

三次元画像診断

(II) 医用三次元画像データの表示

Visualization of three-dimensional medical image data

佐藤 嘉伸
SATO Yoshinobu

はじめに

CT や MR スキャナの高解像度化とグラフィックス計算機の高性能化に伴い、医用三次元画像データの診断・治療における臨床応用の可能性が急速に拡大している。現在、よく用いられている三次元表示法は、最大値投影法(Maximum Intensity Projection. 以下MIPと略す)、サーフィスレンダリング(Surface Rendering. 以下SRと略す)^{*1}、および、ポリウムレンダリング(Volume Rendering, 以下VRと略す)に大別される。MIPが、元来、医用目的(主として、血管の三次元表示)に考案された方法であるのに対して、SRとVRは、コンピュータグラフィックスの分野で発展してきた汎用手法^{*2}であり、実世界における画像生成過程の物理を忠実にシミュレートすることによる写実的描画を追求するものである。現在では、多くの市販あるいはフリーソフトウェアを用いて、臨床医や放射線技師などの医療スタッフがこれらの表示法を気軽に利用することが可能になってきている。これら三次元データ表示法の臨床応用における適用範囲が拡大する一方で、真に有用な臨床応用を実現するための重要なポイントは、場当りに三次元データ表示を試みるのではなく、医師あるいは医療スタッフ自身が、各手法の特性や限界などを十分に把握したうえで、適用することにある。そのためには、三次元データ表示法の原理

的側面の理解を避けて通るわけにはいかない。

本稿では、ソフトウェアパッケージにおいてはブラックボックスとして扱われている三次元画像データ表示の核となる部分に関して、ポイントとなる事項に的を絞り、その本質を明快に述べることを試みる。まず、可視化が幾何学(geometry)および測光学(photometry)の二段階の決定過程からなり、MIP、SR、VRなどが測光学的決定に関する方法であることを述べる。次に、MIP、SR、VRそれぞれの方法の原理的ポイントを述べる。MIPにおいては、MIP、SR、VRそれぞれの方法の原理的ポイントを述べる。MIPにおいては、MIPの改良版である極大値投影法(Local Maximum Intensity Projection. 以下LMIPと略す)を導入する。SRにおいては、SRの精細な表面形状描出能力のキーとなるマーチンキューブ法について詳しく述べる。また、陰影計算に用いられる、各ボクセルでの法線方向を定義するグラディエントベクトルの計算法と利用法を取り上げる。さらに、基本原理を踏まえたうえで、実際の臨床画像への適用を通して、各表示法の比較を行う。

I. 三次元データ表示における幾何学と測光学

三次元データ表示は、三次元画像(空間)から二次元画像への投影過程である。投影過程は、幾何学(geometry)、および測光学(photometry)の二つの段階からなる¹⁾。幾何学的段階は、二次元画像における各画素に対応する三次元空間中の光線の

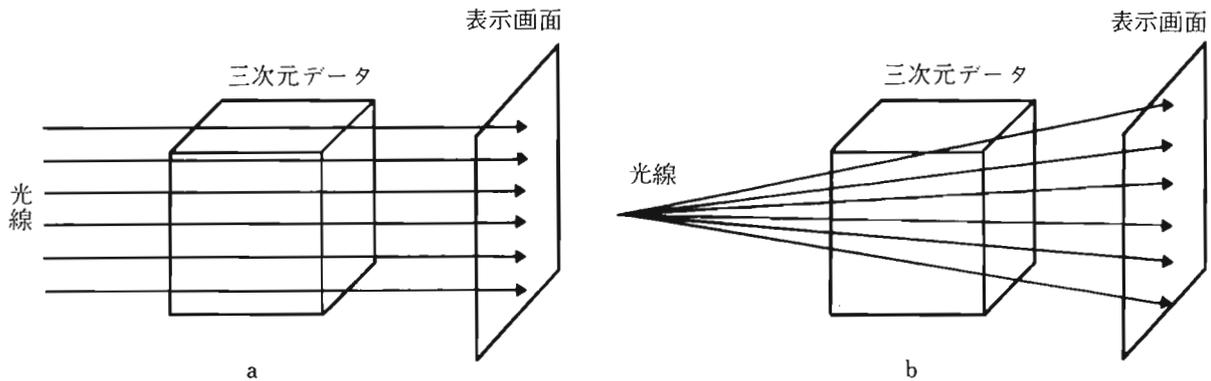


図1 三次元データ表示の幾何学的段階
a. 平行投影, b. 透視投影

決定にかかわるもので、測光学は、各画素の明るさと色の決定にかかわるものである。幾何学的段階は、平行投影(parallel projection)^{*3}と透視投影(perspective projection)^{*4}に大別される(図1)が、本稿では、これ以上は詳しく触れない。これらの投影法により、表示画像中の各画素が、三次元空間中のどの光線に対応するかが決定される。測光学的段階では、三次元空間中の光線に対応する各画素の明るさと色を決定する。本稿で詳しく取り上げるMIP, SR, VRなどは、測光学的段階を実現する具体的方法である。

II. 最大/極大値投影法(MIP/LMIP)

1. 最大値投影法(MIP)

MIP²⁾³⁾の原理は、周知の通り、各画素に対応する光線上の最大値を、その画素の明るさと定める方法である。MIPの利点は、「表示画像の作成者に依存するパラメータ設定が伴わない」点である^{*5}。光線上の最大値の選択には、しきい値などがいっさい伴わない。また、表示画像の画素値には、「もとの三次元画像データのボクセル値(CT値あるいはMR値)が直接反映されている」こともMIPの大きな利点と考えられる。

一方、MIPの問題点は、前後関係にかかわらず、光線上の明るい構造物の描画が常に優先されることである。手前にある暗い構造物は、常に、背後

の明るい構造物に隠され、これによって、前後関係に矛盾をもたらす。図2において、CT Angiographyの三次元画像の一部分に対するMIP画像を示す。実際は、腎皮質より手前にある血管が、腎皮質をつき抜けているかのように描画されている。この部分の画素に対応する光線上のCT値プロファイル(図2)を調べると、後方の腎皮質に起因するピーク値が手前の(視点に近い)血管に起因するピーク値より大きいため、手前の血管が後方の腎皮質の背後にあるかのような矛盾が生じている。

2. 極大値投影法(LMIP)

LMIP⁴⁾は、光線上の最大値ではなく極大値を選択するという方法である。最大値は一意に定まるが、極大値は一般に複数個存在する。LMIPでは、視点から光線に沿ってたどっていき、しきい値以上の最初の極大値を選択することにより(図3)、視点に最も近く、かつ、意味のある極大値(ピーク)を選ぶ。LMIPでは、「前後関係に矛盾のない」可視化を行う一方、「もとの三次元画像のボクセル値が直接反映される」というMIPの利点も失っていない。このとき、しきい値設定が必要になる。しきい値設定の基準は、次章で述べるSRと同様である。図3に示すように、LMIPの表示画像は、表面に、直接CT値(あるいはMR値)をマッピングしたような像となるのが特徴である。

*1臨床医学では、Shaded Surface Display(SSD)と呼ばれることも多いが、元来、この方法が発案されたコンピュータグラフィックスの分野での呼称を尊重して、本稿では、Surface Rendering(SR)という用語を用いる。

