

## 心電同期 SE 法による T<sub>1</sub>強調画像

川光秀昭, 杉村和朗, 笠井俊文, 君野勝治

島根医科大学医学部付属病院放射線部

### 緒 言

スピネコー (spin echo : 以下 SE) 法を用いて 2D-FT (Two-dimensional Fourier transform) 法により画像再構成を行なうと、撮像中に被写体が動くことにより phase-encode 方向にアーチファクトが生じる<sup>1)</sup>。そこで、心臓や縦隔、また縦隔近傍の肺野病変のように拍動に由来する運動の影響を強く受ける部位では、心電同期撮像によって鮮明な画像を得る<sup>2)</sup>。この同期法は、心電図の R 波をトリガーとして初期励起パルスを一定時間で印加する方法で、収集したデータの心時相を揃えることが出来るため、見かけ上、動きのない静止した画像が得られる。しかし、この方法は最短の繰り返し時間 (TR) が R-R 間隔に依存するため、一般的な成人の心拍数 (60~70/min)<sup>3)</sup>では TR は 800~1000ms 程度に規定される。一方、正常心筋の T<sub>1</sub>値は経験的に 600~800ms (1.5T) といわれている<sup>4)</sup>。組織の性状の判定や Gd-DTPA による造影像を撮像する場合には T<sub>1</sub>強調画像は不可欠であるが、TR=1000ms 程度ではエコー時間 (TE) を短くしても T<sub>1</sub>強調画像は得られない。低磁場では T<sub>1</sub>値が短いのでこの傾向はさらに強くなる<sup>5)</sup>。

SE 法でも初期励起パルスのフリップ角度 (flip angle : 以下 FA) によって画質が変わる事が知

られており<sup>6),7)</sup>、撮像時間を短縮するために利用されている<sup>8),9)</sup>。我々はこの特性を利用し、心電同期 SE 法の様に TR の長い条件下において、良好な T<sub>1</sub>強調画像を得る方法として low flip angle spin-echo 法の有用性を報告してきた<sup>10),11)</sup>。以前の報告は臨床例に基づく検討であった<sup>12)</sup>ため、今回理論的、実験的検討を加え本法の有用性について検討した。

### 理 論

SE 法において、与えられた条件のもとで Bloch の方程式を解くと、断層面に対応した核磁化の変化の様子を知ることができる<sup>13)</sup>。横磁化が励起パルスを印加する時点で無視できるほど小さいと仮定するとマルチエコー SE 法の信号強度 I は次のように表わすことができる<sup>9)</sup>。

$$I \propto N(H) \cdot \sin(\theta) \cdot [1 + (-1)^{m+1} \cdot \exp(-TR/T_1) - A] \cdot \exp(-TE/T_2) / B \dots\dots\dots(1)$$

但し

$$A = \sum_{n=1}^m (-1)^{m-n} \cdot 2 \exp[-TR - (2n-1)\tau] / T_1]$$

$$B = 1 + (-1)^{m+1} \cdot \cos(\theta) \cdot \exp(-TR/T_1)$$

N (H) はプロトン密度、 $\theta$  は初期励起パルスの FA、m は一回の励起で収集するエコー数、 $\tau$

キーワード spin echo, flip angle, T<sub>1</sub>-weighted image, electrocardiographic gating

は初期励起パルスから最初の 180° refocusing pulse までの時間を示す。

T<sub>1</sub>強調画像の撮像を想定すると、τ は TR に比べて無視できるほど小さく、また m=1 である。従って(1)式は、

$$I' \propto \frac{N(H) \cdot \sin(\theta) \cdot (1 - \exp(-TR/T_1)) \cdot \exp(-TE/T_2)}{1 + \cos(\theta) \cdot \exp(-TR/T_1)} \dots\dots\dots(2)$$

と近似できる。

(T<sub>1</sub>/TR) に対する信号強度を、FA をパラメータとして式(2)より算出し、各々の FA で最大信号強度を基準とした信号強度比 (I/I<sub>max</sub>) を表わした (Fig.1)。この信号強度比は間接的に MR 画像の T<sub>1</sub>値に対するコントラストを示している。

(T<sub>1</sub>/TR) が増加するにしたがって信号強度比は減少し、FA が小さいほどこの傾向は強くなる。TR と同様に FA も画像の T<sub>1</sub>強調に影響を与え、FA を小さくすることで TR を短くすると同じ効果が得られることを示唆している。

