

Multi-Stack および Single-Stack における 頭頸部 MRA の撮像条件の検討

横山 龍二郎[†], 梶田 公博[†], 五島 聡^{††}, 星 博昭^{††}

[†]岐阜大学医学部附属病院放射線部 〒501-1194 岐阜市柳戸 1-1

^{††}岐阜大学大学院医学系研究科腫瘍制御学講座放射線医学分野 〒501-1194 岐阜市柳戸 1-1

(2012 年 11 月 5 日受付, 2012 年 11 月 20 日最終受付)

Examination of imaging parameters using multi and single-stack on brain and neck MRA

Ryujiro YOKOYAMA[†], Kimihiro KAJITA[†], Satoshi GOSHIMA^{††}, Hiroaki HOSHI^{††}

[†]Department of Radiology Services, Gifu University School of Medicine,
Yanagido 1-1, Gifu 501-1194, Japan

^{††}Department of Radiology, Division of Tumor Control, Graduate School of Medicine, Gifu University,
Yanagido 1-1, Gifu 501-1194, Japan

(Received on November 5, 2012. In final form on November 20, 2012)

Abstract : Time of flight (TOF) is one of the non-contrast MR angiography (MRA) technique which depicts the inflowing vessels non-invasively without using the contrast agent. High spatial resolution TOF image data that covers head and aortic arch by a single scan is suitable for cerebral arteries diagnosis but the examination method requires a long scan time that is not desired in clinical setting. Conversely, lower spatial resolution data can be used for carotid arteries and aortic arch diagnosis and the scan time also can be reduced, but the spatial resolution may not be good enough for the diagnosis of cerebral arteries. In this study, we optimized the spatial resolution for cerebral arteries, and compared the image quality of carotid arteries acquired with and without fat suppression and subclavian artery/aortic arch acquired with and without ECG gating. These optimized MRA images were also compared to the MRA images acquired with a conventional single-stack (SS) method. Twenty clinical MRA images acquired with both multi-stack (MS) and SS methods were visually assessed. Our study showed that higher image quality and better vessel visualization could be achieved with equal scan time to the conventional SS method by using the optimized MS method.

Key words : MR angiography, multi-stack, single-stack, brain, neck

1. はじめに

MR アンギオグラフィー (magnetic resonance angiography: MRA) は computer tomography (CT) と異なり, 造影剤を使用することなく体内の血管を描出することができる撮像法である。MRA の登場は, それまでのカテーテルを用いた血管造影法と比較して, 無侵襲かつ簡便でありながら血管像が得られる, という点において画期的であり, 初期より臨床側の大きな期待が寄せられてきた。現在では脳や体幹部における血管性病変の診断に無くてはならないものとなっており[1-3], 特に脳動脈瘤や脳梗塞の診断において, 多くの施設で標準的な検査法として確立されている。

MRA は血管の狭窄部や屈曲部において, 血液の乱流などにより信号低下が起こる。その結果, 血管閉塞性病変部において狭窄を常に過大評価する傾向があり, 高度狭窄と閉塞の鑑別はしばしば困難である[4-6]。また, その撮像原理から撮像断面に直角に流入する血管の描出は優れているが, 流入面と平行に走行する血管の描出能は低下する。特に頭頸部領域においては, 血管の走行が複雑であり, 頭部から大動脈弓部までを一度に撮像する場合には, 空間分解能と撮像時間との両立は困難である。つまり, 頭部の空間分解能に合わせると撮像時間が延長し, 頸部の空間分解能に合わせると頭部領域において空間分解能が低下する。ま

た, 上胸部領域では鎖骨下動脈や大動脈弓部が含まれているが, 鎖骨下動脈については撮像断面とほぼ平行に走行しておりインフロー効果が弱く, 特に描出が難しい領域である。さらに大動脈弓部の血流は拍動により流速が極端に変化することや, 血流の方向が反転することなどにより撮像において工夫が必要である。

