

## 拡散強調画像の使い方とその臨床的意義

井藤 隆太<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>大阪赤十字病院放射線科 <sup>2</sup>滋賀医科大学放射線医学講座

### はじめに

水分子拡散磁気共鳴 (MR) 画像法は、高速撮像法の一つであるエコープラナー法が臨床用 MR 装置で使用可能になったことで中枢神経系領域での臨床利用が実現し、超急性期梗塞病変の検出に有用であったことから急速に日常臨床現場に広まった。

拡散 MR 画像法は従来の MR 画像法で画像化されてきた  $T_1$  緩和、 $T_2$  緩和、流れなどとは独立した現象である水分子拡散を反映した情報を提供する。この画像法は信号の成り立ちに寄与する因子の詳細が明らかとは言えないまでも、水分子移動のふるまいといった  $T_1$  緩和や  $T_2$  緩和に比べ比較的直感的に理解しやすい現象を画像化しており局所組織の生理学的および病理学的状況や微小構造を反映した独特のコントラストを提供可能である上、拡散の程度を示す拡散係数の定量的解析が比較的容易などの特徴もつ。

臨床現場で拡散 MR 画像法の利用が広がるのに伴い虚血性疾患以外の脳疾患についての経験も蓄積され、今日の臨床現場で拡散 MR 画像法が脳疾患の診断、予後予測、治療法決定に果たす役割がある程度明らかになってきた。この総説では日常臨床現場で広く使用されている

エコープラナー法を用いて水分子拡散を画像化する際の撮像技術面を整理した後、拡散 MR 画像法が有用とされる代表的脳疾患についての知見をまとめる。

### 傾斜磁場を用いた水分子拡散の測定

スピンエコー法において繰り返し時間を十分長くとり  $T_1$  効果の関与を無視できるようにすると横磁化の消退を反映した信号変化が観察される。横磁化の減衰は、そろった歳差運動の位相が局所磁場の不均一による  $T_2$  緩和、主磁場 (静磁場  $B_0$ ) の不均一による影響、そして分子拡散による影響を受けて分散することで生じると考えられている。Hahn は 1950 年のスピンエコーについての論文で分子拡散の横磁化消退への関与についてふれており<sup>1)</sup>、1965 年 Stejskal と Tanner はスピンエコー法において 180 度ラジオ波パルスの両側に大きさが同じで逆向きの強い双極傾斜磁場を加えることで観察される信号低下が分子拡散を反映していることと見え、その大きさを測定する方法を提案した<sup>2)</sup> (Fig. 1)。

傾斜磁場は MR 装置に備えられた三つの直交する傾斜磁場コイルにより任意の方向に一時的に形成される磁場勾配である。傾斜磁場が形

---

この総説は、第 32 回日本磁気共鳴医学会大会カテゴリーカルコース中枢神経「拡散強調画像の使い方とその臨床的意義」での講演を中心にまとめたものである。

---

キーワード MR imaging, diffusion, echo-planar imaging, brain disease

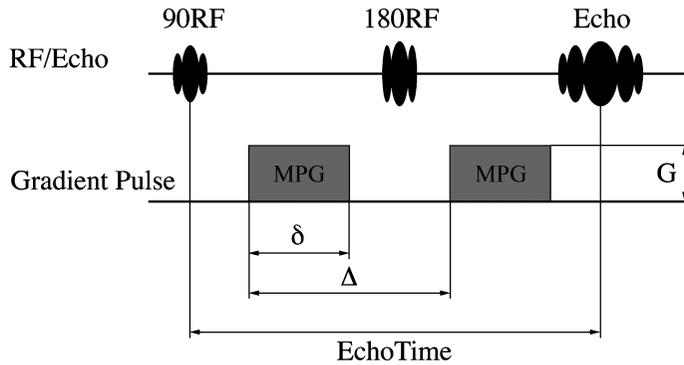


Fig. 1. Stejskal-Tanner sequence

In order to measure signal loss by diffusion, a pair of pulsed diffusion sensitizing gradients (MPGs, grayish rectangles) is arranged on each side of the 180 degree radio frequency (RF) pulse in spin-echo sequence. The b-value, which reflects the degree of diffusion sensitization, is determined by the gyromagnetic ratio ( $\gamma$ ), the strength of the gradients (with an ideal rectangular shape) ( $G$ ), the duration of each gradient pulse ( $\delta$ ), and the time interval between their onsets ( $\Delta$ ) according to:  

$$b = \gamma^2 G^2 \delta^2 (\Delta - \delta/3).$$

成された場合、歳差運動の周波数は水素原子がおかれている磁場の強さに比例するので、水素原子はその勾配方向の位置に依存した磁場強度を感じ、磁場の強さに応じて周波数が変化する。同じ位相にあった水素原子も傾斜磁場印加中にそれぞれが置かれている磁場強度に応じた周波数に変化するため位相がずれてゆく。傾斜磁場が解消されそれぞれの水素原子の周波数が再びそろっても、過去に違う磁場を感じていたという痕跡が位相のずれとして残る。

同じ影響力をもつ傾斜磁場を何回か印加した際、静止している、あるいは移動していても方向と速さが規則的な水分子中の水素原子が経験する磁場変化は毎回同じであり、引き起こされる位相のずれも毎回同じになると考えられる。この場合、同じ影響力をもつ2回の傾斜磁場を正反対の方向に続けて印加すれば、それぞれの傾斜磁場印加によって生じた大きさが同じで正負が逆の関係にある位相のずれは最終的に相

殺されるので、信号収集時に再収束 (rephasing) し信号低下は起こらない。

スピンエコー型エコープラナー画像法 (echo planar imaging: EPI) を用いて脳を撮像した場合、180度反転パルスの両側に Stejskal と Tanner 型の形状が同じで逆の効果をもたらす一組の双極傾斜磁場を印加すると、双極傾斜磁場を印加せずに撮像した場合にはみられない信号低下が観察される (Fig. 2)。これは脳組織内に双極傾斜磁場によって相殺されない位相分散をもたらす水分子移動が存在することを示しており、この生体組織中の再現性のない大きさや方向が無秩序 (ランダム) な水分子移動が微視的な拡散 (self-diffusion) を反映していると考えられている<sup>2)</sup>。

拡散計測のために同じ影響力をもち正反対の方向に印加した一組の強い双極傾斜磁場を motion probing gradient (MPG), diffusion sensitizing gradient などと呼んでいる。MPG の影

2005年6月14日受理

別刷請求先 〒520-2192 大津市瀬田月輪町 滋賀医科大学放射線医学講座 井藤隆太

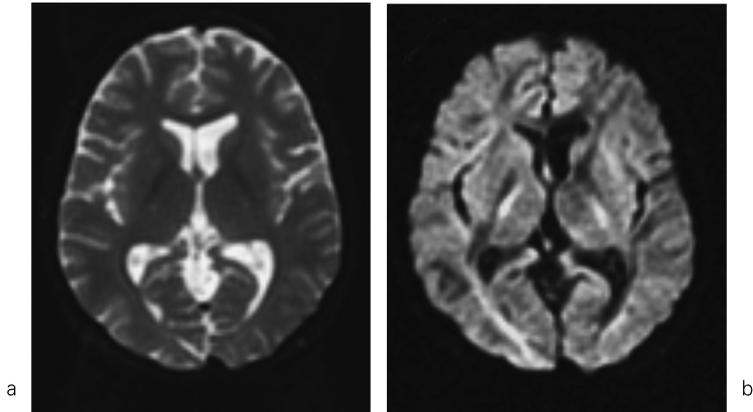


Fig. 2. Effect of motion probing gradient (MPG) on MR signal  
Transverse single shot spin-echo echo-planar (EP) images without (a)  
and with (b) MPGs ( $b=1000 \text{ s/mm}^2$ ) demonstrate signal intensity loss  
by diffusion of water molecules.

