

T₁, T₂ マッピングツールにおける計測精度の評価

小林 智哉^{1,2}, 大久保 淳¹, 門間 正彦³, 馬場 健⁴,
石森 佳幸³, 今井 広⁵, 篠田 和哉¹, 宮本 勝美¹

¹筑波メディカルセンター病院放射線技術科

²茨城県立医療大学大学院保健医療科学研究科保健医療科学専攻

³同保健医療学部放射線技術科学科 ⁴同保健医療学部医科学センター

⁵シーメンス・ジャパン(株)アプリケーション部

緒 言

磁気共鳴画像 (magnetic resonance imaging : MRI) は組織固有の緩和時間を利用して画像コントラストが得られる。近年, この緩和時間である T₁ 値, T₂ 値, T₂*値の計測を簡便に行えるソフトウェアが MRI 装置に導入されている。これらは inversion recovery (IR) 法, spin echo (SE) 法などと比較して短時間で撮像可能であり, これまでにも関節や前立腺の定量的評価などに臨床応用され, その有用性が報告されている^{1)~5)}。これらの計測用シーケンスは, 組織固有値の表示を可能にしたことから, computer aided diagnosis (CAD) や通常の MRI 撮像条件の最適化などへの応用が期待されている⁶⁾。しかし, 撮像や計測の条件により計測値に変動が生じることが予測されるため, 適切な条件設定および計測誤差の把握が重要になる。

本研究の目的は, 装置付属のマッピングツールを用いた T₁ マップ, T₂ マップを, 従来法と対比しながら撮像条件の違いによる計測精度を評価することにある。

方 法

使用機器は SIEMENS 社製 Magnetom Avanto 1.5T (Siemens, Erlangen, Germany) である。コイルは装置内蔵の body coil を使用した。MRI 装置に付属の計測ツールである Syngo MapIt を使用し, 各ファントム内を 10 cm² の円形の region of interest (ROI) で囲み, 計測を行った。

1. Syngo MapIt の概要

T₁ マップ, T₂ マップ, T₂*マップの計測が可能で, T₁ マップは, three-dimensional volumetric interpolated breath hold examination (3D-VIBE) 法を二つのフリップ角で撮像し, T₁ 値を算出する方法を用いている⁷⁾。MapIt では予測される組織の T₁ 値 (T₁ estimate) を入力すると, そのときの repetition time (TR) で信号が最大となる Ernst 角よりも大きいフリップ角と小さいフリップ角の二つのデータを収集し, それぞれの画像の信号強度から T₁ 値を算出している。このとき二つのフリップ角は, T₁ estimate の数値で自動的に算出される。一方, T₂ 値の計測では, SE 法で TR が一定で異なる echo time (TE) の画像が二つ以上必要となる。MapIt ではマルチエコーの SE 法

キーワード MRI, T₁map, T₂map, measurement accuracy, mapping tool

を使用し⁸⁾, エコー数 (contrasts) と最大 TE を入力すると TE 間隔が自動的に設定され複数の画像が取得される. T₂ 値は, 各 TE の信号強度を対数変換した後に, 最小二乗法により直線の傾きから算出される. このとき MapIt では, より正確な T₂ 値を測定するため, 一般的には省かれる第一エコーも計測点として用いている⁹⁾.

2. ファントム

T₁ 計測用: Gd-DTPA (マグネビスト, バイエル薬品株) を生理食塩水 (株大塚製薬工場) で希釈し, 直径 5 cm の円柱容器に封入したファントムを用いた. Gd-DTPA の濃度は 0.125, 0.063, 0.031, 0.016, 0.008, 0.004 mmol/L とした. これらのファントムを水道水に満たした直径 20 cm の円柱容器に入れ, MRI 装置ガントリー中央に配置し 10 時間放置した.

T₂ 計測用: 蒸留水に agar を溶かして固定したファントムを用いた. 含水率を調節するために agar の濃度は 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 2.5% とし, 直径 5 cm の円柱容器に封入した. これらのファントムを水道水に満たした直径 15 cm の円柱容器に入れ, T₁ 値測定ファントムと同様に, MRI 装置ガントリー中央に配置し 10 時間放置した.

3. 従来法¹⁰⁾と Syngo MapIt との比較

Table 1 に示す撮像条件において, Syngo MapIt の T₁ マップと IR 法の T₁ 値, Syngo MapIt の T₂ マップと SE 法の T₂ 値をそれぞれ比較した. この際 Syngo MapIt における TR, T₁ estimate, エコー数, 最大 TE, slice gap はシステムのデフォルト値を用いた.

