

# よくわかる diffusion の理論

阿部 修<sup>1</sup>, 渡辺靖志<sup>2</sup>, 青木茂樹<sup>1</sup>, 増谷佳孝<sup>1</sup>,  
大友 邦<sup>1</sup>

<sup>1</sup>東京大学大学院医学系研究科生体物理医学専攻放射線診断学 <sup>2</sup>同医学部附属病院放射線部

## はじめに

画像診断において、T<sub>1</sub>強調・T<sub>2</sub>強調像などに代表される磁気共鳴画像 (magnetic resonance imaging: MRI) が与える基本的コントラストの重要性は今なお揺るぎないものである。一方、拡散強調画像 (diffusion-weighted imaging: DWI) から得られる情報は、緩和時間に依存するコントラストに対して補完的である場合も少なからずあるものの、それらでは抽出し得ない生体情報を非侵襲的に画像化する手法として、広く臨床医療に浸透してきた。中枢神経系に対する DWI の臨床応用の歴史は臨床 MRI のそれと比べて少し浅いものの、中枢神経系における神経線維追跡や、正規分布を前提としない拡散測定などの解析手法の進歩、画像統計解析によって病態機序・経過観察に新たな知見を加えるなど、その進歩はとどまる所を知らない。これに対して体幹部への DWI の応用はどうであったか？ 被検体の粗大な動きに影響されずに、拡散という微小な現象をとらえるためには撮像法も高速化する必要があり、DWI 撮像に利用されるシーケンスはもっぱらエコープラナーイメージング (echo planar imaging: EPI) であった。EPI 法では 1) 磁化率勾配による画像ゆがみや偽信号変化が他のシーケンスに比べて強い、2) T<sub>2</sub> 値の比較的短い体幹部臓器では b 値の増加はエコー時間 (echo time: TE) 延長を伴う結果、信号雑音比が低

下する、などの欠点があった。近年 parallel imaging の普及により上記問題点がある程度解消され、体幹部臓器への臨床応用が広がってきた。この項では DWI を体幹部臓器へ適応する上で、必要な基本的知識から適応可能な撮像シーケンスあるいはテクニックに関して解説を行う。

## よくわかる diffusion の理論

### 1. 拡散強調の原理

DWI は極性が反対で大きさの等しい拡散検出傾斜磁場 (motion probing gradient: MPG) を付加することで達成され、多くの撮像シーケンスに適応可能である。水素原子の磁気回転比 (gyromagnetic ratio) を  $\gamma$ 、磁場強度を  $B$  とすると、水素原子核の共鳴周波数 (ラーモア周波数)  $\omega$  は

$$\omega = \gamma B$$

で与えられる。現象を単純化するために一次元のみ拡散を考えてみることにする。上記式からわかるように MPG を印加している間、各水素原子核スピンの共鳴周波数は経験する傾斜磁場の大きさによって変化し、結果的に位相が分散する。MPG 印加軸方向に完全に静止したスピンに対して反転 MPG を印加すると、位相が再収束しエコーが発生する (Fig. 1a)。つぎに一定速度で一定方向に運動するスピン群を考え

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

ると、それぞれのスピンの位相は相対的に再収束し、やはり強いエコーが観測可能となる (Fig. 1b). すなわち一定速度で運動するスピンは DWI の信号変化に寄与しない. ところがランダムな拡散運動を行っている場合、2 回目に経験する MPG が 1 回目のそれの大きさと異なるため各スピンの位相は分散し、観測されるエコー信号強度は減少する (Fig. 1c). 印加する MPG 強度あるいは印加時間を大きくすること、1 回目と 2 回目の MPG の時間間隔を大きくすること、のいずれでもさらに位相変化は大きくなり、観測されるエコー信号強度は減少する (Fig. 1d)<sup>1)</sup>.

2. 拡散強調の大きさを表す示標 (b 値)、および拡散の大きさを表す示標 {見かけの拡散係数 (apparent diffusion coefficient : ADC)}

一般的に自由に拡散する物質に対して、一対の MPG により生じる信号減衰は次式により与えられる<sup>2)</sup>.

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

$\overline{G(t'')}$  は一般的な傾斜磁場関数、 $\overline{D}$  は拡散の大きさを表し、拡散係数と呼ばれ、単位は  $\text{mm}^2/\text{s}$  で表される. MPG 強度を  $g$ 、一対の MPG の始まりから始まりまでの時間を  $\Delta$ 、MPG の印加時間を  $\delta$ 、MPG を印加した場合としない場合の信号強度をそれぞれ  $S$  および  $S_0$  とすると、

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

$$\ln \left( \frac{S}{S_0} \right) = -b \times D$$

という等式が成り立つ<sup>3),4)</sup>.  $b$  値は印加された MPG によって決定される既知の項であり、

DWI の信号強度  $S$  および  $S_0$  は得られた DWI 画像からボクセルごとに測定可能である. したがって最低 2 個の  $b$  値に対して DWI を測定すれば、片対数グラフの傾きとして ADC は算出可能である. またデータの信頼性を向上させるために 3 個以上の  $b$  値に対して  $S$  を測定した場合は、最小二乗法によりその傾きを求めればよい. ここで注意すべきこととして生体内ではブラウン運動のような純粋な拡散以外に、毛細血管内の血流や軸索流などの灌流現象も、拡散と同様な運動形態を示す. そこでこれらの影響をまとめた拡散係数という意味で、見かけの拡散係数 (apparent diffusion coefficient : ADC) と呼ばれる.