*2機械・建築設計、科学シミュレーションの表示、娯楽産業(ゲーム・映画)など、医療応用も含めてあらゆる分野を対象としている。

*3すべての光線が二次元画像面と直交することから直交投影(orthographic projection)とも呼ばれる。

*4すべての光線が交わる投影中心を持つことから中心投影(central projection)とも呼ばれる。

*5三次元データ表示の幾何学に関するパラメータ(平行/透視投影のパラメータ、視点の位置など)は、作成者に依存するが、ここでは、三次元データ表示の測光学に関するパラメータのみを問題とする。それでもなお、厳密には、表示装置の制約などにより、表示画像生成の後に、画素値を256レベルの濃淡階調に変換するなど行う際、作成者に依存したパラメータが含まれ得るが、これらも本稿では問題としない。

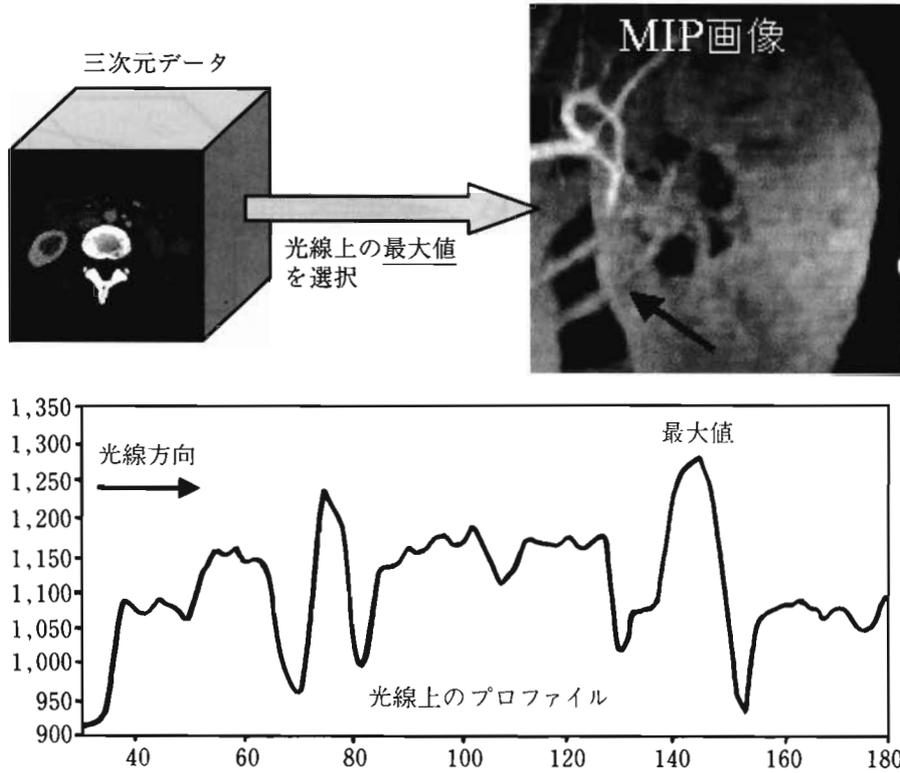


図2 MIPの原理

下図は、表示画像における矢印で示された画素に対応する光線上のCT値プロフィールを示す。

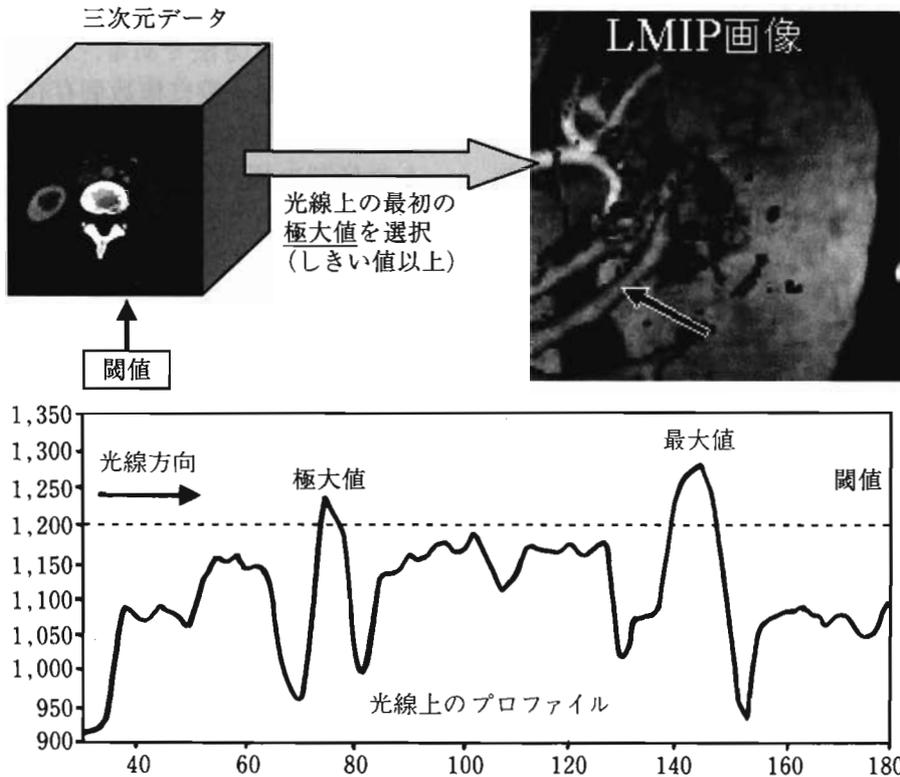


図3 LMIPの原理

下図は、表示画像における矢印で示された画素に対応する光線上のCT値プロフィールを示す。

III. サーフィスレンダリング(SR)

1. モデリングとレンダリング

前章で述べた MIP, LMIP, および, 次章で述べる VR が, 三次元画像データから, 直接, 二次元表示画像を生成するのに対して, SR では, まず, 表面形状モデルという中間表現を生成する. この段階は, モデリング(modeling)と呼ばれる. モデリングでは, 三次元画像にしきい値を与えることにより, その値を境界面とする表面形状モデルを生成する. モデリングの過程は, 通常, マーチンキューブ法(marching cubes)⁵⁾と呼ばれる方法によって実行される. 図4のワイアフレーム表示は, SR 表示画像左下の血管部分を拡大したもので, 一つ一つの三角形が, 形状モデルの画素に対

応する.

レンダリング(rendering)と呼ばれる段階において, 表面形状モデルの各画素に, 色・材質特性を与え, さらに, 光源を当て, 画像生成過程をシミュレートする⁶⁾. SR では, 陰影により, 表面形状を描出する. このとき, 画素の明るさを決定する主要因は, 光源と面素の法線方向のなす角である. よって, 画素の法線方向を高解像度(高精度)で復元することが重要なポイントとなる. 次節で, 高解像度モデリングの鍵となるマーチンキューブ法の原理について述べる. なお, SR のフリーソフトの代表的なものとして, 文献7をあげておく.

