

## 高速スピンエコー法を用いた $T_1 \cdot T_2$ 同時計測 MRI

金澤 裕樹<sup>†,††</sup>, 宮地 利明<sup>††</sup>, 八木 絢子<sup>†</sup>, 吉田 彩<sup>†</sup>, 佐藤 修<sup>†</sup>

<sup>†</sup>京都第一赤十字病院放射線診断科 〒605-0981 京都市東山区本町 15 丁目 749

<sup>††</sup>金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻 〒920-0942 石川県金沢市小立野 5 丁目 11 番 80 号

(2010 年 8 月 17 日受付, 2010 年 9 月 29 日最終受付)

### $T_1$ and $T_2$ Hybrid Measurements using Fast Spin-echo Sequences

Yuki KANAZAWA<sup>†,††</sup>, Tosiaki MIYATI<sup>††</sup>, Ayako YAGI<sup>†</sup>, Aya YOSHIDA<sup>†</sup> and Osamu SATO<sup>†</sup>

<sup>†</sup>Department of Radiology, Japanese Red Cross Kyoto Daiichi Hospital

15-749, Honmachi, Higashiyama, Kyoto, 605-0981, Japan

<sup>††</sup>Division of Health Sciences, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

5-11-80, Kodatsuno, Kanazawa, Ishikawa, 920-0942, Japan

(Received on August 17, 2010. In final form on September 29, 2010)

**Abstract :** The purpose of our study is to develop and to assess a method to calculate  $T_1$  and  $T_2$  relaxation times using fast spin-echo (FSE) sequences with two echoes per excitation. On a 1.5-T MRI, dual-echo FSE sequences with different repetition times ( $TR : TR_2 = 2TR_1$ , i.e.,  $TR_1 = 400$  ms and  $TR_2 = 800$  ms) were performed in  $MnCl_2$  phantom. Then, we assessed effects of the echo train length (ETL), effective echo time (TE), and  $T_2$  correction for  $T_1$  measurement, when changed each imaging parameter. Besides, we evaluated with comparison between the dual-echo FSE method and mixed sequence. With optimizing FSE imaging parameters, i.e., effective TE, TR, and low ETL, the measurement values of  $T_1$  and  $T_2$  revealed significantly higher correlation between the dual FSE method and mixed sequence. Moreover, the  $T_2$  correction to calculate  $T_1$  value could be omitted by shortening first effective TE. The dual-echo FSE method makes it possible to measure  $T_1$  and  $T_2$  fast and easily and to obtain more detailed information of organizations in human.

**Key words :** Fast spin-echo,  $T_1$  mapping,  $T_2$  mapping,  $T_2$  correction, Parameter optimization, Magnetic Resonance Imaging/ methods

## 1. 緒 論

磁気共鳴画像 (MRI) における緩和時間は、物質構造および生体構造物において様々である。縦緩和時間 ( $T_1$ ) 測定には、インバージョンリカバリ法が広く使用されているが、測定時間を要する[1]。測定時間が短いものとして、グラディエントエコー法を用いた手法はいくつか報告されている[2-4]。さらに、Ishimori らは、spoiled gradient echo (SPGR) シーケンスを用いて、 $T_2^*$ 補正を行った  $T_1$  測定を可能とした[5]。また、echo planner imaging (EPI) を用いた手法はさらに高速に測定可能であるが、susceptibility の影響を受けやすい[6, 7]。これらは、flip angle から  $T_1$  を測定しているが、RF 磁場不均一のために flip angle は空間的変動を示し、測定精度に影響すると報告されている[8]。つぎに、横緩和時間 ( $T_2$ ) 測定には、エコー時間 (echo time : TE) を変化させて測定するスピンエコー法が一般的であるが、臨床測定するには時間を要する[9]。加えて、1 回の繰り返し時間 (repetition time : TR) 内にいくつかのエコーを収集するマルチエコー法を用いた  $T_2$  測定法もいくつか存在する[10-12]。高速測定法として steady-state free precession (SSFP) があるが、susceptibility の影響を受けやすい[13]。さらに、 $T_1 \cdot T_2$  同時計測法として、mixed シーケンスを用いた手法があり精度高く測定可能であるが、測定時間を要する[14, 15]。

