

## マルチスライス高速スピニエコー画像における magnetization transfer contrast の影響

佐々木真理<sup>1</sup>, 曽根美雪<sup>1</sup>, 江原茂<sup>1</sup>, 玉川芳春<sup>1</sup>,  
小川彰<sup>2</sup>

<sup>1</sup>岩手医科大学中央放射線部    <sup>2</sup>同 脳神経外科

### はじめに

高速スピニエコー (fast spin echo : FSE) をマルチスライスで撮像すると magnetization transfer contrast (MTC) 効果によって脳実質, 筋肉などの信号が抑制されることが最近報告された (Fig.1)<sup>1~4)</sup>. しかし, 現在この現象は広く知られておらず, MTC に影響を与える因子も十分に解明されていない。今回, FSE の撮像条件が MTC 効果に及ぼす影響について検討し, また脳腫瘍を対象に FSE を用いた MTC の定量評価を試みた。

### 対象, 方法

対象は健常人ボランティア 3 名 (33~38 歳, 男性 1 名, 女性 2 名), 脳腫瘍の患者 16 名 (12~75 歳, 男性 10 名, 女性 6 名) である。脳腫瘍の内訳は神経膠腫 6 名, 隹膜腫 5 名, 神経鞘腫 1 名, 下垂体腺腫 2 名, 転移性脳腫瘍 1 名, 海綿状血管腫 1 名である。

使用装置は 1.5-T 超伝導型装置 (Signa advantage, GE) である。

ボランティアによる検討では, 脳実質の信号低下が MTC によるものであることを確認する目的で, 生理食塩水および植物油を満たした径 10mm の試験管を被検者と同時に撮像した。使用シークエンスは FSE 3000/17/1 (TR/effective TE/excitation) で, スライスギャップ間隔 (40, 50, 70, 100, 150, 200%), スライス数 (5, 9, 13, 17), echo train length(ETL) (2, 4, 8, 16), echo spacing (ESP) (13, 17, 22ms) を変化させて撮像した。また two-contrast FSE (3000/17, 102/1) との比較も行った。いずれの場合もマルチスライスの画像を撮像した後, 中心スライスと同部位のシングルスライスの画像を撮像した。どの撮像もスライス厚は 5mm, FOV は 220mm, マトリックスは 256×192 で, transmit gain, receive gain は固定とした。また, slice 励起の順序はいずれも interleave である。

得られた画像の各部位の信号強度を測定し, 下記の式を用いて magnetization transfer rate (MTR :  $M_R$ ) を求めた。

$$M_R = \frac{M_s - M_m}{M_s}$$

**キーワード** fast spin echo, magnetization transfer contrast, brain tumor

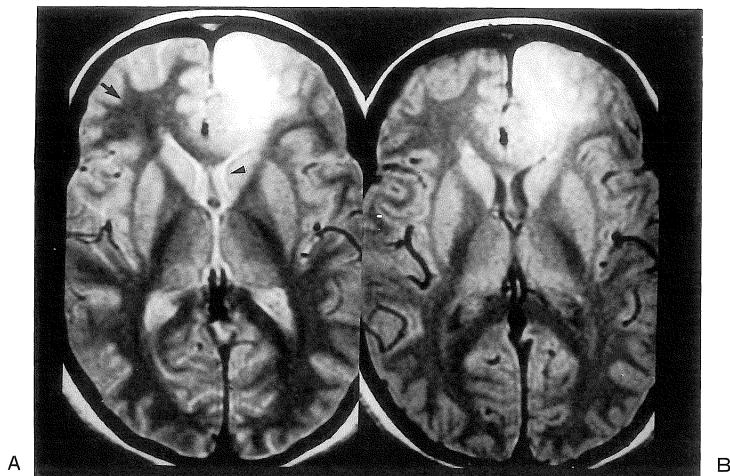


Fig.1. Axial proton density weighted images (3000/17) of a 48-year-old woman with low grade astrocytoma.

On the fast spin echo (FSE) image (A), signal intensity of the white matter is lower (arrow), and that of CSF is higher (arrowhead) than on the conventional spin echo image (B). The contrast of the intraaxial mass in the left frontal lobe is also higher on the FSE image. The window width is fixed in both images.

