

拡散強調画像法の基礎

本間一弘

独立行政法人産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門医用計測グループ

はじめに

NMR（核磁気共鳴）は、磁気共鳴する元素の原子核が有する磁気共鳴スピンの由来する磁気モーメントの挙動を計測する。磁気モーメントはベクトル量であることから、強度のみならず、モーメントの方向も重要なパラメータになる。MRSやMRIでは、個々のスピンの有する磁気モーメントの総量として、磁化ベクトル M (M_x, M_y, M_z) を計測し、スペクトルあるいは画像化して解析する。磁気モーメントの方向は、磁気共鳴元素の結合状態、磁場強度などに依存して変化する。マグネット内の測定領域における磁場強度を変化した結果、スピンの磁場強度の高い環境に置かれると、磁場強度に比例して角速度が上昇する。すなわち、磁場の高い領域に置かれたスピンは、低い領域のスピンに比して、位相が進むことになる。拡散強調イメージングは、磁場強度に応じたこのようなスピンの挙動を観測することになる。血流や拡散、灌流などによって生体の機能に起因して磁気共鳴元素が空間的に変位する場合、マグネット内の磁場強度を空間的に変化（一般には直線状の強度分布）させることにより、変位したスピンの位相変化のみが測定できることになる。血流のように変位に方向性をもつ場合には、変位の方向弁別も可能である。これに対して拡散は各方向に変位する。NMRを用いることにより、分子拡散、熱拡散、スピン拡散に由来する物質の自己拡散係数が測定できることは既に知

られている¹⁾。組織を構成する分子の自己拡散や共鳴するスピンの拡散の計測は組織の化学的な構造が解析できることから、緩和時間や化学シフトなどとは異なった測定量になり、化学構造の分析に多用されてきた。この原理をイメージングに応用した拡散強調イメージングは、変位するスピンのすべてが測定対象になり、その変位量を強調する画像化手法である。拡散強調イメージングでは、自己拡散係数、密度分布に依存する分子拡散、熱勾配に起因する熱拡散、灌流、イオン化、組織機能に起因する磁気共鳴元素の変位などを描画する。組織機能の評価、疾患の診断などにおいて有用な撮像法と考える。本論文では、MRIにおける拡散強調イメージングの原理を述べ、工学的な側面から解説する。

NMRによる拡散係数の計測

従来、物質の分子拡散は高分解能NMR装置を利用して拡散に起因して生じるスピンの位相変化を観測し、計測される信号強度の変化から解析されていた^{1),2)}。本論文で述べる拡散現象の画像化（拡散強調イメージング）は、生体内で共鳴する元素の自己拡散係数、濃度勾配、神経興奮や酸素消費などの種々の代謝変化に伴う磁気共鳴元素の微細な移動、組織に温度差がある場合の拡散を含むすべての拡散現象に起因する生体内変化を画像化することになる。

拡散現象があった場合の磁気モーメント M

キーワード diffusion, MRI, principle, apparent diffusion, MPG

(M_x, M_y, M_z) の挙動を示す Bloch の式は以下のようになる^{2),3)}.

$$\begin{aligned} \frac{\partial M_x}{\partial t} &= \gamma(M_y B_0 + M_z B_1 \sin \omega t) \\ &\quad - M_x/T_2 + \nabla \cdot D \nabla (M_x - M_{x0}) \\ \frac{\partial M_y}{\partial t} &= \gamma(M_z B_1 \cos \omega t + M_x B_0) \\ &\quad - M_y/T_2 + \nabla \cdot D \nabla (M_y - M_{y0}) \cdots (1) \\ \frac{\partial M_z}{\partial t} &= -\gamma(M_x B_1 \sin \omega t + M_y B_1 \cos \omega t) \\ &\quad - (M_z - M_0)/T_1 \\ &\quad + \nabla \cdot D \nabla (M_z - M_{z0}) \end{aligned}$$

