2. 医用画像のイメージング技術 (I)

——CT と X 線磁気共鳴イメージング——

矢 仲 重 信[†]

1. ま え が き

1972年に英国のEMI社によって開発されたX線CT (X-ray Computed Tomography) 装置は、被検体の体軸に直角に、薄いX線ビームを多方向から順次投射し、その透過X線強度の計測値をもとに計算機を用いて、目的とする体軸断面のX線吸収係数の分布像を再構成するものである¹⁾

従来のX線撮影画像に比べて、優れたコントラスト分解能を有するX線CT装置は、その後の飛躍的な性能向上も相まって、現在では医療における画像診断機器の中心的存在となっている

さらに、X線CT装置の成功は、その後の多くのコンピュータ断層撮影技術、例えば、シングルフォトンECT (Single Photon Emission CT) やポジトロンECT (Positron Emission CT, 略してPET)、さらに、磁気共鳴イメージング (Magnetic Resonance Imaging, 略してMRI) 等を発展させる大きなきっかけとなった

これらの中で、MRIによる画像診断では、すでに多くの領域でX線CTを上回る診断情報が得られつつあり、特に最近の電気工学や画像技術の進歩と臨床面での急速な発展により、MRIは画像診断技術のもう一本の大きな柱となろうとしている

本稿では、X線CTとMRIについて、主として、イメージング技術を中心に最近の動向を述べる

2. X線CTとMRIの比較²⁾

X線CT装置とMRI装置の画像工学的な比較結果を表1に示した

2.1 X線CTの画像再構成法

X線CTではファン状の広がりを持つX線ビーム

表1 X線CTとMRIの画像工学的比較

	X 線 C T	M R I
物理的な場	X線 (80~120 kV)	静磁場 (0.02~1.5 T) および高周波磁場
計測信号	人体でのX線吸収量	人体からのNMR (高周波)信号
検出器	多チャンネルX線検出器	1個の高周波受信アンテナ
テータの計測法	ファン状X線ビームの幾何学的回転による多方向投影テータの計測	高周波パルスを照射し、位相エンコードと周波数エンコードによる周波数および位相情報の計測
再構成法	フィルタ補正逆投影法	2次元フーリエ変換法
画像情報	X線吸収係数 (μ) の分布画像	プロトン密度 (ρ) 緩和時間 (T_1, T_2), 血流情報を含む画像

図1 X線CTにおける被検体(x, y)と投影テータ(u, v)の座標系の関係

[†] 株式会社日立メティコ 技術研究所

“X-ray Computed Tomography and Magnetic Resonance Imaging” by Shigenobu Yanaka (Research & Development Center, Hitachi Medical Corporation, Chiba)

を幾何学的に回転し、多方向からの投影データを計測し、それらの計測値から X 線吸収係数の分布像を再構成する。

再構成アルゴリズムとしては、逐次近似法、2 次元フーリエ変換法、フィルタ補正逆投影法などが検討されてきたが、演算のし易さ、画質のコントロールのし易さから、現在ではフィルタ補正逆投影法が一般に用いられている。以下、X 線 CT の画像再構成原理を簡単に説明する。

図 1 に示す静止直交系 (x, y) に置かれた被検体の X 線吸収係数の分布を $f(x, y)$ と定義する。この (x, y) 座標系に対し、角度 θ だけ傾斜した新しい座標系 (u, v) を定義し、この v 軸に沿って I_0 なる強度の X 線が入射し、 $I(u, \theta)$ なる透過 X 線強度が得られたとすると、 $I(u, \theta)$ と $f(x, y)$ との間には (1) 式が成立する。

$$\frac{I(u, \theta)}{I_0} = \exp\left\{-\int f(x, y) dv\right\} \quad (1)$$

X 線の減衰率に相当する $I(u, \theta)/I_0$ を対数変換したものを投影データと呼び、 $P(u, \theta)$ と定義すると (2) 式が成立する。

$$P(u, \theta) = -\int f(x, y) dv \quad (2)$$

したがって、X 線 CT における画像再構成法は、 $P(u, \theta)$ なる投影データより X 線吸収係数の分布像である $f(x, y)$ を求めることである。

