

# 应用弥散张量成像实现神经纤维追踪的方法\*☆

马 凯<sup>1</sup>, 王晓舟<sup>2</sup>, 高殿帅<sup>2</sup>

## Nerve fiber tracking methods using diffusion tensor imaging

Ma Kai<sup>1</sup>, Wang Xiao-zhou<sup>2</sup>, Gao Dian-shuai<sup>2</sup>

### Abstract

**BACKGROUND:** There are many nerve fiber tracking methods using diffusion tensor imaging (DTI) at present. It is strict and singular of data format for different methods, and these methods can track fibers in special condition. There is no uniform standard for nerve fiber tracking. Therefore, a new brief universal method is researched for the nerve fiber tracking using DTI.

**OBJECTIVE:** To propose a new brief universal DTI method for the nerve fiber tracking to translate into fixed data sampling format.

**METHODS:** Firstly, the file composed of diffusion gradient factor b was searched in DTI original image and the DICOM file was translated into Analyze data format by the software MRICRO. The Analyze data format was standardized by SPM. Finally, the fiber tracking was disposed.

**RESULTS AND CONCLUSION:** The method can acquire diffusion gradient factor b file accurately and effectively. We provided a new method for the nerve fiber tracking, which can translate the different original data into the fixed data format. Moreover, by this method, the nerve fiber tracking can be accurately acquired. And it provides a brief effective method for DTI research.

Ma K, Wang XZ, Gao DS. Nerve fiber tracking methods using diffusion tensor imaging. Zhongguo Zuzhi Gongcheng Yanjiu yu Linchuang Kangfu. 2010;14(43):7983-7976. [http://www.crter.cn http://en.zglckf.com]

### 摘要

**背景:** 目前的神经纤维追踪方法众说纷纭, 不同的追踪方法往往对数据的要求比较严格, 格式比较单一, 并且在特定的条件下, 才能进行纤维追踪, 但都没有统一可执行标准。因此需要研究一种简便通用的神经纤维追踪处理方法。

**目的:** 提出一种简便通用, 并且可以在不同的数据采集方法情况下, 转变为固定的数据采集格式的弥散张量神经纤维追踪方法。

**方法:** 首先采用 MRICRO 软件在原始 DTI 图像上, 找出梯度因子 b 值, 组成梯度方向文件并把 DICOM 原始文件软件转换成 Analyze 格式文件, 然后利用 SPM 软件对格式文件标准化, 最后采用 DTI-track 软件进行神经纤维追踪处理。

**结果与结论:** 通过对 DTI 图像进行处理, 证明该方法能有效的得出扩散梯度因子 b 值文件, 并且能把不同的 DTI 数据转变为统一的格式进行 DTI 处理, 得到预期的 DTI 纤维追踪图像, 为 DTI 研究提供了一个简便有效的具体实现方法。

**关键词:** 弥散张量成像; 纤维追踪; 扩散梯度因子; 神经纤维; 功能磁共振

doi:10.3969/j.issn.1673-8225.2010.43.002

马凯, 王晓舟, 高殿帅. 应用弥散张量成像实现神经纤维追踪的方法[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2010, 14(43):7983-7986. [http://www.crter.org http://cn.zglckf.com]

## 0 引言

磁共振弥散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)主要用来评价组织结构的完整性、病理改变及组织结构和功能间的关系, 是功能磁共振成像的一个重要组成部分<sup>[1-2]</sup>。DTI 技术是在常规 MRI 技术和磁共振弥散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)技术的基础上发展起来的一种新的磁共振成像技术, 是一种能在活体显示脑白质纤维束走向的无创成像方法, 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<sup>[3-4]</sup>。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、髓鞘等信息的影像技术<sup>[5-6]</sup>。

