

## ヒト骨格筋の横緩和時間計測のための撮像法の比較

俵 紀行<sup>1</sup>, 新田 收<sup>2</sup>, 伊藤彰義<sup>3</sup><sup>1</sup>国立スポーツ科学センタースポーツ医学研究部<sup>2</sup>首都大学東京健康福祉学部理学療法学科<sup>3</sup>日本大学大学院理工学研究科情報科学専攻

## 緒 言

磁気共鳴画像法 (magnetic resonance imaging : MRI) の指標の一つである横緩和時間 ( $T_2$  値) は, 組織の水分含有量が多いほど高値を示す. また細胞内液よりも細胞外液でも高い値を示し<sup>1)</sup>, 運動に寄与した筋ではその値が増加し, 運動強度と比例関係にあることが報告されている<sup>2)</sup>. そのため, スポーツ医科学の中の運動生理学において, 運動による骨格筋の活動様相を把握し, 定量評価するための指標として活用されている<sup>3)~9)</sup>.

ヒト骨格筋の組織量の定量化や形態学的にヒトの身体組織を調べることは, スポーツ医科学における重要な評価の要素とされている. これらの評価に MRI を用いる利点は, 解剖学的な情報と  $T_2$  値から得られる機能的な情報が同時に複数の筋から得られることである. また, 表層部にある筋だけでなく, 深層部にある筋の情報も一度の撮像で得られることや, 非侵襲的な検査であるため, 繰り返しの計測も容易に行えるといった利点もあり, MRI がヒト骨格筋の評価にもたらす恩恵は数多いとされている.

一般的な  $T_2$  値の計測は, スピンエコー (spin echo : SE) 法もしくは多重スピンエコー (multiple spin echo : MSE) 法により生成される  $T_2$  強調画像により行われるが, SE 法お

び MSE 法では一度の撮像時間に数分を要するため, 呼吸停止時間に限界がある体幹部への適応は難しい. そのため,  $T_2$  値を用いた骨格筋の活動様相に関する従来の研究において, 主たる対象は四肢に限定されていた.

一方, 超高速撮像法であるエコープラナーイメージング (echo planar imaging : EPI) は, 一度の撮像時間は数秒程度で行える. また SE 系 EPI 法 (SE-EPI) による  $T_2$  強調画像 (以下, SE-EPI 画像) は, MSE 法による  $T_2$  強調画像 (以下, SE 画像) と類似した画像コントラストを有している. このため, SE-EPI 画像は SE 画像と同様, 組織の緩和時間に反映した情報を含んでいることが示唆されている<sup>10)</sup>.

しかしながら, 運動による骨格筋の活動様相を評価する方法に SE-EPI 画像を用いた報告<sup>11)~13)</sup>では, 対象とする筋の画像中の関心領域内の信号強度 (signal intensity : SI) の変化のみで論じられていたり<sup>11),12)</sup>, SE 画像との比較検証を行わずに同様の画像コントラストを有するものとして SE-EPI 画像を活用し評価している<sup>13)</sup>ため, その報告内容は各研究ごとで異なっている. 算出された  $T_2$  値に関する SE-EPI 画像と SE 画像との相違を検討した報告例は少なく, 撮像方法の違いが及ぼす  $T_2$  値の定量的検討については久保ら<sup>14)</sup>が行っているが, それぞれの撮像方法の撮像条件 (特に

キーワード multiple spin echo, spin-echo echo planar imaging (SE-EPI), skeletal muscle,  $T_2$ , pulse sequence

TR, TE) が完全には一致していない。また、従来の報告では TE の計測点も少なく、TE の計測範囲も 130 ms 程度までと短いため、組織の横緩和現象をすべてとらえることはできず、十分な検討ができていない可能性があった。このため、撮像方法間の違いによる  $T_2$  値の比較検討は、TR, TE を一致させ、横緩和減衰 ( $T_2$  緩和減衰) を完全にとらえて行う必要があると筆者らは考えた。

我々の計測対象は骨格筋であり、その適応範囲を体幹部へ広げることを課題としている。そのためには高速撮像法の利用は不可避であるため、SE 画像と SE-EPI 画像との違いが  $T_2$  緩和に与える影響を比較検討することを本研究の目的とした。

## 方 法

本研究では、 $T_2$  値の異なる二つのファントムおよび下腿中央部の骨格筋を対象とし検討を行った。

使用機器は、診断用 MRI 装置 (1.5T Magnetom Symphony, SIEMENS 社製) である。SE 法には、MSE 法による Carr-Percell-Meiboom-Gill (CPMG) 法を用いた。TR を一定にし、TE = 30 ~ 390 ms を 15 ms 間隔で 26 エコーを収集した。出力時のマトリックスサイズは 256 × 256, bandwidth は 130.2 Hz である。26 エコーすべての収集時間は 4 分 20 秒である。以後、本研究の方法では MSE 法と称し、得られた画像は SE 画像と称する。

