

Slice-selective off-resonance sinc pulse (SORS) による magnetization transfer contrast (MTC) を用いた 頭部 MR angiography

小玉隆男, 落合礼次, 矢野貴徳, 楊 徳文,
渡邊克司

宮崎医科大学放射線医学教室

はじめに

自由水のプロトンの中心共鳴周波数から若干離れた (off-resonant) 周波数のラジオ波を照射すると, 自由水に比べ広い共鳴周波数帯を有する高分子に結合したプロトンが飽和される. 自由水のプロトンと高分子のプロトンの間に化学交換や交差緩和が存在する条件下では, 飽和された高分子化合物のプロトンの磁化が自由水側へ移動し, 自由水のプロトンによる信号強度が減少する. この off-resonant パルスによるコントラストの変化を magnetization transfer contrast (MTC) と称している^{1),2)}. 高分子に結合したプロトンが豊富に存在し, かつ磁化移動の盛んな組織ほど MTC による信号低下が大きい. MTC パルスは, 脳組織の信号を低下させることにより, 造影検査におけるコントラストの改善³⁾や, 頭部 3D time-of-flight (TOF) MR angiography (MRA) における末梢血管描出能改善の手段として広く応用されてきている^{4)~8)}. 種々の MTC パルスが MRA に併用されその有用性が報告されているが, 従来の方法では MTC パルスが送信用コイルの感度領域全

体に非選択的に作用するため, 流入する血液に対する MTC 効果も無視できない^{3),4)}. 一方, MTC 効果は, MTC パルスの off-set 周波数が小さいほど大きくなることが知られている¹⁾. MTC パルス照射時に傾斜磁場をかけることで, 流入スピンの対する off-set 周波数を MRA の撮像領域内よりも大きくし, 流入スピンの MTC による信号低下を抑えることが可能と考えられる⁹⁾.

今回我々は, この原理を応用した slice-selective off-resonance sinc pulse (SORS) を MRA の際の MTC パルスとして使い, その有用性を検討したので報告する.

対象および方法

使用装置は, 東芝社製 MRT-200/RX (1.5T) で, 頭部用 QD コイルを用いて single volume 3D TOF MRA を撮像した. TR : 40 ms, TE : 7 ms, FOV : 20 cm, マトリックス : 256×256×59, slab 厚 : 59 mm (スライス厚 1 mm) は一定とした. ただし, 卵白を用いた実験および正常ボランティアにおける SORS パルスの幅および位置の検討では, マトリック

キーワード MR angiography, magnetization transfer contrast

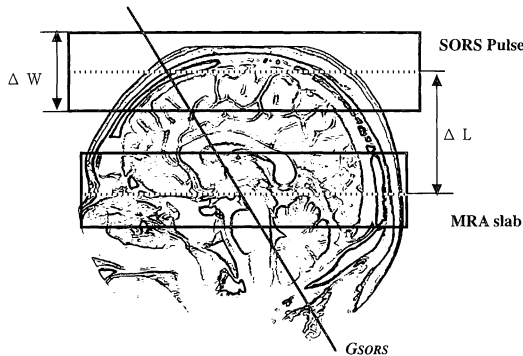


Fig. 1. Schema of the SORS method. ΔL : Distance between SORS pulses and a MRA slab. ΔW : Thickness of SORS pulses

ス: $256 \times 256 \times 29$, slab 厚: 58 mm (スライス厚 2 mm) とした。

SORS 法は, MRA の撮像範囲の上部に選択的に presaturation pulse をかける方法で (Fig. 1), $|B_1| = 23 \mu\text{T}$, pulse length = 7.46 ms の sinc pulse と同時に z 軸方向に勾配磁場を印加する事によって得た. SORS パルス照射時の Z 軸方向の傾斜磁場強度を G_{SORS} (Hz/cm) とした場合, SORS の中心から ΔL (cm) 離れた位置での off-set 周波数 (Δf) は,

$$\Delta f = \Delta L * G_{\text{SORS}}$$

で求められる. この勾配磁場の強度は SORS パルスの幅 (ΔW cm) によって変わり,

$$G_{\text{SORS}} = 718 / \Delta W$$

で求められる. SORS のパルス幅を 5 cm とした場合の勾配磁場強度は 143.6 Hz/cm である. 今回の臨床例の検討では, SORS のパルス幅を 5 cm, SORS の中心と MRA 撮像領域の中心との距離を 8 cm としたので, MRA 撮像領域の中心での Δf は 1149 Hz となる. これに対して, SORS パルスより 20 cm 離れた位置での Δf は 2872 Hz となる. なお, 以下の検討における

SORS の位置は, SORS 中心と MRA 撮像範囲の中心の間の距離として表した.

