

基于压缩感知技术的头颅磁共振血管成像 在评估脑血管疾病中的应用价值研究

王佳丽, 王刚*

(兴安盟人民医院医学影像科, 内蒙古 兴安 137400)

【摘要】目的 探讨对脑血管疾病患者使用压缩感知 (CS) 技术对其头颅磁共振血管成像的影响, 以期为其临床诊断方式的选择提供参考依据。**方法** 回顾性分析 2021 年 3 月至 2023 年 3 月在兴安盟人民医院进行检查的 215 例脑血管疾病患者的临床资料, 所有研究对象均接受并行采集 (PI) 时间飞跃法头颅磁共振血管造影 (TOF-MRA) 和 CS TOF-MRA 扫描, 依据 CS 采用的加速因子系数 (AF) 将 CS 分为 CS5 (AF=4.6) 和 CS10 (AF=10.3); 根据扫描方式分为 PI TOF-MRA 组、CS5 TOF-MRA 组、CS10 TOF-MRA 组。对比 3 种检查方式的扫描结果, 图像质量定性评分, 图像质量定量评估及血管边缘锐利度; 并分析 PI TOF-MRA、CS10 TOF-MRA、CS5 TOF-MRA 检查脑血管疾病的典型病例图片。**结果** 215 例同时接受 PI TOF-MRA 和 CS TOF-MRA 扫描的脑血管疾病患者中有动脉瘤 23 例, 烟雾病 12 例, 颅内血管狭窄 114 例, 动脉瘤合并烟雾病 11 例, 其他疾病 55 例。CS TOF-MRA 扫描时间短于 PI TOF-MRA 扫描, 且 CS10 TOF-MRA 扫描时间和数据重建时间均短于 CS5 TOF-MRA。CS5 TOF-MRA 组图像质量等级为 3 分的患者占比显著高于 PI TOF-MRA 组 ($P<0.05$); CS10 TOF-MRA 组图像信噪比 (SNR)、对比噪声比 (CNR) 均低于 PI TOF-MRA 组和 CS5 TOF-MRA 组, CS5 TOF-MRA 组感知图像锐利度指数 (PSI) 高于 PI TOF-MRA 组和 CS10 TOF-MRA 组; CS10 TOF-MRA 组 PSI 高于 PI TOF-MRA 组 (均 $P<0.05$)。**结论** 与 PI TOF-MRA 相比, CS TOF-MRA 扫描在保证图像质量的基础上显著缩短扫描时间, 其中 CS10 TOF-MRA 扫描时间更短, 而 CS5 TOF-MRA 图像 SNR、CNR 及 PSI 比 CS10 TOF-MRA 更优。

【关键词】 脑血管疾病; 压缩感知技术; 并行采集成像技术; 时间飞跃法头颅磁共振血管造影

【中图分类号】 R445.2

【文献标识码】 A

【文章编号】 2096-3718.2023.18.0103.04

DOI: 10.3969/j.issn.2096-3718.2023.18.034

脑血管疾病是因颅内血液循环障碍而导致脑组织受到损伤的一种脑功能障碍疾病。临床对脑血管疾病患者进行检查时往往使用时间飞跃法头颅磁共振血管造影 (TOF-MRA), 现阶段, TOF-MRA 常用的成像技术为并行采集 (PI) 技术, 虽然其具有理想的信噪比, 并且分辨率高, 但该技术成像速度较慢; 此外, 为兼顾高分辨率、良好的信噪比和合理扫描时间, PI 的空间覆盖范围往往受限, 对患者的诊断造成影响^[1-2]。压缩感知 (CS) 技术属于一种新型的快速磁共振成像技术, 其数据采集的机制为利用需要采样的 K 空间和图像结构的内在稀疏性, 在非线性的迭代重建中得到高质量的图像, 并且数据采集时间较短^[3]。目前, 国内对 CS TOF-MRA 相关研究并不多, 基于此, 本研究旨在探讨基于 CS 技术的头颅磁共振血管成像在评估脑血管疾病中的应用价值, 现报道如下。

