

原 著

高速スキャン NMR イメージング法

A Fast Scan Pulse Sequence for Nuclear Magnetic Resonance Imaging

岩岡秀人 (横河北辰電機株式会社)
藤野健治 (同 上)
杉山 直 (同 上)
松浦裕之 (同 上)

キーワード 核磁気共鳴 (NMR), SN 比, スキャンタイム, イメージコントラスト, パルスシーケンス

要 旨 新しいパルスシーケンスを用いた「Fast Recovery」法が, Saturation Recovery 法と比較して SN 比を劣化することなくスキャンタイムを約 1/10 と高速化できることを, 磁化 M の計算機シミュレーションと実験から確認した. T_1 や T_2 の差によるイメージコントラストを解析し, 最適パルス間隔を検討した. 小形常伝導電磁石を用いて, 2次元像および, 画像間演算により T_1 , T_2 画像を得た.

1 はじめに

Lauterbur¹⁾, 阿部²⁾, Damadian³⁾らによって考案された NMR イメージング法は, その後, 医学上の有用性への期待から, 特に欧米で精力的に研究されてきた. 今日では, 実用に耐えられるほど画質も向上し, 多くの臨床試験も行われるようになった. しかし, NMR イメージング装置が, X線 CT のように広く使用される真の実用期を迎え

るには, 医学的有効性の研究はもちろんのこと, 装置の改善も重要である.

現在の NMR イメージング装置のスキャンタイムは, 1~3 分と X線 CT と比較してひじょうに長く, さらに高品質画像を必要とする場合は, 10~20 分を要する. これは, パルスシーケンスの繰り返し間隔を T_1 より長くして磁化 M を熱平衡状態へ戻し, 繰り返しによる信号の減衰をさける必要があること, 十分な SN 比を得るため, 同一パルスシーケンスを繰り返し, 得られる信号を平均

して用いることに原因がある。スキャンタイムを短縮して高速化することは、診断コストの低減、モーションアーティファクトの減少、患者の肉体的、精神的負担の軽減など大きな効果が期待でき、NMR イメージング装置の実用化への大きな技術的ポイントの1つである。

高速化への試みとしては、エコー・プレナー法⁴⁾、マルチスライス法⁵⁾がある。前者は1回のパルスシーケンスで2次元画像を得ることはできるが、SN比が悪く、後者は複数のスライス面を順次励起して1画像あたりのスキャンタイムを見かけ上短縮しているため、高速化とはいえない。これに対し高SN比で、パルスシーケンスの繰り返しを高速化できるイメージング法は現在まで報告されていない。

ここでは新しいパルスシーケンスを用いた

「Fast Recovery 法」(FR 法)を提案し、SN比を劣化することなく高速化できることを解析結果と実験結果を用いて示す。また、FR法のSN比、 T_1 と T_2 のエンハンス効果を、Saturation Recovery法(SR法)、Spin echo法(SE法)と比較検討するとともに、FR法の最適なパルスシーケンスの繰り返し間隔を検討する。小形常伝導電磁石を用いて得られたFR法の2次元画像、画像間演算により得られた T_1 、 T_2 画像を示す。

