

## 神経系の MR 撮像法

佐々木真理

岩手医科大学放射線科

### はじめに

近年新しい MR 撮像法が次々と出現し、神経系にも広く応用されるようになった。しかし、撮像条件の最適化や画像特性の解釈は必ずしも容易ではなく、また参考となる資料も乏しい。そこで本稿では fast spin echo (FSE), fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR), T<sub>1</sub>強調型高速 gradient echo (GRE), そして造影 3D MR angiography (MRA) を取り上げ、これらの撮像法の基礎的事柄について理論的側面とプラクティカルな側面から概説する。

### Fast spin echo (FSE)

#### 1. FSE の現状

FSE は脳疾患の MRI 検査において最も使用頻度の高い撮像法であるが、その画像は従来の spin echo (SE) と同一ではなく、種々のアーチファクトやコントラスト修飾を伴うことが広く知られている<sup>1)~4)</sup>。これらはユーザの設定した撮像条件によって容易に変化するため注意深い条件設定が要求される。ただし、FSE の仕様や完成度はメーカーや装置ごとに異なるため、画質の制御が困難な場合も少なくない。

#### 2. FSE の基礎

##### 1) k-space order

FSE は異なるエコーを一つの k-space 上

に配置するため、その配置の順序 (k-space order) を理解することは重要である。FSE における k-space order には centric order と sequential order がある (Fig. 1)。Centric order は最初のエコーが k-space の中心、すなわち低周波領域に配置されるため (Fig. 1A)、プロトン密度強調画像 (PDWI) や T<sub>1</sub>強調画像 (T<sub>1</sub>WI) に用いられる。T<sub>2</sub>協調画像 (T<sub>2</sub>WI) を得るときは、この配置を巻き紙のようにずらす (scrolling, linear phase shift) ことによって遅いエコーを k-space の中心に配置する (Melki's k-space raster)<sup>1),5)</sup> (Fig. 1B, C)。この方法は、エコー数 (echo train length: ETL) やエコー間隔 (echo spacing: ESP) を変えることなしに、エコー間の不連続性を最小限に保ちつつ、ESP の正数倍の実効エコー時間 (TE<sub>eff</sub>) を自由に設定できる点が優れている。一方、sequential order では k-space の高周波領域から順にエコーを配置するため、echo train の中央のエコーがコントラストを決定する (Fig. 1D)。したがって ETL は一般に奇数となる。比較的多くの装置が本法を用いて T<sub>2</sub>WI を得ている。Sequential order での scrolling は画質劣化に直結するため、一般に行われない。したがって、ETL, ESP が一定の場合 TE<sub>eff</sub> は固定となる。TE<sub>eff</sub> を変更するには ETL や ESP を変化させねばならないが、TE<sub>eff</sub> の設定に連動して ESP が自動的に可変す

キーワード fast spin echo, FLAIR, SPGR, MP-RAGE, Gd-enhanced 3D MRA

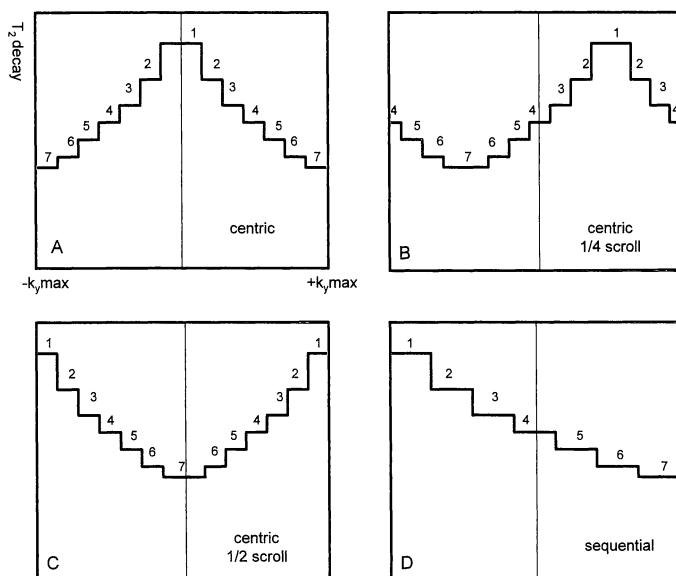


Fig. 1. Schematic drawing of the k-space order in FSE sequences  
 A : Centric order without scrolling. Proton-density and T<sub>1</sub>-weighted images are obtained.  
 B : centric order with 1/4 scrolling, C : Centric order with 1/2 scrolling. By scrolling the centric order, images with any effective echo time can be obtained.  
 D : Sequential order. T<sub>2</sub>-weighted images are obtained using the sequential order, but the effective echo time is unchangeable.

る装置もある。

## 2) アーチファクト

FSE のアーチファクトとしては位相エンコード方向の“ぼけ”が有名であり、そのほか pseudo edge enhancement, edge enhance 効果, ghost (ringing) などがある<sup>1)~4),6),7)</sup>。これらのアーチファクトは T<sub>2</sub> 緩和による信号減衰によって k-space 上の信号振幅が位相エンコード方向にばらつくことによって生ずる。この振幅の不均一は k-space 上でのフィルタ様効果を生み (k-space filtering)<sup>8)</sup>、アーチファクトを発生させる。エコー間の振幅差は“ぼけ”, pseudo edge enhancement, edge enhance 効果を, エコー間の不連続性は ghost を引き起こす (Figs. 2, 3)。

FSE における“ぼけ”は point spread function (PSF) で表現することができる。Centric order で第一エコーを k-space の中央に配置した FSE (Fig. 1A) の PSF の半値幅 (full width at half maximum: FWHM) は, 位相エンコード方向のピクセルサイズを  $\Delta y$  とすると,

$$FWHM = \Delta y \frac{2}{\pi} \frac{ETL \cdot ESP}{T_2}$$

と表すことができる<sup>1),4)</sup>。半値幅が大きいほど“ぼけ”の程度は強くなるので, ETL や ESP が大きいほど, ピクセルサイズが大きいほど, “ぼけ”が強くなることがわかる。また, T<sub>2</sub> 緩和時間が短い組織ほど“ぼけ”が強いことにな

1999年10月19日受理

別刷請求先 〒020-8505 盛岡市内丸19-1 岩手医科大学放射線科 佐々木真理

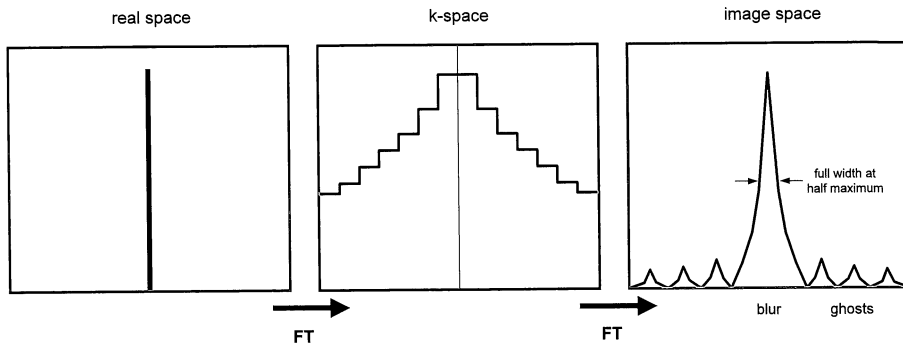


Fig. 2. Point spread function of the  $T_2$  decay in the FSE sequence with the centric k-space order  
 Different  $T_2$  decays of echoes of the k-space results in blurring of the image, whereas discrete points on the k-space produce ghosts on the image.

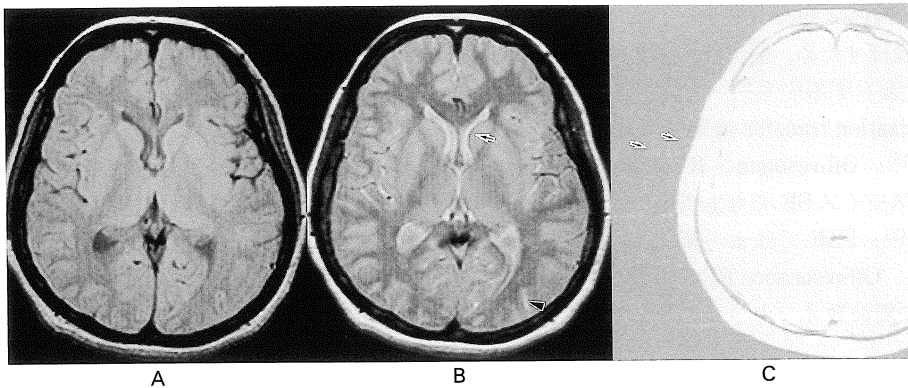


Fig. 3. Proton-density weighted images of the same volunteer using conventional SE and FSE sequences  
 A : SE (3000/20).  
 B : FSE (3000/17, 8ETL). Margins of the basal ganglia and corticomедullary junctions are unclear because of blurring. Bright and dark lines are shown at the edge of ventricles (arrow), and some of the cortical sulci are high signal (arrowhead), representing the pseudo edge enhancement.  
 C : The same image as B with different window/level settings. Periodic ghosts toward the phase-encoding direction are seen in the background (arrows).

