臨床技術

論文受付
2011年6月15日

論文受理
2012年5月17日

Code No. 261

頸動脈プラーク MRI における 3D-TSE 法(SPACE 法)の有用性

浦田哲弥¹ 山本英孝¹ 生田尚明¹ 打越将人²

¹ 製鉄記念広畑病院放射線科

² シーメンス・ジャパン株式会社

緒言

近年、わが国における脳血管障害は食生活の欧米化や急速に進む高齢化に伴い心臓疾患とならび死因の上位を占める重要な疾患である。なかでも頸動脈狭窄症は脳梗塞発症の重要な病態とされ、スクリーニング検査として頸動脈の狭窄率に加えプラークの性状評価が重要とされてきている^{1,2)}。

頸動脈プラークは病理学的に粥腫(lipid core)、粥腫内出血、壊死、線維化、炎症細胞浸潤、血栓、被膜、

石灰化などの成分から構成される³⁾。この性状評価は一般的に超音波断層撮像法(以下、echo)やcomputed tomography(CT)などのモダリティを用いて評価されているが、なかでも高い組織コントラストが得られるmagnetic resonance imaging(MRI)によるプラークの性状評価は正確で再現性があると期待されている⁴⁾。

MRIによる頸動脈プラーク性状診断に用いられる撮像シーケンスは、一般的に心電図同期併用 dark blood-fat suppression(脂肪抑制)turbo spin echo 法(DB-fs-TSE

Utility of Sampling Perfection with Application Optimized Contrasts Using Different Flip Angle Evolutions Method in Carotid Artery Plaque Magnetic Resonance Imaging

Tetsuya Urata,^{1*} Hidetaka Yamamoto,¹ Naoaki Ikuta,¹ and Masato Uchikoshi²

¹Department of Radiology, Steel Memorial Hirohata Hospital

²SIEMENS Japan

Received June 15, 2011; Revision accepted May 17, 2012

Code No. 261

Summary

In the carotid artery plaque diagnosis, it is said that properties evaluation is important. For this inspection, it is general to use electrocardiogram (ECG)-trigger-dark blood (DB)-fat suppression (fs)-turbo spin echo (TSE)-T₁ weighted image (T₁WI), T₂WI, and magnetization prepared rapid gradient echo (MPRAGE) methods though many problems still remain. This time, a comparative study of the carotid artery plaque diagnosis that used the sampling perfection with application optimized contrasts was made. This used different flip angle evolutions method sampling perfection with application optimized contrasts using different flip angle evolutions (SPACE) method that was 3 dimension (3D) imaging procedure that used variable flip angle with the law so far. The subjects were normal volunteers, handmade phantoms changed by T₁ and T₂ value, and the five patients on five cases who had taken carotid endoarterectomy (CEA) (male, mean 70.6 yr). Findings by the pathologist were obtained for the CEA enforcement patient. There is an excellent result in the contrast ratio by phantom, the signal intensity ratio of a clinical patient, and the comparison with pathological findings. The SPACE method can solve various problems, be evaluated by a properties evaluation of the plaque, a grasp of the range, and an arbitrary section, and be devised as a useful imaging procedure.

Key words: sampling perfection with application optimized contrasts using different flip angle evolutions (SPACE), carotid plaque, pathological, contrast, 3 tesla magnetic resonance

*Proceeding author

Phantom	agarose+Gd-DTPA (%)	T ₁ value(ms)	T ₂ value(ms)	tissue
A	agar 3%+gd0.01%	1239	62	muscle
B	agar 2%+gd0.05%	524	77	hemorrhage
C	agar 1%+gd0.1%	333	102	lipid
D	agar 3%	1856	59	fibrous

Fig. 1 Figure of the phantom structure.

