



Variable-flip-angle spin echo における短時間 T₂ 強調画像 —基礎的検討—

笠井俊文¹, 杉村和朗¹, 川光秀昭¹
安井清¹, 石田哲哉¹, 塚元鉄二²

¹島根医科大学放射線科

²横河メディカルシステム(株)

1. はじめに

MRIには多くの撮影法があるが現時点では2次元フーリエ変換法を用いた spin echo (SE) 法が標準撮影法として最もよく用いられている。特に T₂ 強調画像 (T₂-WI) は病理学的変化を鋭敏にとらえ得るため非常に有用であるが、長い TR 時間が必要なため撮像時間が長くなる欠点がある¹⁾。この欠点を補うために gradient echo (GE) 法が行われ時間短縮が計られている^{2),3)}。しかしながら field susceptibility artifact が多い事^{4),5)}、また得られた画像が必ずしも SE 法 T₂-WI と同一では無く臨床的解釈が難しい場合がある事⁶⁾の理由から、現時点では SE 法画像に取って代わってはいない。

最近臨床的に非常に有用な SE 法を比較的短時間で撮像する方法として Variable flip angle spin echo (VFSE) 法が提唱され、有用な方法として期待されている^{6),7)}。VFSE 法は GE 法と同じく画像信号強度、S/N 比 (signal-to-noise ratio) は TR (repetition time), TE (echo time), flip angle が複雑に影響しあうのでパラメータの変化と画像との関係を正確に把握しておく必要がある。今回は VFSE 法について各種パラメータが画像信号強度、S/N 比に及ぼす影響について検討した。

2. 対象および方法

GE 社製 Signa (1.5 T) を用い、均一水ファントム (直径 18 cm 球) および正常ボランティ

キーワード spin echo, flip angle, pulse sequences, signal-to-noise ratio, signal intensity

ア 2 名を対象とした。ファントムでのデータ収集は body コイルを用いて 1 回加算で行った。正常ボランティアは頭部を対象にし、頭部用コイルを用いて 2 回加算でデータを収集した。いずれの測定も TE は 40 msec, 80 msec の 2 エコー (double-echo) 収集で行った。

(1) 信号強度の検討

SE 法で 2 エコー収集法における組織からの信号強度 I (SE) は Fig. 1 の式(1)により与えられる⁹⁾。ここで N(p) は水素原子密度、θ は flip angle (FA), T₁・T₂ はその組織の緩和時間である。T₁・T₂ 値は Wehrli F.W.⁹⁾ が報告した値を用い (脳脊髄液 T₁=1900 msec・T₂=250 msec, 灰白質 871・87 msec, 白質 515・74 msec), TE 80 msec における信号強度の理論曲線を FA, TR を変化させて作成した。

(2) 画像コントラストの検討

白質と対象組織のコントラスト比 (contrast ratio : CR) を以下のように定義して、

$$CR = \frac{I(B) - I(bk)}{I(A) - I(bk)} \quad (2)$$

I(A) は白質の信号強度

I(B) は対象組織の信号強度

I(bk) はバックグラウンドの信号強度

対象組織の CR を式(2)に基づいて、理論式による信号強度および正常ボランティアの実測値から求めた。

(3) Signal to Noise Ratio (S/N 比) の測定
均一ファントムを用いて差分法により S/N 比を測定した^{9),10)}。S/N 比は同一 TR, TE, FA で 2 回連続撮影し (A・B 画像), 式(3)に基づいて求めた。TE は 80 msec に固定し、各 TR 値 (500, 1000, 2000 msec) で FA を 10 度毎に変化させた各々の画像で S/N 比を得、各 TR 値における S/N 比カーブを作成した。

$$SN \text{ 比} = \frac{S}{s \cdot d / \sqrt{2}} \quad (3)$$

S は A 画像における関心領域内の平均信号強度、s・d は差分画像 (A 画像 - B 画像) における同一関心領域内の標準偏差である。

3. 結 果

(1) TR=2000, 1000, 500 msec (TE=80 msec) の条件下において flip angle の変化による脳脊髄液 (CSF), 灰白質 (Gray M), 白質 (White M) の信号強度理論曲線を Fig. 2 に示す。TR 2000 msec, FA 90 度の条件で得られた画像を標準 T₂ 強調画像 (Standard T₂-WI) と定義すると、TR 2000 msec ではいずれの FA でも Standard T₂-WI の信号強度関係を呈している。TR 1000 msec の場合は、FA 90 度前後で脳脊髄液と灰白質の信号強度は逆転し、80 度より小さい FA において Standard T₂-WI の関係

$$I (SE) = F (v) * N (p) * \text{Component} (T_2) * \text{Component} (T_1) \quad (1)$$

