

## 内部ボクセル情報を用いたマーチング・キューブ法における 等値面分解能の向上

高波 健太郎<sup>†</sup> 藤野 勝<sup>††</sup> 長坂 学<sup>†</sup>  
菊川 孝明<sup>†</sup> 緒方正人<sup>†</sup>

本論文では、等値面生成アルゴリズムとして広く知られているマーチング・キューブ法の等値面決定則の改良法について述べる。4面体有限要素モデル生成時の前段として、マーチング・キューブ法を用いた等値面生成を行なう必要があり、提案手法では、サンプリングしたボリュウムデータに対して等値面生成を行なう場合にサンプリング間隔内部のボクセル情報も考慮して等値面を決定する。提案手法は従来手法で作成した4面体有限要素モデルよりも少ない有限要素数で幾何的形狀の特徴の表現に優れたモデル生成が可能となった。

### The improvement of conformity of isosurface on Marching Cubes algorithm with internal voxels in sampling distance

KENTARO TAKANAMI,<sup>†</sup> MASARU FUJINO,<sup>††</sup> MANABU NAGASAKA,<sup>†</sup>  
TAKA AKI KIKUKAWA<sup>†</sup> and MASATO OGATA<sup>†</sup>

In this paper, we propose a method to improve Marching Cubes algorithm. The model for a real-time surgical simulator which we are developing uses tetrahedral FEM models. To generate tetrahedrons we have to apply isosurface generation. This isosurface generation greatly affects geometrical conformity of original model. We improve traditional Marching Cubes algorithm to use information of voxels those are hidden in specified sampling distance. The experiments have shown that the method generated less number of triangle surface patches compare to the traditional method with reasonable geometrical conformity.

#### 1. はじめに

筆者らは、2005年より専門医が術前に手術手技訓練を行うことが可能な手術シミュレータを開発している<sup>5),11)</sup>。このシミュレータでは人の臓器及び血管等の変形シミュレーションを実時間で正確に行うことが重要であり、力学計算には4面体有限要素モデルを用いた動的線形有限要素法を実装している。従って、患者固有の診断画像データ(CT, MRIなど)から頻りにシミュレータで訓練するためのシミュレータ用モデルを生成する必要がある。このため、短時間でモデル生成が可能な生体データモデル生成装置を開発している<sup>5)</sup>。この装置では、シミュレータ用モデルを生成するために、患者の診断画像データから対象部位を抽出してボクセルデータを生成後、4面体有限要素モデルへ有限要素分割するプロセスをとっている。この有限要素分割のための前処理としてボクセルデータから等

値面生成を行い、3角形表面パッチデータを生成している。

力学計算のための人体臓器モデルの特徴として、発生する表面パッチの形状再現の忠実度と力学計算量の間には相反する関係がある。即ち、幾何的な形状表現を正確に行えば、変形計算にかかる計算量が増大し、逆に表面パッチ数を減らせば形状表現が悪くなる。一例を挙げると、形状を粗く近似すれば、分岐がある血管がつぶれて繋がったり、臓器が実際の形状と異なるなど、シミュレータ操作者に違和感を与える。術前訓練では、特に患者固有の形態・形状の忠実度は重要である。

初期の生成装置では、実時間で計算量削減のため、粗い3角形表面パッチデータを用い、これにスムージング処理を施した後に4面体有限要素モデルを生成することでモデル表面の不自然さを改善していた。この3角形表面パッチデータ生成にはマーチング・キューブ法(Marching Cubes)の原型<sup>2),7)</sup>を使用していた。しかし、スムージング処理は元データから得た形状情報を変化させることであり、患者固有データを用いるという利点を失わせていた。

今回、従来のマーチング・キューブ法にサンプリン

<sup>†</sup> 三菱プレシジョン株式会社  
Mitsubishi Precision Co.,Ltd.

<sup>††</sup> 有限会社 プサイ  
PSI(Problem Solving Institute)Co.,Ltd.

