

総説

3T MRI を用いた拡散テンソル画像

岡田 務、三木 幸雄、山本 憲¹⁾、伏見 育崇、森 暢幸、富樫 かおり

京都大学大学院医学研究科 放射線医学講座 (画像診断学・核医学)

¹⁾ 京都市立病院放射線科

Diffusion tensor neuroimaging using 3T MRI

Tsutomu Okada, Yukio Miki, Akira Yamamoto¹⁾,
Yasutaka Fushimi, Nobuyuki Mori and Kaori Togashi

Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Graduate School of Medicine, Kyoto University

¹⁾ Department of Radiology, Kyoto City Hospital

抄録

拡散テンソル画像は水分子の運動異方性を画像化することができる。脳白質は拡散異方性が高く、最も水分子が運動しやすい方向に線維束の走行が近似されていると考えられる。脳の拡散テンソル画像から白質線維束の3次元構を再構成することが可能であり、fiber tracking と呼ばれる。拡散テンソル画像とfiber tracking は脳病変において非侵襲的に白質構造の解析を行うことが可能となる。

最近のマグネットの進化、パラレルイメージング法の進歩により3テスラMRIの臨床応用が可能となってきた。3テスラMRIを用いた拡散テンソル画像は信号雑音比が高いなど1.5テスラと比較して異なる特長を持っている。拡散テンソルのパラメータ (fractional anisotropy: FA, mean diffusivity: MD など) を定量解析するには、これらの違いを考慮する必要がある。定量解析にはROI法が用いられてきたが、ROI描出における主観性を排除するために最近では全脳解析手法が導入されつつある。

3テスラMRIを用いたfiber tracking は1.5テスラと比較して線維束の描出が改善すると考えられている。また、拡散テンソル画像を撮影する際の運動検出磁場 (MPG) 強度 (b値) はテンソル計算に影響を与える。拡散テンソル画像の演算、fiber tracking にとって最適なMPG強度 (b値) はまだ確立していない。錐体路fiber tracking と皮質下白質刺激による運動誘発電位を組み合わせて脳神経外科手術にfiber tracking は応用され、白質線維束のtracking と電気生理学的手法の結果はある程度一致することが報告されているが誤差もあり、さらに描出方法や精度を改善していく必要がある。

Abstract

Diffusion tensor imaging (DTI) can provide the information of directionally dependent (anisotropic) movement of water molecules. Brain white matter shows high diffusion anisotropy, and direction of maximum diffusivity has been shown to coincide with the white matter fiber orientation. DTI of the human brain can be reconstructed to display 3-dimensional macroscopic fiber tract architecture, in a process known as fiber tracking technique. DTI and fiber tracking offer noninvasive tools for studying cerebral white matter pathology.

With recent advances in 3 T magnets and technical development in parallel imaging technique, 3 T imaging has become practical in clinical settings. DTI using 3 T has different characteristics compared to

1.5 T, including better signal to noise ratio. The differences have to be taken into consideration when quantitative analyses of fractional anisotropy (FA) or mean diffusivity (MD) are performed. ROI analysis was applied for quantitative analysis of DTI, but the results were dependent on subjective ROI manipulation. To overcome this problem, whole brain analysis has been introduced into DTI.

Fiber tracking in 3 T has supposed to visualize white matter fiber tracts better than 1.5 T. The intensity (b value) of motion probing gradients (MPGs) is an important factor for calculating DTI parameters. The optimal intensities (b values) in MPG for DTI calculation and for fiber tractography are still in argument. Complementary use of corticospinal tract tracking and subcortical motor evoked potential have been applied in neurosurgical operations, and the course of eloquent fiber tracts depicted by fiber tracking was comparable with white matter stimulation during the operation, although errors between the two methods still remains.

