

Multi-echo spin echo 法を使用した心筋 T₂ mapping の 基礎的検討

小川 匡史, 椿山 信吾, 松本 剛, 松村 善雄
土橋 俊男

日本医科大学付属病院

緒 言

心筋梗塞や心筋炎などの多くの病的状態では、心筋組織内の水分量が変化することによりその部分の T₂ 値が延長する^{1),2)}。心筋の病的変化に伴う組織の T₂ 値上昇の評価には、black-blood 高速 spin echo (SE) 法による T₂ 強調画像が使用されることが多い³⁾。しかし、この black-blood 高速 SE 法による T₂ 強調画像の評価法は質的なものであり、相対的な信号強度の差に依存している⁴⁾。そのため、フェイズドアレイコイルや B1 磁場の不均一に起因する信号強度ムラや停滞した血液の信号抑制不良に伴う心内膜下の高信号は、心筋浮腫の評価を困難なものにする^{5),6)}。T₂ 強調画像におけるこれらの問題に対し、心筋の T₂ 値を直接定量し、組織間のわずかな T₂ 値の差を検出する T₂ mapping という手法が行われている。T₂ 値の測定には multi-echo spin echo (MESE) 法が最も利用されているが^{7),8)}、この MESE 法では再収束パルスのフリップ角の不正確性により stimulated echo (STE) が発生し、測定される T₂ 値に影響を及ぼすことが報告されている⁸⁾。Mayer らや Mendlik らは MESE 法に伴う STE の T₂ mapping への影響を低減させるために、再収束パルスの印加時間やスライス選択傾斜磁場

の強度を変化させた検討を行っているが^{9),10)}、これらの改善策は汎用の magnetic resonance imaging (MRI) 装置において日常ユーザーが簡便に行える操作ではない。また、過去に報告されているこれらの MESE 法を使用した T₂ mapping の撮像条件の検討は、そのほとんどが関節軟骨を対象としたものである。そこで本検討の目的は、MESE 法におけるエコー数やエコー間隔などの基本的な撮像パラメータの変化が T₂ mapping に及ぼす影響について明らかにし、汎用の MRI 装置においてより正確な心筋の T₂ mapping の撮像条件について検討を行うことである。

方 法

1. 使用機器およびファントム

使用装置は株式会社フィリップスエレクトロニクスジャパン社製 intera 1.5T であり、コイルは 6ch head コイル (ファントム測定用) と 5ch cardiac コイル (臨床画像用) である。正常心筋と梗塞心筋の緩和時間は静磁場強度 1.5 T において、正常心筋が T₁ = 987 ± 34 ms, T₂ = 52.18 ± 3.4 ms, 梗塞心筋が T₁ = 1197 ± 76 ms, T₂ = 69 ± 6 ms と言われている^{11)~13)}。上記の値に基づき超常磁性酸化鉄 (super-para-

キーワード T₂ mapping, multi-echo spin echo, myocardium, T₂ relaxation time

magnetic iron oxide : SPIO) 粒子製剤を蒸留水で希釈し 2 種類の濃度 (0.1 mM, 0.08 mM) の試料 (A, B) を作製し, 直径 26 mm の円筒形容器に封入した. さらに, アガロースと gadolinium-diethylenetriamine pentaacetic acid (Gd-DTPA) の濃度を变化させて作製した 3 種類の緩和時間の異なる試料 (C, D, E) も同様に作製した. 各試料の T_1 値, T_2 値およびその濃度を Table 1 に示す. T_1 値は inversion recovery 法において TR を 12000 ms, echo time (TE) を 14 ms に固定し, inversion time (TI) を 50 ms, 100 ms, 250 ms, 500 ms, 1000 ms, 2000 ms, 4000 ms と変化させて各試料を撮像することにより求めた. 各 TI における試料の信号強度 (M) を測定し, TI が 4000 ms のときの信号強度 (M_0) との差を計算した. 各 TI における $M_0 - M$ の値を片対数用紙にプロットし, そのグラフの傾きから T_1 値を算出した. T_2 値は single echo の SE 法において, TR を 12000 ms に固定し, TE を 20 ms, 40 ms, 60 ms, 100 ms, 200 ms と変化させて各試料を撮像することにより求めた. 各 TE における試料の信号強度を片対数用紙にプロットし, T_1 値同様, そのグラフの傾きから T_2 値を算出した.