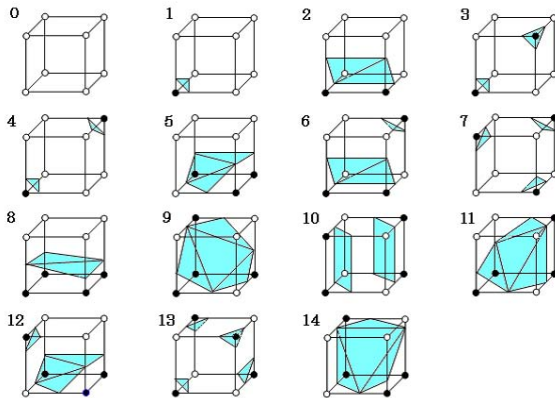


図 1 等値面生成パターン

グ間隔内部のボクセル情報を用いる単純な処理を追加するだけで、スムージング処理を行わずに原情報を持つ人体の部位の形状に近い 4 面体有限要素モデルの生成が可能になった。本論文の構成は 2 章において従来研究を述べ、3 章に提案手法、4 章にその評価、最後に 5 章に結論を述べる。

## 2. 従来研究

等値面生成の代表的なアルゴリズムであるマーチング・キューブ法は境界探索法の 1 つであり、その処理の簡潔さから広く用いられている。医療画像データの 3 次元視覚化を目的として考案されたものであり、ボリュームレンダリングが高速に行える現在においてもその重要性は失われていない。

### 2.1 マーチング・キューブ法の等値面生成

原理を簡単に述べると、ボクセルデータから等値面を含む立方体を取り出し、その立方体に含まれる等値面を 3 角形で近似する、ということになるが、その生成パターンはあらかじめ決まっており、8 頂点の立方体から生成される 3 角形のパターンは 256 通りである。位相的に同じものを整理すると図 1 に示すとおり 15 通りになり、これらのパターンから 3 角形を生成する。しかし、発表当初より隣接部の 3 角形パターンの組み合わせによっては等値面同士の繋がりが保障されず、隙間が生じることがあるという問題点が挙げられている。例を挙げると、図 1 のパターン 5 と 11 が隣接した場合などである。その解決策として良く知られているものには漸近線判定法 (Asymptotic decider) がある<sup>7)</sup>。これはマーチング・キューブ法が線形補間を用いて等値面と辺が交差する場所を推定するのに対して、等値面と単位立方格子の面との交点をバイリニア補間を用いて推定するものである。さらに拡張したものとしてはトリリニア補間を用いて等値面生成を行なう手法<sup>1),6)</sup> など、オリジナルのマーチングキューブ法のあいまいさを解決するために様々な手法<sup>3),4)</sup> が提案されている。

## 2.2 最適化

また、この手法の欠点である発生する膨大な 3 角形の数を削減するデシメーション手法 (Decimation method) も数々提案されている。面の削減に当たっては、基準面と対象点の距離が閾値以下である場合、対象三角形を統合して削減する方法<sup>8)</sup> と、木構造を一度生成して、これを下から辿り、指定閾値以内と見なせる面を統合して数を削減する方法<sup>9)</sup>、アダプティブにボクセルの間隔を増減させてマーチング・キューブ法を適用する方法<sup>10)</sup> などがある。特に、Shu ら<sup>10)</sup> の方法は、ボリュームデータのサンプリング間隔を適応的に変化させて表面パッチの削減を図っており、表現対象の空間周波数に従い表面パッチが生成されるので、少ないパッチ数で形状表現性が高いとの優れた性質を持つ。

## 2.3 力学計算を伴う場合の従来法による問題点

前述のように力学計算を伴うモデルでは、力学計算の計算量を削減する目的から、表面形状の忠実さを保ちつつ有限要素分割数を少なくする必要がある。

従来のデシメーション手法は形状に動きを伴わない対象に適用されることを前提としているが、変形を伴う模擬では、この手法がそのまま利用できない。即ち、手術シミュレータでは、臓器の変形が逐次動作中繰り返しおこるため、初期形状の空間周波数から適応的にサンプリング間隔を決めて、有限要素数を削減する従来の静的とも呼ばれるデシメーション手法が適用できない。例えば、初期形状が平面的であるが、変形により曲面に曲がる場合を想定する。この場合初期形状を基に、粗い表面パッチからできた有限要素が変形したとしても、その形は依然平面的であるので形状の模擬に問題がでる。勿論、実時間で粗密を考慮した有限要素分割が可能であれば問題はないが現在の技術では、計算量との兼ね合いから実時間での実現が困難である。