2. モデリングの原理—マーチンキューブ法

図5に, マーチンキューブ法を, 直接, 三次元データの原画像に適用した結果(図5a)と, 原画

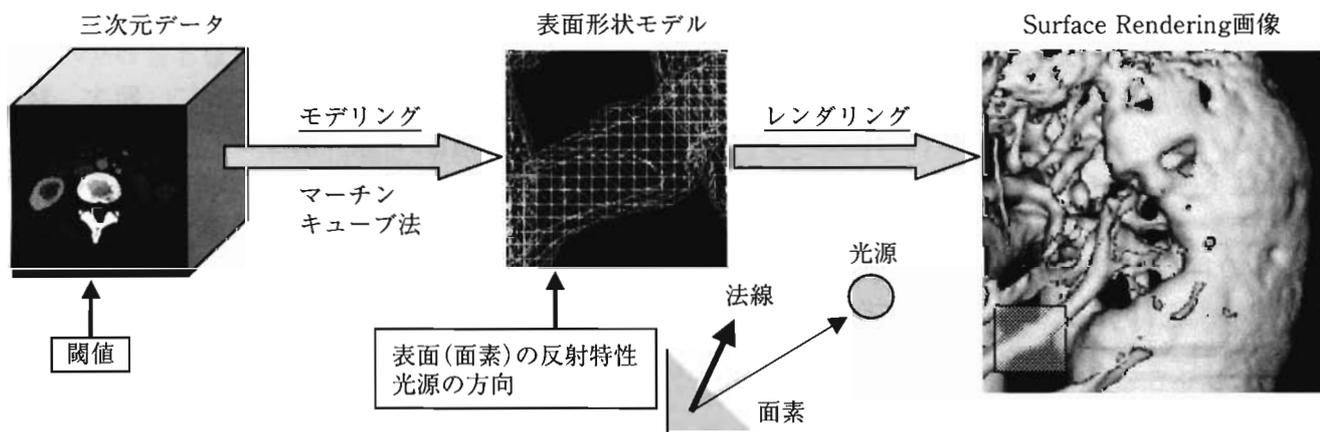


図4 サーフィスレンダリングの原理

表面形状モデルは, Surface Rendering 画像の左下部の黒枠内を拡大し, ワイアフレームモデルとして表示したものである. 表面形状モデルにおける各三角形が, 面素に相当する.

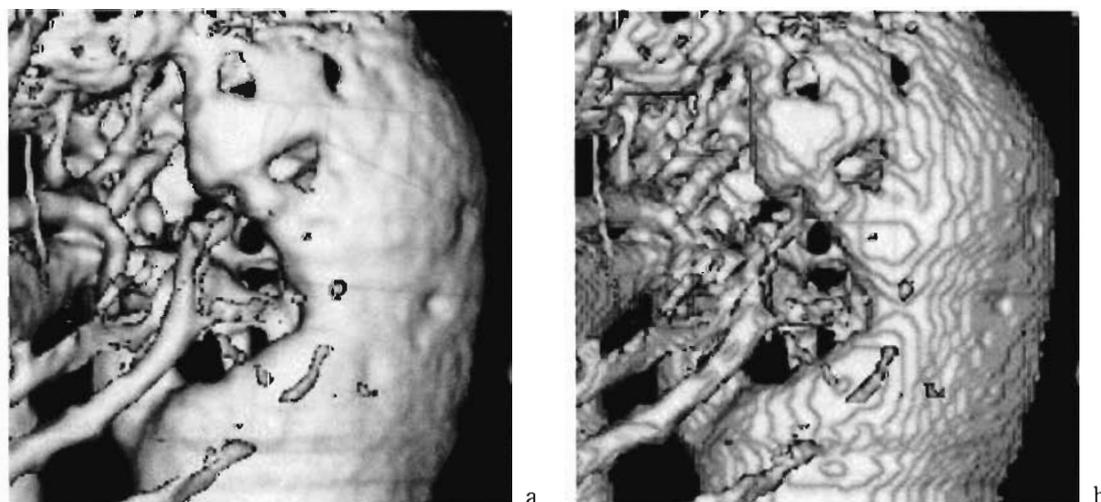


図5 マーチンキューブ法の適用例

a. 原画像に適用, b. 二値画像に適用.

像をしきい値処理することによって得られた三次元画像データの二値化データに適用した結果(図5b)を示す。それぞれ、同じしきい値を用いている。図5aでは、原画像の濃淡値を内挿して得られるサブピクセル解像度の等濃度面が復元されている。一方、図5bでは、原画像の連続値としての濃淡情報は二値化により失われ、ピクセル単位の解像度しか得られないので、階段アーチファクトと呼ばれる段々畑状の三次元形状が復元されている。SRの問題点として、しきい値への依存性があげられるが、コンピュータグラフィック研究の立場からは、しきい値さえ与えれば、他の場当たりのパラメータを与えることなく、保証された解像度で、その濃淡値に対応する濃淡度面を確実に得る方法の定式化は、容易なことではなかったのである。実際、マーチンキューブ法が確立される以前には、図5bの結果を平滑化するために、種々の場当たりの方法が用いられていた*6。マーチンキューブ法は、三次元画像を対象とした方法であるが、原理を述べるにあたり、議論を簡単化するため、まず、一次元でのマーチンキューブ法から議論を始める。

マーチンキューブ(marching cubes)は、立方体(cubes)の行進(marching)を意味する。ここで、立方体は、その頂点が互いに隣接する8個のピクセル濃淡値に対応するものである。一次元の場合、立方体に相当する基本単位は、間隔(インターバ

ル(interval))であり、間隔の端点が、隣接する二つの濃淡値に対応する。図6aに示すように、マーチンインターバル法は、離散点での濃淡値を線形内挿して、しきい値に対応する直線との切断点、すなわち、等高点を抽出する方法と考えることができる。ここで重要な点は、線形内挿しているため、等高点の位置が離散値ではなく連続値となっている点である。

二次元の場合、立方体に相当する基本単位は、正方形(スクエア(square))であり、正方形の頂点が、隣接する四つの濃淡値に対応する。二次元格子状の隣接する点の間で、線形内挿し、これをしきい値平面で切断することにより、一次元の場合と同様の等高点が検出される(図6b)。この等高点は、格子線上でのみ検出される。二次元の場合には、これを繋ぎ合わせて等高線にする必要がある。この繋ぎ合わせ処理を行うのが、まさしく、マーチンスクエア法である、正方形内で生じ得るすべて等高点パターンに対する繋ぎ合わせパターンを列挙しておき、各正方形ごとに、順次、繋ぎ合わせ処理を行う。この処理は、一見、容易に思えるが、あらゆる濃淡分布において例外なく動作する繋ぎ合わせパターンの列挙は、容易な問題ではなく、マーチンスクエア法は、その完璧な解を与えるものである。