Key words : Diffusion tensor imaging, whole brain analysis, number of motion probing gradient, fiber tracking validation, subcortical mapping

拡散強調画像は通常MRI撮影シーケンスに拡散強調傾斜磁場を印加することで、熱運動によりもたらされる水分子拡散の強さを信号強度として画像に表したものである。最近普及しつつある拡散テンソル画像法では、多方向へ拡散強調傾斜磁場を印加することで拡散の強さのみならず、拡散の方向・異方性の情報も画像化でき、脳においては白質の内部構造を可視化することが可能になってきている^{1, 2)}。2003年の薬事承認以降、国内でも普及が進みつつある3テスラ (T) MRI装置は頭部領域においてその高い信号雑音比 (SNR) を有効活用することが可能であり、拡散テンソル画像も例外ではない。本稿では、頭部領域における3T MRIを用いた拡散テンソル画像について紹介する。拡散強調画像、拡散テンソル画像の原理については既に優れた解説が数多く存在するため、本稿では詳細は省略する^{3, 4)}。

3T MR imaging を用いた拡散テンソル画像 -特に定量解析について

近年は臨床用3T装置を用いた頭部画像診断の臨床研究が増加している。拡散テンソル画像においても3T装置による拡散テンソルを使用した報告は次第に増えつつある⁵⁻⁷⁾。3Tにおける高いSNRは拡散テンソル画像においてもその有用性が期待されるが、拡散強調画像は動きに弱く、かつ拡散テンソル画像は6方向以上の多方向への傾斜磁場印加が必要であり、撮影時間短縮のため通常はsingle shot EPI法を用いる。しかし、

EPI法は位相エンコード数の増加に伴ってエコー時間 (TE) が延長すると、 T_2^* 減衰により信号が低下する。また、磁化率アーチファクトの影響により両側前頭葉底部、脳幹、側頭葉など空気との境界部において歪みが生じる。これらのアーチファクトは1.5Tと比べて3Tのほうが強いという欠点があった⁸⁾。

EPIに起因するアーチファクトを低減させる方法としてmultishot EPI, parallel imagingがある。Multishot EPIは読み出し時間を短縮することでoff resonance spinによる信号減衰の低減を図っているが、ナビゲーターエコー収集による撮影時間延長と体動によるアーチファクトに弱い欠点があり拡散テンソル画像にはこれまで用いられていなかった。Parallel imagingは多チャンネル受信コイルの感度分布を利用して位相エンコードを短縮させる方法である^{9, 10)}。3Tにおけるparallel imagingなしとありの拡散テンソルカラーマップを比較すると、その効果は明瞭である¹¹⁾ (図1)。コイルエレメントの感度補正処理や位相エンコード方向への画像展開など特有の画像処理に起因する空間的不均一性が大きい一方で、EPIによる拡散強調像ではTEの短縮による T_2^* 減衰の影響低減や磁化率アーチファクトの低減による効果が大きく、信号強度の空間的不均一を加味しても視覚的には画質は改善する¹²⁾。静磁場強度が強いほどTE短縮による効果は大きい。3T装置においてEPIを使用して十分な画質の拡散テンソル画像を得るためにはこれらの補正は必須と言える。歪みの無い拡散強調画像を高速に得る方法と

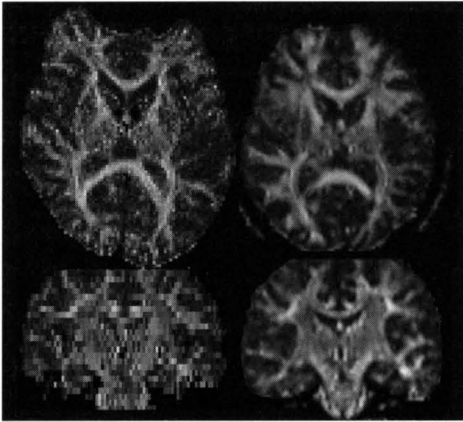


図1. 3T MRIを使用した拡散テンソル画像のカラーマップにおけるparallel imagingの有無の比較。

カラーは左右方向、前後方向、頭尾方向の順にRGBを割り当てている。左がparallel imagingなし、右がparallel imagingあり。Parallel imagingなしの状態では前頭洞の磁化率アーチファクトが著明である。Parallel imagingを導入すると磁化率アーチファクトの低下が見られ、空間分解能向上、低歪化が得られている。

して、1.5TではEPIを用いないスピンエコー法をベースとした高速撮影法が考案されている。1回のエンコードでk-spaceを全て埋める方法(SSFSE, HASTEなど)、少数のエンコードをk-spaceの中心を軸に回転させながらk-spaceを埋めるradial scan (PROPELLER, BLADEなど)が利用されてきたが、これらは180°パルスが多用するため3Tの拡散強調画像ではspecific absorption ratio (SAR)の制限から臨床応用には至っておらず、現時点では3Tの拡散強調画像ではsingle shot EPIとparallel imagingの併用が標準的なシーケンスになっている。最近ではmultishot EPIの改良型として、直交座標に沿ったk-space充填を行わないradial scan EPIを用いた3Tの拡散強調画像も報告されている^{13, 14)}。

