

拡散シミュレーションを利用した MR 拡散テンソル場の並列可視化法の検討

安藤 祥子 村木 茂[†] 藤代 一成

お茶の水女子大学 大学院人間文化研究科

[†]産業技術総合研究所 ポリウムグラフィックス連携研究体

shoko@imv.is.ocha.ac.jp, s-muraki@aist.go.jp, fuji@is.ocha.ac.jp

概要

可視化の分野において、スカラー場やベクトル場の効果的な可視化法は数多く提案されている。しかし、テンソルの可視化においてはデータのもつ自由度が著しく増加してしまうため、ディスプレイの制約などによりその効果的な可視化は困難である。本研究では、MRIの強調画像のひとつである拡散強調画像から得られる拡散テンソルデータに注目する。拡散テンソルの固有値分解より得られた拡散方程式を用い、拡散シミュレーションを行うことで、神経軸索にそった水分子の拡散を可視化する。固有値分解を行うことで、固有値ごとの拡散方向に応じて可視化結果の拡散度合いを調整することが可能となり、脳の診断法の研究に有効と考えられる。

Examination of the parallel visualizing method of tensor fields for having used the diffusion simulation

Shoko Ando Shigeru Muraki[†] Issei Fujishiro

Graduate School of Humanities and Sciences, Ochanomizu University

[†]Collaborative Research Team of Volume Graphics, AIST

shoko@imv.is.ocha.ac.jp, s-muraki@aist.go.jp, fuji@is.ocha.ac.jp

Abstract

In the field of scientific visualization, many effective methods of visualizing scalar and vector fields have been proposed. However, in case of tensor visualization, the excessive flexibility of the data makes effective visualization difficult. In this article, we discuss how to visualize of tensor fields obtained from the diffusion weighted imaging, which is one of the weighted MR images.

Diffusion of water protons along the nerve axon is visualized by performing diffusion simulation using equations derived from *eigenvalue decomposition* of diffusion tensors. By performing eigenvalue decomposition for each voxel, it becomes possible to adjust the degree of enhancement according to the direction of each eigen vector, and it is considered to be effective in research for brain diagnostic methods.

1. 背景と目的

直接的には視ることができない体内や脳内部を可視化する画像診断は、医療現場において大きな役割を担っている。そのなかでも MRI (Magnetic Resonance Imaging: 核磁気共鳴撮影法) は、骨に遮られることなく脊髄や軟骨までも明確に可視化することができ、さまざまな病気の早期発見に貢献している。また MRI は撮影条件により強調される組織が異なり、多様な強調画像を作ることができる。これにより、特定の組織の特性量などを計測することができるようになった。本研究では MRI により計測されたテンソルデータに注目する。MR テンソルデータを効果的に可視化することは、生理学や神経分析などさまざまな研究分野の発展促進につながると考えられる。しかし、これまでにスカラ場やベクトル場の効果的な可視化法は数多く提案されているものの、テンソル場のもつ多様な情報を、目的に応じて柔軟に可視化できる手法は開発されていない。

われわれは、2次元流れ場の効果的な可視化法として知られる LIC (Line Integral Convolution) [1] のポリウム版を用いて、拡散テンソル場を可視化する方法について検討してきた [2]。今回は、ノンフォトリアリスティックレンダリングで用いられる非一様拡散シミュレーション [3] を応用した、拡散 MR テンソルデータの可視化法に関する予備的検討を行う。

次章でテンソルとその可視化法について説明した後、3章で今回の提案手法を述べる。提案手法の予備的実験結果を4章で示し、最後に本稿をまとめ、今後の課題に言及する。

2 テンソルとその可視化

2.1 テンソルデータ

テンソルとは、ベクトルや行列を一般化した数学的な概念であり、0階のテンソルはスカラ、1階のテンソルはベクトル、そして2階のテンソルは行列で表現することができる。

スカラ場やベクトル場のための有効な可視化法は数多く提案されている。しかし、2階以上のテンソル場においては、テンソルのもつ自由度が著しく増加するために、そのすべてを2次元のディスプレイ上に可視化するのは本来的に困難である。

