

## 原 著

3.0 T MRI における心電図同期 3D-FSE 差分法を用いた  
非造影 MRA の基礎的検討中戸研吾<sup>1)</sup>・肥合康弘<sup>2)</sup>・富口静二<sup>2)</sup>

1) 熊本大学大学院保健学教育部

2) 熊本大学大学院生命科学研究部

論文受付  
2010年 1月 5日論文受理  
2010年 6月 2日

Code No. 261

## 緒 言

非造影 magnetic resonance angiography (MRA) は、装置と撮像技術の進歩による描出能の向上からさまざまな領域で注目されている。これまで臨床に用いられてきた非造影 MRA の手法は、頭頸部を中心とした time-of-flight (TOF) 法や phase-contrast (PC) 法が一般的であった。近年では、fresh blood imaging (FBI) や

noncontrast MRA of arteries and veins (NATIVE), triggered acquisition non contrast enhancement MRA (TRANCE) などと呼ばれる、心電図同期 3 dimension-fast spin echo (3D-FSE) 差分法を用いた非造影 MRA の開発により骨盤から下肢、末梢血管までに適用範囲が拡大した。

血管狭窄の診断を目的とした、躯幹部・四肢領域の

## A Fundamental Study of Non-contrast Enhanced MR Angiography Using ECG Gated-3D Fast Spin Echo at 3.0 T

Kengo Nakato,<sup>1)</sup> Yasuhiro Hiai,<sup>2)</sup> and Seiji Tomiguchi<sup>2)</sup>

1) Graduate School of Health Sciences, Kumamoto University

2) Faculty of Medical and Pharmaceutical Sciences, Kumamoto University

Received January 5, 2010; Revision accepted June 2, 2010; Code No. 261

## Summary

Contrast-enhanced magnetic resonance angiography (CE-MRA) is frequently performed in body and extremity studies because of its superior ability to detect the vascular stenosis. However, nephrotoxicity of the contrast medium has been emphasized in recent years. Non-contrast MRA using the three-dimensional electrocardiogram-synchronized fast spin echo method (FBI, NATIVE and TRANCE) is recommended as a substitute for CE-MRA. There are a few reports in the literature that evaluate the detectability of vascular stenosis using non-contrast MRA on 3.0 T MRI. The purpose of this study was to evaluate the detectability of vascular stenosis using non-contrast MRA at 3.0 T with an original vascular phantom. The vascular phantom consisted of silicon tubes. 30% and 70% stenosis of luminal diameter were made. Each silicon tube connected a pump producing a pulsatile flow. A flowing material to was used in this study to show the similarity of the intensity to blood on MRI. MRA without a contrast medium (NATIVE sequence) were performed in the vascular phantom by changing the image matrix, static magnetic field strength and flow velocity. In addition, the NATIVE sequence was used with or without flow compensation. Vascular stenosis was quantitatively estimated by measurement of the signal intensities in non-contrast MRA images. MRA with NATIVE sequence demonstrated an accurate estimation of 30% vascular stenosis at slow flow velocity. However, 30% stenosis was overestimated in cases of high flow velocity. Estimation was improved by using a flow compensation sequence. 70% stenosis was overestimated on MRA with NATIVE sequence. Estimation of 70% stenosis was improved by using a flow compensation sequence. Accurate estimation of vascular stenosis in MRA with a NATIVE sequence is improved by using the flow compensation technique. MRA with NATIVE sequence is considered to be a promising method for the evaluation of patients with severe renal dysfunction as a substitute for CT angiography or CE-MRA.

