

水励起高速三次元拡散強調 MRI パルスシーケンスの 開発とラット骨盤部への生体応用

沼野 智一^{1,2}, 本間 一弘², 岩崎 信明³, 兵頭 行志²,
新田 尚隆²

¹首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学系

²産業技術総合研究所人間福祉医工学研究部門医用計測技術グループ

³茨城県立医療大学付属病院小児科

はじめに

核磁気共鳴現象を利用した核磁気共鳴画像法 (magnetic resonance imaging : MRI) は、X 線 CT に比べ X 線等の被ばくを伴わずに人体の任意断面を撮像できる。また、その画像は高い組織コントラストを有するため、X 線 CT と同様に急速に普及した。中でも特に、拡散強調 MRI (diffusion weighted imaging : DWI)^{1),2)} は、X 線 CT では検出困難な場合があった超急性期脳虚血の検出^{2),3)} を可能にし、白質-灰白質-脳室の分離抽出⁴⁾ や白質内線維の方向解析などが行える拡散テンソルイメージング (diffusion tensor imaging : DTI)^{5),6)} にまで発展した。現在利用されている DWI は、二次元マルチスライスエコープラナー法 (2D multi slice echo planar imaging : 2D-EPI) を利用した 2D-EPI-DWI がその大部分を占めている。しかしながら、2D-EPI-DWI は超高速撮像法という利点を有するが、主に EPI 特有のアーチファクトの影響と、二次元マルチスライス法を起因とする部分体積効果の制限を受ける。EPI-DWI によって生じるアーチファクトに、磁化率アーチファクト、N/2 アーチファクト、位相エンコード方向に生

じるケミカルシフトアーチファクトがある。これらのアーチファクトは EPI-DWI が要求する強度の高い傾斜磁場 (motion proving gradient : MPG の印加が必要となる) や、高速で強度が変動する傾斜磁場 (短時間で位相エンコードを完了するために必要となる) が原因で発生する。また、二次元マルチスライス法は、信号雑音比 (signal-to-noise ratio : SNR) の低下や、不完全なスライス選択励起による干渉を抑えるために、数ミリのスライス厚とスライスギャップが必要となる。よって、スライス方向の分解能が無視できない大きくなる場合があり、部分体積効果が大きくなる⁷⁾。そこで我々は、2D-EPI-DWI の抱える欠点・制限の影響を受けにくい、新しい高速三次元拡散強調 MRI パルスシーケンス (three-dimensional diffusion weighted imaging : 3D-DWI)^{8),9)} を開発し、この手法を DTI まで発展・拡張させた¹⁰⁾。3D-DWI は、magnetization-prepared rapid gradient-echo 法 (MP-RAGE)¹¹⁾ を利用しているので、2D-EPI-DWI に比べて、磁化率アーチファクトや N/2 アーチファクトなどの影響を受けにくく、三次元イメージングを用いているので部分体積効果を少なくすることができた。

キーワード DWI, MP-RAGE, water-excitation, T1-contamination

近年, DWI は体幹部にも適用され (Body-DWI), 陽電子放射断層撮像法 (positron emission tomography : PET) のような体幹部腫瘍の画像を, 放射線被ばくを伴わずに得ることができる¹²⁾. しかし, 体幹部 MRI では脂肪組織からの信号がコントラストを低下させる場合があります, Body-DWI にも脂肪抑制法の併用が必要となる場合がある. 今回, 我々は既に開発した 3D-DWI に水励起法 (water excitation : WE)^{13)~15)}を組み合わせた WE-3D-DWI を開発し, ファントム実験により本手法の特性, ラット骨盤部を対象にした動物実験より, 生体応用への可能性を評価したので報告する.

方法と対象

1. diffusion-weighted DEFT : DW-DEFT

RAGE 系のパルスシーケンスには必ずプリパレーションシーケンスが必要となる. 我々が開発を進めている 3D-DWI 系パルスシーケンスは driven-equilibrium Fourier transform (DEFT) をプリパレーションシーケンスとして利用する. DEFT (Fig. 1) は “ $90^{\circ}_x-180^{\circ}_y-90^{\circ}_{-x}$ ” の RF パルス系列によって T_2 を強調する¹⁶⁾. DEFT によって変化する磁化の挙動を時系列的に追っていくと, 静磁場中で熱平衡状態にある磁化が 90°_x RF の印加を受けることで xy 平面上に倒れる (Fig. 1a-b) → 磁化の位相が分散する (Fig. 1c-d) → 180°_y RF の印加によって位相が反転する (Fig. 1e) → 磁化の位相が再収束し, スピンエコーが発生する (Fig. 1f-g) → エコー発生と同時に 90°_{-x} RF を印加することで, スピンエコーを反映した (T_2 を強調した) 縦磁化が発生する (Fig. 1h). この DEFT に拡散強調効果を反映させるために, 180°_y RF の前後に一对の motion probing gradient (MPG) を組み込む (diffusion-weighted DEFT : DW-

