

拡散強調画像とテンソル

阿部 修¹, 山田晴耕¹, 大久保敏之¹, 林 直人¹,
大友 邦¹, 梶沢宏之², 高橋良行²

¹東京大学医学部附属病院放射線科 ²GE 横河メディカルシステム(株)

はじめに

Radioisotope を用いた核医学を除けば、基本的には形態診断であった画像診断の領域に機能という付加情報をもたらした磁気共鳴画像 (magnetic resonance imaging ; MRI) の功績は大きい。空間的な重なりがない断層像であり、三次元画像の手法を用いれば、空間分解能の高い、より小さなボクセルから構成される volume data を取得することも可能である。更に他の画像診断法に比べコントラスト分解能が高く、解剖学的構造をより明瞭に呈示できる。もともと核磁気共鳴 (nuclear magnetic resonance ; NMR) は、¹H に限らないスピンを有する核種を含む代謝物質の測定を目的としていたが、医学応用され MRI となった時点で、その利点への比重がやや軽くなった感もあった。しかし 90 年代に入り、拡散強調画像 (diffusion-weighted imaging ; DWI) の超急性期梗塞診断への応用、BOLD (blood oxygenation level dependent) 効果の非侵襲的脳機能診断への応用 (functional MRI)、外因性造影剤を全く用いず、流入血流に対する磁化の印付けから脳血流量を求める方法 (arterial spin labeling) などの発展がみられ、磁気共鳴スペクトロスコピー (magnetic resonance spectroscopy) を含め、MRI 独自の診断への応用が展開されている。次項から四者の中では比較的臨床的意義の確立されつつある拡散現象に関して基礎的事

象から臨床応用について述べる。

拡散現象の検出

1965 年に Stejskal と Tanner により一対の傾斜磁場を加えることにより、磁気共鳴装置で微細粒子群の拡散係数を求める方法が提案された¹⁾。その後 1980 年代に Le Bihan らおよび Merboldt らによって MRI に導入され^{2),3)}、1990 年に入ってから Moseley らによって超急性期脳梗塞における有用性が報告されて以降⁴⁾、テンソル解析の発展など、様々な臨床応用がなされてきた。

MRI を用いた拡散現象の検出において注目すべき点は、スピンの位相である。ラジオ波 (radiofrequency pulse) の照射により各スピンの位相はそろい、自由誘導減衰 (free induction decay) 信号を生じる。この状態で、運動検出傾斜磁場 (motion probing gradient ; MPG) を加えると、各スピンの存在する座標に従って経路する磁場の大きさは異なる。静磁場の大きさを B_0 、MPG の大きさを G 、印加時間を δ 、二つの MPG の始まりから始まりまでの時間を Δ 、水素原子の磁気回転比 gyromagnetic ratio を γ 、一回目の MPG 印加時において印加軸に沿った励起スピンの座標上の位置を z_1 とすると、当該スピンの共鳴周波数は Larmor equation から

キーワード magnetic resonance imaging, diffusion-weighted imaging, diffusion tensor

$$\omega = \gamma B_0 + \gamma G z_1 \dots \dots \dots (1)$$

によって決定される．印加する傾斜磁場が印加時間内に理想的な矩形波を示し，渦電流などによる残留磁場がないものとする，MPG印加により生じるスピンの位相変化の合計 ϕ_1 は次式のようなになる．

$$\phi_1 = \gamma \int_0^\delta G z_1 dt = \gamma G \delta z_1 \dots \dots \dots (2)$$

さらに二回目の反転 MPG による位相変化 ϕ_2 は

$$\phi_2 = -\gamma \int_\delta^{d+\delta} G z_2 dt = -\gamma G \delta z_2 \dots \dots \dots (3)$$

であり，正味の位相変化は

$$\phi_2 + \phi_1 = \gamma G \delta (z_2 - z_1) \dots \dots \dots (4)$$

となる．静止したスピンでは $z_2 = z_1$ であるため $\phi_2 + \phi_1$ はゼロとなり，強いエコーが発生する．同様に一定速度で一定方向に運動するスピン群を考えると，各スピンにおいて $\phi_2 + \phi_1$ は一定値となり相対的にスピンは再集束する．ところが規則性をもたないランダムな動きを有するスピンの，反転 MPG を加える場合， $\phi_2 + \phi_1$ は各スピンで異なる値をとり，位相は分散し，観測されるエコー信号強度は減少する．このようなランダムな動きを呈する運動には，ブラウン運動のような純粋な拡散 (Fig. 1a) 以外に，毛細血管内の血流や軸索流などの灌流 (perfusion) が含まれる (Fig. 1b)．灌流現象は純粋な拡散に比べて速度が速い，すなわち位相分散が速く，印加する MPG をある程度以上大きくすれば，灌流現象に由来する信号は減衰し，純粋な拡散のみを考慮すればよいことになる．これらの運動をまとめて intravoxel incoherent motion と呼び，MRI で測定される拡散係数には純粋な拡散以外の因子も関与するために，こ

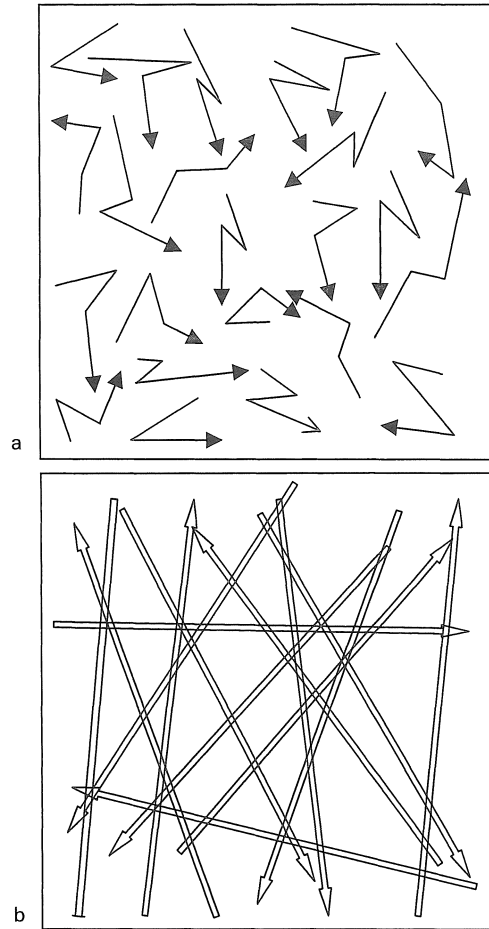


Fig. 1.
 a : Trajectory of the diffusing spins
 Molecules in a voxel display a microscopic random translational motion, the so-called Brownian motion. This phenomenon is responsible for molecular diffusion.
 b : Intravoxel incoherent motion
 Microcirculation of blood in the capillary network is likely to a random translational motion because there are no preferred orientations as far as sufficient volume element is concerned. It is referred to as an intravoxel incoherent motion.

の数値は見かけの拡散係数 (apparent diffusion coefficient ; ADC) と呼ばれる。

Fick の法則

Fig. 2 のように二つの異なる物質 A と B の一次元の拡散について考える。まず物質 A は $x = -1$ から $x = 1$ 、物質 B は $x = -\infty \sim -1, 1 \sim +\infty$ に存在するとする。物質の間にある遮蔽板を瞬間的に取り除いた場合、二つの物質は拡散、つまり物質同士の無秩序な熱運動や衝突のため、全容積が均一な組成になるまで混じり合う。ここで x と $x + dx$ の間の層に注目し、物質 A および B の濃度をそれぞれ C_A, C_B とする。 x にある平面を通過する物質 A の拡散流 J_A は、単位時間に x の正方向へその平面の単位面積を通る A 分子の正味の数である。これは x における A の濃度勾配 $\partial C_A / \partial x$ に比例する。

$$J_A = -D \frac{\partial C_A}{\partial x} \dots\dots\dots (5)$$

比例係数 D は拡散係数 (diffusion coefficient) であり、(5)式は Fick の拡散第一法則という。

次に Fig. 2 において x と $x + dx$ の間の領域において物質 A の増加分 $\partial C_A / \partial t$ は、この領域に流入する A 分子と、流出する A 分子との差を容積 (ここでは一次元の運動であるから dx となる) で割ったものに等しい。すなわち、

$$\frac{\partial C_A}{\partial t} = \frac{1}{dx} [J_A(x) - J_A(x + dx)] \dots\dots\dots (6)$$

ここで dx が十分小さければ、

$$\frac{\partial J_A}{\partial x} = \frac{1}{dx} [J_A(x + dx) - J_A(x)] \dots\dots\dots (7)$$

と表せるので、(5)、(6)、(7)式より

$$\frac{\partial C_A}{\partial t} = - \left(\frac{\partial J_A}{\partial x} \right) = \frac{\partial}{\partial x} \left(D \frac{\partial C_A}{\partial x} \right) = D \left(\frac{\partial^2 C_A}{\partial x^2} \right) \dots\dots\dots (8)$$

