

## 一种改进的脑白质纤维束连续跟踪算法

颜淑敏<sup>1</sup>, 徐龙春<sup>2</sup>, 张敏风<sup>2</sup>, 张岗<sup>3</sup>, 邹越<sup>3</sup>, 何乐民<sup>1</sup>, 程运福<sup>1</sup>, 颜翠萍<sup>1</sup>, 杨鑫怡<sup>1</sup>, 许然然<sup>1</sup>, 王晓艳<sup>1</sup>, 王鹏程<sup>1</sup>, 赵文波<sup>3</sup>, 张光玉<sup>1</sup>

1. 山东第一医科大学(山东省医学科学院)放射学院, 山东 泰安 271016; 2. 山东第一医科大学(山东省医学科学院)第二附属医院医学影像科, 山东 泰安 271000; 3. 山东第一医科大学(山东省医学科学院)第二附属医院耳鼻咽喉科, 山东 泰安 271000

**【摘要】目的:**改进脑白质纤维束连续跟踪算法,提高纤维束跟踪的连续性和准确性。**方法:**使用山东第一医科大学第二附属医院影像科和国际人脑连接组共享数据库网站提供的弥散张量图像对算法进行验证。首先,对磁共振弥散张量图像进行中值滤波和高斯平滑滤波,去除噪声对纤维束连续跟踪算法的影响,利用脑模板消除颅骨对后续跟踪的影响。然后,利用最小二乘法获得每一个体素的弥散张量和各向异性指数。最后,从各向异性指数大于阈值的起始体素开始,利用跟踪编辑技术和基于弥散熵的线性跟踪方法完成纤维束连续跟踪。**结果:**同传统的纤维束连续跟踪算法相比,本研究提出的算法能得到更连续、更准确的跟踪结果,算法具有较好的抗噪声能力和较强的鲁棒性。**结论:**改进的纤维束跟踪方法可以应用于脑结构网构建以及脑疾病的研究。

**【关键词】**纤维束连续跟踪算法;脑科学;弥散熵;脑结构网;弥散张量成像

**【中图分类号】**R318;TP391.4

**【文献标志码】**A

**【文章编号】**1005-202X(2020)10-1262-05

## An improved white matter fiber assignment by continuous tracking algorithm

YAN Shumin<sup>1</sup>, XU Longchun<sup>2</sup>, ZHANG Minfeng<sup>2</sup>, ZHANG Gang<sup>3</sup>, ZOU Yue<sup>3</sup>, HE Lemin<sup>1</sup>, CHENG Yunfu<sup>1</sup>, YAN Cuiping<sup>1</sup>, YANG Xinyi<sup>1</sup>, XU Ranran<sup>1</sup>, WANG Xiaoyan<sup>1</sup>, WANG Pengcheng<sup>1</sup>, ZHAO Wenbo<sup>3</sup>, ZHANG Guangyu<sup>1</sup>

1. Department of Radiology, Shandong First Medical University & Shandong Academy of Medical Sciences, Tai'an 271016, China; 2. Department of Medical Imaging, the Second Affiliated Hospital of Shandong First Medical University & Shandong Academy of Medical Sciences, Tai'an 271000, China; 3. Department of Otorhinolaryngology, the Second Affiliated Hospital of Shandong First Medical University & Shandong Academy of Medical Sciences, Tai'an 271000, China

**Abstract: Objective** To improve the white matter fiber assignment by continuous tracking (FACT) algorithm for increasing the continuity and accuracy of fiber tracking. **Methods** The diffusion tensor magnetic resonance imaging data from Department of Medical Imaging of the Second Affiliated Hospital of Shandong First Medical University and the Human Connectome Project (<http://www.neuroscienceblueprint.nih.gov/connectome/>) were used to verify the validation of the improved algorithm. Firstly, the diffusion tensor magnetic resonance images were processed by median filters and Gaussian smoothing filters to eliminate the effects of noises on FACT algorithm, and a brain template was used to remove the effects of skull on follow-up tracking. Then the diffusion tensor and anisotropy index of each voxel were obtained by the least-mean-square error algorithm. Finally, starting with the initial voxel with an anisotropy index greater than the threshold, both tracking-editing technique and linear tracking based on diffusion entropy are used to accomplish fiber tracking. **Results** Compared with traditional FACT method, the improved algorithm realized a more continuous and accurate fiber tracking. In addition, the improved algorithm has a good anti-noise ability and a strong robustness. **Conclusion** The improved method can be used to construct the brain structural network and investigate brain diseases.

