

## 解説

## X線 CT と MRI における情報処理†



横山 哲夫†

## 1. はじめに

コンピュータ処理 X線断層撮影装置 (以下 X線 CT (computed tomography)) は、画像診断の分野における X線の発見 (1985 年) 以来のもっとも画期的発明と評価され、画像診断の中核として定着し、国内で 4,000 台以上が稼働するにいたっている。最初の製品は 1972 年英国 EMI 社より発表され、発明者の Hounsfield, G. N. は 1979 年ノーベル医学賞を受賞した。

一方、磁気共鳴撮影装置 (以下 MRI (magnetic resonance imaging)) は 1971 年 Damadian による医学応用への示唆<sup>1)</sup>、1973 年 Lauterbur による画像形成法の提唱<sup>2)</sup>を機に、急速な発展をみせ、医学界からの期待と ME メーカーからの期待が相俟って、一気に実用的な画像診断装置に成長しつつあり、国内設置台数はすでに 400 台を突破した模様である。

情報処理の観点からみると、両者とも興味深い問題を多数含んでいる。X線 CT は、2次元物体を 1次元投影データから再生する画像再生の問題が中心であり、一方、MRI は、有効な信号を得るために、人体中の水素原子核の状態を最適に制御するソフトウェア方式、および画像再生の問題が中心的課題である。本解説では、これらの技術を中心に概観する。

## 2. X線 CT と MRI の対比

MRI は X線 CT と似た画像 (断層像) を計測するため、当初 NMR-CT (nuclear magnetic resonance computed tomography) と呼ばれ、両者はよく比較、対照される (表-1)。

X線 CT の出現前の頭部疾患の診断には、脳血管撮影と気脳撮影が使われていた。造影剤や空気を血管や脳室に注入して X線撮影を行い、吸収率の差から血管の走行状態や脳室の形状を知り、間接的に脳内の病

表-1 X線 CT と MRI の比較

項目	X線 CT	MRI
信号キャリア	X線 ( $10^{14} \sim 10^{16}$ Hz)	マイクロ波近傍 ( $10^7 \sim 10^8$ Hz)
画像化対象	X線吸収率	プロトン等密度、緩和時間他
撮像断面	体軸直角	任意
人体への影響	放射線障害	放射線障害なし
軟部組織診断性能	中	大(コントラスト、特異性)
骨診断性能	大(明瞭)	小(不明瞭)
骨の影響	アーチファクト発生	影響(アーチファクト)なし
血管系描画	ヨード剤必要	造影剤不要
化学計測	不可	可

変を推測するものであった。これに対し、X線 CT は脳疾患の場所を X線吸収係数の差として直接明瞭に描きだし、脳組織を初めてわれわれに見せてくれた点でまさに画期的であった。このとき、過去に蓄積された X線診断の知見が X線 CT 画像の読影に利用でき、医師にとり臨床上手応えのある情報が提供されたのが、その急速な普及に大きく貢献しているといわれている。

これにたいし MRI はまさに新しいモダリティ (撮影装置) である。その撮影には、パルスシーケンスと呼ばれる磁場制御方式のパラメータなどの撮影条件を選択しなければならず、さらに画像の読影のためには、MRI の基礎を学び、多くの臨床知見を積み重ねる必要があったのである。しかし軟部組織の分離性能の良さや脊椎の正中断層像を造影剤なしで得られることなどの、X線 CT にはない利点が認められつつあり、画像診断の有効な装置として定着しつつある<sup>3)</sup>。

X線 CT, MRI とも、その機能は (1) 信号計測、(2) 画像再生、(3) 診断用画像処理、に分類できる (表-2)。

信号計測は、体内情報を、搬送の電磁波に乗せて計測する機能である。X線 CT では、身体を通過してきた透過 X線量を数百個の検出器で計測する、純ハードウェアにより実現される。しかし、MRI においては、

† Information Processing for Xray CT and MRI by Tetsuo YOKOYAMA (Systems Development Laboratory, Hitachi Ltd.).

†† (株)日立製作所システム開発研究所

表-2 X線 CT と MRI における情報処理

機能 モダリティ	信号計測	画像再生	診断用画像処理
X線 CT	なし (ハードウェアのみにより計測)	<ul style="list-style-type: none"> <li>● フィルタ補正逆投影法</li> <li>● 信号補正 (アーチファクト除去, 感度補正他)</li> <li>● 心電ゲート</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● 画像フィルタ</li> <li>● 3次元画像再構成表示</li> </ul>
MRI	ソフトウェアによる計測系制御 (パルスシーケンス)	<ul style="list-style-type: none"> <li>● 2次元フーリエ変換法</li> <li>● 3次元フーリエ変換法</li> <li>● 部分データからの再生 (Half Scan Imaging)</li> <li>● 信号補正</li> <li>● 画像間サブトラクション (Angio-imaging)</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>● 画像計測</li> <li>● 画像間演算 (合成画像他)</li> <li>● 領域抽出</li> </ul>

ソフトウェアにより計測系を制御することで、計測信号の種類や質を変えることができ、情報処理、システム制御の活躍する場所がある。

画像再生は、計測信号から画像を作り出す演算であり、一般にイメージプロセッサを利用して、いかに高画質の画像を短時間で作るかが課題となる。現在のX線 CT では、投影データからフィルタ補正逆投影法 (filtered back projection) と呼ばれる再生演算を用いて画像を作っている。一方、MRI では、断層像の周波数空間の信号を直接計測し、2次元フーリエ変換と呼ぶ手法を多用している。

