

死後頭部FLAIR撮像を想定したSynthetic MRIによる水の温度変化に伴う至適TIの算出

Calculation of optimal TI associated with temperature changes of the water using Synthetic MRI assuming postmortem brain FLAIR imaging

大川 竜也^{1),2)}, 安居 剛¹⁾, 金井 義弘¹⁾, 美原 盤³⁾, 林 則夫⁴⁾

1) 公益財団法人脳血管研究所附属美原記念病院 画像診断課 診療放射線技師

2) 群馬県立県民健康科学大学大学院 診療放射線学研究所

3) 公益財団法人脳血管研究所附属美原記念病院 脳神経内科 医師

4) 群馬県立県民健康科学大学 診療放射線学部 准教授

Key words: magnetic resonance imaging (MRI), Synthetic MRI, Autopsy imaging (Ai), fluid attenuated inversion recovery (FLAIR), Inversion Time (TI)

[Abstract]

In postmortem brain fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) imaging, we sometimes encounter failure of cerebrospinal fluid (CSF) signal suppression. The reason for this is because the T_1 value of CSF begins to fluctuate along with the decreases in the body temperature after death, which prevents one from setting the appropriate TI setting. Therefore, it is necessary to measure the T_1 value corresponding to the temperature change of CSF and calculate the optimal inversion time (TI). In this study, we conducted a phantom experiment to investigate the usefulness of synthetic magnetic resonance imaging (MRI) for calculating the optimal TI corresponding to CSF temperature change. Using the optimal TI setting enabled us to obtain FLAIR images with sufficient water signal suppression. We considered that synthetic MRI is a useful method for measuring T_1 values and calculating the optimal TI corresponding to change in water temperature.

[要旨]

死後頭部FLAIR (fluid attenuated inversion recovery) 撮像では、体温変化に伴う T_1 値変動の影響により脳脊髄液信号の抑制不良が生じる場合がある。本研究では、Synthetic MRIの機能を用いて水の温度変化に伴う T_1 値変動に対する至適TIを算出し、FLAIR撮像の水信号抑制に有用かをファントム実験により検討した。その結果、Synthetic MRIの機能を用いて算出した至適TIを設定しFLAIR撮像を行うことで、適切に水信号の抑制を行うことができた。よって水の温度変化に伴う至適TIを算出するのにSynthetic MRIは有用である。

緒 言

頭部fluid attenuated inversion recovery (FLAIR)撮像法は、inversion recovery pulse (IR pulse)を用い、そのパラメーターである反転時間 (inversion time: TI) を調整することで、脳脊髄液信号を抑制する撮像法である¹⁾。SE系のシーケンスで最初に照射する90度パルスの前に180度反転パルスを照射し、長

いTIを置くと、脳や他の正常組織の信号は十分に T_1 回復しているが、脳脊髄液の信号はnull pointを通過している最中であるため、この点から信号収集を行うと、脳脊髄液信号を抑制した撮像が可能となる^{2,3)}。そのため脳室周囲の脱髄疾患や炎症性疾患など、幅広い病変の信号変化に対して高い感度を有しており、頭部領域のMRI検査で必要不可欠な撮像シーケンスの一つとなっている⁴⁻⁶⁾。しかし臨床撮像、特に死亡時画像診断 (Autopsy imaging: Ai) の際に、FLAIR撮像法において脳脊髄液信号の抑制不良が生じる場合がある。この原因は、遺体の死後変化に伴う脳脊髄液の温度低下により T_1 値が変動するため、それに伴う適切なTIの設定ができないためだと報告されている⁷⁻¹¹⁾。

一方で、近年登場した新しい緩和時間測定方法にSynthetic MRIという技術がある。Synthetic MRIには、quantification of relaxation times and proton density by multi-echo acquisition of saturation-recovery using turbo spin-echo readout (QRAPMASTER) と呼ばれるパルスシーケンスが使用されmulti-delay・multi-echo収集により、各ス

OKAWA Ryuya^{1),2)}, YASUI Go¹⁾, KANAI Yoshihiro¹⁾, MIHARA Ban³⁾, HAYASHI Norio⁴⁾

1) Department of diagnostic imaging, Radiological Technologist, Mihara Memorial Hospital

2) Graduate School of Radiological Technology, Gunma Prefectural College of Health Sciences

