

低 b-factor における神経線維束トラッキング Fiber Tracking using low b-factor

山本由香里[†] 八幡 憲明[‡] 牧 敦[†] 小泉 英明[†] 酒井 邦嘉[†]
Yukari Yamamoto Noriaki Yahata Atsushi Maki Hideaki Koizumi Kuniyoshi L. Sakai

1. まえがき

fMRI (functional Magnetic Resonance Imaging)等で複数の脳活動部位が観測された場合、それらの活動に関連性があるか否かはしばしば問題となることである。複数部位間を連絡する神経線維束の経路や結合の強さがわかれば、問題解決の重要な手掛かりとなり得るだろう。

このような背景の下で、非侵襲的に脳神経線維束を描画する手法として DT-MRI (Diffusion Tensor Magnetic Resonance Imaging)が注目されている[1-3]。DT-MRI では、水分子の拡散現象を強調するための傾斜磁場パルス (MPG, Motion Probing Gradient)を複数の方向に印加し、拡散運動の大きさと方向の情報を有する拡散テンソルを計測する。この拡散テンソルをもとに、可動性の高い方向を順次探索していくことにより、神経線維束の描出が可能となる。ヒトの脳における神経結合に関する研究は、これまで死後の脳標本を用いて行われてきた。しかし、脳の解剖学的な個人差が重要となる診断や研究では、無侵襲な神経線維束の可視化技術が必要である。DT-MRI は、現在この要望に応える唯一のアプローチである。

さて、神経線維束の描出を効率的に行うためには、1.5 T で 1300 sec/mm² の拡散強調が必要であると言われている[4]。このような拡散強調に用いられる高強度の傾斜磁場パルスは、渦電流発生の原因となるだけでなく、音響ノイズに起因する振動発生の原因となる。特に、小型で軽量の装置では振動抑制効果が低く、振動に起因する画質劣化が著しい。このため十分な拡散強調が行えず、神経線維束の描出は困難である。そこで我々は、不十分な拡散強調だけで神経線維束を描出するための手法について検討した。

2. 拡散異方性計測の原理

磁気共鳴により拡散係数を求める方法は、Stejskal と Tanner により提案された[5]。MPG による信号減衰は、次式に示すように b-factor (傾斜磁場因子) に対して指数関数的である。

$$S(b)/S(0) = \exp(-bD) \quad (1)$$

ここで、S(b)は MPG 印加時の信号強度、S(0)は MPG なしの信号強度、D は拡散係数である。b は MPG による信号減衰の程度を表す因子 b-factor であり(2)式により求められる。TE はエコー時間、 γ は磁気回転比、G(t)は傾斜磁場強度である。

$$b = \int_0^{TE} \gamma^2 \left| \int_0^t G(\tau) d\tau \right|^2 dt \quad (2)$$

少なくとも2通りの b-factor を用いて S(b)を計測すれば、(1)式から拡散係数 D が求められる。拡散異方性の計測では、複数方向に MPG を印加し次の拡散テンソルを求める。

$$\bar{D} = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{pmatrix} \quad (3)$$

拡散テンソルは6つの要素で構成されるので、7種類以上の方向の異なる MPG を用いた計測により求められる。

さて、拡散テンソルの主軸からなる座標系は、MRI の撮影軸からなる観測座標系とは異なるため、座標変換を行う必要がある。そこで、上記の計測値から得られた拡散テンソルを対角化して固有値 $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$ を求め、対角化された拡散テンソル

$$\bar{D}' = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix} \quad (4)$$

を得る。変換後の座標系は、それぞれの固有値に対応する固有ベクトル μ_1, μ_2, μ_3 で表される。

拡散異方性の大小を画像化する場合、(5)式で表される fractional anisotropy (FA)を用いることが多い。FA は等方性拡散からのずれを表す指標であり、完全に等方的であれば FA=0 となり、異方性が大きいほど1に近づく。

$$FA = \sqrt{\frac{3}{2} \frac{\sum_{i=1}^3 (\lambda_i - \bar{\lambda})^2}{\sum_{i=1}^3 \lambda_i^2}} \quad (5)$$

3. DT-MRI 撮影条件

すべての MRI 画像は日立メディコ STRATISII (1.5 T) を使用し、エコープラナー法により撮影した。b-factor は 0-400 s/mm² の範囲で 10 段階に変化させた。MPG パルスの印加方向は (1, 1, 0), (1, -1, 0), (1, 0, 1), (1, 0, -1), (0, 1, 1), (0, 1, -1) の6通り、最大 MPG 強度 14.7 mT/m, TR=400 ms, TE = 96 ms, 空間分解能 2mm x 2mm x 2mm, 被検者は健康人女性であった。

4. 画像ノイズ除去フィルタの適用

画像ノイズ除去フィルタとして広く用いられているメディアンフィルタおよび適応ウィナーフィルタを MRI 画像に適用し、拡散異方性の計算結果に対する改善効果について検討した。メディアンフィルタは、注目画素を中心とする近傍 M×N 画素の中央値を求め、注目画素の画素値をこの中央値で置き換える。適応ウィナーフィルタは、原画像やイメージングシステム特性などの先見情報が不要なウィナーフィルタであり、注目画素の近傍 M×N 画素内の局所分散がノイズよりも小さい場合に、M×N 画素内の平均値を注目画素の画素値とする。

[†] (株) 日立製作所基礎研究所

[‡] 東京大学 大学院総合文化研究科

* 科学技術振興事業団、戦略的基礎研究推進事業

以下の手順により MRI 画像のフィルタリングおよび拡散テンソル計算を行った。

- (1) 3次元 MRI 画像から横断面のマルチスライス画像を作成し、スライス毎に2次元のノイズフィルタリングを行う。
- (2) 冠状断面、矢状断面についても同様にノイズフィルタリングを行う。
- (3) 3方向のフィルタリングを行った MRI 画像を用いて拡散テンソルを計算する。

