

## 2次元距離場を用いた2D-3Dレジストレーション

岩下 友美<sup>†</sup> 倉爪 亮<sup>†</sup> 原 健二<sup>††</sup> 油谷 直樹<sup>†††</sup> 中本 将彦<sup>†††</sup>

小西 晃造<sup>††††</sup> 橋爪 誠<sup>††††</sup> 長谷川 勉<sup>†</sup>

<sup>†</sup> 九州大学大学院システム情報科学研究科 〒 812-8581 福岡市東区箱崎 6-10-1

<sup>††</sup> 九州大学大学院芸術工学研究院 〒 815-8540 福岡市南区塩原 4-9-1

<sup>†††</sup> 大阪大学大学院医学系研究科 〒 565-0871 大阪府吹田市山田丘 2-2

<sup>††††</sup> 九州大学大学院医学研究院 〒 812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1

E-mail: [†yumi@irvs.is.kyushu-u.ac.jp](mailto:†yumi@irvs.is.kyushu-u.ac.jp)

あらまし 本論文では、2次元距離場を用いて、2次元画像から3次元幾何モデルの位置姿勢を推定する手法を提案する。従来提案されている位置合わせ手法の1つとして、3次元幾何モデルのシルエット画像と2次元画像の輪郭線と比較し、繰り返し計算により両者の相対位置を推定する手法がある。しかし、2次元画像内の輪郭線上の点とシルエット画像の輪郭線上の点との点対応を用いる方法では、繰り返し計算毎に最近傍点を探索する必要があり、計算コストが高い。そこで本論文では、濃淡画像の輪郭線からFast Marching Methodにより構築した2次元距離場を用いた、濃淡画像と3次元幾何モデルの高速な位置合わせ手法を提案する。また、人形を用いたシミュレーション実験と、内視鏡下手術における手術ナビゲーションシステムの構築を目的とした臓器モデルの重ね合わせ実験を行い、本手法の有効性を示す。

キーワード テクスチャマッピング, レジストレーション, Fast Marching Method, 距離場, ロバスト M 推定

## 2D-3D Registration using 2D Distance Maps

Yumi IWASHITA<sup>†</sup>, Ryo KURZUME<sup>†</sup>, Kenji HARA<sup>††</sup>, Naoki ABURAYA<sup>†††</sup>, Masahiko

NAKAMOTO<sup>†††</sup>, Kozo KONISHI<sup>††††</sup>, Makoto HASHIZUME<sup>††††</sup>, and Tsutomu HASEGAWA<sup>†</sup>

<sup>†</sup> Graduate School of Information Science and Electrical Engineering, Kyushu University Hakozaiki 6-10-1, Higashi-ku, Fukuoka, 812-8581 Japan

<sup>††</sup> Graduate School of Design, Kyushu University Shiobaru 4-9-1, Minami-ku, Fukuoka 815-8540 Japan

<sup>†††</sup> Graduate School of Medicine, Osaka University Yamadagaoka 2-2, Suita 565-0871 Japan

<sup>††††</sup> Graduate School of Medical Science, Kyushu University Maidashi 3-1-1, Higashi-ku, Fukuoka 812-8582 Japan

E-mail: [†yumi@irvs.is.kyushu-u.ac.jp](mailto:†yumi@irvs.is.kyushu-u.ac.jp)

**Abstract** This paper presents a fast pose estimation algorithm of a 3D free form object in 2D images using 2D distance maps. Some registration techniques using a silhouette image or a contour line have been proposed so far, but the calculation cost for determining point correspondences is considerably expensive. To overcome this problem, the proposed method utilizes a distance map on the 2D image plane, which is constructed quite rapidly by the Fast Marching Method. For pose estimation of the object, contour lines of the 2D image and the projection of the 3D object are aligned using the distance map iteratively by the robust M-estimator. Some experimental results with simulated models and actual images of the endoscopic operation are successfully carried out.

**Key words** Texture mapping, 2D-3D registration, Fast Marching Method, Distance map, Robust M-estimator

## 1. はじめに

2次元画像から3次元幾何モデルの位置姿勢を推定する手法は、物体認識、人工現実感、またテクスチャマッピングなどの分野で利用されている。これまでに、レーザスキャナ等によって測定された3次元幾何モデルと画像センサから得られる2次元画像との位置合わせ手法が提案されている。Violaら[16]は異なる2つの画像間の類似度を相互情報量で評価して位置合わせを行う枠組みを構築し、3次元幾何モデルと濃淡画像の位置合わせに応用している。またAllenら[14]はレンジデータに平面を当てはめ、それらの交線エッジと2次元画像のエッジを比較することで位置合わせを行った。これらの手法は、小さなalbedo分散を有する表面に対しては比較的うまく機能するが、複雑なテクスチャを有する表面では局所解に陥る可能性が高い。

そこで、多くのレンジセンサにおいて距離画像の付加的な情報として得られるリフレクタンス画像を用い、3次元幾何モデルと2次元画像の位置合わせを行う手法が提案されている。倉爪ら[5]はリフレクタンス画像中のエッジ点とテクスチャ画像中のエッジ点間の誤差をロバストM推定法を用いて最小化することにより、位置合わせを行っている。またElstromら[3]はリフレクタンス画像と2次元画像からコーナディテクタにより特徴点を抽出し、それらの対応を決定している。さらに梅田ら[15]は、リフレクタンス画像と2次元画像の勾配拘束を利用した、レンジセンサと画像センサの相対位置の推定法を提案している。