比較の対象とした on-resonant binomial pulse (1-2-1) の, $|B_1| = 21 \mu\text{T}$, pulse length = 1 ms である.

MTC による信号低下を magnetization transfer ratio (MTR) として以下の式で求めた.

$$\text{MTR} = (\text{SI}_{\text{MTC}(-)} - \text{SI}_{\text{MTC}(+)}) / \text{SI}_{\text{MTC}(-)} \times 100(\%)$$

($\text{SI}_{\text{MTC}(-)}$: MTC パルス非併用時の信号強度, $\text{SI}_{\text{MTC}(+)}$: MTC パルス併用時の信号強度)

血管の描出能評価では, 周囲脳実質に対する脳底動脈および遠位中大脳動脈 (M2 遠位部) のコントラストを以下の式で求めた.

$$\text{血管コントラスト} = \text{SI}_{\text{vas}} / \text{SI}_{\text{brain}}$$

(SI_{vas} : 血管部の信号強度, SI_{brain} : 周囲脳実質の信号強度)

基礎的検討として, 卵白を用いた SORS の位置及び幅による MTR の変化についての検討を行った. SORS 位置の検討では SORS 幅を 5 cm, SORS 幅の検討では SORS 位置を 8 cm として検討した. その際, MRA slab の中央の slice (slice position B) に加えて, B より SORS から 2 cm 遠い position A と SORS に 2 cm 近い position C の 3 カ所で測定を行った. 更に, 正常ボランティアそれぞれ 3 名を対象として, 血管コントラストに対する SORS の幅及び位置の影響を卵白を用いた実験と同様の条件下で検討した.

血管病変が疑われ MRA が施行された 10 例 (18~69 歳, 平均 51 歳) で, SORS 併用 MRA と MTC パルスを併用しない MRA を同時に施行し, MTR を求めると共に両者の血管コントラストを比較した. モヤモヤ病の 1 例と中大脳動脈狭窄症の 1 例を除き MRA 所見は正常であった. MTR の検討では, binomial

pulse を用いた際の MTR が計測された 23 例を比較の対象とした。なお、モヤモヤ病症例では中大脳動脈の信号は測定できなかった。また、6 例 (8 歳~71 歳, 平均 35 歳) では, SORS 法と従来の binomial パルス (1-2-1) による MTC 法を比較した。MRA 所見は全例正常であった。

結 果

1) 基礎的検討

卵白を用いた実験結果を Fig. 2, 3 に示す。SORS が MRA の撮像範囲に近づくに従って MTR は大きくなり, MRA の撮像範囲内では SORS に近いほど MTR は大きくなった。SORS が MRA の撮像範囲に極めて近い場合は, SORS に近い部分の信号低下が顕著であった。更に, SORS のパルス幅を厚くした場合に大きな MTR が得られた。

正常ボランティアでの検討では, SORS パルスの位置を MRA の撮像範囲に近づけるほど,

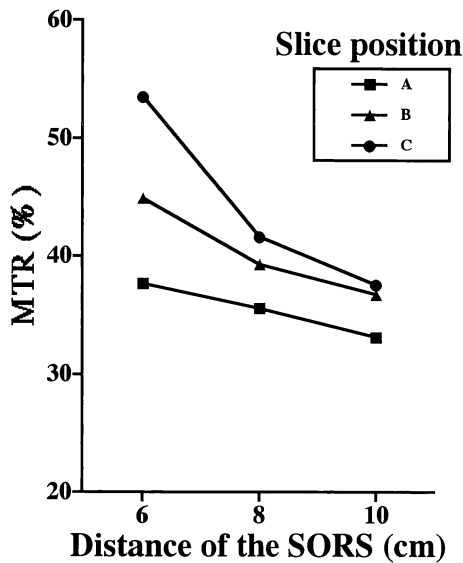


Fig. 2. Relation between the distance of SORS pulses and MTR in experimental studies using cooked egg white. $\Delta W=5$ cm.

血管の信号低下が若干大きくなったが, 脳実質の信号低下も大きくなり, 血管コントラストは若干改善する傾向にあった (Fig. 4). しかし, その変化は顕著ではなく, 視覚的な血管描出能の明らかな差は認められなかった (Fig. 5). 同様に, SORS パルスの幅を大きくするに従って脳実質の信号低下は大きくなったが, 血管内の信号も低下した。脳底動脈のコントラストは SORS パルスの幅を大きくするに従って改善する傾向にあったが, 中大脳動脈枝のコントラストは, 対象による差が見られた (Fig. 6). 視覚的な血管描出能の明らかな差は認められなかった (Fig. 7).