測定用ファントムすべての中心部を測定し, 得られた T₁ 値, T₂ 値について測定法間での相関係数を求めた.

4. 撮像条件の変更による計測誤差

1) T₁ マップの計測誤差

方法 1 で使用した Syngo MapIt T₁map の撮像条件を用いて, TR を 5.37, 6, 8, 10, 15, 20, 30, 50 ms に変更したとき, T₁ estimate を 100, 200, 300, 500, 800, 1000, 1500, 2000, 3000, 5000 ms に変更したときの測定用ファントムすべての中心部における T₁ 値とその標準偏差を計測し, 変動係数を求めた.

2) T₂ マップの計測誤差

方法 1 で使用した Syngo MapIt T₂map の撮像条件を用いて, TR を 2000, 3000, 4000, 5000, 6000 ms に変更したとき, slice gap をスライス厚の 0% から 100% まで 20% ずつ変更したとき, 最大 TE を 52, 80, 110, 150, 200, 250

Table 1. The scan parameters used when comparing the conventional method with the Syngo MapIt method

Scan parameter	Conventional method		Syngo MapIt	
	IR	SE	T ₁ map	T ₂ map
TR/TE (ms)	10000/11 (TI=22, 100, 200, 400, 600, 800, 1000)	10000/13, 30, 50, 75, 100, 150, 200	15/1.72 (T ₁ estimate=800 : flip angle=5, 26°)	4000/30, 60, 90, 120, 150
Slice thick/gap (mm)	5	5	5	5/1
Matrix	128×128	192×192	192×192	256×256
FOV (mm)	220	220	220	220
Scan time (min)	150.7	225.4	3.1	9.2
Number of slices	1	1	22(3D)	11

2011 年 11 月 17 日受理 2012 年 2 月 21 日改訂

別刷請求先 〒305-0005 茨城県つくば市天久保 1-3-1 筑波メディカルセンター病院放射線技術科 小林智哉

msに変更したとき、計測エコー数を3, 5, 8, 10に変更したときの測定用ファントムすべての中心部における T_2 値とその標準偏差を計測し変動係数を求めた。このとき、算出の元となる画像のTEは、最大TE/エコー数ずつ均等になるように自動調整される(最短TEは最大TE/エコー数となる)。

結 果

1. 従来法と Syngo MapIt との比較

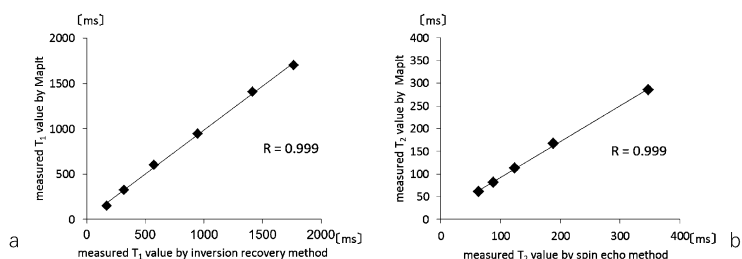


Fig. 1. Relationship of measured T_1 , T_2 values between the conventional method and the Syngo MapIt method.

a) Relationship between the T_1 values. b) Relationship between the T_2 values. A high correlation was observed in both measurements.

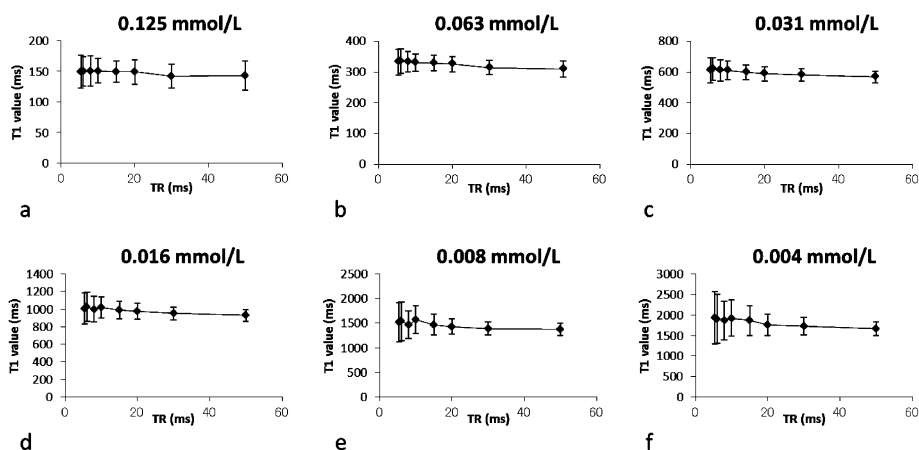


Fig. 2. The relationship between TR and measured T_1 values in MapIt.