3) Department of Neurology, Doctor, Mihara Memorial Hospital

4) Department of Radiological Technology, Associate Professor, Gunma Prefectural College of Health Sciences

Received May 7, 2020; accepted August 28, 2020

ライスで4種類のsaturation delays, 2種類のecho time (TE) の計8種類のデータ収集をしている。そして4種類のsaturation delaysの画像からT₁緩和曲線を推定し、ピクセルごとにT₁値・proton density (PD)を算出する。同様に2種類のTEの画像からピクセルごとにT₂値を算出し、得られた定量値より複数のコントラスト画像を任意の条件で作成している¹²⁻¹⁵⁾。さらには、専用のアプリケーションを使用し、選択したスライス断面の任意の箇所に関心領域 (region of interest: ROI) を設定することで、緩和時間の定量値を測定することも可能であり、簡便にT₁値を求めることができるためTIの算出に有効な技術として注目されている^{16,17)}。

そこで本研究では、短時間で簡便に任意の箇所の緩和時間を測定可能なSynthetic MRIの機能に着目した。この機能を用いて水の温度変化に伴う至適TIを算出し、臨床用TIと至適TIに設定し撮像したFLAIR画像を比較評価することで、死後頭部FLAIR撮像法の脳脊髄液信号抑制におけるSynthetic MRIの有用性を検討した。

1. 方法

1-1 使用機器および自作ファントム

MR装置はDiscovery MR750W 3.0T (GE横河メディカルシステム株式会社)、受信コイルはAnterior Array coilを用い、Synthetic MRIアプリケーションは装置搭載のMagnetic Resonance Image Compilation (MAGiC) を用いた。また画像解析ソフトウェアはImageJを使用した。自作ファントムには、MRI撮像容器 (MRIファントム90-401型, 日興ファインズ工業株式会社)、MRI計測用プラスチックボトル (内径19mm)、純水 (Super Desaliner, オルガ

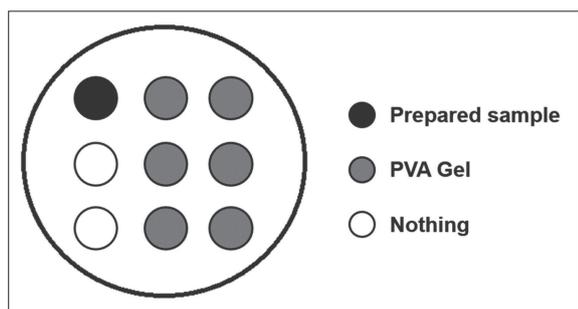


Fig.1 Placement of prepared sample on MRI phantom.

ノ社)を用いた。視覚評価には、医用画像表示用ディスプレイモニター (Z420, ZIO社)を使用し、統計解析ソフトウェアはEasy R (EZR)を用いた。

脳脊髄液を模擬した試料として、純水の温度を10℃から35℃まで5℃ずつ変化させて作成し、MRI計測用プラスチックボトルに封入した。なお、純水の温度はデジタル温度計 (A&D社)で測定し、目的温度になるよう調節を行った。さらに各作成試料を撮像の都度、MRIファントム左上のポケットに1本ずつ配置した (Fig.1)。

1-2 FLAIR画像の取得

1-2-1 Synthetic MRIによるT₁値測定

各作成試料に対してSynthetic MRIの撮像を行い、専用のアプリケーションを用いてT₁値を測定した。Synthetic MRIの撮像条件は, repetition time (TR) 4,430ms, echo time (TE) 21.4/106.8ms, Band width (BW) 22.73kHz, Matrix 320 × 224, slice

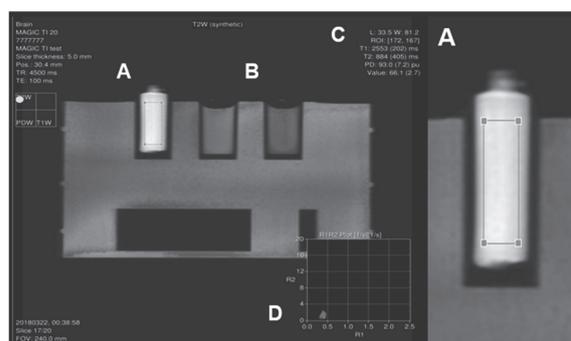


Fig.2 Console screen with application of Synthetic MRI expanded.

