

# 複数の Level Set を用いた CT 画像からの膵臓抽出と 術前シミュレーションシステムへの応用

中口 俊哉<sup>†</sup> 奥井 雅博<sup>†</sup> 津村 徳道<sup>†</sup> Ken Museth<sup>††</sup> 三宅 洋一<sup>‡</sup>

<sup>†</sup> 千葉大学工学部 〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町 1-33

<sup>‡</sup> 千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター 〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町 1-33

<sup>††</sup> Dept. of Science and Technology, Linköping Univ., SE-601 74 Norrköping, Sweden

E-mail: {nakaguchi, tsumura, miyake}@faculty.chiba-u.jp, okui@graduate.chiba-u.jp

**あらまし** 現在の腹腔鏡下手術において、術者は経験と勘に基づいて腹腔鏡や鉗子の挿入箇所的位置決めを行っている。特に、腹腔鏡下の胃癌第2群リンパ節郭清手術では手術対象である脾動脈に膵臓が隣接し、手術の妨げとなる為、適切な挿入箇所決定が大変重要となる。そこで、我々は挿入箇所を術前に決定するシステムの開発を行った。このシステムの実行には術前に撮影された CT 画像から膵臓と脾動脈の3次元形状の取得が必要である。脾動脈は血管造影により容易に抽出可能だが、一方膵臓は隣接臓器との CT 値の差がないため、従来強力な抽出法とされている Level Set 法を単独で用いても、膵臓の抽出は困難であった。そこで、本研究では複数の Level Set を用い、CT 画像からの膵臓の抽出手法を提案する。

**キーワード** CT 画像, Level Set 法, 膵臓, 術前シミュレーションシステム

## Segmentation of Pancreas from CT images Using Multiple Level Sets for Preoperative Simulation System

Toshiya NAKAGUCHI<sup>†</sup> Masahiro OKUI<sup>‡</sup> Norimichi TSUMURA<sup>†</sup> Ken MUSETH<sup>††</sup> Yoichi MIYAKE<sup>‡</sup>

<sup>†</sup> Dept. of Info. and Image Sciences, Chiba Univ. 1-33 Yayoicho, Inage-ku, Chiba, 263-8522 Japan

<sup>‡</sup> Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba Univ. 1-33 Yayoicho, Inage-ku, Chiba, 263-8522 Japan

<sup>††</sup> Dept. of Science and Technology, Linköping Univ., SE-601 74 Norrköping, Sweden

E-mail: {nakaguchi, tsumura, miyake}@faculty.chiba-u.jp, okui@graduate.chiba-u.jp

**Abstract** In laparoscopic surgery operator decides the insertion positions of a laparoscope and forceps by their experience and divination. In case of the laparoscopic procedure for D2 lymph node dissection in gastric cancer surgery, pancreas beside the splenic artery disturbs the surgery, so the insertion positions of the medical appliances are crucial. Therefore we developed a system to decide the insertion positions of the medical appliances preoperatively. By using this system, it is possible to decide the appropriate insertion positions preoperatively. To implement this system, it is necessary to reconstruct the three dimensional shapes of pancreas and splenic artery from CT images. In this paper, we propose segmentation algorithm of pancreas from CT images using multiple level sets and implement preoperative simulation system.

**Keyword** CT images, Level Set method, Pancreas, Preoperative Simulation System

### 1. はじめに

近年、腹腔鏡下手術の技術が進歩し、さまざまな臓器を対象に行われている。腹腔鏡下手術とは、患者の腹部に作成したポート(穴)から腹腔鏡(CCDカメラ)や鉗子(手術器具)を挿入し、腹腔鏡がとらえる映像をモニターで見ながら行う手術である。従来行われている開腹手術に比べ、痛みが少ない、術後の回復が早い、傷跡が小さい、といった利点がある。反面、腹腔鏡下手術には、いくつかの難点がある。まず、平面画像のモニター画面を見ておこなう特殊な手術であるため、術者は直接手で臓器に触れることができない。さらに、特殊な手術器具の使用法を習熟しなければならぬため、難度の高い手術法である。そのため、近年、

腹腔鏡下手術経験の少ない外科医のために腹腔鏡下手術のトレーニングシステム(Reachin Laparoscopic Trainer, Reachin社, など)が開発されている。