## 3. 提案手法

前述の問題点は、ボクセル間隔は一定として、例えば、最小間隔の倍数として、曲った場合にも備えて運用上耐えられるようにサンプリング間隔を予め小さく決めておけば、複数の有限要素を構成する面から平面が作られているので、曲った場合に対しても複数の有限要素を構成する面で近似できる。提案法は指定サンプリング間隔を一定としてマーチング・キューブ法と基本的に同じ処理をおこなうが、このエッジ間の交点を決定する際、最小サンプリング間隔をその交点判定に用いることが特徴であり、従来の Shu ら<sup>10)</sup> のマーチング・キューブ法を元にしたデシメーション法とは異なる。

### 3.1 従来法における等値面決定則

マーチング・キューブ法では単位立方格子 (キューブ) を定義し、それぞれのキューブはボリュームデータ

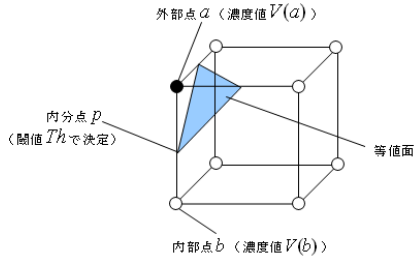


図 2 等値面生成の例: (頂点 a の濃度値  $V(a)$ , 頂点 b の濃度値  $V(b)$ ) p は閾値  $Th$  で辺 ab を内分

の濃度値を持つ点要素の集合と考える。図 2 はキューブのイメージである。点要素の集合は、適当な閾値により物体内部または外部に属する点要素の集合の 2 つに分けられる。図 2 は等値面構成図であり、これは図 1 で示したパターン 1 である。物体内部の点を内部点、外部の点を外部点として、キューブを構成する辺の 2 頂点 a, b がそれぞれ内部点と外部点であるなら物体表面と辺 ab は交点を 1 つだけ持ち、頂点 a, b の濃度値  $V(a)$ ,  $V(b)$  と閾値  $Th$  より交点 p は式 (1)

$$p = \frac{(V(a) - Th) * b + (Th - V(b)) * a}{V(a) - V(b)} \quad (1)$$

で導出される。

p は辺 ab を  $(V(a) - Th) : (Th - V(b))$  に内分する点である。キューブ内で同様な交点をすべて導出し、それらの点で構成されるいくつかの多角形を決定する。この多角形を 3 角形分割することで等値面が形成され、上記の処理をボリュームデータ内で定義可能なすべてのキューブに対しておこなうことで表面再構成が行われる。実装においては処理対象データは 2 値データであるため、内部点、外部点は 1 : 1 に内分するものとして対象となる辺の中点を交点とし処理を行っていた。

### 3.2 提案する等値面決定則

生体データモデル生成に等値面生成処理を適用する場合、入力したボクセルデータから粗くりサンプリングしたボクセルを使用している。これは 4 面体有限要素モデル生成時及びそのモデルによる実時間変形シミュレーション実施時の計算機に生じる負荷を減らすためである。サンプリング間隔は対象となるデータの複雑さにもよるが通常 3~6 を適用している。基本間隔の倍数を用いたサンプリング間隔の場合も等値面の頂点座標は対象となる辺の中点としていたが、実際に内外が切り替わる位置のパターンはサンプリング間隔と同じ数だけ存在する。模式図としてサンプリング間隔が 2 の場合において、従来方式及び提案方式にて等値面を生成した場合を図 3 に示す。ケース 1, ケース 2 とともに、内部ボクセル上で内外が切り替わる位置を取得し等値面の頂点座標とすると、より分解能の高い等値面が生成される。

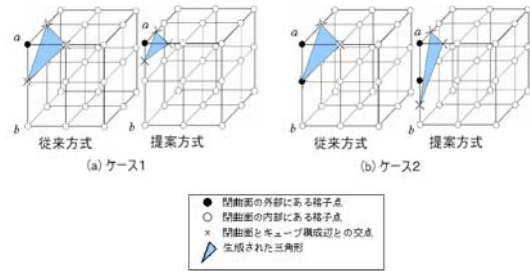


図 3 サンプリング間隔 2 における内部ボクセル情報を考慮した等値面模式図 (ケース 1: 辺 ab にて内部点 2, 外部点 1 が存在 ケース 2: 辺 ab にて内部点 1, 外部点 2 が存在)

