

心脏超声成像在左室涡流检测中的应用进展

王 婷 张秉宜

摘 要 心脏功能的评估是所有心脏成像技术的基础问题,分析心内血流越来越被广泛使用,整体涡流的出现对于心腔内血流的转向和动能传递具有重要意义。采用超声分析心脏涡流有助于更好地了解心脏各疾病的病理生理情况,综合分析心脏结构和心腔内的血液动力信息对于准确、客观、全面地评估心脏功能至关重要。本文超声技术在左室涡流的应用现状进行综述。

关键词 心内血流动力学;左室涡流;超声;血液斑点成像

[中图分类号]R445.1;R541

[文献标识码]A

Research progress of cardiac ultrasound imaging in detection of left ventricular vortex

WANG Ting, ZHANG Bingyi

Department of Ultrasound, the People's Hospital of China Three Gorges University, Hubei 443003, China

ABSTRACT The evaluation of cardiac function is the fundamental problem of all cardiac imaging techniques. The analysis of intracardiac blood flow is used more widely. And the occurrence of global vortex is of great significance for the diversion and kinetic energy transfer of intracardiac blood flow. Ultrasound analysis of cardiac vortex is helpful to better understand the pathophysiology of various heart disease. Comprehensive analysis of cardiac structure and hemodynamic information in the heart cavity is very important for accurate, objective and comprehensive evaluation of cardiac function. This paper reviews the application status of ultrasound in left ventricular vortex.

KEY WORDS Intracardiac hemodynamics; Left ventricular vortex; Ultrasound; Blood speckle imaging

近年来有关心内血流的分析越来越受重视。由于无创心血管成像技术的发展,使得心内血流动力学的可视化和量化成为可能。研究^[1]表明,心内涡流的改变与心功能异常有关,随着心脏结构和功能的变化而瞬时变化,是心腔内血液流动模式的一个敏感指标。血流可视化超声技术具有良好的时间分辨率和简便、易行的特点,在心腔内血流测量中的应用越来越广泛。本文就超声心动图粒子图像测速(echocardiography particle image velocimetry, e-PIV)技术、血流向量成像(vector flow map, VFM)技术,以及最近研究热点中的血液斑点成像(blood speckle imaging, BSI)技术在左室涡流动力学检测中的应用进展综述如下。

一、涡流基本概念及形成机制

涡流是一种绕中心轴做圆周运动或旋转运动的流体结构,能够储存旋转时的动能,在自然界广泛存在,是最高效的能量传递方式。涡流的产生与心脏的收缩和舒张运动密不可分。

在正常情况下,当血流进入左室时,会形成一个主涡流,右室和左房也会出现这种情况,但由于其几何形状较为复杂,其心室内流动特性一直难以评价。左室涡流形成机制可以总结为:在舒张开始时,左室心肌的松弛和解扭决定了左室压力低于左房压力,从而产生一个打开二尖瓣的压力梯度,促进了血液从左房通过二尖瓣口(吸力效应)流入左室的射流,但其本身并不足以产生涡流。事实上,在传输过程中,由于流体和固体边界之间的速度差,在瓣叶后缘形成了一个剪切层,剪切层从左室腔二尖瓣口水平向心尖部输送并卷起,立即形成一个紧凑的环形涡结构,即涡流^[2]。在纵向横截面二维视图中,表现为一对反向旋转的涡流,一个位于二尖瓣前叶(主要部分)的远端,另一个位于后叶的远端(次要部分),正常情况下,主前涡顺时针旋转,次后涡逆时针旋转。左室涡流的形成是左室的几何结构、二尖瓣的形态和正常的传导系统之间的最佳相互作用的结果,可以降低心壁的谐波收缩,特别是二尖瓣口的生理偏心位置和瓣叶

的对称性是决定左室涡流的主要因素。理想状态下,如果二尖瓣的几何结构是围绕左室轴纵对称,即在轴对称模型中,涡流应是对称的。然而,二尖瓣口相对于左室的轴线是偏心的,前室较后室长,在这种自然不对称的几何结构中,涡流在后部较小,而前部的涡室实际上占据整个中心,最终于左室内形成一个自流入道向流出道的大涡流^[3]。

