

## 造影 MR angiography における spectrally selective inversion pulse の flip angle の検討

加藤丈司<sup>1</sup>, 富里謙一<sup>1</sup>, 中村亜矢<sup>1</sup>, 阿部雅志<sup>1</sup>,  
渡辺典男<sup>1</sup>, 川村義彦<sup>1</sup>, 岡田進<sup>2</sup>

<sup>1</sup>日本医科大学付属千葉北総病院中央画像検査室 <sup>2</sup>同放射線科

### はじめに

Spectral IR 法は周波数選択的に脂肪織のみに inversion pulse を付加する脂肪抑制法であり, 造影 MRA における脂肪織の信号抑制に有効な方法である<sup>1)</sup>. 今回は spectral IR pulse の flip angle を変化することにより得られる脂肪織の信号変化と抑制効果についてシミュレーションを行い, 臨床において inversion time を短縮して良好な抑制効果を得ることを目的に検討を行ったので報告する.

### 方 法

#### 1. シミュレーションによる検討

Spectrally selective inversion pulse の FA および inversion time (以下, TI と記す) 可変時における脂肪織の信号強度変化を計算した. なお, pulse sequence は enhanced fast spoiled gradient echo を用いた. Spectrally selective inversion pulse は脂肪織にのみ周波数選択的に inversion pulse を付加する方法であり, 今回用いている inversion pulse は FA を可変できるものである.

実際には spectral inversion pulse が各 phase encode ごとに一回実行され, 設定した TI を経てすべての slice encoding が行われる. Data acquisition segment 後に phase encode 量を増加して次の spectral inversion pulse が実行される構成である (Fig. 1). 脂肪織の信号は spectral inversion pulse から data acquisition segment までの TI 間での縦緩和過程により異なる. 本法では脂肪織が定常状態に到達する際に data 収集が行われるので, 信号強度は data acquisition segment における encode order に依存する. したがって, phase encoding は通常の sequential order (k-space の高周波領域, 負の最大値から正の最大値にデータを収集する方法) で行われるが, slice encoding は spectral inversion pulse による脂肪信号の抑制効果をもとに k-space の中心部, すなわち低周波領域から正と負のデータを交互に収集する centric order を用いている.

Enhanced fast spoiled gradient echo (Fast SPGR) における data acquisition segment の最後で脂肪織の spin が steady state に到達していると仮定した場合, 得られる信号強度は次式で近似される<sup>1),2)</sup>.

---

キーワード magnetic resonance imaging, contrast-enhanced MR angiography, spectrally selective inversion pulse

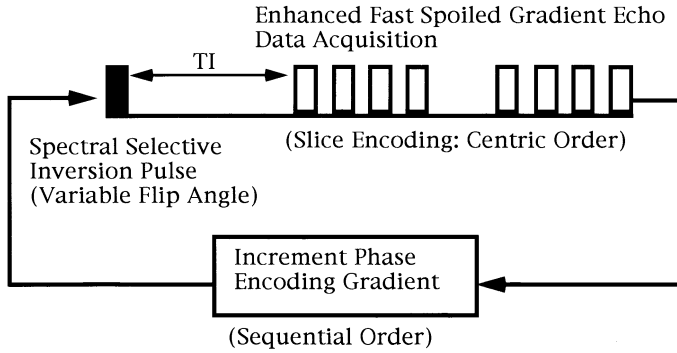


Fig. 1. Schematic diagram of the 3D enhanced fast spoiled gradient echo (Fast SPGR) with spectrally selective inversion pulse. Spectrally selective inversion pulse used variable FA. The TI is measured from the spectrally selective inversion pulse to the first RF excitation pulse of the data acquisition segment. Increment of the phase encoding gradient is followed by a spectral IR pulse and acquisition of all the section encoding data in a centric order.

$$\begin{aligned}
 \text{IFat} = & -N[H] \exp(-TE/T_2^*) \\
 & \times \frac{1 - \exp(-TR/T_1)}{1 - \exp(-TR/T_1) \cos \alpha} \\
 & \times \cos \alpha \text{ sp} \cdot \exp(-TI/T_1) \\
 & + N[H] \exp(-TE/T_2^*) \\
 & \times [1 - \exp(-TI/T_1)]
 \end{aligned}$$

ここで  $T_1$  は組織の  $T_1$  値 (ms),  $T_2^*$  は組織の  $T_2^*$  値 (ms),  $N[H]$  は組織のプロトン密度,  $\alpha$  は flip angle (degree), TI は spectral inversion pulse から data acquisition segment までの時間(ms)を示す.  $\alpha \text{ sp}$  は spectral inversion pulse の flip angle (degree) を示す.

