

肪瘤,为左肾病变(见图6),但TSC并发的肾血管平滑肌脂肪瘤常为双侧发病,瘤体内可见异常血管及血管瘤,易破裂出血,且有伴随病程延长逐渐增大、增多的趋势,因此MRI可了解肾血管平滑肌脂肪瘤的大小,有利于定期随访观察。

参 考 文 献

- 1 Roach ES, Gomez MR, Northrup H. Tuberous sclerosis complex consensus conference: revised clinical diagnostic criteria. *J Child Neurol*, 1998, 13(12): 624-628.
- 2 Dabora SL, Jozwiak S, Franz DN, et al. Mutational analysis in a cohort of 224 tuberous sclerosis patients indicates increased

severity of TSC2, compared with TSC1, disease in multiple organs. *Am J Hum Genet*, 2001, 68(1): 64-80.

- 3 Shepherd CW, Houser OW, Gomez MR. MR findings in tuberous sclerosis complex and correlation with seizure development and mental impairment. *Am J Neuroradiol*, 1995, 16(1): 149-155.
- 4 Mukonoweshuro W, Wilkinson ID, Griffiths PD. Proton MR spectroscopy of cortical tubers in adults with tuberous sclerosis complex. *AJNR*, 2001, 22(10): 1920-1925.
- 5 DiMario FJ Jr. Brain abnormalities in tuberous sclerosis complex. *J Child Neurol*, 2004, 19(9): 650-657.
- 6 陶琨,张福林,周范民. 9例室管膜下巨细胞星形细胞瘤临床病理观察. *临床与实验病理学杂志*, 2002, 18(3): 291-294.

(收稿日期:2006-03-14)

· 临床放射医学 ·

CT和MR肝脏灌注成像技术及其临床应用

顾爱华

【摘要】近年来随着CT、MR功能成像研究的发展,国内外有不少学者尝试使用CT、MR肝脏灌注成像评价肝脏功能及肝脏病变的血流动力学特征。综述了近来国内外CT、MR灌注成像在肝脏评价中的应用现状,重点是图像分析方法及临床应用。

【关键词】体层摄影术,X线计算机;磁共振成像;肝;灌注成像

【中图分类号】R445.2, R814.42 【文献标识码】A 【文章编号】1673-4114(2006)03-0188-05

CT and MR perfusion imaging of the liver: techniques and clinical applications

GU Ai-hua

(Department of Radiology, Shanghai Tenth People's Hospital, Shanghai Tongji University, Shanghai 200080, China)

【Abstract】In recent years the functional imaging techniques of CT and MR including perfusion imaging have developed fast. Some studies are attempting to evaluate the hepatic function and the hemodynamic characteristics of the hepatic lesions by using CT or MR perfusion imaging. The purpose of this article is to review the recent studies of the applications of CT and MR perfusion imaging to the evaluation of the liver. The main topics are imaging analysis and clinical applications.

【Key words】Tomography X-rays, computed; Magnetic resonance imaging; Liver; Perfusion imaging

灌注表示血流通过毛细血管网将其携带的氧及其他营养物质输送给周围组织。1980年, Axel^[1]首先报道了采用同层动态增强CT成像来评估组织血供情况。之后人们扩展了这一理论,将核医学数据处理技术运用于时间-密度曲线(time-density curves, TDC)数据以得到组织灌注的定量信息,并应用于肝脏。CT或MR肝脏灌注成像的优势在于其空间分辨率高、扫描速度快,能分别测量肝动脉及门静

脉灌注。

1 肝脏血供特点及病理生理

肝脏具有独特的双重血供,其血供的20%~30%来自肝动脉系统,70%~80%来自门静脉系统,并且在两者之间存在多途径的交通。正常肝脏血窦内皮细胞的基底膜不连续,存在许多直径50~200nm的小孔,血浆中各种物质能自由通过这些小孔进入血窦与肝细胞之间的Disse's间隙(肝细胞外间隙),即肝细胞与血浆之间的屏障仅有肝细

胞膜。这种独特的结构对维持正常肝功能非常重要。肝脏生理及病理情况下血流动力学变化基于上述特点。

慢性肝病如肝纤维化、肝硬化,肝脏的微循环发生变化,表现为血窦内皮的小孔消失,形成连续的基底膜,Disse's 间隙出现广泛的胶原沉积,这就是所谓的肝窦毛细血管化,影响血液-肝细胞的物质交换,导致肝脏对药物的清除率下降及肝功能受损。从血流动力学来讲,肝内血管阻力增加导致肝脏门静脉灌注下降,门静脉灌注下降部分由肝动脉血流增加来代偿,以维持肝脏总的灌注,即所谓的肝动脉缓冲效应^[2]。

