这一收缩性指标相对独立于前负荷，并在评估中体现了后负荷和心率的影响（图9）¹¹³。然而，这一指标仅当左心室形态正常时方可应用。

建议（表4）：建议用于评估左心室大小和功能的方法包括线性和容量计算法。线性法指在胸骨旁或剑下短轴切面的二维短轴图像上测量短轴直径和室壁厚度，计算SF和经心率校正的圆周肌纤维缩短率以及左心室收缩末期的室壁应力。容量计算方法包括：（1）在相同的二维或三维短轴图像上测量面积；（2）在心尖四腔或剑下长轴切面的二维或三维长轴图像上测量长轴长度；（3）应用二维或三维的测量结果计算左室容量、EF和左室质量。

多普勒评估 组织多普勒评估涉及心肌运动的脉冲多普勒探查，而非血流的脉冲多普勒探查。这一方式为评估心室功能提供了新的非几何学参数^{82-84, 114-116}。两组房室瓣都拥有附着于心室肌层的圆周形瓣环，每一瓣环均沿其纵轴的轴线移动：舒张期离开心尖，收缩期朝向心尖。二尖瓣瓣环运动的评估在瓣环的外侧和室间隔侧的交界处进行，而三尖瓣瓣环运动的评估仅在其外侧交界处（图10）进行。心尖四腔切面为显示心室的纵轴以及心动周期中瓣环的轻微侧向运动（“摇摆”）提供了一个理想的窗口。应优化探头的位置和角度以保持多普勒取样线平行于瓣环的最大运动幅度的方向。对于儿童，瓣环速度的最佳测量应采用选通脉冲宽度 $<5\text{ mm}$ 的取样容积^{117, 118}。由于心肌的低速多普勒信号，在使用最低速的滤波装置时，应降低Nyquist极限，以便使偏转的大小最大化（通常 $15-30\text{ cm/s}$ ）。此外，降低总增益，并保持动态范围于 $30\text{ 至 }35\text{ dB}$ 之间，可在最大程度上减少由低幅和相对高速血流信号所引起的“噪声”。脉冲组织多普勒所测得的速度通常较彩色组织多普勒成像所测得的速度快 $10\% \sim 20\%$ ^{119, 120}，这两种技术用于评估心肌运动速度时不可互相替换使用。

一些舒张期和收缩期的峰值速度可应用组织多普勒的瓣环运动的曲线进行测量（图11）。两个负向的舒张期波峰均出现于瓣环运动离开心尖时，通常分别被

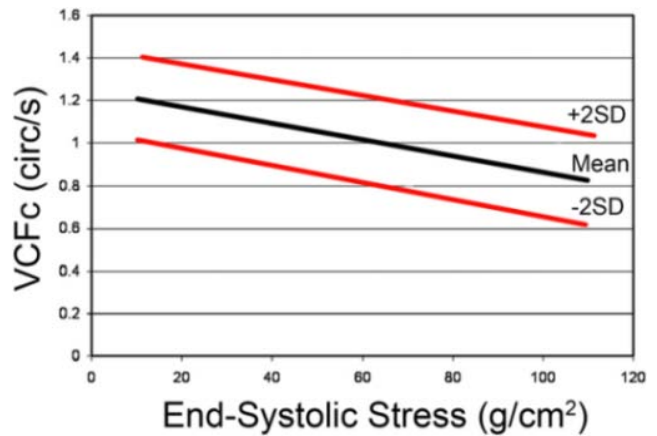


图9 经心率校正的圆周肌纤维缩短率与左室收缩末期室壁应力之间关系，图示正常范围
注：SD，标准差；VCFc：经心率校正的圆周肌纤维缩短率

定义为反映心室自收缩状态回缩时的舒张早期瓣环运动（e'波）和心房收缩时的瓣环运动（a'波），后者受心室舒张和心房收缩功能的共同影响⁵³。一个正向的收缩期波峰代表收缩期瓣环朝向心尖的运动（s'波）。等容舒张时间（IVRT'）的测量自s'波结束至e'波开始；等容收缩时间（IVCT'）的测量自a'波结束至s'波开始。重要的是应该认识到，房室瓣瓣环运动所测得的IVRT'可能与血流多普勒探查所测得的IVRT不相关，尤其当存在舒张功能减低时。因为IVRT'似乎受充盈压的影响较小，且与 τ （左室松弛时间常数）具有良好的相关性¹²¹。一个流速高峰常出现于等容收缩期，将这一峰值速度除以达峰时间计算出等容加速率，后者是反映收缩功能的一个指标¹²²。儿童和青少年中，与年龄相关的瓣环运动速度和时间间隔的参考值已出版发行^{117, 118, 123-129}。

其他反映左心室收缩和舒张功能的多普勒指标已有报道。由二尖瓣返流的连续多普勒描记测得的平均和峰值等容期压力变化率（ dP/dt ）的评估已成为一个左心室收缩功能的非几何学指标^{130, 131}。由血流多普勒测得的二尖瓣流入血流E波和由组织多普勒测得的e'波的速度之间的比值已用于评估左室舒张功能。舒张早期自二尖瓣至心尖部的血流传播速度的彩色M型测量值与 τ 具有良好的相关性，它为评价左室充盈情况提供了另一种方法。左心室松弛异常时，舒张早期流入左心室的血流传播速度下降¹³²⁻¹³⁴。这些方法在儿科中应用的经验还很有限，在儿童中应用的准确性和重复性仍然未知。由等容舒张时间加等容收缩时间除以射血时间计算得到的，测量来自频谱或组织多普勒分析的心肌做功指数已用于综合评估左心室收缩和舒张功能，目前已有成人和儿童的参考值^{135, 136}。最近，心肌变形分析备受关注，它通过组织多普勒或斑点追踪技术测量应变（S）、应变率（SR）以及心室扭转，已成为评价左室功能潜在的实用指标¹³⁷⁻¹⁴¹。但这些新技术

表 4 左心室的测量

测量内容	方法/切面	时相/定位	应用	优点
舒张末期内径 (EDD)	二维 胸骨旁或 剑下短轴	舒张末期*, 恰在 二尖瓣瓣环下方	左室大小	可调整取样线正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
舒张末期后壁厚度 (EDPWT)	二维 胸骨旁或 剑下短轴	舒张末期*, 恰在 二尖瓣瓣环下方	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
舒张末期室间隔厚度 (EDSWT)	二维 胸骨旁或 剑下短轴	舒张末期*, 恰在 二尖瓣瓣环下方	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
收缩末期内径 (ESD)	二维 胸骨旁或 剑下短轴	收缩末期*, 恰在 二尖瓣瓣环下方	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
收缩末期后壁厚度 (ESPWT)	二维 胸骨旁或 剑下短轴	收缩末期*, 恰在 二尖瓣瓣环下方	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
收缩末期室间隔厚度 (ESSWT)	二维 胸骨旁或剑突下 短轴	收缩末期*, 恰在 二尖瓣瓣环下方	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
舒张末期长度 (EDL)	二维 心尖四腔或剑下 长轴	舒张末期*	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
舒张末期心外膜长度 (EDL _{epi})	二维 心尖四腔或剑下 长轴	舒张末期*	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
舒张末期面积 (EDA)	二维 胸骨旁或 剑下短轴	舒张末期*	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
舒张末期心外膜面积 (EDA _{epi})	胸骨旁或 剑下短轴	舒张末期*	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
收缩末期长度 (ESL)	二维 心尖四腔或剑下 长轴	收缩末期*	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
收缩末期心外膜长度 (ESL _{epi})	二维 心尖四腔或剑下 长轴	收缩末期*	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}

表 4 (续 1) 左心室的测量

测量内容	方法/切面	时相/定位	应用	优点
收缩末期面积 (ESA)	二维 心尖四腔或剑下短轴	收缩末期*	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
收缩末期心外膜面积 (ESA _{epi})	二维 心尖四腔或剑下短轴	收缩末期*	左室大小	可调整取样线; 正常成人数据 ¹ ; 正常儿童数据 ^{15, 17}
舒张早期二尖瓣瓣环峰值速度 (e')	组织多普勒 心尖四腔	舒张早期, 于二尖瓣瓣环内、外侧	左室舒张功能	可重复性; 时间分辨率好; 正常儿童数据 ^{117, 118, 123-128}
心房收缩期二尖瓣瓣环峰值速度 (a')	组织多普勒 心尖四腔	心房收缩期, 于二尖瓣瓣环内、外侧	左室舒张功能	同上述
收缩期二尖瓣瓣环峰值速度 (s')	组织多普勒 心尖四腔	收缩期, 于二尖瓣瓣环内、外侧	左室收缩功能	同上述
等容收缩期二尖瓣瓣环峰值速度	组织多普勒 心尖四腔	等容收缩期, 于二尖瓣瓣环内、外侧	左室收缩功能	同上述
等容舒张时间 (IVRT') [*]	组织多普勒 心尖四腔	s'波结束至 e'波开始时间	左室舒张功能	同上述
等容收缩时间 (IVCT')	组织多普勒 心尖四腔	a'波结束至 s'波开始时间	左室收缩功能	同上述
等容收缩期达峰时间	组织多普勒 心尖四腔	等容收缩期, 于二尖瓣瓣环内、外侧	左室收缩功能	同上述
计算内容	方法	公式	应用	优点
舒张末期容积 (EDV)	心尖四腔和两腔切面上应用双平面 Simpson 法	圆盘叠加求和: $\frac{\pi}{4} \times \sum_{i=1}^N a_i \times b_i \times \frac{L}{N}$	左室大小	较短轴径线测量应用较少的几何学假设
收缩末期容积 (ESV)	心尖四腔和两腔切面上应用双平面 Simpson 法	同上	左室大小	同上
舒张末期心外膜容积 (EDV _{epi})	心尖四腔和两腔切面上应用双平面 Simpson 法	同上	左室大小	同上
左室质量	心尖四腔和两腔切面上应用双平面 Simpson 法	(EDV _{epi} - EDV) × 1.05 g/ml	左室大小	同上
舒张末期容积 (EDV)	面积-长度法	5/6 × EDA × EDL	左室大小	同上
收缩末期容积 (ESV)	面积-长度法	5/6 × ESA × ESL	左室大小	同上

表 4 (续 2) 左心室的测量

测量内容	方法/切面	时相/定位	应用	优点
舒张末期心外膜容积 (EDV _{epi})	面积-长度法	$5/6 \times \text{EDA}_{\text{epi}} \times \text{EDL}_{\text{epi}}$	左室大小	<u>较短轴径线测量应用较少的几何学假设</u>
左室质量	面积-长度法	$(\text{EDV}_{\text{epi}} - \text{EDV}) \times 1.05 \text{ g/ml}$	左室大小	同上
短轴缩短率 (SF)	M 型; 2D	$(\text{EDD} - \text{ESD}) / \text{EDD}$	左室收缩功能	实践经验丰富 操作方便
射血分数 (EF)	双平面 Simpson 法; 面积-长度法; 3D	$(\text{EDV} - \text{ESV}) / \text{EDV}$	左室收缩功能	对左室异常形态较不敏感 正常成人数据 ¹
经心率校正并由收缩末期室壁应变标化的圆周肌纤维缩短率	M 型; 2D	$\text{VCF} = \text{SF} / \text{ET};$ $\text{VCF}_c = \text{SF} / \text{ET}_c;$ $\text{ESS} = (\text{P}_{\text{es}} \times \text{R}_{\text{es}}) / \text{T}_{\text{es}}$	左室收缩功能	不依赖前负荷 可解释后负荷与心率的影响 正常儿童数据 ^{1,13}
舒张早期流速比值	组织多普勒	E/e'	左室舒张功能	
等容加速率 (IVA)	组织多普勒	等容期二尖瓣瓣环峰值速度/达峰时间	左室收缩功能	

注: a_i: 心尖四腔心切面上的短轴切片半径; b_i: 心尖两腔心切面上的短轴切片半径; EDA: 舒张末期面积; EDA_{epi}: 舒张末期心外膜面积; EDD: 舒张末期直径; EDL: 舒张末期长度; EDL_{epi}: 舒张末期心外膜长度; EDPWT: 舒张末期后壁厚度; EDSWT: 舒张末期室间隔壁厚度; ESA: 收缩末期面积; ESA_{epi}: 收缩末期心外膜面积; ESD: 收缩末期直径; ESL: 收缩末期长度; ESL_{epi}: 收缩末期心外膜长度; ESPWT: 收缩末期后壁厚度; ESS: 收缩末期室壁应变; ESSWT: 收缩末期室间隔壁厚度; ET: 射血时间; ET_c: 经心率校正的 ET; L: 左室长度; LV: 左心室; MV: 二尖瓣; N: 切片数目; P_{es}: 收缩末期压力; R_{es}: 收缩末期半径; T_{es}: 收缩末期室壁厚度; 3D: 三维; 2D: 二维; VCF: 圆周肌纤维缩短率; VCF_c: 经心率校正的 VCF。

