
開発レポート

マルチプルスピンエコー
からの T_2 計算画像

Calculated T_2 Images
Derived from a Multiple
SE Sequence

山崎達男 (旭化成工業 (株))
畑瀬 晃 (同 上)
浜崎任布 (旭マイクロシステム (株))

..... キーワード

Multiple Spin Echo (MSE), Least Square Estimation (LSE), T_2 image calculation, $T_E=0$ image (0th echo image), Fitting Error image

..... 要 旨

T_2 images as currently utilized in clinical practice are generally obtained by calculation from two SE images having different parameters.

We applied the least square estimation (LSE) to many SE images derived from a multiple SE sequence, to analyze T_2 for individual pixels and to construct T_2 , M_0^* (0th echo intensity) and error approximation images.

Using this method we can not only get high quality T_2 and M_0^* images but also appraise the approximation accuracy.

Analysis of the T_2 values thus obtained for brain tissues in vivo indicate a single component T_2 (Fitting error <5%) for many of the pixels.

1 はじめに

MRIにおいて、 T_1 、 T_2 は生体の水の状態を反映する重要なパラメータである。従来の T_2 画像は、 T_E の異なる2枚のSE像から T_2 を求める「2点法」のため、 S/N や T_2 値精度が悪いという欠点があった。また最近MSE像を平均した2枚以上の画像から T_2 を求める試みもおこなわれている¹⁾が、線形化したのちに最小二乗近似をおこなっているため、誤差の評価に問題があると考えられる。

我々はこれまで、 T_1 値精度を向上させる試みをおこなってきたが²⁾、今回マルチプルスピンエコー(MSE)法をもちいることにより、1スキャンで5~10枚の T_E の異なるSE像を撮像し、これらの画像から非線形最小二乗近似法により T_2 を計算する方法を開発したので報告する。

2 方法

MR-CTは、旭化成MARK-J(0.1T)を用いた。

ファントムは直径200mm、厚さ40mmの円筒を6区分した構造をもつアクリル樹脂製の容器に、硫酸ニッケル水溶液(14, 17, 21, 28, 34, 43mM)を封入したものをもちいた。

MSE法($90^\circ - \tau - (180^\circ - 2\tau)n$)³⁾の撮像パラメータは、 $T_E = 2\tau = 30\text{msec}$ 、くり返し時間 $T_r = 1, 1.5\text{sec}$ とした。計算及び画像処理はDec社PDP 11/23, 11/44をもちいた。

得られたデータから T_2 を求める方法として、

非線形最小二乗近似を用いた。MSE法で $T_E = 2\tau$ 、くり返し時間 T_r 、平衡磁化値 M_0 とすると、 $t = iT_E$ の信号強度 $f(iT_E)$ は

$$f(iT_E) = kM_0[1 - \exp(-T_r/T_1)] \exp(-iT_E/T_2) \quad (1)$$

となる。この $f(t)$ は、 T_2 を一成分と仮定したときの理論値である。 i 番目のエコー($t = iT_E$)の測定信号強度を y_i とおくと、理論値と測定値との差(=残差) r_i と残差の平方和 Q は

$$r_i = f(iT_E) - y_i \quad (i=1, n)$$

$$Q = Q(M_0^*, T_2) = \sum_{i=1}^n r_i^2 \longrightarrow \min$$

Q を最小とするような T_2 と $f(0)$ (推定第0エコー= M_0^*)を求めて画像化した。

このとき、(1)は t に関して非線形なため、テラー展開して一次の項をとり、逐次近似をおこなった(Gauss-Newton法)。初期値はMES測定値を平均した値から2点法によって求めた。収束の判定は修正ベクトル Δx の評価によっておこなった(図2)。逐次近似回数は条件によらず最大30回とした。

近似精度の指標として、誤差伝播則⁴⁾をもちいて、 T_2 と M_0^* の近似誤差 σ_{T_2}/T_2 、 $\sigma_{M_0^*}/M_0^*$ を求め、画像化した(誤差像)(図1)。

