

Impact of the number of diffusion gradient directions on measuring values in diffusion tensor imaging

YIN Xiao-juan¹, ZHANG Na^{1,2}, DENG Zhen-sheng^{1*}

(1. Institute of Biomedical Engineering, School of Info-physics and Geomatics Engineering, Central South University, Changsha 410083, China; 2. Institute of Biomedical and Health Engineering, Shenzhen Institute of Advanced Technology, Chinese Academy of Science, Shenzhen 518055, China)

[Abstract] **Objective** To assess the impact of different number of diffusion gradient directions (NDGD) of diffusion tensor imaging (DTI) on dispersion degree of fractional anisotropy (FA) values and signal-to-noise ratio (SNR) for adult brain tissues. **Methods** Eight healthy volunteers underwent DTI with 7 NDGD respectively, and the associated FA maps were obtained. Four region of interest (ROI) (genu and splenial of corpus callosum, genu and posterior limb of internal capsule) were chosen in white matter of FA maps, FA values and the corresponding SNRs of the ROIs were computed and analyzed with NDGD increasing. **Results**

FA values within all ROIs did not change remarkably with NDGD increasing. Variance of FA value within two ROIs with high gray value (genu and splenial of corpus callosum) fluctuated randomly and SNR increased slightly, while variance of FA value within the ROIs with low gray value (genu and posterior limb of internal capsule) diminished significantly with NDGD increasing. **Conclusion**

In clinical applications of DTI, an optimum NDGD for DTI data acquisition should be selected according to the ROIs in human brain to be inspected.

[Key words] Diffusion tensor imaging; Number of diffusion gradient directions; Fractional anisotropy; Signal noise ratio

弥散梯度方向数目对 DTI 测量值的影响

阴晓娟¹, 张娜^{1,2}, 邓振生^{1*}

(1. 中南大学信息物理工程学院生物医学工程研究所, 湖南 长沙 410083;
2. 中国科学院深圳先进技术研究院生物医学与健康工程研究所, 广东 深圳 518055)

[摘要] **目的** 探讨弥散张量成像(DTI)中不同数目的梯度方向对成人脑组织各向异性分数(FA)的离散程度及其信噪比(SNR)的影响。**方法** 应用7种不同弥散梯度方向数目(NDGD)对8名健康志愿者脑组织进行DTI扫描并获取FA图,计算FA图中4个感兴趣区(ROI)(胼胝体膝部、胼胝体压部、内囊膝部、内囊后肢)的FA值及其SNR,分析其随NDGD增加的变化趋势。**结果** 脑内各个ROI的FA值不随NDGD的增加而显著变化;信号强的ROI(胼胝体膝部、胼胝体压部)内FA值方差随机波动,其SNR增加不大;信号弱的ROI(内囊膝部、内囊后肢)内FA值方差随着NDGD的增加而逐渐减小。**结论** 在DTI的临床应用中,要根据检查的部位选择最适宜的NDGD。

[关键词] 弥散张量成像;弥散梯度方向数目;各向异性分数;信噪比

[中图分类号] R445.2; R651.1 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2010)03-0567-04

弥散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)是在分子水平上研究水分子随机运动的一种无创性的磁共振功能成像新技术,可用于显示脑白质内神经传导束的走行方向,是目前用于评价脑白质发育、诊断脑白质疾病的重要方法。DTI主要

检测活体组织内水分子的扩散运动特点,反映人体组织中水分子扩散的各向异性^[1-4]。它通过对每一个体素构造一个弥散张量,利用该弥散张量的特征值与特征向量来反映水分子在该体素内的扩散特征^[5]。一般来讲,随着弥散梯度方向数目(number of diffusion gradient directions, NDGD)的增加,更多的弥散加权(diffusion weighted, DW)图像被用来计算弥散张量,信息量大,可获得更精确的张量估计^[6-7]。但是,随着NDGD的增加,使得获取图像的扫描时间大大延长,除了占用大量宝贵的MR设备资源、使患者感到不适外,还增加了产生运动伪影的概率,使获得的图像质量下降。

