臨床技術

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井上裕二¹ 米山正己² 中村理宜² 尾崎 聡³ 伊藤建次郎³ 日浦幹夫⁴論文受付
2011 年 6 月 21 日論文受理
2012 年 5 月 21 日

Code No. 261

¹ いとう横浜クリニック² 八重洲クリニック³ 横浜新都市脳神経外科病院脳神経外科⁴ 法政大学スポーツ健康学部

緒 言

磁気共鳴画像(magnetic resonance image; MRI)によって頸動脈プラークを描出し、脳虚血疾患を起こしやすい不安定プラークの性状や形態を評価することは治療方針を決定するうえで非常に重要である¹⁻³⁾。特に脂肪

抑制を付加した T₁ weighted image(WI)にて高信号を示す頸動脈プラークは出血性である可能性が高く、脳虚血症候を高い頻度で合併する危険性が報告されている⁴⁻⁷⁾。これまで当施設では 2 dimensions(2D)の turbo spin echo(TSE)の T₁WI および T₂WI を撮像した

Carotid Plaque Assessment Using Inversion Recovery T₁ Weighted-3 Dimensions Variable Refocus Flip Angle Turbo Spin Echo Sampling Perfection with Application Optimized Contrast Using Different Angle Evolutions Black Blood ImagingYuji Inoue,^{1*} Masami Yoneyama,² Masanobu Nakamura,² Satoshi Ozaki,³ Kenjiro Ito,³ and Mikio Hiura⁴¹Ito Yokohama Clinic²Yaesu Clinic³Department of Neurosurgery, Yokohama Shintoshin Neurosurgery Hospital⁴Department of Faculty of Sports and Health Studies, Hosei University

Received June 21, 2011; Revision accepted May 21, 2012

Code No. 261

Summary

Vulnerable plaque can be attributed to induction of ischemic symptoms and magnetic resonance imaging of carotid artery is valuable to detect the plaque. Magnetization prepared rapid acquisition with gradient echo (MPRAGE) method could detect hemorrhagic vulnerable plaque as high intensity signal; however, blood flow is not sufficiently masked by this method. The contrast for plaque in T₁ weighted image (T₁WI) could not be obtained sufficiently with black blood image (BBI) by sampling perfection with application optimized contrast using different angle evolutions (SPACE) method as turbo spin echo (TSE). In addition, an appearance of artifact by slow flow is a problem. Considering these controversial situations in plaque imaging, we examined the modified BBI inversion recovery (IR)-SPACE in which IR was added for SPACE method so that the contrast for plaque in T₁WI was optimized. We investigated the application of this method in plaque imaging. As a result of phantom imaging, the contrast for plaque in T₁WI was definitely obtained by choosing an appropriate inversion time (TI) for the corresponding repetition time. In clinical cases, blood flow was sufficiently masked by IR-SPACE method and the plaque imaging was clearly obtained in clinical cases to the same extent as MPRAGE method. Since BBI with IR-SPACE method was derived from both IR pulse and flow void effect, this method could obtain the blood flow masking effect definitely. The present study suggested that SPACE method might be applicable to estimate properties of carotid artery plaque.

Key words: magnetic resonance image (MRI), plaque imaging, sampling perfection with application optimized contrast using different angle evolutions (SPACE), inversion recovery (IR)