法)T₁weighted image(T₁WI), T₂weighted image(T₂WI)であり, 臨床的有用性に対する報告が散見される^{5,6)}. 当院でも, これらの撮像法に病変の進展範囲把握のために magnetization prepared rapid gradient-echo 法(MP-RAGE 法)^{7,8)}を追加して検査を行っている. しかし, DB-fs-TSE 法は血管内腔の血液の信号抑制のために心電図同期を用いるため撮像時間の延長, repetition time(TR)の変化による組織コントラストの変動, 同期不良による flow void 効果の低下などが問題視されており, MP-RAGE 法はブランク検出の特異性⁹⁾, 特に高磁場環境下では血液信号の抑制不良および磁場不均一の影響を受けやすいなどの問題点が挙げられる.

今回, われわれは variable flip angle(vfl)を用いた 3dimension(3D)-TSE 法である sampling perfection with application optimized contrasts using different flip angle evolutions 法(SPACE 法)を用いた頸動脈プラークイメージングについて従来法である DB-fs-TSE 法と比較検討した.

1. SPACE 法の特徴

SPACE 法は TSE 系の 3D 撮像シーケンスであり, 従来の TSE 法のような一定角度の refocus flip angle(RFA)パルスを使用せず, 経時的に組織の T₁ 値, T₂ 値に応じて flip amplitude を変化させる vfl を使用している. 本手法によって 3 T 装置で問題とされていた specific absorption rate(SAR)の制限を回避することが可能と

なった. また, 最適化された vfl を使用することによって組織の信号減衰を信号収集の間ほぼ一定の状態(以下, pseudo steady state; PSS)に保ちエコートレインの後半でも信号強度が維持できるため, 3D-TSE 法と比べて高いターボファクタを用いてもブラーリングの影響を抑制し, コントラストが改善するメリットがある. また, SPACE 法には vfl によるフリップ角の変調によって血液の位相の分散が大きくなるため強い flow void 効果が得られる特徴がある¹⁰⁾.

2. 対象

対象は正常ボランティアと T₁ 値, T₂ 値を変化させた自作ファントムおよび 2009 年 5~12 月に撮像された頸動脈内膜剝離術(以下, carotid endoarterectomy; CEA)施行患者 5 症例 5 病変(男性 5, 平均 70.6 歳)である. CEA 施行患者に対しては病理医による病理所見を得た.

ファントムは, gadolinium(Gd)造影剤(濃度 0.01%, 0.05%, 0.1%), アガロース(濃度 1%, 2%, 3%), 蒸留水を用いて作成した Gd 造影剤希釈溶液とサラダ油および蒸留水を円柱ポリエチレン容器(直径 2 mm, 高さ 65 mm)に入れ, 周りを 3%のアガロースで満たした円柱ポリエチレン容器(直径 150 mm, 高さ 115 mm)内に配置した(Fig. 1). 本研究ではその中から 4 種類を使用し, A を筋肉ファントム, B, C, D を出血, 脂質, 線維プラークファントムとした¹¹⁾.

なお, 正常ボランティアおよび臨床患者については当

Table 1 Scan parameters of DB-fs-TSE, MP-RAGE and SPACE

Sequence	TR (ms)	TE (ms)	FA (deg)	Refocusing FA (deg)	Matrix	FOV (cm)	Number of slices	Slice thickness (mm)	ETL	Scan time
DB-fs-TSE-T ₁ WI	1 RR (500)	11		180	320×320	15×15	1	4	5	2 min 38 s × slice
DB-fs-TSE-T ₂ WI	2 RR (2000)	86		180	320×320	15×15	1	4	15	1 min 45 s × slice
MP-RAGE	1500	3.77	10		256×256	23×23	88	0.9		4 min 03 s
Vfl-SPACE-T ₁ WI	500	26		variable	256×256	23×23	88	0.9	41	5 min 06 s
Vfl-SPACE-T ₂ WI	2000	86		variable	256×256	23×23	88	0.9	151	5 min 06 s
Constant-SPACE-T ₂ WI	2000	86		60	256×256	23×23	88	0.9	151	5 min 06 s

The value in parentheses was used at the time of phantom images.

