

# MRI (磁気共鳴画像法)

小川 邦康

この度、2019年の入門講座として「イメージング」を企画いたしました。

イメージング分析の需要は、生物・医療分野、地球科学分野、工業・産業分野など多方面で拡大しています。それに伴い、近年のイメージング分析手法の発展は目覚ましく、従来の様々な分析手法でイメージングが可能になりつつあります。分析技術の発展に伴い、これまではバルク分析しか行えなかったような手法でも空間分解能を得られるようになったり、従来のイメージング法よりも格段に空間分解能があがったりと、これまでは観測できなかった様々な事象が観測可能になりました。

本企画では、このような状況を踏まえ、新しい手法や発展的手法を中心にタイトルを設定し、基礎的な原理から発展的手法まで含めた解説を心がけました。学生や分析初心者も含め、様々な分野の幅広い読者に興味を持っていただければ幸いです。  
 「ぶんせき」編集委員会

## 1 はじめに

大きな病院に行くとX線CTとMRI(磁気共鳴画像、magnetic resonance imaging)の部屋が隣同士にある。どちらも医療診断装置として広く普及している。X線CTはX線源と検出器が回転し、投影データからX線の吸収率の差を画像化する装置である。一方、MRIは強い磁場に空間分布を付け、水から放出される核磁気共鳴信号を画像化する装置である。MRIの画像化法は磁場分布を利用する点が独特であり、X線CTや走査顕微鏡、CCDカメラなどの画像化法とは大きく異なる。ここでは、MRIの計測原理と画像化法を解説する。

MRIをNMRイメージング(nuclear magnetic resonance imaging)と称することもある。核磁気共鳴を利用している点ではどちらも同じである。NMRとMRIの相違点は、NMRは分子構造の解析(スペクトル分布)に重点を置き、MRIは画像化(信号強度の空間分布)に重点を置いている点である。

この解説では初めて学ぶ人を対象にする。厳密性よりも簡潔で分かりやすい説明に注力する。計測対象は水のみとし、画像化法は最も単純なスライス選択スピネ

コー法に絞る。MRIの適用例として水の濃度分布、 $T_1$ 強調、 $T_2$ 強調の三種類の画像化手法を紹介する。また、紙面の都合上、冗長性のない、味気ない文章になった。ご容赦頂きたい。

## 2 NMRの原理

### 2.1 核スピンと核磁化のふるまい

水は水素原子と酸素原子から構成される。水に静磁場を印加すると、水素原子核の核スピンの核磁化が現れ、それは上位と下位の二つのエネルギー準位を持つ。図1左に示すように、上位と下位の核スピンが作る磁気モーメント $\mu$ には静磁場( $z$ 方向)に対して順方向と反対方向の二つの方向がある。どちらの $\mu$ も同じ回転周波数で回転し、その周波数はラーモア周波数と呼ばれる。静磁場強度が $H_0$ の時のラーモア周波数を $\omega_0$ とすると、両者の関係は次式で表される。

$$\omega_0 = \gamma H_0 \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 $\gamma$ は核磁気回転比であり、水素原子核 $^1\text{H}$ の場合は、静磁場強度が1Tの時に約42.6MHzである。 $^1\text{H}$ の $\gamma$ は定数であり、 $\omega_0$ は $H_0$ に正比例する。

図1左に示すように、計測対象の水の中には多数の磁気モーメント $\mu$ があり、皆同じ周波数 $\omega_0$ だが、異なる位相で回転する。多数の磁気モーメントは集合和としての一つの核磁化 $M$ に置き換えられる。核磁化 $M$ はベクトルであるため「正味の磁化ベクトル」とも呼ばれる。図1右には熱平衡状態にあり、静磁場 $H_0$ の方向を向いた核磁化 $M_0$ (正味に磁化ベクトル)を示した。

図2左に示すように、熱平衡状態にある核磁化 $M_0$ にラーモア周波数 $\omega_0$ と同じ周波数 $\omega_0$ で静磁場と垂直方向( $x$ 方向)の振動磁場を送受信コイルから与えると、核磁化 $M_0$ は共鳴して励起されて、静磁場と垂直方向( $y$ 方向)に倒れた $M_y$ となる。この時の励起磁場を90度励起パルスと呼ぶ。

励起された核磁化 $M_y$ はラーモア周波数 $\omega_0$ で $xy$ 平面を回転する。送受信コイルには核磁化 $M_y$ の回転に合わせた周波数 $\omega_0$ の核磁気共鳴(NMR:nuclear magnetic resonance)信号が受信される(図2右)。送受信コイル

