

## 第4章 三次元画像処理 3D image processing

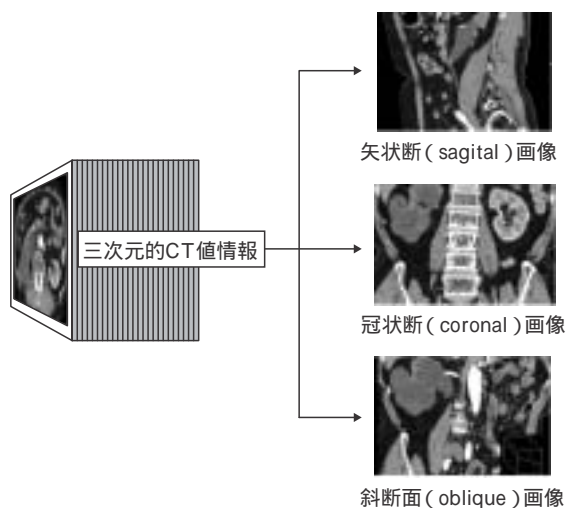
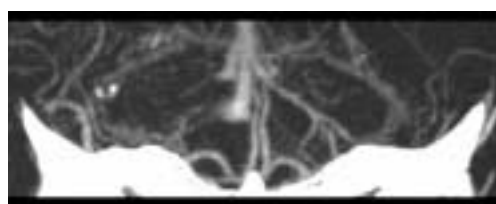


図4・1 多断面再構成法



前後方向に投影



頭尾方向に投影

図4・2 最大値投影法による画像

螺旋スキャン装置，その後のマルチスライスCT装置の普及により，高速でさらに詳細なボリュームデータ収集が可能になり，これによりノンヘリカルスキャンと比較して情報量(画像枚数)が大幅に増加した．そして，これらの情報を1画像ずつ観察するだけの診断方法だけでなく，ボリューム情報の三次元的な観察の要求が高まり，CT画像による三次元画像再構成の需要を生んだ．

螺旋スキャンの実現には大容量の記憶媒体と，高速なCPU(central processing unit)が必須だったことと同期して，大量の演算処理を必要とする三次元画像処理も実用レベルで実現され，いまやCT装置の付属アプリケーションソフトとして不可欠となっている．また，CT装置とネットワーク(network)で結ばれた専用ワークステーションにより，CT装置と独立して高度な三次元再構成処理を行う形態が一般化しており，その専用ワークステーションの開発に各社が参入している．本章では，三次元画像処理の各手法や画質に影響する因子について述べる．

### 4・1 三次元画像処理の各種処理方法 reconstruction methods for 3D image

三次元画像処理方法の代表的なものには，多断面再構成法，最大値投影法，表面表示法，ボリュームレンダリング法があげられる<sup>1)</sup>．三次元画像再構成はソフトウェアによりさまざまな表現方法が可能となるので，これ以外にも多くの手法が考案されている．以下に，三次元画像処理の代表的手法について概要を述べる．

#### 4・1・1 多断面再構成法 multi planer reconstruction : MPR

多断面再構成法は比較的初期の頃から採用されていた方法で，三次元的に構築されたCT値情報の任意断面を抽出し表示する(図4・1)．体軸方向に位置の違うCT画像を積み重ねて三次元データとして，そこから任意断面のCT値を抽出し表示するだけなので，複雑な演算処理を必要とせず従来型CTのみの時代から利用されていた．画像は通常のスライス画像と同じくCT値による濃淡表示であり，ウインドウ幅とウインドウレベルによって調節して観察できる．立体的な画像ではないという観点から，MIPとともに広義の三次元画像として扱われる．このMPR画像は，自由に断面を変化させ観察できることから，マルチスライスCTが普及した現在も非常に有効な再構成法として，診断のために多用されている．

#### 4・1・2 最大値投影法 maximum intensity projection : MIP

最大値投影処理は，三次元的に構築されたデータに対し任意の視点方向に投影処理を行い，投影経路中の最大値を投影面に表示する手法

である。投影された画像はノイズの影響を受けにくく、少ないコントラストの画像でも明瞭に描出できる。しかし、最大値の表示という特性から前後関係は判別不可能であり、投影角度を変えたり回転して観察するなどして前後関係を認識させる方法がとられることが多い。主に造影CT画像に用いられる。図4・2に、脳血管のMIP画像を示す。MIPと同じ再構成原理で最小値を投影した画像をmaximum intensity projection(MNIP)と呼ぶ。

