# 3次元距離場を用いた立体内視鏡画像と 臓器形状モデルの位置合わせ

○中須加陽介(九州大学) 諸岡健一(九州大学)辻徳生(九州大学) 倉爪亮(九州大学)

## Alignment of Stereo Endoscopic Images with Tissue Surface Models Using 3D Distance Maps

○ Yosuke NAKASUKA (Kyushu Univ.), Ken'ichi MOROOKA (Kyushu Univ.), Tokuo TSUJI (Kyushu Univ.), and Ryo KURAZUME (Kyushu Univ.)

Abstract: This paper presents a new method for aligning between the partial shape of a tissue obtained from stereo images and the tissue surface model. The proposed method uses a distance map whose each grid stores the distance from the tissue surface. The use of the distance map enables to register the partial shape with the tissue model without determining the correspondence between them. Since the correspondence determination is generally time-consuming, the proposed method can achieve a real-time alignment.

## 1. 緒言

内視鏡手術において、内視鏡の視野は開腹手術と比較して 非常に狭く、視点も限定されている.そのため、術中に臓器 間の位置関係を正確に把握することは、術者にとって困難で ある.内視鏡手術を安全かつ正確に行うためのコンピュー タ支援システムとして、患者の臓器モデルを用いたナビゲー ションシステムがある<sup>1)</sup>.このシステムでは、術前 CT 画 像から患部の3次元臓器モデルを作成し、その臓器モデル を術中の内視鏡画像に重畳表示する.これにより、術者の視 覚情報を仮想的に拡張することができる.しかし、軟性臓器 を対象とする場合、臓器の形状は術中に大きく変形するた め、術前に作成された臓器モデルを表示するだけでは、正確 な組織間の位置関係は提示できない.

そこで,我々は,軟性臓器の一つである肝臓を対象として,術中の肝臓の変形推定を行うナビゲーションシステムを 開発している<sup>2)3)</sup>.本システムは,立体内視鏡を用いて術中 の肝臓の部分的な表面形状を取得する.この部分表面形状 を基にして肝臓全体の変形を推定し,変形した肝臓モデルを 提示する.

肝臓の変形を推定し、立体内視鏡画像と肝臓モデルを正 確に重畳表示するためには、立体内視鏡と肝臓モデルの座 標系同士の位置関係を求める必要がある.この位置関係は、 立体内視鏡と肝臓を位置関係を求めるキャリブレーション を予めすることで得られる.そして、立体内視鏡を追跡し、 立体内視鏡の位置とキャリブレーションの情報から、重畳 表示を実現する.しかし、キャリブレーションの誤差を完 全になくすことは不可能であり、また、立体内視鏡を追跡す るセンサのデータにも誤差が乗る可能性がある。そのため、 これらの情報のみから、正確な座標系間の関係を求めること は困難である.そこで、術前に作成した肝臓モデルを既知の 形状情報とし、これと復元した部分表面形状の位置合わせを 行うことが考えられる.

画像や3次元形状モデルの位置合わせ手法は、これまでに 数多く提案されている<sup>4)5)6)</sup>.これらの手法は、モデル間の 対応点の距離が最小となるように、モデルの位置姿勢更新を 繰り返す.しかし、対応点探索処理は、点数の増加に伴い計 算量も膨大になる.これに対し、岩下ら<sup>7)</sup>は、濃淡画像内 中の対象物体輪郭線から2次元距離場を作成し、距離場と 3次元形状モデルのシルエットを比較することで、高速に位 置合わせを行う手法を提案している.この手法は、画像上の 対応点探索を行わず、3次元形状モデルのシルエット上の各 パッチに対する処理のみで位置合わせを行う.これにより、 対応点探索を行う手法に比べて計算量を削減している.一 方、この手法は2次元画像を入力としており、3次元同士の 位置合わせを対象としていない.

本論文では、立体内視鏡画像から復元された肝臓の部分表 面形状と、術前に作成した肝臓モデルの位置合わせ手法を提 案する.まず、部分表面形状を表す点群から、3次元距離場 を構築する.次に、この距離場に基づいて、距離値が減少す る向きの力を肝臓モデルに加えることで、肝臓モデルの位置 姿勢を更新し、部分表面形状と肝臓モデルの位置合わせを行 う.さらに、提案手法では、肝臓表面に付加されるマーカ領 域を利用し、部分表面形状とモデル間でのマーカ領域の対応 を拘束条件として用いることで、位置合わせ精度の向上を 図る.

