

肝脏恶性肿瘤 ADC 值测量的可重复性及可重现性研究

何健, 李丹燕, 朱斌, 章士正, 周正扬

【摘要】 目的:评价肝脏恶性肿瘤 ADC 值测量的观察者内及观察者间一致性,病灶 ADC 值测量的可重复性及可重现性。方法:对 15 例患者(男 11 例,女 4 例,平均年龄 62 岁,共 30 个肝脏原发及转移性肿瘤)在第一次 MRI 检查中重复进行 2 次 DWI 扫描,于次日机器重启后再次行 DWI 扫描(b 值均为 500 s/mm^2)。两位放射科医师分别独立测量病灶 ADC 值,同一观察者对同一 DWI 序列相隔一天进行两次测量并记录 ADC 值,对第一次检查中两次 DWI 序列分别进行测量并记录 ADC 值,对两次检查的 DWI 序列分别测量并记录 ADC 值。采用 SPSS 13.0 软件中可靠性检验及 Bland-Altman 分析评估观察者内、观察者间一致性以及 ADC 值测量的可重复性及可重现性。结果:同一观察者两次测量同一 DWI 序列(观察者内),两位观察者分别测量同一 DWI 序列(观察者间),同次检查中两个 DWI 序列(可重复性),两次检查中两个 DWI 序列(可重现性)测得病灶 ADC 值,采用可靠性检验得出组内相关系数(ICC)分别为 0.997,0.991,0.857,0.827,变异系数分别为 1.75%,2.86%,9.88%和 9.55%;Bland-Altman 分析发现观察者内、观察者间和可重复性检验所有点均位于一致性界限之内,可重现性分析中发现有 6.7%(2/30)的点位于一致性界限之外。结论:肝脏恶性肿瘤 ADC 值测量的观察者内及观察者间一致性,短期可重复性较好,但变异率小于 18.72%的 ADC 值改变可能是由于测量误差引起的,同时需要注意可重现性的误差控制。

【关键词】 肝肿瘤;表观扩散系数;可重复性;可重现性

【中图分类号】 R735.7; R445.2 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2013)02-0168-05

Repeatability and reproducibility of the apparent diffusion coefficient values of primary and metastatic hepatic carcinomas on MR diffusion-weighted imaging HE Jian, LI Dan-yan, ZHU Bin, et al. Department of Radiology, Drum Tower Hospital, the Affiliated Hospital of Nanjing University Medical School, Nanjing 210008, P. R. China

【Abstract】 Objective: To evaluate the intra- and inter-observer consistency, short-term repeatability and reproducibility of the measurement of apparent diffusion coefficient (ADC) values of hepatic malignant lesions. **Methods:** Fifteen patients (11 male, 4 female, average age 62 years, with 30 primary and metastatic hepatic carcinomas) underwent the first MR exam session including two diffusion-weighted imaging (DWI) scans and the second session of a third DWI scan ($b=500\text{s/mm}^2$) in the next day after restart of the MR scanner. Two radiologists measured the ADC values of the lesions independently. ADC values of the same DWI sequence was measured twice with an interval of one day by one observer. ADC values of two DWI sequences in the first session were measured, ADC values of two DWI sequences in different sessions were also measured. The intra- and interobserver consistency, short-term repeatability and reproducibility of the measurement of ADC values of hepatic malignant lesions were evaluated by using reliability test and Bland-Altman analysis in SPSS 13.0 software. **Results:** Intraclass correlation coefficients of the reliability test was 0.997, 0.991, 0.857 and 0.827, and the average coefficient of variation was 1.75%, 2.86%, 9.88% and 9.55% in the intra- and inter-observer consistency, the repeatability (two sequences both with a b value of 500s/mm^2 lesion in the same session) and the reproducibility (two sequences both with a b value of 500s/mm^2 in two sessions) evaluation respectively. Bland-Altman analysis showed that all the data points from the intra- and inter-observer consistency, as well as repeatability tests were located within the limits of consistency, while 6.7% (2/30) points of reproducibility analysis located beyond the reference lines. **Conclusions:** Intra- and inter-observer consistency and the short-term repeatability of the ADC values measurement are satisfied. A variation rate of the ADC value less than 18.72% may be due to measurement error and attention should be paid to control the measurement error involving reproducibility.