然而, DTI 技术目前没有一个统一有效简

便的处理方法, 如核磁共振仪器套装神经纤维追踪处理软件, 但是由于处理的单调性, 只能提供有限的几个指标。目前, 很多公司已经开发了大量相关的 DTI 处理软件, 如 DTIstudio 等, 但是由于不同的软件, 要求不同的数据格式, 处理起来相对比较困难, 甚至有时无法进行 DTI 图像处理, 很难到达预期的处理效果<sup>[7-8]</sup>。作者经过大量的数据研究, 并进行相关实验, 提出了一种比较简便实用的弥散张量神经纤维追踪实现方法, 并且能对不同的数据格式利用比较通用流行的统计参数图软件 SPM 进行转换, 进行统一处理。

## 1 数据采集

本实验使用的数据, 采用 GE 公司的 Signa

<sup>1</sup>Computer Staff, Xuzhou Medical College, Xuzhou 221002, Jiangsu Province, China; <sup>2</sup>Research Centre of Neurobiology, Xuzhou Medical College, Xuzhou 221002, Jiangsu Province, China

Ma Kai☆, Doctor, Associate professor, Computer Staff, Xuzhou Medical College, Xuzhou 221002, Jiangsu Province, China cumtmbakai@126.com

Correspondence to: Gao Dian-shuai, Doctor, Professor, Research Centre of Neurobiology, Xuzhou Medical College, Xuzhou 221002, Jiangsu Province, China dshgao@vip.sina.com

Supported by: the Natural Science Foundation of Colleges and Universities in Jiangsu Province, No. 07KJB310117\*

Received: 2010-07-23 Accepted: 2010-08-20



徐州医学院, <sup>1</sup> 计算机教研室, <sup>2</sup> 神经生物学研究中心, 江苏省徐州市 221002

马凯, 男, 1972 年生, 江苏省沛县人, 汉族, 博士, 副教授, 主要从事医学影像采集, 处理等研究。  
cumtbnakai@126.com

通讯作者: 高殿帅, 博士, 教授, 徐州医学院神经生物学研究中心, 江苏省徐州市 221002  
dshgao@vip.sina.com

中图分类号: R318  
文献标识码: B  
文章编号: 1673-8225 (2010)43-07983-04

收稿日期: 2010-07-23  
修回日期: 2010-08-20  
(20100723012ZY · A)

1.5T 磁共振系统对年龄 21~45 岁的健康男性志愿者脑部进行 DTI 成像, DTI 采用平面回波序列(EPI), 横轴位扫描, TR/TE 4 900/88 ms, 16 个梯度方向, 成像视野 FOV 230 mm×230 mm, 矩阵 256×256, 层厚 4 mm, 层间距 1.2 mm。实验符合《医疗机构管理条例》的相关规定<sup>[9]</sup>。

## 2 实验方法

2.1 弥散张量成像神经纤维追踪方法 DTI 在显示大脑白质纤维方面具有其他方法无法替代的优越性, 然而, 其局限于只显示平面的各向异性图。目前应用于临床的彩色编码图和纤维跟踪技术, 可以更直观地观察不同的大脑白质纤维结构。彩色编码图通过选择最大的本征向量方向, 计算 FA 值的不同, 标记不同的纤维束: 如图 1 所示, 绿色代表前后走行的方向, 蓝色代表上下走行的方向, 红色代表左右走行的方向, 其他方向走行的纤维束是这 3 种颜色不同程度的混合, 颜色的深浅反映 FA 值的大小<sup>[10]</sup>。

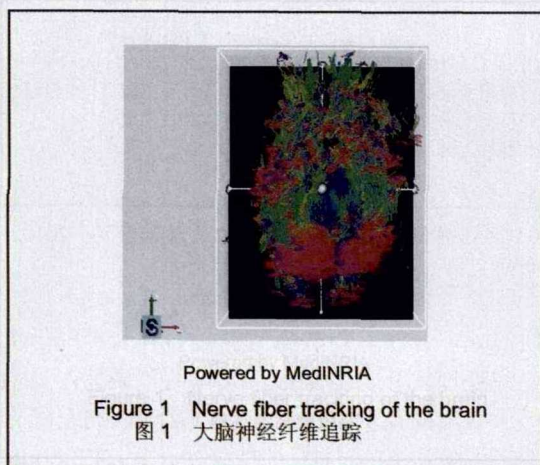


Figure 1 Nerve fiber tracking of the brain  
图 1 大脑神经纤维追踪

扩散梯度因子  $b$ :  $b$  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  $b = \gamma^2 \times g^2 \times (\Delta - \delta/3)$ , 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<sup>[11-12]</sup>。 $b$  值的单位为  $s/mm$ 。

