

# 誘発エコー EPI による拡散強調撮像法 (DW STE-EPI)

畑 純一<sup>1</sup>, 八木一夫<sup>1</sup>, 疋島啓吾<sup>2</sup>, 鈴木雄一<sup>2</sup>,  
沼野智一<sup>1</sup>

<sup>1</sup>首都大学東京大学院人間健康科学研究科放射線科学系

<sup>2</sup>同保健科学研究科放射線学専攻

## はじめに

核磁気共鳴を用いた分子の拡散運動検出にはこれまで多数の計測法が報告されている。その中で主として代表的な二つの計測法のうち一つとして、1965年に Stejskal EO, Tanner JE による 90°-180°パルス系列の 180°パルスの両側に移動検出傾斜磁場 (motion probing gradient: MPG) を印加する pulsed gradient spin echo: PGSE 法 (diffusion weighted spin echo: DW SE 法)<sup>1)</sup> が提唱されている (Fig. 1a)。この DW SE 法での信号強度は以下の式で示される<sup>2)</sup>。

$$S_{SE} = S_0 \exp\left(-\frac{TE}{T_2} - bD\right) \dots\dots\dots (1)$$

TE; echo time [ms], b; b-value [s/mm<sup>2</sup>], D; diffusion coefficient [mm<sup>2</sup>/s], S; signal intensity

式(1)のように DW SE 法による信号強度は観測対象がもつ T<sub>2</sub> 値によって変化し、また設定する b-value が大きいほど信号は指数関数的に減衰する。

また、もう一方の計測法として 1970 年に Tanner JE によって三つの 90°パルスを用いる diffusion weighted stimulated echo (DW STE)

法<sup>3)</sup>が提唱された (Fig. 1b)。DW STE 法の原理は STE 法での 1nd と 2nd RF パルスの間と 3rd RF パルスの後に MPG を印加することにより拡散計測を行う方法である。DW STE 法の信号強度は以下の式で示される<sup>2)</sup>。

$$S_{STE} = S_0 \exp\left(-\frac{TE}{T_2} - \frac{TM}{T_1} - bD\right) \dots\dots\dots (2)$$

TM; mixing time [ms]

式(2)には指数関数の項に -TM/T<sub>1</sub> を含むために観測対象の T<sub>2</sub> 値以外に T<sub>1</sub> 値も信号強度の変化に影響する。2nd, 3rd 90°パルス間 (TM) の磁化は縦軸方向に存在するため T<sub>1</sub> 値に従い

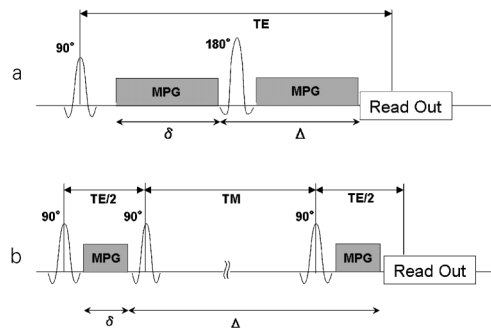


Fig. 1. Pulse sequence diagram of DW SE (a) and DW STE (b).

キーワード stimulated echo, pulse sequence, body diffusion, high b-value, MRI

信号は減衰し、TE 間では  $T_2$  値に従って信号は減衰する。

拡散計測では拡散現象のみでなく灌流の影響も受けた信号を計測している。このため生体内での拡散係数は純粋なものではなく見かけの拡散係数 (apparent diffusion coefficient: ADC) と呼ばれている。よって、臨床場において理想的な拡散挙動を反映した信号の計測には少なくとも  $1000 \text{ s/mm}^2$  程度の b-value を用いる必要がある。また灌流は拡散に比し速度が早いいため b-value が  $1000 \text{ s/mm}^2$  程度の十分に大きな MPG を印加することにより灌流の影響を取り除くことができる<sup>4),5)</sup>。拡散信号の検出には強力な MPG 強度を短い時間 ( $\delta$ ) で印加し長い拡散時間 ( $\Delta$ ) を設定条件として用いる。臨床用 MRI 装置の傾斜磁場強度は患者の健康と安全上の観点から米国食品医薬局 (Food and Drug Administration; FDA) の規定によって制限されているため、実際には長い MPG 印加時間 ( $\delta$ ) を使用する。そのため拡散時間は実効値 ( $\Delta - \delta/3$ ) を用いており、生体のように複雑な拡散制限場においては正味の拡散現象を反映していない<sup>6)</sup>。当然、長い  $\delta$  使用により TE が延長されるため極端な信号減衰現象を伴う。

