

小型傾斜磁場コイルを用いた頭部 short TE 3D time-of-flight MR angiography

小玉隆男¹, 宮本浩仁¹, 楊 徳文¹, 田村正三¹,
上田正美², 喜種慎一³, 町田好男³

¹宮崎医科大学放射線科 ²同中央放射線部

³㈱東芝那須工場

はじめに

頭部の 3D time-of-flight (TOF) MR angiography (MRA) は, 非侵襲的な血管描出法として広く普及している. MRA の問題点の一つに, 血管の屈曲・分岐部や狭窄部における乱流に伴う位相の乱れによる信号低下が挙げられ, 狭窄病変の過大評価や carotid siphon 等での偽病変の原因となっている^{1)~4)}. この位相の乱れには, 傾斜磁場の印加時間が関与しており, TE および field echo time (傾斜磁場の印加からエコーのピークまでの時間, TFE) の短縮により位相の乱れを少なくすることが可能である^{5)~8)}. しかし, TE や TFE の短縮には高い傾斜磁場強度と短い立ち上がり時間が要求される⁷⁾. 今回我々は, 送受信用 QD コイルを組み込んだ頭部用傾斜磁場コイルを試作し, TE を短縮した 3D TOF MRA の有用性につき検討した.

方法および対象

使用装置は東芝社製 VISART/Hyper (1.5 T) で, 送受信用 QD コイルを組み込んだ頭部用傾斜磁場コイルを用いた. この傾斜磁場コイ

ルの最大傾斜磁場強度は 23 mT/m, スリューレートは 130 mT/m/ms である.

3D field echo 法による single slab の TOF MRA を施行した. 頭部用傾斜磁場コイルによって, TE 3.9 ms, TE 2.3 ms, TE 1.9 ms のシーケンスが使用可能であるが, これらと全身用装置のシーケンスの一つである TE 6.8 ms のものとを比較した. それぞれのシーケンスの撮像パラメータは Table 1 に示す. エコー収集はいずれも非対称的で, Table 1 の ADC points とは, read-out 方向の matrix を 256 としたときの実収集ポイント数を示す. エコーのピーク以降は 128 ポイント収集するので, ADC point が 160 の場合, エコーの中心前に収集す

Table 1. Sequence Protocol

TE(ms)	6.8	3.9	2.3	1.9
Field echo time(ms)	6.1	3.4	2.1	1.7
ADC-points	160	179	150	153
ADC-pitch(μ s)	40	28	28	28
PFI	(+)	(-)	(+)	(+)
GMN	(+)	(+)	(+)	(-)

ADC: Analogue-digital conversion

PFI: Partial Fourier Imaging

GMN: Gradient motion nulling

キーワード short TE, MR angiography, small gradient coil

るのは 32 ポイントとなる (fractional echo 62.5%). TE 3.9 ms の場合を除いて、画像再構成に際して、read-out 方向のパーシャルフーリエ法 (パーシャルエコー法) を使用した. TE 3.9 ms では、zero filling を行っている. また、TE 1.9 ms の場合を除いて、read-out および slice-selective 方向に一次の gradient motion nulling (GMN) が使用されている. TE 1.9 ms は GMN を使用しない場合の最短 TE, TE 2.3 ms は GMN を使用した際の最短 TE であり、パーシャルフーリエ法を用いなくても画像的に問題の少ない収集データポイントが得られるようにした場合の最短 TE が 3.9 ms である. 全身用の TE 6.8 ms の周波数バンド幅は 25 kHz であるが、今回検討した short TE のパルス系列では、TE を短縮しつつ SNR を確保しうる 37.5 kHz を採用した. 以下の撮像パラメータは一定とした. TR: 40 ms (ファントム実験では 30 ms), flip angle: 20°, FOV: 18 cm, matrix: 192×256, slab 厚: 60 mm (60 partitions). 正常ボランティアおよび臨床例においては、slice-selective off-resonance sinc pulse (SORS) による magnetization transfer contrast (MTC) を併用した^{9),10)}. 更に、画像再構成に際して read-out および phase encode 方向の zero filling を行っている¹¹⁾. MRA のスラブは、正常ボランティアおよび臨床例においては軸位方向とし、流体ファントムでは流れに対して直交するように設定した.