2 Fast Recovery 法

2.1 パルスシーケンスと動作原理

SR法は、磁化 M が T_1 緩和で自然に熱平衡状態へ戻るのを待つ。これに対しFR法は、RFパルスを印加して磁化 M を強制的に、そして正確

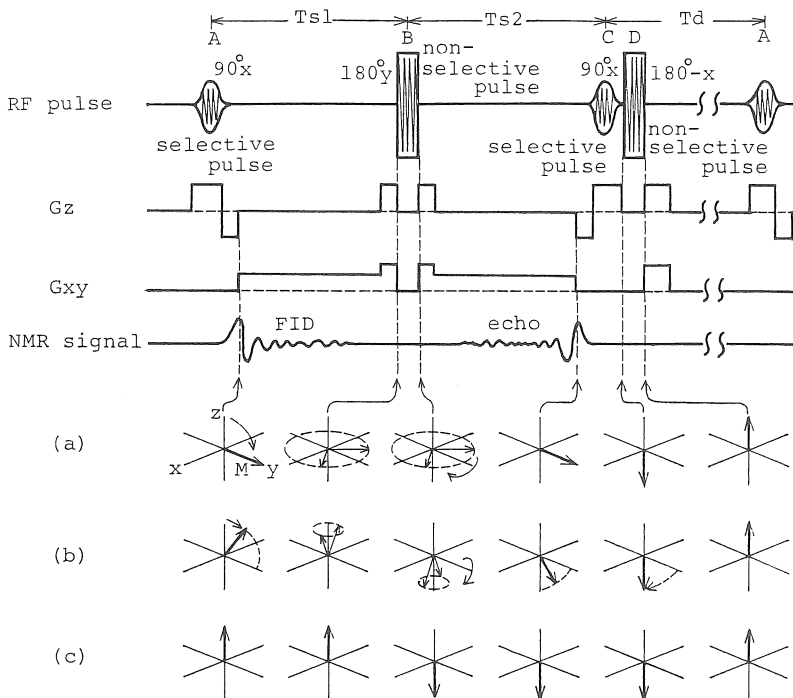


図1 Fast Recovery 法のパルスシーケンスと磁化 M のふるまい。(a): スライス面中央の磁化 M のふるまい, (b): スライス面境界, (c): スライス面外.

に熱平衡状態へ戻すことにより、SN比を劣化することなく高速化できるところに特長がある。

FR法のパルスシーケンスと磁化 M のふるまいを図1に示す。ここで静磁場の向きをZ軸とする。(a), (b), (c)は回転座標系で示した。FR法は4つのRFパルス、 $(90^\circ_x, T_{s1}, 180^\circ_y, T_{s2}, 90^\circ_x, 180^\circ_{-x}, T_d)^n$ と勾配磁場とで構成する。添字 (x, y) はRFパルスの位相を示す⁶⁾。ここでは投影復元法を用いた2次元画像を得る場合について説明するが、勾配磁場を変えることによりスピノープ法にも同様に応用できる。

時刻Aで、狭いスペクトル幅の 90°_x パルスとZ勾配磁場 (G_z)を印加してサンプル内のスライス面を選択励起する。その後、X, Y勾配磁場 (G_{xy})を印加して自由誘導減衰信号(FID)を得る。

Aから T_{s1} 時間後の時刻Bで、広いスペクトル幅の 180°_y パルスを印加してサンプル全体の磁化 M を反転させる。その後、 G_{xy} を印加してエコー信号を得る。

Bから T_{s2} 時間後の時刻Cで、Aと同じ 90°_x パルスと、時間軸を反転させた形状の G_z を印加してスライス面の磁化 M を $-Z$ 軸上に向ける。その直後の時刻Dで、スペクトル幅の広い 180°_{-x} パルスを印加して、サンプル全体の磁化 M を熱平衡状態へ戻す。しかし、磁化 M は、 T_{s1} , T_{s2} 時間に T_2 緩和により減衰しているため、 T_d 時間まってこのパルスシーケンスを繰り返す。得られたNMR信号から2次元画像をコンピュータで再構成する。

T_d 時間に印加する G_z , G_{xy} は「スポイラー」と呼び、パルスシーケンスを短い時間間隔で繰り返す場合のコヒーレンスによる影響を除去する⁷⁾。

Bの 180°_y パルス直後のスポイラー G_z , G_{xy} は、 180°_y パルスの不均一性と、パルス高とパルス幅誤差に起因するスライス面外からのノイズ信号を除去する。 180°_y パルス直前のスポイラーは、

正確なエコー信号を得るため、 180°_y 直後のスポイラーを補償する。

2・2 特長

- 1) パルスシーケンスの繰り返し間隔 $T_r = T_{s1} + T_{s2} + T_d$ を短縮することができ、同一SN比でSR法の1/10のスキャンタイムが可能である。
- 2) FIDとエコーの2つの信号を1回のパルスシーケンスで得られる。FR法の動的平衡状態における2つの信号強度は、Driven Equilibrium Fourier Transform法(DEFT法)⁸⁾と同一で(1)⁹⁾, (2)式となる。

$$S_{\text{FID}} = M_0 \cdot \frac{1 - \exp(-T_d/T_1)}{1 - \exp(-T_d/T_1 - 2T_s/T_2)} \quad (1)$$

$$S_{\text{echo}} = S_{\text{FID}} \cdot \exp\left(-\frac{2T_s}{T_2}\right) \quad (2)$$

