

磁共振灌注加权成像对原发性肝癌诊断的初步研究

郝金钢, 袁曙光, 闫 东, 赵新湘, 郭 立, 段丽芬
(昆明医学院第二附属医院放射科 MRI 室, 云南 昆明 650101)

[关键词] 磁共振; 原发性肝癌; 诊断

[中图分类号] R730.44 [文献标识码] A [文章编号] 1003-4706 (2007) 06-0130-03

磁共振灌注加权成像 (perfusion-weighted imaging, PWI) 是在常规动态增强检查的基础上结合快速扫描技术对选定的层面行动态扫描, 以获得该层面内的每一个像素的时间-信号曲线 (time-signal curve, TSC), 根据该 TSC 利用不同的数据模型来计算各种相关的灌注参数, 以此来评价组织器官的灌注状态. 笔者采用 turbo-flash 序列对我院临床诊断和手术病理证实的 27 例原发性肝癌与 20 例正常志愿者进行 PWI 的影像学对比研究, 现报告如下.

1 材料和方法

1.1 病人资料

2005 年 10 月至 2006 年 6 月, 先后有 27 例经过综合 B 超、CT 影像学检查, 诊断为肝细胞性肝癌的病人接受了 PWI 扫描. 其中, 男 18 例, 女 9 例, 年龄 40~56 岁, 平均 48 岁. 正常志愿者 20 例, 均为综合各种检查证实未发现明显肝脏病变或者其它部位恶性肿瘤者.

1.2 MRI 扫描方法

采用 Siemens sonata 1.5 T 超导型磁共振扫描仪, 体部相控线圈, 检查前空腹 6~8 h, 扫描前训练病人呼吸, 嘱其在扫描期间屏住呼吸. 行常规平扫后, 选取包括腹主动脉、肝动脉、门静脉、脾脏和肝脏病灶在内的靶平面用 turbo-flash 序列行 PWI 扫描. 扫描参数: TR 2 000 s, TE 80 s 层

厚: 10mm; FOV: 400 mm×380 mm², 矩阵: 128×128; 层数为 3 层, 层距因子 10%; 时间 0.18 s, 由 Medrad 公司 Spectris 型 MRI 高压注射器经肘静脉注入对比剂 Gd-DTPA 20 mL, 注射速率 3 mL/s, 注射完对比剂后再以同样的流速注射生理盐水 20 mL, 以保证对比剂的充分利用. 扫描 5 次; 共产生 100 帧图像.

1.3 图像分析及计算方法 扫描后的原始图像依次传至 Siemens 专用 mean curve 软件进行分析, 手动画出感兴趣区域 (region of interest, ROI), 其中正常肝实质、脾脏和病灶采用不规则图形画出; 主动脉圆形画出, 根据所选 ROI 自动生成 TSC, 肝、脾、腹主动脉或者肝动脉的 TSC. 记录 TSC 参数.

1.3.1 TSC 参数 峰值 (peak of value, PV) 即组织器官灌注后的最大信号值, 灌注峰值 (ΔPV) 为组织器官灌注后所增加的最大信号值, 即 $\Delta PV = PV - \text{组织正常的信号值}$. 斜率 (slope, S) 为灌注后信号升高最快的起始斜率, 各曲线到达峰值的时间 (time to peak, TTP).

1.3.2 灌注量参数

肝动脉灌注量 (hepatic arterial perfusion, HAP); 门静脉灌注量 (hepatic portal perfusion, HPP); 两者之和为肝总灌注量 (total Hepatic perfusion, THP), 肝动脉灌注指数 (hepatic arterial perfusion index, HAI) 和门静脉灌注指数 (portal

perfusion index, PPI) 分别为占肝总灌注量 (TLP) 的比例。

1.4 统计学处理

计量资料采用 $\bar{x} \pm s$ 表示, 采用 SPSS for windows 11.5 统计软件包, t 检验, LSD 法, 以 $P < 0.05$ 为有统计学意义。

