



HOKKAIDO UNIVERSITY

Title	時間変化する体積データの可視化
Author(s)	山本, 強; Yamamoto, Tsuyoshi
Citation	北海道大學工學部研究報告, 167, 191-200
Issue Date	1994-01-14
Doc URL	https://hdl.handle.net/2115/42394
Type	departmental bulletin paper
File Information	167_191-200.pdf



時間変化する体積データの可視化

山本 強

(平成5年8月31日受理)

Visualization of Time Varying Volume Data

Tsuyoshi YAMAMOTO

(Received August 31, 1993)

Abstract

Scientific Visualization, an application of computer graphics techniques to produce pictures of complex volume image and physical phenomenon, is emerging as a very powerful means of enabling scientists and reserchers to interpret their data. In many applications of scientific visualization, source data to be visualized are unorganized data set such as volume metric data and many new techniques have been developed last 10 years. These techniques are generalized to volume rendering method. However, most of these techniques are considering only three dimensional volume that are taken from still organs such as brains or bones. Rescent development of three dimensional scanners makes it possible to measure moving organs as heart.

In this article, I would like to introduce volume ray tracing method to visualize four dimensional volume metric data. The results of visualization from live human heart beat are shown.

1. ま え が き

MRI, 超音波などの医療診断用映像化技術の急速な進歩により生体内部の体積データの採取が可能になってきている。これらの装置はこれまで断層写真撮影を目的として使用されていたが、3次元コンピュータ・グラフィクスにより可視化することで3次元形状の再現が可能になり、新しい診断技術の開発につながる可能性がある。大量の断層写真群から3次元形状を再構成する試みは従来から研究されてきており、いくつかの手法が提案されている。

これまで、体積データの可視化に関しては脳、骨格などの静止した臓器や部位が主たる対象であった。しかし、断層撮像装置の性能向上の結果心臓等の周期的に運動する臓器の運動を直接計測することが可能となった。その結果得られるデータは時間変化する3次元体積データであり、 $f(x, y, z, t)$ と表現される4次元ボリュームデータとなる。

本論文ではMRI, 超音波等を用いて計測された4次元ボリュームデータを医療診断に利用するため行った可視化処理の方法と処理結果について報告する。

2. ボリュームレンダリングのアルゴリズム

コンピュータグラフィクスで画像を生成する基本計算処理はレンダリング(Rendering)と呼ばれ、Sutherland¹⁾によれば計算をどの座標空間で行うかによってスクリーン空間アルゴリズム、オブジェクト空間アルゴリズム、優先順位アルゴリズムの3系統に分類される。スクリーン空間アルゴリズムは幾何学構造データを最終的に投影するスクリーンの座標系に座標変換、透視変換し、その座標系でラスタ画像を生成するものである。このクラスに属する代表的なアルゴリズムがZバッファ法³⁾およびスキャンライン法²⁾である。

オブジェクト空間アルゴリズムは形状が記述されている空間、つまり世界座標系で直接画像を生成するものである。オブジェクト空間アルゴリズムでは座標変換、透視変換等もラスタ画像生成と同時に行われる。代表的なアルゴリズムはレイ・トレーシングアルゴリズム(光線追跡法)^{6,16)}である。優先順位アルゴリズムは視点からみた面素の位置的な優先順位関係によって可視面を決定するものである。優先順位アルゴリズムはそれ単体で用いられることは少なく、スクリーン空間アルゴリズムやオブジェクト空間アルゴリズムの処理時間を短縮する目的で補助的に使われる事が多い。

ボリュームデータのようにポリゴン化されていないデータに対するレンダリング処理も基本的にスクリーン空間型とオブジェクト空間型に分類できる。ボリュームレンダリングではこの他に一旦ポリゴンデータに変換する方法も考えられる。これはレンダリング処理に関してはスクリーン空間型に分類できるが、ポリゴン生成に本質的な意味があるので別に分類する。主要なボリュームレンダリングアルゴリズムの分類を表1にまとめる。Marching cube法⁷⁾は、ボリュームデータを最小体積要素単位で解析して等密度面を表現するポリゴン群を生成する間接型のアルゴリズムである。一旦ポリゴン化されたデータは通常のCADデータと同様であるのでグラフィクスワ

