

# 腹腔内三次元復元を目的とした ステレオ対応探索の高速化手法

岡田 義道<sup>\*1)</sup>, 小石 毅<sup>\*2)</sup>, 牛木 卓<sup>\*2)</sup>

中口 俊哉<sup>\*1)</sup>, 津村 徳道<sup>\*1)</sup>, 三宅 洋一<sup>\*1,3)</sup>

## 要旨

腹腔鏡下手術において、先端部に二つのカメラを配置した立体腹腔鏡を用いてステレオ視を行い、臓器の形状を計測する手法が Stoyanov らにより提案されている。Stoyanov らの手法では、画像全体を同時に対応付け、臓器の形状を復元した。しかし、計算コストが高く、リアルタイム処理を実現できなかった。そこで本研究では、画像全体ではなく、画像の局所部毎に別々に対応付けを行うことで計算コストを削減し、よりリアルタイム処理に適した処理を実現する。形状が既知である物体を撮影した画像を用いて、計算コスト及び復元精度について、従来手法との比較を行った。その結果、提案手法が従来手法と同等の精度を維持しつつ、計算コストが大幅に削減されたことから、提案手法の有効性を確認した。

キーワード：腹腔鏡下手術、立体腹腔鏡画像、ステレオ視

## 1. はじめに

近年、低侵襲手術として腹腔鏡下手術が注目を集めている。腹腔鏡下手術は、腹壁に小さな孔を設け、そこから腹腔鏡(CCDカメラ)や鉗子等の器具を挿入し、モニタを観察しながら行う手術である。視野が腹腔鏡画像に限定されることや、器具の操作に高い技術を要求することから、医師の負担が大きい手術となっている。

腹腔鏡下手術を難手術としている最も大

きな要因として、術者の視野がモニタに限定されることがあげられる。術者が手技を行う際には三次元の奥行きが不可欠である。しかし、腹腔鏡下手術では、画像が奥行きのない二次元画像に限定される。そのため術者は頭の中で二次元画像から三次元的な奥行きを推測しなければならない。このことが、術者の負担を大きくしており、高い技術の習熟を要求する原因となっている。

そこで立体腹腔鏡を用いて立体視を行うことにより、奥行き情報を提示する方法がある。立体腹腔鏡は、先端に2つのカメラが配置された腹腔鏡で、両眼視差を利用した提示により術者に奥行きを知覚させる。立体腹腔鏡によって奥行きを知覚が可能となることで、複雑な作業における術者への負担が軽減されるという結果が報告されている[1][2]。しかし、視点が1方向に限られるため、提示される奥行き情報は立体腹腔鏡の向きに依存し、視野が限定される。

\*1 千葉大学大学院融合科学研究科  
[〒263-8522 千葉県千葉市稲毛区弥生町 1-33]

e-mail: y.okada@graduate.chiba-u.jp

\*2 千葉大学大学院自然科学研究科

\*3 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

投稿受付：2007年5月18日

そこで、腹腔内の三次元形状を計測し、腹腔鏡画像に付加することで、1方向のみではなく、多視点からの奥行き情報を術者に提示することが可能となる。これまでに、空間コード化法を用いた手法[3]やレーザーポインティング内視鏡システム[4]など、内視鏡画像からの形状計測を目指した研究は様々なアプローチから研究されている。また、計測した奥行き情報は、近年発達している手術支援ロボット[5]にも応用できる。Intuitive Surgical 社[6]の Zeus や Da Vinci などでは、術者がロボットアームを操作することにより手術を行う。このような手術支援ロボットを用いる場合は、アームで臓器を傷つけないような操作を行う必要があり、アームと臓器表面の位置関係を正確に把握することが重要である。このように、腹腔鏡画像から臓器の三次元形状を計測することは、様々な手術の支援につながる。

臓器の三次元形状計測の術中への応用を考えた場合、絶えず変形する臓器の形状を計測するためには、高いリアルタイム性が求められる。また、術者は患部の色・凹凸を見ながら手術を行うため、色情報を含む奥行きのある腹腔鏡画像を提示する必要がある。そのため、超音波・CTを用いた三次元計測では、取得した三次元形状と腹腔鏡画像の位置あわせを行う必要がある。そこで本研究では、臓器の三次元計測法の中でも、立体腹腔鏡によるステレオ画像を用いた手法に注目する。

