

相位对比磁共振血流测量的临床应用现状与展望

宋燕燕, 赵世华

【摘要】 近年来,随着心血管磁共振技术的发展,磁共振血流成像技术已经发生实质性的转变,从二维单方向成像到三维容积成像,实现了三维动态显示血流动力学特征,甚至可获得压力梯度和管壁应力等评估动脉管壁的高级参数,在心脏及大动脉的血流测量中取得巨大进展。本文旨在综述磁共振血流成像的基本原理、临床应用及其应用前景。

【关键词】 心血管; 磁共振成像; 血流测量; 相位对比技术; 临床应用

【中图分类号】 R543; R445.2 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2018)09-0966-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2018.09.018

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



近年来,随着磁共振技术发展及后处理软件的开发应用,无创且无电离辐射的心血管磁共振(cardiovascular magnetic resonance, CMR)技术不仅可以提供心血管系统形态和功能信息,在心脏及大动脉血流测量的相关研究上也取得了巨大进展。

在心血管功能的研究及对心血管疾病的临床评价中,血流参数的评估起着举足轻重的作用。磁共振血流成像技术不仅可通过识别狭窄部位及量化返流量来评估心脏瓣膜功能,在先天性心脏病中还可对异常分流进行定量分析^[1,2]。因此在临床实践中 CMR 已经成为多普勒超声的重要补充手段,不仅如此,随着 CMR 的不断发展,磁共振血流成像发展了一系列可用于评价血管壁及心肌运动等的新兴技术^[3]。本文旨在综述磁共振血流成像的基本原理、临床应用及其应用前景。

磁共振血流测量方法的基本原理

MR 血流测量有时间飞跃(time of flight, TOF)和相位对比(phase contrast, PC)两种基本技术,由于前者难以对血流进行准确定量评估,临床只用于显示血管解剖;后者又称速度编码电影磁共振成像(velocity encoded cine magnetic resonance imaging, VEC-MRI),该技术可以同时完成对解剖结构的显示和血流参数的分析,因此广泛应用于临床工作中^[4]。

1. PC 法磁共振血流测量的基本原理

在 PC 法磁共振血流成像(phase contrast magnetic resonance imaging, PC-MRI)中施加一对大小相等、方向相反的梯度脉冲,在静止组织中这两个反向梯度脉冲互相抵消,静止组织失相位自旋相位位移为零。

倘若质子存在一个前进速度,运动组织的自旋质子由于位置发生了移动,在被这一对大小相等、方向相反的梯度场激发后,其相位变化无法回到零,故流动质子群的相位变化得到保留,与静止组织存在相位差异,该技术利用这种相位差进行成像^[5]。PC-MRI 正是利用了速度-相位移动的比例关系进行血流速度的定量测量^[6]。

2. 影响 PC-MRI 血流测量准确性的因素

PC-MRI 血流测量的准确性受许多不确定因素的影响,在临床应用中需要综合考虑这些影响因素,从而减少测量误差,以提高测量准确度:①空间分辨率。当层厚过大、血管倾斜或太细时均可导致部分容积效应。Rodrigues 等^[7]对此进行了系统研究,发现单个体素内所测得的速度峰值较平均体素所测的速度峰值高 7.1% ($P < 0.0001$),故使用平均体素不仅降低了空间分辨率还会低估峰值流速。②呼吸及心电门控技术的影响。Ley 等^[8]通过对 20 例无任何基础疾病的健康志愿者进行研究,采用自由呼吸的前瞻性门控、自由呼吸的回顾性门控及呼气时屏气的回顾性门控分别对血流参数进行测量,发现采用回顾性门控测得的每分血流量要高于前瞻性门控(高达 0.9 L/min),且回顾性门控的时间分辨率明显更高,故回顾性门控引起的误差更小。又因回顾性门控屏气扫描时会导致血流动力学明显改变,通常不用于临床。所以自由呼吸回顾性门控技术的实用性及准确性更高。③其它如时间分辨率^[9]、流速编码的方向^[10]及磁场不均匀等因素均可影响血流测量结果,在参数设置时应尽量减少其带来的影响。

