

# 磁共振扩散峰度成 像对肺结节恶性和 良性鉴别诊断

- 1. 河南省平顶山市第五人民医院放 射科(河南平顶山 467000)
- 2. 同济大学(上海 20000)
- 川北医学院附属医院放射科 (四川 南充 637000)

王金良<sup>1</sup> Sushant Kumar Das<sup>2</sup> 张 川<sup>3</sup>

【摘要】目的 评估肺部DKI的可行性, 比较DKI和标准DWI 在鉴别良、恶性肺结 节的应用价值。方法 分别利用DKI(b值 为0,500,和1000s/mm<sup>2</sup>)和标准DWI (b值为 0和800s/mm<sup>2</sup>)评估了32例患者(共35个肺 结节)。两名医师独立评估并比较了平均 弥散峰度(MK)和ADC值区分恶性和良性肺 结节的准确性。对于各参数值,我们还 评估了两名观测者内和观测者之间的可 重复性(同类相关系数, ICC)。结果 对 于恶性和良性肺结节的鉴别, MK (Obs. 1a: 85.70%, 0.87; 0bs.1b: 80.00%, 0.80;0bs.2:82.80%,0.91)的诊断准 确性和曲线下面积并没有显著高于 ADC值(Obs. 1a: 77.14%, 0.81; Obs. 1b: 80.00%, 0.85; 0bs. 2:77.14%, 0.85)。对 于恶性和良性肺结节,两位观测者内和 观测者间一致性(ICC)都较高。结论本 文的初步结果显示,DKI可用于诊断肺部 病变,其MK值在鉴别肺恶性和良性结节 方面与ADC值相比提供更多临床信息。

【关键词】扩散峰度成像;肺癌;肺结节 【中图分类号】R734.2; R445.2 【文献标识码】A DOI:10.3969/j.issn.1672-5131.2018.02.021

通讯作者:王金良

## Diffusion Kurtosis Imaging for Malignant and Benign Pulmonary Nodule in Differential Diagnosis

WANG Jin-liang, Sushant Kumar Das, ZHANG Chuan. Department of Radiology, the Fifth People's Hospital of Pingdingshan, Pingdingshan 467000, Henan Province, China

[Abstract] Objective Diffusion-weighted imaging (DWI) derived apparent diffusion coefficient (ADC) has demonstrated incon- sistent results in pulmonary nodule differentiation. Diffusion kurtosis imaging (DKI), which quantifies non-Gaussian diffusion, is believed to better characterize tissue micro-structure than conventional DWI. Purpose: To assess the feasibility of DKI in human lungs and to compare its diagnostic value with standard DWI in differentiating malignancies from benign pulmonary nodules. Methods Thirty-five pulmonary nodules in 32 consecutive patients were evaluated by DKI by using 3b- values of 0, 500, and 1000s/mm<sup>2</sup> and conventional DWI with b values of 0 and 800s/mm<sup>2</sup>. Two observers independently evaluated and compared diagnostic accuracy of mean kurtosis (MK) and ADC values in differentiating malignancies from benign pulmonary nodules. The intra- and inter-observer repeatability (intra-class correlation coefficient [ICC]) were also assessed for each derived measures. **Results** The diagnostic accuracy, and the area under curve (AUC) in differentiating malignancies from benign pulmonary nodule, were not significantly higher for MK (Obs. 1a: 85.70%, 0.87; Obs. 1b: 80.00%, 0.80; and Obs. 2: 82.80%, 0.91) as compared to ADC (Obs. 1a: 77.14%, 0.81; Obs. 1b: 80.00%, 0.85; and Obs. 2: 77.14%, 0.85 respectively). The intraand inter-observer agreement (ICC) for malignant and benign lesions was substantial for each reading. Conclusion The initial results of this study indicate the feasibility of DKI in human lungs. MK values provide more clinical in formation than ADC values for differential diagnosis of malignant and benign pulmonary nodule.