と導かれる。この式は Fick の拡散第二法則あるいは拡散方程式と呼ばれる。ここで

$$C = \alpha t^{-1/2} \exp \left(\frac{-x^2}{4Dt} \right) \dots\dots\dots (9)$$

を与えると、(9)式が(8)式を満たすことは自明である。物質の総量が一定値 C_0 であることを考慮すれば、

$$\begin{aligned} C_0 &= \int_{-\infty}^{\infty} C \, dx = \alpha \int_{-\infty}^{\infty} t^{-1/2} \exp \left(\frac{-x^2}{4Dt} \right) dx \\ &= \alpha t^{-1/2} \int_{-\infty}^{\infty} \exp \left(\frac{-x^2}{4Dt} \right) dx \\ &= \alpha t^{-1/2} \cdot \sqrt{4Dt} \cdot \Gamma \left(\frac{1}{2} \right) \quad (\Gamma \text{ は } \Gamma \text{ 関数}) \\ &= 2\alpha \sqrt{\pi D} \end{aligned}$$

したがって、

$$C = \frac{C_0}{\sqrt{4\pi Dt}} \exp \left(\frac{-x^2}{4Dt} \right) \dots\dots\dots (10)$$

物質が距離 x の位置に存在する確率を $p(x)$ で

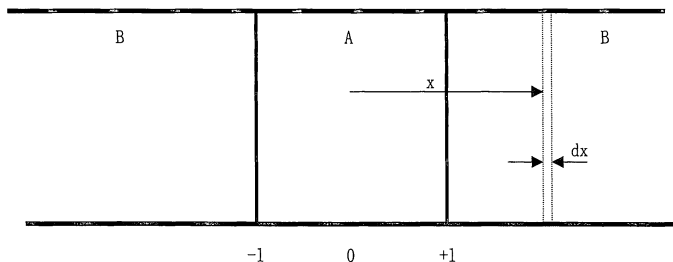


Fig. 2. A simplified model in one dimensional diffusion

表せば,

$$p(x) = \frac{C}{C_0} = \frac{1}{\sqrt{4\pi Dt}} \exp\left(\frac{-x^2}{4Dt}\right) \dots\dots\dots (11)$$

すなわち物質の拡散はガウス分布を呈することがわかる。

また物質が t 時間に拡散した二乗平均距離 $\overline{x^2}$ は次のように表される。

$$\overline{x^2} = \int_{-\infty}^{\infty} x^2 p(x) dx \dots\dots\dots (12)$$

(11)式を代入して計算すると

$$\overline{x^2} = 2Dt \dots\dots\dots (13)$$

という有名なアインシュタインの式が求められる。

拡散テンソル

脳あるいは脊髄の白質神経線維においては、ミエリン鞘の細胞膜が水分子の透過を制限するために、白質線維の走行に垂直な方向の水分子の拡散は、平行な方向の拡散に比べて低下する⁵⁾。水溶液中のように三次元的にすべての方向に均等に拡散する状態を等方的拡散 isotropic diffusion、白質線維のように拡散に一定の方向性がある状態を異方性拡散 anisotropic diffusion と呼ぶ。現在臨床用 MRI 装置において施行されている DWI は、MPG を一軸にのみ印加しているものが多く、その場合観測できる拡散は MPG を加えた方向のみであり、正確な拡散を知るには不十分である。白質線維のように拡散異方性をもつならば、同一の対象物質ですら、MRI 装置への固定方向や角度により ADC の値が異なり、測定値の再現性が低下し、比較が困難となる (Fig. 3b)。

前項のように一次元の量を扱う場合、大きさのみを考慮すればよく、その物理量はスカラーと呼ばれる。また大きさに加え方向性を有する物理量はベクトルと呼ばれる。しかし、拡散現

象は三次元的に生じているためにスカラーおよびベクトルで記述することはできない。いま時間 t=0 に原点に存在する物質が、ガウス分布に従って拡散するならば、この物質は時間 t において、楕円体によって示される領域内に存在することは直観的に理解できる (Fig. 3a)。これは数学的には対称な二次のテンソルで表すことが可能である。すなわち

$$\bar{D} = \begin{pmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{zx} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{yz} & D_{zz} \end{pmatrix} \dots\dots\dots (14)$$

確率分布関数(11)を、異方性を有し、ガウス分布に従って拡散する物質に対して三次元的に敷衍すれば

$$p(\mathbf{r}|t) = \frac{1}{\sqrt{|\bar{D}|} (4\pi t)^3} \exp\left(\frac{-\mathbf{r}^T \bar{D}^{-1} \mathbf{r}}{4t}\right) \dots (15)$$

で表すことができる。ここで \mathbf{r} は観察座標系 (この場合 MRI 撮像軸 x, y, z 軸) における原点に対する物質の座標である。t=0 のとき $\mathbf{r} = (0, 0, 0)$ 、時間 t においては $\mathbf{r} = (x, y, z)$ とする。時間 t において、等しい確率密度を表す座標群を求めるために、仮に

$$\frac{-\mathbf{r}^T \bar{D}^{-1} \mathbf{r}}{4t} = -\frac{1}{4}$$

とすると

$$\begin{aligned} & (D_{yy}D_{zz} - D_{yz}^2)x^2 + (D_{xx}D_{zz} - D_{xz}^2) \\ & + (D_{xx}D_{yy} - D_{xy}^2)z^2 + 2(D_{yz}D_{xz} - D_{xy}D_{zz})xy \\ & + 2(D_{xy}D_{xz} - D_{xx}D_{yz})yz \\ & + 2(D_{xy}D_{yz} - D_{xz}D_{yy})zx \\ & = |\bar{D}|t \dots\dots\dots (16) \end{aligned}$$

と表すことができる。式(16)は楕円体を表しており直観的な確率分布と一致する (Fig. 3a)。式(16)において定義される楕円体の長軸、すなわち神経線維に平行な方向と、それに直交する楕円面を形成する二つの短軸方向を拡散テンソルの主軸 (principal axis) と呼ぶが、

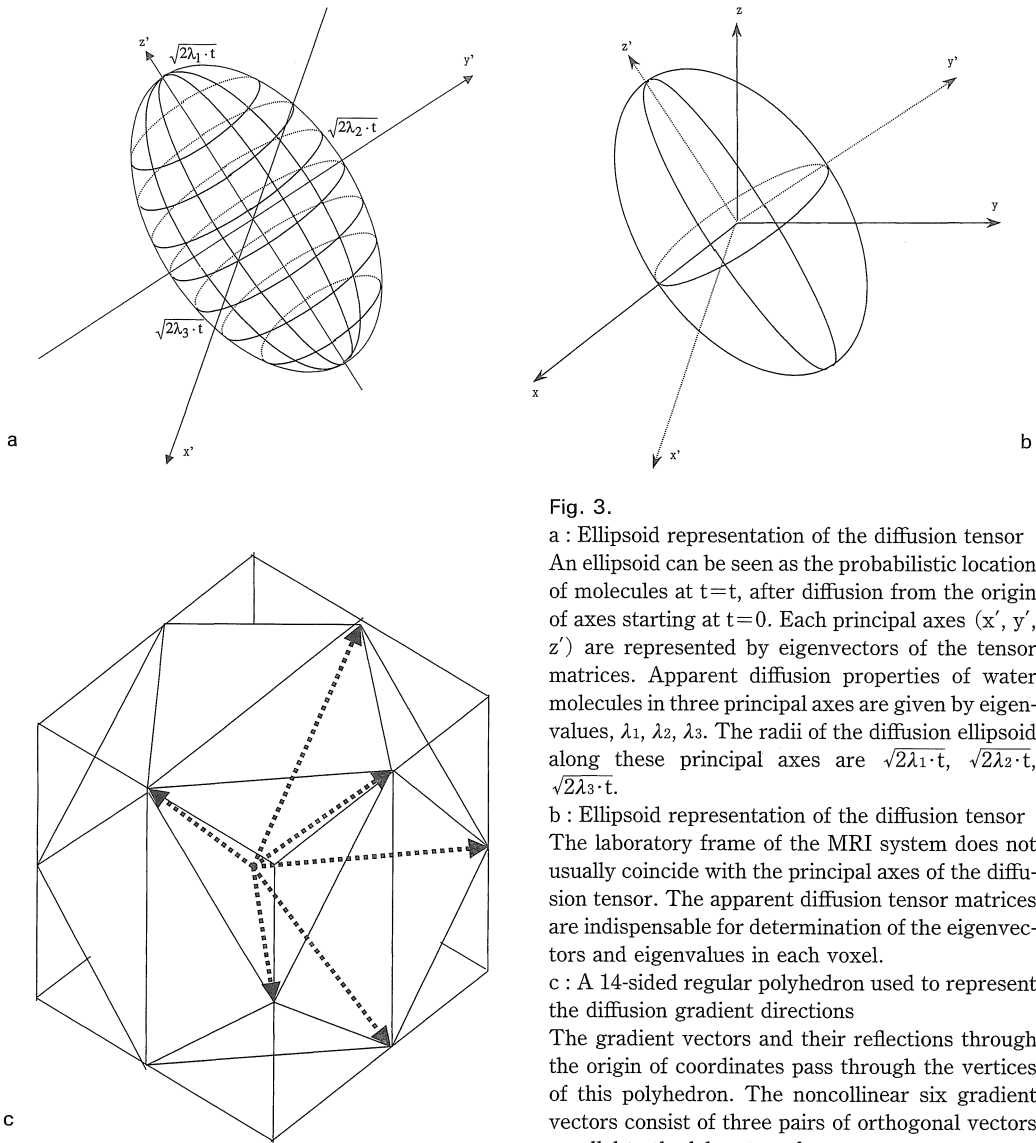


Fig. 3.

a : Ellipsoid representation of the diffusion tensor
 An ellipsoid can be seen as the probabilistic location of molecules at $t=t$, after diffusion from the origin of axes starting at $t=0$. Each principal axes (x' , y' , z') are represented by eigenvectors of the tensor matrices. Apparent diffusion properties of water molecules in three principal axes are given by eigenvalues, λ_1 , λ_2 , λ_3 . The radii of the diffusion ellipsoid along these principal axes are $\sqrt{2\lambda_1 \cdot t}$, $\sqrt{2\lambda_2 \cdot t}$, $\sqrt{2\lambda_3 \cdot t}$.

b : Ellipsoid representation of the diffusion tensor
 The laboratory frame of the MRI system does not usually coincide with the principal axes of the diffusion tensor. The apparent diffusion tensor matrices are indispensable for determination of the eigenvectors and eigenvalues in each voxel.

c : A 14-sided regular polyhedron used to represent the diffusion gradient directions
 The gradient vectors and their reflections through the origin of coordinates pass through the vertices of this polyhedron. The noncollinear six gradient vectors consist of three pairs of orthogonal vectors parallel to the laboratory frame.