Mourgues ら[7]は、立体腹腔鏡画像を用いて臓器表面の三次元復元を行い、臓器表面と器具の分離を行った。しかし、腹腔内には特徴点が少ないため、復元結果にマッチングミスによる情報の欠如が見られた。より詳細な臓器の構造やテクスチャを提示するためには、高密度なステレオ対応探索手法が必要となる。

ステレオ探索手法は主に2つに分けられる。局所的なウィンドウを生成し、対応点を探索する area-based 手法と、濃淡エッジ

などの特徴点を抽出し、その特徴点同士を対応付ける feature-based 手法である。腹腔鏡画像への適用を考えた場合、腹腔内には特徴点が少なく、feature-based 手法では十分な対応付けが困難となる。そこで Stoyanov[8]らは、立体腹腔鏡画像に対し、多重解像度と PBM(Piecewise Bilinear Maps)を組み合わせる[12]ことで、area-based な手法によって高密度な対応付けを実現した。しかし、画像全体に対して処理を行っているため、計算コストが高く、リアルタイム処理が実現できなかった。

そこで本研究では、撮影する腹腔内が滑らかである点に着目し、Stoyanov らの画像全体に対する area-based 手法ではなく、局所的な area-based 手法と PBM による補間を用いた高速なステレオ探索手法を提案する。これにより、Stoyanov らの手法に比べて計算コストを削減し、高速かつ高密度なステレオ対応探索を実現する。また、臓器を模したモデルに対して、構築したアルゴリズムを適用し、3次元形状の復元を行う。さらに、対応探索の精度と計算コストについて、従来法と比較し、評価を行う。

## 2. 従来の腹腔内三次元計測を対象としたステレオ対応探索(Stoyanov らの手法)

対応探索の前処理として、カメラのキャリブレーション・ステレオ画像の平行化を行うことで、両画像の対応点を同一走査線上に配置し、対応探索は一次元に限定することができる。ステレオ画像を用いた三次元計測システムでは、(1)キャリブレーションによって求めたカメラパラメータを用いて、平行化のための変換行列を求める。(2)変換行列を用いてステレオ画像の平行化を行う。(3)一次元探索によって対応点を求め、三角測量の原理に基づき距離を算出する。以上の流れによって立体腹腔鏡画像から奥行き情報を取得する。