一方、シルエット画像や輪郭線を用いた位置合わせ手法も提案されている。Lenschら[7],[8]が提案したシルエット画像を用いた位置合わせ手法では、まず2次元画像と3次元幾何モデルのそれぞれのシルエット画像の排他的論理和をとることで類似度を評価する。次にDownhill Simplex法を利用し、2次元画像と3次元幾何モデルの位置合わせ誤差を収束させている。また、3次元幾何モデルの3次元距離場を予めoctree形式で構築し、2次元画像のシルエット輪郭線の視線方向への延長線と3次元幾何モデル間の3次元距離を最小化する手法が提案されている[1],[6]。Zuffiら[17]は、人工関節の位置姿勢を1枚のX線画像から推定する問題に適用し、3次元距離誤差をLevenberg-Marquardt法により最小化する手法を提案した。医療用画像における種々の位置合わせ手法については[9]に詳しい。一方、2次元輪郭線を用いた位置合わせ手法では、2次元画像内の輪郭線上の点と投影された3次元幾何モデルのシルエット画像輪郭線の点との距離の和として位置合わせ誤差を求め、繰り返し計算により誤差を最小化する手法が一般に用いられる[2],[10],[11]。しかしこれらの手法に共通して、位置合わせ誤差の計算には、2つの輪郭線上の点で多くの点対応計算が必要であり、計算コストが高いという問題がある。

本論文では、濃淡画像の輪郭線から求めた2次元距離場と2次元画像に投影した3次元幾何モデルのシルエット画像輪郭線を用いた、3次元幾何モデルと濃淡画像の高速な位置合わせ手法を提案する。本手法ではまず、ある与えられた境界からある地点までの距離を高速に計算するFast Marching Methodを用

いて、濃淡画像内の対象物体の輪郭線から2次元画像上で距離場を構築する。次に、3次元幾何モデルを2次元画像に投影した際の輪郭線と構築した距離場を用い、ロバストM推定法により両者の相対位置を決定する。提案手法を用い、計算機シミュレーション実験及び実画像を用いた実験により位置合わせ精度を評価の評価を行い、また内視鏡下手術における手術ナビゲーションシステムの構築を目的とした、臓器モデルと内視鏡画像の重ね合わせ実験を行い、本手法の有効性を示す。

## 2. Fast Marching Method

本章では、Sethianによって提案されたFast Marching Method[13]について述べる。このFast Marching Methodは、移動体追跡や3次元幾何モデリングなどの様々な分野で用いられるLevel Set Methodの高速化手法として提案された手法であり、本論文ではこの手法を用いて高速に輪郭線からの2次元距離場を構築する。

Fast Marching Methodは、Eikonal方程式( $|\nabla T(p)| F = 1$ )の高速な数値解法として提案された。ただし $T(p)$ は境界が点 $p$ に到達した時刻である。この方程式は通常、収束計算により解かれるため、膨大な計算時間が必要である。しかし、Fast Marching Methodでは、成長速度 $F$ の符号が固定という条件を加え、到達時刻の小さい点から大きい点へ一方に到達時刻を確定していくことで、収束計算を行うことなく高速にEikonal方程式の解を導くことができる。

Fast Marching Methodでは、まずEikonal方程式を次の差分方程式に置き換える。

$$\begin{aligned} & (\max(D_{ij}^{-x}T, -D_{ij}^{+x}T, 0))^2 + \\ & \max(D_{ij}^{-y}T, -D_{ij}^{+y}T, 0))^2 = 1/F_{ij} \end{aligned} \quad (1)$$

次に、境界は到達時間が小さい場所から大きい場所へと一方に伝播することから、到達時間の小さい場所から順に式(1)を解き、各点の到達時間を確定する。

具体的には以下ようになる。

Step.1 (初期化) まず、次の処理によって全てのグリッドを3つのリスト(*known*, *trial*, *far*)のいずれかに追加する。

(1) 境界に属するグリッドを*known*のリストに追加し、到達時間を0にセットする( $T=0$ )。

(2) *known*の4近傍のグリッドのうち、*known*でないグリッドを*trial*に追加し、そのグリッドの到達時間を $T_{ij} = 1/F_{ij}$ により計算して仮登録する。また、これらのグリッドを到達時間に関する昇順のHeap形式で保存する。

(3) 上記以外のピクセルを*far*に追加し、到達時間を無限大とする( $T=\infty$ )。

Step.2 Heapの先頭に置かれた、*trial*のリスト中で到達時間 $T$ が最も小さいグリッド( $i_{min}, j_{min}$ )を選択し、そのグリッドを*trial*のリストとHeapから除外し、*known*のリストに追加する。Heapから除外する際、同時にHeapを再構築(downheap)する。

Step.3 現在選択されたグリッド( $i_{min}, j_{min}$ )の4近傍( $(i_{min}-1, j_{min}), (i_{min}+1, j_{min}), (i_{min}, j_{min}-1), (i_{min}, j_{min}+1)$ )のうち、*far*のリストに属しているグリッドを*trial*のリス

トに追加する．

Step.4 現在選択されたグリッド  $(i_{min}, j_{min})$  の4近傍のうち,  $trial$  に属している近傍点の到達時間を式 (1) を用いて計算して仮登録し, Heap を再構築 (upheap) する．

Step.5  $trial$  に属しているグリッドが存在すれば Step.2 へ戻る．それ以外の際は処理を終了する．

この Fast Marching Method を用いると, ある与えられた境界からある地点までの距離を高速に計算することができ, これにより高速に境界からの距離場を構築できる．これは, まず式 (1) において成長速度  $F_{ij}$  を全空間で 1 とし, 上記の手順によって全領域での境界の到達時刻  $T$  を求める．ここで, 成長速度  $F$  が 1 であることから, 求められた  $T$  は境界からの距離に等しくなる．図 1 に計算された距離場の例を示す．

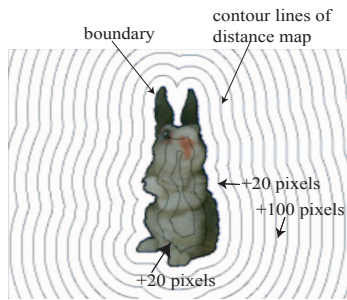


図 1 Fast Marching Method を用いて構築した距離場の例

Fig.1 An example of the distance map calculation using the Fast Marching Method.