[Key words] Diffusion Kurtosis Imaging; Lung Cancer; Pulmonary Nodule

肺癌最常见的临床表现为孤立性肺结节或肺肿块。CT扫描和正电 子发射断层摄影(PET)联合<sup>18</sup>F-FDG是常见的检测孤立性肺结节或肺肿 块的非创伤性方法,且诊断准确性较高。有报道显示,<sup>18</sup>F-FDG PET成 像鉴别良性和恶性结节的准确性约为90%<sup>[1]</sup>。也有文献显示<sup>[2]</sup>,对于分 化程度较高的肺腺癌,<sup>18</sup>F-FDG PET成像容易出现假阴性诊断,而对于 炎性结节,<sup>18</sup>F-FDG PET成像可能给出假阳性结果<sup>[3]</sup>。虽然利用增强CT 扫描进行肿瘤血管评估有助于区分恶性和良性结节,但对于活动性肉 芽肿或多血管良性肿瘤,则可能产生假阳性结果<sup>[4]</sup>。扩散加权成像可 实现肿瘤的定量评估。对于恶性肿瘤,肿瘤细胞密度上升造成的扩散 受限、细胞核增大伴随大分子蛋白增多、核质比上升、与正常组织相 比细胞外间隙减少,这些都是肿瘤定量评估的依据<sup>[5]</sup>。但一些研究显 示,ADC值在区分孤立性肺结节(SPN)方面存在限制性,可能与磁敏感 伪影有关<sup>[6]</sup>。此外,与传统的扩散成像的高斯扩散假设不同,在许多 生物组织中,屏障(如细胞膜)和分隔(如细胞内和细胞外间隙)可能改 变水扩散的概率密度函数,因此,水扩散不一定为高斯扩散,而常常 属于非高斯扩散<sup>[7]</sup>。相反,扩散峰度成像(DKI)可定量弥散偏离高斯分 布的程度(非高斯扩散)。因此,与传统的扩散加权成像(DWI)相比, 能更准确的评估组织微观结构环境的复杂性<sup>[8]</sup>。但目前DKI仅用于人脑 组织和小型动物脑组织研究。DKI很难在高b值下达到理想的信噪比, 因此很少用于其他组织和器官。在扩散加权成像中,一般需要进行参

数优化避免信噪比过低对关键扩 散参数结果的影响<sup>[9]</sup>。此外,肿 瘤与肺组织交界处磁敏感性差异 可能造成局部磁场的非均质性, 从而干扰与心肺交界处伪影相似 的肺肿瘤的磁共振信号。呼吸和 心脏运动也可能造成其他伪影和 信号损失<sup>[10]</sup>。本文为一项前瞻性 研究,目的在于评估肺DKI的可行 性,并分析DKI在鉴别恶性和良性 结节方面,是否比传统的DWI更具 优势。

#### 1 材料和方法

1.1 研究对象 该前瞻性 研究纳入患者32例,共35个肺 结节(18名男性、14名女性,平 均年龄65.7岁,年龄范围31-88 岁)。研究对象在我院放射科接 受CT扫描。其中3名患者有2个肺 结节,其余29名患者为孤立性 肺结节。纳入标准如下:CT扫 描发现1至2个肺结节,大小为 10.0~30.0mm,需要接受进一步 检查;CT扫描未发现结节钙化; 纳入实质性或半实质性结节,但 排除单纯肺毛玻璃样病变;未接 受组织学诊断;无免疫缺陷史。

1.2 设备与检查方法 利 用3.0-T MR扫描仪(GE Signa Discovery 750 HD, 美国 GE Healthcare), 使用标准 的32通道相控阵射频体线圈 (GE Healthcare)进行MRI扫 描。扩散加权成像前,采集传 统的MRI图像,图像由轴位脂肪 抑制的周期性旋转重叠平行线 (PROPELLER)T2加权(T2W)序列 (重复时间TR, 3529ms; 回波时 间TE, 73ms: 激励次数NEX 2 次; 层厚, 4.0mm; 层间距, 1.0mm; 矩阵, 352×320; 视 野FOV, 36.0×36.0cm<sup>2</sup>) 和轴位 LAVA Flex T1加权(T1W)序列

(TR/TE, 3.8/1.1ms: NEX 1: 层 厚, 5.0mm; 层间距, 1.0mm; 矩阵, 260×192; 视野FOV, 34.0×34.0cm<sup>2</sup>)组成。在T1W和 T2W图像基础上,采集肺结节的横 切面扩散图像。DKI方法为呼吸 门控、单次激发、自旋回声、回 波平面成像(EPI)DKI加轴面脂肪 抑制。共采用30个扩散梯度磁场 施加方向,每个方向3个b值(0、 500和1000s/mm<sup>2</sup>)。其他成像参 数如下: 层厚/层间距6.00mm; TR/TE, 8000.0/72.8ms: FOV, 36.0×28.0cm<sup>2</sup>: 矩阵128×128: NEX 1: 持续时间6-8min(取决于 患者的呼吸频率)。为了采集标 准DWI图像,利用以下参数获得 单次激发EPI脉冲序列: TR/TE, 3000~4500/65ms; 3个正交方向 的弥散梯度编码; b值0和800s/ mm<sup>2</sup>; FOV, 36.0×28.0cm<sup>2</sup>; 矩 阵, 128×128; NEX, 1; 持续时 间, 6-8min。