$M_s$  : signal intensity on single slice images

$M_m$  : signal intensity on multislice images

なお、MTC効果に影響を与える重要なパラメーターにRFのオフセット周波数があるが、これはスライスギャップ間隔に左右される。スライス選択のオフセット周波数は

$$\Delta f = \gamma G_z \cdot \text{slice offset}$$

$$= \frac{\text{band width}}{\text{slice thickness} \cdot \alpha} \cdot (\text{slice thickness} + \text{interslice gap})$$

$\gamma$ :Lamor周波数,  $G_z$  : slice gradient

slice offset : slice thickness + interslice gap

$\alpha$  : RF profile の補正係数

で表すことができる<sup>1)</sup>。従って、スライス選択のオフセット周波数は傾斜磁場強度とスライスオフセット、またはRFのバンド幅とスライスギャッ

プ間隔の関数であるということができる。今回の撮像条件下での傾斜磁場強度は0.306gauss/cmであり、スライスギャップ間隔40, 50, 70, 100, 150, 200%の場合のオフセット周波数はそれぞれ912, 977, 1108, 1303, 1629, 1955Hzに相当することが予想される。

脳腫瘍の患者では、通常使用しているtwo-contrast FSE : 3000/17, 102/1 (TR/effective TE/excitation), 8 ETL, 17スライス, 5mm厚, 50%スライスギャップ間隔, FOV 22cm, マトリックス256×192の条件で撮像した後、腫瘍を通る断面の同一条件のシングルスライスFSEの撮像を行い、腫瘍組織のMTRを算出した。

## 結 果

## 高速スピンエコーのMTC効果

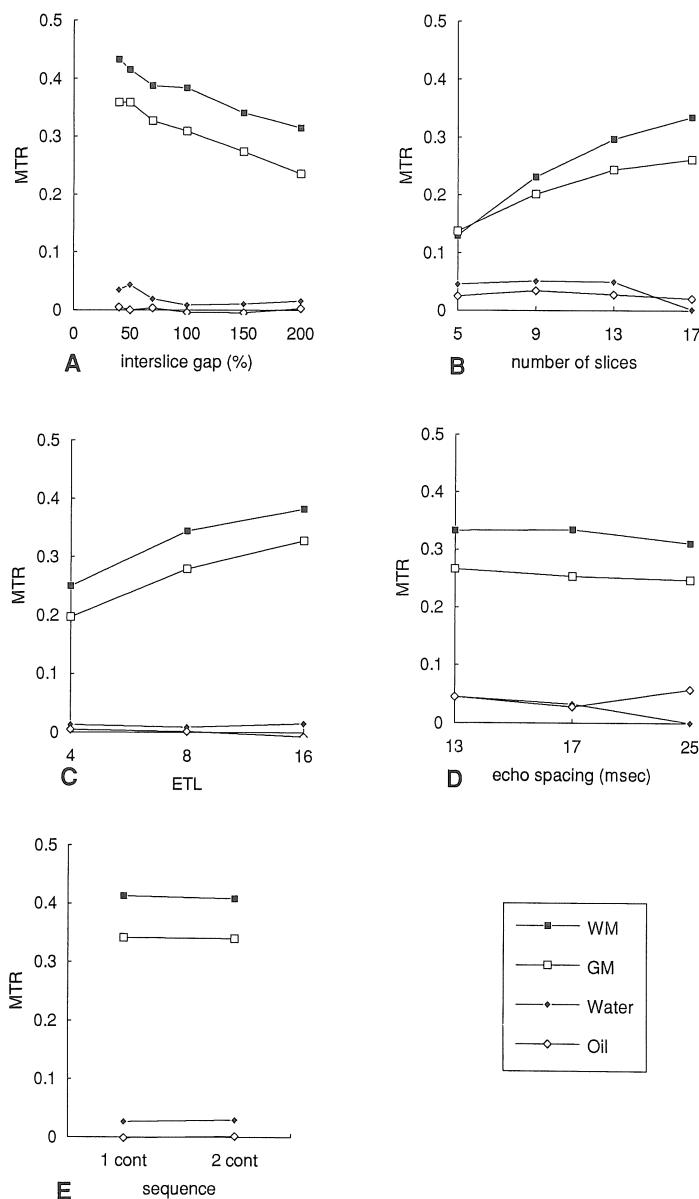


Fig.2. Relationship between magnetization transfer rate and imaging parameters : interslice gap (A), number of slices (B), echo train length (C), echo spacing (D), and sequences (E).

