

GRASE 法を用いた高速 T₁ 強調像：女性骨盤領域への応用

道家雅子, 渡辺祐司, 熊代正行, 天羽賢樹,
石守崇好, 小田一成, 奥村 明, 小池晋司,
百々義廣

倉敷中央病院放射線科

はじめに

女性骨盤領域のルーチン検査に脂肪抑制 T₁ 強調像を撮像することで、子宮内膜症性嚢胞や皮様嚢腫の検出率・診断能を向上させることが出来る^{1),2)}。また、脂肪抑制法は造影後の撮像にも有用である。SE 法は撮像時間が長く、また脂肪抑制パルス付加による撮像枚数の制限も大きい。したがって SE 法で脂肪抑制 T₁ 強調像の撮像を付け加えると検査時間が大幅に延長する。そこで我々は、少しでも撮像時間を短縮するために、本来は T₂ 強調像として考案された GRASE (gradient- and spin-echo) 法を改変して T₁ 強調像を撮像し、その基礎的、臨床的検討を行ったので報告する。

対象および方法

1. パルスシーケンスおよびパラメーター

GRASE 法は高速 SE (TSE) 法とグラディエントエコー法を組み合わせた撮像法である^{3)~6)}。すなわち、複数回の 180°RF パルスによって得られる異なる位相のスピネコーに加えて、各 180°パルス間で読み取り勾配磁場の高速反転によりグラディエントエコーも収集する方法である (Fig. 1)。1 回の励起パルスで多

くの位相エンコーディングが行われるため、TSE 法よりもさらに撮像時間の短縮が可能である。GRASE 法では、画像コントラストを支配する k 空間の中心部 (低周波部分) にスピネコーのデータが配置され、空間分解能を支配する k 空間の外側 (高周波部分) にグラディエントエコーのデータが配置される。したがって、SE 法に近いコントラストが得られる。また 180°RF パルスが用いられることにより、信号減衰は T₂*ではなく T₂ に依存するため、グラディエントエコー法や EPI 法に比べ、磁場の不均一性や磁化率の変化に対する感受性は低い^{3)~5)}。GRASE 法では TSE 法と同様に、k 空間の中心部を埋めるスピネコーに対応する TE を実効 TE という。

1 回の励起 (1TR) あたりに加える 180°パルスの数をターボファクター (N_{TSE})、各 180°パルス間の読み取り勾配磁場の高速反転の数を EPI ファクター (N_{EPI}) とすると、同じ TR、加算回数であれば、撮像時間は SE 法のおよそ 1/(N_{TSE} × N_{EPI}) に短縮される。T₂ 強調像では TR、実効 TE が長いので、大きなターボファクター、EPI ファクターを設定することが可能である。しかし、T₁ 強調像では、短い実効 TE、TR を設定する必要があるため、現状ではターボファクター 3、EPI ファクター 3 が上限

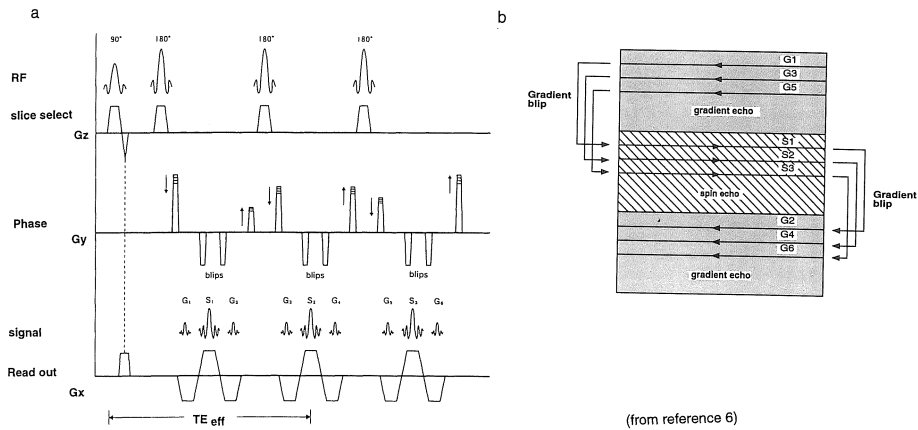


Fig. 1. Pulse-sequence diagram (a) and k-space trajectory (b) of the GRASE technique. In GRASE imaging, the number of RF refocusing pulse is N_{TSE} and the number of gradient refocusing pulse between two 180° RF pulses is N_{EPI} . The speed advantage over standard spin-echo imaging is proportional to the total number of echoes per 90° excitation (echo train length) which equals $N_{EPI} \times N_{SE}$ (a). In our study, N_{TSE} is three and N_{EPI} is three, giving the total of nine signals per excitation. Spin echoes fill in the center of k-space relating to image contrast. The effective echo time (TE_{eff}) is the time at which the center of k-space is sampled, near the middle of the echo train (b).