表1 代表的なボリュームレンダリングアルゴリズムの比較

	Marching cube	Additive reprojection	Ray casting	Ray tracing
直接型/間接型	間接型	直接型	直接型	直接型
作業空間(ラスタ変換)	rendered dep.	Screen space	Screen space	Object space
計算量 (4-最大)	2	1	2	4
生成画像のリアリティ (4-最高)	3	1	2	4
従来のグラフィクスエンジンによる加速	yes	sort of	yes	no
ポリゴンデータとの混在表示	yes	no	yes	yes
メモリアクセスパターン	sequential	sequential	sequential	random
複数表面の同時表示	yes	sort of	no	yes
グローバル照明モデル	renderer dependent	no	no	yes

ークステーションのレンダリングエンジンが使用できアニメーションを含めた高速の画像生成が可能であるが、ポリゴン化の段階で指定した面以外の情報が失われてしまうため、異なる情報を画像化しようとするときポリゴン生成の段階からやり直す必要がある。最終的な画像の品質はレンダリングプログラムに依存する。

Additive reprojection 法⁸⁾は各体積素がエネルギーを発生して、それがスクリーンに到達して累積されるというモデルで画像を生成する。体積素間の干渉等は考慮しないので X 線写真のような画像を生成してしまい、リアリティは低い処理が簡単でアクセスパターンも順序性があり汎用計算機やベクトル計算機でも高速に処理できる。

Volume ray casting 法^{10),11)}は体積素に対してオブジェクト空間でシェーディング処理を施し、スクリーン座標系に座標変換の後 Z バッファ等を用いて画像化するアルゴリズムの総称である。この方法では、体積素を順に処理して最終的画像を得るため、ポリウムデータのアクセスを内部表現に沿った順に行えるため、スーパーコンピュータ等のベクトル計算機構を有する計算機や、キャッシュメモリを備えた計算機で高速に実行できる。3次元ポリウムのサンプリング密度は一般にスクリーンのサンプリング密度より低いいため、ポリウム座標上で内挿処理を行い、スクリーン上で必要な精度を得る必要がある。そのための方法として Volume point cloud 法¹²⁾等が提案されている。

Volume ray tracing 法 (ポリウム光線追跡法) は視点とスクリーン上の画素を結ぶ半直線を仮定し、それと交わりかつ条件を満足するポリウム空間中のセルを探索して画像を生成するものである。Volume ray casting 法では体積素の側からスクリーンに投影する方針でアルゴリズムが作られるが、ポリウム光線追跡法ではスクリーンの側から体積空間を探索し、条件を満たす体積素を探索する。この方法では途中の減衰や周辺セルが照明に与える影響も考慮できるため、高品質の画像が期待できる。反面、アクセスパターンのランダム性、動的な補間処理など計算量が増加する問題がある。

3. ポリウムレイトレーシング

ポリウムレイトレーシングの処理は通常の光線追跡法と実質的に同じである。通常の光線追跡法ではモデリング要素としてポリゴンや 2 次関数形状などを用いるが、その一つとして 3 次元配列を取り入れるだけのことである。3 次元ポリウムも分解すればサンプリンググリッド単位の小直方体が $256 \times 256 \times 128$ 程度積み重なったオブジェクトが追加されたと思えば良い。問題はデータが莫大であるため、視線との交差判定の回数が増加し処理時間が長くなることに尽きる。そのため、直方体中を高速に探索するアルゴリズムが重要となる。幸い、直交座標系中の直線生成には DDA アルゴリズムが使えるので高速に実行できる。ポリウムレンダリングで注意する必要があるのは、素データのサンプリング密度が低い事である。ポリウムデータは量的には莫大であるが、各座標軸について見れば高々 256 サンプル程度でしかない。これに対して最終的に投影されるスクリーンの画素密度は通常の TV でも 650×450 画素あり、ポリウムデータを単純なキューブの集合とみなして画像を生成すると画像にアーチファクトを生じてしまう。アーチファクトを軽減するために補間処理を行うことが必須である。

3.1 補間モデル

処理する側の都合を言えば、x, y, z 方向のサンプリングピッチは等しいことが望ましい。しかし現実には CT 装置の特性上 z 方向の分解能は x, y 方向と比較して劣るため、サ