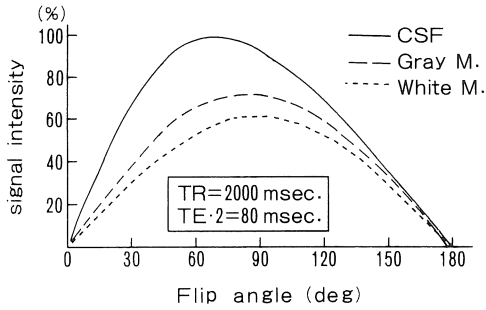
$$\text{Component} (T_2) = e^{x p (-TE/T_2)}$$

$$\text{Component} (T_1) = \frac{\sin \theta * \{1 - \exp(-TR/T_1) + 2 \exp[(TE/4 - TR)/T_1] - 2 \exp[(3TE/4 - TR)/T_1]\}}{1 - \cos \theta * \exp(-TR/T_1)}$$

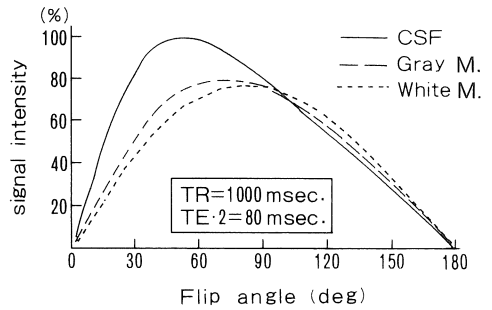
Fig. 1 spin echo (2 エコー収集) 法の信号強度

受付年月日 1990年2月13日

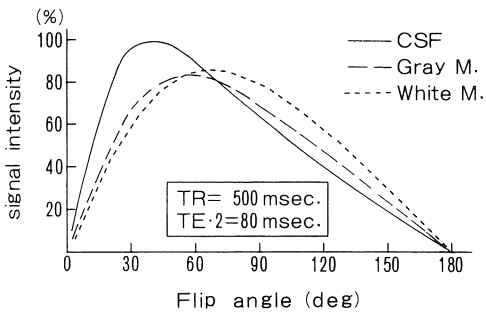
別刷請求先 (〒693) 島根県出雲市塩冶町89-1 島根医科大学放射線医学教室 笠井俊文



(A)



(B)



(C)

Fig. 2 flip angle に対する各組織の信号強度 (A). TR=2000 ms. (B). TR=1000 ms. (C). TR=500 ms. TE(2 nd)は 80 ms 同一で脳脊髄液・灰白質・白質の信号強度化を示す

を呈している。信号強度は脳脊髄液が 50 度、灰白質が 70 度、白質が 80 度近傍がピークになっている。TR 500 msec では脳脊髄液と灰白質・白質の信号は FA 70 度前後で逆転し、FA が 50 度以下で Standard T₂-WI の関係を示している。なお各組織の信号強度は、短い TR ほど信号強度ピークは小さい FA にシフトしてくる。

次に FA 90 度、60 度、30 度において TR の変化による信号強度の変化を TE 80 msec で検討した (Fig. 3)。FA 90 度では TR 800 msec 以下で T₁ 強調画像の信号強度関係を、TR 1000 msec 以上で Standard T₂-WI の信号強度関係を呈した。また FA 60 度では TR 500 msec 以上で Standard T₂-WI の信号強度関係を呈した。一方 FA 30 度では TR に関係なく Standard T₂-WI の信号強度関係を呈しており、T₁ 強調画像の画像強度関係は見られない。

