

# 磁共振相位对比法成像研究进展

池润民 综述 汪登斌 审核

**【摘要】** 磁共振相位对比法成像(PC MRI)作为一种无创性的血管成像方法,可用于评估体内流体动力信息,被广泛应用于心血管系统的检查中。近年来,随着 MR 设备硬件性能、可视化工具、后处理软件的发展,PC MRI 亦经历了许多改进,如电影相位对比法、4D-Flow 磁共振成像等。本文就 PC MRI 的成像原理、发展现状以及近年来的研究进展等进行综述。

**【关键词】** 磁共振成像; 相位对比法; 血流动力学

**【中图分类号】** R445.2 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2017)05-0538-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2017.05.023

## 磁共振相位对比法成像基本原理

磁共振相位对比法成像(phase contrast magnetic resonance imaging, PC MRI)是基于流体内质子相位变化这一原理进行成像,采用梯度回波序列<sup>[1]</sup>,在流体的流动方向上施加一对双极的编码梯度,由一对幅度和间期相同,而方向相反的梯度脉冲组成;经过一次双极梯度脉冲激发后,静止的质子受到大小相等、方向相反的脉冲作用后,相位回复到原位,相位变化为零,而运动的质子在梯度场中的位置发生变化,产生了相位变化。如此便将静止与运动的质子相位差异显示出来;之后再施加一组双极梯度脉冲,与第一组的脉冲顺序呈镜像对称,通过这一脉冲序列,得到另一个相位变化,将两个相位进行相减,可以得到一个相位差,即  $\Delta\Phi_i = \Phi_iA - \Phi_iB = \gamma\Delta m \perp v \perp I$ ,其中  $\Delta\Phi$  代表相位差,  $\gamma$  表示磁旋比常数(单位为 rad/s/T),  $m$  表示梯度场面积对施加梯度场的时间的积分,  $m = \int G(t)tdt$ 。由上述公式可知流速大小与相位差呈正比,由于磁旋比常数和  $\Delta m \perp$  均已知,可以定量求得质子移动速度  $v \perp i$ <sup>[1]</sup>。

目前临床上应用最多的为 2D-PC 法成像,2D-PC 法成像需要在成像时确定测量平面,一般选取垂直于血管走行的平面,采用心电门控屏气扫描,成像的结果为一个血管截面内一个心动周期内的血流参数,包括平均流速,峰值流速,正向、反向的流量大小。对于评价心功能、射血分数、瓣膜缩窄程度、瓣膜反流情况、先心病分流状况等都有极高的临床应用价值。目前临床上常用的扫描参数为:空间分辨力 1.5~2.5mm,时间分辨力 30~60ms,层厚 5~8mm。在扫描过程中,需要

注意对流速编码(velocity encoding, Venc)的选择,流速编码决定了最大编码速度,血流速度范围在 Venc 范围内,即  $VENC < |v \perp| < VENC$  时,流信号强度与流速呈正比,理想的流速编码值应该与真实的血流速度尽可能一致,或设定为真实血流速度的 125% 以内。这样,经过两次梯度脉冲后得到的相位差异达到最大(即  $+180^\circ$  和  $-180^\circ$ ),相位图上的信噪比最高。若流速编码设置小于真实血流速度,会使得相位差异超过  $180^\circ$ ,导致测得的血流与真实血流方向相反,产生“混淆”,影响测量结果,临床操作中应予以注意,通常会设定较高的流速编码,牺牲一部分信噪比来避免流速混淆的产生<sup>[2]</sup>。

近年来,随着磁共振场强的提升,k-t 并行采集技术及压缩感知技术的发展<sup>[3]</sup>,使得一次屏气内实现在三个正交方向上进行 2D-PC 法成像成为可能,包含了空间上的三维成像以及在一段心动周期时间内的成像,再经过图像后处理,即得到 4D-Flow 图像<sup>[4]</sup>。结合一系列先进的呼吸控制如膈肌导航控制等,能够实现 15~20s 内完成全部扫描。相比于 2D-PC 成像,4D-Flow 成像可以完整地扫描范围内的血管显示出来,显示任意一个平面内的血流方向、流速大小,避免了传统 2D 编码由于定位平面偏移导致测量偏差的情况,而且保持了血管内血流的连续性,能一体化得出体肺循环比等数据。此外,4D-Flow 成像还可以得到更多的流体动力学数据,包括血管壁切应力(wall shear stress, WSS)、压力梯度变化、脉搏波速率(pulse wave velocity, PWV)、湍流动能(turbulent kinetic energy, TKE)等,这些参数对于评估血管壁受力分布、管腔压力、血管硬化程度等均有重要意义。

