

頸動脈プラーク T₁WI における cartesian および radial 充填法の比較

中 孝文¹, 高橋光幸², 竹田幸太郎³, 五十嵐太朗⁴,
本寺哲一⁵

¹社会医療法人財団石心会川崎幸病院放射線科

²国家公務員共済組合連合会横浜栄共済病院放射線科

³IMS (イムス) グループ横浜新都市脳神経外科病院画像診療部

⁴一般財団法人神奈川県警友会けいゆう病院放射線科

⁵昭和大学藤が丘病院放射線室

緒 言

内部に出血や脂質を含む頸動脈プラークは不安定プラークと呼ばれ、脳虚血性合併症を高頻度に引き起こす重大なリスクファクターの一つである^{1)~4)}。そのため magnetic resonance imaging (MRI) における頸動脈プラーク検査では性状評価を行うことが重要である。過去の報告では T₁-weighted image (T₁WI) において高信号を示すプラークは不安定プラークであると考えられている^{1)~4)}。頸動脈プラークは冠動脈プラークと異なりプラーク内の出血の頻度が高いことが特徴で、プラーク内の出血はプラークの進展に関与している可能性が言われており、粥腫の進展および破綻の重要なメカニズムであると考えられている⁵⁾。また、特に内部に出血を含むプラークは不安定性を高める主要因とされており、後に脳卒中を引き起こしやすいという報告もあることから^{6),7)}、プラーク内部の出血を描出することは極めて重要である。

Saito らの検討では⁸⁾、心電図同期を併用しない PROPELLER による SE 法は他のシーケンスと比しプラークの性状をより正確に判定で

きると報告している。PROPELLER は TSE factor 分の幅をもった blade が繰り返し時間ごとに回転しながら k-space を充填するため、k-space の中心ではデータの重複があり、このデータの重複を利用して体動補正が可能となり、体動抑制が困難な患者においては cartesian scan よりも有用性が高いと報告されている⁹⁾。しかし、頸動脈プラーク検査に用いられる T₁WI は、double inversion recovery (IR) 併用 2-dimensional (2D) turbo spin echo (TSE) 法、IR 併用 3-dimensional (3D) gradient echo (GRE) 法、3D TSE 法などの cartesian scan による撮像が主に用いられているのが現状であり^{9)~17)}、T₁WI の撮像法に対する基準は定まっていない⁸⁾。また、頸動脈プラークの性状評価には胸鎖乳突筋との信号強度の比である signal intensity ratio (SIR) を用い、病理と対比している報告が多いが^{8),10)~13),19),20)}、各施設の実際に使用している頸動脈プラーク検査のルーチン撮像法による比較では、撮像法や使用装置、使用コイルの違いにより異なる SIR が得られているという報告もある²¹⁾。

そこで今回は出血を含む頸動脈不安定プラーク

キーワード carotid plaque, T₁WI, SIR, cartesian scan, PROPELLER

クに対して、TSE法における cartesian scan と PROPELLER の違いが SIR に及ぼす影響を検討したので報告する。

方 法

1. 使用機器と撮像条件

使用機器は Philips 社製 Ingenia 1.5T, 使用コイルは ds Head Neck Spine コイルを用いた。使用シーケンスは 2D TSE 法とし, repetition time (TR) ごとに TSE factor 数の位相エンコードを k-space に平行に充填していく cartesian scan と, TSE factor の数を一つの束とした blade を TR ごとに回転させて k-space を充填する radial scan の一種の PROPELLER²²⁾ の比較をした。それぞれの撮像条件を Table 1 に示す。