### 3. 3次元幾何モデルと2次元濃淡画像の高速な位置合わせ

本章では, 2次元距離場を利用した3次元幾何モデルと濃淡画像の高速な位置合わせ手法を提案する．本手法の流れを以下に示す．ただし本論文で取り扱う3次元幾何モデルの前提条件として, その全周モデルがあらかじめ正確に作成され, 均等で十分に多数の3角パッチにより記述されているとする．

(1) まず動的輪郭モデル (Snakes や Level Set Method [4]) を用い, 濃淡画像から輪郭線を抽出する．

(2) Fast Marching Method を用い, 得られた濃淡画像の輪郭線からの距離場を構築する．

(3) 対象物体の3次元幾何モデルを適当な初期位置に配置し, 2次元画像上に投影する．

(4) 2次元画像上に投影された3次元幾何モデルに対し, そのシルエット画像の輪郭線を求め, 輪郭線に対応する3角パッチを求める．これらは, 後述するように OpenGL の機能を利用することで, 高速に計算することができる．

(5) 得られた3次元幾何モデルの輪郭線上の3角パッチに対し, 距離場に応じて計算される力を加える．

(6) ロバスト推定法の一手法である M 推定法を用いて, 全ての輪郭線上の3角パッチに対して加えられた力の和と, 3次元幾何モデル重心周りのモーメントを求める．

(7) 得られた力とモーメントに応じて, 3次元幾何モデルの位置姿勢を更新する．

(8) 4 から 7 を収束するまで繰り返す．

以下, 例を用いて詳細に説明する．

### 3.1 距離場の構築

図 2 に人形の画像に対して距離場を求めた例を示す．まず Level Set Method [13] [4] を用いて, 濃淡画像から物体の輪郭線を抽出する．次に前章で説明した Fast Marching Method により, 輪郭線の距離場を構築する．

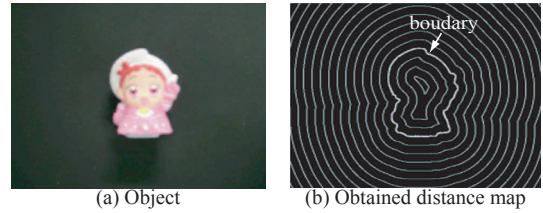


図 2 構築した輪郭線とその距離場

Fig.2 Detected boundary and distance map.

### 3.2 3次元幾何モデルの輪郭線の高速な検出

図 3 に人形の3次元幾何モデルを2次元画像に投影し, そのシルエット画像の輪郭線と輪郭線に対応する3角パッチを求めた例を示す．輪郭線の抽出と輪郭線に対応する3角パッチの検出には, 一般に多くの計算量を必要とするが, 本システムでは OpenGL の機能を利用することで, 高速に上記の計算を行うことができる．

輪郭線に対応する3角パッチの検出法を以下に示す．まず, 3次元幾何モデルを構成する全ての3角パッチに全て異なる色を定義し, OpenGL のレンダリング機能を用いて2次元画像に投影した2次元投影像を作成する．次に, その2次元投影像をラスタースキャンし, 輪郭線を求める．さらにその輪郭線上の画素の色を求め, 対応する3次元幾何モデル内の3角パッチを特定する．

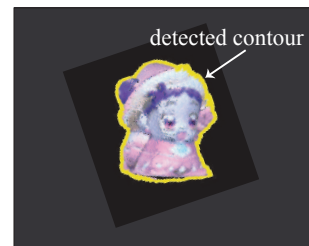


図 3 3次元幾何モデルの輪郭線の抽出

Fig.3 Contour detection of 3D geometric model.

### 3.3 ロバスト M 推定法による濃淡画像と3次元幾何モデルの相対位置の推定

まず, 3次元幾何モデルの輪郭線に対応する3角パッチ  $i$  の重心に対し, 濃淡画像の距離場を用いて計算した力  $f_i$  を加える (図 4)．この力  $f_i$  は視線方向ベクトル  $v$  に垂直であり, また画像平面への投影は次式で得られるベクトル  $f_{D_i}$  と一致する (図 5)．

$$f_{D_i} = D_{s,t} \frac{\nabla D_{s,t}}{|\nabla D_{s,t}|} \quad (2)$$

ここで,  $D_{s,t}$  は濃淡画像上の座標  $(s, t)$  での距離場の値である．

次に, この力  $f_i$  の総和と3次元モデルの重心周りのモーメントを次式により求める．

$$F = \sum_i \psi(f_i) \quad (3)$$

$$M = \sum_i \psi(r_i \times f_i) \quad (4)$$

ただし  $r_i$  は重心から輪郭線上の 3 角パッチ  $i$  へのベクトルであり、また  $\psi(z)$  は適当な影響力関数である．ここで実際の濃淡画像において、ノイズや対象物体の一部が他の物体に隠れオクルージョンの発生などで、抽出した濃淡画像の境界と 3 次元幾何モデルの輪郭線が一致しない場合がある．そこで濃淡画像上に対応する輪郭線が存在しない 3 次元幾何モデル上の 3 角パッチの影響を低減するために、本手法ではロバスト M 推定法を採用した．ロバスト M 推定法とは、あるデータから推定値までの残差が非常に大きな場合、重みつき関数を用いることで、これら推定値から大きく異なるデータの影響を軽減する手法である．この手法を用いることで、濃淡画像上の境界の一部にオクルージョン領域が発生し、投影された 3 次元モデルの輪郭線に対応する濃淡画像の輪郭線が存在しない場合でも、位置合わせ計算を安定して行うことができる．