本研究と関連する研究としては, 心電同期 3 dimension-fast spin-echo を用いた非造影 MRA の研究や[7], 全身の血管の撮像を目的に 32 チャンネルコイルを多数個全身に配置して撮像を行い, 得られた画像をワークステーションにて一つの画像とする研究[8]などがあるが, 本研究のように一つのコイルを用いて, 頭部, 頸部, 上胸部の 3 部位に分けて最適な条件で撮像した研究はみられない。

本研究では頭部, 頸部, 上胸部 (鎖骨下動脈および大動脈弓部) の 3 部位を一つの撮像領域内で撮像するシングルスタック法 (single-stack: SS 法) と, 3 部位のそれぞれにおいて最適な条件で撮像するマルチスタック法 (multi-stack: MS 法) において, 頭部では空間分解能, 頸部では脂肪抑制の有無, 上胸部では心電同期の有無について比較した。また, 20 例の臨床画像においても検討した。

方法としては頭部領域についてはファントム実験および視覚評価, 頸部と上胸部においては視覚評価, 臨床画像においては視角評価と有意差検定にて検討を行った。その結

果, MS 法において, SS 法と同等の撮像時間で, 空間分解能および血管描出能のより高い画像を得ることができた。

2. 方 法

2.1 使用機器と撮像条件

使用装置は PHILIPS 社製 Intera Achieva 1.5T Nova Dual gradient Release 1.2, 表面コイルは SENSE 8 ch Neurovascular Coil を使用した。

SS 法と MS 法における撮像条件を Table 1 に示す。

2.2 実験 1：頭部領域におけるファントム実験と MRA 画像の視覚評価

頭部領域における撮像では, 特に空間分解能を重視して撮像パラメータを決定しなければならない。そこで, 自作のファントムを用いて空間分解能の検討を行った。ファントムは硫酸銅溶液を満たした容器に直径が 0.75, 1.0, 2.0 mm のアクリル製の円柱をサイズごとに, それぞれ 5 本を等間隔で一列に配置した。

撮像は冠状断で行い, 得られた画像を MRI 装置のコンソール上において, 各ファントム画像のプロファイル曲線を作成した。また, 各プロファイル曲線において, 平均の半値幅 (full width at half maximum: FWHM) と信号強度の比 (平均最高信号強度-平均最低信号強度/平均最低信号強度: CR) を求めて比較した。

撮像条件は Table 1 に示す SS 法および MS 法 (Brain) の条件で行った。また, 実験について同意を得た健常者 5 人の SS 法および MS 法における頭部領域の MRA 画像について, 2 名の放射線科医による 5 段階 (1: poor, ..., 5: excellent) の視覚評価を行った。

なお, 実験 1 から 4 において, 観察者間でスコアに不一致が生じた際は, 合議によりスコアを決定した。

また, 実験 1 から 3 における視覚評価の結果における有意差検定は, そのデータ数が 5 例と少なく, 統計力の低い結果しか得られなかったため, 有意差検定についての比較は行わなかった。また, 別の評価法として ROC 解析による方法も考えられるが, これについても観察者が 2 名であることや, データ数も少ないため行わなかった。

2.3 実験 2：頸部領域における脂肪抑制の有無に関する比較

頸部領域において, 水選択励起法である ProSet (principle of selective excitation technique, 1-1 pulse) を用い, 脂肪抑制の有無について MS 法で評価した。撮像は健常者 5 人に対して行い, 得られた画像について, 2 名の放射線科医が 5 段階で視覚評価を行った。

2.4 実験 3：上胸部領域における心電同期の有無に関する比較

実験 3 では鎖骨下動脈と大動脈弓部の描出について心電同期の有無において比較した。なお, 心電同期は peripheral pulse-trigger で行い, trigger delay time は shortest とした。また, 撮像は MS 法で行った。撮像は健常者 5 人に対して行い, 得られた画像について, 2 名の放射線科医が 5 段階で視覚評価を行った。

