



NMR 映像法における 映像情報と診断情報

Diagnostic Information Enhancement in NMR Imaging

井上多門 (東芝総合研究所)
佐藤幸三 (同上)
巨瀬勝美 (同上)
鈴木宏和 (東芝医用機器事業部)
佐藤昌孝 (東芝メディカル(株))

キーワード

NMR 映像法 (NMR imaging), 診断 (Diagnosis), 緩和時間 (Relaxation times), 飽和回復法 (Saturation recovery methods), 反転回復法 (Inversion recovery methods)

要旨

現在の標準的な NMR 映像法では水素原子核の密度, 緩和時間 T_1 および T_2 などが複雑に影響して画素濃度が決定されるが, このような映像は必ずしも診断に最適のものであるとはかぎらない. ここでは, 緩和時間 T_1 および T_2 をパラメーターとする空間において, 診断対象に対応した特定の領域が指定できる可能性が考えられることに着目し, 診断目的に応じて特定の T_1 , T_2 を持った画素領域を強調して表現する方法について述べる. また, 具体的に脳腫瘍の例について, この対象の組織が持つ中間的な T_1 , T_2 の領域のみを選択して強調して表わした実験例を示す.

1 序

現在、臨床診断に用いられる NMR 映像法では、殆んどの場合、等価な方式にもとづいた映像形成の方法が利用されている。したがって、水素原子核を対象とする実用的な NMR 映像法において、その密度、緩和時間 T_1 および T_2 など、種々の物理量が複雑に影響し合った画像の画素濃度が得られるが、これらの量の効果を共通に議論することができる。NMR-CT はいうまでもなく医学診断のために用いられる装置であるので、これらの装置により得られる映像は、診断用価値が最も有効に表現されるものでなければならない。NMR 映像法の特徴として、濃度情報および空間情報に関して種々のものをあげることができるが、ここではとくに緩和時間の効果などを中心として濃度情報を効果的に表現するいくつかの試みについて報告する。

2 緩和時間と画素濃度

NMR 映像を形成する基本的信号を得る方法として、図 1 に示すような飽和回復法 (a)、および反転回復法 (b) がある。現在、多くの場合がそうであるように、ここでも映像信号を、スピネコーを通じて得る方法を用いている。この場合、緩和時間 T_1 および T_2 に関する画素濃度への効果は、それぞれ近似的につきのように表わされる¹⁾。すなわち、飽和回復法においては

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

また、同様に反転回復法では

$$f_i(T_1, T_2) = [1 - 2 \exp(-t_0/T_1)] \cdot \exp(-t_2/T_2) \quad (2)$$

と表わされる。ただし、ここで、 t_0 : 反転回復法における核磁化反転後、励起パルス迄の待時間、 t_1 : 飽和回復法における繰返し時間 ($=t_r$)、 t_2 :

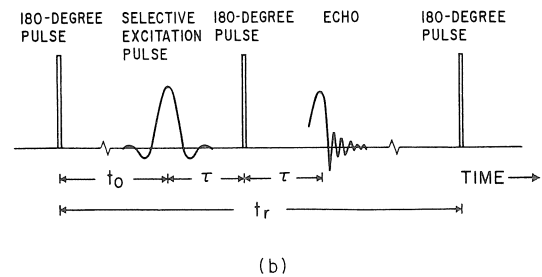
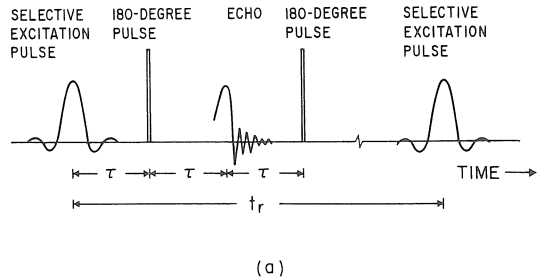


図 1 NMR 映像法におけるパルス系列の例。
(a) 飽和回復法, (b) 反転回復法。

励起パルスからエコー信号迄の時間 ($=2\tau$) である。これらの表現から容易に解るように、いずれの方法においても T_1 あるいは T_2 に関係したパラメーターの効果は基本的に同一の関数型で表わされるが、反転回復法においては、飽和回復法の場合に較べて T_1 の影響する項の係数が T_2 に対する依存性を示す項に対して 2 倍となり、 T_1 の効果が強調されて表現されたものとなっている。また、一般の組織においては T_1 の延長と T_2 の延長にはきわめて強い正の相関があることが認められているが、このような飽和回復法、反転回復法いずれの方法においても T_1 と T_2 の延長に関する画素濃度の変化は相反する方向に作用し、このため実際の濃度は組織の T_1 , T_2 値のわずかな変化でも大きく異なって表わされることがある。