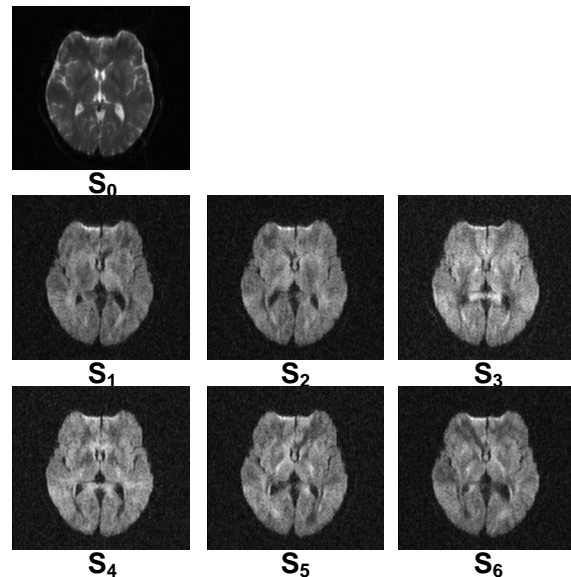


図1 拡散強調画像の例

2.2 拡散テンソルデータ

拡散テンソルは MRI より計測されるテンソルであり、方向性をもった水分子の拡散 (不等方性拡散) を表す特性量である。特に、脳内における不等方性拡散は、神経繊維方向に依存していることが知られている。その性質より、拡散の方向をたどることで特定の神経路が抽出される [4]。さまざまな神経路を正確に、また効果的に可視化することは、神経分析や計画、認知科学の発達促進につながる。

図1に拡散強調画像 (Diffusion Weighted Imaging: DWI) の例を示す。オリジナルデータは 256×256 ピクセルの DWI 画像 30 スライスから構成されているが、図1は 15 スライス目の断層画像である。拡散テンソルデータは、傾斜磁場 (Motion Probing Gradient: MPG) をかけずに撮った画像 1 枚 (S_0) (図1左上) と、異なる MPG を加えて撮影された複数の DWI 画像 (S_i) (図1下二段) より計測される。図1に示したような元画像を見ただけでは、拡散の大きさや方向を知ることはできないため、算出されたテンソルを効果的に可視化することが必要となってくる。

拡散テンソル \mathbf{D} は、一般的に 3×3 の対称 2階テンソルで表現することができる：

$$\mathbf{D} = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{xz} & D_{yz} & D_{zz} \end{pmatrix}$$

Dには未知数が6つあるので、異なる方向へMPGを加えたDWIが最低6種類必要である。

あるMPGの印加方向 $\mathbf{G}_i = (G_x, G_y, G_z)^T$ において得られる信号値 $S_i = S_i(x, y, z)$ は、以下の式で表される：

$$S_i = S_0 \exp(-b\mathbf{G}_i^T \mathbf{D} \mathbf{G}_i)$$

ただし、 b はシーケンスによって決定される定数である。この b 値を変化させて撮影した複数のDWI画像の信号強度から、対応する

$\ln \frac{S_i}{S_0} = -b\mathbf{G}_i^T \mathbf{D} \mathbf{G}_i$ で表される直線の勾配を求め

ることで、拡散テンソルDが決定できる。

2.3 テンソルの可視化

3×3の2階テンソルは物理学で扱われることが多く、代表的な表記法として楕円体表記法がある。この方法では、テンソルから3個の固有値とそれに対応する固有ベクトルを計算する。拡散テンソルにおける固有値とその対応固有ベクトルは、それぞれ拡散の大きさとその方向を示しているため、楕円体表記法では、固有ベクトルを楕円体の各主軸とし、固有値をその主軸方向の大きさとするにより、単一のテンソル量を描く。

しかし、単一のテンソルを楕円体などのグリフで表現した可視化法をテンソル場に適用すると、隣接するテンソル間が不連続となり、データの全体像の把握が困難となってしまう。また、ディスプレイの制約により一度に表示できるテンソル数が制限されてしまうため、サイズの大きなボリュームデータなどを可視化することは難しい。

一方、テンソル場をベクトル場やスカラー場に変換し、従来の可視化法を適用することも可能である。ベクトル場に変換した可視化法として、主要固有ベクトルを接続することで特定の神経路を追跡するトラクトグラフィに関する研究[6]がある。スカラー場に変換する可視化法では、テンソルから異方性などの特性量を算出し、特性量の値をもつスカラー場ボリュームデータを生成する研究や、テンソルの特性量から色と不透明度を直接決定する研究[7]がある。このような方式ではテンソルデータに連続性を与えることができるが、次数の低いデータへ変換するために、表現されるテンソルの自由度が制限されるといった問題が存在する。さらに、トラクトグラフィにおいては、複数ボクセルに渡って最大固有ベクトルを追跡する必要があり、

