

Diffusion weighted imaging and apparent diffusion coefficient value in differential diagnosis of lymph node lesions

LIU Yan*, XIA Li-ming, ZOU Ming-li, WANG Cheng-yuan
(Department of Radiology, Tongji Medical College, Huazhong University
of Science and Technology, Wuhan 430030, China)

[Abstract] **Objective** To evaluate the role of diffusion weighted imaging (DWI) and apparent diffusion coefficient (ADC) in the differential diagnosis of lymph node lesions. **Methods** Conventional MR imaging (spin echo T1WI, T2WI and STIR) was performed in 30 patients with histologically proven malignant tumors (16) and benign lesions (14) by using GE 1.5T scanner with cervical phased array coil. Six b values (30 cases) were acquired with diffusion gradients applied in all three orthogonal directions using body coil. Images were acquired independently in each of the gradient directions (X, Y and Z). Diffusion scan time was 40–52 seconds. ADC values were measured in the lymph node lesions. **Results** All benign and malignant lymph nodes were visible in DWI and showed significant hyperintensity signal. The differences in mean ADC of Group malignant lymph nodes ($[0.849 \pm 0.197] \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$) and Group benign lymph nodes ($[1.598 \pm 0.218] \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$) were statistically significant ($P < 0.05$). **Conclusion** Diffusion weighted imaging is a rapid and feasible method in detecting cervical lymph node lesions and shows a potential for distinguishing between benign and malignant lymph nodes.

[Key words] Diffusion weighted imaging; Apparent diffusion coefficient; Magnetic resonance imaging; Lymph node lesions

磁共振扩散加权成像及 ADC 值测量在淋巴结病变鉴别诊断中的价值

刘妍*, 夏黎明, 邹明丽, 王承缘

(华中科技大学同济医学院附属同济医院放射科, 湖北 武汉 430030)

[摘要] **目的** 探讨磁共振扩散加权成像(DWI)以及表观扩散系数(ADC)值测量在颈部淋巴结病变鉴别诊断中的作用。**方法** 使用 GE 1.5T 磁共振扫描仪及颈部相控阵线圈对 30 例单侧或双侧颈部淋巴结肿大患者行常规 SE 序列扫描, 其中 16 例为恶性肿瘤, 14 例为良性病变, 均经手术及病理证实。全部病例使用体线圈行 SE-EPI DWI 序列扫描, 采用全方位扩散梯度及 6 个 b 值扫描。DWI 扫描时间 40~52 s。分析 30 例病例的 DWI 与 ADC 值特点。**结果** 在 DWI 序列扫描中, 良性和恶性淋巴结均呈高信号, 恶性淋巴结组的平均 ADC 值为 $(0.849 \pm 0.197) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, 良性淋巴结组为 $(1.598 \pm 0.218) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, 恶性淋巴结组平均 ADC 值明显小于良性淋巴结组 ($P < 0.05$), 两组间存在统计学差异。**结论** DWI 对于鉴别颈部良恶性淋巴结病变是一种快速可行的技术, 具有一定的临床价值。

[关键词] 扩散加权成像; 表观扩散系数; 磁共振成像; 淋巴结病变

[中图分类号] R445.2; R551.2 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2006)05-0730-03

磁共振扩散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)是目前能在活体上进行水分子扩散测量与成像的惟一方法。本研究旨在探讨 DWI 以及表观扩散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)值测量在颈部淋巴结病变鉴别诊断中的价值。