響の大きさは傾斜磁場の強さ、傾斜磁場を印加する時間、二つの傾斜磁場印加の間隔によって決定される  $b$  value ( $b$  値,  $\text{s/mm}^2$ ) あるいは  $b$  factor ( $b$  因子) で表される<sup>2)</sup> (Fig. 1). 拡散の影響がない場合の信号強度  $S_0$ , 強さ  $b$  の MPG 印加後の信号強度を  $S$  とすると拡散の大きさを示す拡散係数  $D$  との間には下式の関係がある<sup>1),3)</sup>.

$$S = S_0 \cdot \exp(-b \cdot D) \dots\dots\dots (1)$$

正確な拡散係数  $D$  の計測のためにはいくつかの異なる  $b$  値の設定下で複数の  $S$  を計測する必要があるが、臨床の場では MPG 印加前後 2 回の測定結果から求められることが多い。

微視的な拡散の範囲に入らない一定の動きをしている神経の軸索流や毛細血管内の血流などの微小灌流も、例えば毛細血管がボクセル内を無秩序に走行している場合などで、撮像ボクセル単位の測定では見かけ上ランダムな動きを呈し拡散計測時に信号低下に寄与してくるため、計測された拡散係数は純粋な拡散以外の動きの影響を含んでいるという意味でみかけの拡散係数 (apparent diffusion coefficient: ADC) と呼

ばれ<sup>4)</sup>その単位は通常  $\text{mm}^2/\text{s}$  が用いられる。単位の次元が示すようにランダムな正負いずれの方向の動きをも含みその大きさは単位時間当たりの二乗平均距離を表している。また、毛細血管内の血流などの微小灌流は比較的速い動きであるため  $400 \text{ s/mm}^2$  以上の  $b$  値を設定することでこれら拡散以外の要素による信号低下の影響を減じることが可能と考えられている<sup>5)</sup>。

Stejskal と Tanner 法を利用した拡散計測では拡散による移動のうち MPG を印加した方向に平行な成分のみが位相分散 (dephasing) による信号低下に寄与している。脳実質においては MPG をいくつかの異なる方向にかけて計測すると、MPG 印加の方向に依存した信号低下が特に白質内で観察される (Fig. 3a~c)。これは白質内の例えば神経束などのような規則正しく整列した一定の方向性を有する構造に、平行な方向と垂直な方向で拡散の大きさが異なることに起因すると考えられ拡散の異方性と呼ぶ<sup>6),7)</sup>。これに対してすべての方向で拡散の大きさが同じで方向性をもたない場合を等方性拡散と呼ぶ。

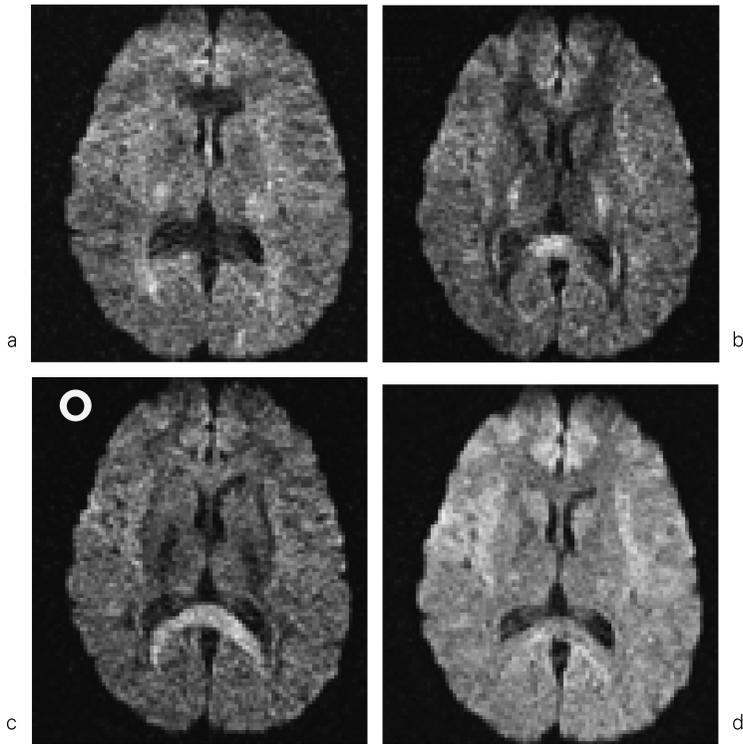


Fig. 3. Anisotropy in the brain and calculation of isotropic diffusion-weighted (DW) image to remove the anisotropic effects.

The regional variation of signal intensity loss in brain tissue is shown in DW images with the MPGs applied in the three orthogonal directions, x (right-to-left) (a), y (superior-to-inferior) (b), and z (anterior-to-posterior) (c). When the MPG is applied in the x direction, the signal intensity of the corpus callosum splenium decreases because water molecules may be able to move easily in the parallel direction to the fiber bundles than in the perpendicular to the bundles. This kind of diffusion process is termed “anisotropic”. The isotropic DW image (d) is generated by calculating the cube root of the signal intensities of the three images (a, b, and c) multiplied together. The isotropic DW image is related only to the magnitude of the ADC and does not include information of anisotropy.

### MR 拡散画像

一方向に MPG を印加して得られた画像を狭義の拡散強調画像と呼ぶ。この画像は水分子拡散が制限されている病変部分で高信号を呈するが、同時に MPG 方向に依存して局所の信号強度が異なり、脳内の異方性の影響を受け病変以

外にも高信号を示す場合がある (Fig. 3a~c)。そこで、通常は直交する3方向に MPG を印加して得られた3種類の画像を掛け合わせたのちその3乗根を計算し異方性拡散の影響を排除した等方性 (isotropic) 拡散強調画像が合成される<sup>8)</sup> (Fig. 3d)。

これらの拡散強調画像は拡散の影響を特に強

調したものではあるが基本的には横磁化の減衰を信号変化として表したものであるので  $T_2$  緩和の影響も同時に反映している。その結果、拡散強調画像で高信号を示す病変の中には拡散が制限されていない場合や逆に拡散係数が増大している場合でも  $T_2$  時間の延長を反映した結果高信号を呈する場合が知られている ( $T_2$  shine-through effect)<sup>9),10)</sup>。

$T_2$  緩和の影響を除き拡散の影響のみを取り出す工夫の一つとして、等方性拡散強調画像をMPGを印加しない他は同じ条件で撮像した画像でピクセルごとに除して得られる exponential image (exponential 画像) と呼ばれる表示法が提案されている<sup>9)</sup> (Fig. 4)。Exponential 画像では拡散が制限されている部分は高輝度に表される。

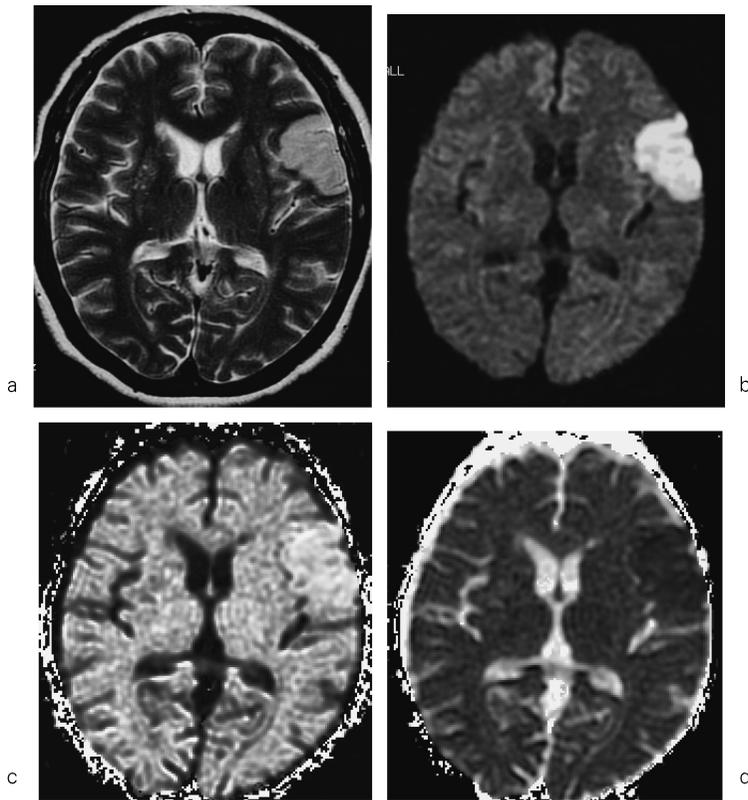


Fig. 4.  $T_2$ -weighted image and Diffusion maps in a 66-year-old woman with aphasia 6 days before imaging

An infarction lesion in the left frontal lobe is shown as a hyperintensity area on  $T_2$ -weighted image (a), on isotropic DW image (b), and on exponential image (c), and as a hypointensity area on ADC map (d). Both  $T_2$  effect and diffusion effect contribute to the signal intensity of the isotropic DW image. To obtain the exponential image without the  $T_2$  effect, the isotropic DW image is divided by the  $T_2$ -weighted image. The pixel value of ADC map can be calculated by dividing the logarithm of the pixel value of the exponential image by  $-b$ .