**Keywords:** fiber assignment by continuous tracking algorithm; brain science; diffusion entropy; brain structural network; diffusion tensor imaging

**【收稿日期】**2020-07-15

**【基金项目】**山东省自然科学基金(ZR2018MH033, ZR2015HL095, ZR2014HM072);山东省医药卫生科技发展计划项目(2016WS0608);泰山医学院高层次课题培育计划项目(2018GCC13);山东第一医科大学省级大学生创新创业训练计划项目(S201910439020);山东第一医科大学(山东省医学科学院)学术提升计划

**【作者简介】**颜淑敏,主要从事脑功能成像和虚拟数字脑方面的研究,E-mail: 1206164889@qq.com

**【通信作者】**张光玉,副教授,主要从事医学图像处理、脑功能成像和虚拟数字脑方面的研究,E-mail: gyuzhn@163.com

前言

弥散张量成像(Diffusion Tensor Imaging, DTI)和脑白质纤维束跟踪已广泛应用于脑疾病的研究<sup>[1]</sup>。例如,大脑多发性硬化<sup>[2-4]</sup>、脑中风<sup>[5-7]</sup>、精神分裂症<sup>[8-10]</sup>等。迄今为止,已经有很多种脑白质纤维束跟踪算法被提出<sup>[1]</sup>,这些算法主要包括纤维束连续跟踪算法(Fiber Assignment by Continuous Tracking, FACT)<sup>[11-12]</sup>、张量线技术<sup>[13]</sup>、向量标准化选择跟踪算法<sup>[14]</sup>、概率跟踪法<sup>[15-16]</sup>、双张量模型和高阶张量模型跟踪法等<sup>[17-18]</sup>。

FACT算法实现简单,跟踪速度快,特别适合平行纤维束的跟踪。但这种跟踪算法易受噪声影响,误差有累计效应<sup>[11-12]</sup>。张量线技术能够得到长而平滑的跟踪路径,适合弯曲纤维束跟踪,但有时跟踪轨迹不准确<sup>[13]</sup>。向量标准化选择跟踪算法通过选择主向量插值,获得了快速而准确的纤维束跟踪,该方法能得到较长的纤维跟踪路径,算法实现占用内存较少<sup>[14]</sup>。但上述这些确定性跟踪算法不能解决纤维束交叉和分叉问题。为了解决这些问题,研究者提出了概率跟踪算法,解决了纤维束交叉和分叉问题,能够得到较长的纤维束跟踪轨迹<sup>[15-16]</sup>。但该方法计算量较大,跟踪速度较慢,有时会出现虚假纤维束轨迹。双张量模型跟踪算法在一个体素中可以穿过两条纤维束,解决了两条纤维束交叉问题,但对于两条以上的纤维束交叉无法跟踪<sup>[17]</sup>。高阶张量模型跟踪法较好地解决了纤维束跟踪中一个体素内有多条纤维束交叉的问题,但运算量大,并且体素内弥散方向分割的数量是一个需要解决的问题,它直接影响了跟踪路径的准确性<sup>[17-18]</sup>。

尽管目前研究者已经提出很多种脑白质纤维束跟踪算法,但这些方法还不能完全满足临床应用的需 要。因此,本研究针对FACT算法存在的问题,首先利用中值滤波和高斯平滑滤波对DTI图像进行滤波,消除噪声对后续纤维束跟踪的影响。然后,基于弥散熵对连续跟踪的模型和准则进行了改进,目的是为了 使算法跟踪的路径更连续、更完整,增强算法的抗噪声能力和鲁棒性。

