

# The principle and difference of diffusion weighted imaging and diffusion tensor imaging

ZENG Hong-wu, WANG Pei-jun\*

(Department of Radiology, Tongji Hospital, Tongji University, Shanghai 200065, China)

**[Abstract]** As new technologies of magnetic resonance imaging, diffusion weighted imaging (DWI) and diffusion tensor imaging (DTI) have been applied in clinical diagnosis. So it is extremely necessary for us to have a clear cognition of what are DWI and DTI and how they work. This article illustrates the principle of DWI and DTI, and gives precise explanations of some relative conceptions, further more it analyzes some affecting factors and the differences between DTI and DWI.

**[Key words]** Diffusion weighted imaging; Diffusion tensor imaging; Principle

## 磁共振扩散加权与弥散张量成像原理分析及比较

曾洪武 综述, 王培军\* 审校

(同济大学附属同济医院影像科, 上海 200065)

**[摘要]** 磁共振扩散加权与弥散张量成像作为磁共振成像新技术已经应用于临床。迫切要求我们对这两种成像方法有较全面的认识和准确的把握。本文全面系统地介绍磁共振扩散加权与弥散张量成像的原理, 阐明相关概念, 分析重要成像参数的影响及二者的差别。

**[关键词]** 扩散加权成像; 弥散张量成像; 原理

**[中图分类号]** R445.2 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2005)12-1945-03

磁共振扩散加权(diffusion weighted imaging, DWI)与弥散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)作为一种新 MR 成像技术, 有别于传统的 T1、T2 加权成像。1965 年 Stejskal 等<sup>[1]</sup>提出一种对扩散敏感的短梯度脉冲序列, 实现水扩散的 MR 检测。1994 年 Bassar 等<sup>[2]</sup>提出了弥散张量成像的技术。本文从医生的角度出发, 深入浅出地全面阐明 DWI 和 DTI 成像原理及相关概念, 并阐明了重要相关参数对两种成像的影响及对这两种成像方法进行了比较分析。

### 1 DWI 成像基本原理

**1.1 DWI 成像的物理基础** DWI 成像技术: 基于水分子的微观运动, 能反应组织中水分子无序扩散运动快慢的信息。

水分子所在的组织不同, 即所处的微环境不同其扩散能力也不同; DWI 就是基于这种扩散能力差异转化图像的灰度信号或其他参数值。比如脑脊液中水分子扩散能力强于脑灰质的水分子扩散能力。

**1.2 DWI 成像基本原理** 在常规 MRI 的 SE 序列中加入一对大小和方向均相同的梯度场的梯度脉冲, 置于常规 SE 序列中的 180°脉冲的两侧。第一个梯度脉冲引起所有质子自旋, 从而引起相位变化, 而后一个梯度脉冲使其相位重聚, 但此时相位分散不能完全重聚, 而导致信号下降。信号衰减(SD)的程度可用公式表示为:  $SD = \exp^{-bD}$ , D 为扩散系数, b 值为扩散梯度因子(diffusion gradient factor)。

**1.3 D 值** D 为扩散系数, D 值反映水分子的扩散运动能力, 指水分子单位时间内自由随机扩散运动的范围, 单位  $\text{mm}^2/\text{s}$ 。D 值越大, 水分子的扩散能力越强, 信号下降越多。

**1.4 ADC 值** 在活体中, 扩散是多种因

素的综合作用, 因此, 所测 D 值不完全代表扩散, 所以用表观扩散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)来表示人体中所测得的 D 值, 用 ADC 来描述每个体素内分子的综合微观运动。之所以加上“表观”二字是由于影响水分子运动(随机与非随机)的所有因素都被叠加成一个观察值。在评价病变时, 同时测量病变及对侧相对部位的 ADC 值, 并计算出相对 ADC(rADC)用 rADC 值可部分消除绝对 ADC 值的个体差异。  $ADC = \ln(S_{\text{低}}/S_{\text{高}})/(b_{\text{高}} - b_{\text{低}})$ ,  $S_{\text{低}}$  与  $S_{\text{高}}$  分别为低 b 值及高 b 值所测得的 DWI 信号强度。影响 ADC 值的因素有组织灌注状态、细胞外水分子运动、细胞内水分子运动和细胞内外(跨膜)水分子运动, 其中以组织灌注状态、细胞外水分子运动影响最大。

