

研究速報

ポリウ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

林 雄一郎<sup>†</sup>(学生員) 樋口 義剛<sup>†</sup>  
 森 健策<sup>††</sup>(正員) 長谷川純一<sup>†††</sup>(正員)  
 末永 康仁<sup>††</sup>(正員) 鳥脇純一郎<sup>†\*</sup>(正員)

Development of a Method for Specifying Three Dimensional Interested Regions on Volume Rendered Images and Its Application to Virtual Endoscope System

Yuichiro HAYASHI<sup>†</sup>, *Student Member*,  
 Yoshitake HIGUCHI<sup>†</sup>, *Nonmember*, Kensaku MORI<sup>††</sup>,  
 Jun-ichi HASEGAWA<sup>†††</sup>, Yasuhito SUENAGA<sup>††</sup>, and  
 Jun-ichiro TORIWAKI<sup>†\*</sup>, *Members*

<sup>†</sup>名古屋大学大学院工学研究科, 名古屋市  
 Graduate School of Engineering, Nagoya University, Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya-shi, 464-8603 Japan

<sup>††</sup>名古屋大学大学院情報科学研究科, 名古屋市  
 Graduate School of Information Science, Nagoya University, Furo-cho, Chikusa-ku, Nagoya-shi, 464-8603 Japan

<sup>†††</sup>中京大学情報科学部, 豊田市  
 School of Computer and Cognitive Sciences, Chukyo University, 101 Tokodachi, Kaizu-cho, Toyota-shi, 470-0393 Japan

\*現在, 中京大学情報科学部

あらまし 本論文ではポリウ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について述べる。X 線 CT 像等の 3 次元濃淡画像を可視化する手法としてポリウムレンダリング (Volume Rendering; VolR) 法がある。VolR 法はセグメンテーションすることなく物体を表示することが可能であるが、対象領域の切り出しが行われていないためユーザが 2 次元投影面上で指定した点の 3 次元位置を明示的に求めることは困難である。そこで、本手法では VolR 法で用いられる不透明度を解析することで、VolR 画像上で点、線、面、塊を指定する手法を提案する。本手法を仮想化内視鏡システムに実装し、実際の X 線 CT 像に適用した結果、おおむねユーザの意図する関心領域の指定が可能であった。

キーワード ポリウムレンダリング, 3 次元関心領域, 仮想化内視鏡システム, X 線 CT 像

1. ま え が き

近年 3 次元濃淡画像を可視化する手法としてポリウムレンダリング (Volume Rendering; VolR) 法 [1] ~ [3] が盛んに用いられている。VolR 法は 3 次元画像中の物体をセグメンテーションすることなく、直接的に可視化することができ、表示条件を適当に変更することで、物体表面のみの可視化、物体内部の可視化などを自由に実現することができる。特に医療の分野では、

X 線 CT 画像や MRI 画像などの 3 次元濃淡画像を可視化するのに幅広く用いられている [4], [5]。

3 次元医用画像を可視化するシステムとして仮想化内視鏡システム (Virtual Endoscope System; VES) [6] ~ [11] が近年盛んに研究されている。ユーザはこのシステムを用いることで人体内部を自由にフライスルーしながら観察することが可能である。VES は診断支援、手術計画、手術シミュレーション、インフォームドコンセント、教育、訓練など様々な応用が考えられている。VES を診断支援や手術計画に用いる場合、長さ・面積・体積などの特徴量を計測する機能は必要不可欠である [12]。このような特徴量を計測するためには 2 次元のディスプレイ画面 (投影面) 上でユーザが指定した領域が 3 次元画像中のどの領域に対応しているか求めることが必要である。サーフェスレンダリング (Surface Rendering; SurR) 法を用いた可視化では、臓器の形状は Marching cubes 法 [13] などで生成された三角形パッチで表現されているためユーザが指定した 3 次元位置を求めることは容易である。それに対し VolR 画像は対象臓器の切り出しが行われていないため、画面上でユーザが指定した領域の 3 次元位置を陽に求めることはできない。

