

原 著

緩和時間の計算

イメージング

Computed Imaging Methods for Relaxation Times

井上多門 (東芝総合研究所)

荒木 力 (山梨医科大学)

..... キーワード

MNR 映像法 (NMR imaging), 緩和時間 (Relaxation times), 計算イメージ (Computed images), 飽和回復法 (Saturation recovery methods), 反転回復法 (Inversion recovery methods)

..... 要 旨

現在の NMR 映像法において標準的に用いられる撮影モードは飽和回復法および反転回復法と呼ばれる方法である。これらの方法において得られる映像の画素濃度と緩和時間の関係を明らかにするとともに、緩和時間 T_1 および T_2 を抽出して表示する計算イメージングの診断的意義を論じる。また、とくに診断に有効な情報を提供すると考えられている T_1 緩和時間について、良質な映像を得るための計算イメージングの新手法について述べる。この方法では、標準的な飽和回復法と反転回復法による画像データを用いるのみで、広い範囲において T_1 に関し良好な線形性を持ち、また画質もすぐれた T_1 の計算イメージが得られる

1 序

NMR 映像法も漸く実際の臨床診断に用いることのできる段階となり、種々の症例に対するこの新しい画像診断技術の有効性が報告されるようになった。この映像法の特徴は、撮影法自体のほぼ完全な無侵襲性をはじめ、種々認識されているが、とくにその中でもいくつかの生化学的情報を担う物理化学的諸量を同時に測定し得ることをあげることができる。水素原子核を対象とした現在の実用的な NMR 映像法では、通常標準的な映像形成の方法として飽和回復法あるいは反転回復法と呼ばれるパルス系列を用いて行われる。これらの場合、水素原子核の密度と緩和時間 T_1 および T_2 などの量の関数として画素濃度が決定される。このような画像は実験的に採用される撮影条件に対応して表現されたものにすぎず、これが常に医学診断に適した情報を提供しているかは疑問である。したがって、多変数の関数として表現された NMR 映像を計算処理することにより、より診断に適した量を表現する計算イメージング (Computed Imaging) の方法が有効になるものと考えられる。ここでは、とくに診断情報として有効と考えられている緩和時間¹⁾ についての計算イメージングの例を紹介するとともに、 T_1 に関する良質の画像を得る新しい手法を報告する。

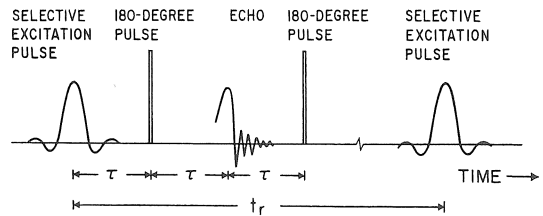
2 緩和時間と画素濃度

図 1 に示すような標準的なスピノエコーを用いた飽和回復法および反転回復法における画素濃度は、つぎのように表わされる²⁾。すなわち、飽和回復法においては

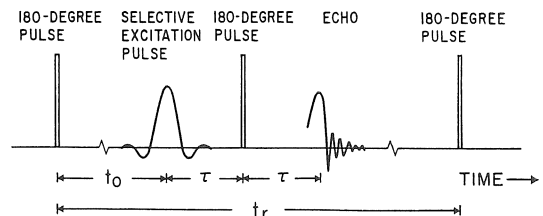
$$f_s(T_1, T_2) = \rho \cdot [1 - \exp(-t_1/T_1)] \cdot \exp(-t_2/T_2) \quad (1)$$

また、反転回復法では

$$f_i(T_1, T_2) = \rho \cdot [1 - 2\exp(-t_0/T_1)] \cdot$$



(a)



(b)

図 1 NMR 映像法における標準的パルス系列の例。

(a) 飽和回復法, (b) 反転回復法

$$\exp(-t_2/T_2) \quad (2)$$

のように各画素ごとの濃度が得られる。ただし、ここで t_0 : 反転回復法における核磁化反転後、励起パルスまでの待時間、 t_1 : 飽和回復法における繰返し時間 ($=t_r$)、 t_2 : 励起パルスからエコーまでの時間 ($=2\tau$)、 ρ : 水素原子核密度であり、また流れの影響を表わす項はこの議論に含めないで省略した。したがって、これらの式において T_1 あるいは T_2 に対応したパラメータを変化させた表現を得れば、これらを連立して解くことにより各画素ごとに、 T_1 および T_2 を求めることが可能になる。しかし、(1) あるいは (2) 式から判るように、これらは T_1 および T_2 に対して非線形の方程式であり、とくに T_1 あるいは T_2 が大きな値を示す場所では、式の形から明らかのように解の精度が相対的に悪くなる問題があった。