**1.5 b 值** b 为扩散梯度因子, 表示应用的扩散梯度磁场的时间、幅度、形状。用公式表示  $b = \gamma^2 \times g^2 \times \delta^2 (\Delta - \delta/3)$ , 式中  $\gamma$  为磁旋比, g 和  $\delta$  分别为扩散梯度脉冲的强度和持续时间,  $\Delta$  为两个梯度脉冲

**[作者简介]** 曾洪武(1980—), 男, 广东河源人, 硕士研究生。E-mail: yx99zhw@163.com

**[通讯作者]** 王培军, 同济大学附属同济医院影像科, 200065。E-mail: tongjiipjwang@vip.sina.com

**[收稿日期]** 2005-06-15

**[修回日期]** 2005-08-15

起始点的间隔时间,  $b$  值可以看作是类似于自旋回波序列中的  $TE$ ,  $b$  值越高, 具有的扩散权重越大, 对水分子的扩散运动越敏感, 并引起的信号下降越明显。  $b$  值的单位为  $s/mm^2$ 。

1.6 DWI 信号、 $b$  值和 ADC 值三者的关系 DWI 上信号强度  $SI = SI_0 \times e^{-b \cdot ADC}$  其中  $SI_0$  为  $b=0$  时信号强度。

1.6.1  $b$  值对 DWI 信号的影响  $b$  值越大, 水分子间相位离散越重, 信号降低越明显, 所以大  $b$  值会降低 DWI 图像的信噪比。高  $b$  值 ( $>1500 s/mm^2$ ) 用于观察速度较慢的扩散运动, 低  $b$  值 ( $0 \sim 1000 s/mm^2$ ) 则用于观察速度较快的扩散运动。通常  $b$  为  $1000 s/mm^2$  时 DWI 图像即可以获得足够扩散梯度, 如果  $b$  值过小, 易受  $T_2$  加权的影响, 产生所谓的  $T_2$  透射效应 ( $T_2$  shine through effect)。

1.6.2  $b$  值对 ADC 值的测量的影响, 一般说来用大  $b$  值差的图像测得的 ADC 值较准确, 故测 ADC 值时宜选较高  $b$  值和较大  $b$  值差<sup>[3,4]</sup>。平均 ADC 值随着  $b$  值的增加而降低, 但并非直线关系, 在  $b = 1000 s/mm^2$  之前 ADC 值衰减相当快, 而在  $b > 1000 s/mm^2$  之后则衰减变得平缓。

1.6.3 ADC 值对 DWI 信号的影响 ADC 值越大, 则组织内水分子的运动越强, DWI 的相位离散越强, 信号越弱。

1.7 ADC 图 以 ADC 值为图像信号强度可以拟合出 ADC 图, 直接反映组织水扩散的快慢。故扩散速率快, ADC 值越大, ADC 图信号越强, 灰度高 (越亮)。

1.8 ADC 图与 DWI 图的区别 DWI 图像中信号的高低 (灰度) 不仅与组织的扩散速率有关, 与  $b$  值和 ADC 值有关, 还受到组织  $T_1$ 、 $T_2$  弛豫时间和质子密度影响。而 ADC 图则不包含  $T_1$ 、 $T_2$  成分, 只与 ADC 值有关。一般说来 ADC 图信号与 DWI 的图像信号相反。如脑脊液为在 ADC 图为高信号, 在 DWI 图为低信号。但在脑梗死的演变过程中, 在稳定期和慢性期, 由于梗死组织坏死液化, ADC 值升高, 部分 DWI 仍为高信号, 此时其 ADC 值等于或大于相应区域, 主要是  $T_2$  效应的影响<sup>[5]</sup>, 临床上常联合应用 ADC 图与 DWI 图以便去除所谓的  $T_2$  透射效应<sup>[6,7]</sup>。