Prepulse には SE を使用し、SE-EPI 法には、シングルショットを用いた。TR を一定にし、TE = 29 ms および 30 ~ 390 ms を 15 ms 間隔で 27 エコーを収集した。出力時のマトリックスサイズは 128 × 128, bandwidth は 1396.0 Hz, echo spacing は 0.8 ms, EPI factor は 96 で

ある。1 エコーの収集時間は 2 秒である。なお、飽和効果による信号損失を最小限にするため、TE = 29 ms の画像は使用しない。また、TR の設定については、ヒトへの応用が主たる目的であるため、撮像時間の短縮は大きな課題である。そこで本研究では、スポーツ医科学の分野で経験的に使用される頻度が多かった TR = 2000 ms で設定した。

共通する条件として、FOV = 240 × 240 mm, スライス厚 10 mm, スライス間隔 100% である。信号受信用コイルについては、雑音や画像不均一性の影響を極力少なくした場合で両シーケンスを比較する必要があるが、ファントムの直径が膝用局所コイルよりも大きいものがあったため、ファントムには頭部用局所コイル、下腿部骨格筋には膝用局所コイルをそれぞれ使用した。

その後の画像処理には、IDL (Interactive Data Language, ITT, Visual Information Solutions 米国) を使用した。

1.  $T_2$  値の多重成分検出方法 (以下、本手法と記す。)

一般に、 $T_2$  緩和における磁気共鳴 (magnetic resonance : MR) 信号の信号強度 (signal intensity : SI) の変化は、下記の式に従う<sup>15)</sup>。

$$SI(TE) = SI_{TE=0} \exp(-TE/T_2) \dots \dots \dots (1)$$

エコー時間 (echo time : TE (ms)), TE = 0 のときの信号強度を  $SI_{TE=0}$ , 計測する組織の横緩和時間を  $T_2$  である。関心領域 (region of interest : ROI) 内の組織に複数の成分が存在し、画像の雑音も無視できない場合、MRI による  $T_2$  緩和減衰は、(1) 式を基に下記の式に従う。

$$SI(TE_i) = \sum_j^j \exp(-TE_i/T_{2j}) \times SI(T_{2j}) + C(\text{mean}, sd, TE_i)$$

$$= \sum_{j=1}^M A_{ij} s_j + C(\text{mean}, \text{sd}, TE_i);$$

$$i=1, 2, \dots, N; j=1, 2, \dots, M. \quad \dots\dots\dots (2)$$

SI (TE<sub>i</sub>) は i 番目のエコー時間 (TE<sub>i</sub>) で計測された信号強度 (signal intensity: SI) である. T<sub>2j</sub> は j 番目の成分がもつ T<sub>2</sub> 値, SI(T<sub>2j</sub>) は j 番目の成分がもつ TE = 0 のときの SI, C は画像の雑音に起因した一定の範囲の値をもつ成分 (雑音成分) である. mean を平均値, sd を標準偏差とする関数として示した.

A はカーネル関数 exp(-TE<sub>i</sub>/T<sub>2j</sub>) を含む行列, s<sub>j</sub> は緩和時間 T<sub>2j</sub> の成分の未知の振幅, N はエコーの数, M は与えられた緩和時間の個数である. 本研究では (2) 式を用いて T<sub>2</sub> 値を算出するが, TR の変化が与える T<sub>2</sub> 値への影響については検討外としている. そのため, 本研究では算出した T<sub>2</sub> 値を実効 T<sub>2</sub> 値と定義し, 以後利用するものとした.

解析には, Lawson と Hanson が提唱した非負最小二乗法 (non-negative least square: NNLS)<sup>16)</sup> を用い, NNLS 法の計算アルゴリズムには Levenberg-Marquardt (LM) 法により回帰分析を行った<sup>17)</sup>. LM 法により得られた回帰結果である関数の適合度は, Q 値 (Q) を用いた. Q 値は下記に示す定式に従い算出

る<sup>18)</sup>.

$$Q = 1 - \Gamma(0.5\nu, 0.5\chi^2) \quad \dots\dots\dots (4)$$

Γ は不完全ガンマ関数であり, χ<sup>2</sup> はカイニ乗値, ν は自由度数である. 自由度数は N-M で定義され, N は計測点の数であり, M は求める変数の数である. なお, Q 値の特徴は, 0 から 1 の間にしか値をもたず, 関数の適合度が良いほど Q 値は 1 に近づくことである. T<sub>2</sub> 値の成分数の決定には, この Q 値と横緩和減衰曲線 (T<sub>2</sub> 緩和曲線) を元に決定した.

