レベルセット法を用いた三次元医療イメージ輪郭抽出法 に関する定量的評価*

渡 部 正 夫*¹, 姫 野 龍 太 郎*²

Quantitative Evaluation of Contour Segmentation of Three Dimensional Image Using Level Set Method

Masao WATANABE*³ and Ryutaro HIMENO

*³ Graduate School of Engineering, Kyushu University,
6-10-1 Hakozaki, Higashi-ku, Fukuoka, 812-8581 Japan

Quantitative evaluation of level set contour segmentation method applied to three dimensional images detecting image edge based on threshold is discussed. The integration of two popular level set methods, i.e., reinitialization method and geodesic active contour method, leads to success in development of robust, with high accuracy, level set based segmentation method. The applications of this method to both synthetic and clinical medical images are shown. Accuracy of the propose method, in the view of both averaged contour location and standard deviation of curvature in the vicinity of contour, calculated using obtained level set function is discussed.

Key Words: Medical Engineering, Image Processing, Recognition, Medical Imaging, Geodesic Active Contour, Segmentation, Level Set Method

1. 結 言

三次元医療イメージから特定の組織・器官の輪郭を精度よく抽出することは、高精度の診断および治療を行うには必要不可欠である。Kass ら⁽¹⁾は Snake 法を開発し、物体形状の輪郭を記述する曲面の存在を数学的に証明し、客観的な輪郭抽出法を提示した。その後 Snake 法はさらに発展し、測地的動的輪郭法⁽²⁾が開発された。これらの手法において、曲面の挙動は偏微分方程式により記述され、物体輪郭は方程式の収束解として与えられる。さらにレベルセット法⁽³⁾と組合わせたレベルセット動的輪郭法⁽⁴⁾が開発され、この分野に飛躍的な進歩をもたらした。例えば Lorigo ら⁽⁵⁾は、高精度の血管輪郭抽出を行った。しかしながら、得られた抽出輪郭の評価に関しては、ほとんどの場合専門医による主観的な抽出結果との定性的な比較に留まっている。

また、近年医療イメージに基づいたイメージベース

ドバイオエンジニアリングが活発に行われており、特に循環器系のシミュレーションには血流流体力の動脈疾患に及ぼす影響⁽⁶⁾、けい動脈分岐における血流動態⁽⁷⁾などの研究例がある。著者ら⁽⁸⁾は単純直交構造格子を用いて、医療イメージから直接シミュレーションを行い、高精度の血管輪郭抽出法の構築を提案した。しかしながら、計算結果の精度は抽出された輪郭に大きく依存するにもかかわらず定量的な議論は不十分である。

そこで本研究においては、堅牢で効率のよいレベルセット測地的輪郭抽出法を開発し、臨床医療データに適用事例を示すとともに、循環器系への臨床応用を念頭においた血管輪郭抽出において、手法の特性を評価する。さらに円管、円環等の単純な物体形状の合成イメージを用いて解析解と比較することにより、本手法により抽出された輪郭曲面の精度・性質に関して議論を行う。

2. 数 値 計 算 手 法

レベルセット法は Osher と Sethian⁽⁹⁾により、高次元の移動界面挙動を計算・解析するための非常に強力な手法として開発された⁽⁹⁾。三次元イメージを I 、このイメージに埋込まれた物体の輪郭を表す曲面を C

* 原稿受付 2003 年 9 月 18 日。

*¹ 正員、九州大学大学院工学研究院 (☎ 812-8581 福岡市東区箱崎 6-10-1)。

*² 正員、フェロー、(独)理化学研究所 (☎ 351-0198 和光市広沢 2-1)。

E-mail: watanabe@mech.kyushu-u.ac.jp

とする。曲面 C が、このイメージ上で定義された関数 ϕ のレベルセットであることは、 $\phi=0$ を構成する点の集合が C と一致することと同様である。この点の集合はレベルゼロと呼ばれる。 ϕ の発展挙動はレベルセット方程式と呼ばれる Hamilton-Jacobi 形の偏微分方程式⁽¹⁰⁾

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} + H(\nabla \phi) = 0 \quad \dots\dots\dots (1)$$

