

Spin echo 信号における Flip angle と Contrast との関係についての解析

加藤 勤 (関西医大放射線科)	田中敬正 (同上)
澤田 敏 (同上)	山内康雄 (関西医大脳外科)
野口由美 (同上)	稲垣隆介 (同上)
吉田正徳 (同上)	野口 隆 (三洋電機)
宇田光伸 (同上)	八田純一 (三洋電機)
河 相吉 (同上)	

キーワード

Spin echo, flip angle, contrast

1. はじめに

Flip Angle (以下 FA) は従来の MR 撮像法では最も強い信号が得られる角度(通常 90 度前後)に設定されてきた。しかし、最近、FA を変えることによって、優れた contrast を有する MR 像を得られることが報告¹⁾されている。ところが、FA と contrast との関係については十分に検討されているとはいえず、いくつかの報告^{2),3)}が散見されるにすぎない。今回、spin echo (以下 SE) 信号を用いて、FA が contrast にどのような影響を与えるかについて合成画像や contrast map

を用いて検討した。また、同時に SE 信号のパラメーターである水素原子密度 (以下 ρ)、 $T_1 \cdot T_2$ 値と FA との関係についても各々解析し、その臨床応用が可能であることを示唆する結果を得たので報告する。

2. 方 法

使用した MR 装置は、三洋電機製永久磁石型 0.15 T (tesla) であり、spin echo 法で FA を変えた場合の contrast を合成画像ならびに contrast map で検討した。合成画像は、SE (500, 40 ms)、SE (2000, 40 ms)、SE (2000, 80 ms)

$$I(SE) \propto \rho \times \exp(-TE/T_2) \times \frac{\sin(\theta) \times \{1 - 2 \exp[-(TR - TE/2)/T_1] + \exp(-TR/T_1)\}}{1 + \cos(\theta) \times \exp(-TR/T_1)}$$

I = signal intensity, ρ = proton density, θ = Flip angle

TR = repetition time, TE = echo time

Fig. 1

Typical Values for Tissue Parameters Used in the Study

Tissue	Relative proton density	T ₁ (ms)	T ₂ (ms)
Gray matter	1.0	500	100
White matter	0.9	300	80

Table 1

$$\text{contrast index} = \frac{|I(A) - I(B)|}{\{|I(A)| + |I(B)|\} / 2}$$

I(A) = Signal Intensity of Tissue A

I(B) = Signal Intensity of Tissue B

Fig. 2

の画像を実際に撮像した各ピクセル毎の ρ , T₁, T₂ 値を Fig. 1 の式を用いて求め、次に各 TR (repetition time), TE (echo time) の条件での像を, Fig. 1 の式を用いて作製した. 検討の対象としては, 正常脳の白質と灰白質を用いた (Table 1). 両組織間の contrast は contrast index (Fig. 2: 以下 CI) で定義し, FA との関係は contrast map を用いて解析した. contrast map は縦軸に FA, 横軸に TR をとり, CI を色調の濃淡で表示したものである. また, FA が ρ , T₁・T₂ 値のどのパラメータに参与して contrast に変化を与えているのかを, SE 信号をそれぞれのパラメータ毎に分けて検討した (Fig. 3).

$$I(\text{SE}) \propto \text{Component } (\rho) \times \text{Component } (T_2) \times \text{Component } (T_1)$$

$$\text{Component } (\rho) = \rho$$

$$\text{Component } (T_2) = \exp(-TE/T_2)$$

$$\text{Component } (T_1) = \frac{\sin(\theta) \times \{1 - \exp\{-(TR - TE/2)/T_1\} + \exp(-TR/T_1)\}}{1 + \cos(\theta) \times \exp(-TR/T_1)}$$

Fig. 3

3. 結果

静磁場強度 0.15 T, TE=40 ms の条件下で FA と TR を変化させた場合, 脳の灰白質と白質との contrast が如何なる変化を示すかについて, 合成画像で検討した. 合成画像において, TR を 500 ms に設定し, FA を小さくすると白質の信号は灰白質より強く, FA を大きくするとその関係が逆転した (Fig. 4). しかし, TR が 2000 ms では FA を変えても, 白質と灰白質の信号の逆転は認められなかった (Fig. 5).