るので、脳脊髄液の“ぼけ”は軽微だが、脳実質の“ぼけ”は大きくなる。したがって両者の境界面では後者のぼけ成分が前者に重畳されるため、前者の縁に高信号が、後者の縁に低信号が出現する (Fig. 3B)。これを pseudo edge enhancement と呼ぶ<sup>1),7)</sup>。FSE の centric order を scroll させて 2 番目以降のエコーを k-

space の中央に配置していくと (Fig. 1B), 高周波領域に振幅の高いエコーが配置されるようになるため、次第に“ぼけ”は軽減し、逆に edge enhance 効果が出現してくる<sup>1),6)</sup>。最終エコーが k-space の中央に配置されると (Fig. 1C), edge enhance 効果は最大となる。なお, sequential order の場合は高周波領域に第一エ

コーと最終エコーの両者が配置されるため (Fig. 1D), “ぼけ” と edge enhance 効果の両方の影響を受ける。

FSE の ghost アーチファクトは動きによる ghost や truncation アーチファクトに類似しているが、これらとは異なる (Fig. 3C). Ghost の間隔は k-space 上の不連続部の数, すなわち ETL に, ghost の振幅は不連続部の振幅差, すなわち ESP,  $T_2$  に依存する<sup>1)</sup>. ETL が大きいほど ghost の間隔は広がり, ESP が大きいほど, また  $T_2$  緩和時間が短いほど ghost の振幅は大きくなる。

### 3) コントラストの修飾

マルチスライスの FSE では各スライスの RF が off-resonance RF として他のスライスに影響を及ぼすため, 脳実質や病変の信号が少なからず低下する<sup>1)~4),9)~11)</sup>. この現象は主に magnetization transfer 効果によると考えられている<sup>12)</sup>. Off-resonance RF の影響は従来のマルチスライス SE でも生ずることが知られていたが<sup>13)</sup>, FSE ではより顕著に認められる (Fig. 4). Off-resonance RF の影響は RF の数, RF 間の周波数オフセット, RF の時間差に依

存する<sup>1),9)~11)</sup>. Off-resonance RF による影響は RF の数が多いほど, 周波数差が小さいほど, 時間差が短いほど大きい. RF の数は ETL とスライス枚数の積で表されるので, ETL やスライス枚数が大きいほど off-resonance RF の影響は大きくなる. 一方, RF 間の周波数オフセットは,

$$\begin{aligned} \Delta f &= \gamma G_z \cdot \Delta z = \frac{BW}{TH \cdot \alpha} \cdot (TH + SG) \\ &= BW \left( 1 + \frac{SG}{TH} \right) \cdot \frac{1}{\alpha} \end{aligned}$$

$\gamma$ : Lamor 周波数,  $G_z$ : スライス傾斜磁場強度,  $\Delta z$ : スライスオフセット距離,  $BW$ : スライス選択バンド幅,  $TH$ : スライス厚,  $SG$ : スライスギャップ,  $\alpha$ : RF profile の補正係数

で表される (Fig. 5). したがって, 周波数オフセットはスライス選択バンド幅が一定であれば %スライスギャップに依存し, %スライスギャップが小さくなると off-resonance RF の影響は大きくなる。

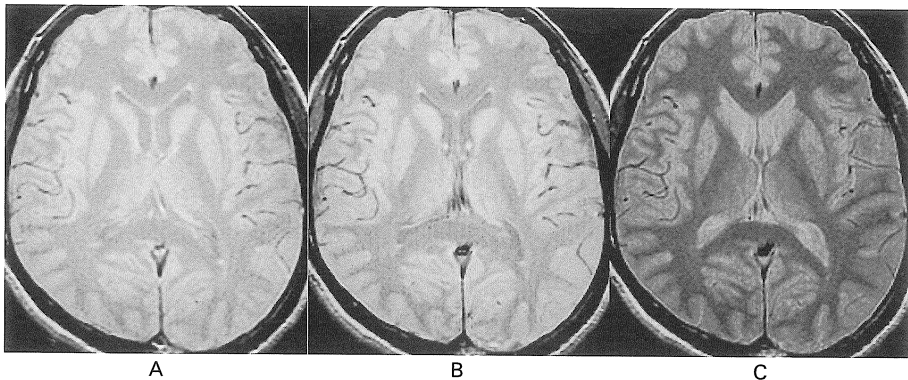


Fig. 4. Off-resonance RF effects of the multislice FSE sequence  
 A : Conventional SE (3000/20, 17 slices, 40% gap).  
 B : FSE (3000/17, 8ETL, 3 slices, 600% gap). Signal attenuation of the brain tissue is minimal because of the small number of slices and the large interslice gap.  
 C : FSE (300/17, 8ETL, 17slices, 40% gap). Marked attenuation of the brain signal is observed due to the large number of slices and the small interslice gap.

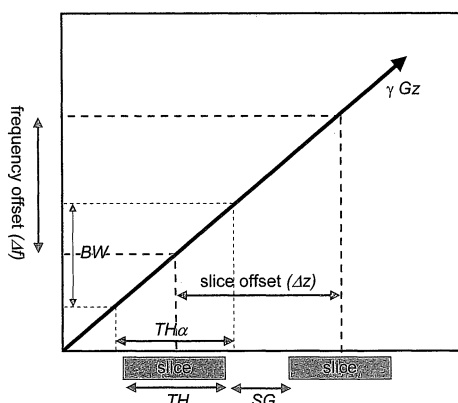


Fig. 5. Relationship between the frequency offset of the slice selection and the slice thickness/gap

With the constant readout bandwidth (BW), the frequency offset between the neighboring slices ( $\Delta f$ ) is proportional to the slice gap (SG)/slice thickness (TH).

FSE では SE に比し深部基底核の低信号や出血性病変の低信号が目立たない。FSE では組織学的な磁化率の差に基づく拡散による信号低下が弱いため、この現象が生じる<sup>1)~4)</sup>。信号低下の度合いは、組織や病変内の鉄による局所磁場勾配を  $G_0$ 、拡散係数を  $D$  とすると下記の式で表せるので<sup>4)</sup>、

$$\begin{aligned} M(TE_{eff})/M_0 &= \exp(-\gamma^2 G_0^2 D \cdot TE_{eff}^3 / 12 (TE_{eff}/ESP)^2) \\ &= \exp(-\gamma^2 G_0^2 D \cdot TE_{eff} \cdot ESP^2 / 12) \end{aligned}$$

ESP が小さいほど信号低下が少ないことになる。なお、空気や金属の近傍で生じる巨視的な磁化率アーチファクトの程度は、読み出しバンド幅が同じであれば従来の SE と変わりはない。

FSE T<sub>2</sub>WI での脂肪の高信号は、主に J-coupling による脂肪の信号低下が抑制されることによって生じると考えられている<sup>1)~4),14)</sup>。J-coupling の抑制 (decoupling) は短いエコー間隔の CPMG シーケンスで発生しやすい。したがって ESP を長くするか、非 CPMG シー

ケンスを用いることで、脂肪の信号をある程度抑制することができる<sup>15),16)</sup>。

Stimulated echo (STE) は一般に 180 度未満の三つ以上の RF によって生じる。FSE ではスライス選択範囲の辺縁から STE が発生するが、FSE のスライス特性は特に吟味されているため、STE の影響は通常軽微である<sup>2)</sup>。しかし、スライスギャップを狭く設定するとクロストークによって強い STE が生じ、T<sub>2</sub>コントラストを低下させる。後述する tailored RF も強い STE が発生するので、T<sub>2</sub>WI には併用しないほうがよい。