術前にも難点がある。それは術者が経験と勘に基づいて行っている腹腔鏡や鉗子を挿入するポートの位置決めである。術者は、通常、臍の位置を基準に手術対象臓器の位置を推測しポート位置を決定しているが、臍と腹腔内臓器の相対的な位置関係は個人間でばらつきが多い。ポート位置を誤ると対象臓器に隣接する臓器が妨げとなり、対象臓器が視界に入らない事態や手術器具が対象臓器に届かないために、隣接臓器の大幅な圧排や変形を招く事態が生じる(Fig.1)。そこで、我々は適切なポート位置を術前に決定するための術前シミ

シミュレーションシステムを開発した[1] (Fig. 2). システム開発のためには術前に撮影される CT 画像からの臓器の抽出が必要である. システムで対象とする手術では手術対象である脾動脈と隣接臓器である膵臓の抽出が必要である. 脾動脈は血管造影法により CT 画像上白く写るため, 閾値処理によって容易に自動形状抽出が可能であるが, 膵臓は他の臓器と CT 値の差がないため, 閾値処理による自動抽出は困難である. さらに, 膵臓は胃と隣接しており, 胃と膵臓の隣接部分に CT 値の差はなく, 境界が判別できないため, Snakes[2][3][4]や Level Set 法[5][6][7]など, 画像のエッジ情報を用いる従来の抽出手法を単一で用いても, 高精度な形状抽出は難しい. そこで本研究では画像のエッジ情報を用いない Chan, Vese[8][9][10]の手法を複数の Level Set を用いて拡張し, 膵臓の抽出を行う.

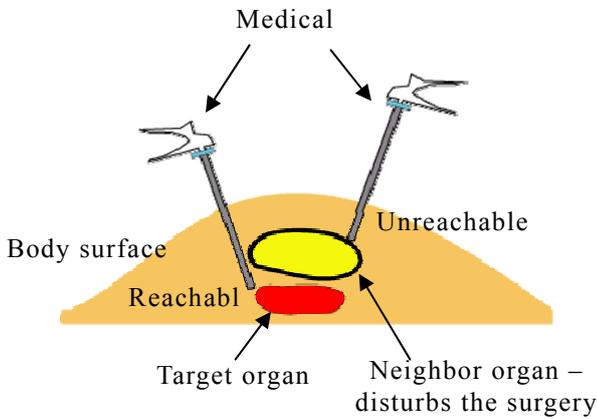


Fig. 1 Neighbor organ disturbs the surgery

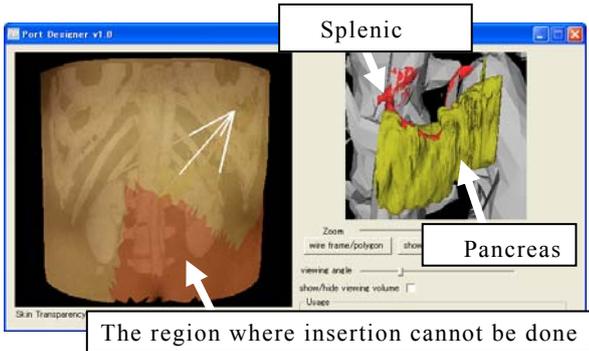


Fig. 2 Preoperative simulation system

## 2. Level Set 法を用いた領域抽出

Level Set 法とは, Fig. 3 のように変形させる曲面を変形曲面より 1 次元高い空間の関数  $\phi$  (Level Set 関数と呼ぶ) の 0 等値曲面として表現する手法である.  $\phi$  を変化させることで 0 等値曲面を変形させることができる. 池上ら[11]や清水ら[12]は複数の Level Set を用い, 複数の臓器を同時に抽出する手法を提案している.