- (A) Prepared sample
- (B) PVA gel built into the Phantom
- (C) Quantitative value of relaxation for prepared sample
- (D) R₁ and R₂ maps for prepared sample

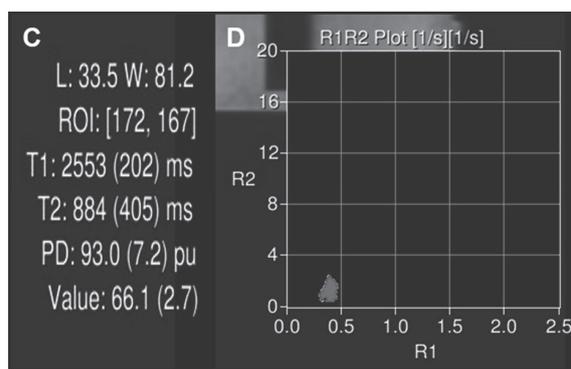


Fig.3 This figure is an enlarged view of parts (C) and (D) in the Figure 2.

thickness 5mm, number of signals averaged (NSA) 1, field of view (FOV) 230mm, RFOV 100%, echo train length (ETL) 16, Asset factor 2, number of slices 23, TI 12.26ms (装置機能の制限により最も短い値のみ表示される), scan time 4分34秒である。なお、撮像中の時間経過や熱吸収率 (specific absorption rate : SAR) による温度変化の影響を考慮して、Synthetic MRI 撮像後に各作成試料の温度計測を行った。撮影室温度は23°C一定で撮像を行った。Fig.2に、撮像したMRIファントムをSynthetic MRIアプリケーションで展開したコンソール画面を示す。作成試料の中心部分に任意の大きさの矩形ROIを設定することで、ROIを設定した位置に対応して、リアルタイムで緩和時間の定量値、 $R_1 \cdot R_2$ マップを得た (Fig.3)。

1-2-2 至適TIの算出

Synthetic MRIの機能を用いて測定した各作成試料の T_1 値 (T_1 Value) を簡易式 (1) に代入し、至適TIを算出した。なお、各作成試料の算出する至適TIは試料の設定温度とSynthetic MRI撮像後に計測した温度の変化内における値とする。

$$TI = T_1 \text{ Value} \times 0.693 \dots\dots\dots (1)$$

1-2-3 FLAIR撮像

Synthetic MRIの機能を用いて測定した各作成試料の T_1 値が、温度変化に対応した定量値であるか否かを確認するために、臨床用TI (2,700ms) を設定したFLAIR画像および至適TIを設定したFLAIR画像の2種類をファントム撮像した。FLAIR画像の撮像条件は、TR 12,000ms, TE 140ms, BW 35.71kHz, Matrix 320 × 224, slice thickness 5mm, NSA 1, FOV 230mm, RFOV 100%, flip angle 160°, ETL 21, Asset factor 2, number of slices 20, TI 1,600, 1,710, 1,800, 1,990, 2,160ms (scan time 3分49秒), 2,400, 2,700ms (scan time 2分36秒) である。

1-3 FLAIR画像の評価

1-3-1 視覚評価

臨床用TIおよび至適TIを設定し撮像したFLAIR画像における作成試料部分の信号抑制の程度を比較するために視覚評価を行った。観察者はMRI検査に従事している臨床経験3~40年の診療放射線技師8人 (男

性6人, 女性2人, 25~63歳, 平均年齢36.6歳) であり、視覚評価で得られた結果の公表に関して書面によって同意を得た。評価の方法は、作成試料を臨床用TIおよび至適TIに設定し撮像したFLAIR画像12枚を無作為に、撮像条件を非表示にして医用画像表示用ディスプレイモニターに1枚ずつ表示し、以下の5段階でスコア化した。

5: 信号が抑制されている場合

4: ほとんど信号が抑制されている場合

3: どちらとも言えない場合

2: ほとんど信号が抑制されていない場合

1: 信号が抑制されていない場合

なお、観察者には事前に基準画像を提示し、スコアによる評価方法について十分な説明と練習を行った。また各FLAIR画像の観察者8人のスコア値から平均値・標準偏差を算出した。そして臨床用TIおよび至適TIを設定した2種類のFLAIR画像の平均スコア値に差があるか比較評価するため、対応のある2群を比較するWilcoxonの符号付順位検定を用い、有意水準5%で統計解析を行った¹⁸⁾。