2. T_2 map の撮像方法

本検討において T_2 map の撮像に使用した MESE 法は T_2 map の作製に使用するエコー数を自由に設定することが可能であり, エコー

間隔は第 1 エコーの TE の値となる. また第 1 エコーの収集の前にダミーの再収束パルス (以下, startup echo と呼ぶ) を印加することも可能であり, startup echo の設定により T_2 map の作製に使用される最初の TE を変更することができる. T_2 map は式①の単一指数関数に基づいて撮像終了後に自動で再構成され, 得られた T_2 map の各試料に関心領域 (region of interest : ROI) を設定することにより, T_2 値が得られる.

$$S = S_0 \cdot \exp(-TE/T_2) \dots\dots\dots(1)$$

S : 各試料の信号強度の平均値 S_0 : 初期信号強度

本論文では, T_2 map の作製に使用される最も短い TE を first TE とし, 最も長い TE を last TE とする. ファントム実験および健常ボランティアの検討において使用した撮像条件を Table 2 に示す.

3. 撮像条件の変化が T_2 値に及ぼす影響

MESE 法において, 再収束パルスのフリップ角, エコー間隔, エコー数, startup echo 数を変化させて 5 種類の試料を撮像し, T_2 値を測定することによりパラメータの変更に伴う T_2 map への影響について検討を行った. ROI の大きさは 150 mm^2 とした. MESE 法により得られた T_2 値は single echo の SE 法によって得られた T_2 値と比較することにより, その妥当性を検証した.

Table 1. T_1 Value, T_2 Value of Each Sample and their Concentration

sample	T_1 value (ms)	T_2 value (ms)	Gd-DTPA (mmol)	SPIO (mM)	agarose (%)
A	890.1	45.2	—	0.1	—
B	1096.4	59.1	—	0.08	—
C	872.8	102.9	0.1	—	18.7
D	1406.4	187.4	0.05	—	8.5
E	1615.5	266.3	0.05	—	5

2012 年 6 月 5 日受理 2012 年 9 月 15 日改訂
 別刷請求先 〒113-8603 東京都文京区千駄木 1-1-5 日本医科大学付属病院 小川匡史

Table 2. Imaging Parameters using this Study

	phantom study	volunteer study
field of view	160 mm	360 mm
rectangular field of view	100%	100%
matrix	80×79	140×138
voxel size	2 mm/2.02 mm/6 mm	2.57 mm/2.61 mm/6 mm
slices	1	1
flip angle	90°	90°
receiver band width	217.4 Hz/pixel	218.4 Hz/pixel
TR	2000 ms	1 beat
startup echo	1	1
flip angle of refocusing pulse	180°	180°
number of echo	5	3, 5
echo space	20 ms	20 ms
number of excitation	1	1

1) 再収束パルスのフリップ角の変化に伴う T₂ map への影響

エコー間隔を 20 ms, first TE を 40 ms, last TE を 120 ms とし, 再収束パルスのフリップ角を 120°~180°まで 20°ごとに变化させて T₂ map への影響を測定した。

2) エコー間隔の変化に伴う T₂ map への影響

TR を 2000 ms, startup echo 数を 1, last TE を 120 ms と固定し, 第 1 エコーの TE を 5 ms, 10 ms, 20 ms と变化させることにより, エコー間隔の変化が T₂ map へ及ぼす影響を測定した。この際, 各エコー間隔で last TE が同一となるようにするため, 収集するエコー数をエコー間隔 5 ms では 23, 10 ms では 11, 20 ms では 5 と变化させた。

