

# 産業用 MRI の画像化システムシミュレーション

## Computer Simulations for Imaging System of Industrial MRI

○米澤 隆一, 秋田 敏宏, 加藤 弘典, 大坊 真洋, 田山 典男

○Takakazu Yonezawa, Toshihiro Akita, Hironori Kato, Masahiro Daibo, Norio Tayama

岩手大学

Iwate University

キーワード：核磁気共鳴画像 (MRI), 画像再構成 (Image Reconstruction),  
自由減衰信号 (Free Induction Decay Signal)

連絡先：〒 020-8551 岩手県盛岡市上田 4-3-5 岩手大学工学部電気電子工学科 田山研究室  
田山 典男 TEL/FAX : (019) 621-6382 E-mail : tayama@pipe.iwate-u.ac.jp

### 1. はじめに

1973 年に Lauterbur により最初の核磁気共鳴画像化法 (Nuclear Magnetic Resonance Imaging) であるズーグマトグラフィ (Zeugmatography) [1] が考案されて以来, 核磁気共鳴画像化法 (Magnetic Resonance Imaging) は, 高品質な画像を求めて今日でも多くの研究者により研究されている。

MRI は, 医療分野で発展し, MRI 診断装置が多く普及している。一方, 産業分野でも, MRI 装置を用いて安価に画像を再現して対象物体の内部構造を得たいという要求がある。

従来の MRI 画像再構成法としては, 傾斜磁場を用いて核磁気共鳴 (NMR) 信号の発生位置を特定するフーリエ変換法が主に用いられている [2]。しかし, この方法では装置が高価となる。産業分野で利用するには, 装置を安価にする必要があり, ハードウェア構成を簡単にして, 高速に画像を得る工夫が求められている。

当研究室では, 従来の X 線 CT 手法より画像再構成の計算量を削減できる新しい CT 手法の FMR (Fast Model Reconstruct : 高速モデル再構成) 法を提案している。FMR 法により, 極少数方向の投影データから, 高速に画像を再構成できる。

本研究では, この FMR 法を利用して, 安価で高速に画像再構成する, 新しい産業用 MRI システムの可能性を検討している。そこで, 産業用の新しい MRI 手法について画像化システムのシミュレーションを行っており, その結果を報告する。

### 2. NMR イメージング法

NMR 法は開発されて以来, 有機化合物を対象とした分子構造解析の分野で発達してきた。NMR 法では, 核種によって特定の周波数において核共鳴現象を起こすため, 対象物体に含まれる原子を特定することができる。

現在、医療用 MRI では生体に多く含まれ検出感度の良い  $^1\text{H}$  が主な測定対象としている。しかし、 $^1\text{H}$  核以外にも様々な核種の NMR 信号を測定することが可能である。

つまり、測定対象核種の共鳴周波数を含む RF パルス (radiofrequency pulse) を対象物に照射するならば、複数の核種における NMR スペクトル (磁化強度値) を検出することができる。

しかしながら従来の MRI システムでは、画像再構成において NMR 信号の発生部位を特定するために傾斜磁場を用いている。そのため、複数の核種の分布を同時に画像再構成することは不可能であった。そこで、傾斜磁場を用いずに NMR 信号の発生部位を特定するならば、複数の核種について検出する MRI システムを構成できる可能性がある。

本研究では、このような観点から傾斜磁場を用いずに、複数の核種についての NMR 信号を同時に検出し、画像再構成する産業用の新しい MRI システムを検討する。

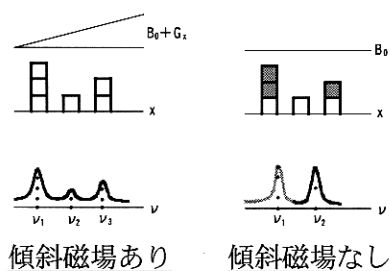


図1 傾斜磁場と NMR の関係

### 3. NMR信号の検出

NMR 信号の基本的な関係式は、次式である。

$$\omega = 2\pi\nu = \gamma B \quad (1)$$

但し、 $\omega$  は角周波数、 $\nu$  は周波数、 $\gamma$  は回転磁気比、 $B$  は静磁場強度である。

傾斜磁場の導入は、 $B$  を変化させ、特定の核種における傾斜磁場方向の共鳴周波数を変えることによって位置情報を得るという考え方である。

ここで、静磁場強度  $B$  が均一であるとしたならば、得られる信号によって、様々な核

種のスペクトルが得られる。共鳴周波数は核種によって異なるので、注目する核種の共鳴周波数分だけ取り出せばよいことになる。したがって、同時に複数の核種の NMR 信号を検出できる。

