

ACS 技术在肩关节磁共振轴位上的可行性研究

陈兴艳, 查福祥, 秦秀凤, 万维佳, 聂鸿雁

【摘要】 选取 2021 年 5 月—2021 年 6 月本院接受 3.0T 联影 U790 行肩关节 MRI 扫描的 32 例患者作为本次研究对象, 收集其进行的常规 T_2 WI 和 ACS T_2 WI 图像。统计分析两组图像的空间分辨率和三角肌与肱骨头髓腔的对比噪声比, 比较其伪影、图像总体质量、冈上肌边缘上评分的高低和扫描时间长短。统计方法为 weighted K 检验、配对 t 检验, 统计软件 SPSS 23.0。两组图像的空间分辨率差异无统计学意义 ($0.80\text{ mm} \times 0.80\text{ mm} \times 3.00\text{ mm}$ vs. $0.80\text{ mm} \times 0.80\text{ mm} \times 3.00\text{ mm}$); 相比于常规 T_2 WI, ACS T_2 WI 组图像在图像对比噪声比、图像伪影、图像边缘清晰锐利度和整体质量评分上更有优势 (23.25 ± 10.49 vs. 18.85 ± 9.19 , $P=0.003$; 3.68 ± 0.47 vs. 3.21 ± 0.66 , $P=0.000$; 3.84 ± 0.37 vs. 3.58 ± 0.64 , $P=0.006$; 3.76 ± 0.43 vs. 3.32 ± 0.73 , $P=0.001$); ACS T_2 WI 的扫描时间 45 s, 远小于常规 T_2 WI 扫描时间 114 s。ACS 技术采集的图像质量与常规 T_2 WI 技术采集的图像质量相当甚至更好, 但却大幅缩减了扫描时间, 值得在肩关节图像采集中推广应用。

【关键词】 肩关节; 人工智能; 磁共振成像

【中图分类号】 R445.2; **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2023)11-1458-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2023.11.016

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



肩关节作为人体最灵活的关节, 也是损伤的好发部位。磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)由于其无辐射、多参数成像、软组织对比度高的特点, 能清晰地展示肩关节解剖结构, 成为肩关节损伤的重要影像学检查方法^[1-3]。肩关节常规磁共振序列采集时间过长, 尤其是肩关节损伤的患者由于被迫体位和疼痛, 导致其检查期间耐受性以及配合度降低而容易产生运动伪影^[4,5]。因此, 保证图像质量的同时尽可能缩短检查时间成为优化肩关节磁共振扫描方案的首要问题之一。

目前缩短磁共振检查时间的方法包括: 压缩感知技术、并行采集技术和半波长傅立叶算法。但这些方法在有效缩短成像时间的同时, 降低了图像质量。联影公司开发出一种新型的 MR 加速解决方案——AI 辅助下的压缩感知(AI-assisted compressed sensing, ACS), 该技术在保证图像质量的同时, 可明显降低图像的采集时间, 这一创新性的技术目前在肩关节的应用上未有相关文献报道。本文通过对比肩关节在 3.0T 联影 U790 行常规 T_2 WI 和 ACS T_2 WI 扫描的图像和扫描时间, 探讨 ACS 技术在肩关节磁共振扫描方案的可行性。

材料与方法

1. 患者资料

前瞻性纳入华中科技大学同济医学院附属同济医院光谷院区放射科 2021 年 5 月—2021 年 6 月接受 3.0T 联影 U790 肩关节 MR 扫描的患者 32 例, 患者同时接受常规 T_2 WI 序列扫描和 ACS T_2 WI 序列扫描。排除标准: ①MRI 检查禁忌症者; ②检查不配合者; ③图像质量不达标, 无法满足诊断要求者。入组患者男 16 例, 女 16 例, 平均年龄 45.19 岁。本研究经同济医院医学伦理委员会授权, 所有受检者均知情并签署知情同意书。