Gd concentration is a) 0.125, b) 0.063, c) 0.031, d) 0.016, e) 0.008, f) 0.004 mmol/L. Vertical bars indicate the standard deviation (SD). The measurements were almost stable; however, a high SD was seen for short TR.

各測定用ファントムにおける IR 法と Syngo MapIt T_1 map の計測結果は $R = 0.999$ と非常に良好な相関を示した (Fig. 1a)。また、SE 法と Syngo MapIt T_2 map の計測結果も $R = 0.999$ と非常に良好な相関を示した (Fig. 1b)。

2. 撮像条件の変更による計測誤差

1) T_1 マップの計測誤差

TR を変化させても計測される T_1 値に大きな変化は認めなかった。TR が大きくなると、 T_1 値は安定し標準偏差も小さくなった (Fig.

2)。変動係数は TR が 15 ms より短いときに

大きく、Gd 濃度が 0.125 mmol/L では TR が長くなってもやや大きかった (Fig. 4a).

T₁ estimate を変化させても、計測される T₁ 値に大きな変化は認めなかった。T₁ estimate が対象物の T₁ 値に近い値で標準偏差が小さく、大きく外れると極端に大きくなった (Fig. 3)。変動係数は、対象物の T₁ 値から外れると大きくなるが、T₁ estimate が 500~1000 ms 程度ではすべての対象において小さくなった

(Fig. 4b).

2) T₂ マップの計測誤差

TR の変化に対し T₂ 値はほぼ変動がないが、TR が短いときに標準偏差と変動係数がやや大きくなった (Fig. 5, Fig. 9a)。Slice gap の変化に対してはほとんど変動がなかった (Fig. 6, Fig. 9b)。最大 TE の変化では 52 ms で T₂ 値が上昇し、標準偏差と変動係数が大きかった。また、agar 濃度 2, 2.5% の最大 TE200,

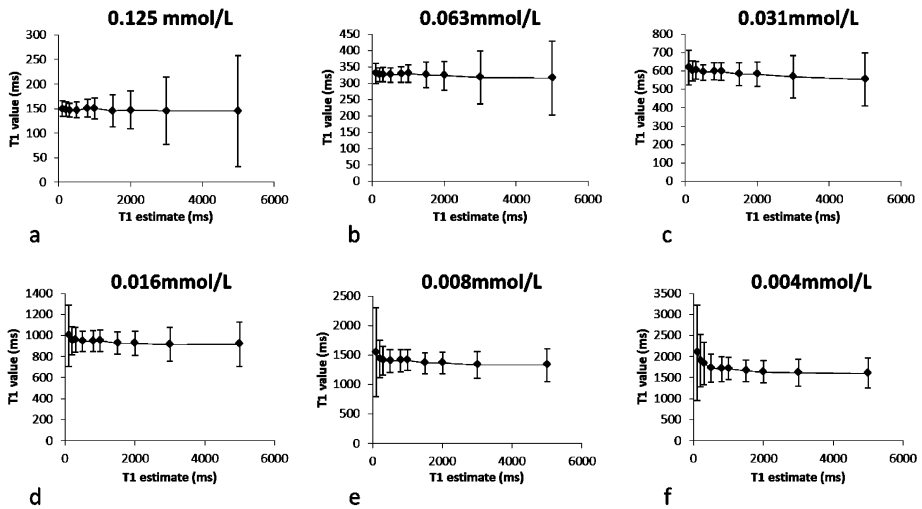


Fig. 3. The relationship between the T₁ estimate and measured T₁ value in MapIt. Gd concentration is a) 0.125, b) 0.063, c) 0.031, d) 0.016, e) 0.008, f) 0.004 mmol/L. Vertical bars indicate SD. The measurements were almost stable; however, a high SD was seen when the T₁ estimate was markedly different from the T₁ value of the phantom.

