

正常胰腺小视野高分辨 DWI 研究

陈士跃, 马超, 李子文, 金爱国, 王鹤, 张华高, 陆建平

【推荐理由】 近年来胰腺炎、胰腺癌等胰腺疾病的发病率有逐年上升势头,而临床上对于某些胰腺疾病的定性诊断仍存在困难。DWI 及 ADC 值在区分胰腺炎与胰腺癌方面具有潜在的价值。目前在 DWI 的临床应用中,最为广泛使用的是单次激发的平面回波成像序列,但磁共振伪影和磁敏感效应大大限制其图像分辨力,尤其是在高场(3.0T)及腹部扫描的情况下,伪影及图像变形更加严重,以至于在某些情况下无法得到可用于诊断目的的图像,更无法实现小病灶的检出。本文中的小视野 DWI (rFOV DWI) 利用二维选择性激励射频技术,仅激发小范围兴趣区,可去除卷折及伪影,获得较高质量和分辨力 DWI 图。同时,rFOV DWI 测得的胰腺 ADC 值更加稳定,对于胰腺疾病的诊断及鉴别诊断有一定的价值。本文将 rFOV DWI 新技术应用于胰腺,并从形态学方面出发,对比研究正常胰腺常规 DWI 和 rFOV DWI 图像质量、ADC 值及临床应用价值,为今后胰腺疾病诊断提供一定的指导意义。

(上海,第二军医大学附属长海医院放射科 陆建平)

【摘要】 **目的:**对比研究正常胰腺小视野扩散加权成像(rFOV DWI)和单次激发平面回波成像(SS-EPI)图像质量、ADC 值及临床应用价值。**方法:**对 20 例胰腺健康志愿者分别行上腹部自由呼吸触发的 SS-EPI DWI 和 rFOV DWI 检查($b=600 \text{ s/mm}^2$)。从形态学方面,分别计算两种方法获得的胰腺头、体及尾部的 ADC 值,并进行统计学分析。**结果:**① rFOV DWI 及 SS-EPI DWI 图像分辨力分别为 $0.55 \text{ mm} \times 0.55 \text{ mm}$ 和 $1.56 \text{ mm} \times 1.56 \text{ mm}$ 。② SS-EPI DWI 获得正常胰腺头、体及尾部 ADC 值分别为 $(1.61 \pm 0.37) \times 10^{-3}$ 、 $(1.93 \pm 0.43) \times 10^{-3}$ 和 $(1.77 \pm 0.36) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$; rFOV DWI 获得正常胰腺头、体及尾部 ADC 值分别为 $(1.10 \pm 0.48) \times 10^{-3}$ 、 $(1.21 \pm 0.38) \times 10^{-3}$ 和 $(1.11 \pm 0.34) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 。符号秩检验表明两种方法获得的胰腺头、体及尾部 ADC 值间差异无统计学意义($s=5, P=0.700 > 0.05$)。③ Wilcoxon 秩和分析表明 SS-EPI DWI 获得的胰腺头、体及尾部 ADC 值间差异具有统计学意义($\chi^2=6.226, P=0.045 < 0.05$),而 rFOV DWI 获得的胰腺头、体及尾部 ADC 值间差异无统计学意义($\chi^2=1.970, P=0.373 > 0.05$)。**结论:**rFOV DWI 较 SS-EPI DWI 图像分辨力高,且胰腺组织及总管显示更为清楚;统计学分析表明 rFOV DWI 获得的胰腺 ADC 均值不随胰腺形态学区域发生显著变化,具有较好的稳定性,而 SS-EPI DWI 获得的 ADC 均值在胰头部最小,胰体部最大,且差异具有统计学意义;较高分辨力和稳定的 ADC 测量值,将使 rFOV DWI 在胰腺疾病早期及准确诊断等方面发挥重要作用。

【关键词】 胰腺; 磁共振成像; 扩散加权成像; 表观扩散系数

【中图分类号】 R445.2; R322.491 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2012)02-0151-04

Study on the reduced field-of-view diffusion weighted imaging of healthy pancreas CHEN Shi-yue, MA Chao, LI Zi-wen, et al. Department of Radiology, Shanghai Changhai Hospital, the Second Military Medical University, Shanghai 200433, P. R. China