2 结果

2.1 TSC 形态

27 例原发性肝癌中 17 例肝癌病灶的大体 TSC 表现为速升速降型, 或者是速升缓降型, 灌注峰值和上升段斜率比脾小, 但是灌注峰值与脾接近, 脾灌注峰值前迅速上升, 脾灌注峰值后迅速或者缓慢下降, 10 例肝癌病灶的 TSC 呈现出速升缓升型, 即脾灌注峰值前迅速上升, 脾灌注峰值后仍缓慢上升; 在癌组织肿块中越接近病灶周边位置 TSC 形态越明显, 呈倒置的“阶梯”式变

化; 即表现为速升速降型的病灶内部速降; 越向周边速降越明显。速升缓降型和速升缓升型表现为内部缓升; 越向周边缓升越不明显直至出现缓降样变化。周围肝实质一般在脾灌注峰值前变化不显著, 脾灌注峰值后上升斜率增大。

2.2 灌注量参数值

肝癌病灶的 HAP 与周围肝实质和正常肝脏相比有显著性差异 ($P < 0.01$), 周围肝实质与正常肝脏相比无显著性差异 ($P > 0.05$)。肝癌病灶的 PVP 与周围肝实质和正常肝脏相比也有显著性差异 ($P < 0.01$), 周围肝实质与正常肝脏 PVP 相比有显著性差异 ($P < 0.01$)。肝癌病灶与周围肝实质的 TLP 相比无显著性差异 ($P > 0.05$), 肝癌病灶及周围肝实质的 TLP 与正常肝脏之间有显著性差异 ($P < 0.01$)。肝癌病灶的 HPI、PPI 与周围肝实质及正常肝脏相比有显著性差异 ($P < 0.01$), 见表 1。

表 1 肝癌组病灶中心、边缘、周围肝实质及正常肝脏灌注参数值

灌注参数	部 位				
	中心	边缘 (内)	整体病灶	周围肝实质	正常肝脏
HAP	0.963 ± 0.417** [△]	1.101 ± 0.393	0.982 ± 0.229	0.487 ± 0.194	0.463 ± 0.153
PVP	0.241 ± 0.183** [△]	0.127 ± 0.175	0.199 ± 0.234	0.657 ± 0.397**	1.883 ± 0.457
TLP	1.263 ± 0.427**	1.152 ± 0.486	1.098 ± 0.235	1.126 ± 0.263**	2.203 ± 0.243
HPI	76.26 ± 10.23**	95.57 ± 1.865	89.40 ± 10.26	43.200 ± 12.13	21.300 ± 11.300
PPI	23.74 ± 10.23**	4.430 ± 1.865	10.60 ± 10.26	57.800 ± 12.130	78.700 ± 11.300

与正常肝脏对照组比较, ** $P < 0.01$; 与病灶周围正常肝实质组比较, [△] $P < 0.05$ 。

3 讨论

PWI 通过静脉内快速团注顺磁性对比剂来干扰局部磁场的均一性, 使组织的 T_1 、 T_2 缩短, 信号衰减, 利用快速 MRI 扫描技术, 检测对比剂的首过效应, 通过 MR 信号随时间改变来评价组织微血管的灌注情况^[1]。肝细胞癌是肝脏最常见的原发性恶性肿瘤, 其血流动流动力学与正常肝脏灌注明显不同, 主要由肝动脉供血, 增强扫描动脉期可以显示肝细胞癌的最佳时期, 而 PWI 成像可

以准确的区分肝动脉期和门静脉期, 并计算各种灌注参数, 因此是评价肝细胞癌血流动力学最佳的影像学方法^[2,3]。

关于肝癌的 PWI 研究^[4-8], Ichikawa^[9]等研究 58 个 HCC 病变中 46 % PWI 表现为血液由肝动脉提供, 血液灌注图上显示为高灌注, 时间 - 信号曲线表现为速升速降 (T_1WI)、速降速升 (T_2WI), 灌注后 20 ~ 30 s 达到峰值高度或者谷值。我们对 27 例肝癌大体病灶有 44 % 表现为速升速降, 19 % 表现为速升缓降, 37 % 表现为速升缓升。同时我

们还发现病灶中心 TSC 表现为速升缓降, 越向周边速升速降越明显. 结合文献分析其原因有以下几点: (1) 肿瘤中心有 MRI 不能显示的缺血、坏死, 造影剂灌注量虽少, 但外渗增加量大于排泄的量, 导致此处灌注峰值延时出现^[10,11]. (2) HCC 在同一肿瘤的不同部位分化程度差异大, 且组织学形态可以有较大变化, 而在中心病灶区域很可能肿瘤分化程度是高分化的, 癌细胞以梁状方式排列, 这种方式有点像海绵状血管瘤的血窦, 所以中灶出现高灌注之后出现缓升趋势, 在本组病例中有 2 例原发性肝透明细胞癌中心病灶表现未出现速升之后的缓升, 用上面的观点可以解释肝透明细胞癌的细胞形态特点中梁索结构不明显, 血窦不清楚, 所以没有出现中心至边缘的变化^[12,13].

