

## 并行采集技术在头颅磁共振中产生伪影的原因及处理方法

朱熹,叶靖,王志军,孙继全,朱庆强,夏巍  
扬州大学临床医学院,江苏 扬州 225000

**【摘要】目的:**探讨头颅MRI T<sub>1</sub> FLAIR序列中不明原因高信号弧形伪影的成因,并进行序列优化。**方法:**连续选择300例临床病例及60例水模,分别分为A、B、C 3组行MRI扫描。临床组A组100例,使用常规参数;B组100例,降低并行采集技术(ASSET)加速因子为1.50;C组100例,去除ASSET选项,降低激励次数为1。水模组采用同种分组方式与扫描参数。对各组所产生伪影图像的例数以及图像质量进行客观及主观数据统计学分析。**结果:**临床组图像中出现伪影的例数分别为A组12例、B组7例、C组0例。经Bonferroni法进行多重比较,A组与B组比较差异无统计学意义,A组与C组、B组与C组比较差异均有统计学意义。3组图像脑实质信噪比分别为 $37.6\pm 10.2$ 、 $38.7\pm 10.4$ 、 $37.2\pm 12.0$ 。客观比较各组图像质量,均无统计学意义( $P>0.05$ )。3组图像质量主观数据:A组总得分为395分,B组424分,C组455分。使用Kruskal-Wallis检验对3组总分进行统计学分析,有统计学意义。使用Mann-Whitney U检验进行A组与B组、A组与C组、B组与C组间比较,差异均有统计学意义。水模组客观图像质量与伪影数结果与临床组相符。**结论:**在设置头颅MRI T<sub>1</sub> FLAIR序列时放弃使用ASSET并降低激励次数为1,或适当降低加速因子,可在保证图像质量与扫描效率的同时有效消除高信号弧形伪影。

**【关键词】**磁共振;头颅;T<sub>1</sub> FLAIR;伪影;并行采集技术

**【中图分类号】**R312;R445.2

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2019)09-1039-06

## Causes and solutions of artifacts caused by array spatial sensitivity encoding technique in brain MRI

ZHU Xi, YE Jing, WANG Zhijun, SUN Jiquan, ZHU Qingqiang, XIA Wei  
Clinical Medical College, Yangzhou University, Yangzhou 225000, China

**Abstract: Objective** To explore the cause of unexplained high signal artifacts in T<sub>1</sub> FLAIR sequence of brain magnetic resonance imaging (MRI) and optimize the sequence. **Methods** A total of 300 clinical cases and 60 water phantoms were selected and divided into group A, B and C for MRI examination. For the 3 clinical groups, with 100 clinical cases in each group, routine parameters were adopted in group A; the ASSET acceleration factor in group B was decreased to 1.50; and in group C, ASSET option was removed and the number of excitation was abated to 1. The water phantoms were also grouped in the same way and the same scanning parameters were adopted in the corresponding groups. The number of cases with image artifacts was recorded, and the image quality was analyzed objectively and subjectively. **Results** For the 3 clinical groups, there were 12 cases in group A, 7 in group B and 0 in group C having image artifacts. The multiple comparison with Bonferroni test showed that statistical significances were found between group A and group C, group B and group C, but not between group A and group B. The signal-to-noise ratios of brain parenchyma in 3 groups were  $37.6\pm 10.2$ ,  $38.7\pm 10.4$  and  $37.2\pm 12.0$ , respectively. The objective comparison of image quality revealed that the difference among 3 groups was trivial, without statistical significance ( $P>0.05$ ). The total score of the subjective evaluation of image quality in group A, B and C was 395, 424 and 455, respectively, and the Kruskal-Wallis test for the statistical analysis on the total score showed that there were statistical differences among 3 groups. Moreover, Mann-Whitney U test was used for the comparisons between group A and group B, group A and group C, group B and group C, and the test results showed that the differences between these groups were statistical significant. The objective evaluation of image quality and the number of cases with image artifacts in water phantom groups were coincided with those of clinical groups. **Conclusion** Giving up ASSET and reducing NEX to 1, or decreasing acceleration factor properly when setting T<sub>1</sub> FLAIR sequence of brain MRI can ensure the image quality and eliminate unexplained high signal artifacts.