1990 年頃より MRI の傾斜磁場印加システムの高性能化に伴い超高速撮像法である echo-planer-imaging (EPI) による良好な画像取得が可能となり DW SE-EPI パルスシーケンスが臨床の場において用いられるようになった。これに伴い近年では躯幹部を対象とした拡散強調画像 (Body-DWI) など様々な形での臨床応用が進められている。SE 系の撮像法では信号減衰が著しく、長い TE のため良好な画像取得が困難である。このため、 $T_2$  値の短い組織である肝実質 (40 ms)、骨格筋 (50 ms)、心筋 (60 ms)<sup>7)</sup> に対しては low b-value の設定条件で適応している現況がある<sup>8)</sup>。このような状況の

中、臨床系の拡散強調応用は肝臓を対象とした multi ADC 観測、腫瘍内部不均一における ADC の高感受性の研究<sup>9),10)</sup>、骨格筋では筋繊維構造の観測、トラクトグラフィ等の研究が試みられている<sup>11),12)</sup>。また、DW STE-EPI を用いた研究として心筋対象の研究も試みられている<sup>13),14)</sup>。

現在まで、DW SE-EPI と DW STE-EPI との MRI パルスシーケンスの違いによる基礎的な ADC や信号強度の比較があまりなされていない。これらの検討として本研究では拡散強調 stimulated echo-echo planner imaging パルスシーケンス (DW STE-EPI) を臨床用 MRI 装置に組み込み、本手法の臨床機でのパルスシーケンス特性を評価したので報告する。

## 方法と対象

### 1. DW STE-EPI パルスシーケンス

臨床 MRI 装置用にパルスシーケンス設計し実験に使用した DW STE-EPI パルスシーケンスを Fig. 2 に示す。STE 法の“ $90^\circ$ パルス- $90^\circ$ パルス- $90^\circ$ パルス”に MPG を印加して拡散強調効果を生じさせる。TE 間と TM 間の時間間隔の最適な割合は以下の式で示される<sup>2)</sup>。

$$\frac{\Delta}{\delta} \cong \frac{\text{対象組織の } T_1 \text{ 値}}{\text{対象組織の } T_2 \text{ 値}} \dots\dots\dots (3)$$

最適設定で TM 間に印加されている傾斜磁場は MPG 印加に伴い引き起こされる渦電流を最小限に抑え、画像ゆがみの影響を補正している。また、2nd  $90^\circ$ パルスの後 x-y 平面に残った磁化の位相を分散させるスプイラー効果も付加している<sup>15),16)</sup>。DW SE-EPI においても渦電流の抑制のために twice refocused DW SE-EPI<sup>17)</sup> が報告されているが、 $180^\circ$ 収束パルスの一つ余分に用いるために TE の延長は避けられない

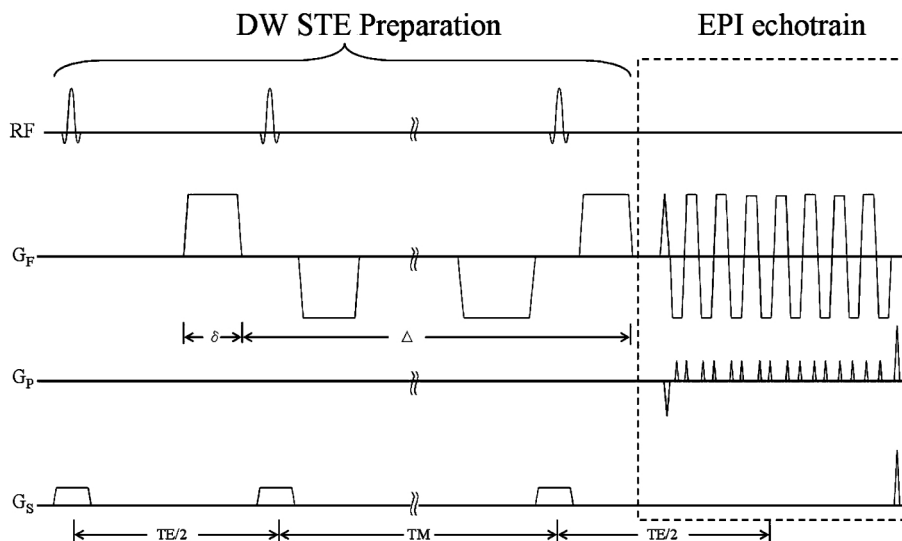


Fig. 2. Pulse sequence diagram of DW STE-EPI. Two gradients in the mixing time (TM) were reducing eddy current effects and dephasing any magnetization that remained in the transverse plane after the 2nd 90° pulse.