【Key words】 Liver neoplasms; Apparent diffusion coefficient; Repeatability; Reproducibility

肝脏是各种原发性及转移性恶性肿瘤的好发脏

作者单位:210008 南京,南京大学医学院附属鼓楼医院医学影像科(何健、李丹燕、朱斌、周正扬);310016 浙江,浙江大学医学院附属邵逸夫医院放射科(章士正)

作者简介:何健(1982-),男,江苏射阳人,博士,主治医师,主要从事腹部影像学诊断工作。

通讯作者:朱斌, E-mail: gobincdr@gmail.com

基金项目:南京市医学科技发展青年资助项目(yqk11159);南京市卫生青年人才培养工程第三层次。

器, MRI 对肝脏肿瘤的诊断具有较多优势。磁共振扩散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)是目前能够无创的定量测定活体内水分子扩散运动的唯一方法。DWI 在急性脑梗塞中的临床价值已经得到体现。随着一系列技术的进展, DWI 的应用逐步扩展到

体部。既往有颅脑表现扩散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)直方图测量的可重复性问题研究^[1],也有研究认为 DWI 对脑梗塞体积的评估具有较高的观察者内及观察者间可靠性^[2]。腹部 DWI 容易受到呼吸、心跳及胃肠道蠕动等各种生理因素及胃肠道内容物的影响,因此腹部脏器 ADC 值测量的准确性也越来越引起人们的关注。最近有关于体部 ADC 测量可靠性的研究提出,正常上腹部脏器 3.0T MR-DWI 检查($b=400\text{s/mm}^2$),ADC 值测量的可重复性变异系数(coefficient of variation, CV)为 14%^[3]。目前关于病灶 ADC 值测量的可重复性研究较少^[4-6]。本文拟探讨 1.5T MR 屏气 DWI 中肝脏病灶 ADC 值测量的短期可重复性,检测测量误差的来源并确定测量误差的范围,对 ADC 值测量的观察者内及观察者间差异进行评估,为进一步研究打下坚实的基础。

材料与方法

1. 研究对象

回顾性分析本院 2008 年 12 月—2010 年 1 月诊断为肝细胞癌或肝转移瘤的 15 例患者资料,其中,男 11 例,女 4 例,年龄 49~77 岁,平均 62 岁,对其中 30 个病灶(包括肝细胞肝癌 8 个,结直肠癌肝转移 8 个,胰腺癌肝转移 6 个,胃癌肝转移 4 个,肺癌肝转移 4 个)进行 ADC 值测量。患者纳入标准:肝细胞癌或肝转移瘤经组织学或细胞学确诊,不适合行手术切除或局部射频治疗而准备接受全身系统性化疗,肝内至少存在一个可以评估的未治疗的病灶(未接受过局部治疗,最大径大于 1.0cm,边界清晰),预期寿命至少 12 周并能够接受治疗和随访。本研究获医学伦理会批准,所有受试者均签署知情同意书。

2. 检查设备及参数

采用 GE 1.5T MR Signa Excite 扫描仪和 8 通道相控阵线圈。患者仰卧位,扫描范围自膈面至肝脏下缘。扫描序列包括轴位 T_1 WI、 T_2 WI 和 DWI 序列。 T_1 WI:扰相梯度回波双回波序列(FS PGR Dual)屏气扫描,TR 180.0 ms,回波次数 2,TE 2.3 ms(opposed-phase)/4.6 ms(in-phase),翻转角 80° ,矩阵 288×170 ,重复次数 1.00,层厚 6.0 mm,层间距 1.0 mm; T_2 WI:采用快速恢复快速自旋回波序列(FRFSE)呼吸触发扫描,TE 102.0 ms,回波链长度 19,带宽 41.67 kHz,矩阵 320×192 ,重复次数 2.00;DWI:采用单次激发回波平面序列(SS-SE-EPI)屏气扫描,TR 4500 ms,TE 最小值(最佳 TE 开启),带宽 62.50 kHz,矩阵 128×128 ,重复次数 2.00,层厚 6.0 mm,层间距 1.0 mm, b 值分别取 50, 150, 500 s/mm^2 ,扩散梯度施加方向 ALL(正交方向取 3 次平均值),一次屏气约