### 3. $T_2$ shine through

前項で示した等式を変形すると

$$S = S_0 \times e^{-b \times \text{ADC}}$$

となる. したがって DWI の信号強度  $S$  は、拡散に関連するパラメータである  $b$  値や ADC ばかりでなく、 $S_0$  の信号強度にも依存することになる. 一般的に ADC が低下する場合、DWI の信号強度  $S$  は保持され比較的高信号域として描出される. しかし ADC の低下が余り大きくない、あるいは上昇している場合でも  $S_0$  が十分大きければ、DWI の信号強度  $S$  は上昇する. これは「ADC が増加しても減少しても DWI の信号強度  $S$  は上昇してしまう場合がある」ことを示唆しており、この現象を  $T_2$  shine through と呼ぶ. 多くの病変では  $T_2$  値が延長、ADC は低下し、両者が相乗的に作用して高信号域として描出されるため、DWI では病変検出がより鋭敏になるという考え方がある一方、偽病変の描出も増し特異度が低下する欠点も予想される. 体幹部領域を含めて DWI では被検体の粗大な動きが信号強度  $S$  および ADC に影響を与えることを考慮しても、ADC

2005 年 7 月 26 日受理

別刷請求先 〒113-8655 東京都文京区本郷 7-3-1 東京大学大学院医学系研究科生体物理医学専攻放射線診断学 阿部 修

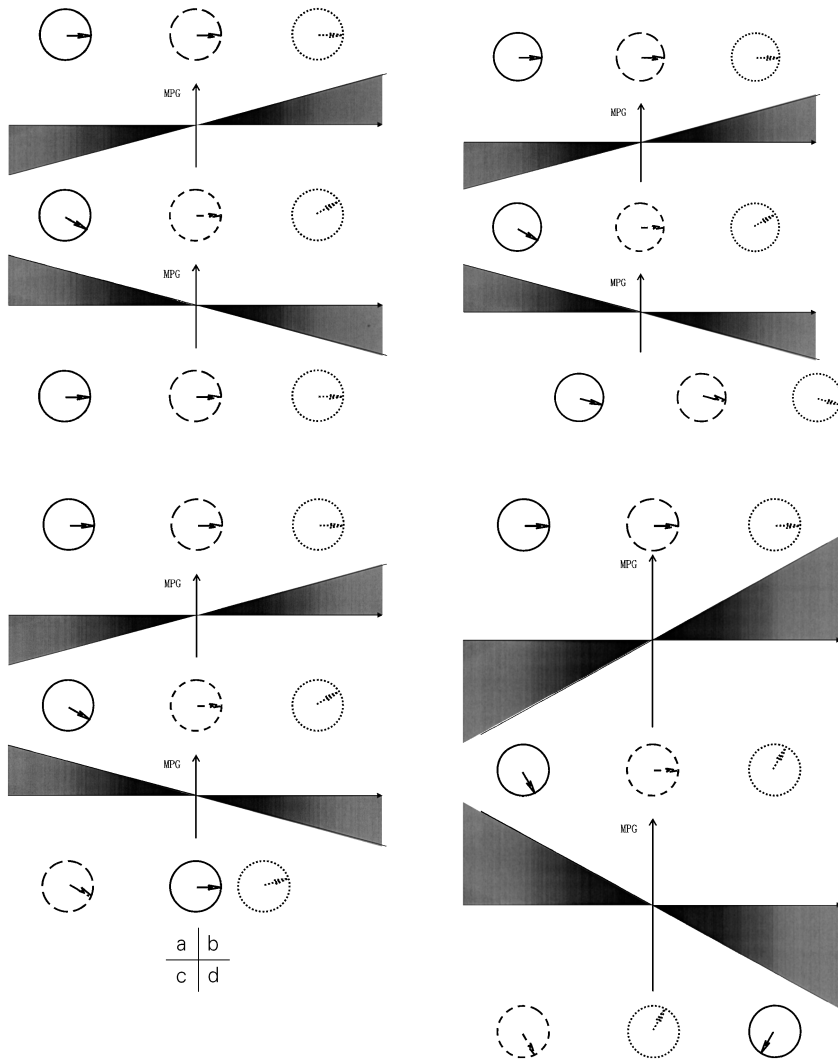


Fig. 1.

a) Schematic representation of the phase behavior of the stationary spin, resulting from the application of the motion probing gradient (MPG).

The phase of the stationary spins dispersed by the application of the first MPG is refocused with the second MPG, and the echo signal is observed without decay.

b) Schematic representation of the phase behavior of the spins moving with constant velocity, resulting from the application of the MPG.