3) Last TE の変化に伴う T₂ map への影響

エコー間隔を 20 ms, startup echo 数を 1, first TE を 40 ms と固定し, last TE を 80 ms, 100 ms, 120 ms, 140 ms と变化させた際の T₂ map への影響を測定した。Last TE の変化に伴い, 収集エコー数も 3, 4, 5, 6 と变化させ

た。

4) Startup echo の使用の有無が T₂ map に及ぼす影響

エコー間隔を 20 ms, last TE を 120 ms とし, startup echo 数が 0 と 1 の 2 通りの場合について T₂ map への影響を測定した。

4. 健常ボランティアにおける検討

本検討の意義, 目的, 方法について十分な説明を行い, 自由意思に基づいて書面で同意の得られた健常ボランティア 7 名 (すべて男性, 年齢構成 23~58 歳, 平均 35.3 歳, 心拍数 50~85 bpm, 平均 61.3 bpm, 全員に基礎疾患はない) に対し, 左室短軸像の T₂ map の撮像を行った。スライス枚数は左室腔中央部 1 枚とした。撮像条件は, パラメータの変更に伴う T₂ 値への影響の結果を考慮し, エコー間隔 20 ms, エコー数 3 と 5, 再収束パルスのフリップ角 180°, startup echo 数 1 とし, 心電同期と navigator echo 法による呼吸同期¹⁴⁾を併用した MESE 法で行った。データ収集のタイミングは拡張期とした。さらに, 心腔内の血液からのアーチファクトが測定値に及ぼす影響を考慮し, black-blood pulse³⁾を併用した。得られた T₂ map 上において, 左室腔中隔に Fig. 1 のような形状の ROI を設定して T₂ 値を測定した。ROI の大きさは 200 mm²~300 mm² とし, ROI の位置はエコー数 3 と 5 のそれぞれの T₂ map 上で同じになるようにした。測定された T₂ 値は先行研究において報告されている T₂ 値¹³⁾と比較した。F 検定により, 2 群間の標準偏差から分散に有意な差が認められなかったため, student t 検定を行い, 有意水準 p<0.05 で有意差ありと判断した。また, エコー数 3 と 5 の比較には paired t 検定を行い, 有意水準 p<0.05 で有意差ありと判断した。前壁と側壁に関しても左室腔中隔と同様に ROI を設定し, T₂ 値を測定した。

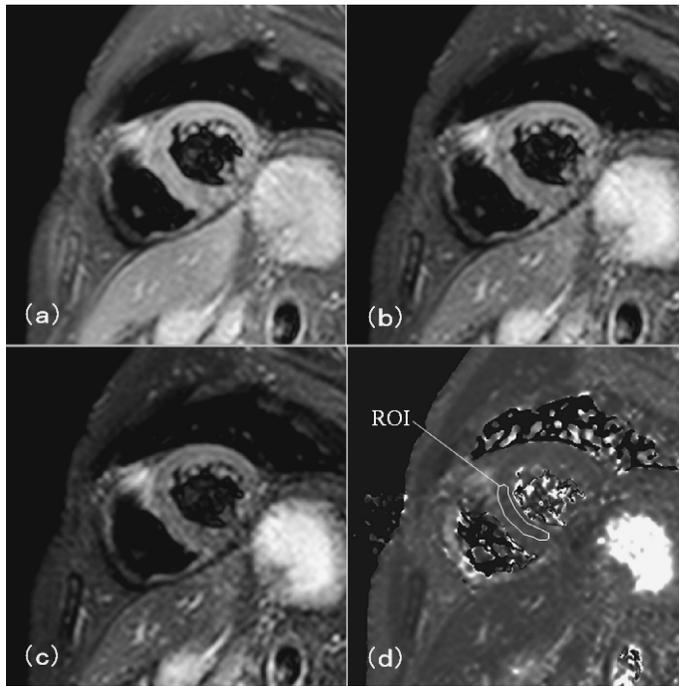


Fig. 1. Short axis midventricular images obtained by the multi-echo spin echo method. (a) TE 40 ms (b) TE 60 ms (c) TE 80 ms (d) T₂ map with ROI fixed on the septal segment of left ventricle.

