

《小特集》

医用における 3 次元画像処理とその応用

佐野 耕 一*

ABSTRACT The outlines of medical 3-D image processing are shown. It has been easy to get a 3-D data by developing of 3-D imaging modalities based on X-ray CT, MRI, and Ultrasound equipment. In order to generate a 3-D display image, the region of the objects must be extracted from the 3-D data and displayed by using a rendering technique. This article describes the 3-D measurement and image reconstruction method for CT and MRI, 3-D region extraction techniques by 3-D region growing method, and 3-D display technique based on volume rendering. I also discuss about its application to diagnosis and treatment/surgical planning.

1. はじめに

医用画像の分野で、初めてコンピュータを持ち込んで成功したのは、X線CT (Computed Tomography)¹⁾と言われている。従来見えなかった体内情報を可視化した点で画期的な装置であった。その後、X線以外のキャリアを用いてPET (Positron Emission Tomography), SPECT (Single Photon Emission CT), MRI (Magnetic Resonance Imaging) といった幾つか異なった体内断層情報が得られるようになったが、医師にその結果を提示するのは、あくまでも2次元画像が主体であった。しかし、診断対象は本来3次元であり、例えば脳の表面構造や、血管のような線状構造を2次元断層で見るとは限界がある。3次元画像処理はそのような意味で従来見えなかった情報を可視化できる点において、新しい診断装置が現われたことに相当する大きな技術革新といえる。

それにもかかわらず、実際の臨床の場に提供されているのは、骨を主体とした整形外科や形成外科分野のごく一部に限られてきたのが現状である²⁾。最近この3次元画像処理を取り巻く状況が少しづつ変わりだしてきた。これには、次のような理由が考えられる。

第1は、高品質な3次元データが容易に得られるようになってきた点である。当初、利用可能な3次元データは、CTを用いて位置をずらせながら順次、断層像を得るしかなかったが、①被爆量が多い②撮影時間

がかかる③面内に比べてスライス方向の分解能が低い④骨以外の軟部組織の情報が少ない、といった問題点があった。ところが最近では、MRIや超音波といった装置で完全に無侵襲に3次元データが得られるようになってきた。また、MRIでは、脳実質や造影剤なしで血管撮影といった軟部組織を高コントラストで得られる。さらに、CTやMRIで新しい高速撮影技術が実用化され、高速にかつ連続性の良い撮影が可能になってきている。

第2に、廉価なワークステーションの目覚ましい性能の発展が挙げられる。RISCタイプのCPUの性能は年毎に向上し、最近では100MIPSを超えるマシンが続々登場してきている。特に、レンダリング部分は、処理が固定されて並列化しやすいため、3Dグラフィックスアクセラレータで速度が指数関数的に伸びているのが現状である。この結果、ワークステーションのマンマシン性の良さと相まって、処理負荷の大きい3次元画像処理を、手軽に扱えるハード環境が整ってきている。

第3に、表示技術の発展が挙げられる。オーソドックスなCG技術であるサーフェス表示から、最近ではサイエンティフィックビジュアルライゼーションの分野で注目を浴びているボリュームレンダリングに代表される高画質表示手法が確立しつつある。従来のサーフェス表示手法は、抽出した表面のみをレンダリングする考え方であったため、表面抽出精度の問題が常につきまとっていた。また、抽出した表面の位置関係から面の方向を求めるのは、複雑な形状を持つ表面では困難であった。それに対して、表面だけでなくボリューム全体をレンダリングするボリュームレンダリング技

3-Dimensional Image Processing in Medicine and Its Application. By Koichi Sano (Hitachi, Ltd. Systems Development Laboratory).

*毎日立製作所システム開発研究所

術が現われ、スマートにこの問題を回避し、高画質な表示を行える道が切り開かれた。

第4に、有効な臨床応用が見つかりつつあり、ユーザである臨床側の先生方の中で、興味を持たれる人が増えてきた点が挙げられる。1つは診断での有効性の認識、もう1つは治療への応用である。診断面では、頭蓋骨や骨盤股関節等の複雑な骨の3次元形状の直感的な把握の他に、3次元走行の血管系と周辺臓器、腫瘍の関係をカラーで合成して出すなどして、よりの確かな腫瘍の診断が行えるようになってきている。治療応用としては、3次元表示結果を基に外科手術や、放射線治療の計画立案をサポートする試みが行われ、有効性が明らかになりつつある。また、このような画像は、3次元人体アトラスデータとして教育に使ったり、患者へのインフォームドコンセントとしても有効な手段になると考えられている。

本解説では、3次元的なデータを計測して、必要な部位を3次元表示するまでの基礎的な画像処理技術について述べる。診断や治療（シミュレーション）への応用については、本特集の別稿で詳しく述べられる予定なのでここでは簡単に述べるに留める。