2.5 実験 4：SS 法および MS 法における臨床画像の比較

説明と同意を得た 20 例の患者 (男 12 人, 女 8 人, 平均年齢 61 歳) において, 頭部から上胸部までを SS 法および MS 法にて撮像した。得られた臨床画像に対して 2 名の放射線科医による視覚評価と Wilcoxon による有意差検定を行った。

3. 結 果

3.1 実験 1 の結果

Fig.1 に SS および MS 法におけるファントム画像を示す。また, プロファイル曲線のスキャン方向は矢印で示す周波数方向で行った。Fig.2 に各ファントム画像のプロファイル曲線を示す。また Table 2 に各プロファイル曲線における平均の FWHM と平均の CR の結果を示す。

FWHM の結果において, ファントム径が 1.0 mm と 2.0 mm の場合にはあまり差がなかったが, 0.75 mm の場合に MS 法の分解能が優れていた。また CR の結果では, MS 法の CR が 2 から 4 倍高かった。

2 名の放射線科医による画像の視覚評価における得点は MS 法では満点の 25 点であったが, SS 法の得点は 20 点と評価が悪かった。また, 2 名の観察者間のスコアは, SS

Table 1 Imaging parameters of single and multi-stack

	Single-stack (SS)	Multi-stack (MS)		
		Brain	Neck	Aortic Arch
Scan mode	3D T1 FFE	3D T1 FFE	3D T1 FFE	3D T1 FFE
FOV (mm)	220	220	220	300
Rectangular FOV (%)	90	85	60	80
Matrix	288	384	256	288
Scan (%)	50	50	50	50
SENSE	no	yes (factor 1.8)	yes (factor 1.8)	yes (factor 1.5)
Slice	380	150	150	110
Slice thickness (mm)	0.8	0.6	0.8	1
TR / TE / FA (ms)	17/6.9/17	20/6.9/18	16/ 6.9/18	14/6.9/16
Tone pulse (start angle)	15	16	16	no
Water fat shift (pixels)	2	1.8	1.5	1.5
NEX	1	1	2	1
Fat sat	no	no	proset (1-1)	no
REST	on	on	on	on
Scan time (sec)	10 : 10	3 : 25	3 : 32	3 : 40

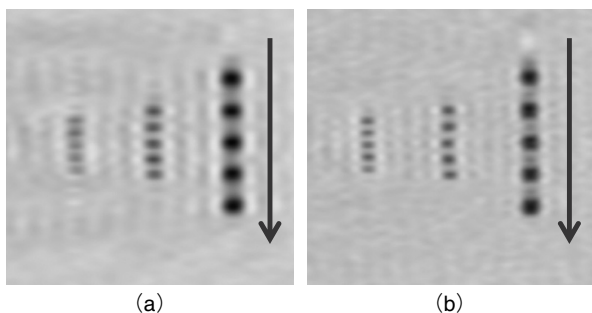


Fig.1 Phantom images in (a) single-stack and (b) multi-stack. (diameter: 0.75, 1.0, 2.0 mm from the left) Arrows indicate the direction of the profile curve scanning.