2. 2 種類のファントムによる撮像方法の違いによる T<sub>2</sub> 値の比較

2 種類のファントムとして, 画質校正用ファントム (Fig. 1a, 1000 gH<sub>2</sub>O + 1.25 gNiSO<sub>4</sub> + 5NaCl 封入, T<sub>2</sub> 値 = 約 250 ms, 以下, 画質校正用ファントムと記す) および PVA ゲルファントム (Fig. 1b, 日石式 PVA ゲル封入ファントム 90-401 型, 以下, PVA ゲルファントムと記す) をそれぞれ用いた. 画質校正用ファントムおよび PVA ゲルファントムともに, 得られた各 TE 画像のファントム部内に ROI を設定し, ROI 内の平均信号強度を SI (TE) とした. ROI の面積は 274.9 mm<sup>2</sup> である. その後, 本手法により実効 T<sub>2</sub> 値を算出した.

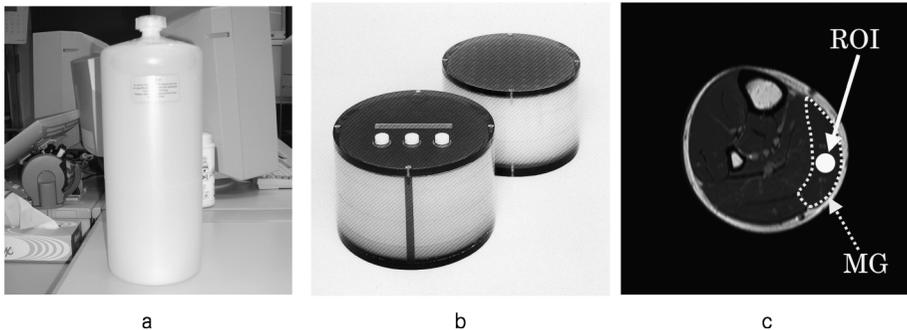


Fig. 1. ROI setting  
ROIs were placed in two kind of phantom (quality-of-image phantom (a), PVA-gel phantom (b)). ROI was also set in MG (c). MG is m. medial gastrocnemius. This image of spin echo (SE) was collected by multiple-spin-echo (MSE) sequences.

3. ヒト骨格筋の T<sub>2</sub> 値における筋内脂肪の影響の有無に関する検討

SE-EPI 法は、MSE 法と異なり、脂肪抑制法を併用しないとアーチファクトの影響を大きく受け、画像としては使用できない。しかしながら、ヒト骨格筋には関心領域内に筋内脂肪が含まれる可能性がある。この筋内脂肪が筋の T<sub>2</sub> 値に与える影響を検討するため、MSE 法に脂肪抑制法と併用しない通常法と脂肪抑制法を併用した方法 (fatsat-MSE 法) による MR 画像の撮像を、健常成人である男性 3 名 (24.7 ± 4.9 歳) の腓腹筋内側頭を対象に行った。各 TE 画像における腓腹筋内側頭 (m. medial gastrocnemius : MG) 内に ROI を設定し (Fig. 1c), ROI 内の平均信号強度を SI (TE) とした。ただし、ROI の設定は、肉眼で筋内脂肪のない部分を抽出するものとする。得られた画像から、TE の短い 4 エコーの信号値を用いて回帰分析により T<sub>2</sub> 値を算出し、その値の 3 名の平均値を MG の T<sub>2</sub> 値とした。

なお、今後、断りのない限り、MSE 法は脂肪抑制法を併用しない通常法を示すものとする。

4. ヒト骨格筋による撮像方法の違いによる T<sub>2</sub> 値の比較

3. の検討とは別の被検者として、健常成人である男性 4 名 (20.2 ± 5.0 歳) の腓腹筋内側頭を対象とした。実験参加前に、全被検者に対して本研究の主旨・内容を説明して参加の同意を得た。本実験には国立スポーツ科学センター倫理委員会の承認を得ている。3. の検討と同様に、各 TE 画像における MG 内に ROI を設定し (Fig. 1c), ROI 内の平均信号強度を SI (TE) とした。ROI の面積は、11.9 mm<sup>2</sup> である (ただし、被検者による若干の変化は伴う)。その後、本手法により T<sub>2</sub> 値を算出した。また、Q 値、実効 T<sub>2</sub> 値は 4 名の平均値とした。

結 果

画質校正用ファントムおよび PVA ゲルファントムの T<sub>2</sub> 緩和曲線を、Fig. 2a および Fig. 2b に示す。画質校正用ファントムにおいて、Q 値は MSE 法、SE-EPI 法ともに単一成分の場合が最も高い値を示し、どちらの方法ともに Q = 1.000 であった。実効 T<sub>2</sub> 値は、MSE 法では 252.3 ms, SE-EPI 法では 256.6 ms であった。PVA ゲルファントムでも画質校正用ファントムと同様の結果を示し、MSE 法、SE-EPI 法