流体ファントムを作成し、狭窄部およびその遠位部における信号低下を検討した. 拍動流を作るポンプとして Harvard pulsatile model 1421 を用いて、拍動数 60/分、流量 10 ml/拍の条件で水道水を環流した. 非狭窄部の内径 4 mm で狭窄率 50% (内径 2 mm) の狭窄部を有するビニール管を撮像した. 非狭窄部の平均流速は 80 cm/s である. Maximum intensity projection (MIP) 像を作成し、狭窄部および

その遠位部での信号低下を視覚的に判断した. 更に、MIP 像でのファントムの走行に沿って、ファントム中央の信号強度をプロットした.

Signal-to-noise ratio (SNR) の検討には、PVA ゲルを有する日石式 MRI ファントム 80-401 を用いた. 室温におけるファントム内 PVA ゲルの $T_1 \approx 900$ ms, $T_2 \approx 150$ ms である.

正常ボランティア 4 名では、carotid siphon の連続性、信号の均一性、および末梢血管 (中大脳動脈および後大脳動脈の比較的末梢の枝) の描出能について検討した. Carotid siphon の描出に関しては、以下の 4 段階に分類した. Excellent: 血管内の信号がほぼ均一, Good: 血管内の信号が一部不均一, Fair: 血管の一部に欠損様の信号低下, Poor: 広範な欠損様の信号低下. また、末梢血管の描出能に関しては、TE 6.8 ms の画像を基準とした. 更に、脳底動脈の脳実質に対する contrast-to-noise ratio (CNR) を算出した.

臨床例では、通常の MRA (TE 6.8 ms) で乱流の影響により診断能に問題があると思われる 5 例 (Table 2) で、小型傾斜磁場コイルを用いて TE 6.8, TE 3.9 および 2.3 ms の MRA を施行した. ほぼ同時期に血管造影が施行された症例 (症例 2, 3, 5) では血管造影を基準として、各 MRA の画像を評価した. 血管造影が施行されなかった症例では MRA の特性を

Table 2. Clinical Cases

No.	Age	Sex	Diagnosis on conventional MRA
1.	40	M	Left MCA stenosis
2.	52	M	Right ICA occlusion
3.	53	M	Bilateral MCA stenosis
4.	62	M	Questionable bilateral ICA stenosis
5.	65	F	Left ICA aneurysm

MCA: middle cerebral artery, ICA: internal carotid artery

1998 年 2 月 19 日受理 1998 年 7 月 23 日改訂

別刷請求先 〒889-1692 宮崎県宮崎郡清武町大字木原 5200 宮崎医科大学放射線科 小玉隆男

考慮し、血管内腔が最も広くかつ均一に描出されたものが最も実際の所見に近いと判断した。

SNR および CNR は、元画像を用いて以下のごとく算出した (SI: 信号強度, SD: 標準偏差)。

$$SNR = SI / SD_{background}$$

$$CNR = (SI_A - SI_B) / SD_{background}$$

また、正常ボランティアでは皮下脂肪と脳実質の信号比 (SI_{fat}/SI_{brain}) を、相対的脂肪信号強度として求めた。

結 果

1) ファントムでの検討

Fig. 1 は狭窄モデルでの MIP 像を、Fig. 2 は狭窄部およびその遠位部の信号強度をプロットしたものを示す。TE 6.8 ms の場合、狭窄部およびその遠位部には乱流によると思われる信号低下が強く認められたが、TE の短縮に伴って、乱流に伴う信号低下の改善が認められた。TE 1.9 ms のシーケンスでは GMN が使用されていないにもかかわらず、TE 3.9 ms より良好な結果であった。更に、TE 6.8 ms で明瞭に

認められる位相エンコード方向の ghost artifact は、TE の短縮に伴って不明瞭化した。なお、ファントムの狭窄部位を選択励起スラブの端近くに設定し、評価上重要な下流部を出来るだけ描出できるようにしたため、position 0 での信号が低下している。

