

3.0T MRI における非造影MRA(NATIVE)と造影MRAの ファントムを用いた描出能の検討

中戸研吾¹⁾、肥合康弘²⁾、富口静二²⁾

Phantom study for the evaluation of vascular stenosis using 3.0 T MRI
-comparison between non-contrast (NATIVE) and contrast-enhanced MR angiography-

Kengo Nakato¹⁾, Yasuhiro Hiai²⁾, Seiji Tomiguchi²⁾

Abstract : Nephrotoxicity of the contrast medium has been emphasized in recent years. A non-contrast MRA using three-dimensional electrocardiogram-synchronized fast spin echo method (FBI, NATIVE and TRANCE) is recommended as a substitute of the CE-MRA. There are a few reports to evaluate the detectability of vascular stenosis using non-contrast MRA on 3.0 Tesla(T) MRI. Purpose of this study is to assess the detectability of vascular stenosis on non-contrast MRA in comparison of that on CE-MRA using an original vascular phantom.

The vascular phantom consisted of silicon tubes. Thirty % and 70% stenosis of luminal diameter were made. Each silicon tube was connecting to the pump producing a pulsatile flow. A flowing material to show the similar intensity to blood on MRI was used in this study. MRA with and without contrast medium(NATIVE sequence) were performed in the vascular phantom by changing in the image matrix and the flow velocity. Vascular stenoses were quantitatively estimated by the measurement of the signal intensities on non-contrast MRA and CE-MRA images.

CE-MRA accurately estimated 30% vascular stenosis at high and slow flow velocity. MRA with NATIVE sequence also demonstrated accurate estimation of 30% vascular stenosis at slow flow velocity. However, NATIVE overestimated 30% vascular stenosis in case of high flow velocity. Both of CE-MRA and NATIVE overestimated 70% vascular stenosis.

CE-MRA is superior to NATIVE in the evaluation of vascular stenosis at fast flow. However, when flow velocity is slow, NATIVE is equal to CE-MRA. NATIVE is considered to be a promising method for the evaluation of patients with severe renal dysfunction as a substitute of CT angiography or CE-MRA.

Key words : 3.0T MRI, non-contrast-enhanced MRA in the body and extremity, MRA with NATIVE sequence

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

I. 緒言

軀幹部・四肢領域の magnetic resonance angiography (MRA) は、高時間分解能かつ高空間分解能で撮影可能な Gadolinium (Gd) 造影 MRA (contrast enhanced-MRA: CE-MRA) による方法が主流となっている^{1)~3)}。しかし、近年 fresh blood imaging (FBI) や NATIVE、TRANCE などと呼ばれる、心電図同期 3D-FSE 差分法を用いた非造影 MRA が注目されており、有用性が多く報告されている^{4)~8)}。

非造影 MRA が注目されている背景として、Gd 造影剤の副作用の一つである、腎性全身性繊維症 (nephrogenic systemic fibrosis: NSF) の問題がある。NSF 発症の危険性^{9)~11)}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月に全身用 3.0 Tesla (T) MR 装置が薬事承認されて以来、様々な施設で使用されてきている。静磁場強度の増大が画像に様々な影響を及ぼすことで^{12), 13)}、頭部領域では高い評価を受けているが^{14)~16)}、軀幹部領域ではマイナス面が顕在化しがちである^{17)~20)}。しかし、3.0T での心電図同期 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。

そこで本研究では、静磁場強度 3.0T の MR 装置で、心電図同期 3D-FSE 差分法の一つである NATIVE 法と現在の主流である造影 MRA の描出能と比較を行い、3.0T での NATIVE の血管狭窄描出能の有用性を検討した。

II. 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血流に近い拍動流を流し、3.0T MR装置で条件を変えて撮像した造影MRAおよびNATIVE画像の比較検討を行う。

2.1 使用機器

MRシステムは、SIEMENS社製MAGNETOM Trio, A Tim System 3.0T、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血管狭窄ファントム (fig. 1) 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T₁値・T₂値等価疑似血液を用いた。

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。疑似血液は、ハーバード社製の拍動流ポンプを用いて流した。phase contrast: PC法を用いて流速を

