

# Diffusion coefficient of hepatic lesions: a preliminary report

ZHANG Xue-hui, LIANG Bi-ling, ZHAO Ji-quan, ZHONG Jing-lian

(Department of Radiology, the Second Affiliated Hospital, Sun Yat-Sen University, Guangzhou 510120, China)

**[Abstract]** **Objective** To study diffusion coefficient of hepatic lesions. **Methods** Conventional MRI and diffusion-weighted MRI were performed in 39 patients including 10 normal persons and 29 patients with hepatic lesions. Values of ADC, D, f in liver and lesions were observed. **Results** b value increase resulted in decreasing of ADC values in liver and lesions. ADC values of hemangioma were higher than those of primary hepatic carcinomas and metastases. D values were lower than ADC values. **Conclusion** Diffusion-weighted MRI were useful in differentiating hepatic lesion.

**[Key words]** Hepatic tumors; Magnetic resonance imaging; Diffusion-weighted imaging

## 肝脏常见病变弥散系数的初步研究

张雪辉, 梁碧玲, 赵继泉, 钟镜联

(中山大学第二附属医院放射科, 广东 广州 510120)

**[摘要]** **目的** 研究肝脏常见占位病变的弥散系数。 **方法** 对10例正常人29例肝脏占位病变病人行常规平扫和弥散成像, 比较肝脏与病变的ADC、D值和f。 **结果** 随着b值的增大, 肝脏及其病变的ADC值不断降低。血管瘤的ADC值高于原发性肝癌和转移瘤。肝脏及其病变的ADC值高于D值。 **结论** 磁共振弥散成像对肝脏占位病变的诊断和鉴别诊断具有一定的价值。

**[关键词]** 肝脏肿瘤; 磁共振成像; 弥散成像

**[中图分类号]** R575; R445.2 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2004)01-0026-03

弥散加权成像是磁共振的功能成像之一, 能反映水分子的弥散特性, 评价水分子随机运动的动态分布状况。这一技术可以提供各部分组织的空间结构信息。以往弥散加权成像主要集中在应用于中枢神经系统。近年来, 随着成像技术的发展, 弥散加权成像也逐渐应用于肝脏。本研究主要探讨表面弥散系数(apparent diffusion coefficients, ADC)在肝脏良恶性病灶中的鉴别价值及肝脏和肝脏病变真正的弥散系数。

### 1 材料与方法

1.1 一般资料 无肝脏病史、体格检查和B超等影像学检查均正常者10人作为对照组, 年龄28~65岁, 平均为42岁。肝脏占位病变29例, 男19例, 女10例, 年龄为35~71岁, 平均为53岁。共发现37个病灶。其中原发性肝癌10例, 转移癌6例(单发病灶2例, 4例为多发病灶, 共14个病灶), 肝脏血管瘤7例, 肝囊肿6例。所有原发性肝癌、2例血管瘤、2例单发转移瘤均经手术病理证实。另5例血管瘤、肝囊肿具有典型的CT双期增强扫描或MRI影像学表现而诊断。另4例转移瘤原发病灶全部经病理证实。

1.2 MRI检查 该组病人均使用Philips Gyroscan intera型1.5T超导型磁共振成像系统进行扫描。采用体部表面相控

阵线圈。扫描序列包括常规的SE T1W、T2W横断位和T2W冠状位扫描。弥散加权成像采用单次激发回波成像技术(echo-planar imaging, EPI)。T1W: TR/TE/NSA = 306 ms/14 ms/3; T2W: TR/TE/NSA = 3400 ms/100 ms/6。DWI: TR/TE = 2469 ms/112 ms, 层厚10.0 mm, 间隔1.0 mm。扫描野31.5 cm, 矩阵512×512, 在X、Y、Z三个方向上施加弥散梯度。弥散图像取三个弥散敏感系数b值(30、800、1200 s/mm<sup>2</sup>)。一次扫描可以获得多层图像, 每层包括三帧沿X、Y、Z轴相互垂直方向的弥散图像, 扫描时间为11 s。