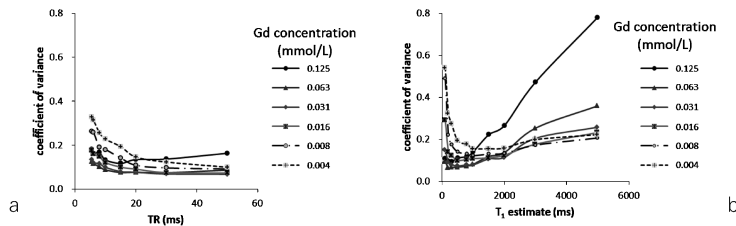


Fig. 4. The coefficient of variation in the scan parameter alteration of the T₁ map.

a) TR change, b) T₁ estimate change. T₁ estimate has a bigger influence on measurement precision.

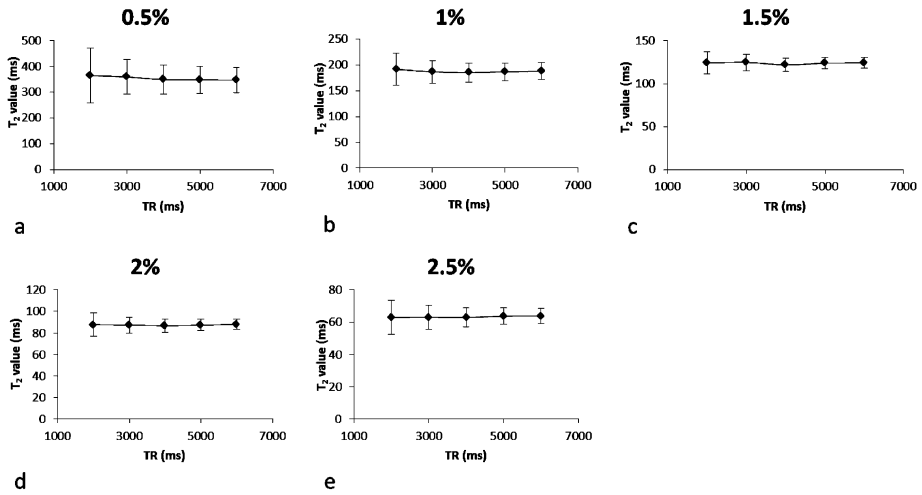


Fig. 5. The relationship between TR and measured T_2 values in MapIt. Thickness of agar is a) 0.5%, b) 1%, c) 1.5%, d) 2%, e) 2.5%. Vertical bars indicate SD. The measurements were almost stable; however, SD tended to become high for short TR.

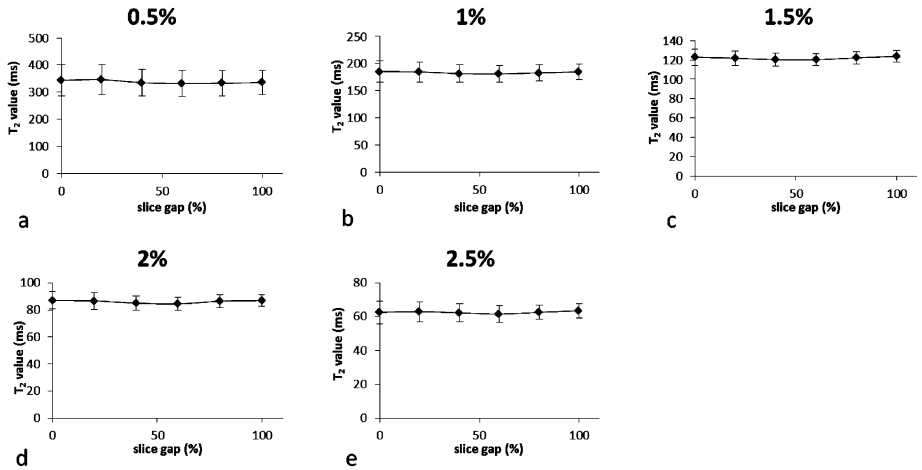


Fig. 6. The relationship between slice gap and measured T_2 values in MapIt. Thickness of agar is a) 0.5%, b) 1%, c) 1.5%, d) 2%, e) 2.5%. Vertical bars indicate SD. The measurements were almost stable.

250 ms でやや標準偏差が大きかった (Fig. 7, Fig. 9c). エコー数の変化では, エコー数が少ないとき, T_2 値が上昇し, 標準偏差, 変動係数はやや大きくなった (Fig. 8, Fig. 9d).