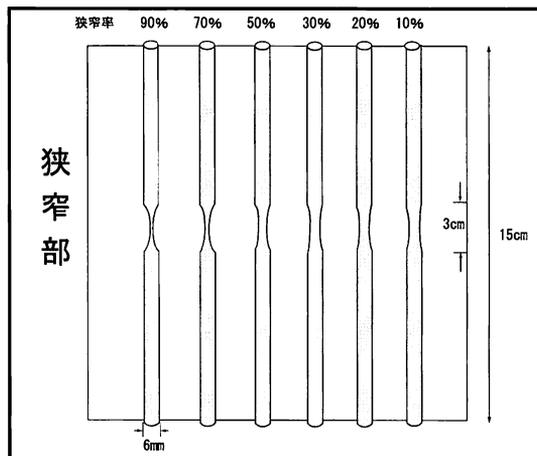


fig.1 血管狭窄ファントム断面図

測定したところ、ポンプとファントムを単純に繋げただけでは、心拡張期に0msec/sec付近まで落ちる血液の流れを再現することはできなかった。そこで、人体の血流を再現できる繋ぎ方を考案した(fig. 2)。ファントムの先に付けてあるバルブを締めることで抵抗を調節し、収縮期には順方向に流れ、拡張期には流れが抑制される仕組みである。

2.2 撮像条件

造影MRAのシーケンスは、臨床で躯幹部領域を撮像する際に用いられている、Volumetric Interpolated Breath-hold Examination:VIBEを用い、非造影MRAのシーケンスは、心電図同期3D-FSE差分法*の一つであるNATIVEを使用した。撮像パラメータはTable 1に示す通りである。

また、パーシャルボリューム効果による描出能への影響を考慮にいれ、FOVをわずかに動かしながら同条件の撮像をそれぞれ3回ずつ行った。

※心電図同期3D-FSE差分法

Single-shot turbo spin echo:SSTSE系の強い T_2 強調シーケンスが基本となる撮像法。SIEMENS社製の3.0T MR装置では、Sampling Perfection with Application-optimized Contrast using different flip angle Evolutions:SPACEが用いられている。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flow voidを起こし低下する。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flow voidを起こしにくい。よって、心

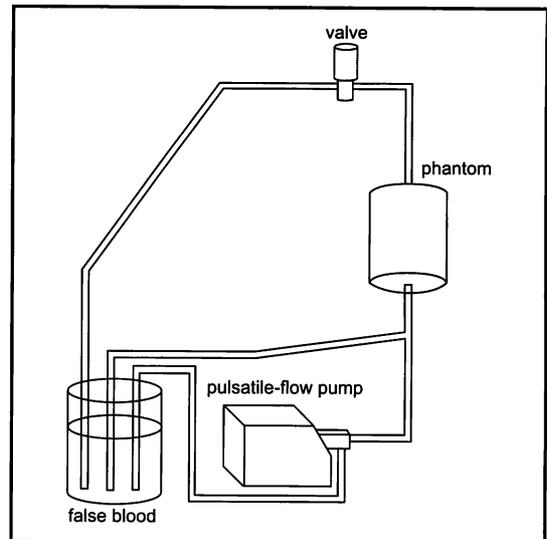


fig.2 実験系模式図

Table 1 撮像パラメータ

	NATIVE	CE-MRA
matrix size	166 × 256	
(phase encode × frequency encode)	192 × 192 256 × 256 384 × 384	512 × 512
TR(msec)	2R-R	4.18
TE(msec)	56 ~ 63	1.61
FOV(mm)	350 × 350	325.5 × 470
slice thickness(mm)	3	0.9
iPAT	2	2
scan time(min)	1:35 ~ 2:13	1:45
flip angle(degrees)	90	25
slices per slab	32	128