*Proceeding author

後, magnetization prepared rapid acquisition with gradient echo(MPRAGE)法⁸⁾で3 dimensions(3D)撮像を行い, multi planar reconstruction(MPR)を作成し, 任意の方向から観察することで病変の形状および性状評価に用いてきた⁹⁻¹¹⁾. しかし, 3D gradient echo 法であるMPRAGE法でblack blood image(BBI)を得るためには, inversion recovery(IR)pulseのinversion time(TI)を血液のnull pointに設定する必要がある, 症例によっては血液が十分に抑制されず, 診断結果に影響を及ぼす場合もある. 近年はvariable refocus flip angle(VRFA)を用いた3D TSEシーケンスのflow void効果を利用したBBIの検討も数多く行われている^{12, 13)}. VRFA型の3D TSEシーケンスであるsampling perfection with application optimized contrast using different angle evolutions(SPACE)法¹⁴⁾はVRFAと非常に短いecho spaceによって多くのturbo factorを利用しても, 通常の3D TSE法よりもblurの影響が少ない良好なコントラストの画像が短い撮像時間で得られるシーケンスである. SPACE法はVRFAを変化させるパラメータであるflip angle mode(FA mode)を変更することで, コントラストを変化させることも可能である. FA modeは3種類選択でき, heavy T₂WIやT₂WIなどの長いecho time(TE)の画像にはconstant modeまたはT₂ var modeを利用し, T₁WIやプロトン密度画像などの短いTEの画像にはPD var modeを用いる. しかし, IR pulseを利用せずにFA modeをPD var modeに設定したT₁強調のSPACE法(T₁-SPACE)ではMPRAGE法のような高いT₁コントラストを得ることが困難であり, MPRAGE法に比べて病変のコントラストが低下し, 診断が困難となる症例を経験した. さらにflow void効果を利用するSPACE法は乱流や渦流などの流れの変化によって血液の停滞からアーチファクトが出現し, ときには偽病変が描出されることも問題であった. そこで今回, われわれはIR pulseを付加したSPACE法(IR-SPACE)のパラメータを最適化することで非常に高いT₁コントラストが得られるとともに, 良好な血液抑制効果が得られると考え, 最適化したSPACE法の頸動脈ブランク検査への応用を試みた.

1. 使用機器

使用したMR装置はSIEMENS社製 MAGNETOM Avanto 1.5 Tesla Syngo B17を用いた. ファントム評価には内蔵Body coil, 臨床評価にはhead matrix coilおよびneck matrix coilを使用した.

2. 方法

2-1 ファントム評価

自作ファントムはガドリニウム造影剤の希釈水溶液および非イオン性ヨード造影剤を希釈し, T₁コントラストを再現性よく比較ができる一般的な指標として灰白質(gray matter; GM)および白質(white matter; WM)のT₁, T₂値に近似させた溶液を作成した^{15, 16)}(GM: T₁値1068.65 ms, T₂値115.60 ms, WM: T₁値642.02 ms, T₂値70.80 ms). さらに生理食塩水(water: T₁値3946.80 ms, T₂値1936.95 ms)および食用油(fat: T₁値212.15 ms, T₂値100.20 ms)を封入したファントムを作成した. 目的とする高いT₁コントラストは2D IR-TSEを利用したT₁W fluid-attenuated inversion recovery(IR-TSE T₁FLAIR)のパラメータの設定¹⁷⁾に準ずることを基本とし, 自由水信号がnull pointとなるrepetition time(TR)に応じたTIの検討を行った. ファントム撮像はIRを付加したSPACE法のTRを1200 msから2000 msまで400 ms間隔, TIを50 msから950 msまで50 ms間隔で変化させた撮像を行った. その他のパラメータはTE: 23 ms, turbo factor: 41(echo train per slice 3¹⁸⁾), FA mode: PD var mode, band width: 501 Hz/Pxを一定とした. 得られた画像からsignal to noise ratio(SNR)およびcontrast to noise ratio(CNR)を算出し, IR-SPACEの最適なパラメータを検討した. さらに最適化したIR-SPACEとIR pulseを付加していないT₁-SPACEにて同様のファントムを撮像し, SNRおよびCNRを比較した. T₁-SPACEのパラメータはIR-SPACEを基本とし, TRは500 msに設定した. SNRおよびCNRの算出法は以下の通りである^{19, 20)}.

$$SNR=SI/SD_{bg}$$

$$CNR=(SI_a-SI_b)/SD_{bg}$$

SI_aおよびSI_b: 対象とする2種類の関心領域における各々の平均信号強度

SD_{bg}: バックグラウンドの平均信号強度

2-2 臨床画像評価

2-2-1 血液抑制効果の検討

通常の頭部スクリーニング検査の頸動脈MR angiography(MRA)で頸動脈狭窄が疑われ, 当院倫理委員会の承認を得られた7症例(承認番号012)に対し, MPRAGE, T₁-SPACEおよび最適化したIR-SPACEの追加撮像を行い, それぞれの撮像法で得られた画像に対し血液抑制効果についての検討を行った. 評価方法は各画像の頸動脈内(頸動脈分岐部)およ

Fig. 1 SNR change according to difference in TI for phantom study at SPACE.