1-3-2 物理学的評価

臨床用TIおよび至適TIを設定し撮像したそれぞれのFLAIR画像で信号強度・標準偏差を測定した。測定箇所は、作成試料およびMRIファントムに内蔵している最隣接したPVAゲルの中心に14mm径のROIを設定した (Fig.4)。測定した信号強度・標準偏差から、各作成試料のSNRおよび作成試料とPVAゲル間のCNRを式 (2), (3) によって算出した。なおSNRの算出には、過去に差分法が最も理論値と相関が高いとの

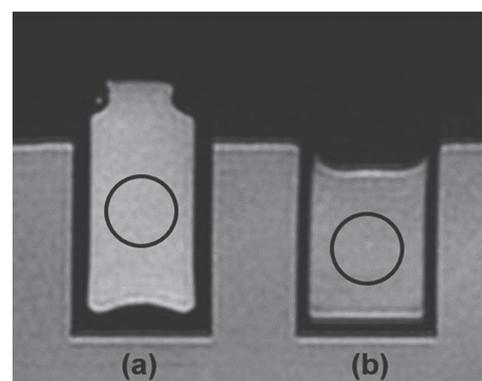


Fig.4 Placement of ROI in physical evaluation.

(a) Prepared sample

(b) PVA gel (water content rate: 80%, gadolinium concentration: 0.3 mmol)

報告があるが¹⁹⁾、試料の温度管理の都合上、完全に同一の環境条件下で2回の連続撮像ができないため、差分法は用いず同一関心領域法を用いた¹⁹⁻²¹⁾。またCNRの算出にはEU提唱法を用いた²²⁾。ここで、Sa, Sbは作成試料およびPVAゲル内に設定した円形のROI内の平均信号値であり、SDa, SDbはSa, Sbと同一に設定したROI内の標準偏差である。

$$\text{SNR} = \text{Sa}/\text{SDa} \dots\dots\dots (2)$$

$$\text{CNR} = |(\text{Sa} - \text{Sb})|/(\text{SDa}^2 + \text{Sdb}^2)^{\frac{1}{2}} \dots\dots\dots (3)$$

2. 結果

2-1 各作成試料のT₁値および至適TI

Synthetic MRIの機能を用いて測定した、各作成試料のT₁値および算出した至適TIと温度の関係をTable 1, Fig.5, Fig.6に示す。なお、各作成試料のT₁値および至適TIは、設定温度と撮像後に計測した温度内における値である。Synthetic MRIにより測定した各作成試料のT₁値は、生体体温に近い35℃から温度が低くなるに従い小さい値を示した。また算出した至適TIもT₁値と同様に、温度が低くなるに従い小さい値を示した。

2-2 FLAIR画像の視覚評価

各作成試料を臨床用TIおよび至適TIに設定し撮像したFLAIR画像をFig.7に示す。なお、全てWindow Width (WW) およびWindow Level (WL) は一定

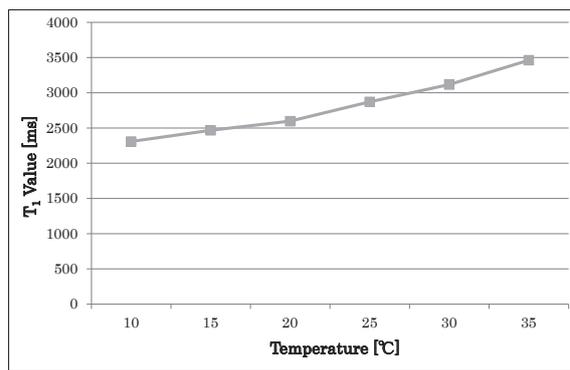


Fig.5 Relationship between T₁ value that measured using the function of Synthetic MRI and temperature of each prepared sample.

The T₁ value for each sample has smaller values in cases where temperatures were lower, and higher values in the case of higher temperatures.