**Key words:** 3.0 T MRI, non-contrast-enhanced MRA, NATIVE

別刷資料請求先：〒 860-8556 熊本市本荘 1-1-1

熊本大学医学部附属病院医療技術部診療放射線技術部門 中戸研吾 宛

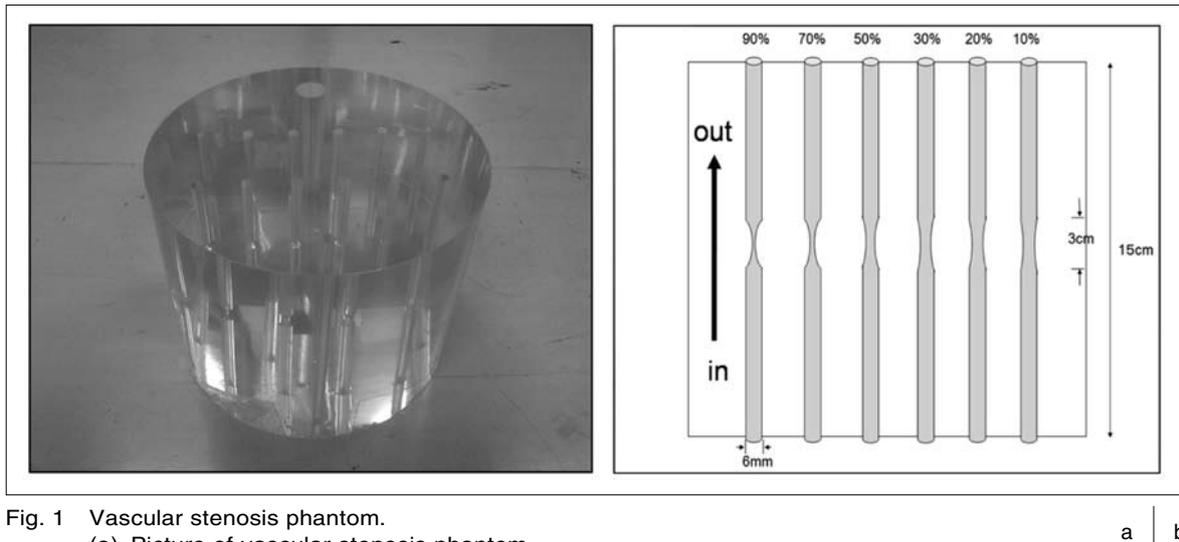


Fig. 1 Vascular stenosis phantom.  
 (a) Picture of vascular stenosis phantom.  
 (b) Illustration of vascular stenosis phantom (side view).

MRAは、高時間分解能かつ高空間分解能で撮影可能な gadlinium(Gd) 造影 MRA : contrast enhanced-MRA(CE-MRA)による方法が主流となっている<sup>1-3)</sup>。一方、前述の心電図同期 3D-FSE 差分法を用いた非造影 MRA 検査での血管狭窄描出能の有用性も多く報告されている<sup>4-7)</sup>。

非造影 MRA が注目されている背景として、米国食品医薬品局 : U.S. Food and Drug Administration (FDA) から警告された、腎性全身性線維症 : nephrogenic systemic fibrosis(NSF)の問題がある。Gd 造影剤の副作用の一つである、NSF 発症の危険性<sup>8)</sup>を考慮して、腎機能低下症例への造影 MRA の適応は困難となってきている。腎機能が正常な場合でも、スクリーニング検査としての MRA は非侵襲的な手法が望まれる。

また、2005 年 4 月に薬事承認されて以来、全身用 3.0 Tesla(T)MR 装置がさまざまな施設で使用されてきている。静磁場強度の増大は画像にさまざまな影響を及ぼす<sup>9,10)</sup>。Signal to noise ratio(SNR)の向上等により頭部領域では高い評価を受けているが<sup>11-13)</sup>、躯幹部領域では radio frequency(RF)不均一の問題等でマイナス面が生じてしまう<sup>14-17)</sup>。各領域で 3.0 T MR 装置での研究が行われているが、心電図同期 3D-FSE 差分法を用いた非造影 MRA の実験データの報告例は少ない。そこで今回、われわれは静磁場強度 3.0 T MR 装置で、心電図同期 3D-FSE 差分法の一つである NATIVE を用いた場合の血管狭窄描出能を検討した。ファントムを用いて基礎的検討を行い、生じた問題点を改善する検討を行った。

## 1. 方法

異なる狭窄率を持つ血管ファントムに、拍動流ポンプを用いて人体の動脈血流に近い拍動流を流し、3.0 T MR 装置で条件を変えて撮像した NATIVE 画像の描出能の検討を行う。

### 1-1 使用機器

MR システムは、SIEMENS 社製 MAGNETOM Trio, A Tim System 3.0 T, MAGNETOM Symphony 1.5 T, 8ch multi array body coil を使用した。ファントムは、アールテック社製のシリコン製の本体に空洞で模擬血管を作成した血管狭窄ファントム(Fig. 1a, b)とシェリー・メディカル・イメージング・テクノロジー社製の T<sub>1</sub> 値・T<sub>2</sub> 値等価疑似血液を用いた。拍動流ポンプは、心臓および生体内血管血流と同様の拍動のある循環を行うことが可能な、ハーバード社製の拍動血流ポンプ Model1400 を用いた。