によって支配される⁽³⁾⁽¹¹⁾。ここで t は時間、 H はハミルトニアン⁽¹⁰⁾ であり、時間と空間の関数である。この時間発展方程式の定常解を求めることで曲面 C が求められ、形状抽出が可能となる。最も自然な ϕ の定義はレベルゼロからの符号付距離関数とするものである。本研究においてもこの定義を用い、曲面の内部で負、外部で正として定義する。

イメージに埋込まれた物体輪郭の抽出には、対象イメージの強度の絶対値に基づくしきい値法と、強度の空間こう配に基づく外縁検出法が広く用いられているが、本研究においては、パラメータ自由度が小さく、より単純であると考えられるしきい値法による輪郭抽出法を研究対象とする。輪郭抽出のためにはさまざまなレベルセット方程式が提唱されているが、その中から再初期化方程式に基づいたものと、測地線動的輪郭輸送方程式に基づいたものの二つの方式に着目し、輪郭抽出の精度に関して比較・検討を行う。

2・1 再初期化法を用いた形状抽出 式(1)中の ϕ として符号付距離関数を選択した場合には、式(1)の輸送方程式の解は一般的には距離関数としての性質を有しないことは知られている。これを改善するために Sussman ら⁽¹²⁾ は、以下の再初期化方程式を提唱した。

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = S(\phi_0)(|\nabla \phi| - 1) \quad \dots\dots\dots (2)$$

ここで $S(\phi_0)$ は符号関数であり、物体内部で -1 、物体外部で 1 、輪郭曲面上で 0 として定義される。物体の内部および外部が格子点を越えて移動することを防ぐために、符号関数は ϕ の初期値 ϕ_0 の関数として定義される。本研究では数値安定性を図るため Sussman ら⁽¹²⁾ により提唱された以下の近似符号関数 $S_A(\phi_0)$ を用いた。

$$S_A(\phi_0) = \phi_0 / \sqrt{\phi_0^2 + (\Delta x)^2} \quad \dots\dots\dots (3)$$

ここで Δx は計算格子幅である。本研究において初期値 ϕ_0 は

$$\phi_0(\vec{x}) = \begin{cases} -\Delta x & \text{if } I > \chi \\ \Delta x & \text{if } I \leq \chi \end{cases} \quad \dots\dots\dots (4)$$

とした。ここで、 I はイメージ強度、 χ はしきい値で

ある。

2・2 測地的動的輪郭法を用いた形状抽出

Kass⁽¹⁾ によって開発された動的輪郭(active contour)法を発展させ、Caselles らは測地的動的輪郭(geodesic active contour: GAC)法を構築した⁽²⁾⁽⁴⁾。測地曲線とは、与えられた二点を局所最小距離で結ぶ軌跡のことである。

曲面 C 上の任意の二点間距離を最も早く減少させる“流れ”は次式で表されることが証明された⁽⁴⁾。

$$\frac{\partial C}{\partial t} = \kappa \vec{N} \quad \dots\dots\dots (5)$$

ここで $\vec{N}$ は曲面の内向法線ベクトル、 κ は曲率である。この流れは曲面最小化流れとして知られている。さらに、上式に一定速度 $v\vec{N}$ を付加した次式が提案された⁽⁴⁾⁽¹³⁾。

$$\frac{\partial C}{\partial t} = (\kappa + v)\vec{N} \quad \dots\dots\dots (6)$$

$v\vec{N}$ により曲面挙動には膨張($v < 0$)または収縮($v > 0$)する外力の効果が加えられ、凸でない物体輪郭をも抽出することが可能となった。

式(6)をもとに、関数 ϕ の輸送を記述するレベルセット方程式が導かれた⁽⁴⁾。

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = (\kappa + v)|\nabla \phi| \quad \dots\dots\dots (7)$$

式(7)は曲面の流れを支配する方程式であるが、イメージとは独立である。また、この方程式は定常解を持たず、曲面は一樣に膨張するか収縮し続けるのみである。そこで、曲面の流れを制御し、輪郭で止めるためにイメージ依存の外力項 $g(I)$ を導入することが提案された⁽²⁾。

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = g(I)(\kappa + v)|\nabla \phi| \quad \dots\dots\dots (8)$$

$g(I)$ としては、イメージの空間微分値の絶対値の関数が用いられることが多く、物体輪郭部でイメージ強度の急峻な立上りを検出する役割を果たす。大きな空間微分値に対して非常に小さい値となるように $g(I)$ を定義することにより⁽⁴⁾、イメージ輪郭近傍で曲面の輸送速度を急速に減速させ、輪郭抽出を行うものである。しかしながら、必ずしも物体輪郭にレベルゼロ： $\phi=0$ が留まることは保障されず、しばしば漏れが生じることも報告されている⁽⁹⁾。