マーチンキューブ法は、マーチンスクエア法をさらに一次元拡張したものである。三次元格子上

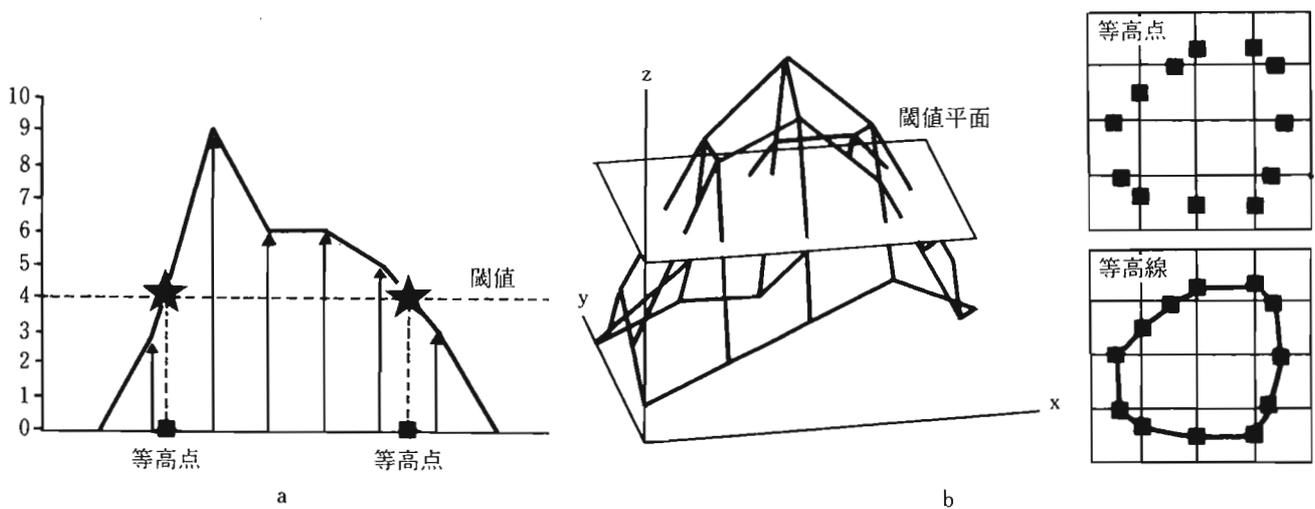


図6 マーチンキューブ法の原理

- a. 一次元マーチンインターバル法. しきい値直線と内挿された線分の交点(切断点)の位置が、等高点を与える。
- b. 二次元マーチンスクエア法. しきい値平面と格子上で内挿された線分の交点(切断点)の位置が、等高点を与える(右上図)。さらに、等高点を繋ぎ合わせて等高線を得る(右下図)。

*6このことは、同じしきい値を設定したとしても、ソフトウェアの各メーカーごとに、結果が異なっていたということの意味する。マーチンキューブ法は、どのメーカーのソフトウェアを用いても、同じ三次元形状が得られると考えてよい。

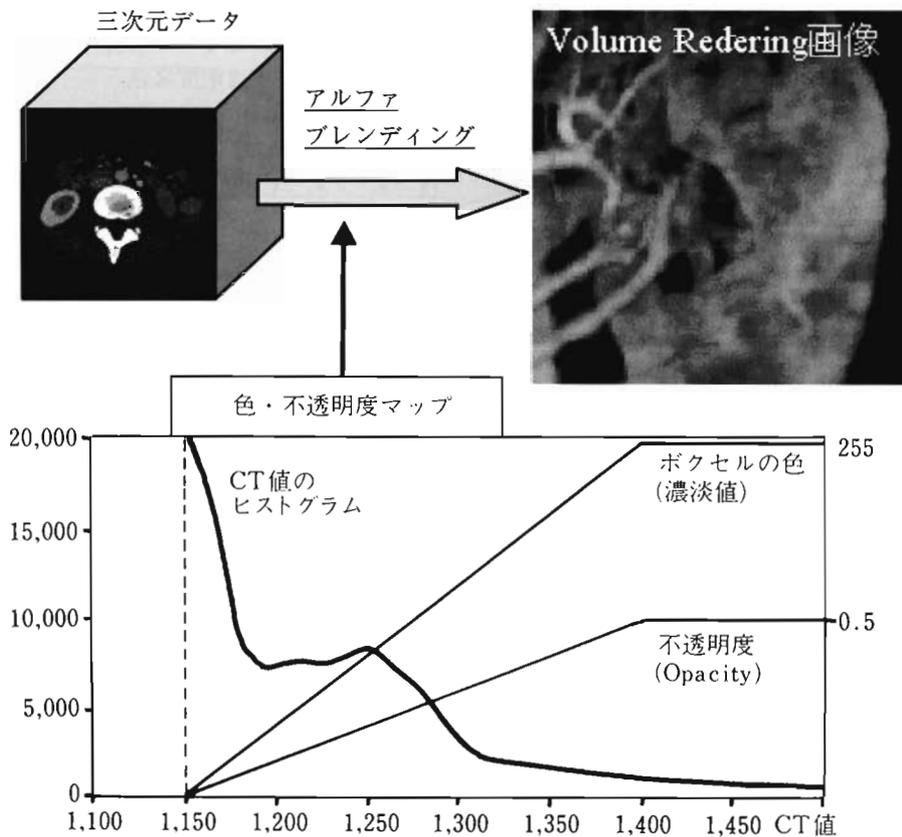


図7 ポリウムレンダリング(陰影なし)の原理
 下図に、表示画像の生成に用いられた色・不透明度マップを示す。

の隣接する点の間で、線形内挿し、これをしきい値超平面で切断し、等高点を検出する。マーチンキューブ法は、これを繋ぎ合わせて等高面にする、立方体内で生じ得るすべて等高点パターンに対して繋ぎ合わせパターンを列挙しておき、各立方体ごとに順次繋ぎ合わせ処理を行う。三次元で、繋ぎ合わせパターンをすべて列挙することは、さらに複雑になるが、マーチンキューブ法は、その完璧な解を与えるものである。マーチンスクエア法、および、マーチンキューブ法における繋ぎ合わせパターンは、例えば文献7において、すべて列挙されている。

IV. ポリウムレンダリング(VR)

VR⁸⁾⁻¹⁰⁾は、これまで述べてきた表示法と異なり、すべてのボクセル濃淡値が、最終的に得られる表示画像に寄与することが可能であり、最も豊富な情報量を描出する可能性を持つ表示法である。VRのフリーソフトの代表的なものとして、文献7, 11, 12などがある。

1. 陰影なし VR

VRでは、中間表現を経ずに、直接、表示画像を生成する。原画像がCT画像であるとする、表示画像生成のために設定すべきものは、各CT値に対して割り当てべき色(モノクロレンダリングの場合は濃淡値)と不透明度(opacity)の対応関係である。この対応関係は、色・不透明度マップ(color and opacity map)と呼ばれる。通常、この対応関係は、三次元データの原画像のヒストグラムを参考にして、関数の形でユーザが与える(図7)*7。色・不透明度マップによって、三次元データの各ボクセルに色と不透明度が割り当てられる。表示画像の各画素に対応する光線上の不透明度と色を、アルファブレンディング(alpha blending)¹⁶⁾と呼ばれるルールに従って合成する。

不透明度合成の原理—アルファブレンディング

アルファブレンディング*8とは、各ボクセルを、半透明の色つきゼリーとみなして、それらを透かして見るときの過程をシミュレートする方法と考えられる。図8に、アルファブレンディングの原

*7本稿では、VRの原理的側面を中心に述べるため、関数形状の設定のノウハウに関しては触れない。文献13~15などを参照されたい。

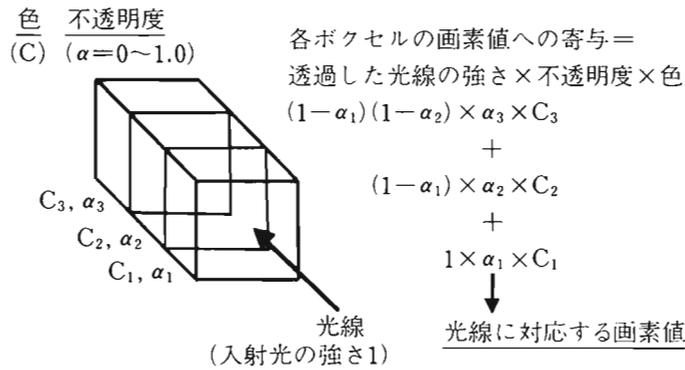


図8 アルファブレンディングの原理
左図は、光線上に3個並んでいる半透明の色つきボクセルに、光線が入射する様子を示す。右図に、各ボクセルに対する寄与の計算式を示す。

