

# Minimum phase RF pulse と partial Fourier 変換を併用した頭部 MRA の最適化

藤井友広<sup>1</sup>, 鈴木隆文<sup>1</sup>, 斉藤稔生<sup>1</sup>, 鈴木徳之<sup>1</sup>,  
佐藤伸夫<sup>1</sup>, 菅 健<sup>2</sup>, 岡本 淳<sup>3</sup>, 井村千明<sup>3</sup>

<sup>1</sup>呉共済病院放射線科 <sup>2</sup>呉共済病院脳神経外科  
<sup>3</sup>シーメンス旭メディテック

## はじめに

三次元 time-of-flight MR angiography (3D TOF MRA) は非侵襲的で短時間に血管構造の描出が可能のため、頭部ルーチン検査として広く使用されている。しかし、血管の屈曲部や狭窄部においては乱流による位相の乱れのため signal void を生じてしまい狭窄病変の過大評価の原因にもなっている。当院では従来、3D FISP<sup>1)</sup> (fast imaging with steady precession) に TONE<sup>2)</sup> (tilted optimized non saturated excitation), MTS<sup>3)</sup> (magnetization transfer saturation), 位相補償傾斜磁場を付加したシーケンス (以下 conventional sequence) で撮像を行ってきたが、field echo time<sup>4)</sup> (dephasing gradient の始まりから echo 信号のピークまでの時間) が長いため signal void を生じてしまう場合があった。

今回、signal void を抑制するために minimum phase RF pulse<sup>5)</sup> とパーシャルフーリエ<sup>6)</sup> を併用して、傾斜磁場印加時間を短縮したシーケンス (以下 short gradient sequence) で 3D TOF MRA を行い、狭窄性病変に対する有用性について検討したので報告する。

## 理 論

Signal void が生じる原因の一つは傾斜磁場がかかることにより移動しているスピンの位相が乱れるためである。傾斜磁場がかからなければすべてのスピンは同じ周波数で回転するため位相が乱れることはない。ここで読み取り方向の傾斜磁場内を移動するスピンの位相を 2 次の項までについて考えてみる。

移動するスピンの位置  $x(t)$  は、出発点の位置  $x_0$ , 速度  $v$ , 加速度  $a$ , とすると

$$x(t) = x_0 + vt + at^2/2 \dots\dots\dots (1)$$

となる。傾斜磁場を  $G$  とすると位相  $\theta$  は

$$\theta = \int \gamma G x(t) dt \dots\dots\dots (2)$$

と表わせる。したがって Fig. 1 のように傾斜磁場を出力した場合エコーピークでの位相は

$$\begin{aligned} \theta = & \gamma G_1 [v(t_1^2 + 2t_0t_1)/2 + a(t_1^3 + 3t_1^2t_0 + 3t_1t_0^2) \\ & /6] + \gamma G_2 [v\{t_2^2 + 2(t_0 + t_1)t_2\}/2 \\ & + a\{t_2^3 + 3t_2^2(t_0 + t_1) + 3t_2(t_0 + t_1)^2\}/6] \\ & + \gamma G_3 [v\{t_3^2 + 2(t_0 + t_1 + t_2)t_3\}/2 \\ & + a\{t_3^3 + 3t_3^2(t_0 + t_1 + t_2) \\ & + 3t_3(t_0 + t_1 + t_2)^2\}/6] \dots\dots\dots (3) \end{aligned}$$

となる。今、位相補償傾斜磁場で1次の項の補正を行うと  
(3)より

$$\theta = \gamma a [G_1 t_1^3 + G_2 (t_2^3 + 3t_2^2 t_1 + 3t_2 t_1^2) + G_3 \{t_3^3 + 3t_3^2 (t_1 + t_2) + t_3 (t_1 + t_2)^2\}] / 6 \dots\dots\dots (4)$$

となる。これより位相は  $t_1, t_2, t_3, G_1, G_2, G_3$  に依存し  $t_0$  には依存しない。したがって位相の乱れを少なくするには、TEの短縮ではなく傾斜磁場の印加時間の短縮が重要であることがわかる。このことはスライス選択の傾斜磁場についても同様である。スライス選択の傾斜磁場には minimum phase RF pulse を、読み取り方向の傾斜磁場には読み取り方向のパーシャルフーリエを使用することでハードウェアの改良を行わずに傾斜磁場の印加時間を短縮することがで

