

磁共振血管成像(MRA)的应用进展

赵承锦(综述), 罗曙光(审校)

基金项目:广西壮族自治区卫生厅基金项目(Z 2006046)

作者单位:530021 南宁, 广西医科大学第一附属医院神经内科

作者简介:赵承锦(1982-),男,医学硕士,研究方向:影像学在脑血管病的诊断应用。E-mail:zhao-cheng-jin@163.com

[摘要] 磁共振血管成像(MRA)是一种较新的血管成像技术,由于它具有无创伤、无辐射、快捷、价格便宜的优点以及技术的不断革新,近几年被广泛用于临床。本文对磁共振血管成像的原理、优缺点以及临床应用的新进展进行综述。

[关键词] 磁共振血管成像; 时间飞跃法; 相位对比法

[中图分类号] R 445.2 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1674-3806(2009)04-0356-04

doi:10.3969/j.issn.1674-3806.2009.04.011

The latest application of Magnetic resonance angiography Zhao Cheng-jin, LUO Shu-guang. Department of Neurology, the First Affiliated Hospital of Guangxi Medical University, Nanning 530021, China

[Abstract] Magnetic resonance angiography(MRA), as one of the latest technologies in angiography, due to its non-invasive, non-ionizing, less time-consuming and low cost, has been widely used in clinical examination in recent years, and it keeps on technically reforming. This article mainly describes the mechanism of Magnetic resonance angiography, its benefits, and its limitation, especially about the latest development of MRA in detail.

[Key words] Magnetic resonance angiography; Time of flight angiography; Phase contrast angiography

磁共振血管成像(Magnetic resonance angiography, MRA)是一种全新的脑血管疾病的检查方法,与传统的数字减影血管造影(digital subtraction angiography, DSA)检查相比,具有无创伤、无辐射、快捷、价格便宜的优势,已广泛应用于临床^[1]。目前多用于临床脑血管疾病的筛查,能有效地减少临床工作中有创性 DSA 检查的应用。

1 磁共振血管成像的原理及优缺点

1.1 时间飞跃法(time of flight, TOF 法) TOF 法 MRA 的基本原理是血流与静止组织产生对比-流动相关增强效应,是利用质子的纵向磁化作用进行 MRA 成像,成像层面内静止组织多次 RF 激发而产生饱和,而流入层面的血流则受 RF 激发,处于未饱和状态,呈高信号,从而使该段血管的血流信号强度明显高于周围组织,形成磁共振血管造影图像^[2,3]。TOF 法 MRA 根据数据采集处理模式的不同又可分为二维时间飞跃法(2D-TOF)和三维时间飞跃法(3D-TOF)两种,2D-TOF 是应用破坏性梯度回波脉冲序列(GRE)连续采集一系列切层后,用最大强度投影法(MIP),按投影顺序叠加而成。2D-TOF 一般采用扰相 GRE T1*WI 序列,尽可能选用短的 TR 和较大的反转角,以增加背景组织的饱和度,并选用最短的 TE 以减少流动失相位。3D-TOF 与 2D-

TOF 不同,它将 2D-TOF 采集时的层面选择梯度改为相位编码梯度,采集一个扫描块(4~6cm 或更厚)的数据,然后重建出 0.8~1.2mm 的薄层,再用 MIP 处理得到血管的图像^[4]。3D-TOF 法具有较高的空间分辨率,TR 时间短,扫描速度快,且 TE 短,对血流中的涡流、加速度等复杂因素造成的失相位影响小。另外,3D-TOF 法还可以作回顾性投照及局部体积图像,但成像由于厚度大,容易产生饱和效应而使血流信号减弱,对慢血流尤为明显。因此,适用于较快血流的大血管的显示。2D-TOF 法对静止组织和流动质子的信号对比不依赖于 TR 和流动速度,因此,无饱和效应,对慢血流的显示较 3D-TOF 好,适用于颅内静脉和小动脉的显示,与 DSA 相比,其诊断符合率可高达 90%^[5]。TOF-MRA 被认为是目前最有效的 MRA 成像方法,由于它主要与血液流动有关,对动脉系统特别有效,血管与周围组织的对比度好,重建出来的图像血管清晰。此外,成像时间相对较短,操作容易,图像稳定可靠,可重复性好,很容易被临床医生接受,目前应用最广。但是,由于有些静止组织具有较短的 T1 弛豫时间,可造成信号抑制不充分,常导致小血管显示困难,这是 TOF 法 MRA 技术上的缺陷。

