

## 複数核種分布を再構成する産業用磁気共鳴 イメージングシミュレーション

### Simulation of Multiple NMR-imaging reconstruction for industry

○秋田敏宏, 米澤隆一, 栗田宏明, 大坊真洋, 長田洋, 田山典男

○Toshihiro Akita, Takakazu Yonezawa, Hiroaki Kurita,  
Masahiro Daibo, Hiroshi Osada, Norio Tayama

岩手大学工学部

Faculty of Engineering, Iwate University

キーワード:核磁気共鳴(Nuclear Magnetic Resonance), 画像再構成(Image Reconstruction), 不均一磁場(Un-uniformity Magnetic Field), 自由減衰信号(Free Induction Decay Signal)

連絡先:〒020-8851 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.elc.iwate-u.ac.jp

#### 1. はじめに

MRI(Magnetic Resonance Imaging ;核磁気共鳴画像化法)は医療分野を中心に利用されている。1973年にLauterburによって最初の核磁気共鳴イメージング(NMR-Imaging)法であるズーグマトグラフィ(zeugmatography)<sup>1)</sup>が考案されて以来, 高速で高品質な画像を得るための研究が今日も多くの研究者によってなされている。特に医療分野ではX線CTのように放射線を使用しないため被爆の危険がなく安全であることから注目されており, MRI 診断装置が広く普及している。

産業分野においては, 安価に画像を再構成して対象となる物体の内部構造を得たいと

いう要求は高い。また, 対象物体を構成する物質を特定することについても要求が高い。装置を安価にするためには, 良好な画像が得られハードウェアの構成を簡単にすることが有効である。

現在利用されている医療用MRIの多くは, 静磁場マグネットとして超伝導材料(高磁場用)や永久磁石(低磁場用)を利用している。前者の場合, 静磁場の維持費を含め高価であるのに対し, 後者の場合, 磁場が低くなるが維持費がないため安価となる。

また, 物質を特定することに関しては, NMR法がすでに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いる。NMR法では, 核種や分子の結合の種類によって特定の周波数において共鳴現象が起こることを

利用して、対象物体に含まれる原子や分子を特定することができる。現在の医療用 MRI では生体に多く含まれる水分に着目し、検出感度のよい水素原子が主な測定対象となっているが、原理的には様々な核種に対する測定が可能である。つまり、測定対象となる核種を共鳴させる周波数を含む RF(ラジオ)波パルスを照射することによって NMR スペクトル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、傾斜磁場を用いて空間内の各部位で異なる周波数で 1 つの種類の核種が共鳴現象を引き起こすことで NMR 信号の発生部位を特定している。そのため、複数の核種の強度分布を同時に画像再構成することは不可能である。傾斜磁場を用いずに NMR 信号の発生部位を特定することができるならば、複数の核種を同時に検出できる MRI システムを構成することが可能となるであろう。

従来の MRI における画像再構成法としては、投影再構成法とフーリエ変換法がある。投影再構成法では X 線 CT と同様に多数の方向からの投影データが必要であり大量の計算を要する。フーリエ変換法では FFT を利用し高速に画像再構成する。このため現在ではフーリエ変換法を採用することが多い<sup>2)</sup>。

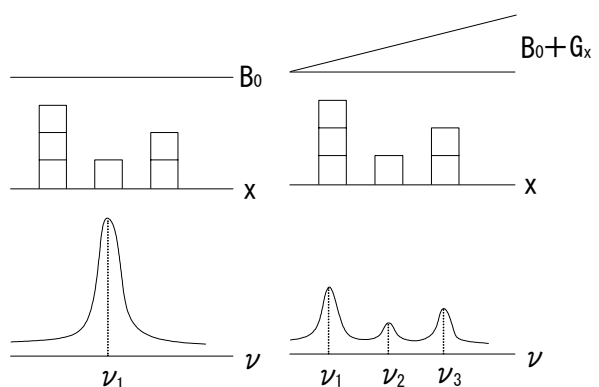
本研究室では、従来の CT 手法より大幅に再構成計算量を削減できる新しい CT 手法である FMR(Fast Model Reconstruct ; 高速モデル再構成)法を提案している<sup>3), 4)</sup>。FMR 法により極少数方向からの投影データから、高速に画像が再構成できる。本稿では FMR 法を利用して、複数の核種を同時に測定でき、安価で高速なまったく新しい産業用の核磁気共鳴イメージングの構成手法<sup>5), 6)</sup>に基づきシミュレーションを行い、画像の評価を行ったので報告する。