考 察

MRI 画像の定量評価として緩和時間の計測があり, 短時間の撮像が可能になったことで臨床応用されている. 短時間での緩和時間の計測

T₁, T₂ マッピングツールにおける計測精度

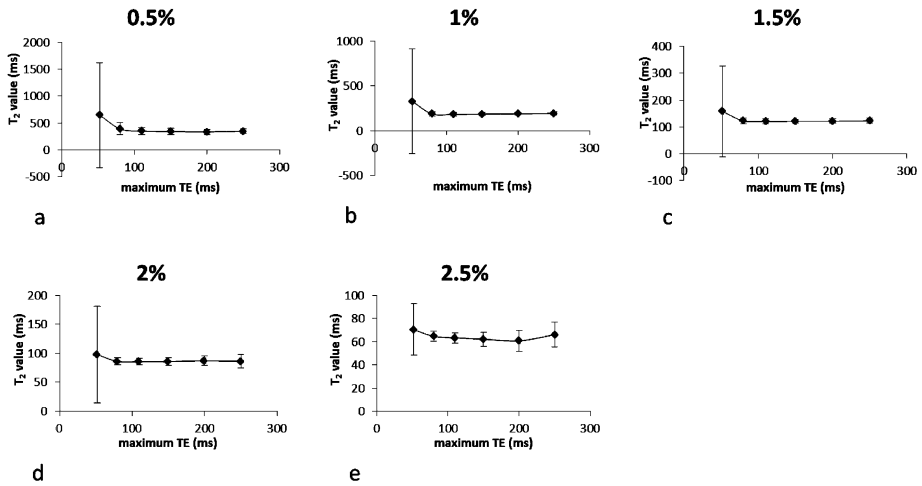


Fig. 7. The relationship between the maximum TE and measured T₂ values in MapIt. Thickness of agar is a) 0.5%, b) 1%, c) 1.5%, d) 2%, e) 2.5%. Vertical bar indicate SD. Rise in the measurement value and high SD were seen with a maximum TE of 52 ms.

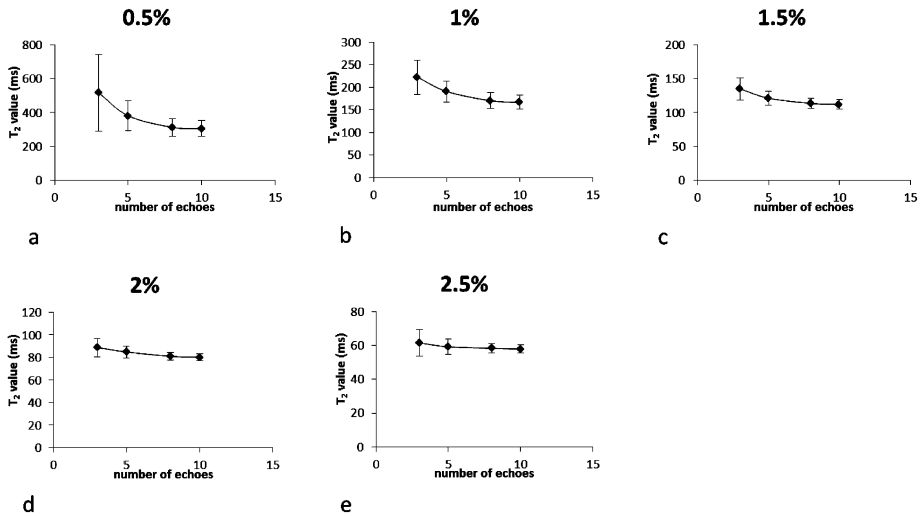


Fig. 8. The relationship between the number of echoes and measured T₂ values in MapIt. Thickness of agar is a) 0.5%, b) 1%, c) 1.5%, d) 2%, e) 2.5%. Vertical bars indicate SD. As the number of the echoes decreased, the measurements and SD increased.