进行神经纤维追踪, 首先要准备好梯度方向文件, 也就是用不同的梯度组成的一个梯度文件, 做 DTI 扫描时, 不能直接得到梯度文件,

要在每一个扫描的原始文件中提取出梯度方向数据, 最终组成梯度方向文件。具体方法如下:

用 MRlcro 软件打开扫描的原始文件, 利用单击该软件的菜单 Import 中的 Display/hide foreign header 菜单条, 打开原始文件头信息, 找到 0019, 10BB, 0019, 10BC, 0019, 10BD 行的数据即组成其中的一个梯度方向。从原始文件中找到所有不同的对应该三行的数据, 根据特定格式要求, 依次排列即组成梯度方向文件。

2.2 弥散张量成像神经纤维追踪具体实现方法 实现弥散张量成像神经纤维追踪的方法有很多种软件, 笔者介绍一种比较常用的纤维追踪方法, 使用 MedINRIA 系列软件中的 DTItrack 软件处理纤维追踪。

预备工作: 首先把 DICOM 文件用 MRlcro 软件转换成 Analyze 格式文件。然后用 SPM 软件对 Analyze 格式文件进行标准化。并用上述方法得到梯度方向文件, 如果是 16 个梯度方向文件, 格式如下:

```
16
0 0 0
1.000000 0.000000 0.000000
0.643000 0.766000 0.000000
...
0.336000 0.043000 -0.941000
```

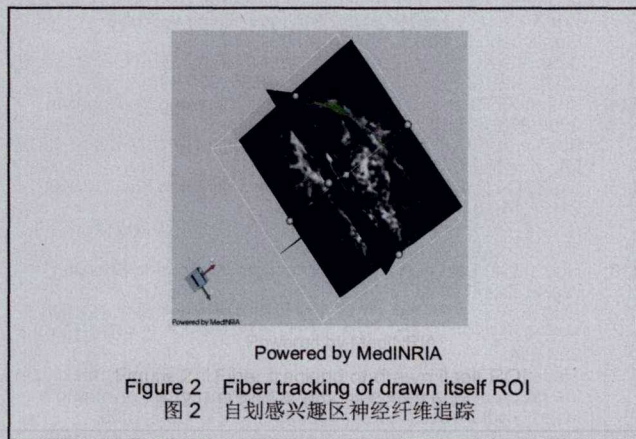
说明: 这是 16 个梯度方向, 0 0 0 代表  $b_0$ , 依次类推  $b_1, b_2, \dots, b_{15}$ 。

纤维追踪处理: 打开 MedINRIA 中的 DTItrack 软件, 单击 New dts 按钮, 打开需要处理并已经转换成 Analyze 格式的文件, 并打开相应的已准备好的梯度方向文件。然后单击 Estimate Tensors, 选择 Processing, 进行 FA, 着色 FA, RA, ADC, VR 等计算, 在计算前, 可以设置一些参数, 如是否需要 Smooth, FA threshold 等。最后点击 Track Fibers 按钮计算完后, 出现为整个大脑的神经纤维追踪情况, 见图 1。

感兴趣区的神经纤维追踪: 在刚才得到整个大脑的神经纤维的基础上, 如果想了解某个感兴趣区的纤维追踪情况, 可以人工划感兴趣区, 然后进行纤维追踪, 或者划好两个或多个感兴趣区, 进行追踪两个或多个区域之间的纤维联系。一般每个区用不同的颜色进行标注, 颜色可以任