1.9 DWI 成像序列 最早用于 DWI 成

像的序列是由 Stejskal 等 1965 年提出自旋回波成对梯度序列<sup>[1]</sup>。由于 DWI 成像序列对微米级的运动敏感, 对宏观大体运动也就更敏感, 因此要求所用序列既要克服宏观运动的影响又要保留对微观运动的敏感性, 尽量克服生理运动 (如呼吸、心跳等) 对成像的影响。1977 年 Manfield 等<sup>[8]</sup>提出的平面回波成像技术 (echo-planar imaging, EPI), 能在极短时间内完成人体各部 MR 成像, 在 100 ms 即可完成单幅图像采集, 基本上可以冻结人体的大部分生理活动所造成的伪影, 但无法抑制组织内血流运动的影响。目前最常用的 DWI 扫描序列是单次激发自旋回波 EPI (single shot SE EPI)<sup>[9]</sup>。

1.10 DWI 的应用 DWI 最早用于脑缺血的急性期及超急性期的诊断及与其他疾病的鉴别诊断, 显示出明显的优势<sup>[10,11]</sup>, 后来逐步用于其他疾病如脑肿瘤性病变、肿瘤、感染及脱髓鞘性疾病。现已应用于全身各系统的肿瘤性病变、肿瘤、感染疾病, 在肿瘤鉴别诊断及确定其范围显示明显优于传统方法, 为临床治疗提供重要的参考信息。

## 2 DTI 基本原理

2.1 DTI 成像基础 DTI 是在 DWI 技术基础上发展起来的一种新的磁共振成像技术, 其可以在三维空间内定时定量地分析组织内水分子弥散特性。活体组织中结构的不同从而影响水分子自由弥散的方向和速率, 这种差异是 DTI 成像的基础, 并为其所检测并转为图像和各参数值。DTI 为三维信息的采集, 因此至少要在 6 个方向施加弥散敏感梯度。

2.2 各向同性扩散 (isotropic diffusion, Iso) 在那些具有随意微结构的组织中, 水分子的弥散是随机的, 即向各个方向运动的概率相同, 表现为弥散各向同性。各向同性用扩散张量的踪迹 (trace of diffusion tensor) 来描述, 与各个方向平均 ADC 值成正比。

2.3 各向异性 (anisotropy) 在那些具有固定排列顺序的结构中, 水分子通常更加倾向于沿某一特定方向进行弥散, 表现为弥散各向异性。如在脑灰质主要为神经元的胞体, 脑白质主要为神经元的突起——神经纤维组织。在神经纤维组织, 水分子因受髓鞘、轴索排列方式等影响, 表现为沿纤维走行方向的扩散

比与其垂直的方向更容易。在脑内不同结构的神经纤维其各向异性不同, 如胼胝体、锥体束、内囊前肢、半卵圆中心的各向异性依次降低<sup>[12]</sup>。胼胝体的压部、体部、膝部的各向异性亦有所不同<sup>[13]</sup>。弥散各向异性与脑白质内神经纤维的直径、密度、神经胶质细胞的密度和磷脂化程度有关, 主要与神经纤维的方向和结构有关<sup>[14]</sup>。

2.4 部分各向异性 (fraction anisotropy, FA) 是指水分子各向异性成分占整个弥散张量的比例, 表现为各向异性的扩散系数的一小部分。为定量分析各向异性的最常用参数。FA 的值为  $0 \sim 1$ , 0 代表最大各向同性的弥散, 1 代表假想下最大各向异性的弥散。在脑白质中 FA 值与髓鞘的完整性、纤维的致密性及平行性呈正相关。