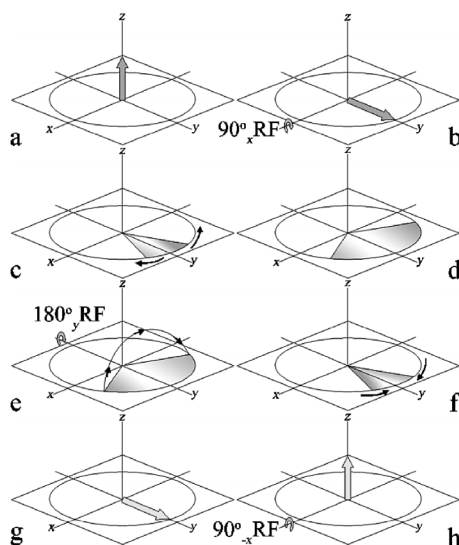


Fig. 1. Vector representation of the magnetization behavior during a DEFT sequence

DEFT). これにより, 拡散現象による位相シフトがスピンエコーを減少させ, DW-DEFT は拡散強調効果を反映した縦磁化を形成する.

2. 高速三次元拡散強調 MRI パルスシーケンス (3D-DWI)

水励起高速三次元拡散強調 MRI パルスシーケンス (WE-3D-DWI) のベースモジュールとなる 3D-DWI を Fig. 2a (破線部で囲まれた FatSat の部分は実行しない) に示す. 3D-DWI は DW-DEFT によって形成された, 拡散強調効果を反映した縦磁化を高速三次元グラジエントエコー法 (centric k-space acquisition ordered rapid gradient echo : RAGE) でデータ収集する. RAGE シーケンスのスライス位相エンコード傾斜磁場 (G_{p2} -PEG) は実効 (effective) TR (TRe) ごとに, 位相エンコード傾斜磁場 (G_{p1} -PEG) は TR ごとに变化させる. 撮像時間は RAGE シーケンスの繰り返し回数

2008年1月16日受理 2008年5月2日改訂

別刷請求先 〒116-8551 東京都荒川区東尾久7-2-10 首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学系 沼野智一

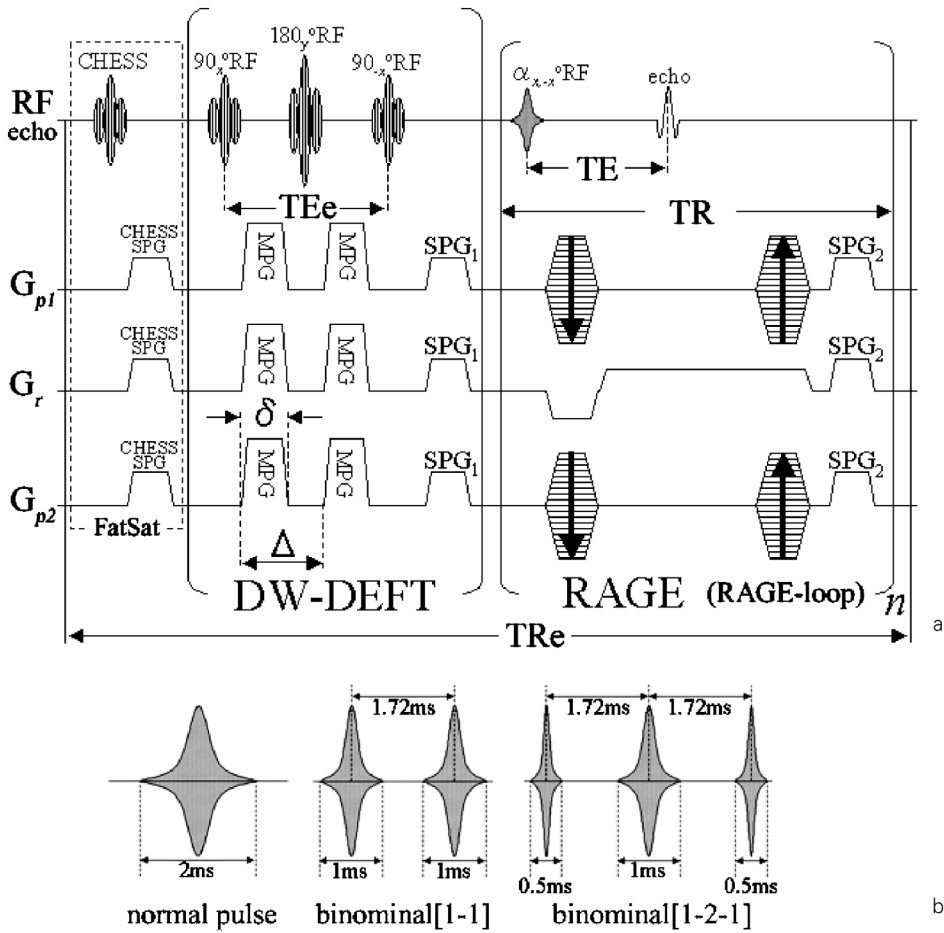


Fig. 2.
 a : Diagram of the 3D MP-RAGE pulse sequence modified for diffusion imaging (3D-DWI). The FatSat-3D-DWI performs the area of a dashed line.
 b : The WE-3D-DWI is performed by choosing a binominal [1 : 1 or 1 : 2 : 1] pulse of RAGE sequence.

