3次元医用画像における奥行き距離感の描出

吉田 孝廣 牧之内顕文 村

† 九州大学大学院システム生命科学府 〒 812-8581 福岡県福岡市東区箱崎 6-10-1 †† 九州大学大学院システム情報科学研究院 〒 812-8581 福岡県福岡市東区箱崎 6-10-1

E-mail: †t_yosida@db.is.kyushu-u.ac.jp, ††akifumi@is.kyushu-u.ac.jp

あらまし 本研究の目的は,3次元医用画像における奥行き距離感の描出にある.3次元医用画像は,ボリュームレンダリングなどにより3次元可視化される.しかし,描画画像を見ても,描画されている物体同士のうち,どちらがどれくらい視点から離れているか,といった奥行き方向の距離感がない.そこで本研究では,ボリュームレンダリング法を拡張し,色相による奥行き距離感を表現する描画法を開発した.影響度が最大であるサンプリング点と,視点との距離指標を引数とする伝達関数を用いて,各画素の色相を決定した.実験では,色相を用いた提案法による描画画像の方が,色相を用いない従来法による描画画像よりも,奥行き方向の位置関係や距離感をつかめることを確認した.キーワード 3次元医用画像,ボリュームレンダリング,距離感,色相,Computer Assisted Diagnosis

Introduction of the Depth Direction Distance Feeling to Volume Rendered 3D Medical Images

Takahiro YOSHIDA[†] and Akifumi MAKINOUCHI^{††}

† Graduate School of Systems Life Sciences, Kyushu University,
6-10-1 Hakozaki, Higashi-ku, Fukuoka, 812-8581
†† Faculty of Information Science and Electrocal Engineering, Kyushu University,
6-10-1 Hakozaki, Higashi-ku, Fukuoka, 812-8581
E-mail: †t-yosida@db.is.kyushu-u.ac.jp, ††akifumi@is.kyushu-u.ac.jp

Abstract We developed a new volume rendering method to increment the depth direction distance feeling for 3D medical images. The techniques used for the volume rendering don't produce such 3D medical images that allow us to feel the depth direction distance of objects shown in the images. In our method, hue is given to each pixel of the image. The hue shows the depth direction distance. The experiment proved that our method is useful to visualize the depth direction distance feeling for 3D medical images.

Key words 3D medical image, volume rendering, distance feeling, hue, Computer Assisted Diagnosis

1. はじめに

医用画像を用いた診断が広く行われている.医用画像とは,MRI や CT といった,人体の断層撮影画像を指す.

医用画像の診断方法は大きく 2 種類に分けられる.医師が医用画像を直接診断する場合と,計算機を用いて診断支援をする場合の 2 種類である.医師が直接診断する場合,医師のは多数の画像を壁などに並べて,頭の中で 3 次元的な画像を作り上げて診断を行う.計算機診断支援をする場合,2 次元の医用画像から 3 次元のボリュームデータを作成し,それに対して様々な処理を行い,3 次元的な画像をディスプレイに描画する.以後,

2 次元の医用画像から作られる 3 次元のボリュームデータを 3 次元医用画像と呼ぶ。

3次元医用画像には、診断の目的や対象に応じて、様々な処理や描画法が用いられる。それにより、臓器や病変といった物体の形状が3次元的に把握できる。このような計算機を用いた3次元医用画像の可視化は、医師の診断を助けるのみならず、医学生の教育や、患者への医師の説明責任(Informed Consent)を果たすために用いられる。

我々の研究室では, Digital Clone プロジェクトを推進している. プロジェクトでは, 患者個々の生体データによる, 3次元生体データベースの構築を目的としている. これを用いるこ

とで,患者個々に合わせた適切な診断や治療計画,手術シミュレーションを行うことが可能になる.その一環として,3次元 医用画像の新しい描画法について研究開発している.

医療機器の性能向上により,作成される3次元医用画像の量が増える傾向にある.これに従い,蓄えられた大量の画像データを効率の良く検査する技術が求められる.検査のためには,3次元医用画像の内部構造を把握する必要がある.