設計である。一方、DW STE-EPI では長い TM 間に補正傾斜磁場を挿入するため TE の延長は起こらない。このため、傾斜磁場の挿入による渦電流補正によらず短い TE を達成することが可能である。また、k-空間のデータ収集においては single shot echo planner imaging 法 (SS-EPI) を用いた。

## 2. 臨床用 MRI 装置における DW STE-EPI 法の特性評価

撮像装置は 1.5T MRI 装置 (GEYMS Signa Horizon LX ver. 9.0, 最大スルーレート: 77 mT/m/m, 最大傾斜磁場強度: 22 mT/m), シーケンス開発環境は EPIC ver. 9.0 (GE) を使用し, FOV: 24.0 × 24.0 cm, matrix: 128 × 128, NEX: 1, 印加軸は A/P 方向に 1 軸印加, TR 間のスライス枚数は 1 枚と設定した。当設定での推定 SAR は DW SE-EPI 法で 0.0003 W/kg となった。DW STE-EPI 法の SAR 理論値を算出した結果, 同じ撮像装置, 対象と仮定した場合 DW SE-EPI 法の 0.9 倍となる。また, 空調機による管理のもと室温は 26 度一

定とした。ADC の測定では TE を一定とし MPG の出力を変化させ撮像し, ADC 計測を行った。拡散強調画像では MPG の出力を最大で一定とし最短 TE で撮像し, 信号強度測定を行った。

### 1) ファントムにおける ADC 特性評価

臨床機における DW STE-EPI パルスシーケンス評価のためにファントム実験を行った。ファントムには超純水を用いた。ファントムの拡散係数を DW SE-EPI, DW STE-EPI で測定・算出し, 拡散係数を比較することによりパルスシーケンスを評価した。STE 法での最適な撮像条件の設定には式 (3) より算出した値を用いた。撮影条件は DW SE-EPI では TR/TE: 4000/96.3 ms, MPG の間隔 ( $\Delta$ )/印加時間 ( $\delta$ ): 38.6/32.2 ms, DW STE-EPI は TR/TE/TM: 4000/43.3/208.5 ms, MPG の間隔 ( $\Delta$ )/印加時間 ( $\delta$ ): 225.7/11.0 ms, 両法共に MPG の出力は 0~22 mT/m の 5 段階の強度可変 (b-value = 0, 90, 250, 640, 1000 s/mm<sup>2</sup>) で行った。送受信コイルは GEYMS 社製バード

ゲージコイルを使用した。

## 2) ヒト健常ボランティアにおける ADC 特性および信号強度評価

DW STE-EPI 法によるヒト健常ボランティア計測には拡散係数、信号強度の 2 点について行い、信号強度の理論値は本装置（最大スルーレート：77 mT/m/m，最大傾斜磁場強度：22 mT/m），骨格筋（ $T_1$  値；870 ms,  $T_2$  値；50 ms）<sup>7)</sup> の条件の下で式(1)，(2)より算出し、実測値と比較した。撮像対象はヒト健常ボランティア 20 件（年齢  $21.9 \pm 1.09$  男性）を対象とし、送受信コイルは GEYMS 社製 EXTREAM コイルを使用した。撮像部位は高い  $T_1/T_2$  値をもつ組織のうち呼吸、体動等のアーチファクトが発生しにくい大腿部の骨格筋（内側広筋）を対象とした。Fig. 3 に示すように ROI は内側広筋中より 5 箇所を選択し平均値を算出した。ROI は筋組織の境界が明瞭に判別可能な  $T_1$  強調画像より選択し、同一スライスの拡散強調画像の同一位置に合わせ計測した。なお、拡散強調画像においてゆがみの影響は少なかった。ROI は信号が高い血管や脂肪

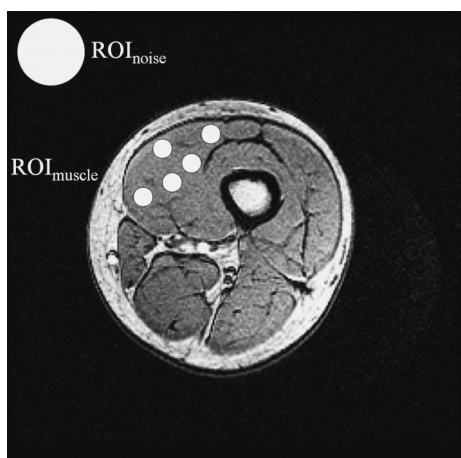


Fig. 3. Setting of ROI. ROI of the noise was shown up left. ROI of the skeletal muscles showed while organizing it, and used five averages.

