

# 第12章 画像診断装置

## 12. 1 X線CT装置

G. N. Hounsfieldにより開発されたX線CT装置(X-ray computed tomography unit)は第一世代, 第二世代, 第三世代, 第四世代から螺旋型(ヘリカルまたはスパイラルという)と進歩し, 今日ではマルチスライスX線CT装置が多くの施設で使用され, 検査時間の短縮や検査内容において, 三次元画像や造影剤を用いたダイナミックX線CT検査などでは新しい変化が生じている。

### 12. 1. 1 第三世代X線CT装置

第三世代X線CT装置(third-generation CT scanner)において放射線検出器は矢状面上に1列, 冠状面上に約800個が配列され, X線管と検出器が同時に1回転して撮像すると, 次のスライス面を撮像するために寝台が移動し, X線管が高圧トランスと高圧ケーブルで接続されていたため, 今度は反対方向へX線管と検出器が回転して撮像が行われた(図12・1)。

検出器には高圧(約25気圧)に封入されたキセノン(Xe)ガスが用いられ, 被写体を透過したX線束は電離箱内のキセノンガス原子を電離し, 電気信号として取り出され(図12・2B), A/D変換されコンピュータにメモリーされる。この検出器は検出部分が薄いため, 検出器間の死空間を減らすことにより幾何学的効率を高めることができる。また細長くつくられているので方向依存性が大きく, X線の入射方向に電離箱が取り付けられていることが特長であった(図12・2A)。

### 12. 1. 2 螺旋型X線CT装置

第三世代, 第四世代のX線CT装置ではX線管と検出器の載った回転部とトランスなどの固定部は高圧ケーブルでつながれていたため, X線管と検出器は時計回り, 反時計回りと交互に回転し, 連続してデータを収集することが不可能であった。

螺旋型X線CT装置(spiral X-ray CT scanner)は第六世代X線CT装置といわれ, スリップリング機構を搭載している。これは例えば銅製の導体金属がX線管の円周の軌道に固定され, その上をX線管が連続して回転する。このとき, ブラシを介して高電圧が供給される。このように, 電源とデータ転送を高圧ケーブルによらず行うことができるため, X線管と検出器は一方向に連続して回転を行うことが可能で, その間寝台は頭足方向またはその逆に移動することができ, スキャン軌道が被検者に対し螺旋を

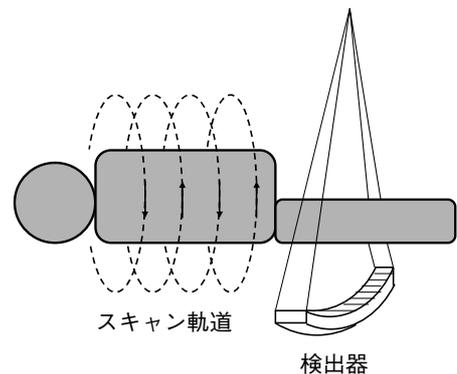


図12・1 第三世代X線CT装置

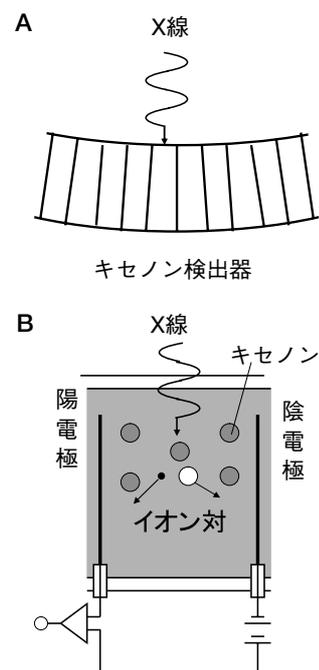


図12・2 第三世代CT装置の検出器

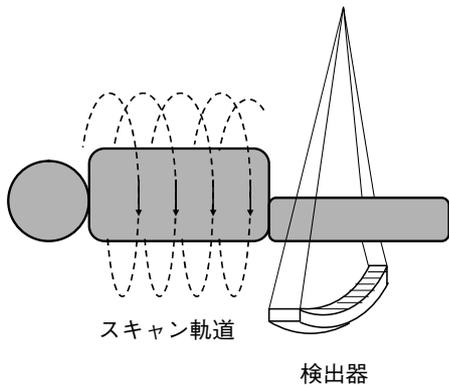


図12・3 螺旋型X線CT装置

描いて撮像された(図12・3).