## 2. NMR イメージング

NMR 現象はスピン数  $n/2$  ( $n$  は奇数) である様々な核種において起こる。NMR 現象を引き起こすのに必要な条件は、磁場と RF 波、核種のスピンである。磁場の与えられた空間に RF 波を照射すると特定の周波数のエネルギーを吸収する。RF 波の照射を停止すると、吸収したエネルギーを放出する。この現象は NMR 現象と呼ばれる。NMR 現象を画像化する手法について述べる。

### 2.1 従来の NMR イメージング

NMR イメージングは、NMR 現象の発生位置を特定する必要がある。従来のシステムでは意図的に磁場に高低差をつけることによって、発生する信号の周波数に差をつけ、この周波数の違いによって信号発生部位を特定している。これを模式的に示すと Fig.1 のようになる。傾斜磁場  $G_x$  を導入することによって、各位置に応じて磁場強度が異なることから核種の共鳴周波数も異なり、得られるスペクトルが位置によって周波数の違いとして現れ、信号の発生部位を特定することができる。



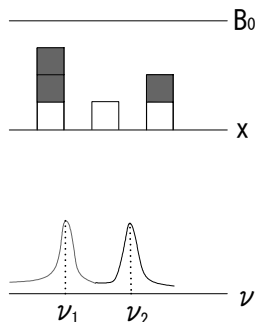
(a) 傾斜磁場なし (b) 傾斜磁場あり  
上: 磁場強度分布, 中: 単一核種の磁化密度分布,  
下: 周波数スペクトル

図 1 傾斜磁場による信号発生部位の特定  
Fig.1 How to specify the occurrence part of NMR-signals by using gradient coils

## 2.2 提案する NMR イメージング

傾斜磁場を利用して信号の発生部位を特定する従来の手法では、同時に 1 核種に対して適用できる。ここでは、複数の核種を同時に検出するための概念を示す。

NMR 法と投影再構成法を組み合わせることによって、傾斜磁場を用いずに複数核種の NMR 信号を特定する。NMR 法では Fig.2 に示すように、傾斜磁場を用いないため、核種毎の共鳴周波数の違いを利用して対象物体内に含まれる原子や分子を特定している。また、X 線 CT における画像再構成法である投影再構成法を利用して、磁化分布を画像化する。



上：磁場強度分布，中：磁化密度分布(2 核種)，  
下：周波数スペクトル

図 2 複数核種における核磁気共鳴

Fig.2 NMR in several nuclei

提案する NMR イメージングシステムの構成を図 3 に示す。産業用への適用に関して、装置を安価にする必要があるために静磁場マグネットとして永久磁石を採用する。送信部においては、対象とする核種が核磁気共鳴を起こすために必要な周波数帯を含む RF パルスを発生させ対象空間に照射する。受信部においては、磁気センサで NMR 信号を検出し、信号増幅後に核種毎にスペクトルを求め、さらに画像再構成を行う。