## 相位对比法成像的临床应用

1. 常规 2D-PC 法成像的临床应用及研究进展  
2D-PC 法成像作为常规序列应用于心脏 MRI 检

作者单位: 200092 上海,上海交通大学医学院附属新华医院放射科

作者简介: 池润民(1990-),男,上海人,博士研究生,主要从事心血管系统影像诊断。

通讯作者: 汪登斌, E-mail: dbwang8@aliyun.com

查中,能够准确测得血流速度以及血流流量<sup>[5]</sup>,包括平均流速、峰值流速、正向血流量、反向血流量、反流分数等,应用这些数据可以对一系列临床疾病进行评估。

先心病往往伴有体、肺循环间的异常分流,了解分流方向、流速及流量大小等血流动力学的改变对先心病的诊断及评估有重要价值。PC法成像可以测量体-肺循环比( $Q_p/Q_s$ ),即肺动脉与升主动脉流量的比值。对于包括房、室间隔缺损、肺静脉异位引流等在内的先心病均有较高的诊断、评估价值。Hundley等<sup>[6]</sup>比较了PC法成像与侵入性的指示剂稀释法测定分流量的结果,显示两者有很好的相关性。通过测量房缺患者的 $Q_p/Q_s$ ,可以定量计算出房缺的分流量大小,且房缺面积大小与 $Q_p/Q_s$ 呈显著正相关( $r = 0.75$ )。相关研究将PC法成像所测得的流量数据与心脏彩超结果及介入操作下的血氧定量法进行比较,发现PC法成像受角度偏差影响较小,较超声更为准确,可作为测量体内血流参数的金标准。也有学者尝试直接在房缺平面上测量分流量<sup>[7]</sup>,但需要精准的定位,需要反复调节定位平面。

在心脏瓣膜疾病中,峰值流速主要应用于心脏瓣膜缩窄的检查,有研究显示PC法成像测量主动脉缩窄患者所得到的跨瓣峰值流速、压力梯度变化等数值与超声所得结果高度一致,且峰值流速与主动脉瓣膜缩窄程度呈正相关<sup>[8]</sup>。反流分数主要应用于评估瓣膜关闭不全疾病,Iwamoto等<sup>[9]</sup>将反流分数与心脏电影序列进行比较,认为直接通过PC法成像测量主动脉根部的反流分数不够准确,推荐采用左心室每搏输出量减去肺动脉血流量的间接方法来评估反流分数。对于二尖瓣关闭不全疾病,Le Goffic等<sup>[10]</sup>的研究表明,用左心室每搏输出量减去收缩期主动脉血流来计算二尖瓣反流分数,对重度二尖瓣反流的诊断效能最高,优于3D超声心动图。

冠心病患者冠脉管腔的狭窄会导致一系列血流动力学改变,但冠脉PC法成像的主要难点在于冠状动脉管径小,需要更高的图像分辨力。但仍有一些研究采用诸如k-t加速等方法实现了冠脉血流的测量。Brandts等<sup>[11]</sup>和Johnson等<sup>[12]</sup>通过体外模型验证了PC法成像在测量小管径管腔内流体流量、流速的准确性,并且在人体冠状动脉测量中验证了其可重复性。通过PC法成像可以无创地检测冠脉血流的储备分数,方法是比较静息状态下与服用血管活性药物后测得的冠脉流量、流速比值,有研究将PC法成像测得的血流速度储备分数与血管内超声以及PET心肌灌注结果进行比较,发现有良好的一致性,说明PC法成像可以应用于检测冠心病患者的心肌缺血状况<sup>[13]</sup>。

2D-PC法成像在临床上还可用于测量脑脊液循环

过程中的流体信息,主要应用于对正常压力型脑积水的诊断。不同于压力增高型脑积水患者,正常压力型脑积水患者脑脊液循环通常处于高流动性状态,对于脑室分流治疗效果较好。正常中脑导水管水平内的每搏流量为 $30 \sim 50 \mu\text{L}$ <sup>[14]</sup>。Bradley等<sup>[15]</sup>研究发现,若正常压力型脑积水患者中脑导水管水平内每搏流量大于 $42 \mu\text{L}$ ,其对于脑室-腹腔分流术的疗效明显好于每搏流量低于 $42 \mu\text{L}$ 者。