そこで本研究では、ポリウムレンダリング画像においてレイ上の不透明度を解析することで 3 次元関心領域を指定する新しい手法について述べる。更に、その手法を仮想化内視鏡システムへ応用した結果についても述べる。以下 2. で VolR 法, 3. で点, 線, 面, 塊の関心領域指定法について述べる。4. で実験結果と考察を述べ, 5. でむすぶ。

2. ポリウムレンダリング法

VolR 法 [1], [2] は、3 次元濃淡画像を直接的に可視化する手法の一つである。VolR の実装法は数多く存在するが [3], ここでは Front-to-Back 法 [2] を取り上げる。この方法では、3 次元画像の各画素に対してあらかじめ色と不透明度を割り当て、視点位置から視線方向へ向かってレイトレースすることで、投影面上の陰影値の計算を行う。各レイ上では一定間隔ごとにサンプル点を取り、各サンプル点において積算不透明度及び積算陰影値を計算する (図 1)。サンプル点における不透明度、及び、陰影値は、サンプル点の近傍の画素の不透明度、陰影値を補間することにより計算する。各サンプル点での積算不透明度、積算陰影値は以下の式により求められる。

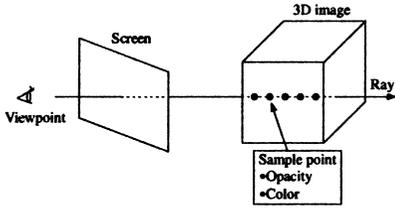


図 1 VolR の概念図  
Fig. 1 Concept of VolR.

$$\beta_i = \alpha_i \times \prod_{k=1}^{i-1} (1 - \alpha_k), \quad (i = 2, 3, 4, \dots) \quad (1)$$

$$T_i = \sum_{k=1}^i (\beta_k \times t_k). \quad (i = 1, 2, 3, \dots) \quad (2)$$

ここで  $\beta_1 = 0$  であり,  $i$  はレイ上でのサンプル点番号,  $\alpha_i, \beta_i, t_i, T_i$  はそれぞれ  $i$  番目のサンプル点での不透明度, 積算不透明度, 陰影値, 積算陰影値である. 投影面上の陰影値は, 各レイでレイトレースを打ち切ったサンプル点での積算陰影値とする.

### 3. 関心領域指定法

#### 3.1 点指定

VolR 法では, 3次元画像のどの画素が投影面上に表示されるかは陽に決定されていないため, ユーザが投影面上で指定した点の3次元位置を直接求めることは困難である. しかし, 3次元画像中のサンプル点の陰影値がレイトレースによる投影面上の陰影値の計算にどの程度反映されるかは, サンプル点の積算不透明度により決まる. 式(2)より, 各レイ上で積算不透明度が最大であるサンプル点の陰影値が, 最終的に計算される投影面上の陰影値に最も強く反映されていると考えられるため, 積算不透明度を解析することで, ユーザが指定した3次元点を推定する(図2).

$R$  を現在の視点を通るレイ,  $c$  をユーザが指定した投影面上の点,  $S_i$  を  $R$  上の  $i$  番目のサンプル点とする. まずユーザは, 画面上で指定したい1点  $c$  をマウスを用いて指定する. 視点位置から  $c$  を通るレイ  $R$  を求め, レイ上の各サンプル点において各点の不透明度  $\alpha_i$  から式(1)を用いて積算不透明度  $\beta_i$  を計算する. レイ上で最大の積算不透明度  $\beta_m$  をもつサンプル点  $S_m$  をユーザが指定した3次元点とする.