そこで、本研究においては、イメージ強度空間微分ではなくイメージ強度そのものを用い、式(8)の代わりに次式

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \begin{cases} (-|v|)|\nabla \phi| & \text{if } I > \chi \\ (\kappa + |v|)|\nabla \phi| & \text{if } I \leq \chi \end{cases} \quad \dots\dots\dots (9)$$

を輸送方程式とする。しきい値 χ による輪郭抽出法

を提唱する。曲面は物体の外部にあるときは収縮速度が負荷された曲面最小化流れによって支配され、内部では単純に膨張する。物体内部に曲面が存在する場合には曲面を膨張させなければならないが、曲率が含まれた項は曲面を最小にする効果を持つことを考慮し、また、安定性の観点から系のエネルギーを過度に増加することを避けるため、式(9)を用いた。

曲率の定義に関しては、一般的に平均曲率が多く用いられる⁽⁴⁾⁽⁹⁾が、ほかにもガウス曲率と組合わせたもの⁽¹³⁾、最小主曲率を用いたもの⁽⁵⁾⁽¹⁴⁾等さまざまな手法が提案されている。本研究においては空間分布が滑らかであり、数値安定性に優れていると考えられる平均曲率を用いた。平均曲率 κ の算出にはOsherら⁽³⁾の方法を用いた。

2・3 離散化と時間積分 離散化手法と時間積分手続きはSussmanら⁽¹²⁾に従った。本計算において長さが唯一の有次元数であり、最小の計算格子幅 Δx で無次元化を行った。以下の議論はすべて無次元数を用いて行う。

式(2)および式(9)は両式ともに右辺に $|\nabla\phi|$ を含んでおり、以下の形を有している。

$$\frac{\partial\phi}{\partial t} + V|\nabla\phi| = f \quad \dots\dots\dots (10)$$

移流項が絶対値で記述されている点が異なっているが、流体の移流方程式と比較することにより、Courant数 c を以下のように定義する。

$$c = V\Delta t/\Delta x \quad \dots\dots\dots (11)$$

再初期化法の場合は、移流速度は輪郭近傍を除いて物体の内部と外部でそれぞれ一様であり、Courant数 c_{Ri} を用いて計算時間刻み Δt_{Ri} は

$$\Delta t_{Ri} = c_{Ri} \quad \dots\dots\dots (12)$$

と設定した。一方、測地的動的輪郭法の場合には、膨張・収縮速度を次式のように表し、

$$|v| = \mu|\kappa|_{\max} \quad \dots\dots\dots (13)$$

計算時間刻み Δt_{GAC} を

$$\Delta t_{GAC} = c_{GAC}(1+\mu)|\kappa|_{\max} \quad \dots\dots\dots (14)$$

と設定した。 $|\kappa|_{\max}$ は平均曲率の絶対値の計算領域中の最大値である。本研究を通して c_{Ri} を0.5、 c_{GAC} は0.2とした。 $|\nabla\phi|$ の評価には二次のENO、時間積分には二次のRunge-Kuttaを用いた。詳細はSussmanら⁽¹²⁾にある。

測地的動的輪郭法を解き時間発展させると、解 ϕ は距離関数としての性質を失う。そのため、式(9)を $n_{GAC}\Delta t_{GAC}$ だけ時間発展させた後、再初期化法(2)を用いて、距離関数の性質を回復させる必要がある。この一連の手続きを経て、 ϕ_{GAC}^i を ϕ_{GAC}^{i+1} へと更新した。

n_{GAC} に関しては、小さすぎると、動的輪郭法の効果が出ずに再初期化法のみで支配され、大きすぎると収束が悪くなり、発散する傾向がある。本研究においては n_{GAC} を5とした。再初期化法の場合には Δt_{Ri} 時間刻み進むごとに ϕ_{Ri} を更新した。

どちらの手法においても、繰返し計算は以下で定義された誤差 ε ：

$$\varepsilon = \sum_{|\phi^i| < d} |\phi^{i+1} - \phi^i| / K \quad \dots\dots\dots (15)$$

