

# 2次元距離場を用いた3次元臓器モデルと内視鏡画像の高速な位置合わせ

## Fast 2D-3D Registration using 2D Distance Map for Endoscopic Operation

○ 岩下 友美 (九州大) 倉爪 亮 (九州大) 原 健二 (九州大) 小西 晃造 (九州大)  
中本 将彦 (九州大) 橋爪 誠 (九州大) 長谷川 勉 (九州大)

Yumi Iwashita<sup>†</sup> Ryo Kurazume<sup>†</sup> Kenji Hara<sup>†</sup> Kozo Konishi<sup>‡</sup>  
Masahiko Nakamoto<sup>‡</sup> Makoto Hashizume<sup>‡</sup> and Tsutomu Hasegawa<sup>†</sup>

<sup>†</sup>Kyushu University, Graduate School of Information Science and Electrical Engineering

<sup>‡</sup>Kyushu University, Graduate School of Medical Sciences

This paper presents a new registration algorithm of 2D color images and 3D geometric models for navigation system of surgical robot. A 2D-3D registration procedure is used to superimpose a tumor model on an endoscopic image precisely, and is therefore indispensable for the surgical navigation system. One of the typical techniques developed so far is the use of external markers, but the accuracy of this method is getting worse due to the breath, the heart beat, or other unknown factors. For precise registration of 3D models and 2D images without external markers or special measurement devices, the new registration method is proposed which utilizes the 2D images and their distance maps created by the Fast Marching Method. We show some results of fundamental experiments using simulated models and actual images of the endoscopic operation of a gallbladder.

**Key Words:** 2D-3D registration, Fast Marching Method, Robust M-estimator, Robotic Surgery

## 1 はじめに

手術ロボット da Vinci のための手術ナビゲーションシステム<sup>1)</sup>を開発している。本システムでは、あらかじめ CT や MRI によって得られた臓器の 3 次元モデルを da Vinci の内視鏡画像に重ね合わせ、術者に臓器の病巣や血管などの内部構造を提示する。しかし内視鏡画像は一般に 2 次元であり、臓器の 3 次元モデルと 2 次元画像の位置合わせが必要である。従来提案された 2 次元画像と 3 次元モデルの位置合わせ手法は、主にテクスチャや輝度分布を利用していた。しかし臓器の場合、表面のテクスチャに特徴が少なく、また個体差も存在するため、テクスチャを利用するのは困難である。そこで本報告では輪郭線とその距離場を用いた、2 次元画像と 3 次元モデル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、内視鏡画像の対象臓器の輪郭線から 2 次元画像上で距離場を構築する。次に、臓器の 3 次元モデルを 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、ロバート 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し、また従来提案されている点対応計算を必要とする位置合わせ手法<sup>3)</sup>と比較して、提案手法は高速な位置合わせ処理が可能であることを示す。さらに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

Fast Marching Method は<sup>4)</sup>、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、 $F$  は境界の法線方向の移動速度である。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向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。

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描くことができる。図 1 に計算された距離場の例を示す。

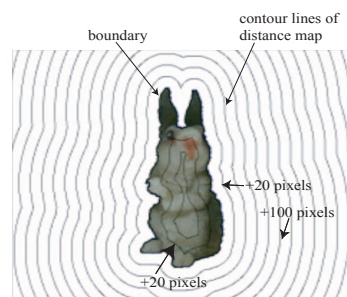


Fig.1: Distance map obtained by Fast Marching Method

## 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、距離場を利用した内視鏡画像と 3 次元モデルの高速な位置合わせ手法を提案する。まず、動的輪郭モデル (Snakes や Level Set Method<sup>2)</sup>) を用い、内視鏡画像から対象臓器の輪郭線を抽出する。次に、Fast Marching Method を用い、得られた内視鏡画像の輪郭線からの距離場を構築する。対象臓器の 3 次元モデルを適当な位置に配置し、内視鏡画像に投影してその輪郭線を求める。ただし予め、臓器の 3 次元モデルは CT や MRI 画像から作成され、そのモデルは多数の 3 角パッチにより記述されている