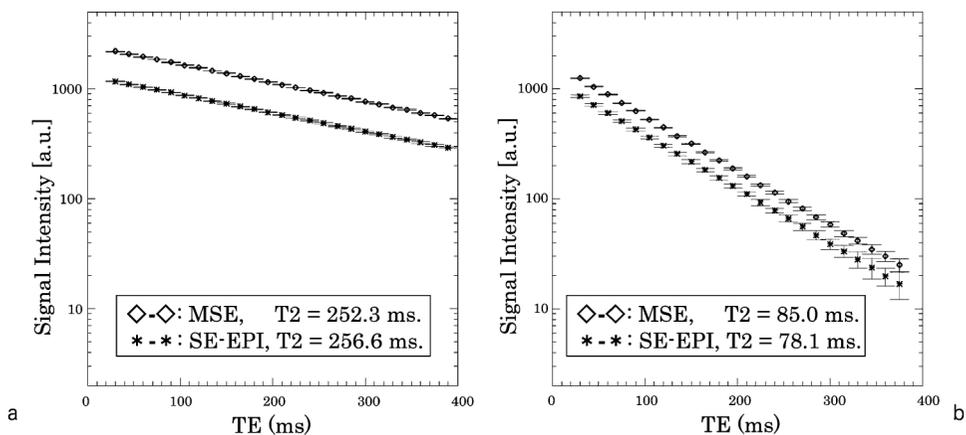


Fig. 2. T<sub>2</sub> decay curve of quality-of-image phantom (a), and PVA-gel phantom (b) Resultant T<sub>2</sub> values are 252.3 ms by MSE, 256.6 ms by SE-EPI by using quality-of-image phantom, and 85.0 ms by MSE, 78.1 ms by SE-EPI by using PVA-gel phantom.

ともに  $Q = 0.999$  であった。実効  $T_2$  値は、MSE 法では  $85.0 \text{ ms}$ 、SE-EPI 法では  $78.1 \text{ ms}$  であった。加えて、 $T_2$  緩和曲線より 2 種類のファントムの実効  $T_2$  値は単一値である傾向を示したことから、MSE 法および SE-EPI 法による実効  $T_2$  値の相違は認められなかった。

脂肪抑制法を併用しない MSE 法による MR 画像を Fig. 3a, fatsat-MSE 法による MR 画像を Fig. 3b にそれぞれ示す。脂肪抑制法の併用により、ヒト骨格筋の画像コントラストが若干変化していることがわかる。それぞれの撮像法により得られた  $T_2$  緩和曲線を Fig. 4 に示す。TE が長くなれば、二つの曲線の乖離は大きくなっているのがわかる。算出  $T_2$  値は、四つの短い TE での SI を用いて求めた結果、MSE 法では  $40.4 \pm 2.4 \text{ ms}$ 、fatsat-MSE 法では  $37.8 \pm 2.6 \text{ ms}$  となり、 $T_2$  値の約 10% ほどの違いが生じた。

MSE 法と SE-EPI 法の違いによるヒト骨格筋において、典型的な MR 画像のうち、TR、TE とともに同一である同一被検者の SE 画像を Fig. 5a, SE-EPI 画像を Fig. 5b にそれぞれ示す。画像コントラストは全く同一ではないことが Fig. 5a および Fig. 5b からわかる。腓腹筋

内側頭部の典型的な  $T_2$  緩和曲線を Fig. 6 に示す。TE =  $30 \text{ ms}$  ~  $75 \text{ ms}$  の間の SI については、MSE 法および SE-EPI 法ともにほぼ同値であったが、TE =  $90 \text{ ms}$  以上の SI は同値にはならず解離していった。また、SE-EPI 法では、TE =  $150 \text{ ms}$  を超えた部分では、画像のバックグラウンドである雑音部分と同値であった。また、組織の信号値は画像上ではほぼ消失していた。ゆえに、この領域の SI は画像の雑音であると考えられる。

ヒト骨格筋の  $T_2$  値に関する Q 値については、MSE 法では 2 成分への回帰が最も高く、 $Q = 0.938 \pm 0.057$  であった。また、実効  $T_2$  値は  $31.7 \pm 0.9 \text{ ms}$  と  $290.6 \pm 11.3 \text{ ms}$  であった。SE-EPI 法では雑音の影響が大きく、Q 値の算出はできなかった。 $T_2$  緩和曲線より単一成分として求めた結果、実効  $T_2$  値は  $34.4 \pm 3.9 \text{ ms}$  であった。

