レンダリングの手法(Ⅲ)

——医療応用を中心としたボリュームレンダリングの基礎から応用まで——

正会員 周 藤 安 造[†]

1. ま え が き

CG(コンピュータグラフィックス)による3次元表示は、モデリングとレンダリングが主なプロセスであるが、これまでのCGでは、モデリングについてサーフェスモデル、レンダリングについてZバッファアルゴリズム、レイトレーシングなどが一般的であった。しかし、サーフェスモデルは物体の表面を対象としており、内部については定義できない。さらに、タイリングなどサーフェスを構成するための面倒な処理が必要となるなどの欠点があった。

そこで近年、ボリュームレンダリングが、生体をはじめとする3次元物体の新しい可視化技術として注目されるようになった^{1)~9)}。ここでボリュームとは3次元物体の表面のみならず内部属性(温度、密度、濃度などの分布)が関数により定義された連続データまたは実測値などの非連続データである。ボリュームレンダリングでのモデリングは、このような物体が存在する3次元空間を小立方体(ボクセル)に分割し、この3次元配列をメモリー空間上に定義するだけである。

一方、レンダリングについては、レイキャスティング、セルバイセルなどの方法が一般的である。このうち、レイキャスティングは、連続媒質中を通過する光の放射、吸収を近似するものであり、物体表面での光の反射、屈折を近似するいわゆるレイトレーシングとはやや異なる。このレイキャスティングは、任意角で仮想的な平行光を発生し、これが3次元空間において定義されているボクセルを通過する光の量にもとづいて3次元画像を構成・表示する技法である。

すなわち、ボリュームレンダリングは、従来のレン

ダリング法のように2値化理論などの閾値処理による表面形状のみの可視化法ではない。統計的最適化理論などにより組織をクラスタリングし²⁾、各組織を構成するボクセルに対し与えた不透明度(Opacity)およびR、G、Bのカラー情報により、レンダリングを行うため、生体内部情報があるがままの自然な状態で細かく、かつ正確に可視化できる。なお、不透明度、カラー情報の与え方により目的に応じた多様な生体情報の可視化が可能となる。

しかし、ボリュームレンダリングは通常のレンダリングに比べて扱うべき情報量が著しく増えるため、高速大容量画像メモリー、ボクセル処理に向けた高速イメージプロセッサなどが不可欠となる。また、ボクセルの分解能が低いと充分な画質が得られないなどの問題もある。さらに、ボリュームデータに対する領域境界の汎用的な検出アルゴリズム(クラスタリング)の開発と、それによる各ボクセルへの不透明度の与え方などの研究も急がれる。

本稿では医療応用を中心としたボリュームレンダリングの方法を体系的にまとめ、解説する。また実際にX線CT画像についてシミュレーションを行い、その有効性および今後において研究すべき課題などについても考察する。

2. レンダリング技術の分類

ボリュームデータ(3次元情報)を対象とした医療応用におけるレンダリング技術は、表1に示すように、媒質の表面を表示の対象とする方式と、媒質中の情報を表示の対象とする方式の2つに大きく分類できる。前者は媒質の表面情報を閾値処理によって検出するところに大きな特徴がある(後者は閾値処理なし)。この方式はさらに幾何モデルによる方法とボクセルによる方法とに分けられる¹⁰⁾。

幾何モデルによる方法では、まずCT、MRI(磁気
テレビジョン学会誌 Vol. 46, No. 4, pp. 490~496 (1992)

[†] 東海大学 開発工学部

“Introduction to 3 Dimensional Computer Graphics (4); Rendering Method (3)” by Yasuzo Suto (School of High-Technology Human Welfare, Tokai University, Numazu)

表 1 ポリウムビジュライゼーションの方式分類
(ポリウムレンダリングの位置づけ)

ポリウムデータ (CT, MRI など)	媒質の表面を表示の対象とする方式 (閾値処理あり)
	<ul style="list-style-type: none"> 幾何モデルによる方法 <ul style="list-style-type: none"> ワイヤフレームモデル サーフェスモデルなど ボクセルによる方法 <ul style="list-style-type: none"> marching cube 法 cuberille 法 dividing cube 法 z-buffer gradient 法など
	媒質中の情報を表示の対象とする方式 (閾値処理なし)
	<ul style="list-style-type: none"> ポリウムレンダリング リプロジェクションなど