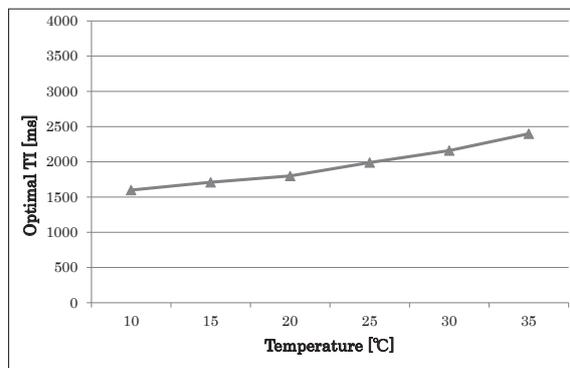


Fig.6 Relationship between optimal TI that calculated from measured T₁ value and temperature of each prepared sample.

The optimal TI for each sample has smaller values in cases where temperatures were lower, and higher values in the case of higher temperatures.

Table 1 Relationship between the temperature of each prepared sample after imaging and the measured T₁ value and the calculated optimal TI

Preset temperature [°C]	10	15	20	25	30	35
Temperature after imaging [°C]	12.6	16.2	20.7	24.7	28.6	33.2
T ₁ value [ms]	2,309	2,468	2,597	2,872	3,117	3,463
Optimal TI [ms]	1,600	1,710	1,800	1,990	2,160	2,400

Table 2 Average score and standard deviation of visual evaluation results of clinical TI and optimal TI with the average score differences

Temperature [°C]	10	15	20	25	30	35
Clinical TI	1.00±0.00	1.13±0.33	1.13±0.33	1.00±0.00	1.00±0.00	1.38±0.48
Optimal TI	4.13±0.33	5.00±0.00	5.00±0.00	4.63±0.48	4.88±0.33	4.38±0.48
Differences	3.13	3.87	3.87	3.63	3.88	3.00
Wilcoxon rank sum test	*	*	*	*	*	*

* : p<0.05

である。臨床用TIに設定したFLAIR画像は、生体の体温に近い温度の場合に水信号が抑制され、温度が低下するに従い抑制不良が生じた。一方で、至適TIを設定

したFLAIR画像は、全ての試料で水信号が抑制されていた。視覚評価のスコアの平均値と標準偏差、平均スコアの差および検定結果を Table 2 に示す。臨床用TIに設定したFLAIR画像の平均スコアは全ての温度で2以下であり、至適TIに設定したFLAIR画像の平均スコアは4以上であった。また両者の平均スコアの差は全ての温度で3以上であり、統計解析の結果、有意差が認められた ($p < 0.05$)。

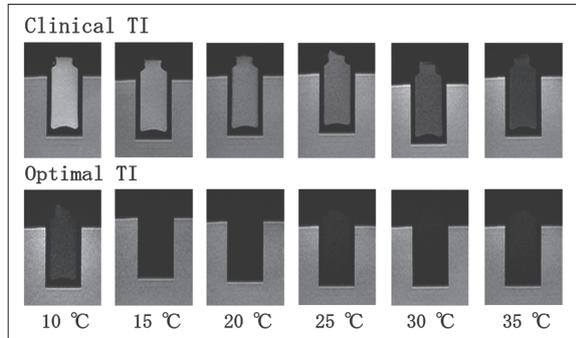


Fig.7 The two types of FLAIR image for each prepared sample.

In the upper half, the FLAIR images obtained with the clinical TI setting demonstrate failure of water signal suppression. In the bottom half, the FLAIR images obtained with the optimal TI setting show decreased signal intensity for all samples, and there is sufficient water signal suppression.

2-3 FLAIR画像の物理学的評価

各作成試料を臨床用TIおよび至適TIに設定し撮像したFLAIR画像のSNR算出結果を Table 3, Fig.8 に示す。臨床用TIを設定したFLAIR画像における各試料のSNRは温度が低い場合に大きい値を示し、至適TIのFLAIR画像における各試料のSNRは温度の変化によらず一定の値を示した。また両者のSNRを比較すると、全ての作成試料で至適TIによる設定の方が小さい値を示し、温度が低くなるに従いその差が大き

Table 3 The results of SNR calculations for the two types of FLAIR images

Temperature [°C]	SNR	
	Clinical TI	Optimal TI
10	48.5	8.15
15	38.3	5.47
20	33.2	4.81
25	25.6	4.61
30	16.2	5.01
35	11.8	4.90

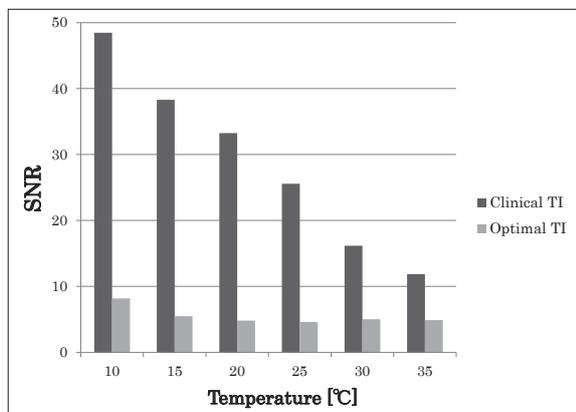


Fig.8 The results of SNR calculations for the two types of FLAIR images.