## 2. 3次元距離場を用いた位置合わせ

部分表面形状を表す点群(以下,部分形状点群と呼ぶ)と, 肝臓モデルの位置合わせ手順を Fig. 1 に示す. 位置合わせ を行う前に,部分形状点群からの距離を表す 3 次元距離場 を計算する. この距離値に応じて求められる力・モーメント の総和が十分小さくなるまで, 肝臓モデルの位置姿勢更新を 繰り返す.

## 2.1 Fast Marching Method による 3 次元距離 場の構築

部分形状点群を覆うグリッド空間を作成し、この空間内 において、点群で表される曲面を基準面として3次元距離





Fig.2 Forces and its moment using a 3D distance map.

$$\boldsymbol{M} = \sum_{i} \left( \boldsymbol{r}_{i} \times \boldsymbol{f}_{i} \right) \tag{3}$$

ここで、 $r_i$  は臓器モデルの重心から  $c_i$  へのベクトルである.

 $Fig. 1 \quad Flow \ of \ the \ proposed \ method.$ 

場を構築する. 距離場の構築には, Fast Marching Method (FMM)<sup>8)9)</sup>を用いる. FMM は, 曲面の膨張・収縮変形を 追跡するための数値解法である. 部分形状点群に隣接する グリッドから順に, 点群が乗る曲面からの距離値を求める. 距離値は, 隣接グリッドを1距離とする. これによって, 部 分形状点群からの等距離面の情報をもつ, 3 次元距離場を作 成する.

#### 2.2 可視パッチの抽出

肝臓モデルは、三角パッチで構成されるボリュームモデル である. 肝臓モデルから、内視鏡視点から観測可能なパッ チ(以後、可視パッチ)を選択する. 可視パッチの抽出は、 The Visualization Toolkit (VTK)の機能を用いて実現す る. VTK では、モデルデータを描画する際に、一度全ての パッチに異なる色を設定した状態で内部的な描画処理を行 う. 色の定義によって、あるカメラ視点に対して、より手前 に位置している表面パッチだけを選択することができる.

#### 2.3 3次元距離場による力・モーメントの計算

肝臓モデルの可視パッチについて、3次元距離場による力 を求める(Fig. 2).可視パッチ $V_i$ の重心を $c_i$ とし、この 重心における距離場の値を $D_i$ とする. $c_i$ に、次式で計算さ れる力 $f_i$ を加える:

$$\boldsymbol{f}_i = -D_i \frac{\nabla D_i}{|\nabla D_i|} \tag{1}$$

ここで、 $\nabla D_i$ は、 $c_i$ での距離場の一次微分ベクトルである. この力  $f_i$ の総和 Fと、肝臓モデルの重心周りのモーメント Mを式 (2)、(3) により求める:

$$\boldsymbol{F} = \sum_{i} \boldsymbol{f}_{i},\tag{2}$$

肝表面にある腫瘍を切除する手術では、腫瘍がある領域の 周囲にマーカをつける<sup>10)</sup>.マーカ領域は、臓器の表面色と 異なるため、内視鏡画像から自動的に抽出することが可能で ある.また、肝臓モデルから、このマーカに対応するパッチ を特定可能である.そのため、マーカに対応するデータの位 置関係から、位置合わせの推定精度を向上することができ る.そこで、部分形状点群と肝臓モデル表面それぞれのマー カ領域の対応を、位置合わせの付加的な拘束条件として用 いる.