診断用画像処理は、再生した断層像を処理して医師の診断に、より役立つ情報を作り出す機能で、基本的には、X線 CT と MRI でほぼ類似の画像処理技術が使われている。たとえば、画像強調フィルタ、3次元画像再構成表示、各種画像計測などである<sup>4)</sup>。

### 3. X線 CT における情報処理

#### 3.1 X線 CT の原理

図-1 に示すように、均一な厚さ  $d$  の物質に強度  $I_0$  なるX線を照射したとき、透過X線  $I$  は、

$$I = I_0 \exp(-\mu d) \quad (1)$$

となる。不均一な物質 (X線吸収係数の分布  $f(x, y)$ ) のときには、

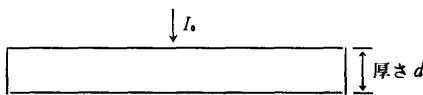


図-1 X線の吸収

$$I = I_0 \exp \left[ - \int f(x, y) dY \right] \quad (2)$$

である。積分はX線の経路に沿って行う。すなわち、 $I_0$  と  $I$  を測定すると、X線吸収係数の2次元分布  $f(x, y)$  の線積分が求まる。

$$\int f(x, y) dY = \ln I_0 - \ln I \quad (3)$$

X線 CT は、このX線強度の減衰率の対数変換を、図-2 に示す多くの位置  $(X, \theta)$  について計測し、 $f(x, y)$  を求める装置である。このとき、

$$g(X, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) dY \quad (4)$$

$$X = x \cos \theta + y \sin \theta \quad (5)$$

の関係がある。

#### 3.2 画像再生アルゴリズム

画像再生アルゴリズムの基礎は1917年にRadon, J. が発表した“ $n$  次元の物体は、その  $(n-1)$  次元の投影の無限集合から完全に求まる”という、Radon 変換の理論までさかのぼることができる。現在種々の画像再生アルゴリズムや部分投影データなどの特殊条件下での画像再生アルゴリズムが提案されているが、Radon 変換はこれらの理論の基礎となっている。代表的なものを紹介する。

##### (1) 逐次近似法

図-3 に示すように、推定されたX線吸収係数の分布より算出した投影データを、実測した投影データと比較し、次々と修正して分布画像を再生する方法である。修正量の決定に種々のアルゴリズムが考案されている。この方法は、X線のフォトンノイズのような雑音の混入により収束性が保証されない、演算量が多いなどの欠点があり、初期に利用されただけで、現在では使われていない。

##### (2) フーリエ変換法

投影データ  $g(X, \theta)$  の  $X$  に関するフーリエ変換

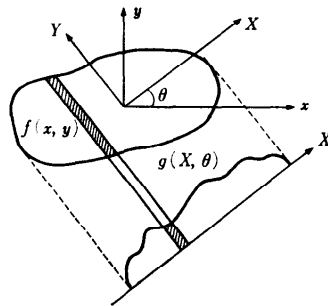


図-2 被検体  $f(x, y)$  と投影データ  $g(X, \theta)$  の関係

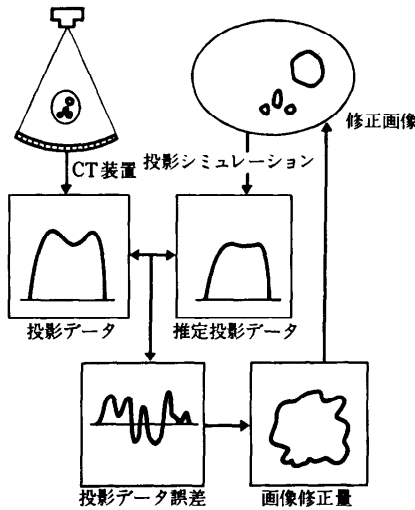


図-3 逐次近似法

$\hat{\theta}(\omega, \theta)$  を求める.

$$\hat{\theta}(\omega, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \theta(X, \theta) \exp(-j\omega X) dX \quad (6)$$

フーリエ変換の定数は省略,  $j = \sqrt{-1}$ . 式(4)を代入して,

$$= \iint f(x, y) dY \exp(-j\omega X) dX \quad (7)$$

式(5)により変数変換して,

$$= \iint f(x, y) \exp(-j\omega x \cos \theta - j\omega y \sin \theta) dx dy \quad (8)$$

一方, 吸収係数の分布  $f(x, y)$  のフーリエ変換  $f^*(\omega_x, \omega_y)$  を求めると,

$$f^*(\omega_x, \omega_y) = \iint f(x, y) \exp(-j\omega_x x - j\omega_y y) dx dy \quad (9)$$

式(8)と式(9)は

$$\begin{aligned} \omega_x &= \omega \cos \theta \\ \omega_y &= \omega \sin \theta \end{aligned} \quad (10)$$

のとき

$$\hat{\theta}(\omega, \theta) = f^*(\omega_x, \omega_y) \quad (11)$$

となる. すなわち, 図-4 に示すように, 投影データのフーリエ変換は吸収係数分布のフーリエ変換の極座標上の点と一致する. したがって, すべての  $\theta$  について投影データを計測し,  $f^*(\omega_x, \omega_y)$  を求め, フーリエ変換すれば  $f(x, y)$  が求まる. こ

の方法は数学的に厳密な方法を表現している.