TE 40 ms での FA と contrast の関係を TR 200~2000 ms の範囲で連続的に観察するために, 0.15 T における代表的な白質と灰白質の ρ , T₁, T₂ 値 (Table 1) を用い contrast map (Fig. 6) を作製した. その結果, 短い TR の領域では灰白質と白質の contrast が FA を変えることにより逆転するが, TR の延長とともにその関係が認められなくなることが判明した. また, TR を長くするほど CI の幅が広くなり, TR を長くすると contrast に及ぼす FA の効果が弱くなることが推定された.

次に, この contrast が組織のどのパラメータに依存しているかについて検討した. SE 信号を Table 4 の如く, ρ , T₁, T₂ 値を含む成分に分けると, FA は T₁ 値の成分のみを修飾していた. この T₁ 値を含む成分が白質と灰白質との間で近い値を示すほど, 両者間の contrast に T

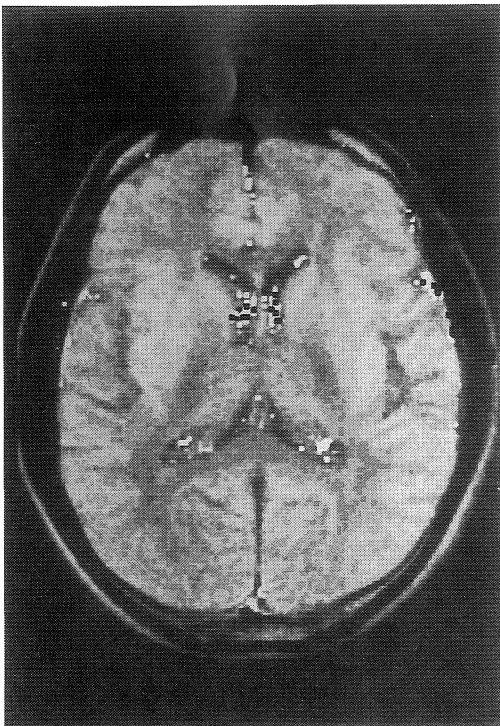
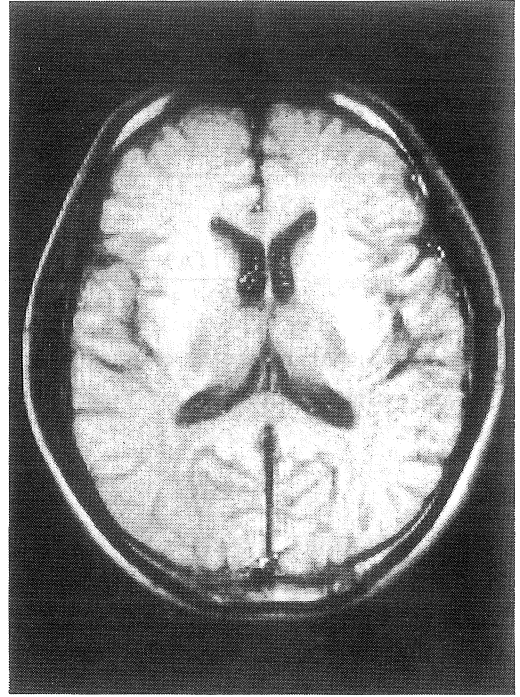
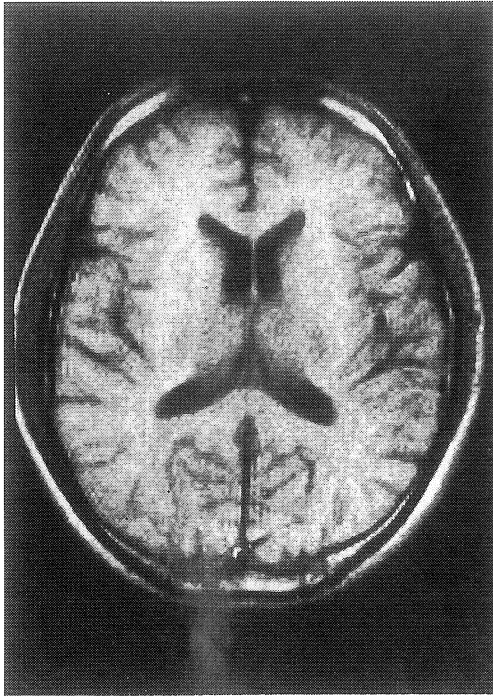