1 资料与方法

1.1 一般资料 回顾性分析 2021 年 3 月至 2023 年 3 月在兴安盟人民医院进行检查的 215 例脑血管疾病患者的临床资料, 所有研究对象均同时接受 PI TOF-MRA 和 CS TOF-MRA 扫描, 依据 CS 采用的加速因子系数 (AF) 将 CS 分为 CS5 (AF=4.6) 和 CS10 (AF=10.3); 根据扫描方式分为 PI TOF-MRA 组、CS5 TOF-MRA 组、CS10 TOF-MRA 组。215 例患者中女性 105 例, 男性 110 例; 年龄 30~80 岁, 平均 (57.23±3.64) 岁。纳入标准: ①符合《脑血管疾病诊断与治疗临床指南》^[4] 中脑血管疾病的诊断标准; ②符合磁共振检查指征; ③临床资料完整。排除标准: ①无法配合相关检查; ②合并心、肾等重大器官功能障碍; ③有明显运动伪影; ④伴有精神疾病或智力损伤。本研究已通过院内医学伦理委员会批准。

作者信息: 王佳丽, 大学本科, 主管技师, 研究方向: 医学影像技术。

通信作者: 王刚, 大学本科, 主治医师, 研究方向: 医学影像诊断。E-mail: 15804829645@163.com

39(7): 1408-1411.

28-36.

[12] 梁子毅, 陈心敏, 林梓凌, 等. 基于网络药理学的“桃仁-红花”治疗股骨颈骨折的作用机制探究 [J]. 中医药导报, 2019, 25(23):

[13] 朱敏, 周阁, 刘顺, 等. 基于网络药理学的当归-白芍药对作用机制研究 [J]. 中国药师, 2019, 22(12): 2163-2167.

1.2 检查方法 所有研究对象均同时接受 PI TOF-MRA 和 CS TOF-MRA 扫描 (CS 采用的 AF 为 4.6、10.3), 扫描工具为全数字磁共振系统 (荷兰皇家飞利浦公司, 型号: Ingenia 3.0 T), 20 通道头颈联合相控阵线圈。

① PI TOF-MRA 扫描参数设置如下: AF 是全自动校准部分并行采集 (GRAPPA) 2 倍加速, $0.4\text{ mm}\times 0.4\text{ mm}\times 0.6\text{ mm}$ 的重建矩阵, 6/8 的部分 K 空间技术, 368×334 的矩阵, 将视野调整为 220×220 , 回波时间规定为 3.49 ms, 重复时间规定为 21 ms, 翻转角固定为 18° , 层间过采样 20%, 0.6 mm 的层厚, 厚片数为 4, 每厚片层数为 40。

② CS5 TOF-MRA 扫描参数设置如下: AF 为 4.6, $0.4\text{ mm}\times 0.4\text{ mm}\times 0.4\text{ mm}$ 的重建矩阵, 矩阵、视野、回波时间、重复时间及翻转角均与①相同, 层间过采样 20%, 0.4 mm 的层厚, 厚片数为 4, 每厚片层数为 60。

③ CS10 TOF-MRA 扫描参数设置如下: AF 为 10.3, 其余参数设置与②相同。CS TOF-MRA 扫描重建数据通过改进的快速迭代收缩阈值算法 (mFISTA) 进行 10 次迭代重构。

1.3 观察指标 ①扫描诊断结果。使用双盲法由两名放射科医师对图像进行分析。②图像质量定性评分。使用 3 级评分对图像质量进行分级, 图像显示动脉清晰且无伪影记为 3 分, 图像显示动脉清晰且轻微的伪影记为 2 分, 图像显示动脉模糊且中度的伪影记为 1 分^[5]。③图像质量定量评估及血管边缘锐利度。在患者右侧颈内动脉 C4 段选取层面显示最佳的位置, 并标记圆形感兴趣区域 (ROI), 同时在患者同层右侧皮下肌肉最宽处、肌肉的右侧背景区域分别标记 ROI, ROI 像素面积均值为 6 mm^2 , 对颈内动脉和肌肉平均信号强度、背景噪声标准差 (SD) 进行记录, 对图像信噪比 (SNR) 和对比噪声比 (CNR) 进行计算。SNR=S 血管 /SD 背景, CNR=(S 血管-S 肌肉) /SD 背景。使用基于最大密度投影 (MIP) 图像的感知图像锐利度指数 (PSI)^[6] 对血管边缘锐利度进行计算。④分析 3 种检查方式检查脑血管疾病的典型病例图片。