が所定の値以下になるまで続け、得られた解を定常解とした。ここで K は $|\phi^i| < d$ を満たす計算格子点の数である。本研究においては、曲面近傍の ϕ の挙動が重要であるため、収束性と精度とを検討し $2d=1.5\phi$ と設定した。 $\varepsilon < 0.005$ を満たすまで繰返し計算を行った。計算はIntel® Xeon™2 GHz-dualで行った。

2・4 合成イメージの構築 画像処理が施される三次元医療イメージ I の最小の空間解像度は単位計測直方体であり、その内部で強度は一様とみなされる。本研究ではこのイメージ I を模擬するため、単位格子内に物体が含まれる割合をイメージ強度値として定義し、合成イメージ ω を構築した。解析的に物体形状を表現する距離関数 ϕ を求め、物体内部格子で $\omega=1$ 、外部格子で $\omega=0$ とし、輪郭を含む格子では単位直方体をさらに細かく分割し、格子内部に含まれる物体の体積割合を求めた。なお、簡単のため等間隔立方体格子のみを用いた。

本研究では、円管 ϕ_P 、円環 ϕ_F 、T字管 ϕ_J について考察する。おのおのの距離関数 ϕ は以下で与えられる。

$$\phi_P(\vec{x}) = \sqrt{y^2 + z^2} - R \quad \dots\dots\dots (16)$$

$$\phi_T(\vec{x}) = \sqrt{(\sqrt{x^2 + y^2} - \rho)^2 + z^2} - R \quad \dots\dots\dots (17)$$

$$\phi_J(\vec{x}) = \begin{cases} \sqrt{y^2 + z^2} - R & |x| < 0 \text{ \& } |x| < |y| \\ \sqrt{x^2 + z^2} - R & \text{otherwise} \end{cases} \quad \dots\dots\dots (18)$$

ここで R は円管半径、 ρ は円環中心軸円半径であり、 $\rho=6R$ とした。空間解像度の高低を記述する格子密度 M を次式で定義した。

$$M = R/(2\Delta x) \quad \dots\dots\dots (19)$$

上記の形状は格子空間において対称性を有するので、物体を軸まわりに回転させ、対称性を弱めた形状、すなわち傾けた円管 ϕ_{TP} と傾けた円環 ϕ_{TF} とを構築した。

$$\phi_{TP}(\vec{x}) = \phi_P(R_z(5) \cdot R_z(20) \cdot R_z(20) \cdot \vec{x}) \quad \dots\dots\dots (20)$$

$$\phi_{TF}(\vec{x}) = \phi_T(R_z(5) \cdot R_z(10) \cdot R_z(10) \cdot \vec{x}) \quad \dots\dots\dots (21)$$

ここで $R_i(a)$ は i 軸まわりに a degree回転する回転テンソルである。

距離関数 ϕ を用いて構築された合成イメージ ω に対して式(2)および式(9)を適用し、定常解 ϕ_s を求めた。得られた定常解 ϕ_s と ϕ とを以下の2式を用いて比較し、手法の精度に関して考察を行った。

$$\delta = \sum_{|\phi| < d} (\phi_s - \phi) / K \quad \dots\dots\dots (22)$$

$$\sigma = \sqrt{\sum_{|\phi| < d} (\kappa - \kappa_{ave})^2 / K} \quad \dots\dots\dots (23)$$

ここで平均曲率 κ_{ave} は以下で定義した。

$$\kappa_{ave} = \sum_{|\phi| < d} \kappa / K \quad \dots\dots\dots (24)$$

式(22)で定義された δ は、曲面: $\phi=0$ から曲面: $\phi_s=0$ までの平均距離であり、レベルセット法による輪郭抽出における位置の精度を図る尺度とした。 $\delta < 0$ の場合には原情報より太く抽出したことに相当する。式(23)の σ は輪郭曲面近傍での平均曲率の標準偏差である。本研究で用いた合成イメージは比較的単純な形状であり、平均曲率の空間分布の局所変動はT字管合流部を除いては小さいと考えられるため、 σ を用いて抽出された輪郭曲面の滑らかさを議論する。

