

Gd-EOB-DTPA 对多 b 值肝脏 DWI 中表观弥散系数值的影响

李伟 龙晚生 崔恩铭 罗学毛 黄列彬 蒋基荣

529030, 广东省江门市中心医院放射科

通信作者: 李伟, Email: qfxlcom@126.com

DOI: 10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2017.01.005

【摘要】目的 通过行肝脏多 b 值弥散加权成像(DWI), 观察注射钆塞酸二钠(Gd-EOB-DTPA)前、后不同时相表观弥散系数(ADC)值的变化, 探讨增强后行 DWI 的可行性。**方法** 收集行 Gd-EOB-DTPA 肝脏增强的受检者 126 例, 其中, 例行体检的健康志愿者 30 名, 肝脏病变患者 96 例(原发性肝癌 25 例、转移性肝癌 20 例、肝血管瘤 28 例、肝囊肿 23 例), 均经临床或病理证实。在 Philips Achieva 1.5T 双梯度超导 MR 成像系统上, 行同相与正反相 T1 加权像闭气轴位平扫及轴位呼吸门控 DWI。通过肘静脉向受检者注射 0.025 mmol/kg Gd-EOB-DTPA, 行动脉期、静脉期、3 min 期、10 min 期、20 min 期、30 min 期闭气轴位 T1 加权高分辨率各向同性容积激发序列(THRIVE)扫描, 在 5 min 期, 行轴位 T2 加权像脂肪抑制呼吸门控扫描, 在 15 min 期, 行轴位呼吸门控 DWI 后, 接着行冠状位 T2 加权闭气扫描, 在 25 min 期, 行轴位呼吸门控 DWI。平扫期、15 min 期、25 min 期的 DWI 参数完全一致, 为单次激发自旋回波-平面回波成像(SE-EPI)序列, b 值依次取 0、50、300、600 s/mm², 扫描时间 196 s。在 EWS 工作站上, 通过 ADC 分析函数生成平扫期、15 min 期、25 min 期在 b=50、300、600 s/mm² 时的 ADC 图, 测出正常肝脏、原发性肝癌、转移性肝癌、肝血管瘤、肝囊肿的 ADC 值, 对同一 b 值下同一疾病在平扫期、15 min 期及 25 min 期的 ADC 值进行 *t* 检验, 分析是否存在统计学差异。**结果** 同一 b 值下同一疾病的 ADC 值在平扫期时最大, 随着 Gd-EOB-DTPA 的注入, ADC 值开始下降, 然后上升, 到了 25 min 期, ADC 值与平扫期时基本一致, 15 min 期的 ADC 值最低, 平扫期、15 min 期、25 min 期的 ADC 值差异无统计学意义(*t*=0.25~1.29, *P*均>0.05)。同一疾病同一时相的 DWI 中, 随着 b 值的增加, ADC 值不断下降, b 值越小, ADC 值越大。**结论** 静脉注射 Gd-EOB-DTPA 后, 肝脏 ADC 值下降十分有限, 增强后行 DWI 是可行的。

【关键词】 磁共振成像, 弥散; 表观弥散系数; 肝脏; 钆塞酸二钠

基金项目: 江门市科技计划项目(江科[2013]81号-44)

Effect of Gd-EOB-DTPA on apparent diffusion coefficient values in multi-b value model of liver diffusion weighted imaging Li Wei, Long Wansheng, Cui Enming, Luo Xuemao, Huang Liebin, Jiang Jirong

Department of Radiology, Jiangmen Central Hospital, Jiangmen 529030, China

Corresponding author: Li Wei, Email: qfxlcom@126.com

【Abstract】 Objective To observe the variation of apparent diffusion coefficient (ADC) and sum up the feasibility of diffusion weighted imaging (DWI) after enhancement by employing the multi-b value model of liver DWI before and after injection of gadolinium-ethoxibenzyldiethylene triaminepentaacetic acid (Gd-EOB-DTPA). **Methods** Data from 126 patients with Gd-EOB-DTPA were collected. Among these patients, 30 had normal liver, 25 had liver cancer, 20 had metastatic carcinoma, 28 had hemangioma, and 23 had cysts, as confirmed by clinical and pathological examination. Philips Achieva 1.5T dual-gradient superconducting magnetic resonance scanner was used for in-phase, in-and-out phase T1 weighted breath hold axial scan, and axial respiratory gated DWI. 0.025 mmol/kg dose of Gd-EOB-DTPA was injected into the patients, temporal high resolution isotropic volume examination (THRIVE) and T1 weighted breath