さらにピクセルごとに拡散係数そのものを計算し表示する拡散係数計算画像 (ADC map) も作成される (Fig. 4). 一方向に MPG を印加することで得られる ADC は MPG の印加方向に依存し異方性の影響を受ける. そこで方向に依存しない局所の拡散の大きさを示す指標として下式で表される等方性みかけの拡散係数 (isotropic ADC: iADC) が計算される. Mean diffusivity (MD) とも呼ばれる.

$$iADC = 1/3(ADC_x + ADC_y + ADC_z) \dots\dots(2)$$

これは exponential image のピクセル値の対数をとって  $-b$  で除すことで容易に得られる拡散の影響のみを反映している定量的計算画像で、ピクセル値である iADC 値そのものに対応したグレースケールが割り当てられ、拡散の制限されている病変部分は低輝度となる。

一般の臨床現場ではこれらがまとめて拡散画像として供給されているが、診断の際にそれぞれの画像が何を反映しているかに十分注意を払う必要がある。特に  $T_2$  緩和の影響を含んでいるかどうか注意到意し、必要な場合は  $T_2$  強調画像と併せて評価する。

### 拡散画像撮像の実際

スピンエコー法を基本に Stejskal と Tanner の傾斜磁場を組み合わせた水分子拡散計測では、拡散計測の特徴に加え信号読み取り部分に使用する撮像法の特性や設定した撮像条件が信号収集に及ぼす影響について知ることが効果的な拡散計測につながる。設定条件はそれぞれがお互い密接に関わり合い trade-off の関係にあるものも多く、撮像条件の意味とその及ぼす影響を考慮して目的に応じた適切な条件を選択する必要がある。

#### 1. エコープラナー画像法の特徴

拡散計測は生体の動きによる影響を受けやすく、体動はもちろん、呼吸や目の動き、脳脊髄液流の引き起こす小さな動きでも画像劣化を引

き起こす。初期の臨床用 MR 装置を用いた拡散画像収集は古典的なスピンエコー法でなされていたが、画像劣化の原因となる生体の種々の動きの影響を小さくしかつ現実的な収集時間を実現するために、最近では多くの場合代表的な超高速画像法の一つである EPI 法が用いられる。

EPI 法を使用して拡散計測を行う場合、最も注意すべき影響の一つは主磁場 (静磁場  $B_0$ ) の不均一に敏感である点で、具体的には頭蓋底部や後頭蓋窩の副鼻腔、乳突蜂巣周囲の磁化率が不均一な部分で位相方向へ画像のゆがみを生じる。主磁場の不均一の影響を小さくするためには適切な shimming を行うほかに、信号収集ピクセルサイズを小さくすることや信号収集時の位相エンコード数を小さくすることが対策として選択し得る。前者は撮像スライス厚を薄くする、後者は 1 画像に必要な信号収集を複数回に分割収集する multi-shot 化やパラレルイメージング法の利用により一回の信号読み取り当たりの位相エンコード数を小さくすることで可能となる。また、位相方向への画像のゆがみに関心領域に及ぶのを抑える目的で位相エンコード方向を変更するのも工夫の一つである。

一回の読み取りで必要な信号収集を終えるシングルショット EPI 法では、短時間で信号読み取りを行う必要があることから位相エンコード数をある程度以上大きくするのは困難で撮像面内の空間分解能を上げるには限界がある。この点を克服するために multi-shot 化による位相エンコード数の増加が試みられることもあるが、撮像時間の延長を招くのに加え、動きに対する脆弱性も増加するなど画像劣化に関する危険要素は増える。

シングルショット EPI はいわゆる snap-shot 収集といわれるように超短時間収集が可能で動きに対し抵抗性がある。しかし、確かに 1 画像分の信号の短時間収集は実現されているが、等方性拡散強調画像を得るためには同一撮像面を直交する 3 方向に MPG を印加して最低

3回、ADC計算のためにはこれらにMPGを印加しない画像を加えて最低4回撮像する必要があり、これら複数回収集した画像間に生じる位置ずれはピクセルごとに行われる計算の障害となる (Fig. 5). Snap-shot 収集される元画像はミリ秒オーダーでの動きに対する抵抗性をもつが、複数の元画像から合成される等方性拡散強調画像では合成に必要なすべての画像を収集し終える数十秒間静止している必要があり、必ずしも動きに対する抵抗性が高い訳ではない点に注意すべきである。

## 2. b値の設定とエコー時間 (echo time: TE)

b値の大きなMPGの印加はそれ自体が信号

雑音比 (signal-to-noise ratio: SNR) の低下を招く。臨床用MR装置では印加できる傾斜磁場の強さに限界があり、傾斜磁場を印加する時間や二つの傾斜磁場印加の間隔を大きくすることで高b値を実現する必要性からTE延長とそれに伴う $T_2$ 緩和による信号低下を招くこともSNRの低下につながる (Fig. 6)。また、装置によっては撮像面をMR装置の直交するXYZ座標に対して傾斜させて計画した場合などで撮像最短TE設定が延長する場合がある (Fig. 7)。例えばMR拡散テンソル画像法のための元画像収集ではSNRが20以下になると得られた異方性指標の値のばらつきが大きくな

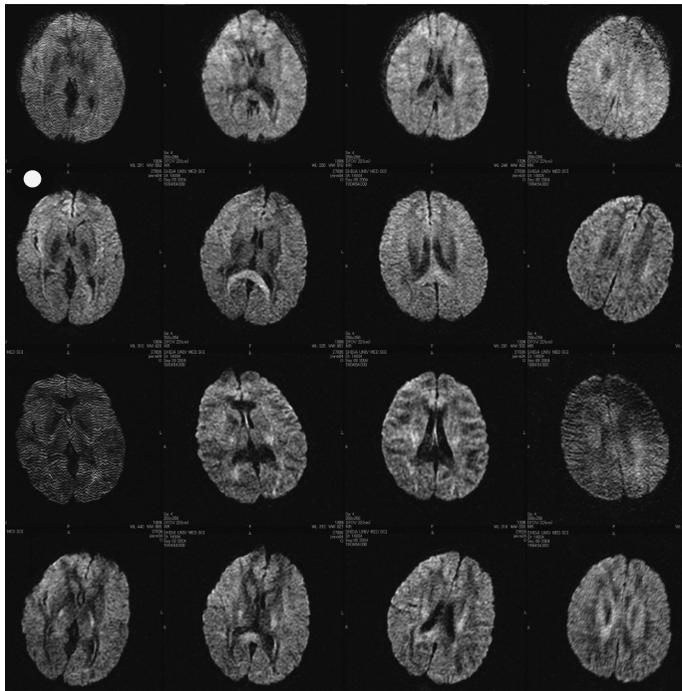


Fig. 5. Misregistration by motion  
DW images with MPG applied in the three orthogonal directions, x (right-to-left) (third row), y (superior-to-inferior) (bottom row), and z (anterior-to-posterior) (second row), were obtained when the subject was rotating his head. Each original DW image has no blurring caused by subject's motions. The isotropic DW images (top row), however, are affected by misregistration in adding the three DW images up.

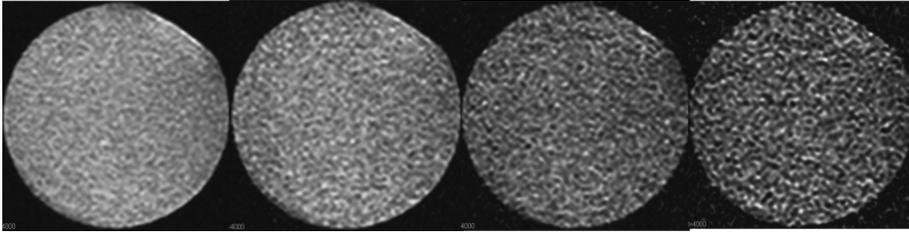


Fig. 6. High b-value elongates minimum echo-time (TE) and decreases SNR. From left to right, the b-values, TEs, and SNRs are 600 s/mm<sup>2</sup>, 83 ms, and 25.6; 800 s/mm<sup>2</sup>, 89 ms, and 14.2; 1000 s/mm<sup>2</sup>, 94 ms, and 8.2; 1200 s/mm<sup>2</sup>, 98.4 ms, and 6.2, respectively (TR, 4000 ms; matrix, 96 × 96; section thickness, 5 mm; field of view, 22 cm).