2. 3次元画像処理の概要

医用における3次元データは、計測データであるため、いわゆるコンピュータグラフィックスで用いられるベクトルデータではなく、ボクセルデータと呼ばれる小立方体の集合で表わされる点に特徴がある。ボクセルデータは、厚みを持った2次元画像が積み重なった3次元配列データである。この種のデータを持つ他の3次元処理には、雲などの気象データや流体解析データなどがある。以後、本報ではボクセルデータを対象として話を進める。ボクセルデータとベクトルデータには一長一短があり（表1）、最近ではこれらのデータ間で相互に変換し、有機的に取り扱っていかうとするのが新しい動きである³⁾。特に治療などの手術シミュレーションなどに適用する場合は、両者を同時に取

表1 ボクセルデータとベクトルデータの比較

	ボクセルデータ	ベクトルデータ
データ表現	3次元配列	多角形の集合で、表面を座標、関数などで表現
モデリング	計測データそのまま（しきい値処理）	マンマシン的に多角形を張り合わせる必要あり
記憶容量	256 ³ で最低16MByte必要（1～2Byte/ボクセル）	データの細かさに依存
表示速度	一般に処理時間を要する（表示法に大きく依存）	グラフィックスアクセラレータ等で超高速表示が可能
内部構造の表現	ボクセルデータで表現可	内部は表現不可

扱うことが重要になってくる可能性がある。

3次元画像処理は、一般に次のような手順から構成される。次章からそれぞれの詳細について述べる。

- (1) 3次元対象物を計測後、画像再生して3次元ボクセルデータを取得する
- (2) 3次元ボクセルデータから表示する対象を抽出し、3次元モデル化する
- (3) 3次元モデルをレンダリングして3次元表示画像（2次元投影画像）に変換して、表示する
- (4) 3次元表示画像に対して対話的に操作を加え、診断したり治療計画を立てる

3. 3次元計測法

3.1 装置の概要

現在、断層像として3次元ボクセルデータを計測できる撮像装置は、キャリア別に3種類に分類できる。

(1) 超音波

超音波診断装置では、超音波パルスを照射後、各組織の境界で反射した波を映像化する。1次元の探触子で横方向と深さ方向の2次元の断層像が得られる。この探触子を、機械的にもう1次元方向に動かすことで、3次元データが得られる。無侵襲なため、胎児の3次元撮影などが試みられている。また、ドップラ効果を利用して、血流速の測定が可能である。2次元画像上で、超音波探触子に向かってくる血流とその逆の血流をそれぞれ色をつけて表示する2次元カラードップラ技術が開発されている。撮影時間は、音速によって決定されるため、スキャンが電子化されても、現在以上には速くならず、1断層あたり30枚/秒程度が限度である。無侵襲かつリアルタイム性という大きな特長を持つが、骨等の硬部組織で欠損や多重反射が発生したり、屈折等により画像の位置歪が発生する欠点がある。

(2) 放射線

X線やγ線等の放射性物質を用いるCT、PET、SPECTでは、基本的に透過性を利用した線積分データとして投影データを計測し、ラドン変換を利用した投影再構成法を用いて画像再生が行なわれる。最近、スパイラルCTと呼ばれる3次元計測に向けた新しいX線CTが登場している。これは、連続回転可能なCTを用いて、スキャナの連続回転中に患者のベッドを移動させ、ヘリカル状に連続的に投影データを得る装置である。これにより、高速に連続性の良い断層画像が得られるようになっている。まだ製品化されていないが、X線TVで2次元的に投影データを計測で

きるDR (Digital Radiography) を利用して、それを回転させて撮影するコーンビームCT装置の開発も進められている。撮影時間は回転スピードで決まるが、3次元データを計測する装置の中では最も高速になると考えられる。CTは、分解能及び位置精度に優れるが、被爆の問題が常につきまとう。

(3) 磁気

MRIでは、体内の水素原子核を各位置毎に異なる周波数や位相で核磁気共鳴させた信号を計測し、フーリエ変換で画像再生を行なう。これにより、体内の水素密度分布すなわち、水や脂肪の分布が得られる。

MRIの画像計測は、通常、画像の2次元フーリエ成分を計測することによって行なうが、3次元フーリエ変換法と呼ばれる手法を用いると3次元フーリエ成分を直接に計測することができ、真の3次元計測が実現される。3次元計測は、①ボリューム全体を励起し、全スライスを同時に撮影するので空間的に連続性の良い画像が得られる、②スライス方向もソフトウェア処理（フーリエ変換）で分解するので画素分解能と等しい薄いスライス画像が得られる、③加算効果でS/Nがスライス枚数の平方根で良くなる、などの特徴を持つ。MRIは、無侵襲性と映像化される対象が水や脂肪のため、軟部組織の抽出に優れるが、磁場の歪により空間的に位置が歪みやすい欠点がある。

