

Silent MRA における頭蓋内ステント内血流の描出能向上を 目的とした撮像条件の検討

高野 直^{1,2}, 佐藤 秀二¹, 濱崎 望¹, 鈴木 通真²,
川崎 英生¹, 福永 一星¹, 芳士戸治義¹, 入江 隆介²,
山本 宗孝³, 大石 英則^{3,4}, 新井 一³, 青木 茂樹²

¹順天堂大学医学部附属順天堂医院放射線部 ²同大学院医学研究科放射線医学
³同大学院医学研究科脳神経外科学 ⁴同医学部附属順天堂医院脳神経外科脳神経血管内治療学講座

背景

近年、脳動脈瘤コイル塞栓術支援ステントが使用可能となり¹⁾、ワイドネックの脳動脈瘤に対して頭蓋内ステント併用コイル塞栓術が行われるようになってきた^{2)~4)}。

頭蓋内ステント内部の血流評価は磁場の不均一により位相分散が生じ、血流信号が低下することから、従来の 3D-time of flight (3D-TOF) による非造影 magnetic resonance angiography (MRA) では評価困難とされていた。そのため、MRI による血流評価では造影 MRA が行われてきた^{3),5),6)}。

Silent MRA は、ultrashort echo time (UTE) を使用した Silenz シーケンスと arterial spin labeling (ASL) の組み合わせによる非造影 MRA 手法であり、RF パルスによる励起直後からデータ収集するため、磁場の不均一による位相分散の影響を受けにくい特徴がある。よって、従来の 3D-TOF による非造影 MRA では難しかった頭蓋内ステント併用コイル塞栓術後患者のステント内血流評価が可能となってきた⁷⁾。

そこで今回我々は、ステント内血流の描出能

向上を目的として、Silent MRA のデータ収集に関わる spokes per segment (spokes 数) と、band width (BW) を変化させた場合の頭蓋内ステント内の血流描出能の検討をファントム実験で行った。

UTE & ASL

近年、radial scan による UTE を用いた撮像法や ASL を使用した非造影 MRA 撮像法が開発され使用可能となってきている。Radial scan による UTE の技術を用いた撮像法の一つである silent MRA は、血流を画像化するためのプリパレーションパルスに ASL が使用され、データ収集には Silenz シーケンスを用いた UTE の 3D radial sampling⁸⁾ が使用されている。コントロール画像とラベル画像の両者を撮像し、それらをサブトラクション処理することによって血流信号を取得している。

通常の MRI で使用される TE は数 ms～数百 ms オーダーであり、silent MRA では 0.016 ms という UTE を用いており、位相分散の影響を最小限に抑えることができる。TE を短くするために、k-space ordering には radi-

キーワード silent MRA, ultrashort echo time, arterial spin labeling, spokes per segment, intracranial stent

al sampling) を使用している。UTE ではデータ収集の間に信号が減衰してしまうため、ブラーリングや信号損失が起こる。そのため、最適なデータ収集時間を設定することで、信号雑音比を高くすることが可能となる⁹⁾。

ASL は、領域選択 RF パルスを用いて組織内に流入する血液の磁化状態を内因性のトレーサーとして使用するものであり、非造影で非侵襲的に血流情報、灌流情報を得ることができる¹⁰⁾。ASL では、ラベリングといわれる、動脈血に含まれるプロトンのスピンを RF パルスで反転させたラベル画像と、ラベリングをしていないコントロール画像を撮像し、それらを差分することで背景信号を抑制した血流信号のみを画像化する¹¹⁾。両者の信号強度差は 0.5～1.5% 程度であり、1 枚の差分画像では不十分なため、通常は多数の測定を加算平均することで画像を得ている¹²⁾。ラベリング方法として、撮像領域の近くで連続的にラベリングを行う continuous ASL (CASL) が用いられていたが¹³⁾、RF アンプの発熱や SAR の制限があり、実用が困難であった。そのため、pulsed-continuous ASL (pCASL) が採用されている。pCASL では連続的な RF 照射によるラベリングを多くの細かい RF 照射に分割することで、RF アンプへの負荷を抑えており、SAR 上昇を防いでいる^{13),14)}。