## 考 察

従来、骨格筋の活動様相を定量評価するための手法として、 $T_2$  値は積極的に多用されてきた。しかしながら、その値を算出する手法に関

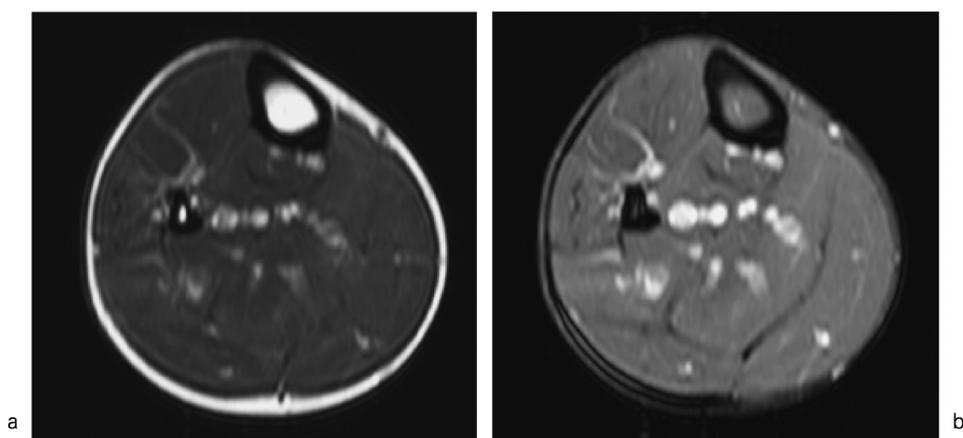


Fig. 3. Axial MR images by MSE sequences without fatsat (a), by MSE sequences with fatsat (b)

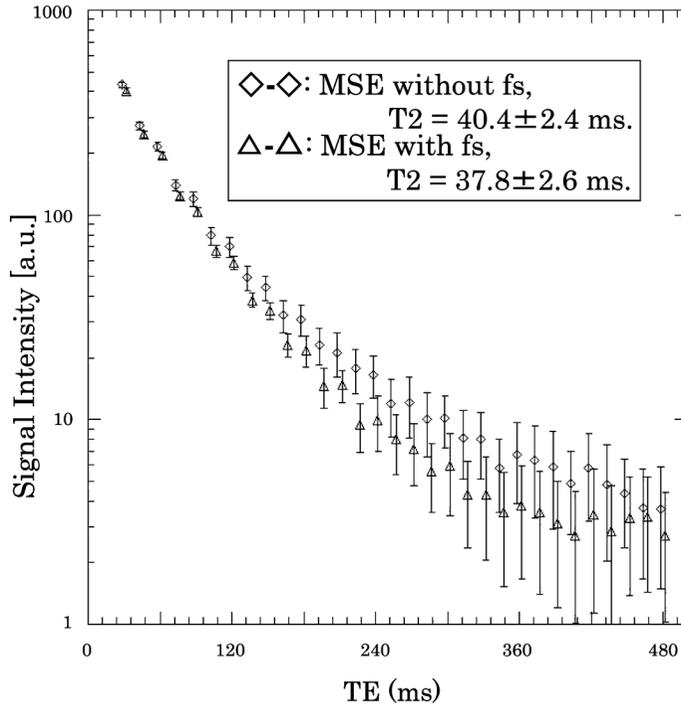


Fig. 4. T<sub>2</sub> decay curve of m. medial gastrocnemius by MSE  
Resultant T<sub>2</sub> values are 40.4 ± 2.4 ms by MSE without fs, 37.8 ± 2.6 ms  
by MSE with fs. T<sub>2</sub> values are calculated by SI of TE = 30, 45, 60, 75 ms.  
fs : fatsat.

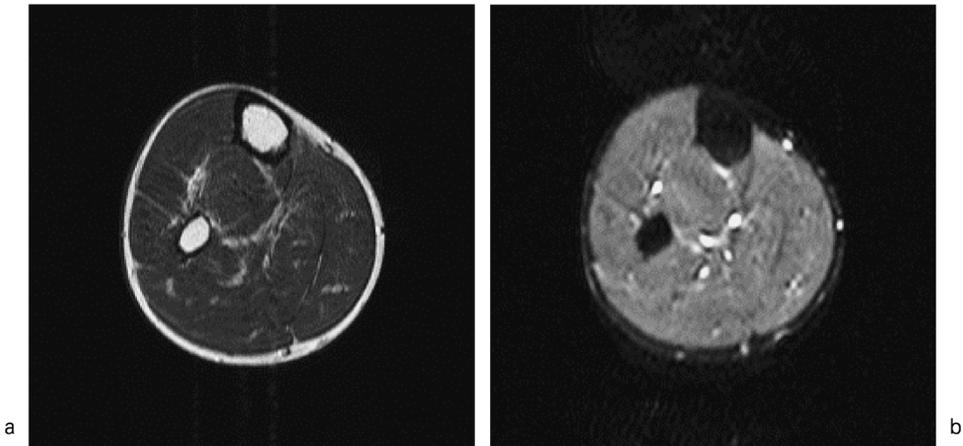


Fig. 5. Axial MR images by MSE sequences (a), by SE-EPI sequences (b)