- ここで M_0 は熱平衡状態の磁化 M , $T_s = T_{s1} = T_{s2}$ である。
- 3) S_{FID} と S_{echo} を平均して画像再構成に用いられれば、SN比を向上できる。また、両信号から得られたそれぞれの画像間演算により T_2 画像を得ることができる。
- 4) (1), (2)式は、 T_1 , T_2 およびシーケンスパラメータの T_s , T_d を含んでいるため、 T_s , T_d を選ぶことにより診断に最適な画像のコントラストを得ることが可能である。
- 5) T_s , T_d の違う複数の画像を用い、画像間演算により、 T_1 , T_2 画像を得ることができる。

FR法は、FIDとエコーの2信号を得られるが、以後の解析、実験ではFID信号だけを用いて説明する。

2・3 磁化 M の計算機シミュレーション

FR法における磁化 M のふるまいを、ブロッホの方程式を用いパルスシーケンスにそって計算機

シミュレーションして求めた。パルスシーケンスの繰り返し回数と信号強度の関係を図2に示す。動的平衡状態に到達するために約10回の繰り返しを必要とすることがわかった。パルスシーケンスの繰り返し間隔 $T_r=100\text{ms}$ のとき、このむだ時間は、わずか1sであるため高速化の支障にはならない。

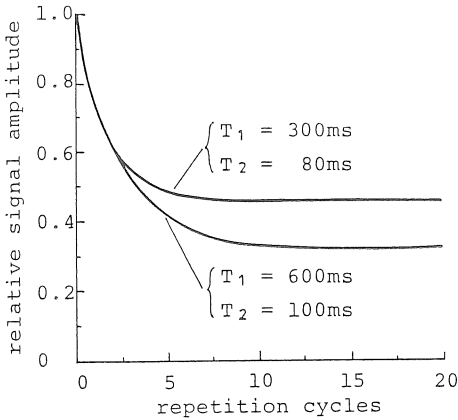


図2 パルスシーケンスの繰り返し回数と信号強度. $T_s=15\text{ms}$, $T_r=100\text{ms}$.

T_r と (1) 式の関係、および実験値を図3に示す。同時に SR 法の信号強度も示し比較した。計算値と実験値がよく一致していることがわかった。

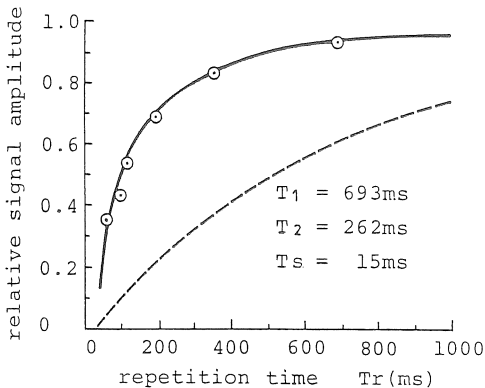


図3 パルスシーケンスの繰り返し間隔 T_r と信号強度。実線と丸印は FR 法の計算値と実験値、点線は SR 法の計算値。

また FR 法は SR 法より信号が大きく、特に短い T_r で差が大きかったことがわかった。

Z 軸上の信号強度分布 ($X=Y=0$ におけるスライス厚形状) の計算結果を図4に示す。90°パルスの変調は、ガウシアンを用いた。RF パルスを印加して磁化 M を強制的に熱平衡状態へ戻す他の方法として DEFT 法がある。DEFT 法と SR 法の計算結果を同時に示す。DEFT 法のパルスシーケンスは $(90^\circ, T_s, 180^\circ, T_s, 90^\circ, T_d)^n$ と表し、180°パルスを選択励起にする場合と、そうでない場合が考えられるが、共に磁化 M が複雑にふるまうため、特異な信号強度分布となるとともに SN 比が劣化することがわかった。