二、超声技术在左室涡流检测中的应用

1.e-PIV技术:是通过静脉注射低剂量的超声造影剂,采用超声波束作为显像源,利用微泡具有与红细胞相同的流变特性,并作为血流示踪剂,以显示心内血管运动^[4]。该技术是用于流体显像的一种光学方法,能测量流体的瞬时速度及相关特性,已应用于血流动力学检测^[5]。Hyperflow软件是运用对比流分析的大型软件,基于该软件的e-PIV技术已被广泛运用。Tang等^[6]应用e-PIV检查20例扩张性心脏病患者和20例健康志愿者,结果发现扩张性心脏病患者可观察到异常的血流模式,且涡旋面积、涡旋深度和涡旋长度均显著高于健康志愿者,差异均有统计学意义(均 $P<0.05$)。Cimino等^[7]应用e-PIV技术比较心脏再同步治疗(CRT)无应答者与应答者分别在CRT开启(ON)和关闭(OFF)状态下的心室内血流动力学模式,结果发现在CRT-OFF状态下,无应答者射血分数、整体纵向应变值较低,而收缩不同步指数和左室收缩容积较高,且能量消耗、涡流面积和涡度波动均较高,与应答者比较差异均有统计学意义(均 $P<0.05$);在CRT-ON状态下,无应答者能量耗散、涡面积和涡度波动均较应答者进一步增加,同时伴有收缩不同步指数恶化,差异均有统计学意义(均 $P<0.05$)。表明CRT应答者与无应答者在涡流形状和能量特性上均存在差异。该结论也得到其他研究^[8-9]证实。Gürel等^[10]应用e-PIV分析20例起搏器患者、6例左束支阻滞患者和10例健康对照者左室流型,研究结果显示,与健康对照者比较,左束支阻滞患者涡流能量耗散的定量指标(相对强度、涡流相对强度和涡流脉动相关)均显著提高(均 $P<0.05$);与整个心脏周期有关的涡流持续时间较健康对照者缩短(28% vs. 44%, $P<0.05$),表明左束支传导阻滞或起搏器刺激引起的传导延迟干扰了心动周期动能的传递,导致左室功能效率降低;e-PIV所测数据有助于更好地理解传导延迟的血流动力学结果,并可能优化治疗方法。Gao等^[11]通过模拟回波数据集探讨e-PIV的基本成像参数(线密度、帧率、对比度泡密度)对追踪血流质量的影响,研究发现最准确的涡度测量条件为:采集帧率为113帧/s、对比泡密度为19气泡/ml。有学者^[12]比较高帧率(1000帧/s)e-PIV与光学粒子图像测速(o-PIV,金标准)在左室模型中的差异,结果发现o-PIV与e-PIV获得的血流分布相似,高帧率e-PIV可以准确评估左室高速舒张期流入射流和高能流结构。高帧率的运用虽使e-PIV能够分辨约1 m/s的高速血流,但与o-PIV比较,e-PIV仍然略微低估了二尖瓣喷射速度。分析原因可能是由于e-PIV较o-PIV的空间分辨率降低,导致该区域血流产生平均效应(高速窄射流区的流动与相邻的低速流动区平均)。也有学者^[13]对比了e-PIV与数字粒子成像测速(d-PIV)在体外模型中的功能,研究发现两种技术所测的流速矢量等比较差异均无统计学意义。究其原因,

e-PIV数据在显像流体方向和流线可达4 ms,但有效空间分辨率仅4 mm,导致一些小尺度细节在e-PIV上显示不清。目前由于e-PIV技术具有创性、空间分辨率低、易低估高速血流,且不能充分阐明涡流的三维特征等原因,临床应用受限。