ここで、 B_0 は静磁場の強度、 γ は磁気回転比、 B_1 は RF パルスによってできる磁場である。また、 M_{x0}, M_{y0}, M_{z0} は各々、 M_x, M_y, M_z の初期値を与える。スピンエコーを発生させるための 180° パルスの両側に矩形パルス状の傾斜磁場 MPG (motion probing gradient) を加えた場合に観測される信号の変化は既に解析されており¹⁾、時刻 t において得られるエコー信号の強度 $I(t)$ は、次式で与えられる^{1),3)}。

$$I(t) = K \cdot \exp\left(-\frac{t}{T_2}\right) - \gamma^2 D G_M^2 \delta^2 (\Delta - 3/\delta) \cdots (2)$$

ここで、 $T_2, G_M, \delta, \Delta, D$ は、各々、横緩和時間、MPG の強度、MPG の印加時間、二つの MPG の時間間隔、拡散係数である。 $t=0$ および $t=TE$ における信号強度の比は次式のように表される²⁾。

$$\ln[I(TE)/I(0)] = -\gamma^2 G_M^2 \delta^2 D (\Delta - 3/\delta) \cdots (3)$$

上式は拡散係数 D に対して線形の関係にあることから、次式で定義する b 値 (b -ファクタ) が拡散係数 D の算出あるいは強調画像において多用される。横軸に b 値を取り、縦軸に画像強度をとると、拡散係数 D は比例定数として与えられることになる。

$$b \equiv -\gamma^2 G_M^2 \delta^2 (\Delta - 3/\delta) \cdots (4)$$

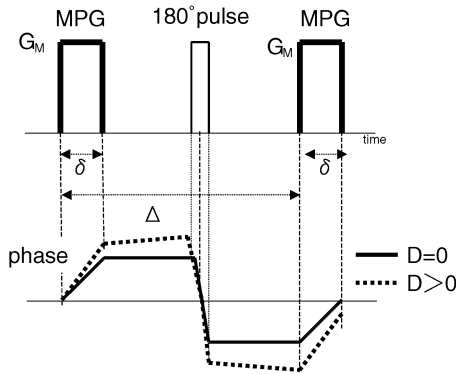
拡散強調イメージングにおいて、印加する MPG は、 180° パルス (SE 観測の場合) あるいは 90° パルス (STE 観測) の両側で対象な形状でなければならないが、矩形波である必要はない⁴⁾。傾斜磁場コイルの特性により、矩形波状に印加できない場合には、正弦波、台形波などが用いられる。 b 値はこれらに対しても同様に計算される。拡散係数の算出や拡散強調イメージングにおいては、 b 値を可変すれば良く、具体的には、 $G_M(x, y, z), \delta, \Delta$ を変化させることになる。MPG を印加した際のスピンの位相変化を Fig. 1 に示す。MPG を与える磁場 $G_M(x, y, z)$ は図示のように、横緩和を測定するためのパルスシーケンス (例えば、 90° - τ - 180° 系列) の途中に印加する^{1),2),5)}。 90° パルスの後、最初の MPG が印加されるまで M の位相は一定値を示す。MPG が加わると M の位相は磁場勾配に比例して変化する。元素が拡散しない場合は、2 番目の MPG の後にスピンは再収束してスピンの位相がそろふことから、磁化は横緩和 (緩和時間 T_2) の変化として与えられることになる。逆に、拡散がある場合は、共鳴する元素が空間的に位置を変えることから、2 番目の MPG を加えても位相は再収束せず、dephasing によりエコー信号の強度が減衰する。すなわち、1 番目の MPG から 2 番目の MPG までの時間に磁気共鳴する元素が拡散する現象の差異が観測される信号の強度の変化として計測されることになる。この MPG は、RF パルス (90° と 180° パルス) とは無関係で設定することができ、MPG の強度 $G_M(x, y, z)$ 、印加時間 δ および二つの MPG の間隔 Δ にのみ依存する。磁化ベクトル M は Fig. 1 のように振る舞うことを示したが、実際に観測される信号強度 (あるいは画像化した際の画像濃

2002 年 10 月 7 日受理

別刷請求先 〒305-8564 茨城県つくば市並木 1-2

独立行政法人産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部

門医用計測グループ 本間一弘



$$I = I_0 \cdot \exp(-Db)$$

$$b = \gamma^2 \cdot G_M(x, y, z)^2 \cdot \delta^2 \cdot (\Delta - \delta/3)$$

Fig. 1. Waveform of the motion probing gradients (MPG)
The phase of spin is changed with diffusion coefficient D.