対象と方法

使用装置はシーメンス社製マグネトム イン

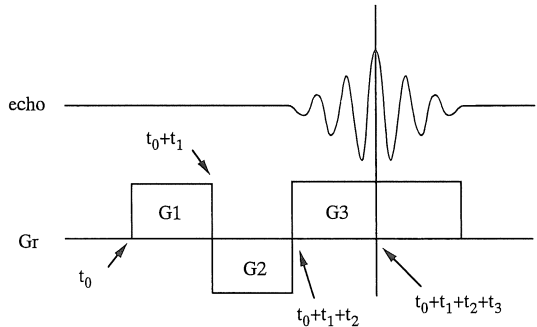


Fig. 1. Scheme of pulse sequence in read out gradient part. Gr : read out gradient.

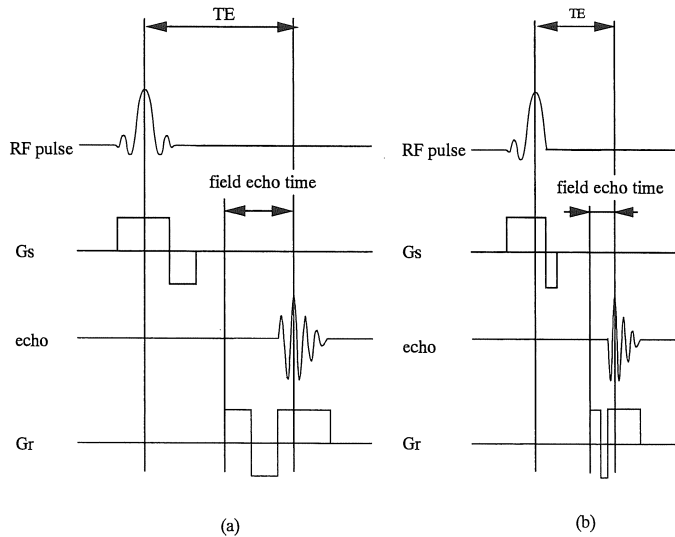


Fig. 2. Scheme of pulse sequence of (a) conventional sequence and (b) short gradient sequence. (b) Partial Fourier is applied along the frequency encoding direction to shorter field echo time<sup>4)</sup>, namely gradient of frequency encoding on time, and minimum phase RF pulse is applied to shorter gradient of slice selection direction on time. Gs : slice selection gradient, Gr : read out gradient.

バクト 1.0 T (VA2.2) を使用した。

シーケンスには 3DFISP を使用し位相補償傾斜磁場, TONE, MTS を併用した, conventional sequence (TE10 ms) と short gradient sequence (TE3.4 ms, TE10 ms) のシーケンス (Fig. 2) で撮像を行い maximum intensity projection (MIP) により画像を再構成した。位相補償傾斜磁場は周波数エンコード方向とスライス選択方向の補正を行っている。さらに, short gradient sequence には, signal void を抑制し, かつ血管の末梢まで描出できるように minimum phase RF pulse の TONE と field echo time を短縮するため読み取り方向のパーシャルフーリエを使用した。画像計算には FIR 法<sup>6)</sup>(finite impulse response) を使用した。またサンプリングの対称性の度合を symmetry parameter  $f$  で表わし  $f=2 \times T_p/T_s$  と定義する<sup>7)</sup>。ここで  $T_p$  はエコーピークまでのサンプリング時間,  $T_s$  はトータルサンプリング時間である。なおパーシャルフーリエはスピンの位相の乱れの影響を受けやすいので short gradient sequence の symmetry parameter  $f$  はアーチファクトがでない最小の値を選んだ。また minimum phase RF pulse を使用することでスライス選択傾斜磁場印加時間を従来法より 0.534 ms の短縮が可能となった。撮像パラメータは Table 1 に示す。

まず, 傾斜磁場印加時間短縮の有用性について流体ファントムを用いて確認した。ファントムには内径 7 mm のビニール管を使用し, 水道水を流速 40 cm/s の定常流として流した。

次に対象を, 健常ボランティア 3 例, 虚血性病変を疑われた 4 例 (3 例は血管造影で確認) とした。以上の方法により得られた conventional sequence と short gradient sequence の画像の正常脳血管および脳血管病変の描出能について検討を行った。

## 結 果

### 1) 流体ファントムの描出能

流体ファントムによる MRA の結果を Fig. 3 に示す。conventional sequence では屈曲部に信号消失が見られるが short gradient sequence では同部位に信号の改善が見られた。また short gradient sequence では, TE10 ms より TE3.4 ms の方がより強い signal void の抑制効果がみられた。