しかし、スキャン軌道が螺旋状であっても、生成される画像のスライス中心とは異なるZ座標を持つローデータを補間して画像再構成を行っているので、任意のスライス面の画像を得ることができた。

このことから、螺旋型X線CTではスキャン軌道間隔よりも細かく画像再構成が行え、三次元画像(three dimensional image)の描出やダイナミックCT(dynamic CT)で造影剤による動態変化を観察できるようになった。

1) データの収集

螺旋型X線CT装置で撮像を行う場合は、まず目的臓器の撮像範囲、撮像時間に応じた撮像のパラメータを設定する必要がある。第三世代までのX線CT装置とは異なり、螺旋型X線CT装置では撮像時にテーブル移動を伴うため、スライス厚以外にもテーブル移動速度あるいはピッチの設定が必要となる。

ピッチは次式で定義される。

$$\text{ピッチ} = (\text{テーブル移動速度}) / (\text{スライス厚}) \quad \dots\dots (12 \cdot 1)$$

さらに、テーブルの移動速度を下式に示す。

$$\begin{aligned} \text{テーブル移動速度} &= (\text{撮像範囲} / \text{撮像時間}) \\ &\times (\text{ガントリ回転時間}) \quad \dots\dots (12 \cdot 2) \end{aligned}$$

例えば、X線管と検出器が1回転するのに1[s]かかる螺旋型X線CT装置では、体軸方向に20[cm]の領域を撮像するとき、5[mm]のスライス厚で5[mm]のテーブル移動速度(ピッチ1：スライス厚とテーブル移動速度が等しい)にて撮像すると、撮像時間は20/0.5 = 40[s]となる。もし、テーブル速度を10[mm](ピッチ2：スライス厚の2倍テーブルが移動する)とすると、撮像時間は20/1 = 20[s]となる。

一方、マルチスライスCT装置で基本スライス厚を5[mm]、テーブル移動速度30[mm](ピッチ6)とすると、撮像時間は20/3 = 7[s]となる(図12・4)。

テーブル移動速度は螺旋型X線CT装置特有のパラメータで、螺旋型X線CT装置ではテーブル移動速度が速いと、実効スライス厚(effective slice thickness)が増える。これはスライス厚がコリメータで決定されるので、テーブル移動速度が速いほどスライスプロファイルが広くなり、パーシャルボリューム効果(partial volume effect)によりなまった画像となり、CT値が低下し、厚く描出される。特にシングルスライス螺旋型X線CT装置では、ピッチが2以上になると実効スライス厚が著しく増し、データ量不足となるため補間に伴う縞模様(stair-step artifact)も目立つようになる。そのためシングルスライスX線CT装置では、2以上のピッチは用いるべきではない。

このようにピッチを上げると撮像できる領域は広がるが、体

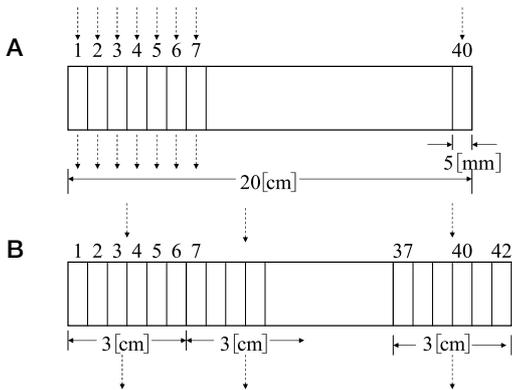
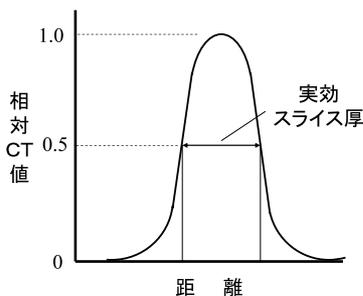
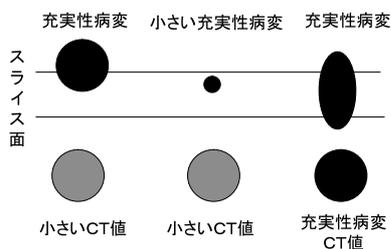