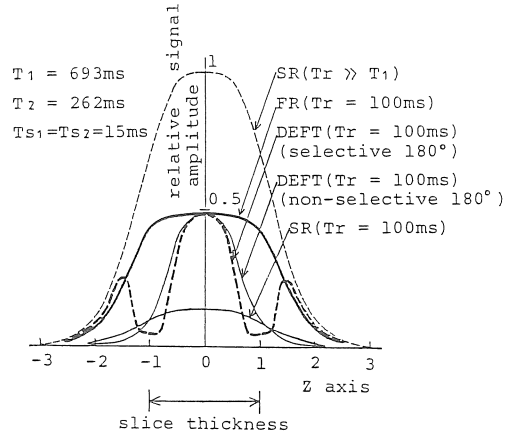


図4 Z 軸上の信号強度分布 ($X=Y=0$ におけるスライス厚形状) の計算結果。

3 SN 比とスキャンタイム

FR 法の SN 比とスキャンタイムを SR 法と比較する。

SN 比のフィギュア・オブ・メリットを (3) 式とする。

$$F_s = \frac{(S/N)_{FR}}{(S/N)_{SR}} \quad (3)$$

F_s と T_r の関係を図5に示す。ここで $(S)_{FR} = (1) \text{式}, (S)_{SR} = M_0 \{1 - \exp(-T_r/T_1)\}, (N)_{FR}$

$= (N)_{SR}$ である。 $T_r=100ms$ で、FR 法の SN 比は SR 法の 2~3 倍であることがわかった。 SN 比は、信号を平均することにより改善できることから、スキャンタイムは $(1/F_s)^2$ に短縮できる。 図 5 から FR 法のスキャンタイムは、 $1/4 \sim 1/10$ に高速化できることがわかった。

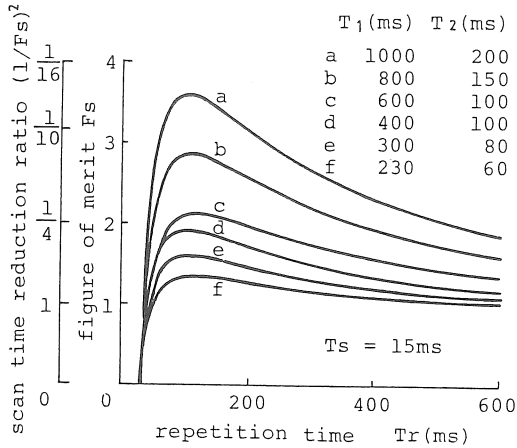


図 5 パルスシーケンスの繰り返し間隔 T_r とフィギュア・オブ・メリット F_s .

4 画像のコントラスト

FR 法の画像コントラストの特徴、 およびシーケンスパラメータ T_s , T_d によるコントラストの変化について検討する。

4.1 T_1 の差によるコントラスト

T_1 コントラストのフィギュア・オブ・メリットを (4) 式とする⁷⁾。

$$F_{T_1} = \frac{|\Delta S|}{4T_1/T_1} \cdot \sqrt{\frac{1}{T_r}} \quad (4)$$

ここで ΔS , ΔT_1 は、それぞれ同一 T_2 の隣り合う tissue の信号強度差と T_1 の差である。 F_{T_1} に T_r を含むことにより、SN 比の改善も考慮している。 SR 法と FR 法の、 F_{T_1} と T_r の関係を図 6 に示す。 SR 法では、 $T_r=T_1/2$ で F_{T_1} が最大となり、

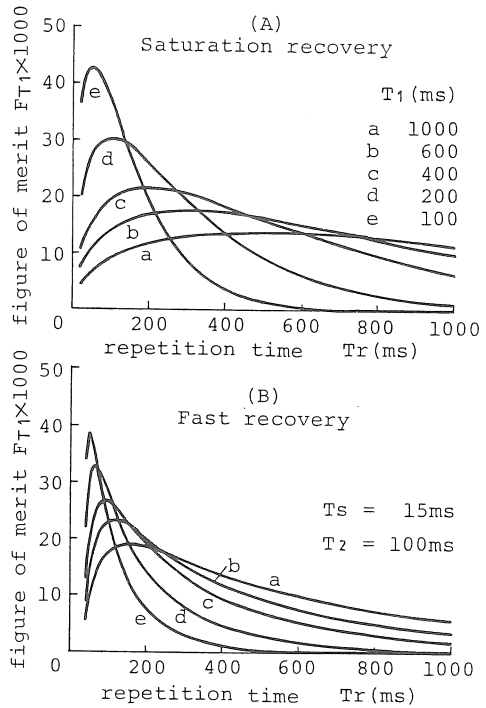


図 6 パルスシーケンスの繰り返し間隔 T_r とフィギュア・オブ・メリット F_{T_1} .