#### 4・1・3 三次元CT画像 3D-CT image

前述の2手法は、三次元的なデータを扱うのみで、物体の前後関係や形状の凹凸を実際の視覚に近い状態で立体的に観察することはできない。そこで視覚的に立体感のある画像を作成するため、コンピュータグラフィックスの技術を用いてCT値による被写体の三次元情報を立体的に可視化する方法が開発された。一般的にこの方法による画像を三次元CT画像と呼ぶ。三次元CT画像は、表面の反射や透過を光源との関係から表現するので、視覚的立体感の高い画像が得られる。その処理方法には、表面表示法とボリュームレンダリング法が代表的である。

### 4・2 表面表示法 shaded surface display : SSD

被写体の表面位置を抽出し、それを数値化した表面情報と光源の関係から三次元画像を作成する方法を表面表示法という。図4・3に表面表示法による三次元画像の臨床例を示す。この方式には、幾何モデル法やボクセル法などがあるが、螺旋スキャンCTにおいては一般的にボクセル法が用いられる。図4・4に表面表示法による三次元画像作成における処理手順を示す。各項目の概略は以下のとおりである。

#### 4・2・1 輪郭抽出 contour extraction

図4・5は、腹部のアキシャル画像をしきい値を変化させ2値化したものである。骨のように輪郭抽出の対象のコントラストが高ければ、しきい値により輪郭抽出が正確にできる(図4・5A)。しかし、図4・5Bのごとく周囲と比較して低いコントラストしかない門脈を対象とする場合、画像ノイズや均一性の影響を受け抽出は困難となる。抽出対象が比較的大きく、抽出後の分解能が低くてよい場合は、元画像をソフトな関数で再構成し直すか、画像処理でスムージング(smoothing)することにより輪郭抽出の正確性が増すこともある(図4・5C)。

輪郭抽出におけるしきい値の設定によって、三次元CT画像が大きく変化するので、適切なしきい値を選択する必要がある。図4・6に、脳血管造影CT検査におけるしきい値の変化による画像の違いを示す。しきい値の決定は、画像表示時のウィンドウ調節機能を用いて、元画像であるアキシャル画像から行うのが効率的である。抽出する血管や骨などの映っている画像を表示して、ウィンドウ幅を最低の0~2程度にし、ウィンドウレベルを変化させ画像の変化を観察する。周囲の物体やノイズが表示されず、しかも、対象物の欠損のない状態にした場合、そのときのウィンドウレベルが適したしきい値となる。この観察を他のスライスでも実施して、平均をとれば全体にわたって適したしきい値が求められる。



股関節(骨盤部)



脳血管造影

図4・3 表面表示法の画像

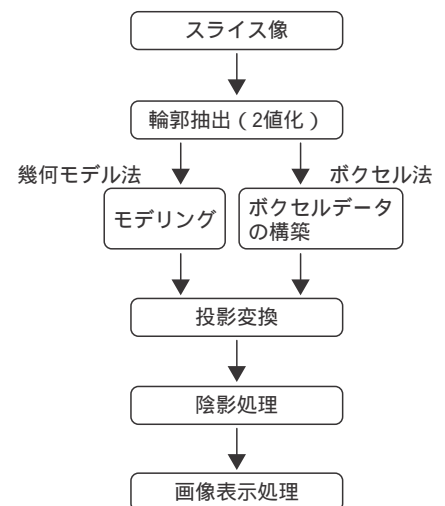
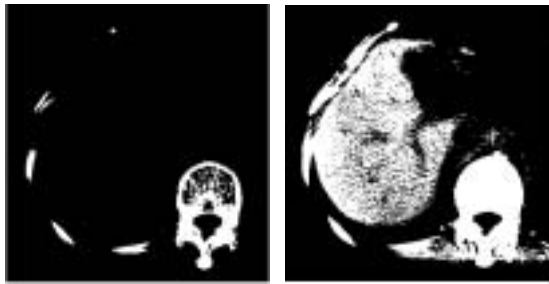


図4・4 表面表示法の処理手順



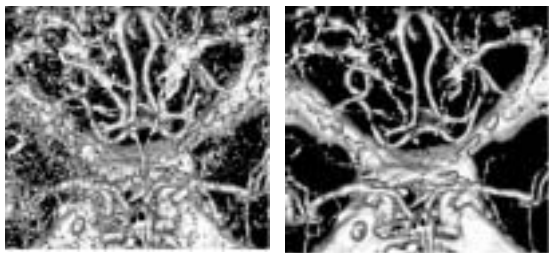
A : 骨の抽出

B : 門脈と実質を区別



C : 門脈と実質を区別  
(スムージング処理後)