3. 計算結果および考察

3.1 レベルセット法の特徴 最初に医療データに測地的動的輪郭レベルセット法を適用した輪郭抽出結果の例を示す。図1はBrigham and Women's HospitalのSurgical Planning Laboratoryにおいて、位相コントラストMR血管造影法により撮影されたけい部血管の最大輝度投影図⁽¹⁵⁾である。図中丸で囲まれた、椎骨動脈と脳底動脈との合流部近傍での血管の輪郭を抽出した。初期曲面形状としては球面を用い、図2に初期形状と収束解形状とを、用いた計算格

Fig.1 Maximum intensity projection of brain vessel Fig.2 Initial and final levelzeros, computational grid

(a) $\mu=0$ (b) $\mu=0.03$ (c) $\mu=0.05$ (d) $\mu=0.07$
Fig.3 Effects of μ on active contour evolution

子とともに示す。

式(9)を用いて得られた定常解のレベルゼロを図3に示す。しきい値 χ は最大輝度値の5%とし、式(13)で定義された膨張・収縮速度比 μ を変化させ、輪郭抽出は膨張・収縮速度 $v = \mu |\kappa|_{\max}$ に依存することを示した。 $\mu=0$ の場合には、膨張速度が与えられないため、レベルゼロが物体内部に漏れてしまうと、外部へ押出す復元力が働かず、物体の輪郭を過小評価する可能性が大きい。 $\mu=0.03$ の場合にもこの傾向は観察される。反対に μ が大きい場合には、曲面積を最小にする、すなわち曲面を滑らかにする κ の効果を v が打消してしまうため、 $\mu=0.1$ 程度で非常に粗い曲面となり解が収束しなかった。 $\mu=0.07$ 程度でもその傾向が観察された。

上記のように測地的輪郭抽出法はパラメータ v に大きく依存するために、臨床においては、個々の場合に依じて最適化され適用されているのが現状である。そのため一般的な議論がしにくい。この難点を克服するために、本研究では測地的輪郭抽出法に用いる初期曲面形状に、再初期化法により得られた定常解を用いた。再初期化法の特徴は、パラメータはしきい値 χ のみであること、堅牢であること、収束性が非常によいことが挙げられる。しかしながら、測地的性質を持っていないため、レベルゼロ曲面の滑らかさは保障されていないことが欠点である。

これら二つのレベルセット法を組み合わせることにより、パラメータ依存が小さく、堅牢で、効率のよい測地的輪郭抽出レベルセット法の構築に成功した。以下でその輪郭抽出結果を考察することにより、本手法の精度を定量的に評価する。

3.2 単純な形状の抽出 3.2節では、解析的に求めた距離関数 ϕ より構築された合成イメージ ω に、レベルセット法を適用し輪郭抽出を行った。得られた結果 ϕ_s を ϕ と比較し、定量的に輪郭抽出の精度を評価した結果を図4から図8に示す。再初期化法のみ用いたものを ϕ_R 、 ϕ_R を初期条件として測地的輪郭抽出法を $\mu=0.0$ としたものを $\phi_{G0.0}$ 、 $\mu=0.05$ としたものを $\phi_{G0.05}$ とし、これら三つの場合について計算を行った。式(19)で定義された格子密度 M を変化させることにより、空間解像度の影響を考察した。図中(a)の δ はレベルゼロ位置の解析解との差の平均、(b)の σ はレベルゼロ近傍での平均曲率の標準偏差であり、それぞれ式(22)、(23)で定義された。

イメージは離散的Heaviside関数で与えられており、理論的には、格子幅を零とする極限では輪郭は $I=0.5$ の位置で与えられる。しかしながら、本研究に

において格子幅はこのような連続関数近似が成り立つほど小さくはなく、またより多くの情報を有効に活用するため、しきい値 χ は零とした。なお、3・4節でしきい値 χ の影響に関して考察する。

図4に円管、図5に傾けた円管の場合を示す。図4の $M=8$ の場合を除き、 M の増加に伴い δ が減少している。これは、空間解像度が高くなるに従って、物体形状を過大評価していることを意味している。この結果はしきい値 χ を零としているので当然であり、 $\delta = -0.5$ が本計算条件における理論予測値として考えられる。 $\phi_{C0.05}$ と $\phi_{C0.0}$ とを比較した結果、膨張・圧縮速度の効果が加わると、物体はより大きく抽出されることがわかる。また、傾けた円管のほうがより大きく輪郭を抽出していることがわかる。したがって、図5の結果がより一般的な傾向を示していると推察する。図4の $M=8$ の場合には再び δ が増加しており、 δ は単調減少しないことがわかる。他の場合に関しては、使用計算機の制約より δ の増加が見られるまで解像度を上げることができず確認することができなかった。