具体的にこれらの画素濃度の緩和時間依存性が如何なるものであるかを明瞭にするために、(1) 式を T_1 および T_2 の関数として表わしたものを

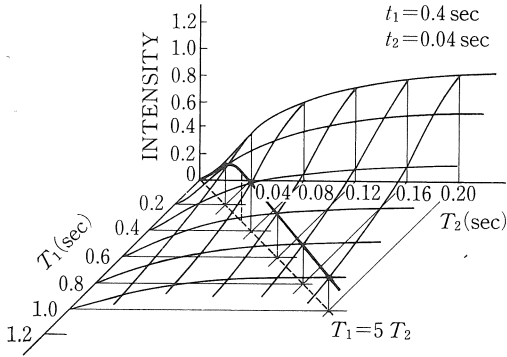


図 2 飽和回復法における T_1 および T_2 の画素濃度依存性.
 $t_1=0.4 \text{ sec}$, $t_2=40 \text{ m sec}$.

図 2 に示す. この飽和回復法における例では $t_1=0.4 \text{ sec}$, $t_2=40 \text{ m sec}$ としている. T_1 および T_2 軸に平行な面では, それぞれの緩和時間の単一の効果を示されているが, それぞれの成分の延長に対し両者が逆の依存性を持つものであることが明らかである. したがって, 具体的な T_1 および T_2 の組織における値に対して, 両者の特定の組合せにおける中間的領域において, 画像濃度に極値をとらせることも可能となる. 図 2 において, 中央に引かれた直線上の分布はこのような効果を説明している. すなわち, T_1 および T_2 の最も単純な相関々係である比例関係を仮定して $T_1=5 T_2$ の直線上での $f_s(T_1, T_2)$ の分布を考えると図 2 に認められるように $T_1=0.36 \text{ sec}$ に最大値を持ち, この周辺領域において緩和時間に対する画素濃度の極大値を与える. この例では, 簡単な比例関係を仮定したが, このような特定の T_1 および T_2 の結合領域において緩和時間に関する信号強度に極大値を持たせることは, 一般に T_1 および T_2 の延長に正の相関を持つ実際の組織については常に可能である.

同様な T_1 および T_2 依存性を反転回復法の場合について表わしたものを図 3 に示す. (2) 式から容易に理解されるように, 飽和回復法の場合

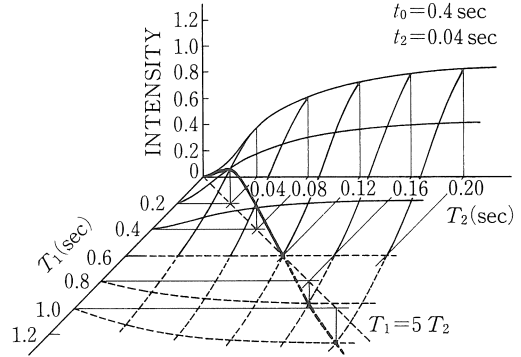


図 3 反転回復法における T_1 および T_2 の画素濃度依存性.
 $t_0=0.4 \text{ sec}$, $t_2=40 \text{ m sec}$.

と類似な分布が得られるが, T_1 依存性が強調され, 図 2 の場合と同様な $T_1=5 T_2$ 直線上の分布は極大値が低い T_1, T_2 側に移行し, 全体として T_1 のみに関係した項を表わす曲線に近づく, したがって, 反転回復法においては, 飽和回復法の場合と比較して, T_1 に関する計算イメージと類似な濃度分布を持った画像が一般に得られる.

3 実験例

写真 1 に示すものは反転回復法 ($t_0=0.4 \text{ sec}$, $t_2=40 \text{ m sec}$) において撮影された側脳室内腫瘍

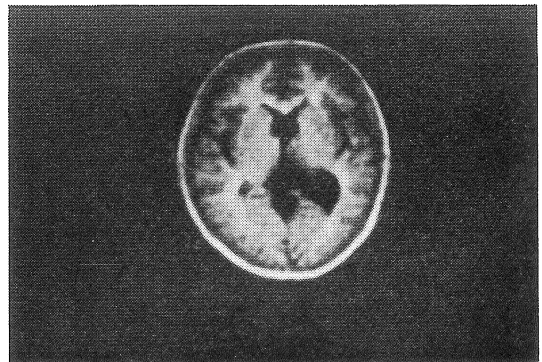
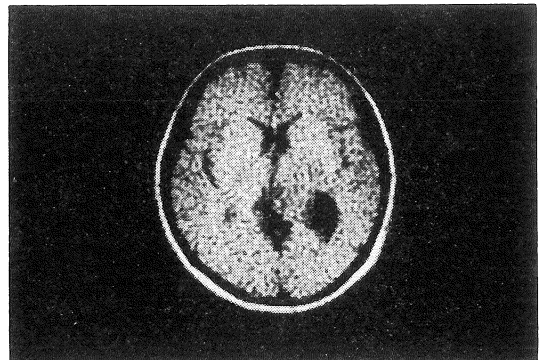


