

動径基底関数を用いた拡散テンソル MRI データの 非剛体変形におけるテンソル回転補正精度に関する検討

On Tensor Reorientation Accuracy in Non-Rigid Deformation of Diffusion Tensor MRI based on Radial Basis Functions

増谷 佳孝[†] 渡谷 岳行[†] 青木 茂樹[†] 阿部 修[†] 大友 邦[†]

Yoshitaka Masutani, Takeyuki Watadani, Shigeki Aoki, Osamu Abe, and Kuni Ohtomo

1. まえがき

拡散テンソル (diffusion tensor; 以後 DT) -MRI は、水分子の移動検出用傾斜磁場 (motion probing gradient; 以後 MPG) の強度と方向を変えた数種の拡散強調 (diffusion-weighted; 以後 DW) MRI のセットであり、水分子の拡散異方性からわかる脳白質神経束の描出や脳神経疾患の診断に広く用いられるようになった[1]。

一方、被験者の脳 MRI データを標準脳と呼ばれるラベル付けされたマップに重ね合わせ、特定の部位における機能評価などに用いる研究が広く用いられている[2]。この場合、重ね合わせ、すなわちレジストレーションは非剛体変形を含む。我々は周辺の画像信号情報を元に点 点対応 (point-to-point correspondence) を決定後、動径基底関数 (radial basis function; 以後 RBF) [3]により画像を変形する手法を開発し、DT-MRI を含む非剛体レジストレーションに応用している。

標準脳へのレジストレーションを目的として、DT-MRI を非剛体変換した場合、各ボクセルが移動検出磁場の方向情報を属性として内包しているため、局所の変形に応じたテンソルの回転補正 (reorientation) が必要となる。

本研究では、特徴点の変位を RBF により補間して拡散テンソル MRI を変換する際の回転補正精度について、数種の方法およびパラメータを用いて、合成データおよび実データにおいて試行し評価を行ったので報告する。

2. 方法

2.1 拡散テンソル決定と対角化

ある MPG の印加方向 $\mathbf{G} = (G_x, G_y, G_z)^T$ において得られる信号値 $S = S(x, y, z)$ は、Stejskal-Tanner の式[4]を用いて、以下のように表される。

$$S = S_0 e^{-b\mathbf{G}^T \mathbf{D} \mathbf{G}} \quad (1)$$

但し、 $S_0 = S_0(x, y, z)$ は MPG の大きさが 0 (T2 強調) の画像における信号値で b は MPG の強度を表す。 \mathbf{D} が未知の拡散テンソルで、以下のように 3×3 の対称行列で表される。

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{pmatrix} \quad (2)$$

但し、 $D_{yx}=D_{xy}$ 、 $D_{zy}=D_{yz}$ 、 $D_{xz}=D_{zx}$ である。(1)、(2)より MPG の一方向あたり一つの一次方程式が与え

られる。数方向の MPG によって得られた式をまとめると、拡散テンソルの 6 成分を未知数とする連立一次方程式が得られる。未知数の数が 6 であるため、少なくとも 6 方向の MPG による DW-MRI および MPG 印加なしの画像により、拡散テンソルが決定できる。本研究では、6 方向の場合も含めて特異値分解法により解を求めた[5]。これを対角化することで、テンソルの固有値、および固有ベクトルを得る。

2.2 拡散テンソルの回転補正

Alexander ら[6]は回転補正に対する指針として、材料力学の微小変形仮定に基づき変換の剛体回転成分の抽出、およびテンソル主方向の保存 (Preservation of Principle Direction; 以後 PPD) の 2 つを挙げ、PPD 法の優位性を示した。線形変換を含む任意の変換における一般化された回転補正後の主方向 \mathbf{e}_1' は次式で表される。

$$\mathbf{e}_1' = \frac{(\mathbf{J} + \mathbf{I})\mathbf{e}_1}{|(\mathbf{J} + \mathbf{I})\mathbf{e}_1|} \quad (3)$$

ここで \mathbf{J} は変位ベクトル場のヤコビ行列で \mathbf{I} は単位行列である。変位ベクトル場の各成分の微分が解析的に得られる場合は (3) 式を適用すればよい。