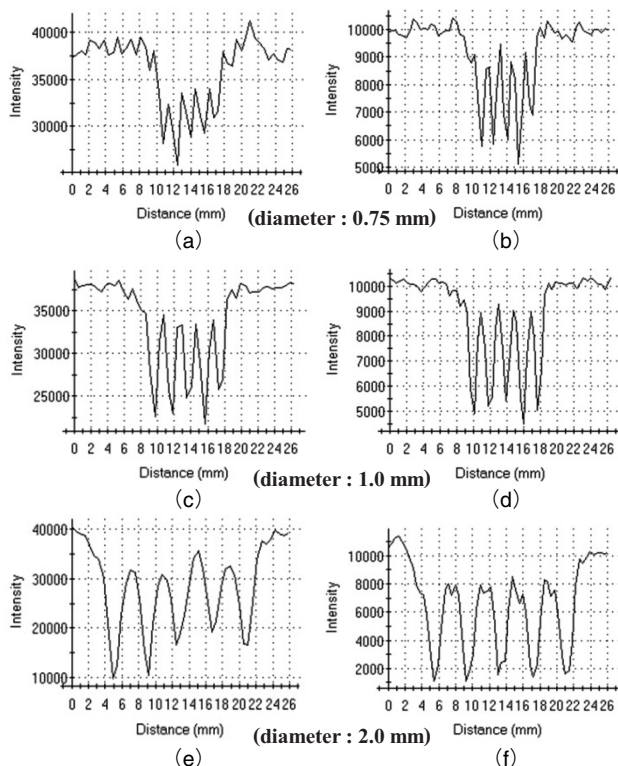


Fig.2 Results of profiles on phantom images in (a), (c), (e) single-stack and (b), (d), (f) multi-stack profiles

Table 2 Results of FWHM and CR on each profile curve

Diameter (mm)	SS		MS	
	FWHM (mm)	CR	FWHM (mm)	CR
0.75	0.94	0.23	0.69	0.56
1	1.10	0.47	1.00	0.86
2	1.68	1.60	1.56	5.43

法における 1 名の画像を除き一致していた。

Fig.3 に頭部領域の画像例を示すが、MS 法における画像では末梢の細い動脈まで高いコントラストで描出されている。

3.2 実験 2 の結果

Fig.4 に頸部領域における脂肪抑制の有無の画像例を示す。

視覚評価の結果では脂肪抑制有は 25 点、脂肪抑制無は 20 点であり、脂肪抑制を使用した場合のほうが、脂肪組織の信号がより低下しており、血管とのコントラストが優れていた。また、2 名の観察者間のスコアは、脂肪抑制無における 2 名の画像を除き一致していた。

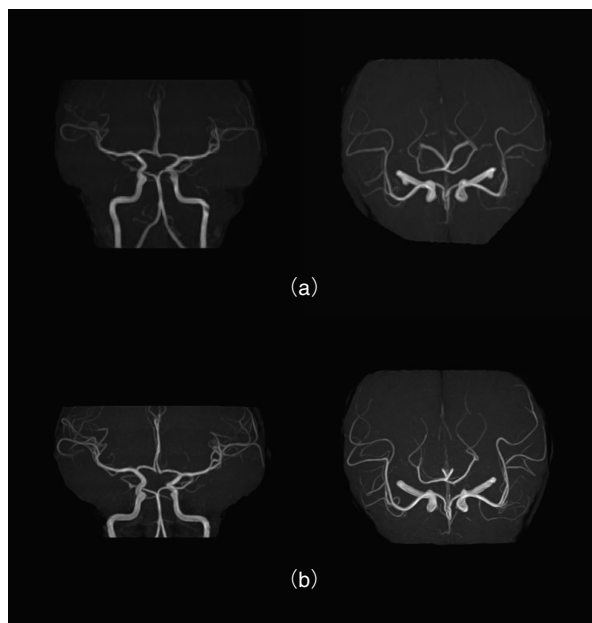


Fig.3 Example images on brain region in (a) single-stack and (b) multi-stack method

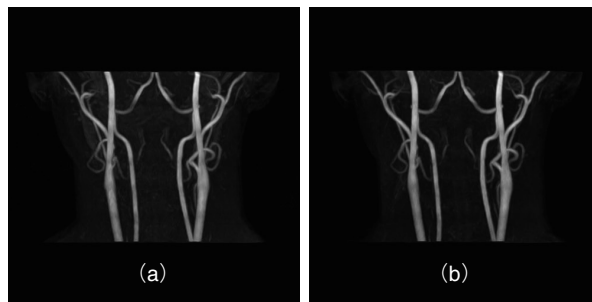


Fig.4 Example images on neck region in (a) with and (b) without fat suppression

3.3 実験 3 の結果

Fig.5 に心電同期の有無の画像例を示す。

視覚評価において、心電同期の有無におけるそれぞれの得点は 23 点と 19 点であり、心電同期有の場合に評価が高かった。また、2 名の観察者間のスコアは、心電同期有における 1 名の画像を除き一致していた。Fig.5 の画像例においても心電同期有の方が、鎖骨下動脈の描出において優れていた。