組織は避けて選択した。拡散係数評価での撮影条件は DW SE-EPI では TR/TE：4000/114.4 ms,  $\Delta/\delta$ ：47.8/41.4 ms, DW STE-EPI では TR/TE/TM：4000/49.1/263.6 ms,  $\Delta/\delta$ ：283.8/13.9 ms，両手法共に MPG の出力は 0～22 mT/m の 6 段階の強度可変（b-value = 0, 325, 720, 980, 1620, 2000 s/mm<sup>2</sup>）とした。

また、信号強度評価での撮影条件は MPG 出力を 22 mT/m 一定とし、最短 TE を用いて撮像をした。b-value は 0, 300, 700, 1000, 1500, 2000 s/mm<sup>2</sup> を用い、DW SE-EPI では TR/TE：4000/24.4～114.4 ms,  $\Delta/\delta$ ：0～47.8/0～41.4 ms, DW STE-EPI では TR/TE/TM：4000/26.8～49.0/37.4～263.6 ms,  $\Delta/\delta$ ：0～283.8/0～13.9 ms とした。

## 結 果

### 1. ファントムにおける ADC 特性評価

水ファントムを対象として ADC 測定を行った結果を Fig. 4 に示す。横軸は b-value [s/mm<sup>2</sup>]，縦軸は信号強度比を対数表示し、直線の傾きが ADC [mm<sup>2</sup>/s] を表す。Fig. 4 より純水の ADC は STE 法で  $2.06 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s, SE 法で  $2.18 \times 10^{-3}$  mm<sup>2</sup>/s と算出された。この結果より ADC はほとんど同じ値を示した。また、相関係数 R<sup>2</sup> は SE 法で 0.997, STE 法で 0.999 と両手法共にばらつきが小さかった。

### 2. ヒト健常ボランティアにおける ADC 特性および信号強度評価

大腿部骨格筋を対象として ADC 測定を行った結果を Fig. 5 に示す。Fig. 5 より SE 法において b-value が 600, 700 s/mm<sup>2</sup> 程度（low b-value）までは信号が指数関数的に減衰し ADC の算出が可能である。しかし b-value がそれより高くなると SNR が低下し、信号はノイズの影響を大きく受け信号減衰が指数関数的ではなくなっている。一方、STE 法では b-value が 1000 s/mm<sup>2</sup> を超えてもノイズの影響を受けずに信号は指数関数的に減衰した。ADC を算出

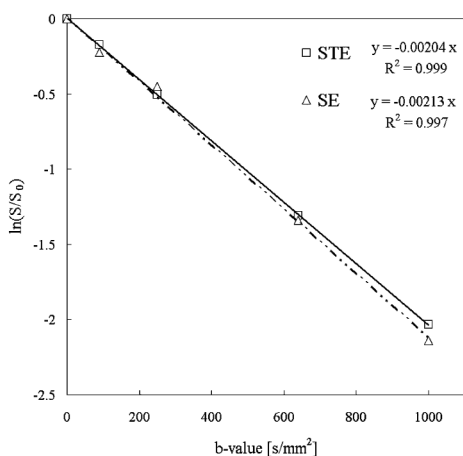


Fig. 4. Normalized diffusion curve in water phantom measured by DW SE-EPI and DW STE-EPI.

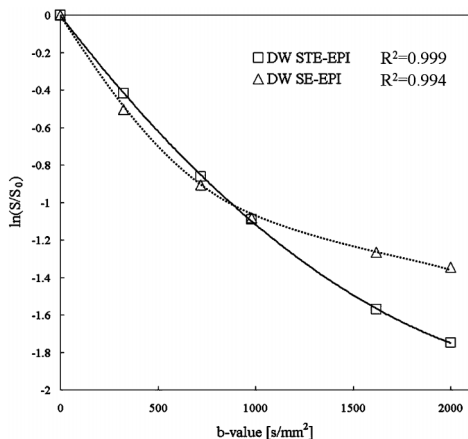


Fig. 5. Normalized diffusion curve in skeletal muscle measured by DW SE-EPI and DW STE-EPI.