以上の中で、3次元データとして良く用いられているCTとMRIの計測及び再生処理の概要について述べる。

3.2 X線CT

2次元物体の360度すべての方向からの1次元投影データから2次元データを推定できることはRadonの反転公式として1900年代の初期から知られていた。この原理を応用して最初に人体断層像の撮影に成功して発表されたのは、1972年であった。

計測データは投影データであり、それから画像再生する手法は、数多く提案されている。その中で商用機で使われているのは、フィルタ補正逆投影法（もしくはコンボリューション法）と呼ばれるものである。この基礎となる原理は、ある断面の1つの方向の投影の1次元フーリエ変換は、断面の2次元フーリエ変換の対応する角度で切った中心断面に等しいという「投影切断面の定理」に基づく（図1）。これは、次の様に記述できる。

$$\begin{aligned} P(R, \theta) &= \int p(r, \theta) \exp(-2\pi i R r) dr \\ &= F(R \cos \theta, R \sin \theta) \end{aligned} \quad (1)$$

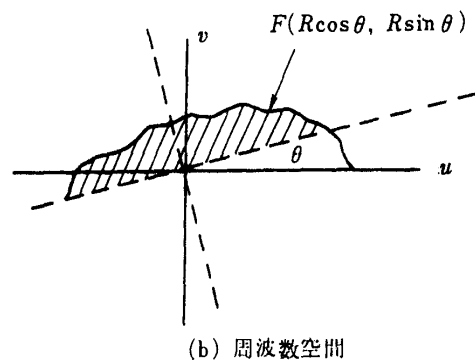
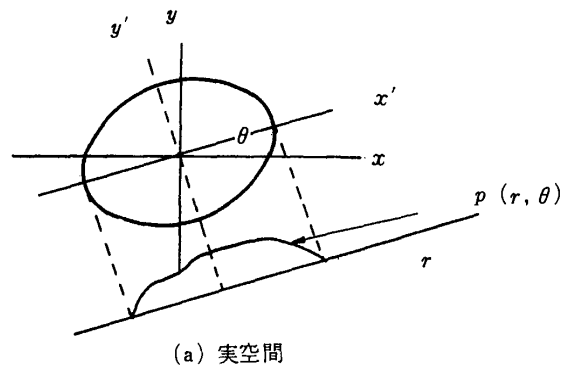


図1 切断投影面の定理

ここで、

$p(r, \theta)$: 実空間における投影データ

$P(R, \theta)$: フーリエ変換後の投影データ

$F(u, v)$: 2次元フーリエ空間

この時、断面の密度関数 $f(x, y)$ の2次元フーリエ変換後の極座標表現は、

$$\begin{aligned} f(x, y) &= \iint F(R \cos \theta, R \sin \theta) \\ &\quad \times \exp[2\pi i R (x \cos \theta + y \sin \theta)] |R| dR d\theta \end{aligned} \quad (2)$$

となる。(2)式に(1)式を代入すると

$$f(x, y) = \iint |R| P(R, \theta) \exp[2\pi i R r] dR d\theta \quad (3)$$

と変形できる。(3)式がフィルタ補正逆投影法の式を示している。すなわち投影データ $p(r, \theta)$ のフーリエ変換後の関数 $P(R, \theta)$ に周波数空間で $|R|$ をかけた後、逆フーリエ変換した関数を、 $0 \leq \theta < \pi$ の間で逆投影することにより断層像 $f(x, y)$ が得られる。

最近登場したスパイラルCTは、ヘリカル状に計測データが得られるため正確には1断面面のデータは得られないが、体軸方向に沿った方向に連続性があるため、補間処理を行なうことで、1断面面に相当する投影データを得ることができ、通常の再生手法が適用できる。従来CTと比較して、スライス間の段差が少な

く3次元臓器の位置関係の描写に優れるだけでなく、1回の造影剤の注入で短時間に3次元血管撮影ができるなどの特徴を持つ⁴⁾。

3.3 MRI

MRIは、一定の高磁場のもとに、被検体を置き、RFコイルから数十MHzオーダの電磁波をパルスとして照射し、対象とする核種に共鳴を起こさせる。電磁波の周波数は、磁場強度と核種が決まれば、ユニークに決定される。核種のうち、体内及び天然の存在比と感度より、現在臨床で用いることができるのは水素原子核（プロトン）のみであるので、以下プロトンを対象として述べる。

共鳴したプロトンより、エネルギーが電磁波として放射された直後に、場所によって大きさの異なる傾斜磁場を印加して電磁波を変調後、共鳴信号を計測する。この変調は、いわゆるテレビカメラで行う“走査”に相当するもので、傾斜磁場のコントロール方法により色々変化させることができる。