**Keywords:** magnetic resonance imaging; brain; T<sub>1</sub> FLAIR; artifact; array spatial sensitivity encoding technique

**【收稿日期】**2019-03-18

**【基金项目】**江苏省科教强卫青年医学重点人才资助项目(QNRC2016349)

**【作者简介】**朱熹,技师,研究方向:医学影像技术,E-mail: yzdxlcxyzhuxi@qq.com

**【通信作者】**夏巍,副主任技师,研究方向:医学影像技术,E-mail: gangqixia@163.com;叶靖,主任医师,研究方向:医学影像学,E-mail: yzhyejing@163.com

## 前言

MRI 检查中伪影的出现不但会降低图像质量,甚至会导致误诊。目前磁共振伪影大致分为运动伪影、卷轴伪影、磁化率伪影即金属伪影、化学位移伪影、部分容积效应伪影等。由于部位、序列、参数不同,所产生的伪影也不尽相同<sup>[1-2]</sup>。MRI 成像原理复杂,伪影产生因素众多,上述几种常见伪影并不能完全涵盖日常工作中所遇见的所有伪影。扬州大学临床医学院头颅 MRI T<sub>1</sub> FLAIR 序列图像曾被一种均未被以上分类中提及的高信号弧形伪影困扰多时,严重影响图像质量。本研究探讨头颅 MRI T<sub>1</sub> FLAIR 序列出现伪影的原因,并进行分组研究,用客观数据分析得出消除此类伪影的有效解决方案。最终消除伪影、优化扫描参数并且改善了图像质量,同时为其他医院遇到此种伪影时提供了解决思路。

## 1 资料与方法

### 1.1 患者资料

连续收集扬州大学临床医学院 2017 年 4~8 月检查头颅 MRI 的患者。排除标准:固定假牙患者;头部外伤史患者;心脏起搏器患者;体内有金属支架及金属内固定患者。最终 300 例患者纳入研究,男 162 例,女 138 例;年龄 20~75 岁,中位年龄 48 岁;体质量 48.3~82.5 kg,平均(65±16) kg。本实验经伦理委员会批准,所有患者均签署知情同意书。

### 1.2 检查方法

研究开始前对设备进行检查及保养,排除磁体内磁场干扰因素,确保线圈信号正常。回顾性统计 2016 年 11 月~2017 年 4 月期间 600 例头颅 MRI T<sub>1</sub> FLAIR 序列中伪影比例及种类(图 1),绝大部分为一种不明原因的高信号弧形伪影。经多位高年资工程师会诊,使用排除法商讨分析,发现此类伪影并不属于任何一种已知的常见伪影。初步怀疑头颅 MRI T<sub>1</sub> FLAIR 中弧形高信号伪影可能为并行采集技术(Array Spatial Sensitivity Encoding Technique, ASSET)加速因子过高导致。遂制定如下实验方案。

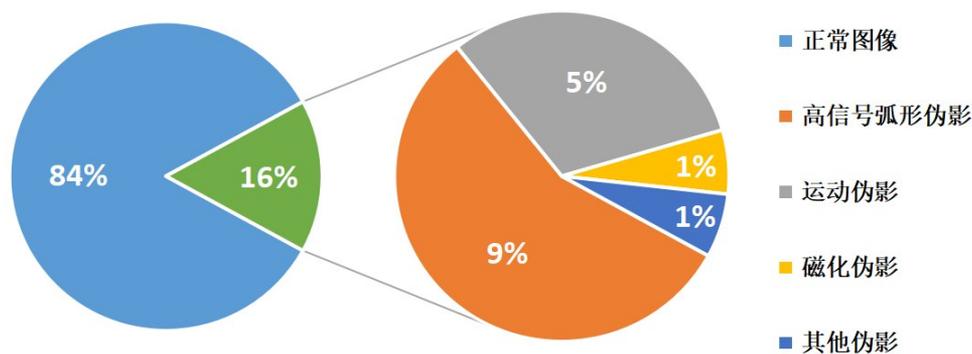


图1 头颅 MRI T<sub>1</sub> FLAIR 序列中伪影比例及种类

Fig.1 Proportions and types of artifacts in T<sub>1</sub> FLAIR sequence of brain MRI