まず、各パッチに加わる力  $f_i$  とモーメント  $r_i \times f_i$  を誤差  $z_i$  と考え、その総和を

$$E(P) = \sum_i \rho(z_i) \quad (5)$$

とおく．ただし  $\rho(z)$  は適当な推定関数であり、

$$\frac{\partial \rho(z)}{\partial z} = \psi(z) \quad (6)$$

とする．また  $P$  は 3 次元モデルの位置、姿勢である．この  $E(P)$  を最小にする位置  $P$  は次式で得られる．

$$\frac{\partial E}{\partial P} = \sum_i \frac{\partial \rho(z_i)}{\partial z_i} \frac{\partial z_i}{\partial P} = 0 \quad (7)$$

ここで誤差項評価のための重み関数  $w(z)$  を次式で定義する．

$$w(z) = \frac{1}{z} \psi(z) = \frac{1}{z} \frac{\partial \rho(z)}{\partial z} \quad (8)$$

これにより以下の重みつき最小二乗法を得る．

$$\frac{\partial E}{\partial P} = \sum_i w(z_i) z_i \frac{\partial z_i}{\partial P} = 0 \quad (9)$$

後述の実験では、影響力関数  $\psi(z)$ 、推定関数  $\rho(z)$ 、重み関数  $w(z)$  に次式で表されるローレンツ関数とその微分関数を用い、 $\frac{\partial z_i}{\partial P} = const.$  と仮定して式 (5) で与えられる誤差  $E$  を最急降下法を用いて漸的に最小化する．

$$\psi(z) = \frac{z}{1 + (z/\sigma)^2} \quad (10)$$

$$\rho(z) = \frac{\sigma^2}{2} \log(1 + (z/\sigma)^2) \quad (11)$$

$$w(z) = \frac{1}{1 + (z/\sigma)^2} \quad (12)$$

この最小値を与える  $P$  が濃淡画像と 3 次元幾何モデルの相対位置である．

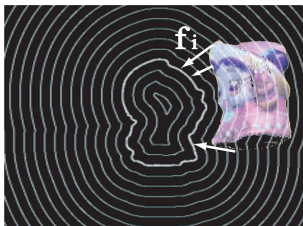


図 4 輪郭線上の全ての 3 角パッチへ力  $f$  を適用

Fig. 4 Applying the force  $f$  to all the triangular patches of the contour points.

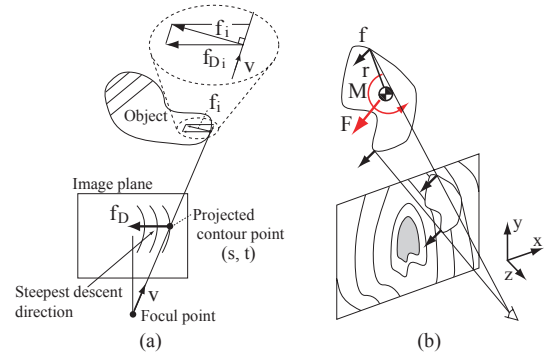


図 5 重心周りの力とモーメント

Fig. 5 Force and moment around COG.

### 3.4 Coarse-to-fine 法と “distance band”

2 次元距離場は Fast Marching Method を用いることで高速に構築できるが、実際に最終的な位置合わせ計算を行う際に用いる距離場の領域はその一部であるため、濃淡画像上の全ての領域で詳細な距離場の計算を行う必要は無い．そこで本手法では coarse-to-fine 法を適用し、また境界に近い領域のみ詳細な距離場の構築を行うことで全体の処理を高速化する．以降、本論文ではこの境界に近い距離場の領域を distance band を呼ぶ．

coarse-to-fine 法及び distance band を用いた位置合わせ処理を以下に示す．まず低解像度で画像全体の距離場を構築し、次に distance band の領域のみをより高解像度に変更し、より詳細な距離場を構築する．後述する実験では 10 pixels の幅を持つ distance band を用い、また画像解像度は  $160 \times 120$ ,  $320 \times 240$ ,  $640 \times 480$  の 3 種類を用いた．表 1 にそれぞれの画像解像度において計算時間の比較を行った結果を示す．

表 1 distance band における距離場の構築時間

Table 1 Computation time of the distance band by the Fast Marching Method.

Image size	Whole region [ms]	Distance band (10 pixels) [ms]
160x120	6.9	0.48
320x240	32.8	1.1
640x480	189.1	2.7

### 3.5 本手法の特徴

本手法の特徴として、次の 3 つが挙げられる．まず、Fast Marching Method を用いることで、濃淡画像の輪郭線からの距離場を高速に構築できる．次に、従来提案されている輪郭線を用いた位置合わせ手法では、繰り返し計算毎に濃淡画像の輪郭線上の点と 3 次元幾何モデルのシルエット輪郭線上の点との最近傍点を探索する必要があるため計算コストが非常に高い．しかし、提案手法では距離場が一度構築されれば、両画像の輪郭線上の点で点対点計算を行う必要がないため、従来手法と比較して高速に位置合わせすることが可能である．さらに、輪郭線上の点数を変えて位置合わせを行う場合、従来手法では輪郭線上の点数の増加に伴いより多くの計算時間を必要とするが、提案手法では点数が増加しても計算時間はほとんど変化しない．一方、本手法は 2 次元情報である輪郭線形状から 3 次元物体の位置、姿勢を推定するものであるから、本手法の適用範囲は、

輪郭線形状と姿勢が一对一に対応付け可能な物体に限定される。すなわち、球や軸対象物体では、輪郭線形状から姿勢が一意的に決定できないため、原理的に姿勢の推定は不可能である。

#### 4. 実験

提案した位置合わせ手法が適用可能な物体形状について調べるため、単純な形状物体を用いて実験を行い、提案手法の有効性とその問題点について考察を行った。また図3に示す人形と胆嚢の内視鏡画像に対して、提案した手法を適用し、実験を行った。使用した計算機は Pentium IV, 3.06GHz である。