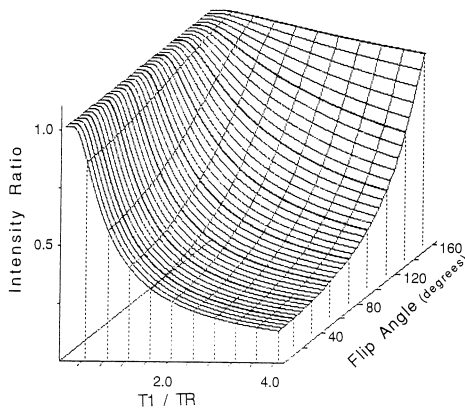


Fig.1. Predicted intensity ratio (signal intensities/maximum signal intensity) as a function of T<sub>1</sub>/TR for various flip angles.

方 法

理論式の妥当性を検討するため、ファントムによる実験的検討および人体の実測による基礎的検討を行なった。ファントムは T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>値等が既知 (Table 1) の poly vinyl alcohol (以下 PVA) ゲルファントム<sup>14)</sup> (日興ファインズ社製, 90-401) を用いた。人体の測定は正常ボランティア 5 名の頭部で行なった。いずれも診断用 MR 装置 (GE 社製 SIGNA, 1.5T) を使用し、頭部用コイルを用いて撮像した。

1. 実験的検討

a) ファントムによる信号強度の計測

信号強度が実際に理論式と一致するか、また FA に対する信号強度の傾向を調べるため次の実験をおこなった。

撮像条件は SE 法に FA を撮像パラメータに加えた partial flip angle spin-echo (以下 PFSE) 法より TR=1000ms, TE=20ms (τ=10ms), m=1 とし、FA を 16°から 16°毎に変化させた。PVA ゲルを内径 21mm の円筒に封入し、含水率 82% の PVA ゲル (T<sub>1</sub>=1000ms, T<sub>2</sub>=70ms) の中に配置した。各ファントムの中心に直径 16mm の関心領域 (resion of interest: ROI) を設定し信号強度を測定した。

b) Slice profile の計測

短時間に選択的 RF パルスが繰り返されると FA によって slice profile が変化する<sup>15)</sup>。SE 法のように選択的 180° refocussing RF パルスを使用する撮像では、gradient reversal により

Table 1. Parameter of poly vinyl alcohol gel phantoms for basic study

Phantom	Relative proton		
	density	T <sub>1</sub> (ms)	T <sub>2</sub> (ms)
A	1.0	370	52
B	0.98	850	64

1992年 8月27日受理 1993年 1月13日改訂

別刷請求先 〒693 出雲市塩冶町89-1 島根医科大学医学部付属病院放射線部 川光秀昭

refocussingを行なう gradient echo 法に比べ、FA による slice profile の変化が大きくなるため信号強度の算出誤差が増加することが報告されている<sup>8),7)</sup>。通常の使用条件すなわち、マルチスライス PFSE 法において FA に対する slice-profile の関係を調べた。

15°の傾斜角度を持った厚さ 20mm の楔状板 (PVA ゲル製, T<sub>1</sub>=1000ms) を用い、PFSE 法により TR=3000ms, TE=12ms, FA=24~120°, スライス厚さ 10mm の設定条件で撮像した。この時、画像コントラストの変化が計測に与える影響を避けるため TR は T<sub>1</sub>値の三倍程度に設定した。NEMA (National electrical manufactures association) 基準案により傾斜板法により slice profile を求め、その半値幅 (full width at half maximum : FWHM) からスライス厚を算出し、同時に slice profile の面積比も求めた。

#### c) 最適 FA の算出

心電同期撮像では、心拍数 (heart rate : 以下 HR) によって実効 TR (effective TR : 以下 ETR) が規則される。ETR は画像の T<sub>1</sub>強調度や SNR (signal to noise ratio) に影響を与えるため、それぞれの HR において T<sub>1</sub>強調画像が得られる最適な FA を決定しなければならない。

HR が 55~90/min において、一般的な T<sub>1</sub>強調画像 (TR=500ms, TE=20ms, FA=90° : 以下 T<sub>1</sub>W-SE) を基準として、T<sub>1</sub>値が一定の範囲で同じコントラストが得られる FA を理論的に算出した。躯幹部のほぼ全組織、疾患を包含している<sup>16)~18)</sup>こと、及び HR=60/min (ETR=1000ms) 程度の TR の長い撮像条件においても T<sub>1</sub>値とコントラストの直線性が保たれていることから、計算に用いた T<sub>1</sub>値の範囲は 400~1400ms とした。また、コントラストは設定した T<sub>1</sub>値の範囲の中央値 (900ms) の信号強度を I<sub>st</sub> としたとき、 $(I-I_{st})/I_{st}$  で算出した。