Shots per blade とは一つの blade を充填する shot 数を設定するパラメーターであり, 一つの blade を充填するエンコード数は TSE

factor と shots per blade の積となる。Multi Vane percentage は cartesian scan でのデータ取得量を 100%とした時に何%のデータを収集するかを設定するパラメーターである。PROPELLER では放射状にデータを充填するため k-space の辺縁ではデータが充填されない領域が発生する。そのため, 円周を埋め尽くすようにデータを充填する必要があり, データ充填率は cartesian より $\pi/2$ (157%) 多くする必要ある^{22),23)}。Multi Vane percentage の増加は, 放射状アーチファクトの減少, SNR の向上, 撮像時間の延長, などをもたらす。よって, これらのことを考慮し, 実際の臨床での診断に支障のない画質を担保する条件として Multi Vane percentage は加算回数 2 回に相当する 300%, NEX は 2 と設定した。その他, 可能な限り同一の撮像条件としたが, PROPELLER では SENSE の併用ができないために cartesian scan よりも撮像時間が長くなっている。Pre saturation pulse は両撮像法ともに撮像範囲の頭側および尾側から 6 mm の位置に設定し, 60 mm の厚さで印加した。

2. 使用ファントム

使用ファントムは T_1 値の異なる希釈 gadolinium (Gd) 水溶液を用いた。各ファントムの T_1 値は出血性プラーク, 筋肉を想定した^{17),18),21),24)}。各希釈 Gd 水溶液の T_1 値および T_2 値を Table 2 に示す。

ただし, 本検討は T_1 強調撮像法を用いた検討であるため, ファントムの T_2 値については留意していない。これらの希釈 Gd 水溶液は円筒形容器に封入したものをポリエチレン容器内

Table 1. Imaging parameters of each imaging technique

Imaging parameter	Cartesian scan	PROPELLER
TR/TE (ms)	420/11.0	420/11.0
FOV (cm)	24×24	24×24
Matrix (frequency×phase)	212×212	212×212
Slice thickness (mm)	4	4
TSE factor	4	4
NEX	5	2
SENSE	+	-
Band width (Hz)	274.2	867.1
Flow compensation	+(AP)	+(AP)
Shots per blade	-	15
Multi Vane percentage	-	300
Pre saturation pulse	+	+
Uniformity	PURE	PURE
Scan time	3 min 13 s	4 min 15 s

Table 2. T_1 value and T_2 value of each phantom

Component	T_1 value (ms)	T_2 value (ms)
Hemorrhagic plaque phantom	406	161
Muscle phantom	819	434

2015年1月13日受理 2015年5月26日改訂



Fig. 1. Phantom used in this study. A and B correspond to the Muscle and Hemorrhagic plaque, respectively.

に配置し、周囲は高分子ポリマーで固定した (Fig. 1).

3. 自作ファントムによる SIR の比較

T_1 WI として適切な範囲と考えられる TR, TE の変化として, TR を 400, 500, 600 ms, TSE factor を 3, 4, 5 と変更し, cartesian scan と PROPELLER による自作ファントムの撮像を 5 回ずつ行い, 得られた各ファントムの信号強度を測定した. ファントムは撮像位置に設置してから 10 分後より撮像を行い, 室温は 24 度に設定した. 撮像と撮像の間は 1 分間のインターバルとした.

なお, 出血性プラークを模擬したファントムと筋肉を模擬したファントムとの SIR は, 次式で算出した^{8),10),11)}.

$$SIR = Sp/Sm$$

ここで, 出血性プラークを模擬したファントムの region of interest (ROI) 内の平均信号値を Sp , 筋肉を模擬したファントムの ROI 内の平均信号値を Sm とした. また, それぞれのファントムに設定した ROI の大きさは 939 pixel, 約 408 mm² と同一とし, さらに 5 回の

撮像すべてで同一位置での計測となるように配置した.

4. 臨床例による SIR の比較

対象は本研究の主旨を十分に説明し, 十分な理解と同意が得られ, 2014 年 1 月から 3 月までの間に MRI による頸動脈プラーク検査を施行された連続 15 症例 (男性 12 例, 女性 3 例, 平均年齢 70.2 歳) のうち出血性プラークと診断された 11 症例 (男性 10 例, 女性 1 例, 平均年齢 74.3 歳) である. 本研究は院内倫理委員会の承認に基づいて施行し, 画像データの使用に関しても当院の個人情報保護の規定を遵守し, 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.