計測信号は直交検波された後AD変換され、複素数としてメモリに格納される。時刻 $t=0$ において励起されたプロトン $\rho(x, y, z)$ から計測される信号 $S(t)$ は、次式で表わされる⁵⁾。

$$S(t) = \int \rho(x) \cdot \exp[-j\{k(t)x - t/T_2(x)\}] dx \quad (4)$$

ここで、

$$x = (x, y, z)$$

$$k(t) = \gamma \int G(t) dt$$

$$G(t) = (G_x(t), G_y(t), G_z(t))$$

: 傾斜磁場強度ベクトル

γ : 核磁気回転比

T_2 : 横緩和時間

励起してから計測が終了するまでの時間が充分短く(4)式内の横緩和時間 T_2 を無視すると、計測信号 $S(t)$ は、プロトン密度をちょうど3次元フーリエ変換した信号になっている。従って、 $S(t)$ を3次元逆フーリエ変換すると、プロトン密度を3次元画像として得ることができる。実際には、撮影に時間がかかるため、撮影領域を限定するスライス選択手法が併用される。

4. 3次元抽出法

4.1 概要

3次元データは、単純に3次元表示すると一番外側

にある対象物の表面しか映らないため、その中から映像化したい対象物を選択し、抽出する必要がある。抽出は、画像認識の一種であり難しい。充分な精度で自動的に抽出できる汎用的手法はまだ確立されておらず、対象の性質をうまく利用した個別のアルゴリズムが開発されているのが現状である。

抽出処理内容は、どのような装置(X線CT, MRI等)、表示対象物(皮膚、骨、血管、脳等)、表示法(サーフェス、ボリュームレンダリング等)、を用いるかで異なってくる。例えば、現在のX線CT装置上で行っている3次元処理の例では、皮膚、骨等の表面をしきい値処理であらかじめ抽出してその座標値をテーブルとして持ち、レンダリングを行っている。従って、しきい値処理による表面抽出がこの処理に相当する。これに対し、ボリュームレンダリング法をX線CTに適用するのであれば、一番濃度の高い骨が内側にあるので、表示するしきい値を上げていけば、抽出処理は不要になる。一方、MRIの場合は、サーフェスでもボリュームレンダリングでも原則的に、抽出が必須になる。

抽出には、幾つかのレベルが考えられる。

- ①自動的に対象物を認識し、それを抽出する。
- ②対象物は何であるかはわかっているが、どこにあるは分からないものを抽出する。
- ③対象物がわかっており、かつおおよそその位置もわかっているものを抽出する。

①は、たとえば、画像内の腫瘍部を自動的に検出し、表示する場合である。③は体内の臓器を検出し、表示する場合である。③がもっとも簡単であるが、現状は、人手による輪郭抽出を計算機が支援するのが一般的である。MRIの場合は、濃度が複雑に組合わさっているため、臓器の完全自動抽出は不可能であり、人手の介在を極力減らして、抽出の自動化率をあげる手法の開発が課題となる。

抽出手法は、数多く提案されている。最近では、リージョングローイング手法をベースにしたものが良く用いられている。通常は、抽出過程を観察するため、2次元画面上で処理が行われる⁶⁾。マンマシンのいろいろ工夫されているものの3次元データを各画像毎に繰返し処理するため、抽出に時間を要する。それに対し、効率良い抽出を目的に直接3次元データを扱う方法として、3次元リージョングローイング手法を筆者らは提案している⁷⁾。

4.2 3次元リージョングローイング

3次元化するにあたっての問題点は、直接見えない

3次元の抽出過程や結果をいかに操作者に伝えるかという点と、どこかで領域があふれたときにそれを3次元空間上で検出してどのように対処するか2点にある。その解決法として提案したのが、リアルタイムに領域拡張過程をモニタする機能と、誤って抽出された領域を対話的に削除する逆リージョンローイング機能である。

前者は、抽出と3次元表示を一体化することで対応している。抽出過程をそのままボリュームレンダリングで3次元表示する。拡張は順次行われるので、その更新されたボクセルのみ表示すれば良いので、リアルタイム性が確保される。

後者の逆リージョンローイングによる抽出修正の概念図を図2に示す。モニタしている途中で領域がはみ出すと、その時点で領域拡張を中断する。そのはみ出し領域を操作者が指定すると、その時点から逆方向にリージョンローイング処理を行っていく。この時のポイントは、ローイング条件として、最初の抽出過程の時間連続性を用いる点にある。リージョンローイング時に、抽出履歴を保存しておき、その時間を遡ることで拡張を行っていく。本来の領域からはみ出した接続点に近づくにつれ、拡張点数が減少し、本来の領域に入ったところで、拡張点数が一気に増大する。そのくびれた部分を判定することで、はみ出し点を見つけ、除去する。10分程度での脳領域の抽出を実現している。