18 s,两次屏气完成扫描,扫描时间 36 s,层数随 b 值改变而改变,基本覆盖上腹部。整体序列安排:定位相— T_1 WI— $b=50\text{s/mm}^2$ DWI— $b=500\text{s/mm}^2$ DWI(第一次)— $b=150\text{s/mm}^2$ DWI— T_2 WI— $b=500\text{s/mm}^2$ DWI(第二次)。部分病例于第二日机器重启后再行 $b=500\text{s/mm}^2$ DWI(第三次)。

3. 图像后处理

每位患者选取 1~3 个病灶作为靶病灶。要求最大径 $>10\text{mm}$,边界清楚,符合典型肝细胞肝癌“快进快出”表现,或符合典型肝转移瘤“牛眼征”表现。既往治疗过的病灶不能作为靶病灶。

在 AW4.3 工作站中进行后处理。将 $b=50, 150, 500\text{s/mm}^2$ DWI 序列逐一加载到 Functool 的 ADC Analysis Algorithms 软件(单指数模型)中,去除图像周围的背景噪声,评估伪影(如涡电流引起的图像扭曲)、图像质量以及图像匹配情况(如呼吸运动导致的图像错配),自动生成 ADC 参数图。

在 $b=0$ 图像上手工画靶病灶的感兴趣区(region of interest, ROI),包括整个病灶,在 ADC 参数图上自动显示 ADC 值,连续层面测定 ADC 值并计算平均值(去除头尾两层避免部分容积效应)。

ADC 值的测量由两位放射科医师独立进行,同一观察者对同一 DWI 序列($b=500\text{s/mm}^2$)相隔一天进行两次测量并记录数据,对第一次检查中两次 DWI 序列($b=500\text{s/mm}^2$)分别进行测量并记录数据,对两次检查的 DWI 序列($b=500\text{s/mm}^2$)分别测量并记录数据。

4. 统计学方法

观察者内及观察者间一致性、测量可重复性及可重现性采用可靠性检验计算组内相关系数(intraclass correlation coefficient, ICC)、95%置信区间及 CV[CV=标准差/平均值]应用 Bland-Altman 分析评估测值点分布情况。统计软件采用 SPSS 13.0,数据以平均值 \pm 标准差表示,对数据进行正态性分布及方差齐性检验, $P<0.05$ 认为有统计学差异。

结果

本研究选择的 30 个靶病灶,分布于肝左叶 10 个、右叶 20 个,大小 1.00~14.10 cm,基本涵盖各种性质、位置及大小的肝脏病灶。同一观察者针对同一 DWI 序列分别进行两次测量所得 ADC 值的比较即为观察者内一致性分析,两个观察者针对同一 DWI 序列分别进行测量所得 ADC 值的比较即为观察者间一致性分析,同一次 MRI 检查中两个 DWI 序列($b=500\text{s/mm}^2$)病灶 ADC 值的比较即为可重复性测试,前后两次 MRI 检查中两个 DWI 序列($b=500\text{s/mm}^2$)

病灶 ADC 值的比较为可重现性测试。以肝右叶病灶为例,测量顺序见图 1。在 SPSS 13.0 软件中对观察者内及观察者间一致性、测量可重复性及可重现性采用可靠性检验计算 ICC、95% 置信区间及 CV 结果见表 1。Bland-Altman 分析发现观察者内、观察者间和可重复性检验所有点均位于一致性界限之内(图 2~4),可重现性分析中发现有 6.7% (2/30) 的点位于一致性界限之外(图 5)。

表 1 ADC 值测量测试结果

组别	ICC	95% 置信区间	CV
观察者内一致性	0.997	99.3%~99.8%	1.75%
观察者间一致性	0.991	98.2%~99.6%	2.86%
可重复性测试	0.857	69.9%~93.2%	9.88%
可重现性测试	0.827	63.7%~91.8%	9.55%