hold axial scan were conducted at arterial phase, venous phase and 3, 10, 20, and 30 min phases. Axial T2 weighted fat saturation respiratory gated scan was conducted at 5 min phase. Axial respiratory gated DWI was conducted at 15 min phase, followed by coronal T2 weighted breath hold scan. Axial respiratory gated DWI was conducted at 25 min phase. The plain, 15 min phase and 25 min phase scan had the same DWI parameter which was single-excitation spin echo-echo planar imaging sequence, the b value was 0, 50, 300, 600 s/mm², respectively, with a scan time of 196 s. The b=50, 300, and 600 s/mm² ADC diagram of plain scan, 15 and 25 min scan were generated on an EWS workstation by ADC analysis function. The ADC values of normal liver, liver cancer, metastasis, hemangioma, and cyst were measured. At the same b values, the ADC values of the same type of disease were statistically analyzed by *t* test at plain scan, 15 and 25 min scan. **Results** For the same b value and disease, the ADC values of the plain scan were the largest. The ADC values began to decrease and finally increase with the injection of Gd-EOB-DTPA. These values at the 25 min scan were consistent with the result of the plain scan, and the 15 min scan were the lowest. The ADC values had no significant difference in the plain scan, 15 min scan and 25 min scan ($t=0.25\sim 1.29$, all $P>0.05$). For the DWI of the same disease and phase, the b value increased and the ADC values decreased; the smaller the b value, the greater the ADC values. **Conclusion** After intravenous injection of Gd-EOB-DTPA, the decrease of the ADC values in the liver was minimal, and DWI was feasible after enhancement.

【Key words】 Diffusion magnetic resonance imaging; Apparent diffusion coefficient; Liver; Gadolinium-ethoxibenzyl-diethylene triaminepentaacetic acid

Fund program: Jiangmen Science and Technology Program (JK [2013]81-44)

弥散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)作为目前唯一能监测活体组织内水分子扩散运动的无创性方法,在检出肝脏小病灶的应用中得到了充分的认可。钆塞酸二钠(gadolinium-ethoxibenzyl-diethylene triaminepentaacetic acid, Gd-EOB-DTPA)具有非特异性细胞外对比剂和肝胆特异性对比剂双重特性,其动态增强与延迟肝实质期扫描能提供病变形态、血供、细胞来源及肝功能等更多信息^[1-2]。

我们对肝脏病变患者行 Gd-EOB-DTPA 增强前、后 DWI 检查,比较同一病灶不同时相表现弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)值的变化情况,评估在肝脏增强扫描后行 DWI 的可行性。

1 资料与方法

1.1 一般资料

收集 2013 年 1 月至 2015 年 12 月由我院收治的 96 例肝脏病变患者,均经临床或病理证实,另选 30 名例行体检的健康志愿者,共 126 例,其中,男性 66 例、女性 60 例,年龄 36~70 岁,平均(50.2±5.6)岁。96 例肝脏病变患者中原发性肝癌 25 例、转移性肝癌 20 例、肝血管瘤 28 例、肝囊肿 23 例。所有受检者检查项目均经我院医学伦理会同意,并于检查前签署了知情同意书。

1.2 仪器与方法

采用荷兰 Philips 公司 Achieva 1.5T 双梯度超导 MR 成像系统,梯度场强为 66 mT/m 和 33 mT/m,梯度切换率为 90 mT/(m·s) 和 180 mT/(m·s),SENSE Body 线圈。