文献(2)でもちいられている最小二乗近似では、セミログプロットをとったのちに最小二乗近似をおこなうため、低信号でのノイズが T_2 値を大きく左右するが、本法では信号値によらず一定のノイズが含まれていることを前提としており、データに重みづけをすることなく、 T_2 値を求めることができる。

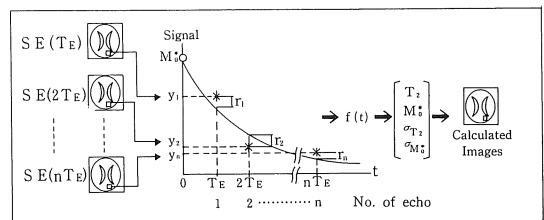


図1 最小二乗近似による T_2 測定

受 付 1985年10月2日
 最終稿受付 1985年11月1日
 別刷請求先 (〒243-02) 厚木市棚沢 221
 旭化成工業(株) システム機器エンジニアリング研究所
 山崎 達 男

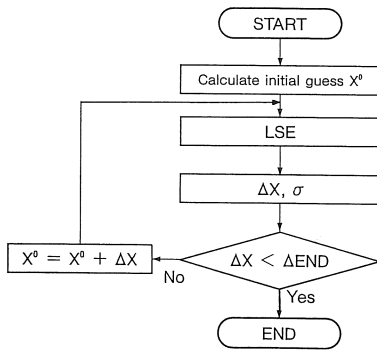
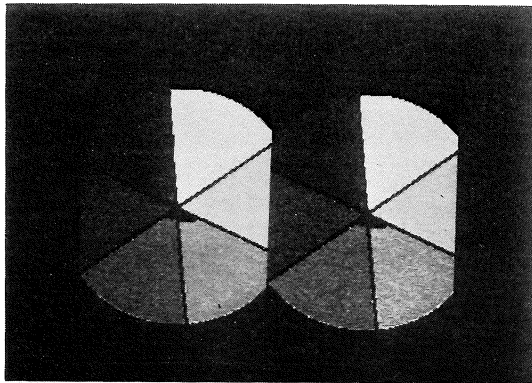


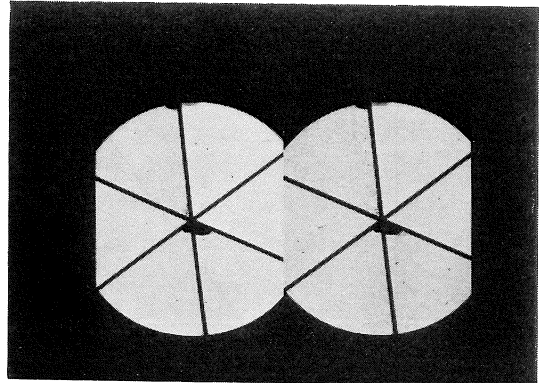
図 2 逐次近似による LSE 計算

3 結果及び考察

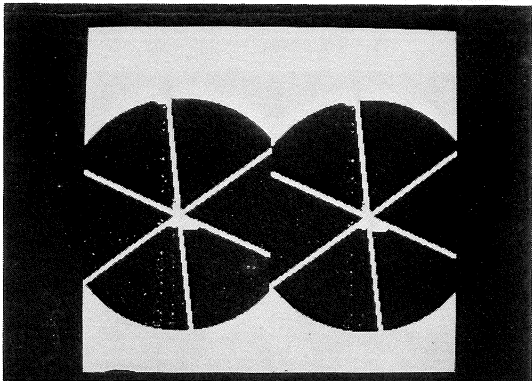
ファントムを撮像した MSE 法のデータは最小二乗近似曲線によく乗っており (図 4) 近似誤差 σ_{T_2}/T_2 は 3% 以下で, T_2 が一成分であることが確認できた (図 3). 従来法と本法の T_2 , M_0^* 像はほとんど差がみられず, T_2 , M_0^* 値は共に誤差範囲内で一致し, 画像の C.V. 値 (coefficient of variation) は T_2 が 10% 以下, M_0^* が 8% 以下 (ROI=60×60 ピクセル) であった (図 3). 硫酸ニッケル濃度と T_2 像から求めた $1/T_2$ の値は直