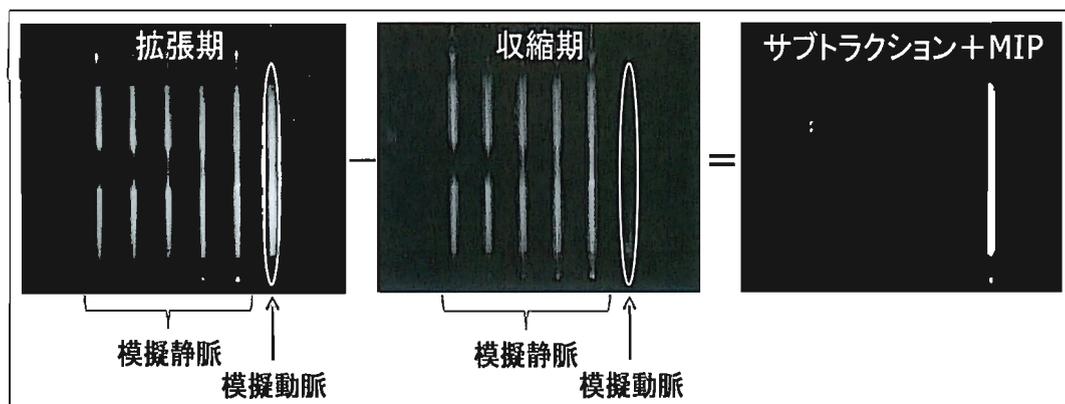


fig.3 心電図同期3D-FSE差分法

6本の模擬血管の左側5本を模擬静脈、右側1本を模擬動脈とし、それぞれ人体の動静脈の流れに近付けて拍動流を流している。拡張期には6本とも描出されているが、収縮期には模擬動脈がflow voidを起こしている。異なる心周期で撮像された2枚の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描出することができる。サブトラクション後の画像は、MIP処理を行って表示させる。

電図同期をかけて収縮期と拡張期を別々に撮像し、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(fig. 3)。

2.3 検討項目

本研究の検討項目は以下の2つである。

i) matrix sizeを変えた場合のNATIVEの描出能

3.0T MR装置での最適matrix sizeを検討するために、166×256、192×192、256×256、384×384の4通りのmatrix sizeでNATIVEを撮像し、造影MRAとの比較を行う。

ii) 流速を変えた場合のNATIVEの描出能

NATIVEはSE系のシーケンスだが、流速の緩やかな拡張期では、動脈も静脈も描出される。しかし、特に流速の変化の激

しい狭窄部では、拡張期でもflow voidを起こし、信号が低下してしまうおそれがある。

よって今回は、躯幹部の主幹動脈を想定した速い流速(収縮期:約50cm/sec, 拡張期:約0cm/sec)の場合と、末梢血管を想定した遅い流速(収縮期:約25cm/sec, 拡張期:約0cm/sec)の場合でi)の実験を行い、流速の違いによるNATIVEの描出能を検討した。

なお、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。

2.4 評価方法

各シーケンスで得られた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、以下の式で狭窄率を算出する定量評価

で描出能の比較を行った。

$$\text{狭窄率} = \left(1 - \frac{A}{B}\right) \times 100 (\%)$$

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、算出した狭窄率が真の狭窄率の値に近いほど描出能が良いということになる。また、各条件で3回撮像しているため、3枚の定量評価の平均値を用いて比較を行った。

III. 結果

各条件で撮像した画像の定量的評価の結果を、fig. 4、fig. 5に示す。グラフ内の太いラインは真の狭窄率の値である。

3.1 matrix sizeを変えた場合のNATIVEの描出能

fig. 4とfig. 5に示すように、狭窄率30%、70%ともにmatrix sizeによる評価の違いはほとんど見られなかった。

3.2 流速を変えた場合のNATIVEの描出能

3.2.1 速い流速(収縮期:約50cm/sec, 拡張期:約0cm/sec)の場合

fig. 4. aに狭窄率30%での結果を示す。NATIVEはmatrix sizeによらず過大評価で、造影MRAは真の狭窄率に近い値となった。

一方、fig. 4. bに示す狭窄率70%の結果は、NATIVEでは全体的に完全狭窄に近い評価、造影MRAでも過大評価となった。

3.2.2 遅い流速(収縮期:約25cm/sec, 拡張期:約0cm/sec)の場合

狭窄率30%の、NATIVEを使用した場合の結果は真の狭窄率と同等か過小評価、造影MRAは真の狭窄率に近い値となった(fig. 5. a)。

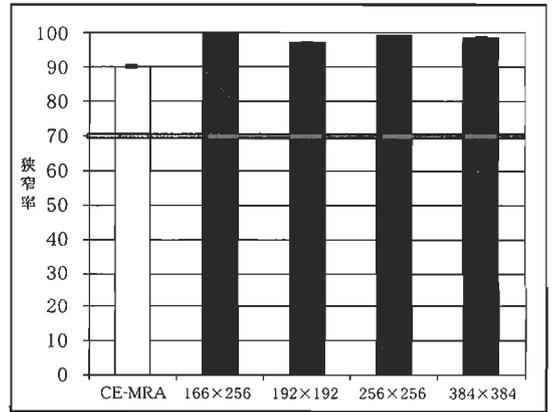
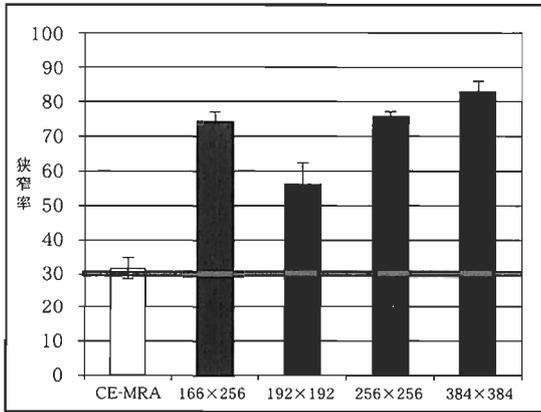
狭窄率70%の結果は、NATIVEではfig. 4の結果に比べやや評価値は上がったが過大評価、造影MRAでも過大評価となった(fig. 5. b)。両シーケンスとも過大評価となったが、算出した狭窄率の値は同等であった。