平扫包括:①轴位同相位 T1 快速场回波序列(T1-FFE-IP),重复时间(time of repeat, TR)137 ms、回波时间(time of echo, TE)4.6 ms、层数 25、层厚 6 mm、层间距 1 mm、激励次数 1、扫描时间 26 s,二次闭气扫描;②轴位正反相位快速场回波序列(dual-FFE),TR 101 ms、TE 4.6 和 2.3 ms、层数 25、层厚 6 mm、层间距 1 mm、激励次数 1、扫描时间 26 s,二次闭气扫描;③轴位呼吸门控多 b 值弥散加权序列(DWI-4b-RT)。

增强扫描采用闭气高分辨率各向同性容积激发序列(e-THRIVE-BH),TR 3.4 ms、TE 1.6 ms、层数 25、层厚 6 mm、层间距 1 mm、激励次数 1、扫描时间 14 s。分别行动脉期、静脉期、3 min 期、10 min 期、20 min 期、30 min 期轴位扫描。在 5 min 期,行轴位呼吸门控 T2 加权精准频率反转恢复序列(T2W-SPAIR)扫描,TR 1128 ms、TE 85 ms、反转时间 180 ms、层数 25、层厚 6 mm、层间距 1 mm、激励次数 1、扫描时间 210 s;在 15 min 期,行轴位呼吸门控序列 DWI-4b-RT 扫描,接着行冠状位

T2 加权快速自旋回波闭气扫描序列(T2W-TSE-BH)扫描, TR 3.3 ms、TE 1.7 ms、层数 18、层厚 5 mm、层间距 1 mm、激励次数 1、扫描时间 15 s; 在 25 min 期, 行轴位呼吸门控序列 DWI-4b-RT 扫描。

DWI-4b-RT 为单次激发自旋回波-平面回波成像(SE-EPI)序列, TR 1137 ms、TE 59 ms、层数 25、层厚 6 mm、层间距 1 mm、激励次数 2, 在频率编码、相位编码及层面选择 3 个方向上同时施加扩散敏感梯度场, b 值取 0、50、300、600 s/mm², 扫描时间 196 s。

平扫 DWI 后, 采用美国 Medrad 公司 AVA 500 DCOV 高压注射器由肘静脉向患者注射 0.025 mmol/kg 剂量的 Gd-EOB-DTPA, 再用 20 ml 生理盐水冲管。在高压注射器注射后约 20~25 s, 启动动脉期轴位 e-THRIVE-BH。

1.3 图像后处理

在 Philips EWS 工作站上, 通过 ADC 分析函数, 把 b 值为 50、300、600 s/mm² 的 DWI 像与 b 值为 0 的 DWI 像相减, 生成该 b 值在平扫期、15 min 期及 25 min 期的 ADC 图。在 ADC 图上, 健康志愿者取不同区域 5 个 ROI 进行 ADC 值测量, 取平均值作为正常肝脏的 ADC 值; 原发性肝癌、转移性肝癌、肝血管瘤、肝囊肿患者取最具

代表性的病灶勾画 ROI, 测量并作为该疾病的 ADC 值。

1.4 统计学分析

采用 SPSS 17.0 统计学软件进行分析, 同一 b 值下同一病灶在平扫期、15 min 期、25 min 期的 ADC 值符合正态性分布及方差齐性要求, 进一步行 *t* 检验。*P*<0.05 表示差异具有统计学意义。

2 结果

在 DWI 像上, 30 名健康志愿者肝实质为等信号, 胆管及血管为低信号。25 例原发性肝癌患者大多数病灶表现为混杂信号, b 值增大, 病灶信号强度稍有降低, 但仍高于肝实质(图 1)。20 例转移性肝癌患者中原发灶有 10 例肺癌、4 例鼻咽癌、4 例前列腺癌、2 例乳腺癌, 其中 11 例肝脏病灶中心为低信号, b 值越大, 信号强度越低(图 2)。28 例肝血管瘤患者病灶表现为均匀等或稍高信号, b 值越大, 病灶信号强度越低(图 3)。23 例肝囊肿患者 b 值越大, 病灶信号强度下降越明显(图 4)。

正常肝脏 ADC 图, 肝实质为等信号, 胆管和血管为高信号。原发性肝癌、转移性肝癌、肝血管瘤、肝囊肿在 ADC 图的信号强度与 DWI 像上的表现正好相反。同一性质病灶在同一 b 值下, ADC 值为平扫期>25 min 期>15 min 期, 但差异无统计

