臨床技術

論文受付

2020年3月10日

論文受理

2020年7月6日

Code No. 261

脳神経描出シーケンスの改良と従来法との比較検討

丹 章吾 氏田浩一 黒澤裕司 山口直人 須藤高行 平澤裕美 対馬義人

群馬大学医学部附属病院放射線部

緒言

脳神経描出には、heavy T₂-weighted image (WI)系のシーケンスを用いて脳脊髄液を高信号とし、脳脊髄液に接する構造、すなわち髄液腔内の脳神経、血管を低信号に描出する magnetic resonance cisternography (MRC)^{1,2)} が用いられている。撮像シーケンスを大別すると、gradient echo (GRE)系では three-dimensional constructive interference in steady state (CISS) 法^{1,3)}、spin echo (SE)系では T₂ WI の three-dimensional sampling perfection with application optimized contrast

using different flip angle evolutions (SPACE)^{4,5)} (以下、T2-SPACE)法などがある。どちらも残留横磁化成分を強制的に縦磁化に戻す restore pulse^{6,7)} を併用することで、脳脊髄液の更なる高信号化と脳神経、血管との高コントラスト化を図っている。

三叉神経痛の多くは血管による神経への圧迫が原因であり、診断や術前の解剖確認には MRC が必須である⁸⁾。病巣周囲の神経と血管の鑑別が重要であるが、既存の MRC では神経と血管および血管内を流れる血液がともに低信号であるためコントラストが小さい。

Improved Neural Imaging Sequence and Comparison with Conventional Methods

Shogo Tan,* Koichi Ujita, Yuji Kurosawa, Naoto Yamaguchi, Takayuki Suto, Hiromi Hirasawa, and Yoshito Tsushima

Department of Radiology, Gunma University Hospital

Received March 10, 2020; Revision accepted July 6, 2020

Code No. 261

Summary

The purpose of this study was to improve the contrast between the nerves and blood by reconsidering the imaging parameters of the sampling perfection with application-optimized contrasts using different flip angle evolutions (SPACE) method, and to compare it with conventional methods, including the constructive interference in steady state (CISS) and T₂-weighted SPACE (T2-SPACE) methods. In the phantom study, the repetition time (TR), echo time (TE), flip angle (FA), and turbo factor (TF) of SPACE were varied using the restore pulse. The parameters for which the nerve-blood contrast (C1) and cerebrospinal fluid-nerve contrast (C2) were equal were selected. Though multiple conditions resulted in C1 and C2 equivalence, we determined/set the TR=500 ms, TE=21 ms, FA=120°, and TF=30, considering the acquisition time, specific absorption rate (SAR), and artifacts. This sequence was called “short TR and short TE SPACE with restore pulse (SSSR)”. In the phantom and healthy volunteer studies, the contrast between the nerves and blood in the SSSR method was statistically superior in both the physical and visual assessments compared with conventional methods. In the healthy volunteer study, C1 improved from 0.08 for CISS and 0.18 for T2-SPACE to 0.43 for SSSR. This is because the nerve signals in conventional methods were low due to the heavy T₂-weighted, while those in the SSSR method were high due to the short TE and effect of the restore pulse. In conclusion, the contrast between the nerves and blood was significantly higher in the SSSR method compared with conventional methods.

Key words: constructive interference in steady state (CISS), sampling perfection with application-optimized contrasts using different flip angle evolutions (SPACE), restore pulse

*Corresponding author

Fig. 1 Phantom and ROI selection.
The ROI selection of the blood is placed in the area where there is no inflow effect.