院の倫理委員会の承認を受け本研究の目的について十分に説明し同意を得て検査を施行した。画像データは、連結可能匿名化を行い院内に厳重に保管し持ち出し禁止とした。検討後においても同様の取り扱いとした。

[使用機器]

SIEMENS 社製 3 T 装置 MAGNETOM Trio, A Tim System. 使用受信コイルはボランティアおよび臨床患者撮像時は 4 ch Neck Matrix coil, ファントム撮像時は送受信 circularly polarized Extremity Coil を用いた。

3. 方 法

3-1 撮像条件

撮像条件を Table 1 に示す。また、ファントム撮像時は括弧内の TR を用いた。SPACE シーケンスのユーザーインタフェース上では、RFA を variable mode と constant mode に変更可能である。Variable mode は RFA を連続的に変化させ信号変化をなるべく一定の状態にしてコントラストを保持する手法であり、constant mode 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^{12, 13)}。本稿では、前者を vfl-SPACE 法、後者を constant-SPACE 法と定義する。従来法の脂肪抑制法は chemical shift selective 法 (CHESS 法)、MP-RAGE 法は、water excitation (we)、SPACE 法は spectral attenuated with inversion recovery 法 (SPAIR 法) である。撮像断面は従来法と同じ横断面を用いた。本検討における比較対象シーケンスは T₁WI として vfl-SPACE 法、MP-RAGE 法および DB-fs-TSE 法を T₂WI として vfl-SPACE 法、constant-SPACE 法および DB-fs-TSE 法である。

3-2 SPACE 法の flow void 効果

ボランティア撮像にて vfl-SPACE 法および constant-SPACE 法を用い検討した。更に、constant-SPACE 法においては RFA を 60° から 180° まで 30° ずつ変化させ、血管の flow void 効果を評価した。頸動脈分岐近位部に region of interest (ROI) を設定し、血管内腔と胸鎖乳突筋のコントラストを求めた (ROI サイズ 20 pixel)。コントラストは次式から求めた¹⁴⁾。

$$\text{Contrast} = |(A-B)| / \{(A+B)/2\} \dots\dots\dots (1)$$

A : 胸鎖乳突筋の信号強度

B : 血管内腔の信号強度

3-3 ファントムによるコントラスト

筋肉を模したファントム A と種々のプラーク成分を模したファントム B, C, D 間のコントラストを求め各シーケンス間で比較を行った (ROI サイズ 250 pixel)。コントラストは式 (1) を用いた。

A : 筋肉を模したファントムの信号強度

B : 種々のプラーク成分を模したファントムの信号強度

3-4 臨床患者における信号強度比および病理組織像

各シーケンスにおいて、対象血管と同側の胸鎖乳突筋に対するプラークの信号強度比を式 (2) から求め、低値 (low : 0.75 以下)、同等 (iso : 0.75 ~ 1.25)、高値 (high : 1.25 以上) に分類した²⁾。

両法でプラーク全体を囲むように ROI を設定した。また、CEA から得られた病理組織像によって線維および脂質プラークに分類し、シーケンス間での描出能について比較検討した。信号強度比の比較において多重比

Fig. 2 Reconstructive image of a carotid artery.
 (a), (e) Image of MP-RAGE
 (b), (f) Image of vfl-SPACE-T₁WI
 (c), (g) Image of vfl-SPACE-T₂WI
 (d), (h) Image of constant-SPACE-T₂WI (FA: 60°)

Fig. 3 Relation of contrast between intra-vascular space and muscle in constant-SPACE-T₂WI.

較検定法である Kruskal Wallis H-test によって有意水準 5%以下を有意とした。統計ソフトは Microsoft Excel 2010 を用いた。

信号強度比 = A/B (2)

A : プラークの信号強度

B : 胸鎖乳突筋の信号強度

4. 結 果

4-1 SPACE 法の flow void 効果

Fig. 2 に各シーケンスで撮像したボランティア画像を示す。Vfl-SPACE 法は血管内の信号が低下し良好な flow void 効果が得られている。Fig. 3 に constant-SPACE 法での各 RFA による血管内腔－胸鎖乳突筋間コントラストのグラフを示す。Constant-SPACE 法にお

Fig. 4 Relation of contrast between muscle and tissue phantoms in T₁WI.

Fig. 5 Relation of contrast between muscle and tissue phantoms in T₂WI.