The phase of the constantly-moving spins dispersed by the application of the first MPG is refocused with the second MPG, and the echo signal is observed without decay.

c) Schematic representation of the diffusing spin behavior caused by the application of the MPG.

The phase of the diffusing spins dispersed by the application of the first MPG is not refocused with the second MPG, and the echo signal intensity is reduced.

d) Schematic representation of the diffusing spin behavior caused by the application of the stronger MPG.

When the MPG with larger amplitude, longer duration, or prolonged separation is applied, the phase dispersion of the diffusing spins is facilitated, and the echo signal is progressively diminished in intensity.

値が病変解釈の一助となる場合もあり得るため、可能な限り ADC 画像を算出することが望ましいと考えられる。また  $b$  値の大小は DWI の信号強度  $S$  に対して  $1/e^{b \times ADC}$  で効いてくるために、 $b$  値を大きくすることで  $S$  に対する  $S_0$  の影響を相対的に減少させ、ADC をより反映させた画像にすることが可能である。一方、 $b$  値をある程度 ( $400 \text{ s/mm}^2$ ) 大きくすることで、ADC が比較的大きな灌流現象の影響も相対的に減少させ、より拡散を反映した DWI コントラストにすることも可能である。

#### 4. 拡散異方性

水溶液中における拡散は 3 次元的にいずれの方向にも等しく生じるために、等方性拡散 (isotropic diffusion) と呼ばれる。ところが脳白質線維や心筋などの筋肉ではミエリン鞘や筋線維の配列が一定の方向性を有するために DWI で観測される拡散は線維の配列方向に大きく、これと直交する方向には小さくなる。この現象を異方性拡散 (anisotropic diffusion) といい、テンソル解析を用いることで神経線維方向を推定することが可能である。生体のように拡散異方性を有する物質では、一軸の MPG 印加により観測される ADC の大きさは当該軸方向のみである。いま Fig. 2 のように左右方向の拡散が大きい物質を考えてみる。左右方向に MPG を印加した場合 (MPG1) と上下方向に MPG を印加した場合 (MPG2) では観測される ADC は、同じ物質であるにもかかわらず異なっている。またこの物質が観測座標系 (MRI 装置の座標系) で若干傾いて固定された場合、同じ方向の MPG を印加しても得られる ADC 値は先ほどの値とも異なってしまう。このように MPG 印加軸が一軸では同じ対象を測定しているにもかかわらず、測定結果が異なることになり正確な比較が困難となる。これを解決する一つの方法に拡散テンソル解析がある。体幹部領域では拡散テンソル解析が行われることは現段階では多くないが、MPG 印加軸方向によって ADC が少なからず異なることが予想

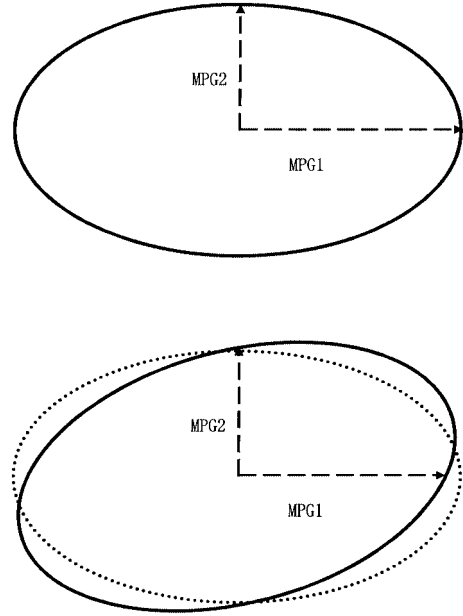


Fig. 2. The diffusivity dependent on the direction of the motion probing gradient (MPG).

When the diffusion of water molecules is enhanced in one direction and hindered in other directions (diffusional anisotropy), the diffusivity measured by applying MPG1 is larger than by applying MPG2 (upper column). Furthermore, if the object tilts slightly to one side (shown by solid ellipse in lower column), the observed diffusivity alters.

されるために、次項に述べる異方性を排した画像で評価することが望ましいと考えられる。

#### 5. Isotropic DWI と平均拡散能 (mean diffusivity: MD)

拡散異方性を排した画像を取得するにはいくつかの方法があるが、まず第一に MRI 装置の観測座標系  $x, y, z$  軸方向に別々に MPG を印加して得る方法がある。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。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<sup>3),4)</sup>。すなわち

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

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  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3$  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上式から

$$\bar{D}' = \begin{pmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{pmatrix}$$

恒等行列を  $\bar{E}$  とすると拡散テンソル  $\bar{D}$  の固有方程式は

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

で表される。ここで  $\alpha$  の係数に注目すると

$$\begin{aligned} I_1 &= D_{xx} + D_{yy} + D_{zz} \\ &= \lambda_1 + \lambda_2 + \lambda_3 \end{aligned}$$