#### 3.2 線領域指定

線領域指定は点指定を繰り返し実行することで行わ

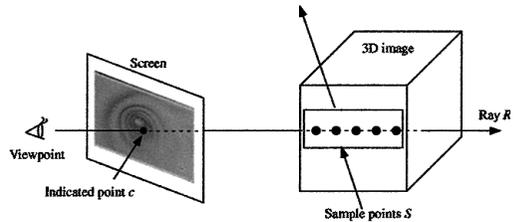
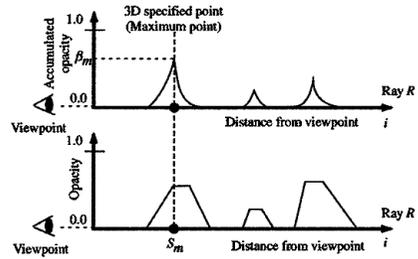


図 2 点指定法. ユーザは2次元の画面上で1点を指定する. 視点からユーザが画面上で指定した点を通るレイを求める(下段). そのレイ上で不透明度(中段)と積算不透明度(上段)を解析し, 積算不透明度が最大となる点をユーザが指定した3次元の点とする

Fig. 2 Point specification method. The user clicks as the position where he intends to specify on a screen. The ray is cast for obtaining a profile of the accumulated opacity along the ray (bottom row). The method estimates the specified position as the point having the maximum accumulated opacity on the ray by analyzing opacity (middle row) and accumulated opacity (upper row).

れる. ユーザは投影面上に表示された物体の指定したい線をマウスでなぞることで指定を行う. このとき, マウスカーソルが移動するたびに投影面上でのマウスカーソルの座標を取得する. 得られた投影面上の2次元座標から 3.1 で述べた点指定法を用いてユーザが指定した3次元座標を推定する. これを取得した座標列すべてに対して行うことで, 線領域の指定を行う(図3(a)).

しかし, この処理で得られた線領域は3次元デジタル画像としての連結性は必ずしも確保されていない. そこで得られた3次元点の集合を  $\{P_i\} (1 \leq i \leq n, n$  は指定した点の総数) とし,  $P_i$  と  $P_{i+1}$  を結ぶ線分を  $i$  を1から  $n-1$  まで求める. これによって得られる折れ線からなる領域を求め, その領域に細線化処理[14]を施すことで得られた領域を最終的な線領域とする(図3(b)~(d)).

#### 3.3 面領域指定

面領域指定は線領域指定と同様に点指定を繰り返し

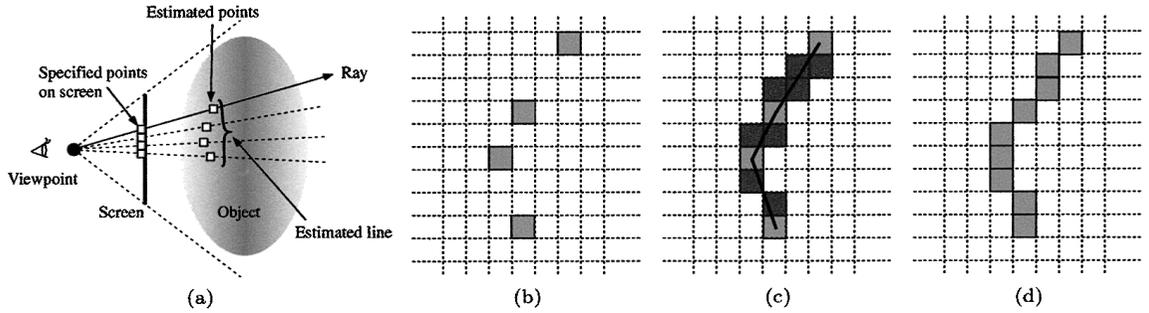


図3 線領域指定 . (a) 点指定を繰り返すことで線領域を指定する . (b) 指定された画素 . 各画素は連結していない . (c) 連結処理後の線領域 . (d) 細線化を施して得られる線領域

Fig. 3 Line specification method. (a) The method is implemented as multiple executions of point specification methods. (b) Specified voxels. These voxels is not connected each other. (c) Line region after connect process. (d) Line region obtained by applying thinning method.