FSE の T<sub>1</sub>緩和は  $\tau(TE/2)$  から始まるわけではない。T<sub>1</sub>緩和の遅れを考慮すると FSE の信号強度はどのように表せるのであろうか。一般に CPMG シーケンスの N 番目のエコー ( $TE_N = 2N\tau$ ) の信号強度  $S(N)$  は、下記のように表され、

$$\begin{aligned} S(N) &= M_0 \left[ 1 + 2 \sum_{n=1}^N e^{-(TR - (2n-1)\tau)/T_1} (-1)^n \right. \\ &\quad \left. - e^{-TR/T_1} (-1)^N \right] \cdot e^{-TE_N/T_2} \\ &= M_0 \left[ 1 - e^{-TR/T_1} \left( (-1)^N - 2 \sum_{n=1}^N \right. \right. \\ &\quad \left. \left. \times e^{-(2n-1)\tau/T_1} (-1)^n \right) \right] \cdot e^{-TE_N/T_2} \end{aligned}$$

更に下記のように近似できる<sup>17)</sup>。

$$\begin{aligned} &= M_0 (1 - e^{-TR/T_1} \cdot e^{2N\tau/T_1}) \cdot e^{-TE_N/T_2} \\ &= M_0 (1 - e^{-(TR - TE_N)/T_1}) \cdot e^{-TE_N/T_2} \end{aligned}$$

したがって FSE の信号強度は下記のように表すことができる (TE<sub>last</sub>: 最終エコー時間)。

$$S = M_0 (1 - e^{-(TR - TE_{last})/T_1}) \cdot e^{-TE_{eff}/T_2}$$

通常の T<sub>2</sub>強調画像では縦緩和の遅れは無視できるが、TR が短い場合や TE<sub>last</sub> が大きい場合は実効 TR が TE<sub>last</sub> だけ短くなることに留意しなければならない。

### 3. FSE の実際

FSE の“ぼけ”は  $T_2$  依存性が強いいため、その影響は単に画像の輪郭が不明瞭になるだけにとどまらない。 $T_2$  緩和時間の比較的短い小病変の検出能を低下させ<sup>18)</sup>, pseudo edge enhancement によって脳脊髄液に隣接した病変の検出能を低下させる。したがって“ぼけ”を極力排除する条件設定が必要である。“ぼけ”の軽減には  $T_2$  緩和による信号減衰の影響が少ないうちにサンプリングを終了すること、すなわち  $TE_{last}$  を短くすることが有用である。 $TE_{last}$  は ETL と ESP の積で得られるので、良好な PDWI や  $T_1$ WI を得るには、むやみに長い ETL は用いず ESP は最短とすることが重要である。また echo train を前半、後半に分割する split echo train two-contrast FSE は、PDWI の  $TE_{last}$  を半減することができ効果的である<sup>7)</sup>。ESP が延長しないよう注意しながら位相エンコード方向のマトリックス数を増やしたり FOV を小さく設定して、位相エンコード方向のピクセルサイズを小さくする努力も重要

である。最近では RF profile の見直しによる ESP の短縮化 (FSE-XL), 180 度未満の RF を利用したエコー振幅の安定化 (tailored RF), k-space 上のフィルタ<sup>19)</sup>, k-space order の工夫 (chopping)<sup>20),21)</sup>など“ぼけ”を抑制する方法が考案され、PDWI,  $T_1$ WI, STIR (short TI inversion recovery) といった  $TE_{eff}$  の短い画像の画質はかなり向上した (Fig. 6)。

Off resonance RF 効果は一般に病変の検出能の低下につながり、また脳脊髄液や脂肪の高信号、鉄沈着の不明瞭化を助長するため、一般には最小限に抑えることが望ましい。ETL, スライス枚数をできるだけ少なく、スライスギャップをできるだけ大きく設定すればよい (Fig. 4), これらは撮像時間の延長に直結するため、適当な条件で折り合いをつける必要がある。なお、 $T_2$ WI で脳脊髄液の高信号を強調したい場合や、 $T_1$ WI で造影剤による造影増強効果を強調したい場合は上記と逆の設定をすればよい。

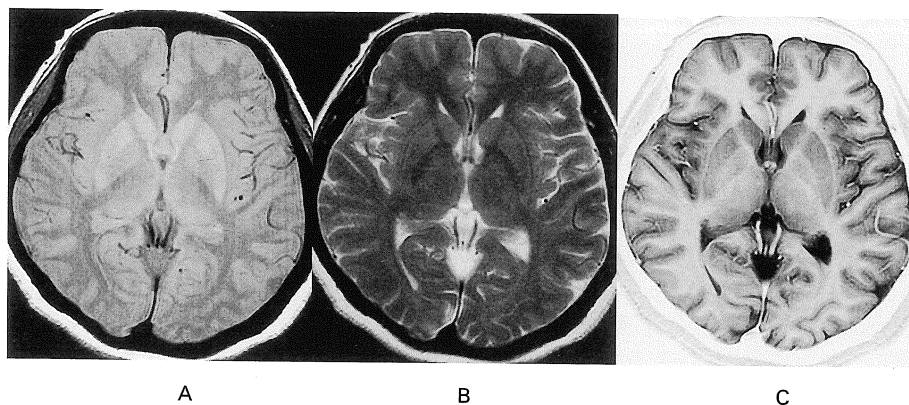


Fig. 6. Images of the optimized FSE sequences  
 A, B : dual-contrast FSE with split echo trains, and with narrow ESP (2800/10.5, 105, 10ETL, ESP 10.5, 6 mm thick, 33% gap, 16 slices). Blurring and pseudo edge enhancement are minimal on the proton-density weighted image (A). The  $T_2$ -weighted image is sharp because of the edge enhancing effect due to the last echo at the center of the k-space (B).  
 C : Reversed display of the fast STIR with tailored RF and narrow ESP (4000/36/120, 12ETL, ESP 12, 6 mm thick, 33% gap, 14 slices). High gray/white matter contrast with minimal blurring can be obtained on the fast STIR sequence.

Fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR)

1. FLAIR の現状

FLAIR は FSE 技術の応用による撮像時間の短縮に伴い、水の信号を抑制した T<sub>2</sub>WI として広く用いられるようになった<sup>21)</sup>。脳脊髄液に隣接した病変の検出に有利な点だけではなく、水信号抑制に伴う dynamic range の改善によって病変の視認性が良好となる点が好まれ、ルーチンの撮像法として使用している施設も多い。しかし FLAIR の撮像パラメータや画像特性に対する関心は意外なほど低い。FLAIR はあくまでも IR (inversion recovery) であるため、TI (inversion time), TR の設定によって T<sub>1</sub> コントラストの影響が大きく変化する<sup>22)</sup>。したがってその設定には慎重を期すべきだが、あまり注意が払われていない場合がある。また、他の撮像法とのコントラスト特性の差についてあまり知られていない。FLAIR の場合、FSE で良好な PDWI を得ることができない装置における代替撮像法として急速に広まったという経緯もあり、撮像条件や適応を十分に吟味しないまま乱用されている傾

向があるようである。

2. FLAIR の基礎

FLAIR は当初から“水を抑制した heavily T<sub>2</sub>WI”と表現されてきたが<sup>23),24)</sup>、果たしてそうであろうか。試みに SE T<sub>1</sub>WI から抽出した脳脊髄液のマスキング画像を FSE T<sub>2</sub>WI に掛け合わせて水抑制 T<sub>2</sub>W 計算画像を作成すると、確かに FLAIR に酷似した画像を得ることができる (Fig. 7)。

では、T<sub>2</sub> 強調の度合いは従来の FSE T<sub>2</sub>WI に換算してどの程度なのであろうか。一般に fast IR の信号強度は、

$$S = M_0(1 - 2e^{-TI/T_1} + e^{-(TR - TE_{\text{fast}})/T_1}) \cdot e^{-TE_{\text{eff}}/T_2}$$

で表されるため<sup>22)</sup>、FLAIR における脳実質のように TR が T<sub>1</sub> に対し十分長い場合、

$$\begin{aligned} &= M_0(1 - 2e^{-TI/T_1}) \cdot e^{-TE_{\text{eff}}/T_2} \\ &= M_0(1 - e^{-(TI - T_1 \cdot \ln 2)/T_1}) \cdot e^{-TE_{\text{eff}}/T_2} \end{aligned}$$

