

第7章 X線CT装置

1. X線CTの原理

1.1 画像再構成

X線CTは、1971年のハンスフィールド（J.Hounsfield）による試作成功以来、臨床現場に大きなインパクトを与えた。このX線CTは被写体にさまざまな方向からX線を照射し、透過X線の強度を検出し、各点の線吸収係数を求めることにより断層像を得る。X線が被写体を透過して得られる投影像は被写体内部の積分情報である。多方向から得られた投影像から積分された内部情報を検出し、重ね合わせることによって被写体内部のX線吸収値の分布を知ることができる。

物体の線吸収係数が $f(\text{cm}^{-1})$ で厚さ $t(\text{cm})$ の均一な物質に強度 I_0 のペンシルビームX線を照射し、透過したX線の強度を I とすると、

$$I = I_0 e^{-ft} \quad (\text{式1})$$

となる。この式より I_0 と I を測って不均一な物質全体の線吸収係数 f と厚み t の積 p を求めることができる。

$$p = ft = -\log_e(I/I_0) \quad (\text{式2})$$

物体が人体のようにさまざまな物質で構成される場合、図1に示されるように位置 s における線吸収係数を $f(s)$ とすると ft は $f(s)$ を積分したもので、X線ビームが透過した f の投影 p は、

$$p = ft = -\log_e(I/I_0) = \int_0^t f(s) ds \quad (\text{式3})$$

となる。被写体にさまざまな方向からX線を照射し、透過したX線の強度を測定して投影 p を求めれば、図2のような投影データが得られる。投影データ p から画像を再構成する方法にはいくつかあるが、ほとんどのX線CT装置は収集した投影データを各投影方向について逆投影するコンボリューションバックプロジェクション法を使用している¹⁾。これは、畳み込み演算（コンボリューション）と逆投影演算（バックプロジェクション）の2つの段階を経て画像構成を行うものである。断層像の構成は図3の多方向からの投影像に対し、逆に各方向から逆投影することによって行う。しかし、多くの方向から逆投影を重ねると図3の断層像のようなボケを生ずる。図4は円柱の逆投影の例を示したものであるが、周りから逆投影を重ね合わせるとハブ状の構成画像ができる。ハブの中心にあたる部分はX線が吸収された場所となるが、その周りの中心から距離の2乗に逆比例したボケを生ずる。そこで、図5のように再構成関数と呼ばれる高周波強調フィルタ処理を行い、各方向