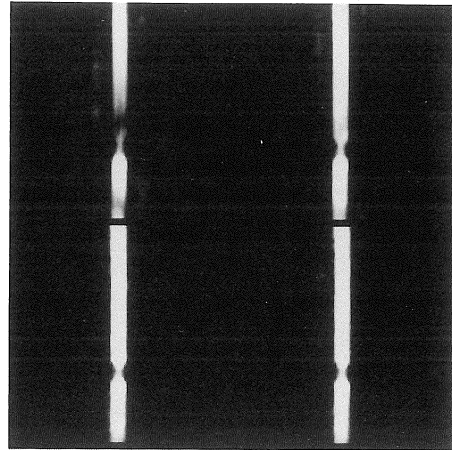


Fig. 1. MIP images of flow phantom with various TEs. Upper left : a TE of 6.8 ms ; upper right : a TE of 3.9 ms ; lower left : a TE of 2.3 ms ; lower right : a TE of 1.9 ms. Signal loss at the stenotic portion is reduced with short TEs. Ghost artifacts along the phase encoding direction are less prominent with short TEs.

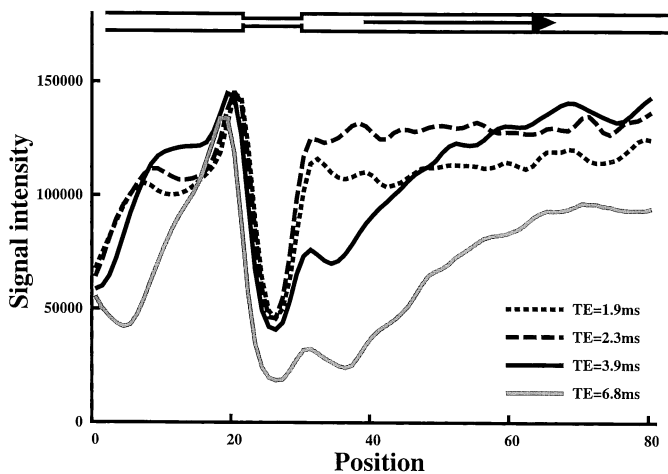


Fig. 2. Signal intensities along the stenotic tube of flow phantom.

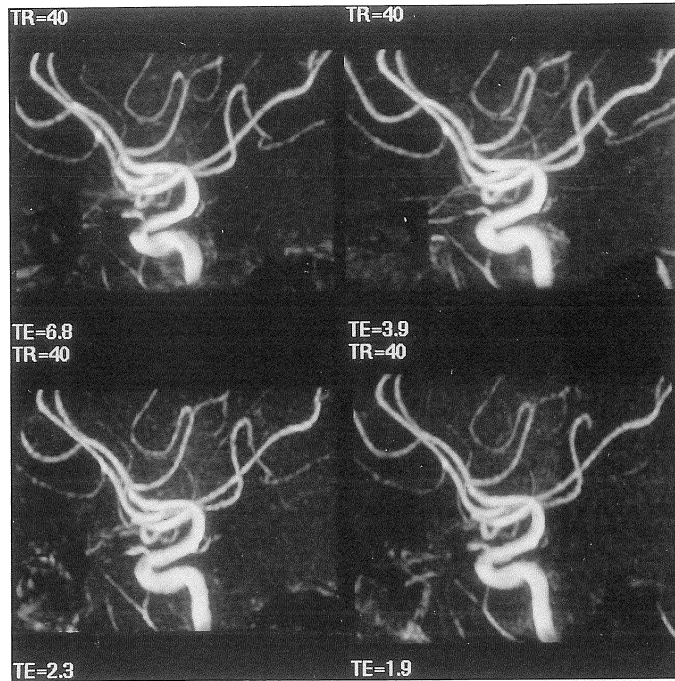


Fig. 3. MIP images with various TEs in a normal volunteer. Upper left : a TE of 6.8 ms ; upper right : a TE of 3.9 ms ; lower left : a TE of 2.3 ms ; lower right : a TE of 1.9 ms. Contiguity and homogeneity of the carotid siphon was improved with short TE sequences, especially with a TE of 3.9 ms. Contiguity of small vessels is slightly degraded with TE of 2.3 and 1.9 ms.

