

輪郭線編集による三次元抽出領域の修正 インタフェース

井尻 敬[†] 横田 秀夫[†]

三次元画像のための全自動や半自動の領域抽出手法が多く開発されているが、未だ、任意の画像と抽出対象に対して、完全にユーザの意図通りの結果を出力できるまでには至っていない。そこで本研究では、既存手法により抽出された領域を、効率的かつ直観的に修正できる、輪郭線編集を利用した新しいユーザインタフェースを提案する。提案システムでは、抽出領域の形状と三次元画像の断面を参照しながら、三次元的な輪郭曲線の形状を編集できる。また本研究では、抽出領域のトポロジーを編集できる手法も併せて提案する。

Contour-based approach for reining volume image segmentation

Takashi Ijiri[†] and Hideo Yokota[†]

This study proposes a novel system for intuitively and efficiently refining volume image segmentation by modifying multiple curved contours. Starting with segmentation data obtained using any existing algorithm the user places a three-dimensional curved cross-section and contours of the foreground region by drawing a cut stroke. The user then modifies the contours referring to the cross-section. The modified contours are used as constraints for deforming a boundary surface that envelops the foreground region, and the region is updated by the deformed boundary. We illustrate the feasibility of our system by providing examples of its application to the segmentation of bones, kidneys with blood vessels, and bowels.

1. はじめに

三次元画像(volume image)領域抽出とは、三次元画像を意味のある領域に分割する作業で、三次元画像から様々な情報を取り出す上で欠かせないプロセスである。近年のCT(Computed Tomography)やMRI(Magnetic Resonance Imaging)など医療用画像撮影デバイスの発展と普及に伴い、より効率的かつ直観的な三次元画像領域抽出手法が求め

[†] 独立行政法人理化学研究所
RIKEN

られている。

最も基本的な三次元領域抽出法の一つとして、三次元画像のすべての二次元スライス画像中で前景領域を指定するものが知られる[1]。この手法では、ユーザの意図通りの抽出結果が得られるが、長い作業時間が必要となる。ここ数年、より効率的な作業を支援するため、全自動や半自動の領域抽出手法が開発されている。ただし、これらの手法の殆どは、三次元画像の局所的な特徴(e.g. ピクセルの輝度値, 色, 微分値など)に頼って前景領域の境界を決定する。このため、境界が明瞭な部分では、非常に良い抽出結果が得られるが、コントラストが低い部分や画像のエッジが複雑に入り組んだ部分では、領域抽出エラーが頻発してしまう。とりわけ、医用画像では、撮影法の特徴と撮影対象の複雑さゆえ領域抽出が難しい部分が多く、全自動・半自動の手法で、ユーザを完全に満足させる抽出結果を得るのは困難である。

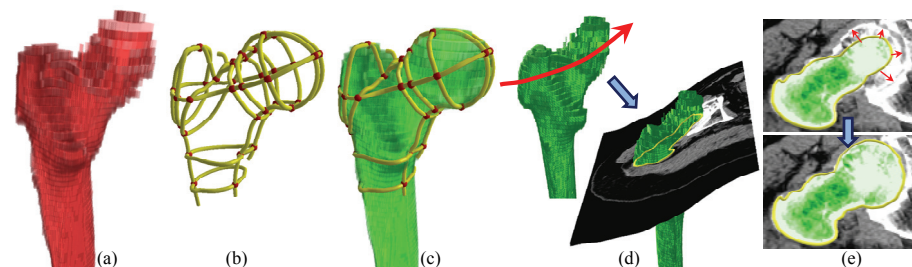


図 1. 大腿骨骨頭部分の抽出領域修正。

そこで本研究では、既存手法で得られた領域抽出結果を、三次元の輪郭曲線編集により、効率的かつ直観的に修正できるシステムを提案する(図 1)。提案システムの入力は、三次元画像と初期抽出領域である(図 1(a))。修正作業は 2 ステップからなる。まず、スクリーン上で前景領域を横切るようにカットストロークを描くと、切断面と輪郭曲線が配置される(図 1(d))。次に、正しく前景領域の境界を通るように、輪郭曲線を変形する(図 1(e))。輪郭線が変形されると、変形した輪郭線に追従するように前景領域の境界面が変形され、前景領域が更新される。提案システムでは、非平面的な断面と輪郭曲線が利用可能である。また、輪郭線が複数現れた場合に、不要な輪郭線を削除する事で、前景領域のトポロジーを編集できる手法も紹介する。一度編集した輪郭曲線は制約として登録でき、ユーザは、不正確な境界が無くなるまで輪郭曲線の配置・編集・登録を繰り返す。