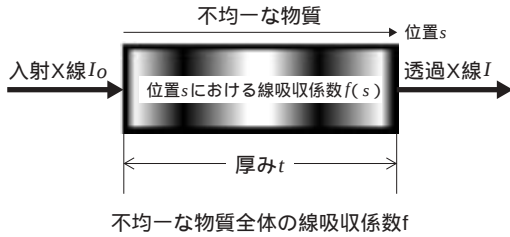


図1 不均一な物質によるX線の吸収

入射X線の強度 I_0 と透過X線強度 I を測って不均一な物質全体の線吸収係数 f と厚み t の積を求めることができる。

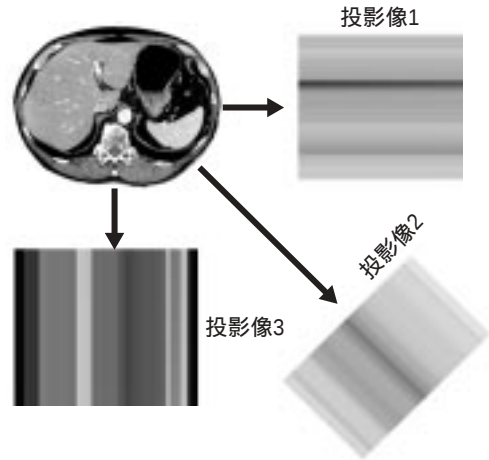


図2 さまざまな方向から得られた投影データ

被写体にさまざまな方向からX線を照射し、透過したX線の強度を測定し、投影データを求める。

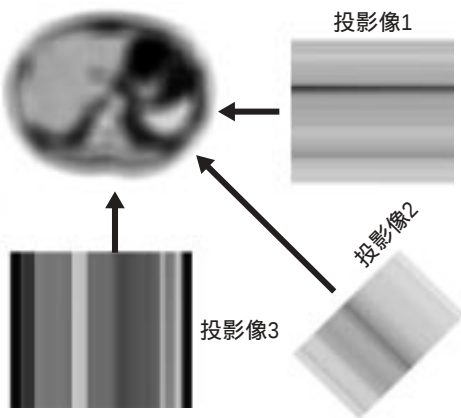


図3 投影データの逆投影

投影データをそのまま逆投影すると再構成横断画像はボケを生ずる。

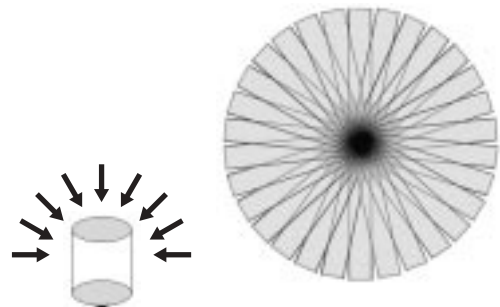


図4 円柱投影データの逆投影

円柱投影データをまわりから逆投影すると中心部にボケを生ずる。

から逆投影を行うと、ボケが除去された二次元断層像を得ることができる。

1.2 画素

CT画像は図6のように画面上に白黒の濃淡の点で表示される。この一つひとつの画素の集合体を表示することによって体の断層像を描写する。CT画像を構成する最小の画素単位をピクセル (pixel) という。このピクセルは直方体あるいは立方体であるためボクセル (voxel) とも呼ばれる。

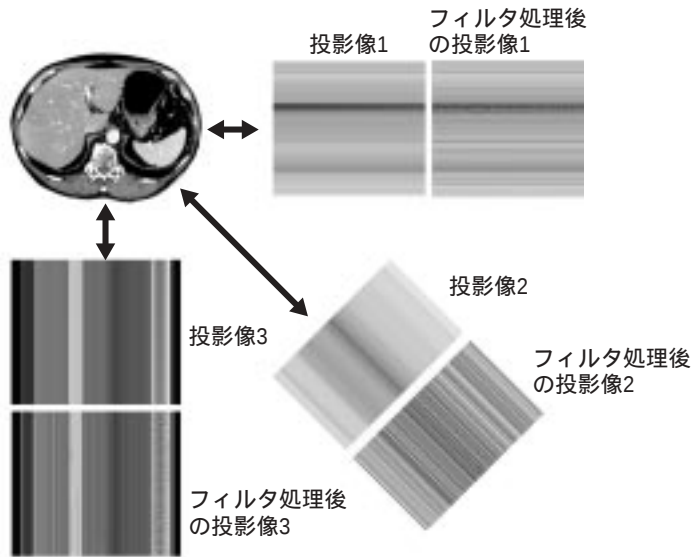


図5 フィルタ補正投影データからの逆投影
 フィルタ補正された投影データを用い逆投影を行うと、ボケ像が除去された再構成横断画像が作成できる。

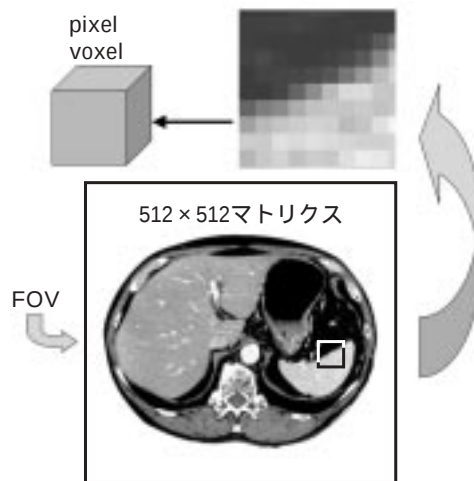


図6 CT画像を構成するピクセル(pixel)
 例えば 512×512 のピクセルが縦横に並んでCT画像を構成した場合、理論上のピクセルの大きさは撮影領域(FOV)を512マトリクスで除したものとなる。ピクセルは直方体(立方体)であるためボクセル(voxel)とも呼ばれる。

CT 画像はこのピクセルが、例えば 512×512 のマトリックスで配列され、それぞれの画素に白から黒にかけてさまざまな濃度の色を割り当て画像を構成する。撮影される領域は被検者の体格、撮影部位、関心領域の大きさによって変わるが、その撮影領域を FOV (field of view) という。ピクセルの理論上の大きさは FOV を 512 マトリックスで除したものとなる。