(a) TR 1200 ms

(b) TR 1600 ms

(c) TR 2000 ms

び顎下腺の信号強度を計測し、両者のコントラスト比 (CR) の比較を行った。被検者が異なることによる血液抑制効果の変化を評価するため、得られた結果は症例ごとにグラフで表示した。CR の算出法は以下の通りである^{20, 21)}。

$$CR = (SI_a - SI_b) / (SI_a + SI_b)$$

SI_a および SI_b : 対象とする 2 種類の関心領域における各々の平均信号強度

2-2-2 病変描出能の検討

2-2-1 にて撮像された臨床症例にて MPRAGE 画像の病変が視覚的に評価を行った結果、顎下腺よりも高信号を示す 5 病変に対し、 T_1 -SPACE および IR-SPACE の病変描出能を比較した。比較はスコア法による視覚評価を採用し、観察者実験の結果を公開することについて同意が得られた診療放射線技師 2 名および脳神経外科医 2 名にて評価を行った。この視覚評価では MPRAGE 画像で描出されている病変と頸動脈の形態とを比較し、5 段階 (5 : Very good = 非常によく描出されている, 4 : Good = よく描出されている, 3 : Fair = 描出されている, 2 : Bad = 描出能が悪い, 1 : Poor = 描出能が非常に悪い) での評価を行った。視覚評価の対象となる画像として頸動脈分岐部が描出されるように T_1 -SPACE, IR-SPACE の両者とも同様の角度に設定した MPR を作成した。

3. 結果

3-1 ファントム評価による最適なパラメータの決定

IR-SPACE の TR および TI に対する SNR の変化を示す (Fig. 1)。IR-SPACE では TR の延長に伴い自由水の null point も延長しており、TR 1200 ms (Fig. 1a) では TI 500 ms, TR 1600 ms (Fig. 1b) では TI 670 ms, TR 2000 ms (Fig. 1c) では TI 850 ms 付近にて自由水が最小値となった。目的とするコントラストである IR-TSE T_1 FLAIR のパラメータは自由水を null point に設定することで高い T_1 コントラストが得られるため、最適なパラメータは自由水が最も低い値となる TR に応じた TI を選択することが最善である。

CNR の変化では (Fig. 2), TR が延長することによって WM-GM (Fig. 2a) および fat-water (Fig. 2b) のコントラストは軽度の上昇が確認された。しかし、各コントラストは TR に応じた最適な TI を設定することで良好な値を示した。ファントム実験から、短い TR でも SNR および CNR は長い TR を設定した結果と比較しても良好であったことから、IR-SPACE はルーチンでの運用を想定すると短時間での撮像が望ましいため、臨床評価で利用する最適なパラメータは TR を 1200 ms とし、それに応じた TI を 500 ms に設定した。

T_1 -SPACE と IR-SPACE のファントム撮像における SNR (Fig. 3a) および CNR (Fig. 3b) の結果を示す。WM の SNR で両者の差はほとんどみられなかったが、GM

Fig. 2 CNR change according to difference in TI for phantom study at SPACE.
(a) CNR of fat-water
(b) CNR of WM-GM

Fig. 3 SNR and CNR for phantom study at T1-SPACE and IR-SPACE.
(a) SNR of phantoms
(b) CNR of WM-GM and fat-water