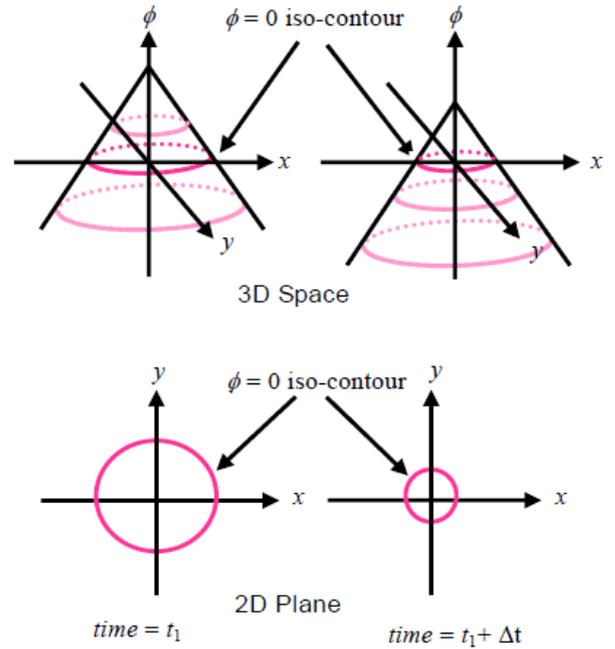


Fig. 3 Level Set Method

彼らは文献[7]に代表されるエッジ情報を用いた抽出法を用いていたが, 本研究ではエッジ情報を用いない領域抽出手法[8]を改良し, 膵臓の抽出を行う. 文献[8]では次式のように定義したエネルギー関数を最小化するように  $\phi$  を変化させ, 抽出を行う.

$$\begin{aligned}
 E(\phi) = & \lambda_1 \int_{\Omega} |u_0 - c_1|^2 H(\phi) dx dy \\
 & + \lambda_2 \int_{\Omega} |u_0 - c_2|^2 (1 - H(\phi)) dx dy \\
 & + \mu \int_{\Omega} \delta(\phi) |\nabla \phi| dx dy + \nu \int_{\Omega} H(\phi) dx dy \quad (1)
 \end{aligned}$$

ここで,  $u_0$  は注目画素の画素値,  $c_1, c_2$  はそれぞれ 0 等値曲面内部と外部の平均画素値,  $\mu, \nu, \lambda_1, \lambda_2$  は重み付け係数,  $H, \delta$  はそれぞれステップ関数とデルタ関数であり,  $\Omega$  は画像全体の領域である. 式(1)の第 1, 2 項目はそれぞれ 0 等値曲面内部と外部の画素値の分散を表し, 第 3, 4 項目はそれぞれ 0 等値曲面の周囲長と面積を表す.  $E(\phi)$  を単調減少させるように  $\phi$  を変化させるために

$$\frac{\partial F}{\partial \phi} = -\frac{\partial \phi}{\partial t}, \quad (2)$$

とおき,  $\phi$  の Euler-Lagrange 方程式を導くと,

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \delta(\phi) \left[ \mu \nabla \cdot \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} - \nu - \lambda_1 (u_0 - c_1)^2 + \lambda_2 (u_0 - c_2)^2 \right], \quad (3)$$

を得る. 式(3)に従い  $\phi$  を変化させることにより, 0 等値曲面内部と外部の画素値の分散を最小化する曲面が得られる. つまり, Fig. 4 のように 0 等値曲面は画素値の差が著しい場所に収束する.

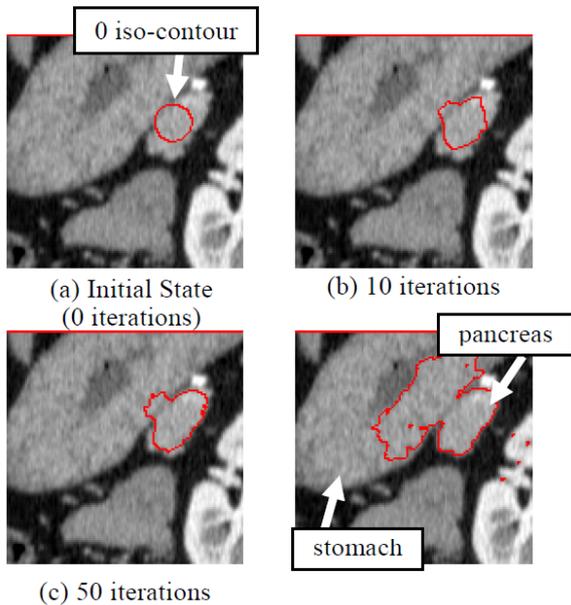


Fig. 4 An Example of pancreas segmentation

### 3. 複数の Level Set を用いた膵臓抽出

前節の手法をそのまま膵臓抽出に用いると、Fig. 4のように膵臓に隣接する胃の領域まで抽出してしまうため、本研究では胃の内部からも同時に Level Set を発動させ、抽出を行う。

提案手法の流れをFig. 5に示す。提案手法ではまず、膵臓とその隣接臓器である胃の重心を求める。求めた重心位置にそれぞれ初期値をおき (Fig. 5 (a))、2つの Level Set の重なりを抑制しながら抽出を行う (Fig. 5 (b))。最後に抽出した形状の補正を行う (Fig. 5 (c))。