3次元医用画像の可視化手法は、2つに分かれる、1つはサーフェスレンダリング法、もう1つはボリュームレンダリング法である、サーフェスレンダリング法とは、ボリュームデータに含まれる物体の表面を抽出し、それをポリゴン化してレンダリングを行う手法である、物体の表面の抽出には、閾値処理やモルフォロジー演算などといったセグメンテーション技術が用いられる、ボリュームレンダリング法とは、サーフェスレンダリングのようにセグメンテーションは行なわず、ボリュームレンダリングから直接レンダリングを行う手法である、

サーフェスレンダリング法とボリュームレンダリング法の違いの1つに,関心領域と周辺領域の表現方法がある.サーフェスレンダリング法では,関心領域のみのレンダリングを行うため,周辺領域との関係が分からない.ボリュームレンダリング法では,関心領域を強調しつつ,周辺領域を含めてレンダリングを行うことができる.こうした理由から,医用画像の可視化では,ボリュームレンダリング法が広く用いられている.

3次元医用画像は,色相情報を持たず,スカラ値のみを持つ.このため,スカラ値の違いを明暗で表す濃淡画像として表現される.ボリュームレンダリング法では,物体を透過する際に光の減衰を考慮するが,光源からの距離による光の減衰を考慮しない.ここで,人間の視覚は,明るい色を持つ物体は視点に近く,暗い色を持つ物体は視点から遠くにあると判断する.ゆえに,描画画像を見て,その明暗がスカラ値の違いを表しているのか,あるいは光が物体を透過していることを表しているのか判別できない.そのため,ボリュームレンダリングで描画された画像から病変や腫瘍を発見しても,瞬時にその位置を空間的に特定することはできない.それらの位置を特定するためには,向きを変えて描画を行ったり,断面画像を見たりして,頭の中で空間的なイメージを作らなければならない.

本研究の目的は,空間的な位置を把握するための,奥行き距離感を表現できる新しい描画法を開発することである.奥行き 距離感とは,奥行き方向における距離感のことを指す.

本研究の目的が達成されれば,病変などの空間的な位置の特定にかかる時間が短縮されることが期待される.

本論文の構成は次のようになっている.第2章では,関連研究について述べる.第3章では,本研究の背景となる技術であるボリュームレンダリング法について説明する.第4章では,奥行き距離感を描画する方法について述べる.第5章では,提案する描画法による実験結果について報告する.第6章では,考察を行う.

2. 関連研究

人体の大局的な内部構造を解析,描画する手法の研究は,さまざま取り組まれてきた. Levoy は,ボリュームデータの各ボクセルにおけるスカラ値の勾配を利用した不透明度の伝達関数を提案した[1]. これにより各物体の輪郭を強調した描画を行うことができる.

Rheingans らは,ボリュームデータをノンフォトリアリスティック (Nonphotorealistic) レンダリング技術を用いて,表現した[3].この技術では,ボリュームデータの色や光沢を忠実に表現することはしない.代わりに,ユーザが求める特徴がより強調されるように,色使いやペンタッチによる描画を行う.

Hauser らは、セグメンテーション技術により分割された複数の領域を、異なるレンダリング法を用いて別々に描画し、それらを合成することで人体の内部構造を表現した.この技術では、まず局所領域ごと(local)に異なるレンダリング法を用いて描画を行う.その後、それらを合成して全体(global)を描画する.これを、Two-level Volume Rendering という[4].

ボリュームレンダリング法では,ボリュームデータの各ボクセルが持つスカラ値を引数とする,伝達関数を用いて不透明度を求める.広く用いられている伝達関数では,スカラ値に比例して不透明度も高くなる.このとき,外側の領域が内側の領域よりも不透明度が高ければ,内部の構造を描画することができない.竹島らは,位相属性の1つとして入れ子レベルを定義し,それとスカラ値を引数とする不透明度の多次元伝達関数を用いて,ボリュームデータの大局的な構造を可視化した[6].