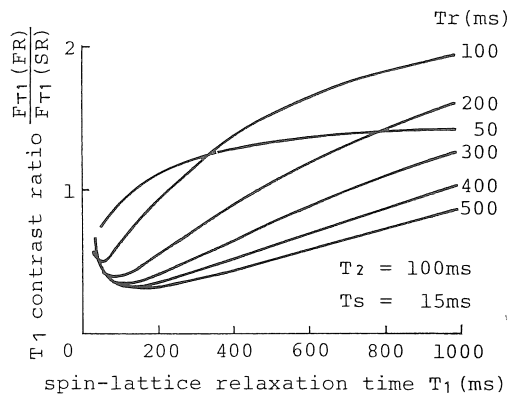


図 7 FR 法と SR 法の F_{T_1} の比。

最適な T_r がない。一方 FR 法では、 $T_r=100ms$ で F_{T_1} がほぼすべての T_1 で最大値付近となることがわかった。 図 7 に FR 法と SR 法の F_{T_1} の

比を示す。 T_r が小さい程、広い範囲の T_1 で FR 法の F_{T_1} が SR 法より大きい。しかし生体の T_1 の範囲で、大きな F_{T_1} を得ることを考慮すると、 $T_r=100\text{ms}$ が最適と考えられ、このとき $230\text{ms} \leq T_1$ の範囲で FR 法の F_{T_1} が SR 法より大きくなる。

4.2 T_2 の差によるコントラスト

4.1 と同様に T_2 コントラストのフィギュア・オブ・メリットを (5) 式とする。

$$F_{T_2} = \frac{|AS|}{\Delta T_2/T_2} \cdot \sqrt{\frac{1}{T_r}} \quad (5)$$

FR 法と SE 法の F_{T_2} と T_r の関係を図 8 に示す。 $T_r=100\text{ms}$ で、SE 法と比較して FR 法の F_{T_2} がひじょうに大きいことがわかった。

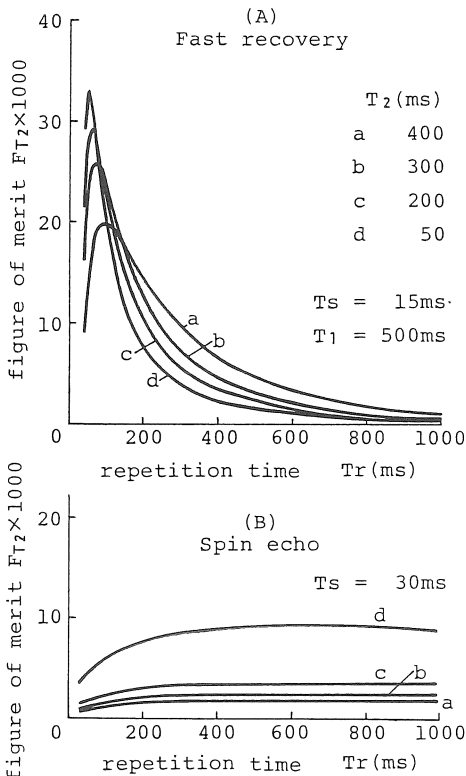


図 8 パルスシーケンスの繰り返し間隔 T_r と、フィギュア・オブ・メリット F_{T_2} 。

5 実験結果

自社開発した小形常伝導 4 コイル電磁石を用いて実験した。磁束密度 0.1T 、イメージング領域 $\phi 40\text{mm} \times$ 厚さ 20mm 、磁場均一度 3×10^{-5} である。図 9 に水ファントムの画像を示す。 $T_s=28.5\text{ms}$ 、 $T_r=150\text{ms}$ で、256 スキャンを 2 回繰り返して FID を平均し、画像化した。スキャンタイムは 77s であった。SR 法で同一な SN 比を得るためには、10 倍以上のスキャンタイムを要する。

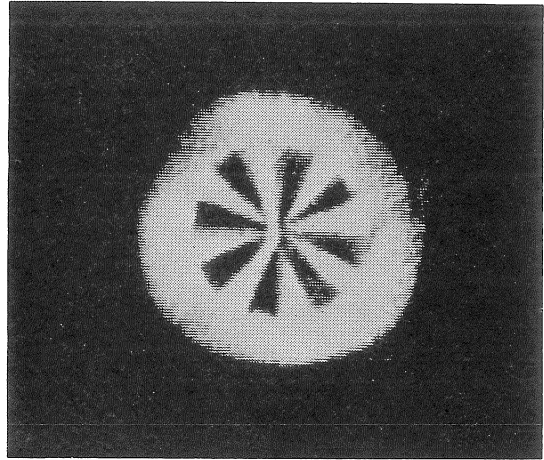


図 9 水ファントム ($\phi 40\text{mm}$) の FR 法を用いた 2 次元像。スライス厚 10mm 、 $T_s=28.5\text{ms}$ 、 $T_r=150\text{ms}$ 、スキャンタイム 77s。