The SNR values were smaller for the FLAIR images obtained with optimal TI setting than for those obtained with the clinical TI setting, for all temperatures.

Table 4 The results of CNR calculations for the two types of FLAIR images

Temperature [°C]	CNR	
	Clinical TI	Optimal TI
10	4.38	27.6
15	1.30	28.2
20	2.76	30.8
25	7.92	27.4
30	13.1	31.0
35	16.7	28.6

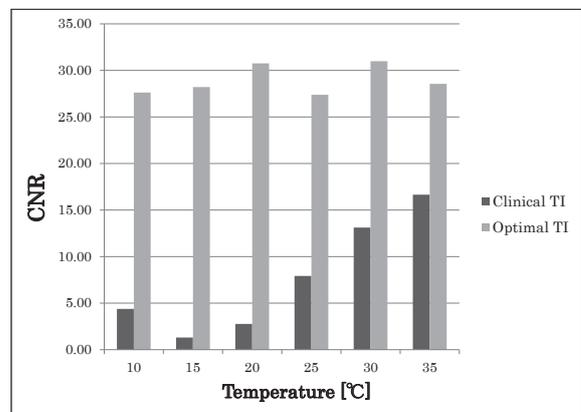


Fig.9 The results of CNR calculations for the two types of FLAIR images.

The CNR values were higher for the FLAIR images obtained with optimal TI setting than for those obtained with the clinical TI setting, for all temperatures.

なった。

各温度における作成試料とPVAゲル間のCNRの算出結果をTable 4, Fig.9に示す。至適TIのFLAIR画像における各試料のCNRは、温度の変化によらず大きい値を示した。また臨床用TIのFLAIR画像における各試料のCNRと比較すると、全ての温度で至適TIによる設定の方が大きい値を示した。

3. 考 察

先行研究では、磁気緩和現象を双極子-双極子相互作用が分子運動によって揺らぐために起こる遷移と考えると、水の T_1 値・ T_2 値の温度依存性を証明している^{7,23)}。そのため死後頭部FLAIR撮像では、死後変化による体温低下の影響により脳脊髄液信号の抑制不良が生じ、Tofsらはこの現象をcold FLAIRと呼び、死後頭部FLAIR撮像で至適TIを設定する重要性を述べている¹¹⁾。本研究でも水の T_1 値における温度依存性に対して、先行研究と同様の事実を確認できた。結果2-1より生体体温に近い35℃の時の水の T_1 値は3,500ms程度であり、温度が10度下がるごとに500ms前後低下していることから、水の T_1 値は温度変化の影響を大きく受けていることが分かる。また水の T_1 値は温度が低い場合に小さい値を示したことから、遺体の頭部においても死後の体温低下により、脳脊髄液の T_1 値は低下することが予測できる。さらに水の温度が35℃の時の至適TIと10℃の時の至適TIの差は800msであり、 T_1 値の低下に伴い死後頭部FLAIR撮像の際に設定するTIも低下することから、脳脊髄液の温度変化に対応した至適TIを算出することは非常に重要であると考えられる。

視覚評価では、至適TIに設定したFLAIR画像の平均スコアは4以上で、臨床用TIと至適TIに設定したFLAIR画像の平均スコアの差は全ての温度で3以上であった。また臨床用TIに固定したFLAIR画像と比較すると、至適TIに設定したFLAIR画像のSNRは全ての試料で低い値を示し、同様にCNRは高い値を示したことから、至適TIを設定することで適切に水信号が抑制された、明瞭なFLAIR画像が取得できたと考える。すなわち、Synthetic MRIの機能を用いることで水の温度変化により変動した T_1 値の定量および至適TIの算出が可能であり、死後頭部FLAIR撮像で生