3次元医用画像は、3次元的に画像処理を行うことができるが、その可視化結果の描画は2次元のディスプレイに行なわれる.そのため、ユーザがマウスを用いて関心領域を指定しようとしても、奥行き方向の情報を入力ができないので、関心領域の奥行き方向の位置を指定することができない.林らは、サンプリング点が持つ不透明度を解析することで、ボリュームレンダリングで得られた2次元画像上で、ユーザがマウスで指定した点から、ユーザが本当に関心を持った領域の3次元空間的な位置を求める手法を提案している[5].

3. ボリュームレンダリング

3次元医用画像の描画法の 1 つにボリュームレンダリング 法 [1] [2] がある .3 次元医用画像のボリュームデータに対して,ポリゴンを作成せず,サンプリングにより直接画像を描画する 方法である.サンプリングの形式として,front-to-back 法 と back-to-front 法の 2 つが存在する.本研究では,前者の形式を使用している.

ボリュームデータを構成する要素をボクセルという.各ボクセルはスカラ値を持つ.CT 画像の各ボクセルが持つスカラ値を CT 値という.CT 値は,水の場合を0として,空気は負の値であり,骨や筋肉などは正の値とある.CT 画像の描画では,CT 値を 255 階調の濃淡情報に変換して,描画を行っている.この濃淡情報を表す値を濃淡値という.

ボリュームレンダリング法では,組織ごとに不透明度を決定

表1 影響度

し、それにより、半透明な物体の描画を可能としている.不透明度とは、各組織の存在を描画画像へどれだけ反映させるかを定める指標である.0から1までの値で表される.不透明度を与える伝達関数の作成法は、描画目的に従って、様々な手法が提案されている.本研究では、ボクセルが持つスカラ値の1次元伝達関数によって不透明度を決定している.

また,ボリュームレンダリング法では,サンプリング点を取るごとに光の強度が減衰することを想定している.光の強度は,各サンプリング点における不透明度を用いて表すことができる.本研究では,次の式を用いて光の強度を求める.光の強度を $ray(x_i)$ とすると,

$$ray(x_i) = \prod_{k=1}^{i-1} \{1 - opacity(x_k)\}\$$

ただし, $i \ge 1$, サンプリング点 x_i における不透明度を $opacity(x_i)$, $opacity(x_0) = 0$ とする.

こうして各サンプリング点ごとに得られた濃淡値,不透明度,光の強度を使って,投影面の各画素の濃淡値を決定する.各サンプリング点 x_i の濃淡値,不透明度を $intensity(x_i)$, $opacity(x_i)$ とし,先に挙げた光の強度 $ray(x_i)$ を用いると,各画素 (u,v) の濃淡値 $intensity_{scr}(u,v)$ は,次のように計算できる.

 $intensity_{scr}(u,v)$

$$= \sum_{i=1}^{I_{max}} \{intensity(x_i) \times opacity(x_i) \times ray(x_i)\}$$

$$= \sum_{i=1}^{I_{max}} \{intensity(x_i) \times opacity(x_i) \times \prod_{k=0}^{i-1} [1 - opacity(x_k)]\}$$

ただし, $I_{max} \ge 1$, $opacity(x_0) = 0$ とする.

4. 奥行き距離感の描出

この章では,まず奥行き距離感の定義について説明する.そして,奥行き距離感の描出法について述べる.

4.1 奥行き距離感

奥行き距離感とは、視線の向きにおいて、視点からどのくらい離れているかを示す感覚を指す、ボリュームレンダリング法では、投影面の画素を通る光線を定義する、それを用いてボリュームデータに対してサンプリングを行う、そして、各サンプリング点で求められる濃淡値、不透明度、光の強度を用いて、投影面の画素における濃淡値を決定する。すなわち、各サンプリング点の濃淡値、不透明度、光の強度は、描画画像に大きく影響する、そのため、その影響が最大であるサンプリング点の位置を特定できれば、描画画像上の物体同士の奥行き方向の位置を特定できる。

本研究では,影響が最大であるサンプリング点と視点との 距離を,色相を用いて表現する.医用画像は濃淡画像として表 現される.ボリュームレンダリング法で得られる画像も濃淡画