結 果

1. 撮像条件の変化が T₂ 値に及ぼす影響

1) 再収束パルスのフリップ角の変化に伴う T₂ map への影響

再収束パルスのフリップ角が測定される T₂ 値に及ぼす影響を Fig. 2 に示す。再収束パルスのフリップ角を小さくするほど、測定される T₂ 値は過大評価となった。

2) エコー間隔の変化に伴う T₂ map への影響

エコー間隔の変化が T₂ 値に及ぼす影響を Fig. 3 に示す。エコー間隔が短くなるほど、測定される T₂ 値は過大評価となった。

3) Last TE の変化に伴う T₂ map への影響

Last TE の変化が T₂ 値に及ぼす影響を Fig. 4 に示す。T₂ map の作製に使用される TE の最大値の変化は、試料の T₂ 値が 200 ms 以下

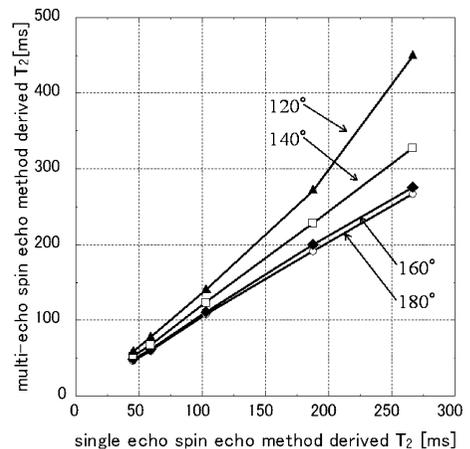


Fig. 2. Effect on T₂ value caused by the change of flip angle of the refocusing pulse