Scan parameters are as follows. TR : 3000 ; excitation : 1 ; slice thickness : 5mm ; matrix size :  $256 \times 192$  ; effective TE : 17 (A, B, C, E) ; ETL : 16 (A, E) or 8 (B, D) ; number of slices : maximum odd number (A, C, D, E) ; interslice gap : 50% (B, C, D, E). (closed squares : white matter ; open squares : gray matter ; closed diamonds : saline in the test tube ; open diamonds : vegetable oil in the test tube ; 1 cont : one contrast FSE ; 2 cont : two-contrast FSE.)

Table 1. Magnetization Transfer Rate of Brain Tumor and of Normal Brain Tissue

Tumor, brain tissue	Magnetization transfer rate*	
	No. of cases	Mean±S.D.
Glioma, low grade	3	0.16±0.05
high grade	3	0.18±0.03
Meningioma	5	0.21±0.01
Neurinoma	1	0.20
Pituitary adenoma	2	0.19
Metastasis	1	0.14
Cavernous malformation	1	0.13
Cystic component of tumor	4	0.03±0.02
White matter	16	0.33±0.02
Gray matter	16	0.26±0.02

$$* \text{Magnetization transfer rate} : M_R = \frac{M_s - M_m}{M_s}$$

$M_s$  : signal intensity on single slice images

$M_m$  : signal intensity on multislice images

### ボランティアの検討

スライスギャップ間隔が狭いほど、スライス数が多いほど、ETL が大きいほど白質、灰白質の MTR は上昇した (Fig.2A, 2B, 2C)。一方 echo spacing が異なっても白質、灰白質の MTR はほぼ同一であった (Fig.2D)。また、single-contrast FSE と two-contrast FSE の白質、灰白質の MTR もほぼ同一であった (Fig.2E)。

### 脳腫瘍患者の検討

腫瘍組織の MTR はいずれも白質、灰白質より低い値を呈したが (Table 1)，髄膜種では比較的高い値を呈し (Fig.3)，海綿状血管腫 (Fig.4)，転移性腫瘍では比較的低い値を呈した。神経膠腫の MTR は多彩な値を呈した。囊胞成分の MTR はいずれも低値を呈した (Table 1)。

### 考 察

今回の検討で日常使用されているマルチスライス FSE 自体が MTC 画像である事が確認できた。FSE において脳実質（特に白質）や筋肉，

腱，軟骨<sup>3)</sup>の信号が SE に比し低下してみえるのは MTC の影響と考えられるし、プロトン密度強調画像にて脳脊髄液の信号が相対的に高く見えることも MTC の影響が大きいと考えられる。また、T<sub>2</sub>強調画像において脊髄や馬尾が明瞭に認められること<sup>1)</sup>、脂肪が高信号となることにも一部 MTC 効果が関与していると考えられる。さらに FSE では従来の SE に比し、腫瘍、梗塞巣、脱髓巣等の多くの病変のコントラストが強調されている事が予想される。

一般に MTC 画像は共鳴周波数 (on resonance) または共鳴周波数以外 (off resonance) の presaturation RF を照射する事によって得られる。マルチスライス FSE における MTC 効果の成因は、他スライスの RF が off resonance RF として作用する為と考えられる。実際には、スライス枚数が n+1 枚 (n は偶数) で、隣合うスライスを励起する RF の周波数差が△f の場合、中心スライスに対して、オフセット周波数が

$$-\frac{n}{2} \Delta f, \dots, -2 \Delta f, -\Delta f, \Delta f, 2 \Delta f, \dots, \frac{n}{2} \Delta f$$