1.3 图像分析 利用感兴趣区技术在不同b值的图像上测得病灶和肝脏、脾脏、肾脏的信号强度。感兴趣区为圆形, 应至少大于100个像素, 肝脏、脾脏、肾脏的感兴趣区, 分别测得四次, 取其平均值, 作为肝脏、脾脏、肾脏的信号强度值。病灶感兴趣区尽量包括整个病灶。ADC值的计算: ADC值的计算, 至少要有两个不同b值的图像。根据以下公式计算:

$$ADC = \ln(SI_2/SI_1) / (b_1 - b_2) \quad (1)$$

再用Microsoft Excel软件做曲线弥和, 求出ADC值。并对用两b值与多b值计算的结果进行比较。SI<sub>i</sub>分别为b<sub>1</sub> = 30、800、1200 s/mm<sup>2</sup>时的DWI图像上病灶的信号强度。SI<sub>2</sub>为b=0时病灶的信号强度。ln为自然对数。

用公式:

$$SI_1/SI_2 = (1-f) \times \exp(-bD) + f \times \exp(-bD^*) \quad (2)$$

计算得出肝脏、病灶、肾脏、脾脏的D、D\*、f。其中D、D\*

**[作者简介]** 张雪辉(1974-), 女, 山东泰安市人, 在读博士研究生, 主治医师。E-mail: zhangdandancn@yahoo.com.cn

**[收稿日期]** 2003-07-01

分别表示真正的弥散系数和假弥散系数,  $f$  代表体素内的灌注分数。所有的资料分析由两位放射科医生在不提供临床资料的情况下独立分析。

1.4 统计学方法 本研究肝脏及病变的平均 ADC 值用平均数±标准差表示。数据处理采用方差分析和  $t$  检验, 采用 SPSS 10.0 统计软件包, 检验标准为  $\alpha=0.05$ 。



图1 男, 49岁。肝脏左叶原发性肝癌。B-FFE 图像上显示为高信号

## 2 结果

所有的病人均得到弥散加权图像。病人可以得出弥散系数图。病人腹壁都可见到化学位移, 因为该伪影都出现在同一位置, 对弥散系数的测量无明显影响。

2.1 不同  $b$  值时肝脏和病灶的 ADC 值见表 1。

表 1 不同  $b$  值时肝脏和病灶的 ADC 值( $\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ )

	$b$ 值( $\text{s}/\text{mm}^2$ )		
	30	800	1200
正常肝脏	$2.01 \pm 1.25$	$0.9 \pm 0.33$	$0.89 \pm 0.36$
原发性肝癌	$2.53 \pm 1.45$	$1.2 \pm 0.58$	$0.92 \pm 0.36$
血管瘤	$3.40 \pm 2.45$	$2.0 \pm 1.15$	$1.45 \pm 0.57$
转移瘤	$2.55 \pm 2.02$	$1.1 \pm 0.56$	$0.96 \pm 0.32$

表 1 结果显示, 当  $b$  值为  $30 \text{ s}/\text{mm}^2$ , 肝脏、原发性肝癌、转移瘤、血管瘤 ADC 值是不同的并依次升高。随着  $b$  值的增加, 肝脏及其病变的 ADC 值逐渐减小。血管瘤的 ADC 值高于原发性肝癌和转移瘤( $P < 0.05$ )。

2.2 肝脏、脾脏、肾脏的  $D$ 、 $f$ 、ADC 值(见表 2)。

表 2 为肝脏、脾脏、肾脏的  $D$ 、 $f$ 、ADC 值

	$D(\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s})$	$f$	$\text{ADC}(\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s})$
肝脏	$0.73 \pm 0.25$	$0.25 \pm 0.23$	$0.89 \pm 0.36$
脾脏	$0.75 \pm 0.45$	$0.26 \pm 0.18$	$0.92 \pm 0.36$
肾脏	$1.40 \pm 0.45$	$0.32 \pm 0.15$	$1.65 \pm 0.57$

表 2 所示, 肝脏、脾脏、肾脏 ADC 值依次升高, 均高于  $D$  值( $P < 0.01$ )。肝脏、脾脏、肾脏的灌注分数分别为  $0.25 \pm 0.23$ 、 $0.26 \pm 0.18$ 、 $0.32 \pm 0.15$ 。