1.3 アイソトロピックボクセル

通常の横断面の画像において縦横の空間分解能と体軸方向の空間分解能が等しくなり、1つのボクセルが立方体となる場合をアイソトロピックボクセルという²⁾。データの間隔が XYZ 軸方向に対して等しいということではなく、解像度的に等方性のデータと解釈すべきである。例えば縦横 512×512 のピクセルで画像表示されている場合、FOV が 320mm であれば1ピクセルは $320/512$ で 0.625mm となる。すなわち1スライス厚が 0.625mm であれば FOV が 320mm のとき、名目上アイソトロピックボクセルであるといえる。しかし、実際上のアイソトロピックボクセルは縦横と体軸方向の実測した空間分解能で評価し、すべての分解能が等しくなった場合をいい、テーブル移動速度にも影響される。アイソトロピックボクセルデータを用いて構成した図7のような多断面変換 (multiplanar reconstruction : MPR) 画像の冠状断、矢状断画像は横断画像と等しい空間分解能を有している。XYZ 軸方向のデータ間隔でアイソトロピックボクセルを追求し、 0.5mm スライス厚、 0.5mm ピッチで撮影すると逆に Z 軸方向 (体軸方向) の空間分解能が勝ってしまい、結果としてアイソトロピックボクセルデータでなくなってしまう。

1.4 CT 値

CT の画像は X 線の吸収係数の分布を表しており、一つひとつの画素は X 線の吸収係数を表す CT 値を有している。CT 値は水を 0 、空気を -1000 とし水の2倍の吸収値を $+1000$ と規定している。この CT 値は生体組織の減弱係数の値を、水を 0 とした相対値で表したものをいい、次式の関係で表され、その単位は HU (hounsfield unit) である。

$$\text{CT 値} = (\mu_a - \mu_w) / \mu_w \times K \quad (\text{式4})$$

μ_a : 組織の減弱係数 μ_w : 水の減弱係数 K : 定数 (通常 1000)

この式より、水の場合、 $\mu_a - \mu_w = 0$ となるため、CT 値は 0HU となる。

また、空気の場合 $\mu_a = 0$ であるため、 $-\mu_w / \mu_w \times 1000 = -1000$ となり CT 値は -1000HU となる。

水の2倍の吸収値の場合 $(2 \times \mu_w - \mu_w) / \mu_w \times 1000 = 1000$ となり CT 値は 1000HU となる。

CT 値は撮影される被写体の状態や、撮影条件、X 線の線質硬化などさまざまな理由により変化し、たとえ水の CT 値でも経時的に変化するので、水の CT 値を正しく 0 に補正するキャリブレーションという作業を行う必要がある。人体各組織の代表的な CT 値は、骨・石灰化 > 凝固血液 > 甲状腺 > 肝臓 > 血液 > 水 > 脂肪 > 空気の順に低く、脳の灰白質と白質の比較では灰白質のほうがやや高い。図8に各種臓器の CT 値を示す。