4.1 拡散異方性計測への適用

ノイズ等の影響により固有ベクトルの方向が乱れると、神経線維束のトラッキングは困難となる。図1は固有ベクトルのスライス面内成分の投影を MRI 画像に重ねたものである。適応ウィナーフィルタ、メディアンフィルタともに、固有ベクトル整列化の効果があることがわかる。また、図2に示すように FA 画像においてもノイズ除去フィルタの効果が見られた。

固有ベクトル整列化する方法として、マルコフモデルを仮定した整列化アルゴリズムが提案されている[1]が、本方法ではより簡便な操作で同様の効果を得ることができ

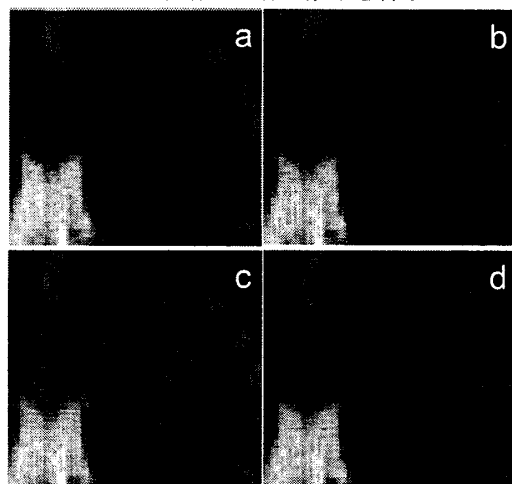


図1. 固有ベクトル (面内投影)

- (a) フィルタ無, (b) 3x3-適応ウィナー,
(c) 3x3-メディアン, (d) 5x5-適応ウィナー

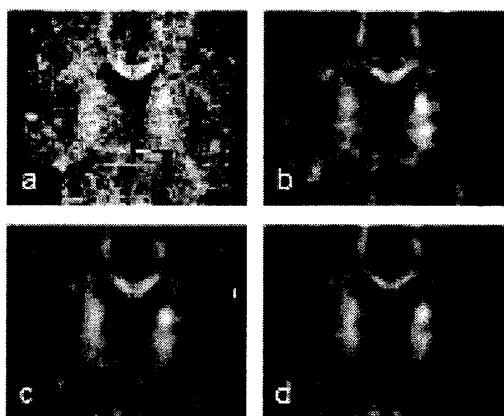


図2. FA (fractional anisotropy)画像

- (a) フィルタ無, (b) 2x2-メディアン,
(c) 3x3-メディアン, (d) 3x3-適応ウィナー

た。一方、固有ベクトル、FA 画像ともに、フィルタ演算に用いる近傍画素数の増大に伴い、微細な構造の情報が消失する傾向があった。図2の FA 画像の比較では、空間分解能を損なわずに十分な整列化の効果が得られたのは、3x3-適応ウィナーフィルタであった。

5. トラッキングアルゴリズム

本節では、ノイズ除去フィルタによる整列化が不十分であった場合や、1画素内に複数の方向成分が存在した場合 (partial volume effect, [1, 3]) を考慮した、トラッキングアルゴリズムについて述べる。

本アルゴリズムでは、注目画素の固有ベクトルと近傍26画素の固有ベクトルとの内積の総和を用いて、注目画素近傍の固有ベクトルの方向が揃っているかどうかを判断する。内積の総和が閾値を超える場合は、注目画素が神経線維束の内部に存在すると判定する。次に、近傍画素の平均固有ベクトルと注目画素の固有ベクトルの内積を計算し、この値が閾値を超える場合は、注目画素の固有ベクトルの方向に進む (Case 1)。そうでない場合は、注目画素がノイズ等の影響を受けていると判断し、平均固有ベクトルの方向に進む (Case 2)。注目画素周囲の固有ベクトルの方向が揃っていないが、近傍26画素の中に方向の揃ったグループが存在する場合は、そのグループの平均固有ベクトルの方向に進む (Case 3)。

ノイズ除去フィルタおよび上記トラッキングアルゴリズムを適用した結果、側脳室周辺の神経線維束を描画することができた (図3)。拡散強調が不十分な b-factor 条件下では、これらの手法によらなければ神経線維束のトラッキングは困難であり、本手法の有効性が確認された。



図3. 神経線維束トラッキング結果

文献

- [1] C. Poupon, C. A. Clark, V. Frouin, J. Regis, I. Bloch, D. Le Bihan, and J.-F. Mangin, "Regularization of Diffusion-Based Directional Maps for the Tracking of Brain White Matter Fascicles"; *NeuroImage* **12**, 184-195 (2000)
- [2] S. Mori, B. J. Crain, V. P. Chacko, P. C. Van Zijl, "Three-dimensional Tracking of Axonal Projections in the Brain by Magnetic Resonance"; *Ann Neurol* **45**, 265-269 (1999)
- [3] P. J. Basser, S. Pajevic, C. Pierpaoli, J. Duda and A. Aldroubi, "In Vivo Fiber Tractography Using DT-MRI Data"; *Magn. Reson. Med.* **44**, 625-632 (2000)
- [4] D. K. Jones, S. C. R. Williams, D. Gasston, M. A. Hord, A. Simmons, and R. Howard, "Isotropic Resolution Diffusion Tensor Imaging with Whole Brain Acquisition in a Clinically Acceptable Time"; *Human Brain Mapping* **15**, 216-230 (2002)
- [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**, 288-292 (1965)