MRC と time-of-flight (TOF) 法⁹⁾ による magnetic resonance angiography (MRA) との重畳表示法^{8, 10)} は有用であるが、TOF 法の特徴として血管が微細で血流が遅い場合では描出低下となるため必ずしも有用とは限らず、検査時間の延長も懸念される。また、Watanabe らは、脳脊髄液内における血管内を流れる血液の信号強度 (signal intensity: SI) が CISS 法では低信号から高信号を示すのに対し、SPACE 法では一定に低信号として描出されているため優れていると報告している¹⁰⁾。そこで今回われわれは、単一シーケンスとして SPACE 法にて神経と血液の鑑別ができないかと考えた。本研究の目的は、SPACE 法の撮像条件を再考し、神経と血液のコントラストを改良することである。更に、従来から当院で使用している CISS 法、T2-SPACE 法と比較検討したので報告する。

1. 方 法

1-1 使用機器

使用した magnetic resonance imaging (MRI) 装置は SIEMENS 社製 MAGNETOM Prisma fit 3.0 T で、受信コイルは head neck phased array coil 20 ch を用いた。インジェクターは株式会社根本杏林堂社製 MR 造影剤注入装置ソニックショット GX を用いた。

1-2 撮像条件の決定

1-2-1 対象

対象はファントムである。試料として難消化性デキストリン (Dextrin; オリヒロ社製ダイエタリーファイバー)、水溶性カルシウム (Calcium; フジックス社製お手カル)、蒸留水 (光製薬社) を使用し、模擬組織として脳脊髄液 (T_1 値 3630.2 ms, T_2 値 1307.8 ms)、神経 (T_1 値 865.5 ms, T_2 値 87.2 ms) (Dextrin 39 wt%)、血液 (T_1 値 1154.4 ms, T_2 値 85.2 ms) (Dextrin 15 wt%)、

Calcium 5 wt%) を作成した¹¹⁻¹³⁾。模擬血管には内径 1.65 mm ϕ のポリ塩化ビニルチューブを使用し、それぞれポリプロピレン容器に封入し、寒天で固めた。血管内を流れる血液の流速は、CISS 法において臨床画像でみられる低信号となる飽和効果¹⁴⁾ と、高信号となる流入効果¹⁴⁾ が生じるようにインジェクタで調整し、14 cm/s とした (Fig. 1)。用いたインジェクタは 0.1 ml/s 単位で設定することができ、血管径から求められる流速は 4.7 cm/s 単位であった。流速を決定した根拠として、CISS 法において流速を 9.3 cm/s と設定すると血液がすべて低信号となり、流速を 18.7 cm/s と設定すると血液がすべて高信号となったためである。また、この範囲において SPACE 法における血管内を流れる血液は flow void 効果^{15, 16)} によってほぼ一定の低信号となった。

1-2-2 画像取得

SPACE 法において、コントラストを決める要因である repetition time (TR) を 400 ms から 1200 ms まで 100 ms 間隔、echo time (TE) を 21 ms から 37 ms まで最小単位間隔、flip angle (FA) を 100° から 180° まで 10° 間隔、turbo factor (TF) を 30 から 90 まで 15 間隔で変化させた。その他パラメータは voxel size 0.4×0.4×0.6 mm, band width (BW) 369 Hz/Px, FA mode: constant, restore pulse, パラレルイメージングとして reduction factor (R) 2 の generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA) を併用することを一定とし、ゲインを統一させて撮像した。また、比吸収率 (specific absorption rate: SAR) を考慮し、TR, TE 変化時には FA 120°, TF 30, FA 変化時には TR 800 ms, TE 21 ms, TF 30, TF 変化時には TR 1200 ms, TE 21 ms, FA 120° を一定とした。

1-2-3 画像評価

物理評価には、脳脊髄液、神経、血液の信号強度

Table Scan parameters of each sequence

Parameter	CISS	T2-SPACE	SSSR
TR/TE (ms)	5.77/2.62	1200/122	500/21
TF	—	90	30
FA (°)	40	120	120
BW (Hz/Px)	391	444	369
Restore pulse	—	on	on
Flip angle mode	—	Constant	Constant
AT	3 min 44 s	3 min 42 s	3 min 46 s