提案システムでは、切断面上で行う二次元的で単純な輪郭線編集により、三次元領

域の修正が行える。また、輪郭形状が直接編集できるため、パラメータ調節の必要は無く、人間のみ、専門家のみが認識できる部分に境界を配置できる。さらに、輪郭線編集は、境界面の変形を通じて三次元的に影響するため、編集すべき輪郭曲線の数は比較的少なく、効率的な編集作業が可能である。

2. 関連研究

領域抽出. ここ数十年の間、その応用先の広さ故、二次元画像の領域抽出手法の研究が盛んに行われ、非常に多くの成果が発表されている[2]。ここでは、本研究に関連が大きいもののみを紹介する。Active contour 法は、Kassら[3]により発表され、非常に多くの拡張がなされている[4]。この手法では、輪郭線の形状により変化する Internal energy と輪郭線が通る画素の画像特徴により変化する External energy を考慮しながら、最適な輪郭形状が逐次的に計算される。Boykovらに提案された GraphCut 法[5,6]では、前景領域と背景領域に属する画素を、それぞれ複数指定するのみの単純なインタフェースで前景領域の切り抜きが行える。この手法では、ユーザが指定した前景・背景点と画像からエネルギー関数を構築し、これをグラフカットアルゴリズムにより最適化する。

二次元画像のための領域抽出アルゴリズムは、単純な拡張で三次元画像に応用できることが多い。三次元の領域抽出システムを構築する際、制約を与えるための直観的なインタフェースが重要な課題になる。三次元画像の切断平面を利用し、三次元空間内に制約点を指定する研究が発表されている[7, 8, 9]。また、直観的性を高めるため、Volume rendering されたスクリーン上に直接ストロークを描き、制約を与える研究も発表されている[10, 11]。

ただし、前述の通り、全自動・半自動の領域分割アルゴリズムの殆どが、局所的な画像特徴に頼って前景領域の境界を決定するため、低コントラスト部分やテクスチャが複雑な部分では、抽出エラーが避け難い。このため、抽出結果を手軽に修正できる枠組みが重要である。

輪郭線を用いた領域抽出手法. 複数の三次元曲線を制約として曲面を生成する技術を用いて、領域抽出に利用したシステムが発表されている。SketchSurface システム[12]では、いくつかの平行した平面上に輪郭線を描くと、Quick-hull アルゴリズムにより、輪郭線を通る曲面(境界面)が生成される。さらに、このシステムでは、Active contour 法[3,4]により、境界面形状が最適化される。VolumeViewer システム[13]でも同様に、ユーザが描いた複数の輪郭線から境界面が生成される。このシステムでは、平行でない輪郭線も入力可能である。上記の2システムは、直接的かつ直観的な領域抽出インタフェースを提供している。しかし、これらのシステムは、ゼロから領域抽出を行う目的に特化してデザインされており、既存の抽出領域を修正する目的には利用し難い。さらに、これらのシステムは、曲線から曲面を生成するアルゴリズムの特性上、平面に乗

る閉じた輪郭線しか利用できない。

3. 提案手法の全体像

提案システムの入力は三次元画像と既存の領域抽出アルゴリズムにより生成された初期領域データである。我々は、三次元画像として CT や MRI などの医用画像を想定している。また、本研究では、Graph Cut 法を用いて初期領域を生成したが、当然、他の既存手法も利用可能である。

修正作業の開始前、システムは準備として、初期抽出領域の境界面(三角形ポリゴンメッシュ)を、Marching Cubes 法により生成しておく[14]。修正作業中には、輪郭線変形に追従するようにこの境界面を変形し、境界面が囲む部分を新たな前景領域として更新する。典型的な作業の流れは以下の通りである。(i)まずユーザは、現在の前景領域を観察する(図 1(a))。(ii)もし、境界が正しくない部分があれば、そこを横断するカットストロークを描き、切断面と輪郭線を配置する(図 1(d))。(iii)次に、ユーザは、輪郭線が正しく前景領域の境界を通るように変形する(図 1(e))。変形した輪郭線は、後の修正作業の制約として登録しておくことができ、ユーザは抽出エラーが無くなるまで(i)-(iii)を繰り返す。また、修正作業終了後、より正確な境界を求めるため、現在の境界から数 voxel の厚みを持った膜状の領域で、voxel level の GraphCut 法[6]を行うことも可能である。