1.2 相位对比法(phase contrast angiography, PC 法) 该方

法的基础是相位效应,即先后施加大小和持续时间相等、方向相反的双级梯度场,使沿着梯度方向流动的质子产生相位变化,而静止组织无相位变化,即利用血流诱发的相位改变使流动质子和静止组织之间形成对比,然后对磁化矢量不同的两组资料进行减影,去除静止组织,而仍保留流动血液的信号,形成血管造影图像^[3],这在某些方面与数字减影血管造影术(DSA)相似,即在同一部位取得两组信息,相减后只剩下差异部分构成图像,这种技术的优点之一是,由静止组织构成的背景的信号被抑制得很彻底,这十分有利于对细小血管的显示^[6]。因此,需要清楚地显示小血管时可用 PC 法 MRA。PC 法 MRA 按采集方式的不同可以分二维相位对比法(2D-PC 法)、三维相位对比法(3D-PC 法)和电影 PC MRA 等方法。2D-PC 法是连续采集一序列切面的数据后进行图像重建,由于同一体素内可能包括有几条血流方向不同且交叉重叠的血管,从一个体素采集的不同血管的相位不同,可互相干扰,以致信号消失。3D-PC 法直接采集三维空间的图像资料,可避免上述 2D-PC 法的缺点,能有效去除背景,提高血流和周围组织的对比,无饱和效应,大扫描块内仍可显示小血管,图像质量优于 3D-TOF 法。戴平丰等^[7]对 20 个随机病例同时进行 3D-PC 法和 3D-TOF 法 MRA 检查对照分析发现 3D-PC 法对于各支脑血管的显示总体上优于 3D-TOF 法。电影 PC-MRA 法是 2D-PC 法的一种,它是将心动周期许多不同点上的 2D-PC-MRA 采集综合起来的成像方法,通过配合应用憋气或正常呼吸,前瞻性和回顾性心电图门控,外周门控、流动补偿、呼吸补偿、无相位缠绕技术、空间节段填充以及同窗观察技术等,可对全身动、静脉血流进行定量测量^[8-10],特别适用于颈部、四肢等搏动明显的血管。PC 法背景抑制好,饱和效应小,且可按血流速度进行调整,不仅可以用于流速快的动脉,对于血流慢的静脉也敏感。此外,PC 法 MRA 还可定量测定血流流速及血流方向信息,这也是 MRI 技术新的应用领域。由于 PC 法,特别是 3D-PC 法 MRA 技术决定于三维空间的流动编码,采集数据时获得一幅参考相位图后,还必需按三个流动方向作三次采集得到三幅图,并减去参考相位图以消除静止的背景信号,因此成像时间较长,3D-PC 法一般是 3D-TOF 法所用时间的 3~5 倍^[4],另外选择合适编码流速(Venc)是 PC 法的关键^[11],PC 法成像时要事先确定编码流速,编码流速过小容易出现反向血流的假象;编码流速过快,则血流的相位变化太小,信号明显减弱。

1.3 对比剂增强的 MRA (contrast enhanced MRA, CE MRA) 对比剂增强 MRA 的成像原理与前面两种成像方法完全不同,它是通过静脉注射钆磁性造影剂(Gd-DTPA),来明显缩短血液的 T1 时间,使之较周围组织的 T1 时间更短。利用 2D 或 3D 快速梯度回波技术(GRF)采集感兴趣区血管,再经 MIP 技术重建,便可得到从任何角度观察的三维血管像^[4]。该技术利用对比剂来缩短血流 T1 值,与血流的流动效应无关,无需心电图门控和空间预饱和技术,从而克服了非增强 MRA 的技术不足^[3]。CE-MRA 也可以分为 2D