共鳴画像)などのマルチスライス(多断層)画像からレンダリングの対象となる物体(例えば、脳などの臓器)の輪郭を線図として抽出する。次に、この線図を一定間隔のベクトル列に分解したのち、前後のスライス間でタイリングすることにより、ポリゴンからなる線図の3次元モデル(ワイヤフレームモデル)を定義する。最後に、このモデルを2次元スクリーン面に投影・表示する。

なお、各ポリゴンを滑らかに塗りつぶし、必要に応じて色づけしたのち(サーフェスモデル)、投影・表示することもできる。写真1(114ページ)にMRIによって構成された表皮面(ワイヤフレームモデル)と脳(サーフェスモデル)が合成された3次元画像を示す。

一方、ボクセルによる方法では、幾何モデルによる方法と異なりポリゴンによって3次元モデルを構成するのではなく、ボクセル(Voxel: Volume Cell)という小立方体の3次元的な配列によって3次元モデルを構成する。このボクセルにはボクセル値(通常X線CTではCT値、MRIでは T_1 , T_2 値など)が定義されており、ボクセル値に対する閾値処理により表示の対象領域、例えば骨などを抽出する。すなわち、閾値処理により骨などの対象領域が一律にボクセル値1、それ以外の不要な領域(背景部分)がボクセル値0の2値ボクセル構造に変換される。そのため、対象領域以外の情報はすべて失われる。すなわち、写真2(114ページ)はX線CTから構成したボクセル法による頭骨の3次元画像であるが、骨以外の情報は特別な工夫をしない限り表示されない。

これに対して、ここで述べるポリウムレンダリングは、すべての情報がポリウムデータ(ボクセル)と

図 1 ポリウムレンダリングの概念

図 2 ポリウムレンダリングの処理手順

して保存され、表示の対象となる。

3. ポリウムレンダリングの方法⁽¹⁾⁽²⁾

ポリウムレンダリングは、まずポリウムデータとしてのマルチスライス画像をボクセルに分割し、3次元空間内に配列する。すなわち、図1に示すように3次元空間内に定義された3次元物体について、任意の視点からのボクセル追跡(レイキャスティング)を行い、組織間の境界面のみならず内部の情報構造も多重に透かして可視化する方法である。そのため、各ボクセル値に対してあらかじめ不透明度と色情報が定義されており、これらに対するボクセル演算により、臓器などの複雑な生体構造について、多様な可視化が可能となる。

図2にポリウムレンダリングの一般的な処理手順を示す¹⁾。図2に示すように、ポリウムレンダリ

グの主な特徴は、シェーディングプロセスにおいて、あらかじめ与えられている色情報からカラーシェーディング値を、クラシフィケーションプロセスにおいて不透明度をそれぞれ求め、これをレイキャスティングにより合成してレンダリング画像を構成することである。以下において各処理過程について述べる。

3.1 画像入力とモデリング

CT または MRI のマルチスライスデータをコンピュータシステムに入力し、これをボクセルに分割したのちメモリー上にボクセルの3次元配列を構成する。ボリュームレンダリングにおいては、このボクセルの3次元配列の構成が3次元物体のモデリングに相当する。

一般に医用では各ボクセルは整数値をとり、これを $f(i, j, k)$ (i, j, k はそれぞれ x, y, z 座標値) とすれば、3次元物体 V は $f(i, j, k)$ の3次元配列として次式で表すことができる。

$$V = \{f(i, j, k) | (1 \leq i \leq l, 1 \leq j \leq m, 1 \leq k \leq n)\} \quad (1)$$

ここで、 l, m, n は x, y, z 座標の上限値 (正整数値) である。

3.2 前処理

前処理ではもとのボクセルデータに対し、雑音除去、画像強調などを加えることにより、以降のクラシフィケーションなどの処理をしやすいことができる。

3.3 シェーディング

シェーディングプロセスでは、各ボクセルについて、周囲のボクセルの値から求めた Gradient を当該ボクセルにおける法線ベクトルとし、光源も考慮して Phong のシェーディングモデルなどを用いてシェーディング値を求める。