ンプリングピッチが異なる場合が多い。ボリューム・レンダリングソフトウェアではこのようなサンプリングピッチの異方性に適応できる必要がある。また、 $256 \times 256 \times 128$ というデータ量は十分密度が高いように思えるが、目的の画像が 512×512 以上であることを考えると実際は非常に粗いデータであることが解る。単純に3次元グリッド上の点だけを処理するとアーティファクトやエイリアスの多い画像となる。実際に処理してみるとボリュームレンダリングの画質を決定する要因は3次元空間での補間処理であることが解る。補間アルゴリズムとしては1次補間、3次補間が用いられることが多い。ボリュームレイトレーシングでは光線が体積空間を微小ステップで進行する度に補間計算を行うため、その計算量が実行速度に大きく影響する。

等密度面(isodensity surface)を求めるレンダリング処理では、あらかじめ指定されたスレッシュホルド値の表面を精密に求めることによって画像を生成する。視線探索をサンプリンググリッドと比べて非常に小さな増分で行えば、スレッシュホルド値と等しい表面を精密に求めることができるが、それでは処理時間が精度に比例して増加してしまう。今回はグリッドと同程度の増分で探索し、線形内挿により表面との交点を推定した。

3.2 シェーディングモデル

3次元形状をそれらしく表示しようとするとならぬ陰影付け処理が必要である。ボリュームレンダリングに関連したシェーディングモデルの提案は数多くあるが、今回は単純なモデルとして表面法線を用いた Phong シェーディングを用いた。Phong シェーディングでは表面の輝度 I を次式により計算する。

$$I = k_0 L_0 + k_1 \vec{L} \cdot \vec{N} + k_2 (\vec{R} \cdot \vec{V})^\alpha \quad (1)$$

右辺各項は左から順にバックグラウンド光の影響、拡散反射項、鏡面反射項を意味する。ここで L_0 はバックグラウンド光のエネルギー、 \vec{L} , \vec{N} , \vec{V} はそれぞれ光源への方向ベクトル、表面法線ベクトル、視線ベクトルであり、 \vec{R} は \vec{L} が表面で反射するときの方向ベクトルで次式で求められる。表面法線ベクトルは交点における濃度勾配を正規化して代用している。

$$\vec{R} = -\vec{L} + 2\vec{N}(\vec{L} \cdot \vec{N}) \quad (2)$$

α はハイライト成分の広がりを制御する係数であり、1~100の値を取る。値が大きい程シャープなハイライトとなる。通常は10程度の値を用いる。 k_0 , k_1 , k_2 の各係数はレンダリングする面の属性として定義されるものであり、カラー画像生成の場合には RGB の3原色毎に I を求めることになる。

一個の閾値による単純な等密度面表示だけでは3次元ボリュームの持つ複雑な内部構造を可視化するのに不十分である。複数の面を同時に表示し、それらの相互関係を理解することでより正確に内部構造を理解することができる。簡単に複数表面を同時表示する方法として半透明表示による方法がある。ボリュームレイトレーシングでは視点に近い側から探索が行われるので、一旦指定された等密度面に遭遇したあともさらに探索を続行する事により、その面の後ろの存在する面の情報を画像に反映させることができる。 n 番目の閾値の表面のシェーディング結果を I_n 、その面の透過率を T_n とする時、 M 個の表面を半透明表示により合成する最終的な画素強度 I_{total} は次式で求めることができる。

$$I_{total} = \sum_{i=1}^M \left(\prod_{j=1}^{i-1} T_{j-1} \right) I_i \quad (3)$$

ここで、 $T_0 = 1$ である。各表面の色相の距離を大きく設定することによって面間の相互関係が容易に理解できるようになる。

4. MRI-CT で計測された 4 次元データ

最近の X 線 CT, MRI-CT には心電同期撮像モードが備えられている機種があり、1 心拍を 10~25 フレームに分解して撮像する事が可能になって来ている。このモードでは CT 値を (x, y, z, t) の 4 次元空間の体積データとして計測できる。計測された 4 次元データはある z 値について、 xy 平面の断層画像 (基本断層画像) を t を変化させて計測した 10~25 枚の画像群を 1 ブロックとし、さらに z を変更して n ブロック測定したものである。