2. 检查方法

采用联影 3.0T uMR 790 磁共振扫描仪, 联合使用 12 通道关节阵列表面线圈(肩关节专用线圈)。扫描采用仰卧位、头先进。分别采集所有受试者肩关节常规轴位 FSE T_2 WI 以及 ACS 轴位 FSE T_2 WI 图像。常规轴位 FSE T_2 WI 序列参数: 层厚 3 mm, 层间距 0.6 mm, 回波链长度(ETL)11, 激励次数(NEX)2, 带宽 180 Hz/Pixel, TR 3912 ms, TE 72.24 ms, 视野 $180\text{ mm} \times 180\text{ mm}$, 采集矩阵 224×100 , 扫描时间 114 s。ACS 轴位 FSE T_2 WI 序列参数: 层厚 3 mm, 层间距 0.6 mm, ETL 27, NEX 1, 带宽 340 Hz/Pixel, TR 2800 ms, TE 95.16 ms, 视野 $180\text{ mm} \times 180\text{ mm}$, 采集矩阵 224×100 , 扫描时间 45 s。

3. 图像分析

作者单位: 430030 武汉, 华中科技大学同济医学院附属同济医院放射科

作者简介: 陈兴艳(1988—), 女, 贵州罗甸人, 硕士, 技师, 主要从事磁共振新技术临床应用研究。

通讯作者: 聂鸿雁, E-mail: niehongyan@hust.edu.cn

所有图像均在后处理工作站上进行处理分析。采用盲法分别对常规 T₂WI 和 ACS T₂WI 图像中三角肌的信号强度(signal intensity, SI)、肱骨头髓腔的信号强度和同层面肩关节前外侧背景噪声的标准差(standard deviation, SD)进行测量,并计算对比信噪比(contrast to noise ratio, CNR),计算公式:

$$\text{CNR}=\frac{|\text{SI 三角肌}-\text{SI 肱骨头髓腔}|}{\text{SD 背景噪声}}$$

(1)

选取感兴趣区(region of interest, ROI)时尽量选取信号均匀、无伪影、无形变的区域,每个部位重复测量三次,取均值。空间分辨率均在常规轴位 T₂WI 和 ACS 轴位 T₂WI 序列扫描参数中可见。

所有图像采用盲法由本院两名有 7 年骨骼肌肉放射诊断经验的医师独立评价,参考 Dietrich^[6] 分级方法,内容包括图像伪影、冈上肌边缘的清晰和锐利度、图像的整体质量。评分标准如下:①图像伪影:0 分,严重的伪影(不能确诊);1 分,介于中度和严重伪影之间(图像尚可用于确诊);2 分,中度伪影;3 分,轻度伪影;4 分,没有伪影。②冈上肌边缘的清晰和锐利度:0 分,极度模糊,无法区分;1 分,模糊;2 分,稍模糊;3 分,清晰但不锐利;4 分,清晰且锐利。③图像的整体质量:0 分,不能诊断;1 分,差;2 分,中等;3 好;4 极好。

4. 统计学分析

采用 SPSS 23.0 软件对数据进行统计学分析。不同医师对图像的主观评价采用 Weighted Kappa 检验评估一致性。Kappa 值 0.0~0.20 为极低的一致性,0.21~0.40 为一般的一致性,0.41~0.60 为中等的一致性,0.61~0.80 为高度的一致性,0.81~1 为几乎完全一致。常规 T₂WI 和 ACS T₂WI 两组间图像质量主观评分(包括伪影、冈上肌边缘的清晰和锐利度、整体图像质量)和两组间图像质量客观评价(CNR)采用

配对 *t* 检验进行分析。以 *P*<0.05 为差异具有统计学意义。

结 果

1. 一致性分析

采用 Weighted Kappa 检验来分析两名医师的主观数据一致性。Kappa 值越高,两组数据的一致性越好,其可信程度越高。分析表明两名医师的主观评分一致性良好(表 1)。

2. 计量资料的图像分析结果

32 例肩关节 MRI 检查中,ACS 组图像的对比噪声比高于常规组,差异有统计学意义。两组图像的空间分辨率均为 0.80 mm×0.80 mm×3.00 mm,差异无统计学意义;但 ACS T₂WI 扫描时间 45 s,小于常规 T₂WI 扫描时间 114 s(表 2)。

3. 图像整体质量评估结果

放射科医师 2 对两组图像的边缘清晰锐利度、伪影和图像整体质量进行主观评分(表 3)。ACS 组的图像整体质量评分高于常规扫描组,差异有统计学意义(*P*<0.05);其中,ACS 扫描图像的伪影评分高于常规扫描组,差异有统计学意义(*P*<0.05);两组图像的边缘锐利度评分,ACS 组更高,差异有统计学意义(*P*<0.05)。