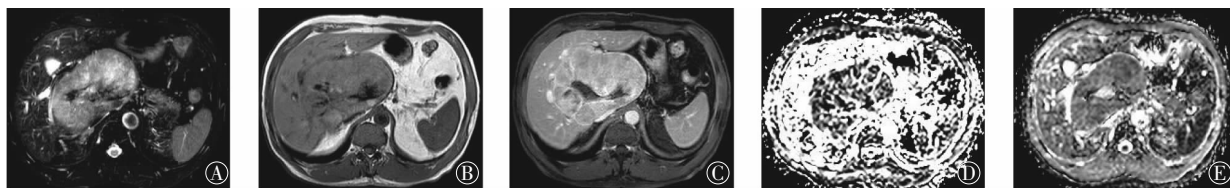


图 1 原发性肝癌患者(女性, 56 岁)的 T2 加权像、T1 加权像和 ADC 图。图中, T2 加权像(A)、平扫 T1 加权像(B)、静脉期 T1 加权像(C)可见肝门部并累及肝尾叶 S8 段大小约 13.2 cm×8.1 cm 巨大肿块, T1 加权像呈低信号, T2 加权像呈稍高信号, 动脉期明显不均匀强化, 静脉期持续强化, 延迟期呈低信号; D、E 为 25 min 期在 b=50、600 s/mm² 下的 ADC 图, ADC 值分别为 $1.26 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 和 $1.18 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$; ADC: 表观弥散系数。

Fig.1 The T2 weighted images, T1 weighted images and apparent diffusion coefficient images of primary liver cancer patient

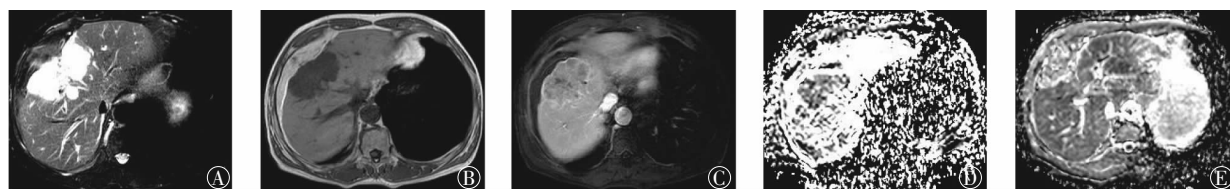


图 2 转移性肝癌患者(男性, 47 岁)的 T2 加权像、T1 加权像和 ADC 图。图中, T2 加权像(A)、平扫 T1 加权像(B)、3 min 期 T1 加权像(C)可见右肝内侧 S8 段大小约 4.90 cm×7.56 cm 肿块, T1 加权像呈低信号、T2 加权像呈高信号, 肿块强化不均匀, 呈边缘环状强化; D、E 为 25 min 期在 b=50、600 s/mm² 下的 ADC 图, ADC 值分别为 $1.41 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 和 $1.31 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$; ADC: 表观弥散系数。

Fig.2 The T2 weighted images, T1 weighted images and apparent diffusion coefficient images of metastatic liver cancer patient