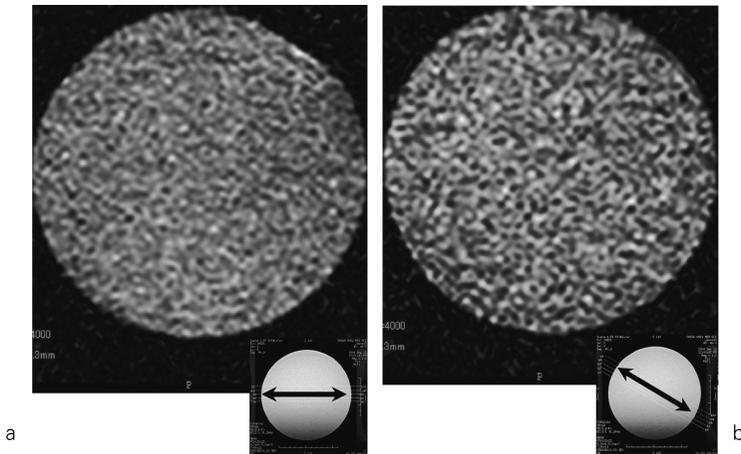


Fig. 7. Planning of an angled scan plane may elongate minimum TE. The minimum TEs of the transverse plane (a) and the angled plane (b) are 94 ms and 110 ms, respectively (TR, 4000 ms; matrix, 96 × 96; section thickness, 5 mm; field of view, 22 cm). Consequently, SNR decreases from 8.2 to 7.9.

るとされており<sup>11)</sup>, SNR に大きく影響を及ぼす b 値の選択と撮像時の TE には注意を払うべきである. TE が 110 ms より大きくなった場合は SNR への影響を確認し, 必要であれば例えば b 値を低く抑えるなどして必要な画質を得るようにする.

b 値の至適値については, 式(1)で示されるように測定しようとする拡散係数 D の逆数程度の設定が効果的で, 脳実質の拡散係数 D が  $10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  程度であることから臨床使用では

1000 s/mm<sup>2</sup> 程度の b 値が選択されることが多く, 臨床装置の拡散用アプリケーションでのデフォルト値がこの値であることが多い. 600 s/mm<sup>2</sup> 程度の設定を使用しての臨床研究報告もあり, 800 s/mm<sup>2</sup> 程度あれば MR 拡散テンソル画像法を利用しての神経路 tracking においても主要な神経束については有効な追尾が可能であると考えられている.

2000 s/mm<sup>2</sup> 以上の高 b 値拡散計測については, 拡散が制限された病変部と正常部とのコン

トラストが高い、灰白質と白質のコントラストが高いなどの利点の報告もあるが<sup>12)</sup>、現時点では十分な信号雑音比を得ることが容易ではなくその用途、評価は慎重であるべきと考える<sup>13),14)</sup>。

また、撮像時に設定される  $b$  値は必ずしも表示された値どおりに印加されていない場合もあり得るので、確実な定量には既知の standard の測定と補正が必要な場合がある。例えば測定値を多施設で比較する場合などでは必須と考えられる。

### 3. 空間分解能

高分解能は薄い撮像面厚と大きい撮像マトリックスの選択により実現され、前述の EPI 法において主磁場の不均一の影響が減少する利点があるほか、小さい脳梗塞の異常高信号が明瞭化する場合があることが知られている。また、MR 拡散テンソル画像法を利用しての神経路 tracking の際にはより小さく等方（立方体）に近い撮像ボクセルが必要とされる。反面、全脳撮像に必要な撮像断面数が増加することで撮像時間の延長を招くほか、撮像ボクセルサイズが小さくなることは SNR の低下を引き起こす。微小病変の検出や神経路 tracking を行う場合に高分解能が必要な場合は、例えば  $b$  値を 800 程度にするなど必要な SNR の確保に留意する必要がある。SNR の観点から有利であると考えられる 3T をはじめとした高磁場 MR 装置では、より顕著となる主磁場の不均一の影響を克服するためパラレルイメージング法を併用しながら高分解能あるいは高  $b$  値を使用した撮像が試みられており<sup>15)</sup>、その成果が期待されている。

### 4. Eddy current の影響

異なる方向に MPG を印加して得た画像間でピクセルごとの計算を行う際に、強力で急激な磁場変動をもたらす MPG が誘導する渦電流 (eddy current) は MPG の印加方向に依存した位相方向の画像上のゆがみを生じ misregistration による計算画像上のずれの原因となる

ので注意が必要である。この対策としては渦電流発生が少ない傾斜磁場使用が理想だが、渦電流発生を抑えた MPG デザインなども提案されている。また、必要に応じて計算画像作成前にゆがみ補正を行う<sup>16)</sup>。

### 5. 縦緩和の影響

縦緩和の影響を取り除くため繰り返し時間 (repetition time: TR) は測定対象物の  $T_1$  時間に対して十分の長さを設定する必要がある。EPI 法を用いた撮像では理論上は繰り返し時間が無限大ではあるが、同じスライスを繰り返し撮像する場合は十分な TR の確保に注意する必要がある。具体的には同じ部分を多方向の MPG をかけて撮る、multi-shot を使用する、パラレルイメージング法を使用するなどの場合は同一スライスを励起する間隔が 5000~6000 ms 以上確保できているか確認する必要がある。これは、一般的には多スライス収集するためある程度の長さの TR が必要になることで達成されていることが多い。

## 代表的脳疾患の拡散画像

拡散強調画像で高信号を呈し ADC の低下する脳組織内の状態としてエネルギー障害の存在、高細胞密度状態、混濁あるいは粘調な物質の存在、空胞変性 (vacuolization) が考えられているがその機序については十分理解されているとは言い難い。しかし、拡散強調画像は主に、 $T_1$  強調画像や  $T_2$  強調画像で検出できない変化を描出可能、他の撮像法で描出されている病変について新たな情報を付加し得る、定量的評価が比較的容易であるなどの特徴により脳疾患の画像診断を行う上で広く日常臨床の場で利用されている。以下に代表的脳疾患に関して拡散強調画像の意義についての報告をまとめる。

#### 1. 急性期脳梗塞

病変の存在診断の観点からは、梗塞巣を拡散強調画像でのみ描出し得る時期が存在する (Fig. 8)、また他の撮像法や X 線 CT 画像で把

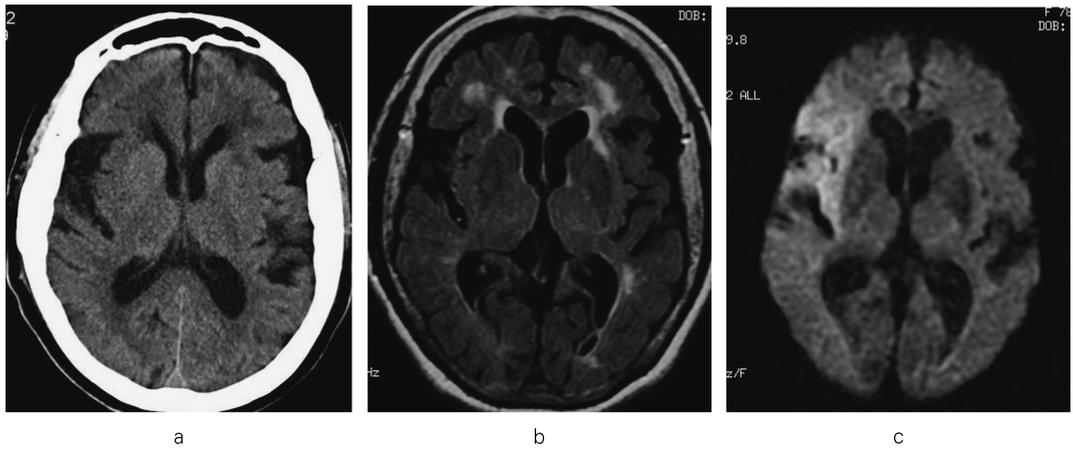


Fig. 8. 78-year-old woman with left hemiplegia two hours before imaging  
CT image (a) and FLAIR image (b) show no abnormality in the right middle cerebral arterial territory where a  
infarct with hyperintensity is revealed by DW image (c).