Cartesian scan と PROPELLER により得られた信号強度から頸動脈プラークと胸鎖乳突筋との SIR (pm) を求め比較検討した. SIR (pm) は次式で算出した.

$$SIR(pm) = SIp/SIm$$

ここで, 頸動脈プラークの ROI 内の平均信号値を SIp , 胸鎖乳突筋の ROI 内の平均信号値を SIm とした. 頸動脈プラークの ROI は各プラークの大きさに合わせ, 可能な限りプラーク全体を含む大きさとし, 胸鎖乳突筋の ROI は 90 pixel, 約 39 mm² とした.

また, TSE 法と Multi Vane の black blood 効果を比較するために, 胸鎖乳突筋を reference とし血管内腔との SIR (bm) を求めた. SIR (bm) は次式で算出した.

$$SIR(bm) = SIb/SIm$$

ここで, 血管内腔の ROI 内の平均信号値を SIb , 胸鎖乳突筋の ROI 内の平均信号値を SIm とした. 血管内腔の ROI は 30 pixel, 約 13 mm² とし, 胸鎖乳突筋の ROI は 90 pixel, 約 39 mm² とした.

なお, Fig. 2 に示すように両撮像方法ともに胸鎖乳突筋は異なる 3 断面の 3 ヶ所に ROI を

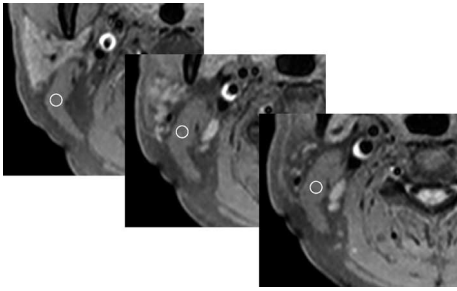


Fig. 2. ROI setting method of sternocleidomastoid muscle

設定し、その平均信号値とした。

ファントムによる検討および臨床例による検討の統計学的検定はパラメトリック検定法の一つである paired-t test で行った。統計処理にはエクセル統計 2012 を使用した。

結 果

1. 自作ファントムによる SIR の比較

Figs. 3, 4 より TR, TSE factor の違いに影響されることなく cartesian scan と PROPELLER の SIR に統計学的有意差は認められなかった。TR を変更した際の SIR の差は最大で 5%，平均で 4.4% であった。TSE factor を変更した際の SIR の差は最大で 5.8%，平均で 4.7% であった。

2. 臨床例による SIR の比較

Fig. 5 より頸動脈プラークと胸鎖乳突筋との平均 SIR (pm) は、cartesian scan では 1.729, PROPELLER では 1.799 となり、その SIR の差は最大で 8.5%，平均で 4% であった。ファントムによる検討と同様に cartesian scan と PROPELLER の SIR に統計学的有意差は認められなかった。

また、Fig. 6 より血管内腔と胸鎖乳突筋との SIR (bm) は、cartesian scan では 0.302, PROPELLER では 0.245 となり、その SIR の差は最大で 23%，平均で約 19% であった。5% の有意水準では棄却されず、black blood 効

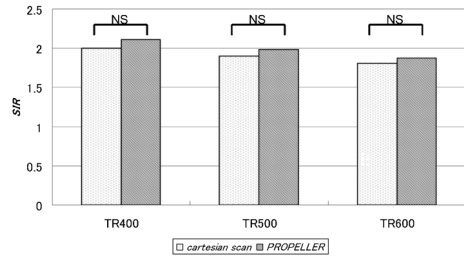


Fig. 3. Comparison of SIR of the hemorrhagic plaque and muscle in each TR

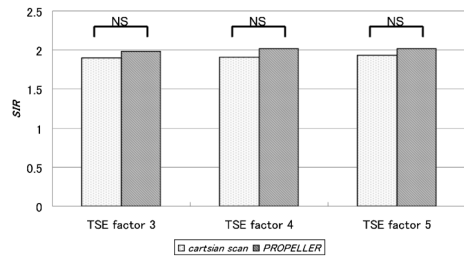


Fig. 4. Comparison of SIR of the hemorrhagic plaque and muscle in each TSE factor