讨论

1. 关于可重复性及一致性的讨论

国际标准化组织^[5]定义的可重复性为测试状态尽可能保持一致,即在同一个实验室同一个操作者使用同样的设备和方法,经过一个短期的时间间隔进行同一项检测,获取独立的测试结果。在短时间内,生物体状态本身的变化被认为是微乎其微的。因此,可重复性是一个测试系统能否对一个固定的测试对象提供稳定的结果,主要要求控制外源性误差来源。可重现性是指在不同实验室不同操作者使用不同设备采用同样方法进行同一项检测,对获取结果进行测试。因此,可

重现性评估的是不同观察者间的误差。相差几天重复测量 ADC 值,即便同一个观察者使用同一种设备和同一种分析方法,也被认为是可重现性研究,因为时间因素已经改变。可重现性研究可以在同一天进行,但是必须保证患者从检查台上下来一段时间,并且做过其他检查之后再重启机器。

根据定义,本研究中先进行一次 $b=500 \text{ s/mm}^2$ 的 DWI 扫描,然后中间间隔 $b=150 \text{ s/mm}^2$ DWI 扫描(患者分段屏气 36s),呼吸触发 T_2 WI(这段时间患者自由呼吸),时间间隔约 3~4 min,这段时间保持检查床和患者不动,然后再次行 $b=500 \text{ s/mm}^2$ DWI 扫描,属于可重复性研究;而将患者移出,隔日机器重启后再次扫描即属于可重现性研究(假设 12 小时之内病灶不会发生明显的变化)。

本研究发现,肝脏病灶 ADC 值观察者内、观察者间以及短期内的可重复性、可重现性测量可靠性检验 ICC 均较高,证明在这样的时间内 ADC 测量技术是稳定的。短期重复测量的偏倚和误差可能是由于系统产热或患者不能耐受 MRI 检查,而依赖于观察者的差异主要是 ROI 的设置。然而未发现显著性差异并不能说明这些因素不存在或是稳定的,因为这很有可能是固有的测试误差相互抵消的结果,在 1.5T MR 屏气 DWI 中最大 CV 为 9.88%,提示在 18.72% 以内($CV \times 1.96$)的 ADC 值的变异率可能是由于测量误差引起的。

