

0.2 T MR 装置によるグラジェントエコー法の 画像コントラストと臨床応用について

石 井 正 博, 助川和也, 斎藤雅伸

日立総合病院 放射線科

1. はじめに

グラジェントエコー法 (以下 GRE 法) は, リフォーカスを行う 180° パルスが省略されているため任意に TR の長さを変えられる. 従って短い TR を選択すれば撮像時間の短縮が可能となり, 高速撮像が達成されるという有用性を持つ. しかし, リードアウト方向の傾斜磁場の反転によりエコー信号を得ているので SE 法とは異なって静磁場強度の不均一性や組織の境界部における磁化率の差を除去できず, アーチファクトの生じるのが欠点となっている. この報告では, これまであまり明確に示されていない GRE 法のパラメーター, 即ち TR, TE, θ (フリップ角)

と画像コントラストとの関係, GRE 法の S/N と SE 法, IR 法の S/N との比較, さらに静磁場強度の均一性が高磁場装置より良くない低磁場 MRI の GRE 法の臨床応用をみるため脳の小梗塞巣の描出能について検討し, GRE 法の有用性を明らかにすることを目的とした.

2. 対象および方法

(1) GRE 法の信号強度とそのパラメータである TR, TE, θ との関係について, volunteer の脳を対象にパラメータの値を種々に変えた画像を撮像した. 初めに TE を 15 または 20 ms と一定にして TR を 50, 100, 150, 200, 400, 600 ms, フリップ角を $15^\circ, 30^\circ, 45^\circ, 60^\circ, 75^\circ, 90^\circ$ と変え