いてはRFAを低く設定することによって高いコントラストを示し顕著なflow void効果が得られた。

4-2 ファントムによるコントラスト

Fig. 4, 5に各シーケンスにおける筋肉-組織間コントラストのグラフを従来法のコントラストを1.0で正規化して示す。T₁WIでは各コントラストの平均値は、vfl-SPACE/MP-RAGE/DB-fs-TSE：1.32/1.38/1となり、vfl-SPACE法が従来法より高い組織間コントラストを示した。また、すべてのプラーク成分のファントムにおいても従来法より高いコントラストを示した。一方T₂WIでは、vfl-SPACE/constant-SPACE/DB-fs-TSE：0.62/1.16/1とvfl-SPACE法が最も低い値となり、constant-SPACE法が他に比べコントラストが高く、また、すべてのプラーク成分のファントムについても従来法より高いコントラストを示した。

4-3 臨床画像での比較

病理組織では5例中3例が脂質プラーク、2例が線維プラークであった。それぞれの病理組織における信

号強度比については、T₁WIにおいて、線維プラーク：vfl-SPACE/MP-RAGE/DB-fs-TSE：1.11～1.31/0.77～1.04/0.73～1.45、脂質プラーク：vfl-SPACE/MP-RAGE/DB-fs-TSE：0.96～2.27/1.08～2.74/0.98～2.59を呈し、T₂WIにおいては線維プラーク：vfl-SPACE/constant-SPACE/DB-fs-TSE：1.75～3.30/1.68～1.95/1.52～3.78、脂質プラーク：vfl-SPACE/constant-SPACE/DB-fs-TSE：2.08～3.06/1.37～4.93/2.01～3.96を呈した。

T₁WIにおいて信号強度比は従来法と有意差は認められなかった(線維プラーク：p=0.775、脂質プラーク：p=0.802)。T₂WIにおいてはかなりばらつきのある結果となったが有意差は認められなかった(線維プラーク：p=0.944、脂質プラーク：p=0.879)。プラークの性状とMRI信号との比較をTable 2に示す。

5. 症例提示

5-1 Fibrous plaque

検診で発見された無症候性の右内頸動脈狭窄症(男性、73歳)、狭窄部が進行したためCEAが施行された。手術所見は線維性被膜に覆われたプラークで肉眼

Table 2 Relation between pathological findings and MR signal of plaque

Case	Plaque tissue		Signal ratio				
	Tissue	Hemorrhage	DB-fs-TSE-T ₁ WI	MP-RAGE	Vfl-SPACE-T ₁ WI	DB-fs-TSE-T ₂ WI	Constant-SPACE-T ₂ WI
1	Lipid rich plaque		0.98 iso	—	0.96 iso	3.96 high	4.93 high
2	Lipid rich plaque	+	1.01 iso	1.08 iso	1.12 iso	2.01 high	1.50 high
3	Fibrous plaque	+	1.45 high	1.04 iso	1.31 high	3.78 high	1.95 high
4	Lipid rich plaque	+	2.59 high	2.74 high	2.27 high	2.42 high	1.37 high
5	Fibrous plaque		0.73 low	0.77 iso	1.11 iso	1.52 high	1.68 high

a		b	
c	d	e	
f	g	h	
i	j	k	l

Fig. 6 Fibrous plaque.

- (a) Masson's trichrome stain
- (b) Hematoxylin-eosin stain
- (c) DB-fs-TSE-T₁WI
- (d) MP-RAGE
- (e) Vfl-SPACE-T₁WI
- (f) DB-fs-TSE-T₂WI
- (g) Vfl-SPACE-T₂WI
- (h) Constant-SPACE-T₂WI
- (i) MP-RAGE
- (j) Vfl-SPACE-T₁WI
- (k) Vfl-SPACE-T₂WI
- (l) Constant-SPACE-T₂WI

的に内出血あり。病理所見では、広範囲に fibrofatty atheroma ないし fibrous plaque の形成が著しく、fibrofatty atheroma 部での calcification、一部で軽度の粥腫内出血を認めた。Fig. 6 に病理組織像および MRI

画像を示す。T₁WI において等信号プラークとして描出され、T₂WI においては従来法とほぼ同等に描出された。また、長軸像において SPACE 法は良好な flow void 効果が得られ、プラークの性状や範囲の把握が可

Fig. 7 Lipid rich plaque.