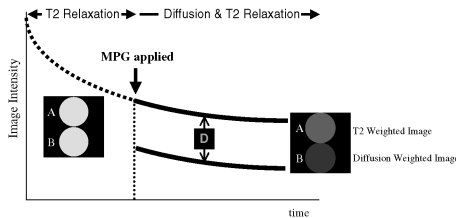


Fig. 2. Diffusion enhancement in diffusion-weighted imaging
Diffusion phenomena is enhanced with changing b-value in the reconstructed image.

度)は Fig. 2 のように変化する. MPG を印加しない場合は、横緩和を観測する方法に等しい. 拡散係数 D とは、MPG を印加したことによる信号強度 (画像化した際に画像濃度) が低下した成分となる. すなわち、D が大きい部位ほど信号低下が大きく、低下は加えた b 値に比例する.

拡散画像を得るために加える二つの MPG の傾斜磁場 $G_M(x, y, z)$ は理論的には任意の波形でよく、パルスシーケンスにおいて図示のように対称な位置に同一の極性で与えることが条件

である. 波型として矩形波を用いた場合には δ に対して $G_M(x, y, z)$ の積分値が最大となることから、最も効率よく拡散 D の強調が行える. しかし、傾斜磁場を矩形波状に加えることは高速に傾斜磁場を切り換えなければならず、渦電流の低減策が必要となる. これに反して、正弦波は波形が非線形であることから解析が複雑になるが、渦電流対策が施されていない傾斜磁場コイルでも拡散強調イメージングを可能にする. 自己拡散を含むすべての拡散係数 D は横緩和と同様にスピンの位相変化として与えられる. このため、横緩和による変化と独立させて自己拡散係数や拡散強調画像などを得るためには、エコー時間 TE、繰り返し時間 TR を一定として、拡散のための MPG の強度 $G_M(x, y, z)$ 、印加時間 δ および間隔 Δ を可変する必要がある. 最短な TE で最大の $G_M(x, y, z)$ を与えることが最適な測定方法と言える. 式(4)からわかるように、拡散現象は、 G_M と δ の 2 乗に、また、 Δ に比例して強調されることになる. このことから、MPG の強度および印加時間が特に強調効果大きい. したがって、拡散強調イメージングにおいては、 $G_M(x, y, z)$ 強度の増大を最優先で考えるべきである. また、 G_M は、矩形波が最も効率的に強調できることが知られるが、用いる傾斜磁場コイルの特性が悪い場合には、矩形波に変えて台形波や正弦波を用いることになる. G_M が弱い場合には、 δ 、 Δ を延長して対処することになる. この場合には、必然的に TE が延長することから、これによる影響も考慮しなければならない.

拡散強調画像法

撮像シーケンス中に二つの MPG がスピンの位相変化に対して逆方向に作用するように挿入することができれば拡散強調イメージングを可能にする. 二次元拡散強調イメージングでは、二次元撮像を可能にし、かつ、上記の MPG が挿入できる SE (spin echo) 法、STE (stimu-

lated echo)法, EPI (echo planar imaging)法 (SE 型), RARE (rapid acquisition with relaxation enhancement) 法, Fast-SE (fast spin echo) 法, スパイラルイメージング法 (spiral imaging), PROPELLER (periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction) が, 三次元強調イメージングには, SSFP 状態にした三次元 Turbo-FLASH (fast low angle shot) 法 (T_2 測定用)⁶⁾ と三次元 Fast-SE 法が利用できる. 拡散強調イメージングでは, 前述の MPG による拡散の強調効果に加えて, 用いる撮像法の基本的な特徴が加わる. 他方, 測定する元素が非等方的に拡散し, 3 軸方向の拡散成分を描画したい場合には, 画素サイズが重要で, 立方体であることが望まれる. 二次元イメージングでは, 一般に, スライス厚は画像化する面の画素サイズに比して大きく, スライス間隔がある, 正確なスライス断面が得にくいなどの問題がある. このため, 三次元拡散強調イメージングも有用となる. 三次元撮像であることから撮像に時間がかかり, 二次元イメージングに比して, 体動の影響を受ける可能性が高くなる. 後述する体動による誤差を除去するためのナビゲーターエコーや位相補正法の適用を行い, 加えて, 撮像時間の短縮を目的とした画素数の減少などの対策により, 臨床応用が現実のものになる.