以前に、我々は高速スピンエコー法 (fast spin-echo:FSE) を用いた  $T_1$  測定法を報告した[16]。この報告において、実効 TE の延長および echo train length (ETL) が多くなる

と測定精度が下がる傾向があった。これらの原因として、実効 TE の延長によって、k 空間充填の際の  $T_2$  減衰の影響による信号強度変化をもたらし、さらに ETL の増加によって、k 空間に多数のエコーが混在することで  $T_2$  強調度が増し、信号強度変化をもたらしたと考えられた。

そこで、我々は、この報告における測定精度を改良する手段として、2 エコー収集 FSE 法を用いた  $T_1 \cdot T_2$  同時計測を可能とした手法を開発し、ファントムによる検討を行った。

## 2. 方 法

### 2.1 理論

同一 TR 上で収集する第 1 エコーおよび第 2 エコーの FSE の信号強度 ( $I_1, I_2$ ) の関係式は以下に表される。

$$I_1 = I_0 \cdot \exp(-TE_1/T_2) \cdot \{1 - \exp(-TR/T_1)\} \quad (1)$$

$$I_2 = I_0 \cdot \exp(-TE_2/T_2) \cdot \{1 - \exp(-TR/T_1)\} \quad (2)$$

ここで  $TE_1$  は第 1 エコーの実効 TE,  $TE_2$  は第 2 エコーの実効 TE,  $I_0$  は  $TE=0$  の信号強度を表す。

これら 2 つの関係式より  $T_2$  を算出する。

$$T_2 = (TE_2 - TE_1) / \ln(I_1/I_2) \quad (3)$$

ここで信号強度は、 $T_2$  減衰の影響を受けない値 ( $TE=0$ ) の信号強度  $I_0$  に補正可能である。

次に、 $TR_2=2TR_1$ の条件を満たし、実効TEが同条件下で収集した2種類のFSEにおいて、補正した信号強度 $I_{0A}$ 、 $I_{0B}$ は以下に表される。

$$I_{0A}=1-\exp(-TR_1/T_1) \quad (4)$$

$$I_{0B}=1-\exp(-2TR_1/T_1) \quad (5)$$

これらの関係式から $T_1$ を算出する。

$$T_1=TR_1/\ln\{(I_{0B}-I_{0A})/I_{0A}\} \quad (6)$$

## 2.2 使用装置および機器

1.5TのMR装置 (Intera Achieva release 1.8, Philips Medical systems 社製) において、信号受信はQ-headコイルを使用した。ファントムの構成は、プラスチックケースに精製水で希釈したアガー (1%) を充填させ、精製水で希釈した異なる濃度の塩化マンガン水溶液4種類 (0.064 g/L, 0.032 g/L, 0.021 g/L, 0.016 g/L) をスクリー管 ( $\phi$  20 mm×50 mm) で密封して配置し、撮像を行った。ここで、塩化マンガン水溶液をファントム媒体として採用したのは、常磁性体である $Mn^{2+}$ によって蒸留水よりも短い緩和時間を示し、Staniszらの報告[17]を参照し、人体組織に近似した $T_1 \cdot T_2$ を得ることを目的としたためである。ファントム構成をFig.1に示す。なお、温度変化による影響を考慮し、ファントムを24時間マグネット中心部に設置し、室温 (24℃) で実験を行った。

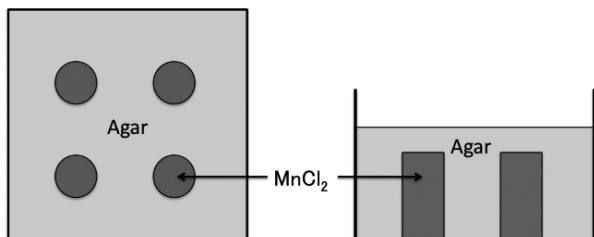


Fig.1 Schematic diagram of  $MnCl_2$  phantom. Each sample in the phantom was solution of different concentration of  $MnCl_2$ .