今回の実験では、30%の軽度狭窄と 70%の高度狭窄を持つ管の 2 種類を撮像した。収縮期には順方向に流れ、拡張期には模擬血管の流速が 0 に近くなるように各器材を接続し(収縮期 : 約 50 cm/s, 拡張期 : 約 0 cm/s)、人体の血流を再現して実験を行った(Fig. 2)。流速の測定には PC 法を用い、乱流等の影響を避けるために模擬血管の流入部で測定している。

### 1-2 使用シーケンスおよび撮像条件

基本撮像パラメータを Table 1 に示す。今回は、SIEMENS 社製 MR 装置の心電図同期 3D-FSE 差分法である、NATIVE を用いて撮像を行った。NATIVE は、心電図同期をかけて収縮期と拡張期を

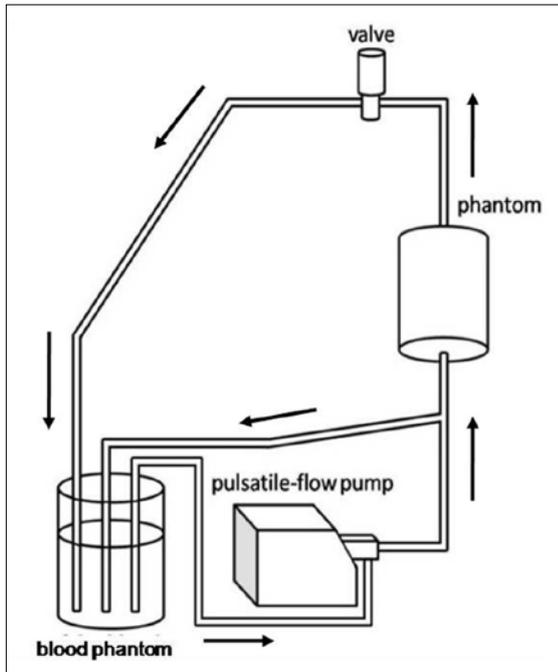


Fig. 2 Diagram of phantom and pulsatile flow pump.

別々に撮像し、得られた画像のサブトラクション処理を行うことで、動静脈を分離して描出することができる手法である。動脈血の信号値は、血流速の緩やかな拡張期にはあまり低下しないが、血流速の速い収縮期にはフローボイドを起し低下する。一方、静脈血は心周期を通して血流速が緩やかであるため、収縮期でもフローボイドを起しにくい。よって、動静脈が描出される拡張期の画像と静脈のみが描出される収縮期の画像のサブトラクション処理を行うことで動脈のみが描出される画像を得ることができる。

拡張期、収縮期の撮像に用いたパルスシーケンスは、sampling perfection with application-optimized contrast using different flip angle evolutions (SPACE) である。SPACE は、FSE 法をベースとして、再収束パルスに可変フリップアングル技術を用いた 3D 撮像法である。非常に高いエコートレイン数での撮像でもブラーリング効果を抑えられることができ、さらに、従来 NATIVE で用いられていた half Fourier acquisition single-shot turbo spin echo (HASTE) に比べ、specific absorption rate (SAR) を低減することができるという特徴を持つ。

### 1-3 評価方法

今回は既知の狭窄率を持つファントムを使用しているため、模擬血管画像の狭窄部の信号強度を A、正常部の信号強度を B として、以下の式で狭窄の度合いを算出する定量評価で描出能の比較を行った。

Table 1 Scan parameters

	3.0 T	1.5 T
TR (ms)	2000	2000
TE (ms)	56-63	65
flip angle (degree)	90	120
FOV (mm)	350	350
slice thickness (mm)	3	3
i PAT	2	2
band width (Hz/pixel)	780	780
slice per slab	32	32
scan time (min)	1:30-2:13	1:24

NATIVE を用いて得られたサブトラクション画像の、模擬血管全体が含まれる厚さで加算平均画像を作成し、狭窄部の中心を通るように長軸方向に対して平行にプロファイルカーブを取り、最小値を A、乱流等の影響の少ない流入部の平均値を B と定義した。今回は、この算出した値を狭窄指標と呼び、真の狭窄率の値に近いほど描出能がよいということにした。

$$\text{狭窄指標} = (1 - A/B) \times 100 (\%)$$

また、血管部がピクセルに対して center alignment になるか shifted alignment になるかによる描出能への影響を考慮にいれ、撮像する際に field of view (FOV) をランダムに数ピクセル動かし、撮像中心座標を変えて 3 回撮像を行った。同条件で各 3 回撮像しているため、定量評価の比較には 3 枚の画像の平均値を用いた。なお、今回は周波数方向に流れる血管についての検討を行った。