と近似することができる。この式を前述の FSE の式

$$S = M_0(1 - e^{-(TR - TE_{\text{fast}})/T_1}) \cdot e^{-TE_{\text{eff}}/T_2}$$

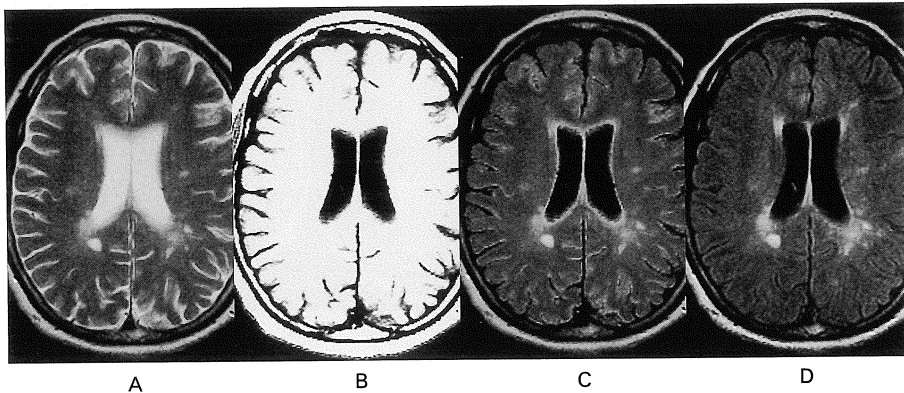


Fig. 7. Calculated CSF-suppressed T<sub>2</sub>-weighted images and FLAIR images  
 A : T<sub>2</sub>-weighted FSE image (2800/105) of a patient with multiple sclerosis.  
 B : CSF mask image modified after the T<sub>1</sub>-weighted image (400/11) at the same slice as A.  
 C : Calculated image obtained by multiplication of A by B.  
 D : FLAIR image (11000/2300/128) of the same slice as A. The FLAIR image shows similar contrast to that of the calculated CSF-suppressed T<sub>2</sub>-weighted image (C).

と比較すると、両者は非常に類似しており、FLAIRのTIをFSEのTRとおおまかに読み替えることができることがわかる。厳密にはFLAIRのFSE換算の実効TRは、

$$TR_{eff} = TI - T_1 \cdot \ln 2 + TE_{last}$$

で表され、TIより数百ms短くなることがわかる。一方、fast IRにおけるnull pointは、

$$TI = T_1 \cdot \ln \left( \frac{2}{1 + e^{-(TR - TE_{last})/T_1}} \right)$$

で求めることができる<sup>22),25)</sup>。以上より、脳実質におけるFLAIRのFSEとしての実効TRは、脳脊髄液と脳実質のT<sub>1</sub>緩和時間をそれぞれ4秒、0.8秒、FSEのTE<sub>last</sub>を0.1秒とすると、TRが無限大のとき2.3秒程度、TRが10秒でも2.0秒前後となる<sup>22)</sup>。すなわち、FLAIRではTRを10秒以上に設定することでTR2秒のFSEと同等のコントラストをやっと得ることができる。

このようにFLAIRはT<sub>1</sub>緩和の影響を強く受けており、決して“heavily”T<sub>2</sub>WIではない。T<sub>1</sub>緩和の影響は組織や病変のT<sub>1</sub>緩和時間が長

いほど強くなり、またTIが短いほど強くなる<sup>21)</sup>。FLAIRではT<sub>1</sub>値が長い(T<sub>1</sub>WIで低信号を呈する)病変の信号は抑制される傾向にあるが、TRが6秒程度に短めに設定されている

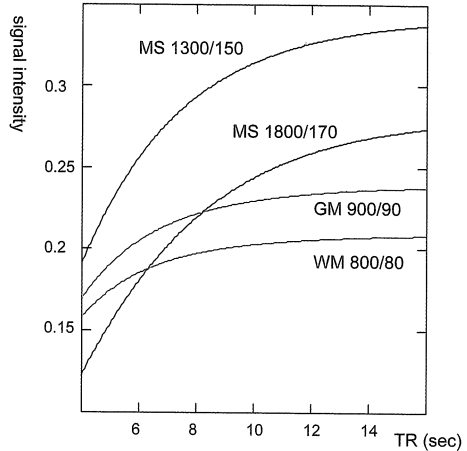


Fig. 8. Theoretical signal intensity curves of multiple sclerosis lesions and normal brain tissues on the FLAIR sequence. Signal suppression of the lesion with a relatively long T<sub>1</sub> value is prominent in a relatively short TR on the FLAIR sequence.

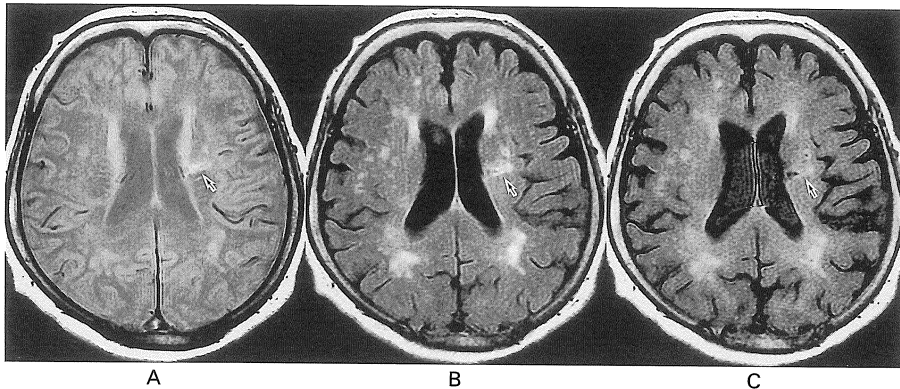


Fig. 9. Proton-density weighted FSE and FLAIR images of a patient with cerebral infarction. A: Proton-density weighted FSE (2800/10.5). An abnormal signal at the left corona radiata suggesting the infarct is clearly depicted (arrow), whereas periventricular caps and white matter hyperintensity show slightly high signal. B: FLAIR (11000/2300/128). The infarct (arrow) as well as periventricular caps and white matter hyperintensity are clearly identified as high signal intensity. C: FLAIR (6000/1500/128). The infarct has insufficient contrast (arrow), although periventricular caps and white matter hyperintensity are clearly seen.



と信号抑制は更に顕著となり、病変の検出率が低下する危険が高くなる (Figs. 8, 9). 最近では FLAIR における TR は 1.5T 装置で 10 秒以上にすることが一般的になりつつある。

FLAIR の問題点の一つに長い撮像時間がある。上記のように TR を極端に長くすると、FSE readout や slice interleave を用いても撮像時間短縮に限界がある。また、脳脊髄液によるアーチファクトの軽減目的にスライス励起より幅の広い反転 RF を用いると撮像時間は倍加する。Slice interleave を更に工夫することによって撮像時間を短縮する試みがなされている<sup>26)</sup>。

近年、FLAIR に Gd-DTPA を併用する報告が散見される<sup>27), 28)</sup>。FLAIR は前述の通り T<sub>1</sub>緩和の影響も強いので、腫瘍などの病変は造影される。従来の SE T<sub>1</sub>WI と比較すると血管系が造影されず、低濃度領域での造影能が高いのが特徴であり<sup>27)</sup>、その特性を生かした使用法が望まれる。なお、TR を 1.5~2 秒程度、TI を 0.7~0.9 秒程度に設定した T<sub>1</sub>強調型の FLAIR も試みられているが、従来の SE T<sub>1</sub>WI に比し造影能は低いという<sup>29)</sup>。

### 3. FLAIR の実際

FLAIR が脳脊髄に隣接した病変の検出に威力を発揮することは議論の余地がないところであり、くも膜下出血、髄膜炎などの軟膜病変、脳炎、皮質梗塞などの皮質病変、HIV 脳症や多発性硬化症などの脳室周囲病変に広く用いられている<sup>30)~34)</sup>。FLAIR の使用上実際に問題となるのは FLAIR が従来の PDWI を置き換えるか否かであろう。PDWI は T<sub>1</sub>緩和、T<sub>2</sub>緩和の影響が小さい撮像法であり、反対に FLAIR は T<sub>1</sub>緩和、T<sub>2</sub>緩和の影響が強い。したがって画像化の対象が異なるはずであるが、水の信号が抑制され、病変が高信号となる点で両者のコントラストは結果的に類似している。従来の PDWI の意義のうち、脳脊髄液に隣接した病変の検出や、嚢胞性病変の性状の判断<sup>35)</sup>は FLAIR で代替できる可能性が高い。