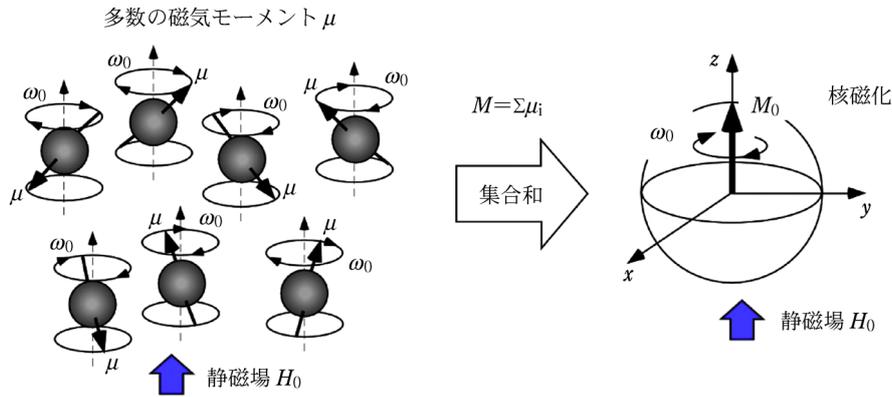


図1 多数の磁気モーメント  $\mu$  が集合し、一つの核磁化  $M_0$  (正味の磁化ベクトル) で表される概念図

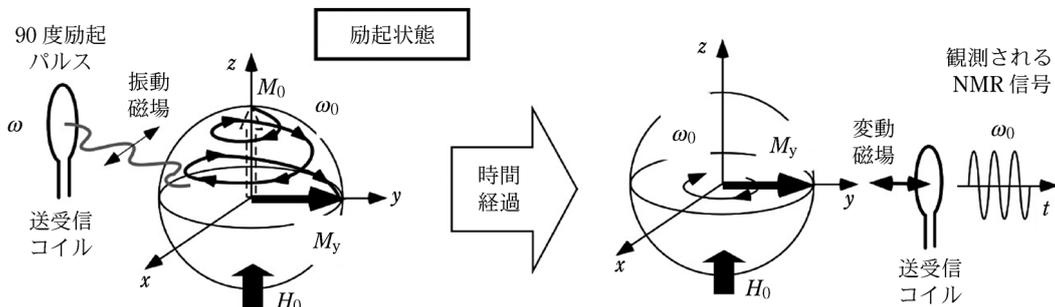


図2 核磁化の励起過程と観測される NMR 信号

は核磁化の励起と、NMR 信号の受信の両方に使われる。

## 2・2 FID とスピネコー

200 mL の容器に入った水で観測される NMR 信号を図3に示す。縦軸が信号  $V$ 、横軸が時間  $t$  である。多量の水のため、多数の核磁化が容器の中に分散していると考えて良い。

核磁化が第1番目の振動磁場(90度励起パルス)で励起された後に、上下に大きく振動する NMR 信号(赤、青色の線)が観測される。赤色と青色の線は NMR 信号の実部と虚部(図2中の  $xy$  平面での  $x, y$  成分)を表し、緑色の線が NMR 信号の振幅を表す。90度励起パルス後の NMR 信号は急速に減衰する。これを FID (free induction decay, 自由誘導減衰) 信号と呼ぶ。

時間  $t = 30 \text{ ms}$  で第2番目の励起磁場(90度励起パルスの2倍の長さ。180度励起パルスと呼ぶ。)を核磁化に与えて再び励起した。この励起により核磁化は  $x$  軸を対称軸として  $-y$  方向に向きを変えて、ラーモア周波数で回転を続ける。この結果、時間  $t = 60 \text{ ms}$  で核磁化の位相が収束し、富士山型の大きな NMR 信号が観測される。これをスピネコー信号と呼ぶ。

90度-180度励起パルスで構成される二つの励起パルスの組み合わせをスピネコー法と呼ぶ。MRI 計測では大きな NMR 信号を取得するためと、勾配磁場の操

作時間を確保するためにスピネコー法を用いることが多い。

## 2・3 $T_1$ 緩和と $T_2$ 緩和

励起した核磁化  $M_y$  は励起エネルギーを放出し、静磁場方向を向いた核磁化  $M_0$  に戻る。核磁化の動きを回転座標系で見た時の様子を図4左に図示した。核磁化が放出したエネルギーは周囲の水分子の運動エネルギーとなる。図4右には、 $xy$  平面上に倒れた核磁化  $M_y$  が励起前の  $M_0$  に戻る様子を  $z$  方向成分  $M_z$  の時間変化として図示した。 $M_z$  の曲線が核磁化  $M$  のエネルギー緩和曲線であり、次式で表される。

$$M_z = M_0 \{1 - e^{-t/T_1}\} \dots\dots\dots (2)$$

この式は時間  $t$  が経過すれば、核磁化が元の熱平衡状態  $M_0$  に戻ることを示している。式(2)中の  $T_1$  はエネルギー緩和を表す時定数であり、 $T_1$  緩和時定数またはスピン-格子緩和と呼ばれる。純水の  $T_1$  緩和時定数は2~3秒である。この値はMRI計測から見るととても長い。

図3のように FID 信号は、20 ms 程度の短い時間で見えなくなる。 $T_1$  緩和時定数よりもはるかに短い時間しか FID 信号を観測できない。その理由は、(a) 試料中には磁場の不均一性(磁石の不完全性、試料と容器の