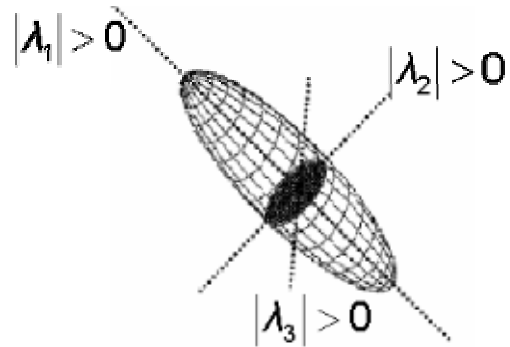


図2 テンソル量の楕円体表記法

並列処理には適さない。また、オリジナルのトラクトグラフィでは固有値の大きさやテンソルの異方性を画像に反映させることができない。

3 提案手法

3.1 拡散シミュレーション

拡散テンソル \mathbf{D} の固有ベクトルから新たな拡散テンソル \mathbf{D}' を計算し、拡散方程式

$$\frac{\partial u_T(x, y, z)}{\partial t} = \nabla \cdot \mathbf{D}'(x, y, z) \nabla u_T(x, y, z)$$

に基づく拡散シミュレーションを行い、神経走行方向の水分子の拡散を強調して可視化する。3次元ホワイトノイズを入力テクスチャ $u_0(x, y, z)$ とし、拡散処理

$$u_{T+1}(x, y, z) = u_T(x, y, z) + d \frac{\partial u_T(x, y, z)}{\partial t} \quad (1)$$

を繰り返すことで、固有ベクトル方向への拡散を表現する。ここで d は適当な定数である。

なお、 \mathbf{D}' として拡散テンソル \mathbf{D} をそのまま用いた場合、後述するように神経走行方向以外の拡散の影響で、可視化結果は全体的にぼけた画像になってしまう。そこで拡散テンソルを以下のように固有値分解する。まず $\mathbf{v}_i (i=0, 1, 2)$ を \mathbf{D} の固有ベクトルとしたとき、拡散テンソル \mathbf{D} の固有値問題

$$\mathbf{D} \mathbf{v}_i = \lambda_i \mathbf{v}_i \quad (2)$$

を考える。両辺に -1 をかけても式(2)は成立するので、 \mathbf{v}_i に方向の不定性があることは明らかである。この理由から、特定の方向に追跡してゆくトラクトグラフィには問題があるといえる。