2.VFM技术:是以彩色多普勒血流图或斑点追踪为基础,利用连续性方程和斑点追踪超声心动图计算血流速度,将二维平面血液的流动分解为基本流和涡流,运用流函数的方法获得观测平面内任一质点的速度向量。其以散斑跟踪数据为边界条件,对彩色多普勒数据应用二维连续性方程,得到了垂直于回波束线的速度分量,所以与传统多普勒技术相比,其优点在于不仅可以获得与声束平行方向上的血流速度,也可以计算垂直于声束方向的速度^[14]。有学者^[15]对VFM技术进行改良,无需将血流分为基本流和涡流成分,且通过组织追踪技术解决了心脏室壁运动的问题。Asami等^[16]研究显示,VFM与体视图像粒子测速仪(stereo-PIV)获得的速度场在主流特征和主涡特征的时间过程转换方面具有很好的一致性($r=0.87$, $P<0.001$);但常规的VFM算法仅适用于有界区域;后续研究^[17]提出了一种改进的算法即vascular-VFM,使速度的估算与流动的几何形状无关,结果表明,在最佳束角条件下,vascular-VFM所测速度具有较高的精准度($r=0.95$),证实改良的vascular-VFM技术提供了关于心脏血流动力学精确的二维信息。Akiyama等^[18]应用VFM技术观察50例健康志愿者左室的血流结构和动力学特点,建立了成人志愿者左室血流耗散的参考值(一个心动周期的平均能量损失为10.1~59.1 mW/m),以便在围手术期评估患者的心脏状况,通过VFM技术确定能量损失、动能和能量性能指标参考值,可以在任何临床情况下评估各种心脏状况。Mangual等^[19]采用VFM技术对比了扩张性心脏病患者与健康受试者左室动能耗散量,研究发现健康受试者动能耗散量高于扩张性心脏病患者($P<0.05$),但由于动能耗散取决于流入左室的动能量,因此该研究将动能耗散总量与进入左室的动能量进行标化,生成动能耗散指数(动能耗散量/动能流入量),结果显示两组舒张期耗散指数比较差异无统计学意义;但扩张性心脏病患者收缩期耗散指数明显高于健康受试者,差异有统计学意义($P<0.001$)。Nakashima等^[20]应用VFM技术观察二尖瓣手术后心室内血流动力学模式,研究发现在舒张期,涡流方向对流动能量损失、动压无影响,但在收缩期,“逆时针”涡流的流动能量损失与动压比值显著高于“顺时针”涡流($P<0.001$)。结果表明,二尖瓣手术后改变了心室涡旋方向,心室内的涡流因心脏的结构和功能变化而改变,因此通过VFM技术优化心室内血流以保证心输出量在心血管术中至关重要。也有学者^[21]将VFM技术应用到二尖瓣置换术和二尖瓣修复术对比研究中,结果发现二尖瓣置换术可能导致心脏负荷过大,增加血流能量损失,而二尖瓣修复术通常不会增加这种损失,也说明VFM技术可用于指导评估瓣膜手术的方式。虽然VFM已被证明是准确描述和测量体外产生流动结构的有效工具,但与e-PIV一样,目前局限于二维数据,在精确性方面与三维数据相比仍存在差距,且受限于时间和空间分辨率。