对于Chiari I畸形患者,PC法成像可以定量评价小脑扁桃体下疝压迫对于脑脊液循环的影响,Wang等<sup>[16]</sup>的研究表明,下疝的小脑扁桃体压迫枕骨大孔,导致颅颈部脑脊液流量、流速下降,中脑导水管水平的脑脊液峰值流速较正常人明显下降,且手术治疗后流速明显升高,术前峰值流速大于 $2.13 \text{cm/s}$ 的患者术后症状明显改善。

2D-PC法成像在腹部主要应用于门静脉系统成像。肝硬化会直接影响门静脉血流状态,McAvoy等<sup>[17]</sup>通过PC法成像测量了正常人与肝硬化患者门静脉系统的血流,两者的门静脉血流量未见明显差异,但肝硬化患者的肝动脉及肠系膜上动脉血流量明显高于正常人,认为这是由于机体为克服门静脉高压,维持肝脏灌注所产生的脾脏盗血现象,且这一差异与肝硬化严重程度呈正相关。肝静脉压力梯度是衡量门脉高压的客观指标,可反映肝硬化程度,Gouya等<sup>[18]</sup>将PC法成像所测值与肝静脉压力梯度值进行比较,发现奇静脉血流量与肝静脉压力梯度存在相关性,且以奇静脉血流量作为判断标准诊断门静脉高压(肝静脉压力 $\geq 16 \text{mmHg}$ )时,诊断效能最高。对于慢性肝病患者肝功能的评价,陆力坚等<sup>[19]</sup>研究发现门静脉主干的平均血流速度与终末期肝病模型(model for end-stage liver disease, MELD)评分呈显著负相关,治疗前后门静脉主干的平均血流速度变化量及每分血流变化量与MELD评分变化量呈显著负相关,认为门静脉血流速度的下降对于评估肝功能下降及治疗疗效有重要价值。

## 2. 4D Flow的临床应用及研究进展

4D-Flow成像不仅能在任意重建平面上测量流速及流量数据,还能得到WSS、压力梯度变化、PWV、TKE等数据,对于理解血管疾病病理生理变化及预测疾病预后具有重要意义<sup>[4]</sup>。

相比于2D-PC法成像,4D-Flow最重要的优势在于能够立体完整地将一个心动周期内多支血管内的血流状态展现出来,对一些需要测量多平面血流参数的患者来说,4D-Flow反而较2D-PC法成像耗时更少,并且4D-Flow能显示出不同方向上的血流,对于存在涡流的血管来说是唯一的成像方法。Francois等<sup>[20]</sup>对接

受过矫正手术的法洛氏三联征患者行 4D-Flow 成像,显示患者右心房内存在异常涡流,且由于肺动脉的反流,在右心室内血流冲击右心室尖部,认为这是导致法洛氏三联征患者术后右心室形态改变的原因。

WSS 是反映血管壁所受血流摩擦力的血流参数,直接作用于血管内壁表皮细胞影响其功能,WSS 的测量需要得到管壁边缘横向及纵向的流速变化,4D-Flow 成像可以满足这一需求,将整个血管壁所受切应力的情况展现出来,对于研究动脉瘤、动脉粥样斑块等疾病的发生发展具有重要意义。Biegging 等<sup>[21]</sup>的研究认为主动脉根部的扩张与管壁切应力升高明显相关,提示管壁剪切应力在动脉壁管腔重塑的过程中起到一定作用。对于颅内动脉瘤,管腔的进行性增大是破裂的危险因素,动脉瘤的生长与血管壁切应力也有关,Meng 等<sup>[22]</sup>通过 4D-Flow 成像测量得出颅内动脉瘤的管壁切应力,而关于切应力对于动脉瘤的影响,有研究对通过 4D-Flow 成像测得的切应力进行分析,认为高切应力与动脉瘤瘤壁厚度呈负相关,高切应力更易引起破裂<sup>[23,24]</sup>。而另一项研究认为,血管内皮的完整需要一定的切应力,过低的切应力会引起血管内皮细胞的凋亡,进而导致动脉瘤膨胀、破裂<sup>[25]</sup>,推测可能是由于高切应力在早期诱导了动脉瘤的发生,而后期的低切应力影响了动脉瘤壁的生长而导致其破裂。

PWV 是由于主动脉管壁随心脏射血而同时产生搏动时的传递速率<sup>[26]</sup>,反映出动脉的管壁顺应性,与动脉管壁硬化程度相关,管壁弹性越差,PWV 越高,传统的 2D 平面 PC 法成像分别测定主动脉近、远端两个不同截面内的血流,将脉搏波传递至不同截面的时间差除以两者的距离计算得到 PWV<sup>[27]</sup>。4D-Flow 成像可完整显示血流从近心端流向远端的全过程,可直接得出 PWV,Damughatla 等<sup>[28]</sup>对腹主动脉分别行 PC 法成像(测定 PWV)与磁共振弹力成像,两者均得到主动脉管壁硬化与年龄相关的结论,对于动脉硬化程度的评估具有重要意义。