1 材料与方法

1.1 材料

使用山东第一医科大学第二附属医院影像科提供的磁共振弥散张量图像(30个梯度方向)以及国际人脑连接组工程共享数据库网站([http:// www. neuroscienceblueprint. nih. gov/connectome/](http://www.neuroscienceblueprint.nih.gov/connectome/))提供的弥散张量图像(15个梯度方向)作为本研究中跟踪算法的测试图像。

1.2 传统的纤维束连续跟踪方法

水分子由于在纤维束间的扩散受到限制,在各个方向的扩散强度是不一样的,沿纤维束方向扩散最快,在垂直于纤维束的方向扩散最慢,存在各向异性的特点。在大脑中,白质纤维束所在的区域各向异性指数较大,而在其他区域由于扩散不受影响,各向异性指数较小。此外,弥散张量在纤维束走行方向的特征向量最大,最大特征向量也称为主特征向量(即最大特征值 $\lambda_1$ 所对应的特征向量)。因此,可以根据各向异性指数和主特征向量的方向跟踪纤维束。

传统的FACT算法是从一个感兴趣的体素中某一个各向异性指数大于阈值的像素点开始,根据这个像素点主特征向量的方向进入下一个体素,这样不断前进,直到满足终止条件,结束跟踪。终止条件如式(1)所示:

$$R = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \left| \mathbf{v}_{\lambda_i i} \cdot \mathbf{v}_{\lambda_j j} \right| / N(N-1)$$

(1)

其中, $N$ 表示当前体素以及相邻体素中的像素点总数, $\mathbf{v}_{\lambda_i i}$ 表示第 $i$ 个像素点中弥散张量最长轴方向的单位矢量(也就是最大特征值 $\lambda_1$ 所对应的单位特征向量,即单位主特征向量), $\mathbf{v}_{\lambda_j j}$ 表示第 $j$ 个像素点中弥散张量最长轴方向的单位矢量, $i=1,2,\cdots,N; j=1,2,\cdots,N$ 。 $R$ 表示上述这些单位矢量夹角绝对值的平均值。由于主特征向量与纤维束走行方向一致,在纤维束走行的区域,向量间的夹角较小, $R$ 值较大。所以,当 $R$ 值小于某一个阈值时,表示所跟踪的纤维束已终止。

图1是FACT跟踪算法的原理图。图中的三维数据场用体数据来表示,体数据是由一系列的小单元按照一定的顺序排列而成的一个空间结构,每一个小单元是一个小立方体,也称为体素。体素有8个顶点,每一个顶点都对应体数据中的一个像素点。

图中的箭头表示体素中每个像素点对应的主特征向量,红色虚线箭头表示纤维束跟踪的轨迹。尽

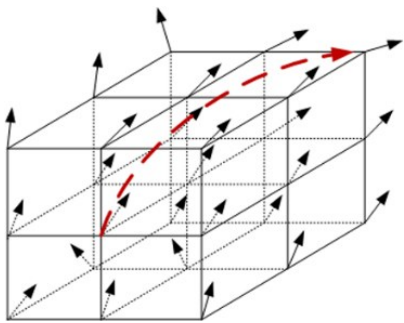


图1 FACT原理图

Fig.1 Principle of fiber assignment by continuous tracking (FACT)

管FACT算法可以跟踪出与实际解剖位置较为贴近的纤维束路径,但传统的FACT算法由于受噪声影响较大,跟踪路径不完整。

### 1.3 改进的纤维束连续跟踪方法

针对传统FACT跟踪算法存在的问题,本研究对算法进行了改进,改进后的算法步骤如下。

**1.3.1 滤波** 由于DTI图像中存在大量的随机噪声,

这些噪声将影响后续的纤维束连续跟踪,造成较大的误差累计,并使跟踪中断。因此,本研究首先利用 $3 \times 3 \times 3$ 的中值滤波去除这些随机噪声。为了进一步去除DTI图像中的高斯白噪声,对中值滤波后的图像,又利用各向同性的三维高斯滤波器进行滤波(本研究中,平滑系数选择0.6),详细的滤波方法参考文献[19]。图2给出了滤波前后的图像。