意选取, 得到的纤维追踪情况, 见图2。



如果从 SPM 中激活区中, 当作纤维追踪的感兴趣区, 可以按照下面的方法进行。首先用特殊的软件把 SPM 产生的激活区分成单一的感兴趣区, 然后在 DTItrack 软件中单击 Add ROIs 按钮加入激活区, 进行纤维追踪, 见图3。



### 3 实验分析

目前对弥散张量成像神经纤维追踪方法没有金标准。本文对神经纤维追踪采用 MedINRIA 系列软件中的 DTItrack 软件进行纤维追踪处理, 并根据该软件要求的数据格式进行相关转换。首先在原始图像数据上找出弥散梯度因子  $b$  值组成的文件, 并把数据转变为国际通用的 Analyze 格式和用 SPM 软件进行标准化处理, 然后进行神经纤维追踪处理。

在神经纤维追踪处理的过程中, 如果是用 SPM 软件处理后产生的感兴趣区, 在导入的过程中, 根据设定选择像素的多少, 可能会产生很多非常小的感兴趣区, 如此众多的感兴趣区, 很难进行纤维追踪处理, 一般多个感兴趣区之间神经纤维的交叉联系可能很少, 或者几乎没有联系, 基本没有神经纤维追踪效果, 所以影响了纤维追踪处理结果。如需要清楚的了解两个感兴趣区的

神经纤维联系, 必须通过在 Matlab 编程进行相应的处理, 把感兴趣区分成一个个单一的感兴趣区域, 然后再根据需要导入一个个单一的感兴趣区域, 进行两个感兴趣区或多个感兴趣区域的神经纤维联系。特别注意的是: 在用 MRICro 软件转变为 Analyze 格式文件时, 其中参数选取时, 一般选中 Flip left/right, 其他参数不需要选中。否则, 在后续的纤维追踪过程中, 很可能会出错, 得不到预期的效果。

### 4 讨论

21 世纪是功能代谢和分子影像的世纪, 医学影像模式发生很大的变化, 已从单纯的形态解剖转变为与功能代谢相结合。DTI 是一项崭新的 MRI 成像技术, DTI 图像可反映组织内水分子弥散各向异性的程度, 为组织的显微结构和病理状态提供了有价值信息, 目前仍然是测定活体神经纤维走行的唯一无创方法<sup>[13-14]</sup>。磁共振弥散成像的基本原理是利用组织中水分子弥散运动的各向异性特征进行成像。弥散是物质运动方式之一, 是分子等微观颗粒由高浓度向低浓度随机的运动。在体外均质液体中, 分子的弥散运动完全是随机的, 向各个方向运动的概率几乎相同, 称为弥散的各向同性<sup>[15]</sup>。

在人体生理条件下, 水分子向三维空间各个方向的弥散运动不仅受细胞本身特征的影响, 而且受阻碍水自由运动的细胞结构的影响, 因此一个方向比另一个方向的弥散可能受到更多的限制。例如, 水分子在有髓鞘白质中垂直纤维方向的弥散受到的限制远大于沿着纤维方向的弥散。这种有很强的方向依赖性的弥散就是弥散的各向异性。组织的生化特性如粘滞性和温度、组织结构如大分子、膜和细胞内的细胞器等能够从根本上影响水的弥散能力, 因此组织纤维结构的病理状态既影响水的弥散性, 又影响水的各向异性弥散特征。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<sup>[16]</sup>。

水分子弥散的各向异性可以用来追踪纤维走行, 评估组织结构完整性和连通性。要评估弥散的各向异性, 首先要确定整体弥散张量, 这就要求至少在 6 个非共线方向上连续应用弥散梯度, 来获得一组弥散加权图像。DTI 用来定量分析各向异性程度的参数主要有, 表观扩散系数图(apparent diffusion coefficient, ADC)、各向异性分数(fractional anisotropy, FA)、相对各向异性(relative anisotropy, RA)、体积比(volume ratio, VR)、各向异性指数(anisotropy index, AI)等, 最常用的是各向异性分数 FA。FA 值的范围为 0~1, 0 代表最大各向同性的弥散, 1 代表假想状况下最大各向异性的弥散。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<sup>[17-18]</sup>。

