大腸形状モデル化のための腸形状展開画像とその周波数解析

鈴 木 雅 博^{†1} 満 上 育 久^{†1} 松 下 康 之^{†2} 金 澤 靖^{†3} 八 木 康 史^{†1}

内視鏡診断の効率化において大腸全体の三次元形状を把握することは有効な手段の 一つである.既存研究として,腸壁に一般的に見られる襞や血管から特徴点を抽出し, Structure from Motion (SfM)によって三次元形状復元を行っているものなどがあ るが,この特徴点が不安定でかつ疎にしか得られないため,密で正確な形状復元は困 難であった.我々は,対象シーンを大腸に限定し,実際の大腸形状の制約を適切に表 現したモデルを獲得してそれを利用することで,このような疎で不安定な三次元情報 から密な形状復元を行う手法について研究を行っている.本論文では,この形状制約 を獲得するための大腸 CT 画像の解析方法として腸形状展開画像を提案し,その生成 法について述べるとともに,周波数分析を施し簡便な形状傾向の分析について示す.

Straightening an intestine volume for its shape analysis

Masahiro Suzuki,^{†1} Ikuhisa Mitsugami,^{†1} Yasuyuki Matsushita,^{†2} Yasushi Kanazawa^{†3} and Yasushi Yagi^{†1}

Three-dimensional (3D) shape of an entire intestine is one of helpful information for ease in endoscope diagnosis. Though some existing studies aim at the 3D shape recovery using the Structure-from-Motion technique, it is still hard to recover dense 3D shape because feature points are extracted sparsely and they are not robust in intestine scenes. In our study, therefore, we propose to obtain an intestine model which well describes restriction of real intestines, and use it as well as the SfM technique to recover the dense 3D shape accurately. This paper particularly describes a shape extension image which is proposed for analyzing the intestine shape, process for obtaining this extension image from CT images, and frequency analysis of the extension image to consider a tendency of the shape.

1. はじめに

近年,食生活の欧米化や不規則な食生活などの影響により,大腸がんや大腸ポリープなど の患者が増加している.この大腸がんや大腸ポリープは,早期に発見し治療することで,そ の大半が完治するが,治療が遅れると他の部分に転移してしまい,治療が困難になってく る.そのため,早期発見と早期治療が重要である.これらの病変の発見には,一般に大腸内 視鏡(図1)が利用される.この内視鏡診断は,視覚的に病変部位を観察できる点で優れて いるが,先端部をゆっくり動かして得られる長時間の映像を継続的に注意深く観察する必要 があり,診断の負担が大きい.さらに,内視鏡のカメラは一般に大腸の進行方向を主に撮影 しているため,腸壁の一部が襞の遮蔽にいよって観察できないことがある.そのような箇所 はその都度内視鏡の向きを制御して遮蔽部を観察するという追加の作業が必要になる.この ような内視鏡診断における医者の負担の軽減は重要な課題である.

この内視鏡診断における負担軽減の方法として,内視鏡の映像から大腸の三次元形状を復 元する方法が考えられる.三次元形状データにすることにより,自由な視点から腸壁を観測 したり,展開画像などにすることによって全体を一望できるという利点がある.内視鏡映像 に対する形状復元手法の一つとして,Shape from Shading(SfS)を用いる手法²⁾³⁾が挙げ られる.この手法は,光源によってできるシーンの陰影情報をもとにその三次元形状を推定 する手法であり,大きな陰影を生じる局所的な突起状の病変部位の復元には適用できるこ とがあるが,腸管全体を広く形状復元するのには不向きである.また,大腸内は筒型の形 状をしており,SfMにおいて外乱となる相互反射の影響を大きく受けるという問題もある. もう一つの三次元形状復元の方法として,Structure from Motion ベースの方法が考えられ る.しかし,内視鏡で撮影される大腸シーンは,図2に示すように,強いテクスチャがな く,また鏡面反射が多く観測されるため,特徴点抽出および対応点探索が正しく動作せず, 形状復元に失敗する.平井ら¹⁾らは,この問題に対して,大腸において一般に観測される襞 に着目し,襞付近で比較的安定に特徴点を抽出できるオペレータを提案している.しかし, 襞と襞の間の腸壁部からは特徴点がほとんど抽出されないため,これらの特徴点情報のみか

^{†1} 大阪大学

Osaka University †2 マイクロソフトリサーチアジア Microsoft Research Asia †3 豊橋技術科学大学 Toyohashi University of Technology

Vol.2011-CVIM-177 No.8 2011/5/19

情報処理学会研究報告 IPSJ SIG Technical Report





図1 内視鏡 Fig.1 Endoscope

図 2 内視鏡映像 Fig. 2 Endoscopic image

ら襞以外の腸壁部は形状復元することは本質的に不可能である.