PVA ゲルで測定した SNR は、TE 6.8, 3.9, 2.3, 1.9 ms でそれぞれ、36.3, 41.1, 29.1, 31.5 であった。

2) 正常ボランティアでの検討

Carotid siphon や血管分岐部の連続性は、short TE において明らかな改善が認められた (Fig. 3)。特に、TE 3.9 ms の場合に最も良好であった (Table 3)。脳底動脈と脳実質の CNR は、TE 3.9 ms で最も良好であり、TE 2.3 および 1.9 ms では TE 6.8 ms に比べ低下した (Fig. 4)。MIP 像での末梢血管の描出能も、TE 2.3 および 1.9 ms の場合に若干劣化した (Fig. 3)。皮下脂肪と脳実質の信号比は、short TE で著明に上昇した (Fig. 5)。特に、水-脂肪の in-phase に近い TE 3.9 ms の場合に

Table 3. Visualization of Carotid Siphon

TE(ms)	Excellent	Good	Fair	Poor
6.8		1	7	
3.9	7	1		
2.3	1	7		
1.9	1	7		

高い値を示したが、ほぼ out-of-phase である TE 2.3 ms でも、TE 6.8 ms に比べて高値を示した。

3) 臨床例での検討

全例で診断能の向上が認められた。特に、閉塞性動脈疾患の症例では、TE の短縮によって狭窄程度の過大評価を避けることが可能と考え

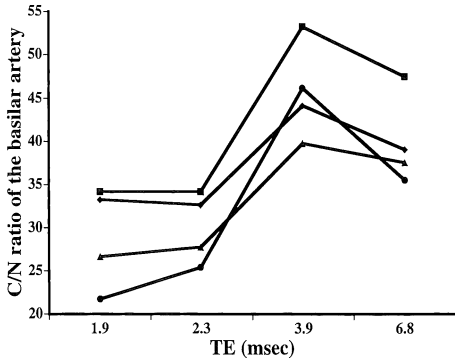


Fig. 4. CNR between the basilar artery and pons in normal volunteers.

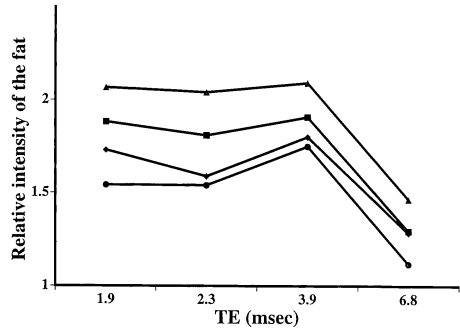


Fig. 5. Relative intensity of the subcutaneous fat in normal volunteers.

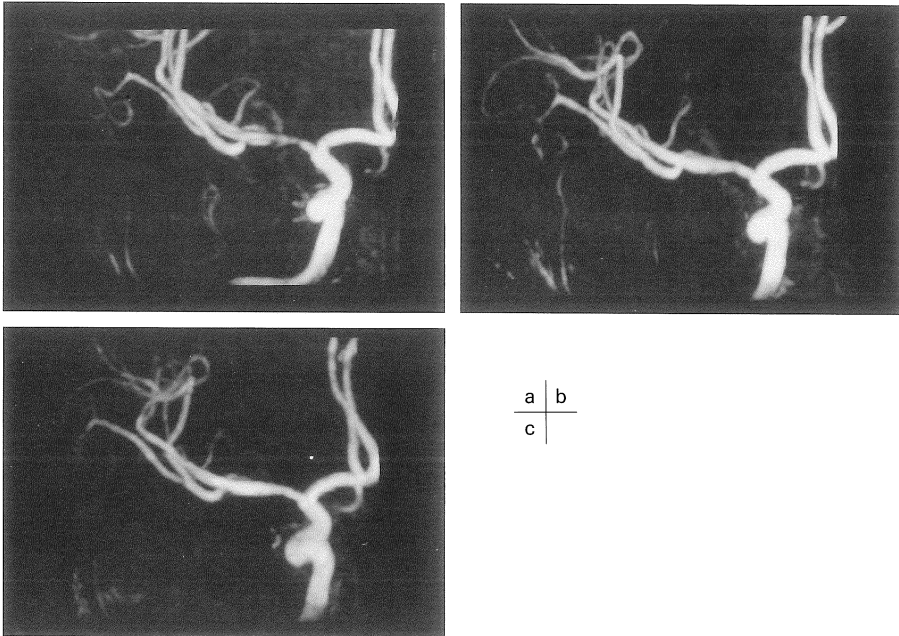


Fig. 6. Case 1 with cerebral infarction. a) a TE of 6.8 ms. b) a TE of 3.9 ms. c) a TE of 2.3 ms. Stenotic change of the left MCA is pronounced in the MIP image with TE of 6.8 ms.