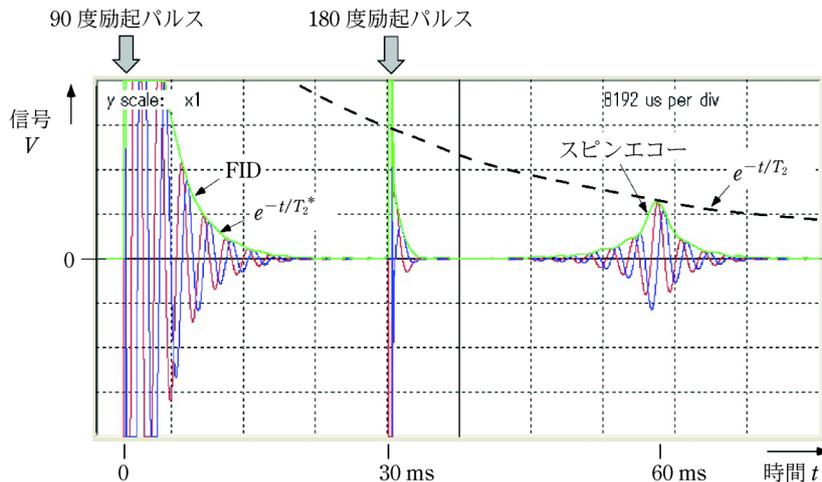


図3 MRIで水を計測した際に観測されたFIDとスピンエコー信号

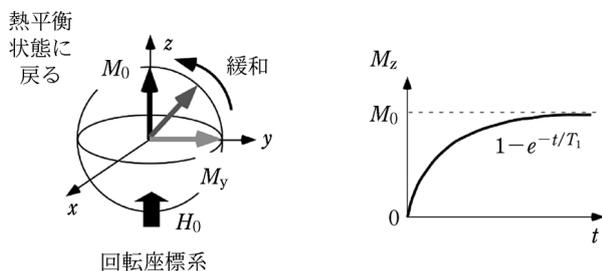


図4 核磁化の  $T_1$  緩和過程と  $M_z$  の時間変化

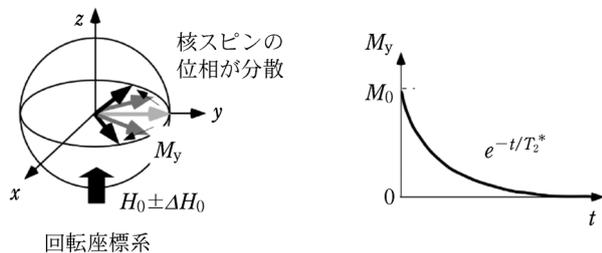


図5 核磁化の  $T_2$  緩和過程と  $M_y$  の時間変化

磁化率の相違)があること, (b) 試料を構成する分子・原子が固有の磁性を持つため(例えば, 酸素原子は反磁性体) 各々の原子核が感じる磁場が異なること, の二つの要因によって各々の核スピンのラーモア周波数に差が生ずるためである。この結果, 図5左に示すように, 回転座標系で見ると, 各々の核スピンの位相がずれ, その集合和である核磁化が小さくなってNMR信号が減衰する。

図5右の減衰曲線は位相の分散(スピンスピン緩和)による減衰曲線であり, 送受信コイルで検出されるy方向成分  $M_y$  は次式で表される。

$$M_y = M_0 e^{-t/T_2^*} \dots\dots\dots (3)$$

ここで,  $T_2^*$  は  $T_2^*$  緩和時定数である。 $T_2^*$  緩和時定数は上述したように, 磁場を不均一にする要因 (a), (b)

の両方を含む場合の時定数である。図3で観測された90度励起パルス後のFID信号の減衰曲線は  $T_2^*$  緩和時定数で表される。

一方, スピンエコー法を用いると磁場を不均一にする要因 (a) を排除できる。これにより位相の分散を抑えることができ, 図3に示すスピンエコーのような, 大きな信号を得ることができる。この時の減衰曲線(図3中では破線)を  $T_2$  緩和時定数と呼ぶ。この時の減衰曲線は次式で表される。

$$M_y = M_0 e^{-t/T_2} \dots\dots\dots (3)'$$

### 3 MRIの装置構成と役割

#### 3.1 装置構成

MRIは六つの要素から構成される。図6にMRI装置の構成を示す。

##### (a) 磁石と勾配磁場コイル

磁石は試料に静磁場を印加する装置である。MRIの磁場強度は0.2~3Tと様々ある。医療診断では0.3Tまたは1.5Tの磁石が多く用いられる。磁石には永久磁石と超電導磁石の二つのタイプがある。

0.3T磁石は永久磁石を用い, 2枚の円板状磁石を60cm程の距離で並行に向かい合わせて構成される。試料は円板状磁石の間にできた均一磁場領域に挿入される。この解説では図6に示すような永久磁石を用いたMRIを例にして解説する。

1.5T磁石は超電導磁石を用い, 内径80cm程の円筒形超電導磁石に電流を流して磁場を形成する。試料は円筒内の均一磁場領域に挿入される。

MRI用磁石では高い磁場均一性(例えば, 試料内で50ppm以内)が求められる。均一性が悪いと, 画像がひずみ, 信号強度に不均一性をもたらしてMR画像の質を劣化させる。

勾配磁場コイルは試料に勾配磁場を印加する装置であ

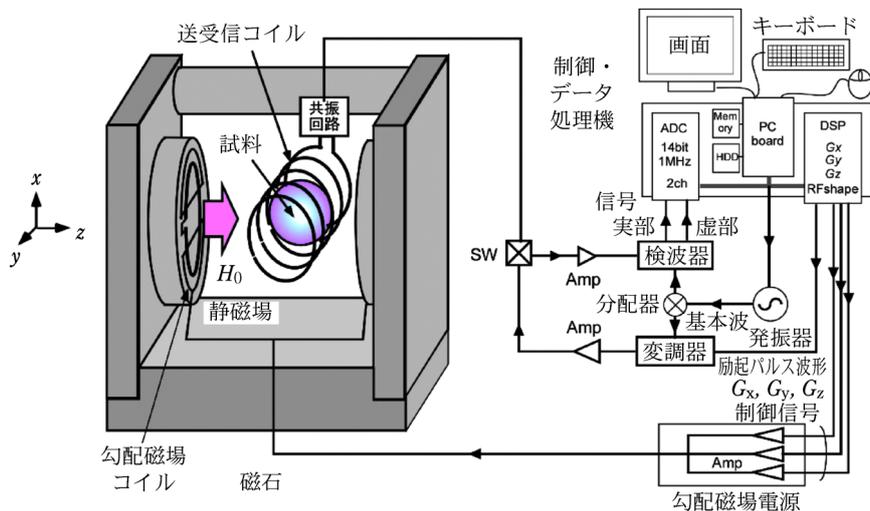


図 6 MRI 装置の構成

る。詳細は 3・2 節で説明する。

(b) 送信系電気回路

送信系電気回路は励起パルスを整形・増幅する装置である。発振器から共振周波数  $\omega$  の基本波を出力し、変調器で励起パルス(励起幅 0.1~10 ms)を整形する。励起パルスは電力増幅器で増幅されて、送受信コイルに送信される。

(c) 送受信コイル

送受信コイルは試料の核磁化を励起し、NMR 信号を受信する装置である。送受信コイルは励起パルスに対応した振動磁場を作り、内部に挿入された試料中の核磁化を励起する。その後、送受信コイルでは試料から放出された NMR 信号を受信する。

(d) 受信系電気回路

受信系電気回路は NMR 信号を受信・検波し、デジタル化する装置である。NMR 信号は増幅された後に検波器で低周波(0~100 kHz)の信号波形に変換され、A/D 変換器(analog/digital 変換器)でデジタル変換される。