## 2.3 ETL数の緩和時間計測精度に及ぼす影響

Fig.1の塩化マンガン水溶液ファントムをQ-headコイルの中央に設置し、第1エコー画像の実効TEを8msに固定し、第2エコー画像の実効TEおよびETLを変化させた2種類のTR値 (400, 800 ms) の2エコーFSEにて画像を収集した。ETLを3, 4, 5, 6と変化させると同時に、第2エコー画像の実効TEもそれぞれ40, 52, 64, 76msとした。この際、第1エコー画像および第2エコー画像部分のETLはそれぞれ同じにし、それによって第2エコー画像の実効TEが決定した。また、k空間充填に関して、第1エコー画像は低周波領域から充填するcentric orderとし、第2エコー画像は正の高周波領域から充填するreverse-sequential orderで位相エンコード方向のhalf-Fourier法を併用した。この充填法により、第1エコー画像の実効TEは最初のエコー、第2エコー画像の実効TEは最終エコーとなる。その2エコー収集FSEのダイアグラムをFig.2に示す。ファントム撮像条件は、number of signal average (NSA) を2、受信帯域幅を $\pm 28.7$  kHz、マトリクスサイズを256×256、スライス厚を7mm、スライス数を1、FOVを256mm×256mmとし、これらはFSEとmixedシーケンスで同一とした。得られた画像データから、ファントム内の異なる

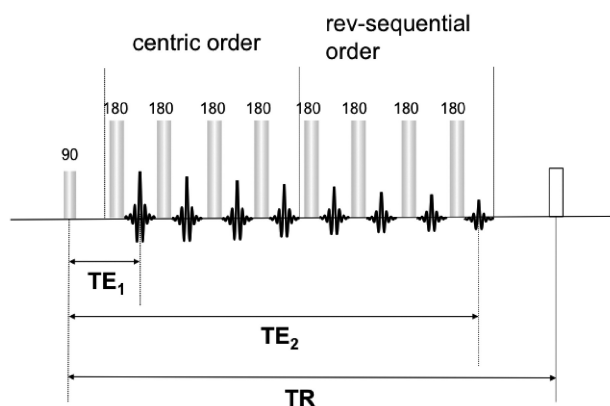


Fig.2 Diagram of dual-echo FSE sequence. e.g., ETL=4

濃度の塩化マンガン水溶液の各中央部に10mm×10mmの関心領域 (ROI) を設定し、信号強度の平均値を測定した。次に、得られた信号強度から、理論式 (3) から $T_2$ を算出し、理論式 (4) (5) から補正した信号強度 $I_{0A}$ 、 $I_{0B}$ を求め、この補正した信号強度から理論式 (6) より $T_1$ を算出した。そして、mixedシーケンスにより測定した $T_1$ および $T_2$ と比較検討した。ROIの位置はFSEとmixedシーケンスで同一とした。なお、mixedシーケンス ( $TR_{IR}/TR_{SE}/TE_1/TE_2/TI$ , 2300/920/30/100/500;ms) は、RLSQ-algorithmを用いて、 $T_1$ および $T_2$ を算出した[15]。

## 2.4 実効TEの緩和時間計測精度に及ぼす影響

Fig.1の塩化マンガン水溶液ファントムをQ-headコイルの中央に設置し、FSEで第1エコー画像の実効TEを8, 16, 24, 32ms、第2エコー画像の実効TEを40, 48, 56, 64msと変化させ、ETLを6に固定した2種類のTR値 (400, 800ms) にて画像を収集した。ファントム撮像条件、ROIの設定、 $T_1$ および $T_2$ 計測は、2.3と同様に行い、mixedシーケンスによる $T_1$ および $T_2$ と比較検討した。

## 2.5 $T_1$ 計測における $T_2$ 補正効果

2.3および2.4の得られた画像データを用いて、ETLを変化させたときの $T_1$ 計測における $T_2$ 補正効果と、実効TEを変化させたときの $T_1$ 計測における $T_2$ 補正効果を検討した。この際、 $T_2$ 補正を用いる手法は、2.3および2.4と同様に $T_1$ を算出した。また、 $T_2$ 補正を用いない手法は、2種類のTR値 (400, 800ms) の第1エコーで得られた画像の信号強度 ( $I_A$ ,  $I_B$ ) のみを使用し、 $T_2$ 補正を用いない $T_1$ 算出の理論式は、