フィルタ補正逆投影法では、投影データに対し空間上でフィルタ処理を施し、投影データの“ボケ”を修正し、逆投影処理により画像を再構成する。

いま、投影データ $P(u, \theta)$ に 1 次元フーリエ変換を施した後に、フィルタ関数 $|\omega|$ をかけて、その結果に 1 次元フーリエ逆変換を施したものを $Q(u, \theta)$ と表すと、

$$Q(u, \theta) = \frac{1}{4\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} P(u, \theta) \cdot \exp(-i\omega u) du \cdot |\omega| \cdot \exp(i\omega u) dv \quad (3)$$

となる。したがって (4) 式により $f(x, y)$ が与えられる。

$$f(x, y) = \frac{1}{\pi} \int_0^{\pi} Q(u, \theta) d\theta \quad (4)$$

(4) 式は $Q(u, \theta)$ の逆投影の式で、図 1 に示したように (x, y) の座標系上の各画素に、角度 θ だけ傾斜した座標系 (u, v) の v に沿って、順次の値を加えることによって画像が再構成できることを示している。

フィルタ関数 $|\omega|$ は周波数の絶対値に比例している

ことを示すが、実際には投影データの周波数成分や診断上好まれる再構成画像の画質の点から、高周波領域で減衰するフィクタが用いられている。

2.2 MRI の原理と画像再構成法

MRI は、生体の大部分を占める水素原子核の核磁気共鳴現象が組織によって異なることを利用し、生体軟部組織を画像化するもので、人体の任意の 2 次元平面を指定し、その断面内での共鳴の強さや共鳴の時間的变化の速さ (緩和時間) を画面上の濃淡として表現する。このため X 線 CT とは異なった生化学的な診断情報を得ることができる。

MRI の基本原理である核磁気共鳴 (NMR) 現象とは、静磁場中にある原子核が特定波長の電磁波エネルギーを共鳴吸収し、次いで、これを電磁波として放出する現象であり、共鳴周波数 (ω_0) と磁場の強さ (H_0) との間には (5) 式が成立する。

$$\omega_0 = \gamma H_0 \quad (5)$$

ここで、 γ は磁気回転比と呼ばれる定数で、物質固有の値である。

MRI におけるイメージング手法はこれまでにいくつか開発されてきたが、実用的な意味では 1973 年に Lauterbur が発表したズーグマトグラフィ (Zeugmatography) が現在のイメージング技術確立したと考えられている。

この手法は、原理的には多方向への線形勾配磁場の切換えにより、多方向からの投影スペクトルを得、X 線 CT と同様のアルゴリズムを用いて逆投影し画像を再構成するものである。

しかし現在では、まず選択照射法を用いて目的とす

図 2 フーリエイメージング法における計測シーケンス (スピンエコー法)

図3 MRI装置の構成と画像作成法

る断層面を切出し(これをスライシングと呼ぶ)、フーリエイメージング法で映像化する方式が広く用いられている。フーリエイメージング法は、計測された信号がちょうど再生像の2次元フーリエ変換になっているためこの名称で呼ばれるが、NMR信号のもつ周波数情報と位相情報を巧みに利用した方法である。

図2は、フーリエイメージング法における計測シーケンス(スピンエコー法)を、また、図3は装置構成と画像作成法の説明図である。図2でRF、GZ、GX、GYはそれぞれ高周波磁場で、Z方向、X方向、Y方向の傾斜磁場を表している。ここでは、傾斜磁場は空間的な傾斜磁場を意味し、時間的には一定値が印加される。図2は図3においてZ軸に垂直な断面(X、Y)面の断層像を撮影する場合を示している。

まず、スライシングを行うには、静磁場に重畳して、GZを加えれば、(5)式の関係から共鳴周波数がZ軸上の場所の関数となり、照射する高周波磁場の中心周波数を変えることでZ軸上の指定した(X、Y)面にだけ共鳴現象を起こさせることができる。

このように、GZとRFの同時印加により目的とする断面のみを選択的に励起することができる。

次に、GXを所定時間(t_x)だけ印加する。GX印加中、核スピンは自分の置かれている磁場強度に比例した周波数で回転するが、GXを切ると回転周波数は場所によらず一定となる。しかし、GXの影響はX軸方向の回転位相の違いとして保存される。このような傾斜磁場印加を位相エンコードと呼ぶ。

