

弥散加权平面回波成像：肝局灶性病变应用

同济医科大学附属协和医院放射科(430030) 徐海波 孔祥泉 肖学宏 杨炼 杨帆
江利 梁波 刘定西 熊茵 于群 彭振军

【摘要】 目的:探讨表面弥散系数(ADC)评估肝占位病变的价值。方法:48例带有58个肝占位病变患者进行了弥散加权平面回波成像。58个肝占位病变中30个肝细胞癌,16个肝血管瘤,12个肝囊肿。应用不同梯度因子b值($b=0, 30, 1000, 1100$ 秒/ mm^2)弥散图像拟合出ADC图,并获取ADC值。结果:肝细胞癌、肝血管瘤和肝囊肿的平均ADC值分别为: $1.25 \pm 0.51 \times 10^{-3}$ 、 $1.75 \pm 0.6 \times 10^{-3}$ 和 $3.15 \pm 0.43 \times 10^{-3}$ $\text{mm}^2/\text{秒}$,三者差异存在着显著性($P < 0.01$)。结论:弥散加权平面回波成像法对肝细胞癌、肝血管瘤和肝囊肿具有一定的鉴别价值,但不适宜对小病灶定性诊断。

【关键词】 磁共振 肝肿瘤 弥散研究 平面回波

Diffusion-weighted EPI: Application in hepatic masses Xu Haibo, Kong Xiangquan, et al. Department of Radiology, Xiehe Hospital, Tongji Medical University, Wuhan 430022

【Abstract】 Purpose: To evaluate the diagnostic value of apparent diffusion coefficient(ADC) for hepatic masses. **Methods:** Forty-eight patients with 58 liver masses have subjected to diffusion-weighted echo-planar imaging. Of fifty-eight liver masses, there were 30 hepatocellular carcinomas, 16 hemangioma and 12 hepatic cysts. Multi-diffusion weighted images with different b values($b=0, 30, 1000, 1100\text{s}/\text{mm}^2$) were integrated to ADC map, and also average ADCs values were obtained. **Results:** Average ADC values of hepatocellular carcinoma, hemangioma and hepatic cysts were $1.25 \pm 0.51 \times 10^{-3}$ 、 $1.75 \pm 0.6 \times 10^{-3}$ and $3.15 \pm 0.43 \times 10^{-3}$ mm^2/s . The difference between the average ADC values was significant ($P < 0.01$). **Conclusion:** Diffusion-weighted EPI is helpful to differentiate hepatocellular carcinoma, hemangioma and hepatic cyst, however, it is not promising to detect or differentiate small liver lesions.

【Key words】 Magnetic resonance Hepatic neoplasm Diffusion study Echo planar

弥散加权磁共振成像(diffusion-weighted MR imaging)是一种对分子运动敏感成像技术,是唯一无创反映活体组织弥散的检查方法^[1]。在脑部应用弥散加权成像,成功地早期预示脑中风和鉴别脑囊肿、富含水分的脑肿瘤与实体肿瘤^[2,3]。因而,促使人们探讨此法在其它脏器的应用。然而早期的弥散成像多用于高场,成像时间长,对运动伪影非常敏感,不适于受生理运动影响大的脏器,如上腹部肝、脾、肾等。随着平面回波成像(echo-planar imaging)技术——超快速成像技术出现,抑制或减弱了运动伪影,因此,弥散加权平面回波成像(DW-EPI)在上腹部脏器的应用成为可能^[4-6]。现将弥散加权平面回波成像技术在肝局灶占位性病变的应用分析报道如下。

材料与方法

对象 48例带有58个肝占位病变的病人进行了弥散加权平面回波成像,年龄28-67岁,平均47.5岁。

男40例,女8例。58个肝占位病变中,30个肝细胞癌,16个肝血管瘤,12个肝囊肿,所有病人均在1.5T超导磁共振仪(Magnetom Vision, Siemens)上检查,采用体部阵列(body array)线圈。

肝脏常规MR扫描 轴位、冠状位, T1WI快速小角度激发(fast low-angle acquisition single shot turbo spin echo, FLASH)序列(TR174.9毫秒, TE4.1毫秒, 翻转角 70°), T2WI半傅立叶转换单次激发快速自旋回波(half fourier acquisition single shot turbo spin echo, HASTE)序列(TR4.4毫秒, TE90毫秒, 此处TR为回波链上相邻回波之间的间隔, 层厚8mm, 间隔2mm, 视野(FOV)为32~38cm, 矩阵(128~192)×256, 均屏气采集)。