Table Scan parameters

	MPRAGE	T ₁ -SPACE	IR-SPACE
TR/TE (ms)	1200/3.75	560/23	1200/23
TI (ms)	580	—	500
Matrix	256/256	256/245	256/253
Field of view (mm)	250	250	250
Slice thickness (mm)	1.0	1.2	1.2
Slice per slab	64	52	52
PAT accel.factor	2	2	2
Turbo factor	single shot	55	53
Band width (Hz/Px)	150	501	501
Average	1	2	2
Excitation	slab-selective	slab-selective	slab-selective
Flip angle mode	—	PD var	PD var
Orientation	coronal	oblique	oblique
Scan time (min)	4:04	2:25	5:36

のSNRはIR-SPACEのみ値が低下していたため、WM-GMのCNRはIR-SPACEがT₁-SPACEよりも良好な結果となった。IR-SPACEは自由水のnull pointに設定しているため自由水のSNRは非常に低い値となり、脂肪信号はT₁-SPACEよりも低下したため、fat-waterのCNRも高くなる結果となった。

3-2 臨床画像の評価

3-2-1 血液抑制効果についての検討

頸部MRA検査で頸動脈の狭窄が疑われた症例に対し、MPRAGEとT₁-SPACEおよび最適化したIR-SPACEの追加撮像(Table)を行った。撮像した臨床画像から、血管内信号と顎下腺信号のCRを比較した

Fig. 4 Carotid artery-submandibular gland CR.

Fig. 5 Visualized evaluation of scoring method at T₁-SPACE and IR-SPACE.

Fig. 6 Clinical image of carotid artery.

- (a) TOF MRA maximum intensity projection (MIP)
 (b) MPRAGE MPR
 (c) T₁-SPACE MPR
 (d) IR-SPACE MPR

a | b | c | d

結果を示す(Fig. 4). MPRAGEでは症例2, 3, 5, 7においてCRが大幅に低下した. T₁-SPACEでは症例1, 3にてCRの若干の低下が確認されたが, その他の症例では良好な血液抑制効果が得られた. IR-SPACEでは症例3にてCRの若干の低下が確認されたが, その他の症例では良好な血液抑制効果が得られた.

3-2-2 病変描出能についての検討

臨床画像においてMPRAGEで視覚的に高信号を示した5病変に対し, T₁-SPACEおよびIR-SPACEの病変描出能について視覚評価を行った結果を示す(Fig. 5). IR-SPACEはすべての症例で高いスコアを示した.

Fig. 6に臨床画像を示す. 症例は76歳, 男性, 頸動

Fig. 7 Clinical image of carotid artery.

- (a) TOF MRA MIP
(b) MPRAGE MPR
(c) T₁-SPACE MPR
(d) IR-SPACE MPR

a | b | c | d

脈 MRA にて左内頸動脈は軽度の狭窄様の所見を示している。追加撮像を行った MPRAGE の MPR 画像では血液信号の抑制は不十分ではあるが、狭窄部分と思われる部分が明瞭な高信号を示した (Fig. 6b)。T₁-SPACE では良好な血液抑制効果は得られているが病変は顎下腺と比べて等信号で描出されたため、形態の把握が困難であった (Fig. 6c)。それに対して IR-SPACE 画像では MPRAGE と同様の箇所で病変は明瞭な高信号を示し、形態の把握も容易であった (Fig. 6d)。さらに IR-SPACE は良好な血液抑制効果を示した。

4. 考 察

頸動脈プラークで出血を伴う病変は MPRAGE にて非常に高い信号を呈することが知られているが²²⁾、今回の検討にて IR-SPACE においても同様の病変が高信号を示す症例が確認された。また MPRAGE では血液抑制不良が原因で病変や血管の形態を描出することが困難である症例もあったが、IR-SPACE では均一な血液抑制効果を示し MPRAGE に比べて良好な画像が得られた。

ファントム撮像によるコントラストの検討において、IR-SPACE は各 TR に対して TI を自由水の null point に設定することで T₁-SPACE と比較して高い T₁ コントラストが得られた。これは IR pulse を付加することによって WM よりも長い T₁ 値をもつ GM が、より null point に近づくことで信号強度が低下することに起因する。この結果から GM よりも T₁ 値が長く自由水に近い血液信号は²³⁾、さらに null point に近づくため、T₁-SPACE に比べて血液抑制効果も高くなることが予想される。これらのファントム実験から、IR pulse はコントラストと血