[作者简介] 阴晓娟(1984—),女,福建三明人,在读硕士。研究方向:磁共振成像与图像处理。E-mail: xiaojuan2007@yahoo.com.cn

[通讯作者] 邓振生,中南大学信息物理工程学院生物医学工程研究所,410083。E-mail: bmedzs@csu.edu.cn

[收稿日期] 2009-09-31 **[修回日期]** 2009-11-15

有关 NDGD 究竟取多大能更有利于张量的估计目前仍存在争论^[8,9]。本文探讨 NDGD 对各向异性分数(fractional anisotropy, FA)值的离散程度的影响。

1 资料与方法

1.1 研究对象及成像参数 初始数据是从 Johns Hopkins Medical Institute Laboratory of Brain Anatomical MRI 网站下载的 8 名健康志愿者的脑 DTI 扫描数据,男 5 名,女 3 名,年龄 21~29 岁,平均(25.2±3.8)岁,均无神经系统疾病史。成像参数为:像素矩阵 256×256,FOV 246 mm×220 mm,层厚 2.2 mm,共扫描 55 层。每位志愿者的 DTI 数据均以 7 种不同的

NDGD(6、9、12、15、20、25、30 非共线)协议获取,b = 700 s/mm²。所有的 DW 成像均重复 3 次,使得所有图像的原始信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)相同。

1.2 数据处理 利用 DTI Studio^[10]软件对所有 DW 图像进行处理,分别得到对应于 7 种不同 NDGD 的 FA 图。为了说明 NDGD 对脑组织不同部位 FA 值的离散程度及其 SNR 的影响,并使结果具有一般性,基于 Matlab 平台,本研究分别在 7 种 NDGD 的 FA 图的脑白质中各选择 4 个感兴趣区(region of interest, ROI)(胼胝体膝部、胼胝体压部、内囊膝部、内囊后肢),计算 ROI 内的 FA 值及其 SNR。图 1 为 NDGD = 30

表 1 7 种 NDGD 对应的 ROI 内 FA 的方差值及其 SNR($\bar{x} \pm s$)

NDGD	FA 值				SNR			
	胼胝体膝部	胼胝体压部	内囊膝部	内囊后肢	胼胝体膝部	胼胝体压部	内囊膝部	内囊后肢
6	0.817±0.082	0.781±0.073	0.672±0.065	0.662±0.068	1.775±0.475	1.602±0.405	1.726±0.368	2.032±0.396
9	0.829±0.087	0.754±0.047	0.685±0.048	0.640±0.049	1.821±0.690	1.746±0.357	2.322±0.618	2.833±0.796
12	0.827±0.056	0.783±0.059	0.664±0.036	0.660±0.036	1.907±0.395	1.784±0.286	3.019±0.561	4.207±0.787
15	0.827±0.065	0.788±0.060	0.668±0.030	0.636±0.031	1.782±0.356	1.781±0.278	3.682±0.602	4.774±0.294
20	0.832±0.068	0.774±0.070	0.662±0.027	0.654±0.025	1.943±0.438	1.767±0.269	4.426±0.453	5.215±0.782
25	0.836±0.068	0.774±0.065	0.651±0.026	0.635±0.023	1.935±0.423	1.759±0.267	4.461±0.785	5.369±0.925
30	0.837±0.065	0.772±0.065	0.664±0.026	0.644±0.022	1.933±0.443	1.784±0.314	4.502±0.683	5.394±0.871
F 值	0.071	0.291	0.143	0.216	0.206	0.344	31.368	28.712
P 值	0.999	0.939	0.947	0.916	0.973	0.910	<0.005	<0.005