- (a) Hematoxylin-eosin stain
- (b) Elastica van gieson stain
- (c) DB-fs-TSE-T₁WI
- (d) MP-RAGE
- (e) Vfl-SPACE-T₁WI
- (f) DB-fs-TSE-T₂WI
- (g) Vfl-SPACE-T₂WI
- (h) Constant-SPACE-T₂WI
- (i) MP-RAGE
- (j) Vfl-SPACE-T₁WI
- (k) Vfl-SPACE-T₂WI
- (l) Constant-SPACE-T₂WI

能であった。MP-RAGE 法では血管内信号の抑制不良がみられた。

5-2 Lipid rich plaque

脳梗塞発症で発見された右内頸動脈狭窄症(男性, 66 歳), 画像上, 進行性で不安定プラークを疑ったため CEA が施行された。手術所見は線維性被膜の破綻とプラーク内血腫を認めた。病理所見では粥腫形成の著しい動脈で, 粥腫内出血が高度に認められ, 動脈壁には石灰化巣を散見した。Fig. 7 に病理および MRI 画像を示す。T₁WI では, ほぼ高信号で内部に若干の等～低信号, T₂WI では, ほぼ等信号で内部に若干の高信号が混在するプラークとして描出されており粥腫と粥腫内出血

を反映していることがわかる。長軸像においては高度狭窄であるため末梢側で血管内信号の抑制低下がみられ, SPACE 法では正常血管壁とプラーク内腔との良好な組織コントラストが得られた。

6. 考 察

現在, 頸動脈狭窄症における外科的治療法として CEA および頸動脈ステント留置術(carotid artery stenting; CAS)¹⁵⁾がある。これらの治療法の対象は狭窄率のみで判断されているのが現状であるが, プラークの性状および長軸方向への広がりの評価も重要とされてきている。従来法は血管内腔の血液の信号抑制のために心電図同期を用いるためプラークのコントラストや flow void 効

果が安定せず画像の信頼性に問題がある。また、長い病変を対象としたとき、数多くの断面の撮像が必要となり長時間検査を要するため患者への負担および体動による画像への影響も大きくなる。本論文は、これらの欠点を解決すべく頸動脈プラーク診断における SPACE 法の有用性について従来法である DB-fs-TSE 法と比較検討したものである。

ボランティアにおける SPACE 法の flow void 効果の検討において、vfl-SPACE 法や低角に RFA を設定した constant-SPACE 法では血管内の信号は低下した。これは RFA を連続的に変化させること、長い duration time が必要なことによって血液の位相分散が大きくなり血管内の信号が抑制されるためと考える。また、この両者での flow void 効果の違いは vfl-SPACE 法が RFA を連続的に不規則に変化するため血液の位相分散がより大きくなるのに対し、constant-SPACE 法は RFA を設定値まで規則的に変化させその後一定になるため血液の位相分散に差が出るためと考える。Variable mode の RFA は変更不可能であるが、constant mode においては低角にするほど強い flow void 効果が得られる。RFA を変更すればコントラストに影響を及ぼすが、ファントムでの検討によって従来法とほぼ同等の値が得られたため、より強い flow void 効果が得られる 60° を選択した。

ファントムの比較において、すべての模擬プラークファントムで SPACE 法のコントラストは従来法と比較して同等以上の値を示した。T₁WI において vfl-SPACE 法は、PSS 状態の撮像によって高いコントラストを保持することができたが、T₂WI においては vfl-SPACE 法、従来法、constant-SPACE 法の順でコントラストが高い結果となった。Vfl を用いても RFA の変化は実効 echo time (TE) や shot 数、k-trajectory、phase encode 数などによって最適化されているため組織によっては十分にコントラストを保持できないと考える。

