

# 磁気共鳴画像構成時の物理特性の視覚的観察 —放射線計測実験への応用(その1)—

羽根田 清文\*<sup>1</sup> 加藤 博和\*<sup>1</sup> 澤田 昭三\*<sup>1</sup>

## Visual observation of the properties of physical in MRI

Kiyofumi HANEDA, Hirokazu KATO, Shozo SAWADA

### abstract

The progress of magnetic resonance imaging(MRI) as a clinical tool has been extraordinary, outstripping the rate of development of any other imaging technique. Barely 20 years have passed since the introduction of these clinical systems, and the MRI is essential to the clinical management of neurological and musculoskeletal disease. and applications in other areas are constantly being defined.

Any new imaging technique brings with it an educational need, which in the case of the MRI is intense. The underlying technology is particularly complex and a working knowledge of it is essential to good practice. Further, unlike the CT scan, which is a fairly mature modality, the MRI continues to evolve at an extraordinary pace. Thus, an attempt at creating a user-friendly experience to simplify its use was done.

As a result of the experience, pulse sequence diagrams, which are included for every major technique, were displayed accurately in the oscilloscope. Also, the values of Longitudinal recovery times (T1), Transverse relaxation times(T2) and Resonance frequency are expressed by formula. The experience was found effective for student education.

Key Words : RF pulse, resonance frequency, T1 value, T2 value, education effect

照射パルス, 共鳴周波数, T1 値, T2 値, 教育効果

### 1 はじめに

医療分野に核磁気共鳴技術が導入され二十年余が経過した。従来の診断画像としてはX線CT装置など、X線画像構成装置の使用がほとんどであった日本の医療現場においても、核磁気共鳴装置の利用が増加してきた。しかしながら、核磁気共鳴装置は、現在まで使用されてきたX線画像の原理(物質において減弱される光子数の違いを利用して画像を構成する)とは異なり原子のスピン角運動を利用する原理を用いて、画像構成を行うため、これまでの知識では画像構成の原理を理解することが困難であり、使用者の多くは、その原理を理解することなく撮影を行っている場合が多々あるものと考えられる<sup>1)</sup>。

そこで、本稿では、本学に導入された核磁気

共鳴装置を利用し、画像構成時の物理特性をオシロスコープを用い表示させ、画像構成の過程を観察することによって原理の理解が容易となる実験方法を考案した。

### 2 実験方法

核磁気共鳴技術の基礎である照射パルス(RF波)及び縦緩和時間(以下、T1と略す)、横緩和時間(以下、T2と略す)をオシロスコープにて観察し、画像構成過程の理解に役立たせる。

使用した機器は、核磁気共鳴装置日立社製MRH-500(超電導0.5T)である。装置付属の頭部コイルを使用し、マニュアルに表示されるメーカー推奨の撮影条件(表1)のもとで水ファントム撮影を行った。

\* 1 放射線技術科学科

Department of Radiological Technology and Science, Hiroshima Prefectural College of Health and Welfare

表1 MRI撮影条件表

	スピネコー法	インバージョンリカバリー法
フリップ角(°)	90	90
感度	30 (19.2)	自動
FOV (cm <sup>2</sup> )	300	240
TR (ms)	500	2000
TE-1 (ms)	30	30
エコー数	1	項目無し
スライス厚(mm)	10	10
スライス数	1	12
周波数マトリックス	256	256
位相マトリックス	256	224
データ収集回数	2	2
スライス間隔(mm)	項目無し	10
取込帯域	項目無し	1.0
TI (ms)	項目無し	60

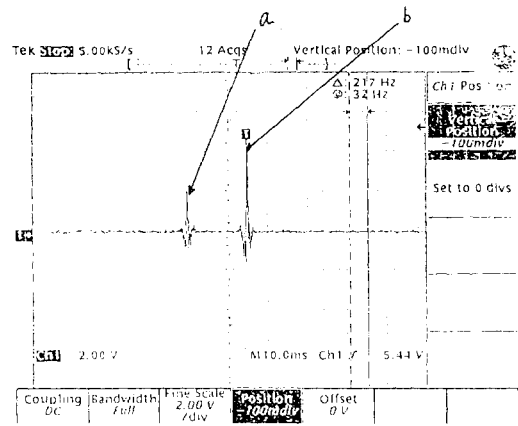
実験では、オシロスコープに表示された照射パルス及び緩和時間の波形を観察するだけではなく、別途、ラーモアの式より求めた検査核種の共鳴周波数の計算値とオシロスコープより得られた照射パルスの実測値を比較することにより理論式を検証し、さらに、核磁気共鳴画像において重要な物理パラメータである T1, T2 の値をオシロスコープより得られた波形を用いて計算によって求めた。

