

基于复扩散过程的 DTI 图像恢复和纤维追踪

张相芬^{1,2} 张洪梅³ 田蔚风²

¹(上海师范大学机电学院 上海 201418)

²(上海交通大学仪器系 上海 200030)

³(山东省博兴县人民医院 山东 博兴 256500)

摘要 为了消除扩散加权图像中广泛存在的赖斯噪声,采用了复扩散滤波器。基于模拟数据的实验结果表明,在信噪比低的情况下复扩散滤波器具有更好的消除赖斯噪声的效果。运用本滤波器对脑部 DTI 图像进行去噪处理并对去噪后的图像进行纤维追踪,结果显示复扩散滤波器能够有效消除噪声影响从而使得追踪到的脑白质纤维数量增多,长度更长。

关键词 扩散张量成像 复扩散滤波器 图像恢复 纤维追踪

RESTORING DTI IMAGES BASED ON COMPLEX DIFFUSION PROCESS AND FIBRE TRACKING

Zhang Xiangfen^{1,2} Zhang Hongmei³ Tian Weifeng²

¹(College of Mechanical and Electrical, Shanghai Normal University, Shanghai 201418, China)

²(Department of Instrument, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200030, China)

³(People's Hospital of Boxing County, Boxing 256500, Shandong, China)

Abstract To decrease the effects of the Rician noise that was widely introduced into diffusion weighted (DW) images, the complex diffusion filter was resorted to. The experiment results acquired from synthetic analog data proves better performance of the presented filter in eliminating the Rician noise at low level SNR. After denoising the brain DTI images with the presented complex diffusion filter, the fibre tracking was performed. The increase in number and length of the tracked white matter fibres tracts demonstrate the efficiency of the presented filter in decreasing noise.

Keywords Diffusion tensor imaging (DTI) Complex diffusion filter Image restoration Fibre tracking

0 引言

影响扩散张量图像(DTI)的噪声为赖斯噪声。为了减少噪声的影响,人们提出了很多滤波方法^[1-3]。其中多数采用的是 P&M 滤波器(以下用 F1 表示)^[4]。F1 具有不稳定性 and 病态性的缺点,并且在图像 SNR 很低的情况下去噪效果非常不理想。

本文提出了复扩散滤波器^[5]在扩散加权图像恢复中的应用。为了评估本滤波器复原 DTI 图像的效果,我们基于模拟数据和真实数据进行了大量实验。首先采用 F1 和本文提出的滤波器(以下用 F2 表示)对模拟的扩散加权退化图像进行滤波处理并对两种滤波器的滤波效果进行了比较。随后采用两种滤波方法对真实的脑部扩散加权图像进行了恢复并用复原的结果进行了白质追踪。实验结果表明,采用 F2 对扩散加权图像进行恢复效果很好。为了定量地评估本滤波器消除赖斯噪声的性能,文中采用了峰值信噪比(PSNR),信号与最小均方差的比值(S/mse)^[6]2 个量。

1 复扩散滤波器

Perona 和 Malik 提出的各向异性扩散滤波器可用如下的扩散张量数据

散方程来表示:

$$I_t = \text{div}(c(\nabla I) \nabla I) \quad (1)$$

其中, $c(x) = \exp(-x^2/\partial^2)$, ∂ 为常数。

上述实扩散滤波器具有一定的缺陷和局限性。其中最大的缺陷在于它的非稳定性和病态性。为了克服实数域内的扩散方程存在着的缺陷, Guy Gilboa 等人^[5]提出了复扩散模型并用它进行了高斯白噪声的消除。各向异性的复扩散方程可以表示为:

$$I_t = \text{div}(c(\text{Im}(I)) \nabla I) \quad (2)$$

其中, $c(\text{Im}(I)) = e^{\theta} / \left(1 + \left(\frac{\text{Im}(I)}{K\theta}\right)^2\right)$, K 为门限参数, 相角 $\theta < \pi$ 。采用方程(2)所表示的扩散方程对图像进行恢复, 结果用平滑后图像的实部来表示。

2 基于复扩散滤波器的 DTI 图像恢复

作为一种非侵入性的成像方法, 扩散张量成像(DTI)在脑白质追踪、多发性硬化的诊断、精神分裂症的分析 and 诊断方面得到了广泛的应用。DTI 需要在不同加权梯度方向(至少六个方

收稿日期:2008-01-23。国家重点基础研究发展计划项目(2003CB716103)。张相芬, 讲师, 主研领域: 图像处理, 信息融合。

向)下成像,获得扩散加权图像。受快速成像的涡流和成像分辨率以及脑脊液的周期性搏动的影响,各加权图像的信噪比较低,因而图像恢复是进行张量计算和脑白质纤维追踪等后续处理的必要关键环节。

基于复扩散滤波器的良好特性,我们尝试采用复扩散滤波器进行扩散加权图像恢复。其具体做法是,把各加权梯度下的 DTI 图像分别采用方程(2)表示的滤波器进行演化,直到循环达到规定次数,演化过程结束。

3 实验结果

用复扩散方程对 DTI 图像进行平滑实验,并把 F1 和 F2 两种滤波器的实验结果进行了对比。平滑算法通过 MATLAB 编程实现。实验中采用了模拟和真实的两组实验数据。每组实验数据中对每个成像部位进行 1 个非加权成像和 6 个不同方向加权梯度脉冲下的加权成像,脉冲强度为 $b = 1000 \text{ s/mm}^2$ 。结果比较主要从滤波前后图像计算所得的参量大小、张量场以及白质追踪结果等方面进行。