2 肝脏血供的影像学研究方法

目前,应用于肝脏灌注的影像学方法有介入性和非介入性两种。介入性方法除数字减影血管造影外,还包括超声血管造影、动脉造影 CT、动脉性门静脉造影 CT,这些方法均为创伤性检查,不宜常规应用。非介入性方法主要有核医学检查、超声、CT及 MR 动态增强检查和灌注成像。一直以来,实质器官非侵入性灌注检查以放射性核素扫描为主,但其空间分辨率低;超声仅限于大中型血管血流的评价,其测量的肝前血管流速并不能代表肝脏微循环灌注;动态增强 CT、MRI 只能对肝脏病变血供情况进行简单观察。

随着 CT 硬件、软件技术的发展,进行非侵入性肝脏灌注定量分析已成为可能,并能在一次检查中同时良好地显示解剖细节及有关灌注的定量信息,其空间分辨率高、扫描速度快、可重复性强、可测量肝脏微循环、能定量分析肝动脉和门静脉灌注的特点,较超声、放射性核素肝脏灌注成像优越。随着 MR 快速或超快速成像技术如梯度回波序列、回波平面成像(echo planar imaging EPI) 序列的发展, MRI 亦由过去单纯的形态诊断向功能成像方向发展,目前有学者正尝试肝脏 MR 定量灌注成像。虽然 MRI 空间分辨率稍低于 CT,但其具有无辐射、对比剂不良反应小等优点。

3 CT 和 MR 肝脏灌注扫描技术

3.1 CT 肝脏灌注扫描技术

不同研究者在技术参数设置上有差异,如注射速度不等,范围在 2.5~10 ml/s,多数为 4~8ml/s,

在对比剂首过前、首过时及首过后行同层动态扫描的时间设置不同,层厚不同。Tsushima 等^[3]采用层厚 7 mm,肝门层面,碘对比剂 40 ml,以 8 ml/s 的速度注射。

3.2 MR 肝脏灌注扫描技术

(1) 快速或超快速梯度回波序列: Fast low angle shot(FLASH, 西门子公司) 序列和 Fast spoiled gradient recalled(FSPGR, GE 公司) 序列。其特点是采用小角度激励进行快速扫描,以满足连续动态扫描的要求。Materne 等^[4]选择的参数为: 6 mm 层厚,重复时间/回波时间(repetition time /echo time, TR/TE) 为 5.4 /1.3 ms, 翻转角 15°, 视野(field of view, FOV) 为 40 cm, 矩阵为 256 × 256, 采用心电图控(每一心脏舒张期采集一次图像, 共 120 帧), 呼吸跟踪技术。

(2) EPI 序列: 这是目前临床上成像最快的序列,其特点是采集速度极快,几乎冻结了人体生理运动,腹部扫描甚至不必屏气。图像多为 T2 加权(自旋回波平面成像) 或重 T2 加权(梯度回波平面成像)。Ichikawa 等^[5]采用单次激发梯度回波平面成像序列,其扫描参数: TE 32 ms, 矩阵为 128×128, FOV 为 350 mm, 每 2 s 扫描 1 次,持续 88 s。

4 CT 和 MRI 肝脏灌注图像分析模式

目前一些研究者开发了 CT、MR 肝脏灌注成像软件^[3,6],这些软件采用的分析方法可归结为两种: 斜率法和房室模型法。其相同之处是: 都要选择一包括肝实质、门静脉主干、主动脉的横断层面行同层动态扫描;所不同的是: 斜率法要选择脾脏作为参照。在肝、脾实质内设置的感兴趣区(region of interest, ROI) 应尽量大,以避免肝脏、脾脏局部灌注差异,但不能到达器官边缘以避免部分容积效应的影响,ROI 内不能包括血管;在主动脉及门静脉主干设置 ROI 分别作为肝实质动脉期、门静脉期供血血管。肝动脉流入量受腹腔动脉及肝动脉本身多种因素如粥样硬化或其他疾病的影响,因此理论上应将 ROI 置于肝动脉以作为供血血管,但由于肝动脉直径较小且存在解剖变异,故将 ROI 置于主动脉代替肝动脉^[7]。