MRIのT1強調画像、T2強調画像によって得られる画素値は検査毎・患者毎に異なった値をとるため、設定した関心領域(ROI)により与えられる画素値の比を計測する以外の定量解析は難しいと考えられてきた。一方、拡散テンソル画像におけるfractional anisotropy (FA)やmean diffusivity (MD)は画素値の比を計測しているため、個々の画素値における不確定要素を除いた定量可能な値として、ある程度の再現性を持って定量評価が可能であると考えられるので患者の年齢や病状の指標、加療効果の指標等との間での統計学的解

析に適している。T1強調画像やT2強調画像など既存の撮像方法では病変の検出が困難な疾患においてもFA、MD値に変化が見られ、潜在的病変の検出やその程度について解析できる可能性がある。このFA、MD値の解析において、ROI法は特定の部位に関心領域を設定できるという意味で位置情報が保たれるが、ROIの選択に恣意が出る可能性がある。白質の神経線維構築とFA値を相関させる解析においては、この恣意がデータの客観性や再現性を低下させる危険がある²⁾。客観性・再現性を保ちつつ、かつ全脳を漏れなく網羅的に解析する方法として、全脳ヒストグラム解析^{15, 16)}や全脳ボクセル解析^{17, 18)}が検討されるようになってきている。ヒストグラム解析は全脳FA、MD値の定量化に有効な手段となるが、ヒストグラム作成の過程で位置情報が埋没してしまう欠点があり、病変が局在されている病態では適さない。全脳ボクセル解析は群間の統計学的有意差をテンプレート上に三次元的に重ねて表示させることが可能であり、病変の解剖学的な部位を前提条件無しに検討できる。局在が不明な病変を高い空間分解能をもって検出するには有用な方法であるが、統計処理に適する形式に変換するため元画像に対してテンプレートへの正規化、平滑化といった変形を加えるため、これらの変形精度が特に深部白質においては不明である点、FA、MDマップに適したテンプレートが確立していない点、平滑化の程度によって病変の検出数が変化するなどの欠点がある。

拡散テンソルの定量解析を進める上では、これらROI法、ヒストグラム法、全脳ボクセル解析の利点と欠点を考慮して解析手法を選択することになるが、その際に正常被験者のFA、MD値分布を検討しておくことが必要になる。原理的には特定の撮影ボクセルにFA、MD値は一意となるはずであるが、実際の計測においては3Tと1.5Tの間ではSNRの違い、傾斜磁場やRFパルス印加における設計値と実測値の差などスキャナー側の様々な要素が関連してFA、MD値に差異が発生することが予測され、この差異を把握しておくことが定量解析を進める上で必要となる。そこで、我々はFA、MD値計測における1.5Tと3Tの差を30例の正常ボランティア撮影データを用いて比較検討を行った¹⁹⁾。正規化した30例のFA、MDマップを全脳ヒストグラム解析と8種類の代表的な深部構造に置いたROI(中小脳脚、大脳脚、淡蒼球、内包後脚、視床、脳梁膝部、脳梁膨大部、放線冠)を描出して平均値を比較した。また、テンソル元画像の

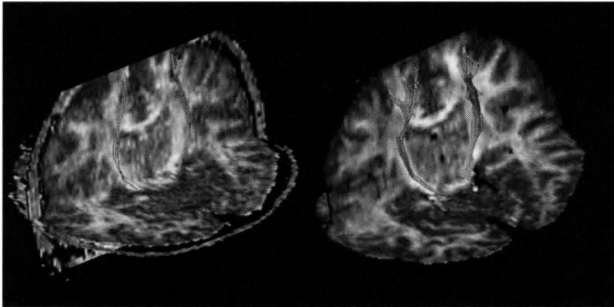


図2 1.5T(左), 3T(右)それぞれに対してfiber trackingを使用して作成した錐体路(赤)の比較。

Fiber の作成はDTI-studio (H. Jiang, S. Mori, Center of Magnetic Resonance Microimage, Department of Radiology, Johns Hopkins University; <http://cmrm.med.jhmi.edu>)、表示はAmira 4.1(Mercury Computer Systems)を使用している。Fiber はfractional anisotropy (FA)マップ上に重ねて表示している。錐体路作成に使用したROIの大きさはほぼ同等であるが、3Tのほうが1.5Tと比べて描出が改善している。