### 3.1 検出信号

NMR 信号として  $90^\circ$  パルス後の自由誘導減衰 (FID : Free Induction Decay) 信号を用いる。RF パルスの照射軸上で、各点での磁化密度分布  $m(x, y)$  をその軸に沿って線積分した値は、その軸上における対象核種の FID 信号  $s(t)$  となる。複数の核種を対象とした場合の FID 信号は以下の式となる。

$$S(t) = \int_0^L m_1(x, y) \exp(-\gamma_1 B t) dl + \int_0^L m_2(x, y) \exp(-\gamma_2 B t) dl \quad (2)$$

⋮

ここで  $L$  は送受信部コイル間の距離である。

当研究室が提案する産業用 MRI [3] では、傾斜磁場がないために、それぞれの核種の共鳴周波数によって指数関数的に減衰する信号が得られる。送信側で複数の核種の共鳴周波数を含むような RF パルスを対象物体に照射した場合は、得られる FID 信号から核種毎の FID 信号を抽出することができる。

この FID 信号を様々な方向から得ることができれば、X 線 CT における画像再構成と同様にして複数の核種における NMR の画像再構成を行うことができる。

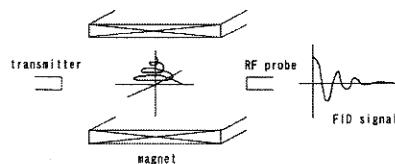


図2 自由減衰 (FID) 信号

## 4. FMR 法

### 4.1 X 線 CT 手法による画像再構成法

当研究室が提案している，従来の X 線 CT 手法より大幅に再構成計算量を削減できる新しい CT 手法の FMR 法を説明する。

FMR 法とは，ウェーブレット標本化モデルと特異値分解の 2 つの理論を組み合わせることによって，極少数方向から高速に画像を再構成する方法である [4][5]。投影値  $p$  は，対象領域  $f(x, y)$  を，ビームに沿って線積分した値なので，次式のようになる。

$$p = \int_0^L f(x, y) dl \quad (3)$$

そして，X 線を対象空間に照射することによって得られる投影値ベクトル  $p$  と，再構成係数行列  $C^+$  とを掛算するだけで，再構成画像を得ることができる。

$$\mathbf{f} = \mathbf{C}^+ \mathbf{p} \quad (4)$$

ここで，投影の方向が変わっても，一様に透過する性質（一様透過性）を保持する，2次元スキャン方式を導入する。一様透過性が保持されているならば，どの画素においても一連の各ビームに対する画像再構成係数の並びが同じになる。よって，一つの再構成係数行列  $C^+$  で，画像再構成が可能である。

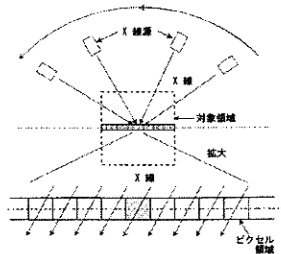


図3 一様透過性

### 4.2 産業用 MRI における FMR 法

NMR 信号は，次式に示すように，各点の磁化密度分布  $m(x, y)$  を線積分した値が，その軸上の FID 信号となる。

$$S(t) = \int_0^L m_1(x, y) \exp(-\gamma_1 B t) dl + \int_0^L m_2(x, y) \exp(-\gamma_2 B t) dl \quad (5)$$

したがって，FID 信号を周波数解析し，核種の基準周波数に相当するところのスペクトル値は，RF パルスが照射したときの，照射線上の核種の磁場強度分布を線積分した値に等しい。この値を磁化  $m$  とする。

また式 (5) の減衰項  $\exp(-\gamma B t)$  を除くと式 (3) と式の形が同じである。よって，一様照射性 (X 線 CT における一様透過性) が保持される 2次元スキャン方式を導入すれば，磁化  $m$  を用いて，FMR 法により画像再構成が可能である。