られた (Fig. 6). また, TE 6.8 ms の MRA では carotid siphon 部の評価が困難であった症例 4 では, short TE を用いることで狭窄性病変の除外が可能となった (Fig. 7). 内頸動脈瘤の患者では, TE 3.9 ms の MRA で, 内腔が最も良好に描出された (Fig. 8).

考 察

頭部 3D TOF MRA は, 非侵襲的な血管描出法として広く使用されている. MRA の問題の一つに, 乱流などに伴うボクセル内スピンの位相の乱れによる信号低下が挙げられ^{1)~4)},

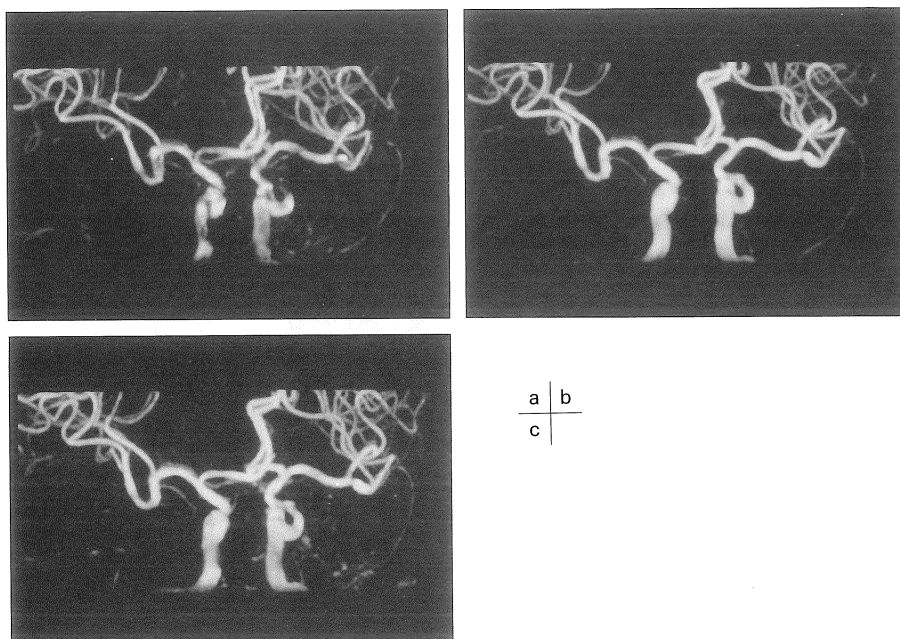


Fig. 7. Case 4 with transient ischemic attack. a) a TE of 6.8 ms. b) a TE of 3.9 ms. c) a TE of 2.3 ms. The contour of bilateral internal carotid arteries can not be clearly delineated on the MRA with a TE of 6.8 ms.