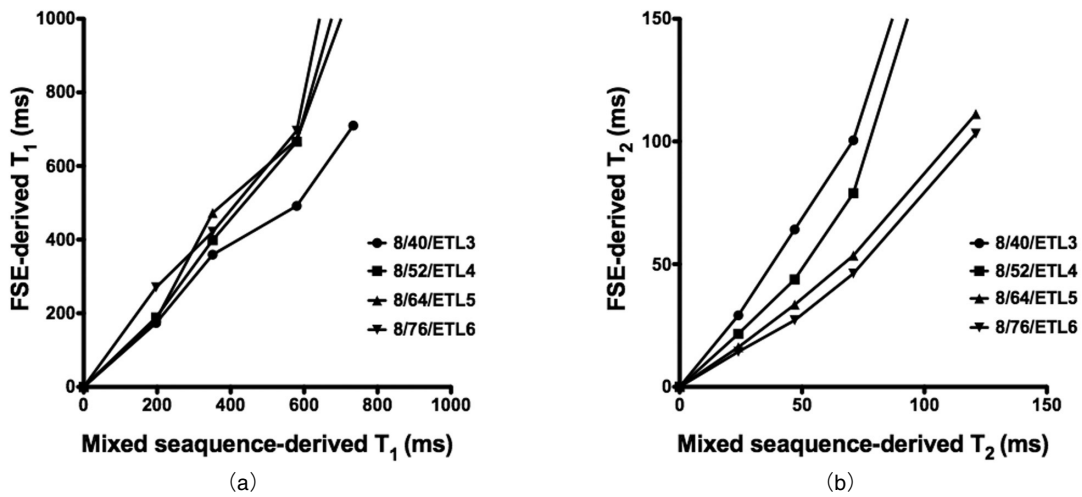
$$T_1=TR_1/\ln\{(I_B-I_A)/I_A\} \quad (7)$$

となる。ROIの設定は、2.3および2.4と同様に行い、mixedシーケンスによる $T_1$ と比較検討した。

## 3. 結果

### 3.1 ETL数の緩和時間計測精度に及ぼす影響

mixedシーケンスで測定した塩化マンガン水溶液ファントムの $T_1$ および $T_2$ をTable 1に示す。さらに、ファントムでのmixedシーケンスで測定したファントムの $T_1$ と、FSEで測定したファントムの $T_1$ の関係をFig.3(a)に示す。また、ファントムでのmixedシーケンスで測定したファントムの $T_2$ と、FSEで測定したファントムの $T_2$ の関係をFig.3(b)に示す。



**Fig.3** (a) Relation of the  $T_1$  measurement value between mixed sequence and dual-echo FSE at each imaging parameter. (b) Relation of the  $T_2$  measurement value between mixed sequence and dual-echo FSE at each imaging parameter. For these dual-echo FSE imaging parameters, the second effective TE and the ETL were changed from 40 to 76 ms and 3 to 6, respectively, while the first effective TE was fixed at 8 ms. Then, these dual-echo FSE methods were performed with TR : 400 ms and 800 ms.

**Table 1** Relaxation times in each section of  $MnCl_2$  phantom obtained with mixed sequence.

MnCl <sub>2</sub> (g/L)	$T_1$ (ms) Mean $\pm$ SD	$T_2$ (ms) Mean $\pm$ SD
0.064	200 $\pm$ 5	25 $\pm$ 0.3
0.032	350 $\pm$ 2	50 $\pm$ 0.4
0.021	580 $\pm$ 2	70 $\pm$ 0.5
0.016	830 $\pm$ 2	120 $\pm$ 0.9

### 3.2 実効 TE の緩和時間計測精度に及ぼす影響

塩化マンガン水溶液ファントムでの mixed シーケンスで測定したファントムの  $T_1$  と、FSE で測定したファントムの  $T_1$  の関係を Fig.4 (a) に示す。また、ファントムでの mixed シーケンスで測定したファントムの  $T_2$  と、FSE で測定したファントムの  $T_2$  の関係を Fig.4 (b) に示す。