図12・4 ピッチと撮像時間

実効スライス厚：スライス面と45°の角度でアルミ板を挿入撮像すると、下図に示すようなプロファイル曲線が得られる。このとき相対的なCT値の50%の幅を半値幅といい実効スライス幅と定義している。



パーシャルボリューム効果(部分体積効果)：CT値はボクセル内の平均吸収値として表されるため、スライス厚よりも小さな物体や中心部がずれてスキャンされた場合、周囲の組織の影響で実際のCT値と異なった中間的なCT値となって撮像されることをいう。例えば、慢性病変が充実性腫瘍のように撮像されることがある。



軸方向の解像度は悪くなる。しかし、一定の撮像時間ではスライス厚を薄くし、適度にピッチを上げる(ピッチ2程度まで)方がスライス厚を厚くして、低いピッチで撮像するよりも実効スライス厚を薄くできることが多い。特にこのテクニックはある一定の範囲を一定の時間内で撮像する必要のあるCT angiographyでは重要である。一方、マルチスライスX線CT装置では、検出器がスライス厚を決定するので、ピッチが3~6でも解像度はほとんど変化しない。

2) データの補間法

螺旋型X線CT装置による投影データは螺旋状に存在し、ある体軸の断面に相当する画像はこのままでは得られない。このため、螺旋状スライスの前後像から目的とする断面のデータを補間する方法が採用されていて、2つのデータから距離によって重み付けが行われ、目的とする画像が得られている。

このシングルスライスCT装置の補間法には2回転分のデータを用いる360°補間法(図12・5)と、1回転分のデータを用いる180°補間法がある(図12・6)。360°補間法(360° interpolation method)はノイズが少ないが、実効スライス厚が増し、パーシャルボリューム効果の影響が出やすい。一方、180°補間法(180° interpolation method)はS/Nが悪いが、体軸方向の分解能が優れているため、現在ではほとんど180°補間法が用いられる。

一方、マルチスライスX線CT装置では、1断面を得るのに多くのスライスの軌跡から多点補間を行っており、ピッチを大きくしても実効スライス厚の増加はわずかである。

螺旋型X線CT装置では得られた体軸方向に切れ目のない連続データ(ボリュームデータ)から任意の位置、任意の間隔で画像の切り出しが可能である。画像再構成間隔(image reconstruction interval)とは、投影データ(projection data)から得られたボリュームデータを後から何mmおきに画像として取り出すかということである。

3) 画像再構成

X線CT画像において、人体の断面像は図12・7に示すような多くのブロックに分けられる。そして各ブロックには減弱したX線の程度として線減弱係数 $\mu$ が当てはめられ、個々のブロックをボクセル(voxel)、その断面をピクセル(pixel)と呼ぶ。

いま、図12・8Aに示すように被検者断面の1個のボクセルにおいて、入射線量の強度を $I_0$ 、射出線量の強度を $I$ 、ボクセルの厚さを $d$ 、線減弱係数を $\mu$ とすると、これらの中に下式が成り立つ。

$$I = I_0 e^{-\mu d} \dots \dots \dots (12 \cdot 3)$$

次に図12・8Bに示すように線減弱係数の異なる2個のボクセルをX線が透過したとすると、下式が成り立つ。

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)d} \dots \dots \dots (12 \cdot 4)$$