**1.2.1 水模组** 采用美国 GE 公司的 Optima MR360 1.5T 超导磁共振扫描仪,8 通道头颈线圈,分为 A、B、C 3 组,每组 20 例。A 组:使用常规序列扫描;B 组:其它参数不变,降低 T<sub>1</sub> FLAIR ASSET 加速因子为 1.50;C 组:其他参数不变,删除 ASSET 选项,降低激励次数为 1。详细参数见表 1,C 组数据修改的说明详见讨论部分。

**1.2.2 临床组** 连续选取 300 例头颅 MRI 患者,分 A、B、C 3 组,按 BMI 指数平均分配,每组 100 例,采用与水模组相同参数进行扫描。

### 1.3 客观数据处理及分析

**1.3.1 水模组影像分析** 分别测算各组 T<sub>1</sub> FLAIR 中心层面图像的平均信噪比(Signal Noise Ratio, SNR)。本研究测算方法为于中心层面图像中选择

17 个均匀分布的 ROI(20 mm<sup>2</sup>)<sup>[3]</sup>,并测算各 ROI 前、中、后各区域的平均信号强度(Signal Intensity, SI),再测算出同一 ROI 前、中、后层面 3 个区域的平均方差(Standard Deviation, SD),则  $SNR = SI_{组织} / SD_{背景}$ 。

**1.3.2 临床组影像分析** 人体内的组织及结构比较复杂且不均匀,对于某些部位的磁共振图像质量评价不能按照传统的 SNR 进行对比。而本研究的测量方法为避开脑室脑沟及伪影区域,分别在 3 组图像侧脑室层面上设置 ROI(20 mm<sup>2</sup>),并测量各 ROI 前、中、后层面 3 个区域的平均 SI,再测算同 ROI 的前、中、后平均 SD,则  $SNR = SI_{组织} / SI_{背景}$ <sup>[4-5]</sup>。

### 1.4 图像主观评分

由 2 名影像科主任医师共同对 3 组图像质量进行评分,意见不一时讨论并达成一致意见。1 分:图

表1 MRI头颅扫描常规参数及T<sub>1</sub> Flair A、B、C分组变量参数  
Tab.1 Routine scanning parameters of brain MRI and T<sub>1</sub> Flair in group A, B and C

扫描参数	DWI	T <sub>2</sub> FSE	T <sub>1</sub> Flair (A)	T <sub>1</sub> Flair (B)	T <sub>1</sub> Flair (C)
TR/ms	5 000	4 800	1 750	1 750	1 750
TE/ms	108	102	24	24	24
FOV/cm	24	24	24	24	24
层厚/mm	5	5	5	5	5
层间距/mm	1	1	1	1	1
激励次数	2	2	2	2	1
矩阵	320×224	320×224	320×224	320×224	320×224
反转时间/ms	无	无	720	720	720
ASSET	有	有	有	有	无
加速因子	2.0	2.0	2.0	1.50	无
扫描时间/s	72	76	103	127	96

像质量差,图像噪声大,出现伪影影响诊断;2分:图像质量较差,图像噪声较大,出现伪影影响诊断;3分:图像质量一般,图像噪声一般,出现伪影不影响诊断。4分:图像质量较好,图像噪声较小,无伪影;5分:图像质量好,图像噪声小,无伪影。

1.5 统计学方法

采用SPSS 18.0统计软件进行统计分析。采用卡方检验或者Fisher确切概率法比较患者3组图像中出现伪影的比率,多重比较采用Bonferroni法;采用单因素方差分析分别对水模组与临床组3组图像质量的客观数据进行比较,若有差异,再采用SNK-*q*或

者LSD检验进行多重比较;采用Mann-Whitney *U*检验比较患者组图像的主观评分。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 水模组图像质量客观数据分析

A、B、C 3组图像中出现高信号弧形伪影的例数(图2)分别为A组3例、B组1例、C组0例。图像质量客观数据详见表2,经单因素方差分析对3组图像质量的客观数据进行比较,3组差异均无统计学意义( $P > 0.05$ )。