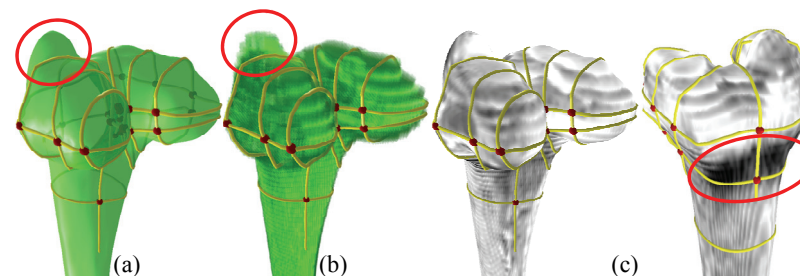


図 2. 三種の可視化モード。赤丸は抽出エラーが存在する部分。

4. ユーザインタフェース

可視化. 修正中の前景領域の効果的な可視化は、ユーザが修正用の切断面・輪郭線を配置する上で非常に重要である。図 2 に示す通り、提案システムでは、surface rendering(a), volume rendering(b), 画像付き surface rendering(c)の三種類の可視化を提供する。Surface rendering と volume rendering は、領域の三次元形状を観察するのに有効である。画像付き surface rendering では、前景領域の境界面の画素値を観察できる。医用画像では、同じ臓器であれば似た色や模様を持つことが多いため、境界面上の画

素値を観察することで、境界面が正しく配置されているか否かを判断できる事がある。

カットストローク. 前景領域にエラーや疑わしい部分がある場合、その部分を横切るようにカットストロークを描くと、切断面と輪郭曲線を配置できる(図3). 切断面は、スクリーンに描かれたカットストロークを深さ方向にスイープした曲面として生成される. 輪郭線 C は、境界面のエッジと切断面との交点を計算し、交点をポリライン状に並び変えることで生成される. つまり、輪郭線 C の各頂点 $\{p_i\}$ は、境界面のエッジ (v_k, v_l) に乗る:

$$C = \{p_i \mid p_i = tv_k + (1-t)v_l, t \in [0,1]\}.$$

図3にカットストロークの例を示す. 湾曲した対象物に沿うようにストロークを描くと、対象物に沿った断面と輪郭線が生成される(a). ストロークが前景領域を二度またぐ場合は、二本の輪郭線が生成され(b), 対象物内部からストロークを描くと開いた輪郭線が生成される(c). 既存の輪郭線とカットストロークに交点が存在する場合、交点は赤い球でハイライトされる(d). この赤い球は、輪郭の変形中、明示的にドラッグされた場合を除いて固定される.

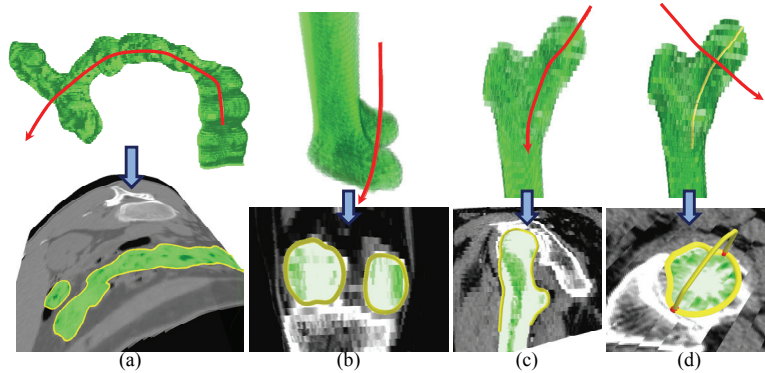


図3. カットストローク.

輪郭線の変形. 切断面と輪郭線を配置後、ユーザは輪郭線を変形する. 我々は効率的に輪郭線を編集できるように、図4に示す4種のtoolを提供する. Drawing tool(a)では、正しい形状を上書きするストロークを描くと、輪郭形状が変形できる. Point dragging tool(b)では、Nealenら[15]が発表した fiber 変形と同様に、輪郭線上の任意の点をドラッグする事で変形作業を行える. Smooth rubbing tool(c)では、輪郭線を擦るようにマウスカーソルを動かすと、擦られた部分がスムーズになる[15]. Snake rubbing tool(d)では、ユーザが擦るジェスチャをした部分が、Active contour 法[3,4]により微分値の大きい方向へ移動する. 編集時、輪郭線は、常に切断面上に乗るように変形される. また我々は、複数の輪郭線が現れた場合に、不要な輪郭線を消すことで前景領域

のトポロジーを編集できる contour-deletion tool も提供する(Section 5.2).