Fig. 4 正常人の頭部合成MR像：SE (500/40 ms) : (a) FA 45度, (b) FA 90度, (c) FA 135度

1値が影響しなくなると考えられるため,FAがcontrastに与える効果を白質と灰白質のT1値を含む成分の比を用いて検討した.両者のT1値を含む成分に差が無くなるとその比は1に近づくが,TR 500 ms, TE 40 msにおいて灰白質と白質のT1の成分の比は,FAが長くなるほど1に近づくことが判明した(Fig. 7).このことは,FAを大きくするとContrastの上でT1値の成分の影響が小さくなり間接的にT2強調となり,逆にFAを小さくするとT1値の成分の影響が強くなりT1強調となることを示唆している.また,この灰白質と白質のT1値の成分の比の変動はTRが長くなるとFAのcontrastに及ぼす効果は少なくなることが判明した(Fig. 8).

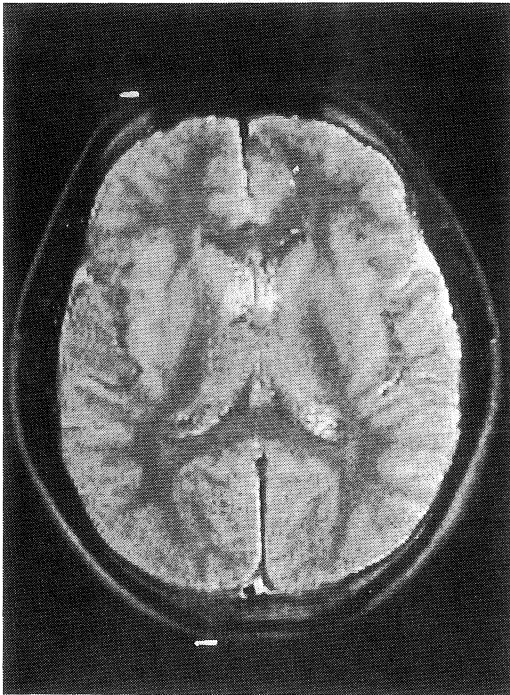
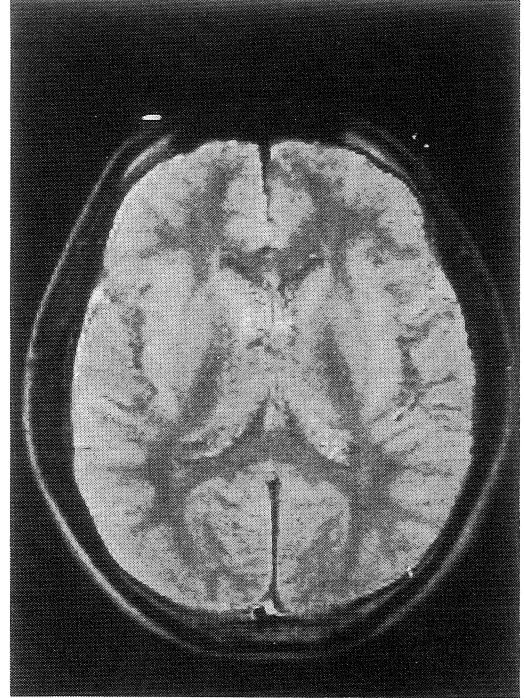
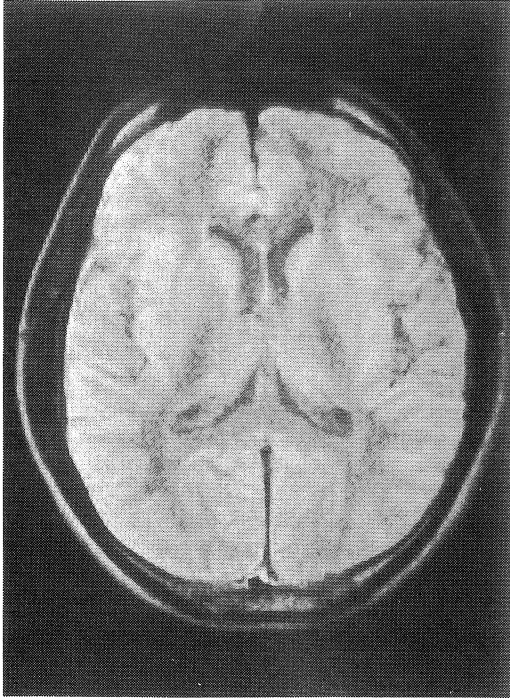