##### 4.1 単純な形状物体を用いたシミュレーション実験

図6に示す6種類の物体について実験を行い、その収束性能を調べた。この結果、図6.(a)-(c)に示す円錐、立方体、四角錐はほぼ確実に真値へ収束するが、図6.(d),(e)のリングやティーポットのように穴を持つ物体に対しては、局所解に陥りやすい傾向が見られた。また図6.(f)に示す細長く軸対称な物体も、正確な位置合わせが困難であることがわかった。この原因として、図7に示すように濃淡画像内の距離場がある軸に対して対称かつ平行に存在する場合、距離場から計算される軸に垂直な力(図の横向き)が打ち消し合い、また軸方向の力(図の下向き)も発生しないためであると考えられる。そこでこのような細長く軸対称な物体の収束性能を向上させるため、投影された輪郭線の法線方向と距離場の最急勾配方向との一致度を第2項として式(2)に加え、次式のように  $f_{D_i}$  を変更した。

$$f_{D_i} = D_{s,t} \frac{\nabla D_{s,t}}{|\nabla D_{s,t}|} + k \cdot \text{sign}\left(n \cdot \frac{\nabla D_{s,t}}{|\nabla D_{s,t}|}\right) \left(1 - \left|n \cdot \frac{\nabla D_{s,t}}{|\nabla D_{s,t}|}\right|\right) n \quad (13)$$

ここで、 $n$  は投影された3次元モデル輪郭線の法線ベクトル、 $k$  は任意の定数、そして  $\text{sign}(\cdot)$  は数値の符号を表す符号関数である。図7.(b)に示すように、式(13)を用いることで、細長く軸対称な物体に対する位置合わせ性能が向上することがわかる。

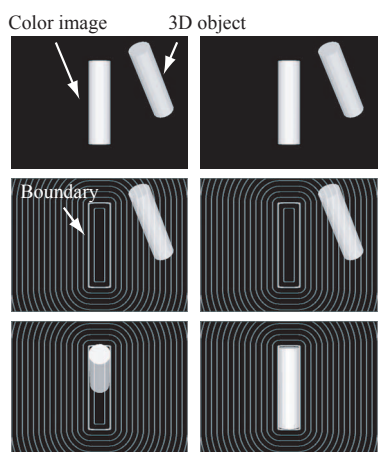


図7 式(13)の第2項の効果  
Fig. 7 Effect of the second term of Eq.13

##### 4.2 人形を用いたシミュレーション実験

###### 4.2.1 収束性能、位置合わせ精度の評価

図3に示した人形(高さ46mm)に対し、人形をカメラの正

面に置いたと仮定して人工的にシルエット画像を生成し、様々な初期位置から位置合わせ計算を行って収束性能と位置合わせ精度を評価した。実験条件は、カメラ焦点距離200mm、画素数640x480pixel、カメラ焦点から人形までの距離は500mmであり、人形のシルエット画像の大きさは約200x250pixelである。また人形の3次元幾何モデルは219,576の頂点からなる73,192の3角パッチから構成されている。

また実験では、人形の3次元モデルを、カメラ正面から左右上下前後方向( $x, y, z$ 方向と定義)にそれぞれ-40mmから40mmまで20mm刻みで動かした計53点において、姿勢をロール、ピッチ、ヨー軸( $x, y, z$ 軸に対応)方向に-20度から20度まで10度刻みで125通りに変化させた合計6625個の初期位置に配置し、提案手法により位置合わせを行った。シルエット画像と初期位置の一例を図8に、収束後の位置姿勢精度の平均値、標準偏差を表2に示す。これから、 $x, y$ 方向に比べて $z$ 方向の位置推定誤差が大きいことがわかる。これは提案手法ではモデル表面の3角パッチが十分に小さいと仮定し、第3.2章の方法で求められた輪郭線に対応する3角パッチの重心に力を加えているため、力の作用点が真の輪郭線よりも若干内側に存在し、奥行き位置が真値より手前に推定されているものと考えられる。この影響を低減するには、例えば3角パッチの3頂点のうち、輪郭線との距離が最も近い点を力の作用点とするなどの方法が考えられるが、実験では位置合わせ計算の高速化という観点から、このような処理は行っていない。次に、縦軸にロール軸まわり、横軸にピッチ軸まわりの姿勢誤差をプロットしたものを図9に示す。これより、姿勢については図10に示すA,B,Cの3つの局所解が存在することがわかる。このうち姿勢Aが正しい姿勢推定値であり、この姿勢Aへの収束率(位置0.1mm以内、姿勢1度以内、ただし $z$ 方向の位置を除く)は95.0%であった。また姿勢Aへ収束したものの位置姿勢精度の平均値、標準偏差を表3に示す。このように、 $z$ 軸方向の位置精度、およびピッチ軸(画面上で $y$ 軸)周りの姿勢精度が他に比べて低いことがわかるが、これは上述した問題に加え、 $z$ 軸方向の平行移動やピッチ軸周りの回転では、見かけにそれほど大きな変化が生じないためであると考えられる。

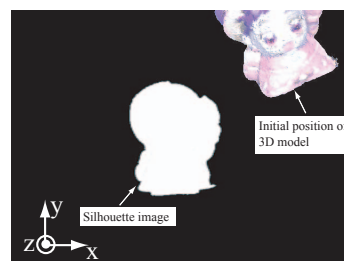


図8 初期位置の一例

Fig. 8 An example of initial position

###### 4.2.2 隠れに対する頑強性の評価

次にオクルージョンに対するロバストM推定の効果を検証するために、図11(a)に示すようにシルエット画像の一部(全体の下1/4)を切り取って、前項と同様の位置合わせ実験を行った。構築された距離場と初期位置の一例を図11(b)に、ロバス