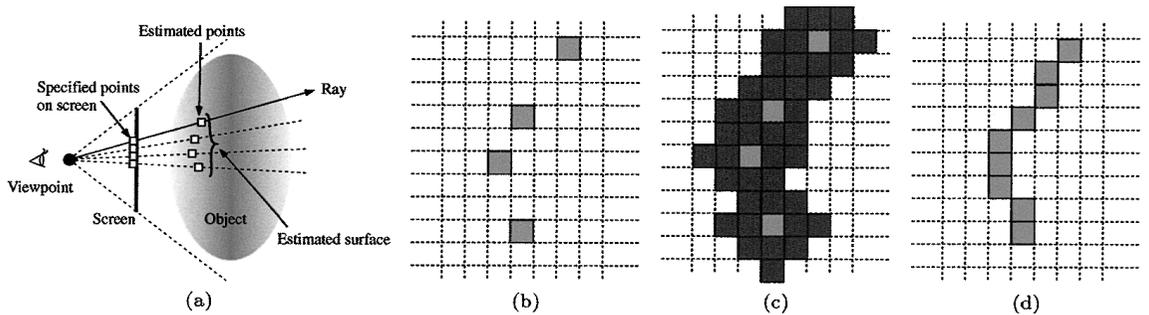


図4 面領域指定 . (a) 点指定を繰り返すことで面領域を指定する . (b) 指定された画素 . 各画素は連結していない . (c) 図形融合処理後の面領域 . (d) 薄面化処理によって得られる面領域

Fig. 4 Surface specification method. (a) The method is implemented as multiple executions of point specification methods. (b) Specified voxels. These voxels is not connected each other. (c) Surface region after applying fusion operation. (d) Surface region obtained by applying surface thinning method.

実行することで行われる . ユーザは投影面上に表示された物体の指定したい面をマウスでなぞることで指定を行う . 線指定と同様に , マウスカーソルが移動するたびに座標を取得し , その座標から 3.1 で述べた点指定法を用いてユーザが指定した 3 次元座標を推定する . これを取得した座標列すべてに対して行うことで , 面領域の指定を行う ( 図 4 (a) ) .

ユーザは 2 次元の投影面上で指定を行うので , 得られた 3 次元の面領域は連結しているように見えても連結していない場合や , 穴が存在する可能性がある . そこで , ユーザが指定した領域に対して図形融合を施し

ていくつかの連結成分を連結したり , 穴除去などを行う . 最後に薄面化処理 [14] を施すことで最終的な面領域を得る ( 図 4 (b) ~ (d) ) .

### 3.4 塊領域指定

線領域 , 面領域指定と同様に投影面上で物体をマウスでなぞることで指定を行う . ユーザが投影面上で指定した各点において以下の操作を繰り返す . まず点指定法によりユーザが指定した投影面上の各点に対する 3 次元点  $M_r$  を求める . 次に ,  $M_r$  から視点位置方向に不透明度を調べていき , 不透明度が初めて 0 になる点  $M_f$  を求める . 視点位置方向と反対方向にも同

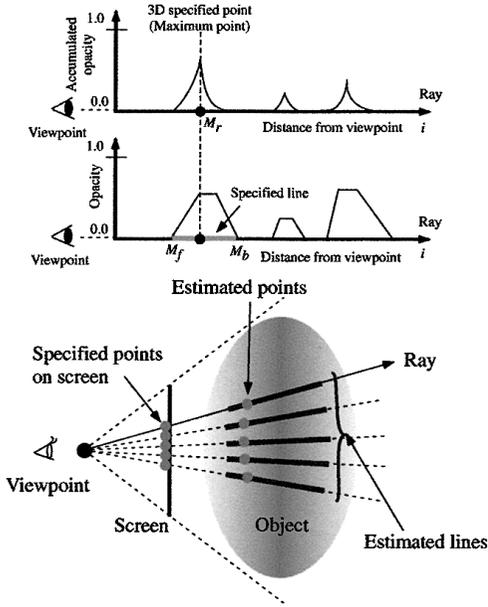


図 5 塊領域指定法。ユーザは投影面上で関心領域を指定する。ユーザが指定した各点からレイを発生させ、各レイ上において積算不透明度(上段)と不透明度(中段)からユーザの指定した領域を推定する。すべてのレイで推定を行い塊領域を得る(下段)

Fig. 5 Mass region specification method. The user clicks as the position where he intends to specify on a screen. The ray is cast for obtaining a profile of the accumulated opacity along the ray. The method estimates the specified region as a section where opacity value is greater than zero value by analyzing opacity (middle row) and accumulated opacity (upper row). The system obtains mass region by estimating the specified region in all rays (bottom row).