図 10 (a), (b) に SR 法, FR 法でそれぞれ得られた卵の画像を示す。スキャンタイムはそれぞれ 216s, 8.4s であった。(a) はプロトン密度像、(b) は T_1 , T_2 が含まれた画像となっているため、卵白と卵黄のコントラストが反転している。卵白と卵黄の T_1 と T_2 の測定結果は、卵白: $T_1=693\text{ms}$, $T_2=262\text{ms}$ 、卵黄: $T_1=62\text{ms}$, $T_2=25\text{ms}$ であった。

図 10 (c), (d) に 1 つの SR 法による画像と、 T_a が違う 2 つの FR 法による画像を用いて画像間演算し、得られた T_1 , T_2 画像を示す。

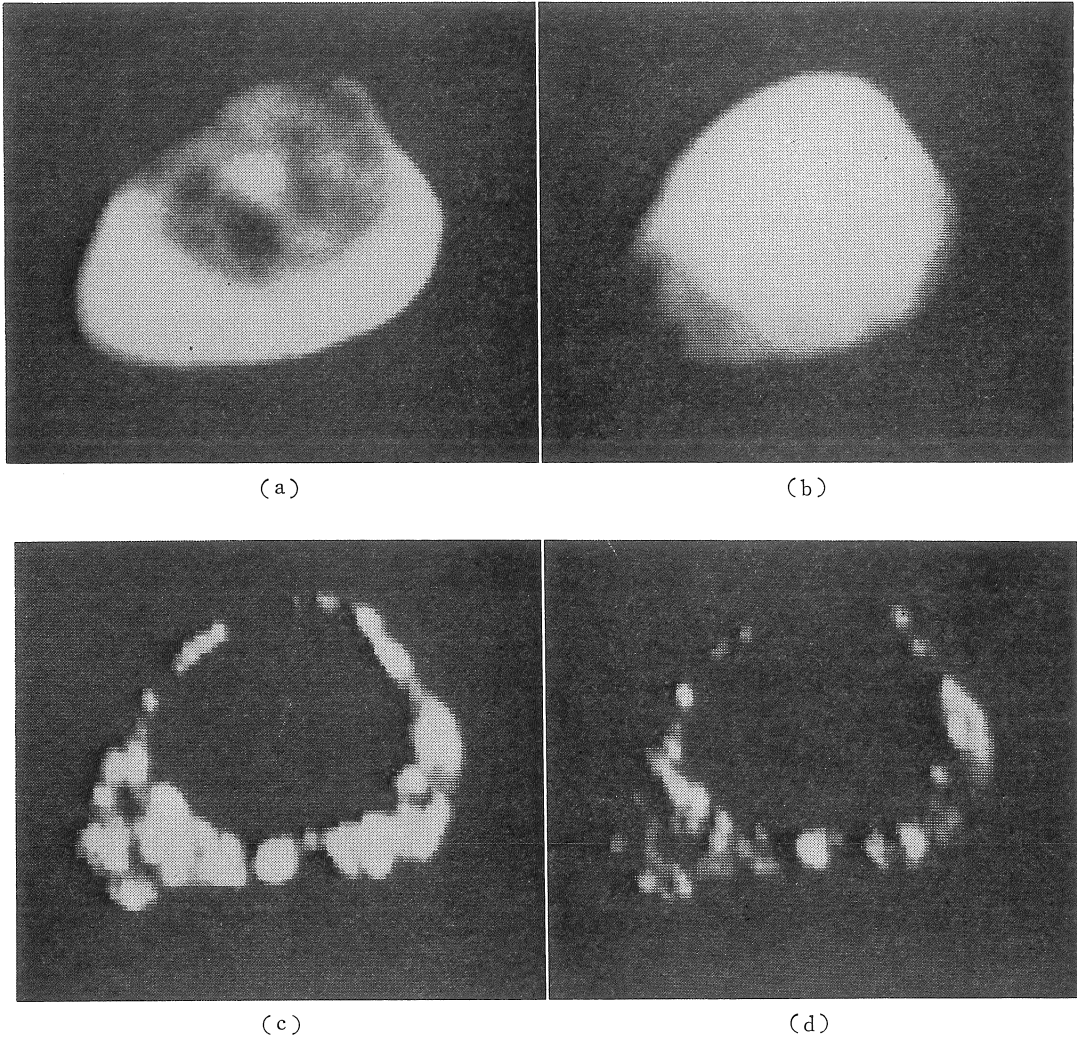


図 10 卵の 2 次元像. スライス厚 10mm. (a): SR 法, $T_r=3s$, 72 スキャン, スキャンタイム 216s.
(b): FR 法, $T_s=18ms$, $T_r=116ms$, 72 スキャン, スキャンタイム 8.4s. (c): 画像間演算により得られた T_1 画像. (d): 画像間演算により得られた T_2 画像.

6 結 論

新しく提案した FR 法が, SR 法に比較して SN 比を劣化することなく, スキャンタイムを 1/10 程度に高速化できることがわかった.

また, スキャンタイム, T_1 と T_2 のエンハ

ンス効果を考慮すると $T_r=100ms$ が最適と考えられる. 本論文では, T_1 と T_2 のエンハンス効果を互に独立として解析したが, 実際は相互に干渉するため, 複雑な画質となる. 画像のコントラストは, 診断上重要であるため, 今後, より現実に即した画質の解析, および多くの人体の画像データをもとに, FR 法の最高パラメータを求める

予定である。

FR 法は、RF パルスを印加して磁化 M を強制的に、そして正確に熱平衡状態へ戻すことにより高速化を実現している。このようなパルスシーケンスでは、DEFT 法と同様に高精度な RF 磁界が要求される⁶⁾。この問題は、RF 励起コイル形状の最適化、および RF パルスとしてコンポジットパルス¹⁰⁾を用いることなどにより解決できると考える。また図 3 の理論値と実験値が一致していることから、用いた装置では、十分に高精度で均一な RF 磁界であったと思われる。

7 謝 辞

本研究に関し、終始御指導いただいた、横河北辰電機株式会社 研究開発第 2 部長 大手明博士に感謝の意を表します。

参考文献

- 1) P. C. Lauterbur, "Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance," *Nature*, Vol. 242, pp. 190~191, 1973.