2) 臨床例での検討

Table 1 に, SORS 法を用いた場合の MTR を示す。binomial 法に比べて, 脳実質各領域の MTR が高いにも関わらず, 脳底動脈の MTR はむしろ低くなった。脳底動脈及び中大脳動脈遠位部の SORS 法による MTR はそれぞれ 13.6%, 19.1% で, 中大脳動脈遠位部の MTR が有意に高かった (paired t-test, $P < 0.001$). なお, 上矢状静脈洞の MTR が非常に高いのは, SORS パルスによる同血管に対する on-resonant な飽和効果を有するためである。

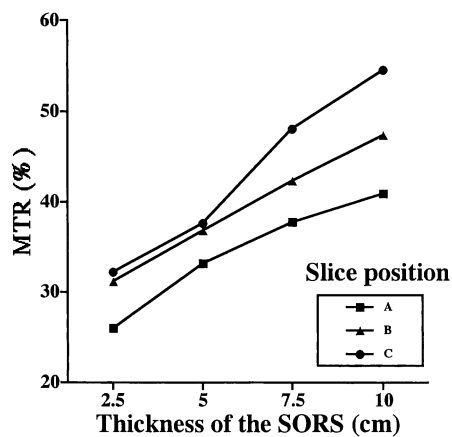


Fig. 3. Relation between the thickness of SORS pulses and the MTR in experimental studies using cooked egg white. $\Delta L=8$ cm.

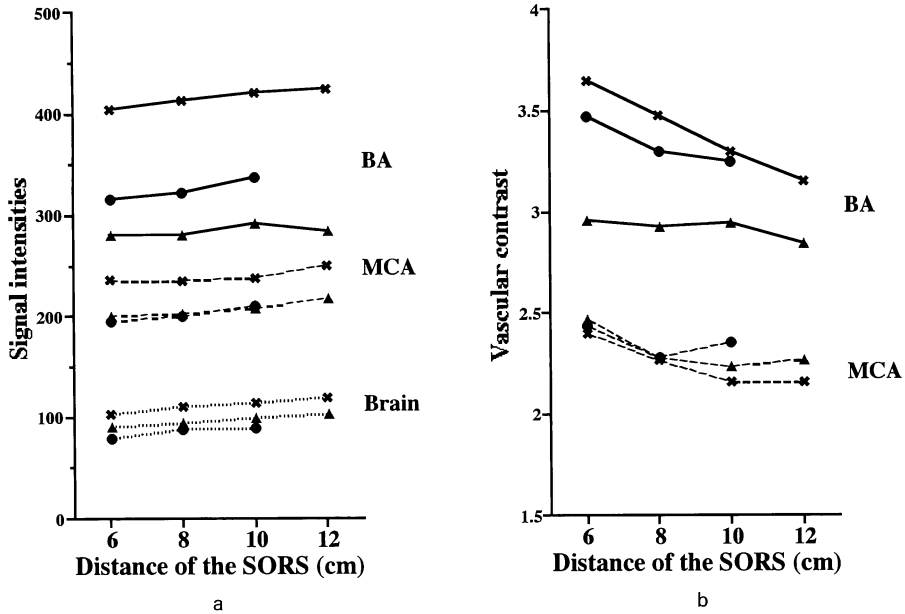
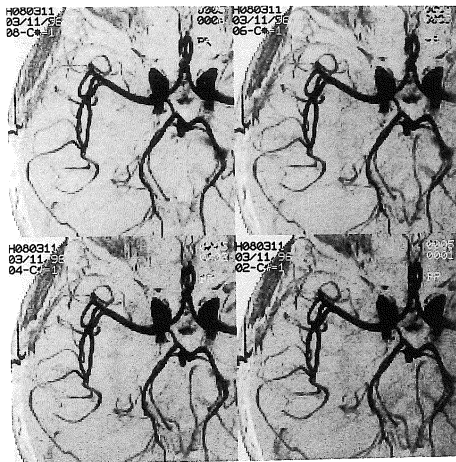


Fig. 4. Influence of the distance of SORS pulses in normal volunteers. a) Singnal intensity of the brain, basilar artery (BA) and middle cerebral artery (MCA) with variable dittance of SORS pulses. b) Contrast of BA and MCA with variable dittance of SORS pulses. $\Delta W=5$ cm.



a) b)
c) d)

Fig. 5. Influence of the distance of SORS pulses in a normal volunteer. Distance of SORS pulses is a) 6 cm, b) 8 cm, c) 10 cm, and d) 12 cm. $\Delta W=5$ cm.