2.3 原发性肝癌、转移瘤、血管瘤、肝囊肿的弥散系数  $D$ 、灌注分数  $f$ 、ADC(见表 3)。

表 3 原发性肝癌、转移瘤、血管瘤、肝囊肿的  $D$ 、 $f$ 、ADC

病变	$D(\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s})$	$f$	$\text{ADC}(\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s})$
原发性肝癌	$1.00 \pm 0.15$	$0.15 \pm 0.05$	$1.16 \pm 0.16$
转移瘤	$1.10 \pm 0.13$	$0.23 \pm 0.08$	$1.30 \pm 0.26$
血管瘤	$1.30 \pm 0.20$	$0.32 \pm 0.15$	$1.65 \pm 0.27$
肝囊肿	$3.05 \pm 0.45$	$0.00 \pm 0.02$	$3.03 \pm 0.30$

表 3 结果显示: 各种肝脏病变的  $D$ 、 $f$ 、ADC 值均不同于正常肝脏。原发性肝癌的  $D$  值最小, 肝囊肿的  $D$  值最大。原发性肝癌、血管瘤、转移瘤的 ADC 值均高于其各自的  $D$  值。其  $f$  值分别为  $0.15 \pm 0.05$ 、 $0.23 \pm 0.08$ 、 $0.32 \pm 0.15$ 。血管瘤的  $f$  值显著高于原发性肝癌和转移瘤( $P < 0.05$ )。肝囊肿的  $f$  值为  $0.00 \pm 0.02$ , 其 ADC 值与  $D$  值二者没有统计学差异( $P > 0.05$ )。

## 3 讨论

3.1 弥散加权成像在肝脏中的应用 弥散加权成像与传统 MRI 成像相比是一个全新的领域, 是磁共振的功能成像之一, 是一种能非常早期明确提供与常规 SE 序列 T1WI 和 T2WI 完全不同的成像对比并对组织水的横向扩散运动具有特殊敏感性的磁共振成像方法, 通过对水分子的弥散运动的研究能更准确可靠提供关于组织空间组成和病理生理状态下组织成分之间水交换的功能状态。

在磁共振成像中, 组织对比度不仅取决于每个像素内组织的 T1 和 T2 弛豫时间、质子密度, 还与像素内存在的质子流动或弥散现象有关。弥散表示的是分子或质子的微观平移运动, 与组织的弛豫时间无关。弥散的距离与方向将反映出水分子在弥散过程中所遇到的各种各样的“障碍”(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水分子的运动)。水分子弥散现象对磁共振信号有一定的影响: 在自旋回波脉冲中, 它将加速组织的 T2 衰减。只不过这种衰减在常规 MR 成像中所起的作用很小。基于这一现象, 利用脉冲梯度磁场(pulsed magnetic field gradient)自旋回波技术, 增加成像脉冲对弥散的敏感性得到弥散加权成像。弥散图像是弥散增强和 T2 对比增强的混合的结果。弥散图像上的信号强度主要取决于两个因素: 弥散作用和组织 T2 弛豫时间, 具有长 T2 弛豫时间的组织例如血管瘤、囊肿在弥散图像出现高信号。弥散速度不同的组织对弥散敏感梯度场的强度和持续时间变化(即  $b$  值改变)具有不同的反应。弥散速度快慢差异在高  $b$  值时显示最佳。

由于弥散加权成像反映的是分子运动, 对运动有极高的敏感性, 病人的位置移动、呼吸运动、肠蠕动、血管搏动等均影响弥散成像的质量。所以应当注意的是, 我们观察的弥散效应包括患者可能出现的运动, 如呼吸、脉搏等造成的全身组织搏动, 因此在活体的弥散效应被称为显著弥散效应。通过不同  $b$  值的两个以上的弥散加权像, 我们可以计算出组织的显著弥散系数(ADC), 用于显示每个体素内的 ADC 值, 与 T1



图 2~4 b 值分别为 30 s/mm<sup>2</sup>、800 s/mm<sup>2</sup>、1200 s/mm<sup>2</sup> 的弥散加权图像