とする．図 2 に人形の 3 次元モデルを 2 次元画像に投影し，その輪郭線に対応する 3 角パッチを求めた例を示す．

次に 3 次元モデルの輪郭線に対応する 3 角パッチ  $i$  の重心に対し，内視鏡画像の距離場を用いて計算した力  $f_i$  を加える (図 3)．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  $f_{DM_i}$  と一致する (図 4)．

$$f_{DM} = DM_{i,j} \frac{\nabla DM_{i,j}}{|\nabla DM_{i,j}|} + k \cdot \text{sign}(n \cdot \frac{\nabla DM_{i,j}}{|\nabla DM_{i,j}|}) (1 - |n \cdot \frac{\nabla DM_{i,j}}{|\nabla DM_{i,j}|}|) n \quad (1)$$

ここで， $DM_{i,j}$  は内視鏡画像上の座標  $(i, j)$  での距離場の値であり，また  $n$  は投影された 3 次元モデルの輪郭線上での法線ベクトル， $k$  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．第 1 項は距離場の最急勾配方向の力を示しており，この項の大きさは距離場の値に比例する．図 5 に示すような細長く対照的な物体に対して第 1 項のみを適用する場合，内視鏡画像内の距離場はある軸に対して対称かつ平行に存在し，距離場から計算される軸に対して対称な力が打ち消し合うため，位置合わせ計算の収束性能が低下する (図 5.(a))．そこで，このような細長い物体への収束性能を向上させるため，法線方向と距離場の最急勾配方向との一致度に関する力を第 2 項として定義する．第 2 項を加えて力の計算を行うことで，図 5.(b) に示すように，細長く対照的な物体に対する位置合わせ精度が向上していることがわかる．

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．

$$F = \sum_i \psi(f_i) \quad (2)$$

$$M = \sum_i \psi(r_i \times f_i) \quad (3)$$

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．ここで実際の内視鏡画像において，多くの場合ノイズや臓器の一部が他の臓器に隠れオクルージョンの発生などで，抽出した内視鏡画像の境界と 3 次元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．

次に，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

$$E(P) = \sum_i \rho(z_i) \quad (4)$$

とおく．ただし  $\rho(z)$  は適当な推定関数であり，

$$\frac{\partial \rho(z)}{\partial z} = \psi(z) \quad (5)$$

とする．また  $P$  は 3D 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．

$$\frac{\partial E}{\partial P} = \sum_i \frac{\partial \rho(z_i)}{\partial z_i} \frac{\partial z_i}{\partial P} = 0 \quad (6)$$

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．

$$w(z) = \frac{1}{z} \psi(z) = \frac{1}{z} \frac{\partial \rho(z)}{\partial z} \quad (7)$$

これにより以下の重みつき最小二乗法を得る．

$$\frac{\partial E}{\partial P} = \sum_i w(z_i) z_i \frac{\partial z_i}{\partial P} = 0 \quad (8)$$

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， $\frac{\partial z_i}{\partial P} = \text{const.}$  と仮定して式 (4) 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．

$$\psi(z) = \frac{z}{1 + (z/\sigma)^2} \quad (9)$$

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

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

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．

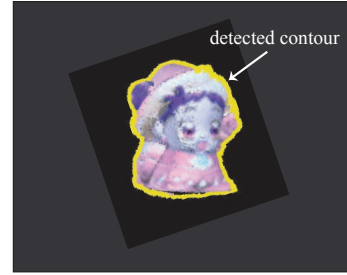


Fig.2: Contour detection of 3D model

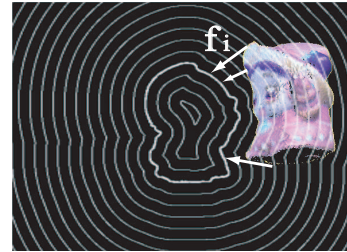


Fig.3: Applying the force  $f$  to all the triangular patches of the contour points.