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

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

という関係式が導かれる。拡散テンソル  $\bar{D}$  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、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, y, z 軸にそれぞれ別々に MPG を印加した場合、

$$\ln \left( \frac{S_x}{S_0} \right) = -b \times D_{xx}$$

$$\ln \left( \frac{S_y}{S_0} \right) = -b \times D_{yy}$$

$$\ln \left( \frac{S_z}{S_0} \right) = -b \times D_{zz}$$

ここで MD を不変量  $I_1/3$  と定義すると、MD は観察座標に依存せず、拡散異方性を反映しない量となる。

$$\begin{aligned} MD &= I_1/3 = (D_{xx} + D_{yy} + D_{zz})/3 \\ &= \ln \left( \frac{S_x \times S_y \times S_z}{S_0^3} \right) / 3b \\ &= \ln \left( \frac{\sqrt[3]{S_x \times S_y \times S_z}}{S_0} \right) / b \end{aligned}$$

$\sqrt[3]{S_x \times S_y \times S_z}$  は MD に対応する DWI 画像となり、これを isotropic DWI と呼ぶ。一軸の MPG 印加では、拡散異方性により正常にもかかわらず高信号を示し病変部との区別がつきにくい構造において、isotropic DWI を計算することにより拡散異方性に伴う高信号域を排除し、病変部を描出する利点がある一方で、3 軸の MPG 印加を行って撮像している間に被検体が動いた場合や、MPG に伴う渦電流のために生じた画像ゆがみに対して、位置補正を行わないと位置が異なるボクセル同士で計算され、誤った値が得られる危険性もある。

Isotropic DWI 又は MD 画像を得るもう一つの手法として一回の撮像で得る方法がある。これは例えば Fig. 3 のような傾斜磁場を印加することにより拡散テンソルの非対角項 ( $D_{xy}, D_{yz}, D_{zx}$ ) をキャンセルし、対角項のみが残るような傾斜磁場印加パターンを行った画像である<sup>4),5)</sup>。この方法は一定な残留磁場のキャンセルに有効であること、傾斜磁場の利用効率が良い

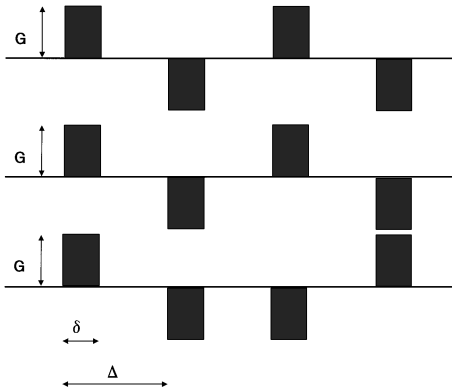


Fig. 3. An example of the gradient pairs to cancel out the off-diagonal elements. The specific combination of the motion probing gradient pairs cause the cancellation of the off-diagonal elements, while constructively adding the diagonal elements. In this case, the off-diagonal elements such as  $D_{yz}$  and  $D_{xz}$  are canceled out<sup>4)</sup>.

好であること、ADCの測定には役立つことなどが利点だが、拡散異方性の評価は不可能で、高b値を達成するためには通常の印加軸パターンのDWIよりもTEが延長する可能性もある。ただし3軸印加に伴う位置補正・ゆがみ補正の必要がなく、体幹部領域に対するDWIで拡散異方性の評価が必要ない場合には有用性が期待できる。ここで注意しなければならない点は、x, y, z軸の3軸同時にMPGを印加してもisotropic DWIを得ることはできないという点である<sup>4)</sup>。

## 6. 体幹部DWI撮像に利用可能なシーケンス

### 1) エコープラナーイメージング (echo planar imaging : EPI)

中枢神経・体幹部の両者においてDWIの撮像法として現時点でのゴールドスタンダードはEPI法 (Fig. 4) である。EPI法は既に1970年代にMansfieldによって提案されていたものの、静磁場均一性や傾斜磁場、RFシステム、コンピューターなど装置全般に対する要求水準が高く、当時臨床応用は困難であった<sup>6)</sup>。1980

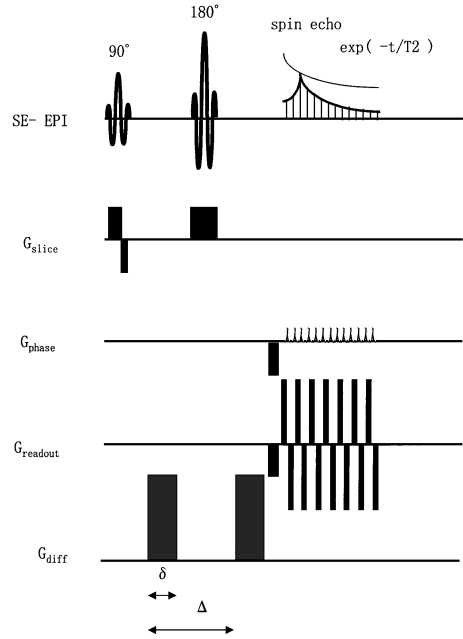


Fig. 4. Timing diagram of the diffusion-weighted echo planar imaging. The gradient sensitizing diffusion can be applied in any directions.