IV. 考察

4.1 matrix sizeを変えた場合のNATIVEの描出能

matrix sizeを変化させても評価に大きな違いは見られなかった。

NATIVEでmatrix sizeを変えた場合に、血管描出能に影響を与える因子の一つに、pixel sizeがある。表現できる血管径の限界はpixel sizeで決定される。つまり、血管径よりpixel sizeが大きければ、血管径は拡大されて見える事になり、狭窄率が変化する可能性がある。同じ大きさのFOVであれば、matrix sizeを増やすほどpixel sizeは小さくなる。よって、matrix sizeを増やせば正確な狭窄率を描出することができるはずである。今回使用した血管狭窄ファントムは、正常部の径が6mmであるので、狭窄率30%の模擬血管の狭窄部の径は4.2mm、狭窄率70%の模擬血管の狭窄部の径は1.8mmである。一方、matrix sizeを変化させた場合のpixel sizeは、今回使用したパラメータでは約0.9mm～約2.1mmであり、pixel

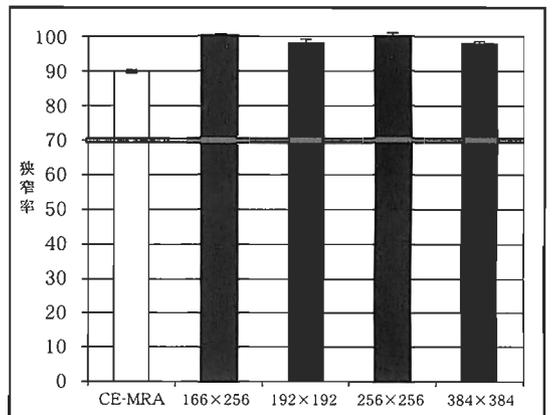
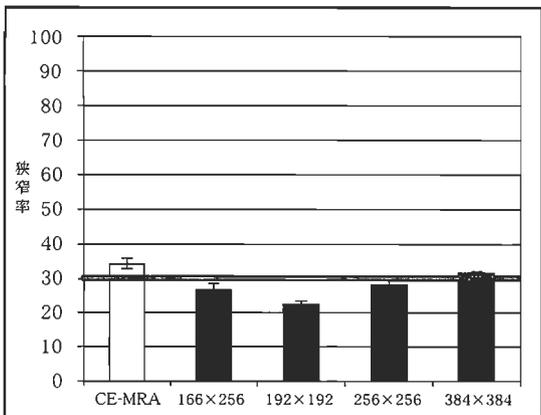


a.

b.

fig. 4 速い流速の場合の評価結果

a. 狭窄率30%の描出能評価結果 b. 狭窄率70%の描出能評価結果



a.

b.

fig. 5 遅い流速の場合の評価結果

a. 狭窄率30%の描出能評価結果 b. 狭窄率70%の描出能評価結果

sizeが最大の時でも、血管の最小径とほぼ同等であった。しかし、pixel sizeが小さいとSNRは低下してしまうので、ノイズにより正確な狭窄率の測定が出来ない可能性がある。

また、NATIVEではmatrix sizeを増やす事により、フ

ェーズエンコード数が増加する。この要因によりデータサンプリング時間が延長し、拡張期や収縮期の短いタイミングを捕らえる事が困難になる。そのため、乱流などの影響を強く受け、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。

このように、matrix sizeを変える事による変化の要素は単純では無く、今回変化させたmatrix sizeの範囲内では、評価に差がでなかったと考える。

4.2 流速を変えた場合のNATIVEの描出能

流速の違いによる狭窄率30%のNATIVE像の評価結果を見ると、収縮期の流速が約50cm/secの場合は過大評価であるが(fig. 4. a)、流速約25cm/secの場合は真の狭窄率と同等か過小評価となっている(fig. 5. a)。これは、収縮期の流速に拡張期の狭窄部の流れの状態が影響を受けることが要因と考える。