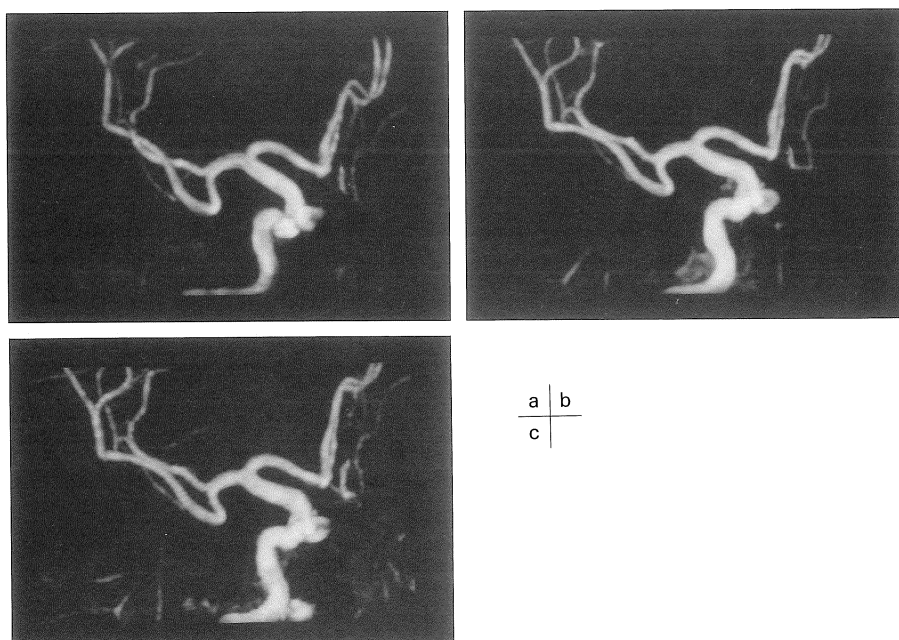


Fig. 8. Case 5 with internal carotid artery aneurysm. a) a TE of 6.8 ms. b) a TE of 3.9 ms. c) a TE of 2.3 ms. The contour of aneurysm is most clearly visualized with a TE of 3.9 ms.

血管分岐部や屈曲部での信号低下に伴う偽病変の問題や、狭窄性病変が強調されるなどの問題が知られている。この位相の乱れに伴う信号低下を軽減させる方法として、TEの短縮、ボクセルサイズの縮小（高分解能化）、GMNの使用などが挙げられる^{4)~8),12)}。

TEの短縮によって位相の乱れに伴う信号低下が改善されることは広く知られているが、傾斜磁場の印加時間が直接反映されるTFEが重要であるとされている^{8),12)}。我々の検討では、TEの短縮がTFEの短縮を伴っているため、それぞれの影響を独立に評価するのは困難である。我々の狭窄ファントムを用いた検討では、GMNを併用した最短のTEであるTE 2.3 msおよびGMNを併用しないTE 1.9 msにおいて、狭窄部およびその遠位部での信号低下が最も軽度であった。一定の拍動数・流量といった単純化されたモデルの場合、TEの短縮が位相の乱れによる信号低下を改善することが示された。また、TEの短縮によって位相エンコード方向のghost artifactsを抑えることも可能で、それに伴う画質の向上も期待できる。

Field echo timeを短縮するためには、非対称性のエコー収集を行う必要がある。ハードウェアの条件が同じであれば、収集エコーの非対称性を強くするほどTFEを短縮でき位相の乱れを抑制することが可能である¹²⁾が、収集エコーが少ないことによるblurringの問題が生じてくる。この問題を解決する方法として、read-out方向のパーシャルフーリエ法（パーシャルエコー法）の適応が考えられ、その応用が報告されている⁸⁾。今回の我々の検討でも、TE 2.3 および 1.9 ms のパルス系列では同法を適用した。

パーシャルフーリエ変換の問題点の一つに、位相の乱れに弱いことが挙げられている¹³⁾。正常ボランティアにおける検討において、carotid siphon部の連続性および信号の均一性は、TE 2.3あるいは1.9 msよりむしろTE 3.9 msの場合に良好であった。生体内では、

心拍数や血流量の経時的変化などのために、ファントム実験での狭窄モデルに比べてより高次の位相の乱れが起こっている可能性がある。TE 2.3 および TE 1.9 ms ではパーシャルフーリエ変換を用いているため、より高次のスピンの運動による位相の乱れが増幅されたのではないかと考えられる⁸⁾。位相の乱れに強いパーシャルフーリエ変換の応用など、今後の検討が必要と思われる⁸⁾。

パーシャルフーリエ変換のもう一つの欠点として、SNRの低下が挙げられる。今回のファントム実験でも、パーシャルフーリエ変換を用いたTE 2.3 および 1.9 msのSNRが低値を示した。正常ボランティアで、TE 2.3 および 1.9 msでの脳底動脈と脳実質のCNRが低下し、末梢血管の描出が劣化した原因の一つと考えられる。一方、TE 3.9 msでは高いSNR・CNRが得られたが、その一因にzero fillingによる画像再構成が行われていることも挙げられる。また、パーシャルフーリエ変換を用いる場合にはADCポイント数が少ないほど、パーシャルフーリエによるSNRの低下は強くなる。TE 6.8 msに比べてTE 2.3, 1.9 msでのSNR・CNRが低下した一因と思われる。なお、TE 2.3, 1.9 msでのSNR・CNRがTE 6.8 msと比較して低いのは、周波数バンド幅の違いが主たる要因と思われる。