本法では  $f^*(\omega_x, \omega_y)$  の極座標上の点から  $f(x, y)$  の直交座標系の格子点のデータを求める必要があり, その内挿計算で生ずる誤差が画質を劣化させる欠点がある. また全データが得られてから演算処理に入るため, 計測と演算のパイプライン処理ができず, 画像再生時間が長くなるため, 現在の装置では使われていない.

(3) フィルタ補正逆投影法

式(9)の逆フーリエ変換は,

$$f(x, y) = \iint f^*(\omega_x, \omega_y) \exp(j\omega_x x + j\omega_y y) d\omega_x d\omega_y \quad (12)$$

変数変換を行うと,

$$= \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{\theta}(\omega, \theta) |\omega| \exp(j\omega x \cos \theta + j\omega y \sin \theta) d\omega d\theta \quad (13)$$

式(5)より,

$$= \int_0^{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{\theta}(\omega, \theta) |\omega| \exp(j\omega X) d\omega d\theta \quad (14)$$

すなわち,

$$f(x, y) = \int_0^{2\pi} P(X, \theta) d\theta \quad (15)$$

ただし,  $P(X, \theta) = \int \hat{\theta}(\omega, \theta) |\omega| \exp(j\omega X) d\omega$

これは, 逆投影する関数  $P(X, \theta)$  として, 投影データに周波数空間で,  $|\omega|$  なるフィルタを乗じた関数を使うことを示している. この方法は先のフーリエ変換法と等価な厳密解を与える. また, この演算を実空間の重畳積分 (convolution) として行うのがコンボリューション法である. これらは, 計測と演算のパイプライン処理が可能のため, もっとも広く利用されている.

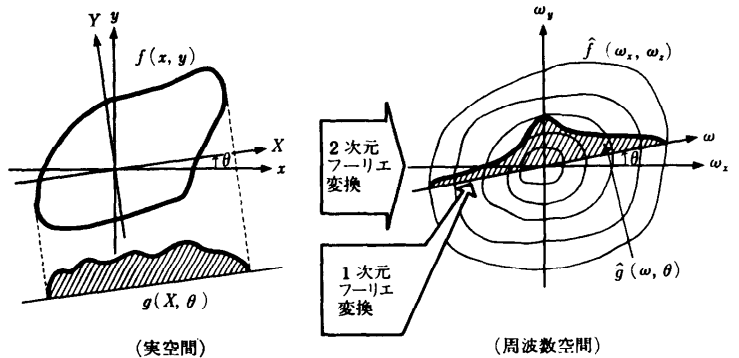


図-4 実空間データと周波数空間データの関係

フィルタ関数  $|\omega|$  は、理想系での関数であり、実際には、投影データ自身や方向が離散化 (sampling) されている、雑音やボケがふくまれる、などの装置特性から必ずしも  $|\omega|$  が最適ではない。そのため、Shepp and Logan<sup>6)</sup>、Ramachandran and Lakshminarayanan<sup>6)</sup> など、種々のフィルタが提案されている。

#### 4. MRI における情報処理

##### 4.1 MRI の原理

現在の MRI は、人体内の水や脂肪にふくまれる水素原子核の状態を画像化するのが主である。このための装置として、数 10 ppm という均一度の高い静磁場を発生する主磁石、核磁気共鳴を起こす高周波磁場印加用送信コイル、位置によって強度が線形に変化する傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル、信号を受信するコイルおよび画像処理用計算機が必要となる (図-5)。

人体を 0.02 テスラから 2 テスラ程度の静磁場中に置き、磁場強度により決まる共鳴周波数 (水素原子核では 1 テスラするとき 42.58 MHz: ラーモア周波数と呼ぶ) の高周波磁場を一時的に印加すると、人体中の水素原子核の状態を反映した信号が計測される。しかしこれは広い領域からの信号の積算値であり、映像化のためには別に信号成分の位置情報が必要である。このため、図-6 に示すように場所により磁場強度が変化する傾斜磁場を加える。磁場強度が変わるとその強度に比例して異なった共鳴周波数の信号が検出される ( $\omega = \gamma H$ :  $\gamma$ : 核磁気回転比) ので、信号の周波数成分をフーリエ変換により調べることによって、どの位置からどの程度の信号が出ているかを知ることができる<sup>7)</sup>。これが映像法の基本原理である。

##### 4.2 基本画像の信号計測と画像再生

信号計測法と画像再生法は不可分の関係にあり、対応づけて説明する。

###### (1) 2次元信号計測, 画像再生

MRI のもっとも基本的な画像を得るときの信号計

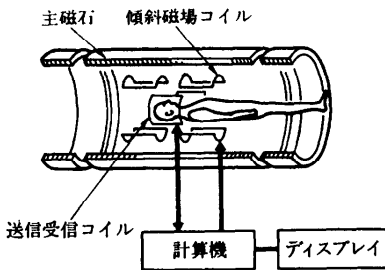


図-5 MRI 装置

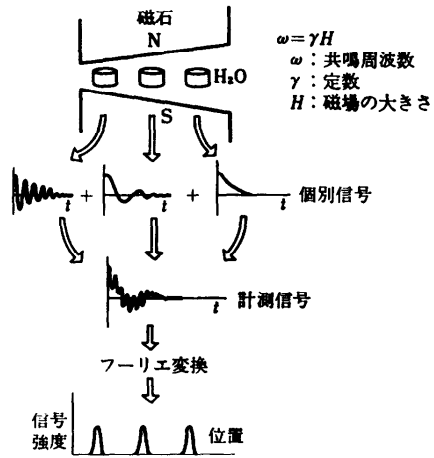


図-6 信号成分の位置分離の原理<sup>7)</sup>

測と画像再生についてのべる。図-7 に 2 次元フーリエ変換法の入出力のタイムチャート (以下パルスシーケンス) を示す。このようなパルスシーケンスを用いて、何回もデータ計測を繰り返すと (一般に 128 回または 256 回) Z 軸に垂直な XY 平面の断面層の周波数空間のデータを収集することができ、これを 2 次元フーリエ変換することで断面像を得ることができる。パルスシーケンスは、図-7 に示すように、(1)スライス選択、(2)位相情報付加、(3)データ計測の 3 ステップに分けられる。