様の探索を行い、初めて不透明度が 0 になる点を  $M_b$  とする。そして線分  $M_f M_b$  上の画素を塊領域とする(図 5)。

上記の方法で指定した塊領域は、穴や空洞などが存在する可能性があるため、図形融合を用いて除去を行う。このとき、不透明度が 0 の透明な領域にも図形が拡張するおそれがあるため、不透明度が 0 の画素を削除して最終的な塊領域を得る(図 6)。

#### 4. 実験と考察

##### 4.1 関心領域指定と特徴量計測への応用

本手法を我々の研究グループで開発した VES [7] ~ [9] に実装し、実験を行った。まず、実際の胸部 X 線 CT 像より VolR 法を用いて生成した仮想化内視鏡像において点、線、面、塊領域指定を行った。図 7 左側は、仮想化内視鏡像上での関心領域指定の様子を示し、同図右側には指定された領域のみを示す。本手法を用いることで VolR 画像上で関心領域が可能になったことが確認できる。

次に本手法を用いて仮想化内視鏡システムで特徴量の計測を行った。ユーザは仮想化内視鏡像上で点指定、線指定、塊領域指定を用いて、2 点間の距離、壁面に沿った距離、体積の計測を行った [12]。結果を図 8 に示す。図では仮想化内視鏡像に計測した場所と計測結果を重ねて表示している。本手法を用いることで VolR 画像において様々な特徴量計測が可能になったことが確認できる。

##### 4.2 評価実験

胸部 X 線 CT 像 5 例を用い、塊領域指定法の評価実

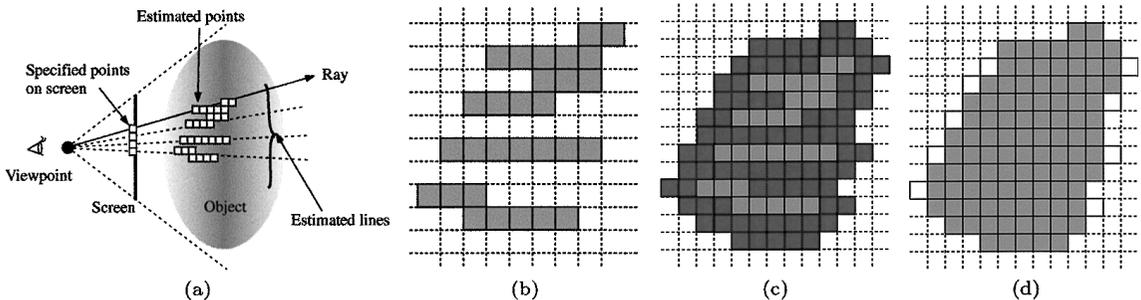


図 6 塊領域指定。(a), (b) 指定された画素。(c) 図形融合後の塊領域。(d) 透明領域を除去後の塊領域

Fig. 6 Mass region specification method. (a), (b) Specified voxels. (c) Mass region after fusion operation. (d) Mass region obtained by eliminating voxels having zero opacity.