5. 3次元表示法

5.1 レンダリングの概要

レンダリングは、3次元から2次元に変換する透視変換、陰になって見えない部分を消去する隠面消去、立体感を出すため陰影をつけるシェーディングからなる。手法は、サーフェスレンダリングとボリュームレンダリングに大別できる。サーフェスレンダリングは、さらに多面体モデル、Zバッファシェーディングボクセルモデル、3次元シェーディングボクセルモデルに分類できる。これらの特徴を比較したものを表2に示す。以下、概要を述べる。

①多面体モデル

多面体を貼り合わせて、表面を表示するもので、CGで一般に用いられている手法である。専用ハードでかなり高速処理を実現できるが、複雑な形状を持つ部位では多面体を貼りあわせることが難しく、ロバストな医用画像3次元表示システムをこの手法で実現するのは、一般に困難である。

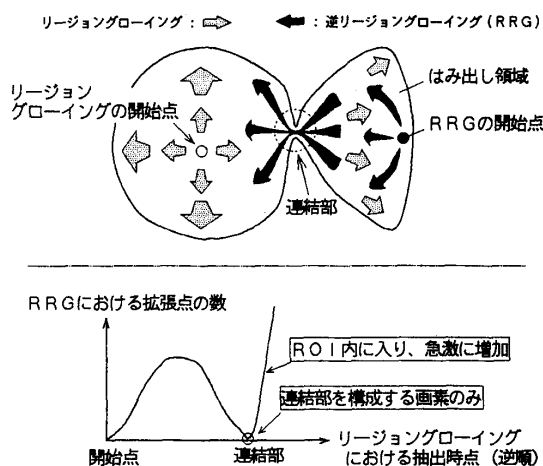


図2 逆リージョンローイング (RRG) の原理

②Zバッファシェーディングボクセルモデル

透視変換した2次元画像上の濃度値を深さ位置 (Zバッファ) とし、 x, y 座標とその濃度値を利用して、近似的にシェーディングを行う方法である。3次元空間上の位置関係を保存する必要がないので、皮膚、骨等の表面を抽出した座標値のみを回転計算すれば良く、高速な処理が可能である。しかしながら、3次元的に正確な隣接ボクセル情報がないため、シェーディングには不自然が残る。

③3次元シェーディングボクセルモデル

②でシェーディングを3次元空間上で行う方式である。ボクセル濃度の傾きから近似的に空間的な傾きを求める gray-level gradients⁸⁾を適用する。これにより3次元的に正確なサーフェスレンダリングのシェーディングが実現できる。そのため、表中では代表して、サーフェスレンダリングと記述している。

④ボリュームレンダリング

組織の境界は必ずしも明確でないため、うまくエッジを抽出できない場合が多い。そこで、単一の表面を

表2 レンダリング手法の比較

	多面体モデル	Zバッファシェーディング	サーフェスレンダリング	ボリュームレンダリング
モデリング	要	要	要 (Zバッファ法)	要 (濃度値)
面の傾き	前後関係	要	要 (濃度値)	要 (濃度値)
表面抽出	必要	必要	必要	不要
忠実性	低い	高い	高い	高い
処理速度	高速	高速	高速	低速
原理				

求めるのではなく、表示したい対象の境界面付近のボクセル濃度を基に、3次元空間上での仮想的な表面の傾きと光源からの光の透過率をもとめ、その反射光の総和として3次元表示する方式がボリュームレンダリングである。本手法は、精密な輪郭の抽出を行うことなく3次元表示できる点で優れるが、処理時間を要するのが欠点である。

上記以外で有名な方法にマーチングキューブス法⁹⁾がある。分類では、③に相当するもので、3次元空間上で表面を形成する方法の1つである。表示するボクセルを立方体と考え、その8つの頂点に着目する。その頂点の値が、あらかじめ定めたしきい値より大きいか小さいかで、どの頂点間で境界面が存在するかを調べる。頂点の大小の組合せは28通りあるが、反転や回転を取り除くと14通りの組合せしかなく、あらかじめテーブル化しておくことで、高速化できる。しかし、本法をそのまま適用すると画質劣化が発生するため、様々な工夫がされている¹⁰⁾。

5.2 ボリュームレンダリング法

3次元データは、半透明のボクセルから構成されると考え、光の透過量を変化させる度合いとして、不透明度を定義する。光線はボクセルを透過して行き、そのときボクセルから反射される光の総和により値を決定する。

ボクセル $V(x, y, z)$ の濃度値 $f(x, y, z)$ から不透明度 $\alpha(x, y, z)$ ($0 \leq \alpha \leq 1$) と、対象がカラーの場合には、カラー値 $q(x, y, z) = (q_R, q_G, q_B)$ を定義する。シェーディングは、濃度値が大きく変化する所に仮想的な表面が存在すると考え、Phong のモデルに基づき行う。仮想表面の向きを表す法線ベクトル $N(x)$ 、3方向の隣接ボクセル濃度間の傾きを利用する gray-level gradients を用いて、次式で表される。

$$N(x) = \nabla f(x) / |\nabla f(x)| \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \nabla f(x) = & \{f(x+1, y, z) - f(x-1, y, z)\}, \\ & \{f(x, y+1, z) - f(x, y-1, z)\}, \\ & \{f(x, y, z+1) - f(x, y, z-1)\} \end{aligned} \quad (6)$$