#### 3.1. 重心追跡による初期値決定

各スライス上で初期値を決定するため、2値化処理を行い、膵臓と胃の重心を求める。しかし、Fig. 6 (b)のように膵臓と胃が接しているスライスでは、各臓器の重心の計算はできない。そこで、前のスライスの重心位置と現在のスライスの重心位置を比較し、一定の距離以上離れているときは前のスライスの重心を現在のスライスの重心として用いた (Fig. 6 (c))。

膵臓の重心は上記の手法で求めることができたが、胃は内部に空洞があるため、重心を同じように求めることができない。そこで、最初のスライスのみ手動で胃と膵臓の重心を指定し、上記の手法で膵臓の重心を求めた後、胃の重心は膵臓の重心と平行するように決定した。重心追跡の結果をFig. 7に示す。Fig. 7(d)のように、胃の重心が胃の外や、他の臓器内に発生する可能性があるが、胃は抽出対象ではないため、胃の重心の精度については言及しない。

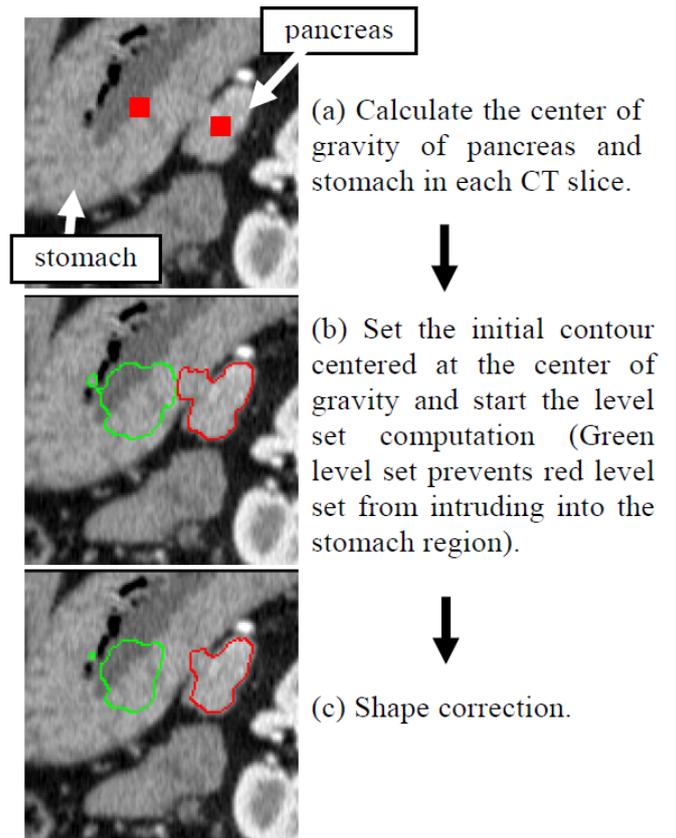


Fig. 5 Flow of the proposed method

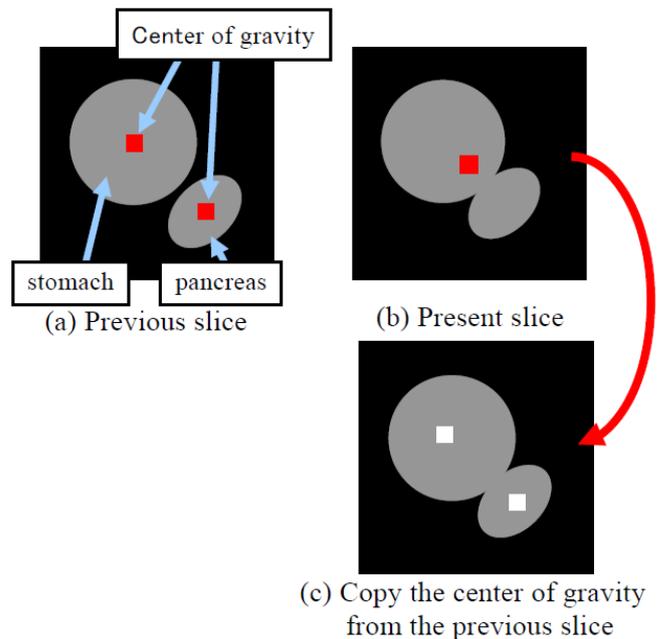


Fig. 6 Center of gravity tracer

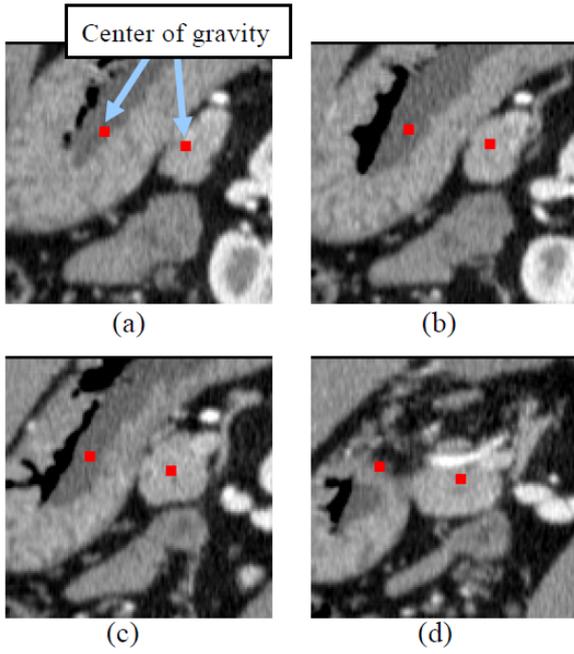


Fig. 7 Results of center of gravity tracer

### 3.2. 複数の Level Set を用いた膵臓抽出

前節で求めた重心位置にそれぞれ Level Set の初期 0 等値曲面を設定し、抽出を行う。抽出の際に、2 つの Level Set  $\phi_1, \phi_2$  が重複している領域の面積を最小化することで、領域の重なりを抑制した。重複する面積を最小化するために式(1)に独自の項を加えた次式のエネルギー関数を用いる。

$$\begin{aligned}
E(\phi_i) = & \lambda_1 \int_{\Omega} |u_0 - c_1|^2 H(\phi_i) dx dy \\