### 1-4 検討項目

#### 1-4-1 3.0 T NATIVE の基礎的検討

##### (1) マトリックスサイズの最適化

初めに、3.0 T 装置での最適マトリックスサイズの検討を行った。マトリックスサイズを 166×256、192×192、256×256、384×384 の 4 種類に変化させ、真の狭窄率に最も近く描出できたものを今回の最適マトリックスサイズとし、以下の検討に用いることにした。

##### (2) 静磁場強度の増大による描出能への影響

3.0 T 装置は、1.5 T 装置と比べて理論上高い SNR による画質や描出能の向上が期待できるが、同時に画質の劣化に寄与する多くの事象を伴ってしまう<sup>18)</sup>。そこで、3.0 T と 1.5 T の MR 装置で NATIVE を撮像し、静磁場強度の増大による描出能への影響の検討を行った。

##### (3) 流速の違いによる描出能への影響

NATIVE を用いる対象領域による描出能の違いを

検討するため、流速の違いによる描出能の比較を行った。躯幹部の主幹動脈を想定した速い流速(収縮期:約 50 cm/s, 拡張期:約 0 cm/s)の場合と、末梢血管を想定した遅い流速(収縮期:約 25 cm/s, 拡張期:約 0 cm/s)の場合で撮像を行った。上記の流速は PC 法を用いて血管正常部で測定した値である。

#### 1-4-2 3.0 T NATIVE の描出能を向上させるための検討—流速補正パルスの影響—

NATIVE は spin echo(SE)系のシーケンスを用いるため、流速の緩やかな拡張期でも、特に流速の変化の激しい狭窄部でフローボイドを起こし、信号が低下してしまう恐れがある。よって、流速補正(flow compensation)の傾斜磁場を印加することで描出能が変化するか検討した。今回は、速い流速の拡張期、収縮期のそれぞれで flow compensation を使用した場合(on)と使用しない場合(off)の画像の組み合わせを変えてサブトラクション画像を作成し(拡張期-収縮期: off-off, on-on, on-off の 3 種類)、比較を行った。

## 2. 結果

各条件で撮像した画像の定量評価の結果を、Fig. 3~6 に示す。グラフ内の点線は真の狭窄率の値である。

### 2-1 3.0 T NATIVE の基礎的検討

#### 2-1-1 マトリックスサイズの最適化

Fig. 3 を見ると、全体的に過大評価の傾向である。特に、狭窄率 70% はすべて完全狭窄に近い結果となり、マトリックスサイズを変化させても評価に大きな違いは見られなかった。狭窄率 30% の結果は 192×192 が最も真の狭窄率に近い値を示した。よって、今回の最適マトリックスサイズは 192×192 とし、以下の検討に用いることにした。

#### 2-1-2 静磁場強度の増大による描出能への影響

1.5 T 装置で NATIVE を撮像した場合でも過大評価であるが、静磁場強度が 3.0 T となることで、30%、70% ともに過大評価の度合いが増加している (Fig. 4)。30% 狭窄の模擬血管を 3.0 T 装置で撮像した画像の評価結果は、1.5 T 装置の結果に比べ 10% 以上の過大評価となっており、70% 狭窄の結果は、両者とも完全狭窄に近い値となった。

#### 2-1-3 流速の違いによる描出能への影響

狭窄率 30% の評価結果は流速の違いで大きな差が見られ、狭窄率 70% の場合は流速によらず過大評価となった (Fig. 5)。流速が遅い場合の 30% 狭窄の評価結果は、真の狭窄率に近い値となっている。70% 狭窄の場合は流速が速い場合の結果と同様に過大評価となった。

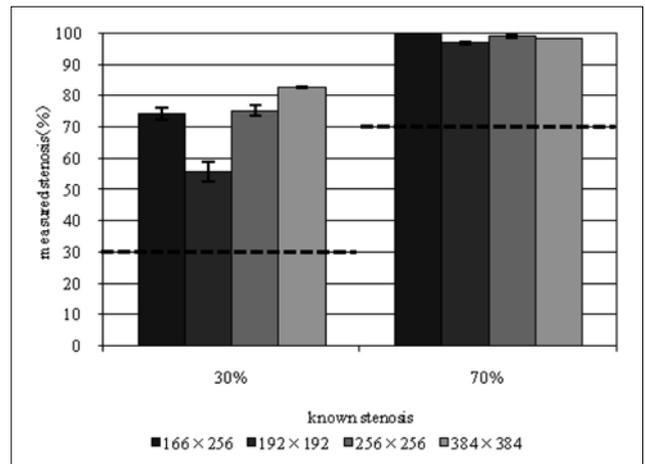


Fig. 3 The result of quantitative estimation: change in matrix size.