Table 1. Pulse Sequence Parameters

Parameter	Sequence				
	phantom study			clinical study	
	SE	TSE	GRASE	SE	GRASE
TR (ms)	500	431	500	500-600	500-600
TE or effective TE (ms)	18	13	35	15-18	35
Turbo factor	—	3	3	—	3
Epi factor	—	—	3	—	3
No. of acquisitions	1	1	1	2	4
FOV (mm) (R-FOV(%))	400(70)	400(70)	400(70)	280-300(70)	280-300(70)
Matrix size	205 × 256	205 × 256	205 × 256	205 × 256	205 × 256
Bandwidth (kHz)	35.8	30.0	27.8	25.3	22.0
Slice thickness/gap (mm)	10/1	10/1	10/1	7-8/1-2	7-8/1-2
Slice number/package	15(9)*/1	14(10)*/2	12(10)*/2	13-16(8-9)*/1	12-14(10-12)*/2
Imaging time (s)	73	44	21	154-183	80-96

* slice number when fat suppression pulse is applied, scan direction: phantom study: coronal, clinical study: transaxial

である。

今回の検討に用いた T₁ 強調像のパラメーターを Table 1 に示す。ファントムを用いた基礎的検討では SE 法, TSE 法, GRASE 法の比較を行った。これらのパラメーターは、我々が実際に臨床での撮像に用いている TR および、(実効) TE を用い、各シークエンス間で FOV, マトリックス, スライス厚を揃え、加算回数 1 回にて比較を行った。臨床検討は、子宮内膜症性嚢胞と卵巣皮様嚢腫の症例において、SE 法と GRASE 法の比較を行った。GRASE 法では、理論的には上述のように同じ TR であれば 1 パッケージ (撮像単位) あたりの撮像時間は SE 法の 1/9 となる。しかし実際は、SNR が低いため加算回数を SE 法の 2 倍とした。また臨床用に設定した TR, TE の条件下で撮像できるスライス枚数が 6~7 枚に制限されるため、SE 法と同じスライス枚数を得るために 2 パッケージにして撮像した。このため撮像時間は SE 法の約 1/2 ($1/9 \times 2 \times 2 = 4/9$) であった。脂肪抑制法では脂肪抑制パルスが各励起パルスの前に付加されるため脂肪抑制前と同一の TR では撮像枚数が減少した。したがって、病変の大きな症例ではパッケージ数を増やして撮像した。なお、個々の症例で体格、必要とされた撮像範囲によって FOV, スライス厚, 枚数は、Table 1 に示す範囲で適宜変更した。

脂肪抑制法にはオートシミング併用の周波数選択的脂肪抑制パルス (spectral presaturation with inversion recovery : SPIR) を用いた。使用装置は Philips 社製 Gyroscan ACS-NT (1.5 T) で、受信用コイルはすべて体幹用コイルを使用した。

2. 基礎的検討

a. SNR に関する検討

市販の Gd-DTPA 製剤 (マグネビスト) を生理食塩水を用いて希釈し 0.1 mM (T₁/T₂ 値 : 1294/1222 ms), 0.4 mM (T₁/T₂ 値 : 473/417 ms), 0.8 mM (T₁/T₂ 値 : 255/222 ms), 2 mM

(T₁/T₂ 値 : 100/90 ms) の濃度の Gd-DTPA 溶液を作成した。これらの溶液と生理食塩水 (T₁/T₂ 値 : 4092/1965 ms) のみを満たした試験管を塩化ニッケル (10 mM) を含むファントム容器 (直径 220 mm) 内に配置後、各シークエンスにて撮像し、各試験管の平均信号強度 (SI_c) とバックグラウンド (空気) の標準偏差 (SD_{BKG}) を測定した。これをもとに、SNR を以下の式を用いて算出した。

$$\text{SNR} = \text{SI}_c / \text{SD}_{\text{BKG}}$$

b. アーチファクトに関する検討

化学シフトアーチファクト, 脂肪抑制効果, 磁化率アーチファクトを比較するために、オリブオイル (脂肪), 空気, フェリセルツ粉末 (クエン酸鉄アンモニウム), Gd-DTPA 原液 (50 mM : 常磁性物質), 金属 (TAE 用プラチナ製コイル, 外科用チタン合金製ステープル, チタン製脳動脈瘤クリップ) を含む試験管を塩化ニッケルを含むファントム内に配置し、各シークエンスにて脂肪抑制パルスを付加したものと付加しないものを撮像した。金属はスポンジに固定した状態で試験管内に入れ、生理食塩水で満たした。それぞれについて 2 名の放射線科医, 1 名の放射線技師により視覚的に評価した。

