D 3 0 4 DT-MRI データを用いた脳白質神経線維の可視化

酒井 晃二[○] (京都大学), 坂本 尚久 (京都大学)
 小山田 耕二 (京都大学), 土井章男 (岩手県立大学)

A Visualization of the Neural Pathway from DT-MRI data set

Koji SAKAI, Naohisa SAKAMOTO, Koji KOYAMADA, and Akio DOI

ABSTRACT

Diffusion tensor magnetic resonance imaging (DT-MRI) is a technique used to measure the anisotropic diffusion properties of the water molecules in the organism. And this technique has been utilized for the diagnosis of the diseases of brain as like a cerebral infarction, a brain tumor, and variable cases. On the other hand, the dissection is the only way to obtain the visible information of the neural pathway in the brain white matter with the exception of DT-MRI. The visualization technique called "tractography" allows the user to visualize the neural pathway from DT-MRI data that needs to set of the starting point and the end point of a pathway. These points have been set by user's medical intention and there has been no the other guideline. So, we calculated isotropic region in tensor field by using the DT-MRI data set, and proposed the technique which made the visible seed area information of neural pathways. In this paper, the method of the isotropic area computation from the DT-MRI data set and the flow of neural pathway of specified region were shown with the suitable example.

Keywords: Diffusion Tensor Magnetic Resonance Imaging, Brain white matter, Neural Pathway

1. はじめに

拡散テンソル核磁気共鳴像 (Diffusion Tensor-Magnetic Resonance Imaging; DT-MRI) は、脳内水分子の拡散状態を計測し、脳梗塞、脳腫瘍¹⁾、ワラー変性²⁾などさまざまな症例の解明や研究に役立っている。一方、脳白質内の神経線維流れの情報は、解剖学的に得られる以外にはDT-MRIにより水分子の拡散方向を流れとして捉えるしか方法がない。脳白質内の神経線維の流れは、tractography³⁾やellipsoid表示⁴⁾として提案されている。これらの手法は、式を拡散テンソル行列 D の固有値および固有値ベクタを求めることから導出される。

本報では、DT-MRI から得られるデータセットよりテンソル場における非異方性領域を算出し、神経線維の基点情報を設定する手法を提案する。非異方性領域より始まる神経の流れを部位により特定することにより各神経の役割解明に一定の知見を与えることが可能となると考えられる。本報では、DT-MRI データセットから非異方性領域を算出し、適用例により特定部位における神経線維の流れを示す。

2. Diffusion Tensor MRI (DT-MRI)

DT-MRI において、テンソルはローカルな水分子の拡散を表現している。DT-MRI 計測においては、この

拡散を計測するために Stejskal-Tanner イメージシークエンス⁵⁾を用いる。このシークエンスは、2つの強力な勾配パルスを用い、拡散の重みを制御できるようになっている。拡散 D は以下の式で計算される。

$$S = S_0 e^{-bD}, \quad b = \gamma^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right) |g|^2.$$

γ はプロトンの回転磁気比 (42MHz/Tesla), $|g|$ は傾斜磁場の大きさ, δ は傾斜磁場の継続時間である。 Δ は拡散勾配パルス間の時間である。 S および S_0 はそれぞれ傾斜磁場を照射した場合としない場合の信号強度である。 b の値は、撮像条件により決定される。

本報で用いた DT-MRI データは、GE Medical 製 MR Scanner (3 Tesla) により撮像された。データサイズ (縦×横×厚さ) は、240mm×240mm×2.5mm、データ枚数は、60枚 (縦軸方向) × 7 (拡散傾斜磁場方向) = 217枚である。データ解像度は 256×256 である。 b 値は 800s/mm² である。

3. 拡散非異方性領域の算出

テンソル場における退化点は、水分子の拡散が非異方性の領域にあると考えることが出来る⁶⁾。この退化点を神経線維の開始点、終端点とすることにより、一意に神経線維探索の開始点を定めることが可能となる。DT-MRI データからの各ボクセルにおける拡散テンソ

ルの固有値は例えば, $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ として与えられる. テンソル場 $T(x)$ における点 x_0 が退化点であるとは, のうちいずれかの場合になることである.