### 3.3 処理手順

個々のキューブについて、それが担うべき等値面近似のポリゴンを生成し、その全体を物体の 3 角形表面パッチとする。この処理は通常のマーチング・キューブ法の方式そのものである。提案手法ではキューブはボクセルを頂点とし、任意の整数サンプリング間隔を辺長とする隣接立方体とすること、そしてキューブの辺と等値面との交点を求める方法が従来法との違いである。交点が存在する場合、その座標を求めるアルゴリズムを以下に疑似コードで示す。

```

/*****
//==== 変数 =====//
int fx,fy,fz; // 処理対象キューブ基点座標
int iEdge; // キューブ構成辺の番号, 0-11
int i; // 辺上の距離, ボクセル単位
int c; // 次元番号
int dr[3]; // 処理対象キューブの辺ベクトル
int xP, yP, zP; // 処理対象辺の起点
float eVertex[12][3]; // 辺と等値面の交点座標
float fr = 0.5f; // フラクシオン
char voxel[X][Y][Z]; // ボクセル値
float edgDr[12][3]; // 単位キューブ構成辺ベクトル

// 前処理 (従来法と同様)
// 1. 基点座標 (fx,fy,fz) 及びサンプリング間隔 step より処理対象キューブの各頂点座標及び値を取得
// 2. キューブ構成辺 12 本のうち等値面と交点を持つ辺を探索

//==== 等値面決定処理 =====//
// キューブ構成辺と等値面との交点を求める
for( i=1; i<=step; i++ ) {
    for( c=0; c<3; c++ )
        //辺上の内部ボクセル位置の計算
        dr[c] = (int)ABS( edgDr[iEdge][c] ) * i;
        // キューブ構成辺の起点ボクセル値と異なるボクセル値を探索
        if( voxel[xP][yP][zP] != voxel[xP+dr[0]][yP+dr[1]][zP+dr[2]] ) {
            eVertex[iEdge][0] = (xP+(dr[0]-fr) * ABS(edgDr[iEdge][0])) ;
            eVertex[iEdge][1] = (yP+(dr[1]-fr) * ABS(edgDr[iEdge][1])) ;
            eVertex[iEdge][2] = (zP+(dr[2]-fr) * ABS(edgDr[iEdge][2])) ;
            break; // 交点計算完了
        }
    }
}

//このあとの処理は従来法と同様, 求めた交点座標及び等値面生成パターンを定義したテーブルから 3 角形表面パッチ座標 (キューブ内に最大 5 つ) を求める

/*****

```

表 1 実験に用いたポリウムデータの分解能

モデル番号	次元数 (x,y,z)	間隔長
モデル 1: 腎臓	512 × 512 × 302	1 mm
モデル 2: 血管	512 × 512 × 302	1 mm
モデル 3: 腎臓・血管複合	512 × 512 × 302	1 mm

表 2 実験に用いたパーソナルコンピュータの性能諸元

番号	機器名	機能性能
(1)	CPU	AMD Athlon(tm) 64 X2 Dual Core Processor 2.2GHz
(2)	Memory	RAM: 2.00 GB
(3)	OS	MS WindowXP SP2
(4)	コンパイラ	MS Visual Studio.net 2003

#### 4. 評価

提案手法の評価として、患者の CT 画像から抽出した、腎臓、血管及び腎臓部位（腎臓と血管の複合）の 3 種類のポリウムデータを用いて、(1) 元データの形状再現性、(2) 実時間計算時の計算負荷となる 4 面体有限要素数、(3) 提案手法の処理時間、に関し比較実験をおこなった。実験に用いたポリウムデータの種類とその分解能を表 1 に、また、実験に用いた計算機の性能諸元を表 2 に示す。

次に、実験の詳細を以下に示す。

4.1 比較実験 1: サンプルング間隔が等しい場合  
 ポリウムデータのサンプルング間隔が 5 という条件で、表 1 のポリウムデータを入力として従来手法及び提案手法を適用した。出力結果である 3 角形表面パッチ数、4 面体数および映像による主観的評価をおこなった。なお、結果として示す 3 角形表面パッチ数は 4 面体有限要素モデル生成のため整形処理を実施した後の値である。結果を表 3 及び図 4, 5, 6 にそれぞれ示す。