キーワード gradient-echo, MRI, small flip angle, fast MR scanning

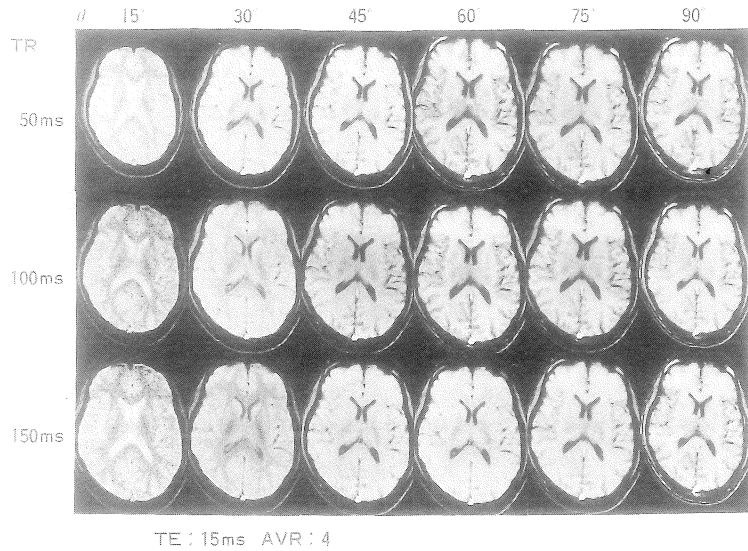


図1A：TEを15msと一定にし、TRを50、100、150ms、フリップ角を15°～90°と変換した画像マトリックス

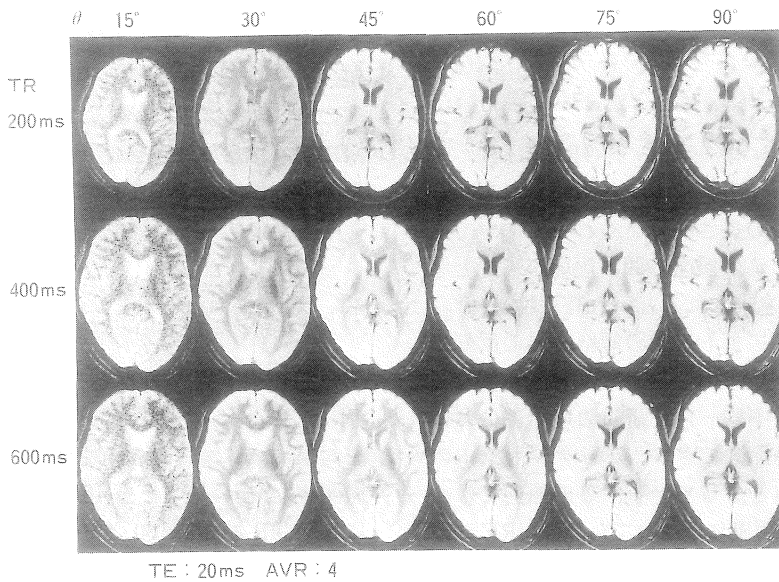


図1B：TEを20msと一定にし、TRを200、400、600ms、フリップ角を15°～90°と変換した画像マトリックス

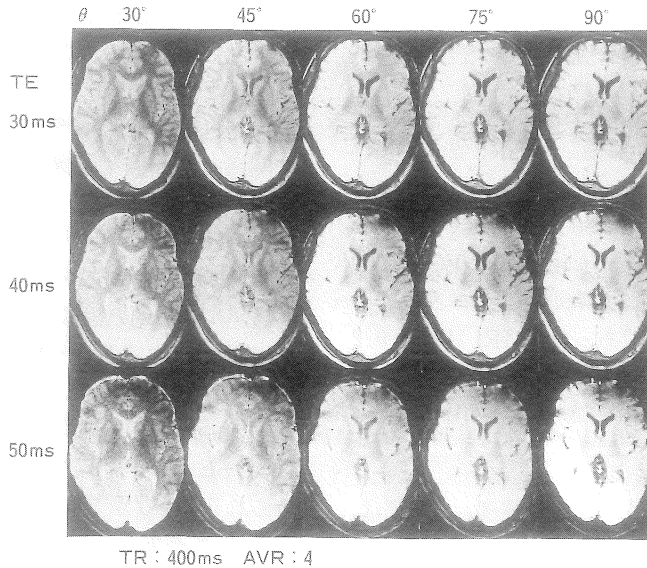


図 2 : TR を 400 ms と一定にし, TE を 30, 40, 50 ms, フリップ角を 30°~90° と変換した画像マトリックス

て画像のマトリックスを作成し (図 1 A, B), TR とフリップ角による信号強度の変化をみた.

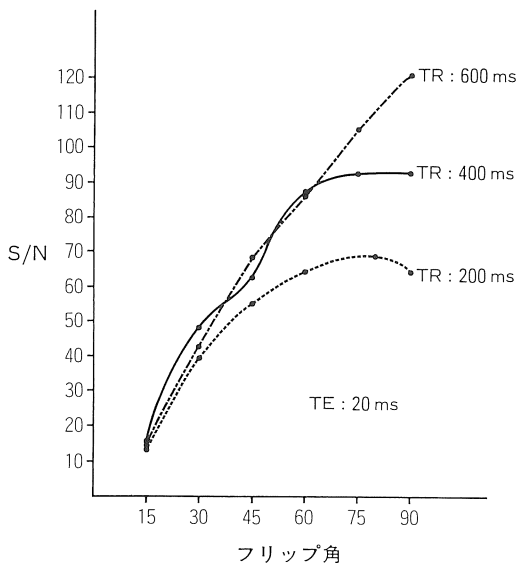


図 3 : 正常前頭葉白質のフリップ角による S/N の変化

次いで, TR を 400 ms と一定にして TE を 30, 40, 50 ms, フリップ角を 30°, 45°, 60°, 75°, 90° と変えて同様に画像のマトリックスを作成し (図 2), TE とフリップ角による信号強度の変化を調べた. さらにフリップ角と S/N との関係を見るために TE を 20 ms と一定にして TR を 200, 400, 600 ms, フリップ角を 15°, 30°, 45°, 60°, 75°, 90° と変化させて前頭葉白質の S/N を測定した (図 3).

(2) long SE 法 (TR/TE : 2,000/105) で検出され臨床症状とほぼ合致した脳の小梗塞症例 23 例 (梗塞個数 81 個) に対して IR 法 (TR/TE/TI : 1,500/38/500), short SE 法 (TR/TE : 500/38), 及び 5 種類の GRE 法による撮像を行い, 灰白質/白質, 梗塞巣/灰白質, 梗塞巣/白質の各コントラスト比と前頭葉白質の S/N を測定して各々のパルス系列における組織コントラスト比と S/N, 及び小梗塞病変の描出能を比較検討した. コントラスト比は,