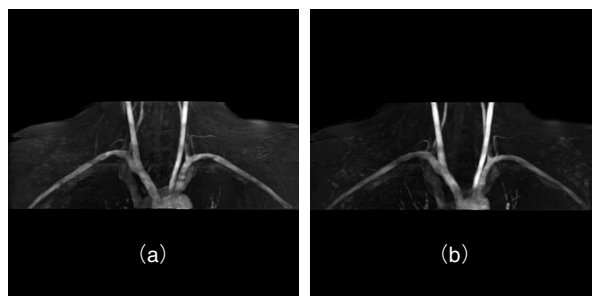


Fig.5 Example images on upper chest region in (a) with and (b) without ECG gated

3.4 実験 4 の結果

Fig.6 に SS 法と MS 法における、頭部から上胸部までの 20 例の臨床画像の視覚評価における有意差検定の結果を示す。また、Fig.7 にその臨床画像例を示す。

視覚評価におけるそれぞれの得点は、MS 法で 92 点、SS

法では 65 点であり、MS 法の評価がより高かった。また、2 名の観察者間のスコアは SS 法における 3 名の画像を除き一致していた。また、有意差検定においても MS 法が明らかに有意であった ($p < .0001$)。さらに Fig.7 に示す画像例においても、明らかに鎖骨下動脈の描出が優れていた。

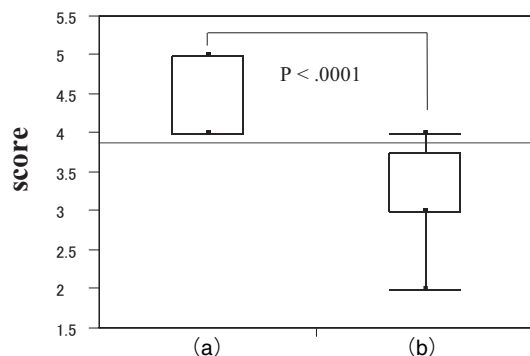


Fig.6 Results of Wilcoxon test in (a) multi-stack and (b) single-stack method

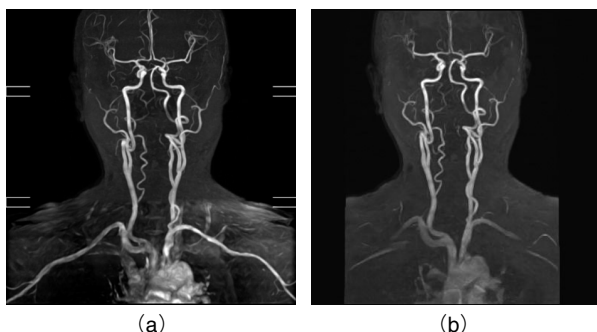


Fig.7 Image examples on brain to upper chest region in (a) multi-stack and (b) single-stack method

4. 考 察

SS 法と MS 法における画質の評価では、すべてにおいて MS 法が優れていた。SS 法と MS 法の撮像条件の主な相違点はマトリクス数、スライス厚、脂肪抑制、SENSE (sensitivity encoding) の有無などであるが、これらの相違点の中で特に画質に影響を与えているものは SENSE の有無であると考えられる。理由としては、SENSE を使用できない場合には、撮像時間の関係で画像のマトリクス数は制約を受けることになる。今回の頭部領域の撮像条件において SS 法のマトリクス数は 288×144 、MS 法のそれは 384×192 であり、MS 法のほうが周波数および位相方向ともに約 1.33 倍マトリクス数が多く、それが画質に影響を及ぼしたと考える。また、スライス厚においても撮像時間の関係で SS 法は 0.8 mm としたが、MS 法は 0.6 mm に設定できたことも影響したと考えられる。