3.BSI技术:是一种基于散斑跟踪的血流技术,需要高帧速

率追踪血流,无需造影剂,基于使用“最佳匹配”搜索算法跟踪血液细胞从一帧至下一帧产生的斑点,可以直接评估二维血流速度,而无需基于传统彩色多普勒的数学假设^[22]。由于移动血液斑点的去相关率较高,因此采集帧率必须很高,所以超声成像的主要局限性是降低了穿透率和二维图像质量(对比度和分辨率)^[23]。目前,BSI在新生儿心脏研究中使用广泛。Fadnes等^[24]应用BSI检测2例先天性心脏病患儿的复杂血流模式,为了精确测速,引入了一种前后跟踪方法,该方法有效地减少了发生在流域边缘的偏差,可以估计和显示复杂的血流模式。Cantinotti等^[25]也报道了BSI技术在一系列先天性心脏病患儿中的应用研究,认为BSI具有较高的可行性、重复性和快速成像的优点。高帧率BSI提供了传统彩色多普勒数据的补充信息,增强了对异常血液轨迹(如分流方向、反流体积、狭窄射流)和漩涡形成的可视化,有助于深入了解复杂的冠心病生理学。有学者^[26]通过比较健康对照者心室BSI血流速度与脉冲多普勒血流速度,验证了BSI测量血流速度的准确性,表明其能够观察和量化肺动脉高压患者右室近室间隔缺损处的涡流、功能减退的静脉曲张处的血流模式改变、瓣膜狭窄处的圆形血流和肺动脉的异常血流涡流,可以更好地显示复杂先天性疾病(如右室双出口)的血流动力学模式。Nyrmes等^[27]研究认为,BSI精确的速度测量深度可达8 cm,且其与脉冲多普勒测量左室流入速度有较好的相关性($r=0.76$),与脉冲波多普勒比较,BSI速度更低 $[(0.59\pm 0.14)\text{ m/s vs. } (0.82\pm 0.21)\text{ m/s}, P<0.05]$,应用BSI分析血流特性可为小儿心脏病的病理生理学研究提供新的视角,并可成为重要的诊断方法。Angelelli等^[28]研究认为,即使在复杂的血流情况下,BSI也可以用来计算血流速度,该技术结合了一种量身定制的基于粒子的流场可视化技术,能够捕捉到血液的高收缩速度,且不依赖于造影剂的使用,其目的是传达定向血流场的瞬时形状,同时也传达与时间相关的血流轨迹,有助于理解复杂的血流动力学模式。另有研究^[29]认为BSI有可能提高产前主动脉缩窄的检测率,这仍是一个基于传统胎儿影像的诊断挑战,有待进一步探讨。

三、总结

总之,e-PIV能够清晰显像心腔内血流,从而确定流场切面上整个区域的二维速度,但其缺陷在于无法以更高的速度准确跟踪血流运动。VFM与BSI一样,可以同时显示向量流和彩色多普勒,并且可以提取定量的速度信息;不同之处在于BSI无需数学假设即可直接测量血流速度,是一种利用超声成像而直接测量血流速度的新方法,允许多线程采集,从而提升了图像采集效能;其局限性在于声束穿透力和图像信噪比的下降,因此目前仅能使用较高频率的探头运用于相对较浅的深度(通常小于10~12 cm)。