Silent MRA におけるラベル画像では、連続的な反転パルスによって IR Band の下端において総頸動脈の血流に対してラベリングが行われる。そして Silenz シーケンスによって radial sampling にてデータ収集される。また、コントロール画像は MT 効果を最小限に抑えるために、反転パルスを頭頂より上にかかるように設定する。

Silent MRA では、グラディエントに急激な傾斜がつかないように緩やかな傾斜で Radial 状に k-space を充填している。k-space の充填

はいくつかのセグメントという領域に区切られており、Spokes 数とはセグメント毎の充填本数である。よって k-space 充填に必要なプロジェクション数は、Spokes 数とセグメント数の積になると考えられる。

方 法

MRI 装置は discovery MR750w Expert 3.0T Ver.24 (GE Healthcare, Milwaukee, WI, USA) で、撮像コイルは GEM HNU Coil (12channel) を使用した。撮像シーケンスは Silenz を使用した silent MRA である。模擬血管として内腔 5 mm 径の Silicon 製 U 字管チューブ内に Nitinol 製の頭蓋内ステント Enterprise VRD (4.5×28 mm, Johnson & Johnson Codman, Miami, FL, USA) を留置し、脈流循環型ファントム HB-1 (FUYO CORPORATION, Tokyo, JPN) に設置した。フローポンプには、ALPHA FLOW EC1 (FUYO CORPORATION, Tokyo, JPN) を用いて、血液の T₁ 値¹⁵⁾ (1600 ms : 3T) を模擬した Gd-DTPA 希釈液を定常流にて循環させた。流速 [10, 25, 40 cm/s], spokes per segment [192, 352, 512], band width [15.6, 20, 31.25 ± kHz] を変化させて各々の条件で silent MRA を撮像した。撮像条件は Table 1 に示した。各撮像条件における撮像時間をできる限りそろえるために NEX で調整した。また、本検討に使用したファントム実験の構成を Fig. 1 に示した。

取得画像から模擬血管のステント部分の信号値および背景信号の信号値を測定した。また、signal intensity ratio (SIR) の算出、ステント内描出能を視覚評価にて検討した。

SIR は、(1)式より算出した。SI_{inSTENT} はステント部分の信号値、SI_{background} は背景信号の信号値である。

2014 年 12 月 8 日受理 2015 年 2 月 17 日改訂

別刷請求先 〒113-8431 東京都文京区本郷 3-1-3 順天堂大学医学部附属順天堂医院放射線部 高野 直

Table 1. Scan parameters of silent MRA

Fix Parameters				
TE [ms]				0.016
Field of view [mm]				180×180
Thickness [mm]				1.2
Matrix				150×150
Flip Angle				5
Variable Parameters				
Spokes per Segment	TR [ms]	Band width [±kHz]	NEX	Scan time
192	552	15.6	1	10 : 40
	434	20	1	10 : 10
	316	31.25	1	9 : 41
352	992	15.6	1.5	10 : 23
	775	20	1.6	10 : 17
	558	31.25	1.7	10 : 01
512	1432	15.6	2	10 : 52
	1116	20	2	9 : 52
	801	31.25	2	8 : 53

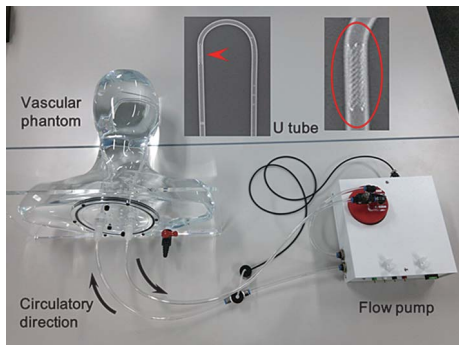


Fig. 1. Vascular phantom
U tube was set in the vascular phantom. Enterprise stent (red arrowhead) was placed inside the tube with inner diameter of 5 mm.