3. 臨床的検討

子宮内膜症性嚢胞 6 症例 (平均 35 歳) および卵巣皮様嚢腫 4 症例 (平均 38 歳) において、SE 法, および GRASE 法にて脂肪抑制パルスを付加したものと付加しないものを撮像し、以下の検討を行った。なお、撮像前には鎮痙剤 (ブスコパン) を筋注し、撮像は安静呼吸下で行い、基本的には横断像で比較した。

a. 視覚的評価

GRASE および SE 法の、病変の検出率, 脂肪抑制パルスによる脂肪抑制効果, 総合的な画質について、2 名の放射線科医, 1 名の放射線技師により視覚的に両者の比較検討を行った。脂肪抑制効果は、骨盤腔内および皮下脂肪, 骨

髓脂肪, 病変部 (皮様囊腫) の脂肪について, 信号抑制の程度および均一性について比較評価した. 総合的な画質とは, 視覚的な SNR, 腸管内空気によるアーチファクト, 解剖学的構造の鮮明度, 化学シフトアーチファクトのずれの大きさなどを考慮した総合的な比較評価である. それぞれ, SE 法が GRASE 法より優れるもの (SE>GRASE), SE 法と GRASE 法が同等のもの (SE=GRASE), GRASE 法が SE 法より優れるもの (SE<GRASE) に分類した. また, 膀胱内の尿および皮様囊腫の液体成分について SE 法と GRASE 法の相対的な信号強度を比較した.

b. 定量的評価

病変部 (皮様囊腫では脂肪成分), および膀胱内の尿, 大臀筋, 皮下脂肪, バックグラウンド (空気) に ROI を設定し, 1 ボクセルあたりの平均信号強度 (SI) およびバックグラウンドの標準偏差 (SD_{BKG}) を算出した. ROI はアーチファクトの影響を受けない部でできるだけ大きく設定した. これらを用いて皮下脂肪, 尿, 大臀筋, 病変部それぞれの SNR, 大臀筋 (A) の尿 (B) に対するコントラストおよび病変部 (A) の尿, 大臀筋 (B) に対するコントラストを以下のごとく算出し, 有意差検定 (student t 検定) を行った.

$$SNR = SI / SD_{BKG},$$

$$Contrast (A/B) = (SI_A - SI_B) / (SI_A + SI_B)$$

結 果

1. 基礎的検討

a. SNR (Fig. 2)

SNR はいずれのパルスシークエンスでも 0.8 mM までは Gd-DTPA 溶液の濃度が増加するに従って上に凸の曲線で増加した. SE 法が最も優れ, 次いで TSE 法, GRASE 法の順であった. Gd-DTPA 溶液の濃度が増加するに従って, 各シークエンス間の SNR の差は大きく

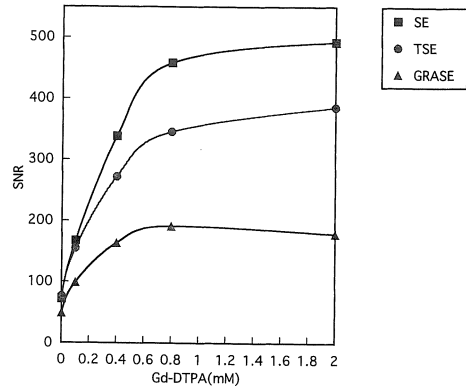


Fig. 2. SNR of each sequence as a function of Gd-DTPA concentration.

なった. 0.8 mM を超えると TSE 法, SE 法では緩やかな増加を示し, 逆に GRASE 法では軽度の減少がみられた.

b. アーチファクトに関する検討 (Fig. 3)

化学シフトアーチファクトは, SE 法, TSE 法では周波数エンコード方向に認められたが, GRASE 法では位相エンコード方向に認められた. 脂肪信号の位置のずれの程度は GRASE 法では TSE 法や SE 法に比べてやや大きかった.

フェリセルツ粉末, 空気および Gd-DTPA 原液の入った試験管はいずれのシークエンスでも均一な無信号を呈し, 脂肪抑制前には正円がゆがんだ形として描出された. これらのゆがみの形は SE 法, TSE 法では同様であったが, GRASE 法ではゆがみの方向が異なっていた. しかし, ゆがみの大きさはいずれのシークエンスでも同程度であった. 脂肪抑制パルス付加後には, これらの試験管のゆがみはいずれも位相方向に著明に増強したが, 各パルスシークエンスでのゆがみの大きさはほぼ同程度であった. 金属 (プラチナ, チタン) の入った試験管は, いずれのシークエンスでも低, 無信号の混在する不均一な信号を呈し, 脂肪抑制前には正円がごく軽度にゆがんだ形として描出された. 脂肪抑制パルス付加後でもこれらのゆがみは増強さ