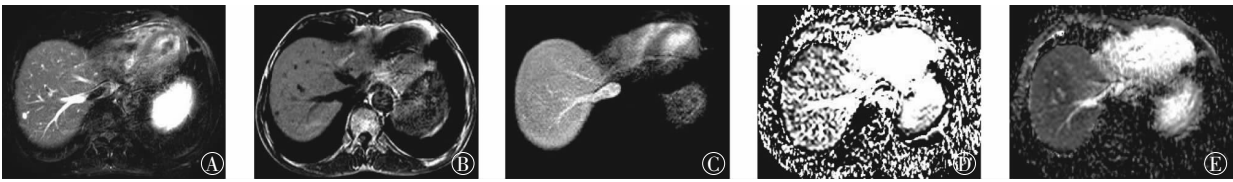


图3 肝血管瘤患者(男性, 51岁)的T2加权像、T1加权像和ADC图。图中, T2加权像(A)、平扫T1加权像(B)、10 min期T1加权像(C)可见肝右叶前S7段直径约1.1 cm的结节, 边界清楚, T1加权像呈低信号、T2加权像呈高信号, 信号均匀, 动脉期结节边缘强化, 静脉期、5 min期结节强化明显, 10 min期、20 min期及30 min期强化逐渐减低; D、E为15 min期在 $b=50$ 、 600 s/mm²下的ADC图, ADC值分别为 2.12×10^{-3} mm²/s和 1.96×10^{-3} mm²/s; ADC: 表观弥散系数。

Fig.3 The T2 weighted images, T1 weighted images and apparent diffusion coefficient images of hepatic hemangioma patient

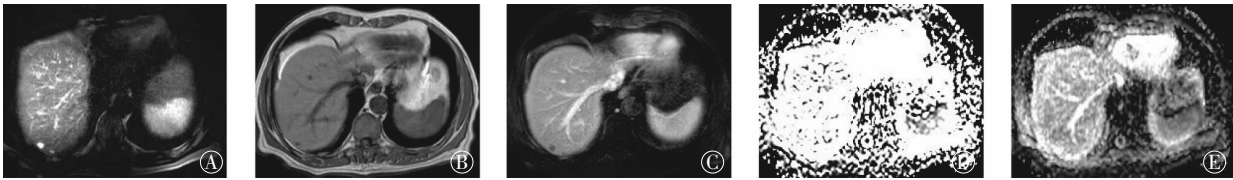


图4 肝囊肿患者(女性, 44岁)的T2加权像、T1加权像和ADC图。图中, T2加权像(A)、平扫T1加权像(B)、20 min期T1加权像(C)可见肝右叶后S7段直径约1.0 cm的结节, T1加权像呈低信号、T2加权像呈高信号, 增强扫描后, 结节未见明显强化; D、E为15 min期在 $b=50$ 、 600 s/mm²下的ADC图, ADC值分别为 2.61×10^{-3} mm²/s和 2.45×10^{-3} mm²/s; ADC: 表观弥散系数。

Fig.4 The T2 weighted images, T1 weighted images and apparent diffusion coefficient images of hepatic cyst patient

学意义($t=0.25\sim 1.29$, 均 $P>0.05$); 同一性质病灶在同一时相下, ADC值随 b 值增大而减小($b=50$ 时 $>b=300$ 时 $>b=600$ 时), 但差异亦无统计学意义($t=0.34\sim 1.21$, 均 $P>0.05$)。原发性肝癌、转移性肝癌的ADC值明显低于肝血管瘤、肝囊肿和正常肝脏, 且差异具有统计学意义($t=5.28\sim 10.24$, 均 $P<0.05$), 肝血管瘤、肝囊肿的ADC值低于正常肝脏, 但差异无统计学意义($t=0.41\sim 1.09$, 均 $P>0.05$)(表1)。

从表1数据中发现, 同一 b 值时, ADC最大降幅[即:(平扫期ADC值-15 min期ADC值)/平扫期ADC值]在正常肝脏中小于5.9%, 在原发性肝癌中小于7.3%, 在转移性肝癌中小于9.0%, 在肝血管瘤中小于5.6%, 在肝囊肿中小于5.2%。

表1 不同 b 值下各类肝脏疾病在不同时相的ADC值($\times 10^{-3}$ mm²/s)

Table 1 Apparent diffusion coefficient values of various liver diseases under different b values at different time ($\times 10^{-3}$ mm²/s)