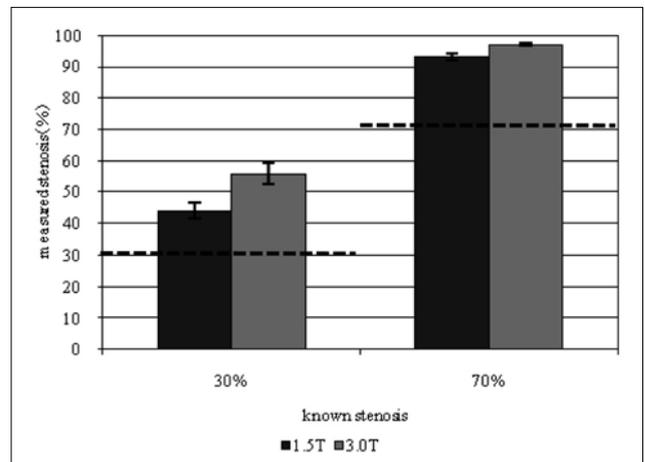


Fig. 4 The result of quantitative estimation: change in static magnetic field strength.

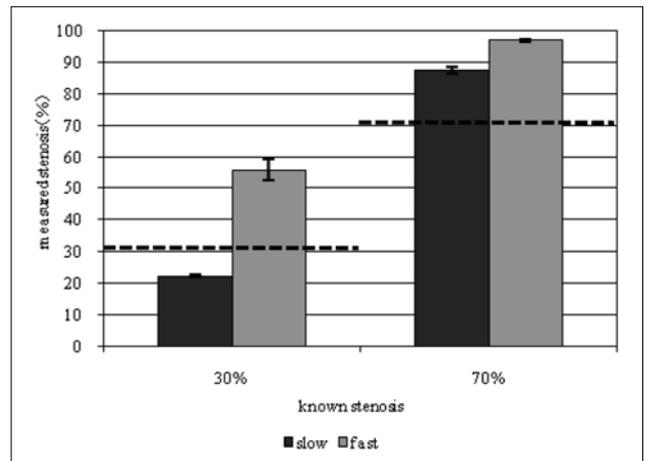


Fig. 5 The result of quantitative estimation: change in flow velocity.

## 2-2 3.0 T NATIVE の描出能を向上させるための検討—流速補正パルスの影響—

拡張期、収縮期ともに flow compensation を用いた場合(on-on)は、狭窄率 70%の定量評価の値が真の狭窄率に近づく結果となった(Fig. 6). 拡張期にのみ flow compensation を用い、収縮期には使用しなかった場合(on-off)は、30%と 70%の両方で真の狭窄率に近い結果となった。

## 3. 考察

### 3-1 3.0 T NATIVE の基礎的検討

#### 3-1-1 マトリックスサイズの最適化

Fig. 3 を見ると、狭窄率 30%の模擬血管はマトリックスサイズが 256×256 より大きくなると過大評価の傾向が強くなり、狭窄率 70%の場合はマトリックスサイズを変えてもあまり変化が見られない結果となっている。

マトリックスサイズを変えた場合、それに伴いピクセルサイズやフェーズエンコード数も変化し、血管狭窄率の測定に影響を与える。表現できる血管径の限界はピクセルサイズで決定される。今回使用した血管狭窄ファントムは、正常部の径が 6 mm であるので、狭窄率 30%の模擬血管の狭窄部の径は 4.2 mm、狭窄率 70%の径は 1.8 mm となっている。それに対し、今回の実験でマトリックスサイズを変化させた場合のピクセルサイズは、約 0.9～約 2.1 mm である。同じ大きさの FOV であれば、マトリックス数を増やすほどピクセルサイズは小さくなるため、正確な狭窄率を描出することができるはずである。しかし、ピクセルサイズが小さすぎると、ノイズが増えることにより正確な狭窄率の測定ができない可能性がある。また、マトリックス数を増やすことによってフェーズエンコード数が増加し、データサンプリング時間が延長することで拡張期のタイミングを捉えることが困難になる。その結果、特に流速の変化の激しい狭窄部で信号の低下を生じると考えられる。

