

3次元拡散強調 PSIF シーケンスの画像特性 —ファントム実験—

安藤 律子^{1,2}, 町田 好男², 真鍋 努¹, 松本 恒³,
田澤 聡⁴

¹公立刈田総合病院放射線部 ²東北大学大学院医学系研究科保健学専攻
³宮城県立がんセンター放射線診断科 ⁴公立刈田総合病院放射線科

はじめに

非侵襲的である MRI 検査は、あらゆる部位の撮像が可能で、形態のみならず病変部の詳細な質的情報が得られることから急速に普及した。Echo planar imaging (EPI) を利用した拡散強調画像 (diffusion weighted imaging; DWI) は、装置技術向上により、脳梗塞の早期検出、体幹部における癌の検出、神経の描出、脊椎や骨髄における病変の検出にいたるまで広く使用されるようになり、その有用性が確立されている。ところが、EPI 法をベースとした DWI では、磁化率やケミカルシフトの影響による固有の画像歪みや空間分解能向上の限界に加え、拡散現象を捉える motion probing gradient (MPG) の印加に伴う渦電流による画像歪みの問題がある。そこで、EPI 以外の手法による DWI の研究^{1)~4)}も報告されている。Steady-state free precession (SSFP) 系の PSIF (reversed FISP)⁵⁾を用いた diffusion-weighted PSIF (DW-PSIF)⁶⁾もその一つで、PSIF に対して MPG に相当する diffusion moment (DM) を追加することにより拡散強調像を得る方法である。PSIF は SSFP 法の一種

で、 α° パルスを連続して印加することで達成された定常状態 (steady state) において、2 回目の RF パルスにより生成される spin echo (SE) と 3 回以上の RF パルスにより生成される stimulated echo (STE) を取り込む手法である。1 回目の RF 励起後に生成する自由誘導減衰 (free induction decay; FID) は、反転傾斜磁場 (reversed magnetic field) がないために観測されない。そのため、gradient echo 法でありながら spin echo 法に類似した T₂ コントラストを有するシーケンスとなっている。3D DW-PSIF のパルスシーケンス図を Fig. 1 に示す。

DW-PSIF は画像歪みが少なく、また、水励起 (water excitation; WE)⁷⁾タイプによる脂肪抑制法を採用した効果的な背景抑制が高コントラスト画像の取得を容易にする。こうした長所を生かして、近年は 3D DW-PSIF を利用した神経領域における臨床応用の報告^{8)~13)}も多く、その有用性が期待されている。一方で、EPI-DWI においては、診断補助として apparent diffusion coefficient (ADC) による解析があるが、DW-PSIF においては ADC を求める方法は確立されておらず、その解析法が提案さ

キーワード diffusion-weighted PSIF, Reversed FISP, steady-state free-precession, diffusion moment, distortion

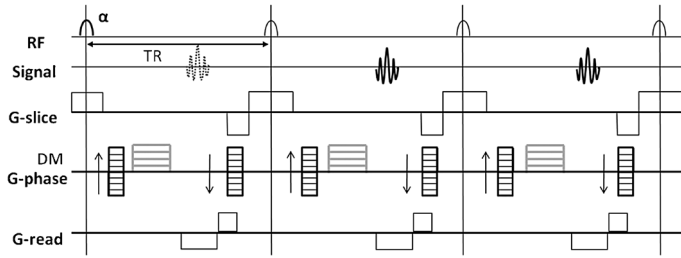


Fig. 1. Pulse sequence diagram of 3D DW-PSIF
 In this pulse sequence, the FID caused by the first α° pulse is not observed as an echo signal (dotted line). However, spin echo refocused by the next RF pulse and stimulated echo generated by a following RF pulse are observed. In the steady state, the signal that many echo signals were accumulated is observed.

れている¹⁴⁾.

このような EPI-DWI との相違点もあることから、3D DW-PSIF の画像特性への理解が必要であるといえる。しかしながら、SE および多くの STE からなる PSIF 信号は、標準的な gradient echo 信号に比べてかなり複雑な表現をもつものであり²⁾、その理解も容易ではない。

そこで本研究では、臨床応用に発展させるため、その前段階として 3D DW-PSIF におけるファントムを用いた実験を行い、基本的な画像特性を示すことを目的として検討を行った。すなわち、EPI-DWI との相違点や現象理解の一助となる事象を明示すべく、標準的なファントムを対象とし、DW-PSIF 画像の撮像パラメータ依存性を確認した。検討項目は DM および repetition time (TR) が画像歪みに与える影響、DM の印加方向および大きさが信号強度に与える影響である。考察においては、今回の検討結果とこれまで経験的に使用されてきた撮像条件を照らし合わせ、その妥当性についても論じ、今後各撮像部位における条件の最適化に展開するための参考となり得る適切な条件を提案する。