*短轴径线或面积的最大值

★短轴径线或面积的最小值

☆通过组织多普勒评估测量而非血流多普勒评估, 如表 3 中所述

右心室

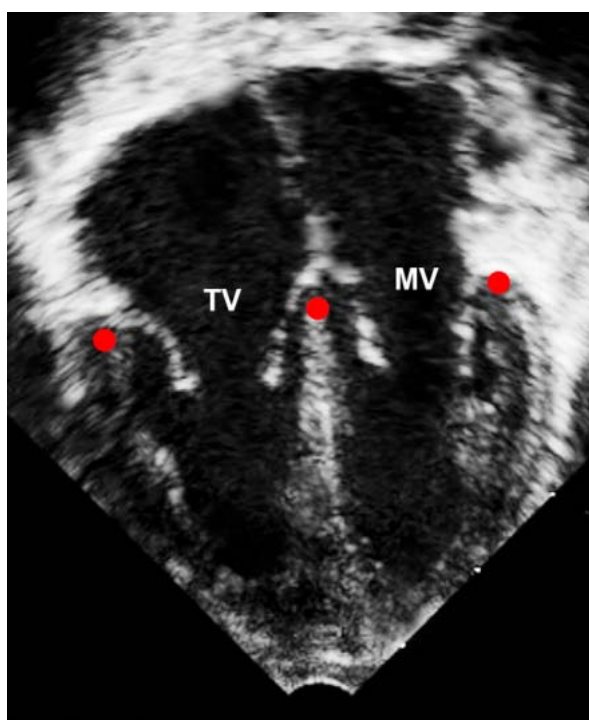


图 10 心尖四腔心切面示组织多普勒测量时的三个取样点位置。注：MV：二尖瓣；TV：三尖瓣

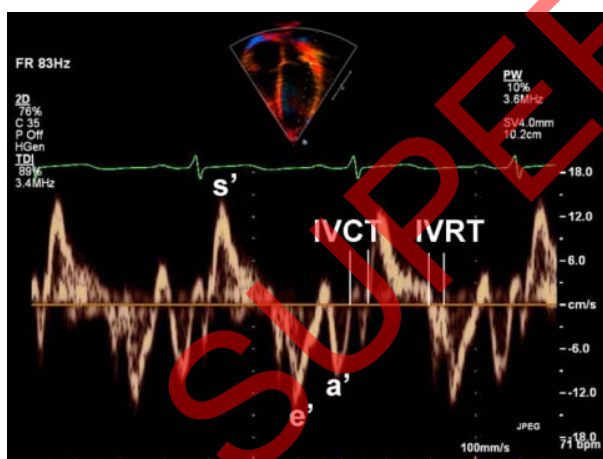


图 11 组织多普勒二尖瓣侧壁瓣环测量。注：a'：心房收缩期峰值速度，e'：心室舒张早期峰值速度，IVCT：等容收缩时间，IVRT：等容舒张时间，s'：心室收缩期峰值速度。

在儿童中的应用仍有待进一步研究。

建议 (表 4)：在二尖瓣瓣环的内、外侧进行组织多普勒评价时，建议的测量与计算内容包括：e'，a' 和 s' 波的峰值速度，IVRT'，IVCT'，等容加速率和 E/e' 比值。

形态学定量评估 二维超声心动图用于评估右心室的大小和功能¹⁴²，虽然与 MRI 相比，二维超声心动图通常低估右心室容积。此外，应用直线和截面积测量一个几何结构复杂的心腔，存在固有的局限性¹⁴³，而右心室本身紧靠胸骨后方，技术上超声心动图又难以完全显示。不过，超声心动图测量成人右心室的室壁厚度、大小和收缩功能的指南已经出版发表¹。右心室游离壁的厚度定量测定较难，尽管可于舒张末期在剑下长轴或胸骨旁切面上测量^{1, 144}，但肯定应避免粗糙肌小梁区域。如同心尖四腔切面上的左心室，右心室基底边界也由三尖瓣瓣环的多个铰链点的连线确定。右心室基底部和中央部的短轴直径以及右心室的纵轴最大长径可在一帧明确舒张末期、三尖瓣关闭的图像上测量，测量时注意避免右心室内径因被斜切而缩短 (图 12)。再次强调，二维超声心动图测量右心室的结果与 MRI 的测值相关性较弱，尤其在右心室负荷过重病例¹⁴³。

右心室长轴面积可应用平面几何方法计算，而右心室面积分数变化已成为一个右心室收缩功能指标¹⁴⁵。应用二维超声评估右心室容积有多种公式¹⁴⁶⁻¹⁴⁸。然在儿童中，所有这些方法都存在明显局限性，迄今极少或尚没有实用、准确、重复性数据¹⁴⁵。常规二维超声测量右心室容积的最好方法仍有争议。右心室射血分数的计算可应用这些容积测定法，而认为是一个负荷依赖性右室收缩功能 (EF) 指标，且该方法同 MRI 和放射性核素成像仅呈轻度相关¹⁴⁹。收缩期三尖瓣瓣环位移 (TAPSE) 是另一种测量右心室收缩功能的方法。在成人方面，该指标与放射性核素成像和二维超声测量的射血分数 (EF) 相关性较好^{150,151}。这一指标是在心尖四腔切面上，将 M 型取样线放置在三尖瓣瓣环的中心时测量右心室长轴径的缩短而获得。已经发表的 TAPSE 儿童正常值可作为参考¹⁵²，尽管 TAPSE 的临床意义仍有待研究。

建议 (表 5)：建议在心尖四腔切面上测量右心室大小的方法包括：测量右心室舒张末期基底部和中部的直径、舒张末期长径、舒张末期以及收缩末期面积。建议测量右心室收缩功能的方法尚包括 TAPSE 和心尖四腔切面上的面积分数变化。

多普勒评估 测量三尖瓣反流峰值速度是评估右室收缩压的一个好方法，特别于右心房压力较低时尤为正确。以往用来评估左心室功能的许多多普勒指标已被用于右心室。例如：组织多普勒测量三尖瓣环位移 (TAPSE) 能有助于评估右心室的收缩和舒张功能^{117, 122, 153-157}。连续多普勒测量三尖瓣反流的 dp/dt 也曾用于评价右心室的收缩功能¹⁴⁹。下腔静脉 (IVC) 塌

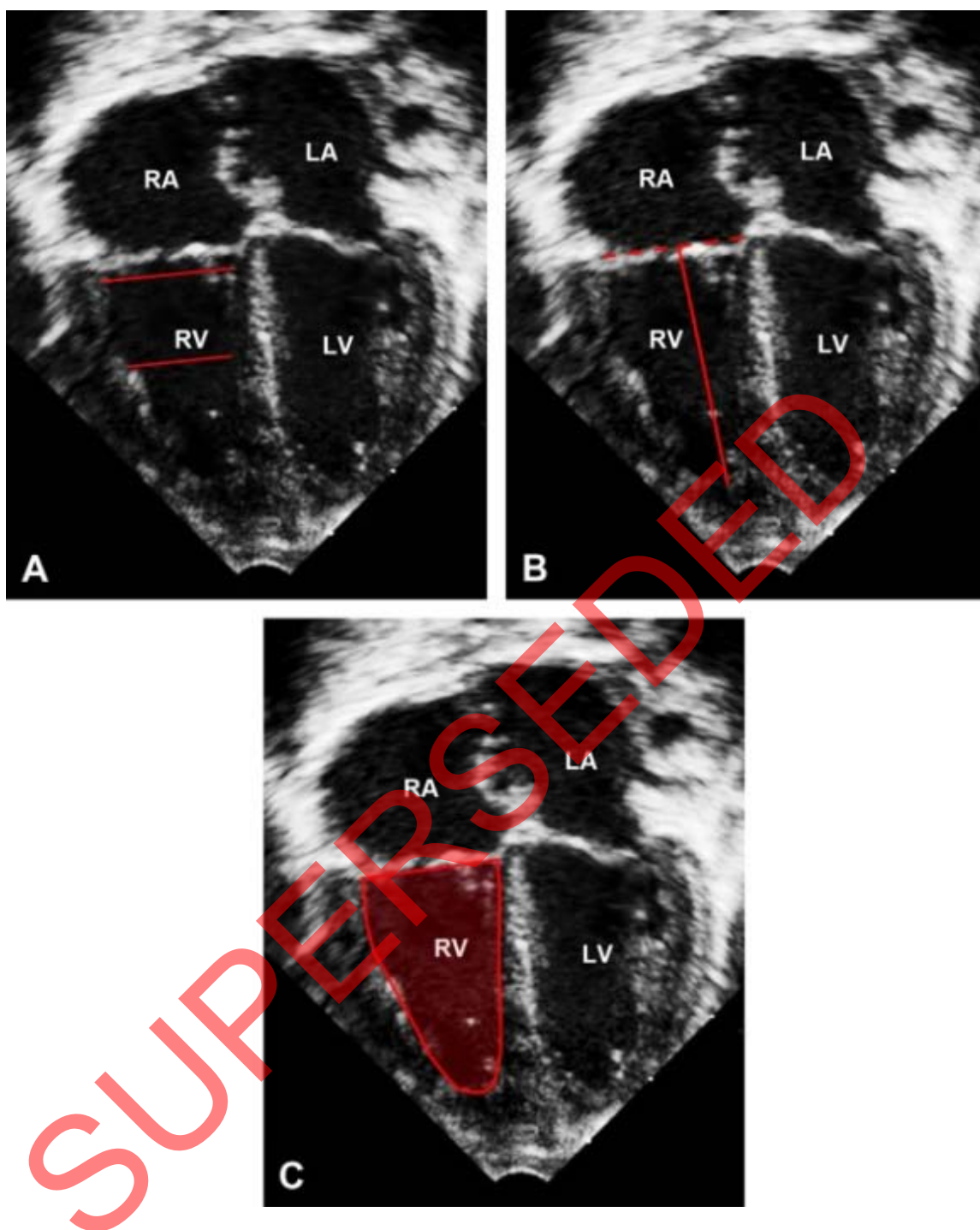


图 12 心尖四腔心切面，舒张末期图 A：右心室基底部和心腔中部的横径图 B：右心室长径图 C：右心室面积
注：LA：左心房；LV：左心室；RA：右心房；RV：右心室

陷指数^{39, 40}、肝静脉血流指数¹⁵⁸、三尖瓣血流速度、三尖瓣 E 峰和 e' 的速度比值^{159, 160}、彩色 M 型三尖瓣血流传播速度¹⁶¹以及右心室 IVRT'¹⁶² 均可评估右心房压力和右心室舒张功能。此外，肺静脉舒张末期的跨瓣前向血流可提示限制性右心室的生理学变化^{163, 164}。应用传统的或组织多普勒方法测量心肌功能指数也可

用于综合评估右心室的舒张和收缩功能^{135, 136}。可是，这两种方法所获得的正常值有明显差异¹⁶⁵，应采用合适的参考值。测量右心室收缩和舒张功能的新方法，如分析应变 (S) 和应变率 (SR) 的斑点追踪技术和三维超声心动图均应得到进一步研究^{149, 166}。

表 5 右心室测量

测量内容	切面	时相	应用	优点	缺点
舒张末期基底部直径	二维心尖四腔	舒张末期*	右室大小	正常成人数据	易因斜切缩短室腔难以显示右室侧壁 依赖良好心内膜面边界 依赖清晰心尖心内膜 依赖负荷状态 与 MRI 右室容积测量值符合率低 ¹⁴³ 无正常儿童数据
舒张末期心腔中部横径	二维心尖四腔	舒张末期*	右室大小	正常成人数据	同上
舒张末期长径	二维心尖四腔	舒张末期*	右室大小	正常成人数据	同上
舒张末期 (EDA) 面积	二维心尖四腔	舒张末期*	右室大小	正常成人数据	同上
收缩末期 (ESA) 面积	二维心尖四腔	收缩末期†	右室大小	正常成人数据	同上
三尖瓣环收缩期位移 (TAPSE)	M 型心尖四腔	三尖瓣环	右室收缩功能	与射血分数相关 快速简单 可重复性	正常值未根据体型校正 ¹⁵² 未评估先心病儿童 取决于负荷情况
三尖瓣反流 (TR) 射血峰值流速	心尖或胸骨旁	收缩期	估测右室收缩期压力		依赖取样线方向(角度依赖性) 少量三尖瓣反流时无法准确估测右室压力
舒张早期三尖瓣环峰值速度 (e')	组织多普勒心尖四腔	舒张早期 TV 环内外侧壁之间	右室舒张功能	可重复性 时间分辨率好 正常儿童数据 ^{117,118,123,124,126,127,129}	依赖取样线方位(角度依赖性) 依赖负荷情况 不适用于局部室壁运动异常者
三尖瓣环心房收缩期峰值速度 (a')	组织多普勒心尖四腔	心房收缩期 TV 环内外侧壁之间	右室舒张功能	同上	同上
收缩期三尖瓣环峰值速度 (s')	组织多普勒心尖四腔	收缩期 TV 环内外侧壁之间	右室收缩功能	同上	同上
三尖瓣环等容收缩期峰值速度	组织多普勒心尖四腔	等容收缩期 TV 侧壁瓣环	右室收缩功能	同上	同上
等容舒张时间 (IVRT')	组织多普勒心尖四腔	从 s'波结束到 e'波开始之间的时间	右室舒张功能	同上	同上
等容收缩期达峰时间	组织多普勒心尖四腔	等容收缩期 TV 侧壁瓣环	右室收缩功能	同上	同上