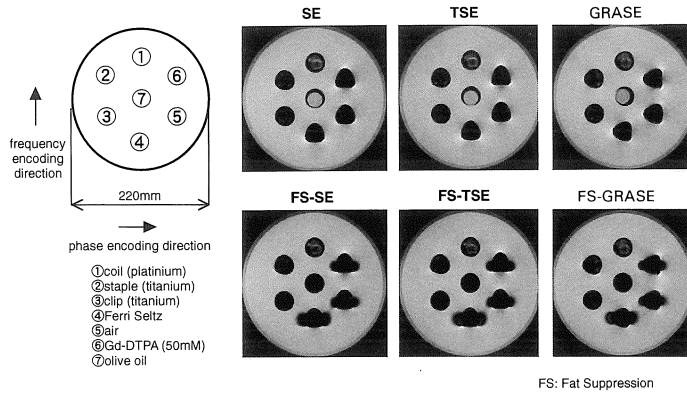


Fig. 3. Phantom study.

The image distortion due to susceptibility artifact is seen in the tube including ferrite, air and gadolinium, which looks more remarkable when fat-suppression pulse is applied. The shape of the image distortion seen on GRASE sequence is different from that seen on SE and TSE sequence. Chemical shift artifact is seen in the phase-encoding direction on GRASE imaging, while it is seen in the frequency-encoding direction on SE sequence.

れることはなく脂肪抑制前と同様の像を呈した。

脂肪抑制パルスの付加により、オリーブオイルの信号はいずれのシークエンスにおいても同様に低信号化し、良好な脂肪抑制効果が得られた。

2. 臨床的検討

a. 視覚的評価 (Table 2)

SE法, GRASE法とも全例で評価可能な画質が得られた。子宮内膜症性病変は脂肪抑制パ

ルス付加前ではSE法, GRASE法とも高信号を呈した。脂肪抑制パルス付加後では, SE法, GRASE法とも周囲の脂肪信号が抑制され, 病変部は明瞭な高信号として描出された (Fig. 4)。皮様嚢腫の脂肪成分は, GRASE法, SE法とも脂肪抑制パルス付加前には高信号を呈し, 脂肪抑制パルス付加後には, SE法, GRASE法とも信号の低下を認め診断可能であった (Fig. 5)。これらの病変の検出率に両者の間で差はなかった。

SE法, GRASE法とも脂肪抑制パルスにより骨盤腔内脂肪, 皮下脂肪, 骨髄脂肪の信号はほぼ均一に良好に抑制された。両者の脂肪信号の抑制効果, 均一性は同等であった。

総合的な画質は, SE法, GRASE法ともほぼ同等であった。子宮内膜症性嚢胞の1症例でSE法よりGRASE法のほうが優れていたものがあったが, これは腹壁脂肪によるモーションアーチファクトがSE法よりもGRASE法で少なかったためである。また皮様嚢腫の1例で脂肪抑制SE法が脂肪抑制GRASE法より優

Table 2. Visual Evaluation

(n=10)

		SE > GRASE	SE = GRASE	SE < GRASE
Lesion Conspicuity	conventional	0	10	0
	FS	0	10	0
Image Quality	conventional	0	9	1
	FS	1	9	0