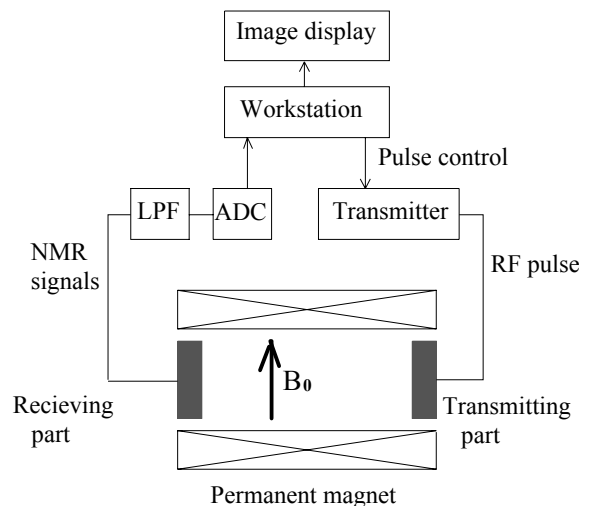


図 3 提案する NMR イメージングシステムの構成

Fig.3 Proposed hardware construction of NMR-imaging system

## 3. NMR 信号および画像再構成

NMR 信号の基本的な関係式は次式である。

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

ここで、 $\omega$  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。 $\gamma$  は核種固有の値であるため、 $B$  の値に応じて  $\nu$  も核種によって決まった値をとる。

$B$  を一定とすれば、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。共鳴周波数は核種毎に異なるため、注目する核種の共鳴周波数成分の信号だけを取り出せばよい。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 FID 信号を用いる。RF パルスの照射軸上において、その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  $s(t)$  は次式

のようになる。

$$s(t) = \sum_{i=1}^N \int_0^L m_i(x, y) \exp(-i\gamma_i B t / T_{2(i)}^*) dl \quad (2)$$

ここで、 $T_2^*$ は横緩和時間、 $L$ は送受信間距離である。添え字 $i$ は核種の種類を表しており $N$ 個の核種を扱う式である。

提案する産業用 NMR イメージングシステムでは、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。

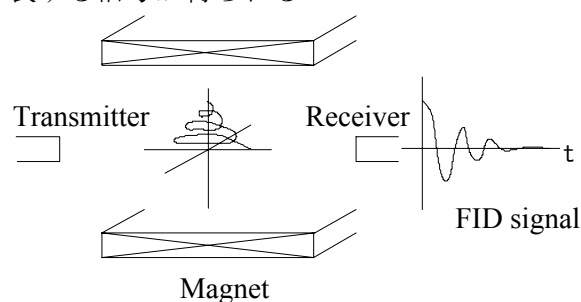


図4 自由減衰信号  
Fig.4 FID signal

### 3.2 磁化

複数の核種を含む FID 信号から核種毎の磁化  $m_i$  を求める。式(2)より FID 信号の実数部  $s_{re}(t)$  および虚数部  $s_{im}(t)$  は次式のようになる。

$$s_{re}(t) = \sum_{i=1}^N m_i \cos(2\pi\gamma_i B t) \exp(-t/T_{2(i)}^*) \quad (3)$$

$$s_{im}(t) = -\sum_{i=1}^N m_i \sin(2\pi\gamma_i B t) \exp(-t/T_{2(i)}^*) \quad (4)$$

核種の基準角周波数  $\omega_{0i}$  とし、 $\cos(\omega_0 t)$  を検出した FID 信号に掛け合わせる。いま FID 信号に含まれる角周波数成分をまとめて  $\omega$  とすると、

$$\cos(\omega t) \cos(\omega_{0i} t) = \{\cos(\omega - \omega_{0i})t + \cos(\omega + \omega_{0i})t\} / 2 \quad (5)$$

$$\sin(\omega t) \cos(\omega_{0i} t) = \{\sin(\omega - \omega_{0i})t + \sin(\omega + \omega_{0i})t\} / 2 \quad (6)$$

より核種ごとに FID 信号を分離する。LPF によって  $\cos(\omega - \omega_0)t$ ,  $\sin(\omega - \omega_0)t$  の成分に対し周波数解析を行い、核種毎の磁化  $m_i$  を求める。

### 3.3 画像再構成

当研究室では、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で、極少数方向からのデータで高速に画像を再構成できる FMR(Fast Model Reconstruct)法を提案している。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 FMR 法について述べる。