### 3.3 $T_1$ 計測における $T_2$ 補正効果

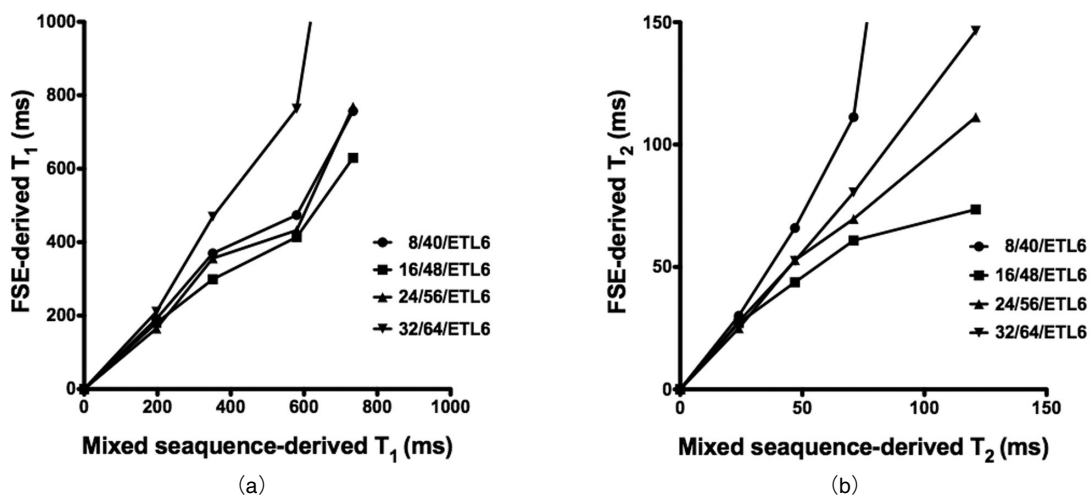
塩化マンガン水溶液ファントムでの mixed シーケンスで測定したファントムの  $T_1$  と、ETL を変化した FSE で測

定したファントムの  $T_1$  の関係を Fig.5 (a) に示す。また、ファントムでの mixed シーケンスで測定したファントムの  $T_1$  と、実効 TE を変化した FSE で測定したファントムの  $T_1$  の関係を Fig.5 (b) に示す。

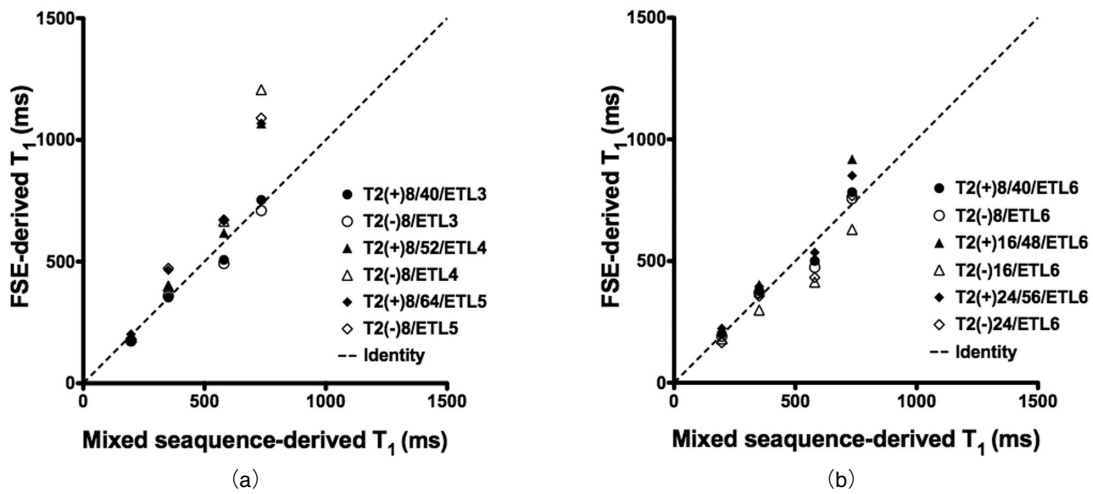
## 4. 考察

この手法は、 $TR_2 = 2TR_1$  の関係をもつ 2 種類の高速度エンコー法を用いて、2 エコー画像を収集することにより  $T_2$  を計測し、 $T_2$  成分の影響を受けない信号強度 ( $TE=0$ ) をデータフィッティングにより算出し、補正した信号強度から  $T_1$  を計測するものである。本手法を用いることにより、 $T_1$  および  $T_2$  を高速かつ簡便に測定することが可能となり、造影前後などの組織の緩和時間測定において詳細な情報が評価可能となる。