には幾つかの手法^{1),2),11)~15)}が提唱されているが、それぞれの計測法には短所があり、計測された値が信頼できるか否かは検証が必要である。今回の検討で Syngo MapIt の T₁ マップ、

T₂ マップは、従来の計測法である IR 法、SE 法と非常に高い相関をもち、代用可能であることが示唆された。しかし、これらは撮像条件の変更や計測対象物の緩和時間に依存して計測値

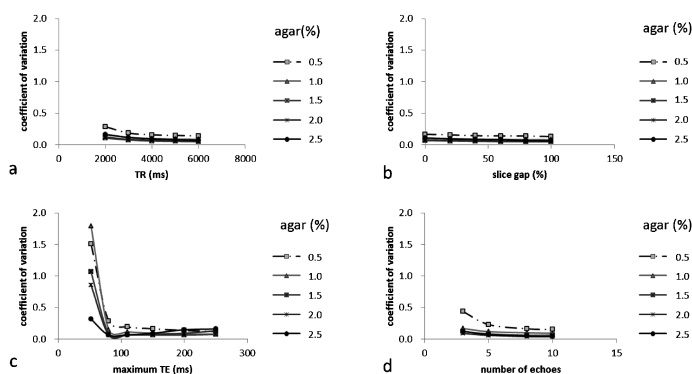


Fig. 9. The coefficient of variation in the scan parameter alteration of the T_2 map.

a) TR change, b) slice gap change, c) maximum TE change, d) change in number of echoes. Maximum TE has a larger influence on measurement precision.

が変動することが予想されたため、更に検討を行った。

T_1 マップの撮像条件による計測誤差の検討では、計測される T_1 値に大きな変動はなかった。しかし、TR と T_1 estimate の変更により、標準偏差と変動係数が大きく変動し、測定誤差が発生すると考えられた。この要因について考察すると、TR が短い場合にみられた平均値の軽度上昇や標準偏差の増大は、測定対象の T_1 値が長い方がより影響が大きいことから、算出元画像の signal to noise ratio (SNR) 低下が影響しているためと考えられた。また、TR が短いほど変動係数が大きくなっており、撮像時間の延長はあるものの、TR の設定は 20 ms 以上に設定するのが望ましいことが示唆された。 T_1 estimate の変更では、計測された T_1 値は大きく変動せず、標準偏差と変動係数が変動した。これは、 T_1 estimate の値から自動で算出された二つの flip angle が ernst 角を挟めず、算出される値が不正確になったためと考えられた⁷⁾。二つのパラメータを比較すると、測定値変動は T_1 estimate による影響の方が大きい。そのため、 T_1 マップ取得時には撮像対象の T_1 値をある程度予測し、正しい T_1 estimate 値を入

力することが必要である (Figs. 2, 3, 4)。

T_2 マップの撮像条件による計測誤差の検討では、TR と slice gap の変更による影響は少なく、安定した測定が可能であった。これは、計測対象の T_1 値に依存していると考えられる。今回のファントムでは、TR が計測対象の T_1 値より長く、slice gap の変更によるクロストークの影響も少ないため、飽和効果が T_2 値にあまり影響を与えなかったと考えられる (Figs. 5, 6, 9a, 9b)。一方、最大 TE の変更では、特に 52 ms で標準偏差と変動係数が大きくなっている。これは計測している TE が適切でなく、 T_2 減衰の全体を正確にとらえられていないためと考えられる。最大 TE の設定は、短すぎると T_2 減衰の後半のエコーを取得できないし、長すぎると後半エコーは SNR が低くノイズを信号と誤認してしまう。agar 濃度 2, 2.5% の最大 TE 200, 250 ms でやや標準偏差が大きくなるのはこのためである (Figs. 7, 9c)。しかし、今回計測したファントムでは最大 TE 80 ms 以上で変動係数も小さくほぼ安定した計測が可能であった。同様にエコー数が少ないときも、計測点が少ないために正確に T_2 値減衰の全体がとらえられないと考えられる。ま

た、マルチエコー SE で用いられている Carr-Purcell-Meiboom-Gill (CPMG) では 180 度パルスの不正確さから奇数エコーの信号強度が理論値より低下する^{16),17)}。さらに、第 1 エコーでは、stimulated echo が収集されないため信号強度が低下する¹⁸⁾。したがってエコー数が少ないときは、回帰分析に寄与する第 1 エコーをはじめとする奇数エコーの割合が多くなり、誤差が大きくなったと予想される。この状態でさらに最大 TE まで短く設定してしまうと、誤差の多いエコー成分しか収集しない上に、T₂ 減衰前半部分しか収集しないこととなり、T₂ 計測の不正確さを増大させるので注意が必要であり、今回の検討では変動係数が安定するエコー数 5 以上が望ましいと考えられる。

