

高分辨磁共振血管壁成像技术颈动脉粥样硬化应用

魏梦娇 综述 高阳, 郝祥程 审核

【摘要】 动脉粥样硬化是临床常见疾病,同时也是缺血性卒中首要病理基础。高分辨磁共振血管壁成像技术可明确卒中病变区域和范围,检出脑卒中患者责任斑块,预测脑卒中风险,查找临床边缘性病例病因,为临床诊疗提供影像信息。本文就不同高分辨磁共振血管壁成像技术在颈动脉粥样硬化疾病应用作一综述。

【关键词】 磁共振成像; 斑块, 动脉粥样硬化; 卒中

【中图分类号】 R445.2; R543.5; R446.8; R361.1; R743 **【文献标志码】** A

【文章编号】 1000-0313(2021)02-0275-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2021.02.025

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



动脉粥样硬化(atherosclerosis, AS)是指多种病因引起血管病变从而导致患者缺血性临床症状的慢性炎症性疾病,可见于颈内动脉和椎-基底动脉系统任何部位,尤以颈动脉分叉处多见^[1]。AS 传统成像主要集中在管腔狭窄描绘上,但学者们一致认为将管腔狭窄程度作为 AS 疾病严重程度标志并不严谨,因为 AS 是始于动脉壁的疾病,并且仅产生轻度到中度狭窄的 AS 斑块仍可能导致急性脑梗死^[2]。因此,理想 AS 成像方法不仅应该能够量化管腔狭窄程度,而且应该能够识别出定义易损斑块关键特征。

高分辨磁共振血管壁成像技术(high resolution magnetic resonance vessel wall imaging, HR-VWI)提供极佳软组织对比,已经逐步成为 AS 疾病重要检查手段。有效结合黑血技术和亮血技术能直观地反映颈动脉管壁结构,识别颈动脉狭窄和夹层动脉瘤,以及颈动脉斑块位置、范围和形态学特征等;同时采用专门后处理技术进行半自动和全自动的多平面处理,包括三维曲面血管重建、黑血和亮血图像融合和局部直方图最优路径选择等,这些计算机辅助技术用于评估颈动脉形态包括腔面积、总血管面积和平均壁厚,以及测量管腔狭窄率、斑块负荷、斑块体积和偏心指数等^[3]。

磁共振血管壁成像技术

1. 黑血技术

近年磁共振设备场强和线圈通道数发展使黑血序列应用成为可能,这些序列通过信噪比提高为 AS 疾病诊断提供更加清晰优异图像。黑血技术包括流空效

应、流动敏感磁化准备(motion-sensitizing magnetization preparation, MSMP)、双反转黑血(double inversion recovery, DIR)技术等。目前针对走行单一、流速较快的血管使用快速自旋回波(turbo spin echo, TSE)流空效应进行黑血成像,并且为了消除 2D 序列在扫描层面和信噪比上的限制,需要设计新的 3D 序列,即最优化采集可变翻转角序列(sampling perfection with application optimized contrasts using different flip angle evolutions, SPACE)。SPACE 是一种基于 TSE 序列采用可变翻转角回聚脉冲链的三维快速自旋回波成像技术^[4],能进一步增加流空效应使得血液抑制更为均匀彻底;MSMP 是利用 T2 准备脉冲和弥散梯度增加流动质子的散相,进一步降低流动质子信号^[5],从而获得均匀黑血效果。DIR 主要原理是使用一个非层面选择反转脉冲和一个层面选择反转脉冲实现血流信号抑制^[6,7]。另外,在扫描过程中同时运用脂肪抑制技术、流动抑制技术可获得更加清晰影像,脂肪抑制技术可抑制血管周围脂肪信号;流动抑制技术常在血流方向使用预饱和带,消除图像血管搏动伪影^[8]。黑血成像能够提升图像信噪比,显示管壁结构,突出血管病变,特别是容易产生流动伪影颈动脉分叉处。

2. 亮血技术

常用亮血技术主要包括时间飞跃法 MRA(time-of-flight magnetic resonance angiography, TOF-MRA)和相位对比 MRA(phase-contrast magnetic resonance angiography, PC-MRA)。目前,广泛使用是三维时间飞跃血管成像技术(three-dimensional time of flight magnetic resonance angiography, 3D TOF-MRA),即多薄层重叠厚层血管造影,是一种小角度扰相梯度回波序列。该技术主要依赖流入增强效