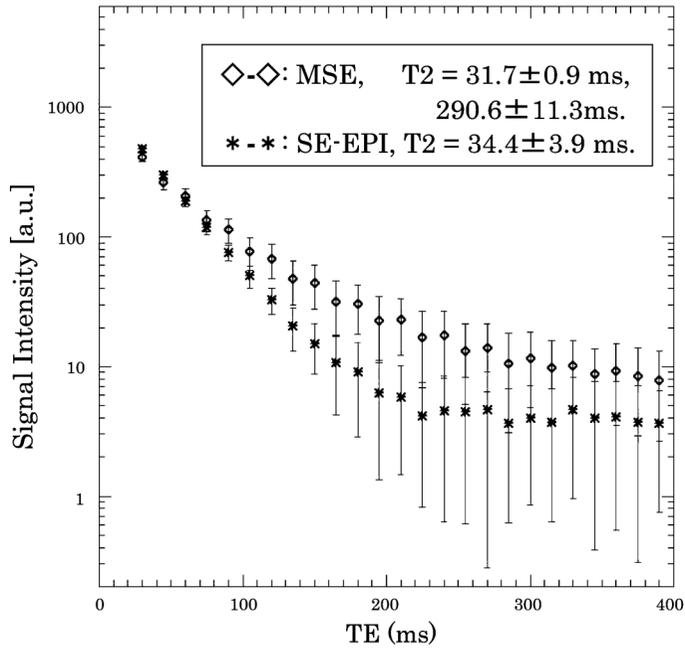


Fig. 6. T<sub>2</sub> decay curve of m. medial gastrocnemius  
Resultant T<sub>2</sub> values are 31.7 ± 0.9 ms and 290.6 ± 11.3 ms by MSE, 34.4 ± 11.3 ms by SE-EPI.

する検討はほとんど行われていない。その中の一つとして挙げられるのが、撮像時間の大幅な短縮が可能である SE-EPI 画像と、T<sub>2</sub> 値計測のための標準的な画像である SE 画像との比較検討である。SE 画像と SE-EPI 画像とは、原理的には TR, TE が同じであれば類似した画像コントラストを示すといわれている。しかしながら、全く同一の画像コントラストは示さないにもかかわらず、その詳細な検討に関する報告例は少ない。そこで本研究では、SE-EPI 画像と SE 画像との相違点を T<sub>2</sub> 緩和曲線を用いて比較検討した。

画質校正用ファントムおよび PVA ゲルファントムともに、撮像方法による値の違いは認められず、実効 T<sub>2</sub> 値も単一値を示した。この理由としては、2 種類のファントムでは均一な物質を封入しているため、物質内には磁化率の差は生じない。そのため、SE 画像、SE-EPI 画

像ともに横緩和 (T<sub>2</sub> 緩和) 減衰のみが起きていたと考えられる。

一方、生体組織は複数の組織により構成されるため、骨格筋も含めた生体組織内では組織による磁化率の差が生じており、これに起因したスピンの位相分散が発生する。こういった状況下でも、SE 画像における k 空間の充填はすべての位相エンコードにおいて同一 TE でのエコー信号で行われる。そのため、組織内の磁場の不均一に起因したエコー信号の分散は収集時に修正され、画像コントラストは T<sub>2</sub> 緩和のみが反映される。しかしながら、SE-EPI 画像では、一度の反転パルスを加えた後に傾斜磁場を反転させることですべての位相エンコーディング方向の信号収集を行うため、組織内の磁化率の差により生じたスピンの位相分散を修正することができない。また、k 空間における中心行の信号はスピンエコー (SE) となるが、その

他の行の信号はグラジエントエコー (GRE) となるため、SE-EPI 画像の信号コントラストは  $T_2$  強調であるが、 $T_2$  緩和に加えて  $T_2^*$  緩和の影響も受けている。このため、ヒト骨格筋の SE-EPI 画像における  $T_2$  緩和曲線は、TE の短い部分 (TE=75 ms までの区間) では  $T_2$  緩和のみであり SE 画像の  $T_2$  緩和曲線ともほぼ一致していたが、TE が長くなるに従って  $T_2^*$  緩和の影響も大きくなり、両者の緩和曲線は同一にはならなかったと考えられる。

また、SE 画像より得られた値は、多重成分の値を示す結果であった。これらの結果は、動物実験で得られた先行研究<sup>19)~21)</sup>の知見を支持する結果であり、ヒト骨格筋の実効  $T_2$  値も多重成分である可能性を示している。一方、SE-EPI 画像より得られた実効  $T_2$  値は単一値を示し、SE 画像よりも早く減衰していた。加えて、SE-EPI 画像における TE=200 ms 以上の画像では、生体組織の SI はほぼ画像の雑音に埋もれていた。これらの結果より、ヒト骨格筋の  $T_2$  値が多重成分であるか否かの検討には SE-EPI 画像は使用できず、SE 画像を使用すべきであることが確認された。

実効  $T_2$  値について、SE 画像の実効  $T_2$  値の短い成分は、SE-EPI 画像の実効  $T_2$  値とほぼ同じ値を示していた。これらの結果は、SE 画像と SE-EPI 画像との画像コントラスト類似している根拠の一つになっていると考えられる。SE-EPI 画像は短時間での撮像が可能であるため、SE 画像が適応できない部位での実効  $T_2$  値を用いた定量評価に应用できるという従来の経験則を、本研究では実証することができた。しかしながら、ヒト骨格筋を含む生体組織では、SE-EPI 画像は  $T_2$  緩和以外に  $T_2^*$  緩和の影響も受けやすい。そのため、SE-EPI 画像から実効  $T_2$  値を算出する場合には注意を要することも明らかとなった。本研究で検討した腓腹筋内側頭について、得られた結果を元にすると、SE-EPI 画像において、値の算出に使用できる TE は 75 ms 以下の区間を使用することである。