3.1 模拟数据

我们采用了 $12 \times 12 \times 4$ 的体元。假定张量场方向都沿着一个方向(空间坐标系的 y 轴),扩散张量场的迹根据脑部灰白质的取值取为 $0.002 \text{ mm}^2/\text{s}$ 。四个无噪声未加权图像根据人脑靠近胼胝体附近的 T2 图像的取值定义,加权图像根据未加权图像、扩散张量场和加权梯度计算得出,梯度方向为 Bassler 序列^[7]。我们给上述图像加 $\text{SNR} = 3:2:11$ 的赖斯噪声。图 1 所示为模拟张量场。对扩散加权图像施加 $\text{SNR} = 15$ 的赖斯噪声得到图 1(b)所示张量场。对受噪声污染的图像进行 F1 和 F2 滤波,分别得到的张量场如图 1(c)和(d)所示。由图可知,赖斯噪声会导致由受污染图像得出的张量场严重偏离实际张量场。通过对图像 F1 滤波后,偏离程度有所改进但是效果不理想。用 F2 滤波后,估算的张量场与实际张量场非常接近,从而证明了本滤波方法的有效性。



图 1 模拟张量场

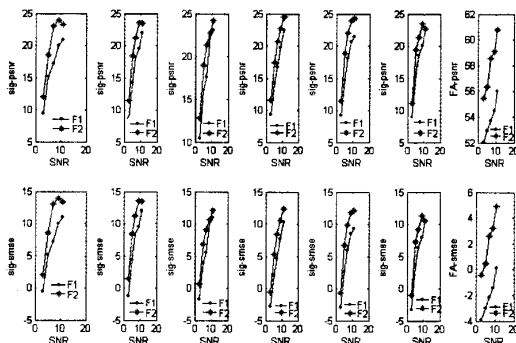


图 2 两种方法滤波后的扩散加权图像和 FA 的参量比较

图 2 第一行前六个图分别表示滤波后扩散加权图像的 PSNR 随着 SNR 的变化趋势,后一个图表示滤波后计算得出的部分各向异性(FA,表示张量场的各向异性程度)的 PSNR 的变化过程,其中“*”表示 F2 滤波后的结果,“•”表示的是 F1 滤

波后的结果。后面一行表示相应量的 S/mse 随着 SNR 的变化过程。由图 2 可知,在 $\text{SNR} = 3:2:11$ 时 F2 滤波后的相应取值大于 F1 滤波后的相应结果,从而证明本滤波方法更加有效。

3.2 真实数据

采用 GE 公司的 Signa 1.5T 磁共振系统对某健康成人志愿者脑部进行 DTI 成像,其参数为: $TR = 2.4 \text{ s}$, $TE = 65 \text{ ms}$, $b = 1000 \text{ s/mm}^2$, $FOV = 22 \text{ cm}$,像素尺寸 $4.0 \text{ mm} \times 1.7 \text{ mm} \times 1.7 \text{ mm}$,矩阵 128×128 。把脑部共分成 58 层,从 6 个不同的梯度方向采集扩散加权图像和 1 个非扩散加权参考图像。

图 3 所示为对脑部 DTI 图像进行白质追踪的结果。纤维追踪采用 MedINRIA^[8]完成。由图 3 可知,由于成像结果含有噪声,因此纤维的分辨率较低,纤维的分叉和粘连现象较为严重。采用本文所用的滤波器能够大大提高分辨率,从而有效解决了纤维的分叉和粘连问题。另外,由于滤波器的平滑作用使得追踪到的纤维的数量增多、长度增长。

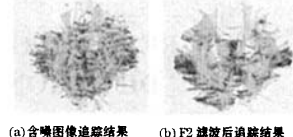


图 3 滤波前后的脑白质追踪结果比较

4 结论

我们尝试采用复扩散滤波器对扩散加权图像进行恢复。基于模拟和真实数据的实验结果表明在信噪比很低的情况下本文提出的滤波器具有良好的性能。和广泛采用的 P&M 滤波器相比,在图像信噪比较低的情况下采用复扩散滤波器对扩散加权图像进行去噪效果更好。

参考文献

- [1] Fillard P, Arsigny V, Pennec X, et al. Clinical DT-MRI estimation, smoothing and fiber tracking with log-Euclidean metrics; In Proceedings of the Third IEEE International Symposium on Biomedical Imaging [C]. Crystal Gateway Marriott, Arlington, Virginia, USA, 2006:786-789.
- [2] Parker G J, Schnabel J A, Symms M R, et al. Nonlinear smoothing for reduction of systematic and random errors in diffusion tensor imaging [J]. Magn. Reson Imaging, 2000,11:702-710.
- [3] Zhang X F, Ye H, Chen W F, et al. Denoising DTI image based on regularized filter and fiber tracking. Munecazu T. Noise and Fluctuation [C]. New York: American institute of physics, 2007.
- [4] Perona P, Malik J. Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion [J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis Machine Intelligence, 1990,17:629-639.
- [5] Gilboa G, Sochen N, Zeevi Y Y. Forward-and-backward diffusion processes for adaptive image enhancement and denoising [J]. IEEE Transactions on Image Processing, 2002,11:689-703.
- [6] 刘春明,张相芬,陈武凡.基于小波的医学超声图像斑点噪声抑制方法[J].中国医学物理学杂志,2006,23(5):364-367.
- [7] Bassler P, Mattiello J, Bihan D L. MR diffusion tensor spectroscopy and imaging [J]. Biophysical Journal, 1994,66:259-267.
- [8] Fillard P, Toussaint N. Medical Image Navigation and Research Tool by INRIA (MedINRIA) Tutorial v1.0 [OL]. 2006[2007-11-23]. <http://www-sop.inria.fr/asclepios/software/MedINRIA/>.