そこで我々は,対象とするシーンを大腸に限定し,実際の大腸が持つ形状制約を適切に表 現したモデルを獲得しておき,上述の疎な特徴点情報とこのモデルを組み合わせて利用する ことにより,密で正確な三次元形状復元を行う手法について研究を行なっている.このモデ ルは,実際の大腸の三次元 CT 画像を分析することにより獲得する.本論文では,この分析 のために大腸の三次元形状を表現する画像として腸形状展開画像を提案する.この超形状 展開画像は,大腸の中心線を抽出し腸形状を直線化した後,中心線に沿ったねじれを補正し て,展開することによって得られる.また,実際の CT 画像にこの処理を施して得られた超 形状展開画像について,周波数分析を行い,大腸の形状傾向について考察した.

2. 既存の内視鏡映像からの形状復元手法とその問題点

内視鏡映像に実際に SIFT⁷⁾を適用して特徴点を抽出した様子を図3に示す.検出される 特徴点は鏡面反射ハイライトの周辺に集中しており,腸管表面のテクスチャ部分ではほとん ど特徴点が検出されていないことがわかる.この鏡面反射ハイライトが撮影される位置は, カメラおよび光源の移動によって変化するため,SfMにおいて対応点として利用すべきで ない点である.実際,単純にこのSIFT 特徴点を用いてSfM で形状を復元すると形状を正 しく復元できない.

この問題に対して,平井ら¹⁾は,大腸内に多く見られる襞に着目し,図4のように襞上 に安定に特徴点が得られる特徴点検出手法を提案して,SfMの性能向上を図っている.し かし,この手法で得られる特徴点は図5のように,襞周辺のみが密で,襞間の部分では疎 なものとなっているため,この特徴点を用いて得られる三次元点は襞付近に集中しており,



図 3 SIFT によって検出された特徴点図 4 平井らの手法による襞特徴点 図 5 検出される特徴点 Fig. 3 feature points detected by Fig. 4 Reconstruct result by Fig. 5 detected feature points SIFT Hirai et al

襞と襞の間の曲面を推定することは困難である.

3. 腸形状展開画像の生成

3.1 腸形状のモデル化

前節で述べたように,大腸内視鏡シーンに特化した特徴点抽出を行った場合でも,その特 徴点が襞周辺のみに集中し,襞と襞の間の腸壁部からは特徴点がほとんど抽出されないた め,これらの特徴点情報のみから大腸全体の形状復元することは本質的に不可能である.そ こで我々は,対象とするシーンを大腸に限定し,実際の大腸が持つ形状制約を適切に表現し たモデルを獲得しておき,上述の疎な特徴点情報とこのモデルを組み合わせて利用すること により,密で正確な三次元形状復元を行うアプローチを提案する.

このモデルは,実際の大腸を元に構築するべきなので,実際の大腸の三次元形状情報として CT 画像を利用し,分析を行う.本論文は,この CT 画像の分析手法として,大腸の三次元形状を表現するデータ表現である腸形状展開画像を提案する.この超形状展開画像は,図6のように曲がりくねった大腸を直線化するとともにねじれを補正し,その形状を展開したものである.以下では,この処理について順に述べる.

3.2 初期中心線の獲得

ー般に腸管のような管状の対象の中心線を求めるときには、そのボリュームに対する細線 化処理が考えられる.図7は、ユークリッド距離変換を用いた細線化処理⁵⁾を大腸CT画 像に適応した結果である.しかし、大腸CT画像に対して細線化処理を行うと、枝分かれや ループが多数生じる.この様に枝分かれやループが生じるのは、細線化を適用するボリュー ムデータ内に空洞が存在するためである.しかし大腸のCT画像において、結腸膨起と呼

情報処理学会研究報告 IPSJ SIG Technical Report

Vol.2011-CVIM-177 No.8 2011/5/19





図 6 大腸全体の形状 Fig.6 Entire intestine shape

図 7 ユークリッド距離変換を用いた細線化処理の結果 Fig. 7 Thinning result using by Euclidean Distance Tranceformation

ばれる襞間の膨らみ部分ではボリュームデータ内に空洞が一般に生じてしまう. 枝分かれや ループの除去を行う方法はいくつか存在し,小田ら^{4),6)}は,細線化で得られた線図形上の 最も距離の離れた2点を選択し,その2点の最短経路を求めることで枝分かれやループを 除去している.