弥散加权平面回波成像 采用平面回波SE类型的弥散加权成像法。TE118-123毫秒, 矩阵(96~120)×200, 视野35-45cm, 回波间隔0.8毫秒, 层厚5mm, 间距1mm, 采集10层。分别在SE序列 180° 脉冲前后施加不同弥散梯度因子(gradient factor), 用b值表示, $b=0, 30, 1000, 1100$ 秒/ mm^2 。

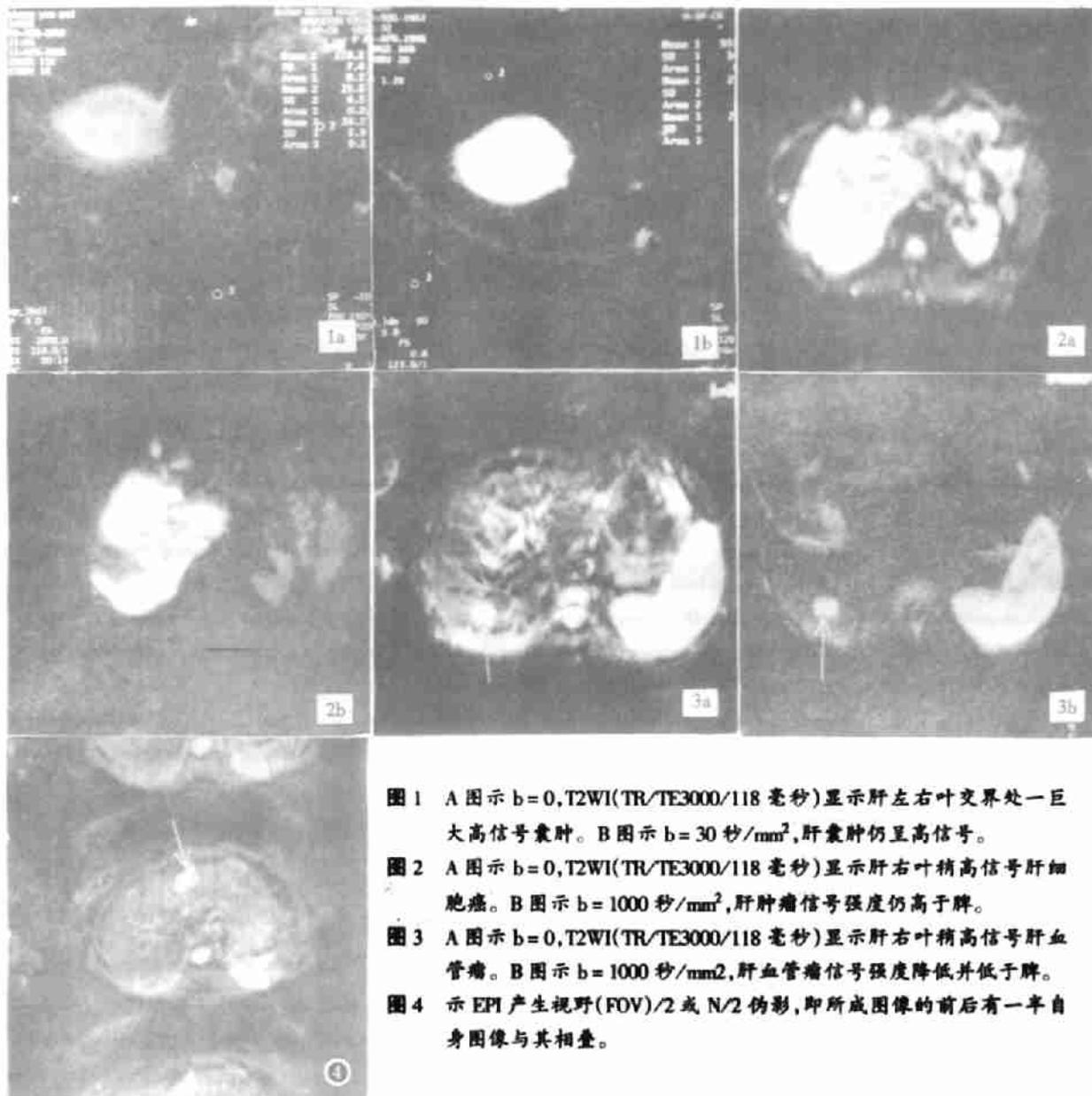


图1 A图示 $b=0$, T2WI(TR/TE3000/118 毫秒)显示肝左右叶交界处一巨大高信号囊肿。B图示 $b=30$ 秒/ mm^2 , 肝囊肿仍呈高信号。
 图2 A图示 $b=0$, T2WI(TR/TE3000/118 毫秒)显示肝右叶稍高信号肝细胞癌。B图示 $b=1000$ 秒/ mm^2 , 肝肿瘤信号强度仍高于脾。
 图3 A图示 $b=0$, T2WI(TR/TE3000/118 毫秒)显示肝右叶稍高信号肝血管瘤。B图示 $b=1000$ 秒/ mm^2 , 肝血管瘤信号强度降低并低于脾。
 图4 示 EPI 产生视野(FOV)/2 或 $N/2$ 伪影, 即所成图像的前后有一半自身图像与其相叠。

图像分析 在不同 b 值的弥散加权图像上, 测量感兴趣区(ROI)的信号强度值, 然后计算出表面弥散系数 ADC, 并拟合出 ADC 图。计算 ADC 公式如下: $ADC = -(1/b) \ln(S/S_0)$ 。S、 S_0 为不同 b 值弥散图像上的感兴趣区的信号强度, \ln 为自然对数, ADC 为测定像素的表面弥散系数, b 为两种不同弥散梯度因子的差值。肝囊肿、肝血管瘤和肝细胞癌的三者 ADC 平均值的差异采用单因子方差分析。