### 2) 正常脳血管の描出能

正常ボランティアにおける MRA の結果を Fig. 4, 5 に示す。Short gradient sequence (Fig. 4) では symmetry parameter  $f$  が 0.125 (TE3.4 ms) と 0.218 (TE10 ms) のシーケンスにおいてスピンの位相の乱れによるアーチフ

Table 1. Sequence Protocol

	conventional MRA	short field echo time MRA	
TR(ms)	53	44	53
TE(ms)	10	3.4	10
Flip angle		20°	
Slab Th.(mm)		60	
3D Partitions		64	
FOV(mm)		120	
Matrix	128×128(interpolation 256×256)		
symmetry parameter $f$	0.390	0.125	0.218
field echo time (ms)	5.60	2.86	3.89

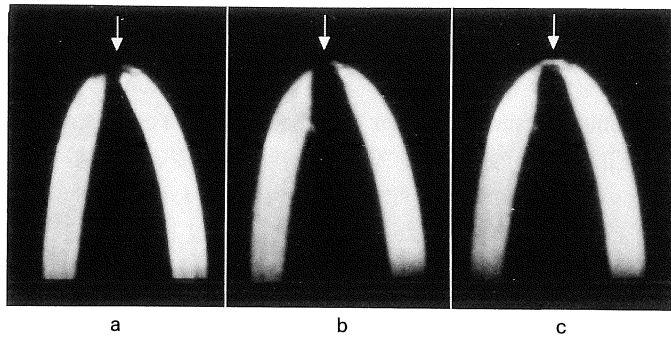


Fig. 3. MR images of water flowing through a tube. The with an inside diameter of 7 mm having average flow rate was constant to 40 cm/s. With (b) short gradient sequence (TE10 ms) and (c) short gradient sequence (TE3.4 ms), the signal void artifact existing in (a) conventional sequence is reduced.

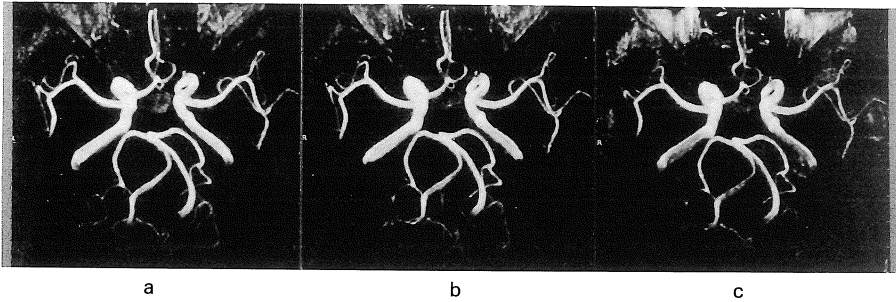


Fig. 4. MIP images obtained in a volunteer with (a) conventional sequence (TE10 ms), (b) short gradient sequence (TE10 ms) and (c) short gradient sequence (TE3.4 ms). The spin dephasing artifact is prevented at (b, c) short gradient sequence. Fatty tissues have rather high signal intensity and between brain parenchyma and blood vessels contrast is poor with the short gradient sequence (TE3.4 ms).

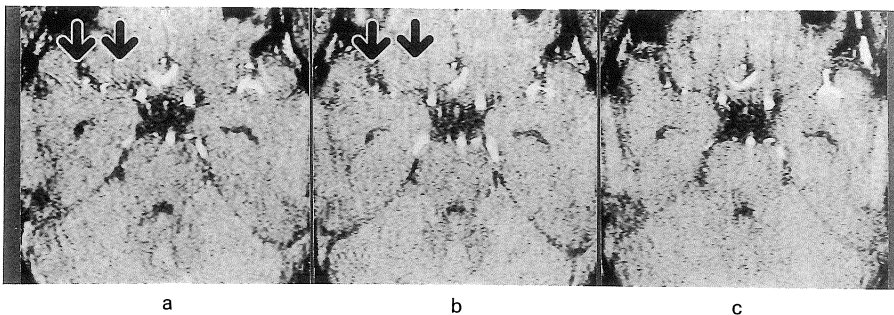


Fig. 5. MR images obtained in a volunteer with (a) conventional sequence, (b) short gradient sequence (TE3.4 ms) and (c) short gradient sequence (TE10 ms). (a) In the original image obtained with conventional sequence, ghosting artifact are evident. The artifact are not seen with the short gradient sequence (TE10 ms, 3.4 ms).