Hennig らの報告[18]によると、FSE の k 空間の充填は、エコーごとに位相エンコーディング傾斜磁場を変えることによって、ある TR の間に複数の位相エンコードステップを埋めている。 $T_1$  測定に関して、Fig.3 (a) では、ETL が増



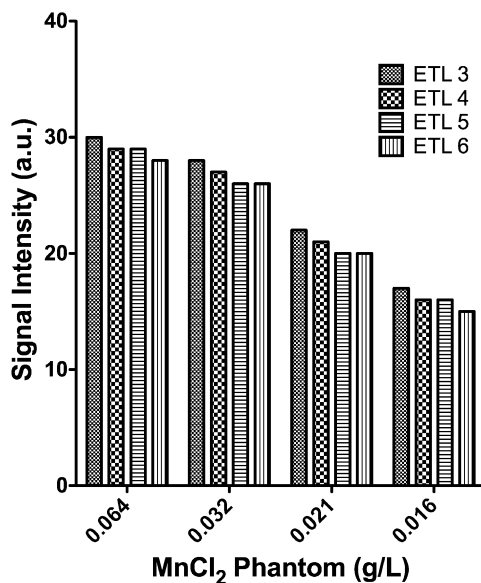
**Fig.4** (a) Relation of the  $T_1$  measurement value between mixed sequence and dual-echo FSE at each imaging parameter. (b) Relation of the  $T_2$  measurement value between mixed sequence and dual-echo FSE at each imaging parameter. For these dual-echo FSE imaging parameters, the first effective TE and the second effective TE were changed from 8 to 32 ms and 40 to 64 ms, respectively, while the ETL was fixed at 6. Then, these dual-echo FSE methods were performed with TR : 400 ms and 800 ms.



**Fig.5** Evaluation of  $T_1$  measurement with and without  $T_2$  correction. (a) Relation of the  $T_1$  measurement value between mixed sequence and FSE when ETL ranged from 3 to 5 and first effective TE was fixed at 8 ms. (b) Relation of the  $T_1$  measurement value between mixed sequence and FSE when first effective TE ranged from 8 to 24 ms and ETL was fixed at 6. Then, these FSE methods were performed with TR: 400 ms and 800 ms.  $T_2(+)$ : using  $T_2$  correction with dual-echo FSE,  $T_2(-)$ : no using  $T_2$  correction.

加するにともない、 $T_1$ が長いファントム部で mixed シーケンスによって算出した  $T_1$  と差が大きくなった。これは、宮地らの解像度特性の報告[19]が示すように、第1エコーにおける centric order ならびに ETL 増加にともなう blurring による信号強度変化が原因と考えられる。ETL が増加すると、ROI を設定した信号強度が低下していることからそのことが言える (Fig.6)。しかし、ETL を増加したとしても、算出する  $T_1$  に TR を設定することで精度を保つことは可能である。また、Fig.4(a) では、実効 TE が 32 ms になると、mixed シーケンスと差が少ない  $T_2$  を求め補正しているにもかかわらず、mixed シーケンスによって算出した  $T_1$  との差が大きくなった。このことから、エコー間隔が長くなったために  $T_2$  減衰による信号強度変化が影響していると言える。

マルチエコー法によって  $T_2$  を測定する手法はいくつか報告されており、それらは得られたデータをフィッティングすることで  $T_2$  を測定している[10-12]。なお、本手法の  $T_2$  測定は 2 エコーでデータフィッティングしているのが



**Fig.6** Relation of signal intensity of  $MnCl_2$  phantom measured using FSE at each ETL. Then, these FSE methods were performed with effective TE: 8 ms and TR: 400 ms.