2.5 相对各向异性 (relative anisotropy, RA) 为各向异性和各向同性成分的比例。体积比 (volume ratio, VR) 等于椭圆球的体积与半径为平均扩散率的球体积之比。前述的椭圆球为一描述扩散的模型, 椭圆球的半径方向代表特定的方向的扩散方向, 大小代表方向的扩散强度。当扩散是完全各向同性时, 则椭圆球为圆球。各向异性指数 (anisotropy index, AI) 等于  $1 - VR$ , 因此随各向异性的增加而增加。FA、RA 和 AI 都是非矢量值 (数值, 无方向性), 取值范围是  $0 \sim 1$ , 对于完全各向同性的组织这些量都等于 0, 对于完全各向异性的组织, 这些量均等于 1。

2.6 最大特征值 代表平行于纤维束走行方向上的扩散率, 它随  $b$  值的增加而降低, 随着  $b$  值的增加灰白质间最大特征值的差别缩小。

2.7 FA 图 DTI 最常用图, 以 FA 值为图像信号强度可以拟合出 FA 图, 直接反映各向异性的比例 (程度), 间接反映组织水扩散的快慢。故扩散速率快, FA 值越大, FA 图信号越强, 灰度高。在 FA 图中, 脑白质各向异性最高为高信号, 而脑脊液各向异性最低则为低信号。而在 ADC 图中, 信号强度与 ADC 值呈正相关, 如脑脊液为高信号, 而脑白质为低信号, 与 FA 图信号相反。临床上 ADC 图常与 FA 图联合应用。

2.8 DTI 用其他参数成像的图 有各向

同性图、容积比异向性图、衰减指数图、最大特征值图等。

2.9 DTI 在临床中的应用 DTI 技术是目前惟一能在活体中显示神经纤维束的走行、方向、排列、髓鞘等信息<sup>[15]</sup>,被广泛应用于中枢神经系统的组织形态学和病理学研究。FA 图 FA 值在 T1、T2 加权正常时,就能发现白质早期损伤的病理改变。DTI 还可为临床治疗和预后提供重要参考价值。DTI 还有能精确了解心肌、骨骼肌的纤维显微结构<sup>[16]</sup>,是目前活体内惟一显示肌纤维的方法;还有助于解开心脏电传导结构之谜。

### 3 DWI 与 DTI 的比较

3.1 DWI 与 DTI 成像基础相同,都是基于水分子在不同结构的扩散方向和速度的差异。

3.2 两者所包含的信息量不同 DWI 只用 ADC 一个参数描述,扩散程度的测量限于一个平面内,常低估组织的各向异性。DTI 用多个参数(FA、AI、RA、VR)描述,从三维立体空间定量地分析水分子的扩散运动及相关性。

3.3 主要应用方向不同 DWI 早期用于脑缺血的诊断,现发展为应用于各系统的感染、肿瘤和肿瘤性病变,在提供早期诊断和确定肿瘤范围方面有特殊价值。DTI 包含了方向信息的向量图,主要用来评价组织结构的完整性,是功能磁共振成像的一个重要组成部分,主要应用于脑、脊髓、心脏及骨骼肌等具有规律走行的纤维束结构。

总之,DWI 和 DTI 作为一种新的成像技术,遇到了如图像质量、分辨率不够高等技术难题。目前 DTI 测量的平均体素大小约为 15 mm<sup>3</sup>,远远大于普通 MR 成像的体素。EPI 成像对磁场的不均匀性的敏感度提高,容易在一些磁敏感性变化大的区域扭曲变形,引起图像失真。涡流可使沿着不同方向的扩散加权图像之间不匹配,导致纤维束方向的确定可能会不可靠。DWI 和 DTI 技术发展十分迅速,如去除伪影的并行采集技术(sensitivity encoding, SENSE)<sup>[17]</sup>、PROPELLER 技术<sup>[18]</sup>和 q 空间成像<sup>[19]</sup>。随着研究不断深入和硬件设备不断改进,图像信噪比、空间分辨率提高,图像后处理软件的开发,伪影和涡流效应的减少,