CT 装置が出力するデータは直交座標で記述されており、ボリュームレンダラーが受け入れ易い形式になっている。動きを伴わない臓器、例えば脳や骨格等に関しては 3 次元再構成の報告が多く見受けられるが、心臓等の動きを伴う臓器の可視化の報告は少ない。4 次元ボリュームの可視化が困難な理由の一つに S/N 比の低下が上げられる。今回は MRI-CT によって計測された胸部画像を用いたが、心臓のように時相による形状変化が大きい部位では時間サンプリング幅を小さくするため、4 次元体積セルが小さくなる。その結果、MRI 信号のエネルギーが低下して画像の SN 比が低下することになる。SN 比を確保するためには空間方向のサンプリング間隔を大きく取る必要があり、空間サンプリングのピッチが大きくなり質の高い 3 次元再構成が困難になる。今回実験に使用した 4 次元データでは基本断層画像を人体の輪切りとしたため x, y 方向についてはサンプリング間隔がほぼ 1.5mm に固定されるため、 z 方向のサンプリング間隔を 1.5cm 程度としている。時間変化を含む 4 次元データではデータ量が莫大となるので MRI-CT 装置の内部容量の限界からも、空間方向の解像度は犠牲にしてデータ量の節減を行う必要もある。実験に使用した 4 次元データは $256(x) \times 256(y) \times 5(z) \times 23(t) \times 16\text{bit}$ の構成であり、全体で約 15MB であった。

5. 補間アルゴリズムとレンダリング処理

4 次元ボリュームからある時相について 3 次元ボリュームセットを抽出し 3 次元ボリュームレイトレス法で等密度面 (isosurface) を画像化する。3 次元ボリュームの抽出は単純に同時相の断面画像を抽出するのではなく隣接する時相の画像を重み加算してフレーム間の連続性を向上させている。3 次元ボリュームは x, y 方向が 1.5mm 間隔、 z 方向が 15mm でサンプリングされているため何らかの補間処理を行わなければ自然な画像を生成できない。補間処理をレンダリング前に行い、補間されたボリュームデータを作成するのが自然であるが、それによってレンダラが使用するデータサイズが増加しプロセスサイズが巨大化してしまう。補間処理が高速ならば光線追跡の段階で逐次計算することができ、プロセスサイズが小さくなり小型のワークステーションでレンダリングが実行可能となる。ここで使用した補間アルゴリズムは 1 次補間による再サンプリングであり、任意の座標 (x, y, z) の CT 値を 3 回の整数化 (floor), 14 回の実数乗算, 10 回の加減算で求めることができる。

レンダリング計算は光線追跡アルゴリズムに基づいて行う。CT 値が指定された値 th の面 (isosurface) を探索し、その面の法線ベクトルを用いてシェーディング計算することにより画素輝度を求める。光線追跡は探索直線に沿って一定間隔 dt で 3 次元ボリュームを再サンプリングしていき、

$$ct1 = CT(x(t_1), y(t_1), z(t_1)) \quad (4)$$

$$ct2 = CT(x(t_1 + dt), y(t_1 + dt), z(t_1 + dt)) \quad (5)$$

$$\text{where } ct1 < th \cap ct2 > th \quad (6)$$

である t_1 を探す。 $t_1, t_2, dt, ct1, ct2$ から交点の推定値 t を次式から求める。

$$t = t_1 + \frac{dt(th - ct1)}{ct2 - ct1} \quad (7)$$

法線ベクトルは次式によりグラディエントベクトル n_x, n_y, n_z を求めそれを正規化して代用する。

$$n_x = CT(x_t + 0.5, y_t, z_t) - CT(x_t - 0.5, y_t, z_t) \quad (8)$$

$$n_y = CT(x_t, y_t + 0.5, z_t) - CT(x_t, y_t - 0.5, z_t) \quad (9)$$

$$n_z = CT(x_t, y_t, z_t + 0.5) - CT(x_t, y_t, z_t - 0.5) \quad (10)$$

Isosurface の CT 値 th は複数設定でき、設定値毎に不透明率、表面色、鏡面反射強度を独立に指定できる。特に不透明率を 1 以下に設定することにより半透明表示が可能となり、多層構造が表示できる。動画像の生成では半透明表示により層間の動的な関係が把握しやすくなる。図 1 は人体胸部の 4 次元ボリュームを構成する MRI 画像の 1 例 ($t=0, y=2$) である。同様の画像が t, y をパラメータとして 23~5 枚集合して 4 次元ボリュームデータを構成している。図 2 は $t=0$ について単純な等密度面再生した結果の例である。図 3 は同じ時相について、複数密度面を半透明表示を用いて表示した例である。

