



## 第8章 医療用や産業用として人体や材料の内部を可視化する

### MRI 装置のしくみとそのRF技術

半田 晋也/拝師 智之/巨瀬 勝美

Shinya Handa/Tomoyuki Haishi/Katsumi Kose

#### はじめに

MRIは“Magnetic Resonance Imaging”（磁気共鳴映像法）の略で、後述するNMR現象を使って、人体や材料などに含まれる原子核の空間分布を画像化する手法です。MRIは、1970年代前半にその原理が提案され、実験室における基礎的技術開発の後、1980年代前半に医療診断装置として実用化されました。その後の技術的發展と普及はめざましく、現在、国内では約6000台の全身用MRI装置(WB-MRI)が医療診断に日常的に使用されています。

さて、上記のようなWB-MRIは、非常に高額(1億円以上)で、しかも先端技術の固まりであるため、五つの巨大医療機器メーカーが世界の市場を独占しています。これに対し、WB-MRIを補完する目的や、医療画像診断以外の分野への応用をめざして、小型のMRIまたはNMR装置が世界各地で開発されています。これらの装置は、WB-MRIに比較して、サイズとコストに対する厳しい制限があるため、各開発グループでは、用途と目的に合った範囲で最適なシステム設計をめざしています。

本稿ではMRIの原理と装置のしくみを解説するとともに、上記システムの一例として、私たちが開発したMRI装置のRFシステムと撮像結果を紹介します。

#### MRIの原理

##### ■ NMRとは？

まず、MRIの基礎となるNMR(Nuclear Magnetic Resonance)について簡単に紹介します。

水(H<sub>2</sub>O)に含まれる水素原子核(プロトン)のような、ゼロでないスピンを持つ原子核の集団を考えます。この集団に図1(a)のように静磁場を加えると、原子核スピンは磁気モーメントを伴っているため、スピンは静磁場に平行に揃う傾向を示します。このときに生成される巨視的な磁気モーメントM(核磁化)は極めて

小さなものですが、共鳴的手法により計測できます。すなわち静磁場と垂直な方向に、RFコイルを使って、その試料に特定周波数の高周波磁場を加えます。すると核磁化は高周波磁場から回転力(トルク)を受けて、静磁場の方向から傾きます。そこで高周波磁場を切ると、核磁化は静磁場方向を軸として図1(b)のような首振り運動(歳差運動)を行います。この歳差運動は、周囲に振動する磁場を作るので、電磁誘導の法則にしたがってRFコイルに高周波信号を誘起します。これがFID(Free Induction Decay：自由誘導減衰)と呼ばれるNMR信号です。

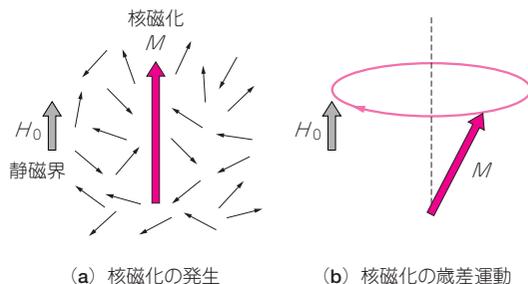
核磁化の歳差運動の角周波数 $\omega$  rad/secは、静磁場強度を $H_0$  T、原子核によって固有に決まる定数を $\gamma$  rad/sec/Tとして、

$$\omega = -\gamma H_0 \dots\dots\dots (1)$$

と表されます。このように、NMR信号の周波数は静磁場強度に比例します。この式は「ラーモアの式」と呼ばれ、MRIを理解する上で一番大切な式です。なお、核磁化を倒すために加える高周波磁場の周波数は、歳差運動の周波数と一致しなければならないため、この現象は「核磁気共鳴」と呼ばれています。

##### ■ NMR信号の性質

WB-MRIで主流となっている1.5 Tの静磁場強度において、プロトンの核磁化の歳差運動周波数は約64 MHzです。この周波数に代表されるように、NMRは1 MHzあたりから1 GHzの周波数、すなわちMF



〈図1〉 静磁界による核磁化の発生と核磁化の歳差運動

からUHFの周波数帯で行われています。また、前述したように、核スピンの作る核磁化は非常に小さな物理量なので、NMR信号には通常、検出部や計測対象からの熱雑音が無視できないほど重畳しています。

## ■ MRIの原理

### ● 位相エンコード

MRIとは空間的位置を識別したNMR信号計測法です。信号発生位置の識別には、ラーモアの式を使い、パルス勾配磁場で歳差運動の位相を変調(エンコード)する方式が使われています。以下に、それを簡単に説明します。