である RF の総和が presaturation として作用することになる。即ち、スライスギャップ間隔やスライス数等に依存した異なるオフセット周波

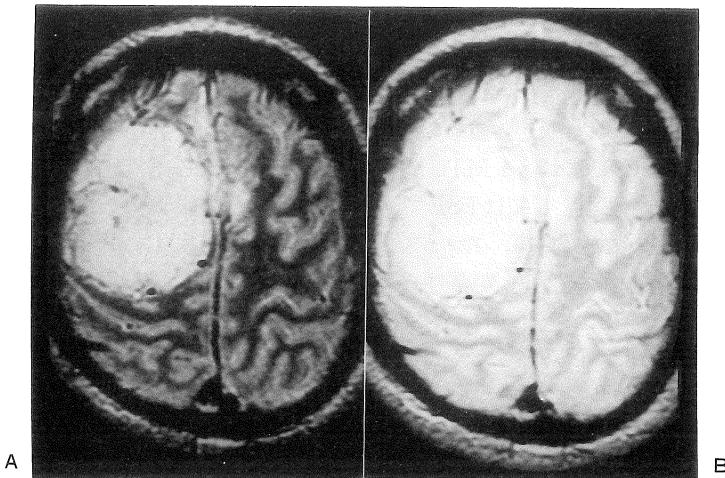


Fig.3. Axial proton density weighted images (3000/17) of a 46-year-old man with meningioma. On the multislice image (A), signal attenuation of the tumor as well as the brain tissue is evident when compared with the single slice image (B). Window width and depth are fixed in both images.

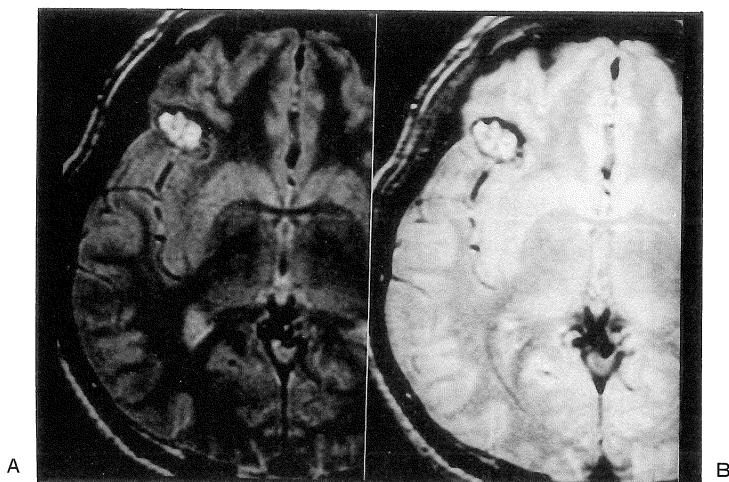


Fig.4. Axial proton density weighted images (3000/17) of a 35-year-old man with cavernous malformation. Signal attenuation of the mass is not prominent on the multislice image (A) when compared with the single slice image (B).

数をもつ RF の総和が MTC に関与する点で従来の单一 off resonance RF を用いる MTC とは異なっているといえる。なお、通常のマルチスライス SE でも同様の効果がわずかながら認められる事が知られているが<sup>5)</sup>、FSE における MTC 効果はより強力である。この理由としては FSE では繰り返し時間内の RF の数が多い事、スライス選択のオフセット周波数が小さいことが挙げられる<sup>1)</sup>。

FSE における MTC 効果に影響を与える因子は複雑で、現在完全には解明されていないが、スライス枚数、ETL が関与する事が報告されており<sup>1)</sup>、今回の検討でもこれを裏付ける結果となった。スライス枚数と ETL の MTC 効果に与える影響は厳密には異なり、ETL が増加すると単に RF の数が増加するが、スライス枚数が増加するとより大きなオフセット周波数の RF が増加する事となる。また、今回オフセット周波数と密接に関係するスライスギャップ間隔の関与について新たに検討したが、スライスギャップ間隔を小さくすると、即ちオフセット周波数を小さくすると MTR は大きくなつた。以上の結果より、FSE の画像のコントラストはスライス枚数、ETL の他のスライスギャップ間隔などのオフセット周波数に関与する因子の影響を受けているといえる。同一の機種でもこれらの条件が異なる画像ではコントラストの違いに注意をはらわなければいけないが、逆に意識的に MTC 効果の強い画像を得る事も可能となる。

FSE の MTC 画像には T<sub>1</sub>緩和の情報を十分含んでいるプロトン密度強調画像が適しており、一方 MTC 効果の強い画像を撮像するには大きな ETL を用いる必要がある。一般に ETL を大きくすると、k-space 上の信号の不均一に基づく種々の artifact が強調され、特にプロトン強調画像の画質の劣化が目立つようになる<sup>1),6),7)</sup>。Higichi らの two-contrast FSE<sup>8)</sup>はその解決法のひとつであるが<sup>6),7)</sup>、今回の study では同一 ETL の single-contrast FSE, two-contrast FSE 間にて MTR の有意な差を認めなかつた。