Fig. 5 正常人の頭部合成MR像：SE (2000/40 ms) : (a) FA 45度, (b) FA 90度, (c) FA 135度

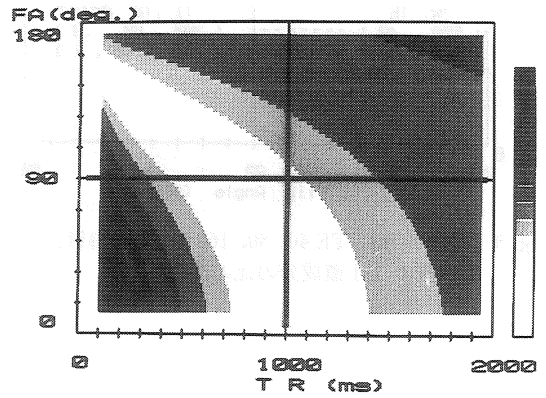


Fig. 6 Contrast map : Contrast index は scale bar の上になるほど大きくなるように表示している。短い TR の領域で FA をかえることにより白質, 灰白質の contrast は反転している。

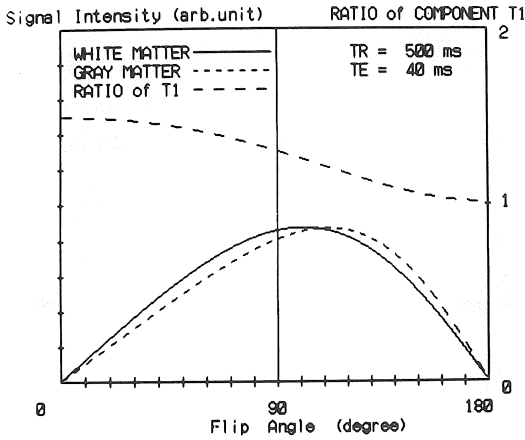


Fig. 7 RATIO of T1は白質, 灰白質の T1 値成分の比を表す.

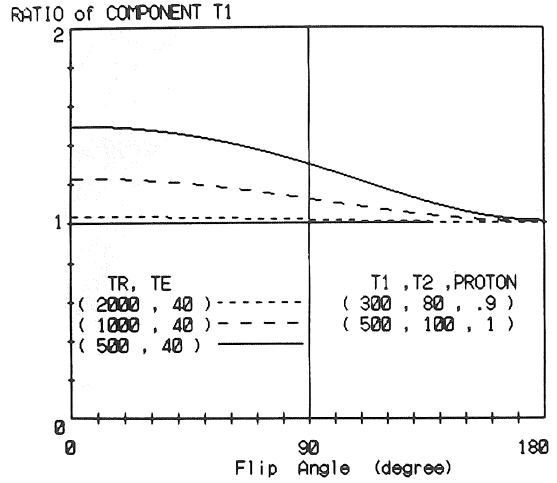


Fig. 8 TR 500, 1000, 2000 ms, TE 40 ms での白質, 灰白質の T1 値成分の比の変化

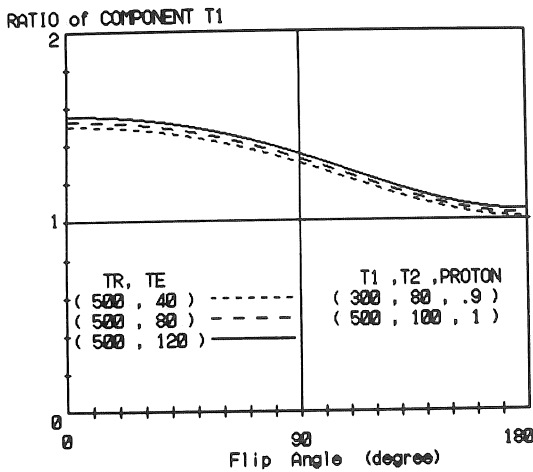


Fig. 9 TR 500 ms, TE 40, 80, 160 ms での白質, 灰白質の T1 値成分の比の変化

しかし, TE を変えても contrast に与える FA の効果には差が無かった (Fig. 9).