臨床画像での比較において信号強度比は従来法と SPACE 法とで有意差は認められなかったが、値にばらつきがみられたため症例を増やし検討を重ねる必要性がある。プラークの信号強度は近傍の筋肉や顎下腺などを基準とした報告も散見されるが統一されていないため^{2,6)}、今回われわれは、より頸動脈に近い胸鎖乳突筋を基準とし検討を行った。Vfl-SPACE-T₁WI および constant-SPACE-T₂WI において線維、脂質プラークの信号強度比の分離は可能であったが、vfl-SPACE-T₂WI においては両組織でほぼ同等であった。このため SPACE 法によってプラークの性状評価を行うためには

vfl-SPACE-T₁WI および constant-SPACE-T₂WI の使用が望ましいと考える。病理組織像との対比において SPACE 法は粥種および出血で高信号に、線維質で低信号に描出されておりこれまでの報告と同様の結果となった¹⁶⁾。

頸動脈プラーク MRI における性状評価は最も重要な項目であるが、外科医が求める術前評価として病変の進展範囲を正確に診断することも治療方針の決定事項において重要なファクタである。今回の頸動脈プラークの SPACE 法の検討において広範囲撮像が可能であるため、頸動脈狭窄症や虚血性脳血管障害の既往者のスクリーニングおよび精密検査を従来法と同等の時間でより広範囲の詳細な撮像が可能であると考ええる。

今回われわれの行った SPACE 法による頸動脈プラーク MRI の検討にはいくつかの課題がある。比較的強い flow void 効果の得られるシーケンスであるが頸動脈の形状、血流速度および狭窄などによって血管内腔の信号抑制不良がみられるため、より強い信号抑制効果の得られる傾斜磁場パルスの適応が望まれる。また、2D 撮像に比べ面内分解能が劣るがそれによる影響についても検討する必要がある。今回は病理組織像との対比を主に検討を行い病理組織像と MRI の信号強度比によるプラーク性状の分類において良好な結果が得られたためパラメータに関しては詳細な検討は行っていないが、従来法と比べコントラストに少し違いがあるため詳細なパラメータの検討も必要と考える。

7. 結 語

SPACE 法による頸動脈プラーク診断について検討を行った。SPACE 法を用いることで、従来法で問題であった心電図同期による組織コントラストの変動や 2D 撮像による撮像時間の延長などの問題点を回避し、頸動脈プラークイメージを短時間で撮像可能であった。病理組織像との対比においてプラーク分類と MRI の信号強度比について良好な結果が得られたため頸動脈プラーク診断において有用な撮像法になりえると考ええる。