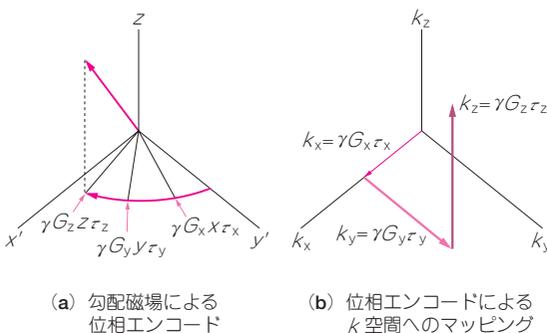
MRIの対象となる原子核を含む試料を均一な静磁場の中に入れて、ラーモアの式で決まる周波数を持ったRFパルスを与えると、同じ化学種の原子核の作る核磁化は、同じ周波数で歳差運動を行い、同じ周波数のFID信号を発生します。液体試料からのFID信号は静磁場の不均一性の影響などがなければ、通常は数msから数秒間継続します。

FID信号の発生位置の識別には、静磁場方向(z方向)の磁場成分が、x、y、z方向にそれぞれ直線的に変化する3種類の勾配磁場  $G_x$ 、 $G_y$ 、 $G_z$  を使用します。すなわちFIDを発生させた後、試料にそれぞれの勾配磁場を時間  $\tau_x$ 、時間  $\tau_y$ 、時間  $\tau_z$  だけ加えます。そうすると、位置(x, y, z)にある核磁化の歳差運動の位相  $\Phi$  は、

$$\Phi = (x, y, z; \tau_x, \tau_y, \tau_z) = -\gamma G_x x \tau_x - \gamma G_y y \tau_y - \gamma G_z z \tau_z \dots \dots \dots (2)$$

となります。この位相変化を回転座標系(静磁場で決まるラーモア周波数で回転する座標系)で表したものを図2(a)に示します。

このように勾配磁場をある時間だけ加えることによって、空間的に異なった位置の核磁化に、それぞれ異なった位相を付与できます。核磁化の位相に、その核磁化の位置情報を付与するこの操作を「位相エンコード」と呼んでいます。



〈図2〉位相エンコードとk(フーリエ)空間

### ● 3次元イメージングと2次元断層イメージング

さて、上記の操作は、各位置の核磁化が作る磁束の総和であるNMR信号を(位相)変調します。また、NMR信号は、各位置における核磁化の大きさに、その位相  $\Phi$  の cosine または sine を乗じて試料全体で足し合わせたものになるので、核磁化分布の3次元フーリエ変換  $M(x, y, z)$  として表されます。このとき、3次元フーリエ空間の波数( $k_x, k_y, k_z$ )は、図2(b)に示すように、勾配磁場とその印加時間に定数を乗じたものに対応します。したがって、勾配磁場強度または印加時間を一定のきざみで変化させてNMR信号を観測し、その信号を3次元フーリエ空間にマッピングして、逆フーリエ変換を行うことにより、核磁化分布を得ることができます。これがMRIの原理です<sup>(1)</sup>。

以上のように、MRIでは核磁化の3次元分布を得ることができますが、多くの場合、特定の断層面の核スピンのみを励起することにより、2次元断層画像が得られています。

## ■ MR画像のコントラスト

MRIでは、核スピンの作る核磁化分布が計測できることを説明しました。この核磁化分布は、計測するときのRFパルスの与え方や、勾配磁場の加え方、そして、信号を観測するタイミングなどによって大きく影響されることが知られています。また、これがMRIを非常に有用なものにしています。

MRIで一般的に使用されるスピン・エコー法といわれる撮像法では、画素強度  $I(x, y)$  は、試料の核スピンの系に特有の物理量である核スピンの密度  $\rho(x, y)$ 、縦緩和時間  $T_1(x, y)$ 、横緩和時間  $T_2(x, y)$  の3つの内部パラメータと、計測パラメータである、パルスの繰り返し時間  $T_R$ 、エコー時間  $T_E$  の2つの外部パラメータによって、

$$I(x, y) = k \rho(x, y) \left\{ 1 - \exp\left(-\frac{T_R}{T_1(x, y)}\right) \right\} \exp\left\{-\frac{T_E}{T_2(x, y)}\right\} \dots \dots \dots (3)$$

と表されます。ここに、 $k$ は定数です。

$T_1$ は、RFパルスで核スピンの系を励起することによって、系が熱平衡状態から離れた後に、系が熱平衡状態に戻るまでの時定数です。生体のプロトンでは1秒前後であり、この時間が、しばしば撮像速度の制限となります。 $T_2$ は静磁場の不均一性がないときのFIDの減衰の時定数で、多くの生体組織のプロトンでは、数十ms程度です。

これらの緩和時間は、生体組織や材料などが病変や劣化などによって変化した場合に、それに含まれる水の運動状態が変化することにより、大きな影響を受けます。このため核スピンの密度に変化が少ない場合でも、