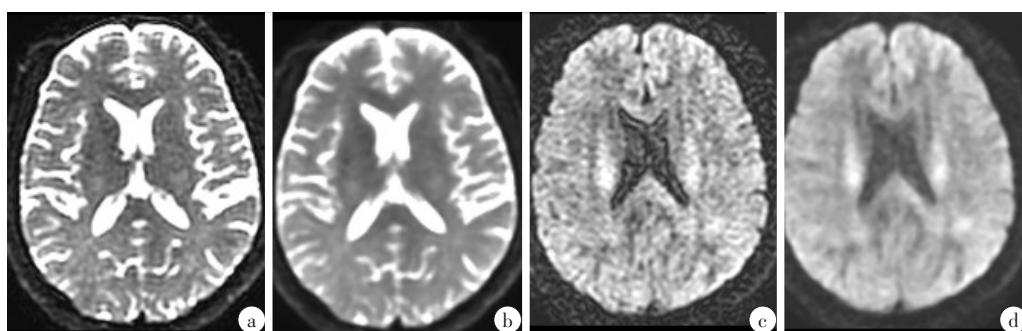


图2 DTI图像滤波结果

Fig.2 Diffusion tensor imaging (DTI) image filtering results

a:不施加磁场梯度的DTI图像;b:不施加磁场梯度的图像滤波结果;c:施加了磁场梯度的DTI图像;d:施加了磁场梯度的图像滤波结果

### 1.3.2 求解弥散张量和各向异性指数(Fractional Anisotropy, FA)

为了去除残留的背景噪声和颅骨对后续计算的影响,本研究首先根据DTI图像获得脑模板,具体方法如下:首先将一幅不施加弥散敏感梯度脉冲时获得的DTI图像与一幅施加了弥散敏感梯度脉冲时获得的DTI图像标准化,然后将标准化后的两幅图像相加,根据模糊数学中的最大隶属度准则和相加后的图像获得人脑模板<sup>[20]</sup>。最后利用该模板获得人脑的DTI图像。

弥散张量的模型方程<sup>[21]</sup>如下:

$$S_k = S_0 e^{-b \mathbf{g}_k^T \mathbf{D} \mathbf{g}_k}, \quad k = 1, 2, \dots, N \quad (2)$$

式中, $S_k$ 表示第 $k$ 个弥散敏感梯度脉冲所对应的信号, $S_0$ 表示不施加弥散敏感梯度脉冲时的信号。 $N$ 表示所施加的弥散敏感梯度脉冲总数, $\mathbf{D} =$

$$\begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{bmatrix} \text{表示弥散张量矩阵, } \mathbf{g}_k =$$

$(g_{kx}, g_{ky}, g_{kz})^T$ 表示第 $k$ 个弥散敏感梯度脉冲的单位矢量, $g_{kx}$ 、 $g_{ky}$ 和 $g_{kz}$ 分别表示该单位矢量在 $x$ 轴、 $y$ 轴和 $z$ 轴的分量。 $b$ 表示弥散敏感系数。对式(2)两边求自然对数得:

$$\ln S_k = -b \mathbf{g}_k^T \mathbf{D} \mathbf{g}_k \ln S_0, \quad k = 1, 2, \dots, N \quad (3)$$

对式(3)展开化简并将滤波后的DTI图像数据代入,利用最小二乘法求得弥散张量矩阵 $\mathbf{D}$ 。将 $\mathbf{D}$ 对角化得到特征值 $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 和 $\lambda_3$ 以及对应的特征向量 $\mathbf{e}_1$ 、 $\mathbf{e}_2$

和 $\mathbf{e}_3$ 。FA反映了水分子在各个方向弥散的异性程度,水分子沿白质纤维束间弥散的异性程度较强,因此,在脑白质纤维束走行区域的FA值较大,通常FA定义<sup>[22]</sup>为:

$$FA = \sqrt{\frac{3[(\lambda_1 - \lambda)^2 + (\lambda_2 - \lambda)^2 + (\lambda_3 - \lambda)^2]}{2(\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2)}} \quad (4)$$