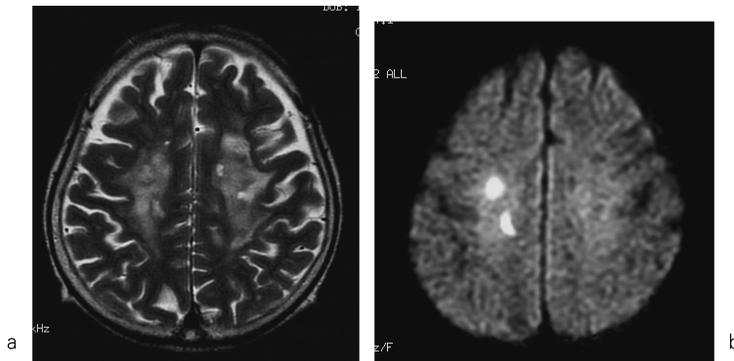


Fig. 9. 76-year-old woman with muscle weakness of the left hand  
T2-weighted image (a) shows some high intensity foci in white matter with diffuse hyperintensity. DW image (b) reveals fresh infarctions with  
hyperintensity in the right centrum semiovale.

握可能である病変についても異常部位の拾い上げが容易で読影に熟練を要しない、発症時期についての情報が付加され陳旧性病変に混在した新鮮病巣の把握が容易である点が大きな特徴といえる (Fig. 9)。しかし、この存在診断における有用性が、例えば急性期脳梗塞に対して血栓溶解療法などの治療方針の決定にどのように寄与するかについては、さらに十分に計画され

た大規模な臨床研究が必要と考えられている。

発症 6 時間以内の急性期脳梗塞において、拡散強調画像は FLAIR 画像より病巣検出に優れており<sup>17)</sup>、X 線 CT 画像と比較した場合も感度、特異度共に優れかつ読影者間の差が少ないとされている<sup>18),19)</sup>。しかし、すべての急性期脳梗塞が拡散強調画像で高信号を示すとは限らないことは注意すべきで<sup>20)</sup> (Fig. 10)、これは脳

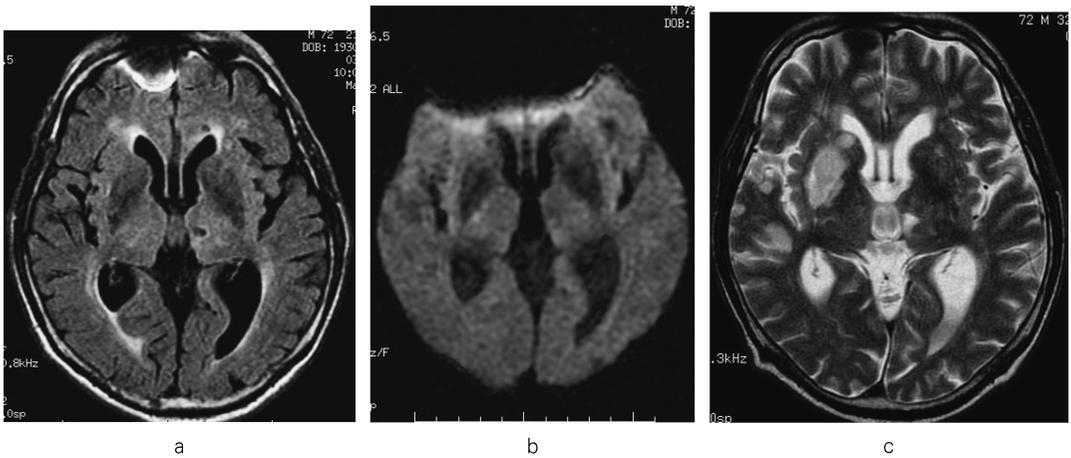


Fig. 10. 72-year-old man with left hemiplegia  
FLAIR image (a) obtained 1.5 hour and DW image (b) obtained 3.5 hours after stroke symptom onset show no abnormal intensity change in the right middle cerebral arterial territory. T<sub>2</sub>-weighted image (c) obtained on the third hospital day reveals hyperintensity in the right basal ganglia consistent with infarction.

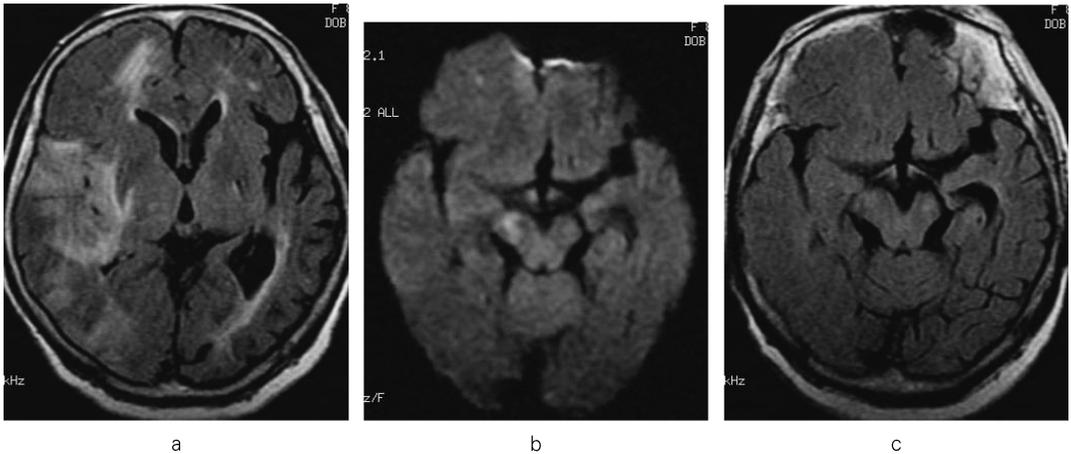


Fig. 11. MR images obtained on the sixth hospital day in a 86-year-old woman with left hemiplegia  
FLAIR image (a) shows hyperintensity in the right middle cerebral arterial territory consistent with infarction. DW image (b) shows hyperintensity in the right cerebral peduncle where is corticospinal tract although no abnormal signal is shown on FLAIR image (c).

底動脈系の脳幹部の比較的小さい梗塞や深部灰白質の穿通枝領域の梗塞で生じ得る。さらに、拡散強調画像で高信号を示した領域が必ずしも不可逆であるとは限らず治療後に T<sub>2</sub>強調画像で高信号を示すような変化を残さない場合もあ

る<sup>8)</sup>。

拡散強調画像で梗塞部の信号強度は拡散の効果 (ADC 値の変化) と T<sub>2</sub>効果の信号形成への比率が変化するのに伴って時間的に推移する。発症後 4 時間から 417 日目に拡散強調画像を

得た 92 人の患者において検討した報告<sup>21)</sup>では、発症 0~63 時間後は ADC 低下による高信号が優位、3~10 日後では  $T_2$  時間延長による高信号が優位、10~57 日後では  $T_2$  時間延長による高信号が ADC 上昇による低信号より優位、57 日以後は ADC 上昇による低信号が優位に信号強度を形成するとされている。

脳梗塞を発症 6~13 日後に皮質脊髄路に

沿って拡散強調画像で高信号を呈する場合があることが報告されている (Fig. 11)。これは 3 週間程度で消失する一過性の所見と考えられているがワーラー変性との関係も含めその機序や予後との関係など臨床的意義についての検討がなされている<sup>22)</sup>。