従って大きな ETL でも two-contrast FSE を用いることで MTC 効果が強く artifact が少ない画像を得ることができる。

最近 MTC を腫瘍組織の tissue characterization に応用する試みがなされており、MTC 画像が腫瘍の質的診断の一助となる可能性が示唆されている<sup>9)</sup>。しかし、FSE における MTC 効果を利用して MTC の程度の定量的評価を試みた報告は未だ無い。MTC は膠原線維の量や腫瘍細胞核の量や性状（すなわち悪性度）を反映すると考えられており、脳腫瘍の中でも髓膜腫や悪性神経膠腫にて MTC 効果が強い事が報告されている<sup>9)</sup>。今回の検討でも従来の報告とおおむね同様の傾向が認められ、FSE を用いた MTC でも従来法の MTC 画像と同様に MTC の定量評価が可能であると思われた。FSE を用いた MTC は、影響する因子が複雑ではあるが、FSE の撮像可能な装置であれば強力な presaturation RF を用いることなしに容易にかつ短時間で MTC 効果を判定できる点で、従来の MTC 撮像法に比し優れていると考える。

## 結 語

マルチスライス FSE が従来の MTC 画像と同様のコントラストを持つ事が明らかとなった。さらに、通常のマルチスライス FSE の撮像にシングルスライス FSE を追加するだけで各組織の MTC の定量評価が可能であった。本法は病変の存在診断、質的診断の一助になると考えられた。

## 文 献

- 1) Listerud J, Einstein S, Outwater E, Kressel HY : First principles of fast spin echo. Magn Reson Quart, 8 : 199-244, 1992.
- 2) Melki PS, Mulkern RV : Magnetization transfer effects in multislice RARE sequences. Magn Reson Med, 24 : 189-195, 1992.
- 3) Mulkern RV, Melki PS, Williams ML, et al. : Incidental magnetization transfer effects in multislice FSE imaging of the musculoskeletal

- system. SMRM Abstracts, # 323, 1992.
- 4) 佐々木真理, 曽根美雪, 玉川芳春, 小川 彰: Fast spin echo を用いた中枢神経の magnetization transfer contrast. 第 21 回日本磁気共鳴医学会大会講演抄録集, 13 : 206, 1993.
  - 5) Dixon WT, Engels H, Castillo M, Shandashti M : Incidental magnetization transfer contrast in standard multislice imaging. Magn Reson Imaging, 8 : 417, 1990.
  - 6) 曽根美雪, 佐々木真理, 吉岡芳親, 他: 骨関節の高速スピニエコー画像における“ぼけ”とその対策.
  - 7) 佐々木真理, 曽根美雪, 他: Fast spin echo における pseudo-edge enhancement. 日磁医誌 14 : 62-66, 1994.
  - 8) Higuchi N, Oshio K, Momoshima S, et al. : Two contrast RARE : A fast spin density and T<sub>2</sub>-weighted imaging method. SMRI Abstracts, # 147, 1991.
  - 9) Lundbom N : Determination of mangnetization transfer contrast in tissue : An MR imaging study of brain tumors. AJR, 159 : 1279-1285, 1992.

## Magnetization Transfer Contrast Effect on Multislice Fast Spin Echo

Makoto SASAKI<sup>1</sup>, Miyuki SONE<sup>1</sup>, Shigeru EHARA<sup>1</sup>,  
Yoshiharu TAMAKAWA<sup>1</sup>, Akira OGAWA<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Center for Radiological Sciences and <sup>2</sup>Department of Neurosurgery Iwate Medial University  
Uchimaru 19-1, Morioka 020

Magnetization transfer contrast (MTC) on fast spin echo (FSE) images was evaluated in normal brain tissue as well as in brain tumors to better understand contrast of FSE images. On multislice FSE images, attenuation of the signal intensity of brain tissue due to MTC is observed. The rate of MTC (MTR) is obtained by comparing with additional single slice images. The effect of signal attenuation is greater on images with smaller interslice gap, larger number of slices, and longer echo train length. MTR of brain tumors is less than that of normal brain tissue. Among them, meningiomas have relatively high MTR, and cavernous malformation has relatively low MTR. Determination of MTC can be easily specified by obtaining multislice and single slice FSE images, and it may help differentiate brain tumors.