年代中盤に報告されたDWIではStejskalとTannerによって提唱されたパルス型傾斜磁場を用いたスピンエコー (spin echo : SE) 法<sup>7)</sup>あるいはSTEAM法<sup>8)</sup>であったが、各TR (repetition time : 繰り返し時間) ごとに体動・心拍動などによってランダムに生じるスピンの位相ずれから強いartifactを生じ、定量的なADC評価を妨げていた。ブラウン運動レベルの動きを画像化するDWIにとって脳脊髄液の拍動に伴うartifactや、呼吸による臓器移動は致命的であり、一スライス当たり100ミリ秒前後で撮像可能なEPI法はDWIの臨床応用および現在の発展には欠くべからざるものであった (Fig. 5a & b)。近年ではparallel imagingの併用によりさらなる高速化および低画像ゆがみがある程度達成され、中枢神経だけでなく体幹部系におけるDWI撮像の標準的シーケンス

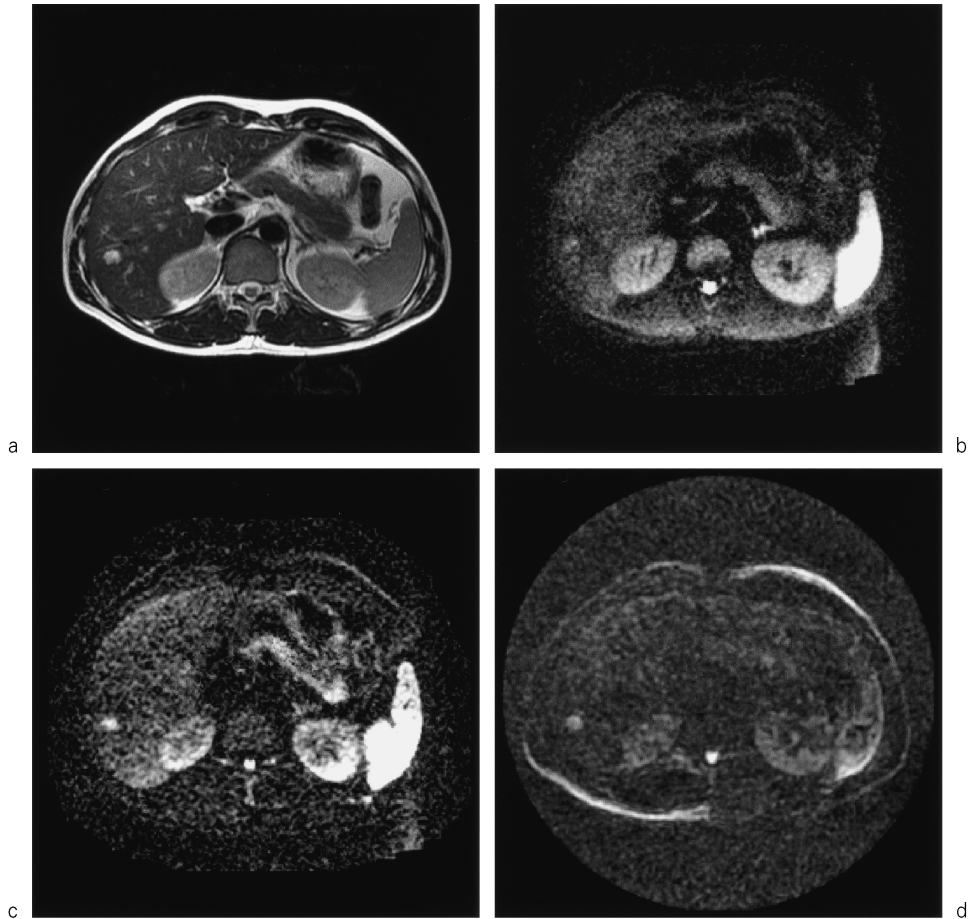


Fig. 5.

a)  $T_2$ -weighted fast spin echo (FSE) image acquired with breathhold.

The hemangioma in S6 segment of the liver is clearly depicted as high signal intensity on the  $T_2$ -weighted images.

b) Isotropic diffusion-weighted echo planar image ( $b = 1000 \text{ s/mm}^2$ ) combined with parallel imaging without breathhold at the same level in Fig. 5a.

The liver hemangioma is blurred due to its motion during spontaneous breathing, albeit utilizing fast imaging techniques.

c) Diffusion-weighted echo planar image ( $b = 1000 \text{ s/mm}^2$ ) combined with parallel imaging with breathhold.

The liver hemangioma is depicted as high signal at high  $b$  value of  $1000 \text{ s/mm}^2$ .

d) Isotropic diffusion-weighted PROPELLER (periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction) image without breathhold.

The margin of the liver hemangioma is clear in spite of spontaneous breathing, compared with Fig. 5b.

となっている (Fig. 5c).

EPI 法では位相 encode 傾斜磁場が小さい状態で k-space を充填するため位相 encode 方向に chemical shift artifact を生じる. 現在では高磁場装置においては水選択励起法 (spectral selective RF excitation)<sup>9)</sup> や CHESS (chemical shift selective) 法<sup>10)</sup> が併用されるために, この artifact が問題となることは少ない. また N/2 artifact は渦電流や静磁場の局所不均一などの原因で信号の位相がわずかにずれていき, 位相 encode 方向に画像が半分ずれたような偽像が現れることをいうが, 通常は装置の調整により解決可能である.