これは MRI 撮像軸と必ずしも一致しない。拡散テンソルの主軸 x' , y' , z' 軸および各軸方向の拡散の大きさは各ボクセルにより異なっており, a priori に求めることはできない。したがって, 拡散テンソルを求めるには x - y - z 系の軸上で得られた拡散テンソルの各要素を x' - y' -

z' 系へ変換することが必要となる。正の実数の対称行列は固有関数の三つの根によって決定される固有値 λ_1 , λ_2 , λ_3 をもち, 原点を変えずに直交座標軸 x - y - z 系を回転することにより, 固有値を対角成分とする対角行列に変換することができる。さらに対角化されたテンソルがも

つ直交座標軸 $x'-y'-z'$ 系は、各々の固有値に対する固有ベクトルで表される。この事実を用いると対角化された拡散テンソルは(14)式から

$$\bar{\mathbf{D}}' = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix} \dots\dots\dots (17)$$

となり、更に(14)、(17)式を比較すると、(16)式は次のように書き換えられる。

$$\left(\frac{x'}{\sqrt{2\lambda_1 t}}\right)^2 + \left(\frac{y'}{\sqrt{2\lambda_2 t}}\right)^2 + \left(\frac{z'}{\sqrt{2\lambda_3 t}}\right)^2 = 1 \dots (18)$$

(13)および(18)式からわかるように拡散テンソルの主軸と拡散楕円体との交点は各固有値を用いて求められる二乗平均距離に一致する。

一般的に自由に拡散する物質に対して、一對のMPGにより生じる信号減衰は次式により与えられる¹⁾。

$$\ln\left(\frac{S}{S_0}\right) = -\gamma^2 \int_0^t \left[\int_0^{t'} \overline{\mathbf{G}(t'')} dt'' \right] \cdot \bar{\mathbf{D}} \cdot \left[\int_0^{t'} \overline{\mathbf{G}(t'')} dt'' \right] dt' \dots\dots\dots (19)$$

ここでSおよびS₀は、それぞれMPGを印加した場合としない場合の信号強度であり、 $\overline{\mathbf{G}(t')}$ は一般的な傾斜磁場関数である。ここで $\overline{\mathbf{G}(t')}$ が理想的な矩形波を示し、渦電流などに起因する残留磁場がないとし、x軸のみに大きさG_xの傾斜磁場を印加したとすると、

$$\int_0^{t'} \overline{\mathbf{G}(t'')} dt'' = \left(\int_0^{t'} G_x dt'', 0, 0 \right) \\ = \begin{pmatrix} (G_x t', 0, 0) & 0 < t < \delta \\ (G_x \delta, 0, 0) & \delta < t < \Delta \\ (G_x \delta - G_x(t' - \Delta), 0, 0) & \Delta < t < \Delta + \delta \end{pmatrix}$$

したがって、

$$\left[\int_0^{t'} \overline{\mathbf{G}(t'')} dt'' \right] \cdot \bar{\mathbf{D}} \cdot \left[\int_0^{t'} \overline{\mathbf{G}(t'')} dt'' \right] \\ = \begin{pmatrix} D_{xx} G_x^2 t'^2 & 0 < t < \delta \\ D_{xx} G_x^2 \delta^2 & \delta < t < \Delta \\ D_{xx} G_x^2 \delta^2 (\delta^2 - 2\delta(t' - \Delta) + (t' - \Delta)^2) & \Delta < t < \Delta + \delta \end{pmatrix}$$

これらから(19)式を求めると

$$\gamma^2 \int_0^{\Delta + \delta} \left[\int_0^{t'} \overline{\mathbf{G}(t'')} dt'' \right] \cdot \bar{\mathbf{D}} \cdot \left[\int_0^{t'} \overline{\mathbf{G}(t'')} dt'' \right] dt' \\ = \begin{pmatrix} \frac{1}{3} \gamma^2 D_{xx} G_x^2 \delta^3 & 0 < t < \delta \\ \gamma^2 D_{xx} G_x^2 \delta^2 (\Delta - \delta) & \delta < t < \Delta \\ \frac{1}{3} \gamma^2 D_{xx} G_x^2 \delta^3 & \Delta < t < \Delta + \delta \end{pmatrix} \\ = \gamma^2 D_{xx} G_x^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right) \dots\dots\dots (20)$$

ここで

$$b = \gamma^2 G_x^2 \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right) \dots\dots\dots (21)$$

とすれば(19)式は

$$\ln\left(\frac{S}{S_0}\right) = -b D_{xx} \dots\dots\dots (22)$$

という周知の等式となる。それぞれの信号強度の片対数を縦軸に、b値を横軸にとって片対数のグラフを書けば、傾きからD_{xx}の値が求まる。

拡散テンソルは6個の未知数からなり、最低6種類の方向の異なるMPGを印加すれば、拡散テンソルの各要素を求めることができる。例えば(G_x, G_y, G_z) = (0, 0, 0), (G, G, 0), (G, 0, G), (0, G, G), (-G, G, 0), (0, G, -G), (-G, 0, G)となる7種類の拡散強調画像を撮像し、(19)式に従い各要素を計算すればよい。これは14面体の頂点の位置を測定するというように、視覚的に表現することができる (Fig.

3c)⁶⁾。したがって、MPGの印加方向を増加させれば、より細かな多面体の頂点を求めることができ、求められる拡散テンソルの信頼性は向上する⁷⁾。

実際の臨床においてMRIで測定される各ボクセルの拡散テンソルを求めても、それを視覚的あるいは数値的に表さなければ評価することができない。その手法として次に述べるトレース (trace) と fractional anisotropy (FA) がある。恒等行列を \mathbf{E} とすると拡散テンソル \mathbf{D} の固有方程式は

$$|\alpha\mathbf{E} - \mathbf{D}| = \begin{vmatrix} \alpha - D_{xx} & -D_{xy} & -D_{zx} \\ -D_{xy} & \alpha - D_{yy} & -D_{yz} \\ -D_{zx} & -D_{yz} & \alpha - D_{zz} \end{vmatrix} \\ = (\alpha - \lambda_1)(\alpha - \lambda_2)(\alpha - \lambda_3)$$

で表される。ここで α の係数に注目すると

$$I_1 = D_{xx} + D_{yy} + D_{zz} \\ = \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 \\ I_2 = \begin{vmatrix} D_{xx} & D_{xy} \\ D_{xy} & D_{yy} \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} D_{yy} & D_{yz} \\ D_{yz} & D_{zz} \end{vmatrix} + \begin{vmatrix} D_{zz} & D_{zx} \\ D_{zx} & D_{xx} \end{vmatrix} \\ = \lambda_1\lambda_2 + \lambda_2\lambda_3 + \lambda_3\lambda_1 \\ I_3 = \begin{vmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{zx} \\ D_{xy} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{yz} & D_{zz} \end{vmatrix} \\ = \lambda_1\lambda_2\lambda_3$$

という関係式が導かれる (Fig. 4a~c)。拡散テンソル \mathbf{D} が、MRI装置の観察座標系と対象物との位置関係に左右される値であるのに対し (Fig. 3a, b), 固有値およびそれらから導かれる不変量 (tensor invariant I_1, I_2, I_3) は物質固有の値であり、観察座標系に依存しない量である。いま、MRIの撮像座標軸 x 軸 (あるいは y, z 軸) のみに MPG を印加した場合、得られる ADC は (22) 式より D_{xx} (あるいはそれぞれ D_{yy}, D_{zz} のみ) で表されるが、それぞれを足し合わせれば、不変量 I_1 となり、観察座標によらない値、すなわち拡散異方性 (diffusion anisotropy) を反映しない量となるために、臨

床上トレース画像として汎用されつつある (Fig. 4d)。通常は少なくとも異なる3方向に MPG を印加しなければトレースは求められないが、MPGの印加法を工夫することにより一回のスキャンでトレース画像を求める方法が報告されている⁸⁾。MPG印加の時間効率がよく (大きな b 値の達成が可能)、磁場の不均一性に強いメリットがあるものの、拡散異方性の情報が得られないために一般化するには至っていない。