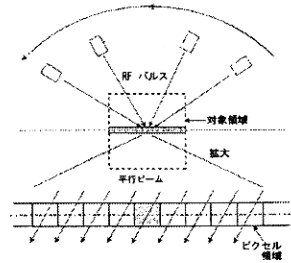


図4 産業用 MRI における 2次元スキャン方式

## 5. 産業用 MRI の画像化システムシミュレーションの構成

当研究室の X 線 CT シミュレーションシステムをもとにして、産業用 MRI の画像化システムシミュレーションを構成する。

### 5.1 複数の核種を含む FID 信号の生成

産業用 MRI 画像化シミュレーションの場合、FID 信号を周波数解析し、核種の磁場  $m$  を求める。そのため最初に、FID 信号を生成する。その方法として、画像再構成の際に用いる磁場  $m$  をあらかじめ計算し、そこから FID 信号を生成する。

X 線 CT において、投影値  $p$  は対象空間の濃度値  $f(x, y)$  を X 線ビームによって線積分した値に相当する。しかし、RF ビームは X 線に比べて指向性が良くないため、照射線以外の点も核磁気共鳴が起きる。したがって空間的な広がりを仮定して、磁化  $m$  を計算する。

そして、同一照射線上の各核種における磁化  $m$  を次式のように加算することによって、その照射線上の FID 信号を生成する。

$$\begin{aligned} s_{re}(t) &= \sum_{i=0}^N m_i \cos(2\pi\gamma_i B t) \exp\left(-\frac{t}{T_2^*}\right) \\ s_{im}(t) &= -\sum_{i=0}^N m_i \sin(2\pi\gamma_i B t) \exp\left(-\frac{t}{T_2^*}\right) \end{aligned} \quad (7)$$

ここで、 $s_{re}$  と  $s_{im}$  は実数部と虚数部を示し、 $\gamma_i$  は各核種の回転磁気比を示す。また FID 信号は減衰信号なので、横緩和時間  $T_2^*$  によって減衰する。

### 5.2 複数の核種を含む FID 信号から核種毎の磁化 $m$ を求める

上式の FID 信号から、各核種の磁化  $m$  を求めるには、FID 信号と核種の基準周波数  $\omega_0$  を掛け合わせる。

今 FID 信号の周波数をまとめて  $\omega$  とすると、

$$\begin{aligned} \cos(\omega t) \cos(\omega_0 t) &= \cos((\omega - \omega_0)t) \\ &\quad + \cos((\omega + \omega_0)t) \\ \sin(\omega t) \cos(\omega_0 t) &= \sin((\omega - \omega_0)t) \\ &\quad + \sin((\omega + \omega_0)t) \end{aligned} \quad (8)$$

のようになり、低域通過フィルタによって  $\cos((\omega - \omega_0)t)$ 、 $\sin((\omega - \omega_0)t)$  の部分だけ抽出し、周波数解析し、核種毎の磁化  $m$  を求める。

### 5.3 産業用 MRI の永久磁石

MRI 装置を用い、NMR 信号を発生させるためには、対象空間に静磁場をかける。本システムでは、その静磁場が一様な静磁場であることを条件としている。

産業用の場合、装置を安価にするために、静磁場用磁石として、永久磁石を使用する。さらに装置を安価とするために、一様な静磁場の永久磁石よりも、ある程度静磁場強度の幅があり、その分布が即知である永久磁石を用いる。そこで、一様な静磁場ではないシミュレーションも行った。

## 6. シミュレーション結果

当研究室の産業用 MRI では、 $^1\text{H}$ 、 $^{13}\text{C}$ 、 $^{15}\text{N}$ 、 $^{31}\text{P}$  の核種が含まれた FID 信号を主に扱う。

表1 核種の回転磁気比

	$\gamma$ [MHz/T]
$^1\text{H}$	42.58
$^{13}\text{C}$	17.24
$^{15}\text{N}$	10.71
$^{31}\text{P}$	4.31

本システムでは、FID 信号を生成するために、あらかじめ、画像再構成の際に用いる磁化  $m$  を求める。その磁化  $m$  は、X 線 CT シミュレーションの投影値  $p$  を算出する方法をもと算出する。しかし、磁化  $m$  は空間的な広がりをもつ。そこで本研究では、投影値  $p$  と sinc 関数を用い次式によって、磁化  $m$  を算出した。

$$m(i) = \sum_{j=-50}^{j=50} p(i+j) \times \text{sinc}(j) \quad (9)$$

$p(i+j)$  が計測範囲を  
超えるとき  $p(i+j) = 0$

この式で求めた磁化  $m$  より FID 信号を生成する。本研究では、2つのシミュレーションを行う。一つは、静磁場が一様である場合であり、もう一つが静磁場がある程度の幅を持つ場合である。