この時、ボクセル $V(x, y, z)$ のシェーディングされた値を $c(x, y, z)$ とすると以下ようになる¹¹⁾。

$$\begin{aligned} c(x, y, z) = & c_a k_a + c_i k_i \cos^2 \phi + c_d k_d(x, y, z) \cos \theta \\ = & \text{環境反射} + \text{鏡面反射} + \text{拡散反射} \end{aligned} \quad (7)$$

ここで、

c_a : 環境光のカラー

k_a : 表面の環境光に対する反射係数

c_i : 光源のカラー

k_i : 表面の鏡面反射

ϕ : 正反射方向と視線方向のなす角

n : 鏡面反射のシャープさのパラメータ

$k_d(x, y, z)$: 表面の拡散反射係数 (カラー q に依存)

θ : 光源方向と表面の法線方向のなす角

シェーディングされた結果に光を当ててレンダリングを行う。まず、投影面から垂直にボリュームへ向けて、各ボクセルから光線を発する。先に定めた不透明度 $\alpha(x, y, z)$ と $c(x, y, z)$ から光線に沿って補間した値として $\alpha(t)$ と $c(t)$ を求める。これは $\sum \alpha(t)$ が1に達するか、光線上にボクセルが無くなるまで行う。その総サンプル数を m とすると t 番目のリサンプルされたボクセルから出ていく光のカラー $C(t)$ は、ボクセルの奥から透過してくる光とそのボクセルで反射される光の和で表され、次式で求められる。

$$\begin{aligned} t: m & \rightarrow 1 \\ C(t) &= C(t+1) \cdot (1 - \alpha(t)) + c(t) \cdot \alpha(t) \quad (8) \\ C(m) &= c(m) \cdot \alpha(m) \end{aligned}$$

図3に、スパイラルCTを用いて撮影した頸部のボリュームレンダリング画像の例を示す。

5.3 MIP 法

3次元表示法として、最近必須の機能になっているものに、MIP (Maximum Intensity Projection) 法がある。元々、MR アンジオグラフィと呼ばれるMRIの血管撮影用に開発されたものである¹²⁾。血液がスライス外からスライス内に流入してくる効果(Inflow 効果)で血液が強調されて映像化される性質を利用する。血管が他組織より高い濃度値をもつため、投影方向のライン上の最大値計算し、それをレンダリング値とするという極めてシンプルな処理方式である。本法は、ライン上の1画素のみを表示するため、ノイズの濃度値とわずかな違いしかない細い血管も表示できると共



図3 ボリュームレンダリング表示
(X線CT頸部、計測データは、茨城県立中央病院
小林医長のご提供)

に、それ以外の画素をノイズとして、切り捨てるために S/N が良い。また、いくつかの画素にまたがる太い血管の場合でも、加算することなくその最大値のみを用いるため、細い血管との濃度差を抑えることになり、ダイナミックレンジを増加させず、画像上で細い血管も認識できるなどの特長を持つ。

一方、常に視点から投影面に至るライン上の最大値を用いるというアルゴリズムのため、輝度の高い血管の前に輝度の低い血管があっても表示されないなど、欠点がある。しかし、効果が非常に大きいため、現在、広く使われている。頭部血管の MIP による表示例を、図 4¹³⁾に示す。

6. 診断・治療への応用

6.1 診断分野

実際の臨床診断に適用するために、今まで述べた基本的な 3 次元画像処理をベースにさらに、次のような機能が要求される。

(1) 任意切断面表示

直交した配列に入っているボクセルデータから、任意方向の断面を補間して表示する機能である。3 次元表示ではないが、MPR (Multi-Planar Reconstruction) と呼ばれ、高速な処理が可能のため、現在でも良く用いられる機能である。

(2) 任意回転表示

3 次元表示結果を任意方向から観察する場合に、その計算時間が使い勝手に大きく影響する。高速化のために、極力データ量を減らしたり、計算の簡素化を図ったり様々な工夫が要求される。表面データのみを用

いて表示するサーフェスレンダリングが、ボリュームレンダリングに比べて、絶対的に有利であるが、次に述べるような内部状態との同時表示を行うことはできず、限界がある。

(3) 切断合成表示

切断面と 3 次元表示を組み合わせると、任意位置で体を切断した状態を表示できる。さらに、切断して除去した領域にあらかじめ抽出した領域を表示可能である。図 5 に、MRI 画像の頭部画像で、切断領域に脳を表示した例を示す。表面構造と内部構造の 3 次元的な位置関係を同時に把握することができ、人体アトラスなどにも有効である。