$$SIR = \frac{SI_{inSTENT}}{SI_{background}} \dots\dots\dots (1)$$

視覚評価は MIP (Maximam Intensity Projection) 画像を作成して行った。日本磁気共鳴専門技術者 3 名にて、5 段階評価 (1: poor

～5: excellent) にてスコアを算出した。模擬血管のステント部分の信号値および背景信号の信号値は Rectangle ROI (30×5=150pixel) にて測定した。模擬血管のステント部分の信号値に対しては、各々の流速ごとに一元配置分散分析 (oneway-ANOVA) にて各群間での比較を行った後、多重比較検定 (Bonferroni 法) で各 2 群間の検定を行った。

結 果

各々の条件におけるステント部分の信号値および視覚評価のスコアを Table 2 に示した。また、視覚評価に使用した MIP 画像を Fig. 2 に示し、各流速における spokes 数および BW 変化におけるステント部分の信号値、SIR を Fig. 3～Fig. 5 に示した。

視覚評価

視覚評価において、Spokes 数が小さく、BW が大きいときにステント内描出能は向上した。いずれの流速においても、BW が大きいときほど noise が目立った。流速 10 cm/s では、撮像条件の変化による視覚評価のスコアの差は小さかったが、流速 25, 40 cm/s では、spokes 数を小さくし、BW を大きくするとスコアが上昇する傾向にあった。

Spokes 数による変化

いずれの流速においても、spokes 数を小さくすることでステント内の信号値、SIR は共に上昇する傾向にあった。流速 10 cm/s では、BW が 20, 31.25 ± kHz のとき spokes 数 192 と 352 との間で信号値に有意な差が見られなかった。流速 25, 40 cm/s では spokes 数を小さくすると信号値は有意に上昇した (p<0.05/36)。

BW による変化

流速 10 cm/s における spokes 数 192, 352 の条件では、BW を大きくすることでステント内の信号値、SIR は低下した。その他の条件では BW を大きくすることでステント内の信号値、

Table 2. Signal intensity, signal intensity ratio and visual evaluation score in each scan condition

Flow velocity [cm/s]	Band width [±kHz]	Signal intensity			Signal intensity ratio			Visual evaluation score		
		192	352	512	Spokes per segment			192	352	512
					192	352	512			
10	15.6	401.0±48.5	360.5±51.9	312.5±38.5	3.66	3.30	2.88	3.67±0.47	3.33±0.47	2.67±0.47
	20	371.1±67.6	355.3±56.0	349.3±39.3	3.10	3.12	2.50	3.67±0.47	3.33±0.47	3.00±0.82
	31.25	356.5±67.2	337.9±57.4	369.8±49.8	2.85	2.95	2.45	3.33±0.47	3.33±0.47	3.33±0.47
25	15.6	541.9±46.7	431.9±59.9	311.7±34.0	4.32	3.89	3.40	4.33±0.47	3.00±0.82	2.33±0.47
	20	602.4±52.6	453.9±48.0	394.1±31.7	4.53	3.97	3.52	4.33±0.48	3.67±0.47	3.00±0.82
	31.25	651.6±68.5	548.9±53.8	439.0±33.8	4.56	4.36	3.79	4.67±0.49	4.33±0.47	3.33±0.47
40	15.6	474.6±33.5	431.9±49.9	279.9±41.1	3.96	3.86	3.10	4.00±0.82	3.33±0.47	2.33±0.47
	20	559.7±35.0	471.2±38.1	384.2±26.9	4.32	4.02	3.20	4.33±0.47	3.33±0.47	2.67±0.47
	31.25	648.2±59.5	526.3±34.7	466.3±30.3	4.34	4.15	3.59	4.33±0.47	4.00±0.82	3.33±0.47