超急性期脳梗塞診断の際には生理的拡散異方性を排除し、細胞毒性浮腫 (cytotoxic edema) を生じている部位のみを画像化するために異方性を排除したトレース画像を用いる。また逆に拡散異方性を描出することで、生理的な神経線維の方向性を把握する (tractography)⁹⁾ など、拡散テンソルは目的に応じて使い分けことが可能である。この拡散異方性を画像化する指標の一つに fractional anisotropy (FA) がある¹⁰⁾。

$$FA = \sqrt{\frac{3 \sum_{i=1}^3 \left(\lambda_i - \frac{I_1}{3} \right)^2}{2 \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2}}$$

これは等方性拡散からどれだけずれているかを指標化したもので、やはり tensor invariant で表示することが可能である (Fig. 4e)。完全に等方性の場合には $\lambda_1 = \lambda_2 = \lambda_3 = I_1/3$, $FA = 0$ となる。また神経線維の方向の拡散がそれに垂直な方向の拡散に比べて、極めて大きい場合には、 $\lambda_1 \approx I_1 \gg \lambda_2, \lambda_3$, $FA \approx 1$ となる。

DWI の注意点

DWI は T_2 強調型のパルス系列を用いるために、その解釈には注意が必要である。通常 ADC が高い場合には DWI では信号が低下するが、もともと T_2WI において高信号を示すものは、ADC が高くても十分信号が抑制されず、高信号として描出される場合がある (T_2

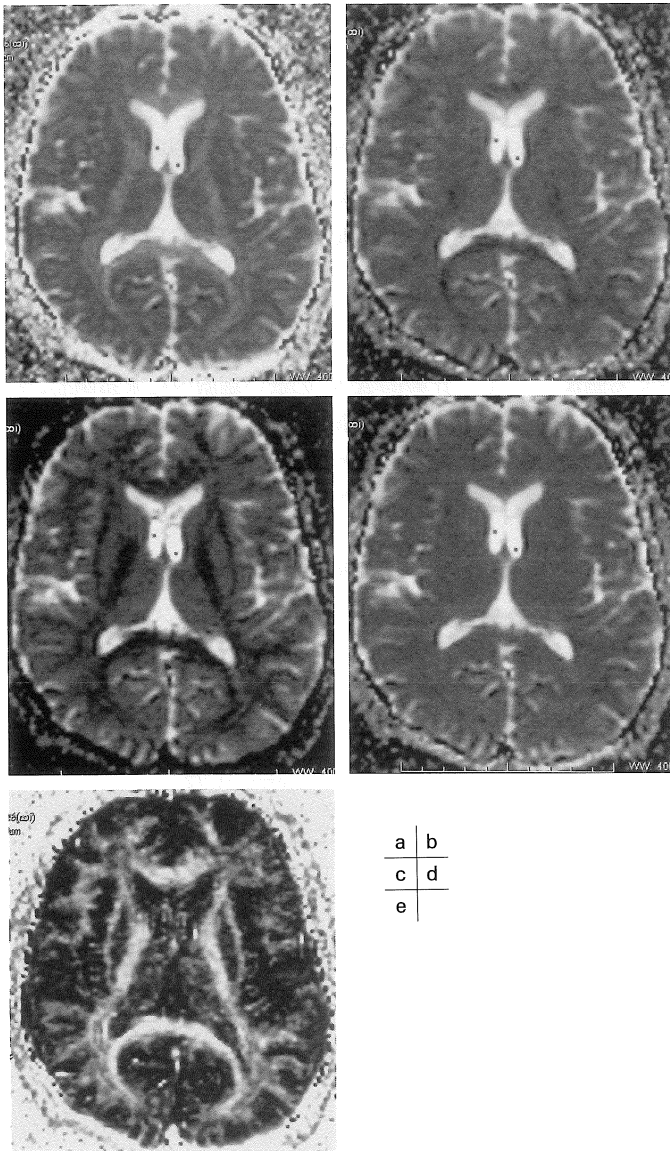


Fig. 4. Diffusion tensor images in a 35-year-old healthy man

a : λ_1 map

The original images are acquired with diffusion-weighted echo planar imaging (TR/TE=5000/102 ms, b=500 s/mm²/per axis, 4 acquisitions). The motion probing gradients are applied along 6 noncolinear directions: (Gx, Gy, Gz) = [(0, 0, 0), (1, 0, 1), (-1, 0, 1), (0, 1, 1), (0, 1, -1), (1, 1, 0), (-1, 1, 0)].

b : λ_2 map

c : λ_3 map

Structures whose diffusion properties are isotropic should exhibit the similar signal intensity in the three eigenvalue-images, while structures with anisotropic diffusion should disclose some kinds of difference in signal intensity. If the two eigenvalues perpendicular to the white matter tracts were the same, it would be expected that the signal intensity in the λ_2 map and λ_3 map be the same. For most white matter regions, however, this condition is not satisfied.

d : Trace image

Fig. 4a-d are displayed in the same window display setting.

e : Fractional anisotropy (FA) index image

This image clearly shows anisotropic white matter as hyperintense and isotropic CSF and gray matter as hypointense. Higher hyperintensity is noted in the corpus callosum and pyramidal tract where the fiber orientation is more coherent.

shine through)¹¹⁾. したがって、DWI の読影に際しては少なくとも T₂WI を参照する必要があり、更に正確な拡散能を知るためには ADC を算出することが望ましい。

もう一つの注意点としてテンソル解析における partial volume の影響がある。MRI では神経線維一本一本を画像化することは不可能な

め、観測できるボクセル内には異なる二方向以上の白質線維が含まれる可能性がある。それぞれの白質線維における compartment 間の物質交換が非常に遅いかあるいはない場合には二つ以上の楕円体の和として観測される¹²⁾。この場合には上述した 14 面体の頂点を求める最も簡便な方法では不十分であり、更に細かい観測

データが必要となる。このような詳細な拡散解析は始まったばかりであり、臨床的意義は現段階では未知数であるが、前述の tractography の分野においては有効性を発揮することが予想される。

臨床応用

以前はスピンエコー (spin echo) 法を元にした DWI が用いられていたが、CSF の拍動や被検体の bulk motion により評価に耐える画像を得ることは容易ではなかった。臨床において上記問題点を克服し、DWI 独自の機能情報を享受するためには、echo planar imaging (EPI) の導入が必要不可欠であった (Figs. 4, 5)。現在 DWI には様々な臨床応用が試みられ、なかには超急性期脳梗塞のように、治療方針を決定する上で不可欠の検査法として確立されている

分野も存在する。この項では代表的な疾患別に DWI の応用方法を概観する。

脳梗塞および脳出血

急性期脳梗塞では早期より細胞毒性浮腫が進行し、水拡散能が低下することが知られている。その機序として考えられていることには、(i)グリアおよび神経細胞における細胞膜のイオンポンプ機能の低下により、水透過性が減少し、比較的 ADC の低い細胞内に水が閉じこめられる、(ii)細胞内の微小管の構造解離や、他の細胞内器官の破壊などによる、細胞内粘度の上昇、(iii)細胞外腔の構造的なゆがみの増加などである^{13),14)}。ラット中大脳動脈梗塞モデルにおいては阻血後 10 分程から ADC の低下が観測できることが報告されており、実際我々の行った実験でも阻血後約 30 分で、DWI では