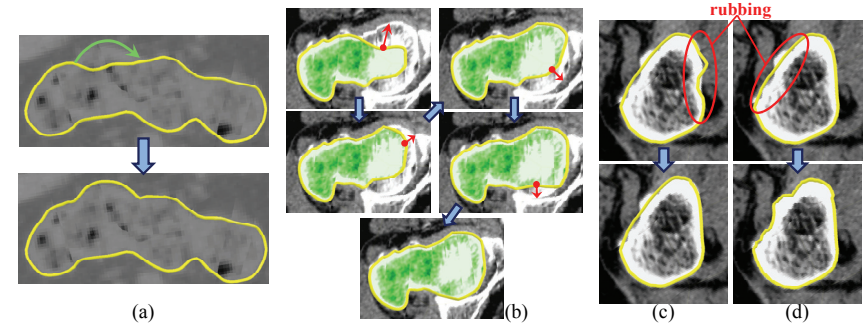


図4. 4種の輪郭線の変形ツール.

5. 境界面の変形

本章では、前景領域の境界面 S (三角形ポリゴンメッシュ)を変形するための2種のアルゴリズムを紹介する. 一つ目は、変形された輪郭線に追従して境界面 S の形状を変形するもので、二つ目は、contour deletion toolにより削除された輪郭線を満たすように境界面 S のトポロジーを変化させるものである.

5.1 輪郭線変形に伴う境界面の変形.

我々のセットアップでは、登録済みと現在編集(アクティブ)の2種類の輪郭線が存在する. 我々は、輪郭線の変形が不必要に遠い部分に影響する事を防ぐため、境界面の変形をアクティブな輪郭線の近傍のみに限定する. ここで、変形する部分をROI(region of interest) meshと呼ぶ. 我々は、ROI meshをアクティブな輪郭線から N -ring の近傍と定義した(図5). ただし、 N はユーザパラメータである.

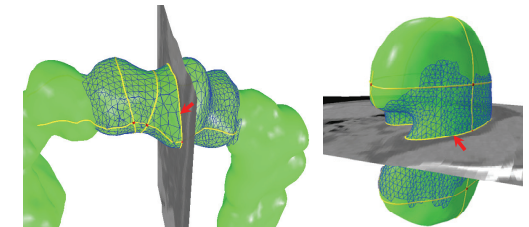


図5. アクティブな輪郭線(赤い矢印)から N -ring 近傍として定義された ROI mesh.

我々の目標は、アクティブな輪郭線の変形に追従するように ROI mesh を変形することで、2つの応用可能な手法がある. 一つ目は、Laplacian surface editing 法(Detail preserving 法)である [16]. これは、位置制約と各頂点における局所形状をなるべく満たすようにポリゴンメッシュを変形する手法である. この手法では、各頂点における局所形状を Laplacian vector で表現し、以下の最適化により各頂点の位置を決定する:

$$\operatorname{argmin}_{\mathbf{v}_i} \left\{ \sum_i \|\mathcal{L}(\mathbf{v}_i) - \delta_i^{\text{init}}\|^2 + \sum_i \|\mathbf{v}_i - \mathbf{v}_i^0\|^2 \right\} \dots (1)$$

ここで、 \mathbf{v}_i は i 番目の頂点、 $\mathcal{L}(\cdot)$ は Graph Laplacian オペレータ、 δ_i^{init} は \mathbf{v}_i における初期形状の Laplacian vector、 \mathbf{v}_i^0 は頂点 \mathbf{v}_i の位置制約である。この最小自乗問題は、疎な線形連立方程式として高速に計算できる。この手法は、各頂点の Graph Laplacian をなるべく変化させないため、変形後、元の曲面の詳細形状が維持される。

二つ目の利用可能な手法は、FiberMesh システム[15]で紹介された Laplacian magnitude (LM) diffusion 法である。この手法は、次の2ステップを繰り返す。まず、以下の最適化により、各頂点の Graph Laplacian の大きさ(Laplacian Magnitude (LM)) $\{c_i\}$ のスムーズな分布を計算する。

$$\operatorname{argmin}_{c_i} \left\{ \sum_i \|\mathcal{L}(c_i)\|^2 + \sum_i \|c_i - c_i^0\|^2 \right\} \dots (2)$$