なお、カラーシェーディングを行うには、組織毎に不透明度とともに与えた色情報から求める方法と、色のついた光源で与える方法とがある。前者では、ボクセルを色のついた反射面、光源は白色光とし、シェーディング値と組織毎の色情報から各ボクセルの色すなわちカラーシェーディング値を求める。後者では、ボクセルを無色の反射面としてとらえ、その色は光源の色とシェーディングモデルによって決める。具体的には、前者の場合、法線ベクトル $N(x_i)$ と光源方向ベクトル L の内積値からシェーディング値を求め、これと各ボクセルに与えた色情報 $c_k(x_i)$ ($k=R, G, B$) との積によりカラーシェーディング値が求まる。すなわち、拡散反射だけを考慮した場合、各ボクセルのカラーシェーディング値 $c_s(x_i)$ は次式で求まる。

$$c_s(x_i) = f(N(x_i) \cdot L) * c_k(x_i) \quad (2)$$

ここで、 f は拡散反射によるシェーディング関数であるが、鏡面反射まで考慮するとともに複雑な演算となる (一般的に、医用画像の場合、拡散反射のみ考慮すれば充分である)。

なお、法線ベクトル $N(x_i)$ は次式で求まる。

$$\begin{aligned} N(x_i) &= \text{grad } f(x_i) / |\text{grad } f(x_i)| \\ \text{grad } f(x_i) &= \text{grad } f(i, j, k) \\ &= ((f(i+1, j, k) - f(i-1, j, k))/2, \\ &\quad (f(i, j+1, k) - f(i, j-1, k))/2, \\ &\quad (f(i, j, k+1) - f(i, j, k-1))/2) \end{aligned} \quad (3)$$

ここで、 $x_i = (i, j, k)$ である。

3.4 クラシフィケーション

クラシフィケーションプロセスでは、典型的な組織ごとに一定の不透明度 α_v を与え、各組織に属するボクセル値に固有な不透明度を補間処理によって与える。その場合、ボクセル値に不透明度をそのまま割り付ける方法、周辺ボクセル値にもとづく勾配も考慮して割り付ける方法などがある¹⁾⁷⁾。勾配を考慮するのは、異なる生体組織の境界を強調するためである。ここで、複数の異なる生体組織の境界におけるスカラー値 f_v (一般には、ボクセル値) とその値に対する不透明度 α_v が、例えば、

$$\begin{aligned} &(f_{va}, \alpha_{va}), (f_{vb}, \alpha_{vb}), (f_{vc}, \alpha_{vc}), \\ &f_{va} \leq f_{vb} \leq f_{vc} \end{aligned}$$

として与えられているとすると (図3)¹⁾、勾配も考慮した任意のボクセルの不透明度 $\alpha(x_i)$ は次式で求まる。

$$\alpha(x_i) = |\text{grad } f(x_i)| * \begin{cases} \alpha_{va} & ; f(x_i) \leq f_{va} \\ \alpha_{va}(f(x_i) - f_{va}) / (f_{vb} - f_{va}) + \\ \alpha_{va}(f_{vb} - f(x_i)) / (f_{vb} - f_{va}) & ; f_{va} \leq f(x_i) \leq f_{vb} \\ \alpha_{vb}(f(x_i) - f_{vb}) / (f_{vc} - f_{vb}) + \\ \alpha_{vb}(f_{vc} - f(x_i)) / (f_{vc} - f_{vb}) & ; f_{vb} \leq f(x_i) \leq f_{vc} \\ \alpha_{vc} & ; f_{vc} \leq f(x_i) \end{cases} \quad (4)$$

なお、複数の異なる典型的な生体組織の境界面における不透明度すなわち $\alpha_{va}, \alpha_{vb}, \alpha_{vc}$ などの与え方はレンダリングの精度に関わる重要な問題であり、5章のまとめと今後の研究課題でも取りあげている。

3.5 レイキャスティング

レイキャスティングでは、図4に示すように、ポリ

ュームデータの後から任意角でレイ(平行光)を発し(通常は図1に示すように前面からレイを当てるが、ここでは説明の便宜上後ろとしている)、オブジェクト空間において定義されているボクセルとの通過に伴う演算により、スクリーン面上へ投影するピクセル値を求める。