[作者简介] 刘妍(1980—), 女, 湖南人, 硕士, 医师。

[通讯作者] 刘妍, 华中科技大学同济医学院附属同济医院放射科, 430030。E-mail: yanyanliu0511@163.com

[收稿日期] 2005-12-26 [修回日期] 2006-02-04

1 资料与方法

1.1 临床资料 受检者为 30 例单侧或双侧颈部淋巴结肿大患者, 男 17 例, 女 13 例, 年龄 6~58 岁, 平均 40.2 岁。所有患者均经手术或病理证实, 其中恶性淋巴结 16 例(包括鼻咽癌致淋巴结转移性鳞癌 8 例, 鼻咽癌致淋巴结转移性腺癌 2 例, 甲状腺癌致淋巴结转移 2 例, 下咽癌致淋巴结转移性鳞癌 1 例, 腮腺淋巴瘤上皮癌致淋巴结转移性鳞癌 1 例, 非霍奇金淋巴瘤 2 例), 炎性反应性增生淋巴结 10 例(慢性牙龈炎 4 例, 慢性咽炎 3 例, 慢性扁桃体炎 3 例), 淋巴结结核 4 例。

1.2 扫描技术及测量指标 使用 GE Signa CV/i, NV/i 1.5T

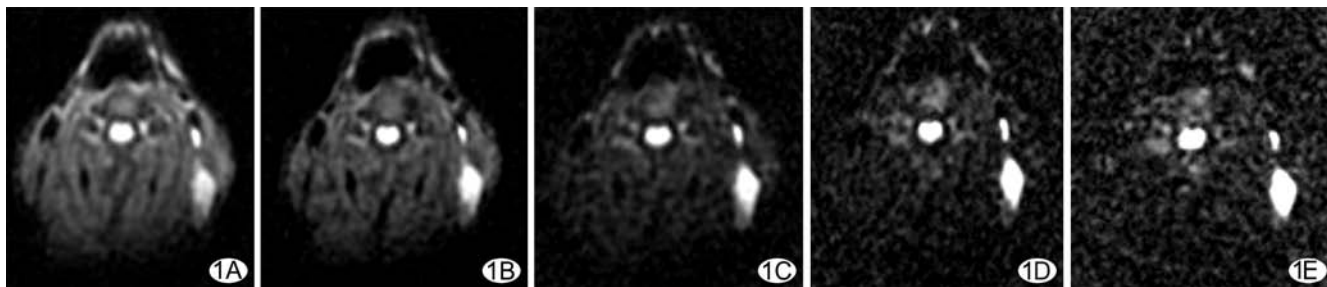


图 1A~E 分别为 $b=100, 200, 500, 800, 1000 \text{ s/mm}^2$ 时 DWI 图像。非霍奇金淋巴瘤患者,可见左侧颈部增大的淋巴结呈高信号,且随 b 值的增大,病灶与软组织对比度增加,组织信号衰减, b 值为 1000 s/mm^2 时,背景噪声明显增加且对比度差,图像质量下降

超导型磁共振扫描仪。常规序列采用颈部相控阵线圈,DWI 序列采用体线圈。所有患者均行常规 SE T1WI、SE T2WI、STIR 序列扫描,受检者取仰卧位,行轴位及冠状位扫描。① SE T1WI 序列: TR 400 ms; TE 13 ms; 频带宽 20.83 ms; 视野 26 cm; 矩阵 320×192 ; 层厚 5.0 mm; 层间距 1.0 mm; NEX 4.0; 层数 16。② SE T2WI 序列: TR 3725 ms; TE 85 ms; 频带宽 20.83 ms; 视野 26 cm; 矩阵 320×192 ; 层厚 5.0 mm; 层间距 1.0 mm; NEX 4.0; 回波链 16; 层数 16。③ STIR 序列: 采用冠状位及轴位扫描。TR 4000 ms; TE 42 ms; TI 150 ms; 频带宽 20.83 ms; 视野 28 cm(冠状位)或 24 cm(轴位); 矩阵 320×192 ; 层厚 5.0 mm; 层间距 0 mm; NEX 4.0; 回波链 14; 层数 12。