なおいずれの FA においても信号強度は TR

1000 msec 以下で急激に減少するが、TR 1000 msec 以上での変化は穏やかである。

(2) TR 1000 および 2000 msec, TE 80 msec, FA 30 度、60 度、90 度で撮影した正常対象頭部像を示す (Fig. 4)。TR 2000 msec ではいずれの FA でも、TE 1000 msec では 30 度および 60 度で Standard T₂-WI の信号強度関係を呈している。信号強度を測定して得た実測値から計算したコントラスト比と理論曲線を Fig. 5 に示す。MR 像から得られた実測値は理論曲線とよく一致しており理論式の妥当性が明らかであった。T₂ コントラストは FA が小さくなるにつれてより強調される傾向にあった。

(3) 均一ファントムによる画像 S/N 比の測定結果を Fig. 6 に示す。TR 2000 msec, TR 1000 msec 共に 90 度前後で S/N 比は最も良好になる。また TR 1000 msec では 90 度以下での S/N 比の低下は 90 度以上での S/N 比の低下に比

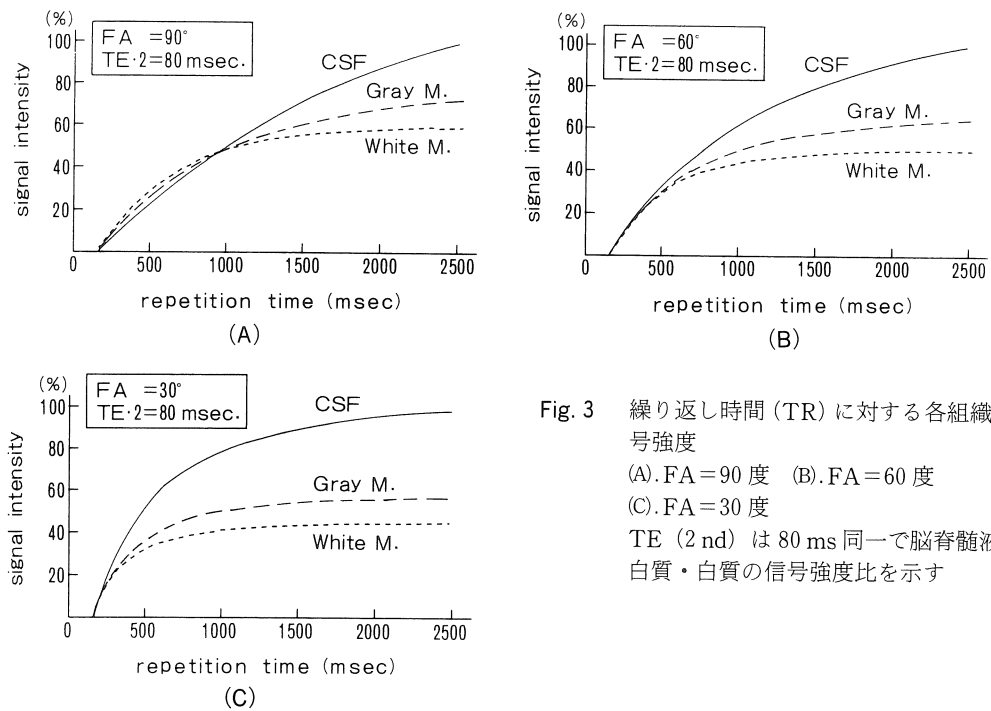


Fig. 3 繰り返し時間 (TR) に対する各組織の信号強度
 (A). FA = 90 度 (B). FA = 60 度
 (C). FA = 30 度
 TE (2 nd) は 80 ms 同一で脳脊髄液・灰白質・白質の信号強度比を示す