SNRもこれらのROIを元に計算、比較した。FA値は白質構造において3Tは高く、淡蒼球や灰白質を含む他の構造では低くなる傾向が見られた。MD値は全ての構造において3Tは低くなる傾向が見られた。SNRは後頭蓋窩を含む全てのROIにおいて3Tのほうが高く、1.4~1.7倍であった。Parallel imagingを用いた3Tの頭部拡散テンソル画像は1.5Tと比較してSNRが高く、灰白質と白質におけるFA値の差が明瞭になり、生体内微量元素の影響が強く現れる傾向にあることが示された。このように、3Tと1.5Tでは異なった結果が得られることに留意して今後の拡散テンソル解析を進めていく必要がある。

Fiber tracking

Fiber trackingとは脳内の線維束を可視化する手法であり、現在臨床レベルでは拡散テンソルMR画像を用いた手法が主に用いられている。現在用いられているのはstreamline方式であり、拡散テンソル画像で得られた各ボクセルにおける異方性の方向、強さを元に各ボクセル間の連続性を追跡する線を描画し、これを脳内線維束と見立てている^{1, 20~22)}。拡散テンソル画像を用いたtrackingのための計算アルゴリズムはいくつかの方法が報告されており、異なったアルゴリズムによる線維描出能の差を比較評価する方法も報告されている^{23, 24)}。正常例における白質解剖の報告²⁵⁾、脳占拠性病変と線維の位置関係の描出²⁶⁾や、脳梗塞²⁷⁾、変性疾患²⁸⁾等の病変による線維の変性と機能変化の相関検討、言語機能と側頭葉線維の検討、手術による機能脱落と術前術後の線維描出の変化の相関検討^{6, 29)}などに応用されている。

先ほどは拡散テンソル画像の解析における3Tと1.5Tの差異を示したが、これらの差がfiber trackingの差としても表現されるかどうかを検討する必要がある。

我々はparallel imagingを併用した拡散テンソル画像を利用し、fiber tracking法を用いた線維束描出に関する1.5Tと3Tの差を30例の正常ボランティアに対して4種類の主要な線維束(錐体路、上縦束、脳梁、脳弓)を描出して比較したところ、3Tにおいて描出能の改善傾向は錐体路において最も顕著であった³⁰⁾(図2)。

また、拡散テンソル画像は6方向以上のMPG印加が必要であるが、最近では各MRメーカーとも6軸を越える多方向への印加を行うシークエンスが増加、これらを使用した報告も増えつつあるが、印加軸の増加は撮影時間とのtrade-offとなる。拡散テンソル画像の解析にはどの程度の軸数が最適であるか、シミュレーションを用いた検討では30軸程度がテンソルパラメータの解析に最適という報告があるが³¹⁾、臨床症例においてMPGの方向数がfiber trackingに与える影響については報告が無かった。我々は3T装置を用い、正常ボランティアを対象にMPGが6, 12, 40, 81方向の拡散テンソル画像を撮影、脳内線維束の中では屈曲が大きい視放線の描出を試みたところ、この4種類の拡散テンソル画像を用いた視放線の描出能は有意差が見られなかった³²⁾。現在の手法においては6方向のMPGでも十分に視放線が描出されることが示されたが、fiber trackingのアルゴリズムの進化によっては異なる結果となる可能性もある。

現在の拡散テンソルを用いたfiber trackingでは、テンソルモデルそのものが持つ限界として1ボクセルあたりに定義できる線維方向が1方向のみという問題がある。このため、1ボクセル内での線維の交差(fiber crossing)、屈曲や捻じれといった現象を再現できない。このfiber crossingは半卵円中心、視床、大脳脚などで特に問題になってくる。Fiber crossingを解決する方法としてテンソルモデルに依存しない方法が増加傾向にある。従来から多方向のMPGを用いて線維の確率分