今回は各条件において取得された 1 画像を対象に計測誤差を検討した。これは、各ピクセルで計算された T₁, T₂ 値の正確度 (accuracy) を見ており、繰り返し計測における精密度 (precision) の評価ではない。しかし、T₁, T₂ 計測には少なくとも二つ以上の画像が必要であり、従来法に比べ検査時間は短縮されたといえども、複数の画像を取得する間の安定性がある初めて高い精度の計測が行えるので、今回の結果は正確度と精密度の双方の影響が含まれているとも解釈できる。また、MRI の信号強度の経時的安定性は、適切な撮像条件を用いることで軽減できるので、正確度を優先に条件の適正化を行うことの意味は大きい¹⁹⁾。ただし、計測精度は元画像の画質に依存するため、コイルの感度や B1 不均一の影響などによっても計測値の誤差が懸念される。今後は測定値の再現性も含めた、これらの検証も必要であると考えられる。

今回の検討により、適切な撮像条件を設定することで、計測精度が向上することが示唆された。幾つかの条件のうち T₁ マップでは T₁ estimate が、T₂ マップでは最大 TE の影響が最も大きく、それぞれ 500~800 ms と 80 ms 以

上に設定することで、通常の生体組織を対象と考えた場合、変動係数 0.5 以下の精度が実現できることがわかった (Figs. 4, 9)。今回は提示していないが、我々は死後脳の T₂ マップ (最大 TE60 ms) において、T₂ 値に視覚的な大差は認められないが、マップ画像にノイズが多く計測精度が低下するところを経験した。死後 MRI では生体とは T₁, T₂ 値が変化することが知られており^{20),21)}、適切な条件設定がなされなければ測定値の信頼性はさらに低下する結果となる。また経時的な変化を観察するときなども、基礎値が正確に把握できてなければ微細な変化はとらえられない^{14),22)}。このような場合も撮像条件を統一し、適切な撮像条件を設定する必要がある。

結 語

SIEMENS 社製の緩和時間マップ作成ツールである Syngo MapIt を用いて T₁ マップ、T₂ マップの計測誤差を検討した。いずれの計測においても、おおよその計測結果は信頼できるが、計測対象の T₁ 値・T₂ 値、撮像条件により計測結果が異なることがあり注意が必要である。

文 献

- 1) Buchbender C, Scherer A, Kröpil P, et al. : Cartilage quality in rheumatoid arthritis : comparison of T₂* mapping, native T₁ mapping, dGEMRIC, ΔR1 and value of pre-contrast imaging. Skeletal Radiol 2011 Sep 20. [Epub ahead of print]
- 2) Liu W, Turkbey B, SÉNÉGAS J, et al. : Accelerated T₂ mapping for characterization of prostate cancer. Magn Reson Med 2011 ; 65 : 1400-1406
- 3) Crema MD, Roemer FW, Marra MD, et al. : Articular cartilage in the knee : current MR imaging techniques and applications in clinical practice and research. Radiographics 2011 ; 31 : 37-