## 2) EPI 法以外の DWI

前項で述べたような EPI 法の弱点を克服するために数々のシーケンスがこれまで提案されてきた. まず最初に利用されたシーケンスはスピンエコー (spin echo: SE) 法に MPG を印加する SE-DWI である. SE 法は画像化手法として既に MRI 装置に広く普及しており, これに MPG を印加することはシーケンスデザインとしては容易であった. しかし通常の SE 法では各位相エンコードステップで, 被検体の bulk motion による位相変化は大きく, しかも各 TR ごとにランダムであり, 比較的動きの少ない中枢神経領域においてすら, 脳脊髄液拍動に伴う強いアーチファクトを生じてしまい, コンスタントに画質の良好な DWI を得ることは困難で広く普及するには至らなかった.

Line scan 法では  $90^\circ$  パルスと  $180^\circ$  パルスを交差して印加することにより対象物質を直方体状に励起した後, 得られたエコーを一次元フーリエ変換することを, マトリックス分繰り返すことで各位相エンコードステップにおける位相分散の問題を回避している. Bulk motion の少ない中枢神経領域で磁化率アーチファクトの強い症例では有効な場合もあるものの, SE 法ベースであるため一回の呼吸止めでは必要なマトリックス分のデータ収集が困難で, 呼吸止めをしない場合, 各ラインごとの位置ずれも無視

できないため, 少なくとも呼吸の影響を受ける体幹部領域での適応は困難と考えられる.

近年注目されているシーケンスとしては PROPELLER (periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction) がある<sup>11)</sup>. PROPELLER 法では 1TR 内に平行な複数の k-space line を RARE (rapid acquisition with relaxation enhancement) 法により取得する. 1TR で取得される k space line の数がエコートレイン数に相当し, このラインをまとめて blade 又は strip と呼ぶ. 続く TR においてこの blade を k-space 上で少しずつ回転させ, 最終的に k-space を同心円状に充填する. PROPELLER 法の優れた点は, 各 blade が k-space の原点近傍領域を重なって取得されるために, multi-shot 法ではあるが回転運動を含めた体動補正を行うことが可能であることである. さらに k-space 中心部のサンプリング密度が高いために信号雑音比が比較的高く, RARE 法ベースであるために画像ゆがみが EPI 法よりも少ない点が挙げられる. したがって体動の抑制が困難な場合, 又は EPI 法では磁化率アーチファクトによる画像ゆがみや信号変化が顕著な場合でも比較的良質な DWI を撮像可能である. ただし撮像時間が長い割に, EPI 法と比べると信号雑音比が低く parallel imaging が浸透するであろう近い将来, 中枢神経系においてはその有用性は低下するかもしれない<sup>12)</sup>. ただし呼吸移動が避けられない体幹部領域の DWI 撮像のツールとしての有用性は未知数と考えられる (Fig. 5d).

その他の手法としては single-shot RARE 法や, SSPP (steady state free precession), turbo-FLASH (fast low angle shot) 法なども提案されている. ただしこれらは preparation pulse を用いるために信号雑音比が低い, 低 flip angle のラジオ波照射によってグラジエントエコーを収集するために  $T_1$  緩和の影響が混入する, 撮像時間が長い, 撮像スライス枚数が EPI 法に比べて少ないなどの問題点があり,



parallel imaging 手法が一般化しつつある現在一般的に用いられてはいない。

### 3) Parallel imaging

これまでのMRI撮像の高速化の歴史は、傾斜磁場性能などハードウェア性能の向上の歴史と重なることが多かった。しかし傾斜磁場性能の向上は熱吸収の上昇、単位時間当たりの磁場変化の高速化に伴う神経刺激の問題などがあり、限界が見えつつある。Parallel imaging はこれらハードウェア性能の向上を必ずしも要求しない高速化の手法であり、基本的にはどのようなシーケンスにも適応可能で、 $T_1 \cdot T_2$  強調像などのルーチン検査ばかりでなく、高磁場化に伴う様々な問題や EPI 法の弱点を軽減する手法として期待されている。Parallel imaging は複数の独立した回路をもつ受信コイルを利用して撮像されるが、その手法には大別して SMASH (simultaneous acquisition of spatial harmonics)<sup>13)</sup> 法と SENSE (sensitivity encoding)<sup>14)</sup> 法が挙げられる。

SMASH 法：MRI 撮像では一回の位相エンコードステップにおいて k-space の 1 ラインが充填される。画像再構成には位相方向のマトリックス分のエンコードが必要となり、位相エンコードグラジエントが大きいほど k-space の周囲 (高周波成分) へ、小さいほど中心部 (低周波成分) へ配置される。まず位相エンコードグラジエントがゼロのとき、位相エンコード方向の各スピンは位相がそろっている。次に一番目の位相エンコードグラジエントが印加されたとき、位相エンコード方向のスピンの位相はわずかに分散するが、その際観測されるエコー信号は比較的低い周波数を示す。さらに次の位相エンコードグラジエントを印加すると、位相エンコード方向のそれぞれのスピンの位相分散は大きくなり、観測されるエコー信号は徐々に高い周波数を示すようになる。そこで SMASH 法では、複数のコイルエレメントの感度分布を加重合計すると、位相エンコードによって得られるのと同等の正弦波あるいは余弦波を作るよ