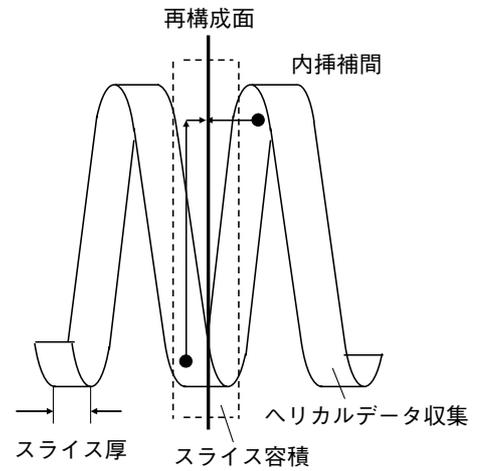


図12・5 360°補間法

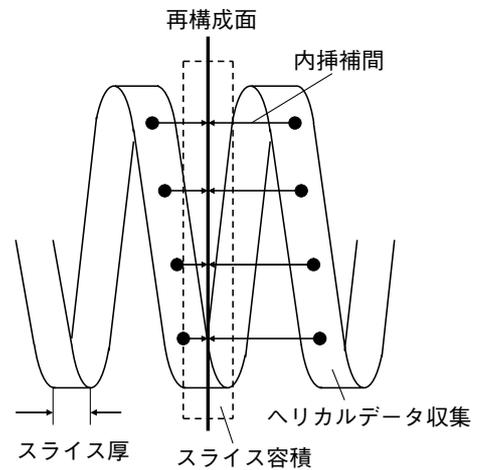


図12・6 180°補間法

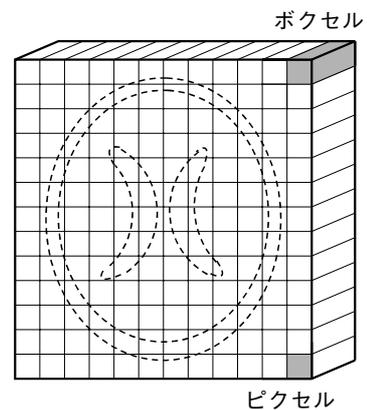


図12・7 CT画像のピクセルとボクセル

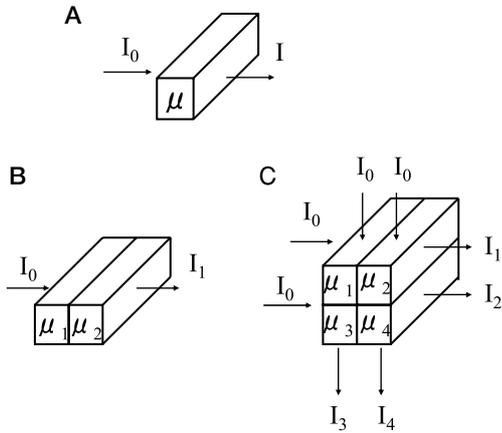


図12・8 投影データの計算

X線CT装置では透過X線の減弱値から各ボクセルの線減弱係数値を求めており、図12・8Cのように4個のボクセルの線減弱係数値を求めるには、下式に示すように4式が必要となり、そのために4方向からのスキャンが必要となる。

$$I_1 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2)d}$$

$$I_2 = I_0 e^{-(\mu_3 + \mu_4)d}$$

$$I_3 = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_3)d}$$

$$I_4 = I_0 e^{-(\mu_2 + \mu_4)d}$$

ここで12・4式の両辺を整理し、対数をとると下式が得られる。

$$-\ln(I/I_0) = (\mu_1 + \mu_2)d \dots\dots\dots(12 \cdot 5)$$

すなわちX線の減弱率( $I/I_0$ )を対数変換しマイナスを掛けることにより、X線束が被検者を透過してきた長さに沿った線減弱係数の積算値が得られ、これを**投影データ**(projection data)という。そして多方向からの投影データをもとに、被写体の線減弱係数を各マトリックス上で求める手法が画像再構成法である。

最近のX線CT装置ではマトリックスの大きさは通常512×512である。画素の数が多いほど画像はきめ細かく、小病変が見つかりやすくなる(空間分解能がよい)が、その反面、画像コントラスト(濃度分解能)は低下する。

X線CT画像(螺旋型X線CT装置を含めて)は部位ごとの組織の密度(CT値で表す)を求めるために、いろいろな方向から投影情報を得て、コンピュータ計算によってボクセルの密度を直接求めて画像化している。

#### 4) CT値

X線CT画像は細かく区分されていて、この碁盤目の一つひとつをピクセルという(図12・7)。この各ピクセルにはスキャンされた生体組織が画像再構成法による計算の結果、得られた線減弱係数値として表示される。これをX線CT画像としてブラウン管(cathodray tube : CRT)やフィルムに表示するために、下式を用いてこの線減弱係数値から**CT値**(CT values)を求める計算を行う。

$$CT_{(mat)} = k \cdot \frac{\mu_{(mat)} - \mu_{(water)}}{\mu_{(water)}} \dots\dots\dots(12 \cdot 6)$$

ところで、

- $CT_{(mat)}$  : ある生体組織のCT値
- $\mu_{(mat)}$  : 生体組織の線減弱係数
- $\mu_{(water)}$  : 水の線減弱係数
- $k$  : 係数

いま12・6式において生体組織に空気を考えた場合、空気の線減弱係数は水の線減弱係数と比べて非常に小さく、そのために空