A



B



C

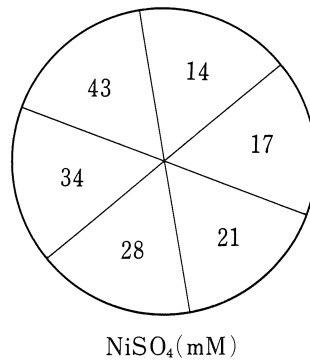
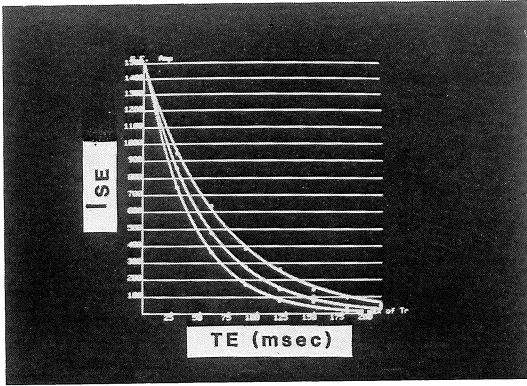
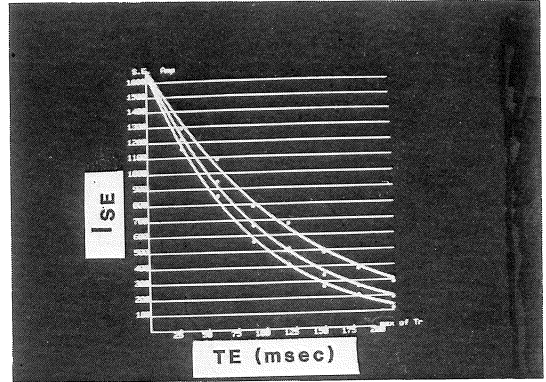


図 3 ファントムの計算画像

- A: T_2 像, 左: 本法, 右: 従来法
- B: M_0^* 像, 左: 本法, 右: 従来法
- C: 誤差像, 左: T_2 , 右: M_0^*



A



B

図4 ファントムの MSE 像データへの LSE 法による curve fitting
 A: 上から 21, 17, 14mM NiSO₄
 B: 上から 43, 34, 28mM NiSO₄

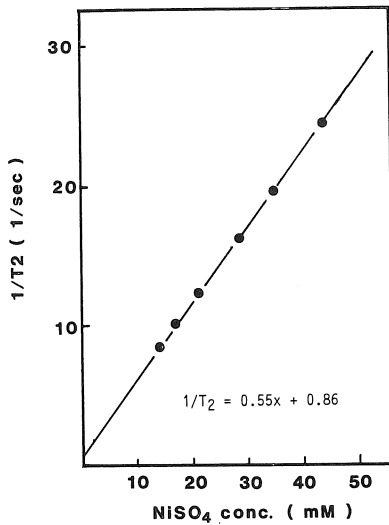
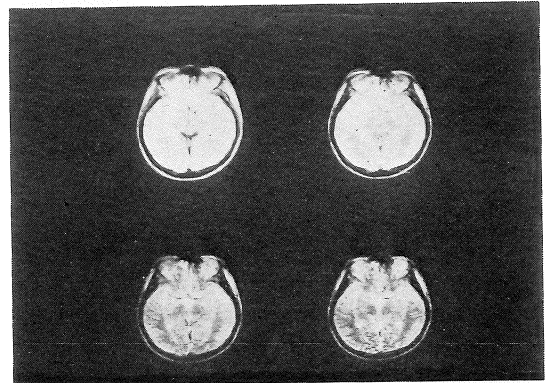