为 $1.25 \pm 0.51 \times 10^{-3}$ 、 $1.75 \pm 0.6 \times 10^{-3}$ 和 $3.15 \pm 0.43 \times 10^{-3} \text{mm}^2/\text{秒}$, 三者的 ADC 差异存在着显著性 ($p < 0.01$)。此外, 随 b 值增大, 在弥散加权图像上肝囊肿信号强度明显减低至消失 ($b \geq 1000$ 秒/ mm^2) (图 1), 肝细胞癌信号强度降低不明显, 信号强度始终高于同一层面脾脏信号强度 (图 2); 肝血管瘤逐渐降低, 其信号强度低于同层面脾脏信号强度 ($b \geq 1000$ 秒/ mm^2) (图 3)。在 48 例病人中, 有 2 例出现严重影像变形, 未用于 ADC 值计算。

结果

肝细胞癌、肝血管瘤和肝囊肿的三者平均 ADC 分别

讨论

弥散成像原理及 ADC 的应用 弥散(diffusion)是

分子在媒介中的一种随机热运动(Brownian 运动)。弥散加权成像利用了 MR 对运动检测敏感的基本特性,如同磁共振相位对比血管造影成像原理,即流动血液经过一段时间后发生相位位移,静止组织无位移,经减影处理后得到相位对比血流图。将这种宏观流动相位位移成像原理应用于显微水平弥散成像。在梯度磁场的情况下,弥散运动的水分子中的质子横向磁化发生相位位移,可产生 MR 信号,构成弥散图像的对比。但这种相位位移广泛弥散,相互干扰致 MR 信号衰减。这种信号衰减取决于分子运动的幅度及磁场梯度强度,前者与 ADC 相关^[7]。在通常情况下,即常规 MR 成像序列中的弥散效应非常小,可忽略不计。

为获取弥散加权成像,在任何成像序列中加入强磁场梯度即弥散梯度。弥散梯度的程度由梯度脉冲的强度和持续时间即所谓的梯度因子(gradient factor)决定,用 b 值表示。由于弥散成像受到微循环的干扰,如毛细血管灌注,其产生类似于真正的弥散效应,这种弥散图像实为包含一些体素不相干运动(intravoxel incoherent motion, IVIM)图像,很难测得精确的弥散系数,因而,用表面弥散系数(ADC)代替弥散系数(DC)评估所得弥散成像的结果^[8,9]。