纤维跟踪技术可以更为立体和直观地显示白质纤维的走行, 可以帮助理解白质纤维受推移和破坏的情况<sup>[19-20]</sup>。但其存在很大的局限性: 由于使用不连续的张量域, 可引起很大的积累误差, 导致跟踪偏离真实纤维方向; DWI 因电涡流引起的配准不良、被检查者运动引起的伪影和磁敏感性所致的信号丢失等均可影响计算的结果; 当不同的纤维束交叉、紧贴、分支或融合时, 计算的纤维束轨迹存在一定的偏差, 最重要的是目前没有可靠的方法在体外验证纤维跟踪的结果。本文介绍了神经纤维追踪的实现方法, 用 MRICro 软件和 SPM 软件预处理, 然后使用 MedINRDA 系列软件中的 DTItrack 软件说明处理纤维追踪的方法。

## 5 参考文献

- [1] Jung BA, Kreher BW, Markl M, et al. Visualization of tissue velocity data from cardiac wall motion measurements with myocardial fiber tracking: principles and implications for cardiac fiber structures. *Eur J Cardiothorac Surg*. 2006;29 Suppl 1:158-164.
- [2] Clark CA, Barrick TR, Murphy MM, et al. White matter fiber tracking in patients with space-occupying lesions of the brain: a new technique for neurosurgical planning? *Neuroimage*. 2003;20(3): 1601-1608.
- [3] Bai ZJ, Zhang ZQ, Lu GM. *Zhongguo Yixue Yingxiang Jishu*. 2010;26(1):178-180.  
白卓杰, 张志强, 卢光明. 磁共振弥散张量成像在内侧颞叶癫痫中的应用进展[J]. *中国医学影像技术*, 2010, 26(1):178-180.
- [4] Wang YL, Jia WX. *Xinjiang Yike Daxue Xuebao*. 2009;32(6):687-689.  
王云玲, 贾文霄. 磁共振功能成像的成像原理及研究进展[J]. *新疆医科大学学报*, 2009, 32(6):687-689.
- [5] Wu ZF, Wang RM, Deng ZC. *Fuzhou Zongyiyuan Xuebao*. 2007;14(1):135-137.  
吴志峰, 王如密, 郑兆聪. 弥散张量成像技术在神经外科的应用进展[J]. *福州总医院学报*. 2007, 14(1):135-137.
- [6] Yuan LL, Zhao B. *Yixue Yingxiangxue Zazhi*. 2007;17(5):517-520.  
袁蕾蕾, 赵斌. 磁共振弥散张量成像的原理、参数及影响因素[J]. *医学影像学杂志*, 2007, 17(5):517-520.
- [7] 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.
- [8] Hans-H, Ehrcke, Uwe Klose, et al. Visualizing MR diffusion tensor fields by dynamic fiber tracking and uncertainty mapping. *Computers & Graphics*. 2006;30(2): 255-264.
- [9] State Council of the People's Republic of China. Administrative Regulations on Medical Institution. 1994-09-01. 中华人民共和国国务院. 医疗机构管理条例. 1994-09-01
- [10] Zong WJ, Zhao JN, Xie WB, et al. *Chongqing Yike Daxue Xuebao*. 2008;33(2):198-202.  
钟维佳, 赵建农, 谢微波, 等. 脑白质稀疏症的弥散张量研究[J]. *重庆医科大学学报*, 2008, 33(2):198-202.
- [11] Lee JS, Han MK, Kim SH, et al. Fiber tracking by diffusion tensor imaging in corticospinal tract stroke: Topographical correlation with clinical symptoms. *Neuroimage*. 2005;26(3):771-776.