本論文で提案する中心線の計算方法は,枝分かれやループが生じないことと実装の容易さ を考慮した計算方法である.この手法では,重み付きの球を用意し,図8のように球が腸 管の中心で交差する,つまり球と腸管が重なる点での重みの総和が最大になるときの球の中 心を腸管の中心点とする.この処理を始点と終点の両端点の間を腸管をたどりながら全体に 対して適用することで中心線を求める.以下にその詳細を述べる.

腸管ボリュームを V(x) で表現する.このとき,V(x) は腸管内部のとき1,腸管外部の とき0となる関数とする.

一方,この重み付きの球は中心vで半径rとし,各点xでの重みS(x,v)は式(1)のように距離に依存した重みを与える.

中心点の探索の具体的な手順を以下に示す.まず最初の始点と終点の両端点を手動で与え





Fig. 10 Process of searching center points

る.球と腸管が重なる点での重みの総和を評価関数 E(v) として式 (2) に定義する.

$$E(\boldsymbol{v}) = \sum V(\boldsymbol{x}) \cdot S(\boldsymbol{x}, \boldsymbol{v})$$
⁽²⁾

Step 1: 始点と終点の両端点を与える.

Step 2: 始点から一定距離 $d_{interval}$ だけ離れた場所で E(v) を計算し, E(v) の値が最大 になる点 v_i を求める.

Step 3: 新しく見つかった点 v_i とその 1 つ前の点 v_{i-1} を結ぶ直線を求める (緑色の実線).次にその直線から一定角度 θ 内で端点から $d_{interval}$ だけ離れた場所で E(v) を計算し, E(v) の値が最大になる点 v_{i+1} を求める. (step 3) の処理を新しく見つかる点 v_{i+1} が終点になるまで繰り返す.

$$\boldsymbol{v}_i = \boldsymbol{v}_{i-1} + \boldsymbol{d}_i \tag{3}$$

 $d_i = d \text{ s.t. } E(v_{i-1} + d) \rightarrow max \text{ and } |d| = d_{interval}$ (4)

重み付き球の半径 r が図 11 のように一定の場合,腸管の半径が半径 r よりも大きいとこ ろでは,評価関数 E(v) が最大の場所が複数存在してしまい,正しく中心を求めることがで

情報処理学会研究報告

IPSJ SIG Technical Report



図 13 半径の更新方法. (a) 重み付き球が内接する場合 (b) 重み付き球が内接よりも大きい場合 Fig. 13 Way of updating the radius. (a)If weighted ball is inscribed. (b)If weighted ball is larger than inscribed.

きなくなってしまう.そのため,重み付き球の半径は図12のように,腸管の半径に応じて 更新する必要がある.

しかし半径 r を更新する際,図13(a)のように球が腸管に内接するような半径で更新を すると,襞で大きく凹んでいるところで安定して中心を計算できない.そのため,図13(b) のように球の半径は腸管と交差する体積が球全体の8割になるような半径で更新するよう にした.

3.2.1 初期中心線の推定結果とその問題点

図 3.1 の大腸に対して実験を行った.CT 画像において体の左側から右側方向を x 軸, 腹側から背側方向を y 軸, 頭側から尾側方向を z 軸とする.CT 画像の解像度は $512 \times 512 \times 462$ (voxel) で, 1voxel の長さは x 方向が 0.664(mm), y 方向が 0.664(mm), z 方向が 1.000(mm) である.

始点として座標 (258,361,361), 終点として座標 (142,187,249) を与え, *d_{interval}*は 5voxel として中心線の計算を行った.中心線の計算結果の全体像を図 14 に示す.この結果から枝 分かれやループが存在していないことがわかる.しかし,図 15 のように中心線が正しく求 められていない区間が存在する.赤い円で囲まれている部分ではは重み付きの球の半径を変



図 14 中心線の全体像 Fig. 14 Entire centerline



図 15 中心線がずれている部分 Fig. 15 Part ofincorrect centerline

える際に,重み付きの球が曲がっている部分の内側に寄っていても評価関数E(v)が高い値をとってしまったためである.黄色い円で囲まれている部分では隣の腸管と隣接しており,評価関数E(v)を計算する際に,隣の腸管ボリュームも含めて計算してしまっているためである.