シミュレーションに用いた撮像条件は  $TR = 7 \text{ ms}$ ,  $FA = 30 \text{ degree}$ ,  $TI = 0 \sim 600 \text{ ms}$ ,  $\alpha \text{ sp} = 90 \sim 180 \text{ degree}$  とし, 脂肪織の値は  $T_1 = 284 \text{ ms}$ ,  $N[H] = 0.90$  とした<sup>3)</sup>. なお,  $TE \ll T_2^*$  と仮定した<sup>1),2)</sup>.

## 2. 撮像による検討

シミュレーションの結果をもとにして臨床に

おいて撮像を行った. Spectral inversion pulse の FA 180 (TI 36-40 ms) および 127 degree (TI 24 ms) において腹部造影 MRA を施行した 16 症例 (平均年齢  $56.2 \pm 5.4$  歳, 男性 10 名, 女性 6 名) を対象に比較検討した. なお, 撮像はインフォームドコンセントを得て行った.

それぞれ得られた原画像上で筋肉(中殿筋), 脂肪織(腹腔内)および腹部大動脈(大動脈分岐直上)の信号強度を測定した. これらの信号強度を background (本来信号が得られないと考えられる位相方向の体外の空気の部分, 腸骨上縁の高さで測定)の信号強度の標準偏差で除した値を SNR (signal-to-noise ratio) として求め, 各部位ごとに平均値を算出した.

なお, 使用機種は超伝導型 MR 装置 Signa Horizon (GE 社, 静磁場強度 1.5T) である. その他の撮像条件は enhanced fast spoiled gradient echo,  $TR = 6.8 \sim 7 \text{ ms}$ ,  $TE = 1.3 \sim 1.8 \text{ ms}$ ,  $FA = 30 \text{ deg}$ , matrix  $256 \times 128$ , slice thickness  $3 \sim 3.4 \text{ mm}$ , 32 partition, acquisition 1,