1.3 图像分析 首先, 肉眼 辨别多向扩散图像中的伪影和失 真情况。将胸廓轮廓描绘至b0图 像,定量分析涡流失真,并将它 们拷贝至扩散加权图像。我们未 发现由弥散梯度造成的明显涡 流失真。两名具有6年以上胸部 MRI经验的医生。两名医生不知 道病例的病理学结果,他们利用 FUNCTOOL软件(Function tool 4.4,GE Healthcare)在工作站上 独立进行感兴趣区(ROI)测量。观 测者1进行了2次测量, 而观测者2 进行了1次测量。对于每次测量, 参考T2W图像或CT图像,在标准 DWI数据集轴位b0图像的不同层面 (取决于病变的厚度)手动描绘4个 ROI (取决于病变的大小,范围为 40.0~65.0mm<sup>2</sup>),远离病变中的坏 死或空洞。利用评估软件自动完 成从DWI到DKI的转换,确保ROI面 积一致,且描绘至同一个解剖学 位置(图1)。计算MK和ADC值的平 均值和标准差,作为4个ROI的平 均值。本文主要关注MK和ADC值鉴 别恶性和良性肺结节的准确性, 因此没有报道其他可能从数据中 得到的DKI参数。

1.4 统计学分析 利用SPSS 软件包(Version 20.0; SPSS Inc.)进行统计学分析。绘制工作 特征曲线(ROC),确定最佳阈值, 从而评估MK和ADC值鉴别恶性和良 性肺部结节的能力。测量重复性 指相似条件下重复测量的一致性 程度。两名观测者内可重复性, 即观测者1(Obs.1a和Obs.1b)重复 测量间的差异,以及两名观测者 间重复性,即观测者1(Obs.1a)的 重复测量和观测者2(Obs.2)进行 的一次测量的差异,利用ICC值和 Bland-Altman图法评估。ICC值大 良好。

## 2 结 果

组织病理学结果显示,在35 例孤立性肺结节中,恶性结节20 例,良性结节15例。在20例恶性 结节中,鳞状细胞癌9例,腺癌7 例,小细胞癌2例,转移性肺癌2 例。在15例良性结节中,肉芽肿 5例,结核球3例,细菌性肺炎2 例,肺脓肿1例,炎性结节2例, 纤维性结节1例,机化肺炎1例。 病变的平均MK和ADC值,对于每次 测量,恶性病变的平均MK值均显 著高于良性病变,而ADC值则显著 低于良性病变(P<0.05)(表1和 2)。第一次测量时(0bs.1.a)恶性 病变的平均MK值为(0.92±0.18) vs.(0.69±0.10), 第二次 测量时(0bs.1.a)恶性病变 的平均MK值为(0.89±0.14) vs. (0.74±0.13); 对于第一 个观测者,第一次测量时恶性 病变的ADC值为(1.22±0.15)

vs. (1.39±0.15)×10<sup>-3</sup>mm<sup>2</sup>/ s, 第二次测量时恶性病变 的ADC值为(1.20±0.16)vs. (1.41±0.12)×10<sup>-3</sup>mm<sup>2</sup>/s。

对于第二个观测者, 恶性和良性结节的平均 MK值为(0.97±0.20)vs. (0.65±0.12),而恶性和良性结 节的ADC值为(1.19±0.20)vs. (1.44±0.10)×10<sup>-3</sup>mm<sup>2</sup>/s。图3为 恶性和良性结节的MK值和ADC值的 比较。