スライス選択は、Z 軸に垂直な  $\Delta Z$  の厚みの断面面のみを共鳴させる操作である。Z 軸方向に線形傾斜磁場を印加すると、前述の磁場強度と共鳴周波数の関係から、共鳴周波数が場所の関数になる。したがって、外部より照射する高周波磁場として特定帯域幅のものを与えれば、 $\Delta Z$  の厚さのみが共鳴を起こすことになる。実際の MRI 装置では、磁場の向きが静磁場と同じで、強度だけを X, Y, Z の 3 方向に直線的に変化させる 3 組の傾斜磁場コイルをもち、これらのコイルの一つ、あるいは複数個に電流を流すことにより、任意の断面をスライス選択している。

位相情報付加は、X 軸方向の場所により、後に計測する共鳴信号の位相がそれぞれ異なるようにするステップである。図-7 のパルスシーケンスを見ると、このステップは、前半と後半に分けることができ、後半が位相情報付加を行っている。

前半では、スライス選択時と同じように Z 軸方向の線形傾斜磁場と高周波磁場が印加されているが、これは、スライス選択で生じた共鳴状態がもとの状態に

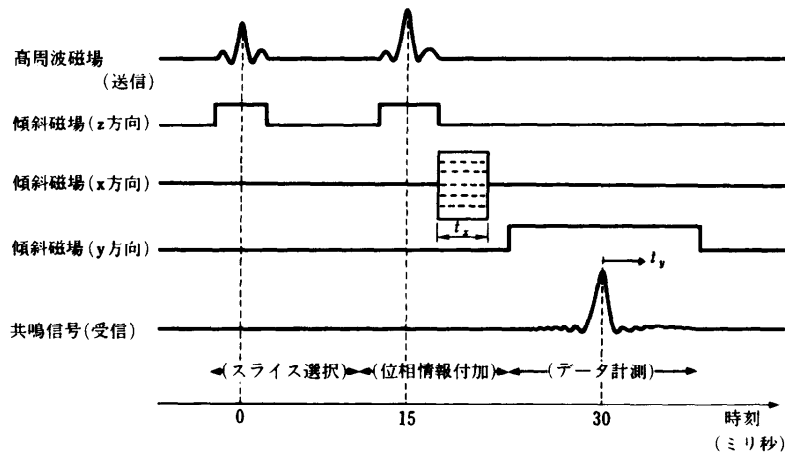


図-7 信号の送信受信のタイムチャート (2次元フーリエ変換法)

戻のを防ぎ、後に計測する共鳴信号の  $S/N$  を高める働きをしている。

一方、後半では X 軸方向に線形傾斜磁場を時間  $t_x$  の間印加しており、これで位相情報が与えられる。その原理を簡単に説明すると次のようになる。すなわち、巨視的にみた水素原子核の共鳴現象は、ちょうど重力場中に置かれたこまの歳差運動のようなモデルで説明できる。線形傾斜磁場を印加中は、水素原子核の歳差運動の周波数は自分の置かれている磁場強度に比例して場所により異なっているが、傾斜磁場を切るとその周波数は場所によらず一定となる。しかしながら、線形傾斜磁場印加の影響は歳差運動の回転位相の違いとして保存される。このようにして水素原子核の歳差運動の位相すなわち共鳴信号の位相を X 軸方向の場所により変化させることができる。しかし、実際の計測データは、各点の共鳴信号の合成量である。そこで、この線形傾斜磁場の印加時間  $t_x$  を少しずつ変えて、たとえば  $n$  回のデータ計測を繰り返すと、 $n$  個の合成量が計測でき、これから水素原子核信号の X 軸方向の場所を  $n$  個に分離することができる。

最後のデータ計測は、Y 軸方向に線形傾斜磁場を印加しながら行うため、Y 軸方向の場所により、共鳴信号の周波数が異なるので、フーリエ変換を用いて、水素原子核信号の Y 軸方向の場所を容易に分離することができる。

結局、計測される信号は X 軸方向に位相が異なり Y 軸方向に周波数が異なる信号を空間的に積分したものととなっている。この線形傾斜磁場の印加時間  $t_x$  を少しずつ変えて、繰り返し計測した信号の全体  $S$  は、

$t_x, t_y$  の関数となり、 $M$  を水素原子核信号の 2次元分布として、

$$S(t_x, t_y) = \iint M \exp(j\gamma G_x x t_x + j\gamma G_y y t_y) dx dy \quad (16)$$