PC-MRI 在临床中的应用

1. 传统 2D PC-MRI 的临床应用

2D PC-MRI 是对一个或多个单层进行成像,每

作者单位:100037 北京,中国医学科学院/北京协和医学院/国家心血管病中心/阜外医院磁共振影像科

作者简介:宋燕燕(1993-),女,江西吉安人,硕士研究生,住院医师,主要从事心血管磁共振研究工作。

次只激发一个特定层面,在先天性或后天性心脏病中,2D PC-MRI 可用来测量心输出量、瓣膜返流量(或返流分数)及分流量(肺循环与体循环血流量之比)等血流参数^[11]。然而,瓣膜出现狭窄时会引起血流加速,若此时峰值流速层面定位不准确,则会导致低估峰值流速。除此之外,瓣膜异常还会引起复杂血流(如涡流、返流及湍流等),如果扫描层面没有完全垂直于感兴趣区的血流方向,也将导致该层面流速测量不准确,难以对最佳层面进行准确定位^[12,13],也很难精确测量血流量^[14]。Lotz 等^[15] 研究发现有多种因素可导致 2D PC-MRI 低估峰值流速,如复杂血流引起的信号丢失、背景噪声过大、部分容积效应(层厚过大)、血流过快加速引起的相移误差及时间分辨率低(20~25 ms)等都会造成短时间内无法捕捉到峰值流速的层面而低估峰值流速。O'Brien 等^[12] 的研究中证实瓣膜狭窄中湍流引起的信号丢失是导致 2D PC-MRI 测量心输出量偏低的原因。

所以,为避免二维层面成像时低估血流速度,需要考虑到所有方向层面的血流信息,4D Flow MRI 能同时对兴趣区内三个互相垂直的维度进行编码,有望克服上述技术的缺陷。

2. 4D Flow MRI 的临床应用

4D Flow MRI 可以同时三个相互垂直的维度进行编码,并获得相位流速编码电影,该技术可以动态三维显示心腔和大、中动脉的血流动力学特征,并且能够准确测量扫描范围束内各个位置血流的方向和速度,这样不仅能进行常规参数如血流量及返流分数的测量,还能计算血流能量及评价对动脉管壁的切应力等高级参数,从而清晰显示心动周期不同时间血流模式的细节,如涡流或湍流等复杂血流^[16,17]。

由于 4D Flow MRI 为三维空间成像,可以根据峰值速度位置来选择量化平面,并且对复杂血流可以在三维空间内任何方向上实现可视化及回顾性量化,克服了上述 2D 方法的不足。很多学者对比研究了 4D Flow MRI 与 2D PC-MRI 两种技术对血流动力学的评估效果。Nordmeyer 等^[18] 采用 2D 及 4D Flow MRI 分别测量 7 例健康志愿者及 18 例瓣膜狭窄患者的升主动脉及肺动脉干的峰值流速及血流量,并且与多普勒超声的测量结果进行比较,发现两种技术在测量健康志愿者的峰值流速及血流量时差异无统计学意义($P>0.05$);而在瓣膜狭窄患者中,4D Flow MRI 所测峰值流速明显高于 2D PC-MRI,差异有统计学意义(平均高 14%, $P=0.025$),且与多普勒超声无明显差异($P>0.05$);此外还发现血容量测量的差异与所选层面有关($P=0.004$),而该测量值在层流模式志愿者中的差异可忽略不计。所以二维与三维成像相比,二

维成像往往会低估主动脉或肺动脉的血流量及流速等血流动力学指标。Bollache 等^[19] 采用 2D PC-MRI 技术分别在 1 个方向(2D-1d)及 3 个方向上(2D-3d)测量升主动脉及降主动脉上的血流参数,并与 4D Flow MRI 技术测量所得值进行对比,发现两个三维成像的结果均明显高于 2D-1d PC-MRI 成像($P<0.05$),且 4D Flow MRI 与 2D-3d PC-MRI 两者间有很好的相关性(平均差异 $<10\%$)。最近,da Silveira 等^[20] 对 23 例主动脉狭窄患者分别采用 2D PC-MRI 和 4D Flow MRI 来测量其血流参数,并与经胸超声心动图所测值进行比较,发现 4D Flow MRI、2D PC-MRI 与经胸超声心动图的相关系数分别为 0.87 和 0.81,进一步证实了 4D Flow MRI 对主动脉狭窄患者的血流动力学评估更为精准。