理を示す。たとえば、光線上に C_1, C_2, C_3 の三つの色のボクセルが並んでいるとする。アルファブレンディングは、光線に対応する画素値への各ボクセルの寄与率の配分を決めるルールであるとみなせる。寄与率は、そのボクセルまで到達する光線の強さとそのボクセルの持つ不透明度の積で与えられる。光線の強さは、一つ手前のボクセルまで到達した光線の強さ⁹⁾と一つ手前のボクセルの透明度(1から不透明度を引いた値)の積となる。ここで、不透明度は、0～1の値である。よって、視点から奥に進むに従って、光線の強さは減衰する。表示画像の画素値は、光線上のボクセルの色を、寄与率と重みとする重みつき加算をすることにより得られる。

2. 陰影つき VR

陰影つき(shaded) VRは、前述の陰影なし(unshaded) VRに、SRのような陰影の効果を付加した VRである。図9に陰影つき VRの原理を示す。陰影の効果を出すためには、光源を与え、各ボクセルにおける法線方向を知る必要がある。法線方向は、各ボクセルごとに計算可能な、グラディエントベクトル(gradient vector)¹⁷⁾と呼ばれる三次元ベクトルの方向と同一視できる。陰影つき VRでは、まず、原画像から、グラディエントベクトルに基づく三次元法線画像という中間表現が生成され、陰影計算に用いられる¹⁸⁾。三次元データの原画像と三次元法線画像を組み合わせて、表示画像を生成する。

ボクセル法線計算の原理—グラディエントベクトル

図10に、グラディエントベクトルの概念図を示す。グラディエントベクトルは、コンピュータグラフィックスや画像処理の分野に限らず、微積分の基礎概念である。グラディエントベクトルは、多次元関数の各点において、関数値が最も急激に変化する方向とその変化の大きさを表す。図10aに示すように、コントラストが小さい場合は、ベクトルの大きさが小さくなり、コントラストの方向が異なる場合は、ベクトルの方向が変化する。グラディエントベクトルは、三次元においても同様に定義され(図10b)、その方向をまさに、法線ベクトルの方向とすることができる。実際の計算は、隣接するボクセル値の差分に基づいて行われる。グラディエントベクトルの計算における問題点は、コントラストの十分大きなところ、すなわち、境界面上など急激に濃淡値が変化するところでは、グラディエントベクトルの推定は安定しているが、一様濃淡値の領域内ではきわめて不安定になるという点である。そこで、不透明度関数の設定を、グラディエントベクトルの大きさに対しても行い、グラディエントベクトルの大きさが小さな領域(すなわち、一様濃淡値の領域)に対しては、図9に示すような不透明度マップを用いて、不透明度を0にして、レタリングに関与させないということをししばしば行う。

陰影付けの原理—完全拡散反射面

グラディエントベクトルを用いて、各ボクセル

**色の三原色を、通常、R、G、Bチャンネルと呼ぶように、不透明度を表すチャンネルは、慣例的に、 α チャンネルと呼ばれることから、アルファブレンディング(alpha blending)と呼ばれる。

⁹⁾光線上の最も視点に近いボクセルに入射する光線の強さを1とする。

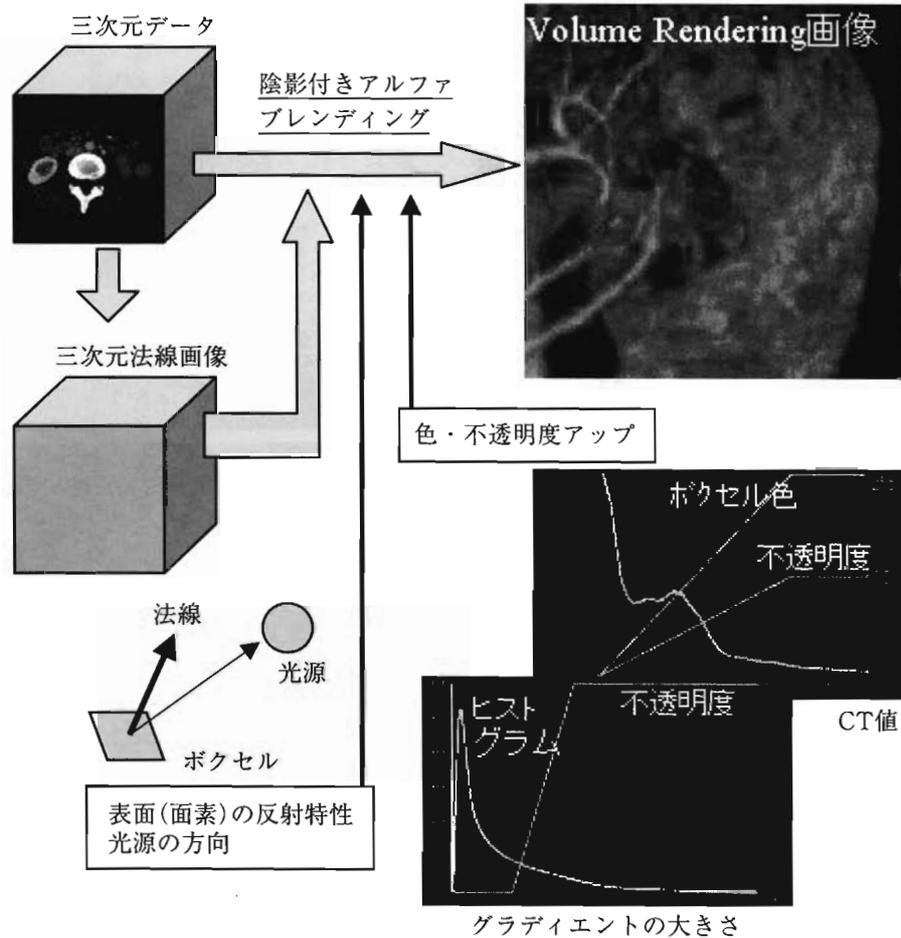


図9 ポリウムレンダリング(陰影つき)の原理
右下図に、グラディエントベクトルの大きさ(濃淡変化の大きさ)に基づく不透明度マップを示す。

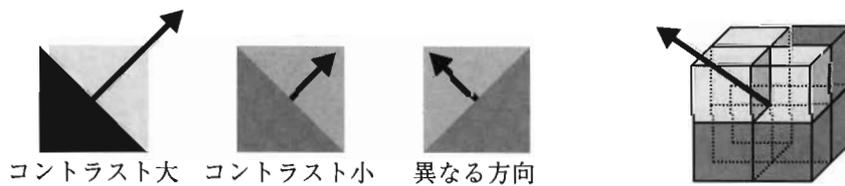


図10 グラディエントベクトルの概念図
a. 異なるコントラストにおける二次元グラディエントベクトル。
b. 三次元グラディエントベクトル。

に法線方向を割り当てる事が可能になる。陰影付けを行うためには、光源のモデル、および、表面反射特性のモデルを与える必要がある。ここでは、最も単純なモデルを考える。光源モデルは、平行光線でその方向は視線方向に一致すると仮定する。表面反射特性モデルは、完全拡散反射とする。これは、光沢のまったくない、理想的な“つや消し面”のモデルである。完全拡散反射面の場合、視点に関係なく、反射する光の強さは、光源方向と法線方向のなす角度のみに関係するという、非常に単純な性質を持っており、簡単な計算