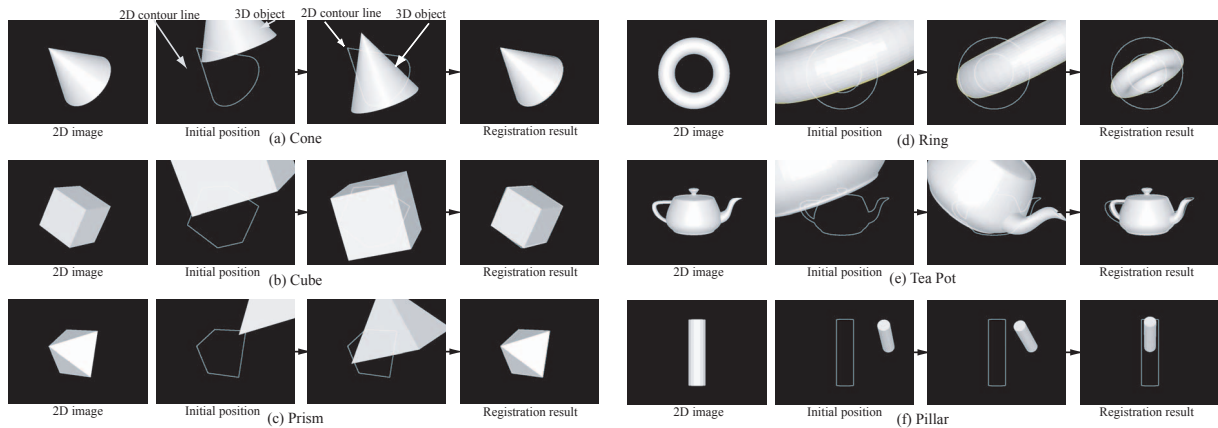


図 6 単純な形状物体を用いたシミュレーション実験結果

Fig. 6 Examples of 2D-3D registration using 3D models with various shapes.

表 2 収束後の位置姿勢精度

Table 2 Accuracy of 2D-3D alignment after convergence

Position	x	y	z	Orientation	roll	pitch	yaw
Average [mm]	-0.028	0.185	-4.115	Average [deg.]	-0.867	-0.212	-0.100
SD. [mm]	0.506	0.940	2.121	SD. [deg.]	6.209	3.311	1.188

表 3 姿勢 A へ収束後の位置姿勢精度

Table 3 Accuracy of 2D-3D alignment after convergence on orientation A

Position	x	y	z	Orientation	roll	pitch	yaw
Average [mm]	0.033	0.030	-3.763	Average [deg.]	0.063	0.1550	-0.042
SD. [mm]	0.017	0.022	0.484	SD. [deg.]	0.146	0.131	0.016

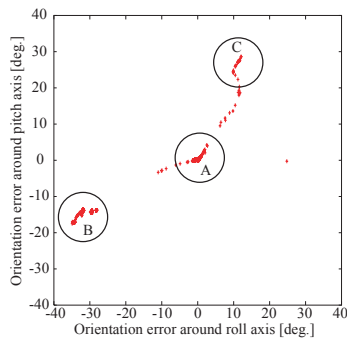


図 9 姿勢誤差の分布

Fig. 9 Distribution of orientation error

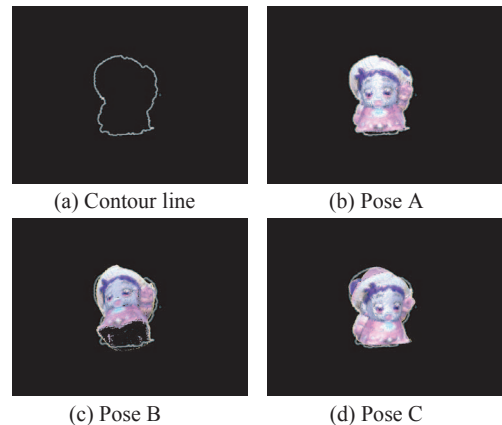


図 10 局所解の姿勢

Fig. 10 Pose at three local minimum solutions

ト M 推定を用いた場合と用いなかった場合の収束結果の一例を図 11(c),(d) に、およびそれぞれの位置姿勢精度の平均値を表 4 に示す。これより、輪郭線が正確に与えられる場合に比べて位置姿勢精度は低下しているものの、口バスト M 推定を用いることで対応点のない輪郭線の影響を低減できるため、口バスト M 推定を用いない場合に比べて位置合わせ精度が向上することが確認できた。

#### 4. 2. 3 実画像を用いた位置合わせ実験

次に実際に人形をカメラで撮影し、その濃淡画像と 3 次元幾何モデルの位置合わせを行った。結果を図 12 に示す。ただし、濃淡画像の輪郭線上の点数は 652 である。

3 次元モデルを構成する 3 角パッチ 1 つあたりの力  $f_i$  の計算時間は  $0.30[us]$  であり、3 次元幾何モデルの輪郭抽出、力とモーメントの計算、また最急降下法のそれぞれの 1 回の更新

に要する計算時間は合計で  $9.6[ms]$  であった。また、位置合わせ処理を 60 回行う場合の両輪郭線間の平均誤差は  $1.19[pixel]$ 、分散は  $0.90[pixel^2]$  であった。一方、点对応計算を行う従来手法 [5] を用いた場合、力  $f_i$  の計算時間は  $1.15[us]$  であった。ただし、点对応計算には k-D tree を用いた。

また、表 5 に輪郭線上の点数を変えて同様の実験を行った結果を示す。提案した手法を用いた場合、輪郭線上の点数が増加しても力  $f$  の計算時間はほとんど変化しないが、従来手法では点数の増加に伴いより 3 倍から 7 倍の計算時間を必要としている。この実験結果より、特に輪郭線上の点数が多い場合、提案した位置合わせ手法は従来手法と比較して高速に処理を行える