(4) カラー合成表示

抽出した臓器や血管を複数組み合わせ、表示する機能である。通常、臓器毎に色を付加するが、3 章で述べたような装置では、色情報は得られないので、一般的には解剖学的な知識で色を着ける。腫瘍と血管の 3 次元的な関係の描出などで有効性が高い。形態的な情報だけでなく、PET や MRI の機能的なデータや、脳磁計測データなどの合成表示にも良く利用される。

6.2 治療分野

治療への 3 次元画像処理の応用分野をまとめたものを、表 3 に示す。

(1) 治療計画支援

事前にどのように手術や治療を行うかの計画を立てておくことで、実際の治療時間を減らすことができ、医師及び患者への負担が軽減される。定位的脳外科手術での手術計画支援の開発が、現在活発に行われている。



図 4 MIP 表示 (MRI 頭部血管)

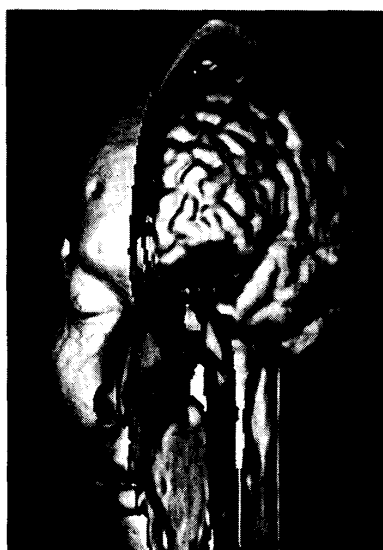


図 5 脳領域切断合成表示 (MRI 頭部)

表3 治療への3次元画像処理の応用

	分野	内容	課題
1	治療計画支援	事前撮影した3次元画像データによる術前治療計画	・臓器セグメンテーション/表示 ・マンマシンI/F
2	手術シミュレーション	3D画像処理/実体モデルによる術前シミュレーション	・臓器のモデル化 ・高速3D処理
3	手術ナビゲーション	事前撮影した3次元画像データを利用した手術ガイド	・手術器具のセンシング ・画像レジストレーション
4	実手術モニタ	術中撮影による手術支援(XTV,US,CT,MRI)	・術中撮影用装置 ・高速再生処理
5	テレオペレーション	テレラグジスタンス技術を利用したマイクロサージェリー	・VRにおける触覚フィードバック
6	手術支援ロボット	小型工業用ロボットアームを利用した穿刺マニピュレータ	ロボットの精度、安全性

る¹⁴⁾。放射線治療計画は、古くから行われているが、最近では、手術と同様な3次元データを使った定量的治療が開発されてきており¹⁵⁾、腫瘍の3次元的な把握や線量分布の3次元表示などが試みられている。

(2) 手術シミュレーション

術前のシミュレーションとして、光硬化樹脂等を用いた実体モデルで行う場合と3次元画像処理で行う場合の2種類の方法が研究されている。前者の方法では、樹脂模型の硬さ、手触り等が本物の骨と良く似ているために(図6)、実際の手術に準じたシミュレーションが行え、有効性が高いことが報告されている¹⁶⁾。一方、後者の方法では、実際に手術を行う場合の感触がない点が一番の問題であり、実用性の面では前者に劣る。将来、軟部臓器の変形モデリング技術やVR(Virtual Reality)技術などの発展と共に広まってくると考えられる。

(3) 手術ナビゲーション

脳外科手術を行う際に、脳組織内の病巣に到達する途中の組織に与えるダメージを極力少なくする必要がある。そのため現在手術している手術器具の先端位置がどこであるかを示すのが、手術ナビゲーションシステム¹⁷⁾である。あらかじめ計測した3次元画像データと術中にモニタしている手術器具との間でマッチングをとり、3次元画像上でその位置を表示する。研究レベルで実際に使われ出している。

(4) 実手術モニタ

あらかじめ画像を計測するのではなく、手術中にモニタとして撮影するものである。現在、超音波やX線TVを使った実手術のモニタは行われている。さらにCTやMRIといった診断精度の高い画像の要求があるが、画像再構成時間の問題と術中の撮影をいかに行うかといった問題がある。理想は、術中に3次元データを撮影し、その結果をリアルタイムに3次元表示して、手術を支援するシステムと考えられる。

(5) テレオペレーション

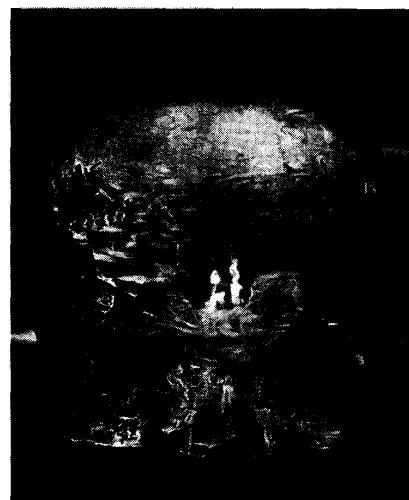


図6 光硬化樹脂による頭蓋骨モデル
(写真は、慶応大学千代倉先生のご提供)