ここで、第一項は隣接頂点の LM をスムーズに変化させるもので、第二項は各頂点の LM を現在形状における LM の値に近づけるものである。スムーズな LM $\{c_i\}$ の分布が得られると、この値から各頂点の目標の Laplacian vector δ_i^{LM} が計算できる： $\delta_i^{\text{LM}} = c_i \times \mathbf{A}_i \times \mathbf{n}_i$ 。ここで \mathbf{A}_i は、頂点 \mathbf{v}_i における area estimate、 \mathbf{n}_i は法線である。次にこの δ_i^{LM} を目標 Laplacian vector として式(1)の最適化問題を解く。LM-diffusion 法では、式(2)と式(1)を収束するまで繰り返す。結果として、この手法では、なめらかな形状が出力される。

今、変形アルゴリズムを設計するに当たり、「全自動・半自動の抽出手法では、抽出エラーが局所的に表れることが多い」という観察がある。図6に Graph Cut 法による大腿骨の抽出結果を示す。この例では、関節以外では精度の高い抽出結果が得られているが、関節部分には抽出エラーが発生している。今、関節以外の部分では抽出エラーがほぼ無いため境界面の詳細形状は重要で、この部分には Detail preserving 法を適用するべきである。一方、関節部分には大きな抽出エラーが存在するため境界面の詳細形状は重要でなく、この部分にはスムーズな形状が得られる

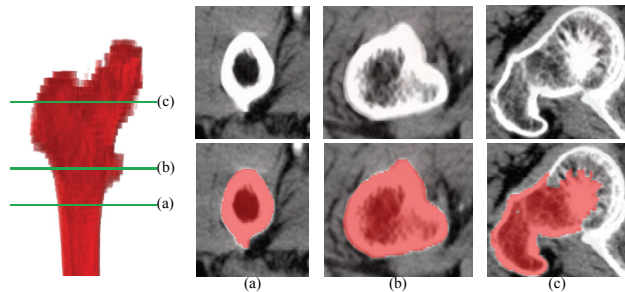


図6. GraphCut 法で大腿骨を抽出した例。(a)-(c)は左図に示す位置での切断面で、赤い部分が前景領域。

LM-diffusion 法を適用すべきである。

上記の理由により、我々は、Detail preserving 法と LM-diffusion 法をスムーズに統合する。ただし、前もって抽出エラーの場所は特定できないため、ユーザが行った輪郭変形の大小により2手法を切り替える。つまり、輪郭変形が小さい部分はエラーが少ないと判断し Detail preserving 法を適用する。一方、輪郭変形が大きい部分はエラーが大きいと判断し、LM-diffusion 法を適用する。我々は、まず以下の最適化により、ROI mesh のすべての頂点 $\{\mathbf{v}_i\}$ に輪郭曲線の各頂点 $\{\mathbf{p}_j\}$ の移動量 $\{d_{pj}\}$ を拡散させる。

$$\operatorname{argmin}_{d_i} \left\{ \sum_i \|\mathcal{L}(d_i)\|^2 + \sum_j (\|d_k - d_{pj}\|^2 + \|d_l - d_{pj}\|^2) \right\} \dots (3)$$

ここで、 d_i はスムーズに拡散された頂点 \mathbf{v}_i における輪郭線頂点の移動量である。第一項は、スムージングのためのもので、第二第三項は輪郭線の各頂点の移動量を ROI mesh の対応する頂点に制約として与えるものである。(輪郭線の頂点 \mathbf{p}_j は、ROI mesh のエッジ $(\mathbf{v}_k, \mathbf{v}_l)$ 上に乗るため、対応する2個の頂点、 $\mathbf{v}_k, \mathbf{v}_l$ に制約を置いている。)

次に我々は以下の最適化により ROI mesh の頂点位置を決定する：

$$\left\{ \sum_i \left((1 - a_i) \|\mathcal{L}(\mathbf{v}_i) - \delta_i^{\text{init}}\|^2 + a_i \|\mathcal{L}(\mathbf{v}_i) - \delta_i^{\text{LM}}\|^2 \right) + \sum_j \|t\mathbf{v}_k + (1 - t)\mathbf{v}_l - \mathbf{p}_j\|^2 \right\} \dots (4)$$