表 5 (续)

测量内容	切面	时相	应用	优点	缺点
面积变化率 (FAC)	二维 心尖四腔	FAC= (EDA- ESA)/EDA	右室收缩功 能	与 MRI 测量的射血分数中度相关 正常成人数据 ¹	室腔易因斜切缩短 难以显示右室侧壁 依赖良好心内膜面边界 依赖清晰的心尖心内膜 依赖负荷状态 前负荷增加时与 MRI 测量的射血分数符合率低 ¹⁴³ 无正常儿童数据
等容加速度 (IVA)	组织多普勒	IVA = 三 尖瓣环等 容收缩期 峰值速	右室收缩功 能		依赖取样线方位 (角度依赖性) 依赖负荷情况

注：EDA：舒张末面积；EDV：舒张末容积；ESA：收缩末面积；ET：跨肺动脉瓣射血时间；FAC：分段面积变化；IVA：等容加速度；RV：右心室；TR：三尖瓣反流；TV：三尖瓣；2D：二维

* 最大径线或面积

† 最小面积

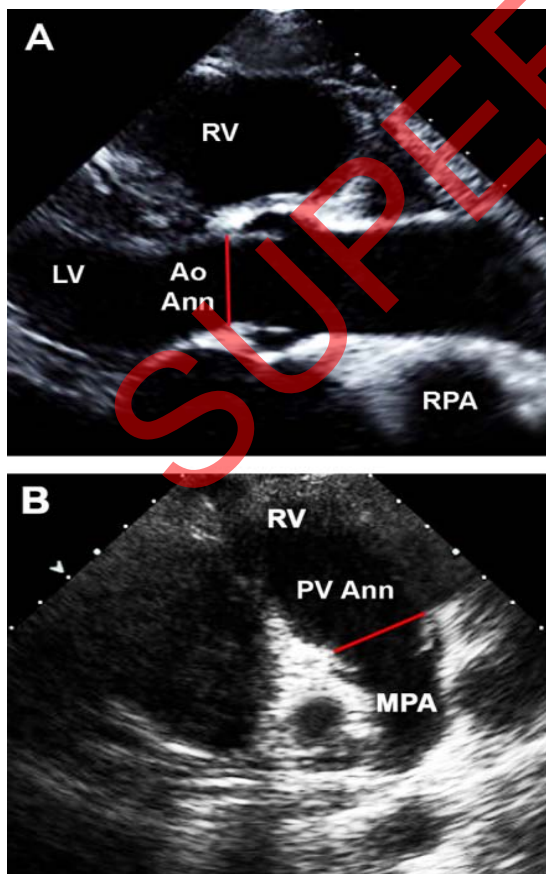


图 13 胸骨旁长轴切面显示：图 A：主动脉瓣瓣环内径(Ao Ann)，图 B：肺动脉瓣瓣环内径(PV Ann)。注：LV：左心室；MPA：肺动脉主干；RPA：右肺动脉；RV：右心室

建议(表 5):应用组织多普勒评估三尖瓣瓣环时,建议测量和计算的指标包括: e' , a' , s' 峰值速度, $IVRT'$ 以及等容加速度。

心室流出道和半月瓣

形态学定量评估 校正了身体尺寸影响后的瓣下和瓣膜流出道测量值有助于评估可能存在的流出道发育不全和瓣环扩张。探头扫查方向应与流出道长轴相平行(以便允许流出道的轴向测量),并应放大感兴趣区。尽管左、右心室两者的流出道横断面的形态通常为椭圆形,但实际工作中假定为圆形,并只须测量一个简单的直径。左室瓣下流出道最窄处的最大径的最佳测量应于收缩早中期在胸骨旁长轴切面上进行,测值可用于计算成人的每搏量和心输出量⁸⁵。相反,右心室瓣下流出道内径可以在胸骨旁长轴和短轴切面上各自

表 6. 心室流出道及半月瓣测量

测量内容	切面	时相	应用	优点	缺点
瓣下左室流出道	胸骨旁长轴	收缩期*	左室流出道大小	正常成人数据 ¹	避免斜切、非几何学圆形
主动脉瓣瓣环内径	胸骨旁长轴	收缩期*	主动脉瓣瓣环大小	可重复性 正常成人数据 ¹ 正常儿童数据 ¹⁵⁻¹⁷	避免斜切 非几何学圆形
右室瓣下流出道	胸骨旁长轴或短轴	收缩期*	右室流出道大小	正常成人数据 ¹	避免斜切 非几何圆形 前侧壁分辨率低
肺动脉瓣瓣环	胸骨旁长轴或短轴	收缩期*	肺动脉瓣瓣环大小	可重复性 正常成人数据 ¹ 正常小儿数据 ¹⁵⁻¹⁷	同上
左室流出道峰值速度	心尖三腔、胸骨上窝长轴、或胸骨右缘	收缩期*	流出道梗阻		角度依赖性 易受心室收缩功能影响
右室流出道峰值速度	剑突下短轴、前倾位心尖四腔、左前倾位胸骨旁长轴或胸骨旁短轴	收缩期*	流出道梗阻		角度依赖性 易受心室收缩功能影响

* 最大径线

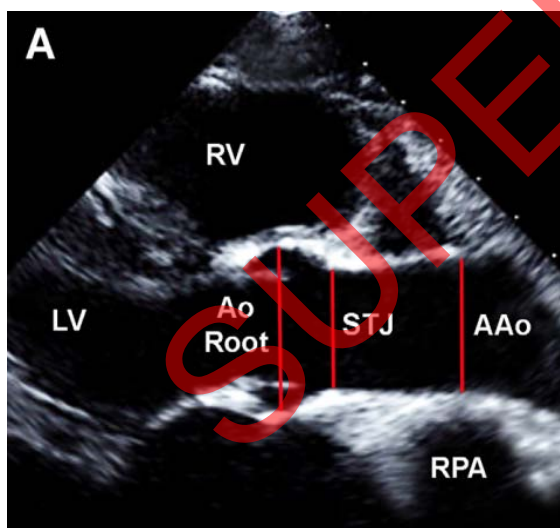


图 14 胸骨旁长轴切面，收缩中期。图示：主动脉根部(Ao Root)、窦管交界部(STJ)、升主动脉(AAo)内径。注：LV：左心室；RPA：右肺动脉；RV：右心室

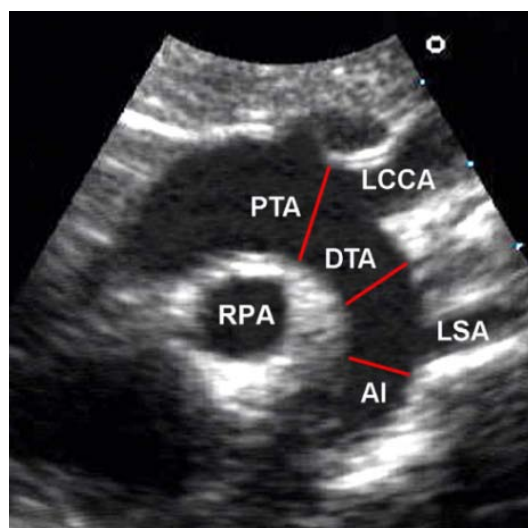


图 15 胸骨上窝长轴切面。图示：主动脉弓横段的近端 (PTA)；主动脉弓横段的远端 DTA)；主动脉峡部 (AI) 内径。注：LCCA：左颈总动脉；LSA：左锁骨下动脉； RPA：右肺动脉

测量¹。目前已有成人左心室和右心室瓣下流出道内径的正常参考值¹，但尚缺乏儿童的实用性、有效性、准确性和重复性的测值数据。

主动脉瓣和肺动脉瓣瓣环内径的最佳测量方法是在放大的胸骨旁长轴切面上，从瓣膜连接点的内侧缘到对侧的内侧缘进行（图 13）。右心室瓣下流出道、肺

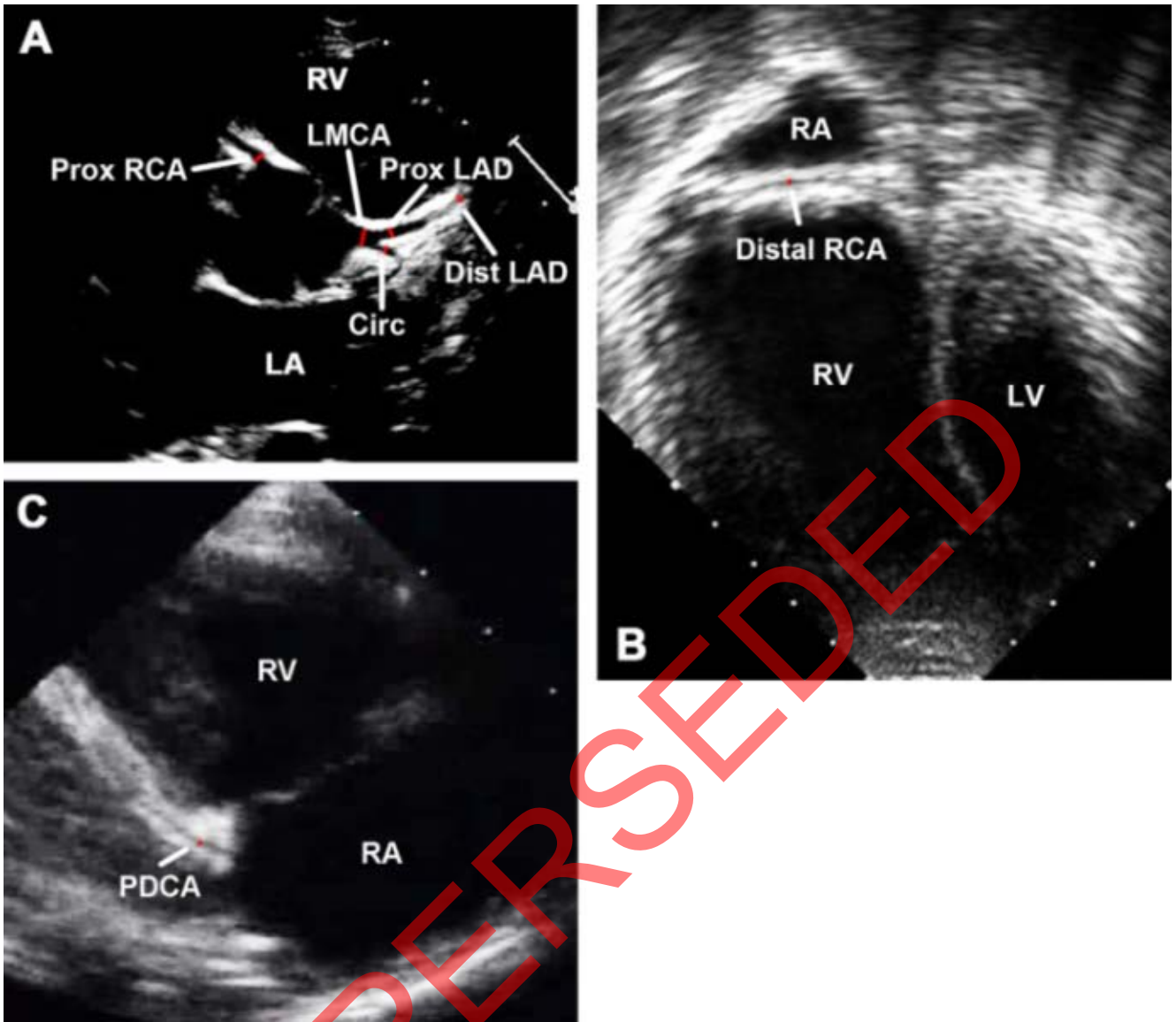


图 16 图 A: 胸骨旁短轴切面显示左冠状动脉主干(LMCA)、左前降支近段(Prox LAD)、左前降支远段(Dist LAD)、回旋支 (Circ)、右冠状动脉近段 (Prox RCA) 内径图 B: 后倾位心尖四腔切面显示右冠状动脉远段 (Dist RCA) 内径图 C: 后倾位胸骨旁长轴切面后降支冠状动脉 (PDCA) 内径。注: LA: 左心房; LV: 左心室; RA: 右心房; RV: 右心室。