4.1 斜率法

斜率法的原理最初由 Peters 等^[8]在肾脏放射性核素示踪剂灌注研究中描述。参照放射性核素示

踪剂原理,首次通过器官的血流量 (organ blood flow, OBF)与心输出量 (cardiac output, CO)的关系如公式所示:

$$\text{OBF}/\text{CO} = g_o/g_a \times A/D \quad (1)$$

其中 g_o 为组织时间-密度曲线的最大斜率, g_a 为供给血管的强化峰值增量,即 CT 灌注的定义为组织 TDC 的最大斜率除以主动脉强化峰值增量, A 为 TDC 下的面积, D 为注射的示踪剂量。由于 CO 在动态 CT 上可由公式 $\text{CO} = D/A$ 获得,代入后得到每毫升组织 $\text{OBF} = g_o/g_a$,故 CT 上的灌注量是指单位体积组织内的血流量,即每毫升组织内的对比剂(碘)量而不是器官总的对比剂量,因此 OBF 的单位为 $\text{ml} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{ml}^{-1}$,转化为每分钟灌注量则为 $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{ml}^{-1}$ 。

肝脏因特殊的双重血供,其组织灌注量的计算更为复杂。在 CT 注入对比剂后,肝脏 CT 值的增加首先来自肝动脉的对比剂,然后是门静脉,只有在快速扫描的基础上才能清晰显示肝脏的这种增强模式,区分出肝动脉和门静脉成分。斜率法运用于肝脏 CT 灌注成像主要是建立肝实质、脾脏、主动脉、门静脉主干的 TDC,以脾脏的强化峰时为界,把肝脏增强分为肝动脉期和门静脉期,分别获得这两期肝实质 TDC 最大斜率;灌注参数计算如下:
① 肝动脉灌注 (hepatic arterial perfusion, HAP) = 肝动脉期肝实质 TDC 最大斜率 / 主动脉强化峰值增量;
② 门静脉灌注 (hepatic portal perfusion, HPP) = 门静脉期肝实质 TDC 最大斜率 / 主动脉强化峰值增量。

上述方法 (Tsushima 等^[9]称其为非直接法)在计算 HPP 时未考虑到门静脉期尚有肝动脉血流继续注入的重叠及已进入血管外间隙的对比剂的影响,即肝脏动脉期 TDC 的最后部分负斜率叠加于门静脉期 TDC 的上升段,并且以主动脉作为肝脏的供血血管,故所获 HPP 偏低。因此,Blomley 等^[10]对该法进行改进,从门静脉期肝实质总的 TDC 中去除动脉成分得到门静脉成分。假定对比剂到达肝、脾的时间及流过时间相同,脾脏灌注 = 脾脏 TDC 最大斜率 / 主动脉强化峰值增量,肝、脾灌注比值(R) = HAP / 脾脏灌注,由脾脏 TDC 曲线按比值 R 绘制 (即曲线乘以 R) 得到门静脉期代表 HAP 的 TDC 曲线,再从门静脉期肝实质 TDC 中减去该曲线,即得到消除 HAP 影响的门静脉期 TDC, HPP =

肝实质门静脉期 TDC 最大斜率 / 门静脉或脾静脉强化峰值增量。用此计算方法 (Tsushima 等^[9]称其为直接法) 所得结果更接近生理值,但较非直接法复杂,而且这种方法也有局限性:扫描层面必须包括门静脉、脾脏,这样就无法选择包括局部病灶所在层面,故直接法更适宜研究弥漫性肝病。

4.2 房室模型法

房室模型是分析药物动力学的一种模型。肝脏血供至少包括两种成分:肝动脉血供、门静脉血供,故采用“双输入”模型,即有两个流入速率常数 k (k_{1a} 和 k_{1p})。房室模型的数学表达式如下:

$$dC_L(t) / dt = k_{1a} C_a(t) + k_{1p} C_p(t) - k_2 C_L(t) \quad (2)$$

其中, C_a 、 C_p 、 C_L 分别代表主动脉、门静脉、肝动脉的浓度, k_{1a} 表示主动脉流入速率常数, k_{1p} 表示门静脉流入速率常数, k_2 表示流出速率常数;肝脏总的血浆灌注 = $(k_{1a} + k_{1p}) / E$, 动脉血浆灌注 = k_{1a} / E , 门静脉血浆灌注 = k_{1p} / E , E 为肝脏对比剂清除分数,在正常肝脏假定为 1,即对比剂可自由通过毛细血管内皮小孔至 Disse's 间隙; E 没有单位, k_{1a} 和 k_{1p} 的单位为 $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot 100\text{ml}^{-1}$,即为血浆灌注的单位;全血灌注[即全肝总灌注 total liver perfusion, TLP] = 血浆灌注 $(1 - \text{小血管内红细胞压积})$,小血管内红细胞压积假定为 0.25; Materne 等^[6,7,11,12]认为,斜率法仅将主动脉峰值及门静脉、肝动脉、肝实质 TDC 的一部分用于计算灌注,而房室模型法 TDC 的所有点均用于计算灌注,且此法不仅能测肝脏灌注及动脉灌注分数,还能获得示踪剂平均通过时间 (mean transit time, MTT) 及分布容积 (distribution volume, DV),而 MTT 和 DV 用多种不同分子质量的对比剂进行肝血管通透性研究中有不同的变化。

MR 信号强度并不像 CT 值一样可直接转化为对比剂浓度,它是一个相对值。Materne 等^[4,6,13,14]探索出一种将 MR 信号强度转化为对比剂浓度的方法,即在固定扫描条件下对注有不同浓度对比剂 (0~6 mmol) 的模型行灌注序列扫描,得到信号强度与 $1/T_1$ 之间关系 (近似线性关系) 的校正曲线,按此曲线就能将信号强度转化为相应对比剂浓度。

5 临床应用

5.1 肝硬化

Van Beers 等^[7]使用小分子碘对比剂行动态增

强 CT 扫描, 对 18 例肝硬化患者、16 例非硬化性肝病者及 6 例正常者采用房室模型法进行肝脏灌注研究, 结果显示, 肝硬化组 TLR ($0.64 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{ml}^{-1}$) 较正常对照组 ($1.08 \text{ ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{ml}^{-1}$) 下降, HPI (41%) 较正常组 (17%) 增高, MTT (51s) 较正常组 (16s) 延长, 而 DV 分别为 28.9% 和 25.5% , 无显著性差异; 而且前 3 个参数与肝脏病变程度(根据临床生化指标、Child 分级) 相关。这一结果与体外研究相符合, 即小分子物质在肝硬化者仍能进入 Disse's 间隙(有一固定的分布容积), 但其通过时间延长。

肝脏灌注存在个体差异, 目前以一绝对阈值临床诊断肝硬化尚有困难, 但因其与肝硬化严重程度密切相关, 可作为肝硬化患者随访、评价预后的指标之一。此外, 对肝硬化患者灌注测定有助于研究血管活性药物及介入治疗门静脉高压的效果。

Weidekamm 等^[15]对 17 例肝硬化患者经颈静脉肝内门体支架分流术治疗前后的肝脏灌注参数进行比较: 治疗 7d 后, 患者的 HAP、TLP 均较治疗前有明显提高, 但是 HPP 未见明显变化, 肝脏灌注成像可以随访了解肝硬化患者治疗疗效。

5.2 原发性肝癌及肝癌经肝动脉栓塞治疗后肝灌注表现

关于肝脏原发肿瘤的 CT 灌注成像, 文献报道不多。Tsushima 等^[16]对 22 例原发性肝癌在动脉栓塞治疗前 1 周、治疗后 2~6d 及治疗后 1 个月进行 CT 灌注成像, 结果显示, 治疗前 HAP 为 (0.064 ± 0.039) $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{ml}^{-1}$, 治疗后 2~6d 为 (0.164 ± 0.073) $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{ml}^{-1}$, 较治疗前明显增加, 治疗后 1 个月下降至 (0.086 ± 0.038) $\text{ml} \cdot \text{min}^{-1} \cdot \text{ml}^{-1}$ 。他们认为这种灌注变化是由于抗癌药和明胶海绵颗粒引起的肝实质急性炎症反应所致, 故 CT 灌注成像定量分析组织灌注是了解原发性肝癌血供情况、评价肝癌动脉栓塞治疗血流动力学变化及周围正常肝组织损伤情况的有效方法^[16,17]。