造影 MRA における spectral IR の FA

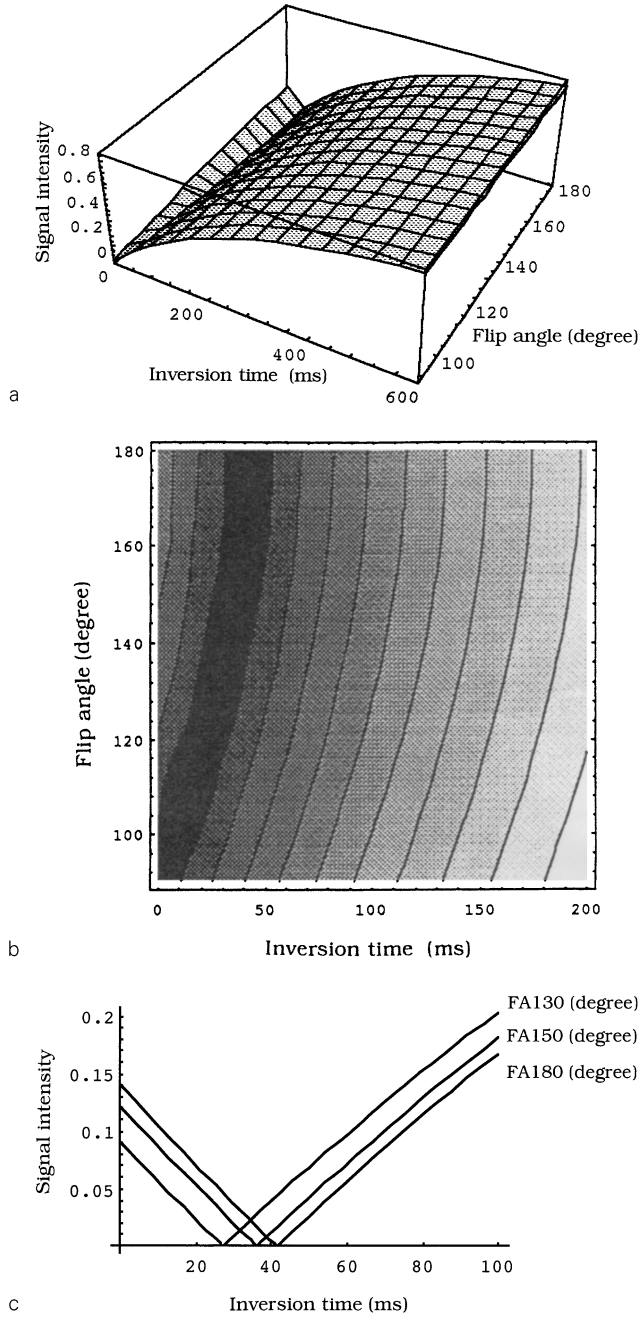


Fig. 2. Changes in signal intensity for the fat at variable TI and FA 3D surface graphics (a), level curves : white areas show higher values, while deeper black areas show lower values according to the density (b), changes in signal intensity for the fat at variable TI and at FA of 130, 150, 180 degrees (c). Bounce point for the fat was more prolonged for greater FA, but was shortened for smaller FA.

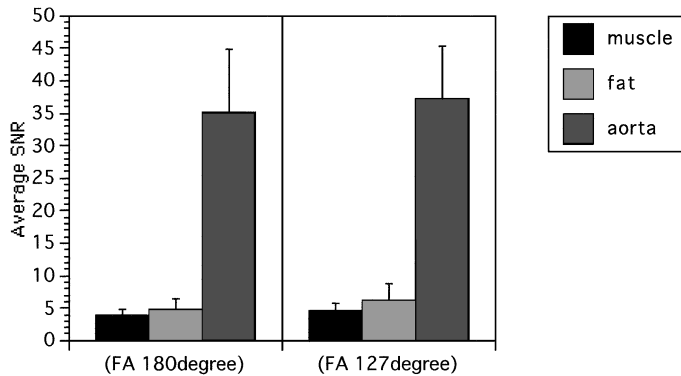


Fig. 3. Average and standard deviation of SNR of each tissue were shown. There were no significant differences of SNR in each tissue due to the differences at FA and TI (fat :  $p=0.22$ , muscle :  $p=0.41$ , aorta :  $p=0.65$ ). At TI 24 ms (FA 127 deg), a nearly similar suppression effect was found in fat tissue.

FOV 36~48 cm, body coil を使用し, Gd-DT-PA20 ml に生食を加えて総量 40 ml とし, MR 造影剤注入装置 (根本杏林堂製 MR-S50) で 1 秒間に 2 ml の速度で静注しつつ coronal plane にて 20 秒で撮像した. なお, 撮像開始時間の決定にはあらかじめテスト造影を行い, それを参考に決定した.

## 結 果

### 1. シミュレーションによる検討

Fig. 2 に spectrally selective inversion pulse の FA および inversion time 可変時における脂肪織の信号強度変化を示す. 脂肪織の信号強度は spectrally selective inversion pulse の FA と TI に依存して変化した. Bounce point に注目すると spectrally selective inversion pulse の FA が小さくなるほど短縮し, 逆に FA が大きいほど延長した. FA130 deg における脂肪の bounce point は約 25 ms であった. (なお, 今回用いた条件下の最短 TI は 24 ms で, この値が bounce point となる FA は 127 degree であった.)

### 2. 撮像による検討

Fig. 3 に各組織の SNR 平均値を示す. 各組織の SNR は spectral inversion pulse の FA, TI の違いで有意差は認められなかった (脂肪 :  $p=0.22$ , 筋肉 :  $p=0.41$ , 腹部大動脈 :  $p=0.65$ ). FA 127 degree (TI 24 ms) で 180 degree (TI 36~40 ms) とおおむね同様の脂肪抑制効果が得られた.