1.4 统计学方法 采用 SPSS 26.0 统计学软件分析数据, 计量资料符合正态分布且方差齐, 以 $(\bar{x}\pm s)$ 表示, 两组间比较采用 *t* 检验, 多组间比较采用单因素方差分析, 组间两两比较采用 SNK-*q* 检验; 计数资料以 [例 (%)] 表示, 两组间比较行 χ^2 检验, 多组间比较行 χ^2 趋势检验。以 $P<0.05$ 为数据差异有统计学意义。

2 结果

2.1 3 组扫描方式诊断结果 215 例研究对象中动脉瘤 23 例, 烟雾病 12 例, 颅内血管狭窄 114 例, 动脉瘤合并烟雾病 11 例, 其他疾病 55 例。其中 PI TOF-MRA 扫描时间

为 3 min 56 s; CS5 TOF-MRA 扫描时间为 2 min 38 s, 数据重建时间为 2 min 16 s; CS10 TOF-MRA 扫描时间为 1 min 55 s, 数据重建时间为 1 min 4 s。CS TOF-MRA 扫描时间短于 PI TOF-MRA, 且其中 CS10 TOF-MRA 扫描时间和数据重建时间均短于 CS5 TOF-MRA。

2.2 3 组图像质量定性评分比较 3 组图像质量等级评分比较, 差异有统计学意义 ($P<0.05$), 且 CS5 TOF-MRA 组图像质量等级为 3 分的患者占比显著高于 PI TOF-MRA 组, 差异有统计学意义 ($P<0.05$), 见表 1。

表 1 3 组图像质量定性评分比较 [例 (%)]

组别	例数	图像质量等级		
		1 分	2 分	3 分
PI TOF-MRA	215	0(0.00)	30(13.95)	185(86.05)
CS5 TOF-MRA	215	0(0.00)	9(4.19)*	206(95.81)*
CS10 TOF-MRA	215	0(0.00)	18(8.37)	197(91.63)
χ^2 值			12.817	
<i>P</i> 值			<0.05	

注: 与 PI TOF-MRA 比, * $P<0.05$ 。PI: 并行采集; CS: 压缩感知; TOF-MRA: 时间飞跃法头颅磁共振血管造影。

2.3 3 组图像质量定量评估及血管边缘锐利度比较 3 组 SNR、CNR、PSI 相比, 差异均有统计学意义 (均 $P<0.05$), 其中 CS10 TOF-MRA 组 SNR、CNR 均低于 PI TOF-MRA 组和 CS5 TOF-MRA 组; CS5 TOF-MRA 组 PSI 高于 PI TOF-MRA 组和 CS10 TOF-MRA 组; CS10 TOF-MRA 组 PSI 高于 PI TOF-MRA 组, 差异均有统计学意义 (均 $P<0.05$); PI TOF-MRA 组和 CS5 TOF-MRA 组的 SNR、CNR 相比, 差异均无统计学意义 (均 $P>0.05$), 见表 2。

表 2 3 组图像质量定量评估及血管边缘锐利度比较 $(\bar{x}\pm s)$

组别	例数	SNR	CNR	PSI
PI TOF-MRA	215	302.88±61.25	231.64±58.67	0.25±0.03
CS5 TOF-MRA	215	313.44±61.25	241.18±46.41	0.41±0.06*
CS10 TOF-MRA	215	235.53±52.66*#	203.24±40.32*#	0.34±0.05*#
<i>F</i> 值		112.117	34.788	592.786
<i>P</i> 值		<0.05	<0.05	<0.05

注: 与 PI TOF-MRA 比, * $P<0.05$; 与 CS5 TOF-MRA 比, # $P<0.05$ 。注: SNR: 图像信噪比; CNR: 对比噪声比; PSI: 感知图像锐利度指数。

2.4 PI TOF-MRA、CS TOF-MRA 检查脑血管疾病的典型病例图片 患者男, 47 岁, 于 2021 年 7 月进行头颅磁共振血管成像检查, 均进行 PI TOF-MRA、CS5 TOF-MRA、CS10 TOF-MRA 检查, 影像学结果如下: PI TOF-MRA 轴位 2D 和冠状位 MIP 图像显示, Willis 环及主干更为清晰, 图像噪声小, 见图 1-A、图 1-B; CS5