动脉瓣瓣环和主肺动脉内径也可在胸骨旁短轴切面上测量。然而，由于侧壁成像的依赖、分辨率相对较低¹⁶⁷以及在上述这些切面率相对较低¹⁶⁷以及在上述这些切面中通常只能获得一个斜的切面，因此，这些测值常被低估。两个瓣环内径曾在心动周期的不同时相进行测量。例如：曾建议，成人和儿童的主动脉瓣瓣环和根部的内径于舒张期测量¹²，并且已有正常参考值¹³。然而，于收缩期测量的主动脉瓣瓣环内径值似乎与术中测值相关性最好¹⁶⁸。此外，收缩中期的流出道切面图像提供了较为始终如一的瓣膜结合点

和管腔内径，可用于计算每搏量和心输出量。因此，建议收缩中期测量儿童的主动脉和肺动脉瓣环内径。

建议 (表 6): 左心室瓣下流出道和主动脉瓣瓣环内径的最佳测量应于收缩早中期，在胸骨旁长轴切面上进行。右心室瓣下流出道和肺动脉瓣瓣环内径可在收缩中期胸骨旁长轴或短轴切面上测量，取最大径。

多普勒评估 左心室流出道的多普勒探查通常在心尖三腔、胸骨右缘或胸骨上窝长轴切面上进行。右心室流出道的多普勒探查可在胸骨旁长轴、剑下短轴或

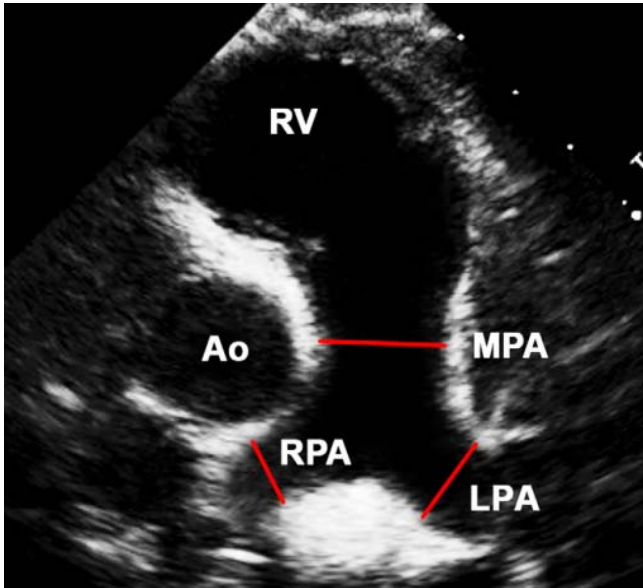


图 17 胸骨旁短轴切面。图示：肺动脉主干（MPA）和肺动脉分支近段内径。注：Ao：主动脉；LPA：左肺动脉；RPA：右肺动脉；RV：右心室。

探头前倾的非标准心尖切面上进行。在不同切面上测得的速度会有显著差异，尤其因为不同患者中，其流出道的几何学形态和方向的变异十分明显。因此，在报告中应注明所应用的切面，以便与以后的测量保持一致。美国超声心动图学会和欧洲超声心动图学会建议的成人主动脉瓣狭窄和肺动脉瓣狭窄的超声心动图定量测定方法可以作为参考⁷⁶。所有瓣下和瓣膜流出道梗阻的严重程度通常应用连续多普勒探查，并应在最清晰、最高速度的频谱上测量最大瞬时和平均压力阶差来确定¹⁶⁹。应用低频探头的脉冲多普勒探查多个狭窄段有时可以评价瓣下不同梗阻部位的狭窄程度。重要的是应记住，在大系列病例中，严重狭窄的阻力经常会掩盖梗阻以远水平的血流动力学变化¹⁷⁰。严重左心室功能不全随之伴心输出量低排病例，多普勒测得的压力阶差经常并不代表梗阻的严重程度。事实上，明显左心室收缩功能障碍伴轻度压力阶差即可视为存在相对严重的狭窄。此外，大的室间隔缺损或动脉导管未闭导致心室间和大动脉间压力相等时，肺动脉瓣狭窄的严重程度不能被准确评估。心室功能异常或者大的分流性病变病例，半月瓣的形态异常（增厚、穹窿征、交界处融合）以及瓣环的大小在狭窄严重程度评估中与多普勒所测的压力阶差同样有用。

多普勒超声心动图测量的最大瞬时压力阶差与心导管测量的峰值-峰值压力阶差是不同的，部分是由于压力恢复的原因¹⁷¹，这一现象在儿童中尤其重要。主动脉瓣狭窄程度越严重以及与瓣环相比、升主动脉的

内径越大，则导致的湍流越明显，而压力恢复越少。与成人相比，儿童主动脉瓣狭窄时的升主动脉扩张往往较轻，此时压力恢复的作用可引起多普勒测量的和心导管测量的压力阶差的结果明显不同，差异可高达20%-40%^{171, 174}。病变瓣膜的有效瓣口面积也有助于评估狭窄的程度^{169, 175}。正如在主动脉瓣中所描述的那样，可应用二维面积法或连续性方程测量瓣口面积。与二尖瓣、三尖瓣病变相似，二维面积法测量主动脉瓣和肺动脉瓣的面积通常不可靠，因为狭窄的瓣膜呈不规则的漏斗样穹窿改变，并难以获取一个可信的、“正面”的真实瓣叶开放的切面。也可应用连续性方程计算主动脉瓣口面积¹⁷⁵，虽然成人左心室瓣下流出道内径可存在5%-8%的变异范围。这一变异范围在儿童明显增大。儿童较小的椭圆形瓣下横断面积可能会增加潜在的误差。因此，在流出道和半月瓣内径较小的儿童中，应避免常规使用上述方法。成人主动脉和肺动脉返流的定量测定先前已曾讨论⁸¹，返流最窄径（vena contracta）、返流束面积、连续性方程以及近端血流等速表面积现象（血流汇聚法）在儿童中的实用性受限，仍未经确认。

建议（表 6）：左心室流出道的最大瞬时压力阶差和平均压力阶差的最佳测量应在心尖三腔、胸骨上窝长轴或胸骨旁右缘切面上进行。右心室流出道的压力阶差的最佳测量应在剑下短轴、非标准心尖四腔、胸骨旁长轴或胸骨旁短轴切面上进行。

主动脉、冠状动脉和肺动脉

形态学定量评估 动脉的测量有助于检出各种血管异常病例，如马凡综合征和川崎病等^{1-5, 13, 177-181}。测量的心动周期时相问题曾受到广泛讨论。某些学者建议在舒张期或收缩期进行测量，或取二者的平均值¹⁸²，尽管，事实上，收缩期内径明显大于舒张期内径^{183, 184}。此外，血管管径对其功能的最大效应发生在血管流量最大瞬间，峰值收缩压时的管壁最大应力是主动脉扩张患者管壁发生夹层或破裂的决定性因素。儿童的所有动脉测量均应该在血管最大扩张瞬间进行，典型的峰值血流位于收缩中期。

主动脉近段扩张通常发生在一些结缔组织病（例如：马凡综合征）或主动脉瓣二瓣畸形。^{3, 5, 33, 177, 185-187}相反，与主动脉瓣瓣上狭窄相关的窦管交界处的缩窄则常见于 Williams 综合征¹⁸⁸。主动脉近段内径的测量应在胸骨旁长轴切面上，于管径最大扩张时，在以下各部位进行：瓦氏窦水平的主动脉根部、窦管交界处以及横跨在右肺动脉前壁的升主动脉（图 14）。

表 7. 主动脉、冠状动脉及肺动脉测量

测量内容	切面	时相	应用	优点	缺点
主动脉根部内径	胸骨旁长轴、高位胸骨左缘或高位胸骨右缘	收缩期*	主动脉近段大小	正常成人数据 ¹ 正常小儿数据 ^{15, 17}	主动脉根部形态异常时可能无法显示最大内径 ¹⁹² 角度依赖性
主动脉窦管交界部内径	胸骨旁长轴、高位胸骨左缘或高位胸骨右缘	收缩期*	主动脉近段大小	同上	同上
升主动脉内径	胸骨旁长轴、高位胸骨左缘或右肺动脉水平高位胸骨右缘	收缩期*	主动脉近段大小	同上	同上
主动脉弓横段近端	胸骨上窝长轴右颈总动脉至左颈总动脉之间	收缩期*	主动脉弓大小	同上	同上
主动脉弓横段远端	胸骨上窝长轴左颈总动脉至左锁骨下动脉之间	收缩期*	主动脉弓大小	同上	同上
主动脉峡部内径	胸骨上窝长轴远端至左锁骨下动脉之间	收缩期*	主动脉弓大小	同上	同上
降主动脉内径	膈水平剑下短轴	收缩期*	降主动脉大小		无正常小儿数据
冠状动脉左主干内径	胸骨旁短轴	最大内径	冠状动脉大小	正常儿童数据 ³⁶	依赖良好空间和造影分辨率
左前降支冠脉近段内径	胸骨旁短轴	最大内径	冠状动脉大小		依赖良好空间和造影分辨率
左前降支冠脉远段内径	胸骨旁短轴	最大内径	冠状动脉大小		依赖良好空间和造影分辨率
左回旋支冠脉内径	胸骨旁短轴	最大内径	冠状动脉大小	正常儿童数据 ³⁶	依赖良好空间和造影分辨率
右冠状动脉近段内径	胸骨旁短轴	最大内径	冠状动脉大小	正常儿童数据 ³⁶	依赖良好空间和造影分辨率
右冠状动脉远段内径	后倾位心尖四腔	最大内径	冠状动脉大小		依赖良好空间和造影分辨率
冠状动脉后降支内径	右后倾位胸骨旁长轴	最大内径	冠状动脉大小		依赖良好空间和造影分辨率
肺动脉主干内径	胸骨旁短轴	收缩期*	肺动脉大小	正常成人数据 ¹ 正常儿童数据 ^{15, 17}	前位时显示不完全
右肺动脉内径	胸骨旁、高位胸骨左缘或胸骨上窝短轴	收缩期*	肺动脉大小	正常成人数据 ¹ 正常儿童数据 ^{15, 17}	前位时显示不完全

表 7 (续) 主动脉、冠状动脉及肺动脉测量

测量内容	切面	时相	应用	优点	缺点
左肺动脉内径	胸骨旁、高位胸骨左缘或胸骨上窝短轴	收缩期*	肺动脉大小	正常成人数据 ¹ 正常儿童数据 ^{15, 17}	前位时显示不完全
升主动脉峰值流速	心尖三腔、胸骨上窝长轴或胸骨右缘	收缩期	主动脉流出道梗阻		角度依赖性多节段梗阻时难以测量
主动脉峡部峰值流速	胸骨上窝长轴	收缩期	主动脉弓梗阻		需近心段流速校正 角度依赖性受动脉导管未闭影响
腹主动脉多普勒	膈水平剑下短轴		主动脉弓梗阻 主动脉返流或主动脉痿引起的舒张期逆流		
肺动脉主干峰值流速	胸骨旁短轴或前倾位心尖四腔	收缩期	肺动脉流出道梗阻		角度依赖性多节段梗阻时难以测量
右肺动脉及左肺动脉峰值流速	胸骨旁或胸骨上窝短轴或高位胸骨左缘	收缩期	肺动脉分支梗阻		角度依赖性多节段梗阻时难以测量

* 最大径线

标准的胸骨旁超声窗并不经常显示整个主动脉近段的最佳图像，可能须要在高于标准超声窗一至两个肋间的胸骨左缘获得理想的图像。通常，取右侧卧位，一个高的胸骨右缘切面可更好地显示整个主动脉近端。虽在非标准的高位胸骨右缘切面上偶尔可以更好地显示主动脉弓，特别在新生儿，但经胸骨上窝短轴扫查，主动脉弓侧壁方位及其分支被确立以后，则主动脉弓可在胸骨上窝长轴切面上进行测量。测量应在以下部位进行：主动脉弓横段的近端（无名动脉至左颈总动脉之间）、主动脉弓横段的远端（左颈总动脉至左锁骨下动脉之间）、主动脉峡部（左锁骨下动脉以远的主动脉最窄处）（图 15）。此外，降主动脉可在膈肌水平的剑下短轴切面上测量。