平均曲率の分散 σ に関しては、 $\phi_{C0.05}$ および $\phi_{C0.0}$ とともに単調に減少し、 $M=2$ 程度で $\phi_{C0.05}$ は ϕ_R をりょうがすることが観察され、解析解 ψ と同程度までに達

する。これは、解析解と同程度に滑らかな曲面を構成し、測地的輪郭抽出法の効果が十分に得られたためと考える。

図6に円環、図7に傾けた円環の結果を示す。 δ および σ とともに円管の場合と同様の傾向を見せるが、傾けた場合と、傾けない場合とでの差異が小さい点が特徴である。これは円環程度に複雑な形状であれが、格子空間対称性の影響はあまり顕著ではなくなったためと考える。さらに、 δ に関しては傾けた円環のほうが傾けない円環よりも大きめに抽出し、円管の場合とは逆の傾向が見られる。これは局所的な輪郭位置と格子との幾何学的関係に関連するものであると考えられるが、より詳細な解析が必要である。

以上の四つの場合に共通なのは、 δ に関しては $\phi_{C0.05}$ が ϕ_R と $\phi_{C0.0}$ との間の値となっており、また、 σ に関しては $\phi_{C0.05}$ が $\phi_{C0.0}$ より早く ψ に近づいていることである。これらの結果より v を導入したことの有効性が十分認められたと判断した。特に $\phi_{C0.05}$ では $\delta = -0.5 \pm 0.2$ となっており、格子幅よりも十分小さい精度で輪郭位置を抽出できることを示している。また、得られた輪郭は解析解との比較により、十分滑らかな曲面であることが示された。

Fig. 4 Comparison of segmented pipe (using ψ_P)

Fig. 5 Comparison of segmented tilted pipe (using ψ_{TP})

Fig. 6 Comparison of segmented torus (using ψ_T)

Fig. 7 Comparison of segmented tilted torus (using ψ_{TT})

最後に図8はT字管の結果である。他の場合と異なり、T字管は合流部で輪郭面の折れが生じているため、局所的に大きな曲率の分布が生じる。この合流部で測地的輪郭抽出法は大きな曲率に追従できず、二つの管を滑らかに結合するが、再初期化法では、この部分で滑らかさを欠き凹凸のある解が得られた。 δ が小さくなっていることより、輪郭を大きく抽出したことがわかる。血管の分岐・合流部などの曲率が大きい部位の形状を抽出する場合には、この傾向が現れる可能性がある。しかしながら、局所的に極端に大きな曲率がイメージ中に依存する場合はノイズの影響によることが多いと考えられる。その場合に適度に輪郭面を滑らかにする測地的輪郭抽出法の特徴は、好ましいものである。3・3節でこの点をさらに考察する。

3・3 より複雑な物体形状の抽出 3・2節で考察対象としたイメージは解析解を基に構築されたものであり、数値誤差以外の誤差を含まない。しかしながら、現実の医療イメージはノイズの影響を免れえない。図9(a)は3・1節で用いた血管の輪郭を再初期化法で抽出したものであり、図9(b)は(a)を初期条件として、 $\mu=0.05$ として測地的輪郭抽出法を用いた結果のレベルゼロを表したものである。

測地的動的輪郭法を用いることにより、輪郭曲面が平滑化されていることがわかる。特に合流部右側血管の輪郭は、(a)では大きく波打っており生体組織とし

ては非現実的な輪郭曲面となっている。この結果は、医療イメージ輪郭抽出に再初期化法を適用した場合の欠点をよく表している。

ノイズによって汚染されたイメージに適用したレベルセット法の輪郭抽出結果の評価を以下に行った。式(16)で与えられる円管の距離関数 $\psi_r(M=4)$ より得られた合成イメージに対して、 $-0.5 < e < 0.5$ の乱数を発生させ、 $\omega < 1$ となる ω に加えた。 $\omega > 1$ の場合には、 $\omega=1$ 、 $\omega < 0$ の場合には $\omega=0$ とし、ガウス白色ノイズが付加された合成イメージ ω_e を構築した。このイメージに再初期化法と測地的動的輪郭法とを適用した。図10(a)、(b)はそれぞれの結果のレベルゼロを表したものであり、図11は解析解 ψ_r と比較した結果である。