1. 二次元画像化

(1) SE 法

Fig. 3 に SE 法に基づく拡散強調イメージング (SE-DWI) 法のパルスシーケンスを示す^{7),8)}. 図中, G_s , G_p , G_r は 3 方向の傾斜磁場を与え, 各々, スライス選択, 位相エンコード, 周波数エンコードを行う. 図示の画像化手法は, 従来からの SE 法に MPG を印加したものである. SE-DWI は, 最も正確に拡散係数を強調するが, 撮像に時間がかかり, TE が長くなることから横緩和時間 T_2 が短い組織が描出されにくい傾向がある. Fig. 4 にアセトンと蒸留水の測定結果を示す. 図は, MPG の強度

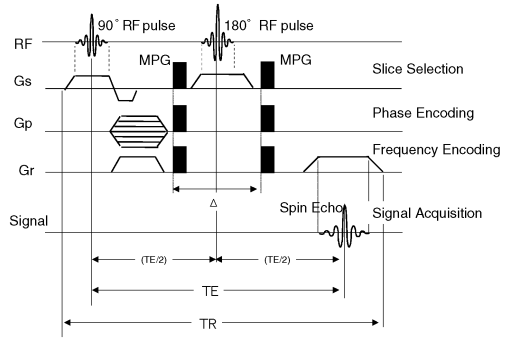


Fig. 3. A pulse sequence for a two-dimensional spin echo diffusion-weighted MR imaging (SE-DWI)

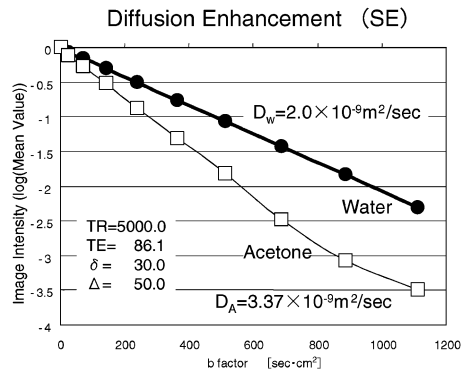


Fig. 4. Experimental results of self-diffusion coefficients of water D_W and acetone D_A extracted from a diffusion-weighted MR imaging (SE-DWI)

を可変した b 値に対する画像濃度の変化を示し, 各々の拡散係数は画像濃度の平均値から算出した. アセトンは蒸留水に比して拡散係数が高く, また, 画像濃度は b 値に依存して変化することがわかる.

(2) STE 法

RF パルスとして $90^\circ - 90^\circ$ 系を用いる STE 法は, SE 法に比して TE の短縮が可能であることから, T_2 緩和時間の短い組織に対する拡散強調イメージングに適する撮像法である.

(3) RARE 法, Fast-SE 法

RARE 法あるいは Fast-SE 法は, 多数の

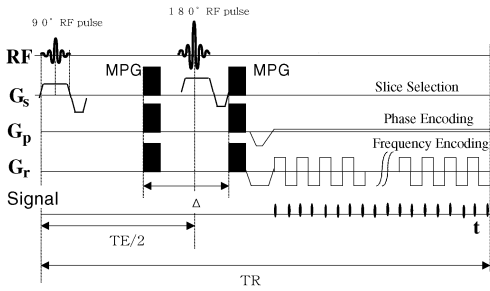


Fig. 5. A pulse sequence for a two-dimensional echo planar diffusion-weighted MR imaging (EPI-DWI)

180°パルスとこれに合致させて傾斜磁場を TE 間隔で印加することにより、高速度で多数のスピンエコーを観測する。スピンエコーを観測することから、静磁場の不均一性に比較的強く、また、RARE ファクタを多くして1回の撮像で多くのスピンエコーが観測できるので、高速撮像を可能にする。RARE ファクタは D, T₂ に対して最適化すべきである。