Table Magnetization Transfer Ratio Using a SORS Pulse and a Binomial Pulse

Location	Magnetization Transfer Ratio (%)	
	SORS (n=10)	Binomial (n=23)
Corpus callosum	54.1±2.2	42.7± 5.1
Thalamus	48.7±2.2	38.6± 3.8
Cortical gray matter	45.8±5.5	34.5± 4.7
Putamen	44.0±3.8	32.9± 4.7
Basilar artery	13.6±3.6	15.2± 4.5
Distal MCA	19.1±5.7	16.4± 5.6
SSS*	82.1±5.9	32.0± 3.0
Fat	-0.7±4.7	12.7± 6.4
CSF	-4.6±7.5	1.8±11.9

* : superior sagittal sinus

SORS 法では脂肪の MTR はほとんど 0 であるが, binomial 法では脂肪の信号も SORS 法に比べて有意に低下した (unpaired t-test, $p < 0.0001$) (Fig. 11).

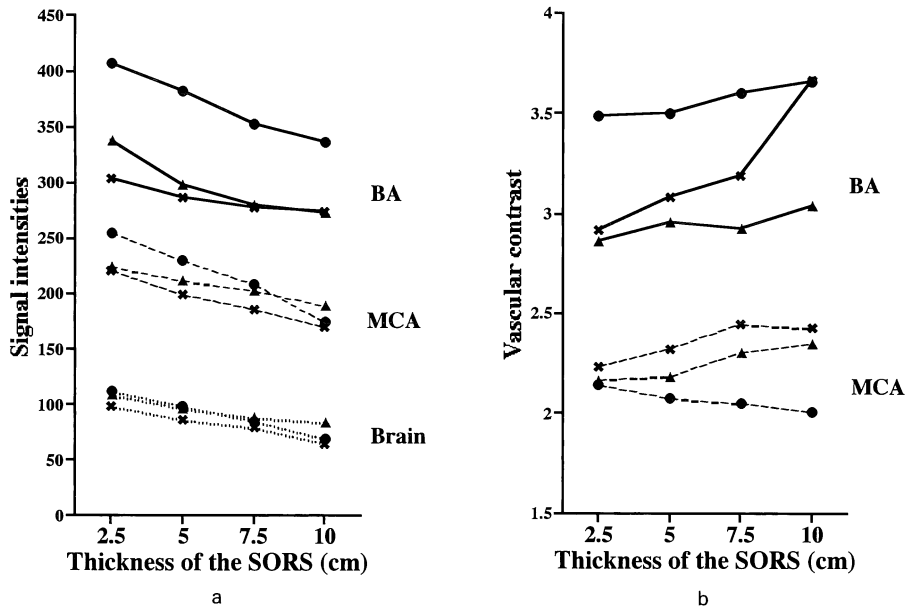


Fig. 6. Influence of the thickness of SORS pulses in normal volunteers. a) Singnal intensity of the brain, basilar artery (BA) and middle cerebral artery (MCA) with variable thickness of SORS pulse. b) Contrast of BA and MCA with variable thickness of SORS pulse. $\Delta L=8$ cm.

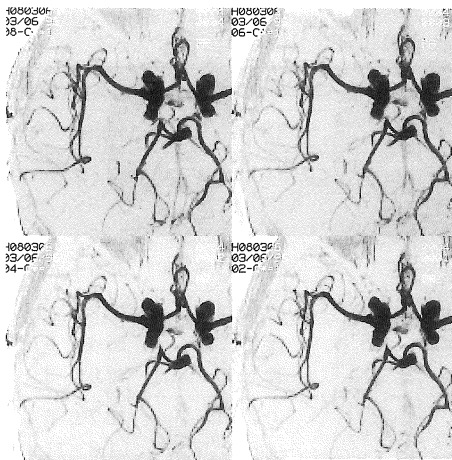


Fig. 7. Influence of the thickness of SORS pulses in a normal volunteer. Thickness of the SORS pulses is a) 2.5 cm, b) 5 cm, c) 7.5 cm and d) 10 cm. $\Delta L=8$ cm.

SORS の併用により、脳底動脈及び中大脳動脈遠位部の周囲脳実質に対するコントラストには有意の改善が認められ (Fig. 8), 中大脳動脈分枝等の末梢血管の描出能も著明に改善された (Fig. 9). 従来の binomial パルスと比較しても、動脈のコントラストの改善が認められた (Fig. 10, 11).