FS: Fat Suppression

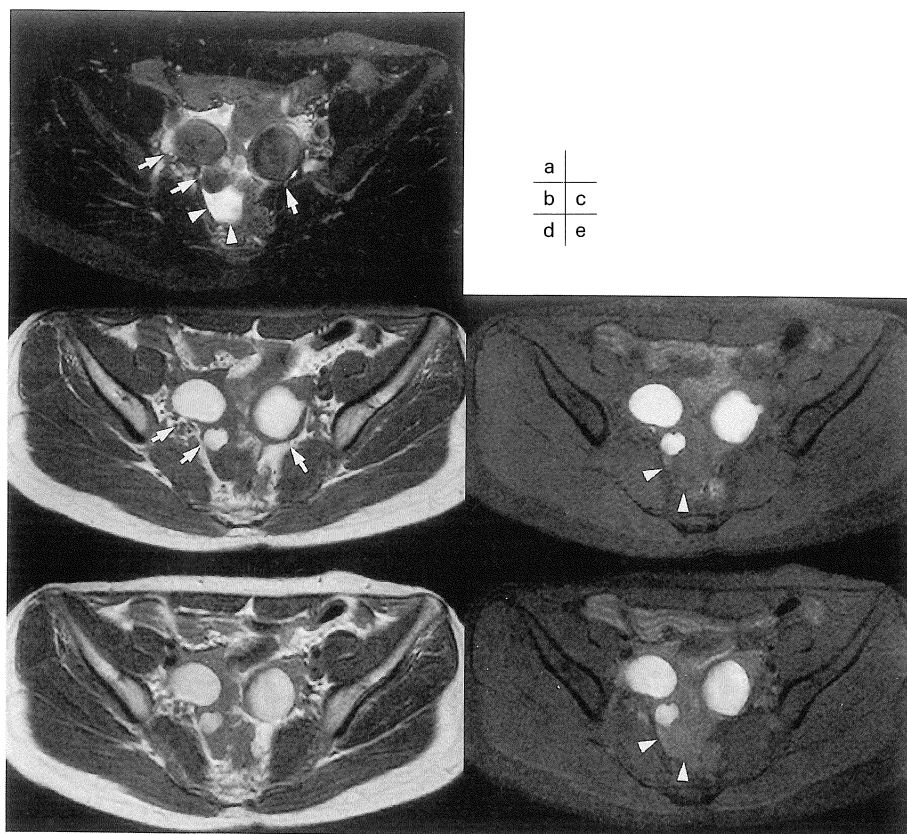


Fig. 4. Endometrial cysts.

a : Fat-suppressed TSE T₂-weighted image, b : SE T₁-weighted image, c : Fat-suppressed SE T₁-weighted image, d : GRASE T₁-weighted image, e : Fat-suppressed GRASE T₁-weighted image

Endometrial cysts (↑) are clearly shown as hyperintense lesions on both SE (c) and GRASE (e) imaging with fat suppression. Note that the signal intensity of ascitic fluid in Douglas' pouch (▲) appears higher on GRASE images (d, e), in comparison with SE images (b, c).

れていたが、これはノイズが脂肪抑制 GRASE 法で脂肪抑制 SE 法より大きかったためである。

膀胱内の尿は全例で GRASE 法のほうが SE 法よりも相対的に高信号を呈した (Fig. 6)。皮様嚢腫の液体成分も同様であった (Fig. 5)。

b. 定量的評価

1) SNR (Table 3)

子宮内膜症嚢胞 6 例と皮様嚢腫 4 例の計 10 例の正常組織の SNR は、大臀筋と皮下脂肪で

GRASE 法は SE 法に比べ有意に低値を示した。一方、逆に尿の SNR は GRASE 法が SE 法よりもやや高く、脂肪抑制併用画像で有意差 ($p < 0.01$) を認めた。内膜症性嚢胞および皮様嚢腫の脂肪成分の SNR は GRASE 法でやや低い傾向であったが、有意差は認められなかった。

2) コントラスト (Table 4)