PFSE 法と T<sub>1</sub>W-SE の T<sub>1</sub>値に対するコントラストを比較し、各々の HR で最小二乗法により検定し T<sub>1</sub>W-SE と最も近似した傾向が得られる

FA を求めた。コントラストの算出に当たっては (2)式を使用し、T<sub>1</sub>強調画像を得ることが目的のため TE が無視できるほど短いと仮定し T<sub>2</sub>緩和の影響は無視した。

SNR はシステムの他の条件が同一の場合、各々の撮像条件での縦磁化の回復の程度すなわち信号強度に比例していると考えられる<sup>19)</sup>。SNR を比較するため設定した T<sub>1</sub>値の範囲 (400~1400ms) での平均信号強度を算出した。各々の HR で T<sub>1</sub>W-SE と最も近似したコントラストが得られる FA について、T<sub>1</sub>W-SE に対する信号強度比を求め相対 SNR とした。

## 2. 人体による基礎的検討

人体の組織の中で、脳白質と灰白質は最も T<sub>1</sub>値のコントラストが確認しやすく固体による差が少ない。そこで 5名のボランティアの頭部を PFSE 法と T<sub>1</sub>W-SE で撮像し、組織のコントラストを比較した。PFSE 法は HR=60/min を想定して TR は 1000ms に設定し、各 FA についてコントラストを算出し T<sub>1</sub>W-SE と比較した。コントラストは白質、灰白質の信号強度を夫々 S<sub>w</sub>, S<sub>g</sub> とすると  $(S_w-S_g)/S_g$  で算出した。

次に、心電同期撮像が必要な縦隔部の実際の疾患について FA が 90°の従来の SE (conventional SE : 以下 CSE) 法に引き続き PFSE 法で撮像し、画像を比較すると共に心電同期 PFSE 法を臨床に使用する場合の問題点を検討した。

## 結 果

### 1. 実験的検討

a) ファントム実験による信号強度の測定結果を理論式から予測される値と共に Fig.2 に示す。測定値は理論値と良く一致し、理論式の妥当性が示唆された。A, B とともに FA=100°付近で最も信号強度が高く、それ以上およびそれ以下でも信号強度は低下する。信号強度が最大となる FA=100°では、A の信号強度を B の信号強度で除した信号強度比は 1.2 である。FA が小さくな

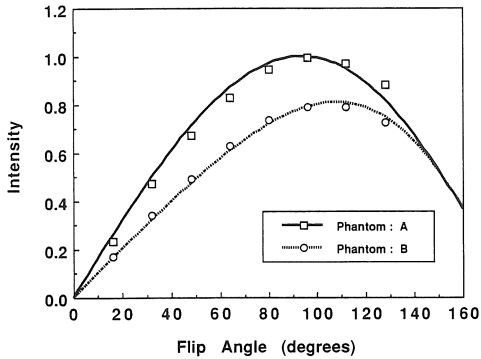


Fig.2. Measured (points) and predicted (lines) intensities as a function of flip angle in poly vinyl alcohol phantoms.

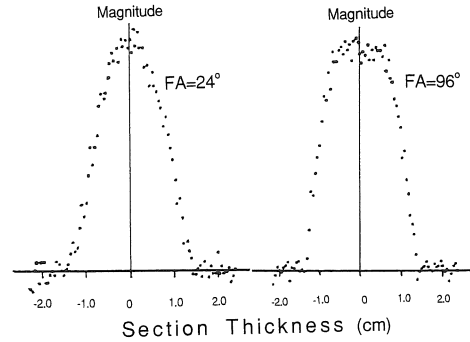


Fig.3. Measured slice profiles of different flip angles at imaging slice thickness of 10mm.

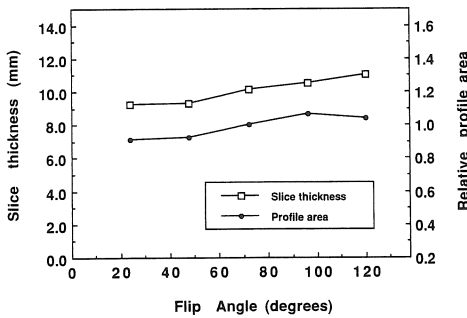


Fig.4. Measured slice thickness and relative profile area was shown for each flip angle at imaging slice thickness of 10mm.