	影響度	計算式
1	濃淡値	$intensity(x_i)$
2	不透明度	$opacity(x_i)$
3	光の強度	$ray(x_i)$
4	濃淡値×不透明度	$intensity(x_i) \times opacity(x_i)$
5	濃淡値×光の強度	$intensity(x_i) \times ray(x_i)$
6	不透明度×光の強度	$opacity(x_i) \times ray(x_i)$
7	濃淡値×不透明度×光の強度	$intensity(x_i) \times opacity(x_i) \times ray(x_i)$

像である.濃淡値以外の指標である色相を用いることで,各画素の濃淡情報を保存したまま,奥行き距離感を表現できる.

この章では,提案する手法の概要を示し,影響度,距離指標, 色相の利用について説明する.

4.2 提案法の概要

ここでは,提案する描出法の概要を説明する.

まず,従来のボリュームレンダリング法同様,3次元医用画像に対してサンプリングを行う.このとき,各サンプリング点において影響度を求める.各光線において,影響度が最大であるサンプリング点と視点との距離を保存しておく.保存したサンプリング点の距離から,投影面の各画素に割り当てる色相を決定する.

4.3 影響度

描画画像に対する各サンプリング点の影響の大きさを,影響度と呼ぶ.本研究では,7つの影響度を定義した.各影響度は,それぞれサンプリング点ごとに定めることができる.各サンプリング点 x_i , $i \ge 0$ における濃淡値,不透明度,光の強度を与える式をそれぞれ, $intensity(x_i)$, $opacity(x_i)$, $ray(x_i)$ とすると,表 1 のように表すことができる.

4.4 距離指標

各サンプリング点では,サンプリング点と視点との距離を求めることができる.投影面の各画素に割り当てる色相は,この距離により決定する.

表 2 に,実験で用いた 4 つの距離指標とその計算式を示す. 視点の座標 x_{obs} ,サンプリング点の座標を x_{samp} ,影響度が最 大であるサンプリング点のうち,視点から最も近いサンプリン グ点までの距離を d_{min} ,最も遠いサンプリング点までの距離 を d_{max} とする.絶対距離は,視点からサンプリング点までの 距離を意味する.相対距離は,影響度が最大であるサンプリン グ点のうち,絶対距離が最小であるサンプリング点を求め,そ れに対する距離の相対値を意味する.正規化絶対距離は,絶対 距離の最大値と最小値を求め,それにより正規化を行う.正規 化相対距離は,相対距離の最大値と最小値を求め,それにより 正規化を行う.相対距離は,物体の奥行き方向における相対的 な位置関係を明確にできると考えられる. 正規化距離は,色相 の差異をより明確できると考えられる.

4.5 色相の利用

医用画像は濃淡画像として表現される.そのため,色相を用いれば,医用画像に新たな情報を追加できると考えられる.

表 2 距離指標

_		,
	距離指標	計算式
1	絶対距離	$ x_{samp} - x_{obs} $
2	相対距離	$ x_{samp} - x_{min} $
3	正規化絶対距離	$ x_{samp} - x_{obs} \times \frac{1024}{ x_{max} - x_{min} }$
4	正規化相対距離	$ x_{samp} - x_{min} \times \frac{1024}{ x_{max} - x_{min} }$



図1 使用した色相

本研究で用いる色相は,HSV 表色系の赤から青までとした.これは,人間の視覚特性の1 つである,色相による遠近感を描画画像に反映させるためである.人間の視覚特性では,暖色系である赤は近く見え,寒色系である青は遠くに見える.赤から青までの色相は,24 ビットの RGB 表色系で表すと,1024 階調で表される.本研究では,この 1024 階調の色相を利用している.