和 3D 采集,前者空间分辨率差,背景噪声大;后者从三维方向采集数据并相互平均,其空间分辨率高,成像效果好。CE-MRA 的缺点是检查时对机器的硬件设备及操作者有较高的要求,要获得高质量的 3D CE MRA 图像,需要熟练掌握 MR 技术,把握每个检查环节,准确确定延迟扫描时间。如果扫描过早开始,血管内尚无对比剂,获得的图像不能用于诊断;如扫描启动过迟,静脉血管强化出现,动脉显影则不是最佳状态。因此,要获得最佳的三维增强 MRA 图像就必须对团注对比剂进行计时,使血管内团注对比剂达到最高浓度时间与数据采集 K 空间中心部分相吻合^[12,13],否则可致扫描失败。三维增强 MRA 与 CTA 除在图像重建获得和图像效果上非常相似外,还有其优越之处^[14],如:(1)MRA 在采集原始图像时,可以直接获得矢状面或冠状面成像,对主动脉或双侧肾动脉等均可用较少层面数快速完成采集,提高图像质量;(2)MRA 原始图像中没有骨骼等干扰,背景容易处理,重建血管图像相对简单;(3)MRA 信号采集可以根据 K 空间数据采集顺序,最短可在 1~10s 内获得一次采集,结合数字减影技术,大大改变时间分辨率;(4)MRA 无电离辐射,因此对人体几乎没有损伤,可重复多次检查;(5)MRA 使用的造影剂用量少,安全性好,过敏反应现象极少,无肾毒性,肾功能衰竭患者也可行 MRA 检查。

2 MRA 的临床应用

2.1 无增强的一般 TOF 法和 PC 法 MRA 适用于观察 Willis 环、颈动脉狭窄、颅内动脉瘤、动静脉畸形、颅内大血管闭塞以及推动脉疾病的诊断。在检出颅内动脉瘤方面,TOF MRA 的特异性和诊断符合率均很高。文献研究报告,3D TOF MRA 对动脉瘤的显示率为 95%,可作为显示动脉瘤的首选技术^[15,16]。3.0T TOF MRA 图像像素很小,可达 0.14 mm^[17]。目前认为直径 3 mm 是无创检查方法(CTA, MRA)诊断颅内动脉瘤的临界值。当瘤体直径 ≤ 3 mm 时,诊断敏感度、特异度显著下降^[18]。Deutschmann 等^[19]对 127 例动脉瘤病人进行 MRA 和 DSA 对比分析发现 3D TOF MRA 对直径 ≤ 5 mm 和直径 ≤ 3 mm 的动脉瘤敏感性分别为 72.2% 和 63.6%。另外,搏动伪影、缓慢血流以及血流凝滞所致 TOF MRA 上信号缺失对小动脉瘤的显示影响更加明显,而小动脉瘤大多为无症状人群,也增加了诊断难度。在评价脑血管狭窄与闭塞方面,Heiseman 等^[20]在对 29 例 219 根脑血管进行 MRA 和 DSA 对照研究中得出, MRA 对正常和闭塞脑血管的诊断符合率分别为 97% 和 100%,而对狭窄血管只有 61%。这主要是由于血液湍流、粥样斑块及血管走行等因素,而导致高估狭窄,尤其是颈内动脉虹吸部血管易出现信号丢失和局部狭窄。在显示效果上,与 DSA 相比, MRA 只能显示脑动脉的 3 级分支,较 DSA 少 2~3 个级别^[21,22],且在显示解剖结构上, MRA 没有 DSA 细致,因此目前对颅内血管狭窄与闭塞的评价上仍然是以 DSA 为金标准, MRA 较多用于临床脑血管疾病的筛查,以减少有创性 DSA 检查的应用。PC 法 MRA 主要用于血流速度相对较慢的血管,比如静脉系统或一些较小动脉,它被认为是 TOF 法 MRA 的