TKE 可以反映出由于瓣膜缩窄或管腔狭窄引起的狭窄后流体压力下降,TKE 的大小与血管管腔狭窄段前后压力下降的程度呈负相关,而由于这种压力的下降,促使心肌收缩力增强,引起一系列病理改变<sup>[29]</sup>。4D-Flow 成像可通过计算血管管腔狭窄段后方单一像素内流速的差异估计压力梯度变化,Dyverfeldt 等<sup>[30]</sup>对主动脉缩窄患者行 4D-Flow 成像计算缩窄后 TKE,发现主动脉缩窄患者 TKE 明显升高,且与压力下降程度呈显著正相关;而在扩张性心肌病患者中,同样发现了升主动脉内的 TKE 明显升高,提示 TKE 的变化与心肌结构的重塑之间存在相关性<sup>[31]</sup>。

综上所述,磁共振 PC 法成像作为一种无创性定

量评价血液流动情况的成像方法,其测量的准确性及可重复性已被广泛验证,可为心脏、脑、腹部等多个器官病变的诊断及预后评估提供丰富的流体动力学信息;而 4D-Flow 成像能直观立体地呈现血管内血流状态,并且能够得到一系列功能参数。相信随着 MR 硬件设备的提升及后处理软件的开发,PC 法成像尤其是 4D-Flow 成像将在临床中取得更加广泛的应用。

#### 参考文献:

- [1] Markl M, Schnell S, Wu C, et al. Advanced flow MRI: emerging techniques and applications[J]. Clin Radiol, 2016, 71(8): 779-795.
- [2] Nayak KS, Nielsen JF, Bernstein MA, et al. Cardiovascular magnetic resonance phase contrast imaging[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2015, 17(1): 71-75.
- [3] Baltes C, Kozerke S, Hansen MS, et al. Accelerating cine phase-contrast flow measurements using k-t BLAST and k-t SENSE[J]. Magn Reson Med, 2005, 54(6): 1430-1438.
- [4] Dyverfeldt P, Bissell M, Barker AJ, et al. 4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2015, 17(1): 78-82.
- [5] 王荣品, 刘辉, 梁长虹, 等. 3.0T MRI 相位对比法对流体模型的定量测量研究[J]. 放射学实践, 2010, 25(5): 474-477.
- [6] Hundley WG, Li HF, Lange RA, et al. Assessment of left-to-right intracardiac shunting by velocity-encoded, phase-difference magnetic resonance imaging. A comparison with oximetric and indicator dilution techniques[J]. Circulation, 1995, 91(12): 2955-2960.
- [7] Thomson LE, Crowley AL, Heitner JF, et al. Direct en face imaging of secundum atrial septal defects by velocity-encoded cardiovascular magnetic resonance in patients evaluated for possible transcatheter closure[J]. Circ Cardiovasc Imaging, 2008, 1(1): 31-40.
- [8] Defrance C, Bollache E, Kachenoura N, et al. Evaluation of aortic valve stenosis using cardiovascular magnetic resonance: comparison of an original semiautomated analysis of phase-contrast cardiovascular magnetic resonance with Doppler echocardiography[J]. Circ Cardiovasc Imaging, 2012, 5(5): 604-612.
- [9] Iwamoto Y, Inage A, Tomlinson G, et al. Direct measurement of aortic regurgitation with phase-contrast magnetic resonance is inaccurate: proposal of an alternative method of quantification[J]. Pediatr Radiol, 2014, 44(11): 1358-1369.
- [10] Le Goffic C, Toledano M, Ennezat PV, et al. Quantitative evaluation of mitral regurgitation secondary to mitral valve prolapse by magnetic resonance imaging and echocardiography[J]. Am J Cardiol, 2015, 116(9): 1405-1410.
- [11] Brandts A, Roes SD, Doornbos J, et al. Right coronary artery flow velocity and volume assessment with spiral K-space sampled breathhold velocity-encoded MRI at 3 tesla: accuracy and reproducibility[J]. J Magn Reson Imaging, 2010, 31(5): 1215-1223.
- [12] Johnson K, Sharma P, Oshinski J. Coronary artery flow measurement using navigator echo gated phase contrast