ファクトを生じることなく画像が得られた。しかし、TE3.4 ms のシーケンスでは、脂肪がより高信号として描出され、血管と脳実質のコントラストの低下もみられた。原画像 (Fig. 5) では conventional sequence で見られた拍動による位相エンコード方向のアーチファクトが、short gradient sequence では改善されていた。また TE10 ms より TE3.4 ms の方がアーチファクトの低減がみられた。

### 3) 脳血管病変の描出能

症例 1 (Fig. 6) では conventional sequence で右中大脳動脈に信号消失が見られ、その部位より末梢の血管は良好に描出された。これより狭窄が疑われたが、狭窄の正確な程度は信号消失のため判別できなかった。TE3.4 ms の short gradient sequence では狭窄血管が描出され、より血管造影に近い画像が得られた。

症例 2 (Fig. 7) では conventional sequence で左内頸動脈に高度狭窄が疑われた。TE3.4 ms の short gradient sequence では、内頸動脈周囲の脂肪の影響でターゲット MIP を行わないと判別しづらい画像となった。しかし、同部位の血管描出能は改善され、軽度の狭窄が認められた。血管造影でも一致した結果が得られた。

症例 3 (Fig. 8) は左頸部内径動脈閉塞、右中大脳動脈狭窄の例である。conventional sequence で右内頸動脈、右前大脳動脈、左後大脳動脈に信号低下が見られたが、TE10 ms の short gradient sequence で撮像を行うとこれらの血管の描出能は改善され乱流によるアーチファクトであることがわかった。血管造影でも一致した結果が得られた。

症例 4 (Fig. 9) は conventional sequence で右中大脳動脈起支部で信号消失を生じているが、short gradient sequence では信号消失は抑制され同部位の信号は改善されている。また TE3.4 ms のシーケンスの方がより強い抑制効果がみられた。

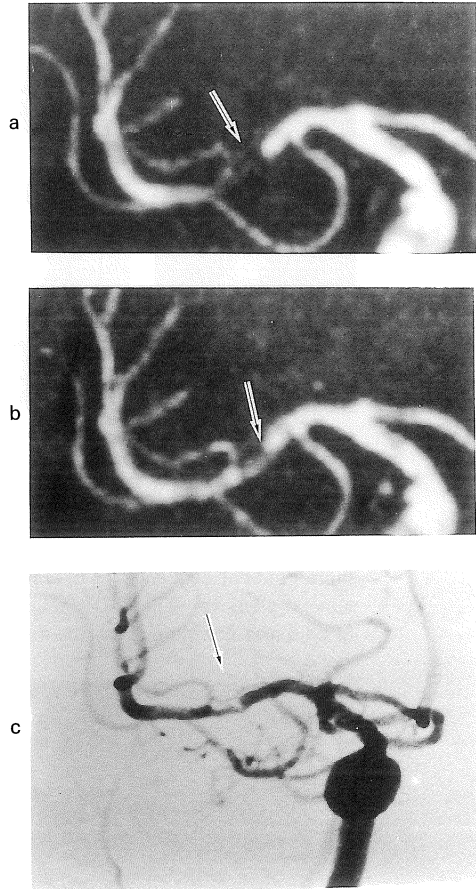


Fig. 6. MIP images with (a)conventional sequence, (b) short gradient sequence (TE3.4 ms) and (c) a digital subtraction angiogram obtained in a patient with stenosis on the right middle cerebral artery. (a) At the right middle cerebral artery, there is signal dropout with the conventional sequence, which suggests a possible high-grade stenosis. (b) With the short gradient sequence (TE3.4 ms), signal dropout in the same region is diminished. The MIP images obtained with short gradient sequence (TE3.4 ms) correlates with the digital subtraction angiogram better than that of conventional sequence.