図10(a)は図9と同様に、再初期化法を用いると、ノイズを含んだイメージに対して凹凸が目立つ平滑さに欠ける結果となっているが、測地的動的輪郭法を用いた図10(b)では、大きく改善されていることがわかる。また、図11と図4とを比較すると、輪郭曲面での凹凸のため δ が大きくなり、ノイズのない場合と比較して、小さめに抽出したことがわかる。しかしながら、ノイズによる δ の変化は再初期化法のほうがより大きく、ノイズの影響を受けやすいことがわかる。これは σ でさらに顕著である。格子解像度を増加させると、 σ は測地的動的輪郭法の場合には減少するが、再初期化法の場合には増加する。この結果から、ノイズ

Fig. 8 Comparison of segmented joint pipes (using ψ_j)

Fig. 9 Comparison of reinitialization method and GAC

Fig. 10 Comparison of reinitialization method and GAC

Fig. 11 Comparison of segmented contaminated pipe (using ψ_{cr})

に汚染されたイメージに対しては、測地的動的輪郭法を用いることにより、その影響を減じる働きのあることがわかる。

3.4 イメージの高解像度化 現在、医療画像診断装置の空間解像度は十分高いとはいえず、イメージベースドシミュレーションを行うためには、医療イメージから得られる物体の輪郭位置・形状情報について、より高解像度の情報が求められる。そこで、測地的動的輪郭レベルセット法($\mu=0.05$)を用いたイメージ高解像度化を検討する。粗い計算格子で得られたレベルセット法の解に線形内挿を施し、高解像度の距離関数を構築し、2.4節で述べた手法で高解像度な合成イメージ ω_L を構築する。また、低解像度イメージに直接線形内挿を施し、同様に合成イメージ ω_B を構築する。得られた二つのイメージそれぞれに対してレベルセット法を適用し、得られた解を比較する。

これまでの結果より、レベルセット法により得られる輪郭はしきい値 $\chi=0$ を用いると、解析解に比較して大きめの輪郭として抽出されることが示された。このことより合成イメージ ω_L を構築する際にはしきい値 χ により精度が影響されると考えられる。そこで、 $M=4$ とした円管、傾いた円管、 $M=1, 2$ および4とした傾いた円環の五つの場合についてしきい値 χ の影響を調査したものを図12に示す。

図12より輪郭抽出精度は管軸が直線であるか曲線であるかの大域的な構造よりも格子解像度に大きく依

Fig. 12 Comparison of threshold effects on various objects

存していることがわかる。格子解像度を増加させると $\delta=0$ となる χ の値が増加しており、3.2節で述べたように連続関数極限では $\chi=0.5$ で $\delta=0$ となると推察される。

低解像度円環合成イメージ($M=1$)に対して、高解像度($M=2$)の ω_B および ω_L を構築し、測地的動的輪郭レベルセット法($\mu=0.05$)を用いて輪郭抽出を行った結果を図13に示す。 ω_B に適用した結果をCase 1, $\chi=0$ および $\chi=0.2$ で低解像度イメージの輪郭抽出を行った結果をもとに構築した ω_L に適用した結果をそれぞれCase 2, Case 3とした。これら三つの合成イメージに対して、しきい値を変化させ輪郭抽出を行った。図7と比較すると、しきい値 $\chi=0$ の場合には物体を大きく抽出したことがわかる。特に ω_B を用いたCase 1では格子幅の2倍程度の誤差を生じていることがわかる。また、Case 2とCase 3とを比較すると、 $\delta=0$ を与えるしきい値 χ に大きな差異が生じており、高解像度での輪郭抽出は、低解像度で得られた解のレベルゼロ位置精度により大きく影響を受けたことがわかる。したがって、より高精度な高解像度イメージを構築するためには、しきい値 χ について詳細に検討することが必要であり、今後の課題である。

最後にそれぞれの場合で、 $\delta=0$ に最も近い結果を与えた解のレベルゼロを、解析解と低解像度結果とともに図14に示す。Case 1~3において、平滑化に成功しているが、(b)に見られる円管径の非一様性は(d), (e)に受け継がれており、また、輪郭面での波立ちも