対象と方法

MRI 装置は、SIEMENS 社製 Magnetom Avanto 1.5T (OS version B17, 最大傾斜磁場強度 45 mT/m, 最大スルーレート 200 T/m/s) を使用し、head matrix coil を用いた。

ファントムは、アメリカ電機工業会規格である National Electrical Manufacturers Association (NEMA) 基準に準じた MRI ファントム 90-401 型日興ファインズ社製、システム I とシステム II の 2 種類で、その材質は両者ともアクリル樹脂および含水率が 80% のポリビニルアルコール (PVA) ゲルである。パルスシーケンスは、3D DW-PSIF を使用し、はじめに MRI ファントムのシステム II におけるピンセクションを用いて DM の印加方向 (DM 方向) や大きさの変化、さらに TR の延長が画像歪みに与える影響について検討した。次にシステム I におけるコントラストセクションを用いて、DM 方向変化時の各試料の信号強度を測定し、信号強度の DM 方向依存性について検討した。MRI ファントムのシステム I で使用した試料としては、コントラストセクションにもともと内蔵されている 6 種類の試料と今回の実験のために別途準備した任意の 3 試料、計 9

Table. Water content, T₁ value, T₂ value and ADC value of respective samples

Sample	Water content (%)	T ₁ value (ms)	T ₂ value (ms)	ADC value ($\times 10^{-3}$ mm ² /s)
Oil	—	198.4	44.0	0.016
Detergent	—	1761.2	566.5	1.69
Saline	—	2870.9	2427.3	2.19
Gd 0.1 mmol	80	480.0	102.0	1.29
Gd 0.2 mmol	80	334.4	90.0	1.26
Gd 0.3 mmol	80	268.3	85.4	1.27
PVA 75%	75	544.8	77.5	1.06
PVA 77%	77	619.9	80.2	1.14
PVA 79%	79	686.1	88.3	1.24

T₁, T₂ and ADC values were calculated by least-squares method using inversion recovery, spin echo and EPI-DW data, respectively. (Mathematica 7.0 (Wolfram Research, Inc) and EXCEL 2007 (Microsoft) were used.)

種類を使用した。内蔵試料は、含水率が 75, 77, 79% の PVA ゲルを封入した円筒 3 本、常磁性体イオンであるガドリニウム (Gd³⁺) の含有量が 0.1, 0.2, 0.3 mmol の PVA ゲルを封入した円筒 3 本である。任意試料としては、食用油、中性洗剤 (界面活性剤 37%, 安定化剤), 生理食塩水 (塩化ナトリウム 0.9 w/v %), を付属の試料瓶ホルダーに充填したものである。採用した理由としては、内蔵試料の PVA ゲルは、生体内軟組織に近い含水率, T₁ 値, T₂ 値である既知の値を有するものであり、任意試料の中性洗剤は、EPI-DWI を用いたファントム実験において高信号を示す^{15),16)} ためである。Table に試料の含水率, T₁ 値, T₂ 値および ADC を一覧で示す。

これらの試料を用いて 3D DW-PSIF において DM の大きさを変化させ、脂肪抑制有無、それぞれの条件下において DM の大きさが信号強度に与える影響について検討した。撮影室およびファントム温度は、空調機設定およびファントム付属の温度計による目視で 26°C であった。試料を挿入したファントムは、温度を一定に保持するために、48 時間以上同室内に静置したものをを使用した。ファントムの設置方

向は、使用する面が静磁場方向に垂直とし、ガントリー内撮像開始位置に移動後、試料を安定させるために 30 分以上静置してから実験を開始した。各実験においてはファントムの位置移動による試料の状態変化を考慮し、すべて同位置にて撮像を行った。

3D DW-PSIF の基本撮像条件は repetition time (TR)/echo time (TE), 20/5.2 ms ; flip angle (FA), 30° ; band width, 150 Hz/pixel ; phase encoding direction, A-P ; acquisition matrix, 256 (phase encoding direction, anterior-posterior) \times 256 (readout direction, right-left) ; field of view, 256 \times 256 mm ; transversal single slab, 16 または 28 partitions ; pixel, 1.0 \times 1.0 mm ; 1 mm thick slice over sampling of 0% ; slab thickness, 16.0 または 28.0 mm ; WE, binominal pulse [1-2-1] ; flow compensation, read ; orientation, transversal ; number of excitations, 2 ; DM direction, phase である。パラレルイメージングには generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA)¹⁷⁾ を使用し acceleration factor, 2 とし、レシーバーゲインは正確な信号強度を得るためにすべての実験で固定し撮像した。