考 察

MRA は、非侵襲的な頭部血管描出法として普及し、特に、3D time-of-flight (TOF) 法が、検査時間や空間分解能の関係から最も広く使用されている。TOF 法のコントラストは、不飽和の流入スピンのによる flow related enhancement 効果に基づいている。3D TOF 法の場合、撮像領域内における流入スピンの飽和による信号低下のため、血管末梢や静脈などの流速の遅い血管の描出が劣るという問題点がある。

SORS を用いた頭部 MRA

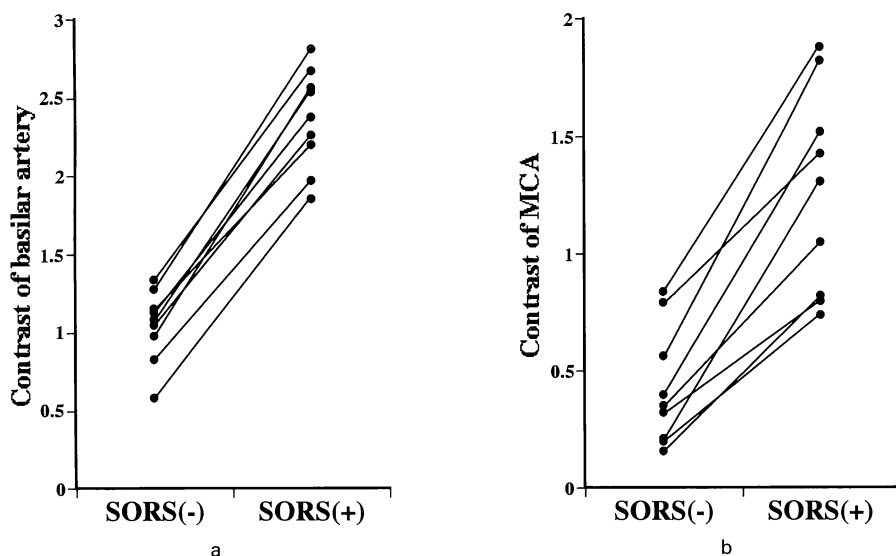


Fig. 8. The contrast of a) basilar arteries and b) middle cerebral artery (MCA) with and without SORS pulses.

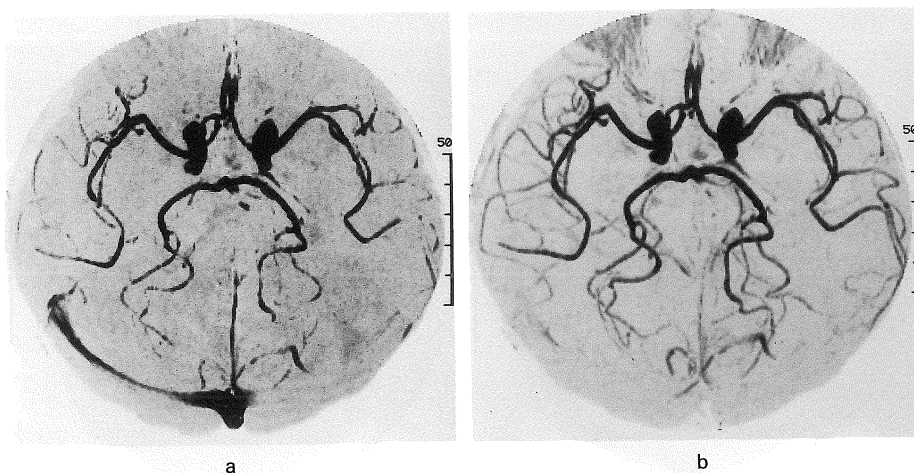


Fig. 9. Comparison of MRA without (a) and with (b) SORS pulses in a patient. The conspicuity of small caliber vessels are remarkably improved by applying SORS pulses. The superior sagittal sinus and transverse sinus are not visualized on MRA with SORS pulses.