作者单位: 010050 呼和浩特,内蒙古医科大学附属医院影像诊断科

作者简介: 魏梦娇(1995-),女,内蒙古自治区乌兰察布市人,硕士研究生,主要从事高分辨磁共振血管壁成像在颈动脉斑块分析中的应用价值研究。

通信作者: 高阳, E-mail: 1390903990@qq.com

应,目的是在相对短的采集时间内获取颈部血管全貌。同 SE 相比较,梯度回波使用较短重复时间(repetition time, TR)和回波时间(echo time, TE),短 TR 有利于抑制血管周围组织信号,突出动脉信号,短 TE 能最大限度减少体素内相位离散,保证血管内信号强度,增大血流和斑块之间的对比^[9]。3D TOF-MRA 图像能够显示血管的全貌,初步确定狭窄区域,并为黑血序列提供定位标志。亮血技术最大优点是短 TR、短 TE,扫描时间少。

3. 动态对比增强成像技术

动态对比增强成像技术(dynamic contrast-enhanced MRI, DCE-MRI)是通过静脉内团注顺磁性对比剂,同时使用快速梯度回波脉冲序列和特殊 K 空间填充技术采集注入对比剂前后多个时期组织强化的一系列连续动态增强图像^[10]。Wu 等^[11]提出了一种血管壁动态增强磁共振成像同源黑-亮血和弹性交错成像序列,该序列能够间隔采集黑血图像和亮血图像,黑血图像用于评估管壁形态,亮血图像用于获取动脉输入功能。黑血、亮血技术结合 DCE-MRI 有利于尽早发现是否有 AS 斑块,并对斑块成分特性进行分析:①可用于判断坏死脂核存在以及纤维帽表面形态,评估纤维帽与脂核比例以及稳定性^[10]。②可反映新生血管形成。Taruya 等^[12]发现血管壁增强主要是由于动脉外膜滋养血管的增生所致。Yuan 等^[13]研究结果同样发现增强影像与新生血管生成有关。③可反映炎症存在。Yuan 等^[13]证实 DCE-MRI 定量分析可以识别溃疡斑块中炎性细胞的渗入。

4. 分子影像技术

分子影像目的是为颈动脉斑块特别是高危斑块识别和分类提供生物学见解。颈动脉斑块在分子和细胞水平上发生多种复杂反应,在疾病进展不同阶段产生各种与 AS 相关生物标志物^[2],而血管内超声、多层计算机断层扫描等常规影像模式无法获得分子和细胞病理生理学机制信息。Derex 等^[14]首次提出分子成像可识别 AS 斑块一些分子和细胞演变过程。Winter^[14]利用以纤维蛋白为靶点纳米颗粒证实了斑块易损性,这种分子成像方法可评估个体患者对抗血栓治疗反应性。Chan 等^[2,15]使用 VCAM-1 和 P-选择素双抗体结合超顺磁性氧化铁(superparamagnetic iron oxide, SPIO)颗粒作为探针检测了血管壁内皮激活程度,同时利用血管壁内吞噬细胞摄取功能评估斑块炎症。MRI 作为分子成像系统主要优势在于它能够通过探索质子密度、灌注、扩散和生化对比来提供软组织 and 功能信息,它的这一特性可以在单一成像模式下进行分子信息与解剖信息配准。

5. 高分辨率三维弥散技术

弥散性磁共振成像(diffusion weighted imaging, DWI 和 apparent diffusion coefficient, ADC)已被证明可为颈动脉斑块成分特征提供良好对比度^[16]。扩散加权成像从识别方向引入了一个单独的扩散准备模块,允许多角度高分辨率三维成像。Fan^[16]研究证明采用双极扩散敏化梯度来补偿一阶运动可减小涡流;采取内腔调焦缩小视场方法可减少扫描时间。因此采用扩散法制备的 TSE 首次实现了颈动脉管壁在体内三维扩散成像,具有较高空间分辨率和良好成像质量。Kim 等^[17]研究指出 DWI 能区分斑块内部成分,特别是脂质坏死核心和纤维帽,脂质核心在 DWI 上呈现弥散受限特征即高信号,而其 ADC 值往往低于纤维帽。Xie 等^[18]研究也表明坏死脂核平均 ADC 值小于纤维帽和斑块内出血,斑块内不同成分 ADC 值差异有统计学意义。