その他の可変条件を含む検討項目の詳細については以下に記す。

1. DM および TR が画像歪みに与える影響

撮像に関しては、MRI ファントムのシステムIIにおける10φピンセクションを用いて、脂肪抑制パルスの影響を除外するためにwater excitationをoff(WE_off)とし、スライス枚数16とした。評価には中心のスライスを使用した。はじめにDM非印加の3D PSIFによる撮像(DM_off)を行い、次にDMを印加した撮像(DM_on)を行った。DM_onはDMを本装置で設定し得る最大値の250 mT/m*msとし、DM方向をslice-selective (slice), read-out (read), phase encoding (phase)と変化させて撮像した。(装置の設定パラメータとしては、「DM」を傾斜磁場そのものの他、DMの印加量としても表しているため、以下、その表記法に従って記述する。)なお、DW-PSIFシーケンスの脂肪抑制法はWEのみ、DM印加は1軸のみが設定可能である。次にDMを0, 50, 100, 150, 200, 250 mT/m*msと6段階に変化させて撮像し、得られた画像はDM_off画像を基準として、それぞれ差分処理を行った。最後に、DMを250 mT/m*ms, DM方向をphaseに固定しTRを20, 30, 40, 50 msと4段階に変化させ撮像し、得られた20 msの画像を基準として、それぞれ差分処理を行った。TEはすべて5.2 msに固定、各撮影時間は51秒、TR延長に従いTR:30~50 msにおいて1分15秒~2分04秒である。

2. DMの方向および大きさが信号強度に与える影響

MRI ファントムのシステムIにおけるコントラストセクションを用いて、上記9種類の試料について信号強度を計測して評価した。

はじめにDM_off、その後はDM_onによる撮像を行った。DM_onは、DMを100 mT/m*ms、方向をslice, read, phaseと変化させて撮像し、この結果より以下の実験において使用するDM方向を決定した。次にDM方向を固定

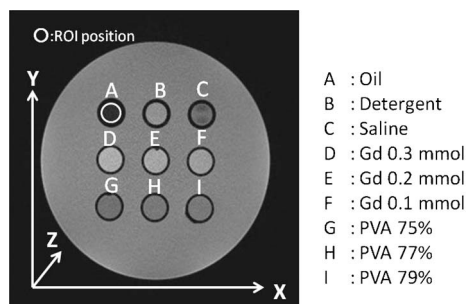


Fig. 2. Phantom and samples used for signal intensity measurements

A NEMA phantom (system I, contrast section) was used in this experiment. D-I are built-in samples of the phantom. A-C are additional samples. The region of interest (ROI) of the area of the 200 pixels was set in each sample of A-I. The setup circle ROI is shown only in A in this figure. Z-axis is the static magnetic field direction.

Gd 0.1 mmol : PVA gel of Gd³⁺ 0.1 mmol content

PVA 75% : PVA gel of 75% water content

し、大きさを0~240まで20 mT/m*msずつと、250 mT/m*msまで14段階に変化させ、スライス枚数28枚、WE_on, offの条件でそれぞれ撮像し、信号強度を測定した。評価には中心のスライス面を使用し、コンソール付属のアプリケーションを用いて関心領域(region of interest; ROI)の大きさを200 pixelとし、各試料の中心に設定(Fig. 2)して平均信号値(mean signal intensity; mean SI)を測定した。TR/TEはすべて20/5.2 msに固定、撮像時間は、WE_off, WE_onともに1分27秒である。各試料における拡散現象を捉える指標として信号強度からDM印加後の信号強度比(signal intensity ratio; SIR)を(1)の式に代入して算出した。

$$SIR = SI_{100}/SI_0 \dots\dots\dots(1)$$

SI₁₀₀: ROI (Fig. 2 A~I) 内のDM_on (DM = 100 mT/m*ms) 画像における平均信号値; mean SI

SI₀: ROI (Fig. 2 A~I) 内の DM_{off} (DM = 0 mT/m*ms) 画像における平均信号値; mean SI

DM 印加方向を slice, read, phase として求めた SIR (SIR_{slice}, SIR_{read}, SIR_{phase}) を算出して比較した。