有效补充。因为它能显示血管解剖结构以及能够提供血流方向、血流速率及流量等血流动力学信息^[23],可用于全身的一些动、静脉,如颅内大血管、颈动脉、基底动脉、冠状动脉、冠状动脉搭桥术后旁路、门静脉、肾动脉和四肢较大血管等的血流流速和流量测定以及脑脊液流量和心搏出量的测定。Rutgers等^[24]对86例颈动脉狭窄行颈动脉内膜切除术病例进行术前脑血流量定量测量,认为PC MRA头颈部血管流量测定对拟行颈动脉内膜切除术的病人能提供重要血流动力学信息。但是由于成像时间较长,PC法在临床上的适用性较差,加上当今价廉安全造影剂的广泛使用和MRI快速信号采集方法的发展使增强MRA得到推崇,PC法MRA的应用有逐渐减少的趋势。

2.2 增强的MRA适用于体部血管成像,如冠脉造影MRA,并用于颈动脉、肾动脉狭窄、头颈部动脉瘤、夹层动脉瘤、肺动脉狭窄、肺动脉栓塞及头臂、锁骨下动脉异常的检测以及肝移植手术前肝脏血管系统的评价。CE-MRA对血流不敏感,与流动及相位无直接关系,因此成为显示颈部血管较为理想的成像方法。研究表明,3D CE MRA对颈动脉狭窄的诊断与DSA有较好的一致性,其敏感度、特异度及准确度分别是82%~100%、74%~97%、77%~99%^[25,26],加上其简便、安全、无创、无辐射的优点,在很大范围内可替代创伤性的血管造影^[27]。在对头颈部动脉瘤诊断上,CE-MRA的敏感性、特异性、正确率均高于TOF-MRA^[28],当临床高度怀疑存在颅内动脉瘤而TOF-MRA无异常发现,或由于合并颅内出血TOF-MRA无法显示动脉瘤的瘤体,以及需要对瘤腔内是否存在血栓做出准确评价时应选择CE-MRA检查^[28]。另外,行3D CE MRA后,对肿瘤病变部位进行延迟增强扫描,有利于对肿瘤的定位和定性,结合血管成像可以对病变进行术前评价,使病变和血管在一次检查中完成,对主动脉夹层患者,通过延迟扫描,可以明确假腔内有无血液流入,从而确定撕裂口是否已被血栓封闭,对临床制订治疗方案有重要指导价值^[27]。因此,3D CE MRA在头颈部动脉瘤的诊断及周围血管异常的检查上有非常广阔的应用前景。

3 MRA的技术革新

同许多其他影像学技术一样,MRA技术也在不断进步和发展。已有报道应用下列方法可以改善TOF对末梢血管的显示,这些技术包括:(1)磁化传递对比:它是对TOF法的重大突破,在激励前先用一个偏共振脉冲抑制静止组织信号,对动脉信号几乎不产生影像,可有效提高信噪比,更好地显示小血管,并抑制背景信号。(2)多层重叠薄块采集技术(multiple overlapping thin slab acquisition, MOTSA)^[29]:将采集总厚度分为几个互相重叠的小块,可减轻血管远端的饱和现象,但会增加扫描时间。(3)倾斜、优化、非饱和激发技术(tilted, optimized, nonsaturating excitation, TONE)^[29]:该技术使激发角随着流入层面的增加而增加,在成像块的流入端,由于部分质子处于饱和状态,施加的脉冲翻转角加大以减少部分饱和状态所致的信号下降,使所有的信号水平基本

一致,从而提高血流的总体显示水平。(4)静脉内注射乙酰唑胺:该药通过扩张血管增强脑血管的流量,使进入扫描层的未饱和质子增加,从而使脑血管的远端分支显示更好。(5)静脉注射顺磁性造影剂:顺磁性造影剂通过缩短血流的T1来减轻饱和效应,使小血管信号增加。