(signal intensity: SI)から算出した組織間コントラスト (contrast: C)を用いた。Cの組み合わせは神経と血液 (C1)、脳脊髄液と神経 (C2)、脳脊髄液と血液 (C3)とした。小倉が述べるようにCの算出式には定まったものではなく、基本的に対象物の信号差を何等かの値で正規化している¹⁷⁾。本研究では何らかの値に脳脊髄液のSIを用いることにした。各Cの算出式を以下に示す。

$$C1=(SI_{\text{nerve}}-SI_{\text{blood}})/SI_{\text{CSF}} \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$C2=(SI_{\text{CSF}}-SI_{\text{nerve}})/SI_{\text{CSF}} \quad \dots\dots\dots (2)$$

$$C3=(SI_{\text{CSF}}-SI_{\text{blood}})/SI_{\text{CSF}} \quad \dots\dots\dots (3)$$

測定にはImageJ 1.49を使用した。また、各撮像条件における関心領域(region of interest: ROI)の位置はすべて同じ位置となるように設定した。なお、血液のROIの位置はCISS画像において飽和効果が生じる部位とした (Fig. 1)。

評価の注意点は、目的とするC1だけ高ければよいわけではない。同時にC2も高くなければ髄液腔内における神経のコントラストが不良となるためである。よって、本法の撮像条件はC1とC2が同等であること、加えて臨床応用するために撮像時間(acquisition time: AT)、SARを考慮して決定した。

1-3 従来法と本法の比較

1-3-1 対象

対象はファントムと健常ボランティア11人(男性6人、女性5人、25～44歳、平均34.6歳)である。本研究におけるすべての撮像は当施設の人を対象とする研究倫理委員会の承認を得た。また、すべての健常ボランティアに対し本研究の趣旨を十分に説明し同意を得た。

1-3-2 画像取得

CISS法、T2-SPACE法、本法の撮像条件をTable

に示す。ファントムの撮像においては各シーケンスとも測定回数を3回とした。なお、本法はrestore pulseを併用したSPACE法で、コントラストを決定する要因が強いTR、TEがともに短いという特徴から short TR and short TE SPACE with restore pulse (SSSR)法と命名した。

1-3-3 画像評価

物理評価には式(1)を使用し、組織間コントラストを評価した。測定にはImageJ 1.49を使用した。また、各シーケンスにおけるROIの位置は、ファントムではすべて同じ位置、ボランティアでは同一被験者においてすべて同じ位置となるように設定した。なお、血液のROIの位置はCISS画像において飽和効果が生じる部位とした。健常ボランティアにおけるROIの位置および各シーケンスの画像をFig. 2に示す。

視覚評価にはシェッフェの一対比較法(中屋の変法)¹⁸⁾を用いた。評価の方法は、表示された2枚の画像のうち、左の画像が右の画像に対して神経と血液のコントラストを以下に示す5段階で評価した。

コントラストが良好：+2
 コントラストがやや良好：+1
 コントラストが同等：0
 コントラストがやや不良：-1
 コントラストが不良：-2

観察者は経験年数が5年以上でMR検査に携わったことのある診療放射線技師5名(男性5人、27～49歳、平均38.6歳)とした。すべての観察者についてモニタの輝度、周辺光照度などの観察環境は一定とした。また、実験前に観察者に十分な評価法の説明と練習を行った。なお、観察実験で得られた結果を公表することに関して、観察者に書面にて説明し同意を得た。

1-3-4 統計解析

統計解析はstatistical package for social science (SPSS) ver. 23 (IBM社)を使用した。各シーケンスにおける神経と血液のコントラストについて統計解析を

Fig. 2 ROI selection respective images.
(a) CISS, (b) T2-SPACE, (c) SSSR

The ROI selection of the blood is placed in the area where there is no inflow effect.

Fig. 3 Relationship between SI and (a) TR and TE, (b) FA, (c) TF.

- (a) The tissue SI increases with increase in TR, and the tissue SI decreases with increase in TE.
(b) CSF SI changes due to inhomogeneity of the magnetic field.
(c) When TF increases, the SI of CSF and nerve decreases, and the SI of blood increases.