急性期脳梗塞患者に対する治療法の選択肢の一つである血栓溶解療法はその適応を誤ると出

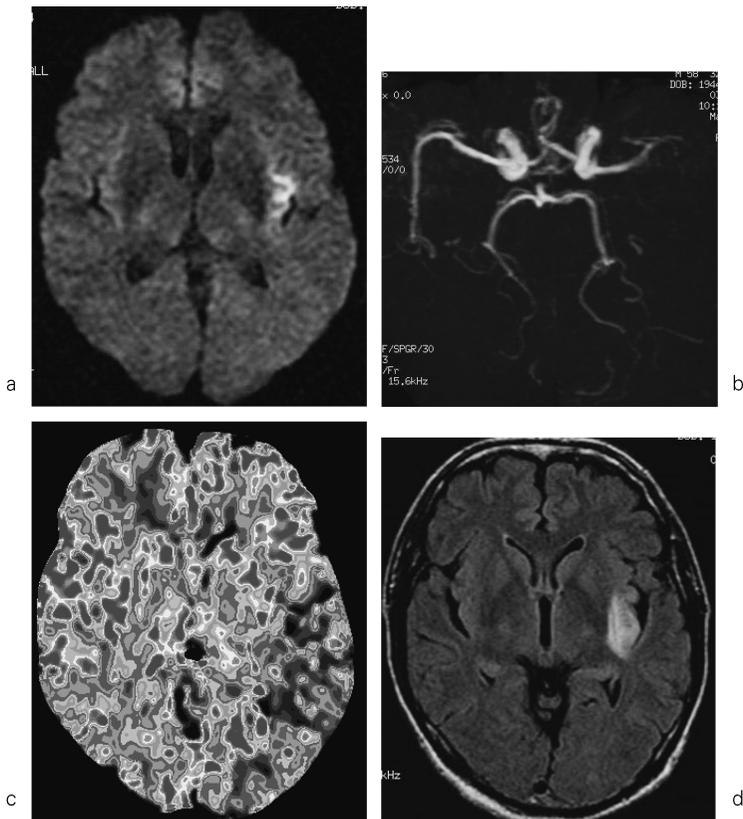


Fig. 12. 58-year-old man with right hemiparesis, treated by intra-arterial thrombolysis

DW image (a) and MR angiogram (b) obtained three hours after stroke symptom onset reveals hyperintensity of the left insula and occlusion of the left middle cerebral artery. Xe-CT perfusion map (c) shows a larger hypo-perfusion area in the left middle cerebral arterial territory than the area with hyperintensity on the DW image (i.e. diffusion/perfusion-mismatch). The hypo-perfused area without hyperintensity on the initial DW image remains normal on six-day follow-up FLAIR image (d) after intra-arterial thrombolysis.

血性梗塞を招くなど重篤な副作用を引き起こす危険があり、拡散強調画像が血栓溶解療法の適応決定へどのように寄与するかについての関心は高い。病変の検出という点では中大脳動脈の塞栓症に限ると X 線 CT 画像所見とその情報はほぼ同等と報告されている。急性期の虚血領域は既に梗塞に陥り不可逆変化を起している領域の周囲に再灌流により回復する可能性のある可逆的領域が存在する場合がありますと考えられており (Fig. 12), この可逆的領域を血管の再疎通により救済するのが血栓溶解療法の目的である。拡散強調画像と灌流画像あるいは他の脳血流画像検査を組み合わせることでこの可逆的領域が把握可能かどうかの検討が進められており、最近、急性期脳梗塞患者に対するフィブリンに特異性が高く神経毒性の小さい血栓溶解剤である desmoteplase の静脈注入療法の安全性と効果を評価する治験において、inclusion criteria と exclusion criteria の中に画像評価法として MR 検査の diffusion/perfusion mismatch を取り入れた Desmoteplase in Acute Ischemic Stroke Trial (DIAS) の結果が報告された<sup>23)</sup>。この報告中では発症から 9 時間以内に治療が開始され、MR 検査で perfusion/diffusion mis-

match が 20% 以上である径 2 cm より大きな片側の灰白質を巻き込んだ灌流異常が存在し、拡散画像での異常が中大脳動脈領域の 1/3 以下であることなどが MR 検査所見での治療適応条件としている。しかし、現時点では MR 画像所見による血栓溶解療法の適応基準は確立されているとはいえず<sup>24)</sup>、今後さらに十分な体制のもとに厳密に計画された臨床研究が進められようとしているが、血栓溶解療法の根拠となった X 線 CT 画像撮像から 1 時間以内に治療が開始される必要があることを念頭に置き、MR 検査によって治療開始時期を逸することがないように注意する必要がある。

## 2. 嚢胞構造を有する病変

嚢胞構造を有し内容物が T<sub>1</sub> および T<sub>2</sub> 強調画像で脳脊髄液と等信号を示すクモ膜嚢胞 (arachnoid cyst) と類表皮嚢腫 (epidermoid cyst) (Fig. 13) を鑑別する際、拡散強調画像で類表皮嚢腫の内容物が高信号を示す所見が有用であることはよく知られている。拡散強調画像で高信号を呈する混濁あるいは粘調な物質として膿貯留がある<sup>25)</sup> (Figs. 14, 15)。造影剤による輪状増強効果を呈する腫瘍性病変において脳膿瘍の内部が拡散強調画像で高信号を示すことも他

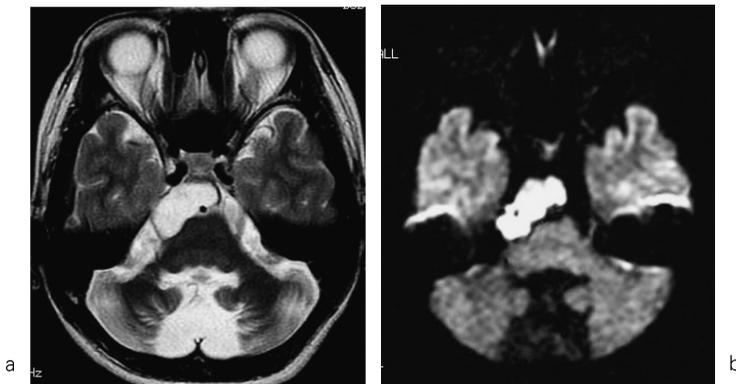


Fig. 13. Epidermoid cyst, 26-year-old woman with dizziness  
T2-weighted image (a) shows a cystic lesion with isointensity to CSF in the prepontine cistern. DW image (b) shows the mass is hyperintense. Surgical resection and histologic study revealed epidermoid tumor.

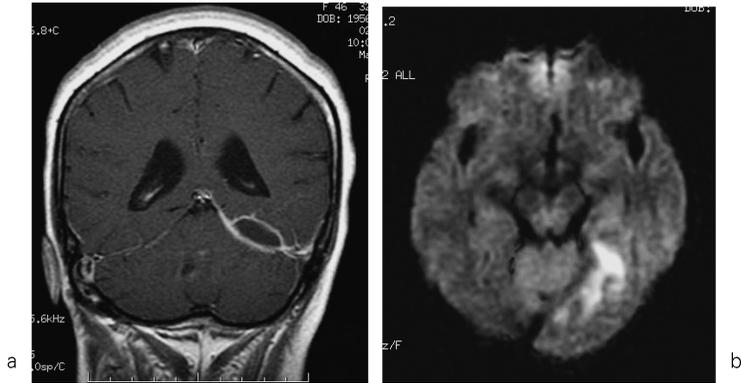


Fig. 14. 46-year-old woman with subdural empyema caused by direct extension of otitis media from the mastoid air cells  
Coronal contrast-enhanced T1-weighted image (a) shows a ring-enhancing lesion on the cerebellar tentorium. DW image (b) shows hyperintensity content in the lesion.

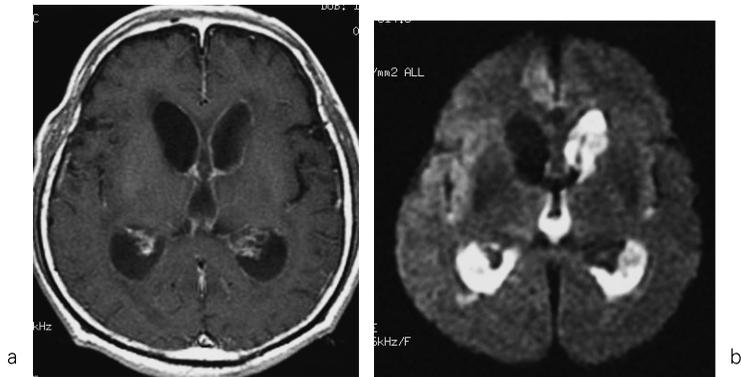


Fig. 15. Ventriculitis with hydrocephalus, 76-year-old man  
Contrast-enhanced T1-weighted image (a) shows ependymal enhancement and hydrocephalus. DW image (b) shows hyperintensity content in the lateral ventricles. Lumbar puncture yielded pus and revealed ventriculitis complicating pyogenic meningitis.