30%狭窄血管に比べて 70%狭窄血管は血管径が細いため、その血管径を描出するためにはより小さいピクセルサイズが必要である。しかし、ピクセルサイズを小さくすると狭窄部の信号低下の度合いが強くなり、マトリックス数を増やしても描出能の向上が見られない。また、狭窄率が大きくなると、より乱流等による信号低下も大きくなると考えられ、それらの影響によりすべてにおいて過大評価となったと考える。

#### 3-1-2 静磁場強度の増大による描出能への影響

流体における信号損失の原因に、ボクセル内の位相分散(intra-voxel dephasing)があげられる。血流が層流の状態であるとする、撮像面内にあるボクセル

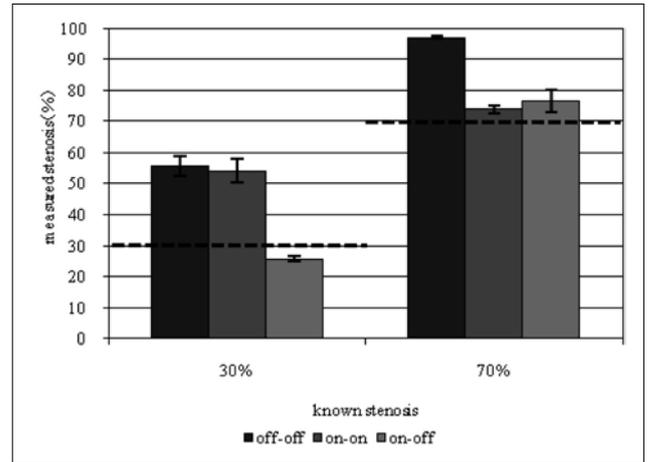


Fig. 6 The result of quantitative estimation: with or without flow compensation.

のなかのプロトンは、一様でない速度で移動していることになる。この結果、それぞれのプロトンが異なる角周波数  $\omega$  で歳差運動を行い、それぞれの異なる位相が積算されるために信号の低下をもたらす。ある二つの正弦波が 1 秒当たり  $\Delta\omega$  だけ周波数が異なるとすると、 $\Delta t$  秒後に次式で与えられる位相のずれ ( $\Delta\Phi$ ) を生じる。

$$\Delta\Phi = \Delta\omega \cdot \Delta t$$

$$\omega = -\gamma \cdot B_0$$

角周波数  $\omega$  は、静磁場強度  $B_0$  に比例するため、磁場強度が大きいほど位相のずれの合計が大きくなる。なお、 $\gamma$  は磁気回転比である。また、プロトンが不均一な磁場や傾斜磁場のなかを移動した場合も、磁化の歳差運動の速さが変わり、磁化の方向もずれ、信号の減衰が生じる。この磁場の不均一性も、静磁場強度が増すほど度合いが大きくなる。以上のことから、Fig. 4 の狭窄率 30%の評価結果では、3.0 T で撮像した場合に狭窄部でより信号低下が生じ、評価に差が出たと考える。

狭窄率が 70%の定量評価の結果を見ると、静磁場強度によらずほぼ完全狭窄に近い結果となっている(Fig. 4)。狭窄部では血流が加速されるため、フローボイドにより信号低下を生じてしまう。その度合いは狭窄率が高くなるほど大きくなるため、狭窄率 70%の画像では狭窄部の信号消失が顕著に見られた。磁場強度の違いで評価に差が出なかったのはそのためである。