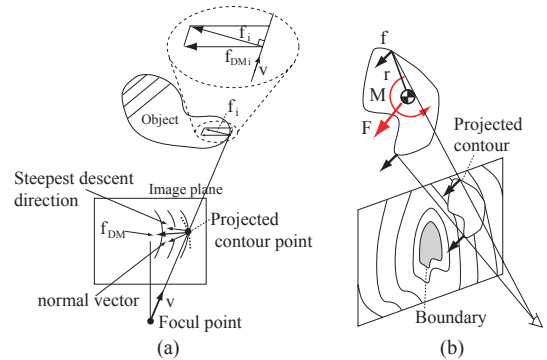


Fig.4: Force and moment around COG.

## 4 実験

図 2 に示す人形と肝臓および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 人形を用いたシミュレーション実験

#### 4.1.1 収束性能，位置合わせ精度の評価

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

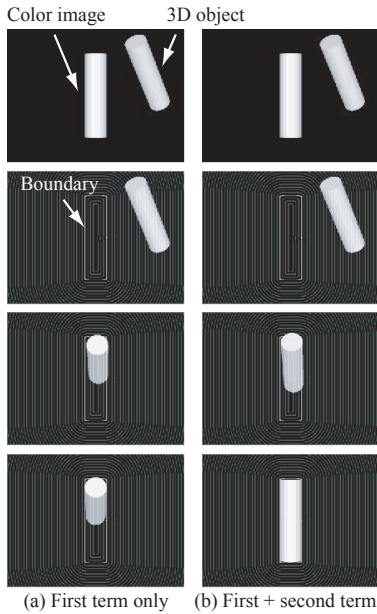


Fig.5: Effect of the second term of Eq.1

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 の三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 通りに変化した合計 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。実験結果より、95.0% 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) で正しい姿勢を推定できることが確認された。また正しい姿勢へ収束したものの位置姿勢精度の平均値、標準偏差を表 1 に示す。このように、 $z$  軸方向の位置精度、およびピッチ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  $z$  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。

#### 4.1.2 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 6(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 6(b) に、ロバスト 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 6(c),(d) に、およびそれぞれの位置姿勢精度の平均値を表 2 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、ロバスト 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、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。

#### 4.1.3 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 7 に示す。ただし、濃淡画像の輪郭線上の点は 652 である。

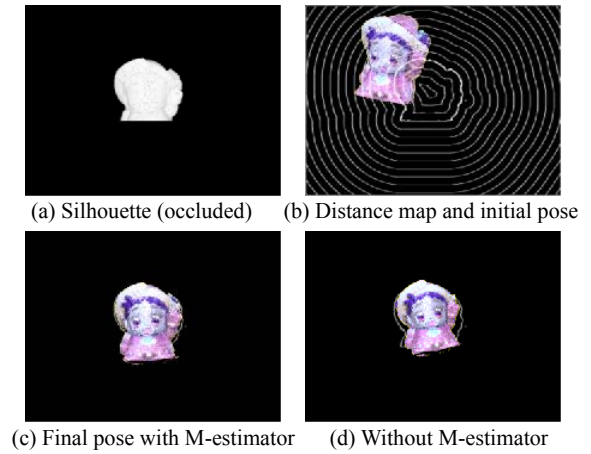


Fig.6: Effect of robust M-estimator

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  $9.6[ms]$  である。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  $0.90[pixel^2]$  である。一方、点対応計算を行う従来手法<sup>3)</sup>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、点対応計算には k-D tree を用いた。

また、表 3 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ことがわかる。

さらに、画面上を移動する人形に対して同様の実験を行った。追跡実験結果を図 8 に示す。これより、人形が画面上を  $20.5 [pixel/秒]$  で移動する場合でも、高速に濃淡画像の距離場を再構築し、頑強に位置合わせできていることがわかる。

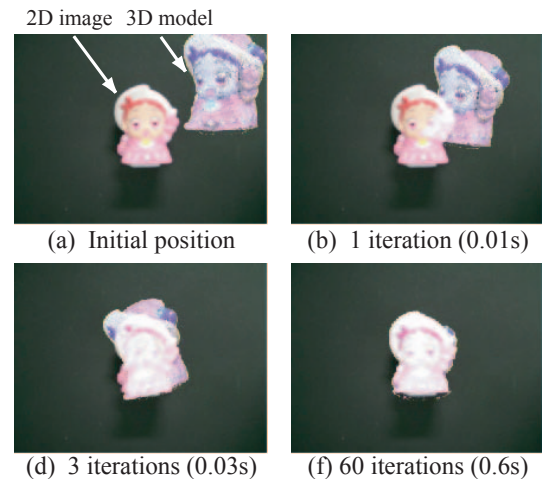


Fig.7: 2D-3D registration of simulation images.