表 4 ロバスト M 推定による位置姿勢精度の比較

Table 4 Comparison of accuracy of 2D-3D alignment with and without M-estimator

Position	x	y	z	Orientation	roll	pitch	yaw
M-estimator [mm]	0.88	3.29	14.55	M-estimator [deg.]	-3.45	6.47	2.69
Without M-est. [mm]	1.90	6.79	-26.21	Without M-est. [deg.]	-2.24	15.14	9.60

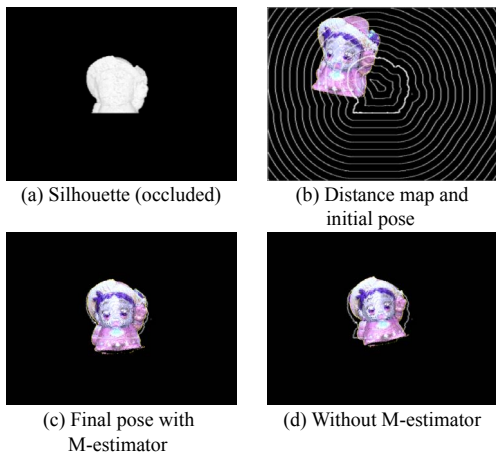


図 11 ロバスト M 推定の効果  
Fig. 11 Effect of robust M-estimator

ことがわかる。

さらに、図 3 はテクスチャを持つ 3 次元モデルを示しているが、本手法はテクスチャ情報を一切用いないため、テクスチャの無い物体に本手法を適用することができる。図 13 に実際のカメラ画像を 3 次元モデルにマッピングを行った結果を示す。

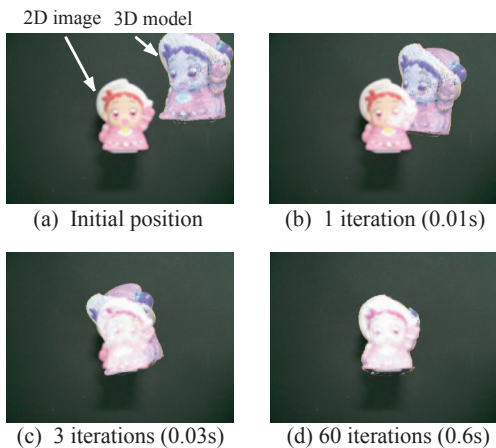


図 12 人形の 3 次元幾何モデルと実画像の位置合わせ  
Fig. 12 2D-3D registration of simulation images.

表 5 パッチ 1 つあたりにおける力 f の処理時間の比較  
Table 5 Comparison of processing time for one patch

Number of points on boundary	Proposed method [ $\mu s$ ]	Point-based method [5] [ $\mu s$ ]
628	0.30	1.15
1265	0.30	1.50
1868	0.30	1.70
2490	0.30	2.22



図 13 3 次元モデルへのカメラ画像のマッピング  
Fig. 13 An example of mapping the camera image on the 3D model.

#### 4.3 内視鏡下手術における手術ナビゲーションシステムへの適用実験

内視鏡下手術における手術ナビゲーションシステムへの適用を目的とした、臓器 3 次元モデルの内視鏡画像への重ね合わせ実験を行った。

まず、プラスチック肝臓模型と内視鏡画像を用いた実験を行った。実験の様子を図 14 に、肝臓模型を CT で撮影して構築した 3 次元幾何モデルを図 15 に示す。また内視鏡には斜視内視鏡 OTV-S5 (OLYMPUS 製) を用いた。内視鏡画像の一例を図 16.(a) に、位置合わせ結果を図 16.(b) に示す。ここで、図 16.(b) の黄色の領域が投影した肝臓モデルを示しており、また図 16.(b1)-(b3) は位置合わせに用いた視点とは異なる視点における重ね合わせ結果である。このときの位置合わせ結果における両輪郭線間の平均誤差は 1.15[pixel]、標準偏差は 1.02[pixel]であった。図 16 より、若干の誤差が見られるもののほぼ正確な重ね合わせが実現できることがわかる。



図 14 ナビゲーションシステムを用いた実験風景  
Fig. 14 Experimental setup for evaluation of the surgical navigation system.

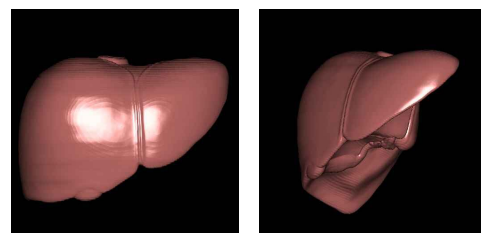


図 15 肝臓の 3 次元幾何モデル  
Fig. 15 3D liver model.

次に実際の胆嚢摘出手術における内視鏡画像を用いた実験を行った。ただし予め、胆嚢の 3 次元幾何モデルは患者本人の CT 画像から作成した。視野内を移動する胆嚢の内視鏡画像 (図

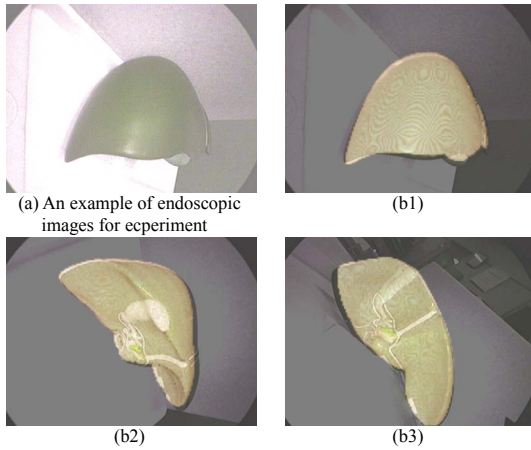


図 16 肝臓モデルを用いた位置合わせ

Fig. 16 Superimposition of the 3D liver model on the endoscopic images.