综上所述,磁共振血管成像具有在脑血管病的诊断筛查及体部血管异常的诊断等方面有广阔的应用前景,随着流动补偿技术、流动伪影抑制技术、心电门控技术以及区域饱和技术等^[30]的应用,MRA图像质量将大大改善,磁共振血管成像将会越来越普及。

参考文献

- 1 杨正汉,冯 逢,王育英.磁共振成像技术指南[M].北京:人民军医出版社,2007:233.
- 2 Wilcock DJ, Jaspán T, Worthington BS. Problems and pitfalls of 3D TOF magnetic resonance angiography of the intracranial circulation [J]. Clinical Radiology 1995,50(8):526-532.
- 3 Johan W, Paul M. MR angiography of the intracranial vessels: technical aspects and clinical applications [J]. Neuroradiology, 2004, 46 (12): 955-972.
- 4 张 通,王国华.实用医学影像学[M].北京:军事医学科学出版社,2006:328-338
- 5 赵竣功,孔祥泉,冯敢生,等.不同方法MRA对动静脉畸形引流静脉显示价值的讨论[J].临床放射学杂志,2002,21(5):338.
- 6 Dumoulin CL, Sousa SP, Walker MF, et al. Three dimensional phase contrast angiography [J]. Magn Reson Med, 1989, 9(1):139-149.
- 7 戴平丰,章士正,朱先理,等.PC法和TOF法磁共振脑血管造影的对照研究[J].中国医学计算机成像杂志,1999,5(2):73-77.
- 8 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.
- 9 Herment A, Mousseaux E, Jolivet O, et al. Improved estimation of velocity and flow rate using regularized three - point phase - contrast velocimetry [J]. Magn Reson Med, 2000, 44(1):122-128.
- 10 Amano Y, Nakajima M, Kumazaki T. Peak blood flow measurement of coronary sinus by cine phase contrast MR imaging: comparison between breath - hold and respiratory compensation techniques [J]. Clin Imaging, 2001, 25(1):23-27.
- 11 苏绥清.数字化影像新技术的临床应用[M].北京:人民军医出版社,2006:90-91.
- 12 陆建平,刘 崎.三维增强磁共振血管成像[M].上海:上海科学技术出版社,2005:1-8.
- 13 Prince MR, Chabra S, Watts R, et al. Contrast Material travel times in patients undergoing peripheral MR angiography [J]. Radiology, 2002, 22(1):55-57.
- 14 詹松华,吴沛宏等.MRI临床医师必读[M].北京:科学出版社,2003:52-55.
- 15 Huston, Nichols DA, Luetmer PH, et al. Blinded prospective evaluation of sensitivity of MR angiography to known intracranial aneurysms: importance of aneurysm size [J]. AJNR, 1994, 15:1607.