結 果

1. DM および TR が画像歪みに与える影響

DM_{off} と DM 方向を直交 3 方向にして得られた画像との差分画像, DM_{off} と DM を 20 ~ 250 mT/m*ms まで変化させて得られた画像の差分画像, TR を 20 ms と 30 ~ 50 ms まで変化させて得られた画像の差分画像で評価を行なった。それぞれの差分画像において 2 画像間のずれは認められなかった。一例として Fig. 3 に, DM の設定を DM = 0 mT/m*ms (DM_{off}), および DM = 250 mT/m*ms (DM₂₅₀) として得た画像と, それらの差分画像を示す。

2. DM の方向および大きさが信号強度に与える影響

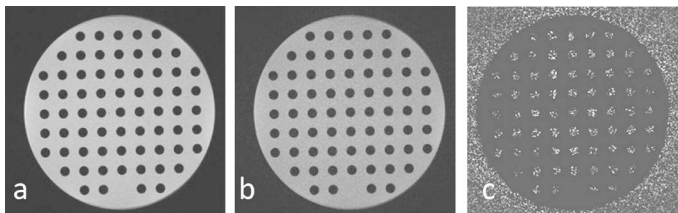
Fig. 4a にファントム画像, Fig. 4b に各試料における DM 直交 3 方向 (DM = 100 mT/m*

ms) の信号強度比 (signal intensity ratio; SIR) として SIR_{slice}, SIR_{read}, SIR_{phase} を示す。ファントム画像からわかるように, 特に DM 方向が slice における生理食塩水の不均一な低信号が顕著であった (Fig. 4a 矢印)。DM 方向による相違は全試料において SIR_{read}, SIR_{phase} に比べ SIR_{slice} が低値を示し, 試料別における信号強度比については生理食塩水が 0.25 で DM 印加による信号強度低下が最大であった (Fig. 4b)。

DM 方向を slice とした時に認められた信号不均一性は, phase と read では確認されず, SIR_{read}, SIR_{phase} にほとんど差がなかった。この結果より, 以下の実験からは DM 方向を安定している phase に固定した。

Fig. 5 に 3D DW-PSIF における脂肪抑制有無の条件下での信号強度変化を示す。Fig. 5a は WE_{off}, Fig. 5b は WE_{on} における DM と各試料の信号強度の関係である。

食用油の信号強度は, Fig. 5a に示すように WE_{off} では, DM_{off} における信号強度が 366.9 であり, DM 増大に伴う信号低下はわずかで, DM が 250 mT/m*ms で 358.2 であった。Fig. 5b に示すように, WE_{on} では DM_{off} における信号強度は 100.9, DM が 250 mT



TR : 20 ms, DM application direction : phase, FA : 30 degree

Fig. 3. Image distortion caused by DM application

A NEMA phantom (system II, pin_section) was used for this experiment. The pin spacing was 10 mm. Several images with different imaging parameters were acquired. Then difference images with a reference image were generated. Phantom image (a) was obtained with DM of 0 mT/m*ms. Image (b) was obtained with DM = 250 mT/m*ms. Image (c) is a difference image of (a) and (b). As shown in (c), no misregistration was observed.