3.3 中心線の最適化

前節のように,初期中心線は折れ曲がり部分で中心を通らないことがあるが,腸管の直線 化を行うためには,中心線が中心を通ることが望まれる.一方で,中心線自体はなめらかな 曲線である必要がある.そこで本論文では,これらの要件を満たす中心線を,エネルギー最 小化問題を用いて最適化処理を行う.

3.3.1 断面の計算法

中心線最適化処理の準備として,まずここでは腸管ボリュームにおける中心線に垂直な断 面を計算手順を示す.

- Step 1: 断面の方向ベクトル $v_{i+1} v_i$ を計算し,その方向ベクトルに垂直な平面 P_i を求める.
- Step 2: 平面 P_i 上のベクトル s_i(図 16 の赤色のベクトル)を求める.s_i は式 (5) として 定義し,初期解 s₀ は,平面 P₀ に平行でない任意のベクトルと平面 P₀ の交点から求 める.
- Step 3: s_i 上の点xにおいて,V(x)の値が1から0に変化する点を求める.
- Step 4: *s_i* を方向ベクトル *v_{i+1} v_i* を軸として 1 度回転させ, (Step 3) を行う.この 処理を 360 回繰り返す.

4

Vol.2011-CVIM-177 No.8 2011/5/19 情報処理学会研究報告 IPSJ SIG Technical Report



図 16 町山の計算手順 Fig. 16 Process of calculating cross-section.

$$s_i = (\boldsymbol{v_{i+1}} - \boldsymbol{v_i}) \times (\boldsymbol{s_{i-1}} \times (\boldsymbol{v_{i+1}} - \boldsymbol{v_i}))$$
(5)

Step 0~Step 4 を行うことで中心線に垂直な断面の点群を獲得することができる. 3.3.2 エネルギー関数の設定

中心線の最適化におけるエネルギー関数 \mathcal{E} を局所エネルギー \mathcal{E}_i の和として $\mathcal{E} = \sum \mathcal{E}_i$ のように離散化する.中心線上に離散化した点の集合 $\{v_i\}, (i = 0 \sim N)$ での局所エネルギーを計算する.また,点 v_i での局所エネルギー \mathcal{E}_i は以下のように定義する.

$$\mathcal{E}_i = \alpha \mathcal{E}_{cout,i} + \beta \mathcal{E}_{curv,i} + \gamma \mathcal{E}_{section,i} \tag{6}$$

なお α, β, γ は適当な定数であり,式中の $\mathcal{E}_{cout,i}, \mathcal{E}_{section,i}$ はそれぞれ,隣接中心点の間隔,中心線のなめらかさ,腸断面における中心度合いに関する項で,式 (7)~(9) で表される.

$$\mathcal{E}_{cout,i} = (d_{interval} - |\boldsymbol{v}_i - \boldsymbol{v}_{i+1}|)^2 \tag{7}$$

$$\mathcal{E}_{curv,i} = |\boldsymbol{v}_{i+1} - 2\boldsymbol{v}_i + \boldsymbol{v}_{i-1}|^2 \tag{8}$$

$$\mathcal{E}_{section,i} = \mathcal{D}_{section}^2 \tag{9}$$

とする.ただし, \overline{d} は頂点間距離の平均値, $\mathcal{D}_{section}$ は図 17 のように v_i を通る $v_{i+1} - v_i$ に垂直な平面での断面上での重心(図 17 の赤点)と v_i (図 17 の黒点)の距離を表す.

上述のエネルギー関数 \mathcal{E} を,以下の繰り返し処理によって最小化する.

 Step 1:
 変数の準備.頂点間移動距離の平均値 d
 ,頂点の総移動量を表す d_{total}
 ,および 繰り返し回数を示す変数 n



図 17 D_{center} の定義 Fig. 17 Difinition of D_{center}



Vol.2011-CVIM-177 No.8

2011/5/19

図 18 最適化処理前の中心線と最適化処理後の中心線の 比較.(緑色:最適化前.赤色:最適化後.)

Fig. 18 Comparison between centerline before optimizing and afteroptimizing. (Green:before optimizing, Red:after optimizing.)