#### 4.2 肝臓、胆嚢の内視鏡画像を用いた実験

内視鏡下手術における手術ナビゲーションシステムの構築を目的とした、臓器 3 次元モデルの内視鏡画像への重

表 1: Accuracy of 2D-3D alignment after convergence

| 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  |

表 2: 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 |

表 3: Comparison of processing time for one patch

| Number of points on boundary | Proposed method [ $\mu$ s] | Point-based method <sup>3)</sup> [ $\mu$ s] |
|------------------------------|----------------------------|---|
| 628                          | 0.30                       | 1.15  |
| 1265                         | 0.30                       | 1.50  |
| 1868                         | 0.30                       | 1.70  |
| 2490                         | 0.30                       | 2.22  |

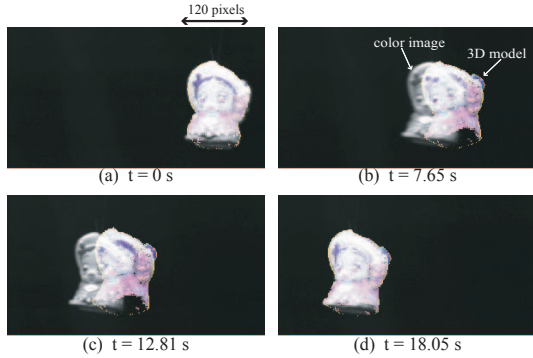


Fig.8: An example of moving object tracking.

ね合わせ実験を行った。実験では、肝臓および胆嚢の内視鏡画像に対して提案した位置合わせ手法を適用した。ただし予め、臓器の3次元幾何モデルはCTやMRI画像から作成されているとする。

視野内を移動する胆嚢の内視鏡画像(図9(a))と、胆嚢の3次元幾何モデル(図9(b))に対して実験を行った結果を図9に示す。この実験結果より、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。

## 5 むすび

本論文では、3次元モデルと内視鏡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を用いて内視鏡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、ロバストM推定法により3次元モデルと内視鏡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や実際の内視鏡画像を用いた実験を行い、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。

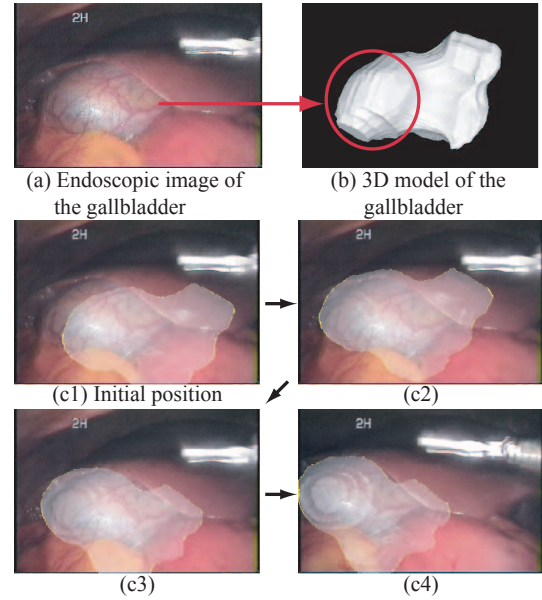


Fig.9: 2D-3D registration using actual images of the gallbladder.

- 1) M. Hashizume and M. Shimada and M. Tomikawa and Y. Ikeda and I. Takahashi and R. Abe and F. Koga and N. Gotoh and K. Konishi and S. Maehara and K. Sugimachi, "Early experiences of endoscopic procedures in general surgery assisted by a computer-enhanced surgical system", *Surg Endosc*, 1187-1191, 2002
- 2) 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*, 6302-6307, 2004
- 3) 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)*, 99-106, 2002
- 4) J. Sethian, "A fast marching level set method for monotonically advancing fronts", *Proceedings of the National Academy of Science*, 93, 1591-1595, 1996