#### 3.3.1 FMR 法

投影値  $p$  は対象領域の強度値  $f(x, y)$  を透過線に沿って線積分した値であり次式のようになる。

$$p = \int_0^L f(x, y) dl \quad (7)$$

$$\begin{aligned} &= \int_0^L \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} f(x_i, y_j) \cdot W(x - x_i) \cdot W(y - y_j) dl \\ &= \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} f(x_i, y_j) \cdot \int_0^L W(x - x_i) \cdot W(y - y_j) dl \\ &= \sum_{i=0}^{n-1} \sum_{j=0}^{n-1} f(x_i, y_j) \cdot C_{ij} \end{aligned} \quad (8)$$

ここで、 $W(x)$  は標本化関数である。

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  $C^+$  との積で、再構成画像を得ることができる。

$$f = C^+ p \quad (9)$$

ここで、投影の方向が変わっても一様に透過する性質を保持する一様透過型 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。ゆえに、一つの再構成係数行列  $C^+$  で画像再構成が可能である。

### 3.3.2 NMR イメージングへの FMR 法の適用

NMR イメージングにおいて、NMR 信号は式(2)で示したとおり各点の磁化密度分布  $m(x, y)$  を線積分した値がその軸上における FID 信号となる。式(2)の減衰成分  $\exp(-\gamma_i B t / T_{2(i)}^*)$  を取り除くと式(7)と同様の式となる。つまり、核種の磁化密度分布が X 線 CT における強度値に対応させることができる。Fig.5 に示すような 2 次元スキャン方式を導入することで一様照射性を保持し、磁化  $m$  から FMR 法によって画像再構成が可能となる。

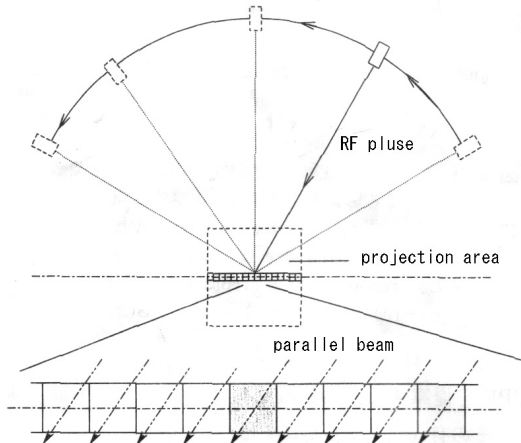


図5 一様照射性を保持する 2 次元スキャン方式

Fig.5 Two dimensional projection scanning to maintain nature to irradiate uniformly

## 4. シミュレーションおよび結果

### 4.1 シミュレーション設定

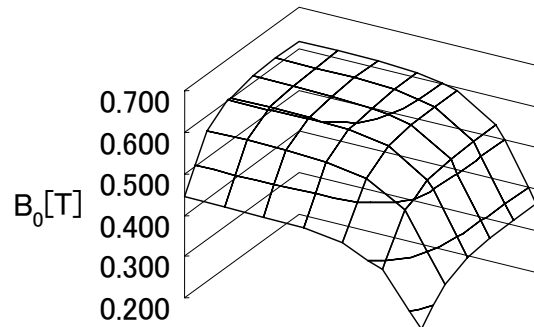
NMR イメージングはさまざまな核種が対象となるが、本シミュレーションでは次の 4 核種を対象核種とした。

- $^1\text{H}$ …検出感度がよく、現在最もよく利用されている核種
- $^{13}\text{C}$ …有機化合物を特定するためにも利

用されている。現在でも比較的良好に利用されている核種。

- $^{15}\text{N}$ …爆薬系に含まれる核種であり、危険物検査に有効となりうる核種。
- $^{31}\text{P}$ …生理学の分野で重要とされる核種。食品や植物における非破壊検査に有効となりうる核種。

静磁場については、均一磁場を有するときと Fig.6 に示すような不均一磁場を有するときについてシミュレーションを行った。



in the 1/4 field passing through the center of a gap, and vertical to the magnetization of a static magnetic field