17(a)) と、胆嚢の 3 次元幾何モデル (図 17(b)) に対して実験を行った結果、図 17 に示すように、内視鏡カメラの移動に伴い画像内での胆嚢の位置が変動しても、3 次元幾何モデルが画像上の胆嚢を追跡できていることがわかる。

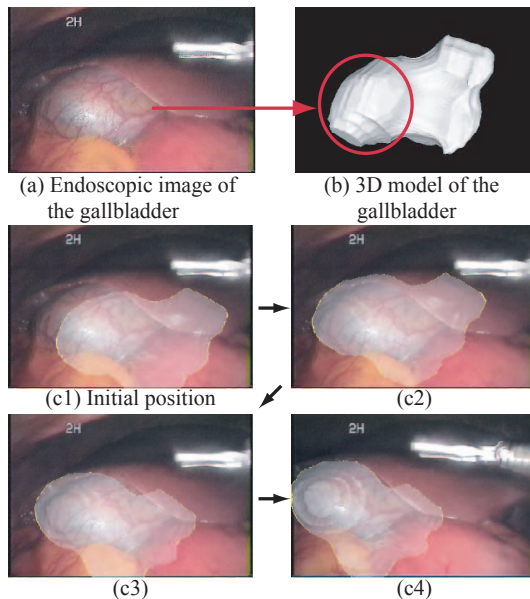


図 17 実際の胆嚢画像を用いた位置合わせ

Fig. 17 2D-3D registration using actual images of the gallbladder.

## 5. むすび

本論文では、3 次元幾何モデルと濃淡画像の高速な位置合わせ手法を提案した。提案した手法では、まず Fast Marching Method を用いて濃淡画像の対象物体の輪郭線から 2 次元距離場を構築した。次に、2 次元画像上に投影した 3 次元幾何モデルのシルエット輪郭線と、構築した 2 次元距離場を用い、ロバースト M 推定法により 3 次元幾何モデルと濃淡画像の詳細な相対位置関係を求めた。

この手法は対応点探索が不要なため位置合わせを高速に実行でき、その前提となる 2 次元距離場も Fast Marching Method を用いることにより高速に構築できる。人形を用いたシミュレーション実験を行い、従来手法と比較して高速な位置合わせ

が可能であることを確認した。

謝辞

研究の実施にあたりご協力いただいた大阪大学大学院医学系研究科田村進一教授、佐藤嘉伸助教に感謝します。

## 文 献

- [1] L. Brunie, S. Lavalley, and R. Szeliski, "Using force fields derived from 3D distance maps for inferring the attitude of a 3D rigid object," Proc. the Second European Conference on Computer Vision, pp. 670-675, 1992
- [2] Q. Delamarre and O. Faugeras, "3D Articulated Models and Multi-View Tracking with Silhouettes," Proc. of the International Conference on Computer Vision, Vol. 2, pp. 716-721, 1999
- [3] M.D. Elstrom and P.W. Smith, "Stereo-Based Registration of Multi-Sensor Imagery for Enhanced Visualization of Remote Environments," Proc. of the 1999 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 1948-1953, 1999
- [4] Y. Iwashita, R. Kurazume, T. Tsuji, K. Hara, and T. Hasegawa, "Fast Implementation of Level Set Method and Its Realtime Applications," IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics, pp. 6302-6307, 2004
- [5] R. Kurazume, K. Noshino, Z. Zhang, and K. Ikeuchi, "Simultaneous 2D images and 3D geometric model registration for texture mapping utilizing reflectance attribute," Proc. of Fifth Asian Conference on Computer Vision (ACCV), pp. 99-106, 2002
- [6] S. Lavalley and R. Szeliski, "Recovering the Position and Orientation of Free-Form Objects from Image Contours Using 3D Distance Maps," IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence, vol. 17, No. 4, pp. 378-390, 1995
- [7] H. Lensch, W. Heidrich, and H.-P. Seidel, "Automated Texture Registration and Stitching for Real World Models," In Pacific Graphics '00, pp. 317-326, 2000
- [8] H. Lensch, W. Heidrich, and H.-P. Seidel, "Hardware-accelerated silhouette matching," In SIGGRAPH Sketches, 2000
- [9] J. Maintz and M. Viergever, "A survey of medical image registration," Medical Image Analysis, vol. 2, No. 1, pp. 1-36, 1998
- [10] K. Matsushita and T. Kaneko, "Efficient and handy texture mapping on 3D surfaces," Comput. Graphics Forum 18, pp. 349-358, 1999
- [11] P.J. Neugebauer and K. Klein, "Texturing 3d models of real world objects from multiple unregistered photographic views," Comput. Graphics Forum 18, pp. 245-256, 1999
- [12] J. Sethian, "A fast marching level set method for monotonically advancing fronts," Proc. of the National Academy of Science, vol. 93, pp. 1591-1595, 1996
- [13] J. Sethian, "Level Set Methods and Fast Marching Methods, second edition," Cambridge University Press, UK, 1999
- [14] I. Stamos and P.K. Allen, "Integration of Range and Image Sensing for Photorealistic 3D Modeling," Proc. of the 2000 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 1435-1440, 2000
- [15] K. Umeda, G. Godin, and M. Rioux, "Registration of Range and Color Images Using Gradient Constraints and Range Intensity Images," Proc. of 17th International Conference on Pattern Recognition, pp. 12-15, 2004
- [16] P. Viola and W.M. Wells III, "Alignment by maximization of mutual information," Int. J. of Computer Vision, vol. 24, No. 2, pp. 137-154, 1997
- [17] S. Zuffi, A. Leardini, F. Catani, S. Fantozzi, and A. Cappello, "A Model-Based Method for the Reconstruction of Total Knee Replacement Kinematics," IEEE Trans. on Medical Imaging, vol. 18, No. 10, pp. 981-991, 1999