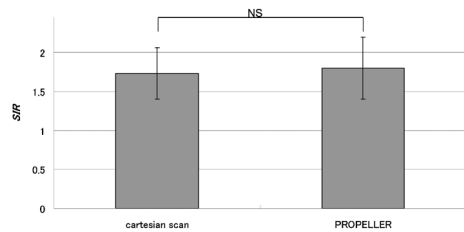


Fig. 5. SIR of the hemorrhagic plaque and muscle in each sequence in clinical cases

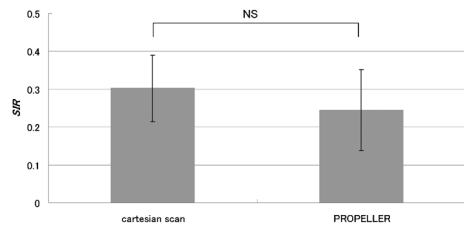


Fig. 6. SIR of the blood and muscle in each sequence in clinical cases

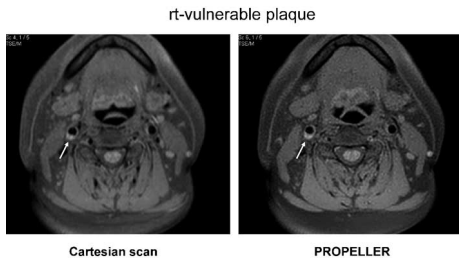


Fig. 7. Clinical images of each imaging technique

果においても統計学的有意差は認められなかった。

実際の臨床画像を Fig. 7 に提示する。cartesian scan, PROPELLER とともに頸動脈プラークが明瞭に描出され、頸動脈内の血液信号が良好に抑制されている様子が分かる。

考 察

ファントムによる検討および臨床例による検討ともに頸動脈プラークと胸鎖乳突筋の SIR は cartesian scan と PROPELLER の有意差は認められなかった。Narumi らの検討によれば¹⁰⁾、出血性プラークの平均 SIR は 1.99、脂質を主体としたプラークの平均 SIR は 1.27 と報告されており、その SIR の差は約 36% である。それに対し、今回の検討では cartesian scan の平均 SIR は 1.729、PROPELLER の平均 SIR は 1.799 であり、その SIR の差は約 4% であった。以上から、TSE 法における cartesian scan と PROPELLER のコントラストは同等であり、妥当なレベルと考えられる。今回の検討において Table 1 に示すように cartesian scan と PROPELLER の撮像条件はコントラストに大きく寄与する TR、TE などをはじめ、可能な限り同一として検討を行ったため、両撮像法間では統計学的有意差のない T₁ コントラストを呈したと考えられる。ただし、今回の検討では出血を含むプラークのみを対象とし

ているため、脂質や線維成分を主体とするプラークを対象とした両撮像法の比較も行う必要がある。

また、今回の検討では black blood 効果についても cartesian scan と PROPELLER の間で有意差が認められなかった。これは頸動脈分岐部近傍では渦流や乱流が発生しやすく位相分散が促進されやすいこと、両撮像方法において頸動脈の上流側、すなわち心臓側に pre saturation pulse を印加していたこと、flow compensation (FC) を併用していたことによりスライス方向の血流である頸動脈内腔の信号が低下する撮像条件であった²⁵⁾ ことなどの影響によると推測されるが、今回の検討では black blood 効果の要因に関する詳細な検討は行っていないため、今後の検討課題である。

以上のことより、TSE 法における cartesian scan と PROPELLER の違いは出血を含む頸動脈プラークの性状診断へ影響しないことが分かった。

結 語

出血を含むプラークに対する cartesian scan と PROPELLER から得られる T₁ コントラストを比較するために SIR を用いて検討した。両撮像法における SIR の有意差は認められなかったことから、k-space 充填法の違いによる影響はないと言える。