(e) 画像再構成部

画像再構成部は MR 画像(magnetic resonance 画像)を再構成する装置である。画像再構成部はデジタル変換されて取り込まれた信号(実部, 虚部)を二次元フーリエ変換して画像を再構成し、白黒のコントラストによって画像表示する。コンピュータが用いられる。

(f) 制御部

制御部は勾配磁場の強弱, 励起パルスの波形やそれらの印加タイミングなどを制御する装置である。FPGA(field-programmable gate array)や DPS(digital signal processing)が用いられる。

装置構成で重要な点は、送受信コイルは一つしかない点である。一つの送受信コイルが試料全体から放出される NMR 信号を包含して受信する。送受信コイル自身に

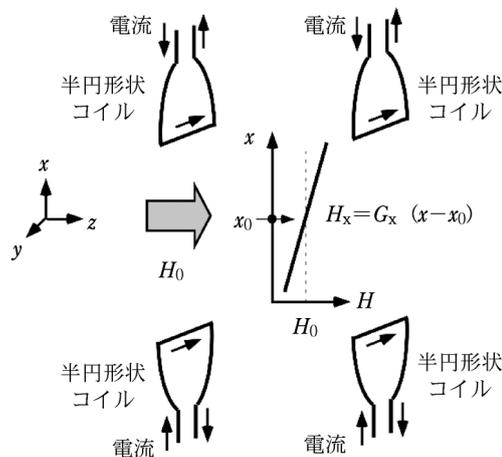


図 7 四つの半円形状コイルが作る x 方向の勾配磁場  $H_x$

NMR 信号の発生位置を特定する能力はない。したがって、試料内部での水濃度の空間分布  $\rho(x, y, z)$  を得るためには、NMR 信号の発生位置  $(x, y, z)$  を特定する工夫が必要である。その工夫として、試料に勾配磁場を印加して、NMR 信号に位置情報  $(x, y, z)$  を入れ込む。これを行うのが勾配磁場と画像取得シーケンスである。

3・2 勾配磁場

静磁場と同じ方向の z 方向の勾配磁場は、図 7 に示すように、四つの半円形状のコイルに電流を流すことによって試料に印加できる。矢印の方向に電流を流すと、位置 x に対して一定の勾配  $G_x$  を持つ直線状の磁場  $H_x$  が形成する。磁場  $H_x$  を式で表せば、

$$H_x = G_x (x - x_0) \dots \dots \dots (4)$$

となる。 $H_x$  は z 方向の磁場であるが、位置 x に依存するため「x 方向の勾配磁場」と呼ぶ。

四つの半円形状のコイルを中心を軸として平面上で 90 度回転させれば、y 方向の勾配  $G_y$  を持つ勾配磁場

$H_y$ となる。さらに、二つの円形コイルを向かい合わせると  $z$  方向の勾配  $G_z$  を持つ勾配磁場  $H_z$  となる。3 組の勾配磁場コイルを組み合わせて磁石内側に設置する。

三つの勾配磁場コイルに勾配磁場電源から電流を流せば、勾配磁場  $H_x, H_y, H_z$  が試料に印加できる。試料に印加される  $z$  方向の磁場  $H(x, y, z)$  は次式のように表される。

$$\begin{aligned} H(x, y, z) + H_0 &= H_x + H_y + H_z + H_0 \\ &= G_x(x - x_0) + G_y(y - y_0) + G_z(z - z_0) + H_0 \\ &\dots\dots\dots(5) \end{aligned}$$

磁場  $H(x, y, z)$  は位置  $(x, y, z)$  に依存し、3 方向に独立した磁場勾配  $G_x, G_y, G_z$  で表される。

### 3.3 MRI 計測の制限

MRI には計測できる試料に制限がある。強力な磁石の中に試料を入れるため、試料は非磁性体に限る。さらに、送受信コイルから放出される電磁波によって核磁化を励起するため、試料は絶縁体に限る。この条件に合う試料は動物や植物、溶液、高分子材料などである。水が計測対象であれば、水が液相状態で試料内にあると計測しやすい。氷のように固相になると計測は極めて難しい。(固体 NMR についての文献を参照されたい)

試料を入れる容器や装置にも注意が必要である。それらも非磁性体で構成する必要がある。送受信コイルの中に入れる容器ならば、ガラスやプラスチック、セラミックなどが良い。装置は銅合金やアルミニウムなどの非磁性材料で構成しても良いが、送受信コイルを装置内部に入れて、試料との間の電磁波のやり取りを妨げないようにする必要がある。

## 4 MRI の計測原理

### 4.1 画像取得シーケンス

典型的なスライス選択励起スピンエコー法のシーケンスを図 8 に示す。縦軸には上から順に励起パルス、磁場勾配  $G_x, G_y, G_z$ , ADC (A/D 変換器) の On/Off, 最下段にはスピンエコー信号 (以下では、信号と略す) の波形を示す。横軸は時間  $t$  である。制御部はこのシーケンスにしたがってイベント制御命令を各要素に出す。

最上段の励起パルスは時間  $t_{ex90}$  で 90 度励起パルスを、時間  $t_{ex180}$  で 180 度励起パルスを照射する。これにより時間  $t_{echo}$  で頂点となる信号が受信される。90 度励起パルスからスピンエコーの中心までの時間をエコー時間  $TE$  と呼ぶ。 $t_{ex90}$  と  $t_{ex180}$  は時間間隔は  $TE/2$  である。ADC は時間  $t_{ADCOn}$  で受信を開始する。

三次元の水の濃度分布  $\rho(x, y, z)$  を取得するために、 $x$  方向の位置情報として  $G_x$  を印加して周波数エンコードを、 $y$  方向の位置情報として  $G_y$  を印加して位相エンコードを、 $z$  方向に  $G_z$  を印加してスライス断面選択励起を施す。