【Abstract】 Objective: To compare the imaging qualities and application values between reduced field-of-view diffusion weighted imaging (rFOV DWI) and single-shot echo-planar-imaging diffusion weighted imaging (SS-EPI DWI) of healthy pancreas. **Methods:** Subjects comprised twenty healthy volunteers. SS-EPI DWI and rFOV DWI ($b \text{ values} = 600 \text{ s/mm}^2$) were employed to calculate the apparent diffusion coefficient (ADC). Furthermore, ADC values on the anatomical regions were calculated using Wilcoxon analysis. **Results:** ① Resolution of rFOV DWI images was $0.55 \text{ mm} \times 0.55 \text{ mm}$, which was much higher than the resolution ($1.56 \text{ mm} \times 1.56 \text{ mm}$) of SS-EPI DWI images. ② Mean ADC values of pancreatic head, neck and tail were $(1.61 \pm 0.37) \times 10^{-3}$, $(1.93 \pm 0.43) \times 10^{-3}$ and $(1.77 \pm 0.36) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ calculated by SS-EPI DWI, and mean ADCs of pancreatic head, neck and tail were $(1.10 \pm 0.48) \times 10^{-3}$, $(1.21 \pm 0.38) \times 10^{-3}$ and $(1.11 \pm 0.34) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ calculated by rFOV DWI. Wilcoxon analysis showed no significant difference ($s=5, P=0.700 > 0.05$) in the measurement of the ADC values of pancreas head, body and tail between the two methods. ③ The ADC values of pancreatic head, body and tail calculated by SS-EPI DWI were significantly different ($\chi^2=6.226, P=0.045 < 0.05$), but the opposite results were found in the ADC values calculated by rFOV DWI ($\chi^2=1.970, P=0.373 > 0.05$). **Conclusion:** rFOV DWI has higher resolution than SS-EPI DWI, and shows more clearly the pancreas and pancreatic duct. Statistical analysis showed that the ADC values of the pancreas obtained from rFOV DWI have better homogeneity. Stable ADCs and higher imaging resolution will

作者单位: 200433 上海, 第二军医大学附属长海医院放射科(陈士跃、马超、李子文、金爱国、陆建平), 消化内科(张华高); 201203 上海, GE 医疗集团(王鹤)

作者简介: 陈士跃(1985-), 男, 浙江温州人, 技师, 主要从事脑血管及胰腺 3.0T MR 高新技术的临床及科研应用研究。

通讯作者: 陆建平, E-mail: cjr.lujianping@vip.163.com

make rFOV DWI to be useful in the accurate and early diagnosis of pancreatic diseases.

【Key words】 Pancreas; Magnetic resonance imaging; Diffusion weighted imaging; Apparent diffusion coefficient

DWI最早用于颅内疾病诊断,是唯一在体观测水分子随机运动的方法^[1]。无对比剂的情况下,DWI能够在显微水平上反映活体组织的细微结构并提供定性(DWI)及定量(ADC)信息,这是其他成像技术力所不及的。DWI已在多种临床应用中体现出重要的诊断及评估价值^[2-4]。

在胰腺成像中,DWI及ADC值在区分胰腺炎与恶性肿瘤方面具有潜在的价值。有研究表明,与正常胰腺组织相比,胰腺肿瘤和慢性胰腺炎的ADC值较低^[5],而急性胰腺炎ADC值较高^[6]。目前DWI的临床应用中,最为广泛使用的是单次激发的平面回波成像(single-shot echo-planar-imaging, SS-EPI)序列,但磁共振伪影和磁敏感效应大大限制其图像分辨力,特别是在高场及腹部扫描的情况下,伪影及图像变形更加严重,以至于在某些情况下无法得到可用于诊断目的的图像,更无法实现小病灶的检出。小视野DWI(reduced field of view diffusion weighted Imaging, rFOV DWI)利用二维选择性激励射频(two-dimensional radiofrequency, 2DRF)技术仅激发小范围兴趣区,从而去除卷折及伪影,可以获得较高质量和分辨力的DWI图^[7]。本文将rFOV DWI技术应用于胰腺,并从形态学方面出发,对比研究正常胰腺SS-EPI DWI和rFOV DWI图像质量、ADC值及临床应用价值。

材料与方法

1. 研究对象

2010年10月—2011年6月期间,在健康体检人群中前瞻性招募20例胰腺健康志愿者(其中男12例,女8例,年龄23~76岁,平均50.2岁)。志愿者既往均体质健康,无胰腺疾病及糖尿病史,MRI及各项实验室检查无异常阳性发现。