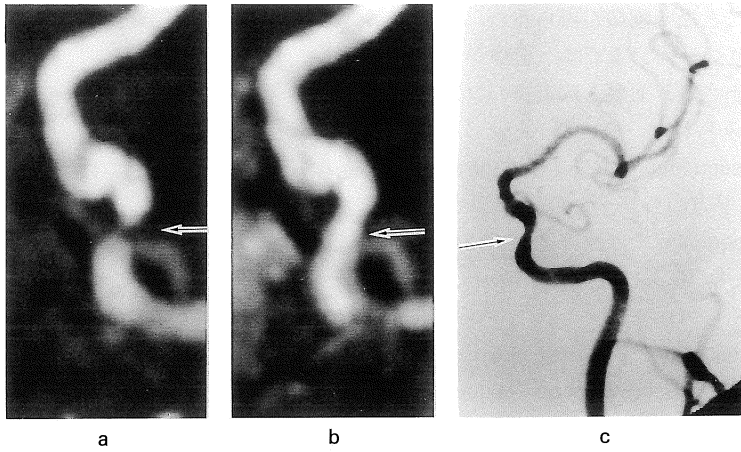


Fig. 7. MIP images with (a) conventional sequence, (b) short gradient sequence (TE3.4 ms) and a digital subtraction angiogram obtained in a patient with stenosis on the left internal carotid artery. (a) At the left internal carotid artery, there is signal dropout with the conventional sequence. (b) With the short gradient sequence (TE3.4 ms), there is good lumen definition in the same region. (c) The MIP images obtained with short gradient sequence (TE3.4 ms) correlates with the digital subtraction angiogram.

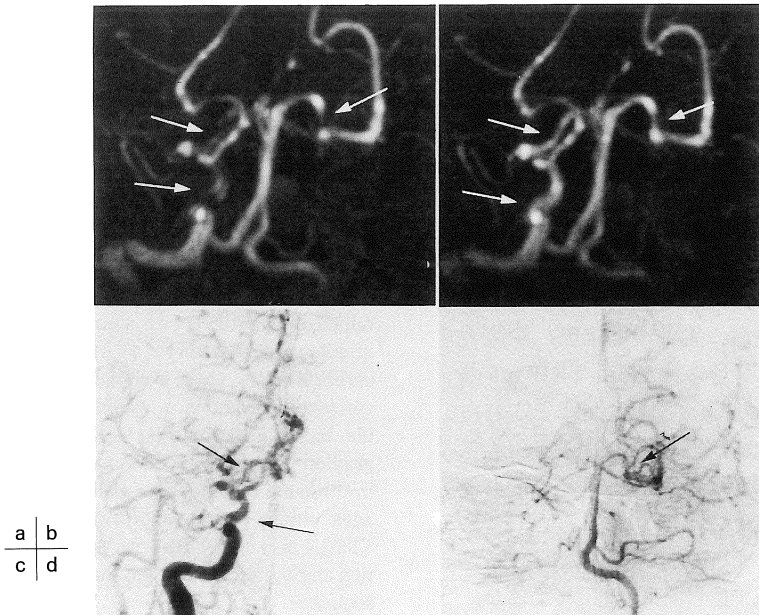


Fig. 8. MIP images with (a) conventional sequence, (b) short gradient sequence (TE10 ms) and (c, d) digital subtraction angiogram obtained in a patient. (a) At the right internal carotid artery, right anterior cerebral artery and left posterior cerebral artery, there is signal dropout with the conventional sequence. (b) With the short gradient sequence (TE10 ms), signal dropout in the same region is diminished.

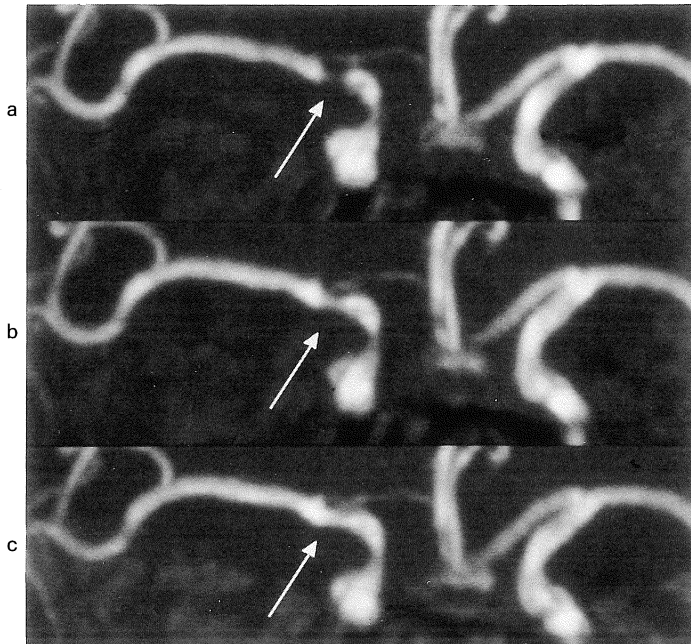


Fig. 9. MIP images with (a) conventional sequence, (b) short gradient sequence (TE3.4 ms) and (c) short gradient sequence (TE10 ms) obtained in a patient. (a) At the right middle cerebral artery is signal void with the conventional sequence. (b, c) With the short gradient sequence, signal void in the same region is diminished. With the sequence (TE3.4 ms) reduce the signal void better than the short gradient sequence (TE10 ms).