- 61
- 4) Dunn TC, Lu Y, Jin H, Ries MD, Majumdar S : T_2 relaxation time of cartilage at MR imaging : comparison with severity of knee osteoarthritis. *Radiology* 2004 ; 232 : 592-598
 - 5) Liney GP, Knowles AJ, Manton DJ, Turnbull LW, Blackband SJ, Horsman A : Comparison of conventional single echo and multi-echo sequences with a fast spin-echo sequence for quantitative T_2 mapping : application to the prostate. *J Magn Reson Imaging* 1996 ; 6 : 603-607
 - 6) Péran P, Hagberg G, Luccichenti G, Cherubini A, Brainovich V, Celsis P, Caltagirone C, Sabatini U : Voxel-based analysis of R_2^* maps in the healthy human brain. *J Magn Reson Imaging* 2007 ; 26 : 1413-1420
 - 7) Wang HZ, Riederer SJ, Lee JN : Optimizing the precision in T_1 relaxation estimation using limited flip angles. *Magn Reson Med* 1987 ; 5 : 399-416
 - 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) 土井 司. 緩和時間(T_1 値, T_2 値)の測定法. 笠井俊文, 土井 司 (編). *MR 撮像技術学*. 東京 : オーム社, 2001 ; 274-276
 - 11) Tawara N, Nitta O, Kuruma H, Niitsu M, Itoh A : T_2 mapping of muscle activity using ultrafast imaging. *Magn Reson Med Sci* 2011 ; 10 : 85-91
 - 12) 金澤裕樹, 宮地利明, 八木絢子, 吉田 彩, 佐藤 修 : 高速スピネコー法を用いた $T_1 \cdot T_2$ 同時計測 MRI. *医用画像情報会誌* 2010 ; 27 : 111-115
 - 13) Henderson E, McKinnon G, Lee TY, Rutt BK : A fast 3D look-locker method for volumetric T_1 mapping. *Magn Reson Imaging* 1999 ; 17 : 1163-1171
 - 14) 石森佳幸, 木村浩彦, 松田 豪, 植松秀昌, 石田智一, 福屋裕子, 北 章延 : 可変 Flip Angle SPGR による造影ダイナミック T_1 値計測 MRI. *日放技学誌* 2003 ; 59 : 1535-1541
 - 15) Scheffler K, Hennig J : T_1 quantification with inversion recovery TrueFISP. *Magn Reson Med* 2001 ; 45 : 720-723
 - 16) 巨瀬勝美 : CPMG の真実. *INNERVISION* 2008 ; 23 : 86-87
 - 17) Kim D, Jensen JH, Wu EX, Sheth SS, Brittenham GM : Breathhold multiecho fast spin-echo pulse sequence for accurate R_2 measurement in the heart and liver. *Magn Reson Med* 2009 ; 62 : 300-306
 - 18) Hennig J, Nauerth A, Friedburg H : RARE imaging : a fast imaging method for clinical MR. *Magn Reson Med* 1986 ; 3 : 823-833
 - 19) Giannelli M, Diciotti S, Tessa C, Mascalchi M : Effect of echo spacing and readout bandwidth on basic performances of EPI-fMRI acquisition sequences implemented on two 1.5 T MR scanner systems. *Med Phys* 2010 ; 37 : 303-310
 - 20) Kobayashi T, Isobe T, Shiotani S, et al. : Postmortem magnetic resonance imaging dealing with low temperature objects. *Magn Reson Med Sci* 2010 ; 9 : 101-108
 - 21) Kobayashi T, Shiotani S, Kaga K, et al. : Characteristic signal intensity changes on postmortem magnetic resonance imaging of the brain. *Jpn J Radiol* 2010 ; 28 : 8-14
 - 22) Vymazal J, Babis M, Brooks RA, Filip K, Dezortova M, Hrnčarkova H, Hajek M : T_1 and T_2 alterations in the brains of patients with hepatic cirrhosis. *AJNR Am J Neuroradiol* 1996 ; 17 : 333-336

Evaluation of Measurement Accuracy of a T₁ and T₂ Mapping Tool

Tomoya KOBAYASHI^{1,2}, Jun OOKUBO¹, Masahiko MONMA³,
Takeshi BABA⁴, Yoshiyuki ISHIMORI³, Hiroshi IMAI⁵,
Kazuya SHINODA¹, Katsumi MIYAMOTO¹

¹*Department of Radiological Technology, Tsukuba Medical Center
1-3-1 Amakubo, Tsukuba, Ibaraki 305-8558*

²*Department of Health Care Sciences Specialty, Graduate School of Health Care Sciences,
Ibaraki Prefectural University of Health Sciences*

³*Department of Radiological Sciences and* ⁴*Center for Medical Sciences, Ibaraki Prefectural
University of Health Sciences*

⁵*Siemens Japan K. K. Application Department*

Recently, software tools have been introduced to magnetic resonance (MR) imaging for easy measurement of T₁, T₂, and T₂* relaxation times. The software permits measurement in a shorter time than with either inversion recovery (IR) or spin echo (SE) methods, but accuracy depends on the scan parameters used for measurement. Therefore, use of a T₁ or T₂ map as a quantitative image requires selection of optimum scan parameters. We investigated the relationship between mapping tool scan parameters and the resulting accuracy of T₁ and T₂ quantitative maps.

We performed measurements with *syngo* MapIt (Siemens Medical Systems, Erlangen, Germany), a tool for creating relaxation time maps. We compared measurements between the conventional method and the mapping tool using phantom experiments and investigated measurement accuracy of the mapping tool when scan parameters of the tool were changed.

Compared with the conventional method, both the T₁ (R=0.999) and T₂ (R=0.999) maps showed very high correlations. A change according to change of T₁ estimate with T₁ map was large. Similarly, a change according to change of the maximum echo time with T₂ map was large. These results suggest that careful choice of relevant scan parameters can improve measurement accuracy.

Our study results demonstrate the reliability of measurements made with the mapping tool. However, caution is advised because measurement results may change with T₁ value, T₂ value, and measurement scan parameters.