- [12] Chen X, Weigel D, Ganslandt O, et al. Diffusion tensor-based fiber tracking and intraoperative neuronavigation for the resection of a brainstem cavernous angioma. *Surg Neurol*. 2007 ;68(3):285-291.
- [13] Wu X, Zhou JL, Xie MY, et al. *Zhongguo Shengwu Yixue Gongcheng Xuebao*. 2009;28(6):931-934.  
吴锡, 周激流, 谢明元, 等. 磁共振弥散张量成像的脑白质纤维优化重建[J]. *中国生物医学工程学报*, 2009, 28(6):931-934.
- [14] Zhang XF, Zhang HH, Tian WF. *Jisuanji Yingyong Yu Ruanjian*. 2009;26(6):13-14.  
张相芬, 张红海, 田蔚凤. 基于复扩散过程的DTI图像恢复和纤维追踪[J]. *计算机应用与软件*, 2009, 26(6):13-14.
- [15] Liu ZJ, Du Q, Cheng LS, et al. *Hangkong Hangtian Yiyao*. 2010;21(1): 14-18.  
刘治津, 杜庆, 程立山, 等. 正常成人语言区弥散张量成像研究[J]. *航空航天医药*, 2010, 21(1):14-18.
- [16] Hou YZ, Xu BN, Chen XL, et al. *Zhongguo Linchuang Shenjing Waikes Zazhi*. 2010;15(4):207-214.  
侯远征, 许百男, 陈晓雷, 等. 应用弥散张量成像及纤维束示踪重建椎体束可重复性的定量研究[J]. *中国临床神经外科杂志*, 2010, 15(4):207-214.
- [17] Mayer D, Zahr NM, Adalsteinsson E, et al. In vivo fiber tracking in the rat brain on a clinical 3T MRI system using a high strength insert gradient coil. *Neuroimage*. 2007;35(3):1077-1085.
- [18] Chen B, Song AW. Diffusion tensor imaging fiber tracking with local tissue property sensitivity: phantom and in vivo validation. *Magn Reson Imaging*. 2008;26(1):103-108.
- [19] Staempfli P, Reischauer C, Jaermann T, et al. Combining fMRI and DTI: a framework for exploring the limits of fMRI-guided DTI fiber tracking and for verifying DTI-based fiber tractography results. *Neuroimage*. 2008;39(1):119-126.
- [20] Zhang W, Olivi A, Hertig SJ, et al. Automated fiber tracking of human brain white matter using diffusion tensor imaging. *Neuroimage*. 2008;42(2):771-777.

### 来自本文课题的更多信息一

**基金资助:** 江苏省高校自然科学基金项目 (07KJB310117)。

**利益冲突:** 课题未涉及任何厂家及相关雇主或其他经济组织直接或间接的经济或利益的赞助。

**课题的创新点:** 课题提供了一种有效方便的弥散张量神经纤维追踪技术方法, 对处理医学成像数据有一定的借鉴作用, 因此得到江苏省高校自然科学基金资助。

**课题评估的“金标准”:** 目前该课题结果指标评价没有金标准, 因为神经纤维追踪方法是近年出现的一种新的医学成像治疗方法, 它是介于结构和功能成像之间的一种方法, 还处于探索阶段, 成果相对较少, 没有一套行之有效的评估方法。

**设计或课题的偏倚与不足:** 课题在设计中, 由于当前的条件限制, 没有成熟的成果借鉴, 只是在现有的条件下, 进行一些技术方法的探讨, 还需要不断研究探讨形成新的理论与实验标准。

**提供临床借鉴的价值:** 该课题的成果对临床上医生研究 DTI 纤维追踪, 深层次的掌握神经纤维追踪方法和掌握患者的具体情况, 了解掌握患者具体病灶等信息, 具有重要的意义。对研究医学图像处理的科技工作者也提供了简便有效的数据处理方法。