で、陰影付けの効果を出す事が可能である。光源方向と法線方向のなす角度 θ が小さいほど、反射光の強さは大きくなる。入射光の強さを1とすると具体的には、反射光の強さは、 $\cos \theta$ となる。この関係を、アルファブレンディングの計算式に組み込むことにより陰影付けが行える。図11に、アルファブレンディングにおける陰影付けの原理を示す。各ボクセルにおける法線方向に基づき、 $\cos \theta$ を掛け算することで、陰影付けの効果を出すことができる。

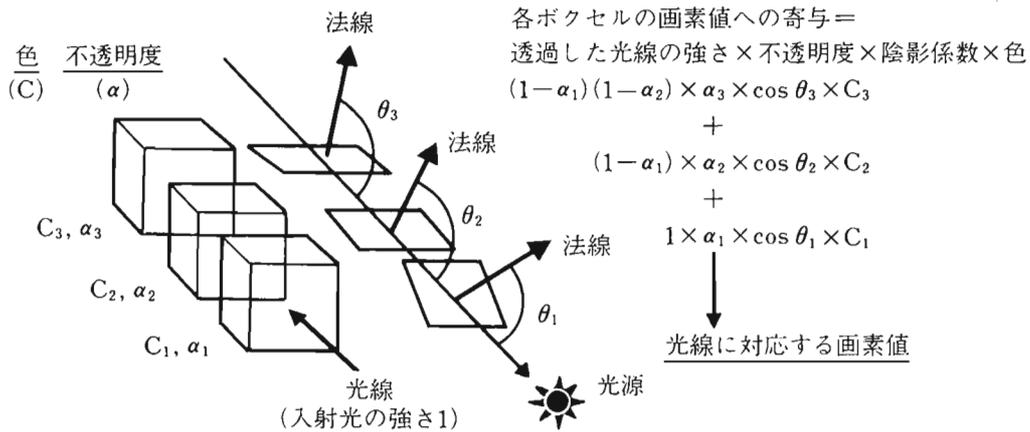


図 11 陰影つきアルファブレンディングの原理
陰影なしアルファブレンディングとの違いは、各ボクセルの反射光の強さを、法線方向と光源方向のなす角度に基づいて決定している点である。

表 1 三次元画像データ表示法の比較に対する要約

	SR	陰影なし VR	陰影つき VR	MIP	LMIP
濃淡	×	○	△	◎	◎
表面形状	◎	△	○	△	△
空間関係	◎	○	○	×	◎
客観性	○	△	△	◎	○
多様性	△	○	◎	×	×

客観性は、しきい値などへの表示画像作成者の与えるパラメータへの依存性、多様性は、多様な描画表現能力を表す。

V. 各種表示法の比較

1. 描出能による比較

表 1 に、各手法の描出能の優劣をまとめている。表 1 の各項目に対して、腹部 CT Angiography と頭部 Phase Contrast MR Angiography における三次元データ表示の具体的事例を通して説明を行う。表 1 における客観性とは、しきい値の設定など、表示画像の作成者への依存性を表し、多様性とは、作成者の意図に応じた多様な描出が行えるかどうかを表す。客観性と多様性は、互いにトレードオフの関係と言える。

1) 腹部 CT Angiography

図 12 に、各表示画像を示す。この例では、血管の空間関係の表示、および、造影の時間差による各血管の CT 値の差を反映した表示を目的とする。SR では、表面形状および各血管の空間関係の描出には非常に優れているが、一方、三次元データ原画像の濃淡に関する情報は描出されていない。陰影なし VR では、原画像の濃淡情報が描出されているものの、SR と比較すると、表面形状や空間関係の描出があいまいになる。多様性の観

点からは、不透明度の設定を変化させることにより、描出したい対象の周囲の構造を透かすなど多様な描画が可能になる。陰影つき VR では、陰影なし VR に SR のような表面形状の陰影効果が付加されている。陰影つき VR は、より高度な描出法で、多様性の観点から最も優れていると言えるが、表示画像における濃淡値が、表面の陰影効果によるものか、原画像の CT 値によるものかの解釈が曖昧になるという問題点も生じる。MIP では、原画像の CT 値を直接反映し濃淡描出に優れていること、および、しきい値などのパラメータ設定をいっさい必要とせず客観性に優れていることが利点である。しかし、この例では、前面の血管構造が、背後の明るい構造物(この場合は骨)に隠蔽され、空間関係に矛盾をきたしている。LMIP では、SR と同様のしきい値設定が必要になるが、SR に類似しためりはりのある空間関係の描出、および、VR よりさらに優れた直接的な濃淡情報の描出が達成されている。