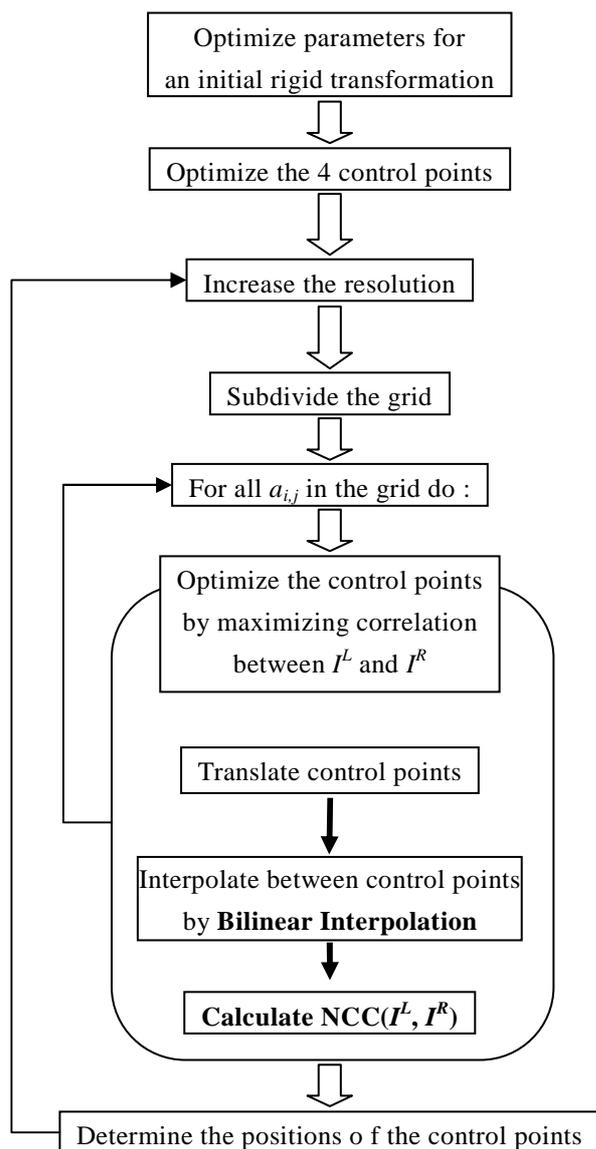


Fig.1 The flow chart of Stoyanov's algorithm.

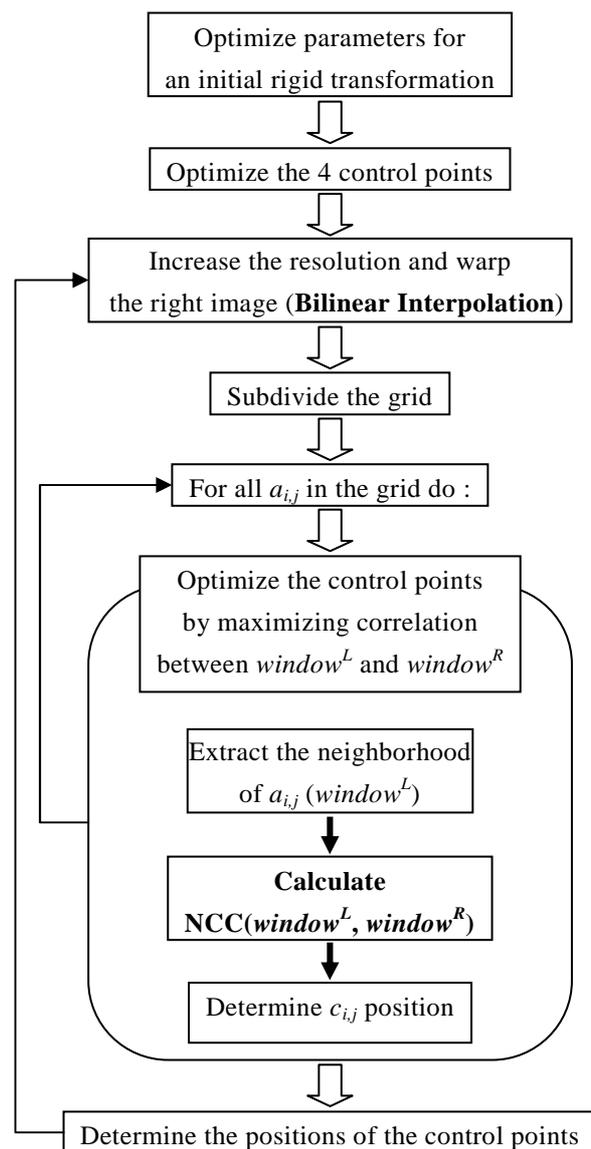


Fig.2 The flow chart of the proposed algorithm.

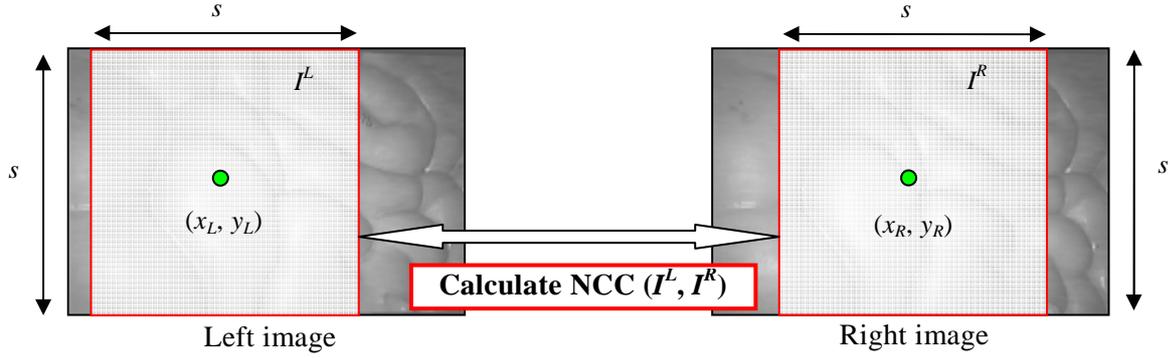
Stoyanov らの手法ではキャリブレーションに Zhang ら [9] の手法, 平行化に Fussiello ら [10] の手法を用いる. 以下では Stoyanov らのステレオ対応探索手法について述べる.