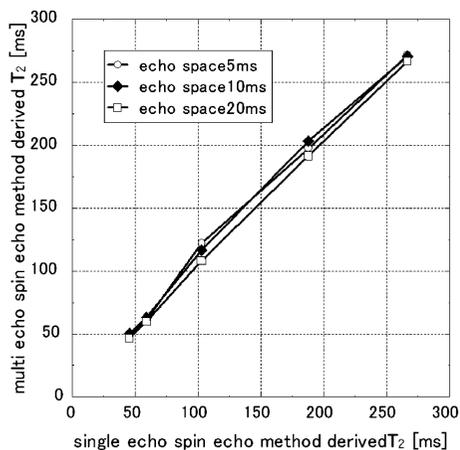


Fig. 3. Effect on T₂ value caused by the change of echo spacing

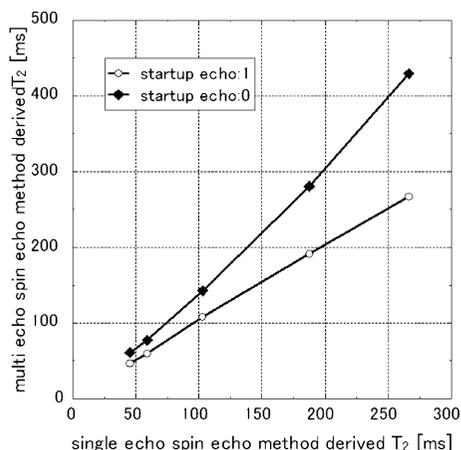


Fig. 5. Effect on T₂ value according to the use or not of startup echo

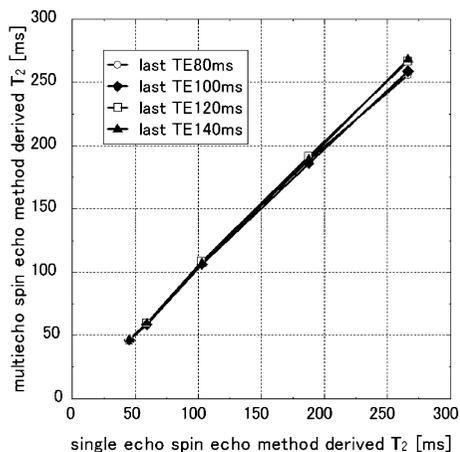


Fig. 4. Effect on T₂ value caused by the change of last TE

である場合、T₂ 値への影響は認められなかった。しかし、試料の T₂ 値が 200 ms より長くなるとエコー数が少ない場合、過小評価となる傾向が認められた。

4) Startup echo の使用の有無が T₂ map に及ぼす影響

Startup echo の使用の有無が測定される T₂ 値に及ぼす影響を Fig. 5 に示す。Startup echo

を使用せず、第 1 エコーから T₂ map の作製に使用した場合、測定される T₂ 値は過大評価となった。

2. 健常ボランティアにおける検討

前壁、側壁、中隔における健常ボランティア 7 名の心筋の平均 T₂ 値を Table 3 に示す。前壁、側壁、中隔のそれぞれにおいて、先行研究における心筋の T₂ 値 (52.18 ± 3.4 ms) とは統計的な有意差は認められなかった。また、エコー数 3 と 5 で得られた T₂ 値の間にも有意差は認められなかった。しかし、中隔と前壁においてエコー数 5 の時の T₂ 値の標準偏差はエコー数 3 のときより高く、T₂ 値の変動が大きかった。側壁に関しては、エコー数 3 と 5 の両方において中隔より、標準偏差が高くなった。下壁は black-blood 高速 SE 法において特に心拍動に起因する信号損失を受けやすいことから¹⁵⁾、本検討において下壁の T₂ 値の測定は行わなかった。

考 察

T₂ mapping は関節軟骨のコラーゲンの配列の破綻やそれに伴う水分含有量の増加をとら

Table 3. Regional Myocardial T₂ Relaxation Times (ms) in 7 Normal Subjects

	number of echo	T ₂ value	P value (Student t test)	P value (Paired t test)
septal	3	49.67±2.30	0.096	0.742
	5	49.21±3.03	0.066	
anterior wall	3	49.29±2.58	0.063	0.24
	5	51.66±6.43	0.807	
lateral wall	3	51.46±6.44	0.737	0.224
	5	50.19±4.89	0.289	

mean ± standard deviations

え，早期に軟骨の変性を評価することができる有用な撮像法として期待されている¹⁶⁾。この T₂ mapping による組織の T₂ 値の定量評価は心臓領域にも応用され，心筋浮腫や心筋への鉄沈着の評価などに対しても利用されつつある^{7),17)}。今回われわれは，エコー数やエコー間隔などの基本的な撮像パラメータを調整することにより，汎用の MRI 装置においてより正確な心筋の T₂ mapping を行うための撮像条件について検討を行った。

まず，本検討に使用した MESE 法のエコー間隔は第 1 エコーの TE によって決まり，エコー間隔を短くするほど，T₂ 値は過大評価となった (Fig. 3)。さらに，再収束パルスのフリップ角を小さくするほど，測定される T₂ 値は過大評価となった (Fig. 2)。これらの原因として，MESE 法では再収束パルスのフリップ角の不正確性により STE が発生し，第 2 エコー以降の信号強度の上昇に STE が寄与したことが考えられる。

STE の信号強度の大きさは式(2)によって計算されることが知られており，TE を短くするほど STE の信号強度は大きくなるがわかる。

$$S \propto (M_0/2) \cdot \sin \alpha_1 \cdot \sin \alpha_2 \cdot \sin \alpha_3 \times \exp(-TE/T_2) \cdot \exp(-TM/T_1) \dots (2)$$