6. 超音波断層診断画像から合成する 4 次元データ

MRI-CT は方向性の少ない品質の良い 4 次元データを採取可能であるが、データ採録に要する時間が 2~3 時間に及び、実験的に行う場合は良いが臨床で用いるには更に CT 装置自身の技術革新が必要である。短時間に 4 次元データを収集できる可能性のある方式として超音波断層写真がある。超音波断層では実時間で断層画像が採集可能だが、超音波断層写真が描くのは密度や水分含有量といった厳密な数値ではなくインピーダンス境界であるため、合成されるボリュームデ

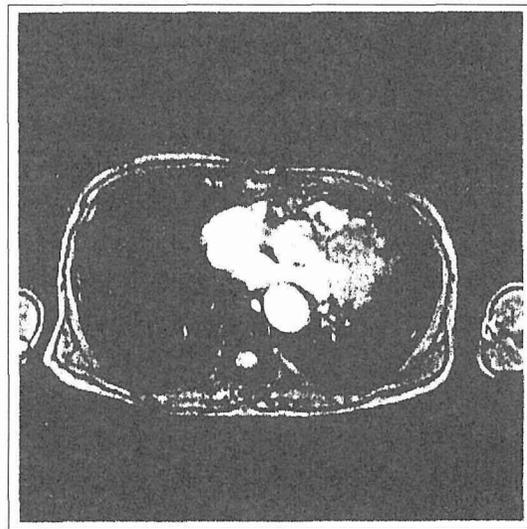


図 1 : MRI で計測された胸部 4 次元ボリュームデータの 1 断面 ($t=0, y=2$)

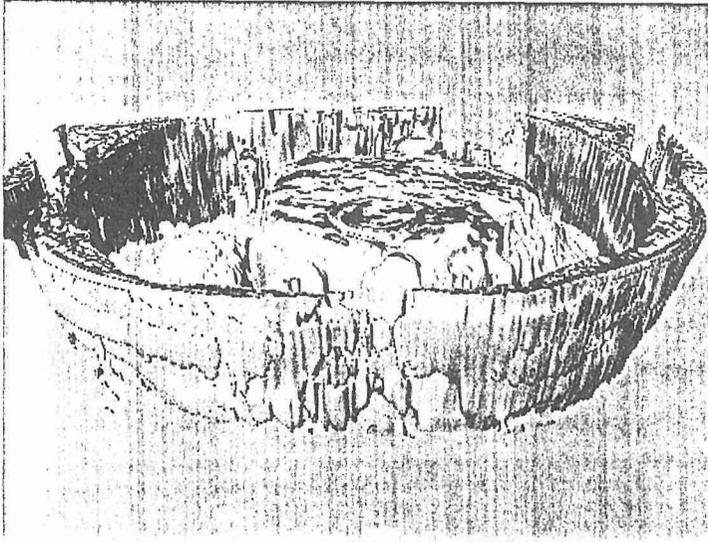
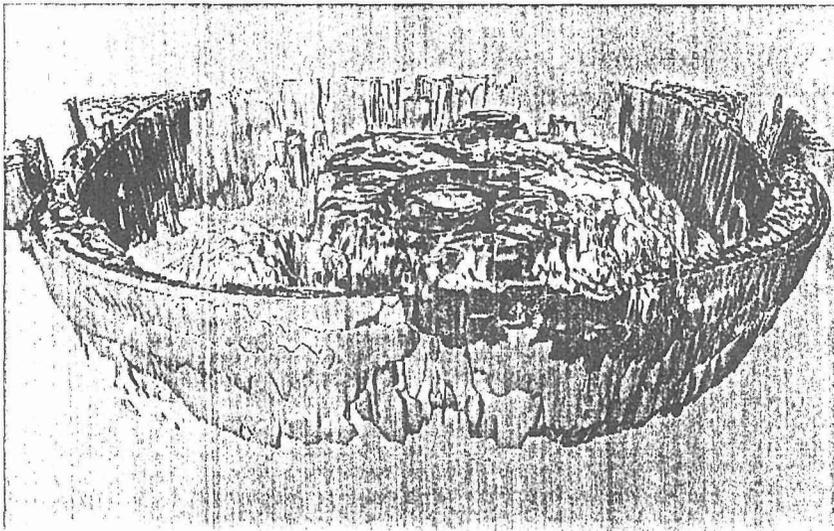
図2：生体心臓の可視化例1（等 MR 値面, $t=0$ ）