した。物理評価においては、得られたC1の差を一元配置分散分析で検定し、有意差があった場合はTukeyの方法を用いて多重比較を行った。有意水準は0.05とした。視覚評価においては、評価結果から母数の推定を行い、平均嗜好度¹⁸⁾を求めた。得られた尺度値の差を一元配置分散分析で検定し、有意差があった場合はヤードスティックY解析を用いて多重比較を行った。有意水準は0.05とした。

2. 結果

2-1 撮像条件の決定

各パラメータの変化におけるSIをFig. 3に示す。TRを延長すると各SIは大きくなり、TEを延長すると各SIが小さくなった。FAにおいては100°から130°では各SIはほぼ一定となった。FA 140°以上でFig. 4に示すような信号ムラがみられ、FA 180°で最も範囲が大きく、顕著となった。また、信号ムラがみられたものを除いた本研究の撮像条件の範囲におい

て、SIは脳脊髄液、神経、血液の順に大きかった。TFを大きくすると脳脊髄液、神経のSIが小さくなり、血液のSIが大きくなった。また、TFを大きくするとFig. 5に示すようなブラーリングやリングアーチファクトの影響が顕著となった。

各パラメータの変化におけるCをFig. 6に示す。TRの延長に伴いC1は高く、C2、C3は低くなった。TEの延長に伴いC1は低く、C2、C3は高くなった。FAにおいてはFA 100°から130°において各Cはほぼ一定となった。TFを大きくするとC1とC3が低くなり、C2はほぼ一定となった。

本研究の撮像条件の範囲内においてC1とC2が同等となるTR、TEおよび計算上のATは、TR/TE/AT: 538.5 ms/21 ms/4 min 3 s, 868.8 ms/27 ms/6 min 30 s, 1114.9 ms/32 ms/8 min 19 sであった。これらの結果と、AT、SAR、信号ムラ、ブラーリング、リングアーチファクトを考慮して本法(SSSR法)の撮像条件をTR 500 ms, TE 21 ms, FA 120°, TF 30

Fig. 4 Inhomogeneous image with FA of 180 degrees.

Fig. 5 Blurred image with TF of 90.

Fig. 6 Relationship between contrast and (a) TR when TE is 21 ms, (b) TR when TE is 27 ms, (c) TR when TE is 32 ms, (d) TR when TE is 37 ms, (e) FA, (f) TF.

(a–d) When TR increases, C1 increases and C2 and C3 decrease. When TE increases, C1 decreases and C2 and C3 increase.

(e) When FA is at 100 to 130 degrees, each C is constant.

(f) When TF increases, C1 and C3 decrease, and C2 is constant.

と決定した。

2-2 従来法と本法の比較

ファントムと健常ボランティアにおける3群間の各Cの結果をFig. 7に示す。C1において、ファントム、健常ボランティアともCISS法とT2-SPACE法 ($p < 0.0001$), CISS法とSSSR法 ($p < 0.0001$), T2-SPACE法とSSSR法 ($p < 0.0001$)と全群間で有意差を

認め、最もC1が高かったのはSSSR法であった。

ファントムと健常ボランティアにおける3群間の視覚評価の結果をFig. 8に示す。神経と血液のコントラストにおいて、ファントム、健常ボランティアともCISS法とT2-SPACE法 ($p < 0.05$), CISS法とSSSR法 ($p < 0.05$), T2-SPACE法とSSSR法 ($p < 0.05$)と全群間で有意差を認め、最も神経と血液のコントラストの評価が高かったのはSSSR法であった。

Fig. 7 Relationship between contrast and each imaging sequence.

(a) In the phantom study, C1 shows a significant difference in all groups, and the SSSR method shows the highest C1.

(b) In the healthy volunteer study, C1 shows a significant difference in all groups, and the SSSR method shows the highest C1.

Fig. 8 Interval scale value of the contrast and 95% confidence interval of each sequence by the Scheffé's method (Nakaya's variation).

(a) In the phantom study, contrast between nerves and blood shows a significant difference in all groups, and the SSSR method has the highest visual rating.

(b) In the healthy volunteer study, C1 shows a significant difference in all groups, and the SSSR method has the highest visual rating.