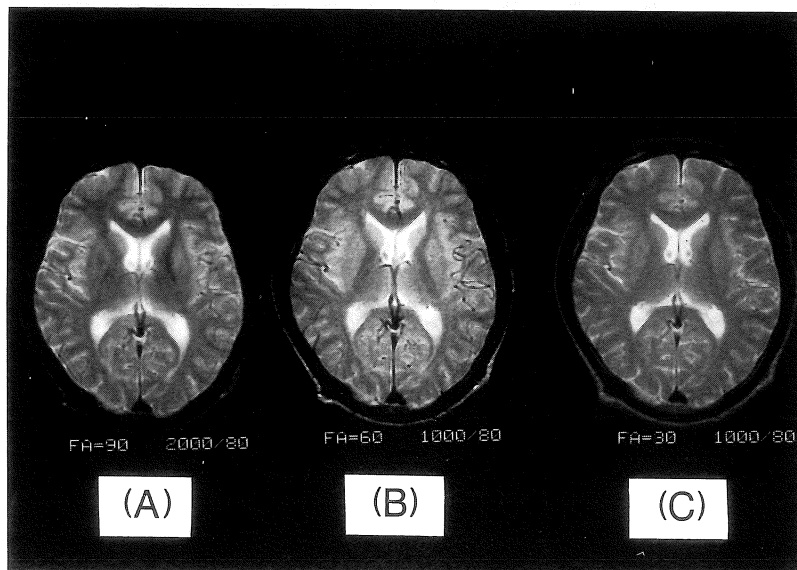


Fig. 4 正常頭部横断像
 (A). FA = 90 度, TR = 2000 ms (B). FA = 60 度, TR = 1000 ms
 (C). FA = 30 度, TR 1000 ms TE (2 nd) = 80 ms, 2 NEX は同一条件

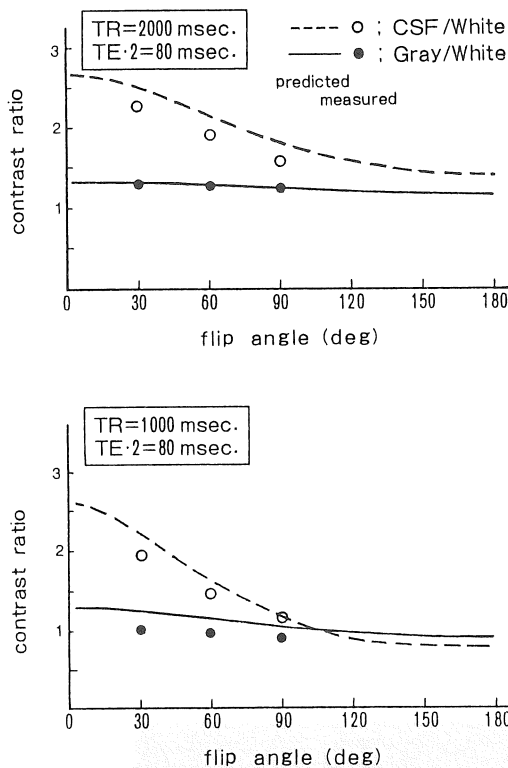


Fig. 5 灰白質・脳脊髄液と白質のコントラスト比
 実線は灰白質/白質, 点線は脳脊髄液/白質の理論式による信号強度比。
 ○と●印は正常頭部像からの実測値。

べて軽度であった。Standard T₂-WI の S/N 比を基準にした各パルス系列での S/N 比を Table 1 に示す。TR 1000 msec の場合 FA 30 度では 0.46, FA 60 度では 0.76 であった。

4. 考 察

撮影時間は, TR 値, 加算回数, データマトリックスなどによって変化する。T₁ 強調画像は短い TR 時間で得られるため, 息止め撮影のような超短時間撮影を目指す以外には現時点で問題

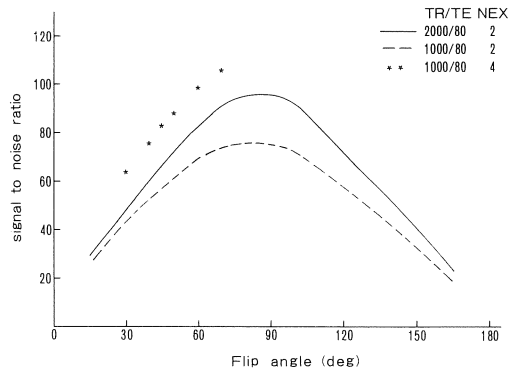


Fig. 6 flip angle と S/N 比の関係
 TE (2 nd) = 80 ms は同一で実線は TR = 2000 ms, 2 NEX, 点線は TR 1000 ms, 2 NEX, * は TR = 1000 ms, 4 NEX の S/N 比