これらの知見を元にすれば、骨格筋の  $T_2$  計測のための撮像は、TE の短い部分のエコー信号の収集のみでよい。経験的にはヒトが可能な呼吸停止時間は約 20 秒であるため、体幹部の撮像に応用する場合はこの時間内に撮像を終了させる必要があるが、1 エコーの撮像時間が 2 秒であれば、TE=30, 45, 60, 75 ms の 4 エコーの撮像時間は 8 秒で終了する。このため、体幹部の撮像への応用は、十分応用が可能であることが示唆された。

今回は安静時のヒト骨格筋を対象に検討を行った。短い TR では  $T_1$  値の影響が  $T_2$  緩和曲線に及ぼすといわれているが、本研究で使用している診断用 MRI 装置を用いて反転回復 (IR) 法により反転時間 (TI) を TI=0~4500 ms まで変化させ、ヒト骨格筋の  $T_1$  緩和曲線を求めてみた。その結果  $T_1$  値は  $842.8 \pm 11.3$  ms という結果が出している (データ未発表)。そのため、本研究の設定である TR=2000 ms は、安静時の筋については  $T_1$  値の 2 倍以上の値であり、 $T_1$  値の影響は受けていない妥当性のある設定だと考えている。

## 結 語

本研究では、SE 画像と SE-EPI 画像との違いが与える影響を  $T_2$  緩和曲線により比較検討することを目的とした。以下に得られた知見を示す。

1. SE-EPI 法は、撮像時間が極端に短いため、一度の呼吸停止下に複数のエコー信号の収集が可能であり、体幹部への応用が期待できる。また、SE-EPI 画像でも実効  $T_2$  値による定量評価も可能であることを明らかにした。
2. 骨格筋を含む生体組織を撮像対象にした SE 画像の画像コントラストは  $T_2$  緩和のみに反映しているが、SE-EPI 画像では、組織による磁化率の差が存在するため  $T_2$  緩和に加えて  $T_2^*$  緩和減衰の影響も受けていることを、 $T_2$  緩和曲線により明らかにできた。この結果、SE 画

像と SE-EPI 画像とでは、同じ  $T_2$  緩和を示さないため、 $T_2$  値の算出には注意を要することが示唆された。具体的には、SE-EPI 画像により値を求める場合、使用する TE は 75 ms より短い区間であることが確認された。

3. ヒト骨格筋は、複数の実効  $T_2$  値をもつ可能性があるため、多重成分の計測が可能な手法を用いる必要があるが、そのための計測法には SE-EPI 法ではなく MSE 法を使用する必要があることを明らかにした。