M₀ : 初期縦磁化成分

α_i : i 番目の radio frequency (RF) パルスのフリップ角

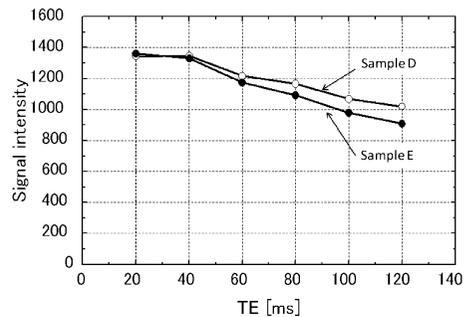


Fig. 6. Change of signal intensity of each echo in sample D and E

TM : 2 番目と 3 番目の RF パルスの間隔
 よってエコー間隔の短縮は STE の信号強度を増加させ，MESE 法による T₂ 値の測定に影響を及ぼすことになり，エコー間隔は長めに設定する必要がある。

Startup echo の使用の有無は測定される T₂ 値に影響を及ぼし，第 1 エコーを T₂ map の作製に使用した場合，T₂ 値が過大評価となった (Fig. 5)。Fig. 6 はエコー間隔を 20 ms, first TE を 20 ms, エコー数を 6 とした際の試料 D と E の各エコーの信号強度の変化であるが，STE の影響により第 2 エコーの信号強度が第 1 エコーの信号強度とほぼ同等になっていることがわかる。このマルチエコーシーケンスにおける第 2 エコー以降の信号強度の上昇は，Maier らによって STE に起因することが報告されており⁹⁾，式(1)に基づいて第 1 エコーを含めて T₂ map を作製した場合，測定される

T₂ 値は過大評価となることが推測される。STE の影響を容易に抑制することが困難な汎用装置において心筋 T₂ mapping を行う場合には、startup echo を使用して第 1 エコーを破棄し、第 2 エコーから T₂ map の作製に使用すべきである。

正確な T₂ map の撮像を行うためには、STE の影響を考慮しエコー間隔を 20 ms と長めに設定し、第 1 エコーを収集しないことが重要である。エコー間隔の増加は acquisition time の延長を招くため、心筋の T₂ map の撮像においてはエコー数を少なく設定することが望まれる。T₂ 値が長い組織においてもより正確な T₂ map の撮像を行うためには、エコー数を増やし TE の長い画像の収集が必要不可欠であるが、正常心筋と梗塞心筋の T₂ 値がそれぞれ 52.18 ± 3.4 ms, 69 ± 6 ms であること、さらに測定対象の T₂ 値が 200 ms 以下であればエコー数の変化は T₂ 値に影響を及ぼさないという検討結果から、心筋の T₂ mapping においては収集エコー数の低減は可能である。心臓を撮像対象とした際、20 ms というエコー間隔は一見長いように思われる。しかし、心電同期を併用した MESE 法における実質的な acquisition time は、T₂ map の作製に使用される最初のエコー信号のサンプリングが開始されてから最後のエコー信号のサンプリングが終わるまでの時間と考えることができ、startup echo 数を 1、収集エコー数を 3 とした場合では 44.58 ms となる。石原らは、navigator echo 法を用いた安静呼吸下での心筋遅延造影の検討¹⁸⁾の中で acquisition time を 100 ms 程度として良好な遅延造影像を取得している。これよりエコー間隔を 20 ms とした MESE 法においても心筋の T₂ mapping は実行可能であると考えられる。しかし、ボランティアにおける T₂ 値の比較検討では、中隔と前壁においてエコー数 5 のときの標準偏差がエコー数 3 のときより高くなる結果が得られた。これは acquisition time の延長に起因する測定値のばらつきと考えられ、この