A/B コントラスト比=

A の信号強度 - B の信号強度 / B の信号強度

の式で算出した。S/N は撮像時間を等時間に換算した値で比較した。撮像した GRE 法は、TR/TE, θ : 50/15, 90°, 400/20, 90°, 400/50, 30°, 200/20, 15° 及び 400/20, 30° の 5 種類である。撮像条件は matrix size が 256×256, FOV 260 mm, slice 厚 10 mm, 加算回数はパルス系列により異なり 1~8 回であった。MRI 装置は 0.2 T MRP-20 を使用した。

3. 結果

GRE 法のパラメーターと信号強度との関係は、TR および TE が小さく、フリップ角が大きくなるほど T₁ 強調が現われ、反対に TR と TE が大きく、フリップ角が小さくなるにつれて T₂* が強調されるのが示された (図 1 A, B, 図 2)。また、3つのパラメーターの中ではフリップ角が画像コントラストに最も大きく関与していた。従って、フリップ角の大きい TR/TE, θ : 50/15, 90° と 400/20, 90° の 2 つのパルス系列を T₁ 強調として、フリップ角の小さい TR/TE, θ : 400/50, 30°, 200/20, 15° と 400/20, 30° の 3 つのパルス系列を T₂* 強調として用いることとした。

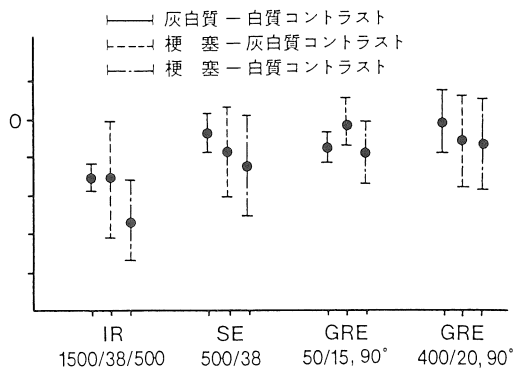


図 4 : T₁ 強調パルス系列における組織コントラスト比の比較

フリップ角と S/N との関係は、フリップ角の大きさに比例して S/N が上昇し、フリップ角が小さくなると低下するという傾向が示された (図 3)。但し、フリップ角が 30° 以下では TR の値に関係なく S/N の急激な低下がみられ、フリップ角が 60° 以上になると TR が 200 と 400 ms では S/N の上昇が最大からプラトーに達するか、むしろやや低下するという曲線が得られた。

各パルス系列の組織コントラスト比を見ると、T₁ 強調パルス系列の GRE (TR/TE, θ : 50/15, 90°), GRE (TR/TE, θ : 400/20, 90°) は両者とも short SE と同程度のコントラスト比を示し short SE との有意差を認めなかったが、IR 法にみられるような顕著な灰白質/白質のコントラスト差、即ち高度の T₁ 強調は認められなかった (図 4)。T₂* 強調パルス系列は、GRE (TR/TE, θ : 400/50, 30°) と GRE (TR/TE, θ : 200/20, 15°) が long SE とほぼ同様の組織コントラスト比を出した (図 5)。

単位時間で比較した各々のパルス系列の S/N を図 6 に示した。この中では T₁ 強調の GRE (TR/TE, θ : 50/15, 90°) の S/N が short SE 法の 3.4 倍、IR 法の 5.2 倍と特に良好であった。これに対して T₂* 強調のパルス系列はいずれも long SE と同じ程度の S/N を示し改善は認めら