(RAGE-loop)を増やすことで短縮されるが、DW-DEFTによって作られた拡散強調コントラストは縦緩和現象によって次第に低下する(T_1 -contamination)。そのため、現実的にRAGE-loopは64~128回程度と見込まれる。

3. binominal composite pulse : binominal パルス

binominal パルス [1-2-1] による水選択励起の様子を Fig. 3 に示す (これらの座標系は

水の共鳴周波数に合わせた回転座標系である)。実線の矢印が水の磁化、破線の矢印が脂肪の磁化である。Fig. 3 において、binominal パルスはフリップ角 (flip angle : FA) 90° を 1 対 2 対 1 ($22.5^\circ : 45^\circ : 22.5^\circ$) に分割し、それぞれのパルスは一定の間隔 (τ) をとった。間隔 (τ) は水と脂肪の“共鳴周波数の差”と静磁場強度によって決まる。binominal パルスによって変化する磁化の挙動を時系列的に追って

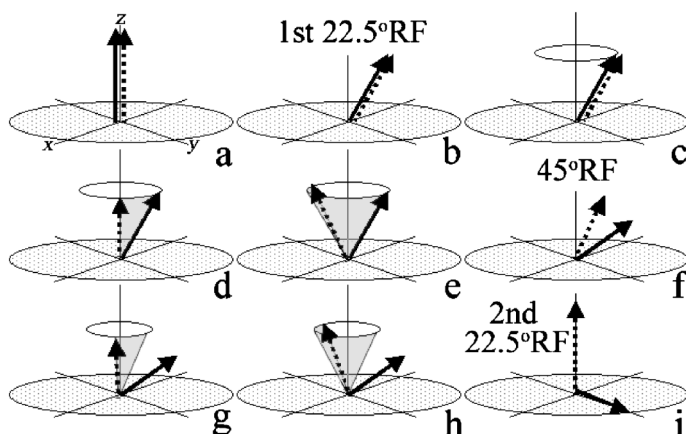


Fig. 3. Vector representation of the magnetization behavior during a binominal [1 : 2 : 1] pulse train

いくと、熱平衡状態にある水と脂肪の磁化は、最初の 22.5°RF によって一緒に倒れる (Fig. 3a-b)→脂肪と水の共鳴周波数が異なるため、位相がずれ始める (Fig. 3c-d)→時刻 τ (位相が 180°ずれる)に 45°RF を印加する (Fig. 3e-f)→脂肪と水の位相がずれ始める (Fig. 3f-g)→時刻 2τ (再び、位相が 180°ずれる)に二度目の 22.5°RF を印加する (Fig. 3h-i)→水の磁化は xy 平面上に磁化をもつが、脂肪の磁化は xy 平面上に磁化をもたない (z 軸上に戻る)ため、信号が発生しない。これにより水の磁化を選択的に励起する。binominal パルスは、構成パルスの項数を増やすことで (1-1, 1-2-1, 1-3-3-1, …), 水を選択励起精度が高まる。

4. 水励起高速三次元拡散強調 MRI パルスシーケンス (WE-3D-DWI)

WE-3D-DWI は、RAGE シーケンスの励起パルス (Fig. 2a のグレーに塗りつぶされたパルス) を binominal パルス [1-1, 1-2-1] にすることで、水の磁化を選択励起する。binominal パルスはパルスの印加時間を 1 対 1 もしくは 1 対 2 対 1 とし、その間隔 (τ) は、2T のマグネットを実験に使用するため、1.72 ms とした (Fig. 2b)。WE-3D-DWI の水選択励起による脂肪抑制効果は、以前開発した脂肪抑制高

速三次元拡散強調 MRI パルスシーケンス (FatSat-3D-DWI : Fig. 2a の破線部で囲まれた部分を実行する)¹⁷⁾による脂肪抑制効果と比較検討することで評価した。

5. ファントムおよび動物実験

実験には BRUKER 社製 Biospec 20/30 システム (2.0T 動物実験用マグネット), B-GA20 グラジエントシステム (最大傾斜磁場 100 mT/m), 内径 72 mm のバードケージコイル (送受信兼用) を組み合わせて使用した。MR データの収集、画像再構成およびパルスシーケンス開発は、BRUKER 社製ソフトウェア Para Vision 3.0 で行った。なお、本動物実験は独立行政法人産業技術総合研究所動物実験倫理委員会の承認を得て行った。

1) ファントム実験による特性評価

WE-3D-DWI 特性評価のために、ファントム実験を行った。ファントムは水、サラダ油、アセトン濃度を变化させた水溶液を、直径 1.65 cm のガラス製試験管に封印したものを使用した。特性評価は 3D-DWI, FatSat-3D-DWI および WE[1-1, 1-2-1]-3D-DWI によって算出された、各ファントムの拡散係数を比較することで行った。撮像条件は 3D-DWI, FatSat-3D-DWI および WE-3D-DWI 共に、TRe/実効 (effec-

tive) TE (TEe) : 10000 ms/32.7 ms, TR/TE/FA : 8.9 ms/4.7 ms/35°, バンド幅 390.6 Hz/pixel, FOV : 70 mm×70 mm×80 mm, matrix : 128×128×8, 128 位相エンコードステップ (128 RAGE-loop), MPG 間隔 (Δ)/印加時間 (δ) : 15.4 ms/13.0 ms, MPG 出力は 0~90 mT/m まで 5 段階変化 (b-value : 0, 67.6, 270.3, 608.1, 1081.1 s/mm²), MPG 印加軸は 3 軸, 加算回数 1 回, 総撮像時間 6 分 41 秒である.