Table 1 標準 T₂ 強調像を基準にした S/N 比

| TR / TE | Nex | flip angle | | | |
|-----------|-----|------------|------|------|------|
| | | 90 | 60 | 45 | 30 |
| 2000 / 80 | 2 | 1.00 | 0.88 | 0.72 | 0.50 |
| 1000 / 80 | 2 | 0.84 | 0.76 | 0.64 | 0.46 |
| 1000 / 80 | 4 | — | 1.03 | 0.90 | 0.66 |

となる事は少ない。一方 T₂ 強調画像は, SE 法で撮影する場合 TR 時間を長くする必要があるため撮影時間が必然的に長くなって来る。そこでハーフエンコード法, フリップバック法, DEFT 法, GE 法, エコープラナー等が試みられている^{11),12)}。現在では主に GE 法が使用され *T₂ 像が比較的短時間で得られるため期待されている^{2),3)}。しかしながら磁場の高い均一性が要求されるため, susceptibility artifact, マルチスライス撮影時のアーティファクトなどが問題となり現時点では SE 法に取って代わってはいない。

VFSE 法は短時間で比較的アーティファクトの少ない T₂ 強調画像が得られる事とその最大の有用性であるとされている^{6),7)}。今回の検討でも理論曲線、画像上から短い TR でも FA を小さくする事によって T₂ 強調画像が得られることが分かった。

0.15 T の検討で加藤らは FA の減少により T₁ 値の差の影響が大きくなると報告している¹⁸⁾。これはわれわれの検討とは逆の結論であるが、加藤らは 1 エコー収集であり、われわれは 2 エコー収集で行った事が原因と考えられる。FA が 90 度より小さい場合、最初の 180 度パルスで横磁化だけではなく少し回復した縦磁化も 180 度反転する。そこで縦磁化は負から正へと回復していくため、1 エコー収集では T₁ コントラストが増強する事になる。一方 2 エコー収集では最初の 180 度パルスで反転した磁化に再度 180 度パルスを与えるため、縦磁化は再度正の方向に反転する事になる。そのため比較的短い TR 時間でも縦磁化方向への回復は十分に生じるため、T₁ コントラストが減少してくる事になる^{6),14)}。またこの理論から得た理論曲線と、実際の画像から得られた実測値はよく一致していた。

よって 2 エコー収集の場合 FA を小さくすれば T₁ 値の影響が少なく、T₂ 強調画像が得られるが、その場合 S/N 比の低下について考慮しておく必要がある。TR 1000 msec の場合、理論式および臨床画像上から FA は 80 度以下で T₂ 強調画像と考えて良い画像が得られていた。そこでこの範囲で S/N 比を考慮すると FA 90 度に比べ 30 度では 55 %、45 度では 76 %、60 度では 92 % に低下していた。またルーチンに用いている TR 2000 msec、FA 90 の S/N 比と比較すると、TR 1000 msec、TE 80 msec、FA 45 度の場合 64 % であった。VFSE 法によって得られる T₂ 強調画像は S/N 比は低下しているものの、高磁場装置を用いる場合実際の画像と合わせて考え臨床利用は十分可能と言える。

VFSE 法は最も病理学的変化を反映させ易い T₂ 強調 SE 画像を従来の撮影法に比べて半分程度の時間で得ることができる。またその際 S/N 比も 65 % 程度 (FA 45°) に保つことができ、診断に十分耐え得る画像が得られた。本法の欠点として、TR が短いためマルチスライス撮影の場合の枚数が少なくなる事があげられる。しかしながら TR 1000 msec の場合約 10 枚撮影可能なので、躯幹部で広範囲に横断像が必要な場合を除いて、頭部、躯幹部でもこの点が問題になる事は少ない。またより多くの枚数が必要な場合は、TR を少し延長することにより、検査時間は半分より少し長くなるが、十分な枚数を得る事が可能である。