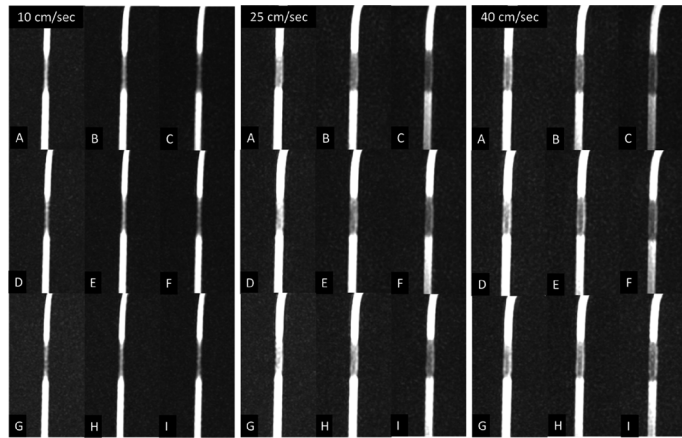


Fig. 2. Silent MRA images of each scan condition

	A	B	C	D	E	F	G	H	I
Spokes per segment	192	352	512	192	352	512	192	352	512
Band width [±kHz]	15.6	15.6	15.6	20	20	20	31.25	31.25	31.25

SIRは上昇する傾向にあった。流速 25 cm/s, spokes 数 352 における BW15.6, 20 との間には信号値に有意な差が見られなかったが、その他の条件では信号値に有意な差が見られた ($p < 0.05/36$)。

血流速度による変化

血流速度が速いほど、spokes 数および BW 変化による信号値の変化は大きかった。また、流速 25 cm/s と流速 40 cm/s における信号値はほぼ同等の値となった。

血流速度が 10 cm/s のとき、spokes 数 192 ; BW15.6 ±kHz と spokes 数 352 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 512 ; BW15.6 ±kHz, spokes 数 512 ; BW20 ±kHz, spokes 数 512 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 512 ; BW15.6 ±kHz と spokes 数 512 ; BW31.25 ±kHz の間には、信号値に有意な差が見られた ($p < 0.05/36$)。

血流速度が 25 cm/s のとき、spokes 数 192 ; W15.6 ±kHz と spokes 数 192 ; BW20 ±kHz, spokes 数 352 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 192 ;