割り当てる色相は,影響度が最大であるサンプリング点と視点との距離を引数とする伝達関数により決定する.投影面上の画素 (u,v) における影響度が最大であるサンプリング点を $x_{maxeffect}(u,v)$,距離による色相の伝達関数を $hue_{scr}(u,v)$ とすると,それらは次の式で表される.

$$x_{maxeffect}(u, v) = \left\{ x_i | \max_{i \in [1, I_{max}]} [effect(x_i)] \right\}$$

$$hue_{scr}(u, v) = 2\pi \times \frac{2}{3} \times \frac{distance(x_{maxeffect}(u, v))}{1024}$$

ただし, $I_{max} > 1$, $1 \le i \le I_{max}$, distance(x) > 0, とする.

5. 実 験

この章では,実験の目的,その方法,得られた実験結果について述べる.

この実験の目的は,本論文で提案する方法により描画した画像の特徴を示すことにある.影響度,距離指標の違いによる描画画像の違いを示す.

実験は,平行投影法と透視投影法の2つの投影法について行った.平行投影は,光源が無限遠に存在し,描画対象物体を通過する光線同士が全て平行であると想定した投影法である.そのため,視点と対象物体の距離は定義されていない.一般的な医用画像の3次元可視化に用いられる方法である.透視投影法は,光源が視点と同じ位置に存在し,描画対象物体を通過する光線の間に,入射角の差を考慮した投影法である.仮想内視鏡技術などで用いられる方法である.

実験は 2 つの 3 次元医用画像を用いて行った.対象とした 3 次元医用画像は , 医療法人 天神会 古賀病院から提供された CT

画像から作成した.どちらの画像も心臓周辺を撮影した画像である.平行投影法による実験には,画像サイズが $512 \times 512 \times 201$ である画像を使用した.透視投影法による実験には,画像サイズが $512 \times 512 \times 169$ である画像を使用した.それらを色相を用いずに描画した画像が図 2 と図 3 である.

実験の手順について述べる.まず,2つの投影法それぞれで,色相を用いずに描画を行なった.実験に使用した3次元医用画像の大まかな構造を把握するために,平行投影法では物体の向きを変えて描画を行った.図2から図7は,色相を用いないで描画を行った結果である.その後,色相を用いて描画を行った.平行投影法では,7つの影響度と,相対距離,正規化相対距離の2つの距離指標との組合せを変更して描画を行った.透視投影法では,7つの影響度と4つの距離指標との組合せを変更して描画を行った.

2 つの投影法それぞれについて比較を行った.まず距離指標ごとに,影響度が異なる7枚の画像と,色相を用いずに描画した画像とを比較した.その後,距離指標が異なる画像同士を比較した.

5.1 平行投影法

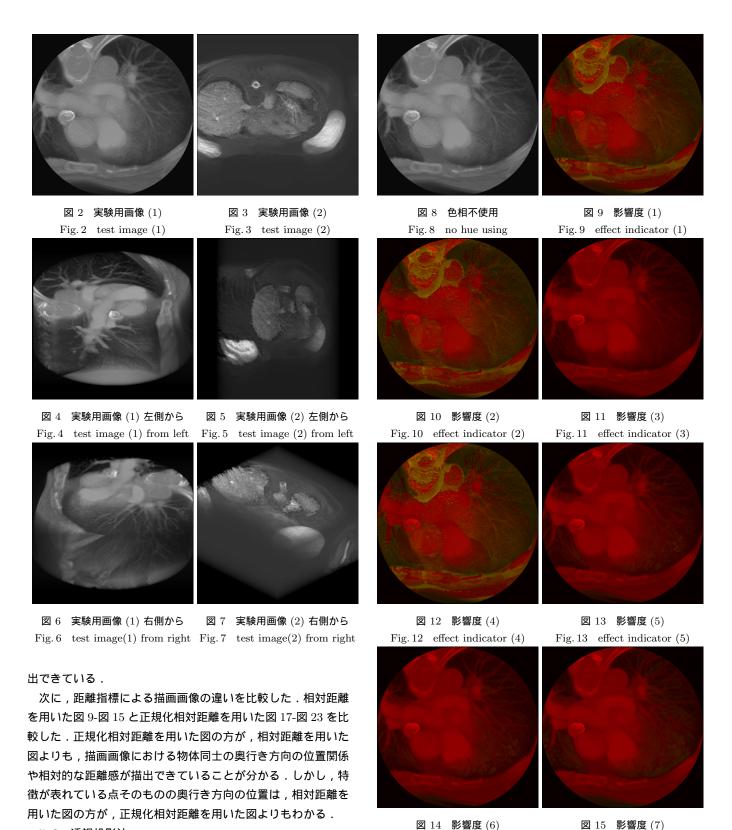
ここでは,平行投影法の画像について,影響度,距離指標の 違いを比較した.