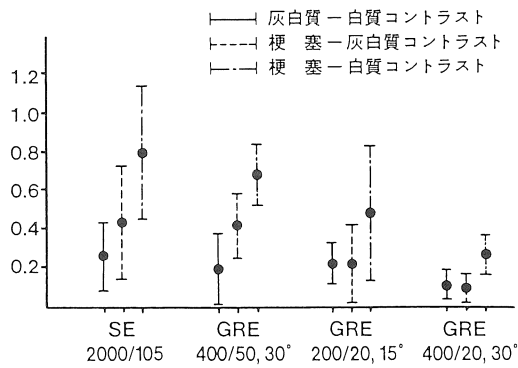


図 5 : T₂ ないし T₂* 強調パルス系列における組織コントラスト比の比較

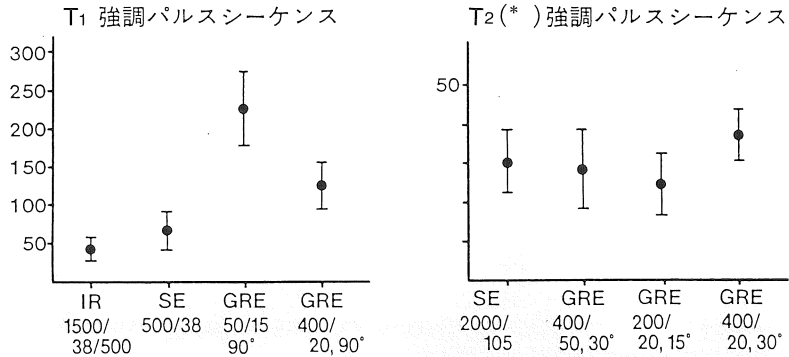


図 6 : 各パルス系列の S/N の比較

表 1 : 各パルス系列の脳小梗塞巣の描出率

	IR 1500/38 /500	GRE 50/ 15, 90°	GRE 400/ 20, 90°	GRE 400/ 50, 30°	GRE 200/ 20, 15°	GRE 400/ 20, 30°
描出個数	68	19	25	70	20	51
描出率	84.0%	23.5%	30.9%	86.4%	24.7%	63.0%

れなかった。

パルス系列ごとの小梗塞の描出率を表 1 にまとめた。描出率の最も高い GRE (TR/TE, θ : 400/50, 30°) でも 86.4%にとどまり偽陰性例を無視できない。以下 IR 法の 84%, GRE (TR/TE, θ : 400/20, 30°) の 63%と続き、T₁ 強調の GRE (TR/TE, θ : 50/15, 90°), GRE (TR/TE, θ : 400/20, 90°) と T₂* 強調の GRE (TR/TE, θ : 200/20, 30°) に至っては 24~31%と非常に低い描出率であった。図 7, 図 8 に各パルス系列で撮像した 2 症例を提示する。図 7 の症例は小梗塞巣がほぼ全てのパルス系列で描出されているが、GRE (TR/TE, θ : 400/20, 90°) ではやや見にくくなっている。図 8 の症例は T₂* 強調パルス系列では小梗塞巣が高信号として認められるのに対して T₁ 強調パルス系列では明瞭に確認できない。

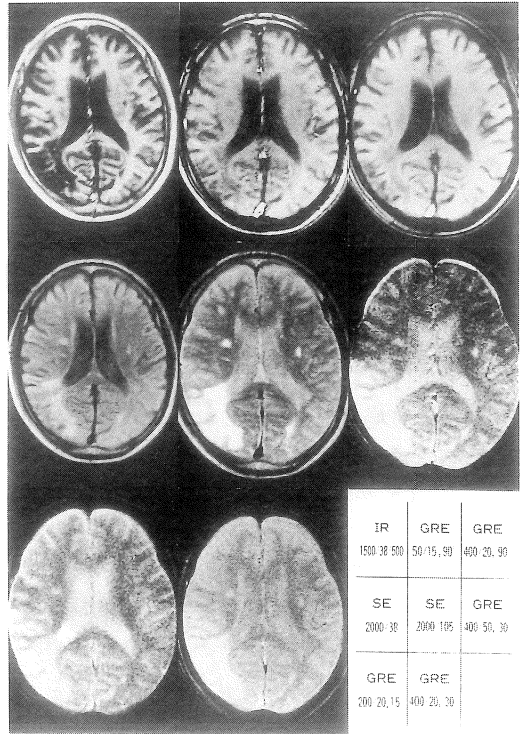


図 7 : 症例 1. 小梗塞巣が GRE (TR/TE, θ : 400/20, 90°) 以外のパルス系列でほぼ描出されている。

4. 考 察

GRE 法は, 1985 年 Frahm ら¹⁾により FLASH

imaging の名称で最初に紹介されて以来, 高速イメージングを得る手法として注目され, GRASS²⁾, FAST³⁾, FISP⁴⁾, FATE⁵⁾など種々のパルス系