次いで、核スピンを 180° 反転させるためのRFを同じスライス面に照射し(この操作は、静磁場不均一の影響を除き、NMR信号の最大値を得るために行う)、今度はGYを印加しながらNMR信号を計測す

る。このとき測定される信号はスピンエコーと呼ばれる。

信号計測はGY印加中に行うため、計測される信号は各点からそれぞれ発した信号、すなわち、X方向に位相が異なりY方向に周波数が異なる信号を空間的に積分したものとなっている。

これを式で表すと、計測信号は t_x, t_y の関数となり、 M を巨視的磁化の2次元分布として、

$$S(t_x, t_y) = \iint M \exp(j\omega_x t_x + j\omega_y \cdot t_y) d\omega_x \cdot d\omega_y \quad (6)$$

で与えられる。すなわち、計測信号は巨視的磁化の2次元分布の2次元フーリエ変換となっており、2次元逆フーリエ変換で像再構成が可能である。

$N \times N$ のマトリックスからなる像を計測するには、GY印加中に $2N$ 個のデータをサンプルし、図2のシーケンスを N 回繰り返す必要がある。また、NMR現象の緩和に必要な時間を待って次の測定に入るため、この待ち時間内に別の断層面を計測(マルチスライス)できるので、数分の間に10~20枚の断層像を得ることができる。

このフーリエイメージング法は、MRI装置の初期に使われた投影再構成法に比較して、

- (1) 静磁場の不均一性の影響が少ない
 - (2) 像再構成演算に補間を必要とせず、補間による分解能低下、偽画像の発生がない
- などの特長を有し、最近市販されているほとんどの装置で採用されている。

2.3 X線CTのMRIのイメージング性能の比較

X線CTのイメージング性能はほぼ完成の領域に到達したと考えられるのに対し、MRIはまだ日進月

表2 X線CTとMRIのイメージング性能の比較

	X 線 C T	M R I
撮 像 条 件	ほぼ固定	パルスシーケンスで可変
撮 像 時 間	5 s以下/枚	数min/10 枚
コントラスト分解能* (白質・灰白質)	1	10
空 間 分 解 能	0.35~0.5 mm	0.5~1.0 mm
ス ラ イ ス 分 解 能	1.0 mm	1.0 mm
時 間 分 解 能	1 s	数 10 s
ダイナミックスタディ	可能 (造影剤使用)	一部可能 (心臓シネ)
骨からのアーチファクト	あり	なし
放 射 線 被 曝	あり	なし

* 白質と灰白質のX線吸収係数の差と T2 緩和時間の差とで比較した相対値で、MRI が 10 倍優れているの意味。

歩の状況にあるが、現時点で両者を比較し、表2に示した。

MRI の特長は、X 線 CT に比べ軟部組織のコントラスト分解能に優れ、病変検出能が高いこと、パルスシーケンスの選択により多彩な組織間コントラスト強調ができること、任意断層面の直接撮像や放射線被ばくがないこと等である。

一方 X 線 CT は、開発当初に比べ、撮像時間が約 1/100 と高速化され、空間解像力も 10 倍向上し、日常診断で不可欠の装置となっている。

特に時間分解能が高いことは、造影剤を用いたダイナミックスタディが可能であり、上腹部の診断や局所脳血流の計測機能 (Xe- γ CBF) などの領域で有効である。

3. 今後の技術課題と動向

X 線 CT と MRI の今後の技術課題と動向を表3に示し、実用的見地から重要と思われる技術に関し以下に述べる。

3.1 X 線 CT

(1) 高速撮像と時間分解能の向上

現在広く実用化されている X 線 CT では、ファン状 X 線ビームと数 100 個以上の多素子 X 線検出器群との組合せで 2~5 秒程度の撮像時間のものが多い。

しかし最近では、これらのシステムで X 線発生のための給電機構として、従来の高圧ケーブルに代ってスリッピングを用い、ファンビームが身体の回りを連続回転しながら計測を行う方式も製品化されてい