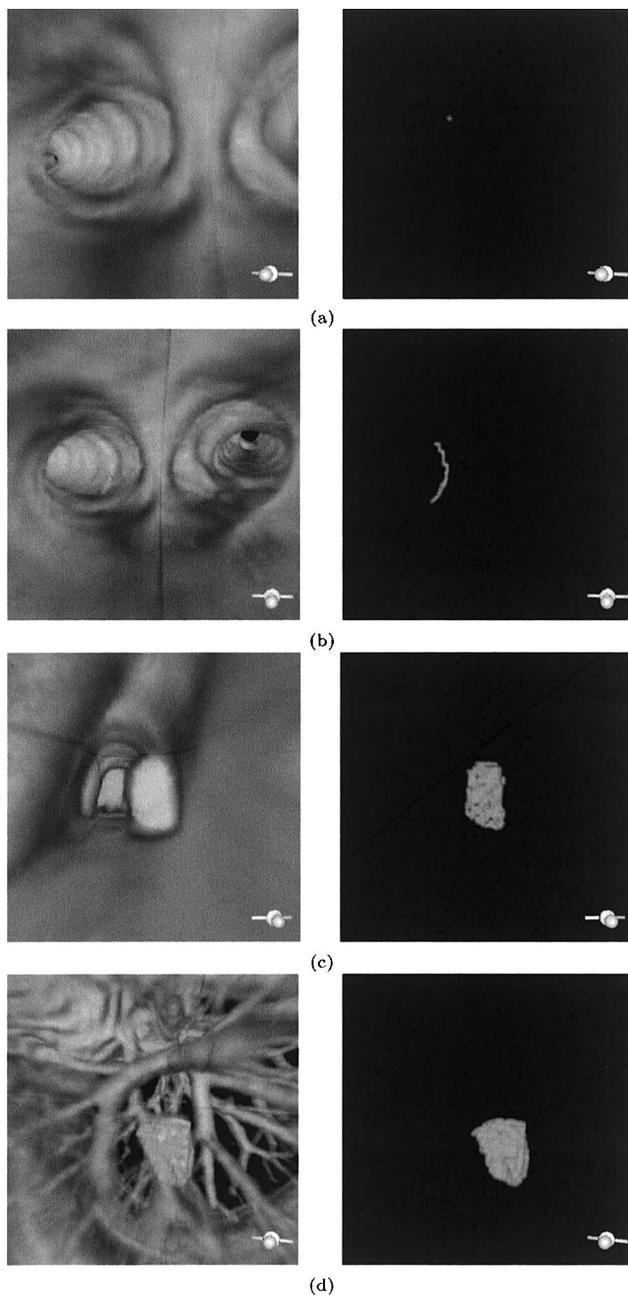


図 7 点，線，面，塊領域指定の結果．左図は指定された関心領域．右図は指定された領域のみを表示．(a) 点．(b) 線領域．(c) 面領域．(d) 塊領域

Fig. 7 Results of point, line, surface, and mass region specification methods. Left side figures are specified results of interested regions. Right side ones show only interested regions; (a) point, (b) line, (c) surface, and (d) mass region.

験を行った．実験に使用した CT 画像は  $512 \times 512$  画素，62～183 スライス，再構成間隔 1 mm，X 線ビー

ム幅 2 mm もしくは 5 mm である．この画像中に含まれる腫瘍の領域を塊領域指定法を用いて入力し，スラ

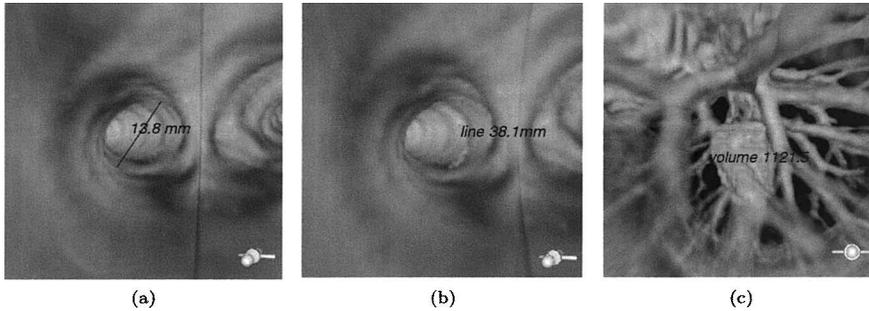


図 8 仮想化内視鏡システムでの特徴量計測の例．(a) 2 点間の距離．(b) 壁に沿った 2 点間の距離．(c) 体積

Fig. 8 Examples of measurements in virtual endoscope system; (a) length between two points, (b) length between two points along a wall, and (c) volume.

表 1 スライス入力で指定した領域と本手法で指定した領域の比較  
Table 1 Comparison of specified region.