結果からも心筋の T₂ mapping においては測定精度を保つためにエコー数を減らし、極力 acquisition time を短くすることが望ましい。側壁においてはエコー数 3 のときにおいても標準偏差が高くなったが、これは磁化率効果の影響によるものと考えられる。また、心筋の T₂ mapping では関節領域の T₂ mapping とは異なり、心電同期と呼吸同期 (navigator echo 法) を併用した撮像が必要不可欠である。データ収集の間隔は被験者の心拍数に左右され、心拍数の高い被験者においてはデータ収集の間隔が短くなる。この場合、十分な縦磁化の回復が得られなくなり、TE の長い後半のエコーにおける信号雑音比の低下が T₂ 値測定に影響を及ぼすことが懸念される。しかし、本検討における心拍数 85 のボランティアにおいても、妥当な心筋の T₂ 値が得られていることから、測定上データ収集間隔の短縮は問題ないとする。ただし、不整脈により R-R 間隔が変化しデータ収集の間隔が撮像中不規則に変化した場合、回復する縦磁化の大きさが TR ごとに異なるため、それに起因するアーチファクトが発生し、T₂ 値測定の障害になることが予想される。

組織の T₂ 値の計測には MESE 法が用いられることが多いが、STE の寄与による測定誤差が懸念されている⁸⁾。Giri らは T₂-prepared steady state free precession 法により心筋の T₂ 値の測定を試みており、MESE 法より正確な T₂ 値が測定可能であることを報告している¹³⁾。今回われわれが測定した正常心筋の T₂ 値は、Giri らが測定した正常心筋の T₂ 値より多少低い値となったが有意差は認められず、本法においても心筋浮腫に伴う T₂ 値の変化をとらえることが可能であると考えられる。しかし、本検討において MESE 法から求めた T₂ 値と single echo の SE 法から求めた T₂ 値の整合性が検証された範囲は、45 ms ~ 250 ms の間であり、45 ms より短い T₂ 値をもつ組織においては、T₂ 値の測定が可能であるか検証していない。心筋への鉄沈着の評価に対して本法の

使用を考えた場合にはさらなる検討が必要である。しかし、今回の検討により MESE 法における基本的な撮像パラメータの変化が T_2 値に及ぼす影響が明らかとなり、心筋の病的変化に伴う組織の T_2 値上昇の定量評価に関して、汎用装置においても実行可能であることが示唆された。

結 論

MESE 法における基本的な撮像パラメータであるエコー間隔やエコー数を調整することにより、汎用の MRI 装置における心筋の T_2 mapping の撮像条件について検討を行った。エコー間隔を 20 ms、収集エコー数を 3、start-up echo 数を 1 とし、心電同期と navigator echo 法による呼吸同期を併用することにより、心筋の T_2 mapping の撮像は実行可能である。