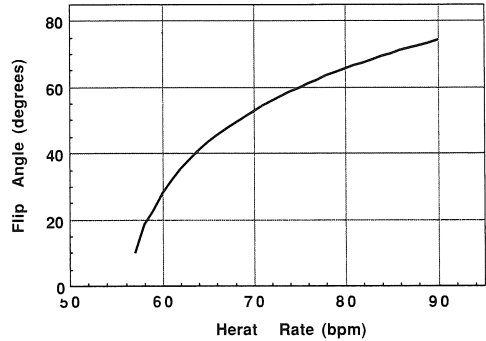


Fig.5. The predicted optimal flip angle needed to obtain  $T_1$ -dependent contrast identical to that with  $T_1$  weighted-SE as a function of heart rate.

るに従って信号強度は小さくなるが、A、Bの信号強度比は増大し、 $FA=40^\circ$ では1.5に上昇する。これは、 $FA$ が小さいほど $T_1$ 強調画像が得られることを示している。

b) 代表的な $FA$ のslice profileをFig.3に $FA$ に対するスライス厚さ及びprofileの面積比をFig.4に示す。Slice profilesは $FA$ が小さくなるに従って縮小する傾向が見られる。しかし、 $T_1$ 強調が得られる $FA=90^\circ$ 以下の低い部分ではその差は両者とも10%以下であった。この結果と、slice profileが断層面に直角方向の感度分

布を表していることから、PFSE法を実際のimagingに使用する場合には、 $FA$ に対する信号強度の変化に伴うコントラストとSNRの関係を考慮するだけで良いと考えられた。

c) 各HRにおいて $T_1W$ -SEと同じ程度の $T_1$ コントラストが得られる $FA$ をFig.5に示す。HRが小さいほどETRが長くなるため、 $T_1$ 強調画像を撮像するためには $FA$ は小さくする必要がある。HR=60/min (ETR=1000ms)の時におけるPFSE法による $T_1$ 値に対するコントラストの改善の程度をFig.6に示す。実用的な $T_1$ 値の範

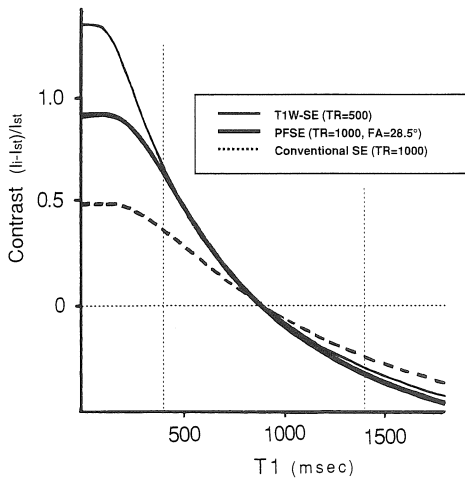


Fig.6. Predicted contrast  $\{( \text{signal intensity} - \text{signal intensity of } T_1=900\text{ms} ) / ( \text{signal intensity of } T_1=900\text{ms} )\}$  as a function of  $T_1$  value in each pulse sequence.

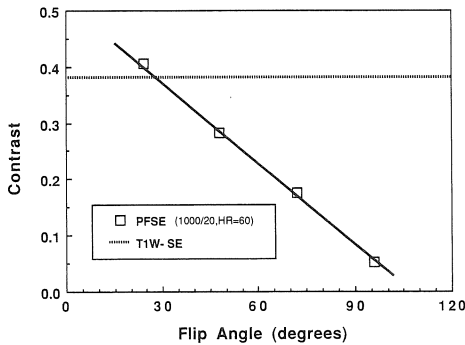


Fig.8. Measured contrast ratio  $\{( \text{signal intensity of white matter} - \text{signal intensity of gray matter} ) / ( \text{signal intensity of gray matter} )\}$  was shown for each flip angle.

画 (400~1400ms) で T<sub>1</sub>W-SE とほぼ同等の T<sub>1</sub>コントラストを得る事ができる。

次に各 HR で T<sub>1</sub>W-SE と同等の T<sub>1</sub>コントラストが得られる FA での T<sub>1</sub>W-SE に対する相対 SNR を Fig.7 に示す。PFSE 法の SNR は、ETR が長くなり縦磁化の回復が促進されることに由来する信号の上昇と FA の減少に伴う信号の低下の相互作用によって決まる。HR が 76/min

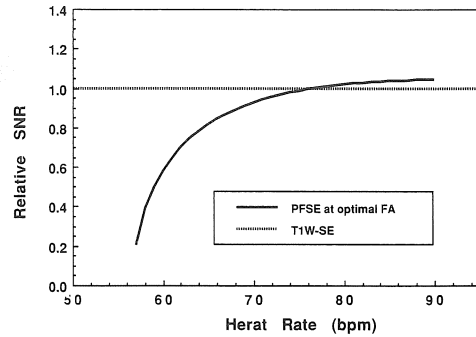


Fig.7. The signal to noise ratio obtained for each heart rate at optimal flip angle was compared with T<sub>1</sub> weighted-SE imaging.