布を表現するdiffusion spectrum imaging³³⁾や、2点間のconnectivityを全ての考えうる経路の中から存在確率が高いものを抽出するprobabilistic approach³⁴⁾が、テンソルを用いないfiber tracking 手法として報告されている。しかし、これらの方法はデータ収集と線維分布の計算に非常に時間がかかり、より簡便なQ-ball imaging³⁵⁾が報告されている。拡散テンソルを利用したモデルでは、ボクセル内に2種類以上の異なるテンソルモデルを仮定できるmultitensor modelが考案されている³⁶⁾。これらの方法に共通しているのはいずれも従来よりも高いMPGの強度 (b value) が必要とされていることである。高いb value を用いた画像は角度分解能が向上するが、画像全体の信号強度が低下するためSNRが低下する。3Tを用いた拡散テンソル画像ではSNRが向上するため従来よりも高いb valueのMPGを印加しても画質低下が抑えられ、描出能が向上することが期待される。拡散テンソルを用いたfiber tracking が臨床応用され、その限界が知られるようになったここ数年でfiber crossingの解決は非常に研究が活発な領域となっているが、正常健常者においては

拡散テンソルfiber trackingを上回る描出能が得られているものの、臨床症例において利用可能かつ再現性の高い決定的な手法は出現していないのが現状である。

Fiber tracking validation: 手術支援、電気生理学的所見との対比

Fiber trackingは現時点で唯一の非侵襲的な生体脳内の線維構造を可視化する手法であるが、現在のfiber trackingがどの程度実際の線維構造を反映しているのか、その精度を検証するためにヒトにおいて他の侵襲的手法と比較することは困難である。従来から脳神経外科手術においては皮質機能の推定には硬膜下電極による皮質刺激を用いた皮質マッピングが用いられ、電気生理学的所見とfunctional MRI (fMRI) との対比が行われてきた。白質線維束の推定にも誘発電位が用いられ、錐体路の推定には一次運動野を刺激して得られるmotor evoked potential (MEP) が利用されてきた³⁷⁾。

最近では皮質刺激ではなく白質を直接電気刺激して得られるsubcortical MEP の手法が導入され、皮質機能だけでなく白質機能のマッピングも試みられるようになってきている³⁸⁾。この手法は白質刺激部位の3次元的位置を直接同定することで刺激部位と描出された線維の位置関係を比較可能となり、信頼性評価が相互に可能となる。白質刺激部位と線維を同一の座標系で同定する方法としては、脳神経外科手術用のnavigation system に線維束を描出、白質刺激部位はnavigation system のプローベ位置で座標を得るという方法が一般的である^{39~41)}。我々の施設では3Tを用いたfiber tracking を navigation system に導入し、術中subcortical MEP と比較することでfiber trackingの信頼性を評価する手法を構築した⁴²⁾ (図3)。これまでの結果からは、MEP単独よりもfiber trackingと組み合わせることで術中モニタリングとしての信頼性がより高まる可能性が示唆される一方、放線冠レベルでは現在使用されているstreamline tracking ではcrossing fiber の問題からtractography にて示される錐体路よりも外側

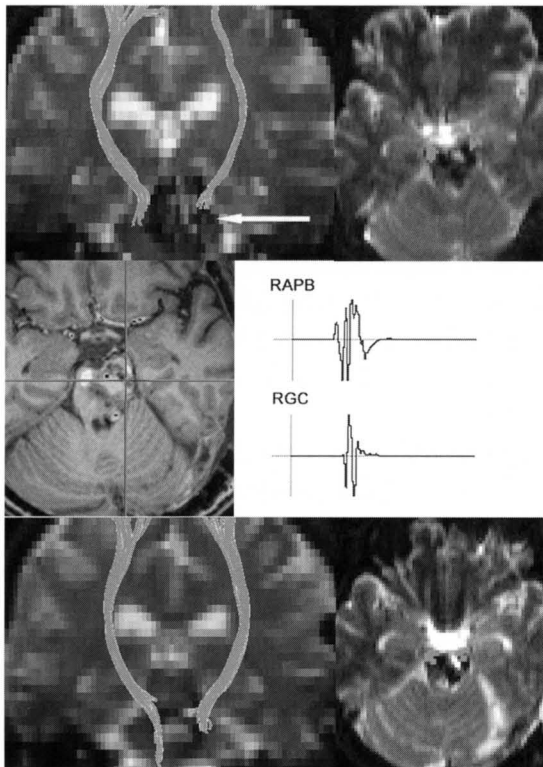


図3. 脳幹部海綿状血管腫における錐体路fiber tracking (上段)、術中ナビゲーター上で表示された皮質下白質刺激部位と運動誘発電位の波形(中段)、術後の錐体路fiber tracking (下段)。