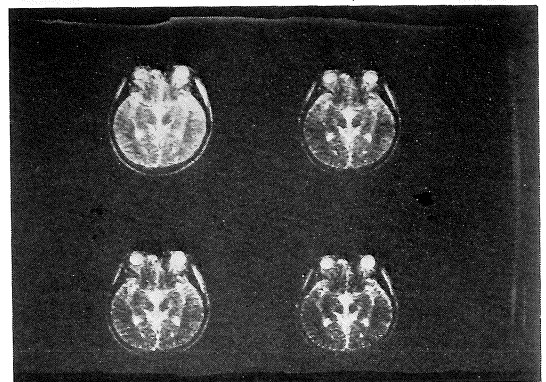
図5 NiSO₄ 濃度と T₂ 値

線関係を示し (回帰式の相関係数 $r=0.999$), T₂ 値リニアリティが良好で, 画像上の T₂ 値の位置依存性が少ないことが示された (図5).

健常人頭部の MSE 画像及び計算画像を示す (図6, 7). ファントムでは従来法と本法の T₂ 像の差はほとんどみられなかったのに対し, 頭部の画像では本法の T₂ 像の方が, T₂ 値精度が高く, S/N も改善されていることがわかる (図7). こ

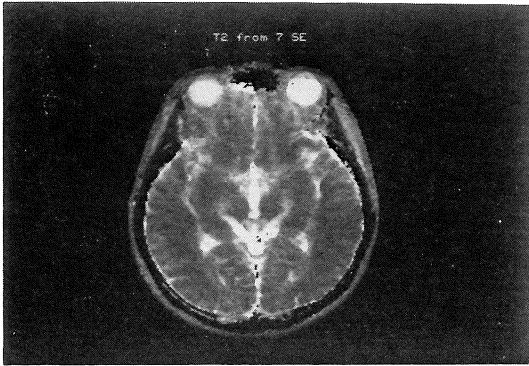


A TE(msec) = $\begin{matrix} 30 & 60 \\ 90 & 120 \end{matrix}$

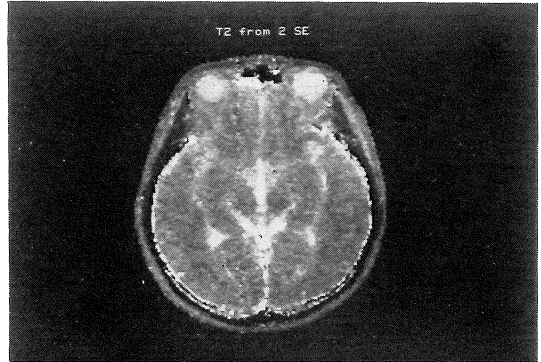


B TE(msec) = $\begin{matrix} 150 & 180 \\ 210 & 240 \end{matrix}$

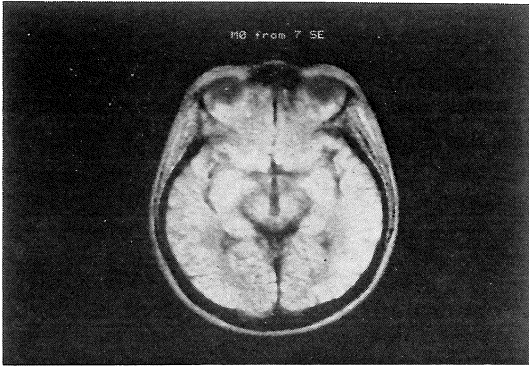
図6 頭部の MSE 像



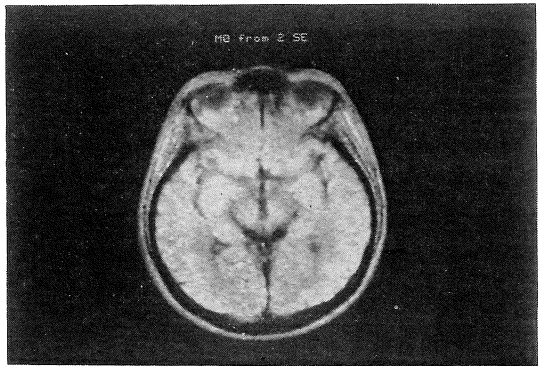
A



B



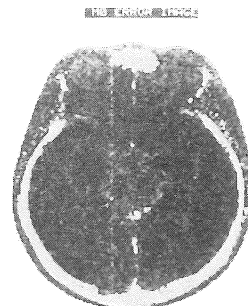
C



D



E



F

図7 頭部の計算画像

- | | |
|--------------------|---------------------|
| A: 本法による T_2 像 | B: 従来法による T_2 像 |
| C: 本法による M_0^* 像 | D: 従来法による M_0^* 像 |
| E: T_2 誤差像 | F: M_0^* 誤差像 |

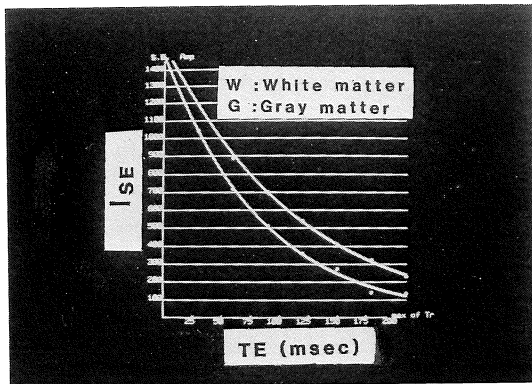


図 8 脳組織の MSE 像データへの LSE 法による curve fitting

これは、頭部からの信号がファントムに比べて小さいため、本法と従来法との差が顕著になったためと考えられる。脳実質の大部分における MSE 測定値は、ファントム同様 $T_E=30\sim 210$ msec の範囲において T_2 を一成分とした緩和曲線によく乗っており(図 8) 近似誤差 σ_{T_2}/T_2 は 5% 以下と小さく、 T_2 は一成分としてよく近似された。生体組織において T_2 の二成分性(多成分性)が指摘されている⁵⁾が、本法の実験条件下での測定では、脳の白質、灰白質はほぼ一成分としてよいと考えられる。