TOF-MRA 轴位 2D 和冠状位 MIP 图像显示, 噪声逐渐减少, 终末段小动脉及周围细小血管显示清晰, 见图 2-A、图 2-B; CS10 TOF-MRA 轴位 2D 和冠状位 MIP 图像显示, 噪声逐渐增多, 但中、远端动脉血管显影较为清晰见图 3-A、图 3-B。从图像中可以看出, 随着 AF 越大, 图像的斑点噪声也随之增多, 且与图 1-B、图 2-B 相比, 图 3-B 显示 Willis 环周围细支血管及远端分支血管更清晰。

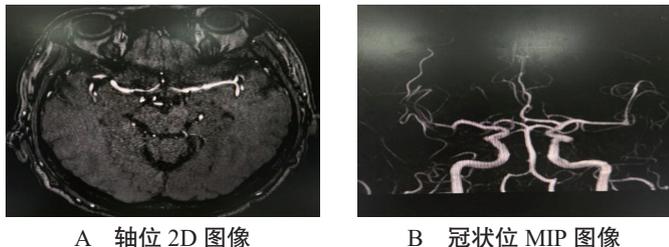


图 1 典型病例 PI TOF-MRA 扫描图像

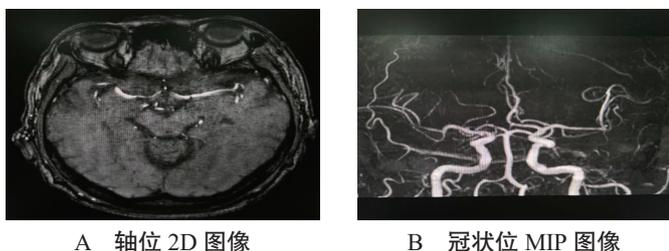


图 2 典型病例 CS5 TOF-MRA 扫描图像

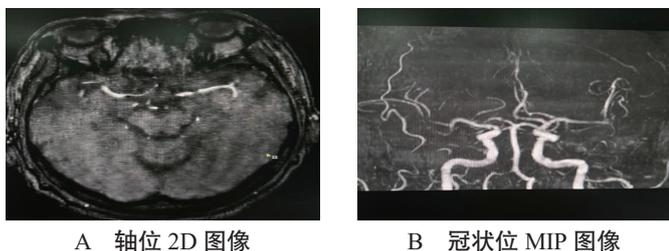


图 3 典型病例 CS10 TOF-MRA 扫描图像

3 讨论

目前, PI TOF-MRA 在对脑血管疾病患者进行检查中应用广泛, 其在对 K 空间进行采样的过程中只能 2 倍或 3 倍进行加速, 从而导致混叠或噪声效应因加速度因子系数过高而增加, 且成像速度较慢, 因此在实际临床应用范围常常受到限制^[7]。

与 PI TOF-MRA 扫描相比, CS TOF-MRA 则是通过对空间描述信号进行变换, 对 K 空间数据进行随机采样, 重建图像应用非线性迭代, 从而在获得接近全采样的图像质量的基础上大大缩短了采样时间^[8]。本研究中, CS TOF-MRA 扫描时间短于 PI TOF-MRA 扫描, 且其中 CS10 TOF-MRA 扫描时间和数据重建时间均短于 CS5 TOF-MRA; CS5 TOF-MRA 组图像质量等级为 3 分的患者占比显著高于 PI TOF-MRA 组, 表明与 PI TOF-MRA 相比, CS TOF-MRA 扫描能缩短扫描时间, 其中 CS10 TOF-MRA 扫描时间和数

据重建时间更短, 但 CS5 TOF-MRA 图像质量更好。究其原因在于, 随着 CS TOF-MRA 扫描的 AF 增大, 原始轴位图像会出现较明显的弯曲条纹状伪影, 故 CS5 TOF-MRA 图像质量高于 CS10 TOF-MRA; 此外, 与 PI TOF-MRA 相比, CS 图像受血液出现湍流和慢血流的影响较小, 不会降低局部血管信号, 因此图像质量较高^[9]。