### 1) 高密度なステレオ対応探索手法

術者に提示する奥行き情報は, 高精細かつ高精度であることが求められるため, 高密度で正確なステレオ対応探索が必要となる. しかし, 臓器表面は特徴点が不足して

いるため, 従来手法では探索ミスが多発し, 高密度な形状復元は困難となる. よって, 立体腹腔鏡画像に対しては, 特徴点ベースではなく領域ベースの探索により, 対応探索を行う必要がある.

Stoyanov らは多重解像度表現と PBM (Piecewise Bilinear Maps) を組み合わせた対応探索を行った. PBM とは, 画像上に格子を生成し, その頂点のみを制御点として操作する手法である. 制御点の内部を線形補



**Fig.3** The determination of image regions for applying PBM.

間で対応付けすることにより，格子内の全点の対応付けを行い，結果として高密度な奥行き情報を得ることができる．**Fig.1** に Stoyanov らの対応探索手法の流れを示す．

## 2) PBM の初期位置決定

多重解像度表現により，低解像度から順に対応探索を行い，その対応を初期値として，次の解像度における対応探索を行う．また，本手法では，画像の全領域に対してではなく，画像中の一部の領域に対して PBM の処理を行う．したがって，最初の処理として，画像全体のうち処理対象となる領域を切り出し，その後 PBM の初期位置を決定する必要がある．

まず，左右両画像から，処理対象となる領域を決定する．最も低い解像度のステレオ画像に対して，**Fig.3** に示すように，右画像の中心の座標  $(x_R, y_R)$  を中心とした正方形領域を  $I^R$  とし，左画像中のある座標  $(x_L, y_L)$  を中心とした正方形領域を  $I^L$  としたとき，相関係数

$$NCC(I^L, I^R) = \frac{\sum_{x,y} (I^L(x,y) - \bar{I}^L)(I^R(x,y) - \bar{I}^R)}{(xy)^2 \sqrt{\sum_{x,y} (I^L(x,y) - \bar{I}^L)^2 (I^R(x,y) - \bar{I}^R)^2}} \quad (1)$$

が最大となるような  $(x_L, y_L)$  を求める．ここで， $\bar{I}^L, \bar{I}^R$  は  $I^L, I^R$  の平均値である．この正方形領域  $I^R, I^L$  が処理対象となる．このとき，事前の平行化により，ステレオ画像の

対応点は同一走査線上に存在するため，探索は横 1 方向の平行移動のみで行う．

次に，切り取った正方形領域の四隅に格子点を生成することで，PBM の初期位置を決定する．すなわち，正方形領域の一边の長さを  $s$  とすると，左画像側の領域の四隅はそれぞれ， $(x_L - s/2, 0)$ ， $(x_L + s/2, 0)$ ， $(x_L - s/2, s)$ ， $(x_L + s/2, s)$  となる．右画像側についても同様である．以下，左画像の格子点を  $a_{ij}$ ，右画像の格子点(制御点)を  $c_{ij}$  とし， $i, j$  はそれぞれ格子点の番号の  $x$  成分と  $y$  成分を示す．このときの  $(c_{1,1}, c_{1,2}, c_{2,1}, c_{2,2})$  を PBM の初期位置とする．