収縮期の流速が速いほど、狭窄部で加速される流速も速くなるため、拡張期でも流れが止まりにくくなる。その結果、flow voidを起こし、狭窄部の信号低下が生じてしまう。また、流速が25cm/sec程度と遅い場合は、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20cm/sec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⁴⁾。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. 4. b, fig. 5. b)。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。

V. 結論

軽度狭窄血管の描出能は、収縮期の血流が速い場合、NATIVEは過大評価の傾向にある。しかし、収縮期の流速が25cm/sec程度と遅い場合は、NATIVEと造影MRAは同等の評価である。また、高度狭窄血管の描出能も、両シーケンスとも流速によらず過大評価ではあるが、収縮期の

血流が25cm/sec程度の場合は、NATIVEと造影MRAは同等の評価である。よって、収縮期の流速が遅い末梢血管の描出については、NATIVEの有用性が確認できた。

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、更なる検討を行い、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と考える。

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室の皆さまにお礼申し上げます。

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: 349-355
- 2) Prince MR: Gadolinium-enhanced MR aortography. Radiology 1994;191:155-164
- 3) Prince MR,Narashimham DL,Stanley JC,et al.: Breath-hold gadolinium-enhanced MR angiography of the abdominal aorta and its branches. Radiology 1995; 197:785-792
- 4) Miyazaki M et al: Non-contrast-enhanced MR angiography using 3D ECG-synchronized half-Fourier fast spin echo. J Magn Reson Imaging 12 (5):776-783,2000
- 5) Miyazaki M et al: Nonenhanced MR angiography. Radiology 248(1):20-43,2008
- 6) Urata J et al: Clinical Evaluation of the Aortic Diseases using Nonenhanced MRA with ECG-triggered 3D half-Fourier FSE. J

- Magn Reson Imaging 14(2):113-120,2001
- 7) Miyazaki M et al: Non-contrast-enhanced MR angiography using 3D ECG-synchronized half-Fourier fast spin echo. J Magn Reson Imaging 12(5):776-783. 2000
- 8) Miyazaki M 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 227(3):890-896.2003
- 9) Information for healthcare professionals, Gadolinium-based contrast agents;2007 Update 26 June 5/2323 May 2007 :http://www.fda.gov/cder/drug/InfoSheets/HCP/gcca_200705HCP.pdf
- 10) MHRA.Nephrogenic Systemic Fibrosis(NSF) with gadolinium-containing magnetic resonance imaging(MRI) contrast agents 2007 Update 26 June 2007:http://www.mhra.gov.uk/home/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&ssDocName=CON2030229&ssSourceNodeId=2030221&ssTargetNodeId=2030221
- 11) Broome DR et al: Gadodiamide-associated nephrogenic systemic fibrosis: why radiologists should be concerned. AJR Am J Roentgenol 188(2): 586- 592.2007
- 12) Willinek WA et al: 3.0 neuroimaging:technical considerationsand clinical applications. Neuro- imaging Clin N Am 2006;16:217-228
- 13) Rammath RR:3T MR imaging of the musculo- skeletal system(Part I): considerations,coils,and challenges. Magn Reson Imaging Clin N Am 2006; 14:27-40
- 14) Lu H et al: Routine clinical brain MRI sequences for use at 3.0 Tesla. J Magn Reson Imaging 2005; 22:13- 22
- 15) Schieid R et al: Diffuse axonal injury associated with chronic traumatic brain injury:evidence from T₂*-weighted gradient-echo imaging at 3T. AJNR Am J Neuroradiol 2003;24:1049-1056
- 16) Fischbach F et al: Efficiency of contrast medium use for neuroimaging at 3.0T:utility of IR-FSE compared to other T₁-weighted pulse sequences. J Comput Assist Tomogr 2005;29:499-505
- 17) Markle EM et al: Abdominal MRI 3.0T:the basics revisited. AJR Am J Roentgenol 186(6):1524-1532. 2006
- 18) Lee VS et al: Body and cardiovascular MR imaging at 3.0T. Radiology 244(3):692-705.2007
- 19) Mechann J et al: Technical Challenges and opportunities of whole-body magnetic resonance imaging at 3.0T. Phys Med 24:63-70,2008
- 20) Pauline W et al: Interactive two-dimensional fresh blood imaging:a feasibility study. Eur Radiol 2009 19:904-911