5. 結 論

- 1) Variable flip angle spin echo 法 (VFSE) の基礎的検討を行った。
- 2) TR 1000 msec の場合 FA 80 度以下で T₂ 強調画像のコントラストが得られる。S/N 比、コントラスト比を考慮すると、T₂ 強調像には FA は 40 度から 60 度が優れている。
- 3) flip angle を小さくした VFSE 法は短時間で比較的良好な T₂ 強調画像が得られる優れた方法である。

文 献

- 1) Crooks LE, Kaufman L: Instrumentation and techniques. Magnetic resonance imaging of the body, in Miggins CB, Hricak H, Raven press, New York, 1987, p. 11-21
- 2) Hasse A, Frahm J, Matthaei D, et al.: FLASH imaging. Rapid NMR imaging using low flip-angle pulse. J Mag Reson 67: 258-266, 1986
- 3) Oppelt A, Graumann R, Barfuss H, et al.: FISP; an new fast MRI sequence. electromedica 54: 15-18, 1986
- 4) Ludeke KM, Roschman P, Tischler R: Susceptibility artifacts in NMR imaging. Mag Res

- Imag 3 : 329-343, 1986
- 5) Lufkin RB, Pusey E, Stark DD: Boundary artifact due to truncation errors in MR imaging. AJR 146 : 1283-1287, 1986
 - 6) Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM, et al.: Partial flip angle MR imaging. Radiology 162 : 531-539, 1987
 - 7) Mitchell DG, Vinitzki S, Burk DL: Variable-flip-angle spin-echo MR imaging of the pelvis: More versatile T2-weighted images. Radiology 171 : 525-529, 1989
 - 8) Wehrli FW, Macfall JR, Shutts D, et al.: Mechanisms of contrast in NMR imaging. J Comput Assist Tomogr 8 : 369-380, 1984
 - 9) National electrical manufacturers association: MS-1. Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging. NEMA, Washington, D.C., 1988
 - 10) 館野之男, 亀井裕孟, 亘 弘, 他: MR 入門テキスト (第 2 版), 第 6 章 MR 用ファントム (神保昌夫). 日本磁気共鳴医学会, 1988, 289-299
 - 11) 遠藤真広, 飯沼武, 真野勇, 他: MRI 最新技術と臨床応用. Innervision 4 : 3-29, 1989
 - 12) Huk WJ, Gademann G, Friedmann G: RI of central nervous system Diseases. Springer-Verlag, Berlin, 1989, 35-49
 - 13) 加藤勤, 澤田敏, 野口由美, 他: Spin echo 信号における Flip angle と Contrast の関係についての解析. 日磁医誌 8 : 52-61, 1988
 - 14) Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM: Variable flip angle excitation for reduced acquisition time magnetic resonance imaging. IEEE, Transaction on Nuclear Science 34 : 304-308, 1987

Variable-Flip-Angle Spin-Echo Imaging (VFSE) —Theoretical and Experimental Analysis—

TOSHIFUMI KASAI,¹ KAZURO SUGIMURA,¹
HIDEAKI KAWAMITSU,¹ KIYOSHI YASUI¹
TETSUYA ISHIDA,¹ TETSUJI TSUKAMOTO²

¹*Department of Radiology, Shimane Medical University*
²*Yokogawa Medical Systems, Ltd.*

T₂ weighted imaging provides images with high object contrast for pathologic conditions in which the water content of tissues is increased. The authors predicted theoretical analysis of the effects of changing flip angle, and analyzed the effects in MR imaging of both phantoms and humans. Variable flip angle spin echo MR imaging (VFSE) with a 1,000/80 (repetition time msec/echo time msec) can obtain T₂ weighted image when flip angle is smaller than 80 degrees. VFSE with 40 to 60 degrees flip angle have higher contrast than other flip angle images. Signal to noise ratio (S/N) of VFSE are 55% at a 30 degree, 76% at a 45 degree, 92% at a 60 degree respectively as compared with conventional spin echo image (2000/80, flip angle 90 degree). VFSE is applicable to obtain T₂ weighted image reduced imaging time.