2. MRI检查及参数

MRI检查在3.0T超导磁共振仪(Signa HDXt, GE Healthcare, USA)上完成,嵌入式体部线圈用于信号激发,8通道体部相控阵线圈用于信号接收。被检者均行上腹部SS-EPI扫描[轴面脂肪抑制FSE T₂WI (TR 6300 ms, TE 85 ms)、屏气法肝脏三维容积超快速成像(liver acquisition with volume acceleration, LAVA)梯度回波T₁WI平扫 (TR 2.6 ms, TE 1.2 ms)、自由呼吸触发的胰腺SS-EPI DWI(视野400 mm×320 mm,采集矩阵130×96,图像插值256×256,层厚6 mm, b值600 s/mm²)]和rFOV DWI(视

野140 mm×70 mm,采集矩阵128×64,图像插值256×256,层厚5 mm, b值600 s/mm²)扫描,最后行动态增强LAVA扫描。胰腺SS-EPI DWI采用呼吸触发SS-EPI,结合并行采集空间敏感性编码技术;而rFOV DWI采用2DRF技术(图1)仅激发小范围兴趣区从而去除卷折伪影^[7]。所得图像采用工作站自带软件(Function 6.3.1e, GE adw4.4, USA)进行分析处理,避开主胰管、大血管分支及化学伪影,分别测量SS-EPI DWI及rFOV DWI图像中胰腺头、体及尾部的ADC值。胰腺头、体及尾部形态学划分标准为:肠系膜上静脉左边界到右边界胰腺区域为胰腺头部;肠系膜上静脉左边界到大动脉左边界胰腺区域为胰体部;余下部分为胰尾。

3. 数据分析

采用圆形ROI,测量SS-EPI DWI及rFOV DWI图像中胰腺头、体及尾部信号强度(signal intensity, SI)及ADC值,ROI面积为40~60 mm²。两种方法测得的胰腺不同部位(胰头、体及尾部)ADC值进行符号秩检验,以 $P < 0.05$ 为差异具有统计学意义。对两种方法测得胰腺头、体及尾部ADC值两两进行符号秩检验,以 $P < 0.05$ 为差异具有统计学意义。

结果

b值为600 s/mm²时,SS-EPI DWI序列得到的胰腺图像呈中等信号强度,而rFOV DWI序列得到的胰腺图像呈高信号,且无扭曲、变形及明显伪影,较清晰显示胰腺头、体及尾部边界及胰腺总管,放大同等视野(14 cm×7 cm)的SS-EPI DWI图像分辨力较差,难以用于临床诊断(图2、3);利用公式(图像分辨力=

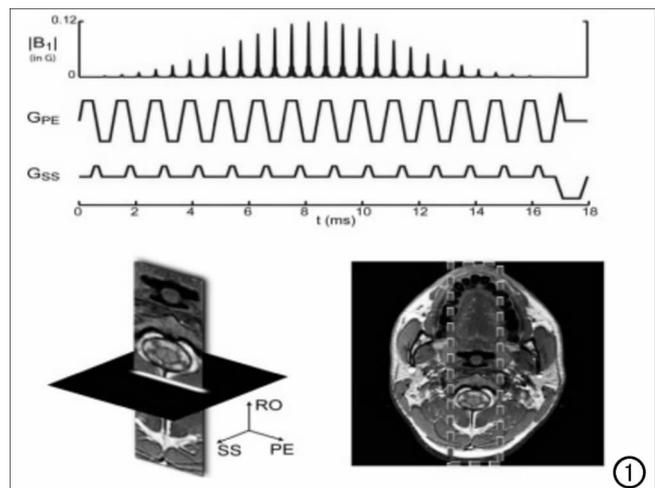


图1 2DRF射频脉冲波形示意图及rFOV成像平面示意图。

FOV/插值矩阵)得到 rFOV DWI 及 SS-EPI DWI 图像分辨力分别为 $0.55\text{ mm} \times 0.55\text{ mm}$ 和 $1.56\text{ mm} \times 1.56\text{ mm}$ 。