& + \lambda_2 \int_{\Omega} |u_0 - c_2|^2 (1 - H(\phi_i)) dx dy \\
& + \mu \int_{\Omega} \delta(\phi_i) |\nabla \phi_i| dx dy + \nu \int_{\Omega} H(\phi_i) dx dy \\
& + \lambda_3 \int_{\Omega} H(\phi_i) H(\phi_j) dx dy \quad (i = 1, j = 2 \text{ or } i = 2, j = 1)
\end{aligned} \quad (4)$$

ここで、 $\lambda_3$  は重み付け係数である。式(4)の最後の項は 2 つの Level Set  $\phi_1, \phi_2$  の重複部分の面積を表す。式(4)を最小化するように  $\phi_1, \phi_2$  の Euler-Lagrange 方程式を導くと、

$$\begin{aligned}
\frac{\partial \phi_i}{\partial t} = & \delta(\phi_i) \left[ \mu \nabla \cdot \frac{\nabla \phi_i}{|\nabla \phi_i|} - \nu - \lambda_1 (u_0 - c_1(\phi_i))^2 \right. \\
& \left. + \lambda_2 (u_0 - c_2(\phi_i))^2 - \lambda_3 H(\phi_j(x, y)) \right] \quad (5)
\end{aligned}$$

を得る。式(5)に従い、 $\phi_1, \phi_2$  を変形させることで、Fig.8(b),(d)の胃の領域に侵入することを防ぐことができた。本研究では  $\mu = 0.02 \times 255 \times 255$ ,  $\nu = 0$ ,  $\lambda_1 = 1$ ,  $\lambda_2 = 1$  とし、数値計算には文献[13][14]の手法を用いた。