b 值/(s/mm ²)	时相	原发性肝癌($n=25$)	转移性肝癌($n=20$)	肝血管瘤($n=28$)	肝囊肿($n=23$)	正常肝脏($n=30$)
50	平扫期	1.28±0.22	1.43±0.28	2.14±0.24	2.70±0.26	2.95±0.22
	15 min期	1.19±0.25 ^a	1.34±0.28 ^a	2.02±0.22 ^a	2.56±0.20 ^a	2.79±0.22 ^a
	25 min期	1.26±0.27 ^b	1.40±0.20 ^b	2.10±0.26 ^b	2.65±0.29 ^b	2.89±0.24 ^b
300	平扫期	1.23±0.24	1.38±0.26	2.08±0.24	2.62±0.26	2.88±0.22
	15 min期	1.14±0.26 ^a	1.29±0.28 ^a	1.97±0.22 ^a	2.49±0.26 ^a	2.71±0.25 ^a
	25 min期	1.21±0.28 ^b	1.35±0.20 ^b	2.04±0.24 ^b	2.58±0.28 ^b	2.79±0.26 ^b
600	平扫期	1.20±0.26	1.34±0.32	2.02±0.22	2.50±0.28	2.78±0.31
	15 min期	1.12±0.22 ^a	1.22±0.34 ^a	1.92±0.23 ^a	2.38±0.26 ^a	2.63±0.27 ^a
	25 min期	1.18±0.24 ^b	1.30±0.28 ^b	1.98±0.24 ^b	2.44±0.30 ^b	2.72±0.32 ^b

注: 表中, ^a为同一疾病在同一时相, $b=300$ 与 50 s/mm²下的ADC值比较($t=0.41\sim 1.07$, P 均 >0.05); ^b为同一疾病在同一时相, $b=600$ 与 50 s/mm²下的ADC值比较($t=0.09\sim 0.39$, 均 $P>0.05$); ADC: 表观弥散系数。

3 讨论

DWI的扩散敏感度常用 b 值来表示, 在高 b 值情况下, 扩散速度快慢的差异能够得到最佳地显示, 指定 b 值的DWI像与 b 值为0时的DWI像相减, 便是该 b 值下组织的ADC图。扩散速度快的组织具有较高的ADC值, 在DWI像上表现为较低的信号, 据此可以对不同病变进行鉴别。

Kenis等^[3]和Golfieri等^[4]的研究结果显示, 在对肝转移瘤的检出上, DWI的灵敏度显著高于T2加权像, 与动态对比增强相比无显著差异。Hardie等^[5]和Lee等^[6]的研究结果显示, 在对直径 ≤ 1.0 cm的转移瘤的检出率上, DWI高于动态对比增强, 但

在对直径>1.0 cm的转移瘤的检出率上,二者无明显差异。荣凡令等^[7]发现,在 $b=150\text{ s/mm}^2$ 时,肝血管瘤、肝囊肿信号强度很高,明显高于肝细胞癌和肝转移瘤,在 $b=800\text{ s/mm}^2$ 时,信号明显下降,但仍高于正常肝脏组织。

在体内,Gd-EOB-DTPA一半由肾脏排泄,一半由肝胆道系统排泄,产生的肝脏强化是双期的,在静脉团注早期,产生类似Gd-DTPA动态增强效果。5 min后,肝脏T1信号强度呈现快速上升趋势,此后肝细胞对造影剂的摄取和滞留,使肝脏T1信号仍持续上升,但速度已减慢,约20 min后达到肝脏强化高峰,大约持续2 h,最后胆汁开始排泄,肝脏T1信号缓慢下降,胆道系统出现强化。

关于静脉注射Gd-EOB-DTPA对DWI的影响,国内外研究存在争论,多数研究结果显示静脉注射Gd-EOB-DTPA不会影响ADC值的测量,可以在增强扫描后行DWI扫描^[3-5]。Puryško等^[8]通过对63例肝脏肿瘤患者行多时相多 b 值DWI,发现Gd-EOB-DTPA对增强前后的ADC值没有影响,在增强后行DWI是可行的。Katsube等^[9]在注射Gd-EOB-DTPA后,行肝脏5 min期、15 min期、25 min期DWI,发现增强后各期的ADC值与平扫期对比差异不大,认为对比剂的顺磁性效应对肝脏的扩散运动影响有限。Gulani等^[10]通过观察平扫以及静脉注射Gd-EOB-DTPA后1~13 min肝脏、肾脏、脾脏DWI的信号强度及ADC值的变化,发现增强扫描后肝脏、肾脏的DWI信号强度及ADC值显著降低。