参考文献

- [1] Tanaka M, Sakamoto T, Saijo Y, et al. Role of intra-ventricular vortex in left ventricular ejection elucidated by echo-dynamography [J]. J Med Ultrason (2001), 2019, 46(4): 413-423.
- [2] Pedrizzetti G, La Canna G, Alfieri O, et al. The vortex—an early predictor of cardiovascular outcome? [J]. Nat Rev Cardiol, 2014, 11(9): 545-553.
- [3] Samaee M, Nelsen N, Gaddam M, et al. Diastolic vortex alterations with reducing left ventricular volume: an in vitro study [J]. J Biomech Eng, 2020, 142(12): 121006.
- [4] Oktamuliani S, Kanno N, Maeda M, et al. Validation of echodynamography in comparison with particle-image velocimetry [J]. Ultrason Imaging, 2019, 41(6): 336-352.
- [5] Voormevel J, Keijzer LBH, Strachinaru M, et al. High-frame-rate echo-particle image velocimetry can measure the high-velocity diastolic flow patterns [J]. Circ Cardiovasc Imaging, 2019, 12(4): e008856.
- [6] Tang C, Zhu Y, Zhang J, et al. Analysis of left ventricular fluid dynamics in dilated cardiomyopathy by echocardiographic particle image velocimetry [J]. Echocardiography, 2018, 35(1): 56-63.
- [7] Cimino S, Palombizio D, Cicogna F, et al. Significant increase of flow kinetic energy in “nonresponders” patients to cardiac resynchronization therapy [J]. Echocardiography, 2017, 34(5): 709-715.
- [8] Pedrizzetti G, Martiniello AR, Bianchi V, et al. Changes in electrical activation modify the direction of left ventricular flow momentum: novel observations using echocardiographic particle image velocimetry [J]. Eur Heart J Cardiovasc Imaging, 2016, 17(2): 203-209.
- [9] Siciliano M, Migliore F, Badano L, et al. Cardiac resynchronization therapy by multipoint pacing improves response of left ventricular mechanics and fluid dynamics: a three-dimensional and particle image velocimetry echo study [J]. Europace, 2017, 19(11): 1833-1840.
- [10] Gürel E, Prinz C, Van Casteren L, et al. The impact of function-flow interaction on left ventricular efficiency in patients with conduction abnormalities: a particle image velocimetry and tissue doppler study [J]. J Am Soc Echocardiogr, 2016, 29(5): 431-440.
- [11] Gao H, Claus P, Amzulescu MS, et al. How to optimize intracardiac blood flow tracking by echocardiographic particle image velocimetry? Exploring the influence of data acquisition using computer-generated data sets [J]. Eur Heart J Cardiovasc Imaging, 2012, 13(6): 490-499.
- [12] Voormevel J, Muralidharan A, Hope T, et al. High frame rate ultrasound particle image velocimetry for estimating high velocity flow patterns in the left ventricle [J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2018, 65(12): 2222-2232.
- [13] Kheradvar A, Houle H, Pedrizzetti G, et al. Echocardiographic particle image velocimetry: a novel technique for quantification of left ventricular blood vorticity pattern [J]. J Am Soc Echocardiogr, 2010, 23(1): 86-94.
- [14] Li Q, Huang L, Ma N, et al. Relationship between left ventricular vortex and preejectional flow velocity during isovolumic contraction studied by using vector flow mapping [J]. Echocardiography, 2019, 36(3): 558-566.
- [15] Itatani K, Okada T, Uejima T, et al. Intraventricular flow velocity vector visualization based on the continuity equation and measurements of vorticity and wall shear stress [J]. Jpn J Appl Phys, 2010, 49(12): 124201.

- 2013, 52(7s):1044-1055.
- [16] Asami R, Tanaka T, Kawabata KI, et al. Accuracy and limitations of vector flow mapping: left ventricular phantom validation using stereo particle image velocimetry[J]. J Echocardiogr, 2017, 15(2):57-66.
- [17] Asami R, Tanaka T, Shimizu M, et al. Ultrasonic vascular vector flow mapping for 2-D flow estimation[J]. Ultrasound Med Biol, 2019, 45(7):1663-1674.
- [18] Akiyama K, Maeda S, Matsuyama T, et al. Vector flow mapping analysis of left ventricular energetic performance in healthy adult volunteers[J]. BMC Cardiovasc Disord, 2017, 17(1):172.
- [19] Mangual JO, Kraigher-Krainer E, De LA, et al. Comparative numerical study on left ventricular fluid dynamics after dilated cardiomyopathy[J]. J Biomechanics, 2013, 46(10):1611-1617.
- [20] Nakashima K, Itatani K, Kitamura T, et al. Energy dynamics of the intraventricular vortex after mitral valve surgery[J]. Heart Vessels, 2017, 32(9):1123-1129.
- [21] Akiyama K, Nakamura N, Itatani K, et al. Flow-dynamics assessment of mitral-valve surgery by intraoperative vector flow mapping[J]. Interact Cardiovasc Thorac Surg, 2017, 24(6):869-875.
- [22] de Waal K, Crendal E, Boyle A. Left ventricular vortex formation in preterm infants assessed by blood speckle imaging[J]. Echocardiography, 2019, 36(7):1364-1371.
- [23] Mele D, Smarrazzo V, Pedrizzetti G, et al. Intracardiac flow analysis: techniques and potential clinical applications[J]. J Am Soc Echocardiogr, 2019, 32(3):319-332.
- [24] Fadnes S, Wigen MS, Nyenes SA, et al. In vivo intracardiac vector flow imaging using phased array transducers for pediatric cardiology[J]. IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 2017, 64(9):1318-1326.
- [25] Cantinotti M, Marchese P, Koestenberger M, et al. Intracardiac flow visualization using high-frame rate blood speckle tracking echocardiography: illustrations from infants with congenital heart disease[J]. Echocardiography, 2021, 38(4):707-715.
- [26] Wigen MS, Fadnes S, Rodriguez-Molares A, et al. 4-D intracardiac ultrasound vector flow imaging-feasibility and comparison to phase-contrast MRI[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2018, 37(12):2619-2629.
- [27] Nyenes SA, Fadnes S, Wigen MS, et al. Blood speckle-tracking based on high-frame rate ultrasound imaging in pediatric cardiology[J]. J Am Soc Echocardiogr, 2020, 33(4):493-503.
- [28] Angelelli P, Snare SR, Nyenes SA, et al. Live ultrasound-based particle visualization of blood flow in the heart[J]. ACM, 2014, 2014(1):13-20.
- [29] Wang H, Lei W, Liu J, et al. The diastolic and systolic velocity-time integral ratio of the aortic isthmus is a sensitive indicator of aortic coarctation in fetuses[J]. J Am Soc Echocardiogr, 2019, 32(11):1470-1476.