DKI和DWI的诊断效能,根据 2名观测者的测量, MK值鉴别恶 性和良性肺结节的敏感性和特 异性均高于ADC值。观测者1两次 测量的MK值的诊断准确性分别为 85.71%和80.00%。且阈值分别为 0.74和0.78;每次测量的敏感性 和特异性分别为85.00和80.00%, 以及86.66和80.00%。观测者1两 次测量的ADC值的诊断准确性、 敏感性和特异性分别为77.14、 80.00和75.00%、80.00、80.00 和80.00%。两次测量的ADC值的 阈值分别为1.84和1.76。对于观 测者2, MK值和ADC值的诊断准确 性分别为82.85%和80.00%, 目阈 值分别为0.80和1.86。在该MK 阈值下,敏感性和特异性分别 为80.00%和86.66%;对于ADC值 的阈值,敏感性和特异性分别为 80.00%和75.00%。表3和表4分别 为MK值和ADC值的诊断效能。图6 为每个观测者的ROC曲线。

观测者内和观测者间可重复 性,对于恶性和良性结节,MK值 两次测量的观测者内一致性均较 高(ICC分别为0.76和0.72);ADC 值两次测量的观测者内一致性对 于恶性结节较高(0.75),对于良 性结节(0.81)非常高(表1)。对于 恶性和良性结节,观测者间可重 复性均非常高(ICC分别为0.87和 0.86)。对于ADC,恶性结节的ICC 值较高(0.79),而良性结节的ICC 值非常高(0.85)(表2)。图7为观 测者间和观测者内测量的Bland-Altman分析结果。

## 3 讨 论

本文的研究结果显示,肺部 DKI可用于常规临床检查。在肺部 DKI中恶性结节的MK值比良性结 节显著升高,这说明非高斯扩散 效应(即细胞复杂性较高)较为显 著。此外,不同测量间的观测者 内和观测者之间一致性比较高, 但MK值(DKI成像)的诊断准确性与 标准DWI成像的ADC值相比,并无 显著性差异,与ADC值相比,MK值 的曲线下面积并没有显著上升。 虽然本文显示肺部DK的可行性, 且MK值具有临床意义,但是仍需 要大宗样本量研究,进一步证明 肺部DKI临床应用的价值。

目前,动态对比增强 MRI(DCE-MRI)是肺部结节较为常 用的评估方法,但是对于强化明 显的良性肿瘤与恶性肿瘤,单凭

表1 MK值和ADC值的观测者内可重复性(Obs. 1a: Obs. 1b)

病变	0bs 1.a	0bs 1.b	ICC	Р	Mean diff. $\pm 2sd$
	(Mean $\pm$ SD)	(Mean $\pm$ SD)			
恶性(MK)	0.92 ± 0.18	$0.89 \pm 0.14$	0.76	0.002	$0.029 \pm 0.141$
良性(MK)	0.69±0.10	0.74 ± 0.13	0.72	0.007	$-0.048 \pm 0.102$
恶性(ADC)	1.22 ± 0.15	1.20±0.16	0.75	0.002	0. $022 \pm 0.146$
良性(ADC)	1.39 ± 0.15	1.41±0.12	0.81	0.002	$-0.019 \pm 0.148$

注: 0bs.1a=观测者1的第一次测量; 0bs.1b=观测者1的第二次测量; ICC=同类相关系数; Mean diff. ± 2sd=95%--致性限度

表2 MK和ADC值的观测者间可重复性(Obs. 1a: Obs. 2)

病变		0bs 1.a	0bs 2	ICC	Р	Mean diff. $\pm 2sd$
		$(Mean \pm SD)$	$(Mean \pm SD)$			
恶性	(MK)	$0.92 \pm 0.18$	$0.97 \pm 0.20$	0.87	0.00001	$-0.049 \pm 0.122$
良性	(MK)	$0.69 \pm 0.10$	0.65 ± 0.12	0.86	0.0001	0. $035 \pm 0.074$
恶性	(ADC)	$1.22 \pm 0.15$	1.19±0.20	0.79	0.001	$0.018 \pm 0.282$
良性	(ADC)	1. 39 ± 0. 15	1.44 ± 0.10	0.85	0.0001	$-0.039 \pm 0.145$
	1	and we have the state of the second		1011 111	TOO FR # Le	N 5 4 11 1:00

注: Obs. 1a=观测者1的第一次测量; Obs. 2=观测者2的测量; ICC=同类相关系数; Mean diff. ± 2sd=95%--致性限度

观测	AUC	MK诊断	FP	FN	敏感性	特异性	准确性	PPV	NPV
		界值			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
Obs1.a	0.87	0.74	2	3	85.00	86.66	85.71	89.47	81.25
0bs1.b	0.80	0.80	3	4	80.00	80.00	80.00	84.21	75.00
Obs2	0.91	0.78	2	4	80.00	86.66	82.85	88.88	76.47