## 3) 制御点位置の最適化

次に，制御点  $(c_{1,1}, c_{1,2}, c_{2,1}, c_{2,2})$  をそれぞれ操作し，最適な配置を求める．事前の平行化により，操作する方向は水平方向のみとなるため，移動量を  $(T_1, T_2, T_3, T_4)$  とすると，操作後の制御点は  $(c_{1,1} + T_1, c_{1,2} + T_2, c_{2,1} + T_3, c_{2,2} + T_4)$  と表せる．また，制御点内部は線形補間によって対応付けすることができるため，左画像の格子点に囲まれた領域  $(I^L)$  と，右画像の格子点に囲まれた領域  $(I^R)$  の相関を(1)式によって計算できる．このとき，変化するパラメータは  $(T_1, T_2, T_3, T_4)$  であることから， $(T_1, T_2, T_3, T_4)$  を入力パラメータ，(1)式を評価関数とした最適化問題となる．Stoyanov らは準ニュートン法である BFGS 法を用いて最適な  $(T_1, T_2, T_3, T_4)$  を求め，

PBM の最適化を行った。

#### 4) 再帰的処理による細部を考慮した探索

制御点位置決定後, さらに解像度をあげ, 細部を考慮した対応探索を行う。解像度をあげると共に再帰的な処理を行い, 解像度が原画像と等しくなったときの PBM を元に最終的な対応付けを行う。

まず, 前の処理で扱った画像から 1 段階解像度をあげ, それに伴って格子を分割し, 格子点を増やす。制御点を操作し, PBM の最適化を行う。最適化するパラメータは制御点の水平方向の移動量, 評価関数は画像全体の相関となる。この際, 最適化するパラメータは制御点の数と等しいことから, 前処理に比べてパラメータの数は増加する。

以上の処理を解像度が上がるごとに繰り返し, 解像度が原画像と等しくなるまで行う。原画像での最終的な PBM の最適化によって, 原画像上での左画像と右画像の対応画素が求まる。各画素において, 対応画素の視差を求め, 三角測量の原理で距離を算出することにより, 奥行き情報を取得する。

#### 5) Stoyanov らの手法における問題点

本手法では, 各解像度において PBM の分割・最適化を繰り返し, 格子点内部の対応付けも行うことにより, 高密度な対応探索が可能となる。

しかし, 本手法では, 格子点位置の全ての組み合わせに対し, 画像全体の相関を計算する必要がある。そのため, 格子点が増加すると, 最適化するパラメータの組み合わせ数は飛躍的に増大する。さらに, 格子点の移動量の組み合わせ 1 つ 1 つに対して, その都度線形補間を行う必要があり, 計算コストが高く, リアルタイム処理を実現できなかった。