具体的には、各ボクセルに対し、光が入射すると、(3)と(4)のプロセスで各ボクセルにあらかじめ与えられているカラーシェーディング値 $c_s(x_i)$ と不透明度 $\alpha(x_i)$ との合成演算により、ボクセルを通過した光が求まる。しかし、光はボクセルに対し一般に任意角で入射するため、常にボクセル面に対し垂直に入射するように、レイキャスティングの各ステップにおいて、ボクセル格子点の配置換え(リサンプリング)が必要になる(図4)。これは、近傍のボクセルに与えられた $c_s(x_i)$ と $\alpha(x_i)$ を補間演算することによって、リサンプリングされたカラーシェーディング値 $c_s(u_i)$ と

不透明度 $\alpha(u_i)$ を求めることである (u_i はリサンプリング座標を示す)。次に、これを合成してレンダリングが行われる¹⁾。すなわち、視線に沿って並んだボクセルについて、後からきた光つまり色と、自らが発する、あるいは光源に照らされて反射する光つまり色とを合成して、次々と手前のボクセルに渡していき、最後のボクセルから出てきた光つまり色がレンダリング画像のピクセル値となる。これを数式で表すと(5)式のようになり、3次元空間のボクセルが2次元サンプリング空間上に投影される。

$$C_{out,s}(u_i) = C_{in,s}(u_i)(1 - \alpha(u_i)) + c_s(u_i)\alpha(u_i) \quad (5)$$

ここで、 $C_{in,s}(u_i)$ は後からきた光(色)、 $c_s(u_i)\alpha(u_i)$ は自らが発する光(色)、 $C_{out,s}(u_i)$ は次のボクセルに渡される光(色)である。

なお、レイキャスティングの説明では簡単のため、レイはボリウムデータの後方からくるとしたが、実際にはスクリーン面上の各ピクセルからレイを発する。ボクセルにあたる毎にレイの色と不透明度をそのボクセルの色・不透明度を加えて更新し、透明度が0になったところでそのレイの計算を終了する。

4. シミュレーション実験

頭部X線CT画像を対象とし、ボリウムレンダリングに関するコンピュータシミュレーションを行った。以下に処理条件、計算方法および処理結果を示す。

4.1 処理条件

表皮を透して頭骨を観察するレンダリングについてボクセル値に対する不透明度と色情報を次のように設定し、シミュレーションを行った。

図3 不透明度、ボクセル値および勾配値の関係

図4 レイキャスティングの原理およびボリウムデータのリサンプリング

写真 1 幾何モデル法による 3 次元画像

写真 4 シミュレーション結果 2

写真 2 ボクセルモデル法による 3 次元画像

写真 5 シミュレーション結果 3

写真 3 シミュレーション結果 1

	ボクセル値	不透明度	色情報 (R,G,B)
頭骨	100~255	1.0	200,200,200
表皮	0~ 80	0.3	255,128, 64

なお、我々は各ボクセル値に対する不透明度を図3に示すように典型的なボクセル値に割り付けた不透明度と、そのボクセル値近傍での gradient (最大勾配値) から補間処理して求めている¹⁾。

4.2 計算方法

レイキャスティングの各ステップ毎に以下の処理を行う。図5に処理手順を示す。

- (1) 周囲のボクセルの gradient を補間してレイキャスティングのステップ点 (リサンプリング点) での gradient を求め、その点での法線ベクトルとする。
- (2) 光源方向ベクトルと①で求めた法線ベクトルの内積からシェーディング値を求める。
- (3) 周囲のボクセルのボクセル値を補間してレイキャスティングのステップ点でのボクセル値を求め、この値からステップ点での色と不透明度を求める。

なお、このステップ点での色は (RGB 値 * 不透明度) である。

- (4) (3) で求めたステップ点での色にシェーディング値を掛け合わせ、当該ステップ点での色 (RGB) とする。

4.3 実験結果

写真3にボリュームレンダリングを行った結果を示す。また、同様の処理により表皮の不透明度を0.7、1.0と上昇させた結果を写真4、写真5に示す。このシミュレーションにより、表皮を透かして頭骨が観察できること、その程度は不透明度によって自由に制御できることが明らかとなった。なお、不透明度が1.0

の場合 (写真5)、従来のレンダリング (閾値処理) と同様な結果になる。

5. まとめと今後の研究課題

近年、米国を中心に盛んに研究が進められているボリュームレンダリングについて、その理論体系、方式などについてまとめ、X線CT画像を対象とした簡単なシミュレーション実験を行った。本稿ではX線CTなど医療応用を中心にボリュームデータがボクセルで定義されている非連続データを対象に解説した。