文 献

- 1) Abdel-Aty H, Zagrosek A, Schulz-Menger J, Taylor AJ, Messroghli D, Kumar A, Gross M, Dietz R, Friedrich MG: Delayed enhancement and T_2 -weighted cardiovascular magnetic resonance imaging differentiate acute from chronic myocardial infarction. *Circulation* 2004; 109: 2411-2416
- 2) Friedrich MG, Sechtem U, Schulz-Menger J, et al.: Cardiovascular magnetic resonance in myocarditis: a JACC white paper. *J Am Coll Cardiol* 2009; 53: 1475-1487
- 3) Simonetti OP, Finn JP, White RD, Laub G, Henry DA: "Black-blood" T_2 -weighted inversion-recovery MR imaging of the heart. *Radiology* 1996; 199: 49-57
- 4) Abdel-Aty H, Boye P, Zagrosek A, et al.: Diagnostic performance of cardiovascular magnetic resonance in patients with suspected acute myocarditis: comparison of different approaches. *J Am Coll Cardiol* 2005; 45: 1815-1822
- 5) Arai AE: Using magnetic resonance imaging to characterize recent myocardial injury: utility in acute coronary syndrome and other clinical scenarios. *Circulation* 2008; 118: 795-796
- 6) Abdel-Aty H, Simonetti O, Friedrich MG: T_2 -weighted cardiovascular magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 2007; 26: 452-459
- 7) Krauss XH, van der Wall EE, van der Laarse A, Doornbos J, de Roos A, Matheijssen NA, van Dijkman PR, van Voorthuisen AE, Brusckhe AV: Follow-up of regional myocardial T_2 relaxation times in patients with myocardial infarction evaluated with magnetic resonance imaging. *Eur J Radiol* 1990; 11: 110-119
- 8) Poon CS, Henkelman RM: Practical T_2 quantitation for clinical applications. *J Magn Reson Imaging* 1992; 2: 541-553
- 9) Maier CF, Tan SG, Hariharan H, Potter HG: T_2 quantitation of articular cartilage at 1.5 T. *J Magn Reson Imaging* 2003; 17: 358-364
- 10) Mendlik T, Faber SC, Weber J, Hohe J, Rauch E, Reiser M, Glaser C: T_2 quantitation of human articular cartilage in a clinical setting at 1.5 T: implementation and testing of four multiecho pulse sequence designs for validity. *Invest Radiol* 2004; 39: 288-299
- 11) Messroghli DR, Walters K, Plein S, Sparrow P, Friedrich MG, Ridgway JP, Sivanathan MU: Myocardial T_1 mapping: application to patients with acute and chronic myocardial infarction. *Magn Reson Med* 2007; 58: 34-40
- 12) Verhaert D, Thavendiranathan P, Giri S, Mihai G, Rajagopalan S, Simonetti OP, Raman SV: Direct T_2 quantification of myocardial edema in acute ischemic injury. *JACC Cardiovasc Imaging* 2011; 4: 269-278
- 13) Giri S, Chung YC, Merchant A, Mihai G, Rajagopalan S, Raman SV, Simonetti OP: T_2 quantification for improved detection of myocardial edema. *J Cardiovasc Magn Reson* 2009; 11: 56
- 14) Spuentrup E, Stuber M, Botnar RM, Kissinger KV, Manning WJ: Real-time motion correction in navigator-gated free-breathing double-oblique submillimeter 3D right coronary artery magnetic resonance angiography. *Invest Radiol* 2002; 37: 632-636

- 15) Keegan J, Gatehouse PD, Prasad SK, Firmin DN: Improved turbo spin-echo imaging of the heart with motion-tracking. J Magn Reson Imaging 2006 ; 24 : 563-570
- 16) Hannila I, Nieminen MT, Rauvala E, Tervonen O, Ojala R: Patellar cartilage lesions : comparison of magnetic resonance imaging and T₂ relaxation-time mapping. Acta Radiol 2007 ; 48 : 444-448
- 17) Guo H, Au WY, Cheung JS, et al. : Myocardial T₂ quantitation in patients with iron overload at 3 Tesla. J Magn Reson Imaging 2009 ; 30 : 394-400
- 18) 石原 克, 岸本欣也, 石本 剛, 和气誠司 : KING を用いた安静呼吸下 3D 心臓遅延造影 MRI の検討. 日放技学誌 2007 ; 63 : 644-652

Basic Examination of Myocardial T₂ Mapping using Multi-echo Spin Echo Method

Masashi OGAWA, Shingo TSUBAKIYAMA, Takeshi MATSUMOTO, Yoshio MATSUMURA,
Toshio TSUCHIHASHI

*Nippon Medical School Hospital
1-1-5 Sendagi, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8603*

Multi-echo spin echo (MESE) method has been commonly used to estimate T₂ measurement, but stimulated echoes can cause measurement errors. The effect of such echoes has been reduced by changing the length of the refocusing pulses and gradient strength of the section-selective refocusing pulse, but these imaging technologies are not easily applied using a clinical imager. Therefore, we investigated the effect on T₂ value of changing the basic imaging parameters in MESE method and considered the optimal imaging parameters for myocardial T₂ mapping.

We performed phantom measurements to investigate the effect of changing imaging parameters on T₂ value and used the optimal imaging parameters obtained from the phantom study to map myocardial T₂ in 7 healthy volunteers.

Accurate measurement of myocardial T₂ value in the MESE method requires setting echo spacing to 20 ms, not using the first echo, and reducing the number of echoes to shorten acquisition time.

We believe that myocardial T₂ value can be accurately measured by combining cardiac-gated synchronization and breath synchronization with the MESE method.