(4) EPI 法

Fig. 5 に EPI 法に基づく拡散強調イメージングを示す。拡散強調イメージングのためには、SE タイプあるいは STE タイプの EPI 法において 180°パルスの両側 (SE タイプ) あるいは 90°パルス (STE タイプ) の両側に MPG を組み込む。撮像する組織の緩和時間、装置の傾斜磁場の特性に依存して、シングルショットあるいはマルチショットを選択する。MPG を印加することにより、組織の拡散に起因してスピンの磁気モーメントの位相が分散し、観測される信号が減衰する。このため、通常の EPI に比して信号が減弱することから、通常の EPI 撮像に比してマルチショット化する事例が多くなる。EPI 法は、体動による影響を受け、静磁場 B₀ の不均一性に弱く、また、化学シフトアーチファクトの影響を大きく受け、画像ゆがみを発生する。EPI を利用した拡散強調イメージングにおいても同様の対策が必要で、ナ

ビゲータエコーによる体動補正、厳密なシミング、脂肪抑制法の導入などが不可欠である。

(5) PROPELLER 法

PROPELLER 法は、k 空間を回転座標系で撮像する方法で、EPI と同様に 1 回の励起の後に傾斜磁場を反転させて複数のエコーを観測できるようにした。回転座標系を用いることから、画像の低周波数成分 (k 空間の中心部分) は細かく撮像できる。撮像する断面の組織構造が主に低空間周波数成分で構成される場合には有益な撮像方法である。原理的に TE の短縮が可能で、T₂ が短い組織の撮像には適する。反面、高周波成分のデータが欠落する可能性があり、静磁場 B₀ の不均一性に弱いなどの欠点もある。

2. 体動の影響と補正方法 (ナビゲータエコーの利用)

MRI は磁気共鳴するスピンの挙動を画像化するもので、スピンの位相およびスピン間の位相差は画像化した結果に大きく影響を与える。静磁場が不均一であった場合や傾斜磁場を印加中に体動などの変位があるとスピンの位相が変化する。拡散強調イメージングは、スピンの位相変化をとらえることから、体動などの変位は画像化した結果において誤差として発現する。拡散強調イメージングでは、撮像の高速化 (EPI の利用、Keyhole 補完法の利用、パラレルイメージングの利用など) あるいは体動によって発生した不整な位相を補正する方法が採られる。このための位相補正法は、大別して、ナビゲータエコーの活用した撮像法^{9),10)}と得られた信号の位相変化を解析して補正する方法¹¹⁾がある。ナビゲータエコーによる体動の補正法の基本原理を Fig. 6 に示す。同手法は、撮像時に位相エンコードせずに周波数エンコードのみを行い、得られる撮像面の投影像を観測する。この信号を参照用ナビゲータエコーと呼び、これを一次元フーリエ変換して投影像の位相分布を求め、撮像面の基準となる位相分布とする。次に、通常の撮像において、位相エ

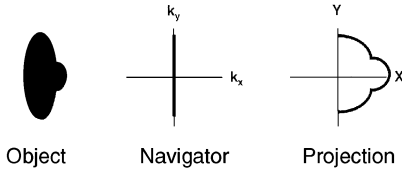


Fig. 6. The principle of the navigator echo for the motion correction⁹⁾

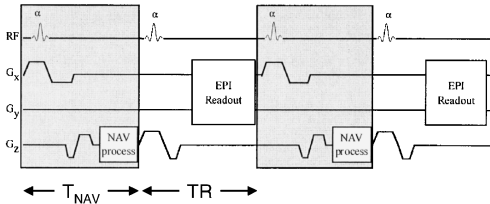


Fig. 7. An example of EPI sequence with the navigator echo¹⁰⁾

ンコードおよび周波数エンコードを行って観測される信号の位相を上記の基準となる位相分布と相互相関係数を計算して比較する。両者に差異がない場合に、この信号を採用する。この処理を位相エンコードして得られるすべての信号に対して行う。相関係数が閾値（使用者が任意に設定）より小さくなった場合（両者の差が大きくなった場合）には、再度、信号の収集を行い、画像化に必要なすべての信号が得られるまで繰り返す。EPI法に組み込んだ例を Fig. 7 に示す。他方、後者の場合も同様に観測される信号の位相変化を解析して、不整な部分を補正する点ではナビゲータエコーによる体動補正法と類似する。ナビゲータエコーを用いず、撮像した信号のみから位相補正を試みる点が異なる。体動の方向が類推でき、体動の変位量および変位速度が小さい場合に適用できる補正方法である。現状では、撮像時に体動を極力抑えるように測定部位の強固な固定は不可欠となっている。