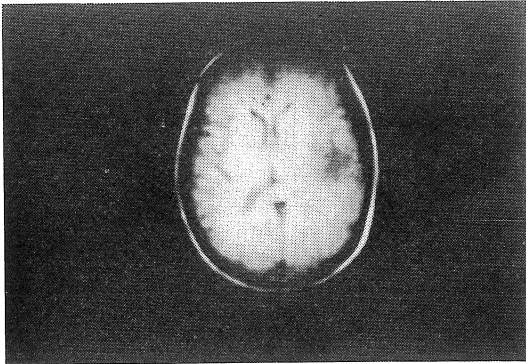


写真 1 脳腫瘍患者の頭部断層像。
飽和回復法 ($t_1=0.4\text{ sec}$, $t_2=0.04\text{ sec}$)

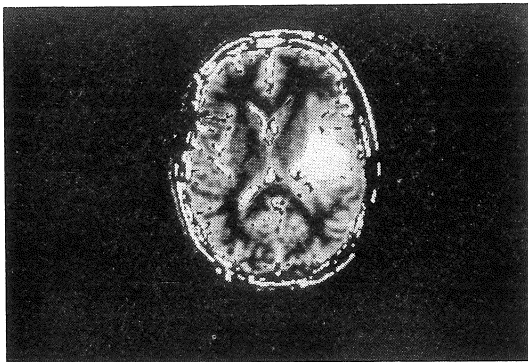


写真 2 写真 1 と同じ対象の T_1 分布像,
明るさを T_1 の長さに対応させている。

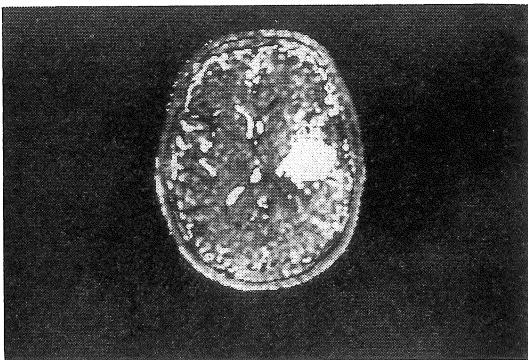


写真 3 写真 1 と同じ対象の T_2 分布像,
明るさを T_2 の長さに対応させている。

具体的に飽和回復法において写真 1 のような映像が得られる脳腫瘍患者の頭部断層像に対し、複数の飽和回復像および反転回復像をもとに T_1 および T_2 の分布を求めた結果を写真 2 および写真 3 に示す。中央右側にある腫瘍患部は飽和回復像では、わずかに濃度差が与えられているにすぎないが、 T_1 あるいは T_2 を表わした画像では顕著に延長した T_1 あるいは T_2 の領域として周囲の正常組織とは明瞭に区別して表わされている。しかし、(1) 式に示す飽和回復像における画素濃度では、互に逆方向に作用する T_1 および T_2 の効果のため、全体としては比較的濃度差の少ない領域として患部が表わされている。このような問題のため、例えば純粋な T_1 緩和時間の分布を良質の画像として表わす有効な方法が望まれていた。

3 T_1 イメージングの新技术

ここでは筆者らが考案した T_1 緩和時間に関する良質な計算イメージを得る新手法³⁾について述べる。基本とする映像データとして標準的な飽和回復法および反転回復法による画像を用いるが、さらに信号の SN 比を改善するために τ を短くとり、同一の繰返し時間内に多くのスピノエコーを発生させ、これらを加算したデータとする。したがって (1) および (2) 式に対応して、飽和回復像画素濃度 I_s および反転回復像画素濃度 I_i は、それぞれつぎのように得られる。

$$I_s = \rho \cdot [1 - \exp(-t_1/T_1)] \sum_{n=1}^N \exp(-2n\tau/T_2) \quad (3)$$

$$I_i = \rho \cdot [1 - 2 \exp(-t_0/T_1)] \sum_{n=1}^N \exp(-2n\tau/T_2) \quad (4)$$

ただし、両撮影法に共通のエコー間隔 2τ 、およびエコー数 N を用いるものとした。ここで、反転回復像の飽和回復像に対する画素濃度の比 R

をとれば

$$R = I_i/I_0 = [1 - 2\exp(-t_0/T_1)] / [1 - \exp(-t_1/T_1)] \quad (5)$$

が得られる。この関数は T_1 緩和時間のみに依存し、密度 ρ あるいは T_2 緩和時間は変数として含まれない。さらに簡単な計算で判ることであるが、ここに含まれる実験条件に関するパラメーター t_0 および t_1 に対し、