5.3 肝转移性肿瘤

Totman 等^[18]对直肠癌肝转移患者进行肝脏 MR 灌注成像, 结果肝转移灶 HAP 指数明显增高, 他们认为肝脏灌注测量可作为肝脏及其他内脏生理学改变及肝微小转移肿瘤负荷的“晴雨表”, 可以帮助早期发现肝转移灶, 早期手术介入, 从而延长患者的生存期。

Fuentes 等^[19]对 53 例结肠癌或乳腺癌肝转移患者行肝脏 CT 灌注成像, 结果肝转移灶 HAP 增加。他们认为, 肝转移瘤 HAP 的升高与组织学上微血管密度增加及所致的动脉化改变一致, 可用于活体内肿瘤内肿瘤血管生成的评价。

5.4 肝脏对口服药物的清除率

病变肝脏(如纤维化肝脏)清除药物或内源性物质的能力发生变化, 主要原因是肝细胞清除率下降、血管异常, 包括肝内、外血管分流及肝血窦毛细血管瘤化, 而病变肝脏对药物清除率发生改变会导致口服给药后人体组织药物获得率提高, 因此研究肝血窦通透性在判断健康人及肝病患者口服给药后组织药物获得率有意义^[11]。Van Beers 等^[13]使用多种不同分子质量的对比剂行房室模型法 CT、MR 灌注成像研究肝脏血窦通透性, 结果发现在肝纤维化动物模型肝脏, 高分子质量对比剂的 DV、MTT 均降低, 而低分子质量对比剂 DV 无显著变化, MTT 延长。这被解释为在正常肝脏不同分子质量的物质均能自由进入 Disse's 间隙, 而在纤维化肝脏高分子质量物质则受限制; 低分子质量对比剂的 MTT 延长是因为其在 Disse's 间隙内弥散减低。目前这方面的研究仅限于动物模型。

6 灌注成像今后的研究方向

灌注成像今后的研究方向主要是技术方面的发展。MR 灌注成像能进行动态全肝三维成像, 而且具有无放射性的优点, 因此是灌注成像今后最有希望的发展方向。然而 MR 灌注成像需要进一步探讨最佳的扫描技术。

6.1 MR 灌注成像时间及空间分辨率的改进

时间分辨率的提高需要成像软件的改善, 其目的是快速得到肝脏容积图像。Pandharipa 等^[20]采用快速的三维梯度回波技术分别在 3.34s 及 3.22s 内对全肝进行冠状位成像及横断位成像, 其像素大小是 $3.1\text{mm} \times 1.8\text{mm} \times 5.0\text{mm}$ 。

6.2 钆对比剂的定量

与 CT 对比剂不一样, MRI 采用的钆对比剂的浓度与信号之间关系复杂, 不存在线性关系; 虽然在一定的条件下存在近似线性关系^[4,6,13,14], 但有研究者在探索更具说服力的钆对比剂定量方法^[21,22]。

6.3 图像后处理

CT 或 MRI 的容积灌注图像应用于临床必须要

有自动或半自动的图像处理方法以将三维数据系列转化为实用的临床参数。为避免呼吸运动的影响要采用手动设置 ROI 的方法,这不仅耗时间及人力,而且产生观察者之间的个体差异。半自动的图像处理方法可以更有效地计算出灌注参数。

6.4 定量灌注成像模型的证实性研究

各种证实性研究均存在争议。目前有人进行开放性的四室模型研究肝脏灌注^[23]。如何更合理的分析肝脏灌注成像的数据,是今后发展的重点方向,也是肝脏灌注成像应用于临床的必要条件。