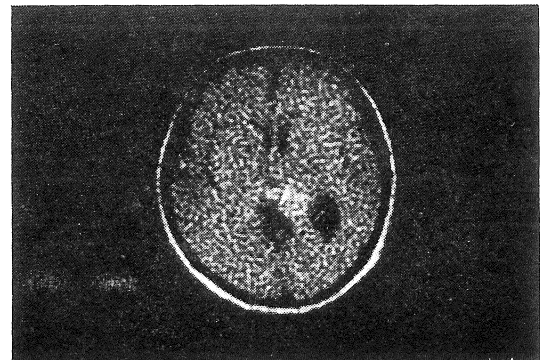
写真 1 側脳室内腫瘍患者の頭部横断層像.
 反転回復法 ($t_0=0.4 \text{ sec}$, $t_2=40 \text{ m sec}$).

患者の頭部横断々層像である²⁾。写真の中央やや右下よりに見られる腫瘍部は、延長した T_1 のため、低濃度に表わされているが、患部両側に見られる脳室内の髄液においては、さらに長い T_1 の値を持つため、この撮影条件のもとでは後者の方が一層低濃度に表わされている。この撮影対象に対し、 $t_1=0.4\text{sec}$, $t_2=40\text{msec}$ において撮影された飽和回復法による画像を写真2 (a) に示す。この撮影条件のもとでは、腫瘍部では延長した T_1 および T_2 が互いに相殺し、周囲の脳組織との濃度の変化は見られないが、髄液の部分は、 T_1 の効果が優勢となり低濃度となっている。これに対し、同一の飽和回復法において、より長い T_2 を強調する $t_1=0.4\text{sec}$, $t_2=80\text{msec}$ において撮影された写真2 (b) における例では、延長した T_1 および T_2 の位置に極大領域が移行し、このため腫瘍部における T_1 および T_2 の組合せの領域が、周囲の他の組織よりも強い信号を与え、患部のみが抽出された表現が得られる。同様に、さらに T_2 に対するパラメーターを大きくとった写真2 (c) においては、 $t_1=0.4\text{sec}$, $t_2=120\text{msec}$ の値が用いられているが、腫瘍部の領域のみが特に強調されて表現され、一方髄液の部分は周囲と区別されない濃度となっている。なお、(b), (c) の例は特に長い t_2 値を与えたため、全体の信号強度が T_2 にしたがって減衰し、荒れた画像となっている。

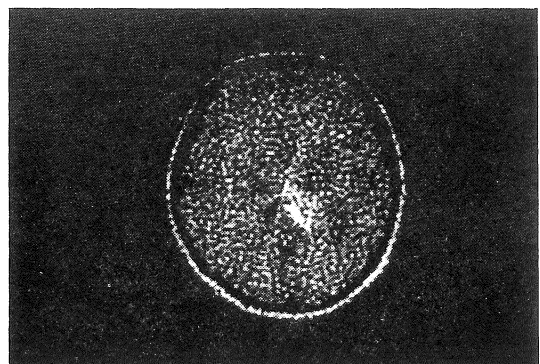
以上の例において T_1 および T_2 に関係したパラメーターを変化させた複数枚の画像から T_1 および T_2 を求めた計算イメージを写真3 (a) および (b) に示す。写真3 (a) は T_1 , 3 (b) は T_2 の分布を示し、いずれも T_1 あるいは T_2 の長さを明るさに対応させている。いずれの場合でも脳室内部において T_1 , T_2 ともに最も大きい値を示すが、腫瘍部では、これらの値は髄液におけるそれよりも短い、しかしながら、前述の理由により、特定の T_1 , T_2 の分布領域からの信号を強調することにより、中間的な緩和時間の分布を持つ患部



(a)



(b)



(c)

写真2 写真1と同じ対象の飽和回復像.