この第一項は、初期形状の Laplacian vector を維持するためのもので (Detail preseving 法)、第二項はスムーズに拡散された LM の値から計算された Laplacian vector を維持するためのもの(LM-diffusion 法)であり、第三項はエッジ $(\mathbf{v}_k, \mathbf{v}_l)$ に乗る輪郭線の頂点 \mathbf{p}_j による位置制約である。スカラー値 $a_i \in [0,1]$ は、Detail preserving 法と LM-diffusion 法をバランスするもので、輪郭線の変形量 d_i に応じて以下の通り計算する。 $a_i = \frac{d_i}{kr}$ ($d_i < kr$)、 $a_i = 1$ ($d_i > kr$)、ここで、 r は voxel の一辺の長さ、 k はユーザパラメータで、本研究では5.0とした。

5.2 Contour deletion tool による境界面トポロジー変形

切断面上に複数の輪郭線が現れた時、ユーザは contour-deletion tool により不要な輪郭線を削除できる。提案システムでは、頻繁に表れる次の2通りの輪郭線配置についてのみ対応する：Parallel layout-複数の輪郭線が並んで配置される。Nest layout-二個の輪郭線が入れ子状に配置される。ただし、nest layout の外側の輪郭線は削除できないものとした。

今、図7(左上)に示すように、二つの輪郭線が並んで表れたとすると、このような輪郭線配置を生成する境界面のトポロジーは、図7上の三通りが考えられる。また、二つの輪郭線が入れ子状に現れた場合(図7左下)にも、三通りの境界面が考えられる。ただし、この例では、断面と関係ない位置に穴が開いている可能性などは無視した。

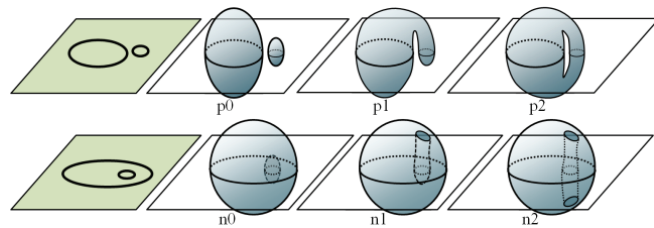


図 7. 輪郭線の Parallel layout (上)と nest layout (下)に対応する各三種類の境界面トポロジータイプ.

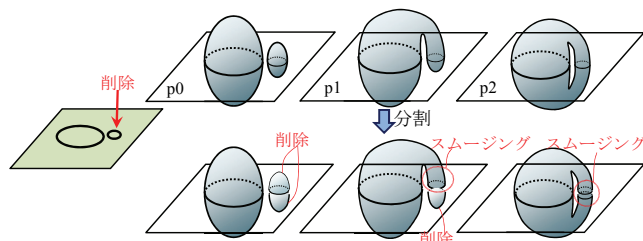


図 8. トポロジータイプ p0, p1, p2(図 7)に対する、輪郭線削除時の境界面変形

た下側だけ削除され、p2 ではどちらも削除されない。最後に、切断面をスムージングする。ここでは parallel layout を例にとって説明したが、Nest layout でも同様の処理が適用できる。

6. 結果と考察

我々は、提案手法のプロトタイプシステムの動作確認を 2.93-GHz Intel Core i7 CPU を搭載した計算機上でを行い、リアルタイムでの挙動を確認した。上記環境では、切断ストローク描画や輪郭線変形などの操作後、断面・輪郭線の生成や境界面変形・前景領域更新が実時間で計算され即ユーザにフィードバックされる。

図 9 に、境界面変形アルゴリズムの効果を示す。これは、大腿骨の抽出結果を修正した例で、大腿骨の骨頭部分のみに抽出エラーが存在している(a)。そのため、骨頭部分には大きな輪郭線変形がなされているが、他の部分では、輪郭の変形はほとんど無い(b)。この例では、骨頭部分には滑らかな境界面形状が望まれ、他の部分では元の形状を維持するのが望ましい。図 9(d)は Detail preserving 法のみを利用した結果で、骨頭部分に不必要な詳細形状が残っている。図 9(e)は、LM-diffusion 法のみを利用した例で、骨頭部分に滑らかな形状が生成されている。しかしこの例では、骨頭以外の部分

輪郭線削除時の、境界面の変形方法を図 8 に示す。今、parallel layout(図 7 上)の短い輪郭線を削除したとする(図 8 左)と、まず我々は、輪郭線の位置で境界面を分割する(輪郭線に沿って境界面を切断し穴を埋める)。次に、分割された境界面を調べ、すでに既存の輪郭線による制約がなければ、その境界面を削除する。ケース p0 では、分割された両方の境界面とも削除され、ケース p1 では、分割され