逐次近似回数に関しては、大部分のピクセルで 5 回以内に収束しており、30 回ですべてが収束した。

本法による計算時間は 256^2 画像で約 30 分であるが、現在アレイプロセッサによる高速化に取り組んでおり、計算時間 3~4 分をめざしている。

4 まとめ

1. マルチプルスピンエコー法による SE 像デ

ータから、 T_2 を一成分と仮定した非線形最小二乗近似をもちいて T_2 測定をおこなった。

2. 硫酸ニッケル水溶液の測定では、 T_2 の一成分性及び濃度と $1/T_2$ のプロットから T_2 値リニアリティを確認できた。

3. 健常人脳組織の多くの部分では T_2 は一成分としてよく近似されることがわかった ($T_E=30\sim 210$ msec の範囲)。また、従来法に比べ本法の T_2 画像において、 T_2 値精度及び S/N 比の改善がみられた。

4. 近似誤差の画像化により、 T_2 画像の精度の検討が可能となった。

文献

- 1) J. A. Jackson, N. J. Schneiders, J. J. Ford, et al.: Improvements in the Clinical Utility of Calculated T_2 Images of the Human Brain, *Mag. Res. Img.*, **3**: 131-143, 1985.
- 2) 山崎達男, 畑瀬 晃: NMR・CT における T_1 測定の基礎的検討, *NMR 医学*, Vol. 4 (S), 68-69, 1984.
- 3) 日本放射線技師会編: NMR の理論と臨床, マグプロス出版, 110-114.
- 4) 中川 徹, 小柳義夫: 最小二乗法による実験データ解析, 東京大学出版, 44-49.
- 5) K. R. Foster, H. A. Resing, A. N. Garroway: Bounds on "Bound Water": Transverse Nuclear Magnetic Resonance Relaxation in Barnache Muscle, *SCIENCE*, **194**, 324-326, 1976.