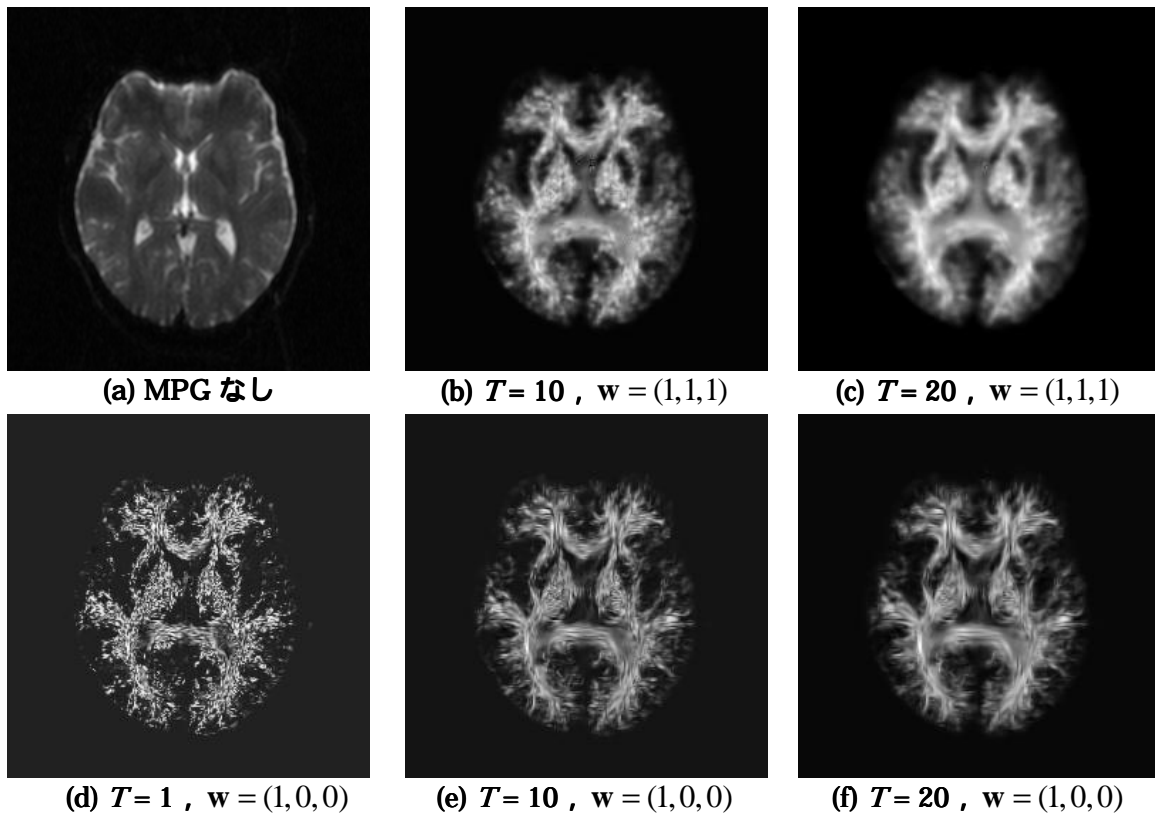


図 3 固有値の重み w を変化させ、拡散シミュレーションを行った結果画像 ($n = 15$)

3×3 行列 $\mathbf{A} = (\mathbf{v}_1 \ \mathbf{v}_2 \ \mathbf{v}_3)$ を使って、式 (2) は、

$$\mathbf{D}\mathbf{A} = \mathbf{A} \begin{pmatrix} \lambda_0 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_1 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_2 \end{pmatrix}$$

と書ける。両辺に右から \mathbf{A}^T (\mathbf{A} の転置行列) を乗ずることで、拡散テンソル \mathbf{D} は、次のように固有値分解できる：

$$\mathbf{D} = \mathbf{A} \begin{pmatrix} \lambda_0 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_1 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_2 \end{pmatrix} \mathbf{A}^T$$

そこで、新たな拡散テンソルを、

$$\mathbf{D}' = \mathbf{A} \begin{pmatrix} w_0 \lambda_0 & 0 & 0 \\ 0 & w_1 \lambda_1 & 0 \\ 0 & 0 & w_2 \lambda_2 \end{pmatrix} \mathbf{A}^T$$

とする。これにより固有値の重み $\mathbf{w} = (w_0, w_1, w_2)$ を変化させることで、各固有

値の対応固有ベクトル方向への拡散度合いを調節することができる。 $\mathbf{w} = (1, 0, 0)$ として拡散を行うことで、複数ボクセルに渡って固有ベクトル方向を追跡することなく、局所近傍演算だけを用いて、より少ない計算コストで LIC 法と同様の効果をつくり出せると考えられる。

3.2 拡散テンソル場可視化法

前処理として MR 拡散テンソルの特性より、マスク処理をすることで脳内の神経路領域を抽出する。まず、MPG なしデータに閾値を設定することで、脳以外のノイズ領域にマスク処理をかける。次に、各テンソルの異方性を用いることで、神経路部分を抽出する。ここでは異方性の強さの指標として、FA (Fractional Anisotropy)[5]を計算する：

$$FA = \sqrt{\frac{3 \sqrt{(\lambda_1 - \langle D \rangle)^2 + (\lambda_2 - \langle D \rangle)^2 + (\lambda_3 - \langle D \rangle)^2}}{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2}}$$

ただし、 $\langle D \rangle$ はみかけの拡散係数 (ADC: Apparent Diffusion Coefficient)