### 3. 提案するステレオ対応探索手法

Stoyanov らの手法では, 高密度なステレ

オ対応探索を可能としたが, 計算コストが高く, リアルタイム処理が困難であった。

そこで本研究では立体腹腔鏡画像の特徴に着目し, その特徴を元に Stoyanov らの手法を改良し, 計算コストの削減を行う。

#### 1) 立体腹腔鏡画像の特徴

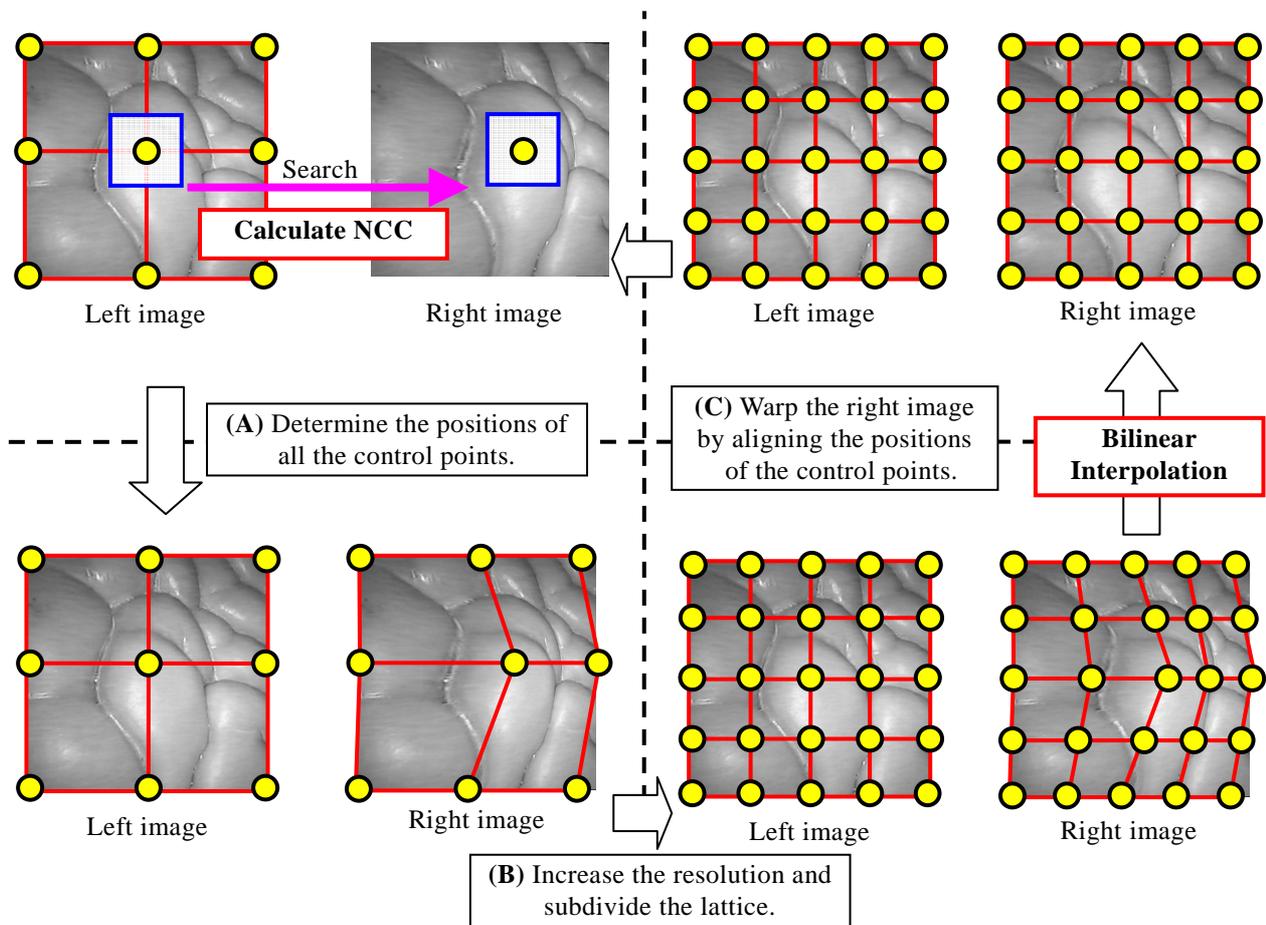
今回対象とする立体腹腔鏡画像の特徴として, 以下の 2 つがあげられる。

①撮影対象となる臓器表面はほぼ滑らかで連続な面構造をしている。

②ステレオカメラのカメラ間距離が小さい。

①より, 対象となるステレオ画像では, 従来の対応探索手法の問題点であるオクルージョンが起きる可能性は小さい。また, ②より, 撮影されたステレオ画像は視差が小さい。提案手法では, 2) で示した Stoyanov らの手法と同様に, 初期段階で左右画像のうち最も相関の高い領域を切り出す。したがって, PBM の最適化の際に, Stoyanov らの手法のように画像全体で同時に制御点位置を最適化するのではなく, 各制御点で独立に最適化することでも, 十分な精度が実現できると考えられる。局所的に相関を計算することで, パラメータ数, さらに相関演算に伴う線形補間の回数の削減が可能となる。よって, 本研究では, 局所的な相関演算により計算コストを削減することで, リアルタイム性の高いステレオマッチングを実現する。提案手法の流れを Fig.2 に示す。

また, ②より, 立体腹腔鏡画像では, カメラ間距離が小さい, すなわち得られた画像間の視差が小さく, 対応探索の誤差による距離値への影響は大きくなる。精度を向上させるためにはサブピクセル単位での対応付けが効果的であり, 従来法では格子点の対応探索の際にサブピクセル単位での探索を行っている。しかし, 提案手法での対応探索は, 処理速度を優先して, 1 画素ずつシフトして探索を行うシンプルなプレートマッチングを用いる。



**Fig.4** The optimization process for determining all the control points of PBM. This process has three steps at each resolution level. Step (A) is determining the positions of all the control points by calculating NCC. Step (B) is increasing the resolution and subdividing the lattice. Step (C) is warping the right image by aligning the positions of the control points by bilinear interpolation.