HR-VWI 对颈动脉粥样硬化疾病评价

1. 评估颈动脉狭窄、闭塞和椎-基底动脉发育

HR-VWI 可以评估颈动脉形态及闭塞性病变,粥样硬化血管壁在黑血序列上通常表现为环形或半环形管壁增厚、闭塞^[19];可评估颈动脉狭窄程度及缺血性临床事件可能进展程度,为临床提供治疗措施如当狭窄程度 $>70\%$ 时采取内膜剥脱术治疗;可评估 willis 环,观察是否有侧枝循环形成;可多参数多平面评估椎-基底动脉形态,明确动脉狭窄甚至闭塞原因,区分获得性动脉粥样硬化狭窄与先天性发育不全^[20]。

2. 评估颈动脉粥样硬化斑块易损性

易损斑块定义及 MRI 分型:Spacek 等^[21]提出斑块内容物决定其易损性概念,主要包括斑块表面破溃纤维帽,大的坏死脂核、斑块内出血及表面钙斑。Cai 等^[22]根据美国心脏协会(American Heart Association, AHA)病理学分型,结合颈动脉易损斑块 MRI 影像学特征制定了 MRI 分型标准。I—II 型:无钙化正常管壁;III 型:弥漫性或偏心性内膜增厚,无钙化灶;IV—V 型:有脂质或坏死核心斑块,周围有可能钙化的纤维组织;VI 型:混合型斑块,表面有破溃、出血、血栓形成;VII 型:有钙化;VIII 型:纤维斑块,不含脂质核心,可能有小的钙化。

纤维帽:Cury 等^[2]将纤维帽定义为包裹脂质核心的纤维组织,其完整性是斑块引起临床症状关键原因之一。王勇等^[2,23]对于纤维帽完整性成像研究指出完整纤维帽在 TOF 序列中表现为邻近管壁的带状或环状低信号, T_1WI 多呈等信号, PDWI 呈稍高信号, T_2WI 信号复杂多变,可成低/高信号,注射对比剂之后明显强化;薄弱、破溃纤维帽有两个明显的特征,一是 TOF 图像上连续低信号带的缺失,二是在 T_1WI 、

PDWI 及 T_2 WI 均表现为管腔旁的低信号。

脂质坏死核心:Jiang 等^[24]研究发现坏死脂核可预测粥样斑块破溃脱落发生。脂质坏死核心面积越大,斑块越脆弱。坏死脂核的信号呈多样性,通常脂质核心在 T_1 WI、 T_2 WI 都表现为等信号,而在对比增强图像上表现为不强化或轻度强化,这是与纤维帽鉴别的要点^[8]。更新研究致力于对脂核进行定量计算, Kim 等学者研究发现^[17,25]通过 DWI 序列测量坏死脂核以及斑块内出血表观弥散系数值,可定量区分坏死脂核和斑块内出血。

斑块内出血:斑块内出血促进 AS 的恶化,是斑块进展到危险阶段标志。目前,磁化准备快速梯度回波序列(magnetization prepared rapid acquisition gradient Echo,MPRAGE)、层块选择相位敏感反转恢复序列(slab selective phase-sensitive inversion-recovery, SPI)、非对比血管成像与斑块内出血同时成像(simultaneous non-contrast angiography and intraplaque hemorrhage,SNAP)等新开发成像序列专门用于检测斑块内出血^[26]。并且 Li 等^[26,27]研究发现 MPRAGE 及 SNAP 序列对诊断斑块内出血有很高特异性。关于信号特点,多名学者^[2,8,27,28]通过多个序列对比分析发现斑块内出血不同时期信号特点随出血时间逐渐演变,新鲜出血(1 周内)在 T_1 WI、TOF 序列表现为高信号, T_2 WI 表现为等/低信号;近期出血(1~6 周)在 T_1 WI、 T_2 WI 序列多呈明显高信号,TOF 呈混杂/高信号;陈旧出血(6 周以上)在 T_1 WI、 T_2 WI 及 TOF 序列都出现低信号。

斑块钙化:Lin 等^[29]认为斑块钙化形态及位置与斑块易损性密切相关,形态不规则钙化发生斑块内出血概率明显较大片状钙化高,位于斑块边沿钙化发生斑块内出血概率明显较中心更高。Bischetti 等^[30]认为 AS 斑块不稳定与数量无关,而与钙化的元素组成有关。Yang 等^[2,31]指出大部分钙化斑块在 T_1 WI、 T_2 WI 及 TOF 序列均表现为与周围组织分界清晰弧形或不规则形低信号。黑血序列由于管腔内血流呈低信号,因此影响斑块表面钙化检出率;而由于钙化灶不强化,与脂核类似,导致对比增强成像技术对钙化检出率也大大降低^[8]。