以上研究结果均表明,与 2D PC-MRI 相比较而言,新兴的 4D Flow MRI 在评估复杂血流的血流动力学参数尤其是峰值流速及血流量测量中的准确性及价值更高。

4D Flow MRI 不仅在对复杂血流的血流参数测量中的准确性较 2D PC-MRI 更高,还能测量很多高级参数如管壁应力切力(wall shear stress, WSS)、脉搏波速度(pulse wave velocity, PWV)及能量损耗等^[21-23],这些高级参数可以量化主动脉或肺动脉的血流模式^[24]。Burk 等^[25] 研究发现升主动脉扩张患者更易产生涡流($P<0.05$),同时其收缩期 WSS 峰值会显著降低。在肺循环系统中,WSS 可用于评估肺动脉高压^[26]。Reiter 等^[27] 通过评估肺动脉主干涡流持续时间来判断肺动脉高压程度,发现 4D Flow MRI 与其它评估方法高度相关($r=0.98$)。故可利用 4D Flow MRI 对复杂血流的评估,实现无创诊断肺动脉高压。

此外,4D Flow MRI 的另一应用前景是用于评估大血管的动脉粥样硬化及复杂动脉斑块(易引起栓塞或直径 >4 mm 的斑块)。Harloff 等^[28] 在对多位瓣膜关闭良好的中风患者进行的研究中发现,降主动脉严重动脉粥样硬化的患者仍可发生舒张期返流,该研究表明 4D Flow MRI 可以提高对降主动脉复杂斑块的识别从而降低脑中风的发病率。

PC-MRI 临床应用的不足与展望

不可否认,每项新技术在存在诸多优点的同时,也有着不足和诸多有待评估的附带影响。与 2D PC-MRI 相比较而言,4D Flow MRI 的最大不足是扫描时间太长,一般长达 10~15 min,具体时间取决于心率及呼吸控制频率,而 2D PC-MRI 一般用时 2~5 min。很多学者针对减少扫描时间的策略进行了大量研究,其中,最主要的方法是改变数据采样策略,例如将数据通

过径向或螺旋向的方式读出可进一步减少扫描次数^[29]。Dyvorne 等^[30]研究证实将高效螺旋采样与动态压缩感知结合起来可以加速 4D Flow MRI 的数据采集,有望将扫描时间减到 5 min 以内。

总之,磁共振血流成像技术发生了实质性的转变,从二维单方向成像到三维容积成像,实现了三维动态显示血流动力学特征,甚至可获得压力梯度和 WSS 等评估动脉管壁的高级参数。磁共振血流成像技术的不断完善,使对临床疾病的认识不仅仅限于解剖形态,更具有能量化心血管疾病的功能。通过进一步提高图像信噪比及血池心肌对比度,减少扫描时间并降低运动伪影,相信 4D Flow MRI 在心血管系统疾病的检查中能发挥更大的作用,成为一种无创、准确、高效的血流测量技术。

参考文献:

- [1] Srichai MB, Lim RP, Wong S, et al. Cardiovascular applications of phase-contrast MRI[J]. AJR, 2009, 192(3): 662-675.
- [2] Markl M, Schnell S, Wu C, et al. Advanced flow MRI: emerging techniques and applications[J]. Clin Radiol, 2016, 71(8): 779-795.
- [3] Dyverfeldt P, Bissell M, Barker AJ, et al. 4D flow cardiovascular magnetic resonance consensus statement[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2015, 10(17): 72. DOI: 10.1186/s12968-015-0174-5.
- [4] McNulty JP, Lonergan R, Brennan PC, et al. Diagnostic efficacy of conventional MRI pulse sequences in the detection of lesions causing internuclear ophthalmoplegia in multiple sclerosis patients[J]. Clin Neuroradiol, 2015, 25(3): 233-239.
- [5] Markl M, Frydrychowicz A, Kozerke S, et al. 4D flow MRI[J]. J Magn Reson Imaging, 2012, 36(5): 1015-1036.
- [6] Joseph AA, Merboldt KD, Voit D, et al. Real-time phase-contrast MRI of cardiovascular blood flow using undersampled radial fast low-angle shot and nonlinear inverse reconstruction[J]. NMR Biomed, 2012, 25(7): 917-924.
- [7] Rodrigues J, Minhas K, Pielas G, et al. The effect of reducing spatial resolution by in-plane partial volume averaging on peak velocity measurements in phase contrast magnetic resonance angiography[J]. Quant Imaging Med Surg, 2016, 6(5): 564-572.
- [8] Ley S, Ley-Zapozhan J, Kreitner KF, et al. MR flow measurements for assessment of the pulmonary, systemic and bronchopulmonary circulation: impact of different ECG gating methods and breathing schema[J]. Eur J Radiol, 2007, 61(1): 124-129.
- [9] Lin HY, Bender JA, Ding Y, et al. Shared velocity encoding: a method to improve the temporal resolution of phase-contrast velocity measurements[J]. Magn Reson Med, 2012, 68(3): 703-710.
- [10] Frydrychowicz A, Wieben O, Niespodzany E, et al. Quantification of thoracic blood flow using volumetric magnetic resonance imaging with radial velocity encoding: in vivo validation[J]. Invest Radiol, 2013, 48(12): 819-825.
- [11] Nishimura RA, Otto CM, Bonow RO, et al. 2014 AHA/ACC guideline 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[J]. J Thorac Cardiovasc Surg, 2014, 148(1): e1-e132.
- [12] O'Brien KR, Gabriel RS, Greiser A, et al. Aortic valve stenotic area calculation from phase contrast cardiovascular magnetic resonance: the importance of short echo time[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2009, 19(11): 49. DOI: 10.1186/1532-429X-11-49.
- [13] Kilner PJ, Gatehouse PD, Firmin DN. Flow measurement by magnetic resonance: a unique asset worth optimising[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2007, 9(4): 723-728.
- [14] O'Brien KR, Cowan BR, Jain M, et al. MRI phase contrast velocity and flow errors in turbulent stenotic jets[J]. J Magn Reson Imaging, 2008, 28(1): 210-218.
- [15] Lotz J, Meier C, Leppert A, et al. Cardiovascular flow measurement with phase-contrast MR imaging: basic facts and implementation[J]. Radiographics, 2002, 22(3): 651-671.
- [16] Calkoen EE, Roest AA, van der Geest RJ, et al. Cardiovascular function and flow by 4-dimensional magnetic resonance imaging techniques: new applications[J]. J Thorac Imaging, 2014, 29(3): 185-196.
- [17] Vasanawala SS, Hanneman K, Alley MT, et al. Congenital heart disease assessment with 4D flow MRI[J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 42(4): 870-886.
- [18] Nordmeyer S, Riesenkampff E, Messroghli D, et al. Four-dimensional velocity-encoded magnetic resonance imaging improves blood flow quantification in patients with complex accelerated flow[J]. J Magn Reson Imaging, 2013, 37(1): 208-216.
- [19] Bollache E, van Ooij P, Powell A, et al. Comparison of 4D flow and 2D velocity-encoded phase contrast MRI sequences for the evaluation of aortic hemodynamics[J]. Int J Cardiovasc Imaging, 2016, 32(10): 1529-1541.
- [20] da Silveira JS, Smyke M, Rich AV, et al. Quantification of aortic stenosis diagnostic parameters: comparison of fast 3 direction and 1 direction phase contrast CMR and transthoracic echocardiography[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2017, 19(1): 35.
- [21] Barker AJ, Markl M, Burk J, et al. Bicuspid aortic valve is associated with altered wall shear stress in the ascending aorta[J]. Circ Cardiovasc Imaging, 2012, 5(4): 457-466.
- [22] Wentland AL, Wieben O, Francois CJ, et al. Aortic pulse wave velocity measurements with undersampled 4D flow-sensitive MRI: comparison with 2D and algorithm determination[J]. J Magn Reson Imaging, 2013, 37(4): 853-859.
- [23] Binter C, Knobloch V, Manka R, et al. Bayesian multipoint velocity encoding for concurrent flow and turbulence mapping[J]. Magn Reson Med, 2013, 69(5): 1337-1345.
- [24] 刘东婷, 刘家祎, 温兆赢, 等. 4D Flow MRI 对主动脉夹层患者腹部血流模式的定量研究及评估[J]. 放射学实践, 2017, 32(4): 388-394.
- [25] Burk J, Blanke P, Stankovic Z, et al. Evaluation of 3D blood flow patterns and wall shear stress in the normal and dilated thoracic aorta using flow-sensitive 4D CMR[J]. J Cardiovasc Magn Reson, 2012, 13(14): 84. DOI: 10.1186/1532-429X-14-84.
- [26] Barker AJ, Roldan-Alzate A, Entezari P, et al. Four-dimensional flow assessment of pulmonary artery flow and wall shear stress in adult pulmonary arterial hypertension: results from two institutions[J]. Magn Reson Med, 2015, 73(5): 1904-1913.
- [27] Reiter U, Reiter G, Kovacs G, et al. Evaluation of elevated mean