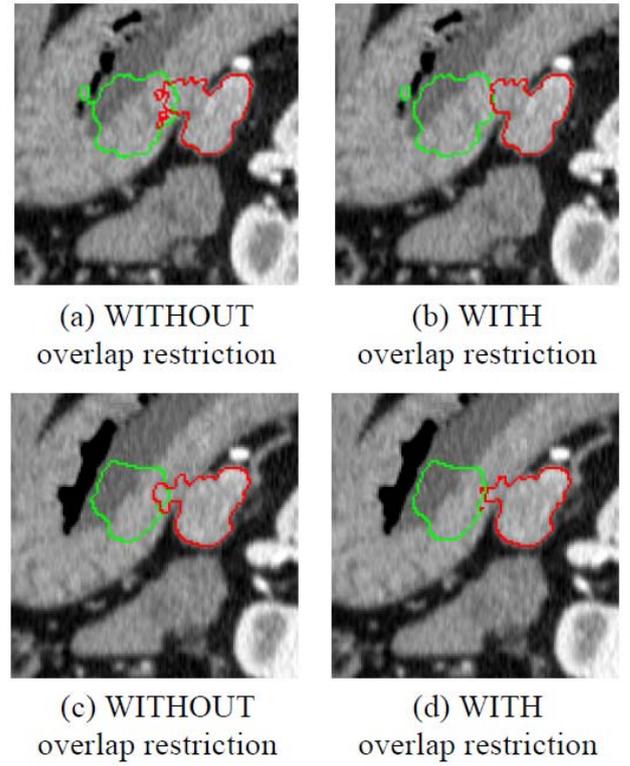


Fig.8 Efficiency of overlap restriction

### 3.3. 抽出結果の形状補正

前節で得られた領域の形状補正を行う。次式を用いて 2 つの 0 等値曲面が接している部分を互いに離れる方向に変形させることにより膵臓から飛び出した部分を縮小させ、より理想に近い形状が得られる。

$$\begin{aligned}
\frac{\partial \phi_i(x, y)}{\partial t} = & -\lambda_4 \sum_{m=-2}^2 \sum_{n=-2}^2 \delta(\phi_i(x+m, y+n)) \delta(\phi_j(x+m, y+n)) \quad (6) \\
& (i = 1, j = 2 \text{ or } i = 2, j = 1)
\end{aligned}$$

上式では 2 つの 0 等値曲面が接している部分の周囲  $5 \times 5$  の範囲で画素を走査し、計算を行うため、2 つの 0 等値曲面が接している付近のみで  $\phi_1, \phi_2$  が変形する (Fig. 9). Fig. 9(c)のように、補正前の時点で膵臓の形状を正確にとらえているスライスに補正を行うと、Fig. 9(d)のように抽出精度が低下してしまうことがわかった。そこで、本研究では Fig. 9(a)のように補正が必要なスライスを手動で限定した。重み付けは  $\lambda_4 = 0.01 \times 255 \times 255$  とした。

### 4. 精度検証

5 つの CT 画像データセットに提案手法を適用し、精度の検証を行った。提案する重心追跡法と手動で抽出した膵臓の重心の距離をスライス毎に計算したところ Table 1 のようになった。距離が最も離れているときは