SE-EPI DWI 序列: 采用单次激发回波平面成像技术(echo planar imaging, EPI)。全部使用自动匀场和脂肪抑制技术,TR 4000 ms, TE 47~79 ms, 矩阵 128×128 , 视野 $42 \text{ cm} \times 42 \text{ cm}$, 采用轴位扫描, 层厚 5 mm, 层间距 0 mm, 选用 6 个不同的扩散梯度因子(gradient factor) b 值, 分别为 0、100、200、500、800、 1000 s/mm^2 , 各扫描 1 次, 扩散梯度分别施加于 X、Y、Z 三个方向, 一次扫描可获得多层图像, 每层包含 3 帧沿 X、Y、Z 轴互相垂直方向的 DWI 像, DWI 合成像和 EPI-T2 像, 扫描时间为 40~52 s。

随后肿瘤患者行快速扰相梯度回波(fast spoiled gradient-recalled echo sequence, FSPGR)序列增强扫描。

根据 Stejskal-Tanner 公式 $ADC = \ln(SI_1/SI_2)/(b_1 - b_2)$, SI_1 、 SI_2 分别为 2 个不同 b 值(如 $b_1=0$, $b_2 \neq 0$)时感兴趣区的信号强度值。在 MR 操作台上, 取 DWI 合成像中病灶中心层面进行信号强度的测量, 计算三个感兴趣区所得的平均 ADC 值(亦可在 ADC 图中直接测量后计算平均值)。若病灶中间有明显坏死液化的区域, 则将感兴趣区置于病灶的周边部分。

进行不同 b 值的 DWI 图像的清晰度、对比度以及明暗度的对比, 从而评价不同的扫描条件。

1.3 统计分析 统计分析利用 SPSS 11.0 版的统计软件, 进行方差分析及配对资料 t 检验, $P < 0.05$ 认为有统计学意义。

2 结果

DWI 序列的图像中颈部软组织及脂肪部分均呈低信号, 而良性和恶性淋巴结病变均为明显的高信号, 与常规 SE 序列扫描结果相比较, DWI 对淋巴结病变的检出率为 100%。

由于 ADC 图为合成图像, 可直接测得 ADC 值, 但其受影响的因素较多, 伪影较 DWI 图像重, 并且没有 DWI 图像质量稳定。因此, 笔者仅对 DWI 图像进行分析并测量信号强度值, 计算各病灶的 ADC 值, 而不从 ADC 图上直接测量 ADC 值。

计算所得恶性淋巴结组的平均 ADC 值为 $(0.849 \pm 0.197) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, 良性淋巴结组为 $(1.598 \pm 0.218) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$, 恶性淋巴结组平均 ADC 值明显小于良性淋巴结组($P < 0.05$), 两者间差异有统计学意义。

本组对所有病例扫描发现在 DWI 序列的图像中, 随着 b 值的增大, 图像的信号强度逐渐降低。 b 值为 100、200 s/mm^2 时, 图像质量较好, 但由于 b 值较小, 较偏重于 T2 像, 因而不是真正反映病灶的 DWI; b 值为 500 s/mm^2 时, DWI 图像的清晰度好, 对比度和明暗度适中, 图像质量佳; 而 b 值为 1000 s/mm^2 时, 图像信号衰减明显, 背景噪声明显增加且对比度差, 图像质量下降, 不利于对病灶的观察(图 1)。笔者认为 b 值取 500 s/mm^2 有利于图像分析及诊断。

3 讨论

3.1 DWI 的基本原理及应用 DWI 是在常规 SE 序列基础上, 在 180°聚焦射频脉冲前后加上一个位置对称极性相反的梯度场。在梯度场作用下水分子扩散时其中的质子于横向磁化上发生相位分散, 不能完全重聚, 导致 MR 信号衰减, 故形成了 DWI 上的异常信号。该过程受弥散系数和弥散梯度强度的影响。

水分子在活体组织内的扩散与组织的空间结构有关。细胞膜、基底膜等膜结构的分布、核浆比以及胞浆内大分子物质如蛋白质的分布均影响组织内水分子的扩散。病理状态下, 细胞内外的大分子分布发生变化, 以及膜结构的完整性遭到破坏, 使其中水分子的扩散速度发生改变, 从而亦形成 DWI 上信号异常。