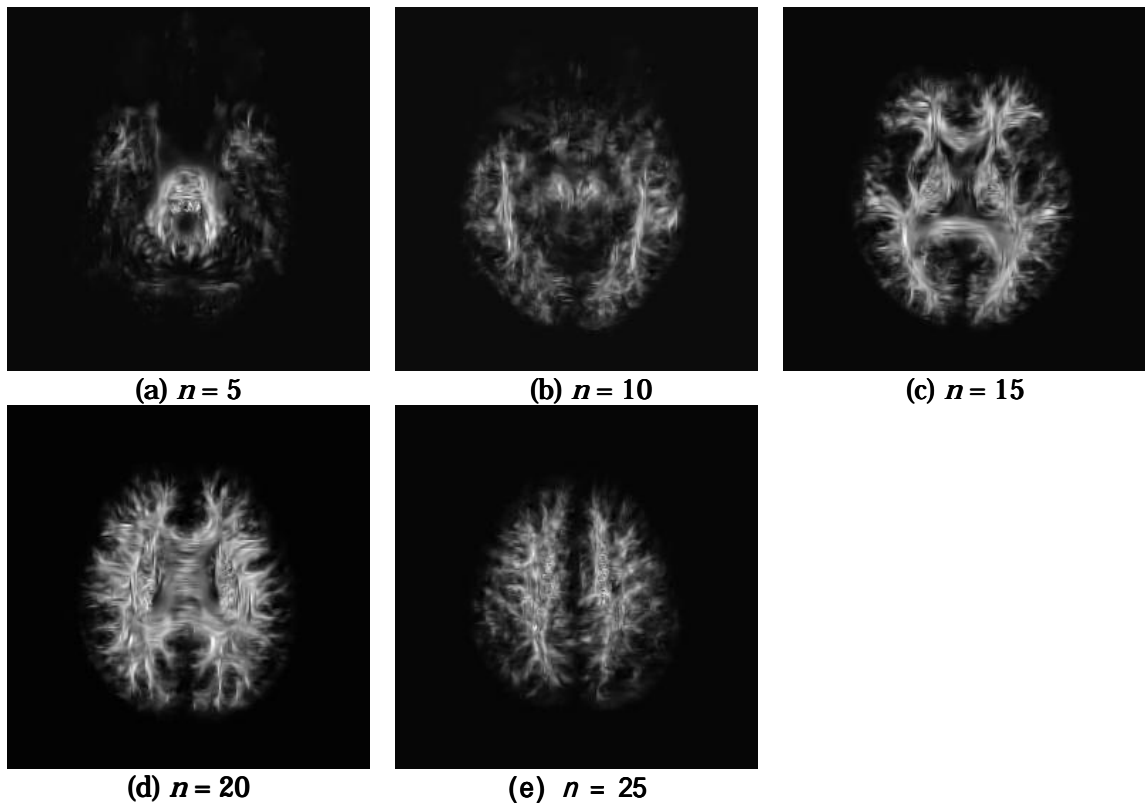


図 4 異なるスライスへ拡散シミュレーションを行った結果画像 ($T = 20$, $w = (1, 0, 0)$)

$$\langle D \rangle = \frac{\lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3}{3} = ADC$$

である。FA 値は 0 から 1 の範囲で、大きいほど異方性が高いことを示す。FA 値にも閾値を設定し、異方性の高いテンソルを可視化対象とすることで神経路領域を抽出する。

マスク処理後の拡散テンソルデータを固有値分解し、 D' を計算する。ここで 3 次元ホワイトノイズテクスチャを生成し、3.1 節で示した拡散シミュレーションにより拡散を表現する。拡散処理を反復することで、入力したホワイトノイズが固有ベクトル方向にそって拡散してゆく画像が得られる。

4 実験

提案手法の有効性を検証するため、2 章で示したデータに提案手法を適用した。MRI の撮影パラメータ値は、TR/TE=5500/95 ms, $b=1000$ s/mm², Flip Angle=90°, FOV=230mm, slice 厚 3mm, MPG 6 軸, matrix 256 × 256 × 30 である。前処理のマスク処理として、MPG なしの元データの閾値を 150 に設定し、異方性による神経路領域の抽出では FA>0.3 とした。以上の条件で

拡散テンソル場を可視化した結果を図 3 に示す。

図 3 は、30 スライスの DWI より得られる 3 次元テンソルデータの 15 スライス目の断面画像である。図 3(a)は MPG なしの元画像である。図 3(b)(c)は拡散方程式における各固有ベクトル方向への拡散の重みを $w=(1, 1, 1)$ とした場合、つまり MR 拡散テンソルをそのまま D' とした場合であり、それぞれ式(1)の拡散処理を 10 回、20 回反復させた結果である。ここで各ボクセルごとに、式(1)の d を、

$$d = \frac{1}{\lambda_{\max} \|w\|}$$

とした。 λ_{\max} は、全ボクセル中の最大固有値である。この画像でも、固有値の大きさの違いより神経方向への拡散が多少みられるが、最大固有値以外の方向への拡散の影響により、神経路の把握は困難である。一方図 3(d), (e), (f) は、拡散方程式における各固有ベクトル方向への拡散の重みを $w=(1, 0, 0)$ とした場合であり、それぞれ拡散処理を 1 回、10 回、20 回反復させた結果である。最大固有値の対応固有ベクトル