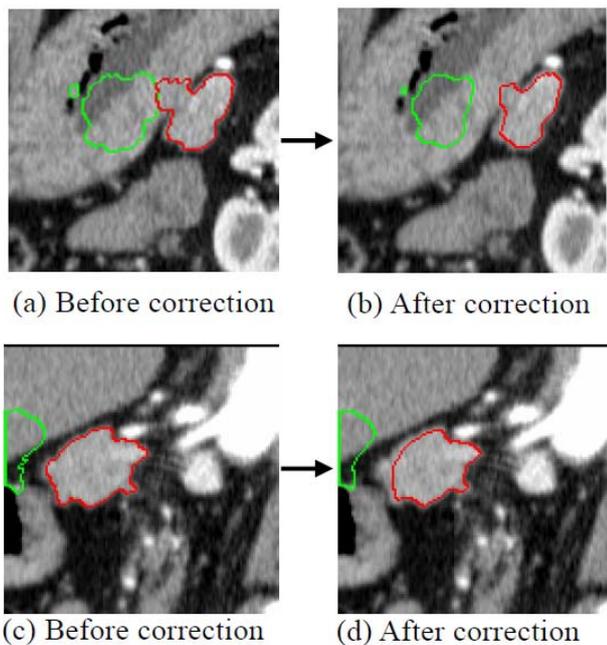


Fig. 9 Results of shape correction

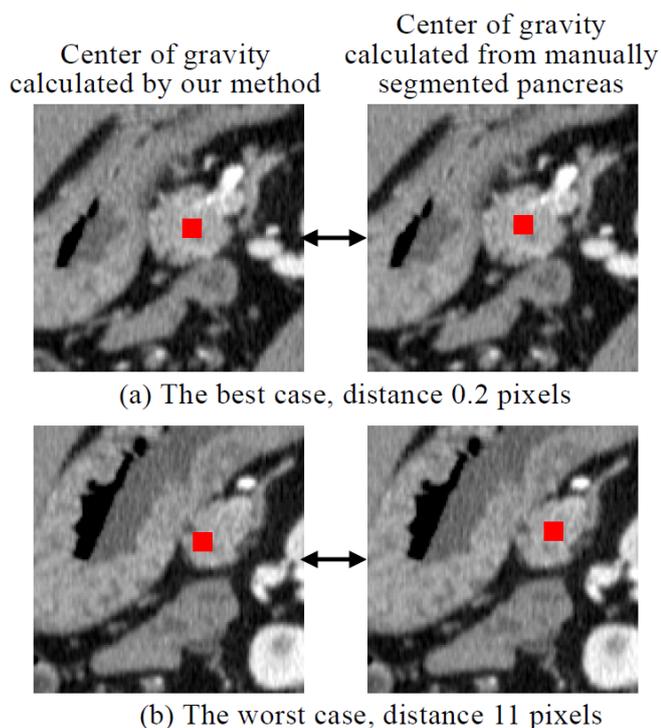


Fig. 10 Accuracy of center of gravity tracer

11画素の誤差があった。しかし、Fig.10に示すように、提案手法で得られた重心が最も手動の重心と離れているスライスにおいても重心位置は膵臓の内部にあるため、誤差は許容範囲であると考えられる。

Table 2に提案手法と従来手法の抽出精度を示す。本研究では手動による抽出が最も精度が高いと考え、手動で抽出した領域との一致度を抽出精度と定義した。

Table 1 Distance between the center of gravity calculated by proposed method and from manually segmented pancreas (pixels)

CT data	Mean	Minimum	Maximum
1	3.5	0.2	11
2	2.8	0.5	8.6
3	2.3	0.5	7.8
4	3.4	0.2	6.8
5	2.9	1.1	8.6

Table 2 Accuracy of proposed method and conventional method

CT data	Proposed	Conventional[1]
1	0.84	0.66
2	0.73	0.54
3	0.79	0.55
4	0.78	0.62
5	0.74	Cannot segment

Table 3 Accuracy change by overlap restriction

CT data	Without overlap restriction	With overlap restriction
1	0.83	0.84
2	0.73	0.73
3	0.77	0.77
4	0.76	0.77
5	0.74	0.74

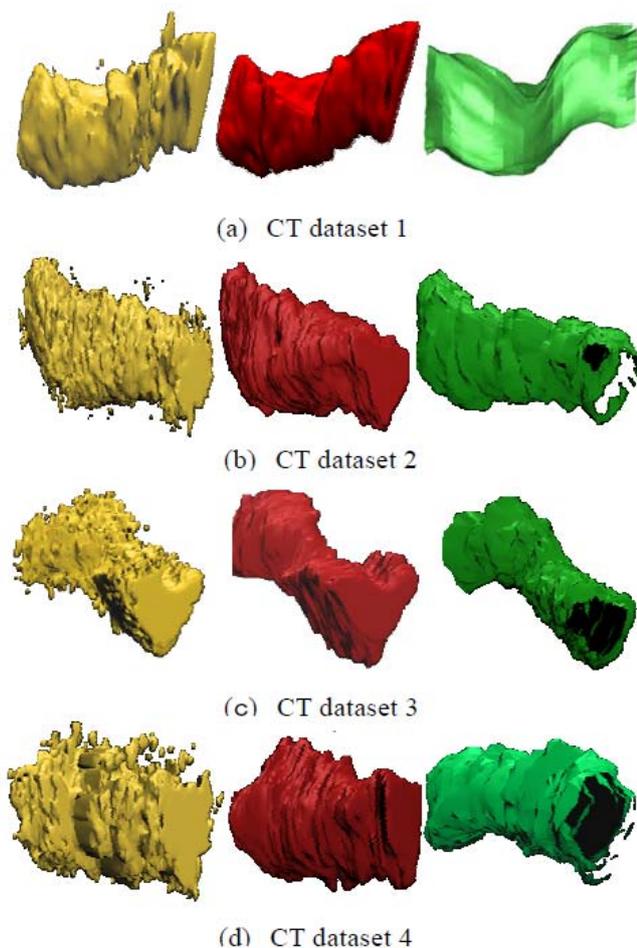
Table 4 Accuracy change by shape correction

CT data	For all the slices	For manually chosen slices
1	0.76	0.84
2	0.63	0.73
3	0.79	0.79
4	0.76	0.78
5	0.71	0.74

手作業で抽出した領域を  $M$ 、本手法で抽出した領域を  $X$  とすると、一致度  $c$  は次式のように与える。

$$c = \frac{X \cap M}{X \cup M} \quad (7)$$

表から従来手法より約 20%精度が向上していることがわかる。また、Table 3は重なり制限を加える前後の一致度、Table 4は重なり制限後に形状補正を全スライスで行ったとき、補正するスライスを手動で指定したときの抽出精度を示す。Table 3を見ると、重なり制限を加えることで一致度の変化はほとんどなかったこ