MRA 画像の再構成には maximum intensity projection (MIP) が用いられるが、良好な血管の描出には、血管内と周囲組織の信号の間に十分なコントラストが必要になる¹⁰⁾。血管内の信号強度を上昇させる目的で、TR や flip an-

gle の適正化^{11),12)}、variable flip angle の使用 (ramped RF や TONE)^{6),7)}、multiple thin slab acquisition¹³⁾、造影剤や血管拡張剤 (acetazolamide 等) の併用^{14),15)}などが行われている。

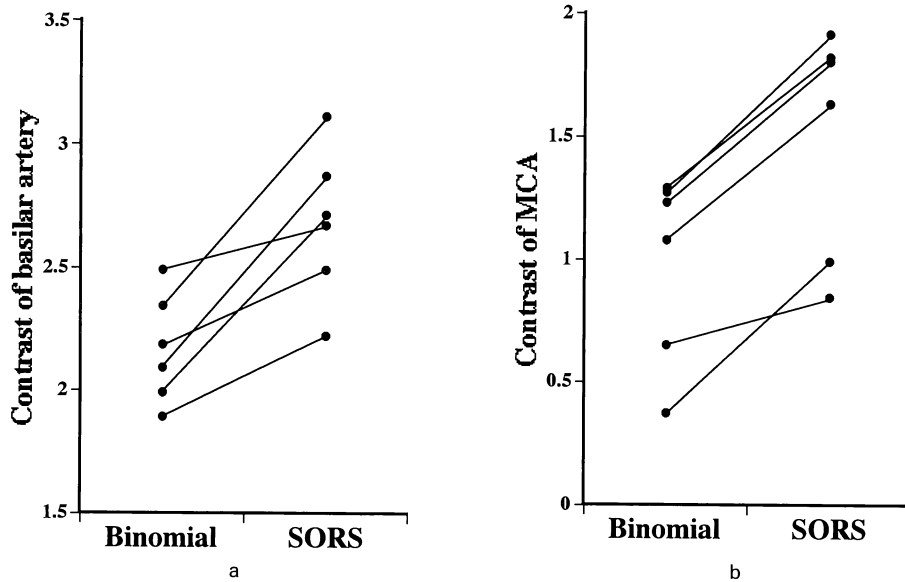


Fig. 10. Comparison of the contrast of a) basilar arteries and b) middle cerebral artery (MCA) between MRA with SORS and that with binomial pulses.

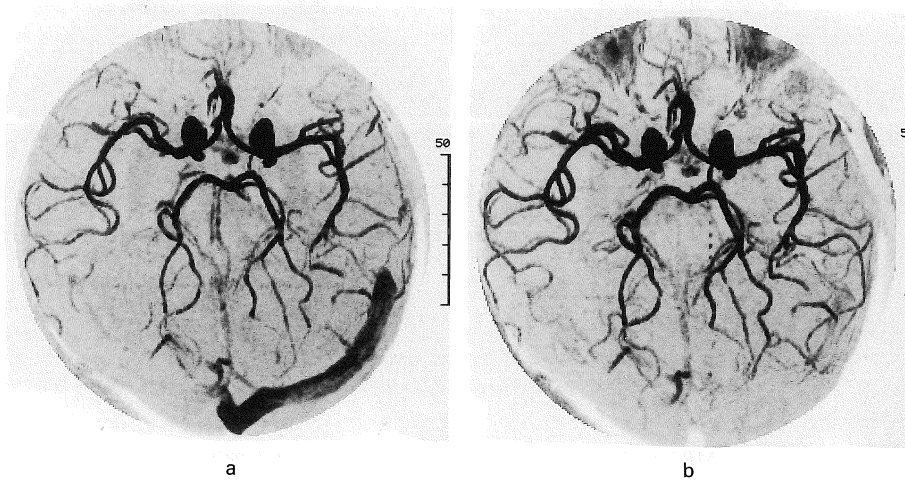


Fig. 11. Comparison of MRA with binomial pulses (a) and that with SORS pulses (b) in a patient. The conspicuity of small caliber vessels are slightly improved by applying SORS pulses. The intensity of the orbital fatty tissue is more pronounced on MRA with SORS pulses.

一方、周囲組織の信号強度を低下させることによって血管と周囲組織のコントラストを上昇させる目的で、MTCが併用されることが多くなっている^{2),4)~8)}。MTCパルスとして、sinc、

gaussian pulse等の off-resonant pulseあるいは1-2-1 pulse等の on-resonant pulseが用いられるが¹⁶⁾、送信用コイルの感度領域全体に非選択的にかけられるのが一般的であり、流入

血液に対する MTC 効果も無視できない⁵⁾。我々の検討でも、on-resonant な binomial パルスを用いた場合、脳底動脈で約 15% の信号低下が認められた。今回我々が検討した SORS 法では、presaturation pulse として MRA 撮像範囲上方に sinc pulse が励起され、その際に印可される傾斜磁場によって MRA 撮像範囲には off-resonant pulse による MTC 効果が得られる⁹⁾。この preparation pulse からの距離が大きくなるに従って off-set 周波数が大きくなり MTC 効果が低下するため、MRA 撮像範囲より下方から流入してくる血流の信号低下は軽減される。MTR は MTC パルスの offset 周波数及び強度によって異なるが^{1),4),5)}、SORS 法では、binomial 法に比べて脳実質の MTR が高いにも関わらず脳底動脈の MTR はむしろ低くなり、血管のコントラストが改善されることが示された。中大脳動脈遠位部の MTR が脳底動脈に比べて有意に高かったが、両者の差は、送信用コイルの感度領域内を流入スピンの流れる時間および、SORS パルスとの距離に関係しているものと思われる。