表3 X線CTとMRIの今後の技術課題と動向

項 目	X 線 C T	M R I
装置性能 の向上	<ul style="list-style-type: none"> ・高速イメージング (10 ms) ・時間分解能の向上 	<ul style="list-style-type: none"> ・高速イメージング (数s~数 10 ms) ・画質の向上 ・経済性、設置性の向上
応用分野 の拡大	<ul style="list-style-type: none"> ・3次元表示 ・骨密度の計測 ・治療計画への応用 ・工業分野への応用 	<ul style="list-style-type: none"> ・3次元計測と表示 ・MRアンギオイメージング ・多核種と化学シフトイメージング ・スペクトロスコピー

る。

スリッピング方式では、撮像時間が 1 秒以下に短縮できるだけでなく、1 枚 1 枚の画像の時間分解能も 1 秒以下となり、臓器での造影剤の流れの様子を精度良く画像化できる。また多枚数の断層面を短時間のうちに撮像化できる。

一方、心臓のように拍動し速い血流が存在する臓器では数 10 ms で撮像できる X 線 CT が必要であり、電子スキャン方式も実用化されている²⁾。

この方式は米国で開発されたもので、被検体を中心に半円状に置いたターゲットに電子ビームをあてながら電磁偏向させて回転させる。その結果、X 線管を回転させたと同様のスキャンが行われ、1 枚の画像が 33 ms で、さらに 17 枚/s の高速撮像が可能であり、主として心臓領域での診断に用いられている。

(2) 3次元表示

3次元画像はその画質向上、高速再構成、多方向観察画像のリアルタイム表示などが可能となったことにより、X 線 CT の応用分野として最近特に重要となってきた。臨床面では、形成外科分野での頬骨や脊椎の形態観察、脳神経外科分野での頭蓋内計測や血管の走行状態観察などのほか、手術シミュレーションへの応用も研究されている。

3次元画像の再構成アルゴリズムにはいくつかあるが、最近よく使用されるボクセル法による再構成処理のフォローと再構成例を図4示す。この方法では、まず X 線 CT で得た複数の断層像をもとに、表示する対象、例えば、骨あるいは体表などの CT 値を閾値として輪郭抽出する。

次に、表示画像を 3 次元的に見せるための表面モデルの作成を行うが、これには輪郭点を結び合わせて多数のボクセルを作成し、その向き、あるいは、観察者の肉眼の位置に仮想的に設置した視点面からの距離に応じて明暗を決定する。

図4 X線CT画像の3次元再構成のフローと再構成像の例

透視変換は、輪郭点抽出時の座標系から視点面での座標系への変換であり、画像の回転を与えることができる。表示には視点面からの距離の大きい輪郭点の順に順序づけ、輪郭点の座標を用いて明るさを計算する。CRTディスプレイに表示する場合は、これらのテーブルを参照し、最も暗い輪郭点から順次計算し表示していく。

このようなアルゴリズムは、X線CTに限らずMRIなど他のイメージングについてもそのまま応用可能である。

3.2 MRI

最近の注目すべき動向に、ハードウェアでは設置性、経済性の向上を図った永久磁石方式MRIの普及が、また、ソフトウェアの面では高速イメージングの実用化とMRアンギオイメージングなどの応用分野の拡大がある。

(1) 永久磁石方式MRI装置

MRIでは、現在0.02~1.5 T (Tesla)の静磁場強度が用いられ、磁石としては、常電導（空芯あるいは鉄芯付き）および超電導の電磁石方式と永久磁石方式の3種類があり、静磁場強度に対応して使い分けられている。

これらの中で、永久磁石方式は原理的に電力消費がないため、冷却媒体を必要とせず運転経費が安く、ヨークで磁気回路を構成するので漏洩磁場空間が狭いなど、電磁石方式にない特長を有している。

しかし、これまで量産化されている永久磁石材料、

例えば、フェライトを用いた磁気回路では0.3 Tで重量が100トンにも及び、余りにも重く、また、エネ

写真1 0.2 T 永久磁石方式MRI装置 (MRP-20) の外観 (上) と同装置で得られた画像 (下)