目前国内外的 MR 扩散加权成像主要应用于中枢神经系统疾病, 可早期发现脑梗死、鉴别脑囊肿与肿瘤性病变, 以及用扩散的各向异性来判断脑组织的病理状态^[1-4]。近年来扩散加权成像已经应用于肝脏、椎体、四肢关节、脊髓、前列腺、乳腺及子宫肿瘤中^[5-11]。

3.2 DWI 表现与 ADC 值的关系 DWI 的信号强弱与 ADC 值有关, 它们之间存在负指数函数关系, 即 ADC 值增大, DWI 信号降低(即高弥散区, 水分子运动区); 反之, ADC 值减小,

则 DWI 信号增高(即低弥散区,水分子运动受限区)。如生物膜结构的阻挡和大分子蛋白的吸附作用在一定程度上限制了水分子的扩散,导致 ADC 值减小,DWI 信号增高。由于 ADC 值的明显差异,就为良恶性淋巴结病变的鉴别诊断提供了有价值的依据。DWI 的信号强度还与受检组织的 T2 值正相关,即 DWI 信号正比于 T2 值。

3.3 b 值的选择 b 值的选择对 DWI 图像及 ADC 值的测量至关重要。b 值是 DWI 的扩散敏感度(亦称扩散敏感因子),b 值越大越敏感。有文献报道 b 值或 b 值差越大的图像测得的 ADC 值越准确^[12,13]。本研究中 b 值采用 0 s/mm²、100 s/mm²、200 s/mm²、500 s/mm²、800 s/mm²、1000s/mm²,发现 b 值为 100 s/mm²、200 s/mm² 时,各病灶的 ADC 值间的差异较大且稳定性亦较差,这是由于小 b 值时,扩散所占的比例较小,而血流灌注对 DWI 及 ADC 值的影响较大所致^[12]。因此,检测活体组织的 ADC 值宜选取较大的 b 值,这样所得的数值稳定性较好。但大 b 值意味着需要较长的 TE,对于 T2 值较短的淋巴结而言,图像的信噪比会明显下降,特别是 b 值为 1000 s/mm² 时,图像信号衰减明显,背景噪声增加且对比度差,图像质量明显降低,不利于对病灶的观察;而如果减小 b 值,则扩散加权成像及 ADC 值不能真实的反映组织内水分子的布朗运动。为兼顾 DWI 的图像质量,并减小小血流灌注对 ADC 值的影响,笔者认为 b 值为 500 s/mm² 较为合适。而且在 b 值为 500 s/mm² 时,TE 值为 70 ms,对 T2 值较短的淋巴结较为合适。

3.4 DWI 及 ADC 值在淋巴结病变中的价值 大量研究已证实,扩散加权成像能够提供许多常规 MR 所不能提供的信息,对明确人体生理活动和病理变化都有重要的意义^[14]。

DWI 序列图像中颈部软组织及脂肪部分均呈低信号,而良性和恶性淋巴结病变均为明显的高信号,与常规 SE 序列扫描结果相比较,DWI 对淋巴结病变的检出率为 100%。

恶性淋巴结组的平均 ADC 值为 $(0.849 \pm 0.197) \times 10^{-3}$ mm²/s,而良性淋巴结组为 $(1.598 \pm 0.218) \times 10^{-3}$ mm²/s,恶性淋巴结组平均 ADC 值明显小于良性淋巴结组($P < 0.05$),两者间差异有统计学意义。因此,通过 ADC 值的测定可以进行良性和恶性淋巴结病变的鉴别。

综上所述,DWI 和 ADC 值可作为颈部良恶性淋巴结病变鉴别诊断的一种新方法。但 DWI 像的图像质量受许多因素的影响,所以只有将各种扫描参数加以合理的匹配,使图像的信噪比达到最高,才能有利于诊断。

[参考文献]

[1] Green HA, Pena A, Price CJ, et al. Increased anisotropy in acute stroke: A possible explanation [J]. Stroke, 2002, 33 (6): 1517-1521.