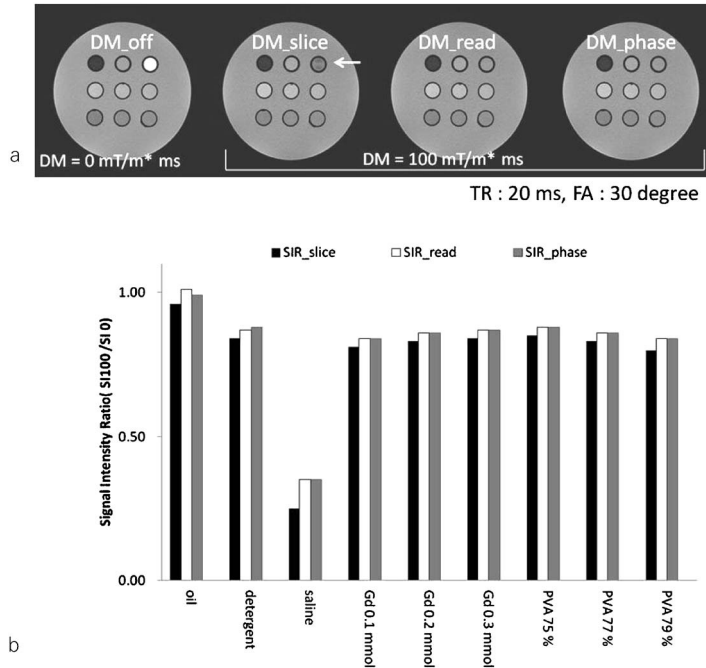


Fig. 4. DM application direction dependence of the DW-PSIF image
Phantom images obtained for the three DM application directions are shown in (a). A NEMA phantom (system I, contrast section) was used. A left end image is a “DM_off” image. The others are images of DM of 100 mT/m*ms. The directions of DM application are, respectively, slice, read, and phase (DM_slice, DM_read, DM_phase). When the DM application direction is set to slice, an inhomogeneous low signal is obtained, especially in saline (arrow). Panel (b) presents the signal intensity ratio (SIR) according to the DM application direction in each sample. Here, SI_0 and SI_{100} are defined respectively as the average signal values of ROI in DM = 0 and 100 mT/m*ms. The signal intensity ratio (SIR) is defined as SI_{100}/SI_0 . SIR_slice, SIR_read, and SIR_phase are SIRs obtained in each direction. When the application direction was slice, signal degradation was increased slightly in all samples. SIR in saline showed a particularly low value.

/m*ms では 75.8 といずれの DM においても低値となり、良好な脂肪抑制効果が認められた。

生理食塩水は他の試料とは異なる減衰曲線を描き、急激な低下を示した後 140 mT/m*ms 付近から緩やかな低下となった (Fig. 5a, b)。

その他の試料における信号強度は、DM_off, on とともに高い順から 0.3, 0.2, 0.1 mmol Gd ゲ

ル、中性洗剤、79, 77, 75% PVA ゲルであった。DM の増大に伴い信号減衰がみられ、信号強度は収束する傾向であった (Fig. 5a, b)。

DM の大きさにより、各試料の信号強度変化の違いがあることから、各試料間のコントラストも変化した。

3D DW-PSIF シーケンスの画像特性

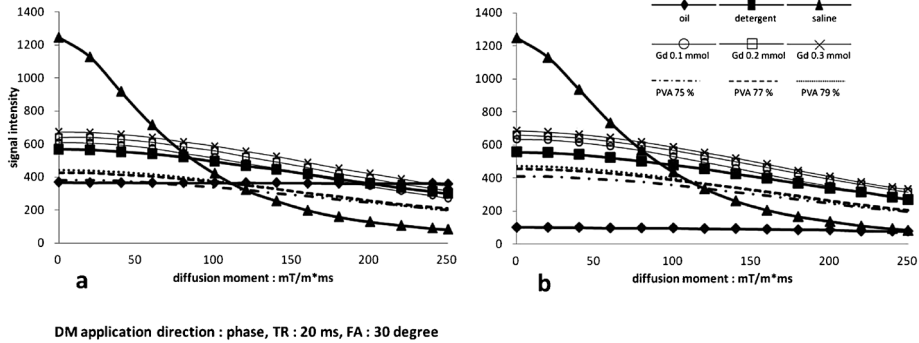


Fig. 5. DM dependence of the signal intensity of respective samples

The DM dependence of SI of a DW-PSIF image is shown. Panel (a) shows an image without fat saturation. Panel (b) shows an image with fat saturation. Although the signal intensity of oil (◆) is about 360 in (a), it is about 90 in (b). Good fat suppression effect was obtained irrespective of DM. The signal intensity change by DM increase in saline (▲) reflects that a diffusion coefficient is large. The diffusion emphasis effects in panels (a) and (b) are comparable.

考 察

1. DM や TR が画像歪みに与える影響

PSIF による拡散強調像においては、シーケンスの特性上、画像歪みへの影響が小さくなると考えられるが、実際使用される拡散検出傾斜磁場 (diffusion moment ; DM) 強度が EPI-DWI と比べて小さいこと¹⁴⁾も要因の一つとして考える。そこで、DM の方向や大きさを変化させて検討を行った。DM_off と DM_250 において DM 方向を変化させた検討、さらに DM を 0 から (一般臨床で用いられている 20 ~ 100 mT/m*ms^{8)~13)} よりも大きめであり、本装置の設定としては最大値の) 250 mT/m*ms まで増大させた検討の結果、2 画像間の定性的な位置の変化は認められなかった。EPI-DWI における画像歪みの一因としては、MPG 印加による渦電流があげられるが、3D DW-PSIF シーケンスにおいては、今回検討した最大値である DM_250 においても DM 印加の画像歪みへの影響は小さいことが確認された (Fig. 3)。

また、DW-PSIF においては、DM 印加のため TR を変化させ得るので、画像歪みの TR 依

存性についても検討した。今回検討した全ての条件において画像歪みへの影響がなかったことより、DW-PSIF では画像歪みについて、特別な注意を払う必要がないことが、改めて確認できた。