本研究结果显示, CS10 TOF-MRA 组患者 SNR、CNR 均低于 PI TOF-MRA 组和 CS5 TOF-MRA 组, CS5 TOF-MRA 组 PSI 高于 PI TOF-MRA 组和 CS10 TOF-MRA 组; CS10 TOF-MRA 组患者 PSI 高于 PI TOF-MRA 组, 表示 CS5 TOF-MRA 图像 SNR、CNR 及 PSI 比 CS10 TOF-MRA 更优。究其原因, CS TOF-MRA 在扫描过程中不会受到血液流动湍流和慢血流的影响, 避免图像质量因信号减低、丢失图像信号而降低, 从而使图像诊断质量提升, 但 CS 重建效果取决于底层数据的稀疏性, AF 越大, 信息采样点越少, 图像细节丢失就越多, 远端小血管也开始显示不佳, 因此不能无限地降低采样率; 此外, PI TOF-MRA 图像血管边缘毛糙, 而 CS 图像血管边缘锐利, 有利于疾病的诊断, 因此 CS5 TOF-MRA 图像 SNR、CNR 及 PSI 更优^[10]。

综上, 与 PI TOF-MRA 相比, CS TOF-MRA 扫描能在保证图像质量的基础上显著缩短扫描时间, 其中 CS10 TOF-MRA 扫描时间更短, 而 CS5 TOF-MRA 图像 SNR、CNR 及 PSI 比 CS10 TOF-MRA 更优, 因此 CS5 TOF-MRA 对脑血管疾病的诊断具有较高的临床价值。

参考文献

- [1] 牛俊霞, 冉云彩, 陈锐, 等. 对比 PETRA-MRA、TOF-MRA 及 CTA 评估颅脑前循环动脉狭窄 [J]. 中国医学影像技术, 2022, 38(11): 1611-1615.
- [2] 郝祥程, 高阳, 赵鹤, 等. PI-TOF、CS-TOF 和 PETRA-MRA 在脑血管成像中的对比研究 [J]. 实用放射学杂志, 2023, 39(6): 1014-1018.
- [3] 张煜堃, 张浩南, 常佩佩, 等. 基于压缩感知的全脑三维同时非增强血管成像和斑块内出血成像研究 [J]. 磁共振成像, 2022, 13(12): 124-129.
- [4] 许予明, 谭颂, 刘鸣, 等. 脑血管疾病诊断与治疗临床指南 [J]. 内科急危重症杂志, 2005, 11(5): 243-245.
- [5] 马海鸿. 双源 CT 不同扫描模式下患者冠脉图像质量评分及接受有效辐射剂量的研究 [J]. 中国心血管病研究, 2014, 12(12): 1113-1115.
- [6] FEICHTENHOFER C F, FASSOLD H, SCHALLAUER P. A perceptual image sharpness metric based on local edge gradient analysis [J]. IEEE Sig Process Lett, 2013, 20(4): 379-382.
- [7] 李琼阁, 于阳, 任彦军, 等. 多通道并行采集技术在 3.0T 术中

心脏评分法、全球急性冠状动脉事件注册评分及外周血红细胞分布宽度对急诊胸痛患者预后的预测价值分析

林文佳, 周健东, 杨春兰*

(广东医科大学附属医院急诊医学中心, 广东 湛江 524001)

【摘要】目的 探讨心脏评分法 (HEART)、全球急性冠状动脉事件注册 (GRACE) 评分及外周血红细胞分布宽度 (RDW) 对急诊胸痛患者预后的预测价值。**方法** 回顾性分析 2018 年 10 月至 2019 年 11 月广东医科大学附属医院收治的 80 例急诊胸痛患者的临床资料, 按随访 3 个月内是否发生重大心血管不良事件将患者分为发生组 (20 例) 与未发生组 (60 例)。分别按 HEART 评分、GRACE 评分将入组的 80 例患者进行危险分层, 分为低、中、高危组, 统计各组患者随访 3 个月内重大心血管不良事件发生率; 另对比发生组与未发生组患者 HEART 评分、GRACE 评分、外周血 RDW; 采用受试者工作特征线 (ROC) 分析 HEART 评分、GRACE 评分、外周血 RDW 对急诊胸痛患者预后的预测价值。**结果** 随访 3 个月内, 3 组患者全因死亡、心肌梗死、紧急血运重建发生率均会随着患者危险等级增加而提高, 但组间对比, 差异无统计学意义 ($P>0.05$); 发生组患者 HEART、GRACE 评分均显著高于未发生组, 外周血 RDW 显著高于未发生组 (均 $P<0.05$); ROC 曲线显示, 外周血 RDW 对急诊胸痛患者发生重大心血管不良事件的预测价值最佳, 其曲线下面积值 (AUC) 高于 HEART、GRACE 评分, 且 HEART 评分高于 GRACE 评分 (均 $P<0.05$)。**结论** HEART、GRACE 评分均可对急诊胸痛患者进行危险分层, 且 HEART 评分、GRACE 评分、外周血 RDW 均可作为急诊胸痛患者发生重大心血管不良事件的预测指标, 且其中外周血 RDW 的预测价值相对最佳, 临床可及时检测外周血 RDW, 以便对急诊胸痛患者进行病情诊断与预后评估。