始めに,影響度による描画画像の違いを比較した.

図 8-図 15 は,色相を用いずに描画した画像と距離指標が相対距離のときに 7 つの影響度を用いて描画した画像である.図 8 は色相を使わずに描画した画像である.図 9 と図 10 を比較すると,両者の間には違いが見られない.これは,今回使用した不透明度が濃淡値を引数とする伝達関数により与えているためと考えられる.図 12 は,その不透明度と濃淡値の積である影響度 (4) を用いて描画したため,図 9,図 10 と同じような画像になったと考えられる.図 8 と図 9 を比較すると,図 9 には, 図 8 にはない形の像が一部に表れている.これは,ボリュームレンダリングでは表示されない,光線上にあるサンプリング点のうち,濃淡値が最大である点の奥行き方向における位置を表していると考えられる.

図 8 と図 15 を比較すると,図 15 は,図 8 の像を崩すことなく,色相が割り当てられている.これは,影響度 (7) が,ボリュームレンダリングで得られる情報を損なうことなく,色相を追加できているためと考えられる.色相のある画像が全体的に赤くなっているのは,影響度が最大であるサンプリング点の多くがほぼ同じ位置に存在することを示している.

図 17-図 23 は,平行投影法で正規化相対距離を距離指標として描画した画像である.図 16 は図 8 と同じ図である.図 17 と図 18 ,図 20 を比較すると,相対距離の場合と同じく,それらの間には違いは見られない.図 16 と図 17 を比較すると,相対距離の場合と同じく,図 17 には,図 16 の上に別の像が重なったように見える.ただし相対距離の場合とは異なり,赤から青までの色相に分かれている.図 16 と図 23 を比較すると,図 23 では,図 16 の像を崩すことなく,色相が割り当てられている.しかもその色相は,図 4,図 6 から得られる構造と一致する.そのことで,奥行き方向の位置関係や相対的な距離感が描



5.2 透視投影法

ここでは,透視投影法を用いた画像について,影響度,距離 指標の違いを比較した.

始めに,影響度による描画画像の違いを比較した.

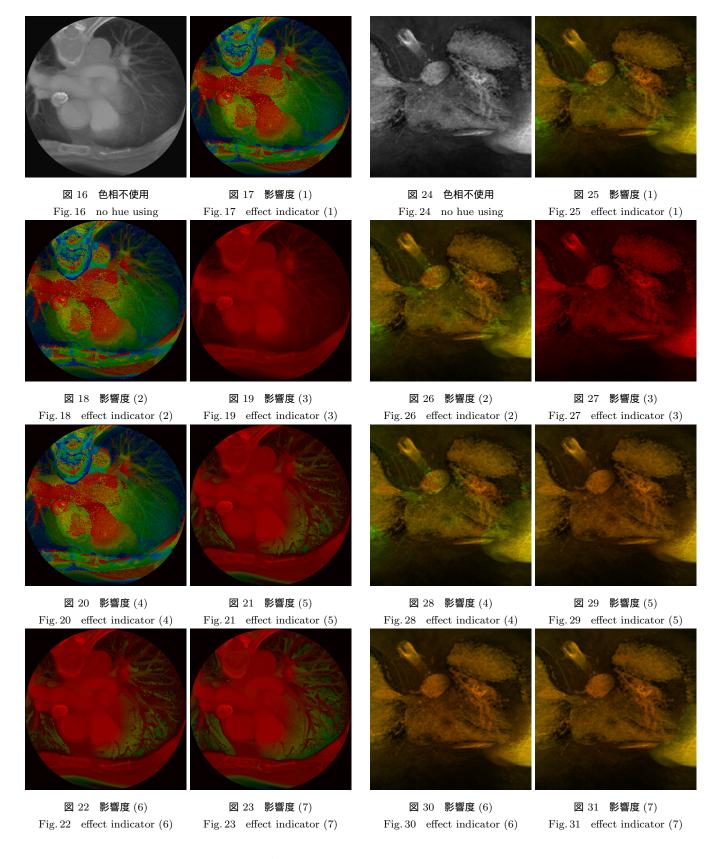
図 25-図 31 は,透視投影で,絶対距離を距離指標として描画した画像である.図 24 は,色相を用いずに描画した画像である.