## 2) PBM の初期位置決定

PBM の初期位置の決定は, Stoyanov らの手法と同様に剛体変換によって左右画像を重ね合わせ, 最も相関の高い部分を取り出す. 類似した部分の四隅に格子点を生成し, 左画像の格子点  $a_{i,j}$ , 右画像の格子点(制御点) $c_{i,j}$ を決定する.

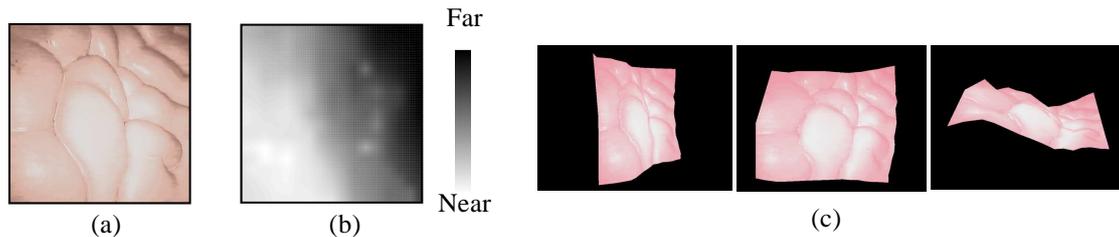
## 3) 制御点位置の最適化

次に, 制御点( $c_{1,1}, c_{1,2}, c_{2,1}, c_{2,2}$ )の最適な配置を決定する. 本手法では, PBM の最適化の際に, 各格子点の近傍画素による探索ウィンドウを生成する.

左画像側の各格子点  $a_{i,j}$  に対して, 近傍画

素でウィンドウを生成する. 前述の通り, 左画像の各格子点の対応点は, 右画像側の同一走査線上に存在する. したがって, 右画像側の同一走査線上にも同サイズのウィンドウを生成し, ウィンドウ同士の相関を(1)式により計算する. 最も相関が高い位置を最適な制御点位置とする.

このとき, 左画像上の  $i$  行  $j$  列目の格子点  $a_{i,j}$  の対応点は同一走査線上に存在することから, 相関演算は格子点  $a_{i,j}$  のウィンドウと, 右画像上の操作後の制御点  $c_{i,j+T}$  のウィンドウに対して行う. すなわち,  $T$  を入力パラメータ, 相関を評価関数とした, 1 変数関数の最適化問題となる. この最適化問題に対し最急降下法を用いることで, よ



**Fig.5** The results of 3D reconstruction of an abdominal model with a stereoscopic laparoscope. (a) The image region for PBM from the left camera of the stereoscopic laparoscope. (b) The 3D surface reconstructed by the proposed algorithm. The depth is represented as gray scale. (c) The results of 3D reconstruction from arbitrary view points.

り高速に格子点  $a_{i,j}$  の対応点を求める。

#### 4) 再帰的処理による細部を考慮した探索

本手法における再帰的処理の流れを Fig.4 に示す。探索による制御点決定(Fig.4 中の(A))の後には、図中左下の Right Image 上の格子のような制御点の配置となる。この状態で次の解像度での処理を行う場合、新たに生成する制御点は、線形補間により、その位置を決定する。この状態では、Left image から作るテンプレートと対応する Right image 上の領域が正方形ではないため、格子を図中右上のように整列させて画像を変形し、最適な対応領域の探索を容易にする。変形の際には、制御点で囲まれる各領域の内部は線形補間により画素の補間を行う。これにより、各解像度において同様の処理でウィンドウによる探索を行うことができる。

以上の処理を各解像度に対して行い、原画像と同じ解像度になるまで繰り返す。これにより、Stoyanov らのように画像全体の相関を計算するのではなく、格子点近傍の局所的な相関を計算することで、対応探索を行う。

#### 5) 提案手法における利点

本手法では、近傍画素で作成したウィンドウを用いて対応点を求めるという処理を、全格子点に対して行うことで、局所的な相関計算のみで最適化を行う。したがって、

従来法のように、最適化過程で画像全体の相関をとる必要がない。また、提案手法では局所的な最適化を格子点の数だけ行うため、従来法に比べ、考慮するパラメータの組み合わせは大幅に少なくなる。そのため、従来法に比べ、最適化における局所解に陥りにくくなる。