## 謝 辞

本研究に対して貴重な意見を賜りました、首都大学東京健康福祉学部放射線学科の沼野智一助教、妹尾淳史准教授、関根紀夫准教授に心からお礼を申し上げます。

## 文 献

- 1) Ploutz-Snyder LL, Convertino VA, Dudley GA : Resistance exercise-induced fluid shifts : change in active muscle size and plasma volume. *Am J Physiol* 1995 ; 269 : R536-R543
- 2) Fisher MJ, Meyer RA, Adams GR, Foley JM, Potchen EJ : Direct relationship between proton  $T_2$  and exercise intensity in skeletal muscle MR images. *Invest Radiol* 1990 ; 25 : 480-485
- 3) Fleckenstein JL, Canby RC, Parkey RW, Peshock RM : Acute effects of exercise on MR imaging of skeletal muscle in normal volunteers. *AJR Am J Roentgenol* 1988 ; 151 : 231-237
- 4) Adams GR, Harris RT, Woodard D, Dudley GA : Mapping of electrical stimulation using MRI. *J Appl Physiol* 1993 ; 74 : 532-537
- 5) Fleckenstein JL, Watumull D, McIntire DD, Bertocci LA, Chason DP, Peshock RM : Muscle proton  $T_2$  relaxation times and work during repetitive maximal voluntary exercise. *J Appl Physiol* 1993 ; 74 : 2855-2859
- 6) Akima H, Takahashi H, Kuno S, Katsuta S : Coactivation pattern in human quadriceps during isokinetic knee-extension by muscle functional MRI. *Eur J Appl Physiol* 2004 ; 91 : 7-14
- 7) Enocson AG, Berg HE, Vargas R, Jenner G, Tesch PA : Signal intensity of MR-images of thigh muscles following acute open- and closed chain kinetic knee extensor exercise-index of muscle use. *Eur J Appl Physiol* 2005 ; 94 : 357-363
- 8) Akima H : Functional imaging of human skeletal muscle during movement : implications for recruitment, metabolism and circulation. *Int J Sports and Health Science* 2005 ; 3 : 194-207
- 9) Akima H, Kinugasa R, Kuno S : Recruitment of the thigh muscles during sprint cycling by muscle functional magnetic resonance imaging. *Int J Sports Med* 2005 ; 26 : 245-252
- 10) 門澤秀一訳, 荒木 力監訳. MRI の基本パワーテキスト 基礎理論から最新撮像法まで 第2版. 東京 : MEDSi, 2004 ; 272-283
- 11) Jenner G, Foley JM, Cooper TG, Potchen EJ, Meyer RA : Changes in magnetic resonance images of muscle depend on exercise intensity and duration, not work. *J Appl Physiol* 1994 ; 76 : 2119-2124
- 12) Kennan RP, Price TB, Gore JC : Dynamic echo planar imaging exercised muscle. *Magn Reson Imaging* 1995 ; 13 : 935-941
- 13) Ploutz-Snyder LL, Nyren S, Cooper TG, Potchen EJ, Meyer RA : Different effect of exercise and edema on  $T_2$  relaxation in skeletal muscle. *Magn Reson Med* 1997 ; 37 : 676-682
- 14) 久保 均, 紀ノ定保臣, 松島 秀, 荒木昭信 : SE, FSE, SE-EPI における横緩和時間の定量的検討. *日磁医誌* 1997 ; 17 : 84-93
- 15) 梅田貴子訳, 荒木 力監訳. MRI の基本 パワーテキスト 基礎理論から最新撮像法まで 第2版. MEDSi, 2004 ; 41-48
- 16) Lawson CL, Hanson RJ : Solving least squares problems. Prentice-Hall, Englewood Cliff, NJ, 1974 ; 158-173
- 17) Marquardt DW : An algorithm for least squares estimation of non-linear parameters. *J Soc Industr Appl Math* 1963 ; 11 : 431-441
- 18) Press WH, Teukolsky SA, Vetterking WT, Flannery BP. Numerical recipes in C : The Art of Scientific Computing Second Edition. Cambridge University Press, Cambridge, 1992 ; 216-222

- 19) Hazlewood CF, Chang DC, Nichols BL, Woessner DE : Nuclear magnetic resonance transverse relaxation times of water protons in skeletal muscle. *Biophys J* 1974 ; 14 : 583-606
- 20) Rumeur EL, Certaines JD, Toulouse P, Rochcongar P : Water phases in rat striated muscles as determined by T<sub>2</sub> proton nmr relaxation times. *Magn Reson Imaging* 1987 ; 5 : 267-272
- 21) Cole WC, Leblanc AD, Jhingran SG : The origin of biexponential T<sub>2</sub> relaxation in muscle water. *Magn Reson Med* 1993 ; 29 : 19-24

## Comparison of Pulse Sequences for T<sub>2</sub> Measurement of Human Skeletal Muscle

Noriyuki TAWARA<sup>1</sup>, Osamu NITTA<sup>2</sup>, Akiyoshi ITOH<sup>3</sup>

<sup>1</sup>*Department of Sports Medicine, Japan Institute of Sports Sciences  
3-15-1 Nishigaoka, Kita-ku, Tokyo 115-0056*

<sup>2</sup>*Department of Physical Therapy, Faculty of Health Sciences, Tokyo Metropolitan University,*

<sup>3</sup>*Graduate Course of Computer Sciences, College of Sciences and Technology, Nihon University*

We investigated which differences in pulse sequence affect the transverse relaxation (T<sub>2</sub>) decay curve and T<sub>2</sub> itself. We compared multiple-spin-echo (MSE) and spin-echo echo-planar-imaging (SE-EPI) sequences of magnetic resonance (MR) imaging. T<sub>2</sub> measurements were taken in 2 kinds of uniform phantoms and in the right gastrocnemius (GA) muscle of a human. In the 2 phantoms, the T<sub>2</sub> decay curves from MSE and from SE-EPI were comparable ; each phantom showed a single T<sub>2</sub>. In the right GA, the T<sub>2</sub> decay curves from the SE-EPI and from the MSE sequences were dissociated when echo time (TE) was high. The T<sub>2</sub> from the MSE sequence in the GA showed 2 components. These results suggested the following. The dephasing from the external magnetic field inhomogeneity in tissue affected the sampling of the k-space. Moreover, the image contrast from the SE-EPI sequence revealed a combination of T<sub>2</sub> decay mixed with T<sub>2</sub>\* decay. In conclusion, our results suggest that the SE-EPI may be the fastest available MR imaging technique for T<sub>2</sub> measurement. We note, however, that the image contrasts of the MSE and SE-EPI sequences are not strictly equal in humans, though they have been confirmed to be similar. Thus, the use of the SE-EPI sequence confirmed that the TE of the section not influenced by T<sub>2</sub>\* decay is less than 75 ms.