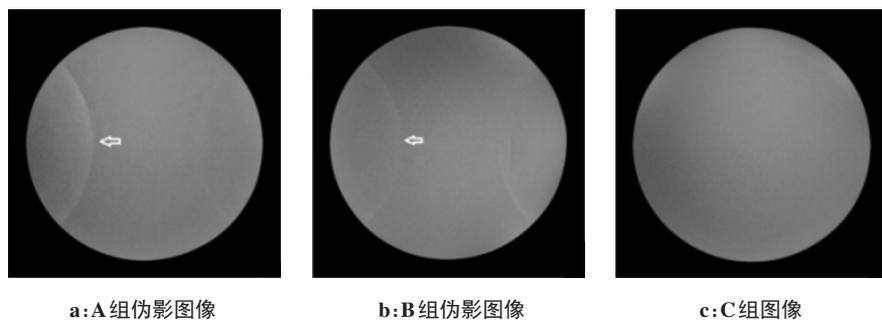


图2 水模组图像

Fig.2 Images in water phantom groups

表2 水模组图像质量客观数据分析

Tab.2 Objective evaluation of image quality in water phantom groups

参数	A组	B组	C组	A/B/C <i>F</i> 值	A/B/C <i>P</i> 值	A/B <i>P</i> 值	A/C <i>P</i> 值	B/C <i>P</i> 值
水模信号强度	3 251.7±27.2	3 230.1±24.2	3 268.4±24.6	45.5	0.38	0.45	0.53	0.07
背景噪声	45.7±2.4	44.8±1.2	46.1±3.2	87.4	0.18	0.29	0.11	0.56
信噪比	71.3±3.1	72.1±1.1	70.9±4.4	77.6	0.26	0.08	0.48	0.09

### 2.2 临床组图像伪影比例统计学分析

A、B、C 3组图像中出现高信号弧形伪影的例数(图3)分别为A组12例、B组7例、C组0例。多重比较采用 Bonferroni 法,对检验水准校正为  $\alpha=0.0167$ 。

多重比较结果显示:A组与B组比较,差异无统计学意义( $P=0.228$ );A组与C组,差异有统计学意义( $P<0.0167$ );B组与C组比较,差异有统计学意义( $P<0.0167$ )(表3)。

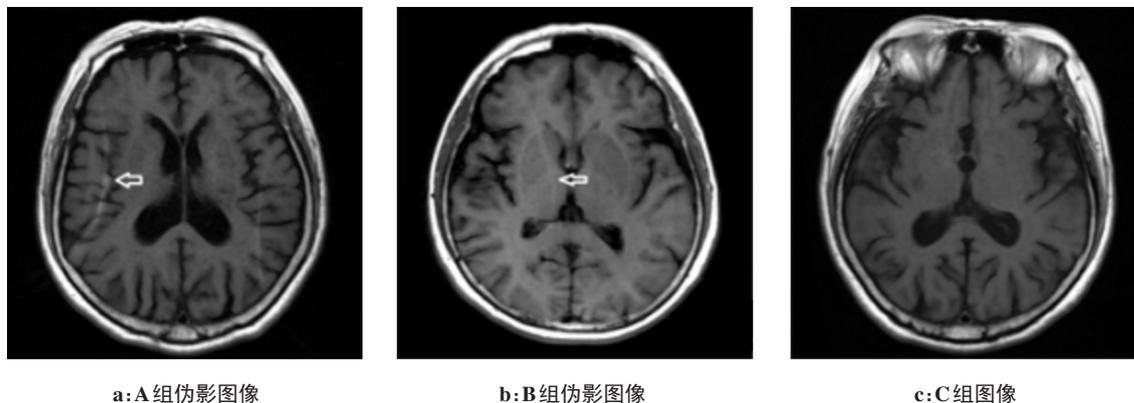


图3 临床组图像

Fig.3 Images in clinical groups

表3 临床组图像伪影比例统计学分析  
Tab.3 Statistical analysis on the proportion of images artifacts in clinical groups