4. 常规 T₂WI 与 ACS T₂WI 的肩关节图像对比

同一患者 ACS 技术扫描的轴位 T₂WI 图像比常规技术扫描的轴位 T₂WI 图像整体质量更好,图像更清晰,伪影更少(图 1~3)。

讨 论

随着生活水平的提高,运动成为人们追求健康生活的主要方式。随着运动量的增加及运动形式多样化

表 1 两名医师主观评分结果一致性分析

评价指标	ACS T ₂ WI			常规 T ₂ WI		
	R1	R2	Kappa 值	R1	R2	Kappa 值
图像边缘锐利度	3.79±0.41	3.84±0.37	0.651	3.55±0.68	3.58±0.64	0.872
图像伪影	3.74±0.45	3.68±0.47	0.617	3.08±0.71	3.21±0.66	0.660
图像整体质量	3.79±0.41	3.76±0.43	0.622	3.24±0.67	3.32±0.73	0.656

表 2 两组 T₂WI 图像的客观评价比较

参数	常规 T ₂ WI	ACS T ₂ WI	<i>t</i>	<i>P</i> 值
CNR	18.85±9.19	23.25±10.49	3.206	0.003
空间分辨率	0.80×0.80×3.00	0.80×0.80×3.00		
扫描时间/s	114	45		

表 3 医师 2 对两组 T₂WI 的主观图像质量评分表

图像质量	常规 T ₂ WI	ACS T ₂ WI	<i>t</i>	<i>P</i> 值
图像伪影	3.21±0.66	3.68±0.47	4.249	<0.001
图像边缘清晰锐利度	3.58±0.64	3.84±0.37	2.927	0.006
图像整体评分	3.32±0.73	3.76±0.43	3.809	0.001