以上では T<sub>1</sub>W-SE よりも僅かに高い SNR がえられるが、それ以下では SNR は急激に低下し HR が 65/min では T<sub>1</sub>W-SE の 80% にまで減少する。

## 2. 基礎的検討

各 FA に対する灰白質と白質のコントラストの測定値を Fig.8 に、得られた MR 画像を Fig.9 に示す。またこの時の T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>値は実測による 5 名の平均で灰白質では T<sub>1</sub>=870ms、T<sub>2</sub>=87ms、白質では T<sub>1</sub>=515ms、T<sub>2</sub>=74ms であった。

TR=1000ms (HR=60/min) では、FA は約 30° で T<sub>1</sub>W-SE と同等のコントラストが得られることがわかる。この値は 1-c) で求めた理論値とほぼ一致する。また、FA の減少に伴い画像の SNR も低下しているが、T<sub>1</sub>W-SE と比較して大きな画質低下は認められない。

症例 1 (Fig.10)：肺癌、62 歳男性。PFSE 法 (a) および CSE 法 (b) による単純 MR 画像。大動脈弓上部に接して腫瘍が存在するため心電同期撮像を併用した。PFSE 法では腫瘍内の構造を確認できるが、CSE 法では不明瞭である。また、椎体への侵潤による低輝度部分のコントラスト描出能も PFSE 法が優れている。

症例 2。(Fig.11)：急性心筋梗塞、64 歳女性。撮像の 1 月前に発症し PTCA が施行された。Fat suppression (Chem-SAT) を併用し

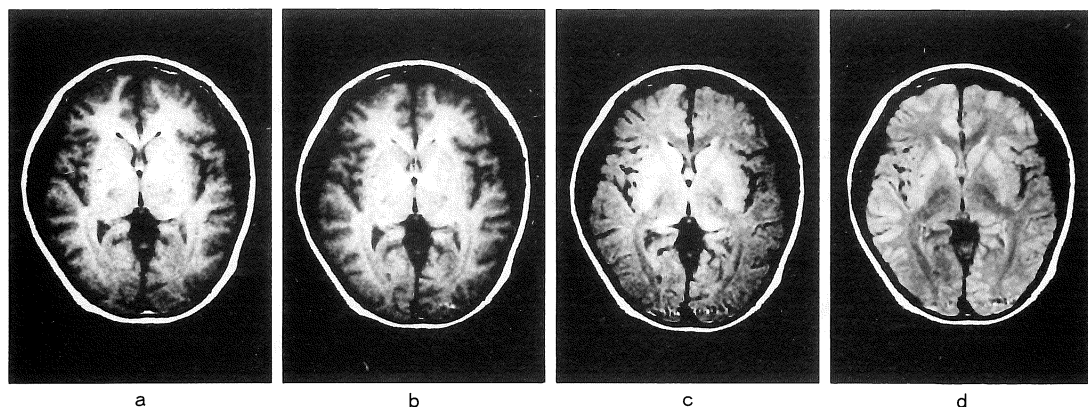


Fig.9. MR images of volunteer's head using partial FA SE imaging. T<sub>1</sub> weighted-SE (TR=500ms, TE=20ms) image (a) has the similar contrast as partial FA SE (TR=1000ms, FA=24°) image (b). Partial FA SE (FA=24°) (b) provides better T<sub>1</sub>-dependent contrast than partial FA SE (FA=48°) (c) and partial FA SE (FA=96°) (d).