参数	A组	B组	C组	$\chi^2$ 值	P值
有伪影	12 <sup>a</sup>	7 <sup>b</sup>	0	12.249	0.002
无伪影	88 <sup>a</sup>	93 <sup>b</sup>	100	-	-

a表示A组和C组差异有统计学意义,b表示B组和C组比较差异有统计学意义

### 2.3 临床组图像质量客观数据分析

A、B、C 3组图像质量客观数据详见表4,经单因素方差分析对各组图像质量客观数据进行3组间比较,均无统计学意义( $P>0.05$ )。

### 2.4 临床组图像质量主观数据分析

A、B、C 3组图像质量主观数据见表5,使用 Kruskal-Wallis 检验对3组总分进行统计学分析,有统计学意义( $Z=43.3, P<0.001$ )。再使用 Mann-Whitney

表4 临床组图像质量客观数据分析  
Tab.4 Objective evaluation of image quality in clinical groups

参数	A组	B组	C组	A/B/C F值	A/B P值	A/C P值	B/C P值
脑实质信号强度	319.2±35.6	321.1±42.8	323.6±55.1	98.3	0.31	0.25	0.18
背景噪声	8.5±3.5	8.3±4.1	8.7±4.6	126.5	0.08	0.09	0.06
信噪比	37.6±10.2	38.7±10.4	37.2±12.0	75.8	0.27	0.36	0.14

U检验进行组间的两两比较(表6),A组与B组比较有统计学意义( $Z=-3.0, P<0.001$ );A组与C组比较有统计学意义( $Z=-6.5, P<0.001$ );B组与C组比较有统计学意义( $Z=-3.7, P<0.001$ )。

## 3 讨论

T<sub>1</sub> FLAIR与T<sub>1</sub> FSE相比,虽然T<sub>1</sub> FLAIR的TR时间延长,相应扫描时间也略微增加,但其能有效抑制脑脊液游离水信号,减少脑脊液流动伪影及部分容积效应,图像组织间对比度优异<sup>[6]</sup>。反观T<sub>1</sub> FSE虽能

表5 临床组图像主观数据

Tab.5 Subjective evaluation of image quality in clinical groups

分组	1分	2分	3分	4分	5分	总分	Z值	P值
A	0	0	15	75	10	395		
B	0	0	8	60	32	424	43.3	0.00
C	0	0	0	45	55	455		

显示组织解剖结构,但组织对比度小,且有时难以清楚显示神经核团<sup>[7]</sup>。所以常规扫描头颅MRI T<sub>1</sub>中优

表6 临床组图像主观数据进行组间两两比较结果  
Tab.6 Intergroup comparisons of subjective evaluation of image quality in clinical groups

统计学	A/B	A/C	B/C
Z值	-3.0	-6.5	-3.7
P值	0.00	0.00	0.00

先使用T<sub>1</sub> FLAIR序列。

ASSET是一种磁共振快速成像技术,它利用参考扫描获得相控阵线圈敏感度信息进行去除卷褶的数学算法,达到大幅度缩短图像采集时间,极大提高MRI时间分辨率的目的,极大提高检查的效率,使得一些原本对时间分辨率要求很高的检查如心血管、腹部成像成为可能<sup>[8-10]</sup>。由于其物理原理只是通过改变信号的接受和编码方式来加快成像速度,并不影响各种扫描序列的信号对比度,理论上可用于各种扫描序列和不同场强的MR机器,具有灵活性和广泛性的特点<sup>[11-12]</sup>。ASSET利用相控阵线圈的空间敏感性信息,部分代替了传统费时的空间编码过程,通过增加K空间中采样的距离,表示为加速因子,减少相位编码线数目,从而减少图像的采集时间。扫描时间每缩短50%,SNR就降低为原来的 $1/\sqrt{2}$ 倍<sup>[13]</sup>。但无论在高低场强的头颅MR中,当加速因子小于2.5时,其降低SNR的缺陷几乎可以忽略<sup>[14-15]</sup>。理论上ASSET技术可达到亚秒级水平,但因受伪影和SNR的影响通常只能提高1.5~3.0倍。然而另一方面可以通过提高激励次数来弥补SNR的下降,这又反过来使得并行采集的时间有所增加。所以在本次实验方案制定时,为同时保证扫描效率与图像质量,C组中去除了ASSET选项,并且降低激励次数为1。