$$\begin{cases} \lambda_1(x_0) = \lambda_2(x_0) \\ \lambda_2(x_0) = \lambda_3(x_0) \\ \lambda_3(x_0) = \lambda_1(x_0) \\ \lambda_1(x_0) = \lambda_2(x_0) = \lambda_3(x_0) \end{cases}$$

本報では, 以下の式より異方性マップを算出し, 医学的な知見と併せて神経線維の開始点を指定する手法を試みた.

$$\begin{cases} c_l = \frac{\lambda_1 - \lambda_2}{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}, \\ c_p = \frac{2(\lambda_2 - \lambda_3)}{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}, \\ c_s = \frac{3\lambda_3}{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3} \end{cases}$$

異方性は, 直線異方性 (C_l), 平面異方性 (C_p), 等方性 (C_s) の 3 つに分類される. これらの分類の中で, C_s をテンソル場の退化点として位置づけた. Fig.1 に等方性マップの例を示す. 図中の数値は 0 から 1 で等方性を示し, 1 が最大である.

Fig. 1 等方性マップの例 (正中矢状断面)

4. 適用結果

提案手法のインプリメンテーションには, AVS/Express ver.6.2 (Windows 版) を用いた. Fig.2 に適用例を示した. Fig.2 は, Fig.1 の中央矩形部分の C_s 領域を開始点として, 神経線維を流線表示させた例である. Fig.1 の矩形部分は視神経の集中する部位である. Fig.2 はその結果を受け, 視神経部分を主に可視化している (図中中央付近).

5. まとめ

脳白質内の神経線維の可視化に非異方性領域を用いることで制限し, 医学的な知見に加えて数理的解析結果併せた神経線維の可視化手法を提案した. 非異方性領域を用いることにより, 従来はユーザが任意に設定していた開始点にある一定の規定を設けた. 非異方性領域は, 神経線維の流れの構造に強く反映するものであるため, 本手法は有用であると考えられる.

Fig. 2 可視化例 (視神経付近の C_p 領域を始点に設定)

本報では, 脳白質内の神経線維の流れを効果的に可視化する手法のみを提案した. しかしながら, 臨床現場では腫瘍やその他の異変部位と神経線維の位置関係の変化が診察時間内に得られるシステムが要望されている. 今後は, それらの要望を積層したシステム開発に必要な事項の研究を展開してゆく予定である.

今後の展望として, 算出される非拡散異方性領域の意味を明確にすることが重要である. 神経線維の流れが集まるところや出発する部分は, 脳解剖学的に重要な知見となりうる. これらの機能解明に fMRI や MRA などを組み合わせた解析を試みる予定である.

参考文献

- 1) M. Kubicki, C.F. Westin, S. E. Maier, H. Mamata, M. Frumin, H. Ersner-Hershfield, R. Kikinis, A. Jolesz, R. McCarley, and M.E. Shenton, "Diffusion Tensor Imaging and Its Application to Neuropsychiatric Disorders", *Harvard Rev. Psychiatry* 2002, 10(6), pp.324-336.
- 2) C.Poerpaoli, A. Barnett, S. Pajevic, R. Chen, L. Penix, A. Virta, and P. Basser, "Water Diffusion Changes in Wallerian Degeneration and Their Dependence on White Matter Architecture", *NeuroImage* 13, 2001, pp1174-1185.
- 3) P.J. Basser, S.Pajevic, C.Peropaoli, J.Duda, and A.Aldroubi, "In vivo fiber tractography using dt-mri data", *Magnetic Resonance in Medicine*, 44, pp.625-632, 2000.
- 4) Gordon Kindlmann, David Weinstein, David Hart, "Strategies for Direct Volume Rendering of Diffusion Tensor Fields", *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 6(2), pp.124-138, April-June 2000
- 5) E.O.Stejskal and J.E.Tanner, "Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient", *J. Chem. Phys.*, 42, pp.288-292, 1965.
- 6) Lambertus Hesselink, Yuval Levy, and Yingmei Lavin, "The Topology of Symmetric Second-Order 3D Tensor Fields", *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol.3, No.1, January-March, 1997, pp.1-11