2) 動物実験による生体応用

WE[1-2-1]-3D-DWI の生体応用を評価するための動物実験に, ラット (雌, 24 週齢, 375 g) を使用した. 撮像領域はラット骨盤部である. 麻酔の導入は, 塩酸ケタミン 100 mg/kg, キシラジン塩酸塩 10 mg/kg の腹腔内注射で行い, 同時に, 唾液や痰などによる呼吸困難を防ぐために, 硫酸アトロピン 0.05 ml を腹腔内注射した. 麻酔導入が完了したラットはアクリル製ラット固定具に固定し, 撮像中はハロタン 0.75% の吸入麻酔で維持した. 撮像条件は TRe/TEe : 1500 ms/32.7 ms, TR/TE/FA : 8.9 ms/4.7 ms/15°, バンド幅 : 195.3 Hz/pixel, FOV : 80 mm×80 mm×80 mm, matrix (acquisition) : 128×64×64, matrix (image) :

128×128×128, 64 位相エンコードステップ (64 RAGE-loop), Δ/δ : 15.4 ms/13.0 ms, MPG 出力は 0.80 mT/m の 2 段階 (b-value : 0, 1046.9 s/mm²), MPG 印加軸は 1 軸 (read-out), 加算回数 3 回, 総撮像時間 13 分である. なお MPG は, 撮像時間の延長を避けるため, 1 軸のみの印加とした.

ラット骨盤部の解剖学的な構造を知るために T2 強調画像を撮像した. 撮像条件は fast spin echo (FSE) シーケンス, TR/TEe : 5000 ms/99.3 ms, ETL : 16, バンド幅 : 195.3 Hz/pixel, FOV : 80 mm×80 mm, matrix (acquisition) : 256×192, matrix (image) : 256×256, スライス厚 : 2 mm, 加算回数 : 4 回, 総撮影時間 4 分である.

結 果

1. ファントム実験

Fig. 4 に 3D-DWI, FatSat-3D-DWI, WE[1-1]-3D-DWI および WE[1-2-1]-3D-DWI で得られた水, サラダ油ファントム像とそのプロファイルを示す. なお, プロファイルは, ファントム画像の各ピクセルをそれぞれのバックグラウンドの SD 値で除し, SNR で規格化した

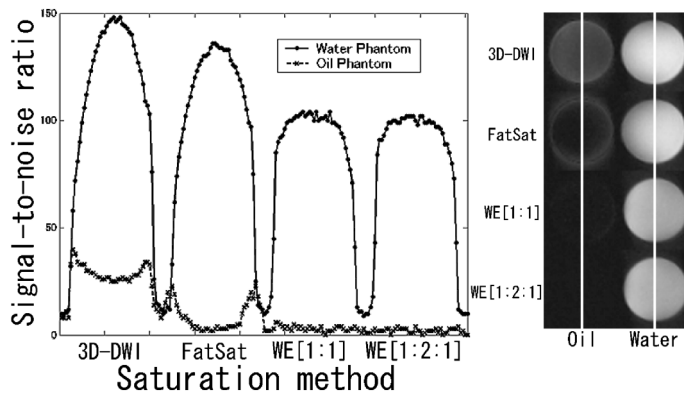


Fig. 4. Phantom experiment results of different fat-saturation methods. A solid line is water phantom profile, and a dash line is oil phantom profile

画像からのプロフィールをプロットした。CHESS法を併用したFatSat-3D-DWIは、サラダ油ファントムの信号を抑制しているが、ファントムの輪郭が強調された。一方、WE-3D-DWIはRAGEシーケンスのbinominalパルスによって脂肪信号が常に抑制されている(励起されない)ので、サラダ油ファントムの輪郭も含めて信号が十分に抑制されている。

Fig. 5に各手法で算出された拡散係数を示す。これらの拡散係数は3回計測の平均値(誤差が極めて微小なためエラーバーは表示していない)である。アセトン濃度変化に対する3D-DWI, FatSat-3D-DWIおよびWE-3D-DWIで算出される拡散係数の変化には共通点が見られた。よって、WE-3D-DWIは拡散係数の違いを画像の強調効果として反映できることを確認した。しかしながら、FatSat-3D-DWIおよびWE-3D-DWIで算出されるアセトンの拡散係数が、3D-DWIで算出されたアセトンの拡散係数と異なった。

2. 動物実験

Fig. 6にラット骨盤部を対象にした動物実験の結果を示す。WE-3D-DWIは、binominalパルス[1-2-1]の水選択励起によって、脂肪組織の信号が十分に抑制できることを確認した(Fig. 6a)。また、b値を増加させることによって、3D-DWIと同様に信号強度が減少していることから、動物実験においてもWE-3D-DWIに拡散強調効果があることを確認した(Fig. 6b, c)。しかしながら、得られたラット骨盤部の輪郭部分にアーチファクトが見られた。WE-3D-DWIによる膀胱(bladder)および筋肉(muscle)の見かけの拡散係数(apparent diffusion coefficient: ADC)はbladder-ADC (3.2 ± 0.6) $\times 10^{-3}$ mm²/s, muscle-ADC: (1.6 ± 0.5) $\times 10^{-3}$ mm²/sであった。純水40°Cの拡散係数は 3.238×10^{-3} mm²/sであるため、WE-3D-DWIによるbladder-ADCは高いと言える。3D-DWIによるADCはbladder-ADC: (2.5 ± 0.5) $\times 10^{-3}$ mm²/s, muscle-ADC: (1.6