で維持すべき重要な形状が失われている(図 9(e) 上)。最後に、図 9(f)に提案手法の結果を示す。提案手法では、二手法を統合することで、骨頭部分には滑らかな形状が得られると同時に、他の部分では元の詳細形状が維持されている。図 9(c)は、値 a_i の分布である(値 0.0 が黒、値 1.0 が赤で可視化されている)。骨頭部分では、輪郭線変形が大きいので a_i が大きくなり、LM-diffusion 法が優勢になる。一方、骨頭以外の輪郭線変形が小さい部分では、 a_i が小さくなり Detail preserving 法が優勢になっている。

図 1 と図 10 に、大腿骨の領域修正結果を示す。CT 画像において、骨は関節部分で他の骨と密着しているため、正しい抽出が困難な事が多く(図 6)、この例でも関節部分に抽出エラーが生じている。提案システムを利用すると、各関節とも、それぞれ 10 本程度の輪郭線編集、15 分程度で修正作業が行えた。図 10(大腿骨の膝関節)では、境界面に穴が存在したが、contour deletion tool により取り除く事ができた。

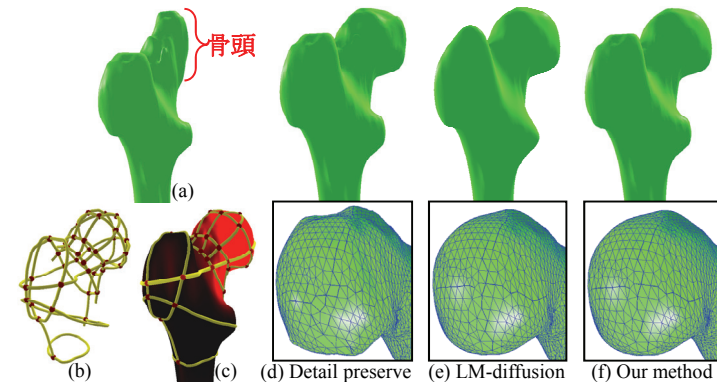


図 9. 三種のアルゴリズムによる境界面の変形
Contour deletion tool により、境界面の穴が取り除かれている。

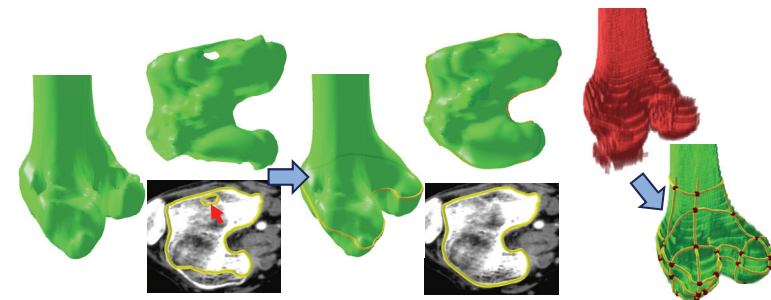


図 10. 大腿骨の膝関節部分の抽出領域修正。

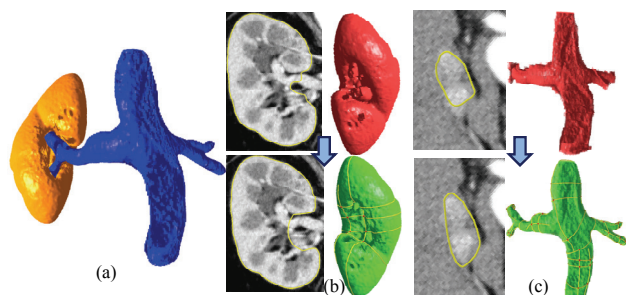


図 11. 腎臓と腎静脈の抽出領域修正.

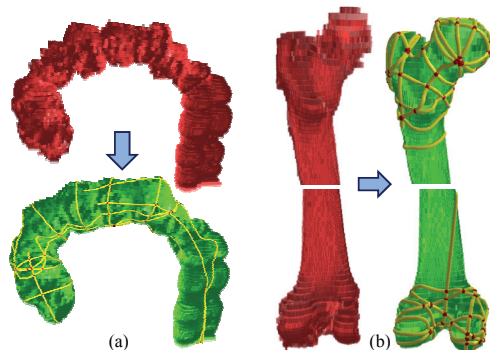


図 12. テストユーザによる腸と大腿骨の領域修正結果.