FID 信号は、次式のように、実数部と虚数部の信号として表される。

$$s_{re}(t) = \sum_{i=0}^N m_i \cos(2\pi\gamma_i B t) \exp\left(-\frac{t}{T_2^*}\right) \quad (10)$$

$$s_{im}(t) = -\sum_{i=0}^N m_i \sin(2\pi\gamma_i B t) \exp\left(-\frac{t}{T_2^*}\right)$$

一様な磁場の場合、上の式のように、核種の磁化  $m$  と回転磁気比  $\gamma$  によって FID 信号を生成する (Mrisim\_1)。

しかし、静磁場がある程度の幅を持つときは、静磁場強度  $B$  の値も変化するため、各静磁場強度  $B$  における核種の磁化  $m$  を求

める必要がある。そこで、図5のように、磁場分布が中心から段階的に小さくなることを想定した。このことから、式 (11) のように、FID 信号を生成する (Mrisim\_2)。

$$S_{re}(t) = \sum_{i=1}^{N_1} \sum_{j=1}^{N_2} m_{ij} \cos(2\pi\gamma_i B_j t) \exp\left(-\frac{t}{T_2^*}\right) \quad (11)$$

$$S_{im}(t) = -\sum_{i=1}^{N_1} \sum_{j=1}^{N_2} m_{ij} \sin(2\pi\gamma_i B_j t) \exp\left(-\frac{t}{T_2^*}\right)$$

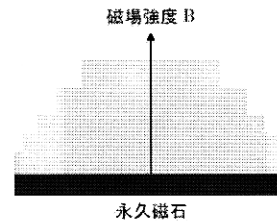


図5 静磁場の分布イメージ

FID 信号を生成後、核種の磁化  $m$  を検出するには、核種の基準周波数信号を掛け合わせ、低域通過フィルタを通し、周波数解析する。

一様な静磁場では周波数解析後の値が核種の磁化であるが、一様な静磁場でない場合は、静磁場強度毎に磁化を検出し、それらを加算した値を核種の磁化 とする。

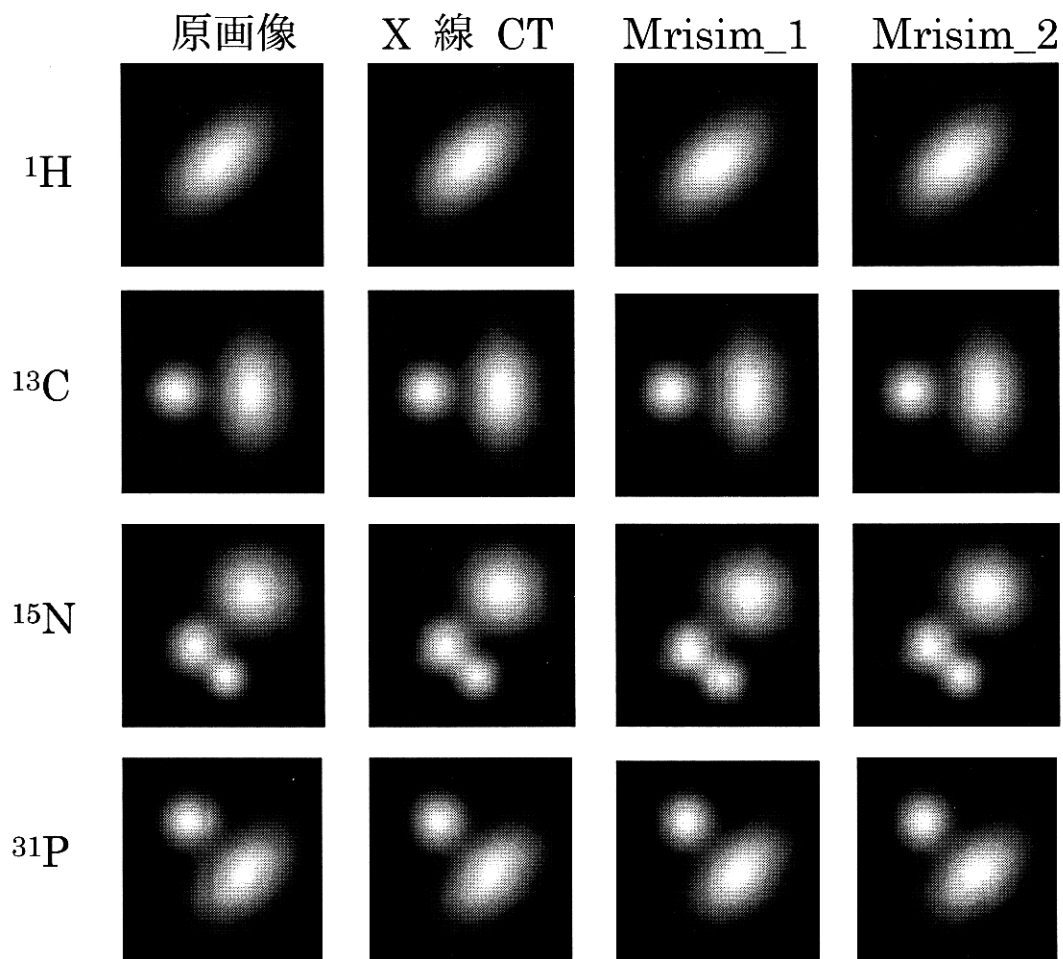
シミュレーション結果は図6のようになり、原画像との正規化誤差分散 (式 (12)) を計算し、再構成評価を行った (表2)。