4.2 比較実験 2: サンプルング間隔が異なる場合  
 従来方式においてもサンプルング間隔が少なければ、入力ポリウムデータの形状に近い 3 角形表面パッチデータおよび 4 面体有限要素モデルの生成は行なえる。そこで、従来方式のサンプルング間隔を 2、提案方式は 5 と異なるサンプルング間隔を用いてモデルを生成し、出力を比較する実験をおこなった。この意図は、両方式の出力（表面形状の映像）が入力したポリウムデータの形状をほぼ同等に再現する組み合わせは、従来法のサンプルング間隔 2 と提案法のサンプルング間隔 5 に対応することから、この条件で 3 角形表面パッチ数、4 面体数および処理時間の差異がどの程度生じるかを比較したものである。比較実験 1 と同様、結果の 3 角形表面パッチ数は整形処理後の値である。結果を表 4 および図 7, 8 に示す。

#### 4.3 考察

比較実験 1 ではいずれの場合も、提案手法を適用して生成した 4 面体有限要素モデルの方が入力したポ

表 3 比較実験 1 の結果 ( サンプルング間隔 5 ): 提案手法は 3 角形表面パッチ数, 4 面体有限要素数ともに増加

(目視評価は低・中・高の三段階評価)					
モデル番号	方式	3 角形表面パッチ数	4 面体数	処理時間 (秒)	目視評価
1 (腎臓)	従来	3,524	10,592	11.52	中
	提案	3,266	15,081	21.41	高
2 (血管)	従来	7,504	18,686	14.50	低
	提案	17,850	85,685	21.27	高
3 (複合)	従来	11,104	30,152	20.25	低
	提案	23,056	113,462	21.29	高

表 4 比較実験 2: 形状は従来方式も良好であるがデータ数が増大

モデル番号	方式	サンプルング間隔	3 角形表面パッチ数	4 面体数	処理時間 (秒)
1	従来	2	20,242	71,463	221.48
	提案	5	3,266	15,081	21.41
2	従来	2	43,014	140,630	577.6
	提案	5	17,850	85,685	21.27
3	従来	2	62,036	213,903	1253.81
	提案	5	23,056	113,462	21.29

リウムデータの形状に近いことが画像評価から見て取れる。モデル 1 を用いた実験では腎腫瘍の形状及び腎臓の窪みが従来方式よりも明確に表現されている。モデル 2, モデル 3 を用いた実験においては従来方式では腎動脈の形状の判別が困難であるが、提案方式では明確に表現されている。処理時間はいずれのモデルにおいても提案方式の方が増加しているが、モデルが複雑になるほど従来方式との時間差は縮まっており、実際の適用においては問題とならない。

しかし、モデル 2, モデル 3 のように元データが複雑である場合は提案法の 3 角形表面パッチ数および 4 面体数が増えており、これはある意味で当然であり、両者の性能比較としては弱い。

比較実験 2 は、逆に、形状適合性を両方式で同じとした場合の両者の 3 角形表面パッチ数および 4 面体数を比較したものであり、実時間処理するためのデータモデルとしては重要な比較である。表 4 によれば、4 面体数が従来法よりも 1/3 から 1/6 程度に削減されている。

#### 5. おわりに

マーチング・キューブ法の等値面交点決定則に単位立方格子のサンプルング間隔内部のボクセルデータの情報を用いることで、4 面体数を極端に増加させずに、従来よりも分解能の高い 3 角形表面パッチを有限要素の面に持つ分割が可能になった。また、提案法は従来のマーチング・キューブ法での交点計算部の修正であり、両者に処理時間の大きな差異はない。