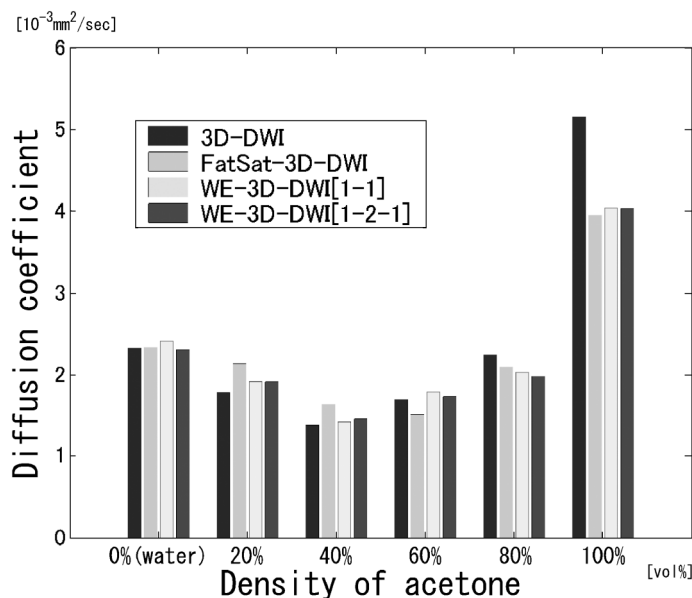


Fig. 5. Relation between the density of acetone and measured diffusion coefficient by 3D-DWI, FatSat-3D-DWI and WE-3D-DWI

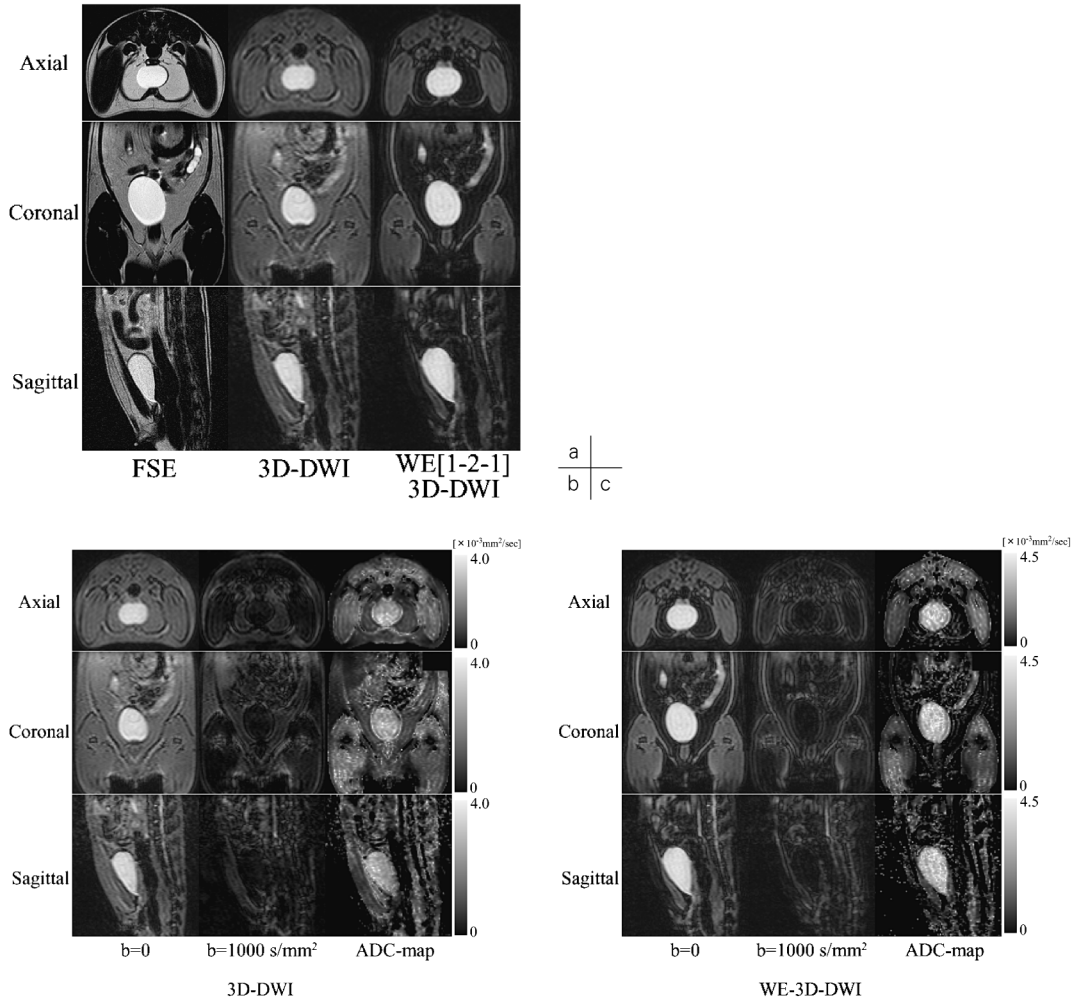


Fig. 6.

a : T₂-weighted FSE, 3D-DWI and WE-3D-DWI images of the rat pelvis. The fat tissue of WE-3D-DWI images was not displayed by fat-saturation (water-excitation) effect.

b : 3D-DWI images obtained with b-value of 0, 1000 s/mm² and the corresponding map of the calculated ADC-map of rat pelvis.

c : WE-3D-DWI images obtained with b-value of 0, 1000 s/mm² and the corresponding map of the calculated ADC-map of rat pelvis.