謝 辞

本研究にあたり助言をくださいました臨床病理科の平野博嗣先生ならびに放射線科諸兄に深く感謝致します。

なお、本研究の要旨は第 37 回日本磁気共鳴医学会大会(横浜, 2009 年 10 月)にて報告した。

参考文献

- 1) Hobson RW, Weiss DG, Fields WS, et al. Efficacy of carotid endarterectomy for asymptomatic carotid stenosis. The Veterans Affairs Cooperative Study Group. *N Engl J Med* 1993; 328(4): 221-227.
- 2) Yuan C, Mitsumori LM, Beach KW, et al. Carotid atherosclerotic plaque: noninvasive MR characterization and identification of vulnerable lesions. *Radiology* 2001; 221(2): 285-299.
- 3) Stary HC, Chandler AB, Dinsmore RE, et al. A definition of advanced types of atherosclerotic lesions and a histological classification of atherosclerosis. A report from the Committee on Vascular Lesions of the Council on Arteriosclerosis, American Heart Association. *Circulation* 1995; 92(5): 1355-1374.
- 4) Saam T, Ferguson MS, Yarnykh VL, et al. Quantitative evaluation of carotid plaque composition by in vivo MRI. *Arterioscler Thromb Vasc Biol* 2005; 25(1): 234-239.
- 5) 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.
- 6) Watanabe Y, Nagayama M, Suga T, et al. Characterization of atherosclerotic plaque of carotid arteries with histopathological correlation: vascular wall MR imaging vs. color Doppler ultrasonography (US). *J Magn Reson Imaging* 2008; 28(2): 478-485.
- 7) 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.
- 8) Yamada N, Higashi M, Otsubo R et al. Association between signal hyperintensity on T1-weighted MR imaging of carotid plaque and ipsilateral ischemic events. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007; 28(2): 287-292.
- 9) Ota H, Yarnykh VL, Ferguson MS, et al. Carotid intraplaque hemorrhage imaging at 3.0-T MR imaging: comparison of the diagnostic performance of three T1-weighted sequences. *Radiology* 2010; 254(2): 551-563.
- 10) Mihai G, Chung YC, Merchant A, et al. T1-weighted-SPACE dark blood whole body magnetic resonance angiography (DB-WBMRA): initial experience. *J Magn Reson Imaging* 2010; 31(2): 502-509.
- 11) Zhu DC, Ferguson MS, DeMarco JK. An optimized 3D inversion recovery prepared fast spoiled gradient recalled sequence for carotid plaque hemorrhage imaging at 3.0 T. *Magn Reson Imaging* 2008; 26(10): 1360-1366.
- 12) 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.
- 13) Mugler JP 3rd, Meyer H, Kiefer B. Practical implementation of optimized tissue-specific prescribed signal evolutions for improved turbo-spin-echo-imaging. *Proc Int Soc Mag Reson Med* 2003; 11: 203.
- 14) 打越将人, 植田隆史, 錦 成郎, 他. 乳腺 Dynamic MRI における 3D-VIBE 法の有用性—撮像パラメータと造影効果—. *日放技学誌* 2003; 59(6): 759-764.
- 15) 高山勝年, 中川裕之, 吉川公彦. 頸動脈ステント留置術 (CAS) の手技について. *臨床放射線* 2010; 55(10): 1217-1223.
- 16) 永山雅子, 渡邊祐司, 吉田和道, 他. 頸動脈の血管壁 MRI —血管壁プラークの性状とその意義について—. *画像診断* 2004; 24(9): 1088-1098.

図表の説明

- Fig. 1 自作ファントム
- Fig. 2 ボランティアにおける頸動脈の再構成画像
(a), (e) MP-RAGE 法, (b), (f) Vfl-SPACE-T₁WI, (c), (g) Vfl-SPACE-T₂WI, (d), (h) Constant-SPACE-T₂WI
- Fig. 3 Constant-SPACE-T₂WI における頸動脈内腔の信号強度の関係
- Fig. 4 T₁ シーケンスにおける筋肉とプラーク組織ファントム間のコントラストの関係
- Fig. 5 T₂ シーケンスにおける筋肉とプラーク組織ファントム間のコントラストの関係
- Fig. 6 線維性プラーク
(a) Masson's trichrome 染色, (b) Hematoxylin-eosin 染色, (c) DB-fs-TSE-T₁WI, (d) MP-RAGE 法, (e) Vfl-SPACE-T₁WI
(f) DB-fs-TSE-T₂WI, (g) Vfl-SPACE-T₂WI, (h) Constant-SPACE-T₂WI, (i) MP-RAGE 法, (j) Vfl-SPACE-T₁WI
(k) Vfl-SPACE-T₂WI, (l) Constant-SPACE-T₂WI
- Fig. 7 不安定プラーク
(a) Hematoxylin-eosin 染色, (b) Elastica van gieson 染色, (c) DB-fs-TSE-T₁WI, (d) MP-RAGE 法, (e) Vfl-SPACE-T₁WI
(f) DB-fs-TSE-T₂WI, (g) Vfl-SPACE-T₂WI, (h) Constant-SPACE-T₂WI, (i) MP-RAGE 法, (j) Vfl-SPACE-T₁WI
(k) Vfl-SPACE-T₂WI, (l) Constant-SPACE-T₂WI

Table 1 DB-fs-TSE 法, MP-RAGE 法および SPACE 法の撮像条件
()内はファントム撮像時に用いた値を示す.

Table 2 頸動脈プラークにおける病理所見と MRI 信号との関係

問合先

〒 671-1122 姫路市広畑区夢前町 3-1
製鉄記念広畑病院放射線科 浦田哲弥