注: Obs. 1a为观测者1的第一次观测; Obs. 1b为观测者1的第二次观测; Obs.2为观测者2的一次观测; AUC为曲线下面积; FP为假阳性; FN为假阴性; NPV为阴性预测值; PPV为阳性观测值

农4 ADC值鉴别恶性和良性肺结节的诊断效能									
观测	AUC	ADC诊断	FP	FN	敏感性	特异性	准确性	PPV	NPV
		界值			(%)	(%)	(%)	(%)	(%)
Obs1.a	0.81	1.34	5	3	80.00	75.00	77.14	70.59	83.33
0bs1.b	0.85	1.26	4	3	80.00	80.00	80.00	75.00	84.21
0bs2	0.85	1.36	5	3	80.00	75.00	77.14	70.59	83.33

注: 0bs. 1a为观测者1的第一次观测; 0bs. 1b为观测者1的第二次观测; 0bs. 2为观测者2的一次观测; AUC为曲线下面积; FP为假阳性; FN为假阴性; NPV为阴性预测值; PPV为阳性观测值



**图1-4** 一名61岁男性右下叶肺部鳞状细胞癌的图像,该患者的诊断为真阳性;图1 轴位脂肪抑制T2W PROPELLER图像显示右肺下叶有一个肿块;图2 DWI图像和图3 MK图来自患者该的轴位胸部DKI,图像显示ROI位于病变内;图4 CT引导下肺穿刺活检的病理照片,为肺内鳞状细胞癌。肿瘤细胞排列 紧密,细胞质稀少。



**图5** 两名观测者平均峰度和ADC值的箱形图。良性结节和恶性结节的第一个观测者MK(a)和ADC(d)值的第一次观测结果和MK(b)和ADC(e)值的第二次观测结果,以及第二个观测者MK(c)和ADC(f)值的一次观测结果之间均存在显著性差异(P<0.05)。\*=异常值。



**图6** 两名观测者平均峰度(a)和ADC值(b)鉴别恶性和良性肺部结节的ROC曲线。蓝线为观测者 1第一次测量(Obs. 1a)的AUC,绿线为第二次测量(Obs. 1b)的AUC;黄线为观测者2一次测量 (Obs. 2)的AUC。

增强扫描和形态学特征很难区分<sup>[11]</sup>。扩散加权成像MRI-DWI可弥补DCE-MRI在这方面的缺点,且 无需注射对比剂,因此更适合多 重纵向随访研究,监测肿瘤生长 及治疗效果。目前,仅有少数研 究利用传统DWI对肺部肿瘤进行 定量评估,且研究结果常常不一 致<sup>[12-17]</sup>。大多数研究报道的诊断 准确性较高,一般高于80%<sup>[14]</sup>, 但仍有少部分研究的诊断准确性 低于80%<sup>[12-17]</sup>, 甚至有些研究无法 有效鉴别肺部恶性和良性病变。 在这些研究中, ADC值的阈值变化 范围为0.834×10<sup>-3</sup>-1.4×10<sup>-3</sup>mm<sup>2</sup>/ s。本文报道的诊断准确性与其他 DWI研究一致(18-20), ADC值在其 他研究报道的范围内。Ohba等<sup>[18]</sup> 采用3.0T MRI, 其报道的ADC值略 高于本文中的ADC值。此外,Ohba 等报道的3.0T DWI的ADC值高于 1.5T DWI的ADC值。本文与Ohba等 研究的差异可能来自纳入病变的 病理学特征差异,以及DWI 成像方



**图7** 两名观测者重复观测差异的Bland-Altman分析。对于恶性结节的MK(a)和ADC值(c)以及良性结节的MK(b)和ADC值(f),观测者1的第一次测量vs.第二次测量;对于恶性结节的MK(c)和ADC值(g)以及良性结节的MK(d)和ADC值(h),观测者1的第一次测量和观测者2的一次测量对比。

法差异。例如,若b值低于600s/ mm<sup>2</sup>,则可能受灌注效应的影响, 若b值较高,则可能增加失真和磁 敏感伪影的概率<sup>[19]</sup>。因此,本文 将b值设置为800s/mm<sup>2</sup>。其他b值也 许比该值更合适,有待进一步研 究确定。ADC值不一致的另一个原 因可能在于,磁敏感伪影使我们 无法准确测量靠近包含气体的器 官病变的ADC值。孤立性肺结节可 能包含气体,从而影响了ADC的准 确测量<sup>[20]</sup>。Bernardin等<sup>[21]</sup>研究显 示,对于小于2.0cm的病变,ADC 值的可重复性较低。以上原因均 可能影响本文的研究结果。