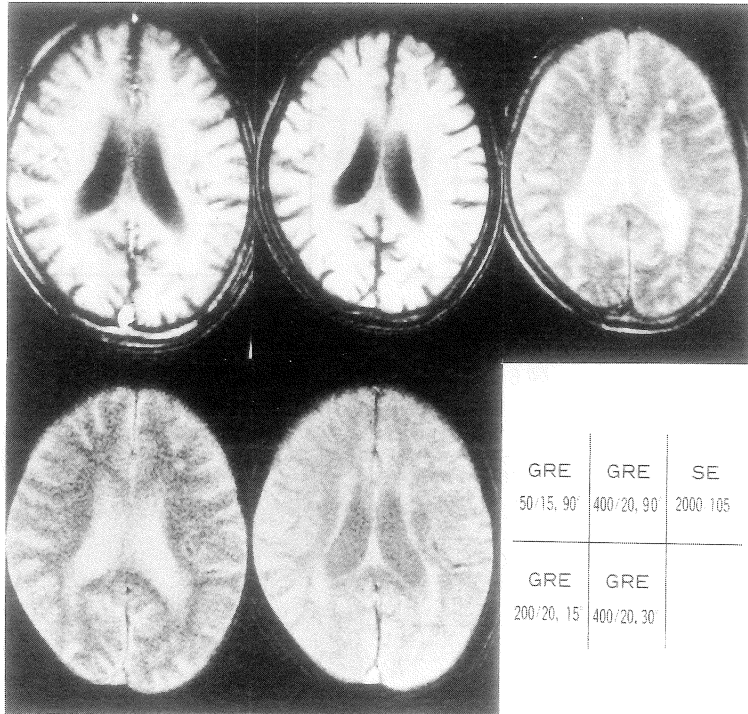


図8：症例2. T₁強調パルス系列では小梗塞巣が描出されていない。

列が次々に登場してきた。これらのパルス系列に共通したポイントは、フリップ角が90°より小さいこと、TRが短いこと、リードアウト傾斜磁場の反転によりエコーをリフォーカスすることの3点であり、180°リフェイジングパルスを省くことで高速撮像を行なえるのが大きな特徴となっている。

GRE法の画像コントラストは、TR、TEとフリップ角の3つのパラメーターに依存するが、臨床応用を行う上で予めこれらの関係を明らかにしておく必要がある。一般に、GRE法の信号強度を求める式は、

$$SI = N(H) \cdot \exp(-TE/T_2^*) \cdot [1 - \exp(-TR/T_1)] \cdot \sin\theta / [1 - \exp(-TR/T_1) \cdot \exp(-TR/T_2) - [\exp(-TR/T_1) - \exp(-TR/T_2)] \cos\theta]$$

N(H)：プロトン密度，TE：エコー時間

TR：繰り返し時間

θ：フリップ角，T₂* < T₂

として表わされる⁹⁾。このGRE法の信号強度は、フリップ角に最も依存して変化し^{7),8)}、この適切な選択によりT₁強調画像とT₂*強調画像を描出することができる⁹⁾と言われているが、フリップ角と信号強度との関係については、従来の報告において若干の混乱がみられている。Millsら¹⁰⁾は脳脊髄液と脳実質の信号強度曲線を作成して、フリップ角90°では白質の信号強度は灰白質よりも高くT₁が強調され、65°で灰白質と白質が等信号となり、フリップ角30°の画像ではT₂が強調されてSE(2,000/60)と同様の像を示すとしている。加藤ら¹¹⁾はコントラストマップを用いた方法によりフリップ角を大きくするとT₂強調になり、フリップ角を小さくするとT₁強調となると結論

している。さらに Winkler⁹⁾らは FLASH の画像コントラストは T_2 には全く依存せず、FISP は T_2/T_1 の比によって決まるとしているが、フリップ角との関係についてはとくに触れていない。Maravila¹²⁾はフリップ角が $30^\circ \sim 90^\circ$ で T_1 強調、 $5^\circ \sim 20^\circ$ で T_2 強調を生じるとしているが、我々の検討では TR が短く ($50 \sim 400$ ms)、TE が短く ($15 \sim 20$ ms)、フリップ角が大きい ($60^\circ \sim 90^\circ$) と T_1 強調が出現し、反対に TR が長く (400 ms)、TE が長く ($25 \sim 50$ ms)、フリップ角が小さい ($\sim 30^\circ$) と T_2^* 強調が現われるという Maravila とほぼ同じような結果が得られた。但し、TR が $15 \sim 20$ ms 程度の非常に短い時間の場合には T_2 の長いスピンのみが大きい信号を与えるために、GRE 法が T_1 強調画像と T_2 強調画像の 2 種類のスキャン法に区分されるという現象を念頭に置いておかなければならない。これは滝沢¹³⁾によると、TR 時間後に RF パルスを印加する時に T_2 値の長いスピに残っている XY 面内の磁化を次の信号に寄与させるかどうかによって T_1 強調か T_2 強調かが決まり、FLASH 法のように XY 面内の磁化を破壊して T_2 成分を消失させると T_1 強調画像が得られ、GRASS 法や FISP 法のように XY 面内の磁化を利用すれば T_2 を強調した画像が得られると説明されている。