2.3 RBF による非剛体変形と PPD による回転補正

RBF は有限個の制御点でのスカラーやベクトルを用いて、制御点からの距離に応じた重み付けにより、任意の位置での補間/補外値を得る手法であり、様々な応用が試みられている[3]。再構成対象を 3 次元空間 ($\mathbf{x} \in \mathbb{R}^3$) におけるスカラー関数 $f(\mathbf{x})$ とすると以下のように示される。

$$f(\mathbf{x}) = p(\mathbf{x}) + \sum_{i=1}^N I_i f(\|\mathbf{x} - \mathbf{x}_i\|) \quad (4)$$

ここで $p(\mathbf{x})$ は $p(\mathbf{x}) = c_1 + c_2x + c_3y + c_4z$ で表される一次多項式、 $\mathbf{x}_i = (x_i, y_i, z_i)^T$ が制御点座標、 $\|\cdot\|$ は 3 次元空間におけるユークリッド距離、 N が制御点の数、 I_i が制御点に対する重み付け係数、 $f(r)$ はスプライン関数などの基底関数である (但し $r = \|\mathbf{x} - \mathbf{x}_i\|$)。重み付け係数 I_i および一次多項式における定数 $c_1 \sim c_4$ を決定する際、自由度が多いため直交性に関する拘束条件を追加して連立一次方程式を解く。我々の行なう DT-MRI の非剛体変形では、変位ベクトル場の各成分に対してこれを計算することで、変位ベクトル場の関数を得る。

ここで、RBF を用いた変位ベクトル場記述の $x(y, z)$ 成分をそれぞれ $f_1(f_2, f_3)$ とし、ヤコビ行列を計算するため、各成分で偏微分すると (x による偏導関数の例)、

$$\frac{\partial f}{\partial x} = \frac{\partial p}{\partial x} + \sum_{i=1}^N I_i \frac{\partial f}{\partial r} \frac{\partial r}{\partial x} = c_2 + \sum_{i=1}^N I_i \frac{\partial f}{\partial r} \frac{x - x_i}{r} \quad (5)$$

[†] 東京大学 医学部附属病院 放射線科 画像情報処理・解析研究室

但し, f は f_1, f_2, f_3 のうちの一つである. 本研究では, これらの基底関数のヤコビ行列を用いて回転補正を行なったときの結果を比較する. 但し biharmonic 関数など, 基底によっては変位ベクトル場成分の偏導関数は制御点付近では不連続であるため, 2つのサンプル点の変換結果を用いてヤコビ行列を推定する下記の方法を比較対象とした.

$$\frac{\partial f}{\partial x} \cong \frac{f(\mathbf{x} + \frac{d}{2}\mathbf{e}_x) - f(\mathbf{x} - \frac{d}{2}\mathbf{e}_x)}{d} \quad (6)$$

d はサンプル点間距離である.

3. 結果

3.1 合成データによる検証

均一な方向を持つテンソルで充填された DT-MRI のボリュームデータ ($S_0=1000, b=1000, \text{MPG6}$ 方向, 64^3 ボクセル) を合成し, この中心にテンソル主方向に垂直な方向に 16 ボクセル分変位する制御点を置き, 変位と反対方向のボリュームデータの隅など 6 点を固定した (図 1).

このデータに対し, 解析的に得られるヤコビ行列について triharmonic 関数(r^3), および thin-plate spline 関数($r^2 \log r$), biharmonic 関数(r)について近似手法の $d=1.0$ および 4.0 の設定により回転補正を行ない, 図 1 に示した点から開始した線維追跡の軌跡を比較した (図 2).