2. DM の印加方向が信号強度に与える影響

Fig. 4a のファントム画像から各試料における描出の違いが認められ、Fig. 4b の SIR から、DM 印加による信号減衰が確認できた。

生理食塩水については、DM 印加により ROI 内に不均一な低信号を示し (Fig. 4a 矢印)、信号は著明に減衰したことがわかる。このために SIR_slice は 0.25 と最低値を示した (Fig. 4b)。すなわち、信号強度は DM 印加により 75% と大きく低下したことになる。一方、SIR_read および SIR_phase は 0.35 と同程度で、信号強度が 65% の低下であり、両方向の信号強度ともほとんど差がなかった。DM 方向を変化させた場合、全試料において SIR_slice が低値を示し、DM 方向の相違による方向依存性が認められた。この方向依存性の原因としては、例えば、スライス用傾斜磁場と拡散強調用の DM の極性の影響 (局性が同じであれば拡散強調効果が強くなる) が考えられる

が、まだ機序が明らかになっておらず、さらなる検討が必要と考える。臨床で使用する場合には、DM 方向の設定により描出に違いが生じ得る点に注意を払う必要がある。

3. DM の大きさが信号強度に与える影響

Fig. 5a, b の食用油の信号強度から脂肪抑制効果について述べる。Fig. 5a に示すように、食用油の信号強度は、 $DM = 0 \text{ mT/m}^*ms$ では高いものではないが、DM を増大しても信号減衰はわずかであるため相対的に高くなる傾向にあった。Fig. 5b に示すように、脂肪信号が励起されない binominal パルスを用いた水選択励起 (water excitation; WE) による撮像では、 $0 \sim 250 \text{ mT/m}^*ms$ いずれの DM においても食用油の信号は良好に抑制された。食用油以外の試料における信号強度減衰は、WE の有無にかかわらず同様の傾向を示した。すなわち、DM 印加で信号がほとんど低下しない脂肪は、binominal パルスを用いた WE により、いずれの DM においても抑制され、その他の試料の信号に影響を与えないことがわかった。これを踏まえて、臨床で脂肪抑制法を使用することを念頭に、生理食塩水と中性洗剤 (それぞれ脳脊髄液等や拡散強調像で高信号を示す生体内組織にあたる想定したもの) の信号強度について Fig. 5b の結果についてもう少し詳細を確認したい。Fig. 5b に示すように、 T_2 値が長い (Table) 生理食塩水は、DM 非印加 ($DM = 0 \text{ mT/m}^*ms$) においては、中性洗剤よりも高値を示す。一方、DM が 100 mT/m^*ms 以上では、中性洗剤が生理食塩水よりも高信号を示した。すなわち、DM 印加により、拡散係数の大きい生理食塩水は信号減衰が大きく、生理食塩水よりも拡散係数の小さい (Table) 中性洗剤の信号減衰は小さい。これより DW-PSIF においても EPI-DWI 同様、拡散の違いをとらえていることを確認できる。

これまで水選択励起法を組み合わせた PSIF 以外の 3D-DWI において、良好な脂肪抑制効果が得られるとした報告¹⁸⁾があるが、今

回の検討により、WE 併用 3D DW-PSIF シーケンスにおいても良好な脂肪抑制と拡散強調効果があることを確認した。

SSFP シーケンスを利用した拡散強調像における拡散検出傾斜磁場は、強度が小さい^{19),20)}。DW-PSIF と EPI-DWI における拡散検出傾斜磁場 MPG pulse 印加量の値についての報告¹⁴⁾では、DM に相当する b value は 250 mT/m^*ms に対し 117 s/mm^2 としている。近年の神経領域における臨床報告^{8)~13)}では DM として $20 \sim 100 \text{ mT/m}^*ms$ が採用されている。

以下は、DM と b value の相関は機種や撮像条件の違いにより、我々の検討とは正確には一致しないものであるが、今回の検討結果をこれまでの文献報告と照らし合わせ、その妥当性について述べる。

これまで、径の小さい神経の描出は難しい²¹⁾とされていたが、近年では神経細胞は線維状の神経線維束を形成し、拡散の速さが方向により異なる性質を保有していることから拡散強調像を利用した報告がされている^{8)~13),22)}。