Silent MRAにおけるステント内血流の描出の撮像条件の検討

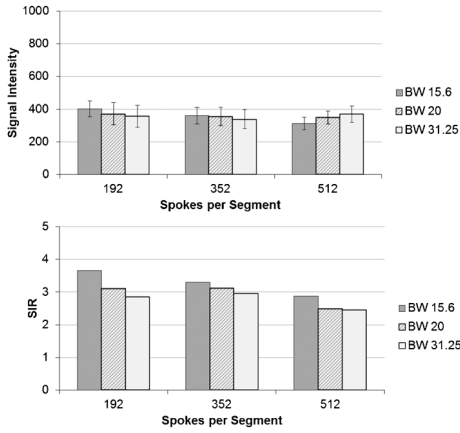


Fig. 3. Signal intensity and SIR in the stent at flow velocity 10 cm/s

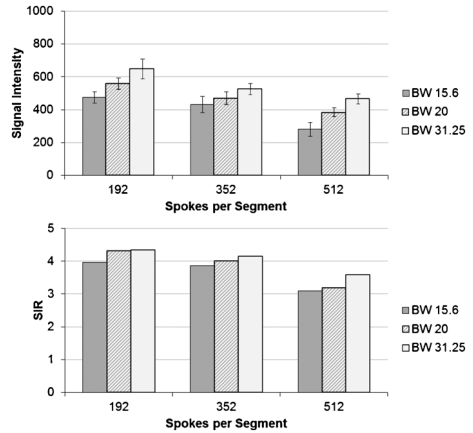


Fig. 5. Signal intensity and SIR in the stent at flow velocity 40 cm/s

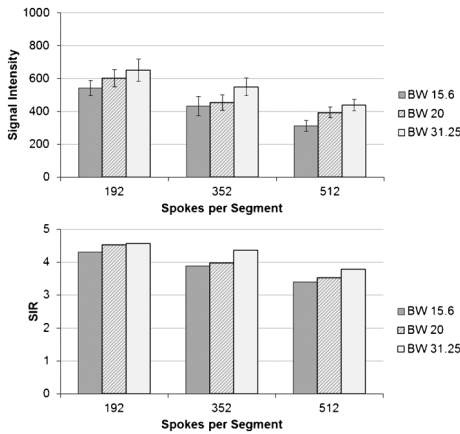


Fig. 4. Signal intensity and SIR in the stent at flow velocity 25 cm/s

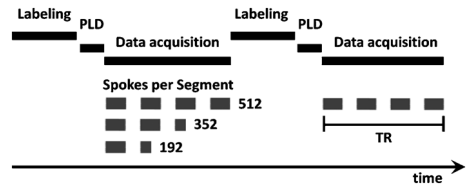


Fig. 6. The time chart of ASL in the silent MRA

BW20 ±kHz と spokes 数 192 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 352 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 352 ; BW15.6 ±kHz と spokes 数 352 ; BW20 ±kHz, spokes 数 512 ; BW15.6 ±kHz, spokes 数 512 ; BW20 ±kHz, spokes 数 512 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 352 ; BW20 ±kHz と spokes 数 512 ; BW20 ±kHz, spokes 数 512 ; BW31.25 ±kHz の間には, 信号値に有意な差は見られなかった。

血流速度が 40 cm/s のとき, spokes 数 192 ; BW15.6 ±kHz と spokes 数 352 ; BW15.6 ±kHz, spokes 数 352 ; BW20 ±kHz, spokes 数 512 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 192 ; BW20 ±kHz と spokes 数 192 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 352 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 352 ; BW15.6 ±kHz と spokes 数 352 ; BW20 ±kHz, spokes 数 512 ; BW20 ±kHz, spokes 数 512 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 352 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 352 ; BW20 ±kHz と spokes 数 352 ; BW31.25 ±kHz, spokes 数 512 ; BW31.25 ±kHz の間には, 信号値に有意な差は見られなかった。

考 察

Spokes 数を小さくすると信号値は上昇し

た. Spokes 数が小さいほどデータ収集時間が短く, ASL によりラベルされた血流の MR 信号が減衰する前にデータ収集できたため, 信号値が高くなったと考えられる (Fig. 6). また, spokes 数を小さくすると, k-space 充填により多くのセグメントを要する. そのため単位時間あたりのラベリング回数が増加し, 高信号の血流が流入し続けたことも信号上昇の一因と考えられる.

流速 10 cm/s における spokes 数 192, 352 以外の条件では BW を大きくすることで信号値が上昇した. これは, BW を大きくしたことによるデータ収集時間短縮の影響と思われる. 速い流速では乱流の影響が大きいため BW を大きくしたことによるピクセルずれの補正がより顕著に表れた結果と考えられる. 流速 10 cm/s における spokes 数 192, 352 の条件では, 元々のデータ収集時間が短い上に低流速であったため, BW の広帯域化によるデータ収集時間の短縮の影響がなかったものと思われる. 視覚評価において, 流速 25, 40 cm/s では spokes 数を小さくする, また, BW を大きくすることでスコアが上昇する傾向にあった. これは BW の広帯域化や spokes 数を小さくしたことによるデータ収集時間短縮の結果, 高信号が得られたためと思われる. 対して, 流速 10 cm/s では spokes 数および BW 変化によるスコアの変化はあまりなかった. 低流速の場合, BW を大きくしても信号値の上昇は少なく, 反対に BW を大きくしたことによる信号雑音比の低下によってスコアが上昇しなかったものと思われる.