FLAIR の意義は装置の性能に大きく左右される。FSE による PDWI の画質がぼけや pseudo edge enhancement のために不良な場合や off-resonance RF による相対的な水の高信号化が目立つ装置では、FLAIR を利用する必要があるであろう。一方、良好な FSE PDWI が撮像できる装置ではどうであろうか。一般的な病変検出能は FLAIR と PDWI の間に明らかな差はない<sup>36)</sup>。FLAIR では病変のコントラストを強調できる反面、UBO や periventricular rim/cap などの本来目立たなくてよい淡い高信号も強調される (Fig. 9)。活動期の脱髄巢のように T<sub>1</sub>緩和時間が長い病変は不明瞭となり<sup>36), 37)</sup>、脊髄病変の検出率は一般に高くない<sup>38), 39)</sup>。TR, TI の設定次第では病変の検出能は更に低下する。皮髄境界のコントラストや血管の flow void の明瞭度は PDWI の方が圧倒的に高い。以上のことから良好な PDWI を撮像できる装置では PDWI を FLAIR で置き換える積極的な理由が見当たらない。FLAIR は撮像条件を吟味した上で、その限界を理解しつつ、適した病変に対して用いるべきであろう。

### T<sub>1</sub>強調型高速 GRE

#### 1. T<sub>1</sub>強調型高速 GRE の現状

神経領域では T<sub>1</sub>強調型高速 GRE は 3D 撮像で用いられることが多い。高画質の volume データを比較的短時間で取得できるため、てんかんにおける小病変の検索や痴呆性疾患の三次元画像解析などに応用されている。また、造影剤を併用することで小径の脳血管も明瞭に描出できるため、神経血管圧迫などの診断にも用いられている。また、MRA の元画像としても広く用いられている。

T<sub>1</sub>強調型高速 GRE にはスポイラを用いるものと、準備パルス (preparation RF) を用いるものがある。スポイラを用いるものはスポイラにより横磁化の定常状態を抑制する、すなわち SE, STE 信号をキャンセルすることで T<sub>1</sub>

コントラストを得る. この方法には RF によるス  
ポイラを用いる fast SPGR (spoiled GRASS)  
(FSPGR) と, 傾斜磁場によるスポイラを用い  
る turbo FLASH があるが, TR の短い高速  
GRE では一般に前者が有利といわれている.  
また, 上記に IR 型の準備パルスを用いて T<sub>1</sub>  
コントラストを得るものに, MP-RAGE (mag-  
netization-prepared rapid acquisition GRE)  
や IR-prepared FSPGR がある.

2. T<sub>1</sub> 強調型高速 GRE の基礎

一般に GRASS, FISP の信号強度は下記の式  
で表されるが,

$$S = M_0 \frac{(1 - e^{-TR/T_1}) \sin \alpha}{1 - e^{-TR/T_1} e^{-TR/T_2} - (e^{-TR/T_1} - e^{-TR/T_2}) \cdot \cos \alpha} \times e^{-TE/T_2^*}$$

FSPGR, turbo FLASH では横磁化のコヒー  
レンスが分断されるため, 下記のような単純な  
式で表すことができる<sup>40)</sup>.

$$S = M_0 \frac{(1 - e^{-TR/T_1}) \sin \alpha}{1 - e^{-TR/T_1} \cdot \cos \alpha} \cdot e^{-TE/T_2^*}$$

すなわち T<sub>1</sub> コントラストは TR とフリップ角  
に依存することになるが, 三次元データ収集の  
際は一般に TR を最短とするため, フリップ

角でしかコントラストを調節できない. 特に  
TR が 10 ms 未満では十分な T<sub>1</sub> コントラ  
ストが得られにくくなる. そこで 3D MP-RAGE  
では IR 型の準備パルスを用いて T<sub>1</sub> コントラ  
ストを付加するわけであるが, この場合データ  
収集の k-space order が重要となる. 当初は第  
二位相エンコード方向 (スライス方向) を se-  
quential order でデータ収集していたが<sup>41),42)</sup>,  
turbo FLASH によるデータ収集の際, 縦磁化  
は急速に定常状態に近づくため, sequential  
order では準備パルスの縦磁化を生かしきれな  
い<sup>43)</sup>. 現在では第二位相エンコード方向は cen-  
tric order でデータ収集するのが一般的である  
(Fig. 10). 3D MP-RAGE, IR-prepared 3D-  
FSPGR では, 準備パルスからデータ収集開始  
時までの準備時間 (preparation time) のほ  
か, データ収集終了後から次の preparation  
RF までの待ち時間 (delay time, magnetiza-  
tion recovery time) も重要である<sup>44)</sup>. データ  
収集中に縦磁化が定常状態  $M_{eq}$  に達すると仮  
定すると, 定常状態から delay time 分縦磁化  
が回復した時点で次の準備パルスが打たれるこ  
となるからである. 3D MP-RAGE, IR-pre-  
pared 3D-FSPGR のデータ収集開始時の縦磁  
化  $M_{pre}$  は, preparation time を TP, delay time  
を  $t_d$  とすると,

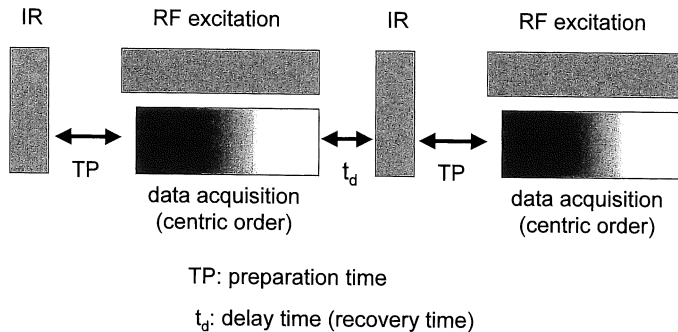


Fig. 10. Diagram of the MP-RAGE sequence  
The MP-RAGE sequence consists of the inversion pulse (IR), the prepa-  
ration time (TP), data acquisition with a centric k-space order, and the  
delay time ( $t_d$ ).

$$M_{pre} = -M_{eq} e^{-t_a/T_1} + M_0(1 - e^{-t_a/T_1}) \cdot e^{-TP/T_1} + M_0(1 - e^{-TP/T_1})$$

$$M_{eq} = M_0 \frac{1 - e^{-TR/T_1}}{1 - e^{-TR/T_1} \cdot \cos \alpha}$$

で近似することができるという<sup>44)</sup>。実際には画像の“ぼけ”を抑えるため最初に数発のダミーパルスを打ってからデータ収集を行うので実際のコントラストは更に修飾される。

### 3. T<sub>1</sub>強調型高速 GRE の実際

3D-FSPGR, 3D turbo FLASH で留意しなければならないことの一つに Gd-DPTA による造影増強効果がある。これらの撮像法は、三次元撮像による partial volume effect の排除により、小病変の造影増強効果の検出には有利なはずである。しかし実質病変の造影能は SE T<sub>1</sub>WI に比し一般に低い<sup>45),46)</sup>。SPGR, FLASH では TR が短いほど、FA が小さいほど造影増強効果は弱くなるため<sup>45)</sup>、TR の短い FSPGR, turbo FLASH の造影能は当然低くなる。特に低濃度領域での造影増強効果が SE に比し極端に劣るため (Fig. 11), 実質病変の造影能は不良となる (Fig. 12)。ただし、血管内の造影剤

濃度は高いため、造影 MRA などにおける血管の造影増強効果は十分得られる。なお、MP-RAGE, IR-prepared FSPGR の造影増強効果

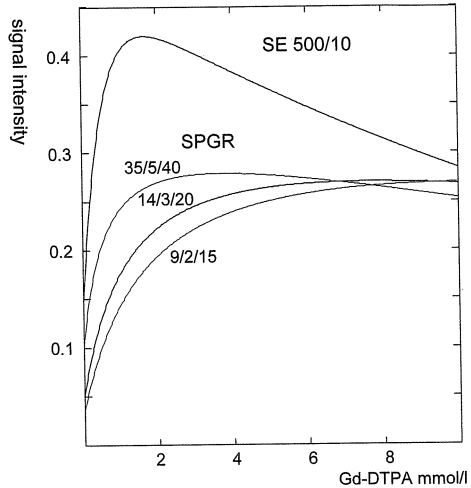


Fig. 11. Theoretical signal intensity curves of the Gd-enhanced lesion in SE and SPGR sequences

Enhancement effects are much lower on SPGR sequences with short repetition times than on the T<sub>1</sub>-weighted SE sequence, especially in the low Gd-DTPA concentration.