我们对肝脏行DWI后,发现原发性肝癌、转移性肝癌的ADC值最低,远低于肝血管瘤、肝囊肿及正常肝脏;肝血管瘤和肝囊肿的ADC值低于正常肝脏,但差异不大。同一病灶在相同的 b 值下,各个时相的ADC值不尽相同,平扫期ADC值最大,15 min期最小,25 min期居中,ADC值在注射Gd-EOB-DTPA后不断下降,15 min后再缓慢恢复,大约25 min后基本上与平扫期ADC值一致。 b 值越小,ADC值下降的幅度越大; b 值越大,降幅越小。从总体降幅上看,正常肝脏<5.9%,原发性肝癌<7.3%,转移性肝癌<9.0%,肝血管瘤<5.6%,肝囊肿<5.2%。原因可能在于Gd-EOB-DTPA为小分子,对细胞外间隙的影响不明显,另外还有可能是Gd-EOB-DTPA的黏滞度与血浆的黏滞度接近,对水分子的扩散产生不了明显的影响。

肝脏DWI的信噪比较低,在与肺、含气肠道等气体交界面上有明显的磁敏感伪影。ADC值的大小与 b 值有关,低 b 值时,信噪比较高,DWI图像清晰,但受部分微循环血流灌注的影响,测得的ADC值偏高;高 b 值时,图像信噪比较低,磁敏感伪影较大,但可忽略血流灌注的影响,测得的ADC值较接近肝脏的扩散系数值,更能反映组织的扩散特性^[11]。要想获得清晰而又受血流灌注影响小的DWI像,须根据机器及参数选择合适的 b 值,通过查阅资料,结合所分析的患者资料,我们认为选择 $b=600\text{ s/mm}^2$ 比较合适,既能获得清晰的图像,又能很好地反映组织的扩散特性。

静脉注射Gd-EOB-DTPA后,肝脏平扫与增强后的ADC值无明显差异,说明增强后行DWI获得的效果与平扫DWI一致。

利益冲突 本研究由署名作者按以下贡献声明独立开展,不涉及任何利益冲突。

作者贡献声明 李伟负责设计研究命题、数据的获取与分析、论文的撰写与修订;龙晚生负责数据的获取、提供与分析,论点的提供;崔恩铭负责研究过程的实施,数据的获取、提供与分析;罗学毛、黄列彬、蒋基荣负责数据的获取、提供。

参 考 文 献

- [1] Goshima S, Kanematsu M, Watanabe H, et al. Gd-EOB-DTPA-enhanced MR imaging: prediction of hepatic fibrosis stages using liver contrast enhancement index and liver-to-spleen volumetric ratio[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2012, 36(5): 1148-1153. DOI: 10.1002/jmri.23758.
- [2] Kudo M. Will Gd-EOB-MRI change the diagnostic algorithm in hepatocellular carcinoma?[J]. *Oncology*, 2010, 78(Suppl 1): S87-S93. DOI: 10.1159/000315235.
- [3] Kenis C, Deckers F, De Foer B, et al. Diagnosis of liver metastases: can diffusion-weighted imaging(DWI) be used as a stand alone sequence?[J]. *Eur J Radiol*, 2012, 81(5): 1016-1023. DOI: 10.1016/j.ejrad.2011.02.019.
- [4] Golfieri R, Renzulli M, Lucidi V, et al. Contribution of the hepatobiliary phase of Gd-EOB-DTPA-enhanced MRI to Dynamic MRI in the detection of hypovascular small($\leq 2\text{ cm}$) HCC in cirrhosis [J]. *Eur Radiol*, 2011, 21(6): 1233-1242. DOI: 10.1007/s00330-010-2030-1.
- [5] Hardie AD, Naik M, Hecht EM, et al. Diagnosis of liver metastases: value of diffusion-weighted MRI compared with gadolinium-enhanced MRI[J]. *Eur Radiol*, 2010, 20(6): 1431-1441. DOI: 10.1007/s00330-009-1695-9.
- [6] Lee SA, Lee CH, Jung WY, et al. Paradoxical high signal intensity of hepatocellular carcinoma in the hepatobiliary phase of Gd-EOB-