冠状动脉可因血流增加或炎症而扩张¹⁸⁹⁻¹⁹⁰。单独二维切面上常难以显示冠状动脉。应在冠状动脉最大扩张时进行测量。应采用双幅显示的低速度范围彩色成像，尽可能避免错误地测量到心脏静脉或其他酷似冠状动脉的伪像，这是探查冠状动脉前、后降支时的一个特殊问题。应在胸骨旁短轴切面上测量左主干、左前降支的近段和远段、旋支冠状动脉以及右冠状动脉近段（图 16）。偶尔，在胸骨旁长轴或非标准的胸骨旁切面上（介于长轴和短轴之间的切面上）可较好地

观察到左前降支冠状动脉。在探头后倾的非标准心尖切面上，沿右后侧房室沟最佳探查到右冠状动脉的远段，而在探头右后倾的非标准胸骨旁长轴切面上，沿后室间沟最佳探查到后降支冠状动脉。

肺动脉大小的测量对于各种先天性心脏病患儿均十分重要^{180,182,191}。肺动脉血流减少时（如法洛三联征），肺动脉分支呈典型变细。相反，孤立性肺动脉瓣狭窄、伴有肺动脉瓣发育不良的法洛三联征、马凡综合征以及肺动脉高压均合并肺动脉扩张。肺动脉可在胸骨旁或胸骨上窝短轴切面上测量，而胸骨上窝的测值变异较小，可能由于该切面较少受心脏平移运动的影响所致¹⁸³。主肺动脉（肺动脉窦管交界部至分叉之间）和肺动脉分支的内径可在胸骨旁短轴切面上测量（图 17）。右肺动脉也可在胸骨上窝短轴切面上，横跨在升主动脉的后方处测量，而左肺动脉也可在胸骨上窝、探头左前倾斜切面或矢状面，或高位胸骨左缘（“导管”）切面上，主肺动脉分叉的起点处测量。

建议（表 7¹⁹²）：主动脉根部的主动脉近段、窦管交界部以及升主动脉的内径的最佳测量应于收缩中期，在胸骨旁长轴、高位胸骨左缘或高位胸骨右缘切面上进行；主动脉弓横段的近端和远端以及主动脉峡部的内径的最佳测量应于收缩中期，在胸骨上窝长轴

切面上进行；降主动脉内径的最佳测量应于收缩中期，在膈水平的剑下切面上进行。冠状动脉左主干，左前降支近、远段，旋支以及右冠状动脉近段的内径的最佳测量应在胸骨旁短轴切面上，于最大扩张时进行；右冠状动脉远段的最佳测量应在探头后倾的心尖四腔切面上，于最大扩张时进行；后降支内径的最佳测量应在探头右后倾的胸骨旁长轴切面上，于最大扩张时进行。主肺动脉及其左右分支的内径的最佳测量应在胸骨旁、高位胸骨旁或胸骨上窝短轴切面上，于收缩中期进行。

多普勒评估 对血管结构的多普勒评估有助于检出并描述梗阻性病变的特性。与主动脉瓣相同，对主动脉近段的多普勒最佳评估应在心尖三腔、胸骨右缘或胸骨上窝长轴切面上进行。主动脉弓应在胸骨上窝长轴切面上，从主动脉弓横段的近端至降主动脉近端之间，采用脉冲波多普勒进行逐步探查。受简化伯努利方程计算方法的忽视，主动脉弓横段远端的流速通常过度增高。因此，在计算主动脉弓的压力阶差时应多考虑主动脉弓近端的速度。在剑下短轴切面上（显示腹主动脉长轴）恰好位于膈肌下进行腹主动脉的脉冲波多普勒探查，通常能给出主动脉弓存在梗阻的第一线索。腹主动脉的正常频谱表现为一个快速上升后下降至基线的频谱。而一个延缓上升或下降未回到基线的频谱，是探查点近端存在显著梗阻的一个重要提示。此外，正常的腹主动脉多普勒频谱常可见到继发于主动脉弹性回缩和冠状动脉血流灌注导致的舒张早期短暂的反向血流。如出现全舒张期反向血流则提示存在大量主动脉和肺动脉间的分流（如动脉导管未闭）或明显的主动脉瓣返流。

胸骨旁短轴切面或探头前倾的非标准心尖切面是多普勒探查主肺动脉的最佳切面。正常新生儿的肺动脉分支常以稍锐的角度自主肺动脉发出而往往相对较细。沿肺动脉分支近端伴随血流的加速导致一个良性杂音，典型地在3-4月龄时消失。标准方案要求脉冲多普勒探查每个分支的起点。取样线应与肺动脉的各分支的长轴相平行。探查应在胸骨旁或胸骨上窝短轴切面或高位胸骨左缘横切面（“裤腿”切面）上进行。偶尔，在非标准的左锁骨下切面上可获得右肺动脉近端的最佳探查角度。相反，在高位胸骨左缘或矢状（“导管”）切面上常可较好地左肺动脉近端的多普勒探查。

建议（表 7）：剑下短轴切面是评估腹主动脉多普勒频谱的最佳切面。升主动脉的最大瞬时压力阶差

的最佳测量应在心尖三腔、胸骨上窝长轴、或胸骨右缘切面上进行。主动脉峡部的最大瞬时压力阶差的最佳测量应在胸骨上窝长轴切面上进行，并多考虑主动脉弓横段近端的流速。主肺动脉的最大瞬时压力阶差的最佳测量应在胸骨旁短轴或探头前倾的非标准心尖切面上进行。右肺动脉和左肺动脉的最大瞬时压力阶差的最佳测量应分别在胸骨旁或胸骨上窝短轴或高位胸骨左缘切面上进行。

结论与局限性

作为一个标准的方案，儿童超声心动图的定量测定在测量哪些指标以及如何测量方面须要有一个共识，并把这些文件撰写成涉及这些需求的一本“操作手册”。尽管它代表了儿童超声心动图的定量测定指南的一个综合性目录，但仍会有不少局限性。首先，对事关预后和结局的每一个测量并未提供相对的正常值。因此，它并不代表基于准确性、重复性和预后重要性而应该进行测量的一个目录。此外，它并未提供一个超声心动图报告中应包括测量方法过程的相关指南，尤其当今处在结构性报告的时代。最后，它并未完整地提出三维超声心动图和心肌形态异常的分析。当前，这两种技术在评估中正在广泛应用，并在临床实践中将可能起到重要作用。然而，本文件对定量测量方法进行了标准化规范，为完成一个涵盖身体尺寸及年龄范围的儿童人群的正常值数据库的任务方面迈出了第一步。

注意事项和声明

美国超声心动图学会撰写的本文件提供给会员作为一个优先的参考资料。本报告中所包含的各种建议，不应用来作为进行医学实践的决定或针对任何雇员纪律行为的单独原则。本文件中的所有观点和建议主要来自于相关专家们，而不是经科学证实的数据。美国超声心动图学会并不表示或保证本报告中信息的完整性和准确性，包括对商业和适用于特殊目的的保证。美国超声心动图学会不对您、您的患者以及任何第三方因基于对本信息的信赖而做出的任何决定和行为负有责任。您对本信息的使用也不构成美国超声心动图学会对您提供的医学建议馈赠，学会和您的患者或任何其他人员不构成任何医患关系。

参考文献

1. Lang RM, Bierig M, Devereux RB, Flachskampf FA, Foster E, Pellikka PA, et al. Recommendations for chamber quantification: a report from the American Society of Echocardiography's Guidelines and Standards Committee and the Chamber Quantification Writing Group, developed in conjunction with the European Association of Echocardiography, a branch of the European Society of Cardiology. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1440-63.
2. Rozendaal L, Groenink M, Naeff MS, Hennekam RC, Hart AA, van derWall EE, et al. Marfan syndrome in children and adolescents: an adjusted nomogram for screening aortic root dilatation. *Heart* 1998;79:69-72.
3. Groenink M, Rozendaal L, Naeff MS, Hennekam RC, Hart AA, van derWall EE, et al. Marfan syndrome in children and adolescents: predictive and prognostic value of aortic root growth for screening for aortic complications. *Heart* 1998;80:163-9.
4. Mart CR, Khan SA, Smith FC, Kavey RE. A new on-line method for predicting aortic root dilatation during two-dimensional echocardiography in pediatric patients with Marfan syndrome using the sinus of Valsalva to annulus ratio. *Pediatr Cardiol* 2003;24:118-21.
5. Aburawi EH, O'Sullivan J. Relation of aortic root dilatation and age in Marfan's syndrome. *Eur Heart J* 2007;28:376-9.
6. Ahmad M, Hallidie-Smith KA. Assessment of left-to-right shunt and left ventricular function in isolated ventricular septal defect. Echocardiographic study. *Br Heart J* 1979;41:147-58.
7. Lindstedt L, Schaeffer PJ. Use of allometry in predicting anatomical and physiological parameters of mammals. *Lab Anim* 2002;36:1-19.
8. Batterham AM, George KP, Whyte G, Sharma S, McKenna W. Scaling cardiac structural data by body dimensions: a review of theory, practice, and problems. *Int J Sports Med* 1999;20:495-502.
9. George K, Sharma S, Batterham A, Whyte G, McKenna W. Allometric analysis of the association between cardiac dimensions and body size variables in 464 junior athletes. *Clin Sci (Lond)* 2001;100:47-54.
10. Neilan TG, Pradhan AD, Weyman AE. Derivation of a size-independent variable for scaling of cardiac dimensions in a normal adult population. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:779-85.
11. Lai WW, Geva T, Shirali GS, Frommelt PC, Humes RA, Brook MM, et al. Guidelines and standards for performance of a pediatric echocardiogram: a report from the Task Force of the Pediatric Council of the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2006;19:1413-30.
12. Sahn DJ, DeMaria A, Kisslo J, Weyman A. Recommendations regarding quantitation in M-mode echocardiography: results of a survey of echocardiographic measurements. *Circulation* 1978;58:1072-83.
13. Roman MJ, Devereux RB, Kramer-Fox R, O'Loughlin J. Two-dimensional echocardiographic aortic root dimensions in normal children and adults. *Am J Cardiol* 1989;64:507-12.
14. Picard MH. M-mode echocardiography: principles and examination techniques. In: Weyman AE, editor. *Principles and practice of echocardiography*. 2nd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1994. pp. 282-301.
15. Sluysmans T, Colan SD. Theoretical and empirical derivation of cardiovascular allometric relationships in children. *J Appl Physiol* 2005;99:445-57.
16. Zilberman MV, Khoury PR, Kimball RT. Two-dimensional echocardiographic valve measurements in healthy children: gender-specific differences. *Pediatr Cardiol* 2005;26:356-60.
17. Pettersen MD, Du W, Skeens ME, Humes RA. Regression equations for calculation of z scores of cardiac structures in a large cohort of healthy infants, children, and adolescents: an echocardiographic study. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:922-34.
18. Quinones MA, Otto CM, Stoddard M, Waggoner A, Zoghbi WA. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: a report from the Doppler Quantification Task Force of the Nomenclature and Standards Committee of the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:167-84.
19. Hanseus K, Bjorkhem G, Lundstrom NR. Dimensions of cardiac chambers and great vessels by cross-sectional echocardiography in infants and children. *Pediatr Cardiol* 1988;9:7-15.
20. DuBois D, DuBois EF. A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. *Arch Intern Med* 1916;17:863-71.
21. Haycock GB, Schwartz GJ, Wisotsky DH. Geometric method for measuring body surface area: a height-weight formula validated in infants, children, and adults. *J Pediatr* 1978;93:62-6.
22. Dreyer G, Ray W. Further experiments upon the blood volume of mammals and its relation to the surface area of the body. *Phil Trans R Soc Lond* 1912;202:191-212.
23. Boyd E. *The growth of the surface area of the human body*. Minneapolis: University of Minnesota Press; 1935.
24. Cayler GG, Rudolph AM, Nadas AS. Systemic blood flow in infants