$\pm 0.5) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ であった。

考 察

90年代初頭に実用化された EPI を利用した 2D-EPI-DWI は, DWI の開発当初に問題視さ

れていた撮像時間を短縮させることに成功した. また, ほぼ同時期に「超急性期脳虚血疾患の検出に DWI が極めて有効」との報告もあり, 2D-EPI-DWI は超急性期の脳虚血診断でその地位を確立した. しかし, EPI には超高速撮像法という利点を有するが, 高速で動作する傾

斜磁場を起因とする渦電流の影響や、磁化率の影響による画像ゆがみが生じやすい。近年、傾斜磁場精度の向上やパラレルイメージングなどにより、画像ゆがみが軽減されつつあるが、2D-EPI-DWIはEPIを利用している以上、潜在的に画像ゆがみが生じやすい。特に下腹部を撮像対象にした場合、消化管ガスによる磁化率の影響は大きいと考えられる。その点では、撮像時間とのトレードオフにはなるが、MP-RAGEを利用する3D-DWI系のパルスシーケンスは画像ゆがみが生じにくい。しかし、WE-3D-DWIは他のDWIシーケンスと同様に被写体の動きに対して敏感に反応し、撮像時間も2D-EPI-DWIより長い場合、モーション・アーチファクトの影響を強く受ける。よって、WE-3D-DWIの撮像対象は拍動や呼吸の影響を受けにくい下腹部であると考えられる。

ファントム実験と動物実験の結果から、以前開発したFatSat-3D-DWIからの改善点と同様な問題点等が確認された。そこでそれぞれの問題点について考察する。

1. アセトンファントム拡散係数の誤差

以前開発したFatSat-3D-DWIと同様に、WE-3D-DWIによって算出されたアセトンファントム拡散係数にも誤差が見られた。binominalパルスによる周波数選択励起は、構成パルスの項数を増やすことで(1-1, 1-2-1, 1-3-3-1, …), 励起される周波数の帯域幅が狭くなる。これにより、水の選択励起精度が高まる。しかし、アセトンのMRスペクトルピークは、水のピークよりもサラダ油のピークに接近しているため、アセトンのピークがこの励起しない周波数帯域に入り、アセトンの励起が不完全となった。その結果、拡散係数算出のためのダイナミックレンジが減少し、拡散係数が変化したものと考えられる。この事象はFatSatパルス(chemical shift selection pulse: CHESパルス)によってアセトンピークが抑制された場合と同様であると考えられる¹⁷⁾。

2. サラダ油ファントムの輪郭強調の低減

Fig. 7aに、WE[1-2-1]-3D-DWIおよびFatSat-3D-DWIにおいて、1回のDEFT後にリードアウト傾斜磁場のみを印加した64回のRAGE-loopで得られたファントムプロファイル(≡エコーピーク)のピーク値をプロットした。なお、観察しやすくするために最初から32番目までのピーク値をプロットした。水ファントムからの信号はWE-3D-DWI, FatSat-3D-DWI共にRAGE-loopの回数が増すことで定常状態に近づいていく。一方、サラダ油ファントムからの信号は、WE-3D-DWIで常に抑制されるが、FatSat-3D-DWIでは最初抑制されているものの次第に大きくなる。このピーク信号の変化は水とサラダ油の T_1 , RAGE-loopのTRとFAに依存する。縦緩和時間が短いサラダ油のピーク信号は、FatSatパルスによって抑制されても、短いTRと小さいFAによるRAGE-loopが回数を増すうちに次第に大きくなる。その結果、k空間に充填するサラダ油からの信号は、k空間の場所によって縦磁化の大きさが異なるため、アーチファクトを生じる。3D-DWI系のパルスシーケンスは、k空間のオーダリングをセントリックで行っているため、k空間の低周波成分には十分抑制されたサラダ油の信号が充填され、高周波成分には抑制が不完全な信号を充填する。これによりサラダ油ファントムの輪郭が強調されたと考えられる。ラット骨盤部に見られた輪郭部分のアーチファクトは、トランケーションアーチファクトによるものだと考えられる。動物実験の撮像パラメータは、撮像時間を短縮するために、位相エンコードステップ(RAGE-loop)とスライス位相エンコードステップを64回に設定した(k空間データ: $128 \times 64 \times 64$)。このk空間データに対してゼロフィリングを行うことで $128 \times 128 \times 128$ の三次元画像データを得るので、k空間でのデータ欠損が起り、輪郭部分にアーチファクトが生じたと考えられる。よって、FatSat-3D-DWIで生じたサラダ油ファントムの輪郭強調効果とは原因が異なると