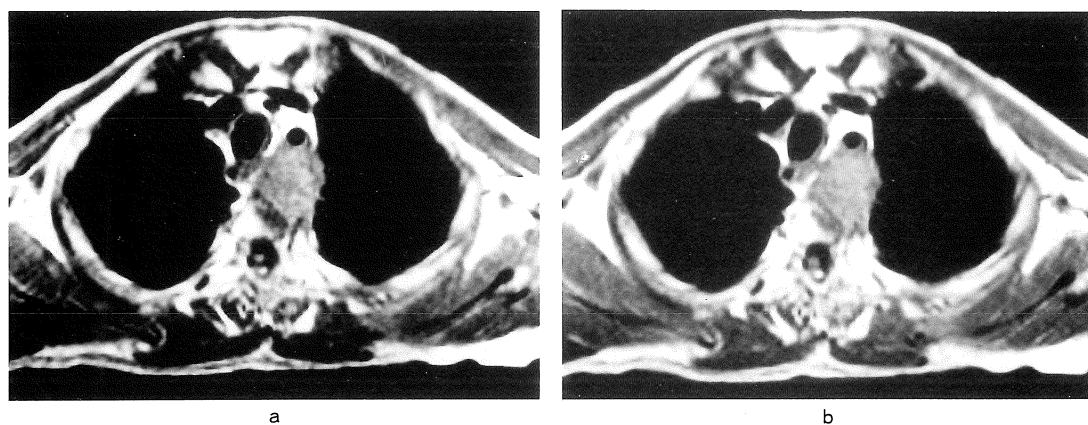


Fig.10. ECG-gated partial FA SE image (TR=R-R (1000ms), TE=20ms, FA=30°) and conventional SE image (TR=R-R, TE=20ms, FA=90°) of a 62 year-old male with lung cancer. Partial FA SE image (a) provides better tumor contrast than conventional SE image (b).

た単純MR画像 (a) と Gd-DTPA 造影 MR 画像 (b)。

フェーズエンコード方向で体外部分の信号の標準偏差を noise (N) とし、正常心筋の信号強度を signal (S) とした時の S/N は PFSE 法が 14.6 であったのに対して CSE 法では 21.1 であった。一方、梗塞部と正常心筋の信号差 (signal difference : 以下 SD) に対する SD/N は造影後の MR 画像で PFSE 法で 7.0, CSE 法

で 3.6 である。PFSE 法は CSE 法に比べて SNR は 69% に減少するが、MR 画像のコントラスト等の画質の指標となる SD/N<sup>9)</sup> は 1.9 倍に上昇する。

単純、造影のどちらの MR 画像でも PFSE 法の方が梗塞部の描出能は優れている。

#### 考 察

今回検討した PFSE 法は、通常の SE 法では

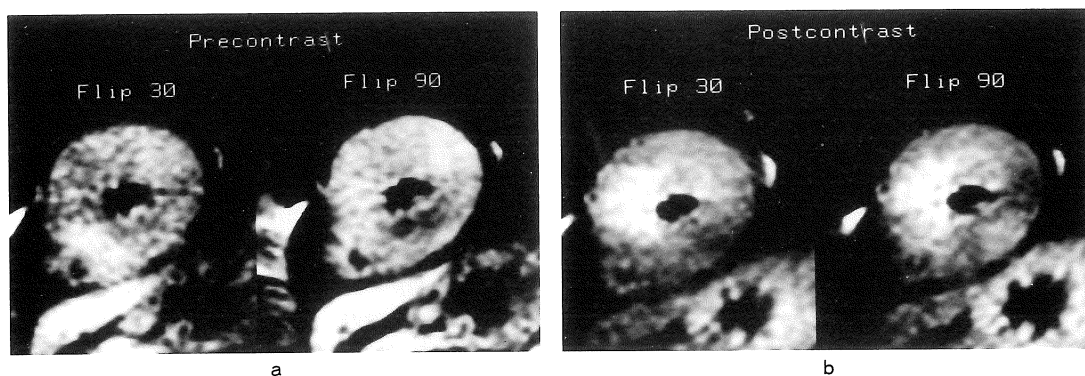


Fig.11. A 64 year-old female with acute myocardial infarction. Gd-DTPA precontrast (a) and postcontrast (b) images with partial FA SE (left, FA=30°) and conventional SE (right, FA=90°) technique. Gd-enhanced partial FA SE images has 1.9 times as much SD/N as conventional SE images. SD is the signal difference between normal and infarcted myocardium and N is background noise. Partial FA SE images demonstrates more contrast enhancement than conventional SE image.