其中, $\lambda = (\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3)/3$ ,图3显示了FA图像。

**1.3.3 基于弥散熵的纤维束连续跟踪** 熵最初是热力学中的概念,系统的熵等于系统的温度变化一个绝对温度时,系统所吸收或耗散的热量。系统中热量从高温物体流向低温物体是不可逆的,熵描述的就是热力学系统中的这种不可逆过程。孤立系统的熵是逐渐增大的,系统由有序变得无序,最终达到最混乱无序状态,系统的熵也达到最大。开放系统由于可以与外界交互作用,使系统逐渐到达有序状态,从而引起系统熵减。本研究中,基于热力学中熵的有关理论,引入弥散熵的概念,弥散熵是大脑中水分子扩散状态的量度,定义如下:

$$DS_k = -e^{P_k} \ln P_k \quad (5)$$

其中, $DS_k$ 表示体数据中第 $k$ 个体素的弥散熵, $P_k$ 表示第 $k$ 个体素中各像素点主特征向量与体素中最大特征值所对应的主特征向量方向一致性的概率,这里, $P_k = (m + n)/8$ , $m$ 表示与体素中最大特征值所对应的主特征向量间夹角小于某一个角度(本研究中取 $80^\circ$ )的像



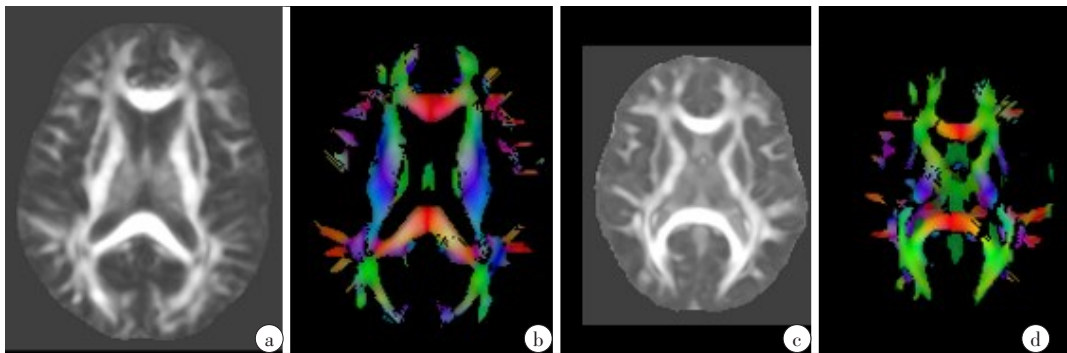


图3 FA 图像

Fig.3 Fractional anisotropy images

图 3a 和图 3c 是不同患者的灰度 FA 图像, 图 3b 和图 3d 是对应的彩色编码图像

素点主特征向量总数; $n$ 表示与体素中最大特征值所对应的主特征向量间夹角大于某一个角度(本研究中取 $100^{\circ}$ )的像素点主特征向量总数。 $P_k$ 反映了体素中水分子扩散有序性发生的几率, $P_k$ 越大,说明体素中水分子扩散有序性越强,体素的弥散熵越小; $P_k$ 越小,则有序性越差,混乱度越大,体素的弥散熵越大。由于水分子在白质纤维束间的扩散主要沿纤维束走行方向,所以,在纤维束所在区域的体素中,水分子弥散的有序性较强,体素的弥散熵较小。而在其它区域水分子向各个方向自由扩散,体素中水分子弥散的有序性较差,体素的弥散熵较大。因此,可以根据这种特性,进行白质纤维束的连续跟踪。具体方法如下。