ADC 反映肝局灶病变特征的评估 目前,弥散加权平面回波成像方法有自旋回波(SE)和激发回波(STEAM)两种类型。尽管 STEAM 类型可获取高 b 值和较少的 T2* 衰减,但在弥散敏感间期中有一半的信号将丢失^[10]。故在本组研究中,采用 SE 类型弥散加权平面回波成像技术。

活体组织的 ADC 值受细胞内外水的粘滞度、比例、膜同透性、方向和温度的影响。其中,细胞内外水分子比例和弥散快慢是构成弥散图像对比的源泉。在弥散加权图像上弥散快的结构信号衰减大呈暗色,ADC 值大;弥散慢的结构信号衰减小呈亮色,ADC 值小。不难理解,肝囊肿随着 b 值增大,信号变暗至消失($b \geq 1000$ 秒/ mm^2),其 ADC 值较肝血管瘤和肝细胞癌大,原因是肝囊肿内水分含量多和相对游离。而肝血管瘤和肝细胞癌内血液粘滞度较高,以及其内间隔、出血均可限制分子的运动,故在弥散加权图像上,随着 b 值的增大,信号改变不明显或逐渐减弱,尤其肝细胞癌信号强度始终高于脾脏信号强度。肝细胞癌的平均 ADC 值小于肝血管瘤。三者的 ADC 值差异存在着显著性($p < 0.01$),故在临床鉴别诊断中具有一定的参考价值。

弥散加权平面回波成像局限性 弥散加权平面回

波成像对肝局灶占位病变评估存在着以下一些局限性或缺陷。1. 小病灶漏诊或 ADC 值不准。为了计算出 ADC 值或拟合出 ADC 图,必须使用两种不同 b 值采样成像,两次成像时若匹配不良可造成小病灶漏诊,或 EPI 产生严重的化学位移,影响小病灶的 ADC 值准确测定。2. 严重图像扭曲变形。EPI 对磁不均匀极为敏感,在肝组织与含气的胃、肠界面易产生严重图形扭曲变形,尤以肝左叶为重,导致无法获取理想的 ADC 图。3. 多富含血管、囊变转移癌与肝血管瘤在 ADC 值上有部分重叠,故无法相鉴别^[5]。此外,我们发现 EPI 产生视野(FOV)/2 或 N/2(N 为阅读的原始数据行数)重叠伪影(图 4),即在所需的影像前后有一半相同影像重叠。这可能与 EPI 以摆动阅读方式有关。但这种伪影不影响 ADC 值计算或 ADC 图拟合。

综上所述,弥散加权平面回波成像可用于肝囊肿、肝血管瘤和肝细胞癌,三者 ADC 值存在着显著性差异,可作为临床鉴别诊断参考,但不适宜于小病灶诊断。

参考文献

- 1 Turner R, Le Bihan D, Maier J, et al. Echo-planar imaging of intravoxel incoherent motion. *Radiology* 1990,177:407-414.
- 2 Tsuruda JS, Chew NM, Moselev ME, Norman D. Diffusion-weighted MR imaging of the brain: value of differentiating between extraaxial cysts and epidermoid tumors. *AJNR* 1990,11:925-931.
- 3 Tien RD, Felsberg GJ, Friedman H, et al. MR imaging of high-grade cerebral gliomas: value of diffusion-weighted echo-planar pulse sequence. *AJR* 1994,162:671-677.
- 4 Muller MR, Prasad P, Siewert B, et al. Abdominal diffusion mapping with use of a whole-body echo-planar system. *Radiology* 1994,190:475-478.
- 5 Namimoto T, Yamashita Y, Sumi S, et al. Focal liver masses: characterization with diffusion-weighted echo-planar MR imaging. *Radiology* 1997,204: 739-744.
- 6 Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Diffusion-weighted MR imaging with a single-shot echo-planar sequence detection and characterization of focal hepatic lesions. *AJR* 1998,170:377-402.
- 7 Chenevert TL, Brunberg JA, Pipe JG. Anisotropic diffusion in human white matter: demonstration with MR techniques in Vivo. *Radiology* 1990,177:401-405.
- 8 Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Aubin ML, et al. Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion (IVIM) MR imaging. *Radiology* 1988,168:497-505.
- 9 Le Bihan D, Broton E, Lallemand D, et al. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986,161:401-407.
- 10 Edelman RR. Echo-planar MR imaging. *Radiology* 1994,192:600-612.

(1998-11-08 收稿)