すると b-value が  $720 \text{ s/mm}^2$  のとき、STE 法では  $(1.20 \pm 0.02) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 、SE 法では  $(1.26 \pm 0.07) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  となった。相関係数  $R^2$  は SE 法で 0.999、STE 法で 0.994 と両手法共にばらつきが小さい。両法による t 検定の結果は 0.88 となり ADC 算出に有意差はなかった。また、縦軸は信号強度比のため SE 法

と STE 法でノイズレベルが異なっている。

式(1~3)より計算した信号強度の理論値のグラフ Fig. 6a より、b-value が  $0 \text{ s/mm}^2$  での STE 法の信号強度は SE 法の約半分程度の信号強度であり、b-value が  $500 \text{ s/mm}^2$  付近では SE 法と信号強度がほぼ同一となる。より高い b-value 領域となると STE 法の信号強度が SE 法より優位になる結果を示した。MRI 信号強度実測データの Fig. 6b でも理論値と同様に b-value が  $500 \text{ s/mm}^2$  程度で SE 法と信号強度がほぼ同一となり、以降 STE 法による信号強度が優位という結果を示した。SE 法、STE 法、共に b-value が高くなるとノイズの影響を大きく受け、理論値とは異なった信号強度値となった。

## 考 察

我々は DW STE-EPI パルスシーケンスの設計・開発を進めてきた。DW STE-EPI は高い  $T_1/T_2$  値をもつ組織に対し、従来よりも高い b-value 設定において信号強度を維持できる。従来の DW SE-EPI と DW STE-EPI を拡散係数と信号強度について比較検討行っしたのでそれぞれについて考察する。

### 1. 拡散係数

水ファントムにより算出した拡散係数は SE 法と STE 法ではほぼ同じ値が得られた。拡散係数は組織や、物質固有の値であるため、パルスシーケンスが異なっても拡散係数が変化しないといえる。また、生体において測定を行った場合も ADC は両手法で同じ値が算出されるといえる。近似した ADC が測定されることは過去にも報告されている<sup>18)</sup>。したがって、骨格筋を対象とした ADC 測定において、low b-value であれば SE 法、STE 法において近似した ADC を算出することが可能となる。しかしながら、low b-value では灌流成分の影響を受けた ADC が算出されている。b-value が高くなるにつれ ADC は SE 法、STE 法で異なる。

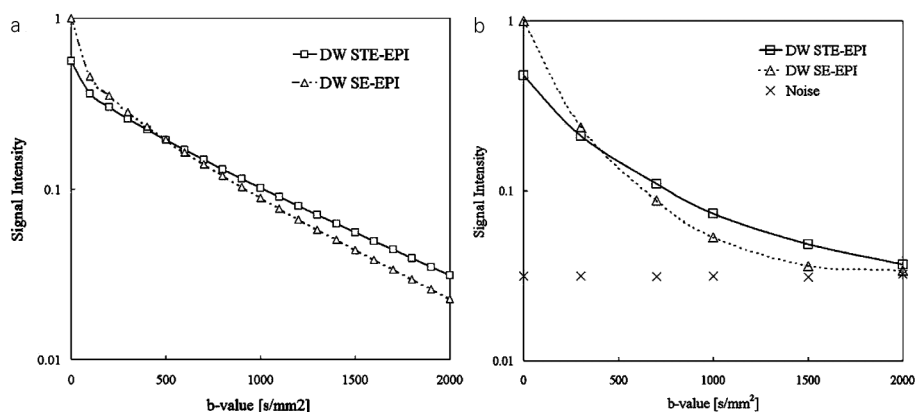


Fig. 6. Signal intensity curve in skeletal muscle by DW SE-EPI and DW STE-EPI. (a. Theory value, b. Measurements value)