図6 不均一な磁場分布

Fig.6 Distribution of magnetic strength

RF 波の照射領域に応じて、磁化  $m$  は空間的な広がりをもつ。そこで投影値  $p$  と sinc 関数を用いて、次式によって磁化  $m$  を算出した。

$$m(i) = \sum_{j=-n}^n p(i+j) \times \text{sinc}(i) \quad (10)$$

$p(i+j)$  が計測範囲を超えると、

$$p(i+j) = 0.00$$

$m(i) < 0$  のとき、 $m(i) = 0.00$

不均一磁場においては同種の核種であっても場所によって共鳴周波数が異なる。したがって FID 信号は次式のように表すことができる。

$$s(t) = \sum_{i=1}^{N_1} \sum_{j=1}^{N_2} m_{ij} \exp(-i2\pi\gamma_i B_j t / T_2^*) \quad (11)$$

ここで、添え字  $i$  は核種の種類、 $j$  は各点での静磁場強度を表している。静磁場強度毎に

磁化を求め、それを加算した値を核種の磁化とする。

## 4.2 シミュレーション結果

シミュレーション結果を図 6 に示す。また、原画像との正規化誤差分散  $E$  を次式によって計算し、再構成評価を行った。またその結果を Table.1 に示す。

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

ここで、 $F$  は原画像の平均値、 $F_n$  は原画像の各標本点濃度、 $f_n$  は再構成画像の各標本濃度である。

Table.1 Normalization error dispersion

表 1 正規化誤差分散

Nuclei	<sup>1</sup> H	<sup>13</sup> C	<sup>15</sup> N	<sup>31</sup> P
$E_1(\times 10^{-2})$	1.37	5.65	5.97	4.77
$E_2(\times 10^{-2})$	1.68	6.57	6.22	5.73

$E_1$ : in uniformity,  $E_2$ : in un-uniformity

$E_1$ : 均一磁場,  $E_2$ : 不均一磁場

正規化誤差分散の値が小さく、不均一磁場においても原画像と再構成画像はほぼ同様であるといえる。したがって、磁化  $m$  を用いて FMR 法による画像再構成が可能であることがわかった。

この結果から、産業用磁気イメージングのシステムシミュレーションを構成できる可能性がある。

## 5. おわりに

本研究では、複数核種における産業用磁気イメージングシステムのシミュレーションを行った。このシステムの特徴をまとめると、

- ・ 静磁場マグネットとして永久磁石を用い

ることにより、装置が安価となる。

- ・ 傾斜磁場を用いないために、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おける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、極少数方向からのデータから高速に画像再構成できる。

この手法は、食品などの静磁場を乱さないものを対象とした非破壊内部検出装置の構成に役立つ可能性がある。

今後の課題として、実際の装置の構成および実験による実証がある。また、物質の結合による共鳴周波数のずれに注目した物質を特定するためのシミュレーションを行うことである。

## 参考文献

- 1) Lauterbur, P. C. : Image Formation by Induced Local Interactions - Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance-, Nature **242**, 189/190 (1973)
- 2) 核磁気共鳴医学研究会(編): NMR 医学-基礎と臨床-, 52/56, 丸善 (1984)
- 3) 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」, 19/29 (2001)
- 4) 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, **40** -12, 907/910 (2001)
- 5) 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)
- 6) Toshihiro Akita, Takakazu Yonezawa, Norio Tayama, Hiroaki Kato, Masahiro Daibo: Computer Simulation on Industrial MRMI System for Inspecting Several Nuclei, WSEAS TRANS. on COMPUTERS, **3**-2, 581/585 (2003)