臨床例を提示する. Fig. 4 は 62 歳男性, 閉塞性動脈硬化症の症例で, spectral inversion pulse, FA 127 degree (TI 24 ms) において撮像した腹部 MRA の原画像および MIP 像である. 左総腸骨動脈起始部から大腿動脈にかけて高度狭窄が, 右外腸骨動脈から大腿動脈にかけても狭窄が認められる. 脂肪抑制効果に関しては, FOV の辺縁部において一部に抑制不良な箇所がみられるが, おおむね良好な抑制効果が得られた. Fig. 5 は 64 歳男性, 腹部大動脈瘤 (バイパスグラフト置換術後) の症例である. 本例においても脂肪抑制効果は良好で明瞭な画像が得られた.

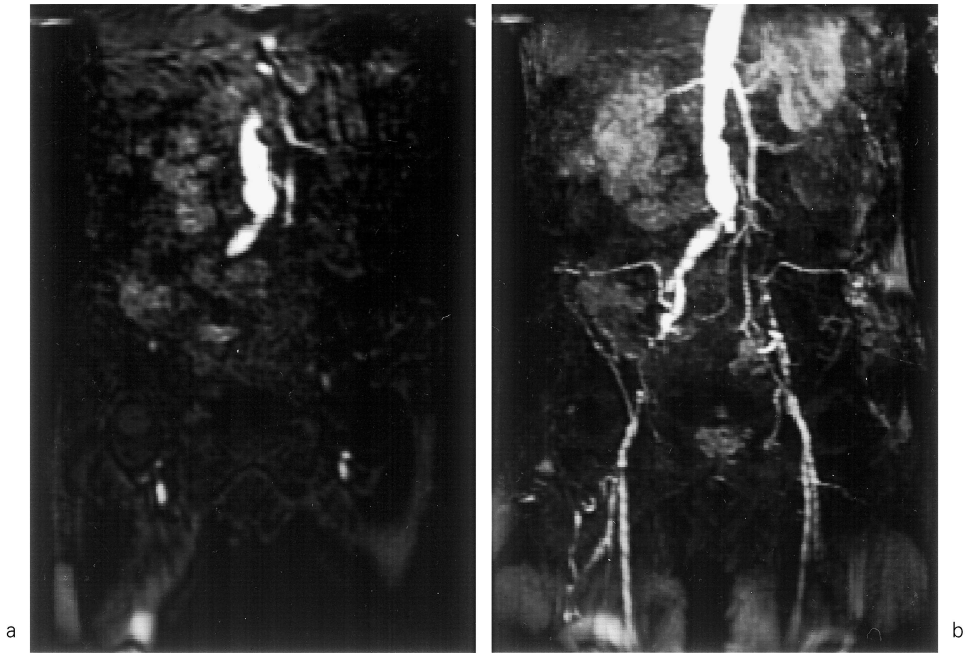


Fig. 4. A 62-year-old man with arteriosclerosis obliterans  
 These are the images of the original image (a) and the MIP (b) taken at TI 24 ms (FA 127 deg).  
 A strong constriction from the left origin of common iliac artery to femoral artery and a constriction from right external iliac artery to femoral artery were observed. Some poorly suppressed sites were partially seen at a peripheral part of FOV, but as an overall observation a good suppression effect was obtained.

## 考 察

造影 MRA の血管コントラストは主に造影剤の  $T_1$  短縮効果によって得られるため、撮像時間を短縮して局所の造影剤濃度を高めることは画質向上を図る上で重要な課題である<sup>4)~6)</sup>。また、造影 MRA における問題点としては、特に脂肪等の  $T_1$  値が短い組織の信号が上昇することが挙げられる。腹部、骨盤領域の撮像では血管の周囲に脂肪が存在するため、artifact を生じやすく、特に細小血管の描出能力を向上させるには、脂肪信号を抑制することは必須である。FATSAT (CHESS) は脂肪織にのみ周波数選択的に 90 度 pulse を付加する方法であり、高い脂肪抑制効果が得られるが、その反面、各

TR ごとに RF pulse が実行されるため、撮像時間が延長するという欠点がある。この点、脂肪信号の抑制に関してはこれまでも幾つかの方法が用いられているが<sup>7),8)</sup>、現時点で spectral IR 法が有効な方法と思われる。その理由としては以下の点が挙げられる。第 1 に脂肪織にのみ周波数選択的に抑制 pulse が加えられるため、その他の組織（特に造影 MRA では血液）の信号に影響を与えない点である。第 2 に centric order を用いることで、より少ない RF pulse で効果的に抑制が行える点である<sup>1)</sup>。