Step 2: $n = 1 \text{ cm} \lambda$, $d_{total} = 0 \text{ cr} \lambda$.

- Step 3: ある頂点 v_i を選び,その 26 近傍の点 v_i で局所エネルギー \mathcal{E}_i を計算する.
- Step 4: 最も局所エネルギーの小さな近傍点を新たな頂点として,頂点 v_i を移動させる. そのときの移動量を d_{total} に加える.
- Step 5: Step 3~Step 4をすべての頂点に対して行う.
- Step 6: Step 2~Step 5 を, 頂点の総移動量 d_{total} がしきい値以下になるか, n があら かじめ決められていた繰り返し回数を越えるまで繰り返す.

3.3.3 最適化処理後の結果

局所エネルギー $\mathcal{E}_i = \alpha \mathcal{E}_{cout,i} + \beta \mathcal{E}_{curv,i} + \gamma \mathcal{E}_{section,i}$ における各エネルギーの重みはそれぞれ $\alpha = 1.0$, $\beta = 1.0$, $\gamma = 10.0$ として最適化を行った.

図 18 は最適化処理の前後での中心線の結果を表している.中心線の比較してみると,十 分に最適化が行われていると考える.

3.4 腸管ボリュームの直線化

上記の方法で腸管ボリュームの中心線を求め,中心線上に充分密な間隔で点を用意する. 各点において中心線に垂直な平面での断面を計算する.そして各断面をある1つの軸に垂 直になるように配置することで,腸管のボリュームの直線化を行う.図19にその結果を示 す.図19の左下が直腸側,右上が虫垂側を表している.全体として大腸ボリュームの直線 化が行われていることが確認できる.

Vol.2011-CVIM-177 No.8 2011/5/19

情報処理学会研究報告 **IPSJ SIG Technical Report**





図 19 直線化した大腸ボリューム Fig. 19 Straightened intestine volume

図 20 腸形状展開画像 Fig. 20 Dissection shape image of intestine

この直線化した大腸ボリュームから図20に示す腸形状展開画像を作成する,腸形状展開 画像とは、中心線からの距離を各画素の輝度値で表現した画像である、

3.5 腸形状展開画像の位相合わせ

腸管には,腸管に沿う向きに結腸紐と呼ばれる3本の筋繊維が走っていることが知られ ている.そこで本論文では,腸形状展開画像の縦方向,すなわち超断面の円周方向の凹凸パ ターンを3倍周波数のみで表現することで,図21(b)のように3本の結腸紐を強調した強 調画像を作成する.次に,この強調画像を用いて腸形状展開画像の位相合わせを行う.

Step 1: 強調画像の各列で, 3 つの最大値の座標 y_i を求める.

Step 2: 強調画像の各列で,初期位相との位相差 d_i を求める.

Step 3: 位相差は 120 度の位相の自由度を持つので, 位相差 d_i に前後 120 度を含めた位 相差 d_i を考え,(i-1)番目の位相差 d_{i-1} に近いものを,i番目の位相差 d_i として採 用する.

Step 4: Step 3 をすべての列 *i* に対して行い, 位相差 *d_i* を求める.

Step 5: Step 4 で求まった位相差 d_i に基づき,腸形状展開画像の位相を合わせる.

上の手順により,図21(c)のように位相合わせを行った腸形状展開画像を得る.腸管ボ リュームの直線化処理と腸形状展開画像の位相合わせ処理を行うことで、大腸形状の折れ曲 がりによる影響は充分除去できていると考える。

4. 腸形状展開画像の分析

本章では、以上で得られた腸形状展開画像に対して簡単な周波数分析を行い、その結果を 述べる.

まず,腸形状展開画像に対して二次元のフーリエ変換をした.そして,その横方向すなわ ち大腸の進行方向について,さまざまな閾値周波数でローパスフィルタを適用し,再び腸形 状展開画像を復元した.なお,周波数は,隣接襞間の平均距離を周期とする周波数を基本周 波数とし,そのN倍周波数という形で表現する.その結果を図23に示す.左側の図が復元



図 21 腸形状展開画像と強調画像.(a) 原画像(b) 強調画像(c) 位相合わせ後の画像(d) 位相合わせ後の強調画像 Fig. 21 Dissection shape image of intestine and enhancement image.(a) original image (b) enhancement image (c)original image after phasefocusing (d)enhancement image after focusing