撮像パラメータとして余り考慮されないフリップ角 (FA) に注目した撮像法である。

SE法では横磁化と同様に、エコー収集用180°パルスによって縦磁化も負の方向に反転させられる。通常のSE法と異なり、90°以外のFAを使用するPFSE法ではこの効果を見捨てることは出来ない<sup>9)</sup>。 $\tau$ が小さく初期励起パルスからの縦磁化の回復を見捨てる、RFパルスをうける直前の磁化をMとすると、FA= $\theta$ の時には180°パルスを印加した直後の縦磁化は、 $-M\cos(\theta)$ に反転する。FA=90°の時はゼロから回復するのに対して、FA<90°の時には負の縦磁化から再回復しなければならない。TRが同じでもFA<90°の条件下では縦磁化の回復が遅延されるため結果的にT<sub>1</sub>値を強調することが出来ると考えられている<sup>9),20)</sup>。

磁化のz軸から傾きFAは、初期RFパルスの有効磁場をH<sub>1</sub>としt<sub>p</sub>秒間印加すると、 $\theta = \gamma \cdot H_1 \cdot t_p$  (ラジアン) で与えられる。一方、RFパルスの周波数の拡がり $\Delta f$ は2/t<sub>p</sub> (Hz) で表される。t<sub>p</sub>を変更するとRFパルスの周波数分布に影響を与える<sup>21),22)</sup>ため、通常のMR撮像法では断層厚も同時に変わってしまい臨床上好ましくない。

そこで、我々は送信部の増幅器のゲインを操作して間接的にH<sub>1</sub>を変更した。FAが小さくなると周波数分布の周辺部で強度が保てないためスライス厚が若干変動したが、臨床に使用するには影響の無い程度に抑えることができた。

HRが低くなるに従ってETRが延長するためT<sub>1</sub>W-SEと同じ程度のT<sub>1</sub>強調画像を得るためにはFAも小さくしなければならないがSNRも共に減少する。理論的にはHRが76/min以下ではSNRはT<sub>1</sub>W-SEよりも低下するが、我々の使用したMR装置(1.5T)では、受信器のゲインなどの設定を撮像条件に対して最適化することで、加算回数を増加する等特別な補正処理を行わなくても臨床上特に問題は生じなかった。

心臓、縦隔およびそれらに接する部位で良好なT<sub>1</sub>強調画像が得られるようになった意義は大きい。特にGd-DTPA等T<sub>1</sub>値の短縮効果を有する造影剤を使用した場合、PFSE法は有用な撮像法であると考えられる。

## 結 論

- 1) SE法で1エコー収集の時FAを小さくす

るほど  $T_1$  値を強調した画像を得ることができる。

2) 心電同期PFSE法において各HRで  $T_1W$ -SE とほぼ等しい  $T_1$  コントラストが得られるFAを理論的に算出した。HR=65/min の時にはFAは約  $40^\circ$  で  $T_1W$ -SE と同等の画像が得られるが、SNRは80%程度に低下する。