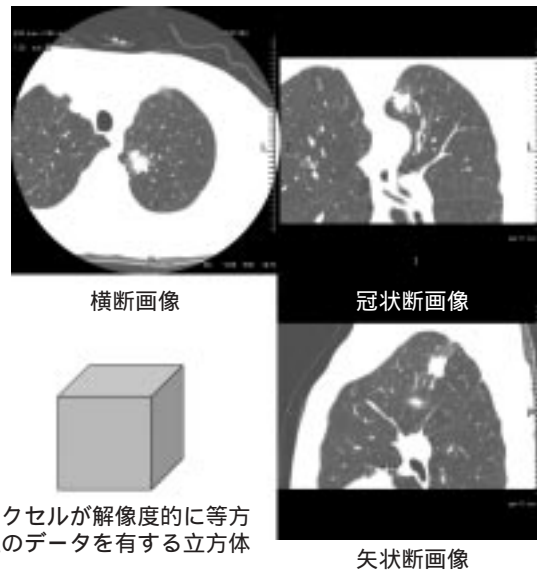


図7 アイソトロピックボクセルデータを用いて構成した多断面変換（MPR）画像

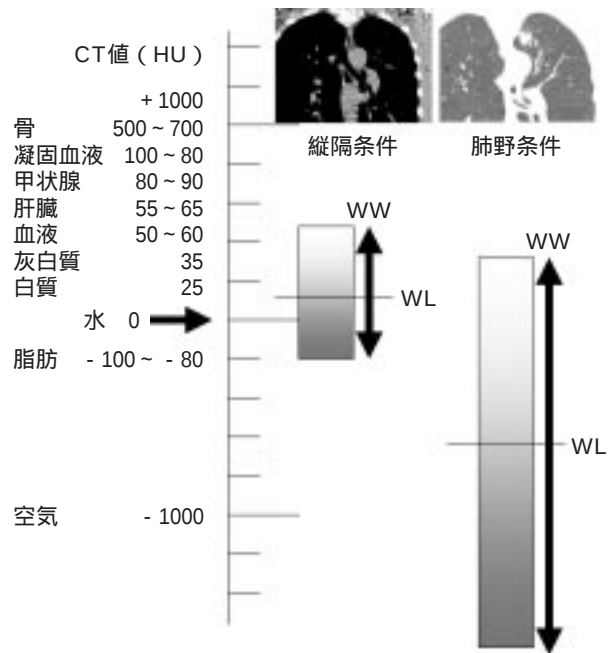


図8 CT値とウインドウレベル（WL）とウインドウ幅（WW）の関係
胸部の縦隔を表示する条件と肺野を表示する条件の2種類を示し、CT値表示欄に各種臓器のおおよそのCT値を示す。

1.5 ウィンドウ処理

それぞれの画素におけるCT値が求めれば図8のように、見ようとする臓器ごとにウィンドウレベル (window level : WL) とウィンドウ幅 (window width [ウィンドウ・ウィズスと発音] : WW) を調節してグレースケールで表示する。この図では胸部の縦隔条件と肺野条件の2種類を示している。CT値 - 1000HUから1000HUまでのすべてを白黒の濃淡で表示すると、各種臓器の濃度差が非常に小さくなり判別できなくなる。そこで、関心のある領域のみを適切なコントラストと濃度で観察するために、次のようなウィンドウ処理を行う。WLは関心領域のCT値近辺の値とし、WWは関心領域周辺臓器の表示濃度の状態を考慮に入れ決定する。WWを狭くするとコントラストが高くなり、広くすると低くなる。縦隔条件では縦隔臓器のCT値周辺をWLとし、WWを例えば300から400程度に設定すると、肺野の淡い病変は見えなく、真っ黒になるが、食道や、心臓、血管などの臓器が観察可能となる。これに対して肺野条件ではWLを - 800など空気に近いCT値とし、WWを1600以上の大きい値に設定する。そうすることにより、肺野の画像が灰色で得られ、淡い肺野病変の描出が可能となる。

通常のCT装置では、あらかじめ関心領域ごとにWLとWWがプリセットされ、自動的に適切な濃度で表示されるようになっており、微調整のみ行えばよいことが多い。従来はCT画像をフィルムに焼きつけ、フィルムを用いて読影することがほとんどであったが、最近ではネットワーク経由で画像が観察できるようになり、モニタ診断が多く行われている。この場合はモニタを観察しながら適宜ウィンドウレベルとウィンドウ幅を調節しながら最良の画像表示濃度で読影が可能となる。しかし、逆に過剰な調節により病変の読み過ぎによる false positive (偽陽性) の増加も懸念され注意を要する。

1.6 スライス厚

スライス厚とは体軸方向における断層画像の厚みをいい、通常の撮影では0.5mm程度から設定できる。しかし、実際の厚さはヘリカルスキャンの場合、テーブル移動速度によっても異なり、スライス厚は体軸方向のスライス感度プロフィール (slice sensitivity profile : SSP) という感度分布を用いて評価する。従来型CTの場合SSPの形状はほぼ矩形なので、スライス厚は半値幅 (full width at half maximum : FWHM) で代表できた。しかし、多列検出器型CT (multidetector row CT : MDCT) の場合ピッチの選択により同じ設定のスライス厚でも体軸方向のSSPの変動が大きくなりFWHMも変化する。再構成スライス厚を厚くすることにより、体軸方向のSSPの形状の対称性や形状の裾広がりの変動は小さくなるが、代表値として用いられるFWHMの中心位置の変動は大きくなる。よって、体軸方向のSSPの形状で示される実効的なスライス厚を実効スライス厚 effective slice widthとして提案された。撮影しようとする設定スライス厚と実効スライス厚は、異なることを念頭におかなければならない。