図3：生体心臓の可視化例2（複数の等 MR 値の同時表示）

ータはCT系のデータとかなり異なるものである。現在の所、超音波エコーをデジタルデータとしてインターフェースする方法が無いので、モニタに表示されている映像信号をVTRに録画し、その輝度信号をエコー強度とみなしてボリュームデータを構築している。

今回用いた超音波断層画像は経食道法で撮影された心臓内部の画像であり、探触子の角度を2.5度刻みで変化させて約60度の範囲を極座標系でサンプリングしたものである。1心拍は約25枚の画像から構成され、全体では600枚以上からなっている。

極座標系で表現された原データを直交座標系で再サンプリングしてMRI-CTの画像と同様の内部表現を作成し、以降のレンダリング処理はMRI-CTの可視化と同様に画像再構成を行っている。

超音波断層ではデータ採集の座標系も極座標であり直交座標に変換した場合にデータ密度が一樣ではない。また SN 比が極端に悪く空間分解能を犠牲にしても徹底した雑音除去を行わなければ解読可能な 3 次元画像を生成できない。しかしドプラー映像や組織分離映像など超音波の特性とアナログ信号処理を応用した画像を採取でき、それをベースデータとした 3 - 4 次元再構成も可能であり、多様な可視化が可能である。図 4 は 4 次元ボリュームを構成する 1 画面の例である。このデータから 4 次元ボリュームを構築し、等エコー強度面に関して光線追跡を行った結果が図 5 である。

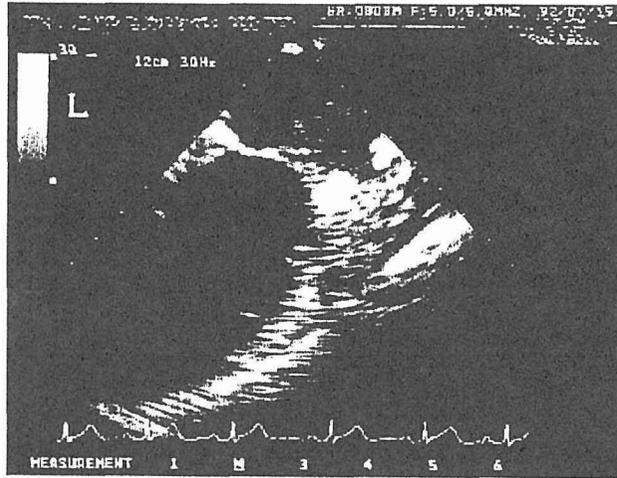


図 4：超音波断層で計測された胸部 4 次元ボリュームデータの 1 断面 ($t=0, \theta=0$)

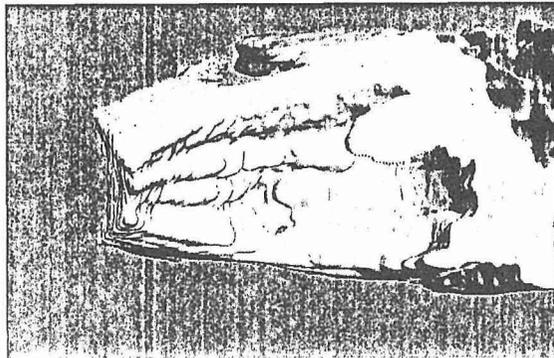


図 5：超音波断層画像からの生体心臓の可視化例（等エコー強度面, $t=0$ ）

7. アニメーション合成

MRI, 超音波等で計測された 4 次元ボリュームから時間軸断面を変化させて 3 次元ボリュームを抜き出しボリュームレンダリングを行った結果を連続表示することにより動画像が生成される。心臓の動きは心電図と同期した周期運動であるので反復表示によって X Window 上で実時間表示することも可能である。

診断的な意味としては単純に臓器表面を画像化するよりも内部情報を含めて表示する事によって有効な情報が得られる場合がある。Volume Raytracing 法では複数の isosurface を指定でき、それらに独立の表面属性を指定できる。属性には不透明率 α が含まれ、それを1以下にすることで半透明面を表示できる。これによって臓器表面と内部を同時に表示できるようになる。このような複雑な表示は静止画では読み取りを困難にする場合が多いが、動画像では有効である。