肝臓モデルの位置姿勢を更新する際,対応するマーカ領 域を近づける力とそのモーメントを,距離場から求めた力・ モーメントに付加して計算する.以下ではマーカ領域が1 つの連続した領域であると仮定する.部分形状点群のマー カ領域の重心を  $G_D$ ,肝臓モデルのマーカ領域に対応する パッチ群の重心を  $G_M$  とする. $G_M$  から  $G_D$  へのベクトル を用いて,式(2),(3)に以下のように再定義する:

$$\mathbf{F}' = \alpha \left( \mathbf{G}_D - \mathbf{G}_M \right) + \sum_i \mathbf{f}_i, \tag{4}$$

$$\boldsymbol{M}' = \beta \boldsymbol{r}_M \times (\boldsymbol{G}_D - \boldsymbol{G}_M) + \sum_i \left( \boldsymbol{r}_i \times \boldsymbol{f}_i \right) \qquad (5)$$

ここで、 $\alpha$ 、 $\beta$ は各項の重み、 $r_M$ は臓器モデルの重心から  $G_M$  へのベクトルである.

#### 2.4 肝臓モデルの位置姿勢の更新

肝臓モデルの位置姿勢変換は、F'、M'に比例する量の 並進・回転として定義する.ここで、 $w_R$ 、 $w_T$ をそれぞれ回 転、並進の重みとする.右手系のモーメントの定義に従い、 M'を軸とする右周り、回転量を $w_R \|M'\|$ とし、モデルの 重心周りに回転させる.すなわち、回転行列Rは、四元数 ( $\frac{M'}{\|M'\|}$ 、 $w_R \|M'\|$ )で表される行列を用いる.一方、並進べ



(a) Model1

(b) Model2

Fig.3 Liver model for experiment.

クトルTは,

$$\boldsymbol{T} = \boldsymbol{w}_T \boldsymbol{F}' \tag{6}$$

で求める.可視パッチ数が多いほど回転および並進量は大きくなりやすいため,係数 $w_R$ , $w_T$ を,モデルのパッチ数に応じて設定する.

### 3. 実験

Fig. 3 に示す肝臓のボリュームモデルを用いて,部分形状 点群と肝臓モデルの位置合わせのシミュレーションを行っ た.肝臓モデルは,ボリュームモデルであるが,位置合わせ には表面パッチのみ扱うため,シミュレーションでは肝臓の 表面モデルを用いた.このモデルの節点数は984,三角パッ チ数は1964 である.また,腹側面のパッチ1つに,マーカ 領域の重心位置を示す情報を付加し,マーカ重心位置の異 なる2通りのデータを用意した(Fig. 3(a),(b)).立体内 視鏡と肝臓の相対位置関係が術中に変化することを考慮し て,Fig.4に示すような,4種類の部分形状点群を用いた. マーカ領域の位置については,Fig.4(a),(b)が Model1 に,Fig.4(c),(d)が Model2 にそれぞれ対応した情報を 持っている.式(4),(5)の拘束条件の重み $\alpha,\beta$ は,それぞ れ $\alpha = \beta = 100$ とした.位置合わせの精度を評価するため に,誤差を次式で定義する:

$$E = \frac{1}{n_p} \sum_{k=0}^{n_p - 1} D(p_k)$$
(7)

ここで、 $p_k$  は収束後のモデルの位置姿勢におけるモデル上 の可視節点、 $n_p$  は可視節点の個数、D(p) は節点 p の座標 における 3 次元距離場の距離値である.以下では、距離値 を、肝臓モデルの長径(左葉端から右葉端までの長さ)約 239[mm] に対する比として求めた.

モデルの初期位置姿勢を変更しながら, Model1 を Surface1, 2 に, Model2 を Surface3, 4 にそれぞれ 10 回位置 合わせを行った. 位置合わせ過程の例を Fig. 5 に示す. ま た, Fig. 5 上段の位置合わせ結果における,マーカ領域同 士の対応の様子を Fig. 6 に示す. 黄円で示した点は,部分 形状点群のマーカ領域の重心である. 拘束条件を追加した





(c) Surface3



(d) Surface4

Fig.4 Input depth images.



Fig.5 Sequences of alignment process.