Fig. 13 Level set of interpolated tilted torus

Fig. 14 Comparison of interpolations

残っている。それに対して(c)は輪郭面に波立ちはあるものの、他の二つに比較して、より一様な円管径を抽出していることがわかる。これらの結果よりも、レベルセット法を用いた高解像度化は低解像度の輪郭抽出での精度に強く影響を受けることが示されており、低解像度においても堅牢で高い精度で輪郭を抽出可能な手法の開発が望まれる。また、現実的な輪郭抽出を行うためには、3・4節で述べたようにノイズの影響などについてもさらなる調査が必要である。

4. 結 言

レベルセット法を用いた三次元医療イメージの輪郭抽出において、しきい値法に基づく手法を検討した。レベルセット法の中で適用例の多い再初期化法と測地的動的輪郭法とを組み合わせることにより、再初期化法の堅牢性・収束性のよさと、測地的動的輪郭法の解曲面の平滑性とを併せ持つ手法を開発した。

臨床医療イメージと解析的に合成されたイメージとに適用することにより、本手法の有効性を議論した。特に抽出されたレベルゼロ位置は輪郭近傍全体の平均として、格子幅の半分以下程度の精度で求められることが解析解と比較することにより示された。また、ある程度のイメージ解像度があれば、解析解と同程度の曲面の滑らかさを得ることが可能であることを示した。

本手法は、ノイズに汚染された物体輪郭や、管の結合部における大きな曲率を自然に平滑化する特徴を有しており、これによって得られた滑らかな血管壁形状を用いた循環器系シミュレーションでは、より現実に近い計算結果が得られると考える。

より現実に近い複雑な物体形状に関する定量的検証や、しきい値、膨張・収縮速度のより詳細な議論に基づくさらなる高精度化に関しては、今後の課題である。

本研究の一部は平成15年度文部科学省科学研究補助金萌芽研究15656051により行われた。ここに記して謝意を表す。また、本研究で用いたMRI画像はBrigham and Women's HospitalのSurgical Planning Laboratoryで撮影されたものである。Dr. Ron KikinisとDr. Carl-Fredrik Westinの好意に謝意を表す。

文 献

- (1) Kass, M., Witkin, A. and Terzopoulos, D., *Int. J. Comput. Vision*, **1** (1988), 321-331.
- (2) Caselles, V., Catta, F., Coll, T. and Dibos, F., *Numerische Mathematik*, **66** (1993), 1-31.
- (3) Osher, S. and Sethian, J. A., *J. Comp. Phys.*, **79** (1988), 12-49.
- (4) Caselles, V., Kimmel, R. and Sapiro, C., *Int. J. Comput. Vision*, **22** (1997), 61-79.
- (5) Lorigo, L. M., Faugeras, O. D., Girimson, W. E. L., Keriven, R., Kikinis, R., Nabavi, A. and Westin, C. F., *J. Med. Imag. Anal.*, **5** (2001), 195-206.
- (6) Vorp, D. A., Steinman, D. A. and Ethier, C. R., *Comput. Sci. Eng.*, **3-5** (2001), 51-64.
- (7) Milner, J. S., Moore, M. A., Rutt, B. K. and Steinman, D. A., *J. Vascular Surgery*, **28-1** (1998), 143-156.
- (8) 渡部正夫, Kikinis, R., Westin, C-F., 機論, **69** 687, B (2003), 2408-2415.
- (9) Osher, S. and Fedkiw, R., *Level Set Methods and Dynamic Implicit Surfaces*, (2003), 1-142, Springer, New York.
- (10) Goldstein, H., *Classical Mechanics*, 2nd ed., (1980), 438-498, Addison-Wesley.
- (11) Sethian, J. A., *J. Differential Geometry*, **31** (1989), 131-161.
- (12) Sussman, M., Smereka, P. and Osher, S., *J. Comp. Phys.*, **114** (1994), 146-159.
- (13) Kichenassamy, S., Kumar, A., Olver, P., Tannenbaum, A. and Yezzi, A., *Arch. Rational Mech. Anal.*, **134** (1996), 275-301.
- (14) Westin, C. F., Lorigo, L. M., Faugeras, O., Grimson, W. E. L., Dawson, S., Norbash, A. and Kikinis, R., *Proc. MICCAI*, (2000), 266-275.
- (15) Leidholdt, E. M., Bushverg, J. T., Seibert, J. A. and Boone, J. M., *The Essential Physics of Medical Imaging*, (1994), 358-362, Willams and Wilkins.