### 3 結果

#### 3-1 照射パルスと共鳴周波数の関係

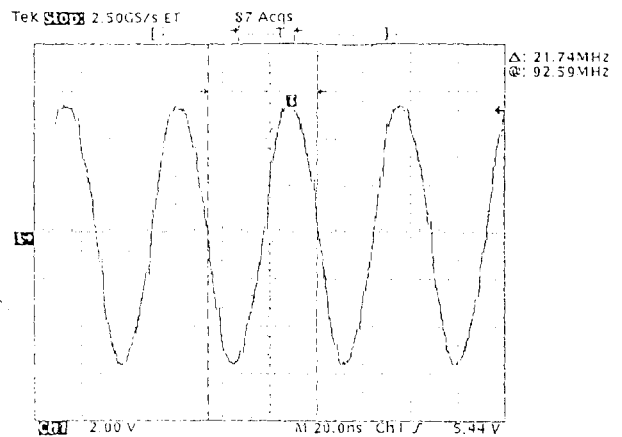
撮影領域を励起させる為の照射パルスを照射し、オシロスコープにより照射パルスの波形を表示させる。図1に示すオシロスコープの観察波形より実験に用いた装置が照射する照射パルス(RF波)の周波数を求めるには、図2に示すように観察波形を時間に関して拡大表示し、その波形から実測値を求め理論値と比較した。

観察波形より波形の一周期は、47 (ns) である。周波数は、周期の逆数なので観察波形より求めた実測値は、21.28 (MHz) となった。また理論値は、今回の検査対象核種が水素原子(H)であり、それを理論式であるラーモアの式(式1)にあてはめると以下の様になった。



a 90° パルス  
b 180° パルス

図1 スピネコー法 (SE法) における照射パルス信号観測波形



一目盛が20ns

$$\begin{aligned} \text{一周期 (ns)} &= 2.35 (\text{目盛}) * 20 (\text{ns/目盛}) \\ &= 47 \end{aligned}$$

図2 図1に示した照射パルスに関して時間軸を短縮

$$\text{ラーモアの式 } f = \gamma * B_0 \quad (1) \text{式}$$

- f 核磁気共鳴信号の周波数 (MHz)
- $\gamma$  磁気回転比 (核種毎に固有の値をもつ)
- B<sub>0</sub> 外部静磁場 (T)

今回の各パラメータは、 $\gamma = 42.58$  (MHz/T), B<sub>0</sub> = 0.5 (T) であり理論値は、 $f = 42.58 * 0.5 = 21.29$  (MHz)

よって、両方の値は、ほぼ等しい。

#### 3-2 T2の測定

T2の測定には、スピネコー法(以下、SE法と略す)が一般に使用されているので本実験においてもSE法を使用した。SE法の撮影原理は90°パルスを照射し撮影系を励起する。照射を終了するとFID信号(自由誘導減衰信号)が発生し照射された撮影系の磁化は急速に緩和する。そこで、90°パルス照射後、 $\tau$ 時間

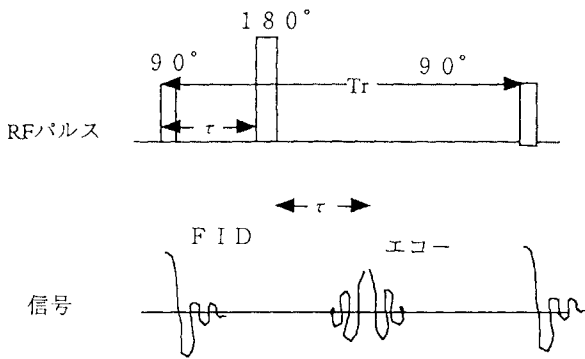


図3 スピンエコー法の高周波パルス系列と信号

(エコー時間)だけ経過したとき、 $180^\circ$  パルスを照射する。すると、さらに  $\tau$  時間経過したときピークになるような信号が検出される。この信号によって画像が形成される (図3)<sup>2)</sup>。図3に示した理論波形と図4に示すオシロスコプの観察波形とを比較すると両者が一致していることがわかる。図4に示した観察波形より  $T_2$  (ms) を求める方法は、まず  $180^\circ$  パルスを照射し  $2\tau$  (以下、TEと表わす) 時間後に再び  $180^\circ$  パルスを照射することで第2のスピネコーを発生させる。以下  $180^\circ$  パルスから TE 時間後に順次  $180^\circ$  パルスを照射することで第3、第4のエコーを順次発生させ、これらのデータを用いて図4に示す信号強度に関する減衰曲線を描く。図5は、図4によって発生した各エコー部分を示している。