現在、顕微鏡化で行われているマイクロサージェリーは、非常に微妙な手の動作が必要とされる。この手術に、医師が操作しやすいスケールで行うテレオペレーション技術を導入することが考えられている。さらに進むと、遠隔地から手術を行うテレラグジスタンス技術の利用が考えられる。これらは、VRの有望な1つの応用技術である。

(6) 手術支援ロボット

MRIやCTのデータに基づいて、フレームに固定した頭部の病巣を正確に把握して、外部から針を穿刺するようなロボット支援手術システムが考えられている。その場合、針の先に微小メスや、薬物を付け治療することも可能である。既に、レーザ穿刺治療のためのシミュレーションも行われている¹⁸⁾。ロボットの場合、安全面の配慮が特に重要になってくる。

7. あとがき

ここで述べたように、医用3次元画像処理は、これから大きく発展する可能性を秘めていることをご理解いただけたのではないかと考えている。しかし、真に臨床の場にごく普通に使われていくには、幾つかの困難な問題を解決していかなければならない。その多くは、計算機のパワーが向上し、ハードコストが下がることで解決できる‘量’の問題で済むと思われるが、最後に残るのは、領域抽出といった‘質’の問題である。計算機が最も不得意で、AIに関する研究も様々行われているが、ここ数年で抽出の自動化の問題が解決すると考えるのは困難である。この問題がクリアされて初めて真に臨床で役に立つシステムになっていく

と思われる。それに貢献できるように多くの研究者が興味を持たれて、本分野が発展することを切望する。

参考文献

- 1) J. Ambrose, G. Hounsfield: Computerized Transverse Axial Tomography, Brit. J. Radiol. **46**-148 (Abstract) (1973)
- 2) 桜井, 新橋, 高木: X線CT画像を用いた三次元画像表示に関する基礎的研究, 慈恵医大誌, **103**, 473/483 (1988)
- 3) A. Kaufman (Ed.): Volume Visualization, IEEE Computer Science Press (1991)
- 4) 小林, 松枝他: 3D-CT アトラス, Innervision, **7**-9, 45/52 (1992)
- 5) W. S. Hinshaw and A. H. Lent: An Introduction to NMR Imaging: From the Bloch Equation to the Imaging Equation, Proc. of The IEEE, **71**-3, 338/350 (1983)
- 6) 江 浩, 鈴木秀智, 鳥脇純一郎: 領域情報とエッジ情報を併用したセグメンテーションの一手法, 信学論 (D-II), **J-74-II-12**, 1651/1660 (1991)
- 7) 関口, 佐野, 横山: リージョングローイングをベースにした対話型三次元領域抽出, 信学論 (D-II), **J-76-D-II-2**, 350/358 (1993)
- 8) K. H. Hohne et al.: Shading 3D-Images from CT Using Gray-level Gradients, **MI-5-1**, 45/47 (1986)
- 9) W. E. Lorensen and H. E. Cline: Marching Cubes: a high resolution 3D surface construction algorithm, Computer Graphics, **21**-4 (1987)
- 10) 永江, 安居院, 長橋: ポリウムデータを用いた位相的に正しい物体表面の構成, 信学論 (D-II), **J76-D-II-8**, 1704/1711 (1993)
- 11) M. Levoy: Display of Surfaces from Volume Data, IEEE Computer Graphics & Applications, **8**-3, 29/37 (1988)
- 12) J. S. Ross: MR Angiography Furnishes Detailed Vascular Images, **DIAGNOSTIC IMAGING**, **10**-8, 96/103 (1988)
- 13) 佐野, 鈴木, 小泉: 非対称計測イメージングによる3D Inflow アンジオグラフィの分解能向上, 日本MR医学会, **12-S-1**, 155 (1992)
- 14) S. J. Zinreich et al.: Three-dimensional CT and MR Imaging Interactive "Surgical Localizer" for Intracranial and Base of Skull Surgery, Radiology **181**(P), 289 (1991)
- 15) 加藤, 佐野, 森下, 大串: 放射線治療計画システムにおける表示方法, 日本医学物理学会第10回研究発表会抄録集, 31 (1993)
- 16) J. Satoh, H. Chiyokura, M. Kobayashi and T. Fujino: Simulation of Surgical Operations Based on Solid Modeling, Visual Computing, Springer-Verlag, 907/916 (1992)
- 17) 渡辺, 真柳, 小杉: 脳神経外科手術におけるナビゲーションシステムとコンピュータ外科の展望, 研連フォーラム「コンピュータ外科」論文集 (1992)
- 18) 土肥: コンピュータ外科, Med. Imag. Tech, **11**-3 249/254 (1993)