- and children with and without heart disease. *Pediatrics* 1963;32:186-201.
25. Graham TP Jr., Jarmakani JM, Canent RV Jr., Morrow MN. Left heart volume estimation in infancy and childhood. Reevaluation of methodology and normal values. *Circulation* 1971;43:895-904.
 26. Epstein ML, Goldberg SJ, Allen HD, Konecke L, Wood J. Great vessel, cardiac chamber, and wall growth patterns in normal children. *Circulation* 1975;51:1124-9.
 27. Roge CL, Silverman NH, Hart PA, Ray RM. Cardiac structure growth pattern determined by echocardiography. *Circulation* 1978;57:285-90.
 28. Henry WL, Gardin JM, Ware JH. Echocardiographic measurements in normal subjects from infancy to old age. *Circulation* 1980;62:1054-61.
 29. Abbott RD, Gutgesell HP. Effects of heteroscedasticity and skewness on prediction in regression: modeling growth of the human heart. *Methods Enzymol* 1994;240:37-51.
 30. Gutgesell HP, Rembold CM. Growth of the human heart relative to body surface area. *Am J Cardiol* 1990;65:662-8.
 31. Daubeney PE, Blackstone EH, Weintraub RG, Slavik Z, Scanlon J, Webber SA. Relationship of the dimension of cardiac structures to body size: an echocardiographic study in normal infants and children. *Cardiol Young* 1999;9:402-10.
 32. Kampmann C, Wiethoff CM, Wenzel A, Stolz G, Betancor M, Wippermann CF, et al. Normal values of M mode echocardiographic measurements of more than 2000 healthy infants and children in central Europe. *Heart* 2000;83:667-72.
 33. Warren AE, Boyd ML, O'Connell C, Dodds L. Dilatation of the ascending aorta in paediatric patients with bicuspid aortic valve: frequency, rate of progression and risk factors. *Heart* 2006;92:1496-500.
 34. McCrindle BW, Li JS, Minich LL, Colan SD, Atz AM, Takahashi M, et al. Coronary artery involvement in children with Kawasaki disease: risk factors from analysis of serial normalized measurements. *Circulation* 2007; 116:174-9.
 35. Foster BJ, Mackie AS, Mitsnefes M, Ali H, Mamber S, Colan SD. A novel method of expressing left ventricular mass relative to body size in children. *Circulation* 2008;117:2769-75.
 36. Olivieri L, Arling B, Friberg M, Sable C. Coronary artery Z score regression equations and calculators derived from a large heterogeneous population of children undergoing echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:159-64.
 37. Krause I, Birk E, Davidovits M, Cleper R, Blieden L, Pinhas L, et al. Inferior vena cava diameter: a useful method for estimation of fluid status in children on haemodialysis. *Nephrol Dial Transplant* 2001;16:1203-6.
 38. Leunissen KM, Kouw P, Kooman JP, Cheriex EC, deVries PM, Donker AJ, et al. New techniques to determine fluid status in hemodialyzed patients. *Kidney Int Suppl* 1993;41:S50-6.
 39. Moreno FL, Hagan AD, Holmen JR, Pryor TA, Strickland RD, Castle CH. Evaluation of size and dynamics of the inferior vena cava as an index of right-sided cardiac function. *Am J Cardiol* 1984;53:579-85.
 40. Kircher BJ, Himelman RB, Schiller NB. Noninvasive estimation of right atrial pressure from the inspiratory collapse of the inferior vena cava. *Am J Cardiol* 1990;66:493-6.
 41. Hirata T, Wolfe SB, Popp RL, Helmen CH, Feigenbaum H. Estimation of left atrial size using ultrasound. *Am Heart J* 1969;78:43-52.
 42. Schabelman S, Schiller NB, Silverman NH, Ports TA. Left atrial volume estimation by two-dimensional echocardiography. *Cathet Cardiovasc Diagn* 1981;7:165-78.
 43. Wang Y, Gutman JM, Heilbron D, Wahr D, Schiller NB. Atrial volume in a normal adult population by two-dimensional echocardiography. *Chest* 1984;86:595-601.
 44. Ujino K, Barnes ME, Cha SS, Langins AP, Bailey KR, Seward JB, et al. Two-dimensional echocardiographic methods for assessment of left atrial volume. *Am J Cardiol* 2006;98:1185-8.
 45. Menon SC, Ackerman MJ, Cetta F, O'Leary PW, Eidem BW. Significance of left atrial volume in patients < 20 years of age with hypertrophic cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 2008;102:1390-3.
 46. Keller AM, Gopal AS, King DL. Left and right atrial volume by freehand three-dimensional echocardiography: in vivo validation using magnetic resonance imaging. *Eur J Echocardiogr* 2000;1:55-65.
 47. Bommer W, Weinert L, Neumann A, Neef J, Mason DT, DeMaria A. Determination of right atrial and right ventricular size by two-dimensional echocardiography. *Circulation* 1979;60:91-100.
 48. Schnittger I, Gordon EP, Fitzgerald PJ, Popp RL. Standardized intracardiac measurements of two-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1983;2:934-8.
 49. Bustamante-Labarta M, Perrone S, De La Fuente RL, Stutzbach P, De La Hoz RP, Torino A, et al. Right atrial size and tricuspid regurgitation severity predict mortality or transplantation in primary pulmonary hypertension. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:1160-4.
 50. Muller H, Burri H, Lerch R. Evaluation of right atrial size in patients with atrial arrhythmias: comparison of 2D versus real time 3D echocardiography. *Echocardiography* 2008;25:617-23.
 51. Reynolds T, Appleton CP. Doppler flow velocity patterns of the

- superior vena cava, inferior vena cava, hepatic vein, coronary sinus, and atrial septal defect: a guide for the echocardiographer. *J Am Soc Echocardiogr* 1991;4:503-12.
52. Weyman AE. Right ventricular inflow tract. In: Weyman AE, editor. *Principles and practice of echocardiography*. 2nd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1994. pp. 824-62.
 53. Nagueh SF, Appleton CP, Gillebert TC, Marino PN, Oh JK, Smiseth OA, et al. Recommendations for the evaluation of left ventricular diastolic function by echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:107-33.
 54. Klein AL, Tajik AJ. Doppler assessment of pulmonary venous flow in healthy subjects and in patients with heart disease. *J Am Soc Echocardiogr* 1991;4:379-92.
 55. Klein AL, Stewart WJ, Bartlett J, Cohen GI, Kahan F, Pearce G, et al. Effects of mitral regurgitation on pulmonary venous flow and left atrial pressure: an intraoperative transesophageal echocardiographic study. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:1345-52.
 56. Stierle U, Kruger D, Mitusch R, Potratz J, Taubert G, Sheikhzadeh A. Adverse pacemaker hemodynamics evaluated by pulmonary venous flow monitoring. *Pacing Clin Electrophysiol* 1995;18:2028-34.
 57. Rossvoll O, Hatle LK. Pulmonary venous flow velocities recorded by transthoracic Doppler ultrasound: relation to left ventricular diastolic pressures. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:1687-96.
 58. Yamamoto K, Nishimura RA, Burnett JC Jr., RedfieldMM. Assessment of left ventricular end-diastolic pressure by Doppler echocardiography: contribution of duration of pulmonary venous versus mitral flow velocity curves at atrial contraction. *J Am Soc Echocardiogr* 1997;10:52-9.
 59. Abu-Yousef MM. Normal and respiratory variations of the hepatic and portal venous duplex Doppler waveforms with simultaneous electrocardiographic correlation. *J Ultrasound Med* 1992;11:263-8.
 60. Hsia TY, Khambadkone S, Redington AN, Migliavacca F, Deanfield JE, de Leval MR. Effects of respiration and gravity on infradiaphragmatic venous flow in normal and Fontan patients. *Circulation* 2000;102:III148-53.
 61. Giglia TM, Jenkins KJ, Matitau A, Mandell VS, Sanders SP, Mayer JE Jr, et al. Influence of right heart size on outcome in pulmonary atresia with intact ventricular septum. *Circulation* 1993;88:2248-56.
 62. Hanley FL, Sade RM, Blackstone EH, Kirklin JW, Freedom RM, Nanda NC. Outcomes in neonatal pulmonary atresia with intact ventricular septum. A multiinstitutional study. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1993;105:406-27.
 63. Bull C, de Leval MR, Mercanti C, Macartney FJ, Anderson RH. Pulmonary atresia and intact ventricular septum: a revised classification. *Circulation* 1982;66:266-72.
 64. Rhodes LA, Colan SD, Perry SB, Jonas RA, Sanders SP. Predictors of survival in neonates with critical aortic stenosis. *Circulation* 1991;84:2325-35.
 65. Gutgesell HP, Bricker JT, Colvin EV, Latson LA, Hawkins EP. Atrioventricular valve annular diameter: two-dimensional echocardiographic-autopsy correlation. *Am J Cardiol* 1984;53:1652-5.
 66. King DH, Smith EO, Huhta JC, Gutgesell HP. Mitral and tricuspid valveannular diameter in normal children determined by two-dimensional echocardiography. *Am J Cardiol* 1985;55:787-9.
 67. Tacy TA, Vermilion RP, Ludomirsky A. Range of normal valve annulus size in neonates. *Am J Cardiol* 1995;75:541-3.
 68. Tei C, Pilgrim JP, Shah PM, Ormiston JA, Wong M. The tricuspid valve annulus: study of size and motion in normal subjects and in patients with tricuspid regurgitation. *Circulation* 1982;66:665-71.
 69. Poutanen T, Tikanoja T, Sairanen H, Jokinen E. Normal mitral and aortic valve areas assessed by three- and two-dimensional echocardiography in 168 children and young adults. *Pediatr Cardiol* 2006;27:217-25.
 70. Kaplan SR, Bashein G, Sheehan FH, Legget ME, Munt B, Li XN, et al. Three-dimensional echocardiographic assessment of annular shape changes in the normal and regurgitant mitral valve. *Am Heart J* 2000;139:378-87.
 71. RiggsTW, LapinGD, PaulMH, Muster AJ, Berry TE. Measurement of mitral valve orifice area in infants and children by two-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1983;1:873-8.
 72. Fyrenius A, Engvall J, Janerot-Sjoberg B. Major and minor axes of the normal mitral annulus. *J Heart Valve Dis* 2001;10:146-52.
 73. Sairanen H, Louhimo I. Dimensions of the heart and great vessels in normal children. A postmortem study of cardiac ventricles, valves and great vessels. *Scand J Thorac Cardiovasc Surg* 1992;26:83-92.
 74. Foster GP, Dunn AK, Abraham S, Ahmadi N, Sarraf G. Accurate measurement of mitral annular dimensions by echocardiography: importance of correctly aligned imaging planes and anatomic landmarks. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:458-63.
 75. Snider AR, Serwer GA, Ritter SB. Methods for obtaining quantitative information from the echocardiographic examination. In: *Echocardiography in pediatric heart disease*. St. Louis, MO: Mosby; 1997. 133–234.
 76. Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, Chambers JB, Evangelista A, Griffin BP, et al. Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:1-23.