1.7 部分体積効果 (パーシャルボリューム効果)

スライス厚が厚ければ厚いほど生じやすい現象であるが、1スライスのなかに図9のように水と油

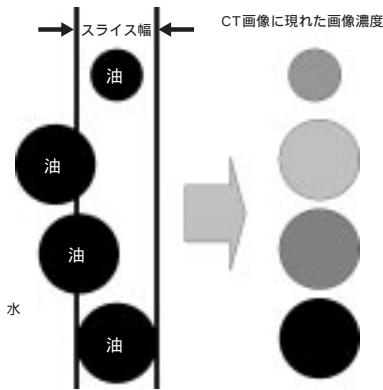


図9 部分体積効果
水と油がさまざまな位置、大き
さで混在していたとすると、
CT画像の現れ方はスライス幅
や、油滴の大きさ、位置によ
って異なる。

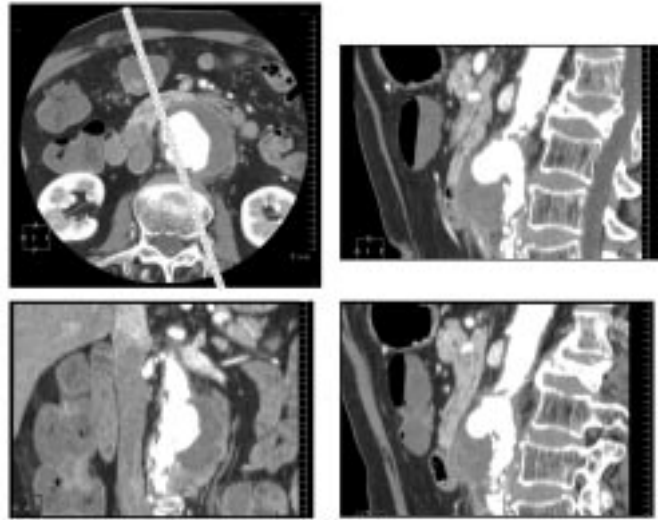


図10 多断面変換（MPR）画像
左上が横断（アキシャル）画像、左下が冠状断（コロナール）画像、右上が矢状断（サジタール）画像、右下が横断画像上に引いた線上の斜断（オブリーク）画像である。

がさまざまな位置、大きさに混在していたと仮定するとき、そのボクセルのなかのCT値は水と油を分離することができず、平均の値となってしまう。油は水よりもCT値が低く、通常の横断画像では黒く描出される。この油がスライス幅の真ん中に存在していた場合は図の一番下のように油のCT値が得られ、画像上、油の画像濃度となって表示される。しかし、図中下から2番目と3番目のように油が部分的にスライス幅にかかっていた場合、得られたCT値は水に近くなり、画像上油の画像は水に近い濃度に近づく。また、油の粒子がスライス厚よりも小さい場合でも、実際の油よりも水に近いCT値となる。このような現象をパーシャルボリューム効果（部分体積効果）という。

1.8 補正再構成処理

近年MDCTの導入により、臨床の現場で多用される二次元画像表示のひとつに断面変換がある。図10に腹部の多断面変換（multiplanar reconstruction：MPR）を示す。通常の輪切り断面画像は横断（アキシャル，axial）画像と呼ぶ。この横断画像を体軸方向に細かく多数構築し合成して、矢状断（サジタール，sagittal）画像、冠状断（コロナール，coronal）画像（または前額断 フロントアル，frontal 画像ともいう）を作成することができる。これらの画像は体の正面方向から見た断面像や横方向から見た断層画像が得られるため、臨床上きわめて有用な画像となる。また、任意の角度をつけた斜め切りである斜断（オブリーク，oblique）画像も作成することができる。この矢状断面、冠状断面、斜断面の画質は体軸方向のスライス厚、スライス間隔に大きく依存する。これらが大きいと、体軸方向に伸びた画像となり、診断能が低下する。