大臀筋と尿のコントラストは GRASE 法は SE 法と比べ有意 ($p < 0.01$) に低かった。同

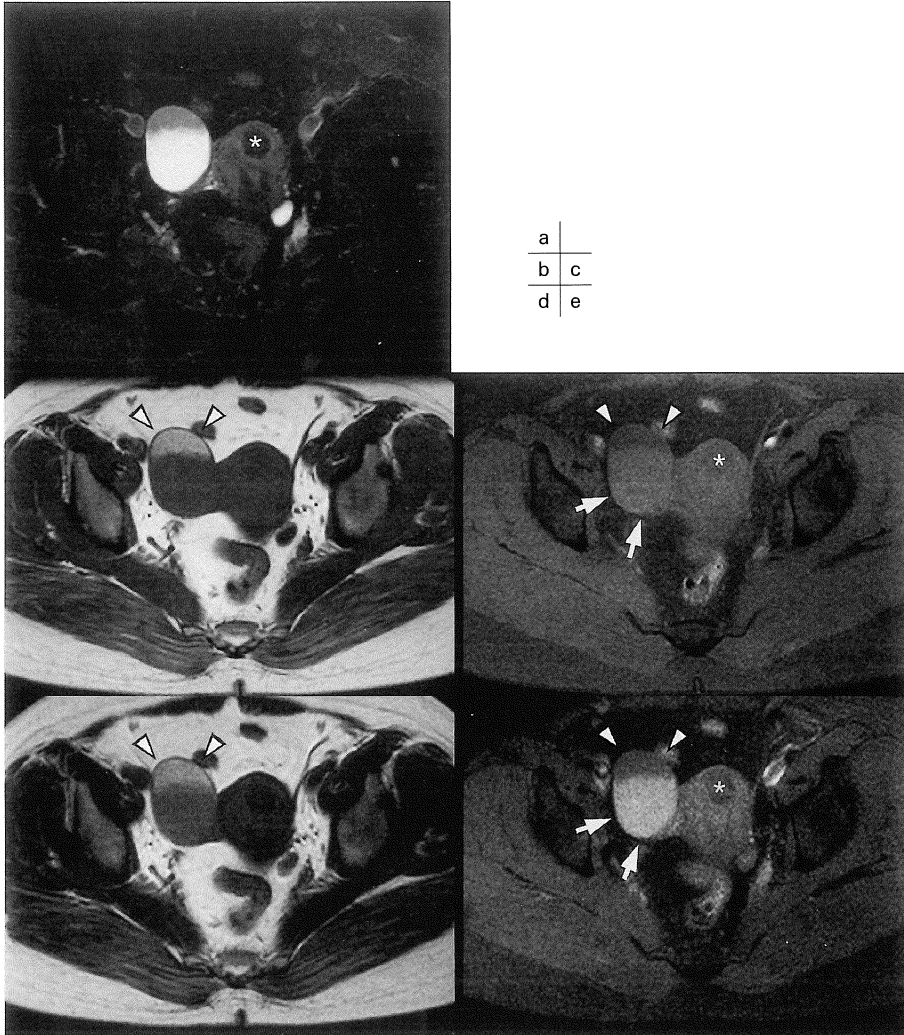


Fig. 5. Dermoid cyst of the right ovary.

a : Fat-suppressed TSE T₂-weighted image, b : SE T₁-weighted image, c : Fat-suppressed SE T₁-weighted image, d : GRASE T₁-weighted image, e : Fat-suppressed GRASE T₁-weighted image

The dermoid cyst contains fat component floating on fluid component. SE (b, c) and GRASE images (d, e) show the fat component (△) as a hyperintense area on conventional imaging and as low signal intensity on fat-suppressed imaging. Note that the signal intensity of fluid component (↑) is slightly higher on GRASE images (d, e) than on SE image (b, c). Uterine leiomyoma (*).

様に、内膜症性嚢胞や皮様嚢腫の脂肪成分と尿とのコントラストも GRASE 法は SE 法に比べ有意に低かった。病変部と大臀筋のコントラ

スは GRASE 法と SE 法との間で有意差は認められなかった。

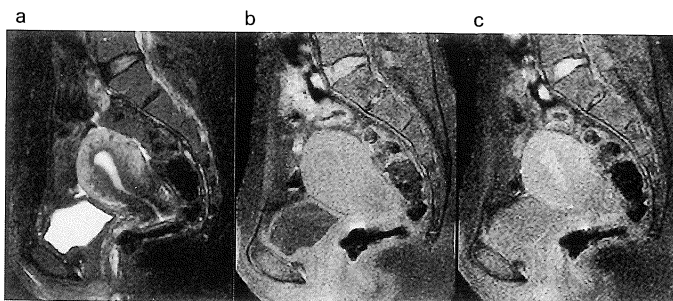


Fig. 6. The difference in signal intensity of urine and uterine endometrium between SE and GRASE images.
 a : Fat-suppressed TSE T₂-weighted image, b : Fat-suppressed SE T₁-weighted image, c : Fat-suppressed GRASE T₁-weighted image
 The signal intensity of urine and uterine endometrium is higher on GRASE (c) image than on SE image (b), though other normal tissues seems similar between GRASE and SE images.

Table 3. SNR of Normal Tissue, Endometrial Cyst and Dermoid Cyst

		Normal tissue (n=10)			Endometrial cyst (n=6)	Dermoid cyst (n=4)
		Muscle	Fat	Urine		
conventional	SE	21.0±4.8	66.8±13.8	11.2±2.2	61.4±14.7	65.0±24.3
	GRASE	15.5±3.8]**	50.6± 7.5]*	12.5±1.1	48.6± 7.8	38.4± 7.0
FS	SE	15.3±2.5	11.1± 1.9	10.5±1.1	55.5±11.2	13.6± 5.1
	GRASE	12.8±1.9]**	9.7± 1.4]*	13.3±1.7]**	51.8± 7.3	10.8± 4.2

* : p<0.05

** : p<0.01

Table 4. Contrast among Normal Tissue, Endometrial Cyst and Dermoid Cyst

		Muscle/Urine (n=10)	E. cyst/Urine (n=6)	E. cyst/Muscle (n=6)	D. cyst/Urine (n=4)	D. cyst/Muscle (n=4)
conventional	SE	0.30±0.07	0.70±0.05	0.52±0.06	0.67±0.08	0.43±0.19
	GRASE	0.10±0.11]**	0.58±0.05]**	0.52±0.04	0.53±0.07]**	0.42±0.16
FS	SE	0.18±0.05	0.67±0.05	0.57±0.04	0.10±0.18	-0.08±0.17
	GRASE	-0.02±0.05]**	0.58±0.05]*	0.60±0.02	-0.14±0.19]*	-0.10±0.19