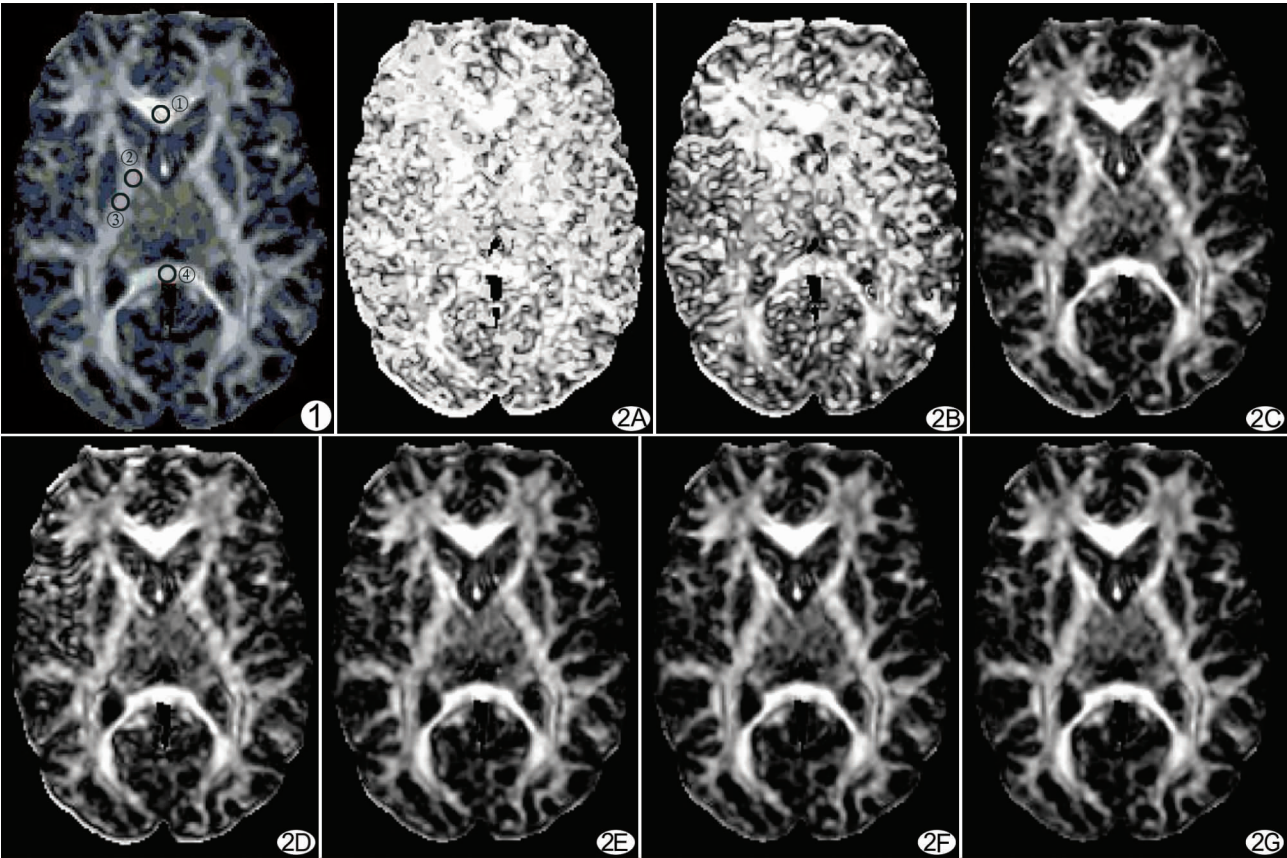


图 1 NDGD = 30 的 FA 图 圆圈标记为脑白质中的 4 个 ROI(约 30 个像素) (①胼胝体膝部;②内囊膝部;③内囊后肢;④胼胝体压部)
图 2 同一健康志愿者的 7 种 NDGD 对应的 FA 图 A~G. 分别对应于 NDGD 为 6、9、12、15、20、25、30

的 FA 图,选取的 4 个 ROI 内,胼胝体膝部和胼胝体压部的信号强于内囊膝部和内囊后肢。

FA 值是反映脑组织各向异性改变的重要指标,其公式为^[10]:

$$FA = \frac{\sqrt{\frac{3}{2} \frac{(\lambda_1 - \bar{D})^2 + (\lambda_2 - \bar{D})^2 + (\lambda_3 - \bar{D})^2}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}}{1} \quad (1)$$

其中, $\bar{D} = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3}$, $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ 为弥散张量的三个特征值。