Image No.	Number of voxels		Coincident ratio
	Specified on slice images	specified by proposed method	
1	2186	2341	82%
2	5205	5092	84%
3	42307	49781	75%
4	29359	25999	70%
5	45509	51039	80%

イスごとに手入力した場合と比較を行った．スライス画像上で領域を指定する際の画像表示条件は、濃度値ウィンドウ幅 1400 H.U.，同レベル 600 H.U. とした．また VolR 表示では濃度値 -700 H.U. から 600 H.U. の間で不透明度が 0 から 1 に単調に変化するよう設定を行った．今回の実験では、塊領域指定時の図形融合処理として拡散（6 連結）を 2 回行った後に収縮（6 連結）を 2 回行った．スライスごとの入力得られた領域、塊領域指定で得られた領域の画素数と二つの領域の一致度を表 1 に示す．ここで、一致度とは  $A$  をスライスごとに手入力した領域、 $B$  を塊領域指定で得られた領域とし、 $n(C)$  を  $C$  に含まれる画素数とすると、

$$(\text{一致度}) = \frac{n(A \cap B)}{n(A \cup B)} \quad (3)$$

で与えられる．一致度は 0~1 までの値をとり 1 に近いほどスライスごとに手入力した領域と塊指定法で指定した領域が重なっていることを示している．

実験の結果、5 例の平均一致度が約 80%であった．目視による評価と併せて判断すると、本手法によりおおむねユーザが指定した領域が特定できている．本手法を用いた指定ではスライスごとの指定よりも指定画

素数が多くなっている．これは、塊指定では図形融合処理を行い領域を拡張しているため、腫瘍に接触している血管領域に領域が拡張してしまったためである．しかし、このような領域は少しであることと、図形融合を行わないと指定領域に穴などが数多く存在し一致度は非常に低くなることから本手法の図形融合処理は有効であると考えられる．

#### 4.3 考 察

本手法を用いることで VolR 画像において 3 次元関心領域が指定可能になった．ユーザはマウスなどを用いて直感的に関心領域が指定できる．これにより、VES をはじめとする診断支援システムや手術計画システムにおいて必要とされる物体の指定や操作、特徴量の計測などが VolR 画像上で行うことが可能になる．また、本手法を用いて X 線 CT 画像中の腫瘍領域を指定したところ、 $20 \times 20 \times 15$  画素程度の領域の指定には約 12 秒要した（使用計算機 SGI Octane MXE）．また、スライス画像上において目的とする領域をマーキングした場合には、約 280 秒要した．このことから手動で行う腫瘍などのマーキング処理においては、スライスごとに指定する方法に比べて本手法を用いることで 3 次元的な形状を把握しながら直感的に、また短

時間に行うことができる。しかし、正確なマーキングを行うためには本手法のみでは不十分であるため、スライスごとの入力と併用すると効果的であると考えられる。

本手法はユーザの指定したい点は投影面の輝度値に最も強く影響している画素と考え、VolR 法によるレイトレース時のレイ上で積算不透明度が最大の点を指定点としている。そのため本手法により推定される指定点は、ユーザが設定する不透明度と密接な関係がある。本研究において不透明度の設定は経験的に行ったが、実験の結果ではユーザの意図した領域がほぼ指定可能であった。しかし、不透明度の設定と指定点の変化の関係の検討は重要であり今後行っていく必要があると考えられる。また、本手法では線領域指定に細線化処理、面領域指定に薄面化処理が用いられている。最終的にこれらの処理は、ユーザがマウスで指定した領域をデジタル線（線幅 1 voxel）、面（面の厚さ 1 voxel）にするために用いている。一般的に、細線化処理、薄面化処理においては枝の発生や縮退などが起こるため、最終的に得られる線、面領域はユーザの意図に反する領域となる可能性がある。しかしながら本手法でユーザが入力した直後の図形はデジタル図形における線、面領域にかなり近いため、細線化処理、薄面化処理を施しても過度の縮退、枝の発生はないと考えられる。