为了避免基于单感兴趣区域跟踪所带来的跟踪轨迹不确定性问题<sup>[1]</sup>,本研究采用跟踪编辑技术<sup>[23]</sup>。从 FA 大于阈值(本研究选择 0.2)的起始像素点( $k, j, i$ )开始,如果该像素点所在的体素弥散熵小于阈值(本研究选择 0.8),则将该像素点所在的体素中各像素点主特征向量在 3 个坐标轴方向的分量相加,标准化后取整,将所得到的 3 个整数分别与像素点( $k, j, i$ )的 3 个坐标值相加,根据相加后的坐标确定下一个要跟踪的体素,按照这样的方法跟踪,直到不满足跟踪条件结束跟踪,完成像素点( $k, j, i$ )的纤维束跟踪路径。对于体数据中每一个 FA 大于阈值的像素点都重复上述过程,就可以完成体数据中白质纤维束跟踪。

2 结 果

本研究利用山东第一医科大学第二附属医院影像科提供的磁共振弥散张量图像和国际人脑连接组工程共享数据库网站提供的弥散张量图像对改进的算法进行了测试,并且同传统的 FACT 算法<sup>[11-12]</sup>进行比较。结果如图 4 和图 5 所示。图 4 给出了单层 DTI 白质纤维束跟踪的轴位投射结果。图 5 给出了全脑 DTI 白质纤维束跟踪的三维可视化结果(俯视图)。

可以看出,本研究提出的改进算法能够跟踪出更完整、更连续的纤维束路径。

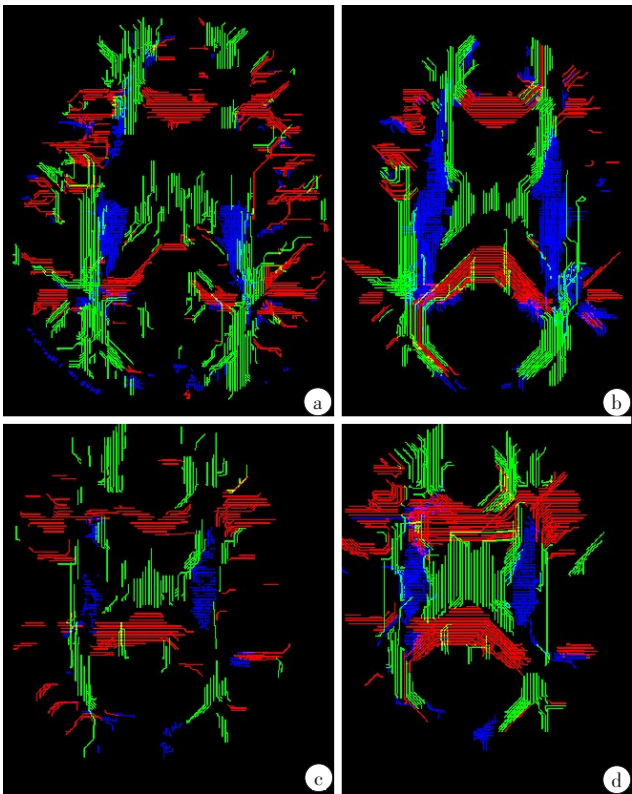


图 4 单层 DTI 图像跟踪的轴位投射结果

Fig.4 Axial projection result of fiber tracking based on one-slice DTI image

图 4a 和图 4c 是不同患者传统 FACT 算法白质纤维束跟踪结果;图 4b 和图 4d 是改进的 FACT 算法白质纤维束跟踪结果

3 结 论

本研究针对传统 FACT 跟踪算法存在的问题进行了改进。FACT 算法经过实践验证,证明跟踪出的路径同纤维束的实际解剖位置吻合的非常好,但该算法具有误差累计效应,对噪声比较敏感。为了消