うに、コイルエレメントの感度分布を調整する<sup>13)</sup>。つまり一回の位相エンコードで各コイルにおいてデータ収集を行ったのち、コイルエレメントの感度分布を変化させてデータを再構成すれば、位相エンコードによって得られるのと同等の、磁化の正弦波や余弦波状の位相変化が計算で得られ、その分だけ位相エンコードステップが省略可能となる (Fig. 6)。このように SMASH 法はフーリエ変換によって画像再構成を行う前、つまり k-space 上のデータに対して処理が行われ、撮像時間短縮は位相方向のみである。また最大の弱点はコイルエレメントを直線的に配置しなければならず、コイルの形状で撮像範囲・スライス位置などに制限が生じることである。

SENSE 法：SENSE 法はフーリエ変換後の画像に対してデータ処理を行う点が SMASH 法と異なっている。位相エンコードの数を  $1/R$  にすれば撮像時間も  $1/R$  となるが、SENSE 法の場合この  $R$  を reduction factor と呼ぶ。いま事象を単純化するために、reduction factor を 2 にした場合を考えてみる。Fig. 7 のように灰色の領域を撮像する場合、領域を完全にカバーする撮像視野 (field of view: FOV) では折り返しアーチファクトを生じないが、FOV を半分に絞った場合、図の●が折り返しのために■に重なってしまう。そこで折り返しが展開された状態での■および●の座標をそれぞれ  $(x_1, y_1)$ ,  $(x_2, y_2)$  とする。また座標  $(x, y)$  における求めたい本来の信号強度、コイル  $i$  における実際の測定信号強度、コイル  $i$  の感度をそれぞれ  $S(x, y)$ ,  $S_i(x, y)$ ,  $C_i(x, y)$  とする。コイルを 2 個利用した場合、

$$S_1(x_1, y_1) = C_1(x_1, y_1) \times S(x_1, y_1) \\ + C_1(x_2, y_2) \times S(x_2, y_2)$$

$$S_2(x_1, y_1) = C_2(x_1, y_1) \times S(x_1, y_1) \\ + C_2(x_2, y_2) \times S(x_2, y_2)$$

となる。ここで  $S_1(x_1, y_1)$  および  $S_2(x_1, y_1)$

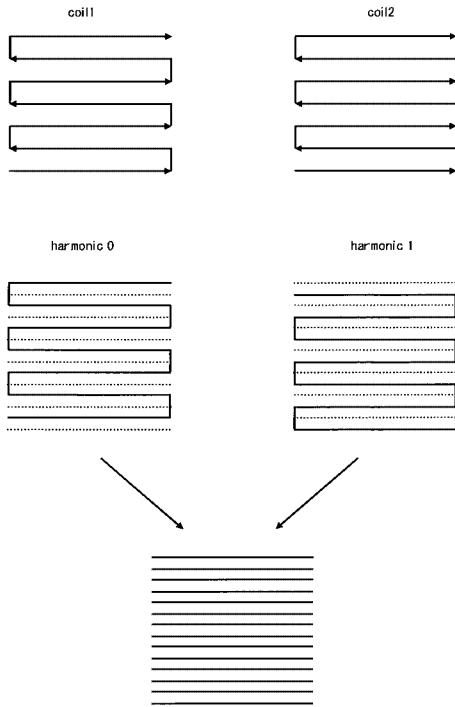


Fig. 6. Schematic representation of the k-space trajectory in the SMASH imaging. The data with a reduced number of phase-encoding gradient steps in two component coils of a linear array are simultaneously acquired (upper column). Then, the shifted data using spatial harmonic combinations of component coil signals are reconstructed (middle column). Finally, the shifted data sets are interleaved to generate a full signal matrix, corresponding to an image with full field of view in a reduced total acquisition time (lower column)<sup>13)</sup>.

は撮像画像から計測可能であり、あらかじめ各コイルの感度分布  $C_1, C_2$  を得ておけば、展開後の信号強度  $S(x_1, y_1)$  および  $S(x_2, y_2)$  を求めることが可能となる<sup>15)</sup>。

これら parallel imaging で注意すべき点は信号雑音比が低下することであるが、EPI-DWI においては位相エンコードステップ数が減少することによってエコー読み取り時間の低減、すなわち TE 短縮に結びつき、磁化率アーチファクトの改善やスライス枚数の増加、信号雑音比