2) 頭部 Phase Contrast MR Angiography

図 13 に、各表示画像を示す。この例では、特に、動脈瘤の描出を目的とする。SR では、左図のように、他の血管と重なっている場合でも、陰影効

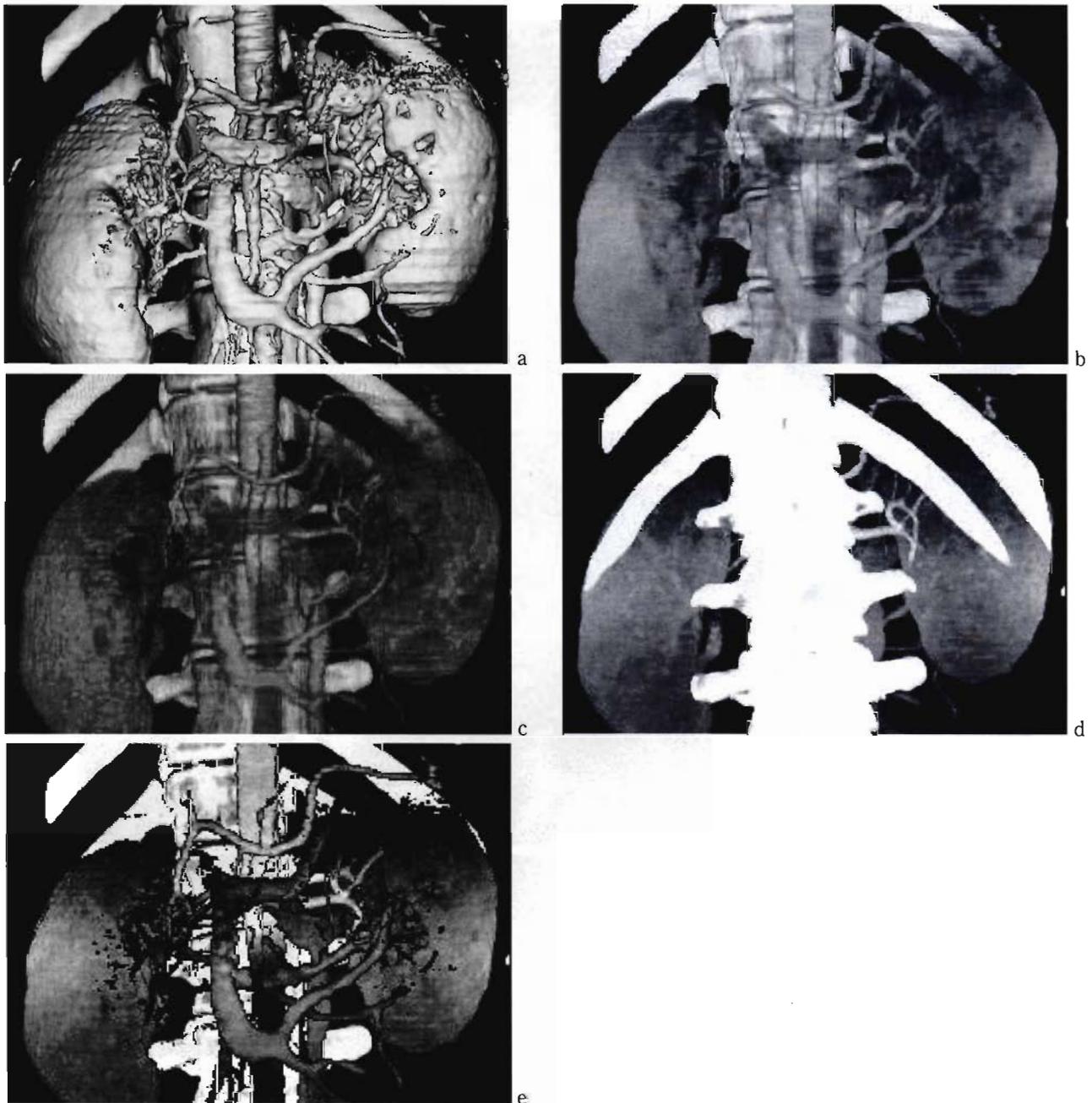


図12 三次元画像データ表示法の比較：CT Angiography
 a. SR, b. 陰影なしVR, c. 陰影つきVR, d. MIP, e. LMIP.

果による形状描出能により、明瞭に動脈瘤を確認することができる。陰影なしVRでは、動脈瘤の輪郭が、かなり曖昧になる。一方、動脈瘤内では、血流速度の低下や乱流のため、MR信号値が低下し、陰影なしVRでは、それを反映して、動脈瘤がやや暗く描画されている。陰影つきVRでは、陰影効果により、動脈瘤の輪郭が、陰影なしVRに比べて、やや明瞭に描出されている。一方、MR信号値の濃淡情報を反映している利点も保持している。MIPでは、背後の明るい血管との重なるため、左図では、動脈瘤は描出されていない。

い。やや視点を移動した右図では、MR信号値の濃淡情報を直接反映して、やや暗く描出されている。LMIPでは、MIPと異なり、背後に明るい血管が存在する場合でも、手前の動脈瘤に対して、MR信号値の濃淡情報を直接反映した描出が可能になっている。

2. 高速(リアルタイム)表示システムの開発状況による比較

三次元データは、どんな表示法であろうと、リアルタイムに視点を動かしながら見ることによ

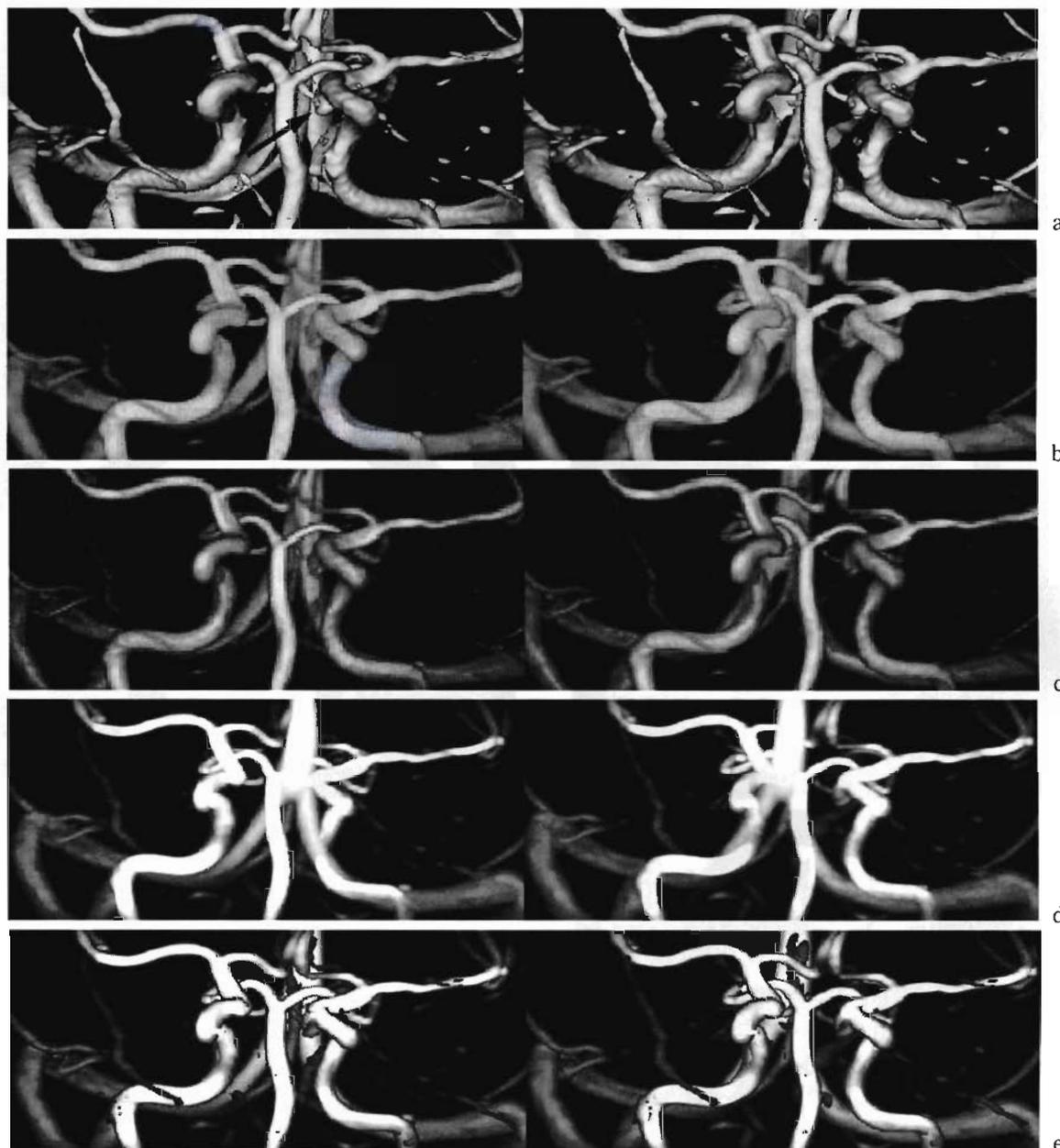


図13 三次元画像データ表示法の比較：Phase Contrast MR Angiography
 矢印は、動脈瘤を示す。左右の画像は、わずかに異なる方向から描画された表示画像であり、
 交差法により立体視できる。
 a. SR, b. 陰影なしVR, c. 陰影つきVR, d. MIP, e. LMIP.