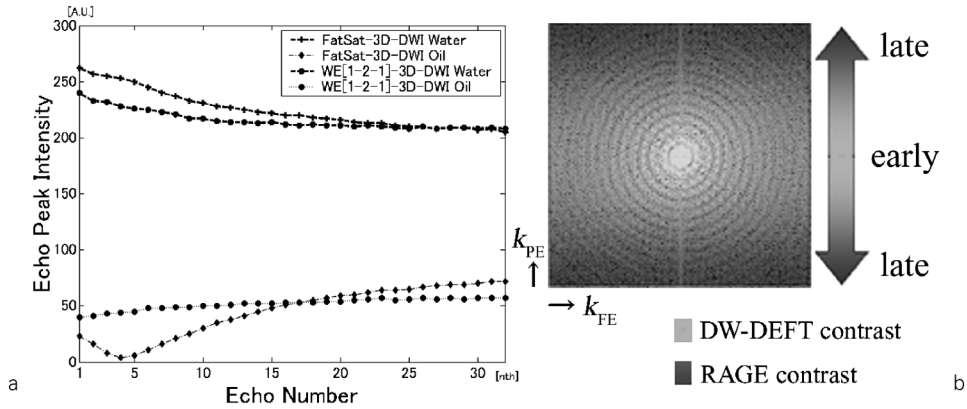


Fig. 7.

a : Collected echo peaks (the first 32 echoes of shooting) versus RAGE-loop (only the readout gradient was applied) of the FatSat-3D-DWI and WE[1-2-1]3D-DWI.

b : The contrast which becomes dominant with the acquisition ordering of k-space. An arrow indicates the order of the data with which it is filled up into k-space, and coloring indicates the image contrast that become dominant.

考えられる。

3. T₁-contamination

MP-RAGE 法は、プリパレーションによって形成される縦磁化が画像コントラストを決定する。しかしながら、MP-RAGE 法にはプリパレーションによる縦磁化が RAGE-loop の間に变化してしまう欠点を有する (T₁-contamination)。RAGE-loop の回数が増して縦磁化が定常状態に近づくことで、得られる画像コントラストはプリパレーションによるコントラストよりも RAGE の潜在的なコントラストが支配的になる。つまり、MP-RAGE で得られる画像コントラストはプリパレーションと RAGE の画像コントラストが交じり合ったものとなり、k-空間のオーダリングによってその性質が大きく変わる^{7),18)~21)}。そのため、3D-DWI 系パルスシーケンスは、DW-DEFT によるコントラストを反映させるために、k-空間のオーダリングをセントリックで行っている。Fig. 7b の矢印は k-空間にデータを充填する順序を表し、灰色の濃度変化は、DW-DEFT によって形成された縦磁化から RAGE によって形成される

縦磁化の定常状態への変化を表す。k-空間のオーダリングをセントリックにすると、高周波成分には灰色の配色が強くなるため、DW-DEFT の効果が強く反映できなくなる。k-空間の高周波成分には、MR 画像の細かな成分やエッジ情報を含むため、3D-DWI 系パルスシーケンスにより得られる三次元拡散強調画像は、細かな成分やエッジ情報の拡散強調効果が弱まっていることが考えられる^{10),11)}。また、WE-3D-DWI による bladder-ADC が高くなった原因も、この RAGE-loop 中におこる縦磁化の変化が原因と考えられる。

結 語

新しい水励起高速三次元拡散強調 MRI パルスシーケンスを開発した。Binominal パルスを使用することで水を選択的に励起し、結果的に脂肪からの信号を抑制することができた。ラット骨盤部を対象にした動物実験から、生体応用が可能であることを確認した。しかしながら、帯域幅をもって水を励起する本手法の特性や、