ところで、流体解析など医療以外の分野では、ボリュームデータが関数 (連続データ) で定義されていたり、非連続データであってもCT値のように必ずしも規則的な格子点配列とならない場合が多い。しかし、そのような場合でも、サンプル点の座標をボリュームデータ (この場合のボクセル値はCT値のような濃度値とは限らず温度、密度などとなる) として、もとの関数に代入して求めたり、格子点の補間計算などにより、3次元空間において規則的なデータ配列が構成できれば¹¹⁾、以降の処理は基本的にあまり変わるものではない。

なお、今回のシミュレーション実験により、ボリュームレンダリングは従来の閾値処理によるレンダリングと異なり、すべてのボリュームデータが可視化の対象となるため、各ボクセルに対する不透明度、色情報の与え方により多様な可視化へと発展する可能性が認められた。しかし、以下に示す問題も明らかとなり、今後に残された研究課題である。

5.1 データ管理と計算量

ボリュームレンダリングはすべてのデータが表示の対象となるため、大規模な画像データ群の管理と、レイキャスティングなどに伴う計算量も膨大となる。したがって、ボリュームデータベース、高速計算アルゴリズムなどの研究が必要になる。

5.2 画質の問題

レイキャスティングにおいて、レイの数と方向によってはエリアシングやアーチファクトが生じたりするため、種々のケースについてのシミュレーションによって画質の評価をする必要がある。また、エリアシングなどを発生させない手法についても検討が必要になる。

5.3 クラスタリングの問題

各組織に属するボクセル値の不透明度は、CT値の組織別クラスタリングアルゴリズムによって決まる。最尤法などの統計手法が一般的であるが、X線CTのみならずMRIにも有効なアルゴリズムの研究が必

図5 シミュレーションの処理手順

要となる。

最後に、本稿をまとめる上でご協力頂いた(株)構造計画研究所設計技術部 植田雅巳氏およびシミュレーション実験にご協力頂いた東芝メディカルエンジニアリング(株)技術開発部 古旗賢太郎氏に深謝する。

[参 考 文 献]

- 1) M. Levoy : "Display of Surfaces from Volume Data", IEEE Computer Graphics & Applications, 8, 3, pp. 29-37 (1988)
- 2) R. A. Drebin, et al : "Volume Rendering", Computer Graphics, 22, 4, pp. 65-74 (1988)
- 3) R. A. Drebin : "Volumetric Rendering of Computed Tomography Data: Principle and Techniques", IEEE Computer Graphics & Applications, 10, 1, pp. 24-32 (1990)
- 4) J. K. Udupa and H. M. Hung : "Surface versus Volume Rendering: A Comparative Assessment", Proceedings of First Conference on Visualization in Biomedical Computing 91 (1990)
- 5) B. A. Payne and A. W. Toga : "Surface Mapping Brain on 3D Models", IEEE Computer Graphics & Applications, 10, 5, pp. 33-41 (1990)
- 6) M. Levoy : "A Hybrid Ray Tracer for Rendering Polygon and Volume Data", IEEE Computer Graphics & Applications, 10, 2, pp. 33-40 (1990)
- 7) 稲陰正彦 : "ボリウム・レンダリングの基礎", NIKKEI Computer Graphics, pp. 188-194 (1989)
- 8) 周藤安造, 古旗賢太郎 : "ボリウム・レンダリングによる医用3次元表示法の有効性と課題", Med. Imag. Tech., 9, 3, pp. 257-258 (1991)
- 9) 周藤安造, 鈴木雅隆 : "ボリウム・レンダリングの医療応用における有効性の評価", '91 信学会秋季大会, D-186 (1991)
- 10) 周藤安造 : 三次元表示, 電子写真, 29, 2, pp. 221-229 (1990)
- 11) G. M. Nielson & B. Hamann : "Techniques for the Interactive Visualization of Volumetric Data", Proc. '90 Visualization, pp. 45-50 (1990)

すとう やすぞう
周藤 安造 昭和48年、慶応義塾大学大学院工学研究科修了。その後、(株)東芝医用機器事業部において、医用画像3次元表示システムの開発に従事。平成3年4月より、東海大学開発工学部情報通信工学科教授。工学博士。正会員。