【关键词】 急诊胸痛; 心脏评分法; 全球急性冠状动脉事件注册评分; 外周血红细胞分布宽度; 预后; 预测价值

【中图分类号】 R459.7

【文献标识码】 A

【文章编号】 2096-3718.2023.18.0106.04

DOI: 10.3969/j.issn.2096-3718.2023.18.035

胸痛是临床上的常见症状, 凡是发生在颈部以下、肋骨下缘以上的疼痛均被认为是胸痛, 临床引发胸痛的原因复杂多样, 多是由于胸部疾病所导致, 如冠心病、肺栓塞、气胸以及胸膜炎等, 且经临床调查, 以急性冠脉综合征 (Acute coronary syndrome, ACS) 引发致死性胸痛的占比最高, 因此目前对急诊胸痛患者的风险评估主要集中于 ACS 的评价上, 但存在内容不全面、缺乏针对性等不足, 如何迅速、准确地诊断并鉴别 ACS 及其他致死性胸痛的病因, 并对其预后进行评估, 一直是临床研究的重点与难点^[1]。胸痛持续时间、部位及胸痛性质与病情危重程度具有密切关系, 且疼痛程度能够预测患者转归, 是提高分诊质量的重要指标, 因此, 早期对患者进行危险程度分层,

根据不同分层采取不同处理方案, 选择准确度与灵敏度较好的评价方法尤为重要。心脏评分法 (HEART) 评分的数据构成来源于荷兰 4 所医院共 2 161 例急性胸痛患者的回顾性多中心的研究, 是首次以急诊室胸痛患者为研究对象的危险评分, 此评分最大的优势在于将病史纳入评估, 考虑范围内包含典型的 ACS 症状, 更符合胸痛患者的早期危险分层流程^[2]。全球急性冠状动脉事件注册 (GRACE) 评分包含年龄、心率、收缩压、血肌酐、心电图 ST 段变化、心功能 Killip 分级、入院时心脏骤停、心肌损伤标志物升高共 8 项指标, 建立在 100 余项研究的基础之上, 且受试者均来源于临床注册数据库, 能够有效代表临床实际的患者特征, 是 ACS 患者危险分层的最佳方法之一^[3]。

基金项目: 湛江市科技计划项目 (编号: 2018B01070)

作者简介: 林文佳, 大学本科, 主治医师, 研究方向: 急诊医学。

通信作者: 杨春兰, 硕士研究生, 副主任医师, 研究方向: 心血管内科。E-mail: 360966645@qq.com

磁共振成像的应用价值 [J]. 中国医疗设备, 2020, 35(10): 71-74.

[8] 杨林林, 侯阳, 马跃. 颅脑时间飞跃法 MR 血管成像中 SENSE 的压缩感知技术最佳加速因子研究 [J]. 实用放射学杂志, 2022, 38(6): 1007-1011.

[9] 张浩南, 宋清伟, 王家正, 等. 初探压缩感知高倍数加速因子对颈动脉 3D-TOF-MRA 的影响 [J]. 临床放射学杂志, 2021, 40(6): 1079-1083.

[10] 李青, 鲁珊珊, 孙涛, 等. 压缩感知技术在头颅磁共振血管成像中的应用研究 [J]. 中国医学装备, 2020, 17(2): 66-70.