周波数エンコードは  $G_x$  を信号受信時に印加することで、 $x$  方向に位置情報を NMR 信号に入れ込む。位相エンコードによる勾配磁場  $G_y$  の印加は MR 画像の画素数  $N_{phase}$  と同じ回数の  $N_{phase}$  回だけ繰り返し行われ、その度に信号が受信される。繰り返される 90 度励起パルスの時間間隔を  $TR$  と呼ぶ。以下では、周波数エンコード、スライス断面選択励起、位相エンコードの順に説明する。

### 4.2 周波数エンコード

試料に勾配磁場  $H_x$  を印加した場合に生ずる核磁化の周波数  $\omega$  の  $x$  方向分布を考える。式(1)に式(4)を代入すれば、周波数  $\omega$  は次式となる。

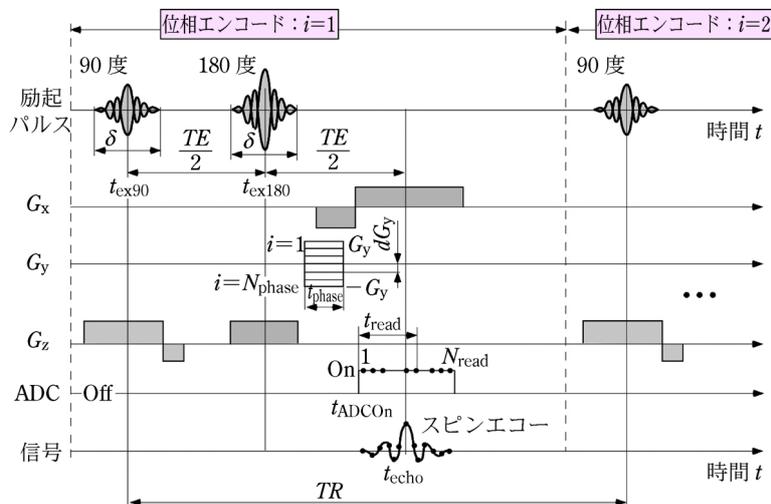


図 8 スライス選択励起スピンエコー法のシーケンス例

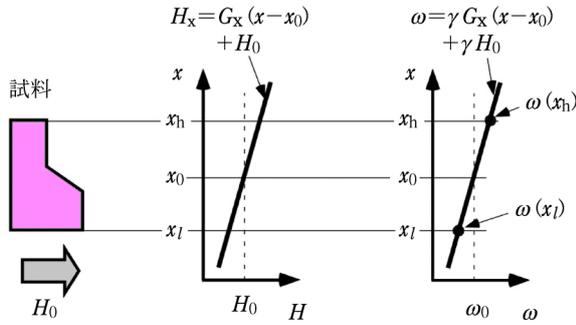


図9 勾配磁場印加による周波数エンコードの概念図

$$\omega(x) = \gamma G_x(x - x_0) + \gamma H_0 \dots\dots\dots(6)$$

この式から、試料中の核磁化は位置  $x$  に依存して周波数  $\omega$  が直線的に変わり、図9に示したような周波数分布となることが分かる。図9のように、磁場  $H$  が高い位置  $x_h$  では周波数  $\omega(x_h)$  も高くなる。反対に、磁場  $H$  が低くなる  $x_l$  では周波数  $\omega(x_l)$  が低くなる。これを利用して信号の周波数  $\omega$  が高い、低いのが分かれば、核磁化の位置  $x$  を特定することができる。このことから、勾配磁場  $G_x$  を印加することで、 $x$  方向の位置情報を信号に入れ込むことができたと言える。これを勾配磁場による「周波数エンコード」と言う。

信号の波形取得はサンプリング間隔を  $t_{ADC}$  と設定されたA/D変換器で行われる。取得したデータ点数が  $N_{read}$  である時、直交位相検波を用いて再構成されるMR画像の  $x$  方向の画素数は  $N_{read}$  となる。

3・1節で記述したように、送受信コイルは一つしかない。信号は勾配磁場  $G_x$  を印加されたことで周波数分布  $\omega(x)$  を持っている。送受信コイルでは、周波数分布  $\omega(x)$  を持つ全ての波形を加算した波形  $V(t)$  が取得される。言い換えれば、信号  $V(t)$  には幅広い周波数の波形が含まれていることになる。

信号  $V(t)$  を周波数  $\omega$  ごとの成分に分けるにはフーリエ解析を行えば良い。信号取得時間  $t$  が  $1 \sim N_{read}$  までの波形  $V(t)$  をフーリエ解析して得られる各周波数  $\omega$  でのフーリエ係数の大きさ（信号強度）が水の濃度  $\rho(\omega)$  に対応する。 $\omega$  は式(6)によって位置  $x$  に変換できることから、水の濃度  $\rho(x)$  を求めることができる。

#### 4・3 スライス断面選択励起

試料に勾配磁場  $H_z$  を印加した際の核磁化の周波数  $\omega$  の  $z$  方向分布は次式で表される。

$$\omega(z) = \gamma G_z(z - z_0) + \gamma H_0 \dots\dots\dots(7)$$

計測したい断面位置を  $z_{ex}$  とすると、式(7)から周波数  $\omega_{ex}(z_{ex})$  が計算できる。図10に示すように、試料に勾配磁場  $H_z$  を印加しながら周波数  $\omega_{ex}$  で90度励起パルスを試料に照射すれば、位置  $z_{ex}$  の断面のみが励起され