图像的 SNR 根据邹谋炎^[11]提出的方法进行近似估计,即信号与噪声的方差之比:

$$SNR = \frac{\sigma_{\max}^2}{\sigma_{\min}^2} \quad (2)$$

1.3 统计分析 采用 SPSS 11.5 统计学软件,计量资料均以 $\bar{x} \pm s$ 表示。采用方差分析和独立样本 t 检验比较不同 NDGD 之间 ROI 内 FA 值及其 SNR 的统计学差异,采用方差齐性检验比较 ROI 内 FA 值的方差, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

图 2 为 1 名健康志愿者的 7 种 NDGD 对应的 FA 图,可看出 SNR 随着 NDGD 的增加而增加。

每一种 NDGD 对应的 ROI 内的 FA 值及其 SNR 的统计分析结果见表 1。信号强的 ROI (胼胝体膝部、胼胝体压部) 内 FA 值的方差随着 NDGD 的增加而随机变化, SNR 随着 NDGD 的增加无显著变化;而信号弱的 ROI (内囊膝部、内囊后肢) 内 FA 值的方差随着 NDGD 的增加而逐渐减小, SNR 随着 NDGD 的增加也显著提高 ($P < 0.05$)。采用独立样本 t 检验对这两个信号弱的 ROI 内 FA 值的 SNR 进行不同 NDGD 之间的两两比较,结果表明, NDGD 从 6 增加到 20, SNR 显著提高 ($P < 0.05$), 而从 20 增加到 30, SNR 无显著变化 ($P > 0.05$)。

为了更直观地表明各参数随着 NDGD 的增加而变化的程度,分别绘制出 ROI 内 FA 值的 SNR 和方差随着 NDGD 的增加而变化的关系曲线(图 3、4)。

3 讨论

从视觉观察(图 2)可见 FA 图

的 SNR 随着 NDGD 的增加而提高。

表 1 的方差分析结果表明,对于所有 ROI 内的 FA 值,任意两种 NDGD 之间差异均无统计学意义,且信号强的 ROI (胼胝体膝部、胼胝体压部) 内 FA 值的 SNR 随着 NDGD 的增加也无显著变化。图 3A、B 直观地表明了信号强的 ROI 内 FA 值的 SNR 与 NDGD 间无相关性,即随着 NDGD 的增加,FA 值的 SNR 无明显改善。表 1 的统计结果显示,信号强的 ROI 内