#### 謝 辞

本研究で、データをご提供頂いた手術シミュレータ共同研究者である横浜市立大学大学院医学研究科 窪

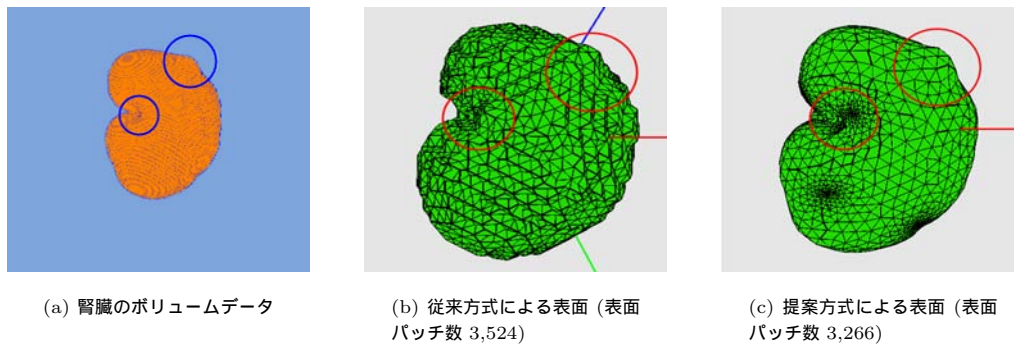


図 4 比較実験 1 (モデル 1: サンプル間隔 5): 提案法では腎腫瘍及び窪み部分が明確に表されている

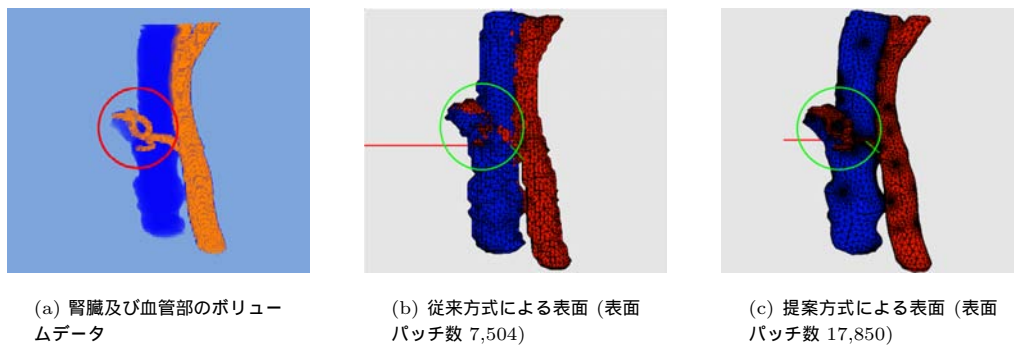


図 5 比較実験 1 (モデル 2: サンプル間隔 5): 提案法では画像中央部の腎動脈が明確にモデル化されている

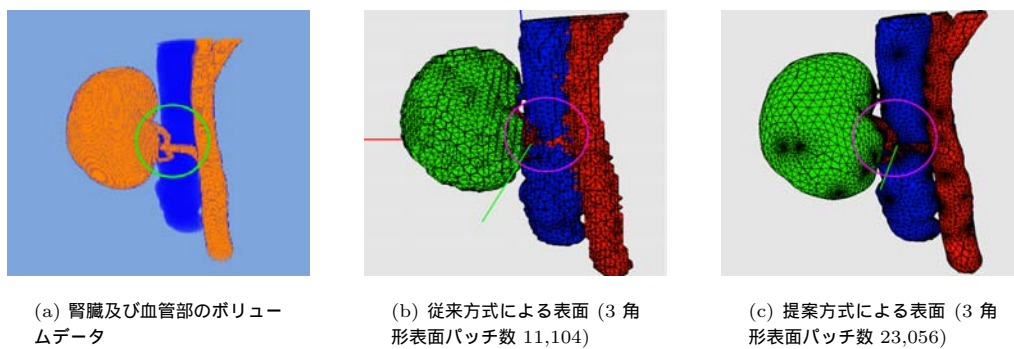


図 6 比較実験 1 (モデル 3: サンプル間隔 5): モデル 2 と同様, 提案法では腎動脈が明確にモデル化されている

田吉信教授, 槇山和秀助教に感謝いたします. 本研究の一部は独立行政法人 情報通信研究機構 (NICT) 委託研究の下に行われた.