最後に、我々は、提案システムのユーザビリティを確認するため予備的なユーザスタディを行った。テストユーザは、画像撮影装置開発に従事する技術者で、二次元の領域抽出ツール[1]を日常的に利用しているが、三次元ツールの経験はない。テストユーザは、一時間程度のチュートリアル後、プロトタイプシステムを利用して、大腸領域と大腿骨領域の修正を行った。結果として、大腸領域は 20 本の輪郭線修正・45 分程度、大腿骨領域は両関節合わせて 30 分程度の作業時間で修正が行えた(図 12)。

7. まとめ

本研究では、輪郭線編集により、三次元画像の抽出領域を効率的かつ直観的に修正できる手法を提案した。我々は、輪郭線を配置・変形・削除するための一連のユーザインタフェースを提案した。また、我々は、輪郭変形に追従して境界面を変形する新しいアルゴリズムを提案した。提案システムは、最終的な調整を行うツールとして、

既存手法や今後発表される領域抽出手法と組み合わせて利用する事が可能である。本研究の将来課題の一つは、より汎用的なトポロジー編集である。現在は、輪郭線の削除のみ可能であるが、今後、輪郭の統合など、より複雑なトポロジー編集に取り組みたい。
謝辞 本研究にあたり、理化学研究所 吉澤信氏に貴重なコメントを頂いた。図 11 の腹部 CT 画像群は、横浜市立大学 榎山和秀准教授、窪田吉信教授の御厚意により提供された物である。本研究の一部は科学研究費若手 B(22700115)による。

参考文献

- 1) RIKEN, V-Cat, http://vcad-hpsv.riken.jp/jp/release_software/V-Cat/.
- 2) PHAM, D. L., XU, C., PRINCE, J. L.: A survey of current methods in medical image segmentation. In *Technical Report JHU/ECE 99-01, The Johns Hopkins University*, 1998.
- 3) KASS, M., WITKIN, A., TERZOPOULOS, D.: Snakes: Active contour models, *Int. J. Comput. Vis.*, 1, 321–331, 1988.
- 4) HE, L., PENG, Z., EVERDING, B., WANG, X., HAN, C. Y., WEISS, K. L., WEE, W. G.: A comparative study of deformable contour methods on medical image segmentation. *Image and Vision Computing*, 26(2), 141–163.
- 5) BOYKOV, Y., VEKSLER, O., ZABIH, R.: Fast approximate energy minimization via graph cuts. *IEEE Trans. PAMI*, 23, 11, 1222–1239, 2001.
- 6) LI, Y., SUN, J., TANG, C. K., SHUM, H. Y.: Lazy snapping. In *Proc. of SIGGRAPH '04*, 303–308, 2004.
- 7) TZENG, F. Y., LUM, E. B., MA, K.-L.: A novel interface for higher-dimensional classification of volume data. In *Proc. of IEEE Vis.*, 505–512, 2003.
- 8) WANG, J., BHAT, P., COLBURN, R. A., AGRAWALA, M., COHEN, M.F.: Interactive video cutout. *ACM Trans. Graph.*, 24(3), 585–594, 2005.
- 9) SHERBONDY, A., HOUSTON, M., NAPEL, S.: Fast volume segmentation with simultaneous visualization using programmable graphics hardware. In *Proc. of IEEE Vis.*, 171–176, 2003.
- 10) OWADA, S., NIELSEN, F., IGARASHI, T.: Volume Catcher, In *Proc. of I3D '05*, 111–116, 2005.
- 11) YUAN, X., ZHANG, N., NGUYEN, M. X., CHEN, B.: Volume cutout, *The Visual Computer*, 21(8-10), 745–754, 2005.
- 12) ALIROTEH, M., MCINERNEY, T.: SketchSurfaces: Sketch-Line initialized deformable surfaces for efficient and controllable interactive 3D medical image segmentation, *ISVC 2007*, 542–553, 2007.
- 13) SOWELL, R., LIU, L., JU, T., GRIMM, C., ABRAHAM, C., GOKHROO, G., LOW, D.: VolumeViewer: an interactive tool for fitting surfaces to volume data. In *Proc. of SBIM '09*, 141–148, 2009.
- 14) LORENSEN, W. E., CLINE, H. E.: Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm, *Computer Graphics*, 21(3), 163–169, 1987.
- 15) NEALEN, A., IGARASHI, T., SORKINE, O., ALEXA, M.: Fibermesh: Designing freeform surfaces with 3D curves. *ACM Trans. Graph.* 26, 3 (2007).
- 16) SORKINE, O., LIPMAN, Y., COHEN-OR, D., ALEXA, M., ROSSL, C., SEIDEL, H. P.: Laplacian surface editing. In *Proc. of SGP '04*, 179–188, 2004.