となる。ここで  $t_x$  は位相情報付加の量すなわち線形傾斜磁場を印加する時間を表しているが、現在の装置では線形傾斜磁場の強度を変化させて同一の効果を実現することが多く、図-7 には、この方式を示した。 $t_y$  の原点は信号が最大となる時刻である。 $G_x, G_y$  はそれぞれ線形傾斜磁場の強度の傾斜である。この式において、

$$\omega_x = \gamma G_x x$$

$$\omega_y = \gamma G_y y$$

と置くと、

$$S(t_x, t_y) = \iint M \exp(j\omega_x t_x + j\omega_y t_y) d\omega_x d\omega_y \quad (17)$$

と変形できる。すなわち計測信号は水素原子核信号の 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画像再生が可能である。

以上述べてきた 2次元フーリエ変換法は最近市販されているほとんどの装置で採用されており、MRI 装置の開発の初期に使われた投影再構成法と比較すると次のような利点をもっている。

- (a) 静磁場不均一による画質劣化が少ない
  - (b) 画像再生に補間が不要であり、補間計算による分解能劣化と偽画像発生がない
- (2) 装置ひずみによる画像ひずみの補正
- (1) に述べた 2次元フーリエ変換による画像再生

表-3 装置のひずみが画質に与える影響

装置	ひずみ		原因
	空間的ひずみ (不均一性)	その他のひずみ	
静磁場	空間ひずみ 位相ひずみ 濃度ひずみ	—	—
傾斜磁場	空間ひずみ 濃度ひずみ	位相ひずみ ( $P_1$ ひずみ)	動特性
高周波磁場	濃度ひずみ	位相ひずみ 濃度ひずみ (slice 方向)	スライス 選択関数の 特性
検出系	濃度ひずみ	位相ひずみ ( $P_2$ ひずみ)	検波信号の 位相ずれ

は、装置にひずみがない理想的な系のもので得られる計測信号に対するものである。しかし現実の装置は、傾斜磁場の動特性、高周波磁場の不均一性などのひずみをもっており、また計測する人体の形状や大きさによりひずみが増加する。これらが画質に与える影響は信号計測および画像再生時に自動的に取り除く必要がある。

装置の各要素が画質に与える影響を表-3 にまとめた。これらの画像ひずみは、静磁場、傾斜磁場のひずみマップを用いた画像リサンプリング処理や計測信号からのひずみ推定処理により取りのぞくことができる<sup>9)</sup>。

(3) 3次元信号計測、画像再生

MRI では3次元の立体情報を直接得ることができる。X線 CT で立体情報を得るためには連続した断層像を多数撮影するが、MRI では一回で計測する。このためX線 CT の立体情報では、断層面内の空間分解能が  $1\text{mm} \times 1\text{mm}$  程度あるのに対し、その面に垂直方向の分解能は  $3\text{mm}$  程度と非等方性のデータとなる。このように3次元要素が直方体になるのに対し、MRI では等方性の立方体情報を得ることが可能である。

信号計測は、2次元信号計測の位相情報付加のステップにおいて、X軸方向だけでなくY軸方向にも線形傾斜磁場を印加して、共鳴信号の位相をY軸方向の場所によって変化させることで実現する。その結果、得られる共鳴信号は水素原子核信号の3次元分布の

3次元フーリエ変換となっており、3次元逆フーリエ変換で画像再生が可能である。

4.3 高速イメージングにおける信号計測と画像再生

多くの特徴をもつ MRI にも計測時間がかかるという問題がある。1断層像あたり2分から4分程度が現状である。この原因は、共鳴後の水素原子核が元に戻る時定数である緩和時間が数百秒と長いことにある。これを解決するため、現在研究されているアプローチは、倍速イメージング、高速イメージング、超高速イメージングの3種類に分けられる。

(1) 倍速イメージング

倍速イメージングは、計測するデータ量を削減して高速化を行うものである。計測信号は画像の周波数成分に相当しているため、画像は本来実数値であるという性質を利用して、計測信号を約半分に減らすことができる。他のアプローチに比べ高速化の効果は劣るが、画像の質をあまり変えずに適用できる手法として優れている。しかし、位相に対して敏感なため、装置のひずみや体動により位相が変化すると、画質が大きく劣化する。これを解決するために開発されたハーフスキャンイメージング (half scan imaging) 法を紹介する (図-8)<sup>9)</sup>。