ここで、SE法においては、信号強度 (I) は、(2)式において求まる。

$$I = B_0 * \exp(-TE/T_2) \quad (2)式$$

そこで、(2)式を(3)式に変形する。減衰曲線の  $TE = 0$  における信号強度を基準とし、

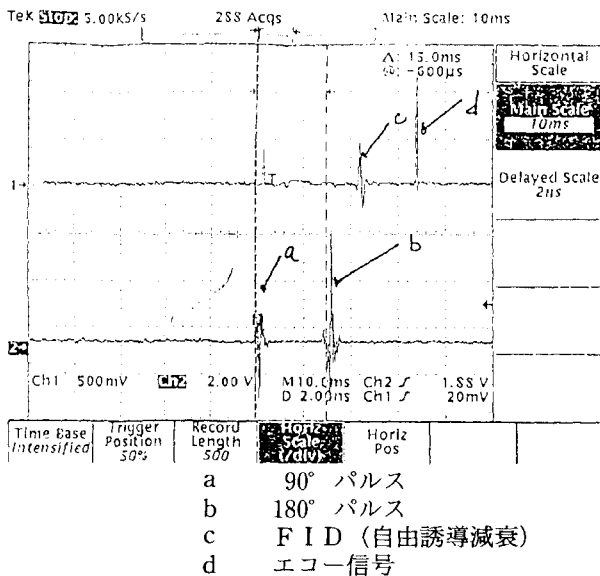


図4 スピネコー法 (SE法) の照射パルス系列と信号

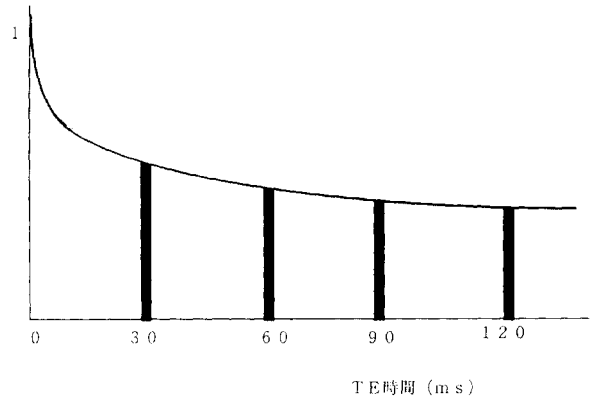


図5 TE時間-信号強度変化曲線

各TE時の信号強度を相対値 (表2に各TEにおける相対信号強度を示す) と仮定する。各信号強度の  $T_2$  は(3)式より求められる。

$$T_2 = -TE / \ln(I/B_0) \quad (3)式$$

(3)式に減衰曲線より求めた値を代入すると (本実験では、第1エコーの値 ( $I = 0.494$ )) を使用した。

$$T_2 = -30 / \ln(0.494/0.5) = 2500 \text{ (ms)}$$

となる。

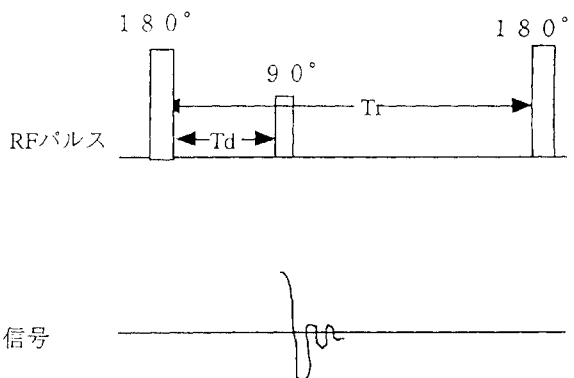


図6 反転回復法 (IR) の高周波パルスと信号

### 3-3 T1の測定

$T_1$ の測定には、インバージョンリカバリー法 (以下、IR法と略す) が一般に使用されているので本実験においてもIR法を使用した。

IR法の撮影原理は  $180^\circ$  パルスを照射することにより撮影系全体のスピンを反転させ、 $T_1$  (反転時間) 経過させる。そして、撮影スライスを選択する  $90^\circ$  パルスを照射することにより、その直後に発生する FID 信号によって検出し画像が形成される (図6)<sup>2)</sup>。