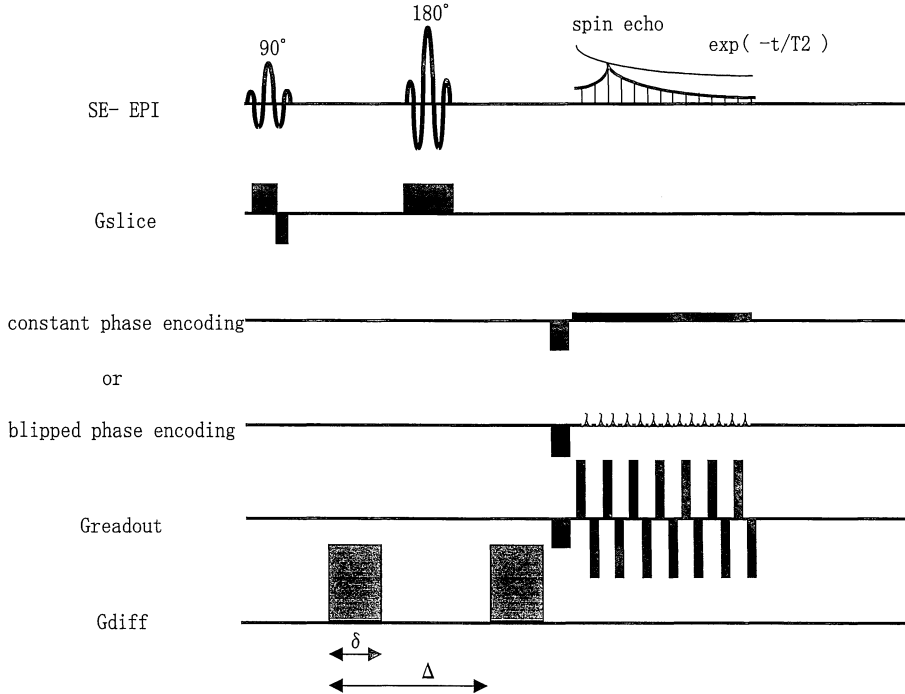


Fig. 5. Timing chart of the diffusion-weighted echo planar imaging

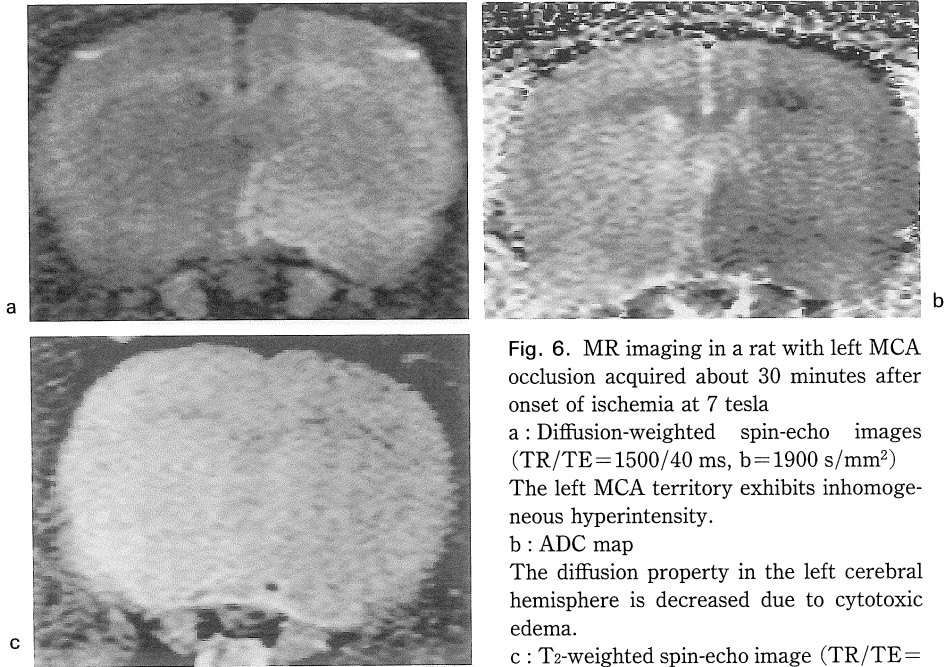


Fig. 6. MR imaging in a rat with left MCA occlusion acquired about 30 minutes after onset of ischemia at 7 tesla

a : Diffusion-weighted spin-echo images (TR/TE=1500/40 ms, b=1900 s/mm²)

The left MCA territory exhibits inhomogeneous hyperintensity.

b : ADC map

The diffusion property in the left cerebral hemisphere is decreased due to cytotoxic edema.

c : T₂-weighted spin-echo image (TR/TE=1500/40 ms)

Slight hypointensity is observed in the affected area due to susceptibility effect induced by elevated concentration of deoxy-hemoglobin.

高信号領域として、ADC map では低信号として描出することが可能であった (Fig. 6a, b). 動物実験のような個体差の少ない均一な虚血モデルと異なり、臨床例では梗塞に陥った組織の容積および部位、側副血行路の状態、患者の年齢などによって variation が存在し、一律に発症何分後から拡散が低下するとは言えない。一般的には梗塞発症後、24 時間から 4 日後程度までは細胞毒性浮腫が進行しつつあり、ADC は低下する。発症後一週間以降には血管性浮腫 (vasogenic edema) が生じ、細胞膜の透過性が亢進し細胞外腔の水成分が増加するために、ADC は baseline 程度まで上昇する (pseudonormalization)¹⁵⁾。血管性浮腫が進行することにより、T₂WI における信号強度は上昇するので、DWI と T₂WI を比較することにより、梗

塞発症からの経過時間を推定することもできる。また高齢者に好発する T₂WI での非特異的高信号病変 (unidentified bright object) の拡散は上昇し、FA は低下しているため、経時的に拡散能の変化する梗塞巣と鑑別することが可能である¹⁶⁾。

脳虚血病変の診断において重要なのは、回復可能な領域すなわち ischemic penumbra を把握し、回復不可能な梗塞領域と区別し、血栓溶解剤動注療法に代表される積極的な介入療法 (interventional therapy) の適応となるのか、保存的に加療するのかを決定することである。DWI のみでは penumbra を把握するには不十分であり、灌流画像 (perfusion imaging ; PI) との組み合わせによって判断されることが現段階では標準的となっている。すなわち、虚血

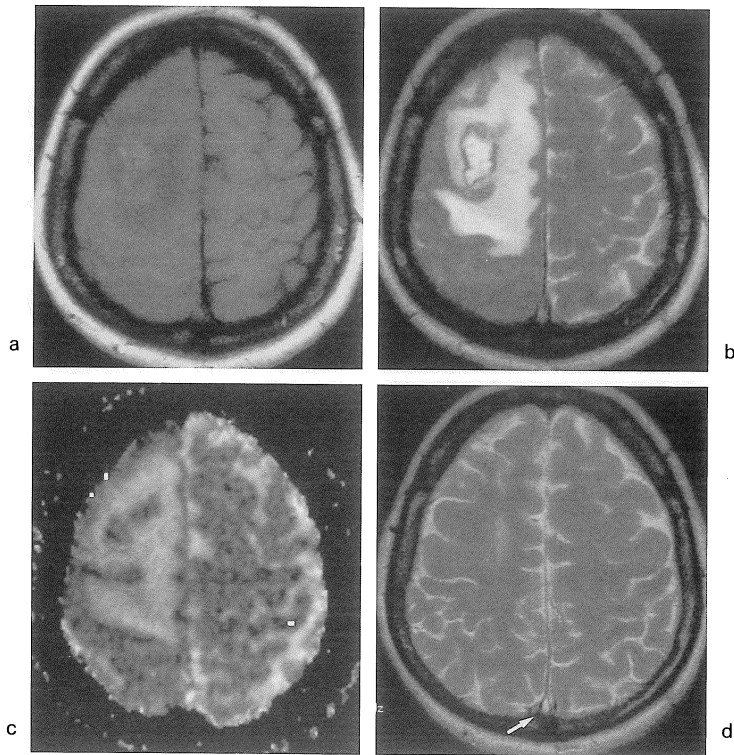


Fig. 7. Superior sagittal sinus thrombosis

a : T₁-weighted spin echo image (TR/TE=520/12 ms)

Hemorrhagic infarct is seen in the right frontal lobe, not confined to the territory of a single artery or to the watershed zone.

b : T₂-weighted fast spin echo image (TR/TE=3200/105 ms)

Hyperintense area is pervaded, surrounding hypointense rim of the hemorrhagic core, corresponding to the interstitial edema or venous infarct.

c : ADC map

ADC map delineates attenuated diffusion properties in the right frontal hemorrhagic lesion, and the surrounding area corresponding to hyperintensity on T₂-weighted image revealed accentuated diffusivity, presumably caused by interstitial edema.

d : T₂-weighted fast spin echo image (TR/TE=3200/105 ms) obtained about 2 months later.

Hyperintense area almost disappeared after thrombolytic therapy, but superior sagittal sinus thrombosis is still present (arrow).

巢の中心 ischemic core のように不可逆的梗塞に陥っている病変では、PI では血流の低下が観測され、DWI では高信号として描出され、ADC は低下している。虚血巣の周辺部などに存在すると考えられる penumbra では、PI で

は血流が低下しているものの、DWI では拡散の低下が乏しい、と解釈されている¹⁷⁾。また Grohn らは脳虚血病変における非可逆性の鑑別に T₂ 値が有効であったことを報告している¹⁸⁾。我々が行ったラット中大脳動脈虚血モ

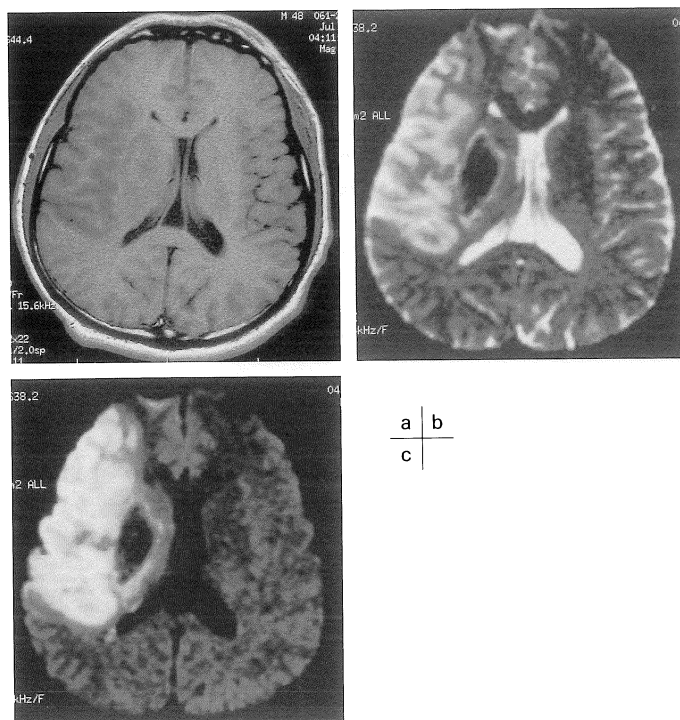


Fig. 8. Acute hemorrhagic infarct in the right MCA territory.

a : T₁-weighted spin echo image (TR/TE=600/10 ms)

This image reveals hypointensity and cortical thickening in the right fronto-temporal lobe. The hypointensity is also disclosed in the right basal ganglia, but hemorrhagic change is unable to detect.

b : T₂-weighted echo planar image (TR/TE=5000/102 ms)

Since this image shows hyperintensity and cortical thickening in the right fronto-temporal lobe, the lesion is diagnosed as acute infarct. On the other hand, marked hypointensity is noted in the right basal ganglia, due to deoxyhemoglobin-induced susceptibility effect in acute hemorrhagic change.

c : Diffusion-weighted echo planar image (TR/TE=5000/102 ms, b=1000 s/mm²)

DWI delineates inhomogeneous hyperintensity in the right fronto-temporal lobe, resulting from cytotoxic edema in acute infarct.