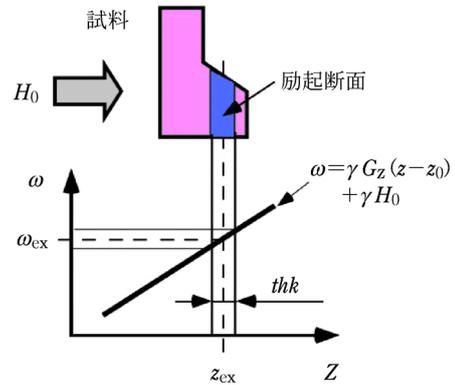


図10 勾配磁場  $H_z$  の印加によるスライス断面選択励起

る。励起断面の厚さ  $thk$  は励起パルスの照射時間  $\delta$  (図8参照) を用いて、次式で表される。

$$thk = 1/2\gamma G_z \delta \dots\dots\dots(8)$$

なお、180度励起パルス印加時も勾配磁場  $H_z$  を印加して同様の周波数  $\omega_{ex}$  を時間  $\delta$  だけ照射する。

#### 4・4 位相エンコード

位相エンコードは、図8に示すように、 $y$  方向の磁場勾配  $G_y$  を時間  $t_{phase}$  だけ印加することによって行う。 $i$  番目の磁場勾配  $G_{y,i}$  を  $-G_y$  から  $+G_y$  まで  $dG_y$  ずつ増加させて時間  $TR$  で  $N_{phase}$  回繰り返す。 $i$  は1から  $N_{phase}$  まで繰り返すごとに増加し、磁場勾配の増加量  $dG_y$  は  $2G_y/N_{phase}$  である。位相エンコードでは、1から  $N_{phase}$  番目まで順次増加する磁場勾配  $G_{y,i}$  を印加して信号を受信する。

核磁化の位相  $\phi$  を考えた時、上記の位相エンコードの操作が周波数エンコードの操作と同じであることを以下で説明する。

位相エンコードとして  $i$  番目の勾配磁場  $G_{y,i}$  を印加して時間  $t_{phase}$  だけ経た時に、 $G_{y,i}$  を印加していない時の核磁化の位相  $\phi_0$  を基準値として、両者の核磁化の位相差  $\Delta\phi_i = \phi_i - \phi_0$  を表すと、次式となる。

$$\Delta\phi_i = \gamma G_{y,i}(y - y_0)t_{phase} \dots\dots\dots(9)$$

一方、周波数エンコードでは  $G_x$  を印加したままで時間  $t_{read}$  が経過する。経過する時間  $t_{read}$  は  $(t - t_{ADCn})$  である。 $G_x$  を印加して時間  $t_{read}$  だけ経た時の位相差  $\Delta\phi_{read}$  は次式となる。

$$\Delta\phi_{read} = \gamma G_x(x - x_0)t_{read} \dots\dots\dots(10)$$

式(10)から周波数エンコードでは、 $G_x$  の印加時間が経過することで  $t_{read}$  が増加し、それに比例して  $\Delta\phi_{read}$  が増加する。 $\Delta\phi_{read}$  の増加は  $N_{read}$  個の波形データで表される信号として取得される。すなわち、周波数エンコードの操作は  $t_{read}$  とともに増加する  $\Delta\phi_{read}$  を  $N_{read}$  点の信号として取得する、と言い換えることができる。

この視点で式(9)を見直すと、 $t_{\text{phase}}$ が一定値であるから、 $\Delta\phi_i$ を増加させるには $G_{y,i}$ を増加させる必要がある。そのため、位相エンコードでは $G_{y,i}$ を $dG_y$ ずつ増加させる操作をする。 $dG_y$ ずつ $G_{y,i}$ を増加させる操作を $N_{\text{phase}}$ 回繰り返すことで、 $\Delta\phi_i$ を $i$ が1から $N_{\text{phase}}$ 番目までの信号として取得することができる。この操作は $N_{\text{read}}$ 個の信号を取得した式(10)の周波数エンコードと同じであることが分かる。

したがって、周波数エンコードと全く同様に、位相エンコードによって幅広い位相分布を持つ信号を受信したことになる。なお、位相 $\phi$ は周波数 $\omega \times$ 時間 $t_{\text{phase}}$ であるため、時間 $t_{\text{phase}}$ が一定であれば、位相分布は周波数分布 $\omega$ と見なせる。得られた信号を磁場勾配 $G_{y,i}$ のエンコード番号 $i$ の1から $N_{\text{phase}}$ の方向に対してフーリエ解析すれば、周波数ごとのフーリエ係数の大きさが水の濃度 $\rho(y)$ に対応することになる。

なお、式(9)、(10)中の $\gamma Gt$ は「波数」(記号で $k$ )と呼ばれる値である。この解説では波数 $k$ を用いずに説明した。他の教科書では波数 $k$ や波数空間を用いて周波数・位相エンコードを説明している。

#### 4.5 画像再構成

MRI計測はx方向の磁場勾配 $G_x$ で周波数エンコードを印加し、信号をサンプリング総数 $N_{\text{read}}$ で取得する。これを時間 $TR$ で $N_{\text{phase}}$ 回繰り返して、その度にy方向の磁場勾配 $G_{y,i}$ を変えて位相エンコードを印加する。信号は $V(1 \sim N_{\text{read}}, 1 \sim N_{\text{phase}})$ で得られる。直交位相検波により信号は二つの成分 $V(\text{Real}, \text{Imag})$ で取得されるため、データ点数は2倍となる。x, y方向は直交し、さらに、独立して $G_x, G_y$ を印加できるため、xとy方向で二次元フーリエ解析ができる。得られたフーリエ係数 $(a_n, b_n)$ から信号強度 $S = \sqrt{a_n^2 + b_n^2}$ を求めると、 $S$ が二次元の水の濃度分布 $\rho(x, y)$ となる。その空間分布は $N_{\text{read}} \times N_{\text{phase}}$ のピクセル数の画像として得られる。フーリエ解析は信号内に入れ込まれた位置情報を取り出すデコーディング操作に対応する。

z方向の空間分布を得る場合には、励起する断面位置 $z_{\text{ex}}$ を順次変えて、多数枚のMRI計測を行う。これにより三次元の水の濃度分布 $\rho(x, y, z)$ を得ることができる。

ここで示した方法以外にも、z方向のスライス選択励起をせずに、y方向の位相エンコードと同様の操作をして、z方向も位相エンコードを施して計測する三次元フーリエイメージング法もある。MRI計測には多数のイメージング法がある。文献<sup>1)~4)</sup>を参照されたい。