の腫瘍性病変との鑑別が必要な際に有力な情報の一つとなる場合がある<sup>26)</sup> (Fig. 16).

### 3. 腫瘍性疾患

拡散強調画像で高信号を示す腫瘍性疾患として悪性リンパ腫、髄芽腫 (Fig. 17), ジャーミノーマ (germinoma) (Fig. 18), 髄膜腫 (Fig. 19) がある. これらは X 線 CT 画像で高濃度

を示し細胞密度が比較的高いことを反映していると考えられている. また神経膠腫の grading における ADC 値の測定の有用性も報告されている<sup>27),28)</sup>.

### 4. その他

急速進行性痴呆, ミオクローススなどの神経症状を呈し蛋白性感染粒子プリオン<sup>29)</sup>の蓄積によ

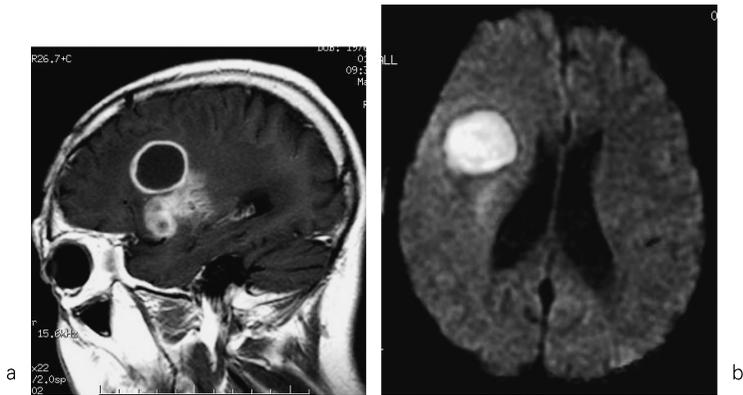


Fig. 16. 25-year-old man with a history of combination of surgery, chemotherapy, and radiotherapy for germ cell tumor in the right basal ganglia 11 years ago  
Sagittal contrast-enhanced T1-weighted image (a) shows a enhancing lesion with a cystic component in the right basal ganglia and frontal lobe. DW image (b) shows hyperintensity content in the cystic structure. A surgical biopsy revealed pyogenic abscess.

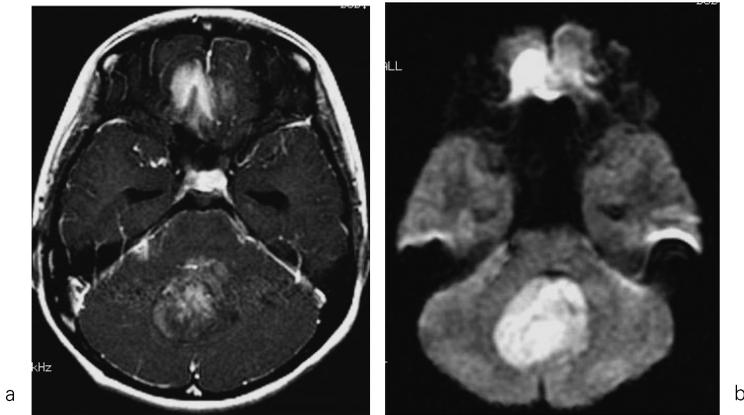


Fig. 17. 11-year-old girl with medulloblastoma in the fourth ventricle  
Contrast-enhanced T1-weighted image (a) shows a tumor with heterogeneous enhancement in the fourth ventricle. Leptomeningeal enhancement of the brain stem and cerebellar surface and disseminated lesions in the frontal base are also shown. DW image (b) shows hyperintensity of the intraventricular tumor and disseminations.

りニューロンやシナプスが傷害されると考えられている孤発性クロイツフェルト-ヤコブ病 (Creutzfeldt-Jakob Disease, CJD) では大脳基

底核、皮質が早期より拡散強調像で高信号を呈することが多く (Fig. 20), FLAIR 画像と同等以上の感度であったと報告されている<sup>29)</sup>.

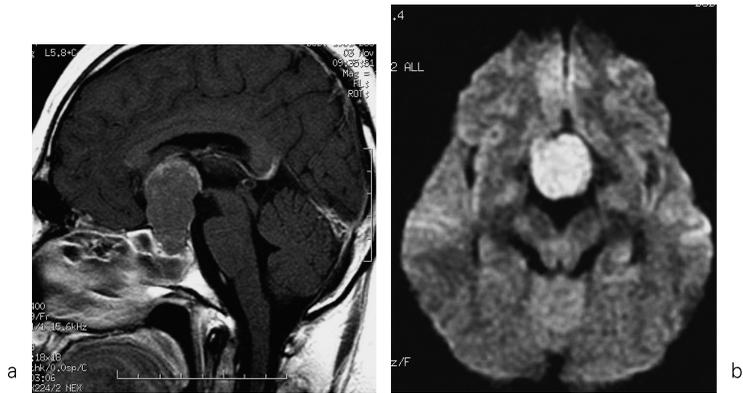


Fig. 18. 21-year-old man with suprasellar germinoma  
Sagittal contrast-enhanced T1-weighted image (a) shows a mass in the intra- and supra-sellar region. DW image (b) shows the tumor is markedly hyperintense.

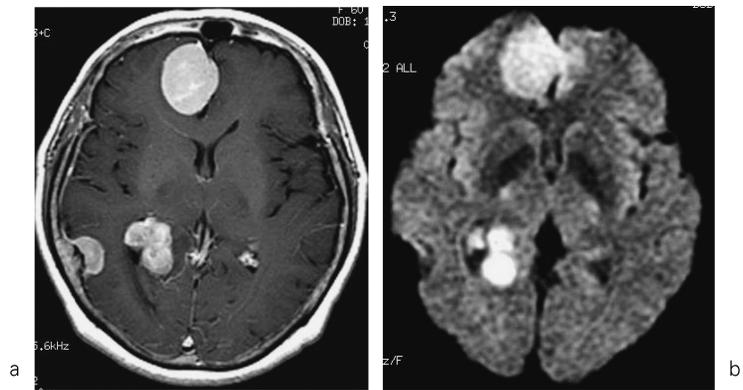


Fig. 19. 60-year-old woman with multiple meningiomas  
Contrast-enhanced T1-weighted image (a) shows multiple enhancing tumors in the right lateral ventricular trigone, anterior interhemispheric fissure, and posterior temporal region. The tumors are shown various intensity, from hypo- to marked hyper-intensity on DW image (b).

高血圧性脳症，子癇，ある種の免疫抑制剤使用している患者で頭痛，痙攣，視力障害などで発症し，典型的には後頭葉皮質下白質に T<sub>2</sub>強調画像で高信号病変を呈する病態をまとめて reversible posterior leukoencephalopathy syndrome として扱われている．可逆と考えられていたこれらの病変中に不可逆なものが含まれ

ることが分かってきており，この不可逆な病変の把握に拡散強調画像が有用である可能性が示唆されている<sup>30)</sup>．

#### おわりに

MR 拡散画像法は異常部位を視覚的に検知し

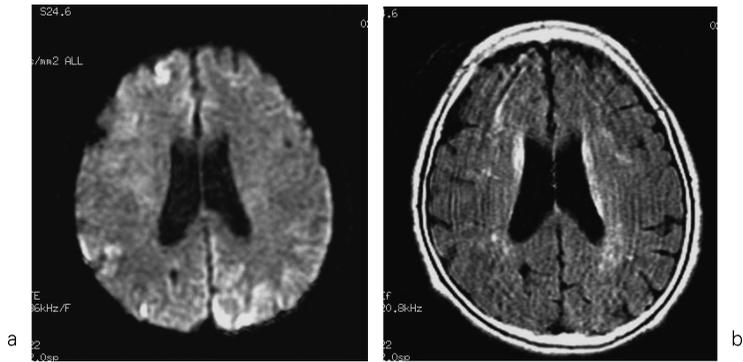


Fig. 20. 74-year-old woman of sporadic Creutzfeldt-Jakob Disease  
DW image (a) shows hyperintensity changes in the cerebral cortices  
where FLAIR image (b) barely shows the changes.