DWI 和 DTI 会有广阔的发展和应用前景,更好地为临床服务。

### 【参考文献】

- [1] Stejskal ED, Tanner JE. Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of time dependent field gradient[J]. J Chem Phys, 1965, 42(1): 288-292.
- [2] Bassar PJ, Mattiello J, LeBihan D. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging [J]. Biophys J, 1994, 66(1): 259-267.
- [3] Ichikawa T, Haradome H, Hachiya J, et al. Diffusion-weighted MR imaging with a single-shot echoplanar sequence: detection and characterization of focal hepatic lesions[J]. AJR, 1998, 170(2): 397-402.
- [4] Yang ZH, Xie JX, Zhang YW, et al. Study on diffusion weighted imaging in cirrhotic liver [J]. Chin J Med Imaging Technol, 2002, 18(9): 907-909.
- [5] Li TQ, Takahashi AM, Hindmarsh T, et al. ADC mapping by means of a single-shot spiral MRI technique with application in acute cerebral ischemia [J]. Magn Reson Med, 1999, 41(1): 143-147.
- [6] Lu J, Li KC. Preliminary quantitative study of diffusion in normal human brains [J]. Chin J Med Imaging Technol, 2003, 19(8): 975-977.
- [7] Li XM, Shi RH, Li YG, et al. Applications of MR diffusion tensor imaging in clinical neurology [J]. Chin J Med Imaging Technol, 2004, 20(10): 1127-1131.
- [8] Manfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes [J]. J Phys, 1977, 10(1): 55-58.
- [9] Yamashita Y, Tang Y, Takahashi M. Ultrafast MR imaging of the abdomen: echo planar imaging and diffusion-weighted imaging. [J]. Magn Reson Imaging, 1998, 8(2): 367-374.
- [10] Guo XH, Liu QW, Zheng GF, et al. Application of MR diffusion-weighted imaging in the diagnosis of hyperacute cerebral infarction [J]. Chin J Med Imaging Technol, 2003, 19(7): 855-856.
- [11] Wang LJ, Ye BB, Fan GG, et al. Value of diffusion-weighted MR imaging in recent cerebral infarctions [J]. Chin J Med Imaging Technol, 2002, 18(5): 462-464.
- [12] Pierpaoli C, Jezzard P, Bassar PJ, et al. Diffusion tensor MR imaging of the human brain [J]. Radiology, 1996, 201(3): 637-648.
- [13] Chepuri NB, Yen YF, Burdette JH, et al. Diffusion anisotropy in the corpus callosum [J]. AJNR, 2002, 23(5): 803-808.
- [14] Shimony JS, McKinstry RC, Akbudak E, et al. Quantitative diffusion-tensor anisotropy brain MR imaging: normative human data and anatomic analysis [J]. Radiology, 1999, 212(3): 770-784.
- [15] Wiesmann UC, Symms MR, Parker GJ, et al. Diffusion tensor imaging demonstrates deviation of fibres in normal appearing white matter adjacent to a brain tumour [J]. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 2000, 68(4): 501-503.
- [16] Holmes AA, Scollan DF, Winslow RL. Direct histological validation of diffusion tensor MRI in formaldehyde-fixed myocardium [J]. Magn Reson Med, 2000, 44(1): 157-161.
- [17] Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, et al. SENSE: sensitivity encoding for fast MRI [J]. Magn Reson Med, 1999, 42(5): 952-956.
- [18] Pipe JG, Farthing VG, Forbes KP. Multishot diffusion-weighted FSE using PROPELLER MRI [J]. Magn Reson Med, 2002, 47(1): 42-52.
- [19] Bassar PJ. Relationships between diffusion tensor and q-space MRI [J]. Magn Reson Med, 2002, 47(2): 392-397.