じる脳脊髄液信号の抑制不良の改善に有効な技術であると考えられる。従来および近年では、 T_1 値の測定にinversion recovery (IR)法が頻回に使用されている。しかし、IR法で水の T_1 値を測定するには非常に長いTRの設定が必要であり²⁴⁾、撮像中の脳脊髄液の温度変化により正確な定量値の測定ができないこと、大幅な撮像時間の延長などの観点から脳脊髄液のように長い T_1 値を有する物質の定量を行う場合、現実的な方法ではない。以上のことから、脳脊髄液の温度変化に伴う T_1 値の測定および至適TIの算出にSynthetic MRIの機能が有用であると考えられる。

本研究では、短時間で簡便に任意の箇所の緩和時間を測定可能なSynthetic MRIの機能に着目し、水の温度変化に伴う至適TIの算出におけるSynthetic MRIの有用性をファントム実験により検討した。その結果、Synthetic MRIの機能を用いることで、簡便かつ適切に T_1 値の測定および至適TIの算出が可能であることを明らかにした。先行研究では、撮像条件により脳脊髄液の緩和時間の測定値は変動すると報告されている²⁵⁾。そのためSynthetic MRIの撮像条件がTIの算出を目的とした T_1 値測定に及ぼす影響の有無および、最適な撮像プロトコルについての検討を行う必要があると考える。最終的には、遺体の頭部に対してもSynthetic MRIの機能を用いた死後頭部MRI撮像を行い、本研究で得られた結果と同様の結果が得られ、死後の体温低下の影響を受けたFLAIR撮像法の最適化が可能か検討を行う必要があると考える。

4. 結 語

本検討より、水の温度変化に伴う T_1 値の測定および至適TIの算出におけるSynthetic MRIの有用性が明らかになり、死後頭部FLAIR撮像で生じる脳脊髄液信号の抑制不良の改善が可能になると考えられた。

謝 辞

本研究に際して、多くの皆さまにご指導およびご協力いただきましたことに心より感謝申し上げます。

なお、本論文の一部を第34回日本診療放射線技師学術大会(2018年、下関)で発表した。

表の説明

Table 1	各作成試料の撮像後の温度および測定した T_1 値、至適TIの関係
Table 2	視覚評価スコアの平均値と標準偏差および平均値の差
Table 3	各温度におけるSNRの算出結果
Table 4	各温度におけるCNRの算出結果

図の説明

Fig.1	MRIファントムへの作成試料の配置
Fig.2	Synthetic MRIのアプリケーションを展開したコンソール画面 (A) 作成試料 (B) ファントムに内蔵しているPVAゲル (C) 作成試料の緩和時間の定量値 (D) 作成試料の R_1 、 R_2 マップ
Fig.3	Fig.2中の緩和時間の定量値 (C) および R_1 、 R_2 マップ (D) の拡大図
Fig.4	物理学的評価におけるROIの配置 (a) 作成試料 (b) PVAゲル (含水率: 80%, ガドリニウム濃度: 0.3mmol)
Fig.5	Synthetic MRIの機能を用いて測定した各作成試料の T_1 値と温度の関係 各試料の T_1 値は、温度が低い場合小さい値を、温度が高い場合大きい値を示した
Fig.6	測定した T_1 値より算出した各作成試料の至適TIと温度の関係 各試料のTIは、温度が低い場合小さい値を、温度が高い場合大きい値を示した
Fig.7	臨床用TIおよび至適TIに設定した二種類のFLAIR画像 上段は臨床用TIに設定したFLAIR画像、下段は至適TIに設定したFLAIR画像 至適TIを設定したFLAIR画像は全ての試料で信号強度が低下しており、水信号が適切に抑制されていた
Fig.8	各温度におけるSNRの算出結果 臨床用TIに設定したFLAIR画像のSNRと比較すると、至適TIに設定したFLAIR画像のSNRは全ての温度で小さい値を示した
Fig.9	各温度におけるCNRの算出結果 臨床用TIに設定したFLAIR画像のCNRと比較すると、至適TIに設定したFLAIR画像のCNRは全ての温度で大きい値を示した