Fig. 22 Process of focusing phase

された腸形状展開画像,右側の図はそれらと原画像との差分画像である.また,閾値周波数 と差分画像の平均誤差の関係を図 24 に示す.これらの結果より,当然閾値周波数を大きく するにつれて復元結果はよくなるものの,4倍周波数を越えたところから差分の変化がほと んど無くなってくることがわかる.実際,4倍周波数でも1ピクセルあたり10程度の誤差 が存在するが,これは腸形状の約2mmに相当する値であり,CT画像のボクセルサイズを

6

情報処理学会研究報告

IPSJ SIG Technical Report

考慮するとかなり小さな値である.したがって,腸の形状は,襞の基本周波数の4倍周波数 までの合成によって復元することが可能であり,その制約を考慮したモデルを設定すること によって腸形状復元を行うと,復元性能の向上が期待できる.

5. おわりに

内視鏡映像から大腸の三次元形状を復元するためのアプローチとして,実際の大腸形状の 制約を適切に表現したモデルを事前に獲得し,そのモデルと既存のStructure from Motion から得られる疎で不安定な三次元情報を組み合わせることを提案した.本論文では,その手 法の中で重要となるモデルを獲得するための,大腸 CT 画像の解析方法として腸形状展開 画像を提案し,その生成法について述べるとともに,周波数分析による形状傾向の分析を 行った.

今後の課題としては,データ数の増加が挙げられる.これまで,まだ2人分の CT 画像に 対して解析を行っていないが,本論文の提案手法の有効性・安定性を確認するためにさらに 多くの CT 画像において腸形状展開画像の作成および解析を行う必要がある.腸形状展開 画像の分析についても,さらに詳細に実施し,より適切なモデルの獲得を目指す.また,最 終的に作成したモデルによって,実際に正しく形状復元が行えるかを確認する必要がある.

参考文献

- 1) K. Hirai, Y. Kanazawa, R. Sagawa, and Y. Yagi: Image Matching and 3-D Reconstruction from Endoscopic Intestine Images, MIRU2010, September 2010.
- Y. Iwahori, K. Iwai, H. Kawanaka, and K. Kasugai: Shape Recovery from Endoscope Image Using Fast Marching Method, MIRU2010, September 2010.
- T. Shinohara, Y, Iwahori, H. Kawanaka, and K. Kasugai: Automatic Polyp Detection from Endoscopy Image Using Shape Feature and Color Information, MIRU2010, September 2010.
- 4) M. Oda , Y. Hayashi, T. Kitasaka, K. Mori, and Y. Suenaga: Evaluation of Distortion Reduction Method for Virtual Unfolded Views of the Colon, MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY, Vol. 24, No. 5, November 2008.
- 5) T. Saito, K. Mori, and J. Toriwaki: A Sequential Thinning Algorithm for Three Dimensional Digital Pictures Using the Euclidean Distance Transformation and Its Properties, Institute of Electronics, Information, and Communication Engineers, Vol. J79-D-II, No. 10, pp.1675-1685, October 1996.
- 6) M. Oda, Y. Hayashi, T. Kitasaka, K. Mori, and Y. Suenaga: Development of Computer Aided Diagnosis System for Colorectal Cancerbased on Navigation Di-



図 23 各閾値周波数までの復元画像および差分画像.(a)1 倍周波数まで(b)2 倍周波数まで(c)3 倍周波数まで (d)4 倍周波数まで(e)5 倍周波数まで(f)6 倍周波数まで

Fig. 23 Composite image and difference image up to thresholdfrequency.(a)up to haploid frequency (b)up to double frequency (c)up to three timesfrequency (d)up to four times frequency (e)up to five times frequency(f)up to six times frequency

情報処理学会研究報告 IPSJ SIG Technical Report



Fig. 24 Relation between difference and maximum frecuency

agnosis,Institute of Electronics, Information, and Communication Engineers, Vol. 104, No. 93, pp. 35-40, May 2004.

- D.G. Lowe: Distinctive Image Features from Scale-Invariant Keypoints, Int. J. Comput. Vision, vol. 60, No. 2, pp91-110, January 2004.
- 8) T. Sakai, R. Sagawa, T. Echigo, and Y. Yagi: Adaptive Displaying Deformable Dissection Image of Intestine by Changing Point of Interest, CVIM, No. 51, pp. 167-172, May 2006.