さらに、従来法では相関演算のたびに線形補間を行っていたのに対し、格子点決定後、解像度を上げる際のみ線形補間を行うため、各解像度において、線形補間は 1 回のみとなる。

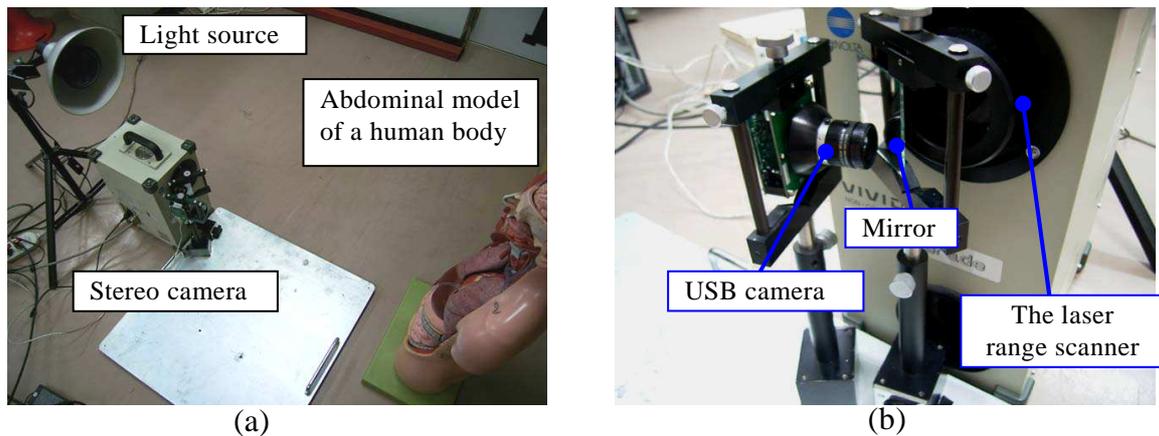
したがって、提案手法では従来法に比べて計算負荷が削減され、より高いリアルタイム性を実現する。

#### 6) 提案手法による形状復元結果

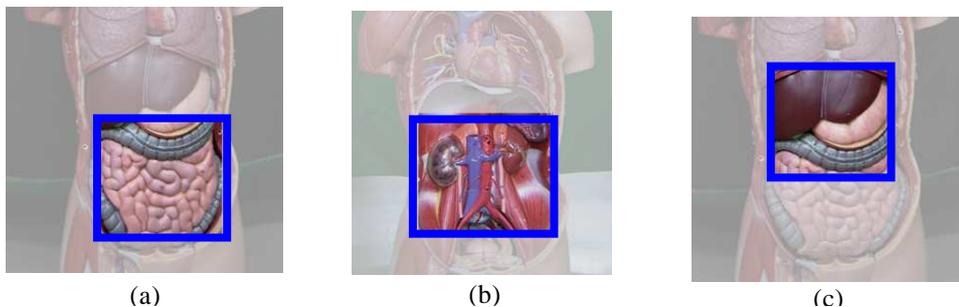
立体腹腔鏡画像に提案手法を適用し、形状の復元を行った結果を Fig.5 に示す。撮影には新興光器製作所製の 3D 立体内視鏡装置(型式 LS501D)を使用し、臓器を模した模型を対象物とした。Fig.5(c)に、復元した形状の多視点からの見えを示す。1 方向から撮影した画像から、多視点での見えを再現できていることがわかる。

#### 4. 精度・計算コストの比較によるシステムの評価

提案したステレオ対応探索手法の評価を行うために、2 種類の既知形状物体を撮影し、復元した形状の精度について検証を行



**Fig.6** The scene of the experiment for evaluating the reconstruction accuracy. (a) The geometry of the evaluation system. (b) The geometry of a stereo camera in the evaluation system.



**Fig. 7** The image regions that used in evaluating the reconstruction accuracy. The rectangle area is the image region for PBM. ( (a) Bowel (b) Kidney (c) Liver and Stomach )