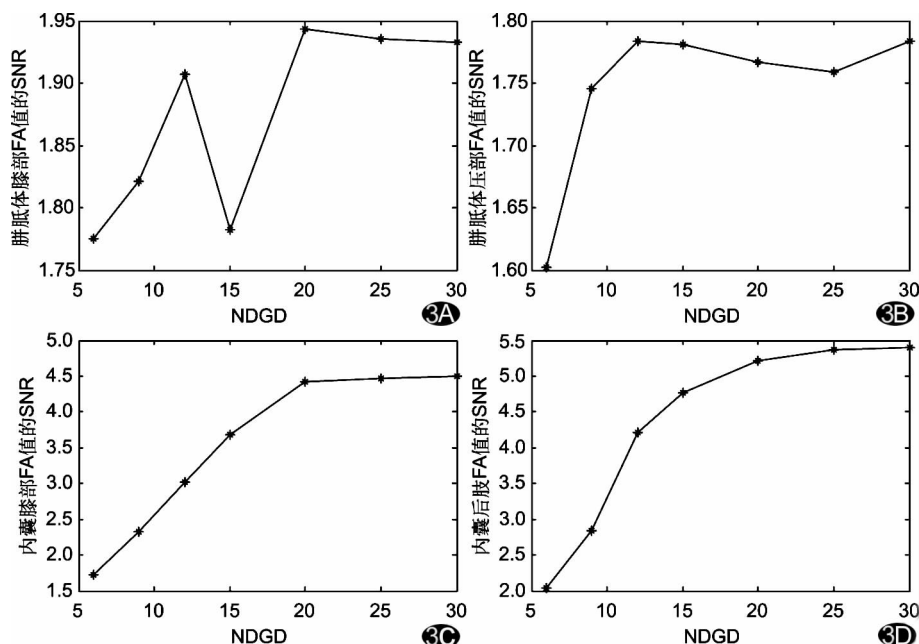


图 3 ROI 内 FA 值的 SNR 随着 NDGD 的增加而变化的关系曲线 A. 胼胝体膝部; B. 胼胝体压部; C. 内囊膝部; D. 内囊后肢

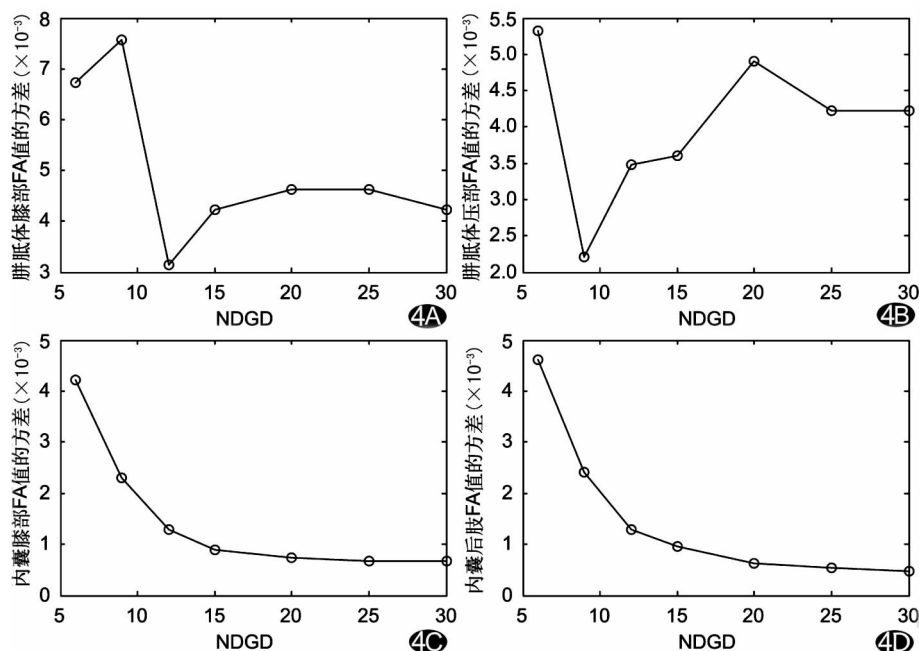


图 4 ROI 内 FA 值的方差随着 NDGD 的增加而变化的关系曲线 A. 胼胝体膝部; B. 胼胝体压部; C. 内囊膝部; D. 内囊后肢

FA 值的方差随机波动,与 NDGD 的变化无相关性,由图 4A、B 也可直观看出这两个 ROI 内 FA 值的方差随着 NDGD 的增加而随机变化。因此,增加 NDGD 对信号较强的 ROI 没有意义,故对信号强的 ROI,NDGD = 6 是比较好的选择,与 Ni 等^[12]的结论一致。

但从图 4C、D 可见,随着 NDGD 的增加,信号弱的 ROI (内囊膝部、内囊后肢)内 FA 值的方差逐渐减小,表明随着 NDGD 的增加,信号弱的 ROI 内 FA 值的波动减小,精度增加。对这两个 ROI 内的 FA 值进行方差齐性检验,结果表明方差的差异存在统计学意义($P < 0.05$)。信号弱的 ROI 内 FA 值的方差随 NDGD 的变化关系(图 4)表明,NDGD 从 6 增加到 20,FA 值的方差显著减小,而从 20 增加到 30,FA 值的方差减小的速度变缓。由表 1 可见,信号弱的 ROI 内 FA 值的 SNR 也差异也有统计学意义($P < 0.05$)。任意两种 NDGD 之间的 t 检验结果表明,NDGD 从 6 增加到 20,ROI 内 FA 值的 SNR 显著提高($P < 0.05$),而从 20 增加到 30,SNR 则无显著变化($P > 0.05$)。图 3C、D 更直观地显示了 NDGD 从 6 增加到 20,信号弱的 ROI 内 FA 值的 SNR 线性增加,而从 20 增加到 30,该 SNR 趋于稳定。