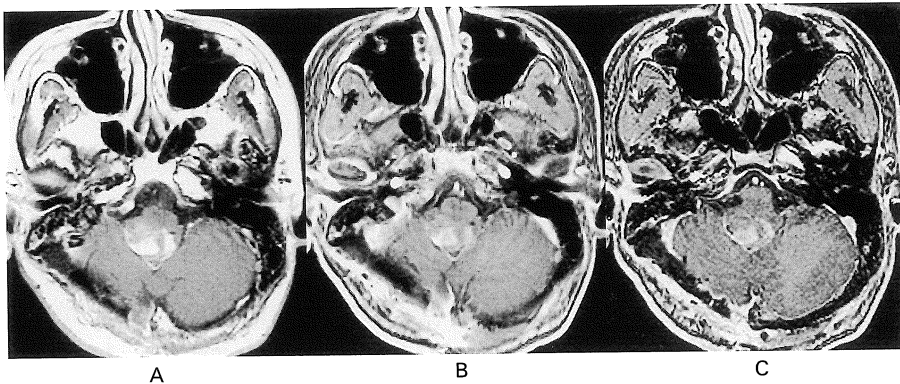


Fig. 12. Gd-enhanced SE and FSPGR images of a patient with recurrent astrocytoma of the medulla

A : Gd-enhanced T<sub>1</sub>-weighted SE (400/11)

B : Reformatted image from FSPGR data (14/3/20) with the same slice thickness as in A. The reformatted FSPGR image shows only the subtle contrast enhancement of the lesion.

C : Source image of B with 1.3 mm thickness. Contrast enhancement is also less than that of the SE image, although avoidance of the partial volume effect seems to be effective.

は同じTRのFSPGR, turbo FLASHに比し良好であるが, SE T<sub>1</sub>WIよりは劣る<sup>47)~49)</sup>.

## 頸部動脈の造影 3D MRA

### 1. 頸部造影 3D MRA の現状

内頸動脈起始部を含む頸部動脈 MRA の第一目的は内頸動脈狭窄に対する内膜切除術 (carotid endarterectomy: CEA) の適応決定にある<sup>50),51)</sup>. したがって, 狭窄がわかればいいというものではなく, 従来の血管造影と同等の狭窄率の判定ができなければならない. 超音波ドプラ検査と本検査で術前検査を完結させ, 血管造影をスキップすることが本検査の一つのゴールとなる. 本法は従来の2D/3D TOF MRAの限界であった乱流による信号低下などの問題を解決することができるため<sup>52),53)</sup>, multi-detector row helical CT とともに CEA の術前検査として期待されている. 造影 3D MRA で頸動脈分岐部を含む頸部動脈を評価するには静脈のオーバーラップのない画像を得ることが重要であるが, 頸部血管の動脈相から静脈相への移行は7秒以内と他の部位に比べて極めて早い. 十分な撮像範囲と空間分解能とをもち, かつ動脈のみの画像を得るため, 種々の試みがなされている<sup>50),51),54)</sup>.

### 2. 頸部造影 3D MRA の基礎

造影 3D MRA では T<sub>1</sub> 強調型 3D 高速 GRE が用いられるのが一般的である. 三次元撮像では通常の位相エンコード方向 (第一位相エンコード) のほかにスライス方向の位相エンコード (第二位相エンコード) を行うが, 一般に前者の位相を1ステップずつ変化させながら後者のフルステップのデータ収集を行うことが多い. 後者の時間分解能は前者に比べてはるかに高い. 後述するタイミング撮像では第一位相エンコード (時間分解能の低いほう) の k-space order が問題となり, 周波数選択性 IR による背景抑制では第二位相エンコード (時間分解能の高いほう) の k-space order が問題と

なる<sup>55),56)</sup>.

頸部の造影 3D MRA でもタイミング撮像がしばしば用いられる. タイミング撮像には, 少量造影剤のテスト注入によって到達時間を推定する方法と, 連続撮像下に血管内輝度の上昇を自動又は視認にて感知する方法がある<sup>51),55)</sup>. 一方, タイミング撮像を行わず短時間の撮像を繰り返し (time-resolved MRA), 後に最適な画像を選択するという方法もある<sup>50),54)</sup>. タイミング撮像の際は, 第一位相エンコードの k-space order の選択は重要である. 造影 3D MRA の k-space order には sequential, centric, elliptic centric があり, 後二者は撮像の初期にコントラストが決定されるため, タイミング撮像に併用されることが多い. Elliptic centric 法では他の方法に比しコントラストが決定される時間帯が短いので, 長時間の撮像でも動静脈の分離が可能である<sup>51),57)</sup>.

背景信号の抑制法には CHESSE があるが, 抑制されるのは脂肪の信号のみであり, また撮像時間の延長に直結するため, 頸部動脈の造影 3D MRA には併用されないことが多い. 周波数選択性 IR を用いると撮像時間の延長は最小限ですむが, 第二位相エンコード方向は centric order とする必要がある. 一方, サブトラクション法では撮像時間の延長はなく, また折り返しアーチファクトの抑制が可能, 複数回の撮像が可能といった利点がある<sup>55)</sup>.

そのほか, k-space の高周波領域をゼロで補填することによってマトリックス数, パーティション数を上げる方法 (zero-fill) が併用されることが多い. また, k-space の中央部のみのデータを置き換えることにより時間分解能を上げる方法 (keyhole imaging) もある<sup>55),56)</sup>.

### 3. 頸部造影 3D MRA の実際

頸部造影 3D MRA の実際の検査方法としては, 1) タイミング撮像を併用し centric order 又は elliptic centric order を用いて十分な時間をかけ一時相の撮像を行う方法か, 2) タイミング撮像を併用せず短い時間の多時相, 複数回

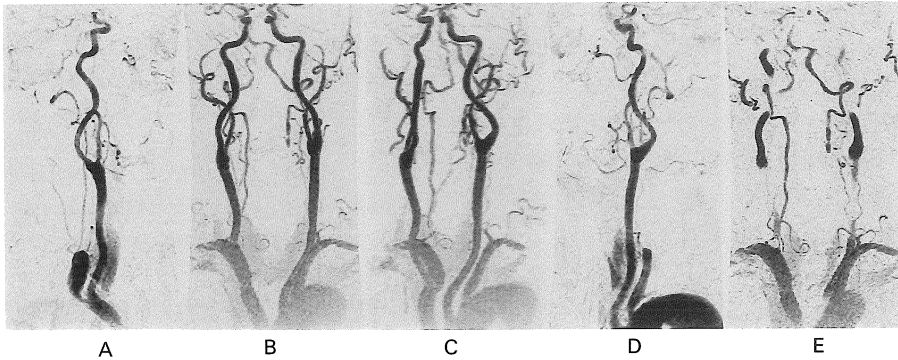


Fig. 13. Gd-enhanced 3D MR angiography of a patient with occlusion of the left vertebral artery origin

A, D : Partial MIP images of the sagittal time-resolved 3D MR angiography after subtraction.  
 B, C : MIP images in the AP and the left anterior oblique directions of the coronal high resolution 3D MR angiography obtained after A, D.  
 E : MPR image of the same data as B, C.

の撮像を行い、サブトラクションを行う方法が用いられている。前者では自動注入器の使用が必須であるが、後者は手圧注入でも検査可能である。また、造影剤を半量ずつ使い、両者を一度の検査で行うことも可能である。当施設では初めに矢状断の time-resolved MRA を行い、その造影タイミングを参考に空間分解能の高い冠状断の撮像を行っている (Fig. 13)。

頸部造影 3D MRA の評価はまだ確立していないが、血管造影の代替検査としての地位を得るには下記のような臨床的要求に十分こたえていく必要がある。内頸動脈起始部の狭窄率の算出法には NASCET (North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial) と ECST (European Carotid Surgery Trial) の方法がある<sup>58)</sup>(Fig. 14)。一般に前者が用いられる。特に重要なのは、AHA (American Heart Association) のガイドライン<sup>59),60)</sup>上の基準である symptomatic patient で 70%以上, asymptomatic patient で 60%以上の狭窄か否かの判定である<sup>50)</sup>。超音波ドプラ検査や従来の MRA では内頸動脈の強度狭窄を閉塞と誤診する場合があったが (pseudo-occlusion), 閉塞と強度

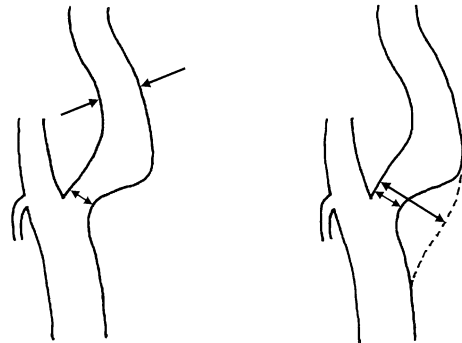


Fig. 14. Schematic drawing of the two methods to measure carotid stenosis

A : NASCET (North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial) method.  
 The luminal diameter at the level of the greatest stenosis/normal part beyond the carotid bulb  
 B : ECST (European Carotid Surgery Trial) method  
 The luminal diameter at the level of the greatest stenosis/imaginary normal diameter at the stenotic level.