ルギー積の高い Sm-Co は高価過ぎるなどの問題があり、さらに、MRI に必要な数 10 ppm の広い均一磁場空間を発生させる磁気回路技術の開発が、今までの課題とされていた。

ところが、1983 年に既存の材料に比べエネルギー積が最も大きく、資源的にも豊富な Nd-Fe-B 系材料が国内で開発され、さらに、磁場解析技術の向上と相まって、最近では低磁場の領域では永久磁石方式が注目されている³⁾。

写真 1 に、内磁タイプの磁気回路を採用した 0.2 T 永久磁石方式 MRI 装置のガントリ外観と、本装置で撮像された臨床画像の例を示す。

本装置では、静磁場の方向が患者の体軸に垂直方向であり、NMR 信号の受信コイルとして高感度なソレノイド型が採用でき、0.2 T でありながら高画質が得られることから、国内では普及型装置の主流になりつつある。

表 4 MRI における高速イメージング手法
撮像時間 (t) = N_p (位相エンコード数) $\times$ TR(繰返し時間) $\times$ n (計測回数)

目 的	達 成 手 段	高速化率	技術的課題
N_p の減少	ハーフフーリエ法	約 2 倍	位相推定法と演算の高速化
	任意マトリックス法	1~2 倍	画素寸法の制御
TRの短縮	グラジエントエコー法	10~20 倍	低フリップアングルのシーケンス
n の減少	無加算画像	2 倍	高 S/N 化 アーチファクト対策

図 5 位相誤差の修正を考慮したハーフフーリエ法の原理

(2) 高速イメージング

MRI の登場当初から、患者拘束時間の短縮と画質向上およびスループット向上のため、高速イメージングが大きな課題とされてきた。

通常の 2 次元フーリエ変換法での撮像時間 (t) は、位相エンコード数 (N_p)、RF 照射パルスの繰返し時間 (TR)、S/N 向上のためのアベレーシングの回数 (n) の積として (7) 式で与えられる。

$$t = N_p \times TR \times n \quad (7)$$

したがって、 t の短縮には、 N_p 、 TR 、 n をそれぞれ減少させることが必要で、その達成手段と技術的課題を表 4 にまとめた。現在では表 4 の各項目が応用され、目的によっては 10 秒台での撮像も行われている。

(a) 位相エンコード数 (N_p) の減少

表 4 の中でハーフフーリエ法は計測データの生データ平面での対称性を利用し、位相エンコード数を半減し、半分のデータから残りの半分の推定するもので、解像力を低下させずに撮像時間を約 1/2 にできる。

しかし実際には、装置に起因する位相歪みにより対称性がくずれたり、また、S/N 低下などの問題があり、それらの回復処理も含めて実用に供せられている。位相誤差の修正を考慮したハーフフーリエ法を図 5 に示す。

一方、任意マトリックス法は、頸椎や脊椎の矢状断像のように撮像視野が異方性を有する場合に、視野の短い方を位相エンコード方向に選び N_p を減少させる。

この方法では、解像力(画素寸法)は一定で位相方向を一定とすると、S/N は位相エンコード方向のマトリックス数の 1/2 乗に比例する。また本手法は、位相エンコード時の傾斜磁場の変化量を制御することによって可能である⁴⁾。

(b) 繰返し時間 (TR) の短縮

図 2 のスピンエコー法では、90° パルス照射後 180° パルスを用いて核スピンを反転しエコー信号を発生させるため、 TR とエコー時間 (T_E) の短縮に限度がある。このため 180° パルスを用いずに、傾斜磁場の反転によりエコー信号を得る手法が広く用いられるようになってきた。本手法は、Gradient Reversal Imaging あるいは Gradient Echo 法、または、Field Echo 法と呼ばれている。

特に最近では、本方式でフリップ角度を 90° より小さくした高速撮像法が臨床に応用され出し、FLASH、GRASS、FISP、FFE など、さまざまな略称が用いられている⁵⁾。

これらの撮像法では、 TR 、 TE 、フリップ角度等のパラメータを適当に変化させることにより、 $T1$ 強調画像や $T2$ 強調の画像が得られることが明らかとなっており、本手法が臨床の場でも徐々に定着してくるものと思われる。