本研究结果提示,在 SNR 相对比较低的 ROI 中,如本文选取的内囊膝部和内囊后肢区域,NDGD 对 FA 值的波动范围以及 SNR 的影响比较明显,并且当 NDGD > 20 时,该 FA 值的波动趋于稳定,SNR 也不再显著提高。可见,当 NDGD > 20 时,NDGD 对 FA 值的 SNR 只有很小的贡献,在此条件下,再增加 NDGD 无实际意义。因此,为减少扫描时间、降低运动伪迹,在一般条件下,对于信号较弱的 ROI,DTI 的 NDGD 取 20 为宜。Jones 等^[13]报道 20 个弥散梯度对于活体内扩散各向异性的研究可能是足够的,本研究结果与之一致,也与 Papadakis 等^[14]认为鲁棒性的各向异性估计所要求的 NDGD 最少在 18 到 21 之间的结论基本吻合。

在 DTI 中,增加 NDGD 对信号较强的 ROI 无意义,对于信号较强的 ROI,NDGD 取 6 是较好的选择;在检测信号弱的 ROI 时,综合考虑减少扫描时间以减少运动伪迹,增加 NDGD 以提高 FA 值的精度,NDGD 取 20 是较好的选择。因此,在 DTI 的临床应用中,要根据检查的部位选择最适宜的 NDGD。

[参考文献]

- [1] Wakana S, Jiang H, Nagae-Poetscher LM, et al. Fiber tract-based atlas of human white matter anatomy. *Radiology*, 2004, 230(1): 77-87.
- [2] Zhai G, Lin W, Wilber KP, et al. Comparisons of regional white matter diffusion in healthy neonates and adults performed with a 3.0-T head-only MR imaging unit. *Radiology*, 2003, 229(3): 673-681.
- [3] Sullivan EV, Pfefferbaum A. Diffusion tensor imaging in normal aging and neuropsychiatric disorders. *Eur J Radiol*, 2003, 45(3): 244-255.
- [4] 孙敬,徐菡,郭静,等.弥散张量成像技术初步评价视放射. *中国医学影像技术*, 2009, 25(1): 50-53.
- [5] 钟维佳,赵建农,谢微波,等.磁共振扩散张量成像对正常人脑结构的显示及各向异性研究. *临床放射学杂志*, 2006, 25(9): 807-810.
- [6] 倪红艳,祁吉,KAVCIC Voyko,等.扩散张量成像图像数据采集技术的参数优化. *天津大学学报*, 2007, 40(9): 1120-1127.
- [7] 陈细香,魏文洲,郑晓华,等. DTI 在脊髓型脊椎病中的应用价值. *中国医学影像技术*, 2007, 23(12): 1860-1862.
- [8] Zhang N, Deng ZS, Wang F, et al. The effect of diffusion number of diffusion gradients on SNR of diffusion tensor-derived measurement maps. *J Biomed S Eng*, 2009, 2(1): 96-101.
- [9] 邹立秋,张芳,屈辉,等.不同数量梯度磁场方向对正常脑白质纤维束扩散张量成像的比较定量研究. *临床放射学杂志*, 2005, 24(10): 906-909.
- [10] Jiang H, van Zijl PC, Kim J, et al. DtiStudio: resource program for diffusion tensor computation and fiber bundle tracking. *Comput Methods Programs Biomed*, 2006, 81(2): 106-116.
- [11] 邹谋炎.反卷积和信号复原.北京:国防工业出版社, 2001: 203-206.
- [12] Ni H, Kavcic V, Zhu T, et al. Effects of number of diffusion gradient directions on derived diffusion tensor imaging indices in human brain. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2006, 27(6): 1776-1778.
- [13] Jones DK. The effect of gradient sampling schemes on measures derived from diffusion tensor MRI: a Monte Carlo study. *Magn Reson Med*, 2004, 51(4): 807-815.
- [14] Papadakis NG, Murrills CD, Hall LD, et al. Minimal gradient encoding for robust estimation of diffusion anisotropy. *Magn Reson Imaging*, 2000, 18(6): 671-679.