血管と脳実質のコントラストの低下に関しては、TEが短いいため T_2^* の減衰が小さく、脳実質の相対的信号強度が上昇したことも一因と思われる。Smithら¹⁴⁾は、short TEのMRAは、血流速度の速い小児の検査では有用性が高いが、血管と脳実質のコントラストが劣化するため成人のルーチン検査としては不相当であると報告している。今回検討したパルス系列の中では、TE 3.9 msの場合にはこの問題はないものと思われる。

広く用いられているMRAのパルス系列では、脂肪の信号を抑制するため、水と脂肪がout-of-phaseとなるTE（静磁場強度1.5 Tで

は 6.8 ms 程度) が選択されることが多い。今回使用した short TE MRA の内、TE 3.9 ms は水と脂肪の in-phase に近い TE であるため、脂肪の相対的高信号が顕著に認められた。一方、TE 2.3 ms は 1.5 T 装置における out-of-phase にあたるが、TE 6.8 ms と比べると脂肪の相対的信号強度は高値を示した。Short TE の環境下では T_2^* の減衰が小さいことが、脂肪が高信号を示す原因として挙げられている⁸⁾。このことから、short TE MRA を考える場合には、水と脂肪が out-of-phase となる TE に固執する必要は必ずしもないものと考えられる。

近年、頭部 TOF MRA には、末梢血管の描出能向上のために MTC パルスが併用されることが多いが、MTC によって抑制されない脂肪の相対的高信号が問題となっている。MTC パルスを併用した short TE MRA では、脂肪の高信号がより強調されることになる。脂肪に伴う高信号は、再構成領域を限定した MIP (partial MIP) を行うことである程度除去することが可能である。しかし、閉塞性動脈疾患に対するバイパス術後や硬膜洞静脈瘤などで外頸動脈の評価が必要な場合や、頸動脈海綿静脈洞瘤のように眼窩内の情報を必要とする場合には、脂肪信号を完全に除くことは困難である。症例に応じて、脂肪抑制パルスの併用が必要と思われるが、検査時間の延長やシミングの不良によるアーチファクトの問題が挙げられる¹⁵⁾。

MRA における GMN の有用性は広く知られている^{6),14)}。しかし、今回のファントムおよび正常ボランティアの検討では、GMN を併用した TE 2.3 ms と GMN を併用しない TE 1.9 ms の間に明らかな差を認めなかった。TE 2 ms 程度の短い TE での撮像では、GMN は必ずしも必要ではないことが示唆された。

今回検討した撮像法では、TE 3.9 ms のパルス系列が、狭窄部や carotid siphon 等の屈曲部の描出に優れ末梢血管の描出能の劣化も認められないことから、成人例も含めたルーチンの MRA として至適なものと思われた。TE の短

縮のためには、傾斜磁場の立ち上がり時間が短いことが要求される。我々の使用した装置本体の傾斜磁場コイルでは TE の極端な短縮が困難であったため、頭部用の小型傾斜磁場コイルを用いて今回の検討を行った。傾斜磁場コイルの口径を小さくすることで、安定した高いスリューレトを得ることが可能となった。ハードウェアおよびソフトウェアの改善により、装置本体の傾斜磁場コイルを用いた短い TE による MRA がスタンダードとなる可能性がある。しかし、傾斜磁場の急激な変化による神経興奮の誘発などの人体に対する影響も考慮する必要があり、今後の課題と考えられる。

ま と め

TE/TFE の短縮は、血管の狭窄部や屈曲部における信号低下を軽減させ、より診断能の高い MRA 画像を提供しうるものと思われる。SNR の向上、パーシャルフーリエ法に伴うアーチファクトの軽減、脂肪信号の抑制、等が今後の課題と思われる。