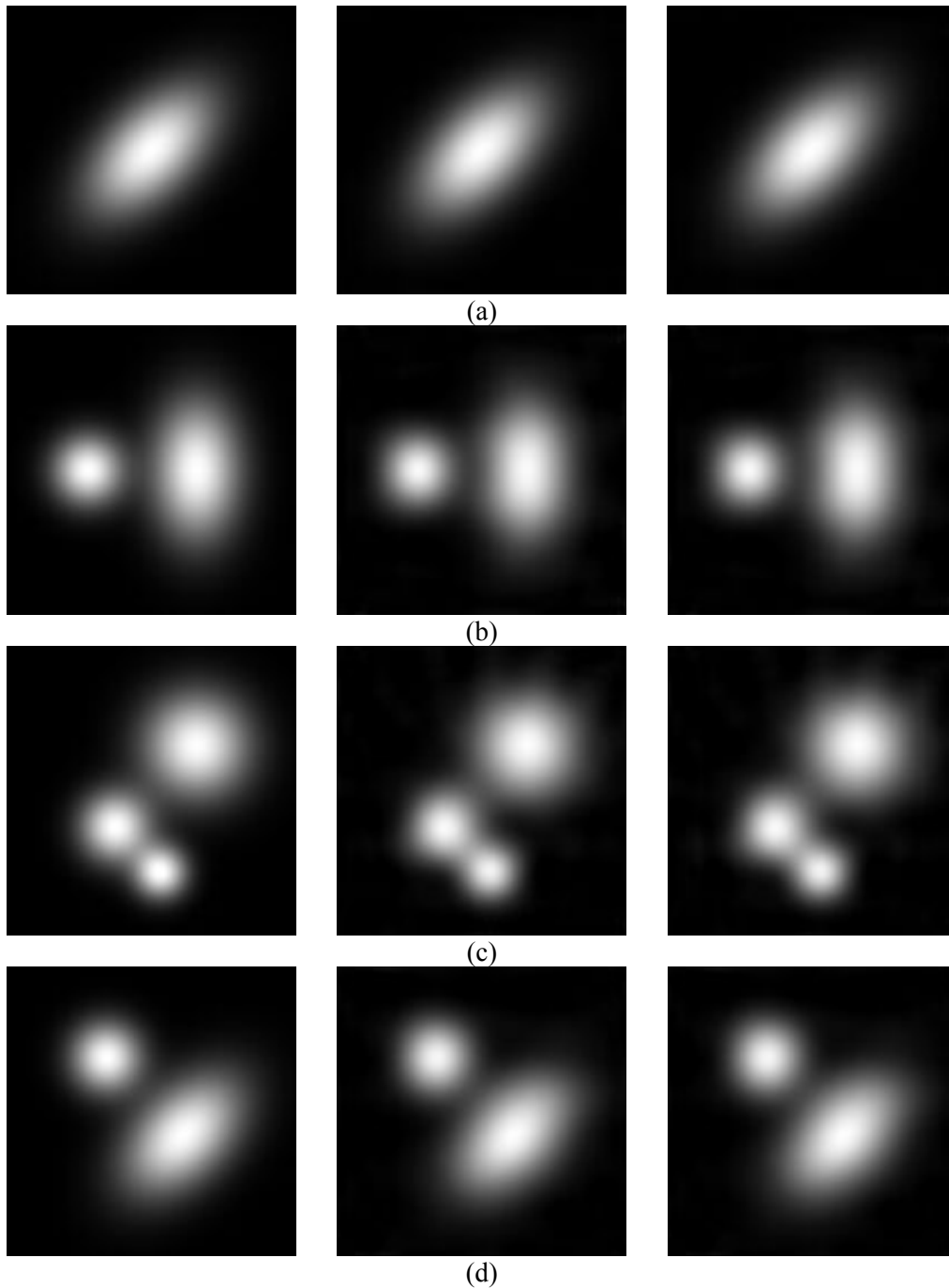


図6 シミュレーション結果

Fig.6. Simulation results

左：原画像，中央：均一磁場における再構成画像，右：不均一磁場における再構成画像  
 Left: original image, Middle: reconstruct image (uniformity), Right: reconstructed image (un-uniformity)

(a)  $^1\text{H}$ 核 (b)  $^{13}\text{C}$ 核 (c)  $^{15}\text{N}$ 核 (d)  $^{31}\text{P}$ 核  
 (a)  $^1\text{H}$ -nuclei (b)  $^{13}\text{C}$ -nuclei (c)  $^{15}\text{N}$ -nuclei (d)  $^{31}\text{P}$ -nuclei

画像サイズ：128×128 ピクセル

Each image size: 128×128 pixels