GRE 法の S/N は、SE 法と比べて単位時間あたり $20 \sim 75\%$ 改善される¹⁴⁾と言われ、等時間における S/N が良好なことが GRE 法の特徴の一つとされている¹⁰⁾。我々の検討によると、 T_2^* 強調像の S/N は long SE 法とほぼ同程度であって有意の改善は認められなかったが、 T_1 強調パルス系列の特に TR を短縮した GRE (TR/TE, $\theta: 50/15, 90^\circ$) は、IR 法や short SE 法よりも単位時間で約 $3 \sim 5$ 倍高い S/N を示しており、上記の説を裏付けた。一方フリップ角と S/N との関係を見ると、Ernst ら¹⁵⁾は小さいフリップ角の方が S/N が改善するというのに対して Enzmann ら⁸⁾は全ての TR で S/N はフリップ角の大

きさに比例して増大するとしており、我々の検討ではフリップ角が大で S/N が増加しフリップ角小で S/N が低下するというほぼ比例的な関係かもしくはフリップ角 75° 付近を頂点とする上方凸の曲線関係が示された。以上から、短い TR と大きいフリップ角 ($60 \sim 90^\circ$) を用いた GRE 法が良好な S/N を得るための撮像条件であると考えられた。

GRE 法では磁化率の不均一な組織の境界部や金属充填物などにより著明なアーチファクトが出現して画質劣化の大きな原因となっている。しかし逆にこの磁化率の変化に対する鋭敏性や或いは flow-related enhancement により定常流が高信号に描出されるというような GRE 法の特長を利用して動脈脈管形、血管腫、血栓症など血管性病変の検索¹⁶⁾、または脳脊髄液を高信号とした MR ミエログラフィによる頸椎症など脊椎病変の診断に応用されている。然るに、日常頻繁にみる脳の小梗塞巣の描出能については、最も高い T_2^* 強調の GRE (TR/TE, $\theta: 400/50, 30^\circ$) でも描出率は 86.4% にとどまり、long SE 法に取って代わるまでには至っていない。結局、現段階では GRE 法は幾つかの限られた疾患と撮像領域において臨床的な有用性があるとみるべきである。しかしながら、高速撮像を用いた心臓のシネイメージ、或いは 3 次元 thin slice イメージなどの GRE 法の臨床研究が各方面で進められており、GRE 法が MRI の新しい分野を切り開く撮像法であることは論を待たない。さらに、Gd-DTPA などの造影剤が症例の多岐にわたる体幹部にも適用されれば高速撮像を併用することで SE 法を凌ぐ診断能を持つことも予想され、今後の研究成果が期待されることである。

5. ま と め

- 1) GRE 法の画像コントラストは、SE 法と同じく TR、TE が短縮すると T_1 が強調され、

TR, TE が延長すれば T_2^* が強調されるが, TR, TE よりも特にフリップ角に大きく依存し, フリップ角が大 ($60^\circ \sim 90^\circ$) で T_1 強調像が, フリップ角が小 ($\sim 30^\circ$) で T_2^* 強調像が得られる。

- 2) T_1 強調パルス系列の GRE (TR/TE, θ : 50/15, 90°) は, 単位時間あたりの S/N が非常に良好である。しかし, SE 法と比べて T_2^* 強調パルス系列の S/N の改善は認められない。
- 3) 0.2 T 装置の GRE 法による脳の小梗塞の描出能は SE 法よりも劣っており, GRE 法は現段階では限られた疾患に対して適用されるものと考えられる。