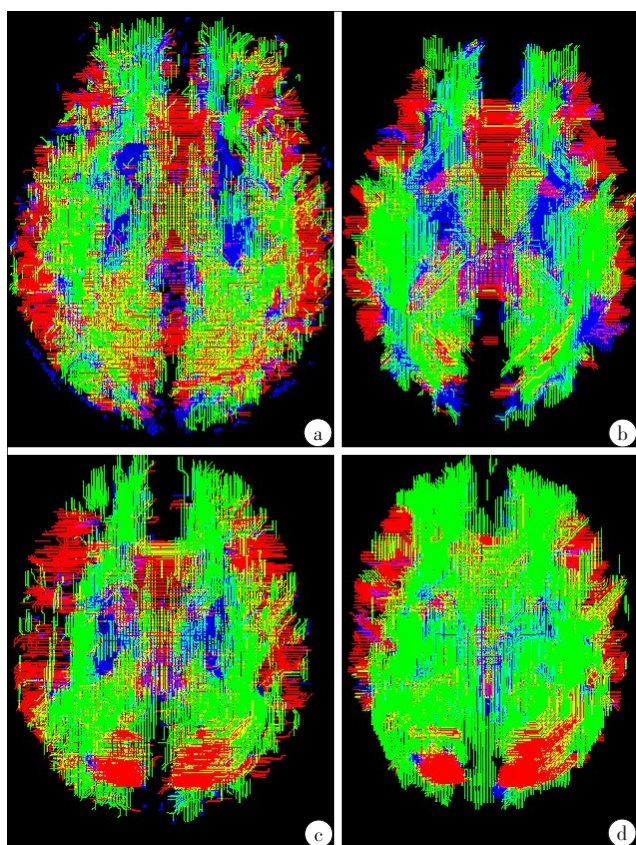


图5 全脑DTI图像跟踪的三维可视化结果(俯视图)

Fig.5 Three-dimensional visualization results of fiber tracking based on the whole brain DTI image (vertical view)

图5a和图5c是不同患者FACT算法纤维束跟踪三维可视化结果;图5b和图5d是改进的FACT算法纤维束跟踪三维可视化结果

除噪声对跟踪的影响,本研究在算法中引入了中值滤波和高斯平滑滤波。此外,算法还利用人脑模板有效消除了残留的背景噪声和颅骨对后续跟踪的影响,并且减少了运算量,可以提高算法的跟踪速度。传统的FACT方法不能解决跟踪中的纤维束分叉问题,本研究通过引入多感兴趣区域跟踪法,解决了跟踪过程中纤维束的分叉问题。利用弥散熵来确定纤维束的行走路径,提高了算法的鲁棒性,本研究测试了大量图像,跟踪效果较理想。

综上所述,本研究提出一种改进的FACT跟踪算法,同传统算法相比,可以跟踪出更完整、更连续的纤维束路径,并且鲁棒性和抗噪声能力较强。

## 【参考文献】

- [1] MORI S, ZIJL P C. Fiber tracking: principles and strategies-a technical review[J]. NMR Biomed, 2002, 15(7-8): 468-480.
- [2] CLARK C A, WERRING D J, MILLER D H. Diffusion imaging of the spinal cord *in vivo*: estimation of the principal diffusivities and application to multiple sclerosis[J]. Magn Reson Med, 2000, 43(1): 133-138.
- [3] TIEVSKY A L, PTAK T, FARKAS J. Investigation of apparent diffusion coefficient and diffusion tensor anisotropy in acute and