文 献

- 1) Tsuruda J, Saloner D, Norman D : Artifacts associated with MR neuroangiography. AJNR 1992 ; 13 : 1411-1422
- 2) Listerud J : First principles of magnetic resonance angiography. Magn Reson Quar 1991 ; 7 : 136-170
- 3) Krug B, Kugel H, Friedmann G, Bunke J, van Dijk P, Schmidt R, Hirche HJ : MR imaging of poststenotic flow phenomena: experimental studies. JMRI 1991 ; 1 : 585-591
- 4) Urchuk SN, Plewes DB : Mechanisms of flow-induced signal loss in MR angiography. JMRI 1992 ; 2 : 453-462
- 5) Furst G, Hofer M, Sitzer M, Kahn T, Muller E, Modder U : Factors influencing flow-induced signal loss in MR angiography : an *in vitro* study. J Comput Assist Tomogr 1995 ; 19 : 692-699

- 6) Schmalbrock P, Yuan C, Chakeres DW, Kohli J, Pelc NJ : Volume MR angiography : methods to achieve very short echo times. *Radiology* 1990 ; 175 : 861-865
- 7) Tkach JA, Ruggieri PM, Cillinger JJ, Ross JS, Modic MT, Masaryk TJ : Three-dimensional time-of-flight MR angiography with a specialized gradient head coil. *JMRI* 1993 ; 3 : 365-375
- 8) 藤井友広, 鈴木隆文, 斉藤稔生, 鈴木徳之, 佐藤伸夫, 菅 健, 岡本 淳, 井村千明 : Minimum phase RF pulse と partial Fourier 変換を併用した頭部 MRA の最適化. *日磁医誌* 1997 ; 17 : 67-75
- 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* 1994 ; 32 : 52-59
- 10) 小玉隆男, 落合礼次, 矢野貴徳, 楊 徳文, 渡邊克司 : Slice-selective off-resonance sinc pulse (SORS) による magnetization transfer contrast (MTC) を用いた頭部 MR angiography. *日磁医誌* 1997 ; 17 : 28-37
- 11) 町田好男, 市之瀬伸保, 畑中雅彦, 喜種慎一, 五老健彦, 八田純一 : シフトデータを用いた最大値投影 MR アンギオグラフィー. *日磁医誌* 1992 ; 12 : 183-191
- 12) Evans AJ, Richardson DB, Tien R, MacFall JR, Hedlund LW, Heinz R, Boyko O, Sostman HD : Poststenotic signal loss in MR angiography : effect of echo time, flow compensation, and fractional echo. *AJNR* 1993 ; 14 : 721-729
- 13) McGibney G, Smith MR, Nichols ST, Crawley A : Quantitative evaluation of several partial Fourier reconstruction algorithms used in MRI. *Magn Reson Med* 1993 ; 30 : 51-59
- 14) Smith AS, Haacke M, Lin W, Berman B, Max W : Short versus long echo time for cranial MR angiography in children and adults. *AJNR* 1994 ; 15 : 1557-1564
- 15) 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* 1993 ; 186 : 753-761

Brain MR Angiography with Short TE : Application of a Small Gradient Coil

Takao KODAMA¹, Hirohito MIYAMOTO¹, DeWen YANG¹,
Shozo TAMURA¹, Masami UEDA², Shinichi KITANE³,
Yoshio MACHIDA³

¹*Department of Radiology, Miyazaki Medical College
5200 Kihara, Kiyotake, Miyazaki 889-1692*

²*Central Radiology Division, Miyazaki Medical College Hospital*

³*Toshiba Nasu Works*

We designed a gradient head coil with a slew rate of 130 mT/m/ms. MR angiography with TE of 3.9 ms, 2.3 ms and 1.9 ms can be performed with this coil. Gradient motion nulling was applied except for the sequence with TE of 1.9 ms. These short TE sequences were evaluated by comparing with a standard MRA sequence (TE 6.8 ms). The shorter TE sequences had substantially reduced signal loss at the stenotic portion of a pulsatile flow phantom. Contiguity and homogeneity of the carotid siphon in normal volunteers was improved with short TE sequences. Sequences with TE of 2.3 and 1.9 ms were associated with reduced signal-to-noise ratio calculated with the phantom study. In the volunteer study, contrast-to-noise ratio of the basilar arteries was reduced with TE of 2.3 and 1.9 ms, and contiguity of small vessels was slightly degraded in these sequences. The best image quality was obtained with a TE of 3.9 ms.