目前ASSET伪影或与ASSET相关伪影一般可表现为以下3种形式:半弧形伪影、校准不当导致的伪影、线圈错位导致的伪影。后两种受操作者影响较大。造成此类伪影的常见原因有FOV过小、calibration定位偏离中心等。消除方法为适当增大FOV、重新校准扫描、增加或改变相位编码。除此之外,因ASSET在相位方向上隔行采集K空间时,每一个线圈单元采集一半的相位方向的信息,会存在明显的相位卷褶,需利用线圈敏感性数据重建图像,并打开去卷褶伪影<sup>[16-18]</sup>。在多位高年资工程师会诊时采用如上措施,但高信号弧形伪影并未消除。

研究前工程师对设备进行检查及保养,扫描过程中严格参照扫描规范,确保排除设备及人为因素。此外,该高信号弧形伪影并非偶发,笔者曾在对口支援时期发现下级医院同型号设备相同参数头颅

T<sub>1</sub> FLAIR图像中仍存在类似伪影。本次研究中,A组加速因子为2.0,扫描时间为103 s;B组加速因子为1.5,扫描时间为127 s;C组无加速因子,激励次数为1,扫描时间为96 s。由于扫描时间过长不利于患者耐受,所以C组去除了ASSET选项(即无加速因子),并且降低激励次数为1。通过水模组与临床组客观数据的图像质量对比,发现A、B、C 3组的SNR均无统计学意义。C组去除ASSET选项后,虽降低激励次数为1,但客观数据的图像质量仍相当于加速因子为2.0的A组。本次研究达到了在保证图像质量的前提下,大大缩短检查时间的目的。

在本次研究之前,通过对伪影图像进行分析,初步推断可能为ASSET加速因子过高导致头颅MRI T<sub>1</sub> FLAIR出现了弧形高信号伪影。此次进行比较的3组图像加速因子分别使用的是2.0、1.5、0。患者A、B、C组出现伪影的例数分别为12、7、0。使用客观数据比较3组的图像质量虽无统计学意义,但是比较主观数据的图像质量时,由于A、B组都有伪影出现,导致3组间的主观图像质量均有统计学意义,所以伪影的出现直接导致了图像质量的下降。而未使用ASSET的C组,100例图像均未出现高信号弧形伪影。由于客观图像质量均无统计学意义,所以有无伪影成为主观图像质量的关键因素。主观图像质量的数据表明C组的图像质量最佳,C组的主观图像质量较B组与A组均有统计学意义。

综上所述,此次1.5T头颅MRI T<sub>1</sub> FLAIR序列中出现的高信号弧形伪影为加入ASSET技术时加速因子过高所导致,所以在设置头颅T<sub>1</sub> FLAIR序列时建议不使用ASSET技术或适当降低加速因子,且在不影响图像质量和扫描效率的情况下可适当降低激励次数。

## 【参考文献】

- [1] JUNGMANN P M, AGTEN C A, PFIRRMANN C W, et al. Advances in MRI around meta[J]. J Magn Reson Imaging, 2017, 46(4): 972-991.
- [2] 刘家金, 毕晓, 李灿, 等. 基于MR衰减校正出现的PET/MR常见伪影类型[J]. 中国医学影像学杂志, 2018, 26(9): 703-708.  
LIU J J, BI X, LI C, et al. Common PET/MR artifact types in MR-based attenuation correction [J]. Chinese Journal of Medical Imaging, 2018, 26(9): 703-708.
- [3] GOERNER F L, DUONG T, STAFFORD R J, et al. A comparison of five standard methods for evaluating image intensity uniformity in partially parallel imaging MRI[J]. Med Phys, 2013, 40(8): 082302.
- [4] WOCKS D A, BARKER G J, TOFTS P S. Correction of intensity nonuniformity in MR images of any orientation[J]. Magn Reson Imaging, 1993, 11(2): 183-196.
- [5] RUEL L, BRUGIERES P, LUCIANI A, et al. Comparison of *in vitro* and *in vivo* MRI of the spine using parallel imaging[J]. AJR Am J Roentgenol, 2004, 182(3): 749-755.