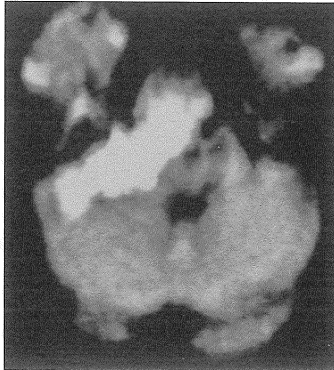
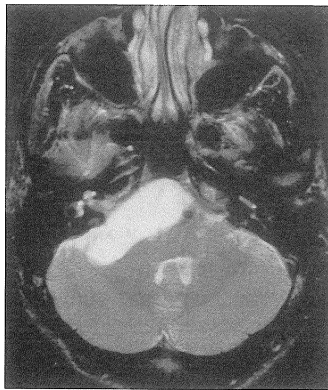
デルの観測においても虚血開始から約30分後にはT₂WIにおける信号強度が低下していた (Fig. 6c). 使用した装置は彼らが9.4T, 我々は7.05Tと超高磁場であり, 灌流低下によるdeoxyhemoglobinの相対的上昇を検知するのに適していたといえる. 臨床において用いられる装置は1.5T以下が主流であり, 上記 susceptibility effectを検出することは, それに敏感といわれるEPI法をもってしても困難であるが, 今後3T以上の装置が臨床に登場した場合T₂*WIによるpenumbraの画像化が可能になるかもしれない.

同様に一過性全健忘 (transient global amnesia)¹⁹⁾ や, 普通型片頭痛 (atypical migraine)²⁰⁾, 拡延性抑制 (spreading depression)²¹⁾ などにおいてもDWIにおける信号変化が報告されており, これらの疾患における細胞

毒性浮腫の存在が推測されている.

静脈洞血栓症 (sinus thrombosis) では静脈の鬱滞から間質浮腫, 更には動脈鬱血を来し, 最終的には梗塞へと進行する. T₂WIにおいては間質浮腫と梗塞のいずれも高信号病変として描出されるために鑑別困難であるが, DWIでは細胞毒性浮腫の生じている梗塞巣と, 拡散が上昇している間質浮腫とを区別することができ, 治療方針の決定に重要な役割を果たすのではないかと予想されていた²²⁾. 我々も広範なT₂延長およびADC上昇を示した病変が, 治療によりほぼ消失した静脈洞血栓症症例 (Fig. 7a~d) を経験している. 一方, ADCの上昇した部分も低下した部分も治療後に改善している別な症例も経験しており, 更なる検討を要すると思われる^{23,24)}.

新生児や乳児においては髄鞘化 myelination



a	b
c	

Fig. 9. Epidermoid in the right cerebellopontine angle cistern, histologically proven.

a : T₂-weighted fast spin echo image (TR/TE=3500/96 ms)

The inhomogeneous mass is seen in the right cerebellopontine angle, compressing the brain stem and right middle cerebral peduncle to the postero-medial aspect.

b : Diffusion-weighted echo planar image (TR/TE=∞/123 ms, b=1000 s/mm²)

The mass is observed as a quite hyperintense lesion because of its viscous nature.

c : Diffusion-weighted echo planar image (TR/TE=∞/123 ms, b=1000 s/mm²) acquired after resection of the mass.

DWI does not delineate any residual hyperintense mass in the right cerebellopontine angle.

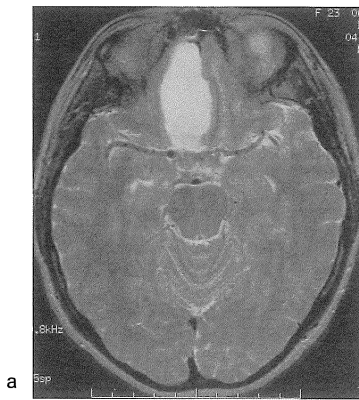


Fig. 10. Probable arachnoid cyst in the frontal base

a : T₂-weighted fast spin echo image (TR/TE=4500/95 ms)

The homogeneously hyperintense mass is seen in the frontal interhemispheric fissure. The surrounding brain parenchyma is compressed laterally, but the signal intensities of gray and white matter remain normal.

b : Diffusion-weighted single-shot fast spin echo image (TR/TE=5000/102 ms, b=1000 s/mm²)

The mass is observed as a hypointense lesion because of its highly diffusible nature.

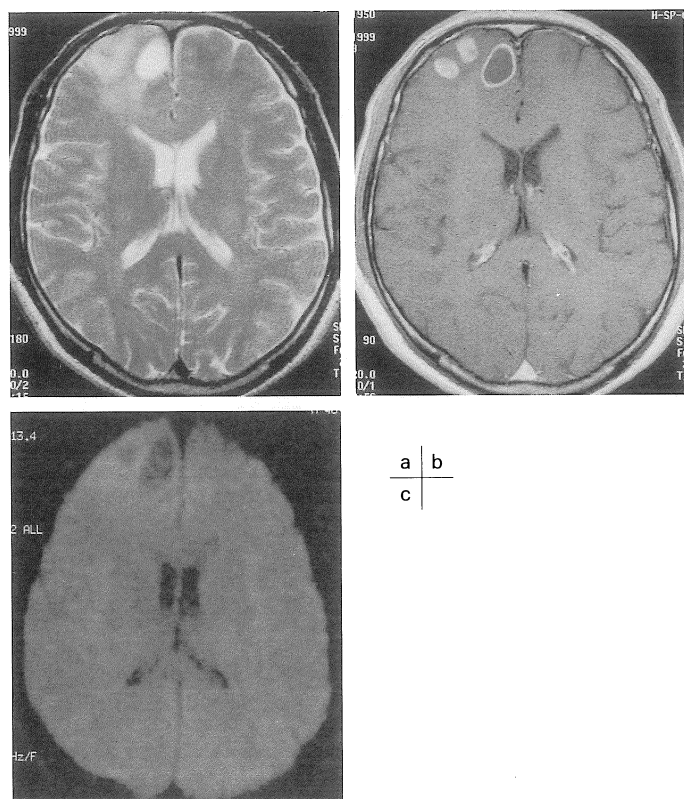


Fig. 11. Glioblastoma multiforme involving the extensive supratentorial structure

a: T₂-weighted fast spin echo image (TR/TE=3200/105 ms)

The inhomogeneous hyperintense lesions are seen in the bilateral frontal lobes and the genu of the corpus callosum with effacement of the adjacent cortical sulci, suggesting high-grade glioma. The marked hyperintense lesion exists in the medial aspect of the right frontal lobe. Since this patient had a fever more than 38°C after admission into our hospital, brain abscess should be included in the clinical diagnosis. b: T₁-weighted spin echo image with contrast enhancement (TR/TE=520/12 ms)

One ring-enhanced lesion and smaller two nodules are revealed in the medial aspect of the right frontal lobe.

c: Diffusion-weighted echo planar image (TR/TE=5000/102 ms, b=1000 s/mm²)

Since the central cavity of the ring-enhanced lesion has prompt diffusivity, brain abscess is ruled out as a differential diagnosis.