図6に示した理論波形は図7に示すオシロスコプの観察波形と一致していることがわかる。図7に示した観察波形より  $T_1$  (ms) をもと

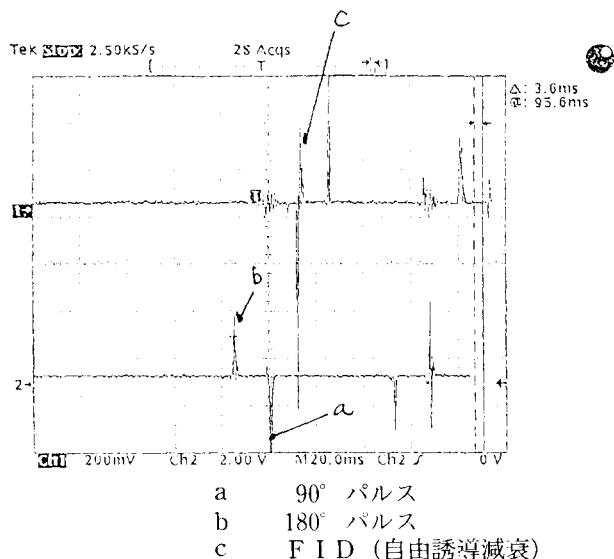


図7 インバージョンリカバリー法 (IR法) の照射パルスと信号

める方法としては以下ようになる。

IR法における信号強度 (I) は、(4)式によって求められる。

$$I = B_0 * (1 - 2 * \exp(-T I / T_1)) \quad (4)式$$

(4)式において、信号強度 I = 0 とすれば (5)式が成り立つ。また、(4)式中、操作可能なパラメータは T I だけである。そこで、撮影シーケンスにおいて、T I の値を変化させ観察波形における信号強度 I = 0 のときの T I を求め、その値を (6)式に代入し、T 1 を求めた。

(本実験では、信号強度 I = 0 とならなかったため、最小値となった値にて代用した。)

$$T I = T_1 * \ln 2 \quad (5)式$$

よって (5)式を変形し

$$T_1 = T I / \ln 2 \quad (6)式$$

(6)式に信号強度が最小値となった時の T I を代入すると

$$T_1 = 1730 / \ln 2 = 2496 \text{ (ms) となる。}$$

#### 4 考 察

##### 4-1 共鳴周波数について

共鳴周波数は、理論式より求めた理論値とオシロスコープの観察波形より求めた実測値がほぼ等しいことが計算により確認できた。

##### 4-2 緩和時間 (T 1, T 2) について

緩和時間 T 1, T 2 は、核磁気共鳴画像を構成するうえで非常に重要な意味を持つが、その値を観察波形より求めることにより、画像撮影時において各種パラメータを変更し得られる画像を比較することで T 1 強調、T 2 強調などの画像強調に与える影響についての理解に有用と考えられる。また、今回の撮影物質は、水ファントムであり計算よりもとめた T 1, T 2 の値が、標準値 (純水の緩和時間は、T 1 = 2500

ms, T 2 = 2530ms である<sup>4)</sup>) とほぼ等しい値を求められることが確認できた。そこで、その応用として、実際の医療現場で行なわれる T 1, T 2 の値から撮影物質を推測することを学生実験時に行わせることが可能であると考えられる。

##### 4-3 照射パルスと観察波形について

本実験においては、測定機器としてデジタル式オシロスコープを使用したためサンプリング周波数の制約等により一部の観察波形が理論波形と少し異なった。しかし、得られた波形としては、ほぼ理論波形に等しいことが確認できた。この画像構成の過程をオシロスコープの観察波形に表示することにより、撮影シーケンスによる画像収集時の物理過程が視覚による確認で容易となると考えられる。

また、核磁気共鳴装置を使用し画像を収集する際、特有の音が発生するが、その発生時刻を観察波形と比較することにより視聴覚的に照射パルスの発生を確認でき、撮影法の違いによる動作音の発生タイミングの違いが容易に理解可能と考えられる。

#### 5 結 論

核磁気共鳴装置の画像構成の原理は、従来の装置と比較して複雑で理解が困難であり、撮影原理を知らなくとも現在の医療現場では、装置の使用は可能である。しかし、装置を有効活用するためには、画像構成の原理を理解することが重要であると考えられる。

また、学生に教育する際でも核磁気共鳴理論は複雑であり教育の現場であっても、理解が困難である。

そこで、数式のみによる理論の学習を行うと同時に実際の現象を視覚的に観察することにより理解の一助になると考えられる。

今後、この方法を実際に学生実験に使い、学生の画像構成原理を中心とした核磁気共鳴理論に関する理解度を調査する予定である。

#### 謝 辞

本実験に関して快く装置面の助言をして頂いた日立メディコ 吉川 喜造氏に謝意を表したい。

#### 参考文献

- 1) 今里 悠一, 斎藤 雄督ほか: 医用画像診断装置. 初版, 東京, コロナ社, 105-114, 1988
- 2) 日本放射線技師会: NMRの理論と臨床. 初版, 東京, マグブロス出版: 11-50, 101-118, 1984
- 3) D・G ガーディアン: NMRの生体系への

- 応用. 初版, 東京, 西村書店, 1985
- 4) 的崎 健: 核磁気共鳴イメージ. 初版, 東京, 丸善, 65, 1991
- 5) Westbrook, C. and Kaut, C.: MRI in practice. Blackwell scientific, 1-133, 1993
- 6) Parikh, Ajay M.: Magnetic resonance imageing techniques. Elsevier, 125-132, 1991
- 7) Bradley, Jr., W. G. and Stark, David D.: Magnetic resonance imaging. vol. 1, 2nd ed. Mosby, 3-107, 1991