[2] Lam WW, Poon WS, Metreweli C. Diffusion MR imaging in glioma: does it have any role in the pre-operation determination of

grading of glioma[J]? Clin Radiol, 2002, 57(3): 219-225.

[3] Schocke MF, Seppi K, Esterhammer R, et al. Diffusion-weighted MRI differentiates the Parkinson variant of multiple system atrophy from PD[J]. Neurology, 2002, 58(4): 575-580.

[4] Huang S, Ti ZT, Li Y, et al. Differentiation of brain abscess and necrotic or cystic brain tumors with diffusion weighted imaging[J]. Chin J Med Imaging Technol, 2005, 21(12): 1815-1817.

黄萨, 提正太, 李勇, 等. 磁共振弥散加权成像鉴别脑脓肿和坏死囊变脑肿瘤[J]. 中国医学影像技术, 2005, 21(12): 1815-1817.

[5] Taouli B, Vilgrain V, Dumont E, et al. Evaluation of liver diffusion isotropy and characterization of focal hepatic lesions with two single-shot echo-planar MR imaging sequences: prospective study in 66 patients[J]. Radiology, 2003, 226(1): 271-278.

[6] Eustace S, DiMasi M, Adams J, et al. In vitro and in vivo spin echo diffusion imaging characteristics of synovial fluid: potential non-invasive differentiation of inflammatory and degenerative arthritis[J]. Skeletal Radiology, 2000, 29(6): 320-323.

[7] Schwartz ED, Cooper ET, Fan Y, et al. MRI diffusion coefficients in spinal cord correlate with axon morphometry[J]. Neuroreport, 2005, 16(1): 73-76.

[8] Zhang JS, Ge YL, Huan Y, et al. Diffusion-weighted MR imaging of normal cervical cord: a preliminary study[J]. J Clin Radiol, 2003, 22(6): 470-474.

张劲松, 葛雅丽, 宦怡, 等. 正常颈髓磁共振弥散加权成像的初步研究[J]. 临床放射学杂志, 2003, 22(6): 470-474.

[9] Ding JP, Wang XY, Zhou LP, et al. Diffusion-weighted MR imaging of seminal vesicle and prostate gland in normal volunteers[J]. Chin J Med Imaging Technol, 2004, 20(8): 1172-1174.

丁建平, 王霄英, 周良平, 等. 正常前列腺和精囊的磁共振弥散加权成像初步研究[J]. 中国医学影像技术, 2004, 20(8): 1172-1174.

[10] Li J, Zhang XP, Cao K, et al. Clinical evaluation of combining dynamic contrast-enhanced MR imaging and diffusion-weighted MR imaging for diagnosis of breast lesion[J]. Chin J Med Imaging Technol, 2005, 21(12): 1821-1825.

李洁, 张晓鹏, 曹崑, 等. 乳腺 MR 动态增强扫描联合扩散加权成像的临床应用评价[J]. 中国医学影像技术, 2005, 21(12): 1821-1825.

[11] Zhang XP, Cao K, Tang L. Relationship between apparent diffusion coefficient and signal intensity in normal uterus and endometrial carcinoma[J]. Chin J Med Imaging Technol, 2005, 21(12): 1844-1847.

张晓鹏, 曹崑, 唐磊. 子宫内膜癌和正常子宫扩散加权成像信号强度与 ADC 值关系的研究[J]. 中国医学影像技术, 2005, 21(12): 1844-1847.

[12] Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR imaging [J]. Radiology, 1988, 168(2): 497-500.

[13] 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]. Abdnm Imaging, 1999, 24(5): 456-461.

[14] Muller MF, Prasad P, Siewert B, et al. Abdominal diffusion mapping with use of a whole-body echo-planar system[J]. Radiology, 1994, 190(2): 475-478.