実際の臨床において撮像対象になる頭蓋内血管は, 血流速度の速い領域であり, 今回の検討では流速 40 cm/s がそれに対応するものといえる. よって, spokes 数を小さくする, また, BW を大きくすることでステント内信号を上昇させることが可能であると考えられる. Spokes 数を小さくすると撮像時間は延長してしまうが, BW を大きくした場合は撮像時間の

延長なくステント内信号値を上昇させることが可能であった. また, 今回の検討では, 同等の撮像時間において高いステント内信号値を得るためには, 加算回数を増やすよりも小さい spokes 数を使用した方が効果的であるという結果を得た. しかし, ステント近傍の血管径の細い側枝などに関しては加算回数の減少, BW の広帯域化に伴った信号雑音比の低下による描出能低下が危惧されるため, 撮像条件の最適化にはさらなる検討が必要である.

ASL を利用した非造影 MRA に関して, 中村ら¹⁴⁾は PCASL をラベリングに用いた非造影 time resolved MRA を用いて, 流入血液の経時的变化を 200 ms で観察できたと報告している. 非造影 time resolved MRA, silent MRA は共に ASL を用いた非造影 MRA の手法であるが, 前者は頭蓋内動脈の血行動態観察, 後者は UTE による頭蓋内ステント内の血流描出に秀でていた手法であると思われる. これら ASL を利用した非造影 MRA は, 血管造影や造影 MRA を行わなければ診断が困難であった症例に対して, それらの検査に代わる可能性のある有用な検査手法であると考えられる.

本研究は, 実験系を単純化するために模擬血管内の循環血流を定常流にて検討した. 実際に撮像される頭蓋内血管は脈流の影響を受けるため, 臨床画像の信号強度と差異が生じる可能性がある. また, 本研究に用いた頭蓋内ステントは closed-cell design の Enterprise ステントであり, open-cell design の Neuroform ステントを使用した場合はステント内信号が変化することが予測されるため, 異なる種類のステントに関する検討も必要である.

結 論

Silent MRA では血流速度の速い領域において, spokes per segment を小さくし, band width を大きくすることで頭蓋内ステント内の信号値は上昇し, 描出能を向上させることがで