3. 考 察

今回の検証でSPACE法の撮像条件を再考することで、従来法と比較して神経と血液のコントラストが大きいシーケンスを作成することができた。

SPACE法のFA modeにはvariable refocusing flip angle (VRFA)とconstantがある。VRFAはSARの低減を目的に開発され、RFAを経時的に変化させる手法であり¹⁹⁾、constantは設定した値まで一定の間隔でRFAを低角にする手法である¹⁵⁾。SAR低減は重要であるが、本研究では脳神経描出シーケンスとして脳脊髄液のSIを高く描出する必要があるため、T2-SPACE法と同様にconstantを用いることにした。

TR、TEの変化におけるSIにおいては、TRの延長に伴い縦磁化の回復が促進されることからSIが高く

なり、TEの延長に伴い横磁化の減衰が促進されることからSIが低くなったと考えられる。FAの変化におけるSIにおいて、FA 140°以上でFig. 4に示すような信号ムラが生じた要因として、radio frequency (RF)磁場(B_1)不均一が挙げられる。 B_1 不均一は、RF周波数、対象の大きさ、比伝導率に依存したRF照射分布の不均一によって、信号ムラとして出現し、高磁場装置ほど顕著となる²⁰⁾。本装置では、 B_1 不均一を低減させるmulti transmit (MT)による B_1 補正を用いている。対象のファントムサイズは小さいため大きいサイズに比べて B_1 不均一による影響は小さいと考えられるが、3.0 Tの高磁場装置を用いており、更にrestore pulseにより信号増幅されることで B_1 不均一による信号ムラがより顕著になったと考えられる。また、

本装置においてFAのコントロールは送信電圧の制御で行われていることから、RF印加の電圧が変化することによりRFの位相が変化し、それに伴って位相ムラの位置が変化していったと考えられる。脳脊髄液のSIがFA 170°で最も低値となったのは信号ムラが脳脊髄液部分に重なったためである。また、高いFAほど再収束される横磁化が大きくSIが高くなるため、FA 180°で信号ムラが最も顕著となったと考えられる。SIが脳脊髄液、神経、血液の順に大きかったことについて静態である脳脊髄液と神経、動態である血液に分けて説明をする。脳脊髄液は神経よりも長い T_1 値を有するが、短いTRにおいてもSIが高い。本研究ではrestore pulseを併用しており、TR間で回復した縦磁化成分に残留横磁化成分が付加され、その効果は長い T_2 値を有する組織ほど高い。脳脊髄液は神経よりも長い T_2 値を有するためrestore pulseによる効果が大きく、更にプロトン密度が高いためSIが脳脊髄液、神経の順に大きくなったと考えられる。血液は先に述べたように動態であり、SE系のシーケンスであるSPACE法ではflow void効果が大きいことによりSIが低くなる。よって、SIが脳脊髄液、神経、血液の順に大きくなったと考えられる。TFの変化におけるSIにおいて、TFを大きくするとエコー収集時間が長くなり、 T_2 減衰が促進されるため脳脊髄液と神経のSIが小さくなったと考える。また、 T_2 減衰によるエコートレイン後方の減弱したエコー信号がk-spaceの高周波成分に収集されることによってブラーリングが生じ、それらに起因するk-space上の不均一なサンプリングによってリングングアーチファクトが生じたと考えられる²¹⁾。血液に関しては、リングングアーチファクトによって周りの組織信号の混入によってSIが大きくなったと考えられる^{21, 22)}。

各パラメータの変化におけるCがFig. 6に示す結果となった根拠は、先に説明した理由でSIがFig. 3に示す変化をしたためである。

撮像条件を決定するにあたり、C1とC2が同等となる撮像条件は複数得られたが、AT、SAR、信号ムラ、ブラーリング、リングングアーチファクトを考慮するとTR 500 ms、TE 21 ms、FA 120°、TF 30が妥当であると考え、こちらを本法(SSSR法)の撮像条件とした。