液抑制効果の両者に有効であることが確認された。しかし、IR pulse のみでは血液抑制効果が不十分である可能性があり、短時間でボリュームデータを取得するには SPACE 法の VRFA が非常に重要となる。

今回、検討を行った SPACE 法は 3D TSE シーケンスであるため、短時間撮像をする場合には多くの turbo factor を利用する必要がある。しかし、多くの turbo factor はコントラストを低下させ、blur を出現させる可能性がある。そのため、SPACE 法では短い TE を設定した際に FA mode を PD var mode に設定することで RFA を変化させ、pseudo steady state (PSS) の状態に移行することで組織からの信号をある程度保持させる。その結果、多くの turbo factor を利用しても T₂ 減衰の影響を受けづらくなり、良好なコントラストと blur の低減が得られたと考える²⁴⁾。しかし、T₁-SPACE では多くの turbo factor を利用することによって、MPRAGE のような非常に高い T₁ コントラストを得ることは困難であるため、MPRAGE にて非常に高い信号を示した病変のコントラストが低下したと考える。今回の検討にてプラークイメージで出血を伴う病変を検出する際に T₁-SPACE では病変の信号低下が起こる可能性が示唆された。そのため IR pulse を付加し、T₁ 回復による信号差をより強く画像に反映させる heavy T₁ コントラストが出血性プラークを明瞭な高信号に描出するためには必要な可能性がある。しかし、IR-SPACE は非常に高い T₁ コントラストが得られるが、TSE 法であるために MPRAGE とはシーケンスの違い、パラメータ設定法の違いなどによって完全にコントラストが一致するわけではなく、Fig. 7 のように MPRAGE (Fig. 7b) に比べて病変の描出能が低下する症例 (Fig. 7d) も確認されたため、観察す

Fig. 8 Change in blood controlling effect of MPRAGE.

Fig. 9 Artifact by flow of clinical image.

(a) MPRAGE MPR
(b) T₁-SPACE MPR
(c) IR-SPACE MPR

る際には注意する必要がある。

血液抑制効果で MPRAGE は症例によってかなりのバラつきがみられた。これは TI を血液の null point に設定することが原因である。血液の T₁ 値は被検者によって若干異なる値を示すため、同一の TI では抑制効果が不十分になることがある。さらに症例によっては血液が white blood の状態になる症例も経験した (Fig. 8)。

T₁-SPACE で血液抑制効果は MPRAGE に比べて均一であり、良好な血液抑制効果を示した。今回検討を行った SPACE 法は TSE 法であるため、flow void 効果を利用した血液抑制画像である。加えて SPACE 法は VRFA を利用しているため、通常の TSE 法よりも flow void 効果が高いと考えられる。この理由として初期の RFA の角度が関係している。今回の検討で利用した PD var mode の VRFA の挙動は初期の turbo factor の角度を低角まで下げ、その後 RFA の角度を上げていくことで PSS の状態に移行するデザインである。流入した直後の血流からの信号は初期の turbo factor の角度に依存するため、その角度が低角であることで血液信号の横磁化が減少し、流れによる位相分散の影響を受けや

すくなるため SPACE 法は flow void 効果が高くなると考える²⁵⁾。しかし、頸動脈分岐部は形状が複雑であるとともに中膜内膜複合体厚が肥厚し、表面に凹凸がある場合や石灰化の形状によって血液の流れが乱れることがある。その結果、血液信号が滞るために位相分散が促進されずアーチファクトが出現することもある。このアーチファクトはときに偽病変の形状を示すため、診断が困難になることもある。

MPRAGE と比べて IR-SPACE は非常に良好な血液抑制効果を示した。また T₁-SPACE で渦流の影響によるアーチファクトが描出されている症例でも IR-SPACE は高い血液抑制効果を示した (Fig. 9)。