## 考 察

頭部 3D TOF MRA は造影剤を使用せず非侵襲的に血管描出が可能のため広くルーチン検査として使用されている。しかし、slow flow によるスピンの飽和と血管の屈曲部や狭窄部で生じる signal void の二つが大きな欠点としてあげられる。Slow flow によるスピンの飽和に対しては、TONE, MTS の開発により末梢血管の描出能は向上してきた。しかし、乱流による signal void に対しては、TE の短縮、高分解能化、位相補償傾斜磁場の使用などが行われているが完全に防ぐことはできない。当院で従来使用してきた conventional sequence では 1 次の速度成分の補正しか行っておらず、また field echo time が長く傾斜磁場印加時間が長い

ため、高次の位相成分の影響で signal void を生じる場合があった。位相補償傾斜磁場で高次の位相成分の補正も可能であるが、これは TR, TE が延長されるため現実的ではない。

今回我々は、field echo time を短縮するために読み取り方向のパーシャルフーリエを使用し、さらに RF pulse には flow dephasing に強い minimum phase の TONE を新たに開発し、これらの技術を組み合わせることで傾斜磁場印加時間を短縮し signal void の抑制をはかった。読み取り方向のパーシャルフーリエを使用することで field echo time が TE3.4 ms のシーケンスでは 2.86 ms に、TE10 ms のシーケンスでは 3.89 ms に短縮でき高次の位相成分の影響を低減した。TE は 1.0 T の磁場強度において水と脂肪が逆位相となる 3.4 ms と 10 ms を選

んだ。脂肪の信号に対しては、周波数選択的脂肪抑制を用いる方法がある。しかしこの場合 TR が延長され撮像時間が延び、またシミングがうまくいかない場合にはアーチファクトを生じてしまう。今回は out phase を使用しているため時間延長もなく、安定した画像が得られている。画像計算には従来パーシャルフーリエの計算に使用していた Margosian 法と比較してスピンの位相の乱れに強い FIR 法<sup>6)</sup>を使用した。FIR 法は計算時間が長いという欠点があるが、さらに位相の乱れに強い POCS 法と比較すると計算時間は短くルーチンでも使用可能な範囲である。これにより field echo time を短縮しながらスピンの位相の乱れによるアーチファクトのない画像を得ることができた。末梢血管については TONE, MTS を併用しているため、良好に描出されていた。

頭部 3D TOF MRA において狭窄病変を観察する場合、血管に信号消失がありその部位より末梢で血流低下を認めた時は、狭窄が強く疑われる。しかし症例で示された如く conventional sequence で信号消失が見られ、その部位より末梢に血流低下が認められない場合、乱流によるアーチファクトなのか狭窄によるものか判断が困難となる。このような場合、short gradient sequence で撮像を行うと signal void が抑制され症例 1 では狭窄部の乱流によるアーチファクトであることがわかる。症例 2, 症例 3 でも血管描出能が改善され、血管撮影と一致した良好な結果が得られた。

以上のように short gradient sequence を使用することで、従来の MRA では描出不可能であった血管の描出が可能となり、狭窄性病変の診断に非常に有用であるといえる。

TE3.4 ms の short gradient sequence の問題点としては血管と脂肪のコントラストの低下および、血管と脳実質のコントラストの低下が上げられる。特に内頸動脈下部領域では正常血管の描出能にも低下がみられた。

血管と脂肪のコントラストの低下は脂肪が高

信号に描出されたためである。これは MTS を使用しているため脳実質の信号が低下したためと考えられる。また、conventional sequence では TE が 10 ms と長いこと T<sub>2</sub>\* の減衰において水よりも脂肪のほうが早く減衰して水と打ち消しあうためさほど障害とならない。しかし、今回の TE3.4 ms の short gradient sequence では TE が短いため T<sub>2</sub>\* の減衰量が小さく脂肪と水のトータルのスピン量を比較した場合、脂肪のスピンの方が多いこと信号が打ち消せず高信号として描出され、血管と脂肪のコントラストが低下したと考えられる。