神経と血液のコントラストにおいて従来法と比較してSSSR法が物理評価、視覚評価ともに優れていた。この要因として、従来法と比較してSSSR法は血液のSIよりも神経のSIがかなり高いことが考えられる。血液のSIは、CISS法では飽和効果、T2-SPACE法、SSSR法ではflow void効果によって低くなる。神経

のSIは、CISS法ではSIに依存する T_2/T_1 が小さいため、T2-SPACE法ではTEが長いことで横磁化が小さいため低くなるが、SSSR法ではTEが短いことで横磁化が大きく、加えてrestore pulseによる効果によって高くなると考えられる。よって、従来法と比較してSSSR法はFig. 6に示すようにC1が高く、Fig. 7に示すように視覚的にも神経と血液のコントラストが大きく、統計的に優れていたと考えられる。

SSSR法の特徴を述べる。本法は、脳脊髄液、神経、血液、それぞれのコントラストが大きいため、神経と血液の鑑別が容易であると考えられる。ただし、ガドリニウム造影剤投与後の使用には注意が必要と考える。SSSR法の撮像条件はTR、TEが短く、 T_1 WI様のコントラストが得られるためガドリニウム造影剤が取り込まれる部位は高信号となる。更に、restore pulseの効果によって脳脊髄液も高信号となる。脳脊髄液の近傍で、ガドリニウム造影剤が取り込まれる聴神経腫瘍などの病変は、造影効果を認めることができるが、どちらも高信号となるため部位の同定が困難となってしまう可能性が考えられる。

本研究のリミテーションを述べると、本法の撮像条件の決定にあたり、撮像条件を変化させコントラスト特性を得る検討を健常ボランティアではかなりの拘束時間を要する理由から行っていないため、ファントム実験と同様な傾向となるか不明である。特に血液のSIに関しては、ファントムと流速が異なる可能性があり、結果も異なる可能性が考えられる。また、ファントムと複雑な脳では構造が異なるため、ブラーリングやリングングアーチファクトの影響も異なる可能性も考えられる。しかし、ファントムによる検討で決定したSSSR法の撮像条件において、ブラーリングやリングングアーチファクトは健常ボランティアにおいてみられず、Fig. 7, 8に示すようにようにファントムと健常ボランティアで同様の結果が得られていることから大きく異なることはないと考えられる。

今後の課題は、臨床例において従来法とSSSR法の比較をすることである。また、MRAの描出が低下する症例において、従来法とMRAによる重畳表示法とSSSR法の比較も行っていきたい。

4. 結 語

SPACE法の撮像条件を再考し、神経と血液のコントラストを改良することができた。組織間コントラストを決めるパラメータの値はTR 500 ms、TE 21 ms、FA 120°、TF 30である。ファントム、健常ボランティアに対し、神経と血液のコントラストについて従

来法と SSSR 法を比較したところ、SSSR 法が物理評価、視覚評価ともに統計的に優れていた。SSSR 法は、神経と血液の鑑別に優れた脳神経描出シーケンスとして有用であると考えている。