## 5. む す び

本研究では、VolR 画像上における 3 次元の点、線、面、塊領域を指定する方法を開発した。視点位置からユーザが指定した点を通るレイを求め、そのレイ上での積算不透明度を解析することで 3 次元指定点を求める。本手法を仮想化内視鏡システムに実装し実験を行った結果、VolR 画像においておおむねユーザの期待する 3 次元領域を指定することが可能であることを確認した。今後の課題としては、不透明度の設定と指定点の変化の関係の検討が挙げられる。

謝辞 日ごろ御討論頂く名古屋大学鳥脇・末永研究室諸氏、並びに実験に使用した CT 画像を御提供頂いた藤田保健衛生大学片田和廣博士に感謝する。本研究の一部は日本学術振興会科学研究費補助金、文部科学省 21 世紀 COE プログラム「社会情報基盤のための音声映像の知的統合」、文部科学省ハイテク・リサーチ・センター補助金並びに厚生労働省がん研究助成金

によった。

## 文 献

- [1] R.A. Drebin, L. Carpenter, and P. Hanrahan, "Volume rendering," *Comput. Graph. (Proc. Siggraph '88)*, vol.22, no.4, pp.65-74, Aug. 1988.
- [2] M. Levoy, "Display of surface from volume data," *IEEE Comput. Graph. Appl.*, vol.8, no.3, pp.29-37, May 1988.
- [3] W. Schroeder, K. Martin, and B. Lorensen, *The Visualization Toolkit*, 2nd ed., Prentice Hall, PTR Upper Saddle River, New Jersey, 1998.
- [4] J. Toriwaki and K. Mori, "Visualization of the human body toward the navigation diagnosis with the virtualized human body," *J. Visual.*, vol.1, no.1, pp.111-124, 1998.
- [5] J. Toriwaki and K. Mori, "Recent progress in medical image processing-virtualized human body and computer aided surgery," *IEICE Trans. Inf. & Syst.*, vol.E82-D, no.3, pp.611-628, March 1999.
- [6] P. Rogalla, J. Terwisscha van Scheltinga, and B. Hamm, eds., *Virtual Endoscopy and Related 3D Techniques*, Springer, Berlin, 2001.
- [7] 森 健策, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, 横井茂樹, 安野泰史, 片田和廣, "医用 3 次元画像における管状図形抽出と気管支内視鏡画像のシミュレーション," *3D Image Conference'94 講演論文集*, pp.269-274, July 1994.
- [8] K. Mori, A. Urano, J. Hasegawa, J. Toriwaki, H. Anno, and K. Katada, "Virtualized endoscope system — An application of virtual reality technology to diagnostic aid —," *IEICE Trans. Inf. & Syst.*, vol.E79-D, no.6, pp.809-819, June 1996.
- [9] 森 健策, 鳥脇純一郎, "仮想化内視鏡システム," *信学誌*, vol.84, no.5, pp.294-298, May 2001.
- [10] D.J. Vining, R.Y. Shitritin, E.F. Haponik, K. Liu, and R.H. Choplin, "Virtual bronchoscopy," *Radiology*, vol.193 (P)(RSNA Scientific Program), p.261, Nov. 1994.
- [11] L. Hong, S. Muraki, A. Kaufman, D. Bartz, and T. He, "Virtual voyage : Interactive navigation in the human colon," *Comput. Graph. (Proc. Siggraph '97)*, pp.27-34, Aug. 1997.
- [12] 安江正宏, 森 健策, 齋藤豊文, 長谷川純一, 鳥脇純一郎, "仮想化人体における 2, 3 の特徴量の計測法とその能力評価," *Med. Imaging. Technol.*, vol.15, no.2, pp.95-103, March 1997.
- [13] W.E. Lorensen and H.E. Cline, "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm," *Comput. Graph.*, vol.21, no.4, pp.163-169, July 1987.
- [14] 齋藤豊文, 森 健策, 鳥脇純一郎, "ユークリッド距離変換を用いた 3 次元デジタル画像の薄面化及び細線化の逐次型アルゴリズムとその諸性質," *信学論 (D-II)*, vol.J79-D-II, no.10, pp.1675-1685, Oct. 1996.

(平成 15 年 4 月 4 日受付, 7 月 15 日再受付)