和 T2 时间无关。扩散速度快的组织具有较高的 ADC 值,在弥散加权图像上,ADC 值越高,信号越低,而扩散速度慢的组织,ADC 值越小,弥散加权图像上,信号越高。ADC 的测量与许多因素有关,包括 TE、扩散时间、编码方向、心电门控和宏观运动等。现在通过获得三个相互垂直平面的 DWI,然后计算出平均 ADC 值,这种扫描方法给活体组织 ADC 的测量提供较为真实和精确的方法,避免由于定位方法的不同而造成的人为误差。大量研究已经证实,弥散 MR 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临床都有重要的意义。

3.2 弥散加权在肝脏中的应用 弥散加权成像研究的最多的是对脑梗塞早期病灶的显示,它可在脑血管闭塞后几分钟显示异常信号区。随着成像技术的发展完善,弥散加权成像已经逐渐应用到肝脏,其在肝脏占位性病变的检出和鉴别诊断中的作用引起人们的关注。

本组研究主要选择不同的 b 值(30、800、1200 s/mm<sup>2</sup>),观察肝脏病变 D、f、ADC 值。结果表明,随着 b 值的增加,病灶 ADC 值逐渐降低。原发性肝癌、血管瘤、转移瘤的 ADC 值与 D 值间存在差异。这主要由于:在生物组织内,弥散加权图像上的信号衰减不但取决于水分子的弥散效应,还取决于毛细血管微循环的灌注作用<sup>[1]</sup>。ADC 值明显的受灌注效应的影响,灌注作用的 ADC 值要比单纯的弥散 ADC 值大约 10 倍。随着梯度因子的增加,灌注效应引起的信号衰减明显加快,所测得的 ADC 如果不考虑灌注的影响,就会过高的估计弥散系数。在正常人脑灰质,毛细血管的灌注分数约为 14%,但是,在腹部器官和肝脏病变弥散加权 MR 图像上,弥散和灌注的作用还没有明确的报道。本研究结果显示血管瘤的灌注系数稍高于原发性肝癌和转移瘤,可能是因为血管瘤具有较丰富的血供所致<sup>[2,3]</sup>。而肝囊肿无明显灌注作用,所以其 ADC 值与 D 值无明显差异。

MRI 常规平扫和增强是肝脏病灶诊断和鉴别诊断的较好的方法之一。但有时较长 T2 值的原发性肝癌和转移瘤如

卵巢癌的血型转移灶,均具有较长的 T2 值,很难与血管瘤等良性肿瘤相鉴别,对病灶的鉴别仍有一定的困难。本组的研究结构表明,原发性肝癌和肝脏转移瘤的 ADC 值与肝脏血管瘤 ADC 值具有一定的差异,而且少有重叠,可以帮助我们鉴别病灶的性质。这与 Yamada 等的研究结果一致<sup>[4]</sup>。但是其所用的 b 值均小于 800 s/mm<sup>2</sup>。一般认为海绵状血管瘤的 ADC 值较高是由于其主要由液体成分组成所致。

3.3 目前平面回波弥散加权成像在肝脏的应用有几点局限性 ①相位编码方向上具有明显的化学位移伪影,所以一些较小病变的 ADC 值难以测得。②平面回波技术由于磁化的作用易造成图像的扭曲。③转移瘤和血管瘤的 ADC 具有一定的重叠,一些囊性的转移瘤主要由液体构成,水分子的运动无明显受限,这些病变 ADC 值接近或超过那些主要有较大血管构成的血管瘤的 ADC 值,对于二者的鉴别由一定的影响。

[参考文献]

[1] Yamada N, Imakita S, Sakuma T. Value of diffusion-weighted imaging and apparent diffusion coefficient in recent cerebral infarction: A correlative study with contrast-enhanced T1-weighted imaging [J]. Am J Neuroradiol, 1999, 20(2):193-198.

[2] Namimoto T, Yamashita Y, Sumi S, et al. Focal liver masses: characterization with diffusion-weighted echo-planar MR imaging [J]. Radiology, 1997, 204(3):739-744.

[3] Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Diffusion-weighted MR imagings with a single-shot echoplanar sequence: detection and characterization of focal hepatic lesions [J]. AJR, 1998, 170(2): 397-402.

[4] Yamada I, Aung W, Himeno Y, et al. Diffusion coefficients in abdominal organs and hepatic lesion: evaluation with intravoxel incoherent motion echo-planar MR imaging [J]. Radiology, 1999, 210(3):617-623.