画像は基本的に水素原子核密度分布  $\rho(x, y)$  を示す。したがって信号  $M(x, y)$  は理想的には次式のように正の実数値をとる。

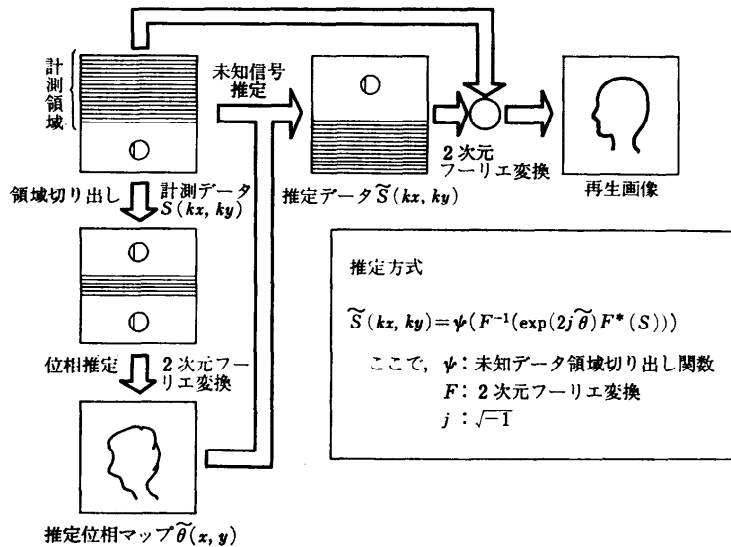


図-8 ハーフスキャンイメージング方式

$$M(x, y) = \alpha \rho(x, y) \tag{18}$$

ここで、 $\alpha$  は正の比例定数

この条件下での計測信号  $S$  は次式のように、原点に関して複素共役の関係にある。

$$S(k_x, k_y) = S^*(-k_x, -k_y) \tag{19}$$

ここで、 $*$  は複素共役演算子

したがって、信号は計測空間上の上半分あるいは下半分だけ計測すれば、反対側のデータは複素共役をとって埋めることで、ノイズを考慮しなければ完全に同一の画像が得られる。しかしながら、実際には次のような位相成分をもった複素画像として観測される。

$$M(x, y) = \alpha \rho(x, y) \exp(j\theta(x, y)) \tag{20}$$

この  $\theta$  は、装置のひずみや血液などの動きによって変化した位相成分であり、画像の座標  $(x, y)$  の関数と

なる。この場合、計測データ間には先ほどの複素共役対称性の関係はなくなり、全データを計測する必要がある。

しかしこのとき、半分の計測データと再生画像の位相データだけから未計測データを決定でき、これを求めると次式のようなになる（正確には逐次式であるが第一項で近似できる）。

$$\tilde{S} = \varphi(F^{-1}(\exp(2j\theta)F^*(S))) \tag{21}$$

$\varphi$ : 未知データ領域切り出し関数

$F$ : 2次元フーリエ変換

ここで画像の位相データ  $\theta(x, y)$  が必要になるが、実際には種々の要因で撮影ごとに変化するため、あらかじめ計測しておくことは、ほとんど不可能である。しかし幸いに、装置ひずみによる位相ひずみは滑らか

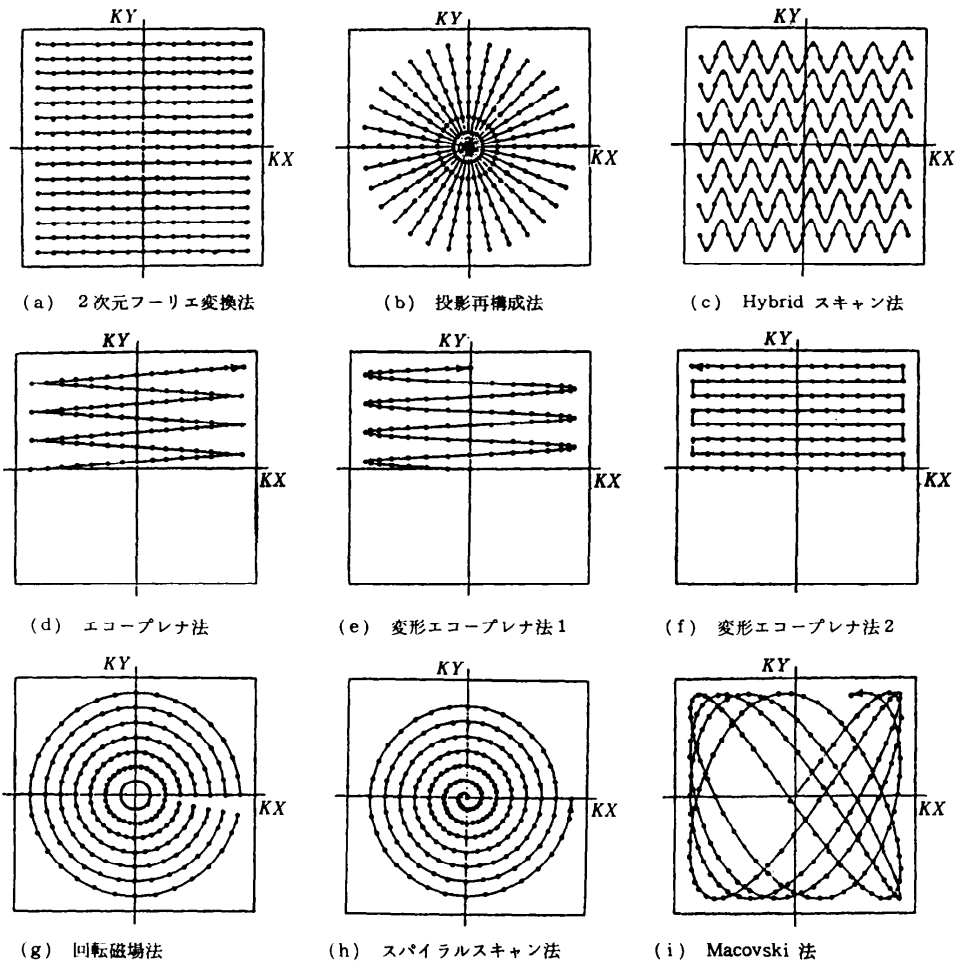


図-9 周波数空間のスキャン法

に変化をしているため、計測データの中央部の低域周波数データだけから位相データを推定できる。

このようにして約半分（たとえば 53%）の計測データから画像再生をすることで、計測時間を約半分と高速化することができる。

### (2) 高速イメージング

高速イメージングは、スライス選択のときに与える高周波磁場のエネルギーを小さくして共鳴の程度を少なくし、早く励起前の状態に戻して、計測時間を短縮するものである。代表的な手法に、FLASH (fast low angle shot), FISP (fast imaging with steady precession) と呼ばれるものがあり、撮影時間は数秒のオーダーとなる<sup>10)</sup>。この手法の問題点の一つは緩和時間によって影響される画像の濃度特性が、基本画像と異なる点であるが、呼吸による体動で画質が劣化する腹部の画像などでは、高速計測の特徴が生かされると考えられている。