図4・5 輪郭抽出



しきい値60

しきい値80



しきい値100

図4・6 しきい値による三次元CT画像の変化

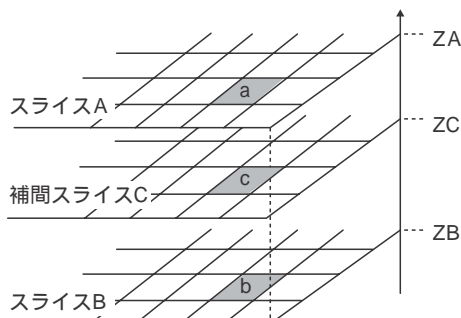


図4・7 スライス間の直線補間

スライス面同位置のピクセル値 : a, b, c, スライス位置 : ZA, ZB, ZCとする .

補間スライスのピクセル値  $c = ax(1-t) + bx \cdot t$

ただし  $t = (ZA - ZC) / (ZA - ZB)$

#### 4・2・2 ボクセルデータの構築 construction of voxel data

CTにおいてはボクセル法という手法が一般的に用いられ、この方法は、立体的な画素としてのボクセルによりボクセル空間を作成し、そのボクセル一つひとつについて計算処理を行う方法である。ボクセル法では、一般的にボクセルの形状は立方体とする。CTにおけるスキャン画像は、通常、横断面のピクセルサイズと再構成画像の間隔は同一でないことが多く、その画像データをそのまま用いてボクセル空間を作成すると、ボクセルが立方体にならない。例えば、FOV (field of view) が200mmで512×512の画像では、ピクセルサイズは約0.39mmとなる。しかし再構成間隔は通常1~5mmを選択することが多く、スキャンデータからだけではボクセルデータを立方体でできない。ボクセルデータを立方体で構成するためには再構成間隔を0.39mmにすればよいが、体軸方向分解能の限界や、再構成枚数の増加による計算時間増加により現実的ではない。そこで、三次元処理プログラム内でスライス間の補間処理を行い、スライスとスライス間のデータを作成して、立方体のボクセルデータを作成する。図4・7に、スライス間の直線補間法について示す。直線補間法は計算が簡単で処理速度に優れているが、データの分布によっては三次元CT画像に階段状のアーチファクトを呈する場合もある。

#### 4・2・3 投影変換 projection

モデリングされたデータを観察する視点方向に投影して、視点からみた形状や前後関係を計算する処理が投影変換である。このとき、視点から近い表面に対して、その裏にある面の消去 (陰面消去) などの処理を行う。陰面消去処理は、複数の物体が存在する場合に、視点から一番近い面がみえ、その面と重なりかつ奥にある物体はみえない視覚特性を再現するため、計算によって作成された面の前後関係から視点が一番近い面以外の描写を抑制する処理である (図4・8)。陰面消去処理法としては、バックツーフロント (back to front) 法、レイキャスティング (ray casting) 法 (ボクセル追跡法) などの方法が用いられる。レイキャスティング法は、画像表示面のピクセル位置それぞれから視線方向に一定間隔にてボクセル値を計算していく方法で、表示解像度に適した画像が得られることから画質に優れた手法として多く用いられる (図4・9)。

#### 4・2・4 陰影処理 shading

陰影処理 (シェーディング : shading) では、視点から物体表面を観察したときの表面の輝度を計算する。表面の輝度は、ある点の表面情報から求めた面の傾きと光源の方向との関係から求められる。物体表面のある点の明るさは下式によって表わされる。