目前,DKI较少用于肺结节的 成像研究。本文中,虽然MK值的 诊断准确性与ADC值相比并没有显 著提高,但是用于肺结节的鉴别 时,MK值比ADC值略高,说明DKI 也许能更准确的评估肺部肿瘤, 所以该结论有待进一步研究。

本文采用了呼吸门控方法进 行扫描(而非屏气法),此方法与 屏气式DW-MRI相比,呼吸触发扩 散加权MRI(DW-MRI)不但能提高图 像质量,而且能避免图像重合不 良。

有些脑部DKI研究建议将最大

b值设置为2000~2500s/mm<sup>2</sup>,由 干信噪比和横向驰豫信号快速衰 减的原因,该b值并不适用于其 他器官(除头部外)。与头部线圈 相比,柔性表面线圈的敏感性较 低,造成组织的信噪比下降,而 在这些组织中T2横向驰豫时间较 短,导致横向驰豫的信号衰减较 快<sup>[22]</sup>。也有一些研究者将DKI用于 肾、前列腺和颈部区域的成像, 发现b值为600~1500s/mm<sup>2</sup>时,即 可满足DKI参数测量要求<sup>[23-26]</sup>。因 此,本文将b值设置为1000s/mm<sup>2</sup>, 便于在信噪比和DKI参数的准确定 量之间达到平衡。我们还使用了 以缩短回波时间(72.8ms),提高 重复时间(8000ms),来提高信噪 HL.

本文存在以下局限性。①本 文的研究结果仅为初步结果,还 需要进行较大队列的多中心研 究。②很难避免肺部结节DWI图像 上磁敏感伪影的出现。虽然我们 采用了呼吸门控的方法,但呼吸 运动和心脏运动造成的伪影仍然 无法避免。③病变中央坏死的边 缘可能太薄,无法准确勾画ROI。 为了提高信噪比,我们在DKI成像 中使用了较高的层厚(6.0mm),也 可能会影响测量结果。

综上所述,肺部DKI可以应用 于常规临床检查。DKI成像与传统 ADC值相比,能更好的提高恶性和 良性肺结节鉴别诊断的可信度。 但需要进一步的更多大样本研 究,更全面的分析DKI成像研究, 为临床应用提供非创伤性检查方 法。

## 参考文献

- [1] Gould MK, Maclean CC, Kuschner WG, et al. Accuracy of positron emission tomography for diagnosis of pulmonary nodules and mass lesions: a m e t a - a n a l y s i s [J]. JAMA, 2001, 285 (7): 914-924.
- [2] Cheran SK, Nielsen ND, Patz EF Jr. False-negative findings for primary lung tumors on FDG positron emission tomography: staging and prognostic implications [J]. Am J Roentgenol, 2004, 182 (5): 1129-1132.
- [3] Shim SS, Lee KS, Kim B, et al. Focal parenchymal lung lesions showing a potential of falsepositive and false negative interpretations on integrated PET/CT[J]. Am J Roentgenol, 2006, 186 (3): 639-648.

- [4] Schaefer JF, Vollmar J, Schick F, et al. Solitary pulmonary nodules: dynamic contrastenhanced MR imaging-perfusion differences in malignant and benign lesions [J]. Radiology, 2004, 232 (2): 544-553.
- [5] Takahara T, Imai Y, Yamashita T, et al. Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS): technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display[J]. Radiat Med, 2004, 22: 275-282.
- [6] Koyama H, Ohno Y, Seki S, et al. Value of diffusionweighted MR imaging using various parameters for assessment and characterization of solitary pulmonary nodules [J]. Eur J Radiol, 2015, 84 (3): 509-515.
- [7] Schwarcz A, Bogner P, Meric P, et al. The existence of biexponential signal decay in magnetic resonance diffusion-weighted imaging appears to be independent of compartmentalization [J]. Magn Reson Med, 2004, 51 (2): 278-285.
- [8] Jensen JH, Helpern JA. MRI quantification of non-Gaussian water diffusion by kurtosis analysis [J]. NMR Biomed, 2010, 23 (7): 698Y710.
- [9] Qayyum A. Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications [J]. Radiographics, 2009, 29 (6): 1797-1810.
- [10] Atalay MK, Poncelet BP, Kantor HL, et al. Cardiac susceptibility artifacts arising from the heart-lung interface[J]. Magn Reson Med, 2001, 45 (2): 341-345.
- [11] Satoh S, Kitazume Y, Ohdama S, et al. Can malignant and benign pulmonary nodules be differentiated with diffusion- weighted MRI[J]. Am J Roentgenol, 2008, 191 (2): 464-470.
- [12] Uto T, Takehara Y, Nakamura Y, et al. Higher sensitivity and specificity for diffusion-weighted imaging of malignant lung lesions without apparent diffusion coefficient quantification[J].