きる。

文 献

- 1) 内田貴範, 兵頭明夫, 鈴木亮太郎, 岩橋兼尚, 木幡一磨, 高野一成, 滝川知司, 田中喜展, 鈴木謙介: Enterprise VRDを用いた脳動脈瘤コイル塞栓術の初期成績. JNET 2012; 5: 161-166
- 2) Johnson AK, Heiferman DM, Lopes DK: Stent-assisted embolization of 100 middle cerebral artery aneurysms. J Neurosurg 2013; 118: 950-955
- 3) Choi JW, Roh HG, Moon WJ, Kim NR, Moon SG, Kang CH, Chun YI, Kang HS: Time-resolved 3D contrast-enhanced MRA on 3.0T: a non-invasive follow-up technique after stent-assisted coil embolization of the intracranial aneurysm. Korean J Radiol 2011; 12: 662-670
- 4) 大石英則, 山本宗孝, 吉田賢作, 新井 一: 脳動脈瘤に対する血管内治療の長期成績. No Shinkei Geka 2010; 38: 973-982
- 5) Takayama K, Taoka T, Nakagawa H, et al.: Usefulness of contrast-enhanced magnetic resonance angiography for follow-up of coil embolization with the enterprise stent for cerebral aneurysms. J Comput Assist Tomogr 2011; 35: 568-572
- 6) Lövblad KO, Yilmaz H, Chouiter A, San Millan Ruiz D, Abdo G, Bijlenga P, de Tribolet N, Ruefenacht DA: Intracranial aneurysm stenting: follow-up with MR angiography. J Magn Reson Imaging 2006; 24: 418-422
- 7) Irie R, Suzuki M, Yamamoto M, et al.: Assessing blood flow in an intracranial stent: a feasibility study of magnetic resonance angiography using silent scan after stent-assisted coil embolization for anterior circulation aneurysms. AJNR Am J Neuroradiology 2014 doi: 10.3174/ajnr.A4199
- 8) Alibek S, Vogel M, Sun W, Winkler D, Baker CA, Burke M, Gloger H: Acoustic noise reduction in MRI using silent scan: an initial experience. Diagn Interv Radiol 2014; 20: 360-363
- 9) 山田一範, 新津 守: 骨軟部領域における3D ultrashort TE と2D short TE の基礎条件について. 映像情報 Medical 2010; 42: 74-81
- 10) 青山国広: Arterial Spin Labeling (ASL) 法を用いた脳血流評価の現状と今後. 脳神経外科速報 2013; 23: 176-187
- 11) 菊池恵一, 桐山郁子, 三木 均, 高橋志津江, 貞本和彦: 3.0Tでの脳灌流MRI. 断層映像研究会雑誌 2007; 34: 24-29
- 12) 山下孝二, 吉浦 敬, 樋渡昭雄, 梅尾 理, 菊地一史, 本田 浩: Arterial Spin Labeling. 映像情報 Medical 2013; 45: 517-523
- 13) 椛沢宏之: 3D arterial spin labeling. 映像情報 Medical 2010; 42: 140-146
- 14) 中村理宣, 米山正己, 田淵 隆, 武村 濃, 小原 真, 高原太郎, 辰野 聡: Pseudo Continuous Arterial Spin Labeling (PCASL) による頭蓋内非造影 Volumetric Time-Resolved MRA [大会長賞記録]. 日磁誌 2013; 33: 39-43
- 15) 藤原康博, 松田 豪, 石森佳幸, 山田和弘, 福屋裕子, 山口 功, 木村浩彦, 宮地利明: 3.0T MRI 装置を用いた血液のアーチファクト抑制を目的とした3D Triple IR FSPGRの開発. 日放技学誌 2006; 62: 1560-1565

Optimization of Silent MRA Parameters for Visualizing Flow in an Intracranial Stent

Nao TAKANO^{1,2}, Shuji SATO¹, Nozomi HAMASAKI¹,
Michimasa SUZUKI², Hideo KAWASAKI¹, Issei FUKUNAGA¹,
Haruyoshi HOSHITO¹, Ryusuke IRIE², Munetaka YAMAMOTO³,
Hidenori OISHI^{3,4}, Hajime ARAI³, Shigeki AOKI²

¹*Department of Radiological Technology, Juntendo University Hospital
3-1-3, Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8431*

Departments of ²Radiology and ³Neurosurgery, Graduate School of Medicine, Juntendo University

⁴*Department of Neuroendovascular Therapy, School of Medicine, Juntendo University*

Magnetic resonance (MR) angiography using a silent scan algorithm that contains ultrashort echo time (UTE) combined with an arterial spin labeling (ASL) technique (Silent MRA) allows visualization of flow in an intracranial stent. UTE is considered to minimize the phase dispersion of the labeled blood flow signal in the voxel space and to decrease magnetic susceptibility by a stent. We examined the most appropriate parameters for Silent MRA for visualization of flow in an intracranial stent.

We used a phantom vessel and Enterprise™ (Johnson & Johnson Codman, Miami, FL, USA) stent. Silent MRA parameters were: flow rate, 10, 25, 40 cm/s; spokes per segment, 192, 352, 512; and bandwidth (BW), $\pm 15.6, 20, 31.25$ kHz. We measured signal intensity, calculated the signal intensity ratio of the stent part in each condition, and visually assessed images of Silent MRA.

The signal intensity of the stent part increased when the number of spokes per segment was smaller in any flow rate conditions. The signal intensity with wide BW increased in the condition of fast flow. Visual assessment revealed clear visualization of flow in an intracranial stent using a wide BW and small number of spokes, parameters considered to decrease the signal loss by shortening data acquisition time.

In this study, use of wide BW and a small number of spokes per segment increased signal intensity and allowed clearest visualization of flow in an intracranial stent.