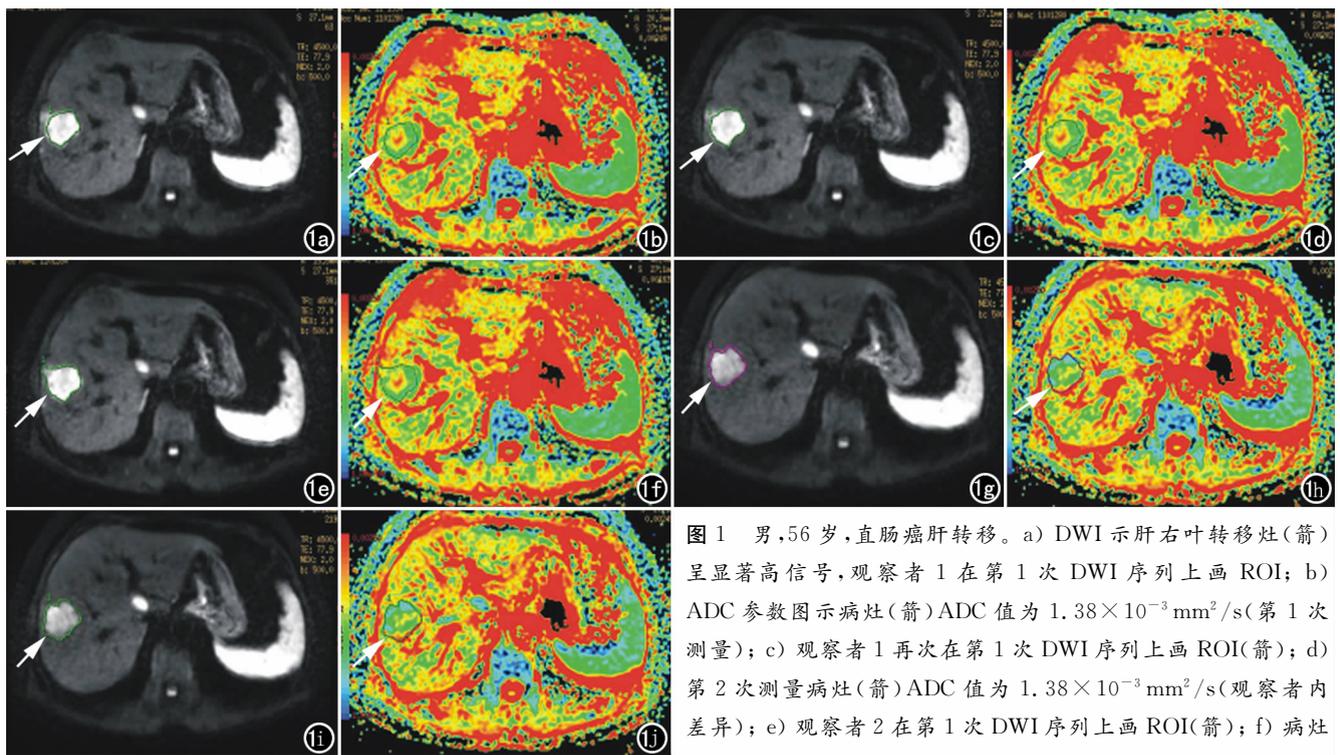


图 1 男,56 岁,直肠癌肝转移。a) DWI 示肝右叶转移灶(箭)呈显著高信号,观察者 1 在第 1 次 DWI 序列上画 ROI; b) ADC 参数图示病灶(箭)ADC 值为 $1.38 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ (第 1 次测量); c) 观察者 1 再次在第 1 次 DWI 序列上画 ROI(箭); d) 第 2 次测量病灶(箭)ADC 值为 $1.38 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ (观察者内差异); e) 观察者 2 在第 1 次 DWI 序列上画 ROI(箭); f) 病灶

(箭)ADC 值为 $1.42 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ (观察者间差异); g) 观察者 1 在第 2 次 DWI 序列上画 ROI(箭); h) 病灶(箭)ADC 值为 $1.24 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ (可重复性); i) 观察者 1 在第 3 次 DWI 序列上画 ROI(箭); j) 病灶(箭)ADC 值 $1.31 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ (可重现性)。