シミュレーションから脂肪織の信号強度は spectral inversion pulse の FA と TI に依存して変化する結果が得られた。特に bounce point に注目すると、FA が大きい場合には延

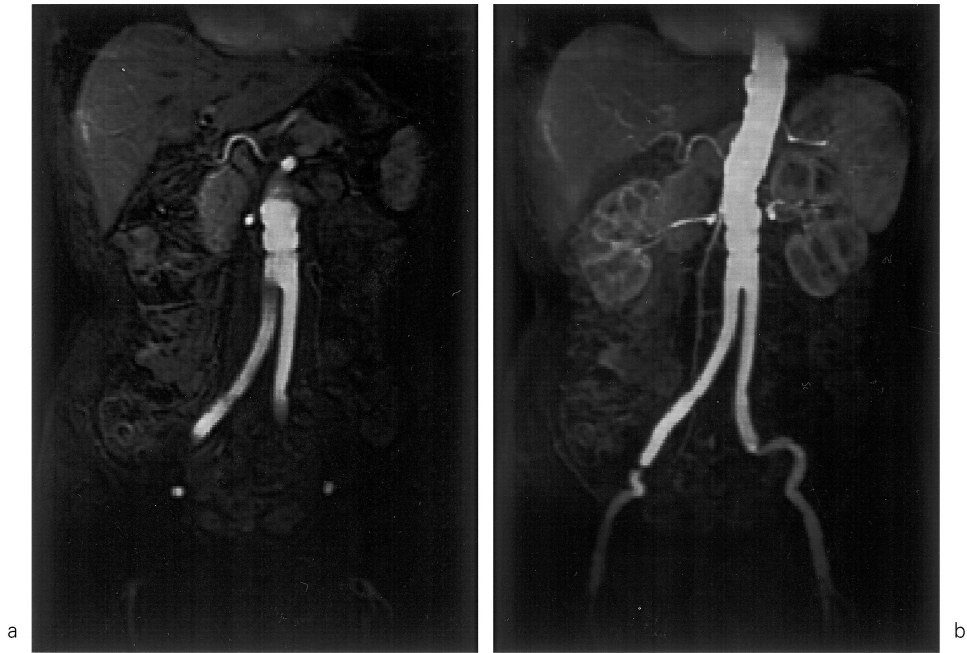


Fig. 5. A 65-year-old man with abdominal aneurysm (after the bypass grafting replacement therapy). These are the images of the original image (a) and the MIP (b) taken at TI 24 ms (FA 127 deg). Clear graft images showing a good fat suppressed effect were obtained.

長を示し、逆に FA が小さいと短縮する結果となった。この原因としては大きい FA では縦磁化成分が大きくなり (180 deg で最大となる)、この状態で縦緩和が生じるため、縦磁化が bounce point に到達するまでに時間がかかるためと考えられる。これに対して小さい FA では縦磁化は完全に反転されず、ある程度回復した状態と同様になり、縦磁化が bounce point に到達するまでの時間が短縮されるためである。今回の検討結果から spectrally selective inversion pulse の FA を小さく設定することで TI を短縮し、かつ同様の脂肪抑制効果を得ることが可能と考えられる。

Fig. 3a, b のグラフから bounce point を最も短縮できる FA は 90 度であるが、実際には spectrally selective inversion pulse を印加してから data 収集までには時間が必要なので、FA

を 90 deg に設定した場合、縦磁化がある程度回復して良好な抑制効果が得られなくなると考えられる。したがって、実際には使用可能な最短 TI に合わせた FA の設定が有用となる。本装置では設定可能な最短 TI は、その他の撮像条件 (FOV 等) にも依存しており、今回用いた TI 24 ms はこの条件下での最短値であった。

臨床においては、FA180 deg (TI 36~40 ms) と 127 deg (TI 24 ms) で脂肪織の信号に有意な差は認められず、127 deg で良好な抑制効果を得ることが可能であった。また、周波数選択的に抑制 pulse が付加されており、筋肉および大動脈については、FA の違いに伴う信号変化もほとんど認められなかった。以上の結果から、spectrally selective inversion pulse の FA と TI の最適化により、TI を短縮しつつ良好な脂肪抑制効果が得ることができた。なお、