77. Binder TM, Rosenhek R, Porenta G, Maurer G, Baumgartner H. Improved assessment of mitral valve stenosis by volumetric real-time three-dimensional echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 2000;36:1355-61.
78. Bonow RO, Carabello BA, Chatterjee K, de Leon AC Jr., Faxon DP, FreedMD, et al. ACC/AHA 2006 guidelines for the management of patients with valvular heart disease: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Writing Committee to Revise the 1998 Guidelines for the Management of Patients With Valvular Heart Disease) developed in collaboration with the Society of Cardiovascular Anesthesiologists endorsed by the Society for Cardiovascular Angiography and Interventions and the Society of Thoracic Surgeons. *J Am Coll Cardiol* 2006;48:e1-148.
79. Nakatani S, Masuyama T, Kodama K, Kitabatake A, Fujii K, Kamada T. Value and limitations of Doppler echocardiography in the quantification of stenotic mitral valve area: comparison of the pressure half-time and the continuity equation methods. *Circulation* 1988;77:78-85.
80. Banerjee A, Kohl T, Silverman NH. Echocardiographic evaluation of congenital mitral valve anomalies in children. *Am J Cardiol* 1995;76:1284-91.
81. Zoghbi WA, Enriquez-Sarano M, Foster E, Grayburn PA, Kraft CD, Levine RA, et al. Recommendations for evaluation of the severity of native valvular regurgitation with two-dimensional and Doppler echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:777-802.
82. Donovan CL, Armstrong WF, Bach DS. Quantitative Doppler tissue imaging of the left ventricular myocardium: validation in normal subjects. *Am Heart J* 1995;130:100-4.
83. Garcia MJ, Rodriguez L, Ares M, Griffin BP, Klein AL, Stewart WJ, et al. Myocardial wall velocity assessment by pulsed Doppler tissue imaging: characteristic findings in normal subjects. *Am Heart J* 1996; 132:648-56.
84. Pai RG, Gill KS. Amplitudes, durations, and timings of apically directed left ventricular myocardial velocities: II. Systolic and diastolic asynchrony in patients with left ventricular hypertrophy. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:112-8.
85. Feigenbaum H, Armstrong WF, Ryan T. Evaluation of systolic and diastolic function of the left ventricle. In: Feigenbaum's echocardiography. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2005. pp. 138-80.
86. Rokey R, Kuo LC, Zoghbi WA, Limacher MC, Quinones MA. Determination of parameters of left ventricular diastolic filling with pulsed Doppler echocardiography: comparison with cineangiography. *Circulation* 1985;71:543-50.
87. Bowman LK, Lee FA, Jaffe CC, Mattera J, Wackers FJ, Zaret BL. Peak filling rate normalized to mitral stroke volume: a new Doppler echocardiographic filling index validated by radionuclide angiographic techniques. *J Am Coll Cardiol* 1988;12:937-43.
88. Nascimento R, Pereira D, Freitas A, Pereira E, Mendonca I, Dinis M. Comparison of left ventricular ejection fraction in congenital heart disease by visual versus algorithmic determination. *Am J Cardiol* 1997;80:1331-5.
89. Schwartz ML, Gauvreau K, Geva T. Predictors of outcome of biventricular repair in infants with multiple left heart obstructive lesions. *Circulation* 2001;104:682-7.
90. Colan SD, McElhinney DB, Crawford EC, Keane JF, Lock JE. Validation and re-evaluation of a discriminant model predicting anatomic suitability for biventricular repair in neonates with aortic stenosis. *J Am Coll Cardiol* 2006;47:1858-65.
91. Vogel M, Staller W, Buhlmeyer K. Left ventricular myocardial mass determined by cross-sectional echocardiography in normal newborns, infants, and children. *Pediatr Cardiol* 1991;12:143-9.
92. Regen DM, Graham TP, Wyse RK, Deanfield J, Franklin RC. Left-ventricular cavity dimensions in children with normal and dilated hearts. *Pediatr Cardiol* 1988;9:17-24.
93. Nosir YF, Vletter WB, Boersma E, Frowijn R, ten Cate FJ, Fioretti PM, et al. The apical long-axis rather than the two-chamber view should be used in combination with the four-chamber view for accurate assessment of left ventricular volumes and function. *Eur Heart J* 1997;18:1175-85.
94. Malm S, Sagberg E, Larsson H, Skjaerpe T. Choosing apical long-axis instead of two-chamber view gives more accurate biplane echocardiographic measurements of left ventricular ejection fraction: a comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1044-50.
95. Wyatt HL, Heng MK, Meerbaum S, Gueret P, Hestenes J, Dula E, et al. Cross-sectional echocardiography. II. Analysis of mathematic models for quantifying volume of the formalin-fixed left ventricle. *Circulation* 1980;61:1119-25.
96. Mercier JC, DiSessa TG, Jarmakani JM, Nakanishi T, Hiraishi S, Isabel-Jones J, et al. Two-dimensional echocardiographic assessment of left ventricular volumes and ejection fraction in children. *Circulation* 1982;65:962-9.
97. Wyatt HL, Meerbaum S, Heng MK, Gueret P, Corday E. Cross-sectional echocardiography. III. Analysis of mathematic models for quantifying volume of symmetric and asymmetric left ventricles. *Am Heart J* 1980;100:821-8.

98. Devereux RB, Pini R, Aurigemma GP, Roman MJ. Measurement of left ventricular mass: methodology and expertise. *J Hypertens* 1997;15:801-9.
99. Devereux RB. Detection of left ventricular hypertrophy by M-mode echocardiography. Anatomic validation, standardization, and comparison to other methods. *Hypertension* 1987;9:III9-26.
100. Gottdiener JS, Bednarz J, Devereux R, Gardin J, Klein A, Manning WJ, et al. American Society of Echocardiography recommendations for use of echocardiography in clinical trials. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:1086-119.
101. Hanevold C, Waller J, Daniels S, Portman R, Sorof J. The effects of obesity, gender, and ethnic group on left ventricular hypertrophy and geometry in hypertensive children: a collaborative study of the International Pediatric Hypertension Association. *Pediatrics* 2004;113:328-33.
102. Daniels SR, Loggie JM, Khoury P, Kimball TR. Left ventricular geometry and severe left ventricular hypertrophy in children and adolescents with essential hypertension. *Circulation* 1998;97:1907-11.
103. Kimball TR, Daniels SR, Loggie JM, Khoury P, Meyer RA. Relation of left ventricular mass, preload, afterload and contractility in pediatric patients with essential hypertension. *J Am Coll Cardiol* 1993;21:997-1001.
104. 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;44:878-86.
105. Soliman OI, Kirschbaum SW, van Dalen BM, van der Zwaan HB, Delavary BM, 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;102:778-83.
106. 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;97:113-7.
107. Arai K, Hozumi T, Matsumura Y, Sugioka K, Takemoto Y, Yamagishi H, et al. Accuracy of measurement of left ventricular volume and ejection fraction by new real-time three-dimensional echocardiography in patients with wall motion abnormalities secondary to myocardial infarction. *Am J Cardiol* 2004;94:552-8.
108. Lu X, Xie M, Tomberlin D, Klas B, Nadvoretzkiy V, Ayres N, et al. How accurately, reproducibly, and efficiently can we measure left ventricular indices using M-mode, 2-dimensional, and 3-dimensional echocardiography in children? *Am Heart J* 2008;155:946-53.
109. Riehle TJ, Mahle WT, Parks WJ, Sallee D III, Fyfe DA. Real-time three-dimensional echocardiographic acquisition and quantification of left ventricular indices in children and young adults with congenital heart disease: comparison with magnetic resonance imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2008;21:78-83.
110. Iino M, Shiraishi H, Ichihashi K, Hoshina M, Saitoh M, Hirakubo Y, et al. Volume measurement of the left ventricle in children using real-time three-dimensional echocardiography: comparison with ventriculography. *J Cardiol* 2007;49:221-9.
111. Lipshultz SE, Colan SD, Gelber RD, Perez-Atayde AR, Sallan SE, Sanders SP. Late cardiac effects of doxorubicin therapy for acute lymphoblastic leukemia in childhood. *N Engl J Med* 1991;324:808-15.
112. Lipshultz SE, Orav EJ, Sanders SP, McIntosh K, Colan SD. Limitations of fractional shortening as an index of contractility in pediatric patients infected with human immunodeficiency virus. *J Pediatr* 1994;125:563-70.
113. Colan SD, Borow KM, Neumann A. Left ventricular end-systolic wall stress-velocity of fiber shortening relation: a load-independent index of myocardial contractility. *J Am Coll Cardiol* 1984;4:715-24.
114. Pai RG, Gill KS. Amplitudes, durations, and timings of apically directed left ventricular myocardial velocities: I. Their normal pattern and coupling to ventricular filling and ejection. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:105-11.
115. Sohn DW, Chai IH, Lee DJ, Kim HC, Kim HS, Oh BH, et al. Assessment of mitral annulus velocity by Doppler tissue imaging in the evaluation of left ventricular diastolic function. *J Am Coll Cardiol* 1997;30:474-80.
116. Nikitin NP, Witte KK, Thackray SD, de Silva R, Clark AL, Cleland JG. Longitudinal ventricular function: normal values of atrioventricular annular and myocardial velocities measured with quantitative two-dimensional color Doppler tissue imaging. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:906-21.
117. Eidem BW, McMahon CJ, Cohen RR, Wu J, Finkelshteyn I, Kovalchin JP, et al. Impact of cardiac growth on Doppler tissue imaging velocities: a study in healthy children. *J Am Soc Echocardiogr* 2004;17:212-21.
118. Roberson DA, Cui W, Chen Z, Madronero LF, Cuneo BF. Annular and septal Doppler tissue imaging in children: normal z-score tables and effects of age, heart rate, and body surface area. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:1276-84.
119. Kukulski T, Voigt JU, Wilkenshoff UM, Strotmann JM, Wranne B, Hatle L, et al. A comparison of regional myocardial velocity

- information derived by pulsed and color Doppler techniques: an in vitro and in vivo study. *Echocardiography* 2000;17:639-51.
120. Van de Veire NR, De Sutter J, Bax JJ, Roelandt JR. Technological advances in tissue Doppler imaging echocardiography. *Heart* 2008; 94:1065-74.
 121. Rudko R, Przewlocki T, Pasowicz M, Biernacka B, Kablak-Ziembicka A, Tracz W. IVRTo/IVRT index is a useful tool for detection of elevated left ventricular filling pressure in patients with preserved ejection fraction. *Echocardiography* 2008;25:473-81.
 122. Vogel M, Schmidt MR, Kristiansen SB, Cheung M, White PA, Sorensen K, et al. Validation of myocardial acceleration during isovolumic contraction as a novel noninvasive index of right ventricular contractility: comparison with ventricular pressure-volume relations in an animal model. *Circulation* 2002;105:1693-9.
 123. Rychik J, Tian ZY. Quantitative assessment of myocardial tissue velocities in normal children with Doppler tissue imaging. *Am J Cardiol* 1996;77:1254-7.
 124. O'Leary PW, Durongpisitkul K, Cordes TM, Bailey KR, Hagler DJ, Tajik J, et al. Diastolic ventricular function in children: a Doppler echocardiographic study establishing normal values and predictors of increased ventricular end-diastolic pressure. *Mayo Clin Proc* 1998;73:616-28.
 125. Ayabakan C, Ozkutlu S. Left ventricular myocardial velocities in healthy children: quantitative assessment by tissue Doppler echocardiography and relation to the characteristics of filling of the left ventricle. *Cardiol Young* 2004;14:156-63.
 126. Hiarada K, Orino T, Yasuoka K, Tamura M, Takada G. Tissue doppler imaging of left and right ventricles in normal children. *Tohoku J Exp Med* 2000;191:21-9.
 127. Kapusta L, Thijssen JM, Cuyppers MH, Peer PG, Daniels O. Assessment of myocardial velocities in healthy children using tissue Doppler imaging. *Ultrasound Med Biol* 2000;26:229-37.
 128. Mori K, Hayabuchi Y, Kuroda Y, Nii M, Manabe T. Left ventricular wall motion velocities in healthy children measured by pulsed wave Doppler tissue echocardiography: normal values and relation to age and heart rate. *J Am Soc Echocardiogr* 2000;13:1002-11.
 129. Frommelt PC, Ballweg JA, Whitstone BN, Frommelt MA. Usefulness of Doppler tissue imaging analysis of tricuspid annular motion for determination of right ventricular function in normal infants and children. *Am J Cardiol* 2002;89:610-3.
 130. Rhodes J, Fulton DR, Levine JC, Marx GR. Comparison between the mean dP/dt during isovolumetric contraction and other echocardiographic indexes of ventricular systolic function. *Echocardiography* 1997;14:215-22.
 131. Rhodes J, Udelson JE, Marx GR, Schmid CH, Konstam MA, Hijazi ZM, et al. A new noninvasive method for the estimation of peak dP/dt. *Circulation* 1993;88:2693-9.
 132. Border WL, Michelfelder EC, Glascock BJ, Witt SA, Spicer RL, Beekman RH III, et al. Color M-mode and Doppler tissue evaluation of diastolic function in children: simultaneous correlation with invasive indices. *J Am Soc Echocardiogr* 2003;16:988-94.
 133. Brun P, Tribouilloy C, Duval AM, Iserin L, Meguira A, Pelle G, et al. Left ventricular flow propagation during early filling is related to wall relaxation: a color M-mode Doppler analysis. *J Am Coll Cardiol* 1992;20:420-32.
 134. Takatsuji H, Mikami T, Urasawa K, Teranishi J, Onozuka H, Takagi C, et al. A new approach for evaluation of left ventricular diastolic function: spatial and temporal analysis of left ventricular filling flow propagation by color M-mode Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1996;27:365-71.
 135. Tei C. New non-invasive index for combined systolic and diastolic ventricular function. *J Cardiol* 1995;26:135-6.
 136. Eidem BW, Tei C, O'Leary PW, Cetta F, Seward JB. Nongeometric quantitative assessment of right and left ventricular function: myocardial performance index in normal children and patients with Ebstein anomaly. *J Am Soc Echocardiogr* 1998;11:849-56.
 137. Friedberg MK, Slorach C. Relation between left ventricular regional radial function and radial wall motion abnormalities using two-dimensional speckle tracking in children with idiopathic dilated cardiomyopathy. *Am J Cardiol* 2008;102:335-9.
 138. Ramani GV, Bazaz R, Edelman K, Lopez-Candales A. Pulmonary hypertension affects left ventricular basal twist: a novel use for speckle-tracking imaging. *Echocardiography* 2009;26:44-51.
 139. Goffinet C, Chenot F, Robert A, Pouleur AC, de Waroux JB, Vancraynest D, et al. Assessment of subendocardial vs. subepicardial left ventricular rotation and twist using two-dimensional speckle tracking echocardiography: comparison with tagged cardiac magnetic resonance. *Eur Heart J* 2009;30:608-17.
 140. van Dalen BM, Soliman OI, Vletter WB, ten Cate FJ, Geleijnse ML. Age-related changes in the biomechanics of left ventricular twist measured by speckle tracking echocardiography. *Am J Physiol Heart Circ Physiol* 2008;295:H1705-11.
 141. Song J, Li C, Tong C, Yang H, Yang X, Zhang J, et al. Evaluation of left ventricular rotation and twist using speckle tracking imaging in patients with atrial septal defect. *J Huazhong Univ Sci Technolog Med Sci* 2008;28:190-3.