謝 辞

本研究の実施に関して、多大なるご指導とご協力を賜りました北里大学病院放射線部、秦博文様に心より厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) Murphy RE, Moody AR, Morgan PS, et al.: Prevalence of complicated carotid atheroma as

- detected by magnetic resonance direct thrombus imaging in patients with suspected carotid artery stenosis and previous acute cerebral ischemis. *Circulation* 2003 ; 107 : 3053-3058
- 2) Cai JM, Hatsukami TS, Ferguson MS, Small R, Polissar NL, Yuan C : Classification of human carotid atherosclerotic lesions with *in vivo* multicontrast magnetic resonance imaging. *Circulation* 2002 ; 106 : 1368-1373
 - 3) Takaya N, Yuan C, Chu B, et al. : Presence of intraplaque hemorrhage stimulates progression of carotid atherosclerotic plaques: a high-resolution magnetic resonance imaging study. *Circulation* 2005 ; 111 : 2768-2775
 - 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 plaque. *Circulation* 2001 ; 104 : 2051-2056
 - 5) Hao H, Hirota S, Matsuda I, et al. : Histopathology of Carotid Atherosclerosis. *NICHIDOKU-IHO* 2008 ; 53 : 8-17
 - 6) Park JS, Kwak HS, Lee JM, et al. : Association of carotid intraplaque hemorrhage and territorial acute infarction in patients with acute neurological symptoms using carotid magnetization-prepared rapid acquisition with gradient-echo. *J Korean Neurosurg Soc* 2015 ; 57 : 94-99
 - 7) Kolodgie FD, Cold HK, Burke AP, et al. : Intraplaque hemorrhage and progression of coronary atheroma. *N Engl J Med* 2003 ; 349 : 2316-2325
 - 8) Saito A, Sasaki M, Ogasawara K, et al. : Carotid plaque signal differences among four kinds of T₁-weighted magnetic resonance imaging techniques : a histopathological correlation study. *Neuroradiology* 2012 ; 54 : 1187-1194
 - 9) Bansmann PM, Priest AN, Muellerleile K, et al. : MRI of the coronary vessel wall at 3T : comparison of radial and cartesian k-space sampling. *AJR Am J Roentgenol* 2007 ; 188 : 70-74
 - 10) Narumi S, Sasaki M, Ohba H, et al. : Altered carotid plaque signal among different repetition times on T₁-weighted magnetic resonance plaque imaging with self-navigated radial scan technique. *Neuroradiology* 2010 ; 52 : 285-290
 - 11) Yamada K, Yoshimura S, Kawasaki M, et al. : Embolic complications after carotid artery stenting or carotid endarterectomy are associated with tissue characteristics of carotid plaques evaluated by magnetic resonance imaging. *Atherosclerosis* 2011 ; 215 : 399-404
 - 12) 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 : 3047-3052
 - 13) 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 : 287-292
 - 14) Fan Z, Zhang Z, Chung YC, et al. : Carotid arterial wall MRI at 3T using 3D variable-flip-angle turbo spin-echo (TSE) with flow-sensitive dephasing (FSD). *J Magn Reson Imaging* 2010 ; 31 : 645-654
 - 15) Mihai G, Chung YC, Merchant A, Simonetti OP, Rajagopalan S : T₁-weighted-SPACE dark blood whole body magnetic resonance angiography (DB-WBMRA) : initial experience. *J Magn Reson Imaging* 2010 ; 31 : 502-509.
 - 16) 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 : 818-823
 - 17) 堀江朋彦, 河方マミ, 梶原 直, 高野 隼, 本田真俊, 室伊三男, 荻野徹男 : PSIR-3D IR-T₁TFE 法による頸動脈長軸 black blood imaging の描出改善. *日放技学誌* 2011 ; 67 : 888-894
 - 18) 浦田哲也弥, 山本英孝, 生田尚明, 打越将人 : 頸動脈ブランク MRI における 3D-TSE (SPACE 法) の有用性. *日放技学誌* 2012 ; 68 : 871-879
 - 19) Akutsu N, Hosoda K, Fujita A, Kohmura E : A preliminary prediction model with MR plaque imaging to estimate risk for new ischemic brain lesions on diffusion-weighted imaging after endarterectomy or stenting in patients with carotid stenosis. *AJNR Am J Neuroradiol* 2012 ; 33 : 1557-1564