SS-EPI DWI 得到胰腺头、体及尾部的 ADC 值分别为 $(1.61 \pm 0.37) \times 10^{-3}$ 、 $(1.93 \pm 0.43) \times 10^{-3}$ 和 $(1.77 \pm 0.36) \times 10^{-3}\text{ mm}^2/\text{s}$; rFOV DWI 得到胰腺头、体及尾部的 ADC 值分别为 $(1.10 \pm 0.48) \times 10^{-3}$ 、 $(1.21 \pm 0.38) \times 10^{-3}$ 和 $(1.11 \pm 0.34) \times 10^{-3}\text{ mm}^2/\text{s}$ 。符号秩检验表明两种方法测得的胰腺 ADC 值间差异无统计学意义($s=5, P=0.700 > 0.05$)。对两种方法测得的胰腺头、体及尾部 ADC 值分别进行 Wilcoxon 秩和分析得到, SS-EPI DWI 胰腺头、体及尾部 ADC 值间差异具有统计学意义($\chi^2=6.226, P=0.045 < 0.05$), 而 rFOV DWI 胰腺头、体及尾部 ADC 值差异无统计学意义($\chi^2=1.970, P=0.373 > 0.05$)。

对 SS-EPI DWI 测得的胰腺头、体及尾部 ADC 值两两进行符号秩检验, 得到胰头和胰体 ADC 值间差异具有统计学意义($s=-61, P=0.021 < 0.05$), 胰头和胰尾 ADC 值间差异($s=-42.50, P=0.116 > 0.05$)以及胰体和胰尾 ADC 值间差异($s=50, P=0.062 > 0.05$)均无统计学意义。rFOV DWI 得到的胰头和胰体 ADC 值间差异($s=-9, P=0.594 > 0.05$)、胰头和胰尾 ADC 值间差异($s=-4, P=0.747 > 0.05$)及胰体和胰尾 ADC 值间差异($s=29, P=$

$0.107 > 0.05$)均无统计学意义。

讨论

影响图像分辨力的因素有两个, 一个是视野(FOV)大小, 另一个是采集矩阵大小。对腹部 SS-EPI DWI 来说, FOV= $40\text{ cm} \times 32\text{ cm}$ 为常规值, 不能任意减小, 提高采集矩阵大小是提高图像分辨力的唯一选择, 但采集矩阵的大小直接决定了整体读出窗口的长度, 采集矩阵越大, 整体读出窗口的长度也越长, 伪影也越重^[8]。所以 SS-EPI DWI 无法获得高分辨力图像, 但对胰腺较大的肿块, 大面积炎症有较好诊断价值^[5,6,9]。2DRF 可以在选层激励时实现条状激励, 在多层扫描中不存在层面间的射频交叉干扰, 可以在减小 FOV 的同时保持较大的采集矩阵, 从而实现分辨力的提高, 图 2 中显示正常胰腺 rFOV DWI 的图像分辨力为 $0.55\text{ mm} \times 0.55\text{ mm}$, 较为清晰地显示胰腺组织。

DWI 是一项能无创性评价生物体内水分子扩散运动状态的功能成像手段^[10]。b 值是 DWI 的重要参数之一, b 值的高低与 DWI 的时间和图像质量有关, 且影响 ADC 值测量。体素内不相干运动(introvoxel incoherent motion, IVIM)理论认为: 由于低血流灌注在低 b 值条件下对 DWI 信号的影响很大, 使用越低的 b 值计算出的 ADC 值越大; 高 b 值 DWI 会在很大程