図 32-図 39 は,透視投影で,相対距離を距離指標として描画 した画像である.図 32 は,図 24 と同じ画像である. 図 41-図 47 は , 透視投影で , 正規化絶対距離を距離指標として描画した画像である . 図 40 は , 図 24 と同じ画像である . 図 48-図 55 は , 透視投影で , 正規化相対距離を距離指標として描画した画像である . 図 48 は , 図 24 と同じ画像である .

Fig. 15 effect indicator (7)

Fig. 14 effect indicator (6)

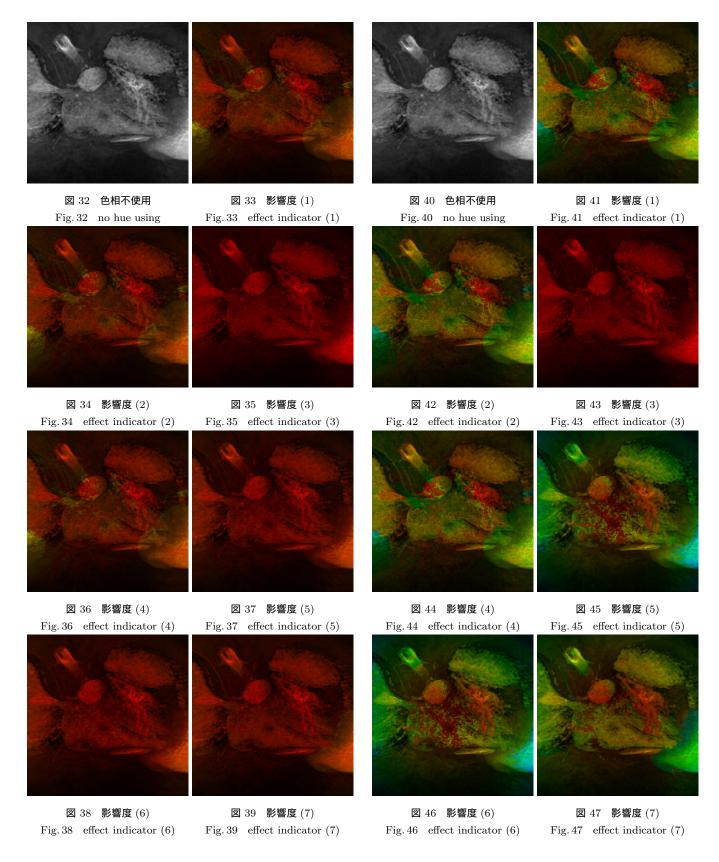
どの距離指標についても , 影響度 (1)(2) および (4) には違いが見られなかった . また , どちらの影響度の画像も , 色相を用



いていない図 24 と比較すると,図 24 に別の像が重なっているように見える.この別の像は,平行投影法の場合と同じく,濃淡値が高いサンプリング点の奥行き方向における位置を表していると考えられる.

影響度 (7) を用いて書いた図 31,図 39,図 47,図 55 は,色相を用いていない図 24 の像を崩さないように,色相が割り当

てられている.その中で,正規化絶対距離を用いている図 47, 正規化相対距離を用いている図 55 は,他の図よりも,図に描 かれている物体同士の,奥行き方向における位置関係や距離感 が分かる.