E. cyst: endometrial cyst

D. cyst: dermoid cyst

* : p<0.05

** : p<0.01

考 察

GRASE 法は理論的には撮像時間を大幅に短縮することができる。しかし実際には種々の制約があり 1 パッケージで撮像できるスライス枚数は SE 法の約 1/2 であり、SNR も SE 法に比べ低い。したがって、臨床例で SE 法と同じ撮像範囲ではほぼ同等の SNR の画像を得るためには、2 パッケージとし、加算回数も SE 法の 2 倍にする必要があった。このため結果的には撮像時間は SE 法の約 1/2 になったに過ぎない。しかし、脂肪抑制パルス付加前後の撮像が必要なこと、ときに多方向撮像や造影後の撮像が行われること、脂肪抑制法を併用した場合撮像枚数が制限されるため SE 法でもパッケージを増やす必要があることを考慮すると、GRASE 法は限られた時間内に検査を行う臨床の場では有用であると考えられる。

現行の GRASE 法では、ターボファクター 3、EPI ファクター 3 による 9 つのエコー信号を k 空間に直線的に配列するため、また傾斜磁場の制約により、最短実効 TE は 35 ms となる。この実効 TE は T₁ 強調像としては長く、このため信号強度には T₂ 緩和がかなり関与すると考えられる。基礎検討で 0.8 mM 以上で SNR が低下傾向であったのは T₂ 緩和の影響が強いためと考えられる。また臨床例で、尿、皮様嚢腫の液体成分、子宮内膜などの T₂ 値の長いものの信号強度が SE 法よりも相対的に高かったのも同様の理由と考えられる。

加算回数 1 回で比較した基礎的検討において、GRASE 法の SNR は SE 法や TSE 法より明らかに悪かった。GRASE 法はスピンエコーのみでなく信号の弱いグラディエントエコーを使用するため、原理的に SE 法や TSE 法よりも SNR が悪いと考えられる。また GRASE 法で用いた実効 TE が 35 ms と長かったことも SNR が悪かった一因と思われる。そこで、臨床的検討は、SNR を上げるため加算回数を SE 法の 2 倍にして行った。定量的には

GRASE 法の SNR は SE 法よりも有意に劣っていたが、視覚的には GRASE 法と SE 法では 1 例を除いて同等の SNR とされ、総合的な画質はほぼ同等であった。

GRASE 法では、グラディエントエコーを使用するため TSE 法に比べ磁場の不均一や磁化率の変化に鋭敏とされる^{3),4)}。しかし今回のファントムによる検討では磁化率アーチファクトは SE 法、TSE 法と同等であり、臨床的検討でも腸管内の空気の影響は SE 法と同等であった。

化学シフトアーチファクトのずれの大きさはファントム上は GRASE 法は SE 法よりもやや大きかった。これは GRASE 法では SNR を上げるため狭い受信バンド幅が自動設定されるためである。臨床的検討の総合評価でこのずれの大きさも考慮されたが両者の差は視覚的には認識されなかった。

脂肪抑制効果、脂肪抑制の均一性についても基礎的、臨床的検討ともに GRASE 法は他のシークエンスと同等であった。脂肪抑制法を併用した場合の、皮様嚢腫、内膜症性嚢胞の検出率も SE 法と同等であった。

現行の GRASE 法の問題点は、前述のように実効 TE が T₁ 強調像としては長いことである。したがって、病変部と周囲組織との微妙なコントラストが問題となる領域では GRASE 法を用いるのは危険が伴う。例えば肝血管腫と肝臓のコントラストの低下が起こりうる。しかし、婦人科領域では、前述のように脂肪抑制効果や造影効果が問題となることが多い。現行の GRASE 法であっても、同じパラメーターで脂肪抑制前と後、造影前と後の画像を撮像し、比較することにより、脂肪成分の有無や造影効果については評価可能と考える。また、液体成分についても、尿や脳脊髄液よりも高信号を呈すれば、血性あるいは粘稠な液体と判断できる。

他の高速撮像法には TSE 法があり、これは T₂ 強調像の撮像時間を大幅に短縮した。しかし、TSE 法も T₁ 強調像として用いるには短い

TR, 実効 TE の設定が必要で, エコートレイン数やスライス枚数が制限される. TSE 法は GRASE 法よりも短い TE の設定が可能ではあるが, TSE 法で SE 法と同じ加算回数 2 回で GRASE 法と同等の領域を撮像するには, GRASE 法よりも撮像時間がやや長くなる. またエコートレイン数を上げた場合は短い 180° RF パルス間隔による比吸収率 (SAR) の上昇やアーチファクトが問題となる⁷⁾.