3. 对于颈动脉夹层诊断与评价

颈动脉夹层的病理学特点是红细胞通过破裂的动脉内膜进入内弹性层,将动脉内膜从内侧分离,然后沿着血流方向延长剥离的一种情况^[2,19]。HR-VWI 可清楚地显示管腔、管壁以及附壁血肿形态:De HA 等^[2,32]发现颈动脉夹层可在 T_2 WI 序列观察到弯曲摆动高信号内膜片,形成分隔将血管腔与假腔分开;合并壁间血肿时在 T_1 WI 序列常呈高信号,类似于斑块内

出血且信号强度可随血肿吸收时间变化而改变,48h 内壁间血肿在 T_1 WI 及 T_2 WI 上均呈低信号。

综上所述,HR-VWI 技术与常规 T_1 WI、 T_2 WI、DWI 等序列结合形成一站式成像系统明确颈动脉狭窄、闭塞病因,分析斑块成分特征,同时可以获得动脉管壁结构、颈动脉走形、血流动力学等多种信息,为临床诊断提供丰富的组织信息。而采用多参数、多角度以及多功能成像方式必然会增加检查时间,因此需要我们进一步探索以确定最佳扫描方法,从而减少患者检查难度并提高检查结果准确度与可信性。

参考文献:

- [1] Bamford J, Sandercock P, Dennis M, et al. Classification and natural history of clinically identifiable subtypes of cerebral infarction [J]. *Lancet*, 1991, 337(8756): 1521-1526.
- [2] Saba L, Yuan C, Hatsukami TS, et al. Carotid artery wall imaging: perspective and guidelines from the ASNR vessel wall imaging study group and expert consensus recommendations of the American Society of Neuroradiology [J]. *Am J Neuroradiol*, 2018, 39(2): E9-E31.
- [3] Singh Navneet, Moody Alan R, Roifman Idan, et al. Advanced MRI for carotid plaque imaging [J]. *International J Cardiovascular Imaging*, 2016, 32(1): 83-89.
- [4] Coolen BF, Poot DHJ, Liem MI, et al. Three-dimensional quantitative T_1 and T_2 -mapping of the carotid artery: sequence design and in vivo feasibility [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2016, 75(3): 1008-1017.
- [5] Choi YJ, Jung SC, Lee DH. Vessel wall imaging of the intracranial and cervical carotid arteries [J]. *J Stroke*, 2015, 17(3): 238-255.
- [6] Havenon A, Mossa-Basha M, Shah L, et al. High-resolution vessel wall MRI for the evaluation of intracranial atherosclerotic disease [J]. *Neuroradiology*, 2017(59): 1193-1202.
- [7] Mandell DM, Mossa-Basha M, Qiao Y, et al. Intracranial vessel wall MRI: principles and expert consensus recommendations of the American Society of Neuroradiology [J]. *Am J Neuroradiology*, 2016, 38(2): 218-229.
- [8] 郭军, 孟郊, 许宁, 等. 3.0T 磁共振成像对颈动脉粥样硬化斑块的研究进展 [J]. *医学综述*, 2013, 19(18): 3365-3368.
- [9] 黄玉芳, 徐成. 高分辨率磁共振成像在颅内动脉粥样硬化性疾病中的研究新进展 [J]. *磁共振成像*, 2019(9): 695-698.
- [10] Tan Haur Wey, Chen Xiao, Maingard Julian, et al. Intracranial vessel wall imaging with magnetic resonance imaging: current techniques and applications [J]. *World Neurosurgery*, 2018, 112: 186-198.
- [11] Wu T, Wang J, Song Y, et al. Homologous black-bright-blood and flexible interleaved imaging sequence (HOBBI) for dynamic contrast-enhanced MRI of the vessel wall [J]. *Magnetic Resonance in Medicine Official Journal of the Society of Magnetic Resonance in Medicine*, 2015, 73(5): 1754-1763.
- [12] Taruya A, Tanaka A, Nishiguchi T, et al. Vasa vasorum restructuring in human atherosclerotic plaque vulnerability [J]. *J Am College of Cardiology*, 2015, 65(23): 2469-2477.
- [13] Yuan JM, Makris G, Patterson A, et al. Relationship between ca-