### (3) 超高速イメージング

超高速イメージングは、データ計測を 4.2(1) で示したように繰り返さずに、一回の計測で画像化に必要なデータを計測しようとするものである。計測時間のオーダーは数十 ms である。心臓のように高速で搏動している臓器を撮影できるため期待が大きいが、本質的に SN 比と分解能が悪いためハードウェア性能の大幅な向上が必要である<sup>11)</sup>。

ここで超高速イメージングの信号計測の考え方を周波数空間のデータ収集の様子をみて説明する。これまでに提案されている代表的な周波数空間のスキュン法を図-9 に示す。図中の曲線は一回の励起に対する計測の軌跡、黒点はサンプル位置を示す。(a) は先に説明した 2次元フーリエ変換法である。一回の励起に対して周波数空間の 1 ラインのデータを収集する。(b) は MRI の開発当初に使われた投影再構成法である。2次元フーリエ変換法と異なり周波数空間の極座標格子点におけるデータを収集する。(c) は Picker 社による Hybrid スキャン法と呼ばれる方法である<sup>12)</sup>。これは 2次元フーリエ変換法の変形で、データ計測時に一定の X 軸方向傾斜磁場とともに振動する Y 軸方向傾斜磁場を印加し、一回の励起で複数ライン分のデータを収集するものである。(d)

が Mansfield による Echo Planar 法である<sup>13)</sup>。X 軸方向に反転する傾斜磁場、Y 方向に一定傾斜磁場を印加し、一回の励起でイメージングを行う超高速イメージングである。(e)、(f) はその変形で、(e) は反転傾斜磁場を正弦波状にしたもの<sup>14)</sup>、(f) は Y 方向傾斜磁場をパルス状にかけるようにしたものである(図-10)<sup>15)</sup>。(g) は回転磁場を用いたイメージング法である。サンプル点の集合は(b)の投影再構成法と同じであるが、データ収集順序が異なる<sup>16)</sup>。(h) は、Spiral-scan Echo Planar Imaging と呼ばれる方法で、その名のとおりに、周波数空間を渦巻状にスキュンする<sup>17)</sup>。(i) は、Macovski によるもので、X、Y 方向に周期の異なる正弦波振動傾斜磁場を印加する方法である<sup>18)</sup>。

これらの周波数空間のスキュンのうち(d)(e)(f)(h)(i)の一筆書きによるスキュンが超高速イメージングとなる。このように周波数空間のスキュン法には多くのバリエーションが提案されており、これ以外にもいろいろな可能性がある。どの方法が優れているかは、傾斜磁場のスイッチング時間、SN 比、静磁場不均一性の影響、など、多くの要因に依存する。

このような超高速イメージングにおいては、周波数空間のサンプル点として正確に正方形格子上の点をとることが困難なため、リサンプリングの補間誤差の入り込まない画像再生法が重要である<sup>19)</sup>。

## 4.4 機能イメージングにおける信号計測と画像再生

MRI では単なる形態的情報を画像化するだけでなく、生体の機能にかかわる生理、生化学的情報を画像化できる。フローイメージング (flow imaging)、ケ

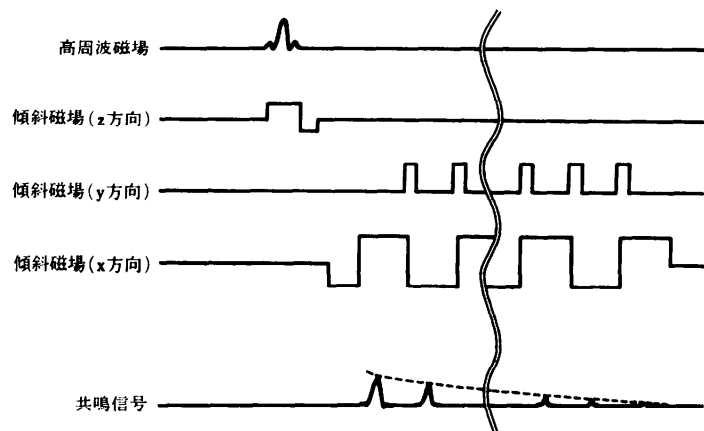


図-10 超高速パルスシーケンス (変形エコープレナ)



ミカルシフトイメージング (chemical shift imaging) などが代表的なものである。

フローイメージングは血液や脳脊髄液などの体内の流れを静止部と分離して画像化したり、その流れの速度や方向を計測する手法である。一般の血管画像はアンジオグラフィ (angiography) と呼ばれ、脳動脈瘤など循環器系疾患の診断に不可欠な情報となっている。現在は副作用のある造影剤を動静脈に注入して、これをX線撮影する検査であるが、MRI では造影剤なしでより安全に撮影できる。いまだ世界トップの血管分解能が 1-3 mm だが今後の発展が期待される。

フローイメージングの手法には多くのものがあるが、現在有望視されているのは、流れを位相に対応づける方式と、励起した血液中の水素原子核が、非励起の領域に流れ出たところを画像化する方式である<sup>8)</sup>。