#### 4.6 MRIの計測時間

MRIの計測時間 $t_m$ は90度励起パルスの繰り返し時間 $TR$ と位相エンコード数 $N_{\text{phase}}$ 、積算回数 $N_{\text{int}}$ で決まる。

$$t_m = TR N_{\text{phase}} N_{\text{int}} \dots \dots \dots (11)$$

この式から位相エンコード方向の画素数 $N_{\text{phase}}$ と、ノイズを低下させるための積算回数 $N_{\text{int}}$ に比例して計測時間 $t_m$ が増加する。典型例として、 $TR=0.5$  s,  $N_{\text{phase}}=256$ ,  $N_{\text{int}}=2$ とすると、計測時間は256秒となる。MRIの欠点は計測時間の長さにある。その要因は $T_1$ 緩和時定数が長く、 $TR$ を長くする必要がある(後述)ために計測時間が長くなることにある。

### 5 MR画像の適用例

MRIは同じシーケンスを用いても計測条件を変えればMR画像に特徴が出る。ここでは図8に示したスライス選択励起スピネエコー法を用いて、水の濃度分布、 $T_1$ 強調画像、 $T_2$ 強調画像の三つのMR画像を示す。

#### 5.1 水の濃度分布

MR画像の各ピクセルの信号強度 $S(x, y)$ は次式で表される。

$$S(x, y) = A\rho(x, y, z) (1 - e^{-TR/T_1})e^{-TE/T_2} \dots (12)$$

ここで $A$ は送受信コイルの感度や増幅器などの増幅率を含む装置定数である。 $A$ の値は水を計測することで決定できる。

式(12)を用いて水の濃度分布 $\rho(x, y, z)$ を計測する場合には、計測条件としての $TR$ を $T_1$ 緩和時定数よりも長く( $TR \gg T_1$ )し、 $TE$ を $T_2$ よりも短く( $TE \ll T_2$ )する。これにより、式(12)は $S(x, y) = A\rho(x, y, z)$ と近似でき、 $T_1, T_2$ 緩和時定数に依存せず、水の濃度分布 $\rho(x, y, z)$ を算出することができる。 $T_1$ は0.1~1秒程度であり、計測条件を $TR \gg T_1$ とすると、式(11)から計測時間は100秒のオーダーとなる。

サヤに入ったままのそら豆を計測した。図11にMR画像を示す。水の濃度が高い領域を白色、水の濃度が低

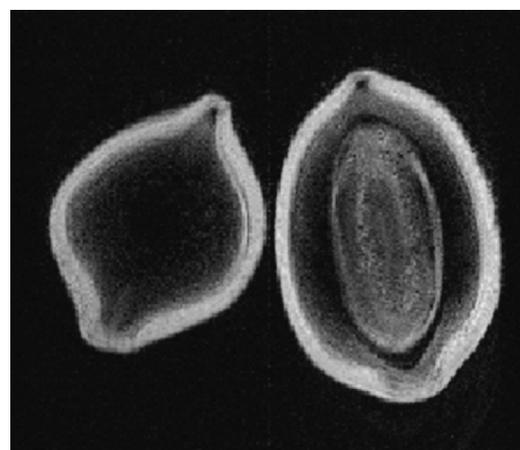


図11 そら豆のMR画像(水の濃度分布。高濃度を白色、低濃度を黒色で示した)

い領域を黒で示した。そら豆はサヤの部分に水が豊富にあり、そら豆とサヤの間にあるワタの部分には水がほとんどないことが分かる。

### 5.2 $T_1$ 強調画像

$T_1$  緩和時定数に空間分布がある場合、 $TE \ll T_2$  とし、 $TR$  を  $T_1$  緩和時定数よりも短く ( $TR < T_1$ ) とすると、 $T_1$  緩和時定数の相違を信号強度として画像化することができる。図 12 には、シイタケ菌床の右半分にシイタケ菌糸が成長した際の菌床の MR 画像を示す。左側のおがくずの  $T_1$  は約 80 ms であり、シイタケ菌糸が成長すると  $T_1$  は約 140 ms と長くなる。菌床を  $TR = 400$  ms で計測すると、(b) のように MR 画像は均一な信号強度となり、シイタケ菌糸は見えない。しかし、(c) のように  $TR$  を 54 ms で計測とすると、シイタケ菌糸が成長した右側の領域で信号強度が低下（濃い灰色）し、一方、左側のおがくずの領域では信号強度は高いままと

なる。このように  $T_1$  緩和時定数の空間分布を信号強度の強弱分布として画像化できる。

### 5.3 $T_2$ 強調画像

$T_2$  緩和時定数に空間分布がある場合、 $TR \gg T_1$  とし、 $TE$  を長くする ( $TE > T_2$ ) と、 $T_2$  緩和時定数の相違を信号強度として画像化することができる。図 13 には、ミニトマトの MR 画像を示した。 $TE$  を 46, 226, 326, 426 ms と変えた場合の MR 画像である。トマトの内部組織に依存して  $T_2$  緩和時定数に空間分布があり、それを  $TE$  を長くすることによって信号強度の強弱として画像化できる。