- chronic multiple sclerosis lesions[J]. AJNR Am J Neuroradiol, 1999, 20(8): 1491-1499.
- [4] CRUZ JR L C, DOMINGUES R C, GASPARETTO E L, et al. Diffusion tensor imaging of the cervical spinal cord of patients with relapsing-remitting multiple sclerosis: a study of 41 cases[J]. Arq Neuro psiquiatr, 2009, 67(2B): 391-395.
- [5] TAMURA H, KURIHARA N, MACHIDA Y, et al. How does water diffusion in human white matter change following ischemic stroke? [J]. Magn Reson Med Sci, 2009, 8(3): 121-134.
- [6] MANIEGA M S, BASTIN M E, ARMITAGE P A, et al. Temporal evolution of water diffusion parameters is different in grey and white matter in human ischaemic stroke[J]. J Neurol Neurosurg Psychiatry, 2004, 75(12): 1714-1718.
- [7] MUKHERJEE P, BAHN M M, MCKINSTRY R C, et al. Differences between gray matter and white matter water diffusion in stroke: diffusion-tensor MR imaging in 12 patients[J]. Radiology, 2000, 215(1): 211-220.
- [8] LIM K O, HEDEHUS M, MOSELEY M, et al. Compromised white matter tract integrity in schizophrenia inferred from diffusion tensor imaging[J]. Arch Gen Psychiatry, 1999, 56(4): 367-374.
- [9] TAMNES C K, AGARTZ I. White matter microstructure in early-onset schizophrenia: a systematic review of diffusion tensor imaging studies [J]. J Am Acad Child Adolesc Psychiatry, 2016, 55(4): 269-279.
- [10] KUBICKI M, WESTIN C F, NESTOR P G, et al. Cingulate fasciculus integrity disruption in schizophrenia: a magnetic resonance diffusion tensor imaging study[J]. Biol Psychiatry, 2003, 54(11): 1171-1180.
- [11] MORI S, CRAIN B J, CHACKO V P, et al. Three-dimensional tracking of axonal projections in the brain by magnetic resonance imaging[J]. Ann Neurol, 1999, 45(2): 265-269.
- [12] XUE R, VAN ZIJL P C, CRAIN B J, et al. *In vivo* three-dimensional reconstruction of rat brain axonal projections by diffusion tensor imaging[J]. Magn Reson Med, 1999, 42(6): 1123-1127.
- [13] LAZAR M, ALEXANDER A. Error analysis of white matter tracking algorithms (streamlines and tensorlines) for DT-MRI[J]. Proc Int Soc Magn Reson Med, 2001, 1(1): 506.
- [14] 高玉蕊, 白衡, 鲍旭东, 等. 基于向量选择的神经纤维跟踪改进算法[J]. 生物医学工程研究, 2007, 26(4): 335-338.
- GAO Y R, BAI H, BAO X D, et al. Advanced fiber tracking algorithm by vector selection criterion in DTI images[J]. Journal of Biomedical Engineering Research, 2007, 26(4): 335-338.
- [15] FRIMAN O, FARNEBÄCK G, WESTIN C F. A bayesian approach for stochastic white matter tractography[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2006, 25(8): 965-978.
- [16] VORBURGER R S, REISCHAUER C, BOESIGER P. BootGraph: probabilistic fiber tractography using bootstrap algorithms and graph theory[J]. Neuroimage, 2013, 66: 426-435.
- [17] PELED S, FRIMAN O, JOLESZ F, et al. Geometrically constrained two-tensor model for crossing tracts in DWI[J]. Magn Reson Imaging, 2006, 24(9): 1263-1270.
- [18] TUCH D S, REESE T G, WIEGELL M R, et al. High angular resolution diffusion imaging reveals intravoxel white matter fiber heterogeneity[J]. Magn Reson Med, 2002, 48(4): 577-582.
- [19] 潘运达, 张光玉, 徐龙春, 等. 弥散张量成像纤维束跟踪中噪声去除方法研究[J]. 中国医学物理学杂志, 2018, 35(10): 1150-1154.
- PAN Y D, ZHANG G Y, XU L C, et al. Noise elimination methods for fiber tracking in diffusion tensor imaging[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2018, 35(10): 1150-1154.
- [20] 张光玉, 徐龙春, 张敏凤, 等. 一种改进的Canny边缘检测算法[J]. 中国医学物理学杂志, 2017, 34(8): 811-815.
- ZHANG G Y, XU L C, ZHANG M F, et al. An improved Canny edge detection algorithm[J]. Chinese Journal of Medical Physics, 2017, 34(8): 811-815.
- [21] BASSER P J, MATTIELLO J, LEBIHAN D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo[J]. J Magn Reson B, 1994, 103(3): 247-254.
- [22] PIERPAOLI C, BASSER P J. Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy[J]. Magn Reson Med, 1996, 36(6): 893-906.
- [23] STIELTJES B, KAUFMANN W E, VAN ZIJL P C, et al. Diffusion tensor imaging and axonal tracking in the human brainstem[J]. Neuroimage, 2001, 14(3): 723-735.

(编辑:薛泽玲)