- DTPA enhanced MRI: initial experience[J]. Magn Reson Imaging, 2011, 29(1): 83-90. DOI: 10.1016/j.mri.2010.07.019.
- [7] 荣凡令, 徐青, 徐田勇. 低b值DWI在肝左叶小病灶中的应用价值[J]. 中国中西医结合影像学杂志, 2015, 13(1): 4-6. DOI: 10.3969/j.issn.1672-0512.2015.01.002.
- Rong FL, Xu Q, Xu TY. Application value of lower b-value DWI to small lesions in the left liver lobe[J]. Chin Imaging J Integr Tradit West Med, 2015, 13(1): 4-6.
- [8] Puryoko AS, Remer EM, Veniero JC. Focal liver lesion detection and characterization with GD-EOB-DTPA[J]. Clin Radiol, 2011, 66(7): 673-684. DOI: 10.1016/j.crad.2011.01.014.
- [9] Katsube T, Okada M, Kumano S, et al. Estimation of liver function using T1 mapping on Gd-EOB-DTPA-enhanced magnetic resonance imaging[J]. Invest Radiol, 2011, 46(4): 277-283. DOI: 10.1097/RLL.0b013e318200f67d.
- [10] Gulani V, Willatt JM, Blaimer M, et al. Effect of contrast media on single-shot echo planar imaging: implications for abdominal diffusion imaging[J]. J Magn Reson Imaging, 2009, 30(5): 1203-1208. DOI: 10.1002/jmri.21945.
- [11] Kinner S, Umutlu L, Blex S, et al. Diffusion weighted MR imaging in patients with HCC and liver cirrhosis after administration of different Gadolinium contrast agents: is it still reliable?[J/OL]. Eur J Radiol, 2012, 81(4): e625-e628[2016-08-25]. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0720048-X12000228>. DOI: 10.1016/j.ejrad.2011.12.042.

(收稿日期: 2016-08-25)

《国际放射医学核医学杂志》第五届编辑委员会成员名单

顾问 程天民 柴之芳 王世真 吴德昌 张景源 周 前

总编辑 樊飞跃

副总编辑 黄 钢 苏 旭 谭 建 田嘉禾 赵 军 朱茂祥

编辑委员 (含总编辑、副总编辑)

蔡建明 曹建平 陈 跃 陈肖华 邓大平 樊飞跃 樊赛军 冯 珏 冯彦林 高 硕
 关晏星 郭国祯 何建军 何淑雅 何 薇 何作祥 黄 钢 姜 炜 蒋宁一 金顺子
 鞠永健 匡安仁 李 林 李宝生 李 彪 李殿富 李 方 李健丁 李林法 李全太
 李险峰 李小东 李亚明 李幼忱 梁 莉 刘建军 刘建香 刘 强 刘晓冬 刘兴党
 刘玉龙 刘增礼 吕玉民 马云川 孟爱民 莫 逸 秦 岚 邵春林 沈 捷 石洪成
 史春梦 宋娜玲 苏 旭 粟永萍 谭 建 唐明灯 田嘉禾 涂 彧 王春祥 王俊杰
 王全师 王荣福 王淑侠 王雪梅 王仲文 王自正 吴 华 吴翼伟 徐文贵 徐志勇
 严惟力 袁卫红 袁志斌 张 宏 张永学 张遵城 赵 军 赵晋华 赵新明 周平坤
 朱茂祥 卓维海 阎紫宸(台湾) 王海潮(美国) 周道红(美国) Bing Wang(日本)

Albert Abram Driedger(加拿大) Ping Wang(美国) Eliot M. Rosen(美国)

通讯编委 陈文新 陈志军 樊 卫 高再荣 郭 阳 贺小红 胡 斌 黄建敏 贾 强 李百龙
 李剑明 林岩松 农天雷 秦永德 任志刚 王善强 王小春 徐 荣 徐文清 徐 颖
 杨 波 杨爱民 杨吉刚 查金顺 于丽娟 张照辉 朱朝晖 朱国英 朱应葆 邹 跃
 邹仲敏

(以上按姓氏汉语拼音排序)