## 参考文献

- 1) Lopes, A. and Brodlie, K.: Improving the robustness and accuracy of the marching cubes algorithm for isosurfacing, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graph-*

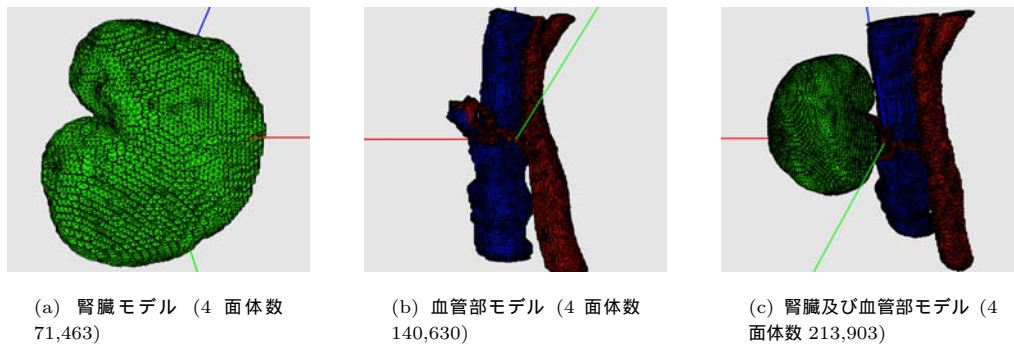


図 7 比較実験 2-1: サンプルング間隔 2 で従来方式を適用

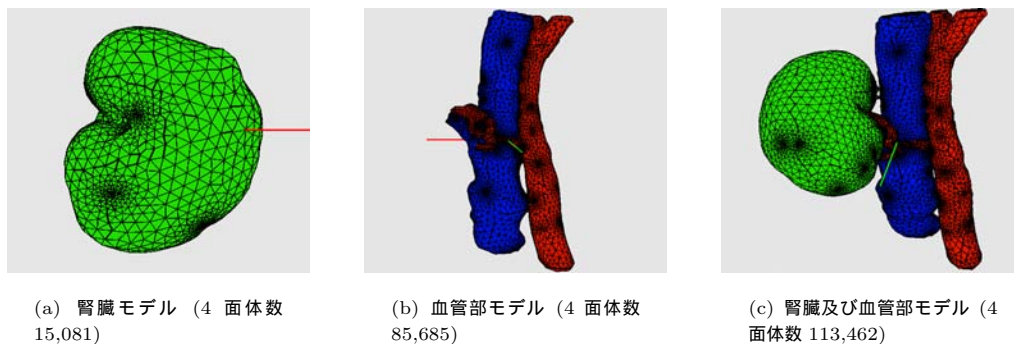


図 8 比較実験 2-2: サンプルング間隔 5 で提案方式を適用

- ics, Vol. 9, pp. 16–29 (2003).
- 2) Lorensen, W. E. and Cline, H. E.: Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm, *SIGGRAPH '87: Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, New York, NY, USA, ACM, pp. 163–169 (1987).
  - 3) Matveyev, S. V.: Approximation of Isosurface in the Marching Cube: Ambiguity Problem., *IEEE Visualization*, Vol. 9, pp. 288–292 (1994).
  - 4) Montani, C., Scateni, R. and Scopigno, R.: Discretized Marching Cubes, *Visualization '94 Proceedings*, IEEE Computer Society Press, pp. 281–287 (1994).
  - 5) Nagasaka, M., Takanami, K., Hongo, S., Terada, T., Kikukawa, T. and Ogata, M.: A Real-time Deformation Model using Patient-Specific Medical Data, *SIGGRAPH 2007 posters* (2007).
  - 6) Nielson, G. M.: On marching cubes, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 9, pp. 489–496 (2004).
  - 7) Nielson, G. M. and Hamann, B.: The asymptotic decider: resolving the ambiguity in marching cubes, *VIS '91: Proceedings of the 2nd conference on Visualization '91*, Los Alamitos, CA, USA, IEEE Computer Society Press, pp. 83–91 (1991).
  - 8) Schroeder, W. J., Zarge, J. A. and Lorensen, W. E.: Decimation of triangle meshes, *SIGGRAPH '92: Proceedings of the 19th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*, New York, NY, USA, ACM, pp. 65–70 (1992).
  - 9) Shekhar, R., Fayyad, E., Yagel, R. and Cornhill, J.F.: Octree-based decimation of marching cubes surfaces, pp. 335–342 (1996).
  - 10) Shu, R., Zhou, C. and Kankanhalli, M. S.: Adaptive marching cubes, *The Visual Computer*, Vol. 11, pp. 202–217 (1995).
  - 11) 緒方正人, 菊川孝明, 長坂学, 本郷新, 寺田尚史, 高波健太郎: 生体ボリュームデータに基づく手術手技訓練システムの開発, 理研生体力学シミュレーションシンポジウム (2006).