- magnetic resonance velocity mapping at 3.0T[J]. *J Biomech*, 2008, 41(3):595-602.
- [13] Aras A, Anik Y, Demirci A, et al. Magnetic resonance imaging measurement of left ventricular blood flow and coronary flow reserve in patients with chronic heart failure due to coronary artery disease[J]. *Acta Radiol*, 2007, 48(10):1092-1100.
- [14] Heidari Pahlavian S, Bunck AC, Thyagaraj S, et al. Accuracy of 4D flow measurement of cerebrospinal fluid dynamics in the cervical spine; an in vitro verification against numerical simulation[J]. *Ann Biomed Eng*, 2016, 44(11):3202-3214.
- [15] Bradley WG, Jr. Intracranial pressure versus phase-contrast MR imaging for normal pressure hydrocephalus[J]. *AJNR*, 2015, 36(9):1631-1632.
- [16] Wang CS, Wang X, Fu CH, et al. Analysis of cerebrospinal fluid flow dynamics and morphology in Chiari I malformation with cine phase-contrast magnetic resonance imaging[J]. *Acta Neurochir (Wien)*, 2014, 156(4):707-713.
- [17] McAvoy NC, Semple S, Richards JM, et al. Differential visceral blood flow in the hyperdynamic circulation of patients with liver cirrhosis[J]. *Aliment Pharmacol Ther*, 2016, 43(9):947-954.
- [18] Gouya H, Grabar S, Vignaux O, et al. Portal hypertension in patients with cirrhosis; indirect assessment of hepatic venous pressure gradient by measuring azygos flow with 2D-cine phase-contrast magnetic resonance imaging[J]. *Eur Radiol*, 2016, 26(7):1981-1990.
- [19] 陆力坚, 黄仲奎, 龙莉玲. 磁共振门静脉血流动力学改变与肝功能相关性[J]. *放射学实践*, 2010, 25(10):1125-1127.
- [20] Francois CJ, Srinivasan S, Schiebler ML, et al. 4D cardiovascular magnetic resonance velocity mapping of alterations of right heart flow patterns and main pulmonary artery hemodynamics in tetralogy of Fallot[J]. *J Cardiovasc Magn Reson*, 2012, 14(7):16-20.
- [21] Biegling ET, Frydrychowicz A, Wentland A, et al. In vivo three-dimensional MR wall shear stress estimation in ascending aortic dilatation[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2011, 33(3):589-597.
- [22] Meng H, Wang Z, Hoi Y, et al. Complex hemodynamics at the apex of an arterial bifurcation induces vascular remodeling resembling cerebral aneurysm initiation[J]. *Stroke*, 2007, 38(6):1924-1931.
- [23] Chang W, Huang M, Chien A. Emerging techniques for evaluation of the hemodynamics of intracranial vascular pathology[J]. *Neuroradiol J*, 2015, 28(1):19-27.
- [24] Blankena R, Kleinloog R, Verweij BH, et al. Thinner regions of intracranial aneurysm wall correlate with regions of higher wall shear stress; a 7T MRI study[J]. *AJNR*, 2016, 37(7):1310-1317.
- [25] Bousset L, Rayz V, McCulloch C, et al. Aneurysm growth occurs at region of low wall shear stress; patient-specific correlation of hemodynamics and growth in a longitudinal study[J]. *Stroke*, 2008, 39(11):2997-3002.
- [26] Yu HY, Peng HH, Wang JL, et al. Quantification of the pulse wave velocity of the descending aorta using axial velocity profiles from phase-contrast magnetic resonance imaging[J]. *Magn Reson Med*, 2006, 56(4):876-883.
- [27] Vulliamoz S, Stergiopoulos N, Meuli R. Estimation of local aortic elastic properties with MRI[J]. *Magn Reson Med*, 2002, 47(4):649-654.
- [28] Damughatla AR, Raterman B, Sharkey-Toppen T, et al. Quantification of aortic stiffness using MR elastography and its comparison to MRI-based pulse wave velocity[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2015, 41(1):44-51.
- [29] Ha H, Kim GB, Kweon J, et al. Hemodynamic measurement using four-dimensional phase-contrast MRI; quantification of hemodynamic parameters and clinical applications[J]. *Korean J Radiol*, 2016, 17(4):445-462.
- [30] Dyverfeldt P, Hope MD, Tseng EE, et al. Magnetic resonance measurement of turbulent kinetic energy for the estimation of irreversible pressure loss in aortic stenosis[J]. *JACC Cardiovasc Imaging*, 2013, 6(1):64-71.
- [31] Zajac J, Eriksson J, Dyverfeldt P, et al. Turbulent kinetic energy in normal and myopathic left ventricles[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2015, 41(4):1021-1029.

(收稿日期:2017-02-21 修回日期:2017-04-10)