IR-SPACE は SPACE 法がもつ強い flow void 効果が良好な血液抑制を可能にしている。しかし、本検討における最適化した IR-SPACE は高い T₁ コントラストを得るために付加した IR pulse の TI が、結果として動脈血の T₁ 緩和時間に近いことで T₁-SPACE では起こりうる血液抑制不良を補い、良好な血液抑制効果が得られたと考える。臨床画像にて渦流の影響も低減することが確認されたが、IR-SPACE でも渦流の影響によるアーチ

ファクトが完全に消失しない症例も経験した。また、IR-SPACE は IR pulse を利用することで病変の T_1 値が null point に近づくことによって信号が低下する可能性も示唆される。さらに IR-SPACE は TI を利用した撮像法であり設定する TR が長くなるため撮像時間は延長するが、SNR は IR pulse を付加していない撮像に比べて、撮像時間の延長分までは上昇せず良好な SNR を得るにはさらなるパラメータの設定が必要になることにも注意する必要がある。

5. 結 語

これまで SPACE 法は良好な血液抑制効果が得られる半面、多くの turbo factor を利用するためコントラストの解釈が難解であり、性状評価に対する有用性には疑問があった。しかし、今回の検討によって SPACE 法に IR pulse を付加しパラメータを最適化することで、頸動脈プラークの形状評価だけではなく性状評価への応用が可能であることが示唆された。

本研究の要旨は、第 67 回日本放射線技術学会総合学術大会(2011)にて発表した。

参考文献

- 1) 飯原弘二, 菱川朋人, 長束一行, 他. 不安定プラークを有する内頸動脈狭窄症に対する急性期頸動脈内膜剥離術. 脈管学 2008; 48(1): 61-65.
- 2) 石橋敏寛, 村山雄一, 佐口隆之, 他. 頸動脈ステント留置術での血栓塞栓症: MRI によるプラーク性状評価と distal protection device との関連. JNET 2009; 3(1): 3-9.
- 3) 渡邊祐司, 永山雅子. 頸動脈プラークの MR イメージング. 脈管学 2011; 51(1): 81-94.
- 4) Yuan C, Mitsumori LM, Ferguson MS, et al. In vivo accuracy of multispectral magnetic resonance imaging for identifying lipid-rich necrotic cores and intraplaque hemorrhage in advanced human carotid plaques. Circulation 2001; 104(17): 2051-2056.
- 5) Cai JM, Hatsukami TS, Ferguson MS, et al. Classification of human carotid atherosclerotic lesions with in vivo multi-contrast magnetic resonance imaging. Circulation 2002; 106(11): 1368-1373.
- 6) Takaya N, Yuan C, Chu B, et al. Association between carotid plaque characteristics and subsequent ischemic cerebrovascular events: a prospective assessment with MRI-initial results. Stroke 2006; 37(3): 818-823.
- 7) 山田直明, 東 将浩, 長束一行, 他. MRI による不安定プラークの描出の現状について. 脈管学 2006; 46(5): 523-529.
- 8) Mugler JP 3rd, Brookeman JR. Rapid three-dimensional T1-weighted MR imaging with the MP-RAGE sequence. J Magn Reson Imaging 1991; 1(5): 561-567.
- 9) Yamada N, Higashi M, Otsubo R, et al. Association between signal hyperintensity on T1-weighted MR imaging of carotid plaques and ipsilateral ischemic events. AJNR Am J Neuroradiol 2007; 28(2): 287-292.
- 10) Moody AR, Murphy RE, Morgan PS, et al. Characterization of complicated carotid plaque with magnetic resonance direct thrombus imaging in patients with cerebral ischemia. Circulation 2003; 107(24): 3047-3052.
- 11) 山田直明, 飯原弘二, 植田初江. 頸動脈の MRI(A). 脈管学 2009; 49(6): 459-464.
- 12) Yoneyama M, Nakamura M, Tabuchi T, et al. "Spin-echo like T1 contrast" volumetric black-blood images using 3D LOWRAT: low refocusing flip angle TSE. Proc Int Soc Magn Reson Med 2010; 18: 3031.
- 13) 水上慎也, 尾崎正則, 秦 博文, 他. Variable refocus flip angle を用いた 3D FSE sequence(e3dt2) の Black Blood Imaging への応用. 日磁医誌 2008; 28(S): 303.
- 14) 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.
- 15) Deoni SC, Rutt BK, Peters TM. Rapid combined T1 and T2 mapping using gradient recalled acquisition in the steady state. Magn Reson Med 2003; 49(3): 515-526.
- 16) Magnaldi S, Ukmar M, Vasciaveo A, et al. Contrast between white and grey matter: MRI appearance with ageing. Eur Radiol 1993; 3(6): 513-519.
- 17) Melhem ER, Israel DA, Eustace S, et al. MR of the spine with a fast T1-weighted fluid-attenuated inversion recovery sequence. AJNR Am J Neuroradiol 1997; 18(3): 447-454.
- 18) Mugler JP 3rd, Menzel MI, Horger W, et al. Efficient phase-encoding for 3D turbo-spin-echo imaging with very long echo trains. Magn Reson Med 2006; 14: 2429.
- 19) 小倉明夫, 東田満治, 山崎 勝, 他. MR 画像における各種 CNR 算出法と信号検出能の関係. 日放技学誌 1998; 54(6): 778-783.
- 20) McRobbe DW, Moore EA, Graves MJ, et al. 5 画像最適化のための基礎知識. 標準 MRI. オーム社, 東京, 2004: 61-72.
- 21) 内田幸司, 尾崎史郎, 原 真司, 他. 3T-MR 装置における SAR 低減シーケンスの画像特性. 日放技学誌 2008; 64(12): 1492-1496.
- 22) 菱川朋人, 飯原弘二, 山田直明, 他. 頸動脈プラークにおける MP-RAGE 法と病理組織の比較検討. 脳卒中 2010; 32(6): 611-613.
- 23) Dagia C, Ditchfield M. 3T MRI in paediatrics: challenges and clinical applications. Eur J Radiol 2008; 68(2): 309-319.
- 24) Hennig J, Weigel M, Scheffler K. Multiecho sequences with variable refocusing flip angles: optimization of signal behavior using smooth transitions between pseudo steady states (TRAPS). Magn Reson Med 2003; 49(3): 527-535.
- 25) Weigel M, Hennig J. On the diffusion sensitivity of 2D- and 3D-turbo spin echo sequences. Magn Reson Med 2011; 19: 1967.