実際に TR 500 ms, TE 40 ms にて FA 45, 90, 135 度の脳の SE 像 (Fig. 10) を撮像し S/N 比を測定したところ, FA 45, 135 度では FA

90 度から約 2 dB の S/N 比の減弱を認めたが, CI はほぼ同じであった. 臨床応用として, TR が心拍数に依存する心拍同期法において用いたが, short SE 像の contrast が得られる可能性が示された (Fig. 11). また, 従来の FA 90 度の SE 像で得られる T2 強調画像を TR を短くしても得られるようになり, 撮像時間の短縮が可能であった (Fig. 12).

4. 考 察

最近, シネイメージや 3D イメージを得るための高速撮像法^{4),5)}が臨床応用される様になり, その一方法として FA を変化させた gradient echo (以下 GE) 信号が用いられるようになった. これは, 短い TR の領域で最も強い信号を示す FA が 90 度以下であるのが多いことを利用したものである. しかし, FA を変えると contrast がどのように変化するかについての詳細な検討は散見^{2),3)}されるにすぎない. これは, GE 信号を使用した場合には SE 信号とは異なり, ケミカル

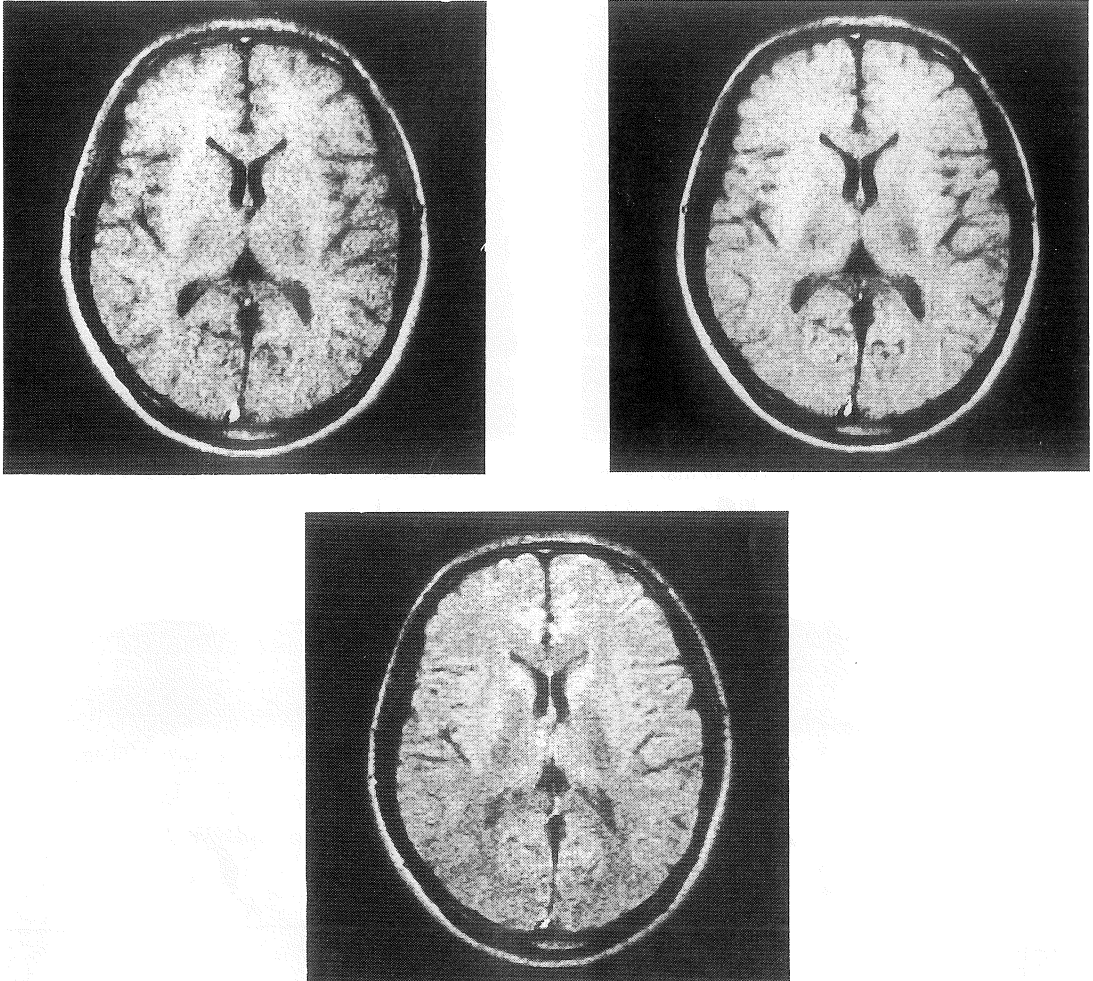


Fig. 10 正常人の頭部撮像画像：SE (500/40 ms) :
(a) FA 45 度, (b) FA 90 度, (c) FA 135 度

シフトが補償されない点などの因子が加わり検討が複雑になるためと考えられる。このため今回われわれは、FA を解析する上で組織パラメーターを同じくし、ケミカルシフトが補償され静磁場の不均一の影響を受けにくく解析し易いと考えられる SE 信号を用いた。