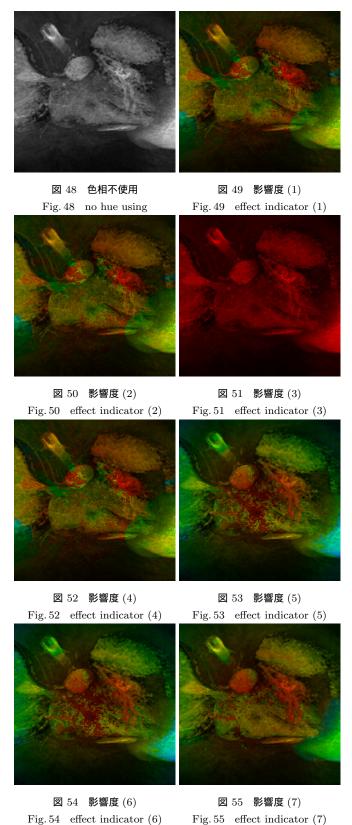


6. ま と め

ボリュームレンダリング法で描画される画像には, 奥行き方向における距離感, すなわち奥行き距離感がない. そのため, ボリュームレンダリング法で描画される画像に対して, 色相を用いて奥行き距離感を持たせた. 方法としては, まずボリュー

ムレンダリング法で描画される画像の各画素について,その影響が最も大きかったサンプリング点を求めた.次に,そのサンプリング点と視点との距離から,伝達関数を用いて色相を決定した.最後に,定めた色相を描画画像に反映させた.

実験では,2つの投影法により,各画素における色相を決定する影響度や距離指標の違いを比較した.どちらの投影法も,



影響度は影響度(7),距離指標を正規化相対距離とした場合,物体同士の奥行き方向における位置関係や距離感が最も分かりやすくなった.同じ影響度で,距離指標を相対距離にした場合,描画画像の奥行き方向における距離感が分かる.影響度(1)を使えば,内部に存在する濃淡値が最大である点の奥行き方向における位置が浮かび上がってくる.

このように,色相を用いることで,ボリュームレンダリング 法を拡張し,3 次元医用画像を,奥行き距離感を持たせて可視 化,描画することができた.

今回対象とした医用画像は、濃淡画像のみである。本論文で 提案する手法をカラー画像に用いる場合は、現状では、一度、 カラー画像を濃淡画像に変換し、得られた濃淡画像を用いれ なければならない。その場合、カラー画像から濃淡画像に変換 する時に、色相が保持していた情報は失われる。この問題は、 我々の検討項目の1つである。

謝辞 本研究の一部は,文部省科学研究費補助金 基盤研究 (A)16200005 および萌芽研究 17650031 の援助を受けている. 本研究で使用した医用画像データは,医療法人天神会 古賀病院よりご提供いただいた.

文 献

- M. Levoy, "Display of Surfaces from Volume Data," IEEE Comput. Graph. Appl., vol.8, no.3, pp.29-33, May 1988.
- [2] R.A. Drebin, L. Carpenter, and P. Hanrahan, "Volume Rendering," Comput. Graph. (Proc. SIGGRAPH '88), pp.65-74, 1988.
- [3] P. Rheingans, and D. Ebert, "Volume Illustration: Nonphotorealistic Rendering of Volume Models," IEEE Trans. on Visualization and Computer Graphics, vol.7, no.3, July-Sept 2001.
- [4] H. Hauser, L. Mroz, G. I. Bischi, and M. E. Gröller, "Two-Level Volume Rendering," IEEE Trans. on Visualization and Computer Graphics, vol.7, no.3, July-Sept 2001.
- [5] 林 雄一郎, 樋口 義剛, 森 健策, 長谷川 純一, 末永 康仁, 鳥脇 純一郎, "ボリュームレンダリング画像における 3 次元関心領域 の指定法の開発とその仮想化内視鏡システムへの応用," 信学論 (D-II), vol.J87-D-II, no.1, pp.361-367, Jan. 2004.
- [6] 竹島 由里子, 高橋 成雄, 藤代 一成, "位相属性を用いた多次元 伝達関数設計," 情処学論, vol.45, no.10, pp.2566-2575, Oct. 2005.