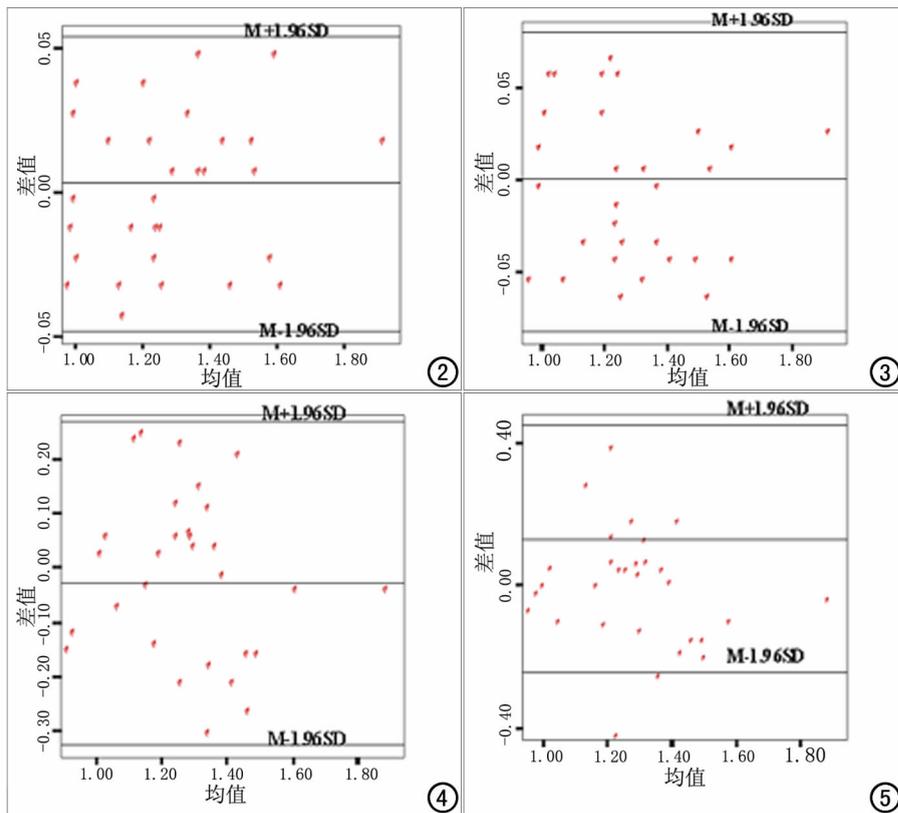


图2 观察者内差异 Bland-Altman 图示各点均位于一致性界限之内。图3 观察者间差异 Bland-Altman 图示各点均位于一致性界限之内。图4 可重复性测量 Bland-Altman 图示各点均位于一致性界限之内。图5 可重复性测量 Bland-Altman 图示 2 点位于一致性界限之外。

Braithwaite 等^[3]研究正常志愿者 3.0T MRI 呼吸门控 DWI 中腹部正常脏器 ADC 值测量的短期和中期可重复性问题认为,平均 ADC 值在重复序列测量中不存在显著性差异;短期和中期的 ADC 值测量平均 CV 为 14%。部分学者认为正常上腹部脏器的 ADC 值的 CV 在 7.3% 到 14.7% 之间^[5,7]。Kim 等^[6]研究肝脏恶性肿瘤 ADC 值的短期可重复性认为, >30% 的 ADC 值改变才超出测量误差范围,而且病灶的部位和大小会影响测量的可重复性,该研究两次 DWI 序列之间约间隔 15min,并未重启机器,与本研究略有不同。

Bland-Altman 法为定量与定性方法的结合,对两种测定差异进行随机效应分析,说明一致性问题。需要注意的是本研究 Bland-Altman 分析发现可重复性分析中 6.7% (2/30) 的点位于一致性界限之外。Cola-grande 等^[8]也认为正常肝实质 ADC 值的可重复性较好但可重复性较差。

本研究局限性在于:①仅选取 $b = 500 \text{ s/mm}^2$ 进行研究,因为 $b = 500 \text{ s/mm}^2$ 被认为尤其适用于上腹部的 DWI。Koh 等^[4]发现总 ADC 和高 b 值 ADC 测量可重复性高,但低 b 值 ADC 测量可重复性低;Bilgili^[7]则认为不同 b 值之间的 CV 并无显著性差异。

②仅对病灶短期测量的可重复性及可重现性进行评估,笔者的理论假设是肿瘤和研究对象本身在 12 小时内没有明显可探测的变化,而产生的变化归因于研究对象以外的其他因素。考虑到恶性肿瘤本身是不断发展变化的,中远期测量的可重复性研究理论上难以开展;③本研究仅仅对 ADC 值短期测量的可重复性进行评估,并简要讨论影响 ADC 值测量的可重复性的各种因素,而如何通过质量控制提高 ADC 值测量的可重复性,以及在多次重复检查中保持各种影响因素的一致性,仍有待进一步研究。

目前提倡 DWI 扫描及测量的标准化,甚至制定正常脏器 ADC 的参考值,但开展此项工作难度较大。在统一标准之前,每个研究者应当首先进行本单位 ADC 值测量的可重复性研究,确定 CV 的幅度和范围,作为评估疗效的基础。此外,虽然使用稳定的体模作为测试