$t_1=0.4\text{sec}$

t_2 : (a) 40 msec

(b) 80 msec

(c) 120 msec

のみを抽出して表現することが可能となり、診断に有効な情報を提供する方法が示唆されるのである。

4 討論および結語

従来からの種々の診断用映像装置と比較して NMR 映像法では多くの物理的パラメーターを含んだ情報を提供することができる。これらの情報のなかでも、ここではとくに T_1 および T_2 緩和時間に関係した撮影のパラメーターを変化させて診断対象に合せた撮影条件を得る方法についての試みを報告した。このような考え方を徹底すれば純粋に計算のみにより特定の物理的パラメーターを人工的に組合せて表現することにより、診断に

有効な NMR 映像を得る方法が成立つものと考えられる。しかし、このためにはきわめて多くの臨床実験を通じて得られた結果を統計的に処理し、このような結論が有意であるかを確認せねばならず、未だ暫くの時間が必要である。

以上述べたような緩和時間に関する画素濃度のほか、NMR 映像においては流れの問題も画像にきわめて特徴的な変化を与える。この問題はまた純粋に流れのみを対象としてその映像化方法の研究が進められて居り、その成果がとくに循環器関係の診断のために期待されている。また、化学シフトの映像法もさらに精密な段階の診断に有効なものとなることが考えられる。これらの研究段階の問題ばかりでなく、現在利用できる NMR 映像法の特徴についても見方を変えることにより、診断に一層有効な表現とする方法が得られることが考えられる。例えば、横断像のみならず、矢状、冠状断層像も全く同様な操作で得ることのできる NMR 映像法の特徴を生かした 3 次元表示の方法など、現在の進んだコンピューターグラフィックスの技術と合せて改めて考え直す必要があると思われるのである。写真 4 に示すものはこの問題に対する一つの提案材料として紹介するものであるが、脂肪腫を持つ患者の頭部断層像を種々の方向から示したものである。前述の条件に合せた表示のため、患部の強度が強調して表わされて

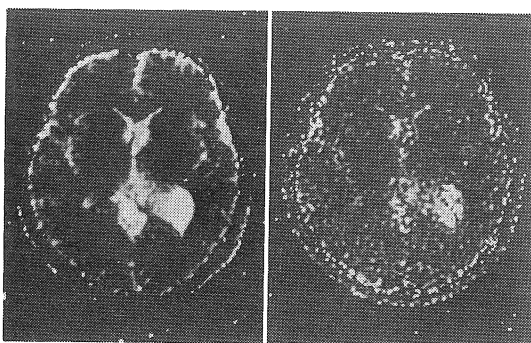


写真 3 写真 1 と同じ対象の緩和時間の計算イメージ。
(a) T_1 像, (b) T_2 像

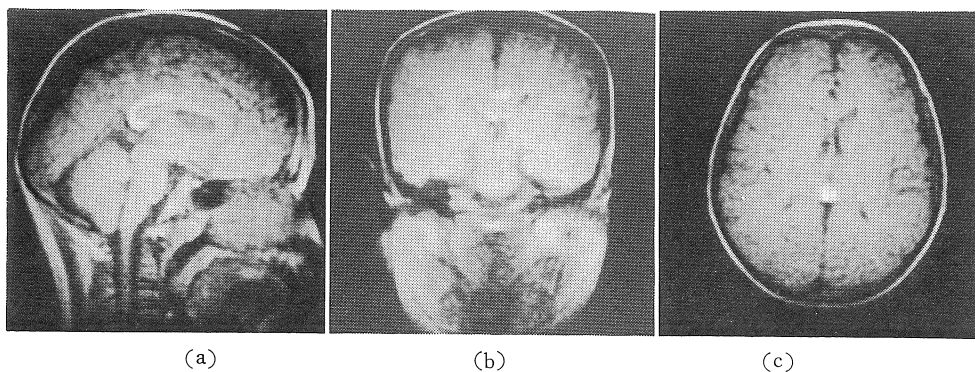


写真 4 脂肪腫を持つ患者の頭部断層像。(a) 矢状断層像, (b) 冠状断層像, (c) 横断断層像。

原 著

いるが、これらの直交する3方向からの情報を総合して診断することは、きわめて有効であり、これに合せた新表示方法が考えられねばならないと思われる。

5 謝 辞

本研究を遂行するにあたり名古屋大学医学部放射線医学教室の佐久間貞行教授に貴重な御示唆をいただいた。また、臨床データは東京大学医学部放射線医学教室の荒木力博士（現在山梨医大）よ

り提供いただいた。ここに両先生の御好意に感謝する。

文 献

- 1) 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).
- 2) 荒木力, 平野井直英, 宮川昭平ほか: NMR-CTの臨床応用. *NMR 医学* 2, 71-83 (1982).