狭窄では治療方針が異なるため、両者を識別できる必要がある<sup>50),53)</sup>。Subclavian steal syndrome などでは閉塞部より末梢は側副血行路

を介して通常より遅れたタイミングで造影されるため、一時相のタイミング画像だけでは描出できない可能性を考慮する必要がある。なお、体外循環を使用する開心術や大動脈手術の術前情報として総頸動脈、鎖骨下動脈などの狭窄の有無が参考になるため、大動脈弓およびその3分枝が評価できることが望ましい。

### ま と め

以上、神経領域で使用頻度の高い最近の撮像法について概略を述べた。新しい撮像法はそれ自体が魅力的ではあるが、最低限の基礎的な知識、および臨床的な問題意識なしに不用意に使用することは患者の不利益につながりかねない。本稿がMR撮像法の基礎と臨床の狭間を埋める一助となれば幸いである。

本稿の一部は、1999年度放射線科専門医会ミッドサマーセミナー(1999年7月24日、東京)で発表した。

### 文 献

- 1) Listerud J, Einstein S, Outwater E, Kressel Y : First principles of fast spin echo. *Magn Reson Quarterly* 1992 ; 8 : 199-244
- 2) Constable RT, Anderson AW, Zhong J, Gore JC : Factors influencing contrast in fast spin-echo MR imaging. *Magn Reson Imaging* 1992 ; 10 : 497-511
- 3) Altas SW, Hackney DB, Listerud J : Fast spin-echo imaging of the brain and spine. *Magn Reson Quarterly* 1993 ; 9 : 61-83
- 4) Wehrli FW, Atlas SW. Fast imaging : principles, techniques, and clinical applications. In : Atlas SW ed. *Magnetic Resonance Imaging of the Brain and Spine*. 2nd ed. Philadelphia, USA: Lippincott-Raven, 1996 ; 1413-1499
- 5) Melki PS, Mulkern RV, Panych LP, Jolesz FA : Comparing the FAISE method with conventional dual-echo sequences. *J Magn Reson Imaging* 1991 ; 1 : 319-326
- 6) 曾根美雪, 佐々木真理, 吉岡芳親, 江原 茂, 鈴木八枝子, 中里龍彦, 玉川芳春, 安田直毅 : 骨・関節の高速スピネコー画像における“ぼけ”とその対策. *日磁医誌* 1994 ; 14 : 62-66
- 7) 佐々木真理, 曾根美雪, 江原 茂, 中里龍彦, 鈴木八枝子, 玉川芳春 : Fast spin echo における pseudo-edge enhancement. *日磁医誌* 1993 ; 13 : 435-440
- 8) Haacke EM, Brown RW, Thompson MR, Venkatesan R : *Magnetic Resonance Imaging-Physical Principles and Sequence Design*. New York, USA : Wiley-Liss, 1999 ; 265-302
- 9) Melki PS, Mulkern RV : Magnetization transfer effects in multislice RARE sequences. *Magn Reson Med* 1992 ; 24 : 189-195
- 10) Santyr GE : Magnetization transfer effects in multislice MR imaging. *Magn Reson Imaging* 1993 ; 11 : 521-532
- 11) 佐々木真理, 曾根美雪, 江原 茂, 玉川芳春, 小川 彰 : マルチスライス高速スピネコー画像における magnetization transfer contrast の影響. *日磁医誌* 1994 ; 14 : 125-131
- 12) Ulmer JL, Mathews VP, Hamilton CA, Elster AD, Moran PR : Magnetization transfer or spin-lock? an investigation of off-resonance saturation pulse imaging with varying frequency offsets. *AJNR* 1996 ; 17 : 805-819
- 13) Dixon WT, Engels H, Castillo M, Sardashti M : Incidental magnetization transfer contrast in standard multislice imaging. *Magn Reson Imaging* 1990 ; 8 : 417-422
- 14) Henkelman RM, Hardy PA, Bishop JE, Poon CS, Plewes DB : Why fat is bright in RARE and fast spin-echo imaging. *J Magn Reson Imaging* 1992 ; 2 : 533-540
- 15) Higuchi N, Hiramatsu K, Mulkern R : A novel method for fat suppression in RARE sequences. *Magn Reson Med* 1992 ; 27 : 107-117
- 16) 桑鶴良平, 箕輪興仁, 富吉秀樹, 煎本正博, 横田淳一, 金沢 仁, 片山 仁 : 女性骨盤領域における DIET (dual interval echo train) fast SE 法の有用性について. *日医放会誌* 1996 ; 56 : 644-648
- 17) Lee JN, Riederer SJ : A modified saturation-recovery approximation for multiple spin-echo

- pulse sequences. *Magn Reson Med* 1986 ; 3 : 132-134
- 18) Constable RT, Gore JC : The loss of small objects in variable TE imaging : implications for FSE, RARE, and EPI. *Magn Reson Med* 1992 ; 28 : 9-24
  - 19) Zhou X, Liang ZP, Cofer GP, Beaulieu CF, Suddarth SA, Johnson GA : Reduction of ringing and blurring artifacts in fast spin-echo imaging. *J Magn Reson Imaging* 1993 ; 3 : 803-807
  - 20) Keller PJ, Heiserman JE, Fram EK, Rand SD, Drayer BP : A Nyquist modulated echo-to-view mapping scheme for fast spin-echo imaging. *Magn Reson Med* 1995 ; 33 : 838-842
  - 21) Rydberg JN, Hammond CA, Grim RC, Erickson BJ, Jack CR, Huston J, Riederer SJ : Initial clinical experience in MR imaging of the brain with a fast fluid-attenuated inversion-recovery pulse sequence. *Radiology* 1994 ; 193 : 173-180
  - 22) Rydberg JN, Riederer SJ, Rydberg CH, Jack CR : Contrast optimization of fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) imaging. *Magn Reson Med* 1995 ; 34 : 868-877
  - 23) Hajnal JV, De Coene B, Lewis PD, et al. : High signal regions in normal white matter shown by heavily T<sub>2</sub>-weighted CSF nulled IR sequences. *J Comput Assist Tomogr* 1992 ; 16 : 506-513
  - 24) De Coene B, Hajnal JV, Gaehouse P, et al. : MR of the brain using fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) pulse sequences. *AJNR* 1992 ; 13 : 1555-1564
  - 25) Melhem ER, Jara H, Shakir H, Gagliano TA : Fast inversion-recovery MR : the effect of hybrid RARE readout on the null points of fat and cerebrospinal fluid. *AJNR* 1997 ; 18 : 1627-1633
  - 26) Listerud J, Mitchell J, Bagley L, Grossman R : OIL FLAIR : optimized interleaved fluid-attenuated inversion recovery in 2D fast spin echo. *Magn Reson Med* 1996 ; 36 : 320-325
  - 27) Mathews VP, Caldemeyer KS, Lowe MJ, Green-span SL, Weber DM, Ulmer JL : Brain : gadolinium-enhanced fast fluid-attenuated inversion-recovery MR imaging. *Radiology* 1999 ; 211 : 257-263
  - 28) Essig M, Knopp MV, Schoenberg SO, Hawighorst H, Wenz F, Debus J, van Kaick G : Cerebral gliomas and metastases : assessment with contrast-enhanced fast fluid-attenuated inversion-recovery MR imaging. *Radiology* 1999 ; 210 : 551-557
  - 29) Melhem ER, Bert RJ, Walker RE : Usefulness of optimized gadolinium-enhanced fast fluid-attenuated inversion recovery MR imaging in revealing lesions of the brain. *AJR* 1998 ; 171 : 803-807
  - 30) Noguchi K, Ogawa T, Seto H, et al. : Subacute and chronic subarachnoid hemorrhage : diagnosis with fluid-attenuated inversion-recovery MR imaging. *Radiology* 1997 ; 203 : 257-262
  - 31) Singer MB, Atlas SW, Drayer BP : Subarachnoid space disease : diagnosis with fluid-attenuated inversion-recovery MR imaging and comparison with gadolinium-enhanced spin-echo MR imaging - blinded reader study. *Radiology* 1998 ; 208 : 417-422
  - 32) Thurnher MM, Thurnher SA, Fleischmann D, et al. : Comparison of T<sub>2</sub>-weighted and fluid-attenuated inversion-recovery fast spin-echo MR sequences in intracerebral AIDS-associated disease. *AJNR* 1997 ; 18 : 1601-1609
  - 33) Tsuchiya K, Inaoka S, Mizutani Y, Hachiya J : Fast fluid-attenuated inversion-recovery MR of intracranial infections. *AJNR* 1997 ; 18 : 909-913
  - 34) Hashemi RH, Bradley WG, Chen DY, Jordan JE, Queralt JA, Cheng AE, Henrie JN : Suspected multiple sclerosis : MR imaging with a thin-section fast FLAIR pulse sequence. *Radiology* 1995 ; 196 : 505-510
  - 35) Aprile I, Iaiza F, Lavaroni A, Budai R, Dolso P, Scott CA, Beltrami CA, Fabris G : Analysis of cystic intracranial lesions performed with fluid-attenuated inversion recovery MR imaging. *AJNR* 1999 ; 20 : 1259-1267
  - 36) Okuda T, Korogi Y, Shigematsu Y, et al. : Brain lesions : when should fluid-attenuated inversion-recovery sequences be used in MR evaluation? *Radiology* 1999 ; 212 : 793-798
  - 37) Rovaris M, Comi G, Rocca MA, Cercignani M, Colombo B, Santuccio G, Filippi M : Relevance of hypointense lesions on fast fluid-attenuated in-