$$E = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N (F_n - f_n)^2}{\sum_{n=1}^N (F_n - F)^2}} \quad (12)$$

$F$ : 原画像の平均値

$F_n$ : 原画像の各標本点濃度

$f_n$ : 再構成画像の各標本点濃度



X線 CT・・・X線 CT シミュレーションの投影値からの再構成画像  
 Mrsim\_1・・・一様な静磁場の場合の強度値からの再構成画像  
 Mrsim\_2・・・静磁場に分布がある場合の強度値からの再構成画像

図6 産業用 MRI シミュレーション結果

表2 原画像と各再構成画像の正規化誤差分散 ( $\times 10^{-2}$ )

	X線 CT	Mrsim_1	Mrsim_2
$^1\text{H}$	1.37	1.37	1.68
$^{13}\text{C}$	5.65	5.65	5.65
$^{15}\text{N}$	5.97	5.97	6.22
$^{31}\text{P}$	4.77	4.77	4.77

## 6.1 シミュレーション評価

Mrisim\_1 の場合、再構成画像と原画像との正規化誤差分散の値が、X 線 CT シミュレーションの値と等しい。この結果から、低域通過フィルタを用いることによって、複数の核種を含む FID 信号から、各核種の磁化  $m$  を算出できることが分かる。また算出された磁化  $m$  は、空間的な広がりをもっているが、X 線 CT シミュレーションと同様に、FMR 法により 画像再構成することができることが分かる。

Mrisim\_2 の場合、正規化誤差分散の値が、Mrisim\_1 よりも大きい。Mrisim\_2 の静磁場が一様ではないため、各静磁場強度によって算出した磁化を算出する。その際に、少し誤差が生じたためであると考えられる。しかし、再構成画像と原画像の画像は、ほぼ同じである。よって、静磁場が一様ではない永久磁石における産業用 MRI も構成できる可能性がある。

## 7. おわりに

本研究では、新しい産業用 MRI 画像化システムのシミュレーションを行った。この手法は、傾斜磁場を用いずに MRI 画像を再構成する可能性がある。この MRI システムの特徴をまとめると、

- 静磁場磁石として永久磁石を用いることにより、装置が安価となる。
- 傾斜磁場を利用しないために、周波数スペクトルを核種の共鳴周波数に対応させることができ、同時に複数の核種についての核磁気共鳴を検出できる。
- 画像再構成に FMR 法を採用することで、極少数方向からの投影値で高速に画像再構成できる。

この手法は、空港の手荷物検査などにおいて、非破壊内部検出への応用の可能性がある。

今後の課題は、実際の装置における静磁場分布でのシミュレーションを行い、このシステムの有用性を検証することである。

## 参考文献

- [1] Lauterbur, P. C., Image Formation by Induced Local Interactions: Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance, Nature 242, pp.189-190, 1973
- [2] 核磁気共鳴医学研究会, NMR 医学—基礎と臨床—, pp.52-56, 丸善, 1984
- [3] 秋田敏宏, 田山典男, 大坊真洋, 核磁気共鳴による産業用画像センシングシステムの一提案, 第45回自動制御連合講演会, 2A1-D4, 2002
- [4] 田山典男, 産業用3次元CTと3次元透視システム, 電子情報通信学会東北支部先端技術シンポジウム「画像工学における先端技術の動向」, pp.19-29,平成13年
- [5] 田山典男, 杜海清, 大坊真洋, 産業用実時間3次元CTの画像再構成プロセッサ, 計測と制御, vol.40, No.12, pp.907-910, 2001