Radiology, 2009, 252 (1): 247-254.

- [13] Tondo F, Saponaro A, Stecco A, et al. Role of diffusionweighted imaging in the differential diagnosis of benign and malignant lesions of the chest-mediastinum[J]. Radiol Med, 2011, 116 (5): 720-733.
- [14] Koyama H, Ohno Y, Aoyama N, et al. Comparison of STIR turbo SE imaging and diffusionweighted imaging of the lung: capability for detection and subtype classification of pulmonary adenocarcinomas[J]. Eur Radiol, 2010, 20 (4): 790-800.
- [15] Mori T, Nomori H, Ikeda K, et al. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging for diagnosing malignant pulmonary nodules/masses: comparison with positron emission tomography[J]. J Thorac Oncol, 2008, 3(4): 358-364.
- [16] Ohba Y, Nomori H, Mori T, et al. Is diffusion-weighted magnetic resonance imaging superior to positron emission tomography with fludeoxyglucose F 18 in imaging non-small cell lung cancer[J]. J Thorac Cardiovasc Surg, 2009, 138: 439-445.
- [17] Usuda K, Sagawa M, Motono N, et al. Diagnostic Performance of diffusion weighted imaging of malignant and benign pulmonary nodules and masses: comparison with positron emission tomography [J]. Asian Pac J Cancer Prev, 2014, 15 (11): 4629-4635.
- [18] Ohba Y, Nomori H, Mori T, et al. Diffusion-weighted magnetic resonance for pulmonary nodules: 1.5 vs. 3 Tesla[J]. Asian Cardiovasc Thorac Ann, 2011, 19(2): 108-114.
- [19] Jezzard P, Barnett AS, Pierpaoli C. Characterization of and correction for eddy current artifacts in echo planar diffusion imaging [J]. Magn Reson Med, 1998, 39 (5): 801-812.
- [20] Bernardin L, Douglas NH, Collins DJ, et al. Diffusionweighted magnetic resonance imaging for assessment of lung lesions: repeatability of the apparent diffusion

coefficient measurement[J].Eur Radiol, 2014, 24(2): 502-511.

- [21] Nasu K, Kuroki Y, Sekiguchi R, et al. The effect of simultaneous use of respiratory triggering in diffusionweighted imaging of the liver[J]. Magn Reson Med Sci, 2006, 5 (3): 129-136.
- [22] Filli L, Wurnig M, Nanz D, et al. Whole-body diffusion kurtosis imaging: initial experience on non-Gaussian diffusion in various organs [J]. Invest Radiol, 2014, 49 (12): 773-778.
- [23] Pentang G, Lanzman RS, Heusch P, et al. Diffusion kurtosis imaging of the human kidney: a feasibility study[J]. Magn Reson Imaging, 2014, 32 (5): 413-420.
- [24] Quentin M, Pentang G, Schimmo. ller L, et al. Feasibility of diffusional kurtosis tensor imaging in prostate MRI for the assessment of prostate cancer: preliminary results[J]. Magn Reson Imaging, 2014, 32 (7): 880-885.
- [25] Yuan J, Yeung DK, Mok GS, et al. Non-Gaussian analysis of diffusion weighted imaging in head and neck at 3T: a pilot study in patients with nasopharyngeal carcinoma [J]. PLoS One, 2014, 9(1): e87024.
- [26] Jensen JH, Helpern JA, Ramani A, et al. Diffusional kurtosis imaging: the quantification of non-Gaussian water diffusion by means of magnetic resonance imaging [J]. Magn Reson Med, 2005, 53 (6): 1432-1440.

(本文编辑: 刘龙平)

【收稿日期】2017-09-26