これまでの 3D DW-PSIF を用いた報告^{8)~13)}では頭頸部において $20 \sim 40 \text{ mT/m}^*ms$ 、腰部において $90 \sim 100 \text{ mT/m}^*ms$ の大きさが使用されている。この条件では、生体内組織と神経および脳脊髄液がともに高信号に描出されており、解剖学的位置の把握を容易としている。ここで、Fig. 5b に示す各試料の信号強度をみると、 $DM = 0 \text{ mT/m}^*ms$ の基本シーケンスである 3D PSIF では、 T_2 コントラストが強いために生理食塩水が高信号になり過ぎる。これに対し、DM を上記範囲に設定した 3D DW-PSIF では、印加した DM の大きさによって生理食塩水の信号を適切に抑制しつつ、他の試料間のコントラストは、ほぼ一定のレベルで確保できることが判る。臨床においては、部位ごとに適切な DM の設定をすることで、脳脊髄液等の信号強度を構造が判別できる程度に抑制しつつ、生体内組織のコントラストを得ることが

できると考えられる。ここに、生理食塩水 ($ADC \text{ value} = 2.19 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$) を生体内の脳脊髄液や水成分として考え、PVA ゲル ($ADC = 1.06 \sim 1.24 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$) は生体内軟組織、中性洗剤 ($ADC = 1.69 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$) は生体内軟組織よりも拡散強調像で高信号を示す物質と想定した。なお、中性洗剤が拡散強調像で高信号を示す神経と対応するものではないが、今回の結果 (Fig. 5b) は様々な ADC を保有するものに対応した DM の大きさと信号強度を示している。このことから、この結果は臨床画像を理解する上で役立つ有益な情報であると考えられる。一方、EPI-DWI における神経描出の報告²²⁾において、 $b \text{ value}$ は $800 \text{ s}/\text{mm}^2$ を採用しており、脳脊髄液や背景の生体内軟組織の信号を抑制している。この点が DW-PSIF の描出とは異なる事に注意が必要である。

以上より今回の検討は、生体内の現象をファントム実験で再現したものとはいえないが、臨床において 3D DW-PSIF を用いた場合に、各撮像部位における対象物質を考慮した適切な DM 設定をするための参考データになり得ると考える。

結 論

本研究により、3D DW-PSIF における臨床応用に発展させるための基本的な画像特性を示し、撮像条件の最適化に展開するための参考となり得る点を提示することができた。3D DW-PSIF シーケンスは、広く使用されている EPI-DWI による拡散強調像とは異なり歪みが少なく、water excitation (WE) を用いて良好な脂肪抑制効果が得られる拡散強調シーケンスである。実際の撮影では、DM の大きさは、撮像部位により適切な設定が必要であり、水成分の信号を適度に抑制しつつ、生体内組織のコントラストが得られる $20 \sim 100 \text{ mT}/\text{m}^* \text{ms}$ が良い。

文 献

- 1) Coremans J, Spanoghe M, Budinsky L, Sterckx J, Luytjens R, Eisendrath H, Osteaux M: A comparison between different imaging strategies for diffusion measurements with the centric phase-encoded turboFLASH sequence. *J Magn Reson* 1997; 124: 323-324
- 2) Zur Y, Bosak E, Kaplan N: A new diffusion SSFP Imaging technique. *Magn Reson Med* 1997; 37: 716-722
- 3) Numano T, Homma K, Hirose T: Diffusion weighted three-dimensional MP-RAGE MR imaging. *Magn Reson Imaging* 2005; 23: 463-468
- 4) Raya JG, Dietrich O, Reiser MF, Baur-Melynk A: Methods and applications of diffusion imaging of vertebral bone marrow. *J Magn Reson Imaging* 2006; 24: 1207-1220
- 5) Gyngell ML: The application of steady-state free precession in rapid 2DFT NMR imaging: FAST and CE-FAST sequences. *Magn Reson Imaging* 1988; 6: 415-419
- 6) Merboldt KD, Hänicke W, Gyngell ML, Frahm J, Bruhn H: Rapid NMR imaging of molecular self-diffusion using a modified CE-FAST sequence. *J Magn Reson* 1989; 82: 115-121
- 7) 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
- 8) Zhang ZW, Song LJ, Meng QF, Li ZP, Luo BN, Yang YH, Pei Z: High-resolution diffusion-weighted MR imaging of the human lumbosacral plexus and its branches based on a steady-state free precession imaging technique at 3T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008; 29: 1092-1094
- 9) Zhang Z, Meng Q, Chen Y, Li Z, Luo B, Yang Z, Mao L, Lin E: 3-T imaging of the cranial nerves using three-dimensional reversed FISP with diffusion-weighted MR sequence. *J Magn Reson Imaging*. 2008; 27: 454-458
- 10) Naganawa S, Ishihara S, Satake H, Kawai H: Simultaneous three-dimensional visualization of the intra-parotid facial nerve and parotid duct using a three-dimensional reversed FISP sequence with diffusion weighting. *Magn Reson Med Sci*