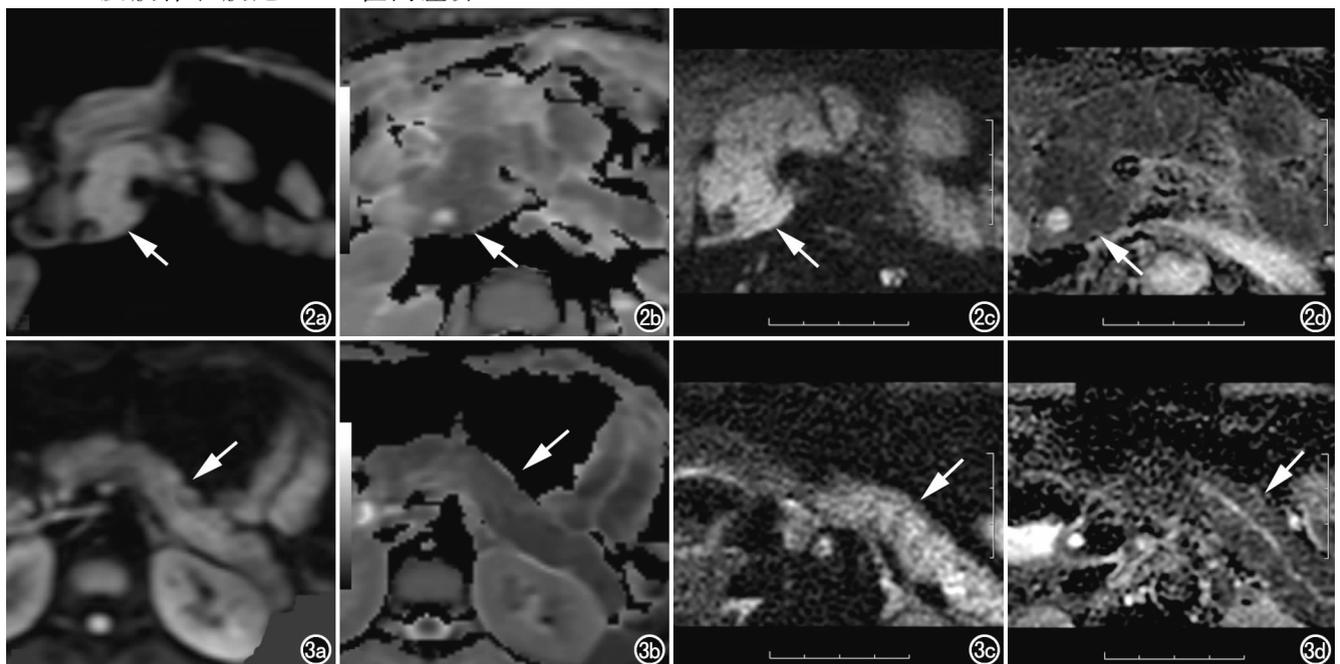


图 2 男, 47 岁, 健康志愿者。b=600s/mm²、视野 400 mm×320 mm 时胰腺头部 SS-EPI DWI 图及 ADC 图示胰头信号均匀, 边缘尚清(箭); b=600 s/mm²、视野 140 mm×70 mm 时胰腺头部 rFOV DWI 图及 ADC 图示胰头信号均匀, 边缘显示清晰(箭), 胆总管下端显示尚清。a) SS-EPI DWI 图; b) SS-EPI ADC 图; c) rFOV DWI 图; d) rFOV ADC 图。图 3 女, 35 岁, 健康志愿者。b=600 s/mm²、视野 400 mm×320 mm 时胰腺体、尾部 SS-EPI DWI 图及 ADC 图示胰体、尾信号欠均匀, 边缘显示尚清(箭); b=600 s/mm²、视野 140 mm×70 mm 时胰体、尾部 rFOV DWI 图及 ADC 图示胰体、尾边缘显示清晰(箭), rFOV ADC 图中胰管清晰可见。a) SS-EPI DWI 图; b) SS-EPI ADC 图; c) rFOV DWI 图; d) rFOV ADC 图。

度上消除血流灌注因素的影响,计算出的 ADC 值能较真实地反映组织内水分子的扩散运动。但是,随着 b 值增大,DWI 图像会出现几何变形及信噪比下降^[11]。目前,对于胰腺 DWI 中 b 值的选择尚无统一标准,笔者选择 b 值为 600 s/mm^2 是为了在保持一定信噪比的情况下进一步消除血流灌注的影响。由 DWI 图像计算出的 ADC 值反映了组织的物理性质,其测量受到多种因素影响,如 b 值的选择、磁场强度大小、脉冲序列等^[2]。本研究中 SS-EPI DWI 测得的正常完整胰腺平均 ADC 值 ($1.77 \text{ mm}^2/\text{s}$) 大于 rFOV DWI 计算所得的 ADC 值 ($1.15 \text{ mm}^2/\text{s}$),可能是由 b 值及脉冲序列不同所致。rFOV DWI 得到的胰腺 ADC 值在头、体、尾部差异无统计学意义的特征将使其在胰腺疾病准确及早期诊断等方面发挥重要作用。