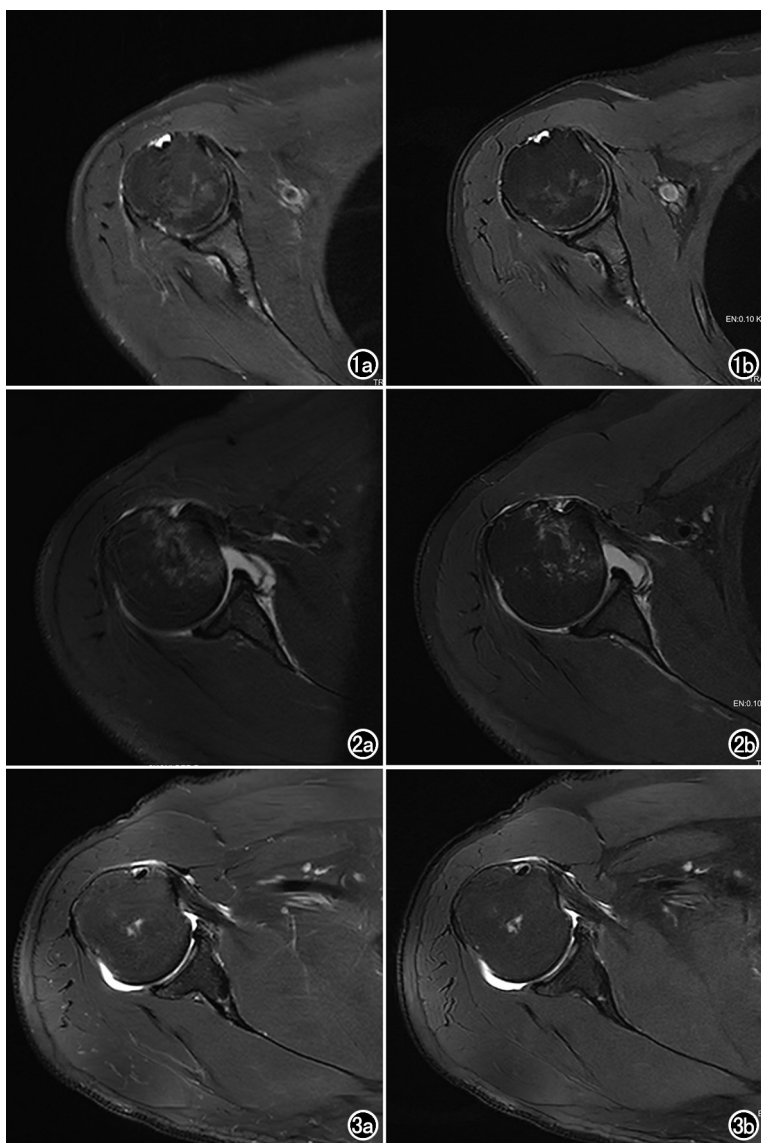


图 1 女, 51 岁, 肩关节疼痛数年。a) 肩关节磁共振常规轴位 T_2 WI 图像; b) 肩关节磁共振 ACS T_2 WI 图像。

图 2 男, 33 岁, 电击伤致右肩疼痛伴活动受限。a) 肩关节磁共振常规轴位 T_2 WI 图像; b) 肩关节磁共振 ACS T_2 WI 图像。

图 3 男, 50 岁, 肩关节疼痛, 活动受限。a) 肩关节磁共振常规轴位 T_2 WI 图像; b) 肩关节磁共振 ACS T_2 WI 图像。

的发展, 四肢骨关节及肌肉系统的损伤也越来越常见, 运动医学因此成为现代医学中备受关注的学科。磁共振成像是肩关节运动损伤的重要影像学检查, 但检查时间长是其最大的弊端。目前常规肩关节 MR 扫描方案常因扫描时间过长造成部分患者难以耐受, 尤其是儿童和损伤严重患者, 他们容易发生移动而产生明显的运动伪影^[7,8]。因此, 尽量缩短检查时间而又能获得满意的图像质量成为优化肩关节 MR 扫描方案的首要问题。同时, 在临床检查量日益增长的情况下, 迫切需要创新性的加速成像技术^[9]。

缩短扫描时间同时获得好的图像质量是磁共振成

像技术的难点。传统的用于磁共振扫描加速的方式有部分傅里叶变换、并行采集和最新的压缩感知技术^[10-12], 其中前两者基于线性数学模型, 加速倍数有限, 高加速倍数下, 常常产生局部噪声带, 残余混叠伪影^[13-15]; 压缩感知则采用非线性数学模型, 可有效抑制加速引起的噪声带及混杂伪影^[16,17]。但这些技术在有效缩短成像时间的同时, 不同程度降低了图像质量。基于此, 一种被命名为 ACS 的全新加速成像技术被提出。该技术将人工智能、压缩感知、并行采集和半傅里叶变换多种技术相结合, ACS 沿用了压缩感知的原理, 加入了 AI 模块的学习能力^[18], 在保证图像质量的同时, 可明显降低图像的采集时间。

本研究通过对比常规 T_2 WI 和 ACS T_2 WI 图像质量, 结果显示 ACS 在 CNR、抑制伪影和清晰锐利度方面方面优于常规 T_2 WI 且有统计学差异, 两组图像空间分辨率一致无显著差异。常规 T_2 WI 加速方式是并行采集, 其产生伪影的原因主要来自两个方面: 残余混叠和噪声增多^[19]。产生这两种伪影的原因都是因为加速因子过高, 但是线圈范围通道有限, 没法承载这么多的信号, 多的像素彼此之间无法展开, 感兴趣区内部或外部产生重影, 或者图像的解剖结构出现不均匀的颗粒感导致噪声产生。ACS 中 AI 模块的目标是学习没有重建伪影的全采样高质量图像, 获取的全 k 空间数据全部转换为图像域并作为目标输出, 因此 ACS 中的 AI 模块能在高加速水平下, 减轻传统方法重建伪影^[20], ACS 图像相较于常规 T_2 WI 伪影抑制方面表现更优, 相应的图像的对比噪声比更高, 图像的边缘更清晰锐利, 图像质量看起来更清晰, 但是压缩感知并非采集整个 k 空间的数据, 而是只采集了必要的部分, 将数据进行了压缩, 对于一些微小病兆存在漏诊。

本研究存在一定的不足, 样本量较少, 可能会造成数据的选择偏倚, 同时, 本研究涉及的肩关节平扫其它序列也未纳入研究范围。在未来的研究中, 笔者拟将该技术应用于其它关节, 并扩大病例样本, 同时纳入其他序列一同分析。

综上所述, ACS 应用于肩关节磁共振平扫中, 实现了肩关节的快速磁共振成像。在获得更高图像质量的同时, 其扫描时间明显缩短, 由传统技术的 114 s 缩短至 45 s, 对于不同耐受程度的患者都具有更高的时间分辨率的优势, 同时明显提高放射科技人员的工作效率, 该项快速扫描方法值得临床广泛推广。

参考文献：

[1] Altun G, Türkmen İ, Bilsel K, et al. The effect of sagittal orientation of the acromion relative to the scapular spine on the location of rotator cuff tears[J]. Acta Orthop Traumatol Turc, 2022, 56(2):116-119.