- 2) 阿部 他 電子通信学会医用電子・生体工学研究会資料, MBE 72-20, 1972.
- 3) R. Damadian, "Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance," *Science*, Vol. 171, pp. 1151~1153, 1971.
- 4) P. Mansfield, R. J. Ordidge, R. R. Rzedzian, M. Doyle and D. Guilfoyle, "Dynamic Imaging by NMR," *Proc. 3rd World Congress of nuclear medicine and biology*, pp. 3575~3576, 1982.
- 5) L. Crooks, M. Arakawa, J. Hoenninger, et al. "Nuclear Magnetic Resonance Whole-Body Imaging Operating at 3.5k Gauss," *Radiology* Vol. 143, pp. 169~174, 1982.
- 6) T. C. Farrar and E. D. Becker, *Pulse and Fourier Transform NMR*, New York: Academic Press, 1971.
- 7) W. A. Edelstein, P. A. Bottomley, H. R. Hart and L. S. Smith, "Signal, Noise and Contrast in Nuclear Magnetic Resonance (NMR) Imaging," *J. Comput. Assist. Tomogr.*, Vol. 7, pp. 391~401, 1983.
- 8) E. D. Becker, J. A. Ferretti and T. C. Farrar, "Driven Equilibrium Fourier Transform Spectroscopy. A New Method for Nuclear Magnetic Resonance Signal Enhancement," *J. Am. Chem. Soc.* Vol. 91, pp. 7784~7785, 1969.
- 9) P. Mansfield and P. G. Morris, "NMR IMAGING in BIOMEDICINE," New York: Academic Press, pp. 77~80, 1982.
- 10) M. H. Levitt, "Symmetrical Composite Pulse Sequences for NMR Population Inversion. I. Compensation of Radiofrequency Field Inhomogeneity," *J. Magn. Reson.* Vol. 48, pp. 234~264, 1982.