DWI 扫描中,笔者同时采用了呼吸触发 EPI 成像技术^[12]。一方面通过增加信号平均次数来减轻运动伪影,提高图像信噪比;另一方面通过减少 EPI 因子来降低磁敏感效应,提高 ADC 值测量的可靠性^[13]。值得注意的是,在检查前对受检者的呼吸训练非常必要,因为不规则的呼吸运动会造成相位编码方向上明显的呼吸运动伪影,降低图像信噪比。EPI 序列本身具有极高的磁敏感性,高场强 (3.0T) 条件下 MRI 受磁敏感伪影的影响更大,可导致胰腺 DWI 图像变形或成像失败。因此,在成像中应用并行成像技术,通过缩短采集时间减轻呼吸运动对成像质量的干扰。本文显示 rFOV DWI 图像信噪比较低,并未进一步增加累加次数提高信噪比(图 2),其主要原因是 2DRF 射频中,需要梯度场的快速切换,产生较高与常规射频激励的热量,考虑到高场扫描中电磁波特异性吸收率 (specific absorption rate, SAR) 值的限制,累加次数也受到限制^[7]。

综上所述,rFOV DWI 可显著提高图像的分辨力,减低图像的几何变形,使小视野范围内胰腺 MRI 更加清晰;rFOV DWI 测得胰腺 ADC 值具有较好的均一性。所以,rFOV DWI 将在胰腺疾病早期诊断及发现微小病灶等方面发展重要作用。

参考文献:

- [1] Theoeny HC, De Keyzer F. Extracranial applications of diffusion-weighted magnetic resonance imaging [J]. *Eur Radiol*, 2007, 17 (6): 1385-1393.
- [2] Guo AC, Cummings TJ, Dash RC, et al. Lymphomas and high-grade astrocytomas: comparison of water diffusibility and histologic characteristics [J]. *Radiology*, 2002, 224(1): 177-183.
- [3] Dale BM, Braithwaite AC, Boll DT, et al. Field strength and diffusion encoding technique affect the apparent diffusion coefficient measurements in diffusion-weighted imaging of the abdomen [J]. *Invest Radiol*, 2010, 45(2): 104-108.
- [4] Warash S, Chien D, Li W, et al. Fast magnetic resonance diffusion-weighted imaging of acute human stroke [J]. *Neurology*, 1992, 42 (9): 1717-1723.
- [5] Akisik MF, Aisen Am, Sandrasegaran K, et al. Assessment of chronic pancreatitis: utility of diffusion-weighted MR imaging with secretin enhancement [J]. *Radiology*, 2009, 250(1): 103-109.
- [6] Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Diffusion-weighted MR imaging with single-shot echo-planar imaging in the upper abdomen: preliminary clinical experience in 61 patients [J]. *Abdom Imaging*, 1999, 24(5): 456-461.
- [7] Emine US, Charles HC, Jin HL, et al. DWI of the spinal cord with reduced FOV single-shot EPI [J]. *J Magn Reson Imaging*, 2008, 60 (2): 468-473.
- [8] 黄文才, 陆建平. 胰腺磁共振扩散加权成像的临床应用进展 [J]. *中国医学影像技术*, 2010, 26(1): 16-19.
- [9] Fattahi R, Balci NC, Perman WH, et al. Pancreatic diffusion-weighted imaging: comparison between mass-forming focal pancreatitis, pancreatic cancer, and normal pancreas [J]. *J Magn Reson Imaging*, 2009, 29(2): 350-356.
- [10] Ichikawa T, Erturk SM, Motosugi U, et al. High-bvalue diffusion-weighted MRI in colorectal cancer [J]. *AJR*, 2006, 187(1): 181-184.
- [11] Lee SS, Byun JH, Park BJ, et al. Quantitative analysis of diffusion-weighted magnetic resonance imaging of the pancreas: usefulness in characterizing solid pancreatic masses [J]. *J Magn Reson Imaging*, 2008, 28(4): 928-936.
- [12] Trouard TP, Sabharwal Y, Altbach MI, et al. Analysis and comparison of motion-correlation techniques in diffusion-weighted imaging [J]. *J Magn Reson Imaging*, 1996, 6(6): 925-935.
- [13] Inan N, Arslan A, Akansel G, et al. Diffusion-weighted imaging in the differential diagnosis of cystic lesions of the pancreas [J]. *AJR*, 2008, 191(4): 1115-1121.

(收稿日期: 2011-11-22 修回日期: 2012-01-13)