やすいという特徴を生かしその適応範囲を脳疾患のみにとどめず全身の病変の検出に広げ日常臨床現場に浸透しつつある。しかし、普及のきっかけとなった超急性期脳梗塞巣の描出能の意義は大きいとその治療法選択への本法の寄与については確立していない点など、計測法としては古いが臨床の場では比較的若い撮像法でまだ発展途上であるともいえる。臨床現場での拡散画像の撮像はパッケージ化されている部分も多いが拡散計測法、信号読み出しのための撮像法、そして撮像パラメーターについてよく知り日常診療の場で良好な画像を供給することは、本法の発展を支えていく基盤となると考えられる。

## 文 献

- 1) Hahn EL : Spin echoes. Phys Rev 1950 ; 80 : 580-594
- 2) 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
- 3) Carr HY, Purcell EM : Effects of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments. Phys Rev 1954 ; 94 : 630-635
- 4) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. : MR imaging of intravoxel incoherent motions : application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. Radiology 1986 ; 161 : 401-407
- 5) Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. : Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR imaging. Radiology 1988 ; 168 : 497-505
- 6) Moseley ME, Cohen Y, Kucharczyk J, et al. : Diffusion-weighted MR imaging of anisotropic water diffusion in cat central nervous system. Radiology 1990 ; 176 : 439-445
- 7) Sakuma H, Nomura Y, Takeda K, et al. : Adult and neonatal human brain : diffusional anisotropy and myelination with diffusion-weighted MR imaging. Radiology 1991 ; 180 : 229-233
- 8) Schaefer PW, Grant PE, Gonzalez RG : Diffusion-weighted MR imaging of the brain. Radiology 2000 ; 217 : 331-345
- 9) Provenzale JM, Engelter ST, Petrella JR, et al. : Use of MR exponential diffusion-weighted images to eradicate T<sub>2</sub> "shine-through" effect. AJR Am J Roentgenol 1999 ; 172 : 537-539
- 10) Burdette JH, Elster AD, Ricci PE : Acute cerebral infarction : quantification of spin-density and T<sub>2</sub> shine-through phenomena on diffusion-weighted MR images. Radiology 1999 ; 212 : 333-339
- 11) Bastin ME, Armitage PA, Marshall I : A theoret-

- ical study of the effect of experimental noise on the measurement of anisotropy in diffusion imaging. *Magn Reson Imaging* 1998 ; 16 : 773-785
- 12) Burdette JH, Durden DD, Elster AD, et al. : High b-value diffusion-weighted MRI of normal brain. *J Comput Assist Tomogr* 2001 ; 25 : 515-519
  - 13) Burdette JH, Elster AD : Diffusion-weighted imaging of cerebral infarctions : are higher B values better? *J Comput Assist Tomogr* 2002 ; 26 : 622-627
  - 14) Kim HJ, Choi CG, Lee DH, et al. : High-b-value diffusion-weighted MR imaging of hyperacute ischemic stroke at 1.5T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2005 ; 26 : 208-215
  - 15) Hunsche S, Moseley ME, Stoeter P, et al. : Diffusion-tensor MR imaging at 1.5 and 3.0T : initial observations. *Radiology* 2001 ; 221 : 550-556
  - 16) Haselgrovr JC, Moore JR : Correction for distortion of echo-planar images used to calculate the apparent diffusion coefficient. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 960-964
  - 17) Perkins CJ, Kahya E, Roque CT, et al. : Fluid-attenuated inversion recovery and diffusion- and perfusion-weighted MRI abnormalities in 117 consecutive patients with stroke symptoms. *Stroke* 2001 ; 32 : 2774-2781
  - 18) Fiebach JB, Schellinger PD, Jansen O, et al. : CT and diffusion-weighted MR imaging in randomized order : diffusion-weighted imaging results in higher accuracy and lower interrater variability in the diagnosis of hyperacute ischemic stroke. *Stroke* 2002 ; 33 : 2206-2210
  - 19) Saur D, Kucinski T, Grzyska U, et al. : Sensitivity and interrater agreement of CT and diffusion-weighted MR imaging in hyperacute stroke. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003 ; 24 : 878-885
  - 20) Oppenheim C, Stanescu R, Dormont D, et al. : False-negative diffusion-weighted MR findings in acute ischemic stroke. *AJNR Am J Neuroradiol* 2000 ; 21 : 1434-1440
  - 21) Eastwood JD, Engelter ST, MacFall JF, et al. : Quantitative assessment of the time course of infarct signal intensity on diffusion-weighted images. *AJNR Am J Neuroradiol* 2003 ; 24 : 680-687
  - 22) Uchino A, Sawada A, Takase Y, et al. : Transient detection of early Wallerian degeneration on diffusion-weighted MRI after an acute cerebrovascular accident. *Neuroradiology* 2004 ; 46 : 183-188
  - 23) Hacke W, Albers G, Al-Rawi Y, et al. : The Desmoteplase in Acute Ischemic Stroke Trial (DIAS) : a phase II MRI-based 9-hour window acute stroke thrombolysis trial with intravenous desmoteplase. *Stroke* 2005 ; 36 : 66-73
  - 24) Adams HP Jr, Adams RJ, Brott T, et al. : Guidelines for the early management of patients with ischemic stroke : a scientific statement from the Stroke Council of the American Stroke Association. *Stroke* 2003 ; 34 : 1056-1083
  - 25) Cartes-Zumelzu FW, Stavrou I, Castillo M, et al. : Diffusion-weighted imaging in the assessment of brain abscesses therapy. *AJNR Am J Neuroradiol* 2004 ; 25 : 1310-1317
  - 26) Mishra AM, Gupta RK, Jaggi RS, et al. : Role of diffusion-weighted imaging and *in vivo* proton magnetic resonance spectroscopy in the differential diagnosis of ring-enhancing intracranial cystic mass lesions. *J Comput Assist Tomogr* 2004 ; 28 : 540-547
  - 27) Sugahara T, Korogi Y, Kochi M, et al. : Usefulness of diffusion-weighted MRI with echo-planar technique in the evaluation of cellularity in gliomas. *J Magn Reson Imaging* 1999 ; 9 : 53-60
  - 28) Kono K, Inoue Y, Nakayama K, et al. : The role of diffusion-weighted imaging in patients with brain tumors. *AJNR Am J Neuroradiol* 2001 ; 22 : 1081-1088
  - 29) Murata T, Shiga Y, Higano S, et al. : Conspicuity and evolution of lesions in Creutzfeldt-Jakob disease at diffusion-weighted imaging. *AJNR Am J Neuroradiol* 2002 ; 23 : 1164-1172
  - 30) Kinoshita T, Moritani T, Shrier DA, et al. : Diffusion-weighted MR imaging of posterior reversible leukoencephalopathy syndrome : a pictorial essay. *Clin Imaging* 2003 ; 27 : 307-315

## Technical Aspect and Clinical Utility of Brain Diffusion-weighted MR Imaging

Ryuta ITO<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>*Department of Radiology, Osaka Red Cross Hospital*

<sup>2</sup>*Department of Radiology, Shiga University of Medical Science  
Seta Tsukinowa-cho, Otsu, Shiga 520-2192*

Diffusion-weighted (DW) magnetic resonance (MR) imaging provides unique information on the microstructural and physiological states of brain tissue by enabling the mapping of the diffusivity of water molecules. The images and map derived from DW MR imaging include a DW image, an isotropic DW image, an exponential image, and an isotropic apparent diffusion coefficient (ADC) map. Increases in  $T_2$  can increase signal intensity of lesions on the DW image and the isotropic DW image because both  $T_2$  and diffusion effects contribute to the signal intensity of these images. The signal intensity of the exponential image is exponentially related to the ADC, and the ADC map shows the magnitude of the ADC. The signal intensity of these calculated images no longer includes  $T_2$ -weighted contrast. Most applications of DW MR imaging implement echo-planar read-out, which can freeze patient physiologic motions. To acquire high-quality DW images, scan parameters of both echo-planar and DW imaging must be optimized. Relationships of the parameters and their determination are discussed, and the clinical role in evaluating brain diseases, especially acute ischemic stroke, is reviewed briefly.