特徴である。今回実験した  $T_2$  測定に関して、Fig.3(b) ならびに Fig.4(b) では、第2エコーの実効 TE が短いと、 $T_2$  が長いファントム部で mixed シーケンスとの差が大きくなった。さらに、Fig.3(b) において、ETL が増加しても mixed シーケンスとの差がなかった。このことから、 $T_2$  測定に関しては、ETL 増加による影響よりもむしろ、第1エコーおよび第2エコーの実効 TE の範囲に影響していると考えられる。よって、 $T_2$  測定には、算出する  $T_2$  に適した第1エコーと第2エコーの実効 TE を選択することが必要だと言える。また、第2エコー画像の収集は、位相エンコード方向の正の高周波成分から k 空間充填し half-Fourier 法を併用しているため、実効 TE は一連の TR の最終エコーを採用している。よって、ETL が増加すると第2エコーの実効 TE が延長する。第2エコーの実効 TE が長い方が広い範囲での  $T_2$  測定が可能となるが、ETL が増加するために  $T_1$  計測する場合には問題になると思われる。さらに、Constable らの報告[20]と同様に、ETL 増加および half-Fourier による位相エンコード方向の blurring による影響も考慮すべきだろう。

$T_1$  算出における  $T_2$  補正効果について、Fig.5(a) では、 $T_2$  補正した  $T_1$  と補正なしの  $T_1$  との差がわずかであり、ETL を増加しても顕著な補正効果を得ることが出来なかった。また、Fig.5(b) では、ファントムの  $T_1$  が延長すると、実効 TE が長い条件で  $T_2$  補正した  $T_1$  が補正なしの  $T_1$  よりも延長したので、実効 TE が長いものほど補正効果がある。言い換えると、実効 TE を最短にすれば、 $T_2$  減衰の影響は減少し、補正の必要はないと言える。また、Stanisz らは、緩和度 ( $1/T_1$ ) と造影剤濃度とは比例関係にあると報告している[21]。こうしたことから、FSE を用いた造影ダイナミック MRI において  $T_1$  算出が目的の場合には、実効 TE を短くすることで造影前後の  $T_1$  測定精度が向上し、より詳細な血流動態解析が可能となる。

本手法の  $T_1 \cdot T_2$  同時計測の問題点として、測定対象の緩和時間をあらかじめ推定しなければならないことである。今回の実験からも、本手法は、 $T_1$  は TR の範囲、 $T_2$  は実効 TE の範囲に依存すると考えられる。よって、パラメータの設定において、測定対象の緩和時間に対して、TR、実効 TE、ETL を適度に調整する必要がある。こうしたことから、測定対象の緩和時間が極端に短いあるいは長い

場合、もしくは  $T_1$  および  $T_2$  がほぼ等しい場合に、パラメータの設定が不可能な場合もあるだろう。

さらに、FSE は、複数のリフォーカシングパルスを用いるために、位相分散の影響が軽減される。また、Tartaglino らは、FSE を用いて撮像すると手術後の脊椎 MR 検査において金属アーチファクトが軽減したことを報告している [21]。こうしたこともこの手法の特徴となり、臨床上使用するには有利となる。

## 5. 結 論

2 種類の高速スピンエコー法を用いて、2 エコー画像を収集することにより  $T_2$  を計測し、 $T_2$  成分の影響を受けない信号強度 ( $TE=0$ ) をデータフィッティングにより算出し、補正した信号強度から  $T_1$  計測した。条件の設定において、算出する緩和時間に適した  $TE$  および  $TR$  を選択する必要があった。また、 $T_1$  算出を目的とする  $T_2$  補正は、第 1 エコーの実効  $TE$  を短くすることで省略可能であった。本手法は、 $T_1$  および  $T_2$  を高速かつ簡便に測定し、組織の詳細な情報を得ることを可能にした。