次に実験 2 における脂肪抑制についてであるが、今回は水選択励起法である ProSet (1-1 binomial pulse) を用いたが、他の脂肪抑制法、たとえば SPIR (spectral inversion recovery) と比較した場合、SPIR は周波数選択性脂肪抑制法であり、脂肪のみを反転させるプリパルスを用いるため、励起前に必ず SPIR パルスが印加される時間が必要となる。そのため TR (repetition time) が延長することになり、結果的に撮像時間が延長する。一方、ProSet (1-1 binomial pulse) は、プリパルスを必要とせず、RF パルス (radio frequency pulse) を 2 回照射することにより、水のプロトンのみを励起する方法であり、撮像時間の延長もほとんどない[9]。その結果、頸部領域において加算回数 (number of excitations :

NEX) を 2 回とすることが可能となった。

次に実験 3 についてであるが、この実験において心電同期は末梢の動脈から信号を得る peripheral pulse-trigger で行い、trigger delay time は shortest としたが、この場合の撮像タイミングは心臓の R 波を検出してから撮像開始までが最短で行われることになり、拍動の収縮期に合わせてトリガーがかかるので、血液の流速がもっとも速い時相で撮像を行うことができる。その結果としてインフロー効果の弱い鎖骨下動脈の描出がかなり改善できたと考える。

実験 4 では、20 例の SS および MS 法の臨床画像の視覚評価とその有意差検定を行ったが、Fig.7 の画像例に示すように、すべての部位において MS 法の画質が優れていた。中でも上胸部領域において鎖骨下動脈の描出が特に優れていた。これについては、MS 法により、3 部位を別々に最適な条件で撮像したことが主な理由であると考えられる。

5. まとめ

頭部、頸部、および上胸部における MRA について、3 部位を一度に撮影する SS 法と 3 部位をそれぞれに最適な条件で撮像する MS 法について比較・検討した。その結果、MS 法において、SS 法と同等の撮像時間で、空間分解能および血管描出能のより高い画像を得ることができることを示した。今後ますます増加すると予想される脳卒中の画像診断において、多くの医療施設で MS 法が広く応用されることを期待する。

参考文献

- [1] Nelemans PJ, Leiner T, de Vet HC et al.: Peripheral arterial disease: Meta-analysis of the diagnostic performance of MR angiography, *Radiology*, 217(1), 105-114, 2000.
- [2] Suzuki H, Maki H, Taki W: Evaluation of cerebral arteriovenous malformations using image fusion combining three-dimensional digital subtraction angiography with magnetic resonance imaging, *Turk Neurosurg*, 22(3), 341-345, 2012.
- [3] Jeon TY, Jeon P, Kim KH: Prevalence of unruptured intracranial aneurysm on MR angiography, *Korean J Radiol*, 12(5), 547-553, 2011.
- [4] Litt AW, Eidelman EM, Pinto RS et al.: Diagnosis of carotid artery stenosis: Comparison of 2DFT time-of-flight MR angiography with contrast angiography in 50 patients, *AJNR*, 12(1), 149-154, 1991.
- [5] Anderson CM, Saloner D, Lee RE et al.: Assessment of carotid artery stenosis by MR angiography: Comparison with x-ray angiography and color-coded Doppler ultrasound, *AJNR*, 13(3), 989-1003, 1992.
- [6] Cahan MA, Killewich LA, Kolodner L, et al.: The prevalence of carotid artery stenosis in patients undergoing aortic reconstruction, *Am J Surg.*, 178(3), 194-196, 1999.
- [7] 中戸研吾, 肥合康弘, 富口静二: 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, *日本放射線技術学会雑誌*, 66(8), 2010.
- [8] Nael K, Ruehm SG, Michaely HJ, et al.: Multi station whole-body high-spatial-resolution MR angiography using a 32-channel MR system, *AJR*, 188(2), 529-539, 2007.
- [9] 蜂屋順一監修, 高原太郎・扇和之編集: MRI 応用自在, メジカルビュー社, 東京, 110-113, 2007.