对象较为稳定,但体模的内在情况跟病灶不同,而且体模不会受到各种生理病理因素的影响,因此对病灶本身测量的可重复性测定是必不可少、无法代替的。

2. 关于本研究中 DWI 技术问题的讨论

本研究采用的是 1.5T 临床型 MRI 扫描仪。3.0T 可以提高 DWI 信噪比,屏气的单次激发自旋回波回波平面 (SS-SE-EPI) 序列非常适用于 3.0T。但 ADC 值的测量并不受场强影响,而且高场强对局部场强不均匀更加敏感,尤其在空气附近的区域。目前并无证据表明 3.0T 在 DWI 上比 1.5T 更具优势^[9-10], Rosenkrantz 等^[11]研究认为正常上腹部脏器 3.0T DWI 测量得出的 ADC 值虽与 1.5T 相似,但 3.0T 的图像质量更差。而且迄今为止,绝大多数临床研究均在 1.5T MR 上进行。因此本研究选择 1.5T 临床型 MR 得到的结果具有更为普遍的适用性。

本研究选择使用 8 通道相控阵线圈的信噪比优于腹部线圈,且信号稳定,但其缺点在于覆盖范围较短 (只能包括上腹部)。

SS-SE-EPI 序列成像速度快,信噪比相对较高,因此在腹部 DWI 中被广泛采用。但该序列的空间分辨力较低,且有较多的图像扭曲,多次激发 EPI 能够得到更高的空间分辨力,但需要心电门控触发。在体部

DWI 的各种技术进展中,并行采集技术可以使用非常短的回波时间,减少回波链长度,对于减少 SS-SE-EPI 成像的图像扭曲是非常关键的。Oner 等^[12]对 15 名患者行单次屏气肝脏 DWI 扫描,使用并行采集技术后信噪比显著提高,但是肝脏 ADC 值无显著性差异。Yoshikawa 等^[13]对体模及 200 名患者采用并行采集技术进行 SS-SE-EPI 扫描,发现该技术是可靠的,而且对 ADC 值的测定影响很小。

对于肝脏成像而言,屏气扫描较为理想。Kwee 等^[14]研究认为呼吸触发 DWI 测量正常肝实质 ADC 值的可重复性不如屏气及自由呼吸 DWI 测量。使用屏气 DWI,关键的优势在于图像采集时间短,但需注意进行呼吸训练,每次先深吸气,然后呼气末屏气,保证每次在同一层面。结合并行采集使得回波时间更短(45~75 ms),保证信噪比。理论上说屏气扫描测量病灶 ADC 值的空间分布更为精确,且能定量测定小病灶的 ADC 值。为了保证足够的信噪比,屏气扫描序列需要层厚较厚(6~8 mm,本研究层厚选择 6 mm);而且屏气扫描一次仅能采集一个 b 值,影响 ADC 值测定的精确性^[15]。自由呼吸下将信号广泛平均是一种解决的方法,主要优势为多 b 值,层厚薄(4~5 mm),而且图像的信噪比高。自由呼吸多重平均 DWI 是一种既能定性也能定量的方法。但是该方法由于存在容积内的平均对于小病灶 ADC 值的测定以及对 ADC 值空间异质性的刻画不甚理想,而且耗时长,增加了运动伪影产生的可能性^[10,16]。

进行体部 DWI,重复时间应足够长(至少是 T_1 弛豫时间的 3 倍),以避免 T_1 饱和效应。本研究中扩散梯度的施加方向为正交方向,梯度场顺序地运用于三个正交方向,三次扫描取平均值。由于该方法信噪比高,因此目前应用最为广泛,使用正交法能够提高 ADC 值测量的稳定性^[17]。在 $b=0\text{s/mm}^2$ 上即 EPI 序列的 T_2 WI 上设置 ROI,要求靶病灶的最大径至少 10 mm,因为 DWI 的空间分辨力较低,矩阵是 128×128 。

综上所述,恰当使用各种成像技术,优化设置各种成像条件和参数,做好质量控制工作并最大限度地减少成像伪影,将有助于提高 ADC 值测量的可靠性和可重复性,为临床开展各种 DWI 研究打下良好的基础。

参考文献:

[1] Steens SC, Admiraal-Behloul F, Schaap JA, et al. Reproducibility of brain ADC histograms[J]. Eur Radiol, 2004, 14(3): 425-430.
 [2] Sibon I, Ménégon P, Orgogozo JM, et al. Inter- and intraobserver reliability of five MRI sequences in the evaluation of the final volume of cerebral infarct[J]. J Magn Reson Imaging, 2009, 29(6): 1280-1284.
 [3] Braithwaite AC, Dale BM, Boll DT, et al. Short- and midterm reproducibility of apparent diffusion coefficient measurements at 3.