卵白の実験で認められるように、SORS パルスが MRA の撮像範囲に近づくに従って MTR は次第に大きくなり、MRA の撮像領域の中では SORS パルスに近い部位ほど MTR は大きくなる。SORS パルスが非常に近い状況では強い信号低下が認められたが、SORS パルスのスライス特性が良くないため、on-resonant な飽和現象の影響が無視できない。正常ボランティアの検討では、SORS パルスの位置が撮像領域に近いほど、脳底動脈や中大脳動脈のコントラストが若干改善される傾向にあった。ボランティアがいずれも若く脳血流が比較的早いものと思われ、脳実質に対する影響が血管内のスピンに対する影響よりも強く出たものと思われる。

SORS の幅は、その際にかけられる傾斜磁場強度によって決められている。つまり、SORS の幅を 2 倍にするとその際の傾斜磁場強度は

1/2 になり、ある位置での off-set 周波数も 1/2 になる。さらに、SORS からの距離の違いによる off-set 周波数の差も 1/2 になる。SORS 幅を厚くするほど大きな MTR が得られたが、SORS パルスを厚くすると流入スピンに対する MTR も大きくなり、血管のコントラストの著明な改善にはつながらなかった。至適なパルス幅やパルス位置に関しては、血流速度との関係も予測され、今後の検討が必要である。正常ボランティアでの結果を基に、臨床例での検討では、SORS パルスの on-resonant な飽和現象を避けつつ MRA 撮像領域に比較的近くなるように SORS 位置を 8 cm とした。SORS 幅に関しては正常ボランティアで一定の傾向が得られなかったため、装置の基準値である 5 cm とした。

SORS 法では、MRA の撮像領域上部に on-resonant な飽和現象を来す領域があり、上矢状静脈洞のように上方から流入してくる血管の信号は著明に低下することになる。下方から流入する動脈の描出を主目的とした頭部の 3D TOF MRA では、上矢状静脈洞のような静脈系はむしろ障害となることが多く、SORS 法の一つの利点と言える。しかし、閉塞性の血管障害やそれに対するバイパス手術後などで、上方から流入する血流を評価しなければならない場合には問題となりうる。このような場合、SORS パルスの位置や幅の適正化あるいは通常の MTC 法の使用を考慮しなくてはならない。

MTC 併用の MRA の問題点として、脂肪の信号が抑制されないため脂肪が比較的高信号として残存し、MIP 画像を作成した際に血管描出の妨げとなり得ることが挙げられる¹⁰⁾。MIP 画像作成の際に脂肪部分をなるべく除くことが必要である。更に、脂肪抑制法の併用も検討されている⁸⁾。今回の我々の検討でも、SORS 法では脂肪信号の抑制は認められず、TE=7 ms とほぼ水 / 脂肪の out-of phase の TE であるにも関わらず、脂肪が相対的に高信号を示した。それに対して、binomial 法では

脂肪信号が平均約13%低下した。これは、binomialパルスによって脂肪の共鳴周波数帯の一部が励起されたことを示しているが、バイパス術後の評価で頭皮部をMIPの領域から除けない場合などには有用と思われる。

MTCを併用する場合の問題点として、SARの増加が挙げられるが、SORSを併用した場合のSARは全例基準値以下に抑えられた。また、MTCを併用しない場合に比べて使用可能な最短のTRが延長し検査時間が延長されるという問題点があり、改善すべき点と思われる。

結 論

SORS法は、従来の非選択的なMTCパルスと比較しても、頭部3D TOF MRAの血管描出能の向上に有用な手法と思われる。MTC効果で抑制されない脂肪が相対的に高信号になることや、最短のTRが延長し検査時間が延長されるという問題点が今後の検討課題と思われる。