## 引用文献

- [1] Roberts TP, Mikulis D : Neuro MR : principles, J Magn Reson Imaging, 26(4), 823-837, 2007.
- [2] Brookes JA, Redpath TW, Gilbert FJ, et al. : Accuracy of  $T_1$  measurement in dynamic contrast-enhanced breast MRI using two- and three-dimensional variable flip angle fast low-angle shot, J Magn Reson Imaging, 9(2), 163-171, 1999.
- [3] Cheng HL, Wright GA : Rapid high-resolution  $T_1$  mapping by variable flip angles : accurate and precise measurements in the presence of radiofrequency field inhomogeneity, Magn Reson Med, 55, 566-574, 2006.
- [4] Venkatesan R, Lin W, Haacke EM : Accurate determination of spin-density and  $T_1$  in the presence of RF-field inhomogeneities and flip angle miscalibration, Magn Reson Med, 40, 592-602, 1998.
- [5] Ishimori Y, Kimura H, Uematsu H, et al. : Dynamic  $T_1$  estimation of brain tumors using double-echo dynamic MR imaging, J Magn Reson Imaging, 18(1), 113-120, 2003.
- [6] Karlsson M, and Nordell B : Analysis of the Look-Locker  $T_1$  mapping sequence in dynamic contrast uptake studies : simulation and in vivo validation, Magn Reson Imaging, 18(8), 947-954, 2000.
- [7] Shin W, Gu H, Yang Y : Fast high-resolution  $T_1$  mapping using inversion-recovery Look-Locker echo-planar imaging at steady state : optimization for accuracy and reliability, Magn Reson Med, 61(4), 899-906, 2009.
- [8] Preibisch C, Deichmann R : Influence of RF spoiling on the stability and accuracy of  $T_1$  mapping based on spoiled FLASH with varying flip angles, Magn Reson Med, 61(1), 125-135, 2009.
- [9] Agartz I, Saaf J, Wahlund LO, et al. :  $T_1$  and  $T_2$  relaxation time estimates in the normal human brain, Radiology, 181(2), 537-543, 1991
- [10] Mulkern RV, Wong ST, Jakab P, et al. : CPMG imaging sequences for high field in vivo transverse relaxation studies, Magn Reson Med, 16(1), 67-79, 1990.
- [11] Briellmann RS, Syngienotis A, Fleming S, et al. : Increased anterior temporal lobe  $T_2$  times in cases of hippocampal sclerosis : a multi-echo  $T_2$  relaxometry study at 3 T, Am J Neuroradiol, 25(3), 389-394, 2004.
- [12] Laule C, Kolind SH, Bjarnason TA, et al. : In vivo multiecho  $T_2$  relaxation measurements using variable TR to decrease scan time, Magn Reson Imaging, 25(6), 834-839, 2007.
- [13] Huang TY, Liu YJ, Stemmer A, et al. :  $T_2$  measurement of the human myocardium using a  $T_2$ -prepared transient-state TrueFISP sequence, Magn Reson Med, 57(5), 960-966, 2007.
- [14] Anderson C, and Jensen FT : Precision, accuracy, and image plane uniformity in NMR relaxation time imaging on a 1.5T whole-body MR imaging system, Magn Reson Imaging, 12(5), 775-784, 1994.
- [15] In den Kleef JJ, Cuppen JJ : RLSQ :  $T_1$ ,  $T_2$ , and  $\rho$  calculations, combining ratios and least squares, Magn Reson Med, 5(6), 513-524, 1987.
- [16] 金澤裕樹, 宮地利明, 井上雄介, 他 : 高速スピンエコー法を用いた造影ダイナミック  $T_1$  値計測 MRI の最適条件の検討, 日放技学誌, 63(10), 1127-1132, 2007.
- [17] Stanisz GJ, Odobina EE, Pun J, et al. :  $T_1$ ,  $T_2$  relaxation and magnetization transfer in tissue at 3T, Magn Reson Med, 54(3), 507-512, 2005.
- [18] Hennig J, Nauerth A, Friedburg H : RARE imaging : a fast imaging method for clinical MR, Magn Reson Med, 3(6), 823-833, 1986.
- [19] 宮地利明, 藤田広志, 春日敏夫, 他 : 複素減算法による MRI の MTF 測定, 日放技学誌, 57(10), 1225-1232, 2001.
- [20] Constable RT, Gore JC : The loss of small objects in variable TE imaging : implications for FSE, RARE, and EPI, Magn Reson Med, 28(1), 9-24, 1992.
- [21] Stanisz GJ, and Henkelman RM : Gd-DTPA relaxivity depends on macromolecular content, Magn Reson Med, 44(5), 665-667, 2000.
- [22] Tartaglino LM, Flanders AE, Vinitzki S, et al. : Metallic artifacts on MR images of the postoperative spine : reduction with fast spin-echo techniques, Radiology, 190(2), 565-569, 1994.