ル方向へだけ拡散させているため、神経路にそった拡散が表現できた。LICを用いた先行研究やトラクトグラフィなどの神経路を追跡する可視化法のほとんどは、最大固有値の対応固有ベクトル方向を複数ボクセルに渡って追跡するものであり、神経のような線が表現されるが、各固有値の大きさを考慮せず、固有ベクトルの方向の不定性もあり、誤った追跡を生じやすい問題がある。拡散シミュレーションを用いることで、複数ボクセルに渡って追跡することなく、局所演算だけで神経の走行が表現できた。

また、図4(a),(b),(c),(d),(e)はそれぞれ5スライス目、10スライス目、15スライス目、20スライス目、25スライス目に提案手法を適用した結果画像である。各固有ベクトル方向への拡散の重みは $w=(1,0,0)$ とし、すべて拡散処理を20回反復させた。図4より、脳内白質の存在する15スライス目付近で、神経路にそった拡散が明瞭に表現できていることがわかる。

5 まとめと今後の課題

本論文では、拡散シミュレーションを用いてMR拡散テンソル場を可視化した。拡散テンソルを固有値分解し拡散方程式を求めることで、各固有値の対応固有ベクトル方向に応じて、可視化結果における拡散の度合いを調整することができた。

今回神経路にそった拡散を表現するため、最大固有値の対応固有ベクトル方向へだけ拡散させた。今後の課題として、今回使わなかった2番目、3番目の固有値の情報を有効に用いることで、より効果的な可視化法について検討する。また、拡散シミュレーションデータの3次元表示は、全体的にぼやけた画像となっており、3次元空間内で神経路にそった拡散を効果的に可視化することができなかった。3次元空間内における拡散の可視化法についても検討する。

また、今後は本手法の局所並列性を利用して、われわれが開発中である、高並列計算可視化システムであるVG (Volume Graphics) クラスタ[8]を用いることで、シミュレーションの計算速度を高速化していく予定である。

謝辞

本研究を進めるにあたり、拡散MRIデータを提供していただき、貴重なご意見を数多くいただいた、横浜新都市脳神経外科病院の吉澤卓先生、東京大学医学部附属病院放射線科の増谷佳孝先生に深く感謝いたします。

参考文献

- [1] B. Cabral, L. Leedom, "Imaging vector fields using line convolution," In *Computer Graphics Proc., Annual Conference Series*, ACM SIGGRAPH, Aug. 1993, pp.263 - 270.
- [2] 安藤 祥子, 藤代 一成, 村木 茂, 「V L I Cによる拡散テンソル場可視化法の検討」, 情報処理学会第65回全国大会, 2003年3月, pp.119 - 120
- [3] Joachim Weickert, "Coherence-enhancing diffusion of color images," *Image and Vision Computing*, vol.17, 1999, pp.201 - 212.
- [4] 中田 力, 「MR Tractography - 拡散強調画像および最大値投影法を用いた神経路抽出 - 」, 日本医学放射線学会, vol.53, no.2, 1993年, pp.171 - 179
- [5] 青木 茂樹, 阿部 修, これでわかる拡散MRI, 秀潤社, 東京, 2002年9月
- [6] 増谷 佳孝, 阿部 修, 青木 茂樹, 等, 「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」, *MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY*, vol.20, no.5, 2002年9月, pp.584 - 592
- [7] G. Kindlmann, D. Weinstein, D. Hart, "Strategies for direct volume rendering of diffusion tensor field", In *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, vol. 6, no.2, APRIL-JUNE 2000, pp.124-138.
- [8] S. Muraki, M. Ogata, K. Kajihara, K-L. Ma, K. Koshizuka, X. Liu, Y. Nagano, K. Shimokawa, "Next-generation visual supercomputing using PC clusters with volume graphics hardware devices," In *Proc. IEEE SC2001*, November 2001.