参 考 文 献

- 1 Axel L. Cerebral blood flow determination by rapid-sequence computed tomography: theoretical analysis. *Radiology*, 1980, 137: 679-686.
- 2 Gulberg V, Haag K, Rossle M, et al. Hepatic arterial buffer response in patients with advanced cirrhosis. *Hepatology*, 2002, 35(3): 630-634.
- 3 Tsushima Y, Funabasama S, Sanada S, et al. Development of perfusion CT software for personal computers. *Acad Radiol*, 2002, 9(8): 922-926.
- 4 Annet L, Materne R, Danse E, et al. Hepatic flow parameters measured with MR imaging and Doppler US: correlations with degree of cirrhosis and portal hypertension. *Radiology*, 2003, 229(2): 409-414.
- 5 Ichikawa T, Arbab AS, Araki T, et al. Perfusion MR imaging with a superparamagnetic iron oxide using T2-weighted and susceptibility-sensitive echoplanar sequences: evaluation of tumor vascularity in hepatocellular carcinoma. *AJR*, 1999, 173(1): 207-213.
- 6 Materne R, Smith AM, Peeters F, et al. Assessment of hepatic perfusion parameters with dynamic MRI. *Magn Reson Med*, 2002, 47(1): 135-142.
- 7 Van Beers BE, Leconte I, Materne R, et al. Hepatic perfusion parameters in chronic liver disease: dynamic CT measurements correlated with disease severity. *AJR*, 2001, 176(3): 667-673.
- 8 Peters AM, Brown J, Hartnell GG, et al. Non-invasive measurement of renal blood flow with 99mTc DTPA: comparison with radiolabelled microspheres. *Cardiovasc Res*, 1987, 21(11): 830-834.
- 9 Tsushima Y, Blomley MJ, Kusano S, et al. Measuring portal venous perfusion with contrast-enhanced CT: comparison of direct and indirect methods. *Acad Radiol*, 2002, 9(3): 276-282.
- 10 Blomley MJ, Coulden R, Dawson P, et al. Liver perfusion studied with ultrafast CT. *J Comput Assist Tomogr*, 1995, 19(3): 424-433.
- 11 Materne R, Van Beers BE, Smith AM, et al. Non-invasive quantification of liver perfusion with dynamic computed tomography and a dual-input one-compartmental model. *Clin Sci*, 2000, 99(6): 517-525.
- 12 Materne R, Annet L, Dechambre S, et al. Dynamic computed tomography with low- and high-molecular-mass contrast agents to assess microvascular permeability modifications in a model of liver fibrosis. *Clin Sci*, 2002, 103(2): 213-216.
- 13 Van Beers BE, Materne R, Annet L, et al. Capillarization of the sinusoids in liver fibrosis: noninvasive assessment with contrast-enhanced MRI in the rabbit. *Magn Reson Med*, 2003, 49(4): 692-699.
- 14 Peeters F, Annet L, Hermoye L, et al. Inflow correction of hepatic perfusion measurements using T1-weighted, fast gradient-echo, contrast-enhanced MRI. *Magn Reson Med*, 2004, 51(4): 710-717.
- 15 Weidekamm C, Cejna M, Kramer L, et al. Effects of TIPS on liver perfusion measured by dynamic CT. *Am J Roentgenol*, 2005, 184(2): 505-510.
- 16 Tsushima Y, Unno Y, Koizumi J, et al. Hepatic perfusion changes after transcatheter arterial embolization (TAE) of hepatocellular carcinoma: measurement by dynamic computed tomography (CT). *Dig Dis Sci*, 1998, 43(2): 317-322.
- 17 Tsushima Y, Funabasama S, Aoki J, et al. Quantitative perfusion map of malignant liver tumors, created from dynamic computed tomography data. *Acad Radiol*, 2004, 11(2): 215-223.
- 18 Totman JJ, O'gorman RL, Kane PA, et al. Comparison of the hepatic perfusion index measured with gadolinium-enhanced volumetric MRI in controls and in patients with colorectal cancer. *Br J Radiol*, 2005, 78(926): 105-109.
- 19 Fuentes MA, Keith CJ, Griffiths M, et al. Hepatic haemodynamics: interrelationships between contrast enhancement and perfusion on CT and Doppler perfusion indices. *Br J Radiol*, 2002, 75(889): 17-23.
- 20 Pandharipande PV, Krinsky GA, Rusinek H, et al. Perfusion imaging of the liver with time-resolved, contrast-enhanced, whole-liver MRI (abstr). In: proceedings of the 11th Meeting of the international Society for Magnetic Resonance in Medicine, 2003, 1251.
- 21 Rusinek H, Lee VS, Johnson G. optimal dose of Gd-DTPA in dynamic MR studies. *Magn Reson Med*, 2001, 46(2): 312-316.
- 22 McKenzie CA, Prato FS, Thornhill RE, et al. T(1) fast acquisition relaxation mapping (T[1]-FARM): optimized data acquisition. *J Magn Reson Imaging*, 2000, 18(2): 129-138.
- 23 Kapanen MK, Halavaara JT, Hakkinen AM. Open four-compartment model in the measurement of liver perfusion. *Acad Radiol*, 2005, 12(12): 1542-1550.

(收稿日期 : 2005-07-21)