ケミカルシフトイメージングは、水素原子核がその化学的環境により同一磁場中でも共鳴周波数にわずかな差がでる現象を利用して、水と脂肪をそれぞれ分離した画像を撮影するものである<sup>20)</sup>。

## 5. おわりに

X線 CT と MRI に適用されている情報処理技術の中心的課題として、信号計測時のソフトウェア制御方式と画像再生時の信号処理方式を中心に紹介した。今回は、誌面の都合で紹介できなかった診断用画像処理は、今後ますます重要になる技術なので、興味のある方は参考文献を参照されたい<sup>9), 21)</sup>。

とくに、領域抽出 (segmentation) 技術と、3次元画像再構成表示技術はニーズが強い。

領域抽出は、医学的知識を活用して画像を自動的に意味のある領域に分割したり、計測した物理量を合成して新しい物理量を推定したりすることで、病巣や臓器を識別しやすい画像を作成し、診断を高精度化することを狙いとしている。

3次元画像再構成表示技術は、人体の立体像回転表示、透視像表示、模擬手術などの機能を画面上で実現するものである。病気の診断のときに、画面上に表示された患者の身体を解剖して病巣の形態の変化や機能的変化を直接目で確認したり、また手術の前に一度うまくいくかどうか画面上で試行してみるようなことを可能にする。

このような新機能システムは、実用的インパクトが大きく、今後は、AI、画像理解、マンマシン・インタフェースなどの情報処理研究者にとって魅力ある応用分野の一つとなると信ずる。

## 参 考 文 献

- 1) Damadian, R.: Tumor Detection by Nuclear Magnetic Resonance, *Science*, Vol. 171, pp. 1151-1153 (1971).
- 2) Lauterbur, P.C.: Image Formation by Induced Local Interactions Examples Employing Nuclear Magnetic Resonance, *Nature*, Vol. 242, pp. 190-191 (1973).
- 3) 塚本英雄: MR システムの今後の可能性、計測と制御, Vol. 27, No. 3, pp. 230-231 (1988).
- 4) 横山哲夫: 医用画像処理技術, 電気学会誌, Vol. 105, No. 5, pp. 447-450 (1985).
- 5) Shepp, L. A. et al.: The Fourier Reconstruction of a Head Section, *IEEE Trans. Nuclear Science*, Vol. 21, No. 6 (1974).
- 6) Ramachandran, G. N. et al.: Three-dimensional Reconstruction from Radiographs and Electron Micrographs; Application of Convolutions instead of Fourier Transform, *Proc. Nat. Acad. Sci. USA*, Vol. 68, No. 9 (1971).
- 7) Kaufman, L. et al.: Nuclear Magnetic Resonance Imaging in Medicine, *IGAKU-SHOIN* (1981).
- 8) 佐野耕一他: MRI における位相ひずみ補正法とその血流イメージングへの応用, *信学論*, Vol. J70-D, No. 3 (1987).
- 9) 佐野耕一他: 位相マップを用いた半数計測データからの MRI 画像再生アルゴリズム, *信学論* Vol. J71-D, No. 1, pp. 182-187 (1988).
- 10) Haase, A. et al.: FLASH Imaging. Rapid NMR Imaging Using Low Flip Angle Pulses, *J. Magn. Reson.*, Vol. 67, pp. 258-266 (1986).
- 11) Pykett, I. L. et al.: Instant Images of the Body by Magnetic Resonance, *Magn. Reson. in Med.*, Vol. 5, pp. 563-571 (1987).
- 12) Haacke, E. M. et al.: Reduction of MR Imaging Time by the Hybrid Fast-scan Technique, *Radiology*, Vol. 158, pp. 521-529 (1986).
- 13) Mansfield, P.: Multi-planar Image Formation using NMR Spin Echoes, *J. Phys. C.*, Vol. 10, pp. 155-158 (1977).
- 14) Tropper, M. M.: Image Reconstruction for the NMR Echo-planar Technique, and for a Proposed Adaptation to Allow Continuous Data Acquisition, *J. Magn. Reson.*, Vol. 42, pp. 193-202 (1981).
- 15) Johnson, G. et al.: Improvements in Performance Time for Simultaneous Three-dimensional NMR Imaging, *J. Magn. Reson.*, Vol. 54, pp. 374-384 (1983).
- 16) Matsui, S. et al.: NMR Imaging with a Rotary Field Gradient, *J. Magn. Reson.*, Vol. 70, pp. 157 (1986).
- 17) Ahn, C. B. et al.: High-speed Spiral-scan

- Echo Planar NMR Imaging-I, IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. MI-5, pp. 2-7 (1986).
- 18) Macovski, A.: Volumetric NMR Imaging with Time-varying Gradients, Magn. Reson. Med., Vol. 2, pp. 29-39 (1985).
- 19) Maeda, A. et al.: Reconstruction by Weighted Correlation for MRI with Time-varying Gradients, IEEE Trans. Med. Imaging, Vol. 7, No. 1, pp. 26-31 (1988).
- 20) Dixon, W. T.: Simple Proton Spectroscopic Imaging, Radiology, Vol. 153, 189-194 (1984).
- 21) 藤田憲次郎: 画像処理技術—ソフトウェアを中心として, 医用電子と生体工学, Vol. 22, No. 5, pp. 337-345 (1984).

(平成元年1月10日受付)

---