[2] 张振勇, 王海波, 孟静, 等. 磁共振肩关节造影在肩袖完全撕裂诊断的临床应用[J]. 放射学实践, 2016, 31(6):531-534.

[3] 龙维, 刘炯, 赵志远, 等. 3.0T MR 肩关节造影在前下盂唇变异型损伤诊断中的应用[J]. 放射学实践, 2021, 36(2):238-242.

[4] Stern C, Bouaicha S, Del Grande F, et al. Postoperative MR imaging in shoulder instability and intra-articular damage[J]. Magn Reson Imaging Clin N Am, 2020, 28(2):223-242.

[5] Arner JW, Ruzbarsky JJ, Bradley JP, et al. Management of complex and revision anterior shoulder instability[J]. Arthroscopy, 2022, 38(5):1396-1397.

[6] Dietrich TJ, Ulbrich EJ, Zanetti M, et al. Propeller technique to improve image quality of MRI of the shoulder[J]. AJR, 2011, 197(6):1093-1100.

[7] Kozak BM, Jaimes C, Kirsch J, et al. MRI techniques to decrease imaging times in children[J]. Radiographics, 2020, 40(2):485-502.

[8] Ahmad R, Hu HH, Krishnamurthy R. Reducing sedation for pediatric body MRI using accelerated and abbreviated imaging protocols[J]. Pediatr Radiol, 2018, 48(1):37-49.

[9] Avey G. Technical improvements in head and neck MR imaging: at the cutting edge[J]. Neuroimaging Clin N Am, 2020, 30(3):295-309.

[10] Luo J, Zhu Y, Li W, et al. MRI reconstruction from 2D truncated k-space[J]. J Magn Reson Imaging, 2012, 35(5):1196-1206.

[11] Dwork N, Baron CA, Larson PEZ, et al. Fast variable density Poisson-disc sample generation with directional variation for compressed sensing in MRI[J]. Magn Reson Imaging, 2021, 77:186-193.

[12] Huang F, Lin W, Li Y. Partial fourier reconstruction through data fitting and convolution in k-space[J]. Magn Reson Med, 2009, 62(5):1261-1269.

[13] Glockner JF, Hu HH, Stanley DW, et al. Parallel MR imaging: a user's guide[J]. Radiographics, 2005, 25(5):1279-1297.

[14] Jung Y, Kim J, Kumar A, et al. Efficient visibility-driven medical image visualisation via adaptive binned visibility histogram[J]. Comput Med Imaging Graph, 2016, 51:40-49.

[15] Gallagher TA, Nemeth AJ, Hancein-Bey L. An introduction to the fourier transform; relationship to MRI[J]. Am J Roentgenol, 2008, 190(5):1396-1405.

[16] Vasanawala SS, Alley MT, Hargreaves BA, et al. Improved pediatric MR imaging with compressed sensing[J]. Radiology, 2010, 256(2):607-616.

[17] Saloner D, Liu J, Haraldsson H. MR physics in practice: how to optimize acquisition quality and time for cardiac MR imaging[J]. Magn Reson Imaging Clin N Am, 2015, 23(1):1-6.

[18] Zhai RK, Huang XQ, Zhao YW, et al. Intelligent incorporation of AI with model constraints for MRI acceleration[J]. Mag Reson Med, 2021(27):1760.

[19] Deshmane A, Gulani V, Griswold MA, Seiberlich N. Parallel MR imaging[J]. J Magn Reson Imaging, 2012, 36(1):55-72.

[20] 查福祥, 李震, 吴思思, 等. 探索联影 ACS 在宫颈癌中的应用价值[J]. 中国医疗设备, 2021, 36(10):40-43.

(收稿日期:2022-09-16 修回日期:2023-01-15)