- version recovery MR images as a marker of disease severity in cases of multiple sclerosis. *AJNR* 1999 ; 20 : 813-820
- 38) Hittmair K, Mallek R, Prayer D, Schindler EG, Kollegger H : Spinal cord lesions in patients with multiple sclerosis : comparison of MR pulse sequences. *AJNR* 1996 ; 17 : 1555-1565
- 39) Keiper MD, Grossman RI, Brunson JC, Schnell MD : The low sensitivity of fluid-attenuated inversion-recovery MR in the detection of multiple sclerosis of the spinal cord. *AJNR* 1997 ; 18 : 1035-1039
- 40) Hendrick RE, Raff U. Image contrast and noise. In : Stark DD, Bradley WG, ed. *Magnetic Resonance Imaging*. 2nd ed. St Louis, USA : Mosby, 1992 ; 109-144
- 41) Mugler JP III, Brookeman JR : Three-dimensional magnetization-prepared rapid gradient-echo imaging (3D MP RAGE). *Magn Reson Med* 1990 ; 15 : 152-157
- 42) Brant-Zawadzki M, Gillan GD, Nitz W : MR-PAGE : a three-dimensional, T<sub>1</sub>-weighted, gradient-echo sequence-initial experience in the brain. *Radiology* 1992 ; 182 : 769-775
- 43) Holsinger AE, Riederer SJ : The importance of phase-encoding order in ultra-short TR snapshot MR imaging. *Magn Reson Med* 1990 ; 16 : 481-488
- 44) Foo TK, Sawyer AM, Faulkner WH, Mills DG : Inversion in the steady state : contrast optimization and reduced imaging time with fast three-dimensional inversion-recovery-prepared GRE pulse sequences. *Radiology* 1994 ; 191 : 85-90
- 45) Rand S, Maravilla KR, Schmiedl U : Lesion enhancement in radio-frequency spoiled gradient-echo imaging : theory, experimental evaluation, and clinical implications. *AJNR* 1994 ; 15 : 27-35
- 46) Chappell PM, Pelc NJ, Foo TK, Glover GH, Haros SP, Enzmann DR : Comparison of lesion enhancement on spin-echo and gradient-echo images. *AJNR* 1994 ; 15 : 37-44
- 47) Mugler JP III, Brookeman JR : Theoretical analysis of gadopentetate dimeglumine enhancement in T<sub>1</sub>-weighted images of the brain : comparison of two dimensional spin-echo and three-dimensional gradient-echo sequences. *J Magn Reson Imaging* 1993 ; 3 : 761-769
- 48) Li D, Haacke EM, Tarr RW, Venkatesan R, Lin W, Wielopolski P : Magnetic resonance imaging of the brain with gadopentetate dimeglumine-DTPA : comparison of T<sub>1</sub>-weighted spin-echo and 3D gradient-echo sequences. *J Magn Reson Imaging* 1996 ; 6 : 415-424
- 49) van den Hauwe L, Parizel PM, Van Goethem JW, De Schepper AMA : Clinical usefulness of contrast-enhanced MP-RAGE of the brain. *Neuroradiology* 1996 ; 38 : 14-19
- 50) Remonda L, Heid O, Schroth G : Carotid artery stenosis, occlusion, and pseudo-occlusion : first-pass, gadolinium-enhanced, three-dimensional MR angiography - preliminary study. *Radiology* 1998 ; 209 : 95-102
- 51) Huston J, Fain SB, Riederer SJ, Wilman AH, Bernstein MA, Busse RF : Carotid arteries : maximizing arterial to venous contrast in fluoroscopically triggered contrast-enhanced MR angiography with elliptic centric view ordering. *Radiology* 1999 ; 211 : 265-273
- 52) Huston J, Nichols DA, Luetmer PH, Rydberg CH, Lewis BD, Meyer FB, Brown RD, Schleck CD : MR angiographic and sonographic indications for endarterectomy. *AJNR* 1998 ; 19 : 309-315
- 53) Willig DS, Turski PA, Frayne R, Graves VB, Korosec FR, Swan JS, Mistretta CA, Grist TM : Contrast-enhanced 3D MR DSA of the carotid artery bifurcation : preliminary study of comparison with unenhanced 2D and 3D time-of-flight MR angiography. *Radiology* 1998 ; 208 : 447-451
- 54) 大淵真男, 高原太郎, 高橋光幸, 他 : 頸動脈領域の3D造影time-resolved MR angiography. *日医放会誌* 1999 ; 59 : 200-202
- 55) 高原太郎. MRI自由自在. 東京 : メジカルビュー, 1999 ; 179-194
- 56) 山下康行, 満崎克彦, 高橋陸正 : ガドリニウム造影三次元 MR angiography. *日磁医誌* 1999 ; 19 : 384-398
- 57) Wilman AH, Riederer SJ : Improved centric phase encoding orders for three-dimensional magnetization-prepared MR angiography. *Magn*



- Reson Med 1996 ; 36 : 384-392
- 58) Vanninen R, Manninen H, Koivisto K, Tulla H, Partanen K, Puranen M : Carotid stenosis by digital subtraction angiography : reproducibility of the European Carotid Surgery Trial and the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial measurement methods and visual interpretation. AJNR 1994 ; 15 : 1635-1641
- 59) Biller J, Feinberg WM, Castaldo JE, et al.: Guidelines for carotid endarterectomy : a statement for healthcare professionals from a special writing group of the stroke council, American Heart Association. Circulation 1998 ; 97 : 501-509
- 60) Moore WS, Barnett HJM, Beebe HG, et al.: Guidelines for carotid endarterectomy : a multidisciplinary consensus statement from the Ad Hoc Committee, American Heart Association. Circulation 1995 ; 91 : 566-579

## MR Imaging Techniques in Neuroradiology

Makoto SASAKI

*Department of Radiology, Iwate Medical University  
19-1 Uchimaru, Morioka 020-8505*

Recently developed MR imaging techniques, including fast spin echo, fluid-attenuated inversion recovery, T<sub>1</sub>-weighted fast gradient echo, and Gd-enhanced 3D MR angiography, are reviewed. In fast spin echo sequences, blur, pseudo edge enhancement, edge enhancing effect, and ghost may appear depending on T<sub>2</sub>-weighting and discreteness in the k-space. Contrast modifications, such as signal attenuation by off-resonance RF pulses, bright fat on late echoes, low sensitivity to diffusion-mediated susceptibility effects, and delay of the T<sub>1</sub> recovery, are also discussed. Fluid-attenuated inversion recovery is a “moderately” T<sub>2</sub>-weighted sequence with suppression of the CSF signal. With a relatively short repetition time, signal suppression is remarkable in the lesions with relatively long T<sub>1</sub> values, so that a very long repetition time more than 10 s is recommended. On T<sub>1</sub>-weighted spoiled fast gradient-echo sequences, the enhancement effect of parenchymal lesions by gadopentetate dimeglumine is insufficient compared with a T<sub>1</sub>-weighted spin echo sequence. IR-prepared fast gradient-echo sequences, such as MP-RAGE, may solve this problem to some degree, although their T<sub>1</sub> magnetization is difficult to estimate. On Gd-enhanced 3D MR angiography, k-space order, spatial resolution, temporal resolution, and background suppression are crucial to obtain sufficient images. They should be optimized for accurate evaluation of internal carotid artery lesions according to AHA guidelines.