- pulmonary arterial pressure based on magnetic resonance 4D velocity mapping: comparison of visualization techniques[J]. PLoS One, 2013, 8(12): e82212.
- [28] Harloff A, Strecker C, Frydrychowicz AP, et al. Plaques in the descending aorta: a new risk factor for stroke Visualization of potential embolization pathways by 4D MRI[J]. J Magn Reson Imaging, 2007, 26(6): 1651-1655.
- [29] Lustig M, Donoho D, Pauly JM. Sparse MRI: the application of compressed sensing for rapid MR imaging[J]. Magn Reson Med, 2007, 58(6): 1182-1195.
- [30] Dyvorne H, Knight-Greenfield A, Jajamovich G, et al. Abdominal 4D flow MR imaging in a breath hold: combination of spiral sampling and dynamic compressed sensing for highly accelerated acquisition[J]. Radiology, 2015, 275(1): 245-254.
- (收稿日期: 2017-07-03 修回日期: 2017-08-14)

《放射学实践》(英文稿)稿约

《放射学实践》是由国家教育部主管, 华中科技大学同济医学院主办, 与德国合办的全国性影像学学术期刊, 创刊至今已 33 周年。本刊坚持服务广大医学影像医务人员的办刊方向, 关注国内外影像医学的新进展、新动态, 全面介绍 X 线、CT、磁共振、介入放射及放射治疗、超声诊断、核医学、影像技术学等医学影像方面的新知识、新成果, 受到广大影像医师的普遍喜爱。

本刊为国家科技部中国科技论文核心期刊、中国科学引文数据库统计源期刊, 在首届《中国学术期刊(光盘版)检索与评价数据规范》执行评优活动中, 被评为《CAJ—CD 规范》执行优秀期刊。

2012 年始本刊拟在英文专栏刊发全英文文稿。

1. 文稿应具科学性、创新性、逻辑性, 并有理论和实践意义。论点鲜明, 资料可靠, 数据准确, 结论明确, 文字简练, 层次清楚, 打印工整。

2. 本刊实行盲法审稿, 来稿附上英文稿一份, 中文对照稿两份(用小 4 号字、1.5 倍行距打印), 文稿中不出现任何有关作者本人的信息。另纸打印一份中英文对照的文题、作者姓名、作者单位(应准确、规范、完整)及邮政编码。如系 2 个单位及以上者, 则在作者姓名右上角排阿拉伯数字角码, 按序将单位名称写于作者下方。并注明第一作者的性别, 职称及第一作者或联系人的电话号码, E-mail 地址。

3. 来稿须经作者所在单位审核并附单位推荐信。推荐信应证明内容不涉及保密、署名无争议、未一稿两投等项。

4. 论著采用叙述式摘要。关键词一般 3~5 个, 请采用最新版的 MeSH 词表(医学主题词注释字顺表)中的主题词。MeSH 词表中无该词时, 方可用习用的自由词。使用缩略语时, 应在文中首次出现处写明中、英文全称。

5. 表格采用三线表, 表序按正文中出现的顺序连续编码。数据不多、栏目过繁、文字过多者均不宜列表。表内同一指标数字的有效位数应一致。

6. 线条图应另纸描绘, 全图外廓以矩形为宜, 高宽比例约为 5:7, 避免过于扁宽或狭长。照片图须清晰, 像素高, 层次分明, 图题及图解说明清楚。

7. 参考文献必须以作者亲自阅读过的近年文献为主, 并由作者对照原文核实(请作者在文章发表前提供 PubMed 等数据库的所含文献页面)。文献一般不少于 30 篇。内部刊物、未发表资料、私人通讯等勿作参考文献引用。参考文献的编号按照在正文中出现的先后顺序排列, 用阿拉伯数字加方括号角注。并按引用的先后顺序排列于文末。