以上の検討より, GRASE 法は臨症例において SE 法とほぼ同等の画質が得られ, 脂肪抑制効果も良好で, 内臓症性嚢胞や皮様嚢腫の検出率も SE 法と同等であった. しかも撮像時間は SE 法の約 1/2 と短かった. したがって臨床的には SE 法に換わりうる撮像シークエンスであり検査時間の短縮に寄与することができる. また呼吸停止下の撮像も可能である. 今後, 傾斜磁場の増強や, k 空間のデータ配置の工夫により実効 TE を短縮することができれば, より強い T₁ 強調像の実現が可能となると期待される. また同時に, フェーズドアレイコイルの開発により加算回数を減らしても SNR を保つことができれば, 撮像時間が更に短縮され呼吸停止下での撮像も可能となり, 上腹部への応用も期待される.

結 語

従来, 高速 T₂ 強調画像として用いられた GRASE 法を改変し, 高速 T₁ 強調画像として, 女性骨盤領域に臨床応用した. SE 法と比べ約 1/2 の撮像時間で女性骨盤領域全体を撮像でき, 脂肪抑制法を併用することによって子宮内臓症, 皮様嚢腫の検出・診断に有用であった.

謝 辞

本研究に関して協力いただいた倉敷中央病院放射線科 MRI 検査室技師 清野 隆, 中田和明, 香川芳徳, 田渕 隆, 光井英樹, 佐々木二梅恵, 倉敷中央病院放射線科 陶山浩子の各氏およびフィリップス・メディカルシステムズ・ジャパン Marc Van Cauteren, 加藤恵樹の各氏に深謝します.

文 献

- 1) Sugimura K, Okizuka H, Imaoka I, et al. : Pelvic endometriosis : detection and diagnosis with chemical shift MR imaging. *Radiology* 1993 ; 188 : 435-438
- 2) Stevens SK, Hricak H, Campos Z : Teratomas versus cystic hemorrhagic adnexal lesions : differentiation with proton-selective fat-saturation MR imaging. *Radiology* 1993 ; 186 : 481-488
- 3) Oshio K, Feinberg DA : GRASE (gradient- and spin-echo) imaging : a novel fast MRI technique. *Magn Reson Med* 1991 ; 20 : 344-349
- 4) Feinberg DA, Oshio K : GRASE (gradient- and spin-echo) MR imaging : a new fast clinical imaging technique. *Radiology* 1991 ; 181 : 592-602
- 5) Feinberg DA, Kiefer B, Litt AW : High resolution GRASE MRI of the brain and spine : 512 and 1024 matrix imaging. *J Comput Assist Tomogr* 1995 ; 19(1):1-7
- 6) 藤井清文 : 高速撮像法 Turbo-FLASH, Turbo-SE (Fast-SE), Turbo-GSE, EPI とはどういうものか. *画像診断* 1994 ; 14(1) : 55-67
- 7) 曾根美雪, 佐々木真理, 吉岡芳親, 他 : 骨関節の高速スピネコー画像における 'ぼけ' とその対策. *日磁医誌* 14(1) : 62-66, 1994

Fast T₁-weighted Imaging Using GRASE Sequence for the Female Pelvis

Masako DOHKE, Yuji WATANABE, Masayuki KUMASHIRO,
Yoshiki AMOH, Takayoshi ISHIMORI, Kazushige ODA,
Akira OKUMURA, Shinji KOIKE, Yoshihiro DODO

*Department of Radiology, Kurashiki Central Hospital
1-1-1, Miwa, Kurashiki-shi, Okayama 710-8602*

GRASE sequence, a combination of TSE and gradient echo, has been developed as a fast T₂-weighted imaging technique. We have modified the GRASE sequence to be used for fast T₁-weighted imaging of the female pelvis. In this article, we compared image quality and incidence of artifacts between T₁-weighted GRASE images and conventional T₁-weighted SE images. In a phantom study, signal-to-noise ratio was inferior in the GRASE images relative to corresponding on SE images. Susceptibility and chemical shift artifacts seen in GRASE images were seen with almost equal incidence in SE and TSE images. In a clinical study, we compared GRASE images with SE images in six patients with endometrial cysts and four patients with dermoid cysts. The overall image quality obtained with GRASE sequence was satisfactory in all patients and was almost identical with that obtained with SE sequence. GRASE images demonstrated endometrial cysts and dermoid cysts as clearly as did SE images. T₁-weighted GRASE imaging, however, has a relatively long TE (35 ms) for T₁-weighted images, which makes the signal intensity of urine and uterine endometrium with long T₂ values higher than in SE images. In conclusion, GRASE sequence can be used for fast T₁-weighted imaging of the female pelvis because of short imaging time.