り、その解釈が驚くほど容易になることがある。よって、視点、しきい値などのパラメータをリアルタイムで動かせるかどうかは、重要なポイントである。各表示法に対して、高速(リアルタイム)描画をサポートするシステムの開発は日進月歩であり、ここで紹介する開発状況は不変的なものではない。しかし、三次元画像表示の臨床における発展は、表示システムの進歩なしにはありえないため、2000年11月現在の状況に基づき、あえて、本稿で述べることにする。

SRに関しては、現在、専用ハードウェアが多

数開発されており、価格も非常に安価である。よって、気軽に高速描画を行うことが可能である。超高速かつ安価な専用ハードウェアボード(例えば、NVIDIA社 GeForce シリーズ、ボードのみで数万円)がパソコンにも容易に組み込み可能であるので、ソフトウェアでのレンダリングはほとんど行わないのが現状であり、今後も専用ハードウェアボードが主流であると思われる。

VRの専用ハードウェアに関しては、従来から、Silicon Graphics社のOnyx2 Infinite Realityという機種が、陰影なしVRに対して、ハードウェア

での描画をサポートしているが、非常に高価(2,000万円以上)であるという問題があった。近年、陰影なしVRに加え、陰影ありVRも描画できるパソコン用専用ハードウェアボードが比較的 low 価格(三菱アメリカ社 Volume Pro, ボードのみで50万円程度, システムで300万円程度)で利用できるようになった。このボードを用いれば、平行投影しか扱えないという問題があるが、 $256 \times 256 \times 256$ の三次元データをビデオレートで描画可能である。しかし、さらに最近になって、専用ハードウェアボードをまったく使用せず、Pentium IIIを搭載する通常のパソコン上のソフトウェアのみで、かなりリアルタイムに近い描画が行えるようになってきている(例えば、Voxar社 Plug'n View)。将来のさらなる Pentium系CPUの高速化を考えると、今後、VRのリアルタイム表示に関しては、専用ハードウェアよりも、通常の Pentium系パソコン上のソフトウェアによるシステムが主流になっていくと思われる。

MIPは、多くの市販のシステムには実装されている。MIPのリアルタイム表示に関しては、VRと同様に、従来から、Silicon Graphics社の Onyx2 Infinite Reality Engineが、サポートしているが、これに関しても、Pentium系パソコン上のソフトウェアによる高速描画が主流になっていくと思われる。LMIPは、比較的最近開発された方法であり、まだ市販のシステムには実装されていないが、近い将来、Pentium系パソコン上のソフトウェアによる高速描画が、標準的な表示法の一つとして、実装されていくと思われる。

以上のように、ここで紹介したすべての表示法に関して、非常に近い将来、通常のパソコン上で、誰もが手軽にリアルタイム表示できることになると期待される。

ま と め

医用三次元データ表示法の原理において、代表的な表示法であるMIP, SR, VRのそれぞれについて、ポイントとなる事項を説明し比較検討した。

文 献

- 1) Horn BKP: Robot Vision, The MIT Press, Cambridge, MA, 1986. (NTT ヒューマンインターフェース研究所プロジェクト RVT 訳: ロボットビジョン—機械は世界をどう見るか—, 朝倉書店, 東京, 1993.)
- 2) Rossnick S, et al: Three dimensional display of blood vessels in MRI, IEEE Computers in Cardiol-

MIPの利点は、原画像の濃淡情報を直接表示するという点であるが、その利点を維持しつつ、MIPも問題点である前後関係不整合の問題点を解決したLMIPの原理について述べた。SRの利点は、詳細な表面形状描出能力であるが、その特徴を支えている高解像度三次元モデリング手法であるマーチンキューブ法の基本概念について述べた。VRの利点は、三次元画像のすべてのボクセルが最終的に得られる表示画像に関与し得る点であり、これにより多様な描画が可能になる。不透明度というパラメータの導入がVRのポイントであるが、不透明度の合成を行う方法であるアルファブレンディングについて述べた。VRに陰影効果を付加するためには、各ボクセルにおいて法線方向の計算が必要になる。そのための基本概念であるグラディエントベクトルとそれを利用した陰影付けの方法について述べた。CT AngiographyとMR angiographyの三次元画像表示事例を通して、各表示法の比較を行った。また、リアルタイム描画を行うためのリアルタイム表示装置の開発状況についても触れた。

三次元画像表示法は、今後、画像診断および画像誘導治療などにおいて、ますます重要な役割を果たすと考えられる。三次元画像表示法の原理的側面を理解したうえで、適切かつ見通しのよい臨床適用を行うことが重要と考えられる。本稿では触れなかったが、画像内挿法¹⁹⁾や画像フィルタリング手法²⁰⁾²¹⁾を組み合わせることにより、表示性能が著しく向上することがある。さらに、組織・臓器ごとの画像セグメンテーション法、異種モデルの統合表示のための画像レジストレーション法²²⁾など、三次元画像表示法における、三次元画像処理の役割が今後さらに重要になってくると考えられる。

謝 辞

本稿で用いた臨床データを提供して頂き、さらに題材の選択および構成に関して有益な意見を頂いた慶應義塾大学放射線診断科の白神伸之先生および藤田保健衛生大学の片田和廣先生に感謝致します。

- ogy, 193-196, Boston, 1986.
- 3) Laub GA, et al : MR angiography with gradient motion refocusing, J Comput Assist Tomogr 12 : 377-382, 1988.
 - 4) Sato Y, et al : Local maximum intensity projection(LMIP) : A new rendering method for vascular visualization. J Comput Assist Tomogr 22 : 912, 1988.
 - 5) Lorensen WE, et al : Marching cubes : A high resolution 3D surface construction algorithm. Computer Graphics 21 : 163-169, 1987.
 - 6) Phong B-T : Illumination for computer generated Pictures. Communications of the ACM 18 : 311-317, 1975.
 - 7) Schroeder W, et al : The visualization toolkit : an object-oriented approach to 3D graphics, second edition, Prentice Hall, Upeer Saddle River, NJ, 1998.(The visualization toolkit) vtk, <http://www.kitware.com/vtk.html>)
 - 8) Levoy M : Display of surfaces from volumetric data. IEEE computer Graphics & Application 8 : 29-37, 1987.
 - 9) Drebin RA, et al : Volume rendering. Computer Graphics 22 : 65-74, 1988.
 - 10) Drebin RA, et al : Volume rendering of computed tomography data : principles and techniques. IEEE Computer Graphics & Application 11 : 24-32, 1990.
 - 11) Lacroute P, et al : Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transform, Computer Graphics, 28 : 451-458, 1994. (The VolPack volume rendering library, <http://www-graphics.stanford.edu/software/volpack/>).
 - 12) Kaufman A : Volume visualization, ACM Computing Surveys, 28 : 165-167, 1996.(The VolVis volume visualization system, <http://www.cs.sunysb.edu/~volvis>).
 - 13) 第9回熊本メディカルイメージングフォーラム講演論文集. 映像情報 Medical 31(4), 1999.
 - 14) Rubin GD, et al : Perspective volume rendering of CT and MR images : applications for endoscopic imaging. Radiology 199 : 321-330, 1996.
 - 15) Johnson PT, et al : CT angiography with volume rendering : advantages and applications in splanchnic vascular imaging. Radiology 200 : 564-568, 1996.
 - 16) Porter T, et al : Compositing digital images. Computer Graphics 18 : 253-259, 1984.
 - 17) Zucker SW, et al : A three-dimensional edge operator. IEEE Trans Patt Anal Mach Intell 3 : 324-331, 1981.
 - 18) Hohne KH, et al : Shading 3D-images from CT using gray-level gradients. IEEE Trans Med Imag 5 : 45-47, 1986.
 - 19) Hylton NM, et al : Impact of section doubling on MR angiography. Radiology 185 : 899-902, 1992.
 - 20) Gerig G, et al : Non-linear anisotropic filtering of MRI data. IEEE Trans Med Imag 11 : 221-232, 1992.
 - 21) Sato Y, et al : Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images. Med Images Anal 2 : 143-168, 1998.
 - 22) Wills III WM, et al : Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. Med Image Anal 1 : 35-51, 1996.

〈キーワード〉 医用画像 サーフィスレンダリング ボリュームレンダリング