が完全に終了していないために、T₂WIにおいて正常白質が高信号を示す。このため周産期における虚血性病変が検出にくい可能性があるが、DWIでは拡散能の低下した虚血性病変と、正常かあるいはむしろ大きな拡散能を有する非髄鞘化白質を区別することが可能である²⁵⁾。

急性期脳内出血診断の gold standard は現在でも CT であるが、出血が存在しない場合、虚血脳組織の可塑性評価には MRI の撮像が必要となる。急性期脳虚血患者の therapeutic window は限られており、CT および MRI の両者を行うよりはどちらか一つの modality ですべての情報が得られるに越したことはない (one stop shopping)。磁化率変化に鋭敏な EPI 法を用いることにより、MRI ではそれが可能で

ある (Fig. 8a~c)。急性期脳梗塞同様、急性期脳内出血の拡散は低下するものの、T₂WIでは低信号として描出され、等一高信号として描出される非出血性虚血病変と区別することが可能である²⁶⁾。

腫瘍および腫瘍類似疾患

DWI が鑑別診断に役立つ脳内腫瘍性病変は、類上皮腫 (epidermoid) とくも膜嚢胞 (arachnoid cyst)²⁷⁾、および嚢胞性脳腫瘍と脳膿瘍²⁸⁾である。前二者では T₁WI や T₂WI などの通常の撮像法では、両者共 CSF と等信号を示し、鑑別困難な症例が存在する。Epidermoid が正常脳実質とほぼ同等な ADC を示すのに対し

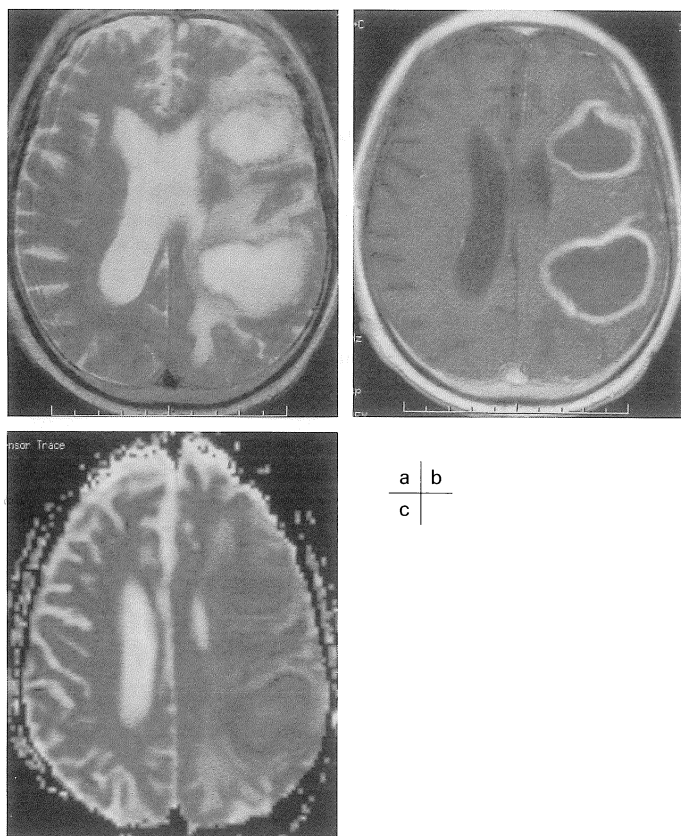


Fig. 12. Brain abscess in the left cerebral hemisphere

a: T₂-weighted fast spin echo image (TR/TE=3500/112 ms)

The more hyperintense ovoid lesions are seen in the left cerebral hemisphere and the surrounding edema exhibits less hyperintensity. This patient was not immuno-compromised and, therefore, brain metastases and brain abscess should be considered.

b: T₁-weighted spin echo image with contrast enhancement (TR/TE=520/12 ms)

Two ring-enhanced lesions are revealed after administration of contrast material, suggesting its cavity nature.

c: ADC map reconstructed from the 6 non-collinear diffusion-weighted echo planar images (TR/TE=5000/102 ms, b=1000 s/mm²)

Since the diffusion properties of the ring-enhanced lesions have similar to those of the normal brain parenchyma, brain abscess is suggested as a diagnosis. The surrounding edema has higher diffusivity.

て (Fig. 9a~c), arachnoid cyst はそれよりは高い ADC を有し (Fig. 10a, b), ホファントム とほぼ同等であり, 拍動流の存在する CSF に比べてやや低い ADC を呈する. これを利用して両者を鑑別することが可能であり, かつ epidermoid の術後残存の確認にも有用である (Fig. 9c).

輪状増強効果を有する腫瘍性病変として, 腫瘍に伴う嚢胞あるいは壊死組織, および脳膿瘍があるが, 時に両者の鑑別が困難である. 後者の内容物は前者のそれに比べて比較的粘稠であることを反映し, DWI では高信号として描出される (Fig. 11a~c, Fig. 12a~c). 一方, 腫瘍内に存在する嚢胞成分や壊死成分の拡散が速いことは各報告においてほぼ一致してい

る^{28)~30)}. それ以外では, 腫瘍部と浮腫部との鑑別の可能性を報告した論文も存在するが²⁹⁾, 現実には腫瘍によって個体差が大きく, 腫瘍と浮腫との鑑別や, 腫瘍の grade を ADC から推定することは困難と思われる³⁰⁾.

更に同様な機序を利用して感染性の硬膜外膿瘍と, 無菌性の液体貯留とを鑑別できる可能性も示唆される.

その他

多発性硬化症 (multiple sclerosis) では髄鞘の破壊あるいは細胞外腔に存在する水成分の増加のためか, 病巣の ADC が上昇することが報告されている (Fig. 13a~c)³¹⁾. 急性期病巣で

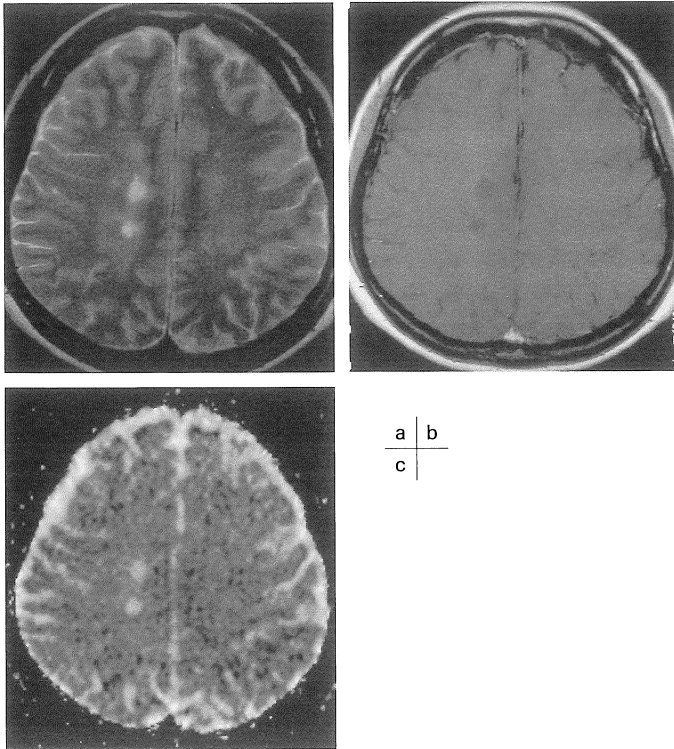


Fig. 13. Multiple sclerosis in the periventricular white matter in the chronic phase

a : T₂-weighted fast spin echo image (TR/TE=3200/105 ms)

Multiple ovoid hyperintense foci are seen in the periventricular white matter.

b : T₁-weighted spin echo image with contrast enhancement (TR/TE=520/12 ms)

Two ovoid hypointense lesions with minute hyperintense rim are observed, and no enhancement is seen.

c : ADC map

The above-mentioned lesions are bright in the ADC map, reflecting demyelination.

のADCが慢性期病巣に比べて高く、更に通常のMRIにおいて正常に見える白質部分のADCも上昇する、という。

現段階では報告例がないが、自験例においては神経ベーチェット病において認められた脳幹病変において拡散能の上昇が認められた (Fig. 14a~c)。発症から数日であり、同時に撮像した造影T₁WIでの増強効果を考慮すると急性期病変と考えられるが、静脈炎などの血管炎による梗塞と考えられている神経ベーチェット病の急性期病変の拡散能が上昇する事実は興味深い。

精神分裂病 (schizophrenia) の進行例においては前頭葉白質優位の容積低下が認められるが、容積低下が生じる以前に大脳白質における拡散異方性の低下が起こるという報告があり³²⁾、精神分裂病の早期診断および発症機序の解明に役立つかもしれない。

結 語

被検体の bulk motion に左右されない EPI 法を元にした DWI が臨床現場に登場してからまだ日が浅いわりに、様々な応用がなされてきた。今後脳虚血に限らず、更に多くの疾患に応用が広がり、現象面での有用な知見が蓄積されていくと思われるが、拡散能の変化をもたらす機序に関しても洞察を深めれば、各種病態の解明の手がかりとなる可能性をも秘めていると考えられる。

文 献

- 1) Stejskal EO, Tanner JE : Spin diffusion measurements : spin-echoes in the presence of a time-dependent field gradient. J Chem Phys 1965 ; 42 : 288-292

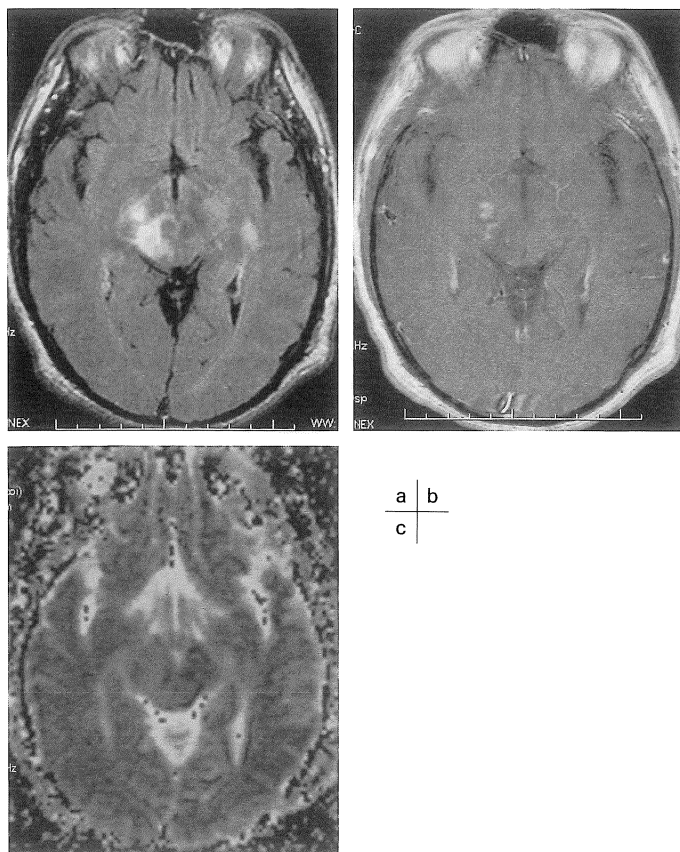


Fig. 14. Suspected Neuro-Behcet disease in the brain stem

a : Fast fluid-attenuated inversion recovery (TR/TE/TI=10002/127.5/2200 ms)