術後、片麻痺は増悪せず、錐体路描出も保たれている。

(文献42より許可を得て転載)

にも錐体路の線維束が存在しており、外側への伸展を過小評価する危険性についても示された⁴³⁾。

脳神経外科術中には循環動態、呼吸状態、麻酔深度、腫瘍摘出等により脳の形態は経時的に変化 (brain shift) する。術前画像を用いたnavigation はこの術中brain shift に対応することができず、navigation の精度は手術進行と共に低下するが、これに対する対策としては術中MRIを用いた術中拡散テンソルfiber trackingや術中超音波を用いた補正方法などが試みられている。

以上、3Tを用いた頭部拡散テンソル画像の現状について述べた。日本においても3T装置の普及に伴い3Tを用いた頭部拡散テンソル画像の研究、臨床応用が増加していくものと考えられる。頭部領域では3Tは1.5Tを置き換えるだけの十分な優位性を持っており、唯一の欠点とも言える磁化率効果による歪みの増強は様々な手法により1.5Tと同等に抑制されつつある。今後は3Tを用いた他のシーケンスの画像により得られる1.5Tとは一線を画する高解像度の画像と合わせ、診断や病態解明に大きく貢献できるものと思われる。

謝辞

本稿の執筆および拡散テンソル画像の研究にあたっては、以下の諸先生方の貴重なご指導・ご協力を賜りましたので、この場をお借りして厚く御礼申し上げます。(敬称略)

森進 (Johns Hopkins大学放射線科)、Denis Le Bihan (Federative Institute of Research on Functional Neuroimaging, France)、中島八十一 (国立リハビリテーションセンター)、福山直秀・浦山慎一 (京都大学高次脳機能センター)、平岡真寛 (京都大学放射線治療科)、菊田健一郎・三國信啓・橋本信夫 (京都大学脳神経外科)、松本理器 (国立病院機構宇多野病院 関西てんかんセンター)、富本秀和 (京都大学神経内科)、金柿光憲 (彦根市立病院放射線科)、北村恵理 (神戸大学放射線科)、青木茂樹 (東京大学放射線科)、山田恵 (京都府立医大放射線科)、滝沢修・井村千秋・丸山克也 (シーメンス旭メディック)

参考文献

1. Basser PJ, Pajevic S, Pierpaoli C, Duda J, Aldroubi A. In vivo fiber tractography using DT-MRI data. *Magn Reson Med* 2000; 44:625-632.
2. 森進. 拡散テンソル映像法: 原理と応用. *認知神経科学*: 176-189, 2005.
3. Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, Grenier P, Cabanis E, Laval-Jeantet M. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology* 1986; 161:401-407.
4. Pierpaoli C, Jezzard P, Basser PJ, Barnett A, Di Chiro G. Diffusion tensor MR imaging of the human brain. *Radiology* 1996; 201:637-648.
5. Nagae-Poetscher LM, Jiang H, Wakana S, Golay X, van Zijl PC, Mori S. High-resolution diffusion tensor imaging of the brain stem at 3 T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004; 25:1325-1330.
6. Kikuta K, Takagi Y, Nozaki K, et al. Early experience with 3-T magnetic resonance tractography in the surgery of cerebral arteriovenous malformations in and around the visual pathway. *Neurosurgery* 2006; 58:331-337; discussion 331-337.
7. Holodny AI, Gor DM, Watts R, Gutin PH, Ulug AM. Diffusion-tensor MR tractography of somatotopic organization of corticospinal tracts in the internal capsule: initial anatomic results in contradistinction to prior reports. *Radiology* 2005; 234:649-653.
8. Hunsche S, Moseley ME, Stoeter P, Hedehus M. Diffusion-tensor MR imaging at 1.5 and 3.0 T: initial observations. *Radiology* 2001; 221:550-556.
9. van den Brink JS, Watanabe Y, Kuhl CK, et al. Implications of SENSE MR in routine clinical practice. *Eur J Radiol* 2003; 46:3-27.
10. Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, et al. Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med* 2002; 47:1202-1210.