一方、Gradient Echo 法により高速化が可能となったため、スライス厚さ方向に対してもエンコードする3次元フーリエ変換法も実用化レベルに近づいてきている。

(3) 超高速イメージング

今まで述べてきた撮像法では、 90° パルス有位相エンコードの回数だけ照射するが、これに対し1回の 90° パルスに続くデータ計測で画像が再構成できる方法(いわゆるワンショットイメージング)がある。

この方法は、Mansfield によって提案されたエコーブレナー法と呼ばれるもので、大きな特長は定常的な傾斜磁場と時間的に振動する傾斜磁場を同時に印加し、生データ空間上でジグザグな軌跡でデータを観測するものである。

本方式にはいくつかの応用が考えられているが、現状ではスキャン時間が 30 ms/画像 (ただし 64×128 の計測) で $20\text{ 画像/}2.5\text{ s}$ の計測速度が達成されており、心臓のダイナミックイメージでの評価が行われている。

(4) MR アンギオグラフィ (血管描画技術)

MRI が流れに敏感であることを利用し、造影剤を用いずに血管像のみを描出できる MR アンギオグラフィは、完全に無侵襲であり、3次元的な観察が可能であることおよび血流情報を含むことから、今後の MRI の応用分野として臨床医からは最も期待されている技術である。

基本原理の詳細は他にゆずるが⁶⁾、傾斜磁場中を移動するプロトン(血流)に生じる信号の位相変化を利用している。流れの部分の位相がすべてそろって高信号として計測できるようなシーケンスで得られた画像 (Rephase Image) と、逆に強制的に位相を乱し、血流を低信号として消した画像 (Dephase Image) とのサブトラクションにより血管像のみを得ることができる。

この目的のため、通常はパルスシーケンスの中で、信号読取用傾斜磁場に付加的な傾斜磁場を加えている。

新しい方法では、Gradient Echo 法で3次元計測を行い、その後、前前処として3次元連続スライス像を作り、その後、血管情報のみ抽出 (Ray-tracing Algorithm) し、3次元表示する技術も開発されている⁶⁾。

本手法では現在計測に5~20分を要しているが、2画像のサブトラクションの必要がなく、また、任意の方向からの血管像が観察できるなどの特長がある。

MR アンギオグラフィには今後改良すべき課題も多々存在 (例えば、血流速分布の影響、狭窄が存在する場合の乱流の影響) するが、臨床分野からの期待は非常に大きい。

4. む す び

X 線 CT と MRI の開発が、臨床医学および画像工学に与えたインパクトは極めて大きいものであり、X 線 CT は、現在日常の画像診断の中で不可欠の装置となっている。

一方、MRI は生化学的情報を画像化するもので、現在急速に進歩しつつある。MRI では撮像のパルスシーケンスと病変コントラストの関係は複雑であり、両者の関係確立には今後の臨床研究に待つところが大きい。しかし、MR アンギオグラフィを初め、期待される応用分野も広く、今後医学と工学の結びつきがますます重要になるとと思われる。(1989年4月4日受付)

〔参 考 文 献〕

- 1) G. N. Hounsfield: "Computerized Transverse Axial Scanning: Part I, Description of System", British J. Radiology, **46**, pp. 1016-1022 (1973)
- 2) 木村博一監集: "最近の医用画像診断装置", 朝倉書店 (1988)
- 3) 黒田、西村ほか: "0.2T 永久磁石方式 MR イメージング装置 (MRP-20) の開発", 映像情報, **20**, 10, pp. 529-535 (1988)
- 4) 金田ほか: "任意スキャンマトリックスの MRI", 日本磁気共鳴医学会誌, **7**, 4, pp. 279-284 (1988)
- 5) 日本磁気共鳴医学会編: "MRI 用語集" (1988)
- 6) J. S. Ross: "MR Angiography Furnishes Detailed Vascular Images", Diagnostic Imaging, pp. 32-39 (Nov., 1988)

やなか しげのぶ
矢中 重信 昭和35年、新潟大学工学部電気工学科卒業。同年、(株)日立製作所に入社。44年より、現(株)日立メディコに転属。入社以来、医用画像診断機器の開発に従事。現在、同社技術研究所主管技師長。