解析方法

1. 拡散係数の強調画像

等方性の拡散の場合や拡散に異方性があっても拡散方向の成分分析が必要でない場合には、MPG を x, y, z の 3 方向に同時に加えるか、あるいは想定される主成分の方向のみに印加して拡散強調画像を得る。この場合は 1 回の撮像でよく、撮像に時間を費やすことが困難な場合には有益である。主成分の方向が未知の場合には、MPG を 3 方向同時に印加することが得策である。

2. 3DAC 法、テンソル解析

拡散の変化は、一つの画素内におけるスピンの変化を観測する。このため、拡散係数イメージングとは、画素内に存在するスピンの変位を画像化する。言い換えれば、スピンの位相変化が画像の濃度として与えられることから、三次元画素サイズも重要になる。このため、IVIM (intravoxel incoherent motion) と呼ばれる¹²⁾のはこのことに起因している。拡散は、自己拡散に見られるように等方性（全方向に等しく）に拡散する場合と、温度勾配、熱勾配、生体組織構造・機能により拡散に異方性がある場合に大別される。実際の生体計測では後者の場合が圧倒的に多い。

現状の MRI 装置では、MPG はイメージング用に x, y, z 方向に独立に設置された傾斜磁場コイルを用いる。このため、MPG の印加方向は、MRI における座標系と一致する。等方性の拡散の場合には、いずれか 1 座標軸に MPG を印加すれば、拡散強調あるいは拡散係数の算出が可能になる。他方、非等方性の拡散の場合には、傾斜磁場が各座標軸で個別に印加できることを利用して 3 方向 (x, y, z) に独立して印加して撮像し、各画像に描出される濃度変化から拡散の方向が既知となる。拡散係数は b 値に対する画像濃度の変化から算出するために、非等方性の拡散の場合には、各方向に b 値を可変する必要がある (diffusion anisot-

ropy, 3DAC (three dimensional anisotropy contrast)¹³⁾). 拡散係数を正確に算出するためには、複数の b 値で撮像することになる。一般に、拡散係数の算出に際しては、テンソル解析が行われ^{14),15)}、各方向の拡散成分を求める。等方性の拡散の場合には、各方向で等しく拡散することから、各方向の拡散係数は等しい。逆に非等方性の拡散の場合には、各方向で拡散係数が異なることから、次式で示す各方向の拡散係数を算出しなければならない。

$$\begin{pmatrix} \partial M_x / \partial t = \\ \partial M_y / \partial t = \\ \partial M_z / \partial t = \end{pmatrix} = -\gamma \begin{pmatrix} D_{xx} D_{xy} D_{xz} \\ D_{yx} D_{yy} D_{yz} \\ D_{zx} D_{zy} D_{zz} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} b_x \\ b_y \\ b_z \end{pmatrix} \quad (5)$$

実際の測定は、MPG として加える傾斜磁場の方向を変えて (X, Y, Z, XY, XZ, YZ) 計測・画像化し得られた結果から算出することになる。

3. トラクトグラフィ

トラクトグラフィ (tractography) は、式(5)で示す6種類の MPG の印加を不可欠とし、また、三次元解析には三次元拡散強調イメージング又はマルチスライスにより三次元的に構築した拡散強調画像が必要になる。テンソル解析した拡散の主成分を検出し、そこを起点として拡散の主成分方向を三次元的に追跡する。対応する主成分の方向を曲線近似して連結し、一つの連続する線を形成する。この処理を主成分が大きいすべての点に対して実施する。三次元曲線になることから、得られた結果は三次元表示される事例が多い。現状では、二次元マルチスライス画像を利用する事例がほとんどで、拡散の主成分の抽出精度、線の連結精度、描出された曲線と生体機能との対応などが研究の中心になっている。