11. 岡田務、森 暢幸、三木幸雄、富樫かおり、頭部領域での拡散画像の最新トピックス. 日獨医報 50: 976-984, 2005.
12. Jaermann T, Pruessmann KP, Valavanis A, Kollias S, Boesiger P. Influence of SENSE on image properties in high-resolution single-shot echo-planar DTI. *Magn Reson Med* 2006; 55:335-342.
13. Chuang TC, Huang TY, Lin FH, et al. PROPELLER-EPI with parallel imaging using a circularly symmetric phased-array RF coil at 3.0 T: application to high-resolution diffusion tensor imaging. *Magn Reson Med* 2006; 56:1352-1358.
14. Wang FN, Huang TY, Lin FH, et al. PROPELLER EPI: an MRI technique suitable for diffusion tensor imaging at high field strength with reduced geometric distortions. *Magn Reson Med* 2005; 54:1232-1240.
15. Yoshiura T, Mihara F, Tanaka A, et al. Age-related structural changes in the young adult brain shown by magnetic resonance diffusion tensor imaging. *Acad Radiol* 2005; 12:268-275.
16. Rovaris M, Iannucci G, Cercignani M, et al. Age-related changes in conventional, magnetization transfer, and diffusion-tensor MR imaging findings: study with whole-brain tissue histogram analysis. *Radiology* 2003; 227:731-738.
17. Leung LH, Ooi GC, Kwong DL, Chan GC, Cao G, Khong PL. White-matter diffusion anisotropy after chemo-irradiation: a statistical parametric mapping study and histogram analysis. *Neuroimage* 2004; 21:261-268.
18. Abe O, Yamada H, Masutani Y, et al. Amyotrophic lateral sclerosis: diffusion tensor tractography and voxel-based analysis. *NMR Biomed* 2004; 17:411-416.
19. Fushimi Y, Miki Y, Okada T, et al. Fractional anisotropy and mean diffusivity; comparison between 3T and 1.5T diffusion tensor imaging using histogram and ROI analysis. *NMR Biomed*. in press
20. Mori S, Crain BJ, Chacko VP, van Zijl PC. Three-dimensional tracking of axonal projections in the brain by magnetic resonance imaging. *Ann Neurol* 1999; 45:265-269.
21. Mori S, Kaufmann WE, Davatzikos C, et al. Imaging cortical association tracts in the human brain using diffusion-tensor-based axonal tracking. *Magn Reson Med* 2002; 47:215-223.
22. Masutani Y, Aoki S, Abe O, Hayashi N, Otomo K. MR diffusion tensor imaging: recent advance and new techniques for diffusion tensor visualization. *Eur J Radiol* 2003; 46:53-66.
23. Sorensen AG, Wang R, Benner T, Markis N. An approach to validation of diffusion MRI-based white matter tractography. In:13th Annual Meeting ISMRM. Miami Beach, 2005; 224.
24. Lazar M, Weinstein DM, Tsuruda JS, et al. White matter tractography using diffusion tensor deflection. *Hum Brain Mapp* 2003; 18:306-321.
25. Wakana S, Jiang H, Nagae-Poetscher LM, van Zijl PC, Mori S. Fiber tract-based atlas of human white matter anatomy. *Radiology* 2004; 230:77-87.
26. Yamada K, Kizu O, Mori S, et al. Brain fiber tracking with clinically feasible diffusion-tensor MR imaging: initial experience. *Radiology* 2003; 227:295-301.
27. Konishi J, Yamada K, Kizu O, et al. MR tractography for the evaluation of functional recovery from lenticulostriate infarcts. *Neurology* 2005; 64:108-113.
28. Aoki S, Iwata NK, Masutani Y, et al. Quantitative evaluation of the pyramidal tract segmented by diffusion tensor tractography: feasibility study in patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Radiat*