- rotid plaque surface morphology and perfusion; a 3D DCE-MRI study[J]. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 2018, 31(1):191-199.
- [14] Nighoghossian N, Derex L, Douek P. The vulnerable carotid artery plaque: current imaging methods and New perspectives[J]. *Stroke*, 2005, 36(12):2764-2772.
- [15] Chan JMS, Monaco C, Wylezinska-Arridge M, et al. Imaging vulnerable plaques by targeting inflammation in atherosclerosis using fluorescent-labeled dual-ligand microparticles of iron oxide and magnetic resonance imaging[J]. *J Vascular Surgery*, 2018, 67(5):1571-1583.
- [16] Xie Y, Yu W, Fan Z, et al. High resolution 3D diffusion MRI of carotid plaque on 3T[J]. *J Cardiovascular Magnetic Resonance*, 2014, 16(1):1-2.
- [17] Kim SE, Treiman GS, Roberts JA, et al. In vivo and ex vivo measurements of the mean ADC values of lipid necrotic core and hemorrhage obtained from diffusion weighted imaging in human atherosclerotic plaques[J]. *J Magnetic Resonance Imaging*, 2011, 34(5):1167-1175.
- [18] Xie Y, Yu W, Fan Z, et al. High resolution 3D diffusion cardiovascular magnetic resonance of carotid vessel wall to detect lipid core without contrast media[J]. *J Cardiovascular Magnetic Resonance*, 2014, 16(1):67-69.
- [19] 3D 高分辨磁共振血管壁成像评估颅内动脉粥样硬化性疾病特征[D]. 山东大学, 2017.
- [20] Zhu XJ, Wang W, Du B, et al. Wall imaging for unilateral intracranial vertebral artery hypoplasia with three-dimensional high-isotropic resolution magnetic resonance images[J]. *Chinese Medical J*, 2015, 128(12):1601-1606.
- [21] Spacek M, Zemanek D, Hutrya M, et al. Vulnerable atherosclerotic plaque-a review of current concepts and advanced imaging[J]. *Biomedical Papers of the Medical Faculty of the University Palacky, Olomouc, Czechoslovakia*, 2018, 162(1):10-13.
- [22] Cai JM. Classification of human carotid atherosclerotic lesions with in vivo multicontrast magnetic resonance imaging[J]. *Circulation*, 2002, 106(11):1368-1373.
- [23] 王勇, 王庆军, 蔡幼铨, 等. MRI 不同序列对颈动脉粥样硬化斑块成分分析[J]. *南方医科大学学报*, 2011, 31(2):299-303.
- [24] Jiang Binghu, He Dongmei, Zhang Liwen, et al. Risk prediction of cerebrovascular events with carotid plaque magnetic resonance analysis: A meta-analysis[J]. *J Neuroradiology*, 2019, 46(2):117-123.
- [25] Yao B, Yang L, Wang G, et al. Diffusion measurement of intraplaque hemorrhage and intramural hematoma using diffusion weighted MRI at 3T in cervical artery[J]. *Eur Radiology*, 2015, 26(10):3737-3743.
- [26] 李树强, 赵继泉, 杨侃荣, 等. 高分辨率磁共振成像在动脉粥样硬化斑块中的应用进展[J]. *海南医学*, 2019, 30(12):1596-1599.
- [27] Li D, Zhao H, Chen X, et al. Identification of intraplaque hemorrhage in carotid artery by simultaneous non-contrast angiography and intra Plaque hemorrhage (SNAP) imaging: a magnetic resonance vessel wall imaging study[J]. *Eur Radiology*, 2018, 28(4):1681-1686.
- [28] Lu Mingming, Cui Yuanyuan, Peng Peng, et al. Shape and location of carotid atherosclerotic plaque and intraplaque hemorrhage: a high-resolution magnetic resonance imaging study[J]. *J Atherosclerosis and Thrombosis*, 2019, 26(8):720-727.
- [29] Liu RL, Chen S, Liu GF, et al. Association between carotid atherosclerotic plaque calcification and intraplaque hemorrhage: A magnetic resonance imaging study[J]. *Arteriosclerosis, Thrombosis and Vascular Biology*, 2017, 37(6):1228-1233.
- [30] Bischetti S, Scimeca M, Bonanno E, et al. Carotid plaque instability is not related to quantity but to elemental composition of calcification[J]. *Nutrition Metabolism Cardiovascular Diseases Nmed*, 2017, 27(9):768-774.
- [31] Yang WJ, Wong KS, Chen XY. Intracranial atherosclerosis: from microscopy to high-resolution magnetic resonance imaging[J]. *J Stroke*, 2017, 19(3):249-260.
- [32] De Havenon A, Chung L, Park M, et al. Intracranial vessel wall MRI: a review of current indications and future applications[J]. *Neurovascular Imaging*, 2016, 2(1):10-12.

(收稿日期:2019-11-30 修回日期:2020-04-04)