図表の説明

- Fig. 1 ファントム撮像による SPACE 法の各 TR における TI と信号強度の関係
 (a) TR 1200 ms
 (b) TR 1600 ms
 (c) TR 2000 ms
- Fig. 2 ファントム撮像による SPACE 法の TI とコントラスト比の関係
 (a) Fat-water の CNR
 (b) WM-GM の CNR
- Fig. 3 ファントム撮像による T₁-SPACE と IR-SPACE の SNR と CNR
 (a) 各ファントムの SNR
 (b) WM-GM と fat-water の CNR
- Fig. 4 臨床画像における各撮像の頸動脈内腔信号－顎下腺信号のコントラスト比
- Fig. 5 T₁-SPACE および IR-SPACE 画像による病変描出能に対する視覚評価
- Fig. 6 臨床画像
 (a) TOF MRA maximum intensity projection (MIP)
 (b) MPRAGE MPR
 (c) T₁-SPACE MPR
 (d) IR-SPACE MPR
- Fig. 7 臨床画像
 (a) TOF MRA MI
 (b) MPRAGE MPR
 (c) T₁-SPACE MPR
 (d) IR-SPACE MPR
- Fig. 8 各症例における MPRAGE の血液抑制効果の変化
- Fig. 9 各撮像法のフローアーチファクト
 (a) MPRAGE MPR
 (b) T₁-SPACE MPR
 (c) IR-SPACE MPR
- Table MPRAGE, T₁-SPACE および最適化した IR-SPACE の撮像パラメータ

問合先

〒225-0002 横浜市青葉区美しが丘 2-17-2
 いう横浜クリニック 井上裕二