場合,モデルのマーカ領域を示すパッチの重心が,部分形状 点群のマーカ領域の重心とほぼ一致している.位置合わせ 収束後の誤差の平均値を Table 1 に示す.対応するマーカ 位置を近づける拘束条件により,位置合わせの精度が向上 し,また,誤差の分散も小さくなり,位置合わせの結果はよ り安定しているといえる.ただし,Surface4 は他と比べて, 拘束条件によって大きく位置姿勢を更新したために,局所解 に陥ったとみられる例があった (Fig. 7).この問題に対し て,部分形状点群とモデルの位置関係を,前回の位置姿勢更 新量などから推定し,拘束条件の重み $\alpha,\beta$ を制御すること が考えられる.



(a) Constrained

(b) Non-Constrained

Fig.6 Correspondence of markers.

Table 1 Alignment error [mm].

		拘束条件あり	拘束条件なし
Model1	Surface1	$0.99\pm0.12$	$1.4\pm0.23$
	Surface2	$1.0 \pm 0.14$	$1.5\pm0.38$
Model2	Surface3	$0.95\pm0.058$	$1.2\pm0.078$
	Surface4	$2.4\pm0.39$	$2.7\pm0.17$



Fig.7 Failed result.

## 4. 結言

立体内視鏡画像から復元された肝臓の部分表面形状と,術前に作成した肝臓モデルの位置合わせ手法を提案した.提案手法は,部分表面点群から3次元距離場を構築し,この距離場の距離値が減少する向きの力を肝臓モデルに加えることで,肝臓モデルの位置姿勢を更新を行うものである.さらに,肝臓表面に付加されるマーカ領域を利用し,部分表面形状とモデル間でのマーカ領域の対応を拘束条件として用いることで,位置合わせ精度を向上させた.シミュレーションにより,位置合わせの精度を検証するとともに,マーカ位置による拘束条件の有効性を示した.

今後は、実際の内視鏡画像と、対応する患者の臓器モデル を用いた実験を行い、提案手法の実用に向けた検証を行う予 定である.また、開発しているナビゲーションシステムに提 案手法を組み込み、システム全体の臨床応用を目指した拡張 も今後の課題となる.

#### 文献

- 松木充, 安賀文俊, 本高明: 腹腔鏡下胃癌、大腸癌手術における三次元 CT を用いた術中ナビゲーション (Multislice CT 2005 BOOK), vol.37, No.7, pp.112-119(2005).
- [2] Ken'ichi Morooka, Yosuke Nakasuka, Ryo Kurazume, Xian Chen, Tsutomu Hasegawa, Makoto Hashizume: Navigation System with Real-time Finite Element Analysis for Minimally Invasive Surgery, The 35th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.2996-2999(2013).
- [3] Ken'ichi Morooka, Yosuke Nakasuka, Tokuo Tsuji, Ryo Kurazume, Makoto Hashizume: A Method for Reconstructing 3D Tissue Shapes from Stereo Endoscopic Images Using Wide-Range Edge, Computer Assisted Radiology and Surgery, (2014)
- [4] Q. Delamarre and O. Faugeras: 3D articulated models and multi-view tracking with silhouettes, Proc. International Conference on Computer Vision, Vol. 2, pp.716-721(1999).
- [5] 西野恒,池内克史: 大規模距離画像群の頑健な同時位置合 せ,電子情報通信学会論文誌, Vol.J85-D2, No.9, pp.1413-1424(2002).
- [6] 山崎亮,川本一彦: 非同期な複数距離カメラを用いた移動 物体の3次元位置合わせ、電子情報通信学会技術研究報告. MVE,マルチメディア・仮想環境基礎, vol.112, No.25, pp.47-48(2012).
- [7] 岩下友美, 倉爪亮, 小西晃造, 中本将彦, 橋爪誠, 長谷川勉: 二次元距離場を用いた三次元幾何モデルと濃淡画像の高速 な位置合せ, 電子情報通信学会論文誌, vol.J88-D2, No.9, pp.1889-1899(2005).
- [8] J. Sethian: Level Set Methods and Fast Marching Methods, second edition, Cambridge University Press, UK(1999).
- [9] J. Sethian: A fast marching level set method for monotonically advancing fronts, Proceedings of the National Academy of Sciences, vol.93, pp.1591-1595(1996).
- [10] 板本敏行ら: 肝硬変合併肝細胞癌に対する腹腔鏡補助下肝切 除術, Journal of Microwave Surgery, vol.19, pp.115-119 (2001).