SE法ではノイズレベルに達しているため値が小さくなる傾向を示す。より高い  $b$ -value の場合には信号がノイズレベルに埋もれてしまい拡散係数を導くことが不可能となる。STE法では十分な MPG が印加され、灌流の影響が少なくなる  $b$ -value においても信号強度を維持することができ ADC を算出することが可能となる。STE法の特徴より、 $T_1/T_2$  値が高い組織の ADC 測定では STE法を用いる方がより正確な ADC を算出することが可能だといえる。DW STE-EPI, DW SE-EPI とで ADC 値が誤差の範囲内でわずかに異なり算出された。通常、対象の温度の違いにより拡散係数は異なる<sup>19)</sup>。水ファントムの温度は室温 26°C で管理した。健常ボランティアにおいては測定部位の温度を管理することは困難であるため体温とし、SAR、撮影時間、空調機を設定することにより能動的な温度変化による誤差を極めて少なく抑えた。

## 2. 信号強度

拡散強調画像では強力な傾斜磁場を印加しているため信号減衰が非常に著しい。このため拡散強調画像においてノイズレベルに埋もれず信号強度を維持することはとても重要である。Fig. 6a, b を比してみると理論値と実測値で

信号減衰曲線は同様な線形となった。Low  $b$ -value では STE法の信号強度は低いため有用ではない。しかしながら、STE法ではより高い  $b$ -value での測定においてノイズレベルに埋もれずに信号を減衰させていくことが可能であるため有用である。骨格筋において  $b$ -value が 400, 500  $s/mm^2$  以上となる場合 DW STE-EPI を用いた方が信号強度は高く、拡散をより強調した画像が得られる。SE法と STE法で信号強度曲線が交差し STE法が優位となる  $b$ -value の境は対象組織の  $T_1/T_2$  値により移動する。本研究ではヒト骨格筋での計測を対象としたが本装置の条件下で式(1~3)より求めた理論値では心筋は  $b$ -value が 1000  $s/mm^2$  程度、肝実質は 300  $s/mm^2$  程度より  $b$ -value の設定が高い場合、SE法より STE法が優位となる。このように  $T_1/T_2$  値が大きい組織（心筋、肝臓、骨格筋）ほど DW STE-EPI の方が有用となる。また、高磁場 MRI 装置では  $T_1$  延長のため  $T_1/T_2$  値が大きくなる。このために、高磁場 MRI 装置においても DW-STE-EPI は有用であると考えられる。

## 3. DW STE-EPI パルスシーケンス

STE系のパルスシーケンスでは対象組織の NMR 緩和特性値が  $T_1 > T_2$  であるほど信号強

度が高く測定され、DW SE系のパルスシーケンスより優れた拡散強調撮像法となる。そのためDW STE法ではTEを短く設定しTMを延長することによりhigh b-valueの達成が可能であり、観測対象がもつ $T_1$ 値/ $T_2$ 値比が大きいほどDW SE法よりも強い信号を取得可能となる。そのため $T_1$ 値/ $T_2$ 値比が小さい脳白質・灰白質などではDW STE法は優位ではない。よって、本法に適した対象部位には心筋、肝臓、骨格筋などが挙げられる。一般にこれらの部位ではlow b-value (0~500 s/mm<sup>2</sup>) が適応されており、MRI信号の低下には拡散現象のみでなく灌流の影響も受けた信号を計測している。DW STE法では拡散現象を十分に強調した1000 s/mm<sup>2</sup>程度のb-valueにおいても信号を取得できる。しかしながら、STE法自体の信号強度( $S_0$ )はb-valueが0 s/mm<sup>2</sup>の場合、SE法の半分<sup>20)</sup>でありlow b-valueにおいてSTE法は選択適応外となる。近年では高磁場MRI装置が普及している。高磁場になるほどに組織の $T_1$ 緩和時間延長と若干の $T_2$ 緩和時間短縮が起こる<sup>21)</sup>。よって $T_1$ / $T_2$ 値が大きくなり、高磁場MRI装置においては低磁場装置と比べ、よりDW-STE-EPIが有用な撮像法になると考えられる。

## 結 語

拡散強調画像において、短い $T_2$ 値をもつ組織対象時に有益な拡散強調MRIパルスシーケンスの開発および検討を行った。DW STE-EPIにより、高いb-valueでの測定時においても信号強度が維持できる。これまで撮像が困難であった心筋、肝実質、骨格筋において高いb-valueでの測定が可能となる。DW STE-EPI pulse sequenceを用いた今後の展開としてhigh b-value imaging、灌流の影響を除いた拡散係数計測、心筋、骨格筋における筋運動機能評価等の研究が発展していくものと考えられる。