考 察

拡散強調イメージングにおいて誤差を誘発する主な要因を下記に列記する。

(1) 静磁場の均一性、傾斜磁場の特性

MRI マグネット内を変位するスピンは、マグネット内の磁場強度に依存してスピンの位相が変化する。拡散強調イメージングは、その位相変化をとらえて画像化することから、静磁場の不均一性や傾斜磁場の非線形性、安定性に対して鋭敏に反応する。

(2) 180°パルスの精度

二つの MPG の間に挿入される RF パルスのフリップ角を所定の角度に正確に与えることが不可欠である。これは、二つ目の MPG で拡散しない成分を rephasing させるために、スピンのフリップ角を正確に与える必要がある。

(3) MPG の対象性と強度

拡散係数は b 値に対する観測信号あるいは画像濃度の変化から算出される。このため、MPG の強度および対象性は特に重要である。印加する b 値に伴って拡散係数の差異に基づく画像コントラストが増大する。式(4)からわかるように、拡散現象は $G_M(x, y, z)$ と印加時間 δ の2乗に、また、間隔 Δ に比例して強調されることになる。したがって、MPG として強い $G_M(x, y, z)$ が発生でき、立ち上がり立ち下がり時間が短く、渦電流の発生を低減した傾斜磁場コイルを用いなければならない。傾斜磁場の特性が悪い場合には、矩形波に変えて台形波や正弦波を、また、 $G_M(x, y, z)$ が弱い場合には、 δ と Δ を延長して対処することになる。灌流成分との識別や横緩和の影響を軽減させるためには高強度の MPG を印加し、 δ および Δ を極力短くすることが望まれる。

(4) 撮像法の欠点

拡散現象を画像化するためには、何らかの撮像法を用いなければならない。用いる撮像法の特性が得られる画像に反映される。前述したように、拡散強調イメージングには種々の撮像法が適用できる。各々の画像化手法は個々に特徴を有しており、拡散強調イメージングとして活用する場合には、各手法の特徴を理解した上で活用すべきである。

(5) 拡散係数の算出

拡散強調イメージングにおいても画像化する際の画素サイズが問題となり、各画素内のスピンの由来する磁気モーメントの総和として観測されることになる。生体組織においては、組織を構成する分子のサイズに比して画素数が遙に大きいことから、一つの画素内では、複数の異なる拡散係数が存在することは容易に想像できる。このため、 b 値の対する画像濃度の変化を分析し、複数の拡散係数を算出することも有意義である。すなわち、各画素の拡散係数を単一値に限定することは危険である。この意味から、MRI による高分子の拡散係数の測定は ADC (apparent diffusion constant) とならざるを得ない。他方、拡散に比して灌流は早い変化と仮定できれば、灌流との識別¹⁶⁾は b 値を増大することにより灌流成分は徐々に消失することになる。これに関しては b 値を 400 s/cm^2 以上にすると拡散成分が支配的になるとする報告もある。

あとがき

NMR を原理とする拡散強調イメージングは、緩和時間や化学シフトの画像化と同様に、組織構造や組織機能を知る上で重要な情報が得られる。拡散強調画像は MRI による他の画像化手法とは異なった特徴を描画することができるので、組織機能の解析や疾患の診断などにおいて有用な画像化手法であると考えられる。本論文では、技術的な側面に立脚して拡散強調イメージングを解説した。Fast-SE 法や SE-EPI 法などのスピンの位相変化をとらえることができる種々の撮像法中に二つの MPG を加え、MPG の強度、印加時間、二つの時間間隔に依存する b 値を可変することにより、拡散係数の差異が描画できる。各撮像法の特徴をとらえ、最適な方法を選択することが重要である。