- 2010 ; 9 : 153-158
- 11) Chhabra A, Subhawong TK, Bizzell C, Flammang A, Soldatos T : 3T MR neurography using three-dimensional diffusion-weighted PSIF : technical issues and advantages. *Skeletal Radiol* 2011 ; 40 : 1355-1360
 - 12) Chhabra A, Soldatos T, Subhawong TK, et al. : The application of three-dimensional diffusion weighted psif technique in peripheral nerve imaging of the distal extremities. *J Magn Reson Imaging* 2011 ; 34 : 962-967
 - 13) Chhabra A, Andreisek G, Soldatos T, Wang KC, Flammang AJ, Belzberg AJ, Carrino JA : MR neurography : past, present, and future. *AJR Am J Roentgenol* 2011 ; 197 : 583-591
 - 14) Deoni SCL, Peters TM, Rutt BK : Quantitative diffusion imaging with steady-state free precession. *Magn Reson Med* 2004 ; 51 : 428-433
 - 15) 高橋光幸, 小倉明夫, 尾崎正則, 室 伊三男, 土井 司, 宮地利明, 丹治 一, 高橋順士, 滝沢 修 : 拡散強調画像における歪みの検討. *日放技学誌* 2009 ; 65 : 1494-1501
 - 16) 尾崎正則, 小倉明夫, 室 伊三男, 他 : 撮像パラメータが ADC に与える影響について. *日放技学誌* 2010 ; 66 : 1178-1185
 - 17) Griswold MA, Jakob PM, Heidemann RM, Nittka M, Jellus V, Wang J, Kiefer B, Haase A : Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA). *Magn Reson Med* 2002 ; 47 : 1202-1210
 - 18) 沼野智一, 本間一弘, 岩崎信明, 兵頭行志, 新田尚隆 : 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. *日磁医誌* 2008 ; 28 : 185-195
 - 19) Le Bihan D : Intravoxel incoherent motion imaging using steady-state free precession. *Magn Reson Med* 1988 ; 7 : 346-351
 - 20) McNab JA, Miller KL : Sensitivity of diffusion weighted steady state free precession to anisotropic diffusion. *Magn Reson Med* 2008 ; 60 : 405-413
 - 21) Shen J, Wang HQ, Zhou CP, Liang BL : Magnetic resonance microneurography of rabbit sciatic nerve on a 1.5-T clinical MR system correlated with gross anatomy. *Microsurgery* 2008 ; 28 : 32-36
 - 22) Takahara T, Hendrikse J, Kwee TC, et al. : Diffusion-weighted MR neurography of the sacral plexus with unidirectional motion probing gradients. *Eur Radiol* 2010 ; 20 : 1221-1226

Characteristics of Images Acquired with a Three-dimensional Diffusion-weighted PSIF Sequence : A Phantom Study

Ritsuko ANDO^{1,2}, Yoshio MACHIDA², Tsutomu MANABE¹,
Ko MATSUMOTO³, Satoru TAZAWA¹

¹*Department of Radiology, Katta General Hospital
36, Shimoharaoki Fukuokakuramoto, Shiroishi, Miyagi 989-0231*
²*Health Sciences, Tohoku University Graduate School of Medicine*
³*Department of Diagnostic Radiology, Miyagi Cancer Center*

Purpose : We sought to clarify the fundamental properties of 3-dimensional (3D) diffusion-weighted (DW) reversed fast imaging with steady-state precession (FISP), or PSIF (3D DW-PSIF) for the application of this imaging sequence in clinical settings.

Materials and Methods : We used a 1.5-tesla magnetic resonance (MR) imaging unit for imaging and a phantom composed of an acrylic vessel containing polyvinyl alcohol (PVA) gel to house the test samples. For scanning, we utilized variable magnitudes and directions of diffusion moment (DM) that corresponded to the motion-probing gradient (MPG) in conventional DW imaging. We employed image subtraction to detect and assess image distortion. We measured signal intensity (SI) and image contrast for 9 kinds of sample and evaluated signal alterations.

Results : We detected no image distortion under any condition. The relationship between the magnitude of DM and signal intensity (SI) from each sample tells us that differences in the properties of the samples is the source of SI alterations.

Conclusion : The present study clarified some of the imaging properties of 3D DW-PSIF. The magnitude of DM, which has been selected empirically in clinical settings, should be set according to the object to be imaged. Also, the reported values of DM magnitude were proved justifiable.