从灌注参数上, 我们可以发现, 肝癌病灶边缘的 TLP 比病灶中心和周围正常的肝实质高, 但以上均低于正常肝脏; HAP 明显增加, PVP 明显减低, 与周围肝实质和正常肝脏相比呈明显 HAP、PVP 呈现出明显的“倒置”趋势, 其 TLP 增高主要由 HAP 增高所致, 因此 HAI 明显升高, PPI 明显降低, 与周围肝实质及正常肝脏有显著的统计学差异.

综上所述, PWI 可以直观显示出肝细胞癌的血流灌注特点, 具有较高的使用价值. 对于常规的 MRI 二期、三期动态增强扫描, 由于病变表现不典型或者时相不准确而难以诊断的原发性肝癌, 应用 PWI 无疑有助于病变的定性诊断.

[参考文献]

- [1] RINCK P A. Magnetig Resonance Imaging [M]. 4th ed. Berlin: Blackwell Science, 2001: 149
- [2] 王莉, 田建明, 陆建平, 等. 大鼠种植型肝癌的超顺磁性氧化铁磁共振增强实验研究 [J]. 中华放射学杂志, 2000, 34 (12): 805-810
- [3] 全显跃, 张雪林, 孙希杰, 等. 兔 VX2 肝癌模型动态磁共振灌注成像的量化研究 [J]. 南方医科大学学报, 2006, 26 (5): 620-622
- [4] ICHIKAWA T, HARADOME H, HACHIYA J, et al. Characterization of hepatic lesions by perfusion weighted MR imaging with anechoplanar sequence [J]. Am J Roentgenol, 1998, 17 (4): 1029-1034
- [5] SCHARF J, ZAPLETAL C, HESS T, et al. assessment of hepatic perfusion in pigs by pharmacokinetic analysis of dynamic MR images [J]. J Magn Reson Imaging, 1999, (4): 568-572
- [6] VOGLTJ, STUPAVSKYA, PEGIOSW, et al. Hepatocellular carcinoma: evaluation with dynamic and static gadobenate dimeglumine-enhanced MR imaging and histopathologic correlation [J]. Radiology, 1997, 205 (3): 721-728
- [7] TSUIE Y, CHAN J H, CHEUNG Y K, et al. Evaluation of therapeutic effectiveness of transarterial chemoembolization for hepatocellular carcinoma: correlation of dynamic susceptibility contrast-enhanced echoplanar imaging and hepatic angio-graphy [J]. Clin Imaging, 2000, 24 (4): 210-216
- [8] VOGLT J, KUMMELS, HAMMERSTINGL R, et al. Liver tumors: comparison of MR imaging with Gd-E0B-DTPA and Gd-DTPA [J]. Radiology, 1996, 200 (1): 59-67
- [9] ICHIKAWA T, HARADOME H, HACHIYA J, et al. Characterization of hepatic lesions by perfusion weighted MR imaging with anechoplanar sequence [J]. Am J Roentgenol, 1998, 17 (4): 1029-1034
- [10] 陆勇, 江浩, 丁晓毅, 等. 磁共振灌注成像及其在肌骨肿瘤中的应用 [J]. 中国医学计算机成像杂志, 2003, 9 (5): 322-328
- [11] 赵喜平 主编. 磁共振成像系统的原理及其应用 [M]. 北京: 科学出版社, 2000: 375-381
- [12] 张金山 主编. 现代腹部介入放射学 [M]. 北京: 科学出版社, 2000: 11-34
- [13] 芮静安 主编. 现代肝癌诊断治疗学 [M]. 清华大学出版社, 2004: 101-106

(2007-09-15 收稿)