0T diffusion-weighted imaging of the abdomen[J]. Radiology, 2009, 250(2): 459-465.
 [4] Koh DM, Blackledge M, Collins DJ, et al. Reproducibility and changes in the apparent diffusion coefficients of solid tumours treated with combretastatin A4 phosphate and bevacizumab in a two-centre phase I clinical trial[J]. Eur Radiol, 2009, 19(11): 2728-2738.
 [5] Padhani AR, Liu G, Koh DM, et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging as a cancer biomarker consensus and recommendations[J]. Neoplasia, 2009, 11(2): 102-125.
 [6] Kim SY, Lee SS, Byun JH, et al. Malignant hepatic tumors: short-term reproducibility of apparent diffusion coefficients with breath-hold and respiratory-triggered diffusion-weighted MR imaging[J]. Radiology, 2010, 255(3): 815-823.
 [7] Bilgili MY. Reproducibility of apparent diffusion coefficients measurements in diffusion-weighted MRI of the abdomen with different b values[J]. Eur J Radiol, 2012, 81(9): 2066-2068.
 [8] Colagrande S, Pasquinelli F, Mazzoni LN, et al. MR-diffusion weighted imaging of healthy liver parenchyma: repeatability and reproducibility of apparent diffusion coefficient measurement[J]. J Magn Reson Imaging, 2010, 31(4): 912-920.
 [9] van den Bos IC, Hussain SM, Krestin GP, et al. Liver imaging at 3. 0T: diffusion-induced black-blood echo-planar imaging with large anatomic volumetric coverage as an alternative for specific absorption rate-intensive echo-train spin-echo sequence: feasibility study[J]. Radiology, 2008, 248(1): 264-271.
 [10] Rong R, Zhang CY, Wang XY. Normal appearance of large field diffusion weighted imaging on 3. 0T MRI[J]. Chin Med Sci J, 2008, 23(3): 158-161.
 [11] Rosenkrantz AB, Oei M, Babb JS, et al. Diffusion-weighted imaging of the abdomen at 3. 0T: image quality and apparent diffusion coefficient reproducibility compared With 1. 5Tesla[J]. J Magn Reson Imaging, 2011, 33(1): 128-135.
 [12] Oner AY, Celik H, Oktar SO, et al. Single breath-hold diffusion-weighted MRI of the liver with parallel imaging: initial experience[J]. Clin Radiol, 2006, 61(11): 959-965.
 [13] Yoshikawa T, Kawamitsu H, Mitchell DG, et al. ADC measurement of abdominal[J]. Roentgenol, 2006, 187(6): 1521-1530.
 [14] Kwee TC, Takahara T, Koh DM, et al. Comparison and reproducibility of ADC measurements in breathhold, respiratory triggered, and free-breathing diffusion-weighted MR imaging of the liver[J]. J Magn Reson Imaging, 2008, 28(5): 1141-1148.
 [15] Chow LC, Bammer R, Moseley ME, et al. Single breath-hold diffusion-weighted imaging of the abdomen[J]. J Magn Reson Imaging, 2003, 18(3): 377-382.
 [16] Nasu K, Kuroki Y, Sekiguchi R, et al. The effect of simultaneous use of respiratory triggering in diffusion-weighted imaging of the liver[J]. Magn Reson Med Sci, 2006, 5(3): 129-136.
 [17] Yoshikawa T, Ohno Y, Kawamitsu H, et al. Abdominal apparent diffusion coefficient measurements: effect of diffusion-weighted image quality and usefulness of anisotropic images[J]. J Magn Reson Imaging, 2008, 26(10): 1415-1420.