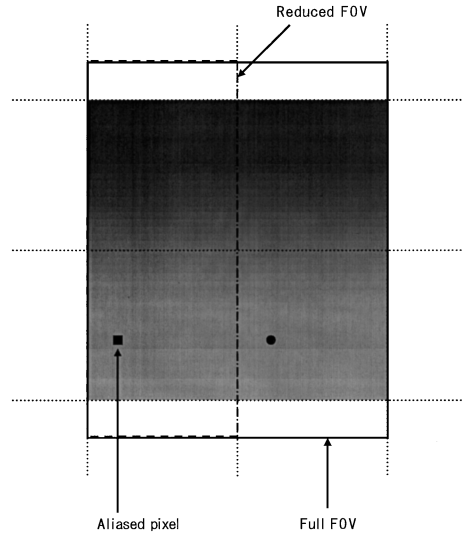


Fig. 7. Aliasing in 2D Cartesian sampling. The full field of view (FOV, solid box) is reduced in one dimension. A pixel in the reduced FOV (dotted box) represents the superposition of pixels forming a Cartesian grid. Since two of these pixels are in the full FOV in this example, the actual degree of aliasing is two<sup>14)</sup>.

の上昇などの利点が大きく、高磁場化と合わせてこれからの DWI には不可欠な手法と考えられる。

## まとめ

DWI は脳虚血に対する応用が始まってから 15 年余りが経過し、中枢神経系ばかりでなく、今後体幹部への応用も大きく広がっていくと考えられる。今後の DWI 撮像の主役は parallel imaging を併用した EPI 法と考えられるが、体幹部領域では PROPELLER 法を含めてその他のシーケンスの検討が不十分で、それらの有用性を今後検討する必要がある。本稿が、拡散強調像に対する理解を深め、体幹部領域における疾患検出・鑑別診断に役立つ情報を抽出する一助となれば幸いである。

文 献

- 1) 阿部 修, 大久保敏之, 林 直人, 増本智彦, 山田晴耕, 大友 邦: MRI: 拡散画像. 画像診断 1999; 19: 1154-1163
- 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) 阿部 修, 山田晴耕, 大久保敏之, 林 直人, 大友 邦, 梶沢宏之, 高橋良行: 拡散強調画像とテンソル. 日磁医誌 2000; 20: 272-290
- 4) 青木茂樹, 阿部 修. これでわかる拡散 MRI. 第一版. 東京: 秀潤社, 2002
- 5) Mori S, van Zijl PC: Diffusion weighting by the trace of the diffusion tensor within a single scan. *Magn Reson Med* 1995; 33: 41-52
- 6) Mansfield P: Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J phys C* 1977; 10: L55-L58
- 7) 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
- 8) Merboldt KD, Hanicke W, Frahm J: Self-diffusion nmr imaging using stimulated echoes. *J Magn Reson* 1985; 64: 479-486
- 9) Block W, Pauly J, Kerr A, Nishimura D: Consistent fat suppression with compensated spectral-spatial pulses. *Magn Reson Med* 1997; 38: 198-206
- 10) Haase A, Frahm J, Hanicke W, Matthaei D: 1H NMR chemical shift selective (CHESS) imaging. *Phys Med Biol* 1985; 30: 341-344
- 11) Forbes KP, Pipe JG, Karis JP, Heiserman JE: Improved image quality and detection of acute cerebral infarction with PROPELLER diffusion-weighted MR imaging. *Radiology* 2002; 225: 551-555
- 12) Abe O, Mori H, Aoki S, et al.: Periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction-based diffusion tensor imaging: comparison with echo planar imaging-based diffusion tensor imaging. *J Comput Assist Tomogr* 2004; 28: 654-660
- 13) Sodickson DK, Griswold MA, Jakob PM, Edelman RR, Manning WJ: Signal-to-noise ratio and signal-to-noise efficiency in SMASH imaging. *Magn Reson Med* 1999; 41: 1009-1022
- 14) Pruessmann KP, Weiger M, Scheidegger MB, Boesiger P: SENSE: sensitivity encoding for fast MRI. *Magn Reson Med* 1999; 42: 952-962
- 15) マルク・ヴァン・カウテレン: Parallel Imagingの原理. 日獨医報 2002; 47: 6-11

## Basic Principle of Diffusion-weighted Body Imaging

Osamu ABE<sup>1</sup>, Yasushi WATANABE<sup>2</sup>, Shigeki AOKI<sup>1</sup>,  
Yoshitaka MASUTANI<sup>1</sup>, Kuni OHTOMO<sup>1</sup>

<sup>1</sup>*Department of Radiology, Graduate School of Medicine, University of Tokyo*

<sup>2</sup>*Radiological Center, University of Tokyo Hospital  
7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8655*

Diffusion-weighted magnetic resonance (MR) imaging sensitized to water diffusion is noninvasive and can provide information not accessible with other modern medical imaging techniques. It may be used to provide information about the structure of cells (e.g., fiber tractography in the central nervous system), membrane permeability, transport processes, and temperature. Diffusion-weighted imaging has recently evoked great interest in MR imaging of the body because of its ability to depict several diseases without use of drugs. Diffusion-weighted body imaging with high b value or less distortion is achieved by parallel imaging techniques as well as progress in the gradient capability. We review the basic principle of diffusion sensitization using MR imaging and provide several imaging sequences or techniques applicable to diffusion-weighted MR imaging of the body.