SE 信号を用いた場合、FA を大きくしてゆく

ことは各組織の T1 値の差の影響を小さくしてゆくことであるのが判明した。このことは、FA を大きくすることは TR を長く、また FA を小さくすることは TR を短くする効果を生むことを示している。しかし、FA を変えても ρ 、T2 値の成分の差は変化しなかった。そのため、TE を変えて認められる contrast を、FA を変えて

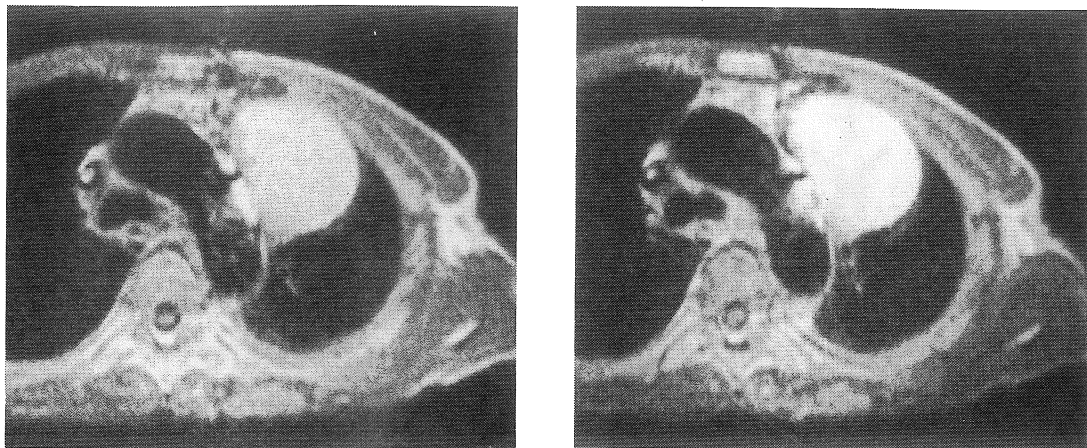


Fig. 11心拍同期法, SE(700/40 ms), (a) FA 45 度, (b) FA 135 度: FA を小さくすることにより
囊腫性病変が皮下組織よりも信号強度を弱めている. CT にて脂肪腫が疑われたが, 手術にて MFH であった.