#### 3-1-3 流速の違いによる描出能への影響

流速の違いによる狭窄率 30%の評価結果を見ると、流速が速い場合は過大評価であるが、流速が遅い場合は真の狭窄率と同等となっている(Fig. 5)。こ

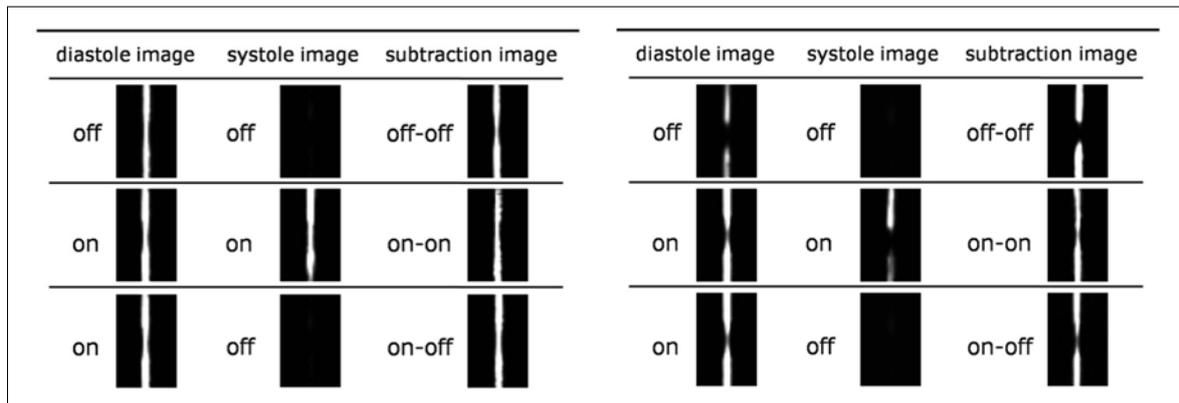


Fig. 7 The image of NATIVE sequence used with or without flow compensation.

(a) 30% stenosis.

(b) 70% stenosis.

a | b

れは、収縮期の流速が速いほど、拡張期でも流れが止まりにくくなり、流速が0となる時間が短くなるのが要因と考える。その結果、拡張期で流れの遅い状態をうまく捉えることができず、フローボイドを起こして狭窄部の信号低下が生じてしまう。しかし、収縮期の流速が遅い場合は、拡張期での狭窄部の信号低下の度合いが小さいため、真の狭窄率の値に近くなったと考える。流速が遅いほど狭窄部の信号値は高くなるが、今回の流速より遅い20 cm/s以下の流速では、収縮期でも血管全体の信号が残ってしまう<sup>4)</sup>。収縮期で血管部の信号が消失しなければ、差分後の画像の評価に影響が生じるため注意が必要である。

狭窄率70%の場合は、流速によらず過大評価である(Fig. 5)。この原因は、狭窄率が高いほど、狭窄部の流速の変化がより激しくなり、上記の理由により信号値の低下が著しいためであると考えられる。

### 3-2 3.0 T NATIVE の描出能を向上させるための検討—流速補正パルスの影響—

流れによって発生した位相の分散を、再収束させることによって信号低下を抑制するために用いられるのがflow compensationである。

Fig. 6を見ると、on-offの評価結果は、30%、70%ともに真の狭窄率に近い値を示している。しかし、on-onは、狭窄率により評価結果に違いが出ている。実際に得られた画像を見ると、狭窄率30%で収縮期にflow compensationを用いた場合、本来ならば血管像は消失しなければならないが、全体的に信号が残っていることが分かる(Fig. 7a)。その結果、サブトラクション画像の信号強度が低下し過大評価となってしまった。一方、flow compensationを用いた場合の狭窄率70%の収縮期画像を見ると、正常部の信号は残っているが、狭窄部では信号の消失が見られる

(Fig. 7b)。そのため、サブトラクション画像の狭窄部の信号低下が生じず、真の狭窄率に近い値となったと考える。

NATIVE画像で定量評価の値を真の狭窄率に近づけるためには、拡張期画像の狭窄部の信号値を高める必要がある。比較的流れの変化が緩やかな時相を狙ってトリガータイムを設定するのだが、前述のとおり収縮期の流速が速い場合は、拡張期画像でも狭窄部の信号低下が生じる。よって、拡張期にのみflow compensationを用いることで、狭窄部の信号低下が抑制され、NATIVE画像の描出能の向上に繋がるといえる。

## 4. 結語

3.0 Tという高い静磁場強度のmagnetic resonance imaging(MRI)装置を使用することにより、今回評価した心電図同期3D-FSE法は、乱流等の流れによる影響を受けやすくなり、狭窄部の信号低下が顕著になり過大評価となった。そのため、信号の低下を抑制し真の狭窄率に近い値を描出するには、流速が遅い末梢血管領域に適用するか、流速が速い領域には拡張期にflow compensationを用いる必要がある。

また、今回の研究では血管部のみの描出能しか検討していない。周囲組織とのコントラストの関係など、今後更なる検討が必要であると考えられる。シーケンスを改良することで躯幹部・四肢領域でのNATIVEを用いた検査の有用性が高まる可能性がある。