$$I = I_a + I_b + I_c \quad (4 \cdot 1)$$

I : 物体上のある点の輝度

$I_a$  : 拡散反射輝度

$I_b$  : 環境光

$I_c$  : 鏡面反射

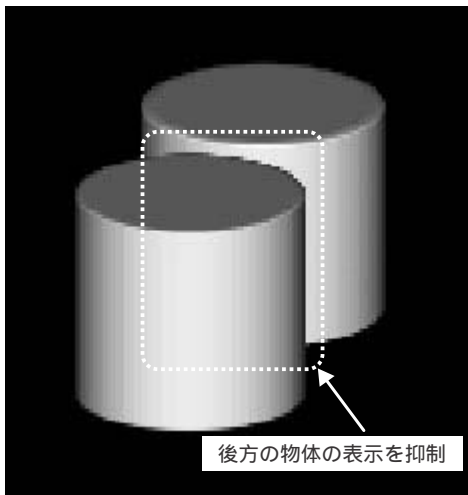


図4・8 陰面消去処理

2つの円柱の重なる部分で、後ろにある部分（破線内）の表示が抑制されている。

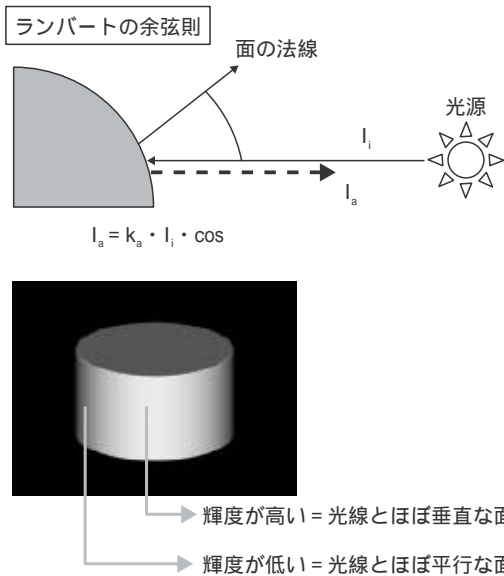


図4・10 陰影処理

環境光は全体に一定の明るさを与えるものであり、鏡面反射は物体の表面の質によって変わる反射光である。CT検査の三次元画像では、拡散反射と環境光のみを考慮すれば十分である。拡散反射の輝度 $I_a$ と入射光の輝度 $I_i$ との関係は次式に示される。

$$I_a = k_a \cdot I_i \cdot \cos \quad (4 \cdot 2)$$

この関係はランバートの余弦則といわれ、 $k_a$ は拡散反射率、 $\cos$ は表面の法線ベクトルと光線方向のベクトルとのなす角である(図4・10)。ほかには、光源からの距離に反比例した係数を乗ずることにより遠近感を調節するなどの処理を行うことがある。陰影処理における輝度計算方法によって画像の印象が変化する。図4・11は、輝度計算方法の違いによる画像の違いを示したものである。

#### 4・2・5 画像表示処理 displaying image

三次元画像再構成においては、ピクセル数をあらかじめ決めて、そ

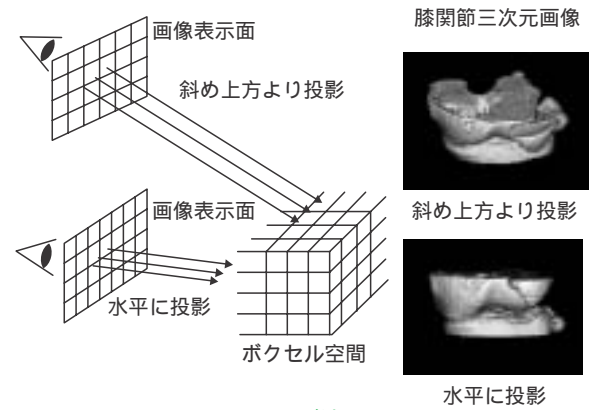
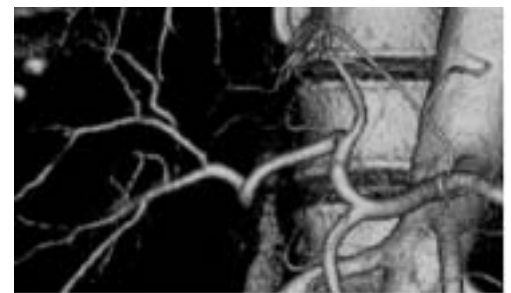
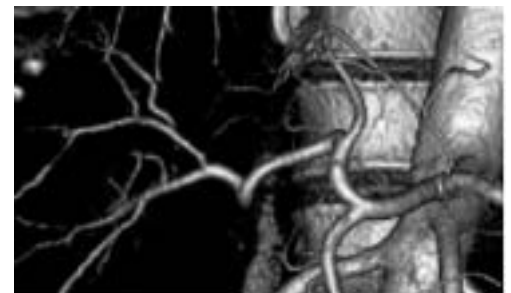


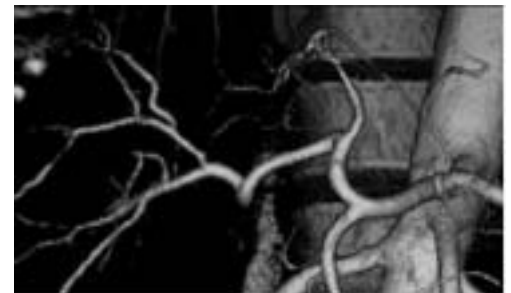
図4・9 レイキャスティング法



拡散反射輝度のみ



拡散反射 + 鏡面反射



拡散反射 + 距離補正

図4・11 輝度の計算方法の違いによる画像の変化