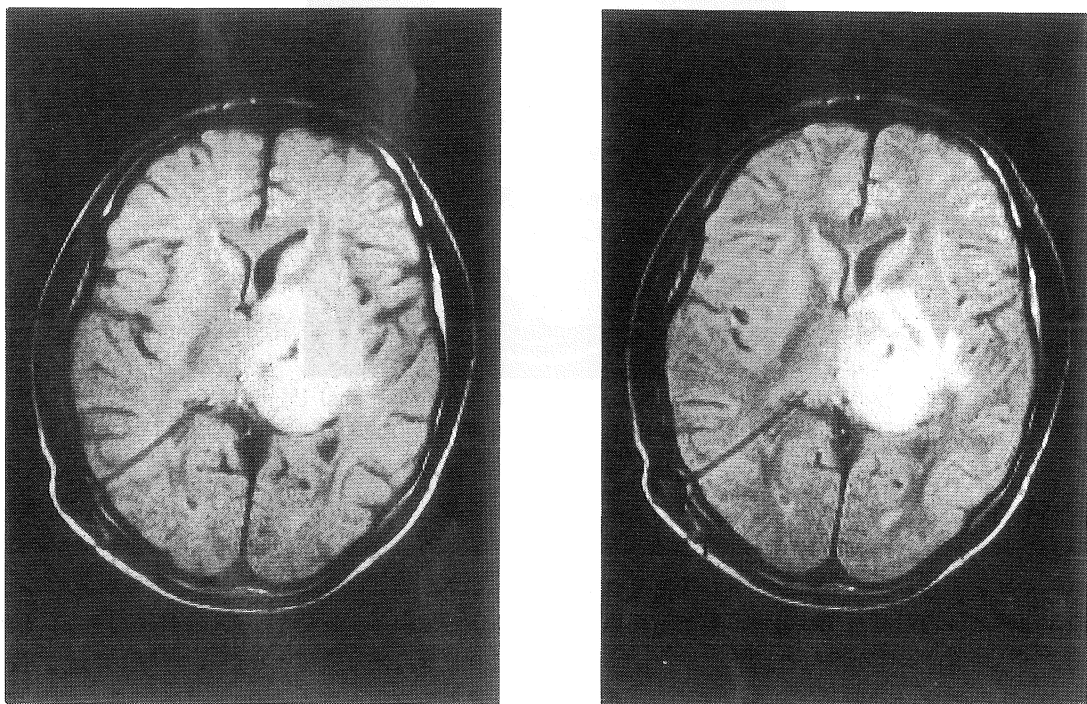


Fig. 12長時間静止が困難な astrocytoma の患者, SE(1000/34 ms), (a) FA 90 度, (b) FA 135 度: 短い TR を選択しても, FA を大きくすることにより脳浮腫を明瞭にするとともに
良好に白質, 灰白質を分離描出している.

$$S = H \cdot e^{-TE/T_2^*} \cdot \frac{\sin \theta (1 - e^{-TR/T_1})}{1 - \cos \theta \cdot e^{-TR/T_1}} \quad \text{文献 6) 7)}$$

$$S = H \cdot e^{-TE/T_2^*} \cdot \frac{\sin \theta (1 - e^{-TR/T_1})}{1 - \cos \theta \cdot e^{-TR/T_1} + e^{-TR/T_1} \cdot e^{-TR/T_2}} \quad \text{文献 8)}$$

$$S = H \cdot e^{-TE/T_2^*} \cdot \frac{\sin \theta (1 - e^{-TR/T_1})}{1 - \cos \theta \cdot (e^{-TR/T_1} - e^{-TR/T_1}) - e^{-TR/T_1} \cdot e^{-TR/T_2}} \quad \text{文献 9)10)}$$

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + (\nu \Delta H_0 / 2) \quad \nu_{1/2} = \nu \Delta H_0 / 2\pi \quad \text{文献 11)}$$

Fig. 13

得ようとするときは限界があると考えられた。従って、目的とする contrast において TE が如何に関与するか予想し、TE 並びに FA を選択する必要がある、今後検討すべきと考えている。また、GE 信号について報告されている GE 信号の信号式 (Fig. 13) を用いて検討したところ、FA の大きさと contrast への影響との関係は SE 信号の場合とは逆の関係 (Fig. 14) を示すが、contrast の上で FA が及ぼす機序は SE 信号と同じく T1 値の差の増減によるものと考えられた。

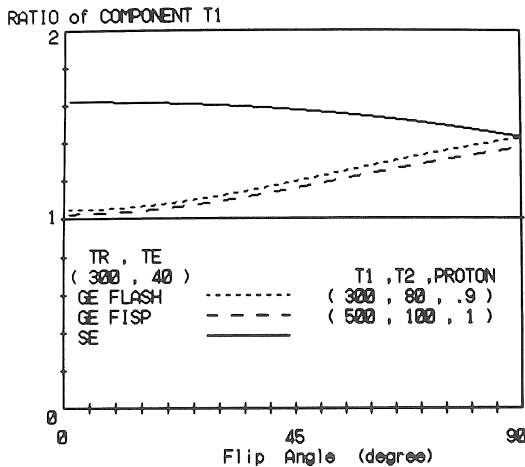


Fig. 14 TR 500 ms, TE 40 ms での SE, SG 信号での白質、灰白質の T1 値成分の比の変化

FA が contrast の上では、TR を長くしたり短くしたりする効果を生むため、以下の応用方法が考えられる。① TR が心拍数に依存し固定される心拍同期法では短い TR での撮像が困難であり T1 強調像が得られないが、FA を小さくすることにより T1 強調像を得られる。② 撮像時間等の問題で短い TR の選択を余儀なくされる場合に、TR を長くして得られるような contrast を FA を大きくすることによって得られる。③ T1 強調像を得る short SE ではスライス数が限られていたが、これまであまり使用されなかった TR=1000 ms 前後で、FA を小さくすることによって T1 強調像のマルチスライスを得ることが出来る。いずれにしても、FA を効率的に変化させることにより、撮像条件に幅を持たせることが可能であると考えられる。