### 5.4 MRI で計測可能なその他の物理量

MRI では上記に示した計測例の他にも、位相差の空間分布を用いて流体の流速分布や、正負一對の勾配磁場印加に因る信号強度の低下から自己拡散係数の空間分布、

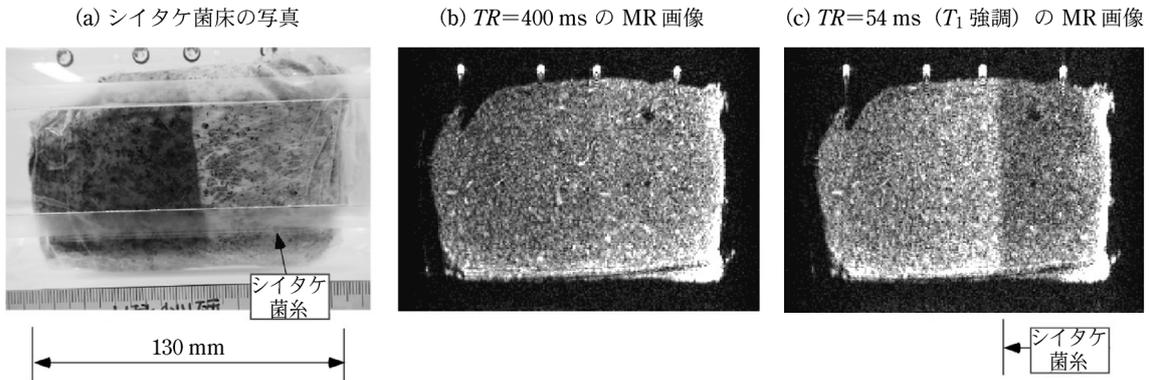


図 12 シイタケ菌床の MR 画像

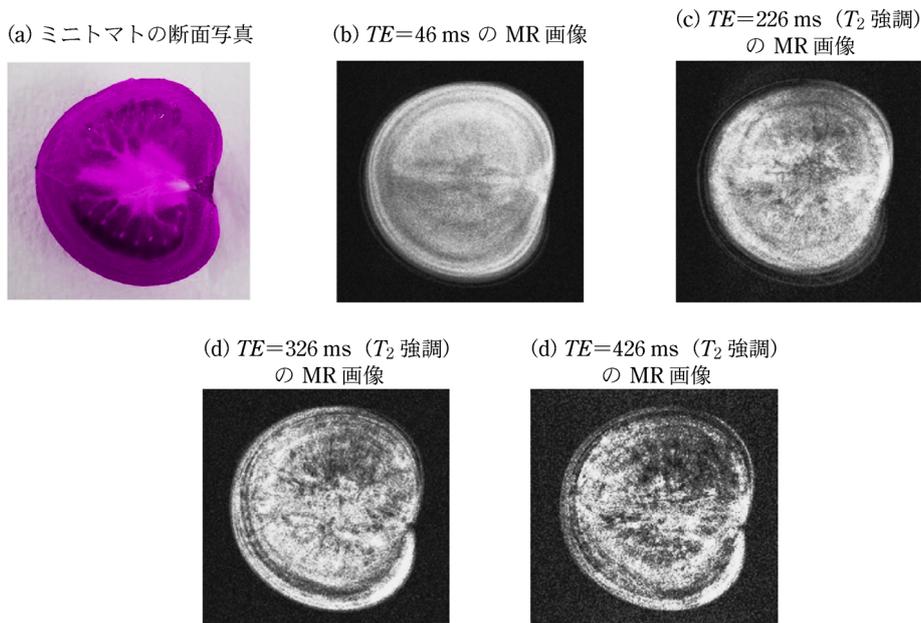


図 13 ミニトマトの MR 画像

$T_1$  緩和時定数の温度依存性から温度の空間分布、油と水の共鳴周波数の相違から油脂の濃度分布なども計測することができる。興味のある方は文献<sup>1)~4)</sup>をご覧ください。

## 6 おわりに

MRI は勾配磁場を印加して位置情報を NMR 信号内に入れ込み、受信した NMR 信号から位置情報を取り出して空間分布を得るという特殊な画像化法を用いている。非常に巧みな方法だが、理解し難いという欠点がある。読者に少しでも MRI の特徴が伝われば幸いである。

### 文 献

1) 巨瀬勝美：“NMR イメージング”，(2004)，(共立出版)。

- 2) 巨瀬勝美編著：“コンパクト MRI”，(2004)，(共立出版)。
- 3) 岩井喜典，斎藤雄督，今里悠一編著：“医用画像診断装置—CT, MRI を中心として—”，(1988)，(コロナ社)。
- 4) 森 一生，町田好男，山形 仁 編著：“CT と MRI—その原理と装置技術—”，(2010)，(コロナ社)。



小川邦康 (Kuniyasu OGAWA)

慶應義塾大学理工学部機械工学科 (〒223-8522 神奈川県横浜市港北区日吉 3-14-1)。東京工業大学大学院博士課程単位取得退学。博士 (工学) 1996 年 (東京工業大学)。《現在の研究テーマ》固体高分子形燃料電池と小型酸素濃縮器の NMR 計測・数値解析。《主な著書》“見える伝熱工学” (コロナ社)。《趣味》写真。  
E-mail : ogawa@mech.keio.ac.jp

## 新刊紹介

### スタンダード 分析化学

角田欣一・梅村知也・堀田弘樹 共著

化学系学科での分析化学教育で取り上げられる分野全般をカバーする教科書である。低学年向けの SI 単位や数値の取り扱いから、溶液内平衡や定量分析法を経て、高学年で学ぶ機器分析までを約 300 ページにコンパクトに収録している。まえがきに“過度に高度な記述を避け、必要と思われる内容をきれなく記述することを心掛けた”とあることから、学部専門教育

における分析化学の講義に十分に対応できる内容と分量である。一方で、側注がふんだんに使われていることが本書の特徴の一つであり、本文では触れられなかったより発展的な内容へのコメントや参考書の紹介などがきめこまやかに配置されている。学部学生には本文内容の習得だけでも十分であるが、側注の記述と引用資料まで範囲を広げれば大学院生の学修にも役立つ充実度である。また、機器分析までを含めて 19 章構成としていることから、分析化学に関連する連続した講義で継続して使用することが可能である。各章の記載内容は、特定の分野やトピックに偏ることなく、教員にとっても授業に採用しやすいものとなっている。分析化学の基礎をしっかりと習得できるだけでなく、発展学習へのヒントも盛り込まれていることから、初学者から教員まであらゆる段階で活用できる一冊である。

(ISBN 978-4-7853-3515-1・B5 判・288 ページ・3,200 円+税・2018 年刊・裳華房)