## 謝辞

実験に御協力いただきました、熊本大学医学部附属病院医療技術部診療放射線技術部門のMRI室の皆さまに御礼申し上げます。

## 参考文献

- 1) Lossef SV, Rajan SS, Patt RH, et al. Gadolinium-enhanced magnitude contrast MR angiography of popliteal and tibial arteries. *Radiology* 1992; 184(2): 349-355.
- 2) Prince MR. Gadolinium-enhanced MR aortography. *Radiology* 1994; 191(1): 155-164.
- 3) Prince MR, Narashimham DL, Stanley JC, et al. Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its branches. *Radiology* 1995; 197(3): 785-792.
- 4) Miyazaki M, Sugiura S, Tateishi F, et al. Non-contrast-enhanced MR angiography using 3D ECG-synchronized half-Fourier fast spin echo. *J Magn Reson Imaging* 2000; 12(5): 776-783.
- 5) Miyazaki M, Vivian SL. Nonenhanced MR angiography. *Radiology* 2008; 248(1): 20-43.
- 6) Urata J, Miyazaki M, Wada H, et al. Clinical Evaluation of the Aortic Diseases using Nonenhanced MRA with ECG-triggered 3D half-Fourier FSE. *J Magn Reson Imaging* 2001; 14(2): 113-120.
- 7) Miyazaki M, Takai H, Sugiura S, et al. Peripheral MR angiography: separation of arteries from veins with flow-spoiled gradient pulses in Electrocardiography-triggered three-dimensional half-Fourier fast spin-echo imaging. *Radiology* 2003; 227(3): 890-896.
- 8) Broome DR, Girguis MS, Baron PW, et al. Gadodiamide-associated nephrogenic systemic fibrosis: why radiologists should be concerned. *Am J Roentgenol* 2007; 188(2): 586-592.
- 9) Willinek AW, Kuhl CK. 3.0 T neuroimaging: technical considerations and clinical applications. *Neuroimaging Clin N Am* 2006; 16(2): 217-228.
- 10) Ramnath RR. 3T MR imaging of the musculo-skeletal system (Part I): considerations, coils, and challenges. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 2006; 14(1): 27-40.
- 11) Lu H, Lidia M, Xavier G, et al. Routine clinical brain MRI sequences for use at 3.0 Tesla. *J Magn Reson Imaging* 2005; 22(1): 13-22.
- 12) Schieid R, Preul C, Gruber O, et al. Diffuse axonal injury associated with chronic traumatic brain injury: evidence from T<sub>2</sub>\*-weighted gradient-echo imaging at 3T. *Am J Neuroradiol* 2003; 24(6): 1049-1056.
- 13) Fischbach F, Bruhn H, Pech M, et al. Efficacy of contrast medium use for neuroimaging at 3.0 T: utility of IR-FSE compared to other T<sub>1</sub>-weighted pulse sequences. *J Comput Assist Tomogr* 2005; 29(4): 499-505.
- 14) Markle EM, Dale BM. Abdominal MRI 3.0T: the basics revisited. *Am J Roentgenol* 2006; 186(6): 1524-1532.
- 15) Lee VS, Hecht EM, Taouli B, et al. Body and cardiovascular MR imaging at 3.0T. *Radiology* 2007; 244(3): 692-705.
- 16) Mechann J, Schlemmer HP, Schick F. Technical Challenges and opportunities of whole-body magnetic resonance imaging at 3T. *Phys Med* 2008; 24(2): 63-70.
- 17) Pauline W, Martin G, David L. Interactive two-dimensional fresh blood imaging: a feasibility study. *Eur Radiol* 2009; 19(4): 904-911.
- 18) Bernstein MA, Huston A III, Ward HA. Imaging Artifacts at 3.0T. *J Magn Reson Imaging* 2006; 24(4): 735-746.

## 図表の説明

- Fig. 1 血管狭窄ファントム  
 (a) ファントムの写真  
 (b) ファントム模式図(横)
- Fig. 2 ファントムと拍動流ポンプの外観図
- Fig. 3 定量評価結果：マトリックスサイズを変えた場合
- Fig. 4 定量評価結果：静磁場強度を変えた場合
- Fig. 5 定量評価結果：流速を変えた場合
- Fig. 6 定量評価結果：流速補正の有無
- Fig. 7 流速補正の有無の組み合わせを変えて差分した NATIVE 画像  
 (a) 狭窄率 30%  
 (b) 狭窄率 70%

Table 1 撮像パラメータ