**Fig.11** 3D shapes of segmented pancreas.(left) proposed, (middle) manual, (right) conventional

とがわかる。これは、いくつかのスライスでは一致度の向上が見られたが、全体的な寄与はわずかであったためである。Table 4を見ると、全スライスで補正を行うと精度が下がる傾向にあったため、手動で補正するスライスを指定することで精度が向上した。

Fig.11は提案手法、手動、従来手法で抽出した膵臓を3次元表示した様子である。提案手法は従来手法と比べ、手動で抽出した膵臓に非常に近い形状が得られていることがわかる。また、提案手法で抽出した膵臓を術前シミュレーションシステムに適用した結果、従来手法に比べより高い精度でポート位置決定支援が可能になった。

## 5. おわりに

本研究では複数の Level Set を用いた CT 画像からの膵臓抽出手法を提案した。提案手法は従来手法に比べ約 20%抽出精度が向上し、高精度なポート位置決定支援が可能となった。た。現在は収束条件などのパラメータの決定を手動で行っているが、今後自動で決定する必要がある。また、システムの実用化を目指し、専用ハードウェアを用いた計算の高速化[15]などを検討

したい。

## 文 献

- [1] 奥井 雅博, 田村 信彦, 中口 俊哉他, “腹腔鏡手術ポートデザインのための術前シミュレーションシステムの開発”, 信学技報, Vol. 104, No. 318, pp. 35-40, 2004 (MI2004-40).
- [2] M. Kass, A. Witkin and D. Terzopoulos, “Snakes: Active contour models”, *Int'l J. of Computer Vision*, 1(4), pp. 321-331, 1988.
- [3] T. McInerney and D. Terzopoulos, “Topology Adaptive Deformable Surfaces for Medical Image Volume Segmentation”, *IEEE Trans. on MI*, 18(10), pp. 840-850, 1999.
- [4] T. McInerney and D. Terzopoulos, “T-snakes: Topology Adaptive Snakes”, *Medical Image Analysis*, 4(2), pp. 73-91, 2000.
- [5] S. Osher and J. Sethian. “Fronts propagating with curvature dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi Formulations”, *J. of Computational Physics*, 79, pp. 12-49, 1988.
- [6] S. Osher and R. Fedkiw, “Level Set Methods and Dynamic Implicit Surfaces”, Springer, Berlin, 2002.
- [7] R. Malladi, J. A. Sethian and B. C. Vemuri, “Shape Modeling with Front Propagation: A Level Set Approach”, *IEEE Trans. on PAMI*, 17(2), pp. 158-175, February 1995.
- [8] T. F. Chan and L. A. Vese, “Active Contours Without Edges”, *IEEE Trans. on IP*, 10(2), pp.266-277, February 2001.
- [9] L. A. Vese and T. F. Chan “A Multiphase Level Set Framework for Image Segmentation Using the Mumford and Shah Model”, *Int'l J. of Computer Vision*, 5(3), pp.271-293, 2002.
- [10] T. F. Chan and L. A. Vese, “Active Contours and Segmentation Models Using Geometric PDE's for Medical Imaging”, University of California, Los Angeles, CA, USA, CAM Report 00-41, 2000.
- [11] 池上 隆哉, 柳田 友尚, 清水 昭伸他, “3次元 CT 像からの複数臓器の同時抽出手法の開発”, *Jamit Annual Meeting 2004* 抄録集, P1-22, 2004.
- [12] 清水 昭伸, 柳田 友尚, 池上 隆哉, 小畑 秀文, “腹部 CT 像からの複数臓器同時抽出手法の開発”, 特定領域研究 多次元医用画像の知的診断支援 第一回シンポジウム論文集, pp.7-14, 2004.
- [13] H.-K. Zhao, T. Chan, B. Merriman et al., “A Variational Level Set Approach to Multiphase Motion”, *J. of Computational Physics*, 127(5), pp. 179-195, 1996.
- [14] L. I. Rudin S. Osher, and E. Fatemi, “Nonlinear Total Variation Based Noise Removal Algorithms”, *Physica D*, 60, pp. 259-268, 1992.
- [15] A. E. Lefohn, J. M. Kniss, C. D. Hansen et al., “A Streaming Narrow-Band Algorithm: Interactive Deformation and Visualization of Level Sets”, *IEEE Trans. on Vis. and CG*, 10(40), pp. 422-433, July/August, 2004.