なお、本研究の要旨は第 46 回日本放射線技術学会

秋季学術大会(2018 年, 仙台)にて発表した。

利益相反

筆頭著者および共著者全員が開示すべき利益相反はない。

参考文献

- 1) Casselman JW, Kuhweide R, Deimling M, et al. Constructive interference in steady state-3DFT MR imaging of the inner ear and cerebellopontine angle. *AJNR* 1993; (14): 47-57.
- 2) 扇 和之, 山本秀文, 横手宏之, 他. 脳神経症状を呈した患者に対する 3D fast advanced spin-echo (FASE) 法を用いた MR cisternography. *日磁医誌* 2000; 20(4): 178-188.
- 3) Hermans R, Van der Gooten A, De Foer B, et al. MRI screening for acoustic neuroma without gadolinium: value of 3DFT-CISS sequence. *Neuroradiology* 1997; 39(8): 593-598.
- 4) Lichy MP, Wietek B, Mugler JP 3rd, et al. Whole-body applications of isotropic high-resolution T2-weighted MRI with a single slab 3D-TSE based sequence optimized for high sampling efficiency called SPACE - initial clinical experiences. *Magn Reson Med* 2005; 13: 794.
- 5) Mugler JP. Optimized three-dimensional fast-spin-echo MRI. *J Magn Reson Imaging* 2014; 39(4): 745-767.
- 6) 片山元之, 増井孝之, 小林 茂, 他. FRFSE 法. *INNERVISION* 2001; 16(9): 36-38.
- 7) 大久保真樹, 大越幸和, 内藤健一, 他. Fast Recovery パルスによる Fast Spin Echo 画像の信号強度の増加に関する検討. *日放技学誌* 2003; 59(7): 879-882.
- 8) 佐藤 透, 小野田恵介, 伊達 勲. 特発性三叉神経痛における圧迫責任血管の画像評価: 3D MR Cisternogram/Angiogram Fusion Image の応用. *脳神外ジャーナル* 2006; 15(9): 611-618.
- 9) Wehrli FW. Time-of-flight effects in MR imaging of flow. *Magn Reson Med* 1990; 14(2): 187-193.
- 10) Watanabe Y, Makidono A, Nakamura M, et al. 3D MR cisternography to identify distal dural rings: comparison of 3D-CISS and 3D-SPACE sequences. *Magn Reson Med Sci* 2011; 10(1): 29-32.
- 11) 山城晶弘, 神谷直紀, 大塚 薫, 他. 難消化性デキストリンおよび水溶性カルシウムを用いた生体臓器 T₁ 値, T₂ 値近似ファントムの作成. *日放技学誌* 2013; 69(2): 163-169.
- 12) Wansapura JP, Holland SK, Dunn RS, et al. NMR relaxation times in the human brain at 3.0 Tesla. *J Magn Reson Imaging* 1999; 9(4): 531-538.
- 13) 藤原康博, 石森佳幸, 山田和弘, 他. 3.0T MRI 装置を用いた 3D Time of Flight MR Angiography における血管のコントラストおよび飽和効果の検討. *日放技学誌* 2006; 62(10): 1443-1448.
- 14) 荒木 力. MRI 完全解説 第 2 版. 東京: 秀潤社, 2014.
- 15) 浦田哲也, 山本英孝, 生田尚明, 他. 頸動脈プラーク MRI における 3D-TSE 法 (SPACE 法) の有用性. *日放技学誌* 2012; 68(7): 871-879.
- 16) 井上裕二, 米山正己, 中村理宣, 他. Inversion Recovery 併用 T₁ 強調-3D Variable Refocus Flip Angle Turbo Spin Echo (SPACE) Black Blood Imaging の頸動脈プラーク検査への応用. *日放技学誌* 2012; 68(7): 880-888.
- 17) 小倉明夫. MRI の画質評価—SNR, CNR, 信号検出能—. *日放技学誌* 2012; 68(4): 491-497.
- 18) 中前光弘. 統計学的官能検査法の理論と放射線技術科学への応用—Scheffé (シェッフェ) の一対比較法を中心に—. *日放技学誌* 2010; 66(11): 1502-1507.
- 19) 山崎 良, 打越将人, 日浦之和, 他. 可変フリップ角を用いた 3D-T₂ 強調画像 (3D-SPACE) におけるコントラスト特性の検討. *日放技学誌* 2011; 67(12): 1515-1522.
- 20) 川原雅昭. 3T-MRI 装置の臨床応用技術—体幹部領域における利点と問題点—. *日放技学誌* 2006; 62(7): 938-947.
- 21) 小倉明夫, 中山佳樹, 内田武博, 他. 高速スピネコー画像の空間分解能評価—echo train length と interecho spacing による影響—. *日放技学誌* 1997; 53(5): 590-594.
- 22) 吉田 礼, 町田好男, 小倉隆英, 他. 傾斜板法を用いた 3D 撮像のスライスプロファイル計測に対する一考察. *日放技学誌* 2012; 68(11): 1456-1466.

問合先

〒371-8511 前橋市昭和町 3-39-15
群馬大学医学部附属病院放射線部 丹 章吾