- 20) 中村麻名美, 真壁武司, 手塚秀臣, 三浦喬弘, 梅村琢磨, 杉森博行, 坂田元道: 頸動脈プラーク性状評価における k-space 充填法 (Radial Scan) 撮像条件の検討. 日放技学誌 2013; 69 (4): 407-412
- 21) 中 孝文, 高橋光幸, 秦 博文, 竹田幸太郎: T₁強調画像を用いた頸動脈プラーク評価: 撮像装置・条件が与える信号強度比への影響. 日磁医誌 2014; 34: 86-91
- 22) Pipe JG: Motion correction with PROPELLER MRI: application to head motion and free-breathing cardiac imaging. Magn Reson Med 1999; 42: 963-969
- 23) 大下剛史: Multivane における画像特性の基礎的検討. 日放技学誌 2011; 67: 1298-1303
- 24) Zhu DC, Ferguson MS, DeMarco JK: An optimized 3D inversion recovery prepared fast spoiled gradient recalled sequence for carotid plaque hemorrhage imaging at 3.0T. Magn Reson Imaging 2008; 26: 1360-1366
- 25) Yoneyama M, Nakamura M, Tabuchi T, et al.: Optimization of 3D-variable refocusing flip angle RARE imaging for high-resolution volumetric black-blood angiography. Radiol Phys Technol 2012; 5: 270-276

Comparing Cartesian and Radial k-space Trajectories in T₁-weighted Imaging of Carotid Plaque

Takanori NAKA¹, Mitsuyuki TAKAHASHI², Kohtarou TAKEDA³,
Tarou IGARASHI⁴, Tetsukazu HONDERA⁵

¹*Department of Radiology, Sekishinkai Kawasaki Saiwai Hospital
31-27 Ohmiya-cho, Saiwai-ku, Kawasaki, Kanagawa 212-0014*

²*Department of Radiology, Yokohama Sakae Kyosai Hospital*

³*Department of Radiology, Yokohama Shintoshu Neurosurgical Hospital*

⁴*Department of Radiology, Keiyuu Hospital*

⁵*Department of Radiology, Showa University Fujigaoka Hospital*

Carotid artery plaques with high signal intensity on T₁-weighted images (T₁WI) are known to cause cerebral ischemic disease. Intra-plaque hemorrhage is a common feature of atherosclerotic plaques, and is considered as one of the identifying features of the complex lesions preceding acute ischemic events. PROPELLER (periodically rotated overlapping parallel lines with enhanced reconstruction) has been reported to be useful for the evaluation of the characteristics of carotid plaques. However, Cartesian scans such as the ECG-gated 2D turbo spin echo (TSE) are generally used for this purpose. We investigated the influence of the k-space trajectory in the TSE on carotid plaque imaging. We imaged a phantom using a 1.5-tesla magnetic resonance (MR) scanner, by using both Cartesian and Radial scanning. We then manually measured the signal intensity of each phantom, and calculated the signal intensity ratio (SIR) of the hemorrhagic plaque and muscle, and found differences in the SIR. We also investigated the influence of the k-space trajectory in clinical cases, where we measured not only the SIR of the hemorrhagic plaque and muscle, but also that of blood and muscle. There was no difference in SIR of the hemorrhagic plaque and muscle between the Cartesian and Radial scans. There was no statistically significant difference in the SIR of blood and muscle either. Thus, the difference in the k-space trajectory in the TSE does not have an influence on the diagnosis of hemorrhagic plaques.