## 文 献

- 1) 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
- 2) Lehnert A, Machann J, Helms G, et al. : Diffusion characteristics of large molecules assessed by proton MRS on a whole-body MR system. Magn Reson Imaging 2004 ; 22 : 39-46
- 3) Tanner JE : Use of the stimulated echo in NMR diffusion studies. J Chem Phys 1970 ; 52 : 2523-2526
- 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) Basser PJ : Relationships between diffusion tensor and q-space MRI. Magn Reson Med 2002 ; 47 : 392-397
- 7) Bernstein MA, King KF, Zhou XJ. Handbook of MRI pulse sequences. USA : Elsevier Academic Press, 2004 ; 960-961
- 8) Taouli B, Martin AJ, Qayyum A, et al. : Parallel imaging and diffusion tensor imaging for diffusion-weighted MRI of the liver : preliminary experience in healthy volunteers. AJR Am J Roentgenol 2004 ; 183 : 677-680
- 9) Naganawa S, Kawai H, Fukatsu H, et al. : Diffusion-weighted imaging of the liver : technical challenges and prospects for the future. Magn Reson Med Sci 2005 ; 4 : 175-186
- 10) Koh DM, Scurr E, Collins DJ, et al. : Colorectal hepatic metastases : quantitative measurements using single-shot echo-planar diffusion-weighted MR imaging. Eur Radiol 2006 ; 16 : 1898-1905
- 11) Heemskerk AM, Strijkers GJ, Vilanova A, et al. : Determination of mouse skeletal muscle architecture using three-dimensional diffusion tensor imaging. Magn Reson Med 2005 ; 53 : 1333-1340
- 12) Heemskerk AM, Drost MR, van Bochove GS, et

- al. : DTI-based assessment of ischemia-reperfusion in mouse skeletal muscle. *Magn Reson Med* 2006 ; 56 : 272-281
- 13) Reese TG, Wedeen VJ, Weisskoff RM : Measuring diffusion in the presence of material strain. *J Magn Reson* 1996 ; 112 : 253-258
- 14) Dou J, Reese TG, Tseng WY, et al. : Cardiac diffusion MRI without motion effects. *Magn Reson Med* 2002 ; 48 : 105-114
- 15) Meiler MR. *In Vivo* Characterization of RIF-1 Tumors via Diffusion and Fluorine-19 NMR Method. Biomedical Engineering Department Worcester Polytechnic Institute, 1999 ; 45-47
- 16) Nilson M, Rosquist H. q-Space Diffusion MRI : Sequence Development and Phantom Design. Master thesis LUND UNIVERSITY, 2006 ; Chapter4 : 39-51
- 17) Reese TG, Heid O, Weisskoff RM, et al. : Reduction of eddy-current-induced distortion in diffusion MRI using a twice-refocused spin echo. *Magn Reson Med* 2003 ; 49 : 177-182
- 18) Sinha U, Yao L : *In vivo* diffusion tensor imaging of human calf muscle. *J Magn Reson Imaging* 2002 ; 15 : 87-95
- 19) Le Bihan D, Delannoy J, Levin RL : Temperature mapping with MR imaging of molecular diffusion : application of hyperthermia. *Radiology* 1989 ; 171 : 853-857
- 20) Hahn EL : Spin echoes. *Physical Review* 1950 ; 80 : 580-594
- 21) Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, et al. : A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz : dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. *Med Phys* 1984 ; 11 : 425-448

## Diffusion-weighted Stimulated-echo Echo-planar Imaging (DW STE-EPI)

Jyunichi HATA, Kazuo YAGI, Keigo HIKISHIMA,  
Yuichi SUZUKI, Tomokazu NUMANO

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

We explored the possibility of using the diffusion-weighted, stimulated-echo echo-planar imaging (DW STE-EPI) pulse sequence in diffusion imaging ; we developed its use on a 1.5T clinical magnetic resonance (MR) scanner. Although DW spin-echo EPI (DW SE-EPI) pulse sequence has been used recently for DW imaging, its long echo times make its application difficult to biological tissues with short  $T_2$ . By adjusting the mixing time (TM), DW STE-EPI can be applied to address this issue. We evaluated the characteristics of the 2 pulse sequences, taking measurements to compare the apparent diffusion coefficient (ADC) and signal intensity of the two. We found DW STE-EPI sequence to be effective ; it was useful when the b-value was larger than  $500 \text{ s/mm}^2$  in skeletal muscle. We expect that DW STE-EPI sequence can be applied to skeletal muscle imaging.