臨床において、シミュレーションのように脂肪信号を完全に抑制できない理由としては、data acquisition 間における縦緩和の影響が考えられ、この点についてはさらに検討が必要と思われる。

### ま と め

1. Spectrally selective inversion pulse の FA を変化することにより得られる脂肪織の信号変化と抑制効果についてシミュレーションを行い、臨床において inversion time を短縮して良好な抑制効果を得ることを目的に検討を行った。
2. Spectrally selective inversion pulse の FA および inversion time 可変時における脂肪織の信号強度変化を計算した。脂肪織の信号は spectrally selective inversion pulse の FA と TI に依存した。Bounce point は FA が小さいほど短縮し、逆に大きい FA では延長を示した。FA 130 deg における脂肪の bounce point は約 25 ms であった。
3. 臨床においては FA 127 deg, TI 24 ms で FA 180 deg, TI 36~40 ms とおおむね同様の脂肪抑制効果が得られた。Spectrally selective inversion pulse の FA の最適化によって TI を短縮し、なおかつ良好な抑制効果が得られた。

### 文 献

- 1) 加藤丈司, 川村義彦: Spectral Selective Inversion Pulse を併用した造影三次元 MR angiography. 日放技学誌 1998; 54: 624-629
- 2) Foo TKF, Sawyer AM, Faulkner WH: BSRT: Inversion in the steady state: contrast optimization and reduced imaging time with fast three-dimensional inversion recovery-prepared GRE pulse sequence. Radiology 1994; 191: 85-90
- 3) Szumowski J, Simon JH. Fat and water signal separation methods. In: Stark DD, Bradley WG, eds. Magnetic Resonance Imaging. 3rd ed. St. Louis, USA: Mosby-Year Book, 1992: 159-179
- 4) Prince MR: Gadolinium-enhanced MR aortography. Radiology 1994; 191: 155-164
- 5) 加藤丈司, 伊藤公一郎, 田島なつき, 他: Gd-DTPA 造影 3D MR angiography における血管描出能との撮像パラメータの実験的検討. 日磁医誌 1995; 15: 115-125
- 6) 山下康行, 満崎克彦, 高橋睦正: ガドリニウム造影三次元 MR angiography. 日磁医誌 1999; 19: 384-398
- 7) 加藤丈司, 川村義彦, 伊藤公一郎: IR preparation Fast SPGR を用いた Gd-DTPA 持続静注 3D MR angiography の撮像パラメータの検討. 日放技学誌 1996; 52: 747-752
- 8) 加藤丈司, 川村義彦: Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo を用いた造影 3D MR angiography—血流背景信号の抑制を目的とした緩和回復期の検討—。日放技学誌 1998; 54: 1-6

## Optimal Flip Angle in Spectrally Selective Inversion Pulse for Contrast-enhanced MR Angiography

Joji KATO<sup>1</sup>, Kenichi TOMISATO<sup>1</sup>, Aya NAKAMURA<sup>1</sup>,  
Masashi ABE<sup>1</sup>, Tsuneo WATANABE<sup>1</sup>, Yoshihiko KAWAMURA<sup>1</sup>,  
Susumu OKADA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Medical Imaging Center, <sup>2</sup>Department of Radiology, Nippon Medical School, Chiba Hokusoh Hospital  
1715, Kamakari, Inba-mura, Inba-gun, Chiba 270-1613

Spectrally selective inversion recovery (Spectral IR) technique is a method of fat suppression used to provide an additional Spectral IR pulse to just fat tissue in a selected frequency. It is an effective technique for fat suppressed contrast MR angiography. We examined the changes in fat suppression intensity and the suppression effect on fat tissue through both clinical and simulation studies. Our aim was to reduce the inversion time (TI) of Spectral IR pulse. We found that the bounce point for the fat was more prolonged with a greater flip angle (FA) of the Spectral IR pulse, but was shortened for a smaller FA. A fat suppression effect at TI 24 ms (FA 127 degrees) that was nearly the same as that of TI 36 ms-40 ms (FA 180 degrees) was obtained. A good suppression effect at a reduced TI was also clinically obtained by optimizing the FA in Spectral IR pulse.