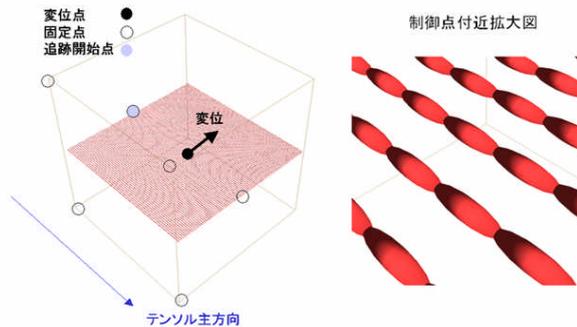


図 1 合成データと変形条件および計測位置

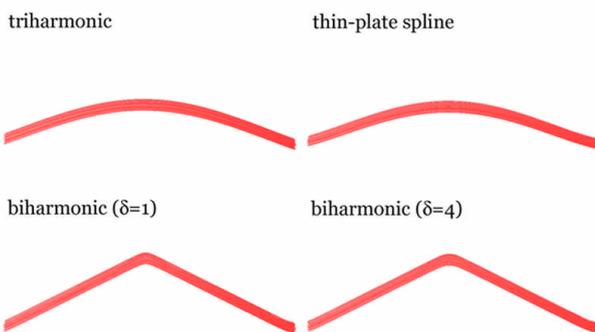


図 2 RBF を用いた変形における基底関数およびパラメータによる追跡軌跡の差異

それぞれ基底関数による変形の特徴が現れているが, 近似手法の d については, 制御点の移動先付近以外では, 差がほとんど見られなかった. どの結果も開始点の対面にある固定点に到着しており, ほぼ良好な結果が得られたといえる.

3.2 臨床データへの応用

健常者の DT-MRI 画像を MNI 標準脳[7]に合わせて 28 点の制御点により RBF 変形し, かつテンソル回転補正を行なったデータで線維追跡を行なった. 変形は biharmonic 基底による 2 サンプル点の近似により行なった. 回転補正なしの結果との比較を図 3 に示す. 追跡開始点は, 脳梁膨大部中央に球状の関心領域内で発生させた. 線維上の色は異方性を示しており[5], 異常終了した追跡は, 脳室内の脳脊髄液の部分と思われる白く異方性の低い部分で停止していることがわかる. また, 補正後は変形前と同様, 脳梁膨大部を通過する線維が良好に描出された.

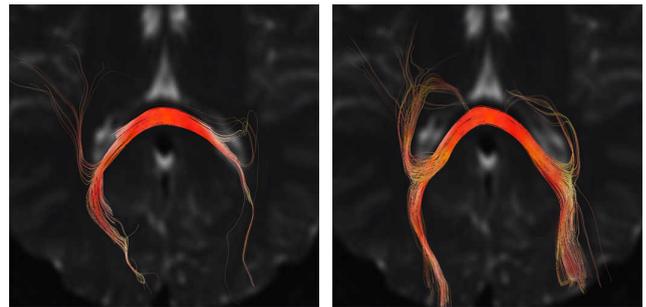


図 3 回転補正による線維追跡結果の差異
左: 補正なし, 右: 補正つき

4. 考察・まとめ

特徴点の変位を RBF により補間して拡散テンソル MRI を非剛体変形する方法において, 合成データにおける単純な変形パターンでの比較, および臨床データでの補正効果の確認を行った. 現在, 臨床データの変形に基底関数やパラメータの選定を行なうため, より複雑な変形パターンおよび雑音を混入した合成データでの定量評価を行っている.

RBF を用いた変形記述は自由形状変形と比べ, 制御点の密度を不規則に配置することで重要な領域の変形精度を制御できる点などの利点があると考えられる.

今後は, RBF により標準脳に自動的にレジストレーションを行なう手法の開発, 多くのデータを用いた標準脳上での拡散テンソルの統計アトラスの構築を目指す.

文献

- [1] 青木茂樹, 他, これでわかる拡散 MRI, 秀潤社, 2002
- [2] www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/
- [3] Carr CJ, et al.: Reconstruction and Representation of 3D Objects with Radial Basis Functions, ACM SIGGRAPH2001, pp67-76, 2001
- [4] Stejskal EO, Tanner JE. Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient. J Chem Phys. 42:288-292, 1965
- [5] 増谷佳孝, 他, MR 拡散テンソル画像の解析による脳白質神経線維追跡: 追跡の信頼性を考慮した選択的 Tractography, 医用画像工学会誌, 20(5):584-592, 2002
- [6] D. C. Alexander, et al., Spatial Transformations of Diffusion Tensor Magnetic Resonance Images, IEEE trans Med. Img. 20(11):1131-1139, 2001
- [7] www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/selection_normal.html