$$t_0 \leq t_1 \quad (6)$$

の条件が満されるならば、 R は T_1 の増大に対し単調に減少する関数である。図2に種々の t_0 お

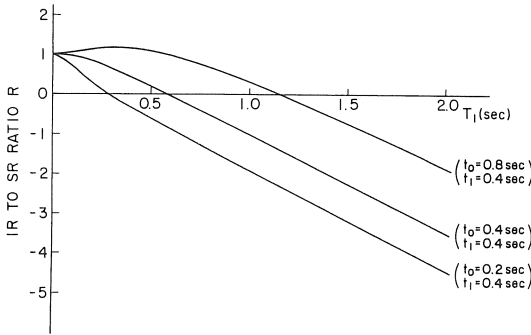


図2 反転回復像と飽和回復像の画素濃度比を示す関数 R の緩和時間 T_1 依存性。

よび t_1 の組合せに対し R と T_1 の関係を示した。ここに明瞭に認められるように (6) 式の条件が満されれば、 R は T_1 の単調減少の関数であ

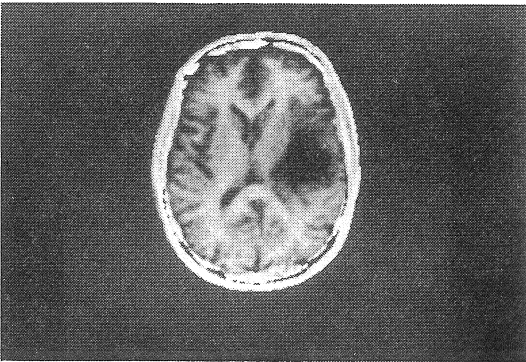


写真4 写真1と同じ対象の新しい手法による T_1 分布像。黒さが T_1 の長さに対応する。

るばかりでなく、殆どどの T_1 領域ではほぼ線形な減少関数である。したがって、このような計算イメージングにより画像を得れば、 T_1 緩和時間の長さに直接対応した濃淡を示す分布像が得られる。この方法により得られた T_1 像の例を写真4に示す。被写体は写真1~3に用いた脳腫瘍患者であり、写真1の飽和回復像 ($t_1=0.4$ sec) と、これに対応して得られた反転回復像 ($t_0=0.4$ sec) を用いた。腫瘍部においてきわめて延長した T_1 値が示されているほか、脳室内髄液の様子や、白質と灰白質の区別も明瞭である。同様な脳腫瘍患者の T_1 計算イメージの例を写真5に示す。対応する飽和回復像を写真6に示しているが、腫瘍部

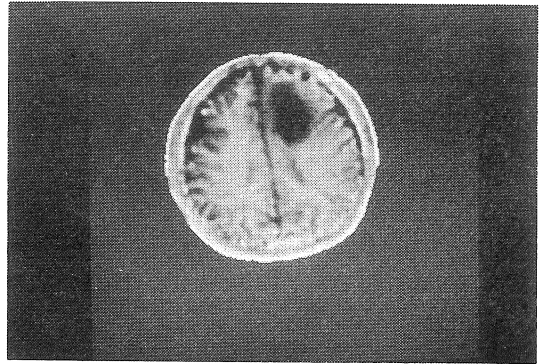


写真5 脳腫瘍患者の頭部断層像、新手法により T_1 分布を求めた。黒さが T_1 の長さに対応する。

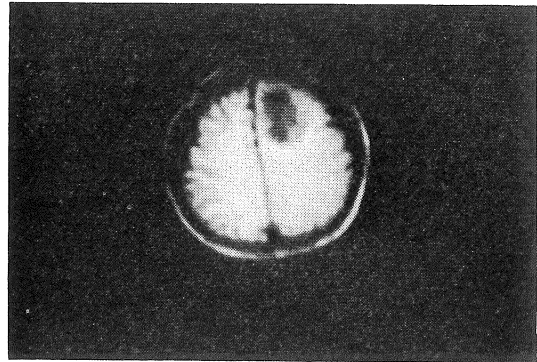


写真6 写真5と同じ対象の飽和回復像。
($t_1=0.4$ sec, $t_2=0.04$ sec)

の濃度の違いなど T_1 計算イメージが診断に有効な情報を提供するものであることが明らかである。

4 討論および結語

NMR 映像が提供する情報のなかで、とくに診断に有効と思われる T_1 緩和時間の計算イメージングのための新手法を紹介した。この方法によれば、従来行われていた手法よりも簡単な計算のみで良質の T_1 分布像を得ることができる。また、基本となる映像も標準的な飽和回復法および反転回復法から得られるものであり、特殊なパルス系列を用いるものでもない。この方法により得られる映像の画素濃度は、実用的にはほぼ T_1 に線型と考えることができ、反転回復像のような指数関数的変化の不都合も生じない。しかし、画素間演算を基本とするものであるため、両撮影法の画像の間に移動が生じると、きわめて大きな誤差が発生することになる。この問題については、画像の移動を相互相関々数から求めて補正する方法が得

られて居り、とくに画像の Fourier 成分が直接に求められる NMR 映像においては、この計算もきわめて容易である。また、画像の濃度の表現が次第に精密になるにつれて、RF コイルの感度の位置依存性などが問題となって来ているが、本方法においては飽和回復法と反転回復法の比較を行うことにより、信号受信感度の位置依存性が補正されていることも有利な点である。

文 献

- 1) Ikehira, H. and Smith, F.W.: Application of T_1 data to diagnosis using the Aberdeen NMR imaging system. NMR 医学2, 84-93(1982).
- 2) Inouye, T., Satoh, K., Kose, K. et al.: Experimental results with a whole body NMR-CT scanner using a resistive magnet. Radiation Medicine 1, 8-16 (1983).
- 3) Inouye, T. and Araki, T.: A method for T_1 relaxation time computed images. Proceedings of the Society of Magnetic Resonance in Medicine. Second Annual Meeting. 183-184 (1983).