Hyperintense foci are seen in the brain stem.

b : T₁-weighted spin echo image with contrast enhancement (TR/TE=540/12 ms)

Poorly-marginated enhanced lesion is observed in part of the T₂ elongated lesion.

c : ADC map

The above-mentioned lesions are bright in the ADC map.

a	b
c	

- 2) 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
- 3) Merboldt KD, Hancicke W, Frahm J : Self-diffusion NMR imaging using stimulated echoes. *J Magn Reson* 1986 ; 64 : 479-486
- 4) Moseley ME, Mintorovitch J, Cohen Y, Asgari HS, Derugin N, Norman D, Kucharczyk J : Early detection of regional cerebral ischemia in cats : comparison of diffusion- and T₂-weighted MRI and spectroscopy. *Magn Reson Med* 1990 ; 14(2) : 330-346
- 5) Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J, Mintorovitch J, Asgari HS, Wendland MF, Tsuruda J, Norman D : Diffusion-weighted MR imaging

- of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. *Radiology* 1990 ; 176(2) : 439-445
- 6) Basser PJ, Pierpaoli C : A simplified method to measure the diffusion tensor from seven MR images. *Magn Reson Med* 1998 ; 39(6) : 928-934
- 7) Jones DK, Horsfield MA, Simmons A : Optimal strategies for measuring diffusion in anisotropic systems by magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 1999 ; 42(3) : 515-525
- 8) Mori S, van Zijl PC : Diffusion weighting by the trace of the diffusion tensor within a single scan. *Magn Reson Med* 1995 ; 33(1) : 41-52
- 9) Xue R, van Zijl PC, Crain BJ, Solaiyappan M, Mori S : *In vivo* three-dimensional reconstruction of rat brain axonal projections by diffusion tensor imaging. *Magn Reson Med* 1999 ; 42(6) : 1123-1127

- 10) Basser PJ : Inferring microstructural features and the physiological state of tissues from diffusion-weighted images. *NMR Biomed* 1995 ; 8 : 333-344
- 11) Burdette JB, Ricci PE, Petitti N, Elster AD : Cerebral infarction : time course of signal changes on diffusion-weighted MR images. *AJR* 1998 ; 171 : 791-795
- 12) Alexander AL, Hasan K, Lazar M, Tsuruda JS, Parker DL. Analysis of partial volume effects in diffusion-tensor MRI. *Proc Intl Soc Mag Reson Med 8th meeting*, 2000 ; 781
- 13) 阿部 修, 入口紀男, 小島良紀, 他 : 脳内代謝物質の拡散に関する検討. *日磁医誌* 1998 ; 18 : 172-176
- 14) Abe O, Okubo T, Hayashi N, et al. : Temporal changes of the apparent diffusion coefficients of water and metabolites in rats with hemispheric infarction : experimental study of transhemispheric diaschisis in the contralateral hemisphere at 7T. *J Cereb Blood Flow Metab* 2000 ; 20(4) : 726-735
- 15) Schlaug G, Siewert B, Benfield A, Edelman RR, Warach S : Time course of the apparent diffusion coefficient (ADC) abnormality in human stroke. *Neurology* 1997 ; 49(1) : 113-119
- 16) Jones DK, Lythgoe D, Horsfield MA, Simmons A, Williams SC, Markus HS : Characterization of white matter damage in ischemic leukoaraiosis with diffusion tensor MRI. *Stroke* 1999 ; 30(2) : 393-397
- 17) Sorensen AG, Copen WA, Ostergaard L, et al. : Hyperacute stroke : simultaneous measurement of relative cerebral blood volume, relative cerebral blood flow, and mean tissue transit time. *Radiology* 1999 ; 210(2) : 519-527
- 18) Grohn OH, Lukkarinen JA, Oja JM, van Zijl PC, Ulatowski JA, Traystman RJ, Kauppinen RA : Noninvasive detection of cerebral hypoperfusion and reversible ischemia from reductions in the magnetic resonance imaging relaxation time, T_2 . *J Cereb Blood Flow Metab* 1998 ; 18(8) : 911-920
- 19) Strupp M, Bruning R, Wu RH, Deimling M, Reiser M, Brandt T : Diffusion-weighted MRI in transient global amnesia : elevated signal intensity in the left mesial temporal lobe in 7 of 10 patients. *Annals Neurology* 1998 ; 43(2) : 164-170
- 20) Cutrer FM, Sorensen AG, Weisskoff RM, Ostergaard L, Sanchez del Rio M, Lee EJ, Rosen BR, Moskowitz MA : Perfusion-weighted imaging defects during spontaneous migrainous aura. *Annals Neurology* 1998 ; 43(1) : 25-31
- 21) de Crespigny A, Rother J, van Bruggen N, Beaulieu C, Moseley ME : Magnetic resonance imaging assessment of cerebral hemodynamics during spreading depression in rats. *J Cereb Blood Flow Metab* 1998 ; 18(9) : 1008-1017
- 22) Keller E, Flacke S, Urbach H, Schild HH : Diffusion- and perfusion-weighted magnetic resonance imaging in deep cerebral venous thrombosis. *Stroke* 1999 ; 30(5) : 1144-1146
- 23) Rother J, Waggie K, van Bruggen N, de Crespigny AJ, Moseley ME : Experimental cerebral venous thrombosis : evaluation using magnetic resonance imaging. *J Cereb Blood Flow Metab* 1996 ; 16(6) : 1353-1361
- 24) Manzione J, Newman GC, Shapiro A, Santocampo R : Diffusion- and perfusion-weighted MR imaging of dural sinus thrombosis. *AJNR* 2000 ; 21(1) : 68-73
- 25) Huppi PS, Barnes PD : Magnetic resonance techniques in the evaluation of the newborn brain. *Clinics Perinatology* 1997 ; 24(3) : 693-723
- 26) Ebisu T, Tanaka C, Umeda M, et al. : Hemorrhagic and nonhemorrhagic stroke : diagnosis with diffusion-weighted and T_2 -weighted echoplanar MR imaging. *Radiology* 1997 ; 203(3) : 823-828
- 27) Tsuruda JS, Chew WM, Moseley ME, Norman D : Diffusion-weighted MR imaging of extraaxial tumors. *Magn Reson Med* 1991 ; 19(2) : 316-320
- 28) Kim YJ, Chang KH, Song IC, Kim HD, Seong SO, Kim YH, Han MH : Brain abscess and necrotic or cystic brain tumor : discrimination with signal intensity on diffusion-weighted MR imaging. *AJR* 1998 ; 171(6) : 1487-1490
- 29) Tien RD, Felsberg GJ, Friedman H, Brown M, MacFall J : MR imaging of high-grade cerebral

- gliomas : value of diffusion-weighted echoplanar pulse sequences. *AJR* 1994 ; 162(3) : 671-677
- 30) Krabbe K, Gideon P, Wagn P, Hansen U, Thomsen C, Madsen F : MR diffusion imaging of human intracranial tumours. *Neuroradiology* 1997 ; 39(7) : 483-489
- 31) Grossman RI, McGowan JC : Perspectives on multiple sclerosis. *AJNR* 1998 ; 19(7) : 1251-1265
- 32) Lim KO, Hedehus M, Moseley M, de Crespigny A, Sullivan EV, Pfefferbaum A : Compromised white matter tract integrity in schizophrenia inferred from diffusion tensor imaging. *Archives Gen Psychiatry* 1999 ; 56(4) : 367-374

Diffusion-weighted Imaging and Tensor Analysis

Osamu ABE¹, Haruyasu YAMADA¹, Toshiyuki OKUBO¹,
Naoto HAYASHI¹, Kuni OHTOMO¹, Hiroyuki KABASAWA²,
Yoshiyuki TAKAHASHI²

¹*Department of Radiology, Graduate School of Medicine, University of Tokyo
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8655*

²*GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.*

Diffusion-weighted echo-planar imaging (DW-EPI) provides rapid acquisition and greatly reduces motion and pulsation artifacts. In testing of the central nervous system (CNS), diffusivity is not consistent in all directions. This phenomenon is referred to as anisotropic diffusion. In order to determine the precise diffusivity in the CNS, tensor analysis should be used. DW-EPI is prevalent in stroke imaging due to its capability to show cytotoxic edema within minutes after the onset of ischemia. DW-EPI is a powerful tool in detecting brain disorders such as hemorrhages, abscesses, demyelinating and neoplastic diseases and so fourth. It will also provide more specific insights into other pathological of the CNS in the future.