文 献

- 1) Hajnal JV, Baudouin CJ, Oatridge A, Young IR, Bydder GM : Design and implementation of magnetization transfer pulse sequences for clinical use. *J Comput Assist Tomogr*, 16 : 7-18, 1992.
- 2) Wolff SD, Balaban RS : Magnetization transfer imaging : practical aspects and clinical applications. *Radiology*, 192 : 593-599, 1994.
- 3) Mehta RC, Pike GB, Haros SP, Enzmann DR : Central nervous system tumor, infection, and infarction : detection with gadolinium-enhanced magnetization transfer MR imaging. *Radiology*, 195 : 41-46, 1995.
- 4) Dousset V, Franconi JM, Degreze P, et al. : Use of magnetization transfer contrast to improve cerebral 3D MR angiography. *Neuroradiol*, 36 : 188-192, 1994.
- 5) Edelmamm RR, Ahn SS, Chien D, et al. : Im-

- proved time-of-flight MR angiography of the brain with magnetization transfer contrast. *Radiology*, 184 : 395-399, 1992.
- 6) Atkinson D, Brant-Zawadzki M, Gillan G, Purdy D, Laub G : Improved MR angiography : magnetization transfer suppression with variable flip angle excitation and increased resolution. *Radiology*, 190 : 890-894, 1994.
- 7) Dagirmanjian A, Ross JS, Obchowski N, et al. : High resolution, magnetization transfer saturation, variable flip angle, time-of-flight MRA in the detection of intracranial vascular stenoses. *J Comput Assist Tomogr*, 19 : 700-706, 1995.
- 8) Lin W, Tkach JA, Haacke EM, Masaryk TJ : Intracranial MR angiography : Application of magnetization transfer contrast and fat saturation to short gradient-echo, velocity-compensated sequences. *Radiology*, 186 : 753-761, 1993.
- 9) Miyazaki M, Kojima F, Ichinose N, Onozato Y, Igarashi H : A novel saturation transfer contrast method for 3D time-of-flight magnetic resonance angiography : a slice-selective off-resonance sinc pulse (SORS) technique. *Magn Reson Med*, 32 : 52-59, 1994.
- 10) Anderson CM, Saloner D, Tsuruda JS, Shapeero LG, Lee RE : Artifacts in maximum-intensity-projection display of MR angiograms. *AJR*, 154 : 623-629, 1990.
- 11) Ruggieri PM, Laub GA, Masaryk TJ, Modic MT : Intracranial circulation : pulse-sequence consideration in three-dimensional (volume) MR angiography. *Radiology*, 171 : 785-791, 1989.
- 12) Tkach JA, Lin W, Duda Jr JJ, Haacke EM, Masaryk TJ : Optimizing three-dimensional time-of-flight MR angiography with variable repetition time. *Radiology*, 191 : 805-811, 1994.
- 13) Parker DL, Yuan C, Blatter DD : MR angiography by multiple thin slab 3D acquisition. *Magn Reson Med*, 17 : 434-451, 1991.
- 14) Runge VM, Kirsch JE, Lee C : Contrast-enhanced MR angiography. *JMRI*, 3 : 233-239, 1993.
- 15) Mandai K, Sueyoshi K, Fukunaga R, et al. : Acetazolamide challenge for three-dimensional time-of-flight MR angiography of the brain.

- AJNR, 15 : 659-665, 1994. resonance magnetization transfer techniques.
16) Hua J, Hurst GC : Analysis of on-and off- JMRI, 5 : 113-120, 1995.

Cranial MR Angiography with Magnetization Transfer Contrast Using a Slice-Selective Off-Resonance Sinc Pulse (SORS) Technique

Takao KODAMA, Reiji OCHIAI, Takanori YANO,
Dejung YAN, Katsushi WATANABE

*Department of Radiology, Miyazaki Medical College
5200 Kihara, Kiyotake, Miyazaki 889-16*

Magnetization transfer contrast (MTC) techniques have been employed to improve the conspicuity of vessels on 3D time-of-flight (TOF) MR angiography. The MTC pulse, which is generally non-selective, reduces the signal of brain tissues as well as that of inflowing blood. The purpose of the present study is to estimate the efficacy of slice-selective off-resonance sinc pulse (SORS) technique, which is employed to reduce the MTC effect on inflowing blood by applying a slice selective preparation pulse far from inflowing blood, on 3D TOF MR angiography. With SORS technique, mean signal reduction in the white matter, gray matter, basilar artery and distal middle cerebral artery (MCA) was 54%, 46%, 13%, and 19%, respectively. Contrast-to-noise (C/N) ratios of basilar arteries and distal MCA were significantly improved by applying SORS pulses. Comparing with the non-selective binomial technique, the SORS technique gave higher vascular contrast and better vessel conspicuity. In addition, saturation of the superior sagittal sinus with the SORS pulse resulted in more clear visualization of arteries hidden by the sinus.