血管と脳実質のコントラストの低下については TE が短いため T<sub>2</sub>\* の減衰においてコントラストがつく前にデータ収集を行っているためであると考えられる。

一方 1.0 T の磁場強度において TE が 10 ms でも傾斜磁場印加時間、特に field echo time を短縮することで、signal void の抑制が可能となった。また、TE10 ms の short gradient sequence では上に述べた TE3.4 ms での問題点が改良されている。以上のことより、1.0 T の磁場強度において最適な TE は 10 ms と考えられる。しかし、抑制効果を比較した場合 TE10 ms の方が TE3.4 ms より signal void が生じやすくなっている。これは TE10 ms の方が TE3.4 ms より field echo time が長いことと考えられる。TE10 ms の short gradient sequence で、これ以上 field echo time を短縮するとスピンの位相の乱れによるアーチファクトを生じてしまう。そのため、今後さらに抑制効果を向上させるため TE10 ms においてアーチファクトを生じることなく field echo time の短縮を行うことが課題となる。

## 結 語

今回、頭部 3D TOF MRA で狭窄性病変の過大評価の原因となる signal void の抑制を試みた。Minimum phase RF pulse と partial



Fourier を使用し傾斜磁場印加時間を短縮することで、signal void の抑制が可能となり、今回行った最適化は狭窄性病変の描出に非常に有用であった。

## 文 献

- 1) Oppelt A, Graumann R, Barfuss H : FISP : A new imaging sequence with rapid pulses for magnetic resonance tomography. *Electromedica*, 54 : 15-18, 1986.
- 2) Purdy D, Cadena G, Laud G : The design of variable tip angle slab selection (TONE) pulses for improved 3D MR angiography. *SMRM*, 11th Annual Meeting : 882, 1992.
- 3) Edelman RR, Ahn SS, Chien D, et al. : Improved time-of-flight MR angiography of the brain with magnetization transfer contrast. *Radiology*, 184 : 395-399, 1992.
- 4) Lin W, Tkach JA, Haacke EM, et al. : Intracranial MR angiography : Application of magnetization transfer contrast and fat saturation to short gradient-echo, velocity-compensated sequences. *Radiology*, 186 : 753-761, 1993.
- 5) Nishimura DG, Macovski A, Jackson JI, et al. : Magnetic resonance angiography by selective inversion recovery using a compact gradient echo sequence. *MRM*, 8 : 96-103, 1988.
- 6) McGibney G, Smith MR, Nichols ST, Grawley A et al. : Quantitative evaluation of several partial Fourier reconstruction algorithms used in MRI. *MRM*, 30 : 51-59, 1993.
- 7) Hua J, Hurst GC : Noise and artifact comparison for Fourier and polynomial phase correction used with Fourier reconstruction of asymmetric data sets. *JMRI*, 2 : 347-353, 1992.

## Optimization of Intracranial MR Angiography Using Minimum Phase RF Pulse with Partial Fourier Transform

Tomohiro FUJII<sup>1</sup>, Takafumi SUZUKI<sup>1</sup>, Toshio SAITOH<sup>1</sup>,  
Noriyuki SUZUKI<sup>1</sup>, Nobuo SATOH<sup>1</sup>, Ken SUGA,  
Jun OKAMOTO<sup>2</sup>, Chiaki IMURA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Department of Radiology and <sup>2</sup>Department of Neurosurgery,  
Kure Mutual Aid Hospital  
2-3-28 Nishi-chuo, Kure, Hiroshima 737  
<sup>3</sup>Siemens-Asahi Medical Technologies Ltd

In intracranial three dimensional time of flight MR angiography, signal void comes about in tortuous, or stenotic flow of blood vessels, causing overrating of stenotic lesions. Higher order motion effects still lead to substantial spin dephasing when the gradient on time is long, even if velocity compensated gradient structures are used. This time we adopted minimum phase RF pulse and partial Fourier. Partial Fourier is applied along the frequency encoding direction to shorter field echo time, namely gradient of frequency encoding on time, and minimum phase RF pulse is applied to shorter gradient of slice selection direction on time.

By using these sequence, we made phantom experiments, volunteers study, and made clinical applications : thus by comparing these, our study was carried out. we found that reformed sequence are able to reduce the signal void.