文 献

- 1) J. Frahm, A. Haase, D. Mattheaei, et al.: FLASH MR imaging: from images to movies, Presented at the 71st Annual Meeting of the RSNA, Chicago, Nov. 17-22, 1985
- 2) J.A. Utz, R.J. Herfkens, G. Glover et al.: Three second clinical NMR images using a gradient recalled acquisition in a steady state mode (GRASS), Magn. Reson. Imaging, 4: 106, 1986
- 3) M.L. Gyngell, N.D. Palmer, L.M. Eastwood: The application of steady-state free precession in 2DFT MR imaging, SMRM abstract, 666-697, 1986
- 4) A. Oppelt, R. Graumann, H. Barfud, et al.: FISP: a new fast MRI sequence, Electromedica, 54: 15-17, 1986
- 5) J.A. Tkach, E.M. Haacke: Fast low angle spin-echo (FATE) imaging, Topical Conference on Fast MRI Techniques, Cleveland, 1987
- 6) D.D. Stark, W.G. Bradley, Jr: Magnetic resonance imaging. The C.V. Mosby Co., St. Louis, 1988: p.76-78
- 7) 西村 博, 渡部 滋, 横山泰彦, 他: 0.2 T 永久磁石方式 MRI におけるグラジエント・エコーの有用性. 日磁医誌抄録集, 8 Supplement-2: 118, 1988
- 8) D.R. Enzmann, J.B. Rubin: Cervical Spine: MR imaging with a Partial Flip Angle, Gradient-refocused Pulse Sequence, Radiology, 166: 473-478, 1988
- 9) M.L. Winkler, D.A. Ortendahl, T.C. Mills, et al.: Characteristics of Partial flip angle and gradient reversal MR imaging, Radiology, 166: 17-26, 1988
- 10) T.C. Mills, D.A. Ortendahl, N.M. Hylton, et al.: Partial Flip Angle MR imaging, Radiology, 162: 531-539, 1987
- 11) 加藤 勤, 沢田 敏, 野口由美, 他: Spin echo 信号における Flip angle と Contrast との関係についての解析. 日磁医誌, 8: 52-61, 1988
- 12) K.R. Maravilla: Rapid imaging pulse sequences for CNS evaluation, MRI decisions, 2: 3-14, 1988
- 13) 滝沢 修: MRI 技術の最近における展開 5. MR の現状と将来の課題. 日放技学誌, 46: 57-62, 1990
- 14) R.E. Hendrick, J.B. Kneeland, D.D. Stark: Maximizing signal-to noise and contrast-to noise ratios in FLASH imaging, Magn. Reson. Imaging, 5: 117-127, 1987
- 15) R.R. Ernst, W.A. Anderson: Application of Fourier transform spectroscopy to magnetic resonance, Rev Sci Instr, 37: 93-102, 1966
- 16) S.W. Atlas, A.S. Mark, E.K. Fram, et al.: Vascular Intracranial Lesions: Applications of gradient-echo MR imaging, Radiology, 169: 455-461, 1988

Image Contrast and Clinical Application of Gradient-Echo Sequences at 0.2T

MASAHIRO ISHII, KAZUYA SUKEGAWA, MASANOBU SAITO

*Department of Radiology, Hitachi General Hospital
Jonan-cho, 2-1-1, Hitachi-si Ibaraki-ken*

GRE named FLASH imaging was first introduced by Frahm et al. in 1985. This sequences has a feature of partial flip angles, short TRs, and the lack of 180° RF pulses in spin-echo refocusing, instead the use of a read-out gradient reversal technique, so that fast imaging time has been brought on by this technique.

To clarify the utility of GRE techniques the authors investigated the relation between the parameters of GRE (TR, TE, θ) and image contrast, comparison between S/N of GRE, and SE and IR, and detectability of small brain infarction on GRE sequences.

The result was that image contrast of GRE sequences greatly depends on flip angles ; larger flip angles (60° to 90°) produce more T_1 -weighted image, and smaller flip angles ($\sim 30^\circ$) more T_2^* -weighted image. On the point of S/N of GRE sequences, GRE (TR/TE, θ : 50/15, 90°) show excellent higher S/N than SE sequences for equal imaging times, but no improvement of S/N of T_2^* -weight pulse sequences is recognized. Detectability of small brain infarction on GRE sequences with 0.2T MRI is inferior to SE sequences, Therefore GRE sequences seem to be applied to limited diseases at the present time.