(收稿日期:2020-04-10)

(上接第385页)

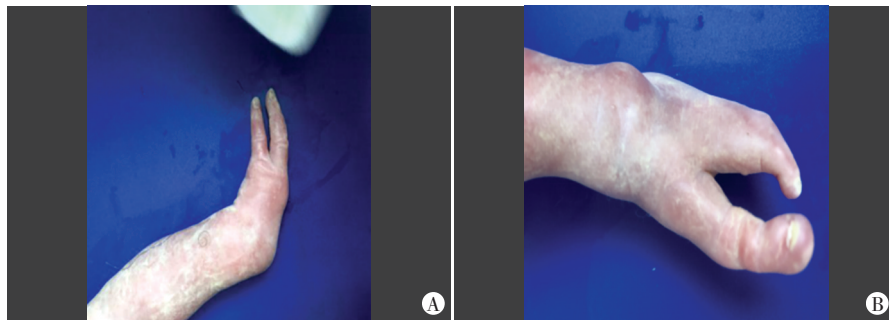


图3 引产标本一手(A)及一足(B)图片清晰显示畸形特点,与产前超声成像相仿



图4 引产标本正位X线片:手部分掌指骨、足部分跖趾骨缺如,软组织成像符合SHFM

导致该病。SHFM可单独发生,亦可作为综合征的一部分存在,我国围产儿中单发SHFM发生率为万分之0.64,综合征SHFM发生率为万分之1.0,其中单发SHFM无城乡差别,综合征SHFM的乡村发生率高于城镇,男性单发及综合征SHFM的发生率均高于女性^[2]。SHFM属于肢体末端畸形,超声对此类畸形排查受限条件较多,产前诊断仍有一定困难,易漏、误诊。本例孕妇为初次产前超声检查,对于胎儿畸形产前筛查的认识不足,导致来检时孕周偏大,引产后标本及孕妇夫妻双方均未行相关基因学检查,无法定位相关遗传基因。本例超声检查清晰显示了胎儿手足,明确诊断此畸形。对于SHFM的预后判断,也因其有无其他合并症而有所不同,综合征型预后较差,本病

例属于非综合征型裂手裂足畸形,并非致死性畸形,但因其双手桡侧手指缺失,仅存尺侧二指,对于双手精细功能会有较大影响,出生后矫治手术效果欠佳;裂足除影响美观外,对行走的影响较小,一般有裂足者可不予矫治。

参考文献

- [1] 陈桂红,王露芳,赵娟. 超声诊断胎儿裂手、裂足畸形1例[J]. 中国超声医学杂志, 2010, 26(7):627.
- [2] 代礼,李艳华,邓莹,等. 中国人群裂手裂足畸形的流行病学特征[J]. 四川大学学报(医学版), 2010, 41(2):320-323.

(收稿日期:2020-02-10)