問題点として、利用が予測される短い TR において、contrast が良好な FA では信号が小さく S/N 比が良くないことが挙げられる。しかし、われわれの経験では、2 dB 程度の減弱であることが多く、視覚的にはほとんど問題はない。しかし、この点については今後、臨床例を重ね検討して行く必要があると考えている。

文 献

- 1) T.C. Millis, D.A. Ortendahl, N.M. Hylton, et al.: Partial Flip Angle MR imaging, Rdiology,

- 162 : 531-539, 1987.
- 2) I.R. Young, J.A. Payne, A.G. Collins, et al. : MRI : The development of T2 contrast with rapid echo sequence, Magnetic Resonance in Medicine, 4 : 333-340, 1987.
- 3) M.C. Hedberg, B.P. Dyayer, R.A. Flom, et al. : Gradient echo (GRASS) MR imaging in cervical radiculopathy, AJNR, 9 : 145-151, 1988.
- 4) P. Van Der Meulen, J.P. Groen, J.J.M. Cuppen : Very fast MR imaging by field echos and small flip angle excitation, Mag. Res. Imaging, 3 : 297-299, 1985.
- 5) A. Haase, J. Frahm, D. Matthaei, et al. : FLASH imaging. Rapid NMR imaging using low flip angle pulses, J. Mag. Reson. : 67 : 258-266, 1986.
- 6) 関原謙介, 河野秀樹 : 高速核磁気共鳴イメージング, 日磁医誌, 7(2) : 3-23, 1987.
- 7) 浜田辰巳, 吉岡寛康, 吉田明生, 他 : Small Tip Angle Gradient Echo による画像の研究- 脊髄・脊椎について-, 日磁医誌, Vol. 7, 第10回日本核磁気共鳴医学会大会講演抄録集 : p.208, 1987.
- 8) I.R. Yong and J.A. Payne : Slice-Shape artifact changes with precession angle in rapid MR imaging, Mag. Res. Med., 5 : 177-181, 1987.
- 9) A. Oppelt, R. Graumann, H. Bsafu, et al. : FISP anew fast MRI sequence, electro medica, 54 : 15-18, 1986.
- 10) K. Sekihara : Steady state magnetizations in rapid NMR imaging using small flip angles and short repetition intervals, IE³ Trans. Medical Imaging MI-6 : 157-164, 1987.
- 11) ファーラ, ベッカー(赤坂一之, 井元敏明訳) : パルスおよびフーリエ変換 NMR, 吉岡書店, 京都, 1976, p. 5.

Relationship between flip angle and contrast in MR spin echo signal.

Tsutomu Katoh (Department of Radiology, Kansai Medical University)	(Department of Radiology, Kansai Medical University)
Satoshi Sawada (Department of Radiology, Kansai Medical University)	Yoshimasa Tanaka (Department of Radiology, Kansai Medical University)
Yumi Noguchi (Department of Radiology, Kansai Medical University)	Yasuo Yamanouchi (Department of Neurosurgery, Kansai Medical University)
Masanori Yoshida (Department of Radiology, Kansai Medical University)	Takayuki Inagaki (Department of Neurosurgery, Kansai Medical University)
Mitunobu Uda (Department of Radiology, Kansai Medical University)	Takashi Noguchi (Sanyo Electric Co., Ltd.)
Soukichi Kawa	Junichi Hatta (Sanyo Electric Co., Ltd.)

Signal intensity with spin echo image is defined by three tissue parameters, T_1 , T_2 values and proton density.

Additional parameter affecting magnetic resonance imaging (MRI), that is flip angle, has been recently investigated. The conventional MRI has been obtained with a flip angle of 90° . We studied the influence of flip angle on spin echo image using a 0.15T permanent magnetic imaging system (Sanyo-made SNR-15P, Moriguchi, Japan). All studies were performed using echo time (TE) of 40 msec and a repetition time (TR) of 200–2000 msec.

With 500 msec of TR and 135° of flip angle, similar characteristics of contrast could be obtained to those obtained with longer TR. As the flip angle was decreased less than 90° with 500 msec of TR, a similar image could be obtained to that of T_1 -weighted.

From the above results, potential clinical application are also discussed in the text.