- 16 Horikoshi T, Fukunachi A, Fukasawa L. Detection of intracranial aneurysms by three dimensional time of flight magnetic resonance angiography[J]. *Neuroradiology*, 1994, 36: 203-207.
- 17 Willinek WA, Born M, Simon B, et al. Time-of-flight MR angiography: comparison of 3.0-T imaging and 1.5-T imaging—initial experience[J]. *Radiology*, 2003, 229(3): 913-920.
- 18 White PM, Wardlaw JM, Easton V. Can noninvasive imaging accurately depict intracranial aneurysms A systematic review[J]. *Radiology*, 2000, 217(2): 361-370.
- 19 Deutschmann HA, Augustin M, Simbrunner J, et al. Diagnostic accuracy of 3D Time-of-Flight MR Angiography compared with digital subtraction angiography for follow-up of coiled intracranial aneurysms: influence of aneurysm size [J]. *AJNR*, 2007, 28(4): 628-634.
- 20 Heiserman JE, Drayer BP, Keller PJ, et al. Intracranial vascular stenosis and occlusion: evaluation with three-dimensional time-of-flight MR angiography[J]. *Radiology*, 1992, 185(3): 667.
- 21 Katz DA, Marks MP, Napel SA, et al. Circle of Willis: evaluation with spiral CT angiography, MR angiography, and conventional angiography[J]. *Radiology*, 1995, 195(2): 445-449.
- 22 Wetzel SG, Cha S, Law M, et al. Preoperative assessment of intracranial tumors with perfusion MR and a volumetric interpolated examination: a comparative study with DSA[J]. *AJNR*, 2002, 23(10): 1767-1774.
- 23 Lotz, Meier, Leppert A, et al. Cardiovascular flow measurement with phase-contrast rimaging: basic facts dimplementation[J]. *Radiographics*, 2002, 22(3): 651-671.
- 24 Rutgers DR, Blankenstein JD, Vander Grond J, et al. Preoperative MRA flow quantification in CEA patients[J]. *Stroke*, 2000, 31(2): 3021-3028.
- 25 Catalano C, Laghi A, Pediconi F, et al. Magnetic resonance angiography with contrast media in the study of carotid arteries[J]. *Radiol Med*, 2001, 101(1-2): 54-59.
- 26 Nederkoom PJ, Mali WP, Eikelboom BC, et al. preoperative diagnosis of carotid artery stenosis: accuracy of noninvasive testing[J]. *Stroke*, 2002, 33: 2003-2008.
- 27 黄泽光, 符有文. 三维增强 MR 血管造影技术探讨. 实用医技杂志[J]. 2006, 13(3): 336-338.
- 28 沙琳, 边杰, 等. CE-MRA 与 TOF-MRA 对头颈部动脉瘤诊断价值的对比研究[J]. 大连医科大学学报, 2008, 30(1): 56-60.
- 29 Ray H, William G 著, 尹建忠译. MRI 基础[M]. 天津: 天津科技翻译出版公司, 2004: 350-351.
- 30 贺能树编. 医学影像学进展[M]. 长春: 长春出版社, 2001: 139-143.
- [收稿日期 2008-12-30][本文编辑 谭毅 刘京虹]

论 著

CEA、NSE、CY₂₁₋₁、GLU 在结核性、恶性胸腔积液鉴别诊断中的意义

张尽晖, 黄利小, 王琪

作者单位: 116027 辽宁, 大连医科大学附属第二医院呼吸内科

作者简介: 张尽晖(1969-), 女, 硕士, 副教授, 研究方向: 肺癌早期诊断及肺部感染性疾病的临床研究。E-mail: zjh.1998@yahoo.com.cn

[摘要] 目的 探讨癌胚抗原(CEA)、神经特异性烯醇化酶(NSE)、细胞角蛋白₁₉片断(CY₂₁₋₁)、葡萄糖(GLU)在结核性和恶性胸腔积液鉴别诊断中的价值。方法 用电化学发光免疫分析法测定 42 例肺恶性肿瘤胸腔积液(恶性)和 54 例结核性胸腔积液(良性)患者胸腔积液中 CEA、NSE、CY₂₁₋₁、GLU 含量。结果 恶性胸腔积液组 CEA、NSE、CY₂₁₋₁、GLU 均明显高于结核性胸腔积液组($P < 0.05$)。CEA、NSE、CY₂₁₋₁敏感性分别为 64.3%、26.2%、57%, 特异性分别为 94.4%、94.4%、80.4%; 三项联合检测的敏感性为 90.5%, 特异性 83.3%。结论 联合检测胸腔积液中 CEA、NSE、CY₂₁₋₁、GLU 的含量对结核性和恶性胸腔积液的诊断和鉴别诊断有一定的价值。

[关键词] 癌胚抗原(CEA); 神经特异性烯醇化酶(NSE); 细胞角蛋白₁₉片断(CY₂₁₋₁); 葡萄糖(GLU); 胸腔积液

[中图分类号] R 730.43 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1674-3806(2009)04-0359-04

doi:10.3969/j.issn.1674-3806.2009.04.012