- [6] 麻智慧, 刘筠, 许亮, 等. 3.0 T MR 常规颅脑 T<sub>1</sub>WISSE、FLASH 及 T<sub>1</sub>-FLAIR 序列的扫描技术及图像特点比较[J]. 实用放射学杂志, 2016, 32(8): 1313-1316.  
MA Z H, LIU J, XU L, et al. Scanning technique and image characteristics of SE-T<sub>1</sub> WISE, FLASH and T<sub>1</sub>-FLAIR sequences in routine craniocerebral at 3.0T MR[J]. Journal of Practical Radiology, 2016, 32(8): 1313-1316.
- [7] 陈汉芳, 钟兴, 李恒国, 等. FLAIR T<sub>1</sub> 序列在颅脑 MRI 中的应用评估[J]. 实用放射学杂志, 2002, 18(12): 1032-1033.  
CHEN H F, ZHONG X, LI H G, et al. Applied evaluation of FLAIR T<sub>1</sub> Sequence in MRI of the Brain[J]. Journal of Practical Radiology, 2002, 18(12): 1032-1033.
- [8] 孙伟, 姚秀忠, 冯豪, 等. FLAIR 序列参数优化对图像质量的研究[J]. 实用放射学杂志, 2014, 11(2): 1906-1909.  
SUN W, YAO X Z, FENG H, et al. Study of optimization of FLAIR pulse sequence for image quality[J]. Journal of Practical Radiology, 2014, 11(2): 1906-1909.
- [9] 唐鹤蕊, 李昌宪, 袁元, 等. 序列优化的下肢 MR 血管成像诊断糖尿病足的价值[J]. 中华放射学杂志, 2015, 49(1): 6-10.  
TANG H H, LI C X, YUAN Y, et al. Analysis on optimal protocol of lower extremity MR angiography in patients with diabetic foot[J]. Chinese Journal of Radiology, 2015, 49(1): 6-10.
- [10] 泮智勇, 丁雪委, 王世威, 等. 32 通道头部线圈与并行采集技术 iPAT 在头颅 MRA 检查中的应用[J]. 医学影像学杂志, 2013, 23(11): 1673-1675.  
PAN Z Y, DING X W, WANG S W, et al. Application of 32-channel head coil with integrated parallel acquisition technique (iPAT) in the skull of MRA[J]. Journal of Medical Imaging, 2013, 23(11): 1673-1675.
- [11] BLAIMER M, HEIM M, NEUMANN D, et al. Comparison of phase-constrained parallel MRI approaches: analogies and differences[J]. Magn Reson Med, 2016, 75(3): 1086-1099.
- [12] INAM O, QURESHI M, MALIK S A, et al. Iterative schemes to solve low-dimensional calibration equations in parallel MR image reconstruction with GRAPPA[J]. Biomed Res Int, 2017: 3872-3783.
- [13] 王达, 包尚联. 并行磁共振成像 GRAPPA-SENSE 技术[J]. 中国医学影像技术, 2011, 27(8): 1688-1693.  
WANG D, BAO S L. Parallel magnetic resonance image technology of GRAPPA-SENSE [J]. Chinese Journal of Medical Imaging Technology, 2011, 27(8): 1688-1693.
- [14] LUPO J M, LEE M C, HAN E T, et al. Feasibility of dynamic susceptibility contrast perfusion MR imaging at 3T using a standard quadrature head coil and eight-channel phased-array coil with and without SENSE reconstruction[J]. J Magn Reson Imaging, 2006, 24(3): 1151-1155.
- [15] AJA-FERNANDEZ S, VEGAS-SANCHEZ-FERRERO G, TRISTAN-VEGA A. Noise estimation in parallel MRI: GRAPPA and SENSE[J]. Magn Reson Imaging, 2014, 32(3): 281-290.
- [16] 王甜甜, 王道雄. 基于 K 空间的 MR 截断伪影去除算法[J]. 北京生物医学工程, 2015, 34(3): 375-378.  
WANG T T, WANG D X. Truncation artifact removal in MR images based on K-space[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2015, 34(3): 375-378.
- [17] LINGALA S G, ZHU Y, LIM Y, et al. Feasibility of through-time spiral generalized autocalibrating partial parallel acquisition for low latency accelerated real-time MRI of speech[J]. Magn Reson Med, 2017, 78(6): 2275-2282.
- [18] LINGALA S G, SUTTON B P, MIQUEL M E, et al. Recommendations for real-time speech MRI[J]. J Magn Reson Imaging, 2016, 43(1): 28-44.

(编辑:陈丽霞)