3) 理論的に算出したFAは実際の撮像と良く一致し、臨床使用する上でも特に問題は生じなかった。

### 文 献

- 1) Haacke EM, Bellon EM : Artifacts. in Magnetic Resonance imaging, ed. by Stark DD, Bradley WG Jr, C. V. Mosby Company, St. Louis, 1988. p138-160.
- 2) Higgins CB : The heart : Acquired disease in Magnetic resonance imaging of the body, ed. by Higgins CB, Haicak H, Raven press, New York, 1987. p239-265.
- 3) 今川珍彦 : 循環 (心臓). 臨床検査講座 (10) 生理学, 今川珍彦, 渡辺 武, 医歯薬出版株式会社, 東京, 1983. p10-19.
- 4) 西村恒彦, 山田直明 : 心, 大血管MRIの読み方, 中外医学社, 東京, 1990. p6-19.
- 5) 逢坂 昭, 吉川研一, 上平 恒 : 病態と水. NMR医学 (基礎と臨床), 核磁気共鳴学会編, 丸善, 東京, 1984. p160-183.
- 6) Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM : Investigation of partial flip angle magnetic resonance imaging. IEEE Transaction on Nuclear Science, 33 : 496-500, 1986.
- 7) Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM, et al. : Partial flip angle MR imaging. Radiology, 162 : 531-539, 1987.
- 8) Mills TC, Ortendahl DA, Hylton NM, et al. : Variable flip angle excitation for reduced acquisition time magnetic resonance imaging. IEEE Transaction on Nuclear Science, 34 : 304-308, 1987.
- 9) Mitchell DG, Vinitski S, Burk DL, et al. : Variable-Flip-Angle Spin Echo MR imaging of the Pelvis : More versatile  $T_2$ -weighted images. Radiology, 171 : 525-529, 1989.
- 10) 川光秀昭, 笠井俊文, 杉村和朗, 湯浅貢司, 君野勝治 : Partial-Flip-Angle Long-TR Spin-Echo : 心電同期MR画像改善のための基礎的検討. 日磁医誌, 11 (s-2) : 116, 1991.
- 11) Kawamitu H, Sugimura K, Kasai T, et al. : Partial-Flip Angle Spin Echo imaging to obtain  $T_1$ -weighted images with Electrocardiographic gating. Radiology, 181 (suppl) : 281, 1991.
- 12) 杉村和朗, 川光秀昭, 吉川和明, 他 : 心電同期  $T_1$  強調MR画像—Low Flip Angle Spin-Echo法の有用性—. 日医放, 52 : 338-343, 1992.
- 13) 井上多門 : RFパルス系列と計測情報. MRI診断学 (基礎と臨床), 永井輝夫, 朝倉書店, 東京, 1988. p95-100.
- 14) 真野 勇, 小林智和, 森弘敏夫, 他 : MRIの性能評価用PVAゲルファントムの研究—特にゲル化の方法と撮影的のQ値について—. 日磁医誌, 10 : 278-283, 1990.
- 15) Young IR, Payne JA : Slice-shape artifact changes with precession angle in rapid MR imaging. Magn Reson Med, 5 : 177-181, 1987.
- 16) Davis PL, Kaufman L, Crooks LE, et al. : NMR Characteristics of Normal and Abnormal Rat Tissues. in Nuclear Magnetic Resonance imaging in medicine, ed. by Kaufman L, Crooks LE, Margulis AR, igaku-Shoin, New York, 1981. p71-100.
- 17) Ranade SS, Shan S, Talwalkar GV, et al. : 癌におけるパルスNMRの組織病理学的研究の意義. NMR映像, 飯尾正宏 監訳, 医学書院サウンダース, 東京, 1985. p432-438.
- 18) Higgins CB : The Thorax. in Magnetic Resonance Imaging of the Body, ed. by Higgins CB, Hricak H, Raven Press, New York, 1987. p191-226.
- 19) Sprawls P : Spatial characteristics of the MR imaging. in Magnetic Resonance Imaging, ed. by Stark DD, Bradley WG Jr, C. V. Mosby Company, St. Louis, 1988. p24-35.
- 20) 加藤 勤, 澤田 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 : 52-60, 1988.
- 21) Oldendorf W, Oldendorf W Jr : MRI Primer. Raven Press, New York, 1991. p92-95.
- 22) 赤坂一之, 井元敏明 : ファーラー・ベッカー パルスおよびフーリエ変換NMR, 吉岡書店, 1976. p143-146.



## Partial Flip Angle Spin-Echo Imaging to Obtain $T_1$ -Weighted Images with Electrocardiographic Gating

Hideaki KAWAMITSU, Kazuro SUGIMURA, Toshifumi KASAI,  
Katsuji KIMINO

*Radiological Center, Shimane Medical University Hospital  
89-1 Enya-cho, Izumo-shi, Shimane 693*

ECG-gated Spin-Echo (SE) imaging can reduce physiologic motion artifact. However it does not provide strong  $T_1$ -weighted images, because the repetition time (TR) depends on heart rate (HR). For odd-echo SE imaging,  $T_1$  contrast can be maximized by using a smaller flip angle (FA) of initial excitation RF pulses. We investigated the usefulness of Partial FA SE imaging in order to obtain more  $T_1$ -dependent contrast with ECG gating and determined the optimal FA at each heart rate. In computer simulation and phantom study, the predicted image contrast and signal-to-noise ratio (SNR) obtained for each FA ( $0\sim 180^\circ$ ) and each HR (55~90 beats per minute (bpm)) were compared with those obtained with conventional  $T_1$ -weighted SE imaging (TR=500 ms, TE=20 ms, FA=90°). The optimal FA was decreased by reducing HR. The FA needed to obtain  $T_1$ -dependent contrast identical to that with  $T_1$ -weighted SE imaging was 43° at a HR of 65 bpm, 53° at 70 bpm, 60° at 75 bpm. This predicted FA were in excellent agreement with that obtained with clinical evaluation. The predicted SNR was decreased by reducing FA. The SNR of partial FA SE imaging at HR of 65 bpm (FA=43°) was 80% of that with conventional  $T_1$ -weighted SE imaging. However, this imaging method presented no marked clinical problem. ECG-gated partial FA SE imaging provides better  $T_1$ -dependent contrast than conventional ECG-gated SE imaging, especially for Gd-DTPA enhanced imaging.