MP-RAGE 法特有の画像コントラスト (T_1 -contamination)などを十分に理解して使用する必要がある。

本研究の一部は科学研究費補助金[20790903, 18790902, 15591084]によって行われた。

文 献

- 1) Le BD, 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
- 2) Moseley ME, Cohen Y, Mintorovitch J, Chileuitt L, Shimizu H, Kucharczyk J, Wendland MF, Weinstein PR : Early detection of regional cerebral ischemia in cats : comparison of diffusion- and T_2 -weighted MRI and spectroscopy. *Magn Reson Med* 1990 ; 14 : 330-346
- 3) Dardzinski BJ, Sotak CH, Fisher M, Hasegawa Y, Li L, Minematsu K : Apparent diffusion coefficient mapping of experimental focal cerebral ischemia using diffusion-weighted echo-planar imaging. *Magn Reson Med* 1993 ; 30 : 318-325
- 4) Nicholas GZ, Ponnada AN : Selective measurement of white matter and gray matter diffusion trace values in normal human brain. *Med Phys* 1998 ; 25 : 2237-2241
- 5) Carlo P, Peter J, Peter JB, Alan B : Diffusion tensor MR imaging of human brain. *Radiology* 1996 ; 201 : 637-648
- 6) Roland B, Martin A, Stephen L, Michael A, Lara AS, Rupert WP, Rudolf S, Michael EM, Franz F : Diffusion tensor imaging using single-shot SENSE-EPI. *Magn Reson Med* 2002 ; 48 : 128-136
- 7) Golay X, Jiang H, van Zijl PC, Mori S : High-resolution isotropic 3D diffusion tensor imaging of the human brain. *Magn Reson Med* 2002 ; 47 : 837-843
- 8) 本間一弘, 中谷 徹, Benoit D, Ronald RP, Christine L : 三次元 Diffusion Imaging の基礎的検討. *日磁医誌* 1993 ; 13(suppl) : 218
- 9) Numano T, Homma K, Hirose T : Diffusion-weighted three-dimensional MP-RAGE MR imaging. *Magn Reson Imaging* 2005 ; 23 : 463-468
- 10) Numano T, Homma K, Iwasaki N, Hyodo K, Nitta N, Hirose T : *In vivo* isotropic 3D diffusion tensor mapping of the rat brain using diffusion-weighted 3D MP-RAGE MRI. *Magn Reson Imaging* 2006 ; 24 : 287-293
- 11) Haase A : Snapshot FLASH MRI. Applications to T_1 , T_2 , and chemical-shift imaging. *Magn Reson Med* 1990 ; 13 : 77-89
- 12) Takahara T, Imai Y, Yamashita T, Yasuda S, Nasu S, Van Cauteren M : Diffusion weighted whole body imaging with background body signal suppression (DWIBS) : technical improvement using free breathing, STIR and high resolution 3D display. *Radiat Med* 2004 ; 22 : 275-282
- 13) Clore GM, Kimber BJ, Gronenborn AM : The 1-1 hard pulse : a simple and effective method of water resonance suppression in FT ^1H NMR. *J Magn Reson* 1983 ; 54 : 170-173
- 14) Sklenar V, Starcuk Z : 1-2-1 pulse train : a new effective method of selective excitation for proton NMR in water. *J Magn Reson* 1982 ; 50 : 495-501
- 15) Meyer CH, Pauly JM, Macovski A, Nishimura DG : Simultaneous spatial and spectral selective excitation. *Magn Reson Med* 1990 ; 15 : 287-304
- 16) Sakuma H, O'Sullivan M, Lucas J, et al. : Effect of magnetic susceptibility contrast medium on myocardial signal intensity with fast gradient-recalled echo and spin-echo MR imaging : initial experience in humans. *Radiology* 1994 ; 190 : 161-166
- 17) 沼野智一, 本間一弘, 高橋信幸, 廣瀬武志 : 脂肪抑制高速三次元拡散強調 MRI の開発と生体応用. *日磁医誌* 2005 ; 25 : 108-117
- 18) Mugler III JP, Spraggins TA, Brookeman JR : T_2 -weighted three-dimensional MP-RAGE MR imaging. *J Magn Reson Imaging* 1991 ; 1 : 731-737
- 19) Lee H, Price RR : Diffusion imaging with the MP-RAGE sequence. *J Magn Reson Imaging* 1994 ; 4 : 837-842
- 20) Epstein FH, Mugler JP 3rd, Cail WS, Brookeman JR : CSF-suppressed T_2 -weighted three-

dimensional MP-RAGE MR imaging. J Magn Reson Imaging 1995 ; 5 : 463-469
21) David LT, Gaby SP, Mark FL, David GG, Roger

JO : A quantitative method for fast diffusion imaging using magnetization-prepared Turbo FLASH. Magn Reson Med 1998 ; 39 : 950-960

Diffusion-weighted Imaging of the Rat Pelvis using 3D Water-excitation MP-RAGE MR Sequence

Tomokazu NUMANO^{1,2}, Kazuhiro HOMMA², Nobuaki IWASAKI³,
Koji HYODO², Naotaka NITTA²

¹*Department of Radiological Science, Graduate School of Human Health Science,
Tokyo Metropolitan University
Higashiogu 7-2-10, Arakawa-ku, Tokyo 116-8551*

²*Biomedical Sensing and Imaging Group, National Institute of Advanced Industrial Science and Technology*

³*Department of Pediatrics, Ibaraki Prefectural University of Health Science*

We developed a novel technique for fat-saturated, 3-dimensional (3D) diffusion-weighted (DW) magnetic resonance (MR) imaging sequencing based upon the 3D magnetization-prepared, rapid gradient-echo (3D-MP-RAGE) method. We saturated fat using 2 techniques, chemical shift selective (CHESS ; FatSat)-3D-DWI sequence versus water excitation (WE)-3D-DWI method, then compared the 2 sequences in terms of degree of fat suppression. In preparing the FatSat-3D-DWI sequence, we used a “CHESS-90° radiofrequency (RF)-motion probing gradient (MPG)-180°RF-MPG-90°RF” pulse-train, to sensitize the magnetization to fat-saturated diffusion. In contrast, in the WE-3D-DWI sequence, we selected a RAGE-excitation pulse with a binominal-pulse 1-1 or 1-2-1 for water-excited (fat-saturated) diffusion imaging. Experimental results in a phantom confirmed the effects of diffusion weighting and of fat saturation. Fat saturation was much better in the WE-3D-DWI sequence than the CHESS-3D-DWI sequence. From results from animal (rat pelvis) experiments using WE-3D-DWI, we obtained fat-saturated DWI. This sequence was useful for *in vivo* imaging.