142. Helbing WA, Bosch HG, Maliepaard C, Rebergen SA, van der Geest RJ, Hansen B, et al. Comparison of echocardiographic methods with magnetic resonance imaging for assessment of right ventricular function in children. *Am J Cardiol* 1995;76:589-94.
143. Lai WW, Gauvreau K, Rivera ES, Saleeb S, Powell AJ, Geva T. Accuracy of guideline recommendations for two-dimensional quantification of the right ventricle by echocardiography. *Int J Cardiovasc Imaging* 2008;24:691-8.
144. Cooper MJ, Teitel DF, Silverman NH, Enderlein M. Comparison of M-mode echocardiographic measurement of right ventricular wall thickness obtained by the subcostal and parasternal approach in children. *Am J Cardiol* 1984;54:835-8.
145. Jiang L, Wieggers SE, Weyman AE. Right ventricle. In: Weyman AE, editor. *Principles and practice of echocardiography*. 2nd ed. Philadelphia: Lea & Febiger; 1994. pp. 901-21.
146. Levine RA, Gibson TC, Aretz T, Gillam LD, Guyer DE, King ME, et al. Echocardiographic measurement of right ventricular volume. *Circulation* 1984;69:497-505.
147. Silverman NH, Hudson S. Evaluation of right ventricular volume and ejection fraction in children by two-dimensional echocardiography. *Pediatr Cardiol* 1983;4:197-203.
148. Dell'Italia LJ. The right ventricle: anatomy, physiology, and clinical importance. *Curr Probl Cardiol* 1991;16:653-720.
149. Haddad F, Hunt SA, Rosenthal DN, Murphy DJ. Right ventricular function in cardiovascular disease, part I: anatomy, physiology, aging, and functional assessment of the right ventricle. *Circulation* 2008;117:1436-48.
150. Kaul S, Tei C, Hopkins JM, Shah PM. Assessment of right ventricular function using two-dimensional echocardiography. *Am Heart J* 1984;107:526-31.
151. Popescu BA, Antonini-Canterin F, Temporelli PL, Giannuzzi P, Bosimini E, Gentile F, et al. Right ventricular functional recovery after acute myocardial infarction: relation with left ventricular function and interventricular septum motion. GISSI-3 echo substudy. *Heart* 2005;91:484-8.
152. Koestenberger M, Ravekes W, Everett AD, Stueger HP, Heinzl B, Gamillscheg A, et al. Right ventricular function in infants, children and adolescents: reference values of the tricuspid annular plane systolic excursion (TAPSE) in 640 healthy patients and calculation of z score values. *J Am Soc Echocardiogr* 2009;22:715-9.
153. Watanabe M, Ono S, Tomomasa T, Okada Y, Kobayashi T, Suzuki T, et al. Measurement of tricuspid annular diastolic velocities by Doppler tissue imaging to assess right ventricular function in patients with congenital heart disease. *Pediatr Cardiol* 2003;24:463-7.
154. Lytrivi ID, Lai WW, Ko HH, Nielsen JC, Parness IA, Srivastava S. Color Doppler tissue imaging for evaluation of right ventricular systolic function in patients with congenital heart disease. *J Am Soc Echocardiogr* 2005;18:1099-104.
155. Kutty S, Deatsman SL, Nugent ML, Russell D, Frommelt PC. Assessment of regional right ventricular velocities, strain, and displacement in normal children using velocity vector imaging. *Echocardiography* 2008;25: 294-307.
156. Samad BA, Alam M, Jensen-Urstad K. Prognostic impact of right ventricular involvement as assessed by tricuspid annular motion in patients with acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 2002;90:778-81.
157. Kjaergaard J, Snyder EM, Hassager C, Oh JK, Johnson BD. Impact of preload and afterload on global and regional right ventricular function and pressure: a quantitative echocardiography study. *J Am Soc Echocardiogr* 2006;19:515-21.
158. Lee KS, Abbas AE, Khandheria BK, Lester SJ. Echocardiographic assessment of right heart hemodynamic parameters. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:773-82.
159. Nageh MF, Kopelen HA, Zoghbi WA, Quinones MA, Nagueh SF. Estimation of mean right atrial pressure using tissue Doppler imaging. *Am J Cardiol* 1999;84:1448-51.
160. Sade LE, Gulmez O, Eroglu S, Sezgin A, Muderrisoglu H. Noninvasive estimation of right ventricular filling pressure by ratio of early tricuspid inflow to annular diastolic velocity in patients with and without recent cardiac surgery. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:982-8.
161. Moon-Grady AJ, Taylor D, Bennett SH, Hornberger LK, Tacy TA. Color M-mode propagation velocity, but not its ratio to early diastolic inflow velocity, changes throughout gestation in normal human fetuses. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2008;31:535-41.
162. Torbicki A, Skwarski K, Hawrylkiewicz I, Pasiński T, Miskiewicz Z, Zielinski J. Attempts at measuring pulmonary arterial pressure by means of Doppler echocardiography in patients with chronic lung disease. *Eur Respir J* 1989;2:856-60.
163. Kisanuki A, Tei C, Otsuji Y, Natsugoe K, Kawazoe Y, Arima S, et al. Doppler echocardiographic documentation of diastolic pulmonary artery forward flow. *Am J Cardiol* 1987;59:711-3.
164. Redington AN, Penny D, Rigby ML, Hayes A. Antegrade diastolic pulmonary arterial flow as a marker of right ventricular restriction after complete repair of pulmonary atresia with intact ventricular septum and critical pulmonary valve stenosis. *Cardiol Young* 1992;2:382-6.
165. Roberson DA, Cui W. Right ventricular Tei index in children: effect

- of method, age, body surface area, and heart rate. *J Am Soc Echocardiogr* 2007;20:764-70.
166. Lindqvist P, Calcuttea A, Henein M. Echocardiography in the assessment of right heart function. *Eur J Echocardiogr* 2008;9:225-34.
 167. Ichida F, Aubert A, Deneff B, Dumoulin M, Van der Hauwaert LG. Cross sectional echocardiographic assessment of great artery diameters in infants and children. *Br Heart J* 1987;58:627-34.
 168. Weinert L, Karp R, Vignon P, Bales A, Lang RM. Feasibility of aortic diameter measurement by multiplane transesophageal echocardiography for preoperative selection and preparation of homograft aortic valves. *J Thorac Cardiovasc Surg* 1996;112:954-61.
 169. Otto CM, Burwash IG, Legget ME, Munt BI, Fujioka M, Healy NL, et al. Prospective study of asymptomatic valvular aortic stenosis. Clinical, echocardiographic, and exercise predictors of outcome. *Circulation* 1997;95:2262-70.
 170. De Bruyne B, Pijls NH, Heyndrickx GR, Hodeige D, Kirkeeide R, Gould KL. Pressure-derived fractional flow reserve to assess serial Epicardial stenoses: theoretical basis and animal validation. *Circulation* 2000;101:1840-7.
 171. Baumgartner H, Stefanelli T, Niederberger J, Schima H, Maurer G. "Overestimation" of catheter gradients by Doppler ultrasound in patients with aortic stenosis: a predictable manifestation of pressure recovery. *J Am Coll Cardiol* 1999;33:1655-61.
 172. Niederberger J, Schima H, Maurer G, Baumgartner H. Importance of pressure recovery for the assessment of aortic stenosis by Doppler ultrasound. Role of aortic size, aortic valve area, and direction of the stenotic jet in vitro. *Circulation* 1996;94:1934-40.
 173. Barker PC, Ensing G, Ludomirsky A, Bradley DJ, Lloyd TR, Rocchini AP. Comparison of simultaneous invasive and noninvasive measurements of pressure gradients in congenital aortic valve stenosis. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:1496-502.
 174. Villavicencio RE, Forbes TJ, Thomas RL, Humes RA. Pressure recovery in pediatric aortic valve stenosis. *Pediatr Cardiol* 2003;24:457-62.
 175. Otto CM, Pearlman AS, Comess KA, Reamer RP, Janko CL, Huntsman LL. Determination of the stenotic aortic valve area in adults using Doppler echocardiography. *J Am Coll Cardiol* 1986;7:509-17.
 176. Baumgartner H, Hung J, Bermejo J, Chambers JB, Evangelista A, Griffin BP, et al. Echocardiographic assessment of valve stenosis: EAE/ASE recommendations for clinical practice. *Eur J Echocardiogr* 2009;10:1-25.
 177. Beroukhi RS, Roosevelt G, Yetman AT. Comparison of the pattern of aortic dilation in children with the Marfan's syndrome versus children with a bicuspid aortic valve. *Am J Cardiol* 2006;98:1094-5.
 178. Chu WC, Mok GC, Lam WW, Yam MC, Sung RY. Assessment of coronary artery aneurysms in paediatric patients with Kawasaki disease by multidetector row CT angiography: feasibility and comparison with 2D echocardiography. *Pediatr Radiol* 2006;36:1148-53.
 179. English RF, Colan SD, Kanani PM, Etedgui JA. Growth of the aorta in children with Williams syndrome: does surgery make a difference? *Pediatr Cardiol* 2003;24:566-8.
 180. Gussenhoven WJ, van Leenen BF, Kuis W, de Villeneuve VH, Bom N, van Meurs-van Woezik H. Comparison of internal diameter of great arteries in congenital heart disease. A cross-sectional echocardiographic study. *Br Heart J* 1983;49:45-50.
 181. Rossi-Foulkes R, Roman MJ, Rosen SE, Kramer-Fox R, Ehlers KH, O'Loughlin JE, et al. Phenotypic features and impact of beta blocker or calcium antagonist therapy on aortic lumen size in the Marfan syndrome. *Am J Cardiol* 1999;83:1364-8.
 182. Fogel MA, Donofrio MT, Ramaciotti C, Hubbard AM, Weinberg PM. Magnetic resonance and echocardiographic imaging of pulmonary artery size throughout stages of Fontan reconstruction. *Circulation* 1994;90: 2927-36.
 183. Snider AR, Enderlein MA, Teitel DF, Juster RP. Two-dimensional echocardiographic determination of aortic and pulmonary artery sizes from infancy to adulthood in normal subjects. *Am J Cardiol* 1984;53: 218-24.
 184. Sheil ML, Jenkins O, Sholler GF. Echocardiographic assessment of aortic root dimensions in normal children based on measurement of a new ratio of aortic size independent of growth. *Am J Cardiol* 1995;75:711-5.
 185. Nistri S, Sorbo MD, Basso C, Thiene G. Bicuspid aortic valve: abnormal aortic elastic properties. *J Heart Valve Dis* 2002;11:369-74.
 186. Nkomo VT, Enriquez-Sarano M, Ammass NM, Melton LJ III, Bailey KR, Desjardins V, et al. Bicuspid aortic valve associated with aortic dilatation: a community-based study. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2003;23:351-6.
 187. Fedak PW, de Sa MP, Verma S, Nili N, Kazemian P, Butany J, et al. Vascular matrix remodeling in patients with bicuspid aortic valve malformations: implications for aortic dilatation. *J Thorac Cardiovasc Surg* 2003;126:797-806.
 188. Williams JC, Barratt-Boyes BG, Lowe JB. Supravalvular aortic stenosis. *Circulation* 1961;24:1311-8.
 189. Kurotobi S, Nagai T, Kawakami N, Sano T. Coronary diameter in normal infants, children and patients with Kawasaki disease. *Pediatr*

Int 2002;44:1-4.

190. Yasuoka K, Harada K, Tamura M, Takada G. Left anterior descending coronary artery flow and its relation to age in children. *J Am Soc Echocardiogr* 2002;15:69-75.
191. Ordovas KG, Tan C, Reddy GP, Weber OM, Lu Y, Higgins CB. Disparity between ratios of diameters and blood flows in central pulmonary arteries in postoperative congenital heart disease using MRI. *J Magn Reson Imaging* 2007;25:721-6.
192. Meijboom LJ, Groenink M, van der Wall EE, Romkes H, Stoker J, Mulder BJ. Aortic root asymmetry in Marfan patients; evaluation by magnetic resonance imaging and comparison with standard echocardiography. *Int J Card Imaging* 2000;16:161-8.

SUPERSEDED