- Med 2005; 23:195-199.
29. Taoka T, Sakamoto M, Iwasaki S, et al. Diffusion tensor imaging in cases with visual field defect after anterior temporal lobectomy. *AJNR Am J Neuroradiol* 2005; 26:797-803.
 30. Okada T, Miki Y, Fushimi Y, et al. Diffusion-tensor fiber tractography: intraindividual comparison of 3.0-T and 1.5-T MR imaging. *Radiology* 2006; 238:668-678.
 31. Jones DK. The effect of gradient sampling schemes on measures derived from diffusion tensor MRI: a Monte Carlo study. *Magn Reson Med* 2004; 51:807-815.
 32. Yamamoto A, Miki Y, Urayama S, et al. Diffusion tensor fiber tractography of the optic radiation: analysis with 6-, 12-, 40-, and 81-directional motion-probing gradients, a preliminary study. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007; 28:92-96.
 33. Lin CP, Wedeen VJ, Chen JH, Yao C, Tseng WY. Validation of diffusion spectrum magnetic resonance imaging with manganese-enhanced rat optic tracts and ex vivo phantoms. *Neuroimage* 2003; 19:482-495.
 34. Behrens TE, Woolrich MW, Jenkinson M, et al. Characterization and propagation of uncertainty in diffusion-weighted MR imaging. *Magn Reson Med* 2003; 50:1077-1088.
 35. Tuch DS. Q-ball imaging. *Magn Reson Med* 2004; 52:1358-1372.
 36. Kreher BW, Schneider JF, Mader I, Martin E, Hennig J, Il'yasov KA. Multitensor approach for analysis and tracking of complex fiber configurations. *Magn Reson Med* 2005; 54:1216-1225.
 37. Legatt AD. Current practice of motor evoked potential monitoring: results of a survey. *J Clin Neurophysiol* 2002; 19:454-460.
 38. Keles GE, Lundin DA, Lamborn KR, Chang EF, Ojemann G, Berger MS. Intraoperative subcortical stimulation mapping for hemispherical peritrolandic gliomas located within or adjacent to the descending motor pathways: evaluation of morbidity and assessment of functional outcome in 294 patients. *J Neurosurg* 2004; 100:369-375.
 39. Nimsy C, Ganslandt O, Hastreiter P, et al. Preoperative and intraoperative diffusion tensor imaging-based fiber tracking in glioma surgery. *Neurosurgery* 2005; 56:130-137; discussion 138.
 40. Berman JI, Berger MS, Mukherjee P, Henry RG. Diffusion-tensor imaging-guided tracking of fibers of the pyramidal tract combined with intraoperative cortical stimulation mapping in patients with gliomas. *J Neurosurg* 2004; 101:66-72.
 41. Kamada K, Todo T, Masutani Y, et al. Combined use of tractography-integrated functional neuronavigation and direct fiber stimulation. *J Neurosurg* 2005; 102:664-672.
 42. Okada T, Mikuni N, Miki Y, et al. Corticospinal tract localization: integration of diffusion-tensor tractography at 3-T MR imaging with intraoperative white matter stimulation mapping--preliminary results. *Radiology* 2006; 240:849-857.
 43. Mikuni N, Okada T, Nishida N, et al. Comparison between motor evoked potential recording and fiber tracking for estimating pyramidal tracts near brain tumors. *J Neurosurg* 2007; 106:128-133.

ダウンロードされた論文は私的利用のみが許諾されています。公衆への再配布については下記をご覧ください。

複写をご希望の方へ

断層映像研究会は、本誌掲載著作物の複写に関する権利を一般社団法人学術著作権協会に委託しております。

本誌に掲載された著作物の複写をご希望の方は、(社)学術著作権協会より許諾を受けて下さい。但し、企業等法人による社内利用目的の複写については、当該企業等法人が社団法人日本複写権センター（(社)学術著作権協会が社内利用目的複写に関する権利を再委託している団体）と包括複写許諾契約を締結している場合にあっては、その必要はございません（社外頒布目的の複写については、許諾が必要です）。

権利委託先 一般社団法人学術著作権協会
〒107-0052 東京都港区赤坂9-6-41 乃木坂ビル3F FAX：03-3475-5619 E-mail：info@jaacc.jp

複写以外の許諾（著作物の引用、転載、翻訳等）に関しては、(社)学術著作権協会に委託致しておりません。

直接、断層映像研究会へお問い合わせください

Reprographic Reproduction outside Japan

One of the following procedures is required to copy this work.

1. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has concluded a bilateral agreement with an RRO (Reproduction Rights Organisation), please apply for the license to the RRO.

Please visit the following URL for the countries and regions in which JAACC has concluded bilateral agreements.

<http://www.jaacc.org/>

2. If you apply for license for copying in a country or region in which JAACC has no bilateral agreement, please apply for the license to JAACC.

For the license for citation, reprint, and/or translation, etc., please contact the right holder directly.

JAACC (Japan Academic Association for Copyright Clearance) is an official member RRO of the IFRRO (International Federation of Reproduction Rights Organisations).

Japan Academic Association for Copyright Clearance (JAACC)

Address 9-6-41 Akasaka, Minato-ku, Tokyo 107-0052 Japan

E-mail info@jaacc.jp Fax: +81-33475-5619