特に超音波断層からの画像再構成では、ボリュームデータの信頼性が低いため静止画の再生では有意な分析ができなれないと思われ、動特性表示により意味があると考えられる。MRI 画像から作成されたアニメーションに関しては ACM SIGGRAPH Video Review No.91¹⁵⁾ に収録されているのでそれを参照されたい。

8. む す び

動きのある体積空間データを対象とした可視化処理の経験について報告した。現時点では計測技術、画像生成技術とも未熟であり、実時間には至らない。特にレンダリング時間に関しては30 MIPS 程度のワークステーションを用いた場合で1フレーム当たり5-10分を要している。この処理時間は現状では測定時間と同定度であるが、対話的な画像生成環境を実現するためにはレンダリング時間だけでも現状の100倍程度高速であることが望まれている。4次元ボリュームからのレンダリングでは、各時相毎の計算処理は独立であるので並列処理が可能である。今後普及すると予想される超並列コンピュータ等により高速処理を行う事で実際の医療診断等に実用化することが可能になると思われる。

参 考 文 献

- 1) Sutherland, I.E. *et al.*: *A Characterization of Ten Hidden Surface Algorithms*, ACM Computer Surveys, Vol. 6, No. 1, pp.155 (1974)
- 2) Bouknight, W.J.: *A Procedure for Generation of Three-dimensional Halftoned Computer Graphics Representations*, CASC, Vol.13, pp.527-536 (1970)
- 3) Catmull, E.E.: *Computer Display of Curved Surfaces*, Proc. IEEE, Conf. on Computer Graphics, Pattern Recognition and Data Struct., pp.11 (1975)
- 4) Whitted, T.: *An Improved Illumination Model for Shaded Display*—, Comm. ACM, Vol.23, No.6, pp.343-349 (1980)
- 5) Lorensen, W.E. *et al.*: *A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm*, Computer Graphics (SIGGRAPH'87 Proceedings), Vol.21, No.3, pp.163-169 (1987)
- 6) Whitted, T.: *An Improved Illumination Model for Shaded Display*—, Comm. ACM, Vol.23, No.6, pp.343-349 (1980)
- 7) Lorensen, W.E. *et al.*: *A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm*, Computer Graphics (SIGGRAPH'87 Proceedings), Vol.21, No.3, pp.163-169 (1987)
- 8) Roth, S.D.: *Ray Casting for Modeling Solids*, Computer Graphics and Image Processing 18, pp.109-144 (1982)
- 9) Kajiyama, J. T., *et al.*: *Ray Tracing Volume Densities*., Computer Graphics (SIGGRAPH'84 Proceedings), Vol.18, No.3, pp.165-173 (1984)
- 10) Upson, C. *et al.*: *V-Buffer: Visible Volume Rendering*, Computer Graphics (SIGGRAPH'88 Proceedings), Vol.22, No.4, pp.59-64 (1988)
- 11) Drebin, R.A. *et al.*: *Volume Rendering*, Computer Graphics (SIGGRAPH'88 Proceedings), Vol.22, No.4, pp.65-74 (1988)
- 12) Hook, T.V.: *Volume Display Methods*, SIGGRAPH'89 Course Note No.28, VIII-1 (1989)
- 13) Molnar, S. *et al.*: *PixelFlow: High-Speed Rendering Using Image Composition*, Computer Graphics

- (SIGGRAPH'92 Proceedings), Vol.26, No.2, pp.231-240 (1992)
- 14) Yamamoto T.: *Heart Beat*, SIGGRAPH'93 Visual Proceedings, pp.72, (1993)
 - 15) Yamamoto T.: *Heart Beat*, SIGGRAPH Video Review Issue 91 (Electronic Theater), Edited by Jamie Thompson (1993)
 - 16) 山本強: *The 3-Dimensional Computer Graphics*, CQ 出版, 1983
 - 17) 山本強: “計算量から見たレンダリングアルゴリズムの比較”, 電子通信学会技術研究報告 IE90-98, pp.17-24 (1991)
 - 18) 山本強: “ネットワーク分散処理による高速画像生成”, 日本ソフトウェア科学会第8回大会, pp.1-4 (1991)
 - 19) 山本強: “心電図同期撮像された MRI-CT 画像からの 3次元アニメーション合成” 情報処理学会第45回全国大会 2-433 (1992)
 - 20) 三神大世: “経食道心エコー図縦方向画像を用いた僧坊弁 3次元動画画像作成の試み: 僧坊弁逸脱の描出” *Journal of Cardiology* 23 (in printing)