参考文献

- Joseph V. Hajnal, David J. Bryant, et al.: Use of Fluid-Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) Pulse Sequences in MRI of the Brain. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 16 (6), 841-844, 1992.
- 青木茂樹, 他: よくわかる脳MRI. 秀潤社, 17-21, 1998.
- 笠井俊文, 他: MR撮像技術学. オーム社, 136-137, 2001.
- Beatrice De Coene, Joseph V. Hajnal, et al.: MR of the Brain Using Fluid-Attenuated Inversion Recovery (FLAIR) Pulse Sequences. *American Journal of Neuroradiology*, 13 (6), 1555-1564, 1992.
- Susan J. White, Joseph V. Hajnal, et al.: Use of Fluid-Attenuated Inversion Recovery Pulse Sequences for Imaging the Spinal Cord. *Magn Reson Med*, 28, 153-

- 162, 1992.
- 6) Valerie L. Stevenson, et al.: Imaging of the spinal cord and brain in multiple sclerosis: a comparative study between fast flair and fast spin echo. *Journal of Neurology*, 224, 119-124, 1997.
- 7) 小林智哉, 磯辺智範, 他: 特集 MRI 第2回 Aiを理解する~死後MRIにおける信号変化~. *日放技誌*, 58 (12), 40-47, 2011.
- 8) 小林智哉: 死後MRIにおけるshort-tau inversion recovery (STIR) 撮像法の最適化. 茨城県立医療大学大学院博士論文, 8-10, 51-54, 2014.
- 9) Kobayashi T, Shiotani S, et al.: Characteristic signal intensity changes on postmortem magnetic resonance imaging of the brain. *Jpn J Radiol*, 28, 8-14, 2010.
- 10) Kobayashi T, Isobe T, et al.: Postmortem magnetic resonance imaging dealing with low temperature objects. *Magn Reson Med*, 9, 101-108, 2010.
- 11) Tofts PS, Jackson JS, et al.: Imaging cadavers: cold FLAIR and noninvasive brain thermometry using CSF diffusion. *Magn Reson Med*, 59, 190-195, 2008.
- 12) Warntjes JB, Leinhard OD, et al.: Rapid magnetic resonance quantification on the brain: optimization for clinical usage. *Magn Reson Med*, 60 (2), 320-329, 2008.
- 13) 萩原彰文, 堀 正明, 他: Synthetic MRIの臨床応用と今後の展望. *INNERVISION*, 31 (9), 13-15, 2016.
- 14) Blystad I, Warntjes JB, et al.: Synthetic MRI of the brain in a clinical setting. *Acta Radiol*, 53 (10), 1158-1163, 2012.
- 15) 浅野健二: MAGiCの技術とその可能性. *映像情報Med*, 47 (14), 142-147, 2015.
- 16) Krauss W, Gunnarsson M, et al.: Accuracy and reproducibility of a quantitative magnetic resonance imaging method for concurrent measurements of tissue relaxation times and proton density. *Magn Reson Imaging*, 33 (5), 584-591, 2015.
- 17) 堀田萌子, 萩原彰文, 他: Synthetic MRIの定量性について. *INNERVISION*, 32 (9), 5-7, 2017.
- 18) Kanda Y.: Investigation of the freely available easy-to-use software 'EZR' for medical statistics. *Bone Marrow Transplantation*, 48, 452-458, 2013.
- 19) 小倉明夫, 宮井 明, 他: MR画像のSNR測定に関する基礎的検討. *日放技学誌*, 59 (4), 508-513, 2003.
- 20) 小倉明夫, 宮地利明, 他: 臨床MR画像におけるSNR測定法に関する考察. *日放技学誌*, 63 (9), 1099-1104, 2007.
- 21) 和田陽一: 撮像シーケンスとSNR測定法に関する検討. *日放技誌*, 64, 24-29, 2017.
- 22) 和田陽一, 原 孝則: MRIシステムのファントムにおけるCNR測定法の基礎評価-改良CNR評価法の提案-. *日放技学誌*, 64 (2), 268-276, 2008.
- 23) Bloembergen N, et al.: Relaxation Effects in Nuclear Magnetic Resonance Absorption. *Phys Rev*, 73, 679-712, 1948.
- 24) 林 則夫, 氏田浩一, 他: Double inversion recovery (DIR) 法における最適な撮像条件算出プログラムの開発. *日放技学誌*, 71 (6), 512-519, 2015.
- 25) 今田奈津夫, 渋川周平, 他: 撮像パラメータがSynthetic MRIに及ぼす影響について. *日放技学誌*, 74 (2), 117-123, 2018.