文 献

- 1) Abragan A (富田和久, 田中基之, 訳). 核の磁性 (上, 下巻). 吉岡書店, 1989
- 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) Farrar TC, Becker ED (赤坂一之, 井元敏明, 訳). パルスおよびフーリエ変換. 吉岡書店, 1976
- 4) 本間一弘, 吉澤 卓, 能勢忠男 : NMR による拡散係数のイメージングと組織分画. 日磁医誌 1990 ; 10(suppl) : 203
- 5) Carr HY, Purcell EM : Effect of diffusion on free precession in nuclear magnetic resonance experiments. Physical Review 1954 ; 94(3) : 630-638
- 6) 本間一弘, 中谷 徹, Dawant B, 他 : 3次元 Diffusion Imaging の基礎的検討. 日磁医誌 1993 ; 13(suppl) : 218
- 7) Bihan DL, Turner R, Macfall R : Effects of intravoxel incoherent motions (IVIM) in steady-state free precession (SSFP) imaging. Application to molecular diffusion imaging. Magn Reson Med 1989 ; 10 : 324-337
- 8) Bihan DL, Tumer R, Moonen CT, et al. : Imaging of diffusion and microcirculation with gradient sensitization. J Magn Reson Imaging 1991 ; 1(1) : 7-28
- 9) Sachs TS, Mayer CH, Hu BS, Kohli J, Nishimura DG, Macovski A : Real-time motion detection in spiral MRI using navigators. MRM 1994 ; 32 : 639-645
- 10) Lee CC, Jack CR Jr, Grimm RC, Rossman PJ, Felmlee JP, Ehman RI, Riederer SJ : Real-time adaptive motion correction in functional MRI. MRM 1996 ; 36 : 436-444
- 11) Reza A, Zoroofi RA, Homma K, Sato Y, Tamura S, Naito N : A technique for Reduction of MRI 3-D Motion Artifacts. Proc Biomedical Optics and Imaging, Medical Imaging 2000 ; 1-24 : 1625-1634
- 12) Bihan DL, Breton E, Lallemand D, et al. : MR imaging of intravoxel incoherent motions : application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. Radiology 1986 ; 161(2) : 401-407
- 13) Nakada T, Matsuzawa H : Three-dimensional anisotropy contrast magnetic resonance imaging

- of the rat nervous system ; MR axonography. *Neurosci Res* 1995 ; 22 : 389-398
- 14) 中田 力 : 拡散テンソルと拡散強調画像 : 画像数学. *日磁医誌* 1995 ; 15(4) : 133-144
- 15) Pierpaoli C, Jezzard P, Basser PJ, et al. : Diffusion tensor MR imaging of the human brain. *Radiology* 1996 ; 201 : 637-648
- 16) 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

Diffusion-weighted Imaging : Theoretical and Experimental Consideration

Kazuhiro HOMMA

*Biomedical Sensing and Imaging Group, Institute for Human Science & Biomedical Engineering,
The National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST)
Namiki 1-2, Tsukuba, Ibaraki 305-8564*

Diffusion-weighted MR imaging (DWI) can enhance the self-diffusion constant and diffusion phenomena of molecules as spin motion caused by the neural and metabolic activities of biological tissue. It is a very useful non-invasive imaging method for clinical diagnosis and physiological studies. It is especially useful for the detection of infection, perfusion, brain function, and the metabolic analysis of biological tissue.

This paper describes theoretical considerations and experimental results of this diffusion weighted imaging. This type of MR imaging is capable of measuring the self-diffusion constant, molecular diffusion, and thermal diffusion. In reconstructed images, those characteristics are enhanced. The development of new imaging methods and some useful analysis techniques, such as 3-dimensional anisotropy contrast (3DAC) and spatial tracking of the diffusion tensor (tractography), are currently under study. In diffusion-weighted imaging, two motion probing gradients (MPGs) are required. The MPGs are put symmetrically into both sides of a 180 or 90 degree RF pulse to change the direction of the magnetized spin in the X-Y plane for spin echo or stimulated echo acquisition. Many MR imaging techniques using MPGs such as spin echo (SE), stimulated echo (STE), rapid acquisition with relaxation enhancement (RARE), turbo-SE, and SE-EPI (echo planar imaging for spin echo acquisition), spiral imaging, and projection reconstruction including PROPELLER are applicable to DWI. For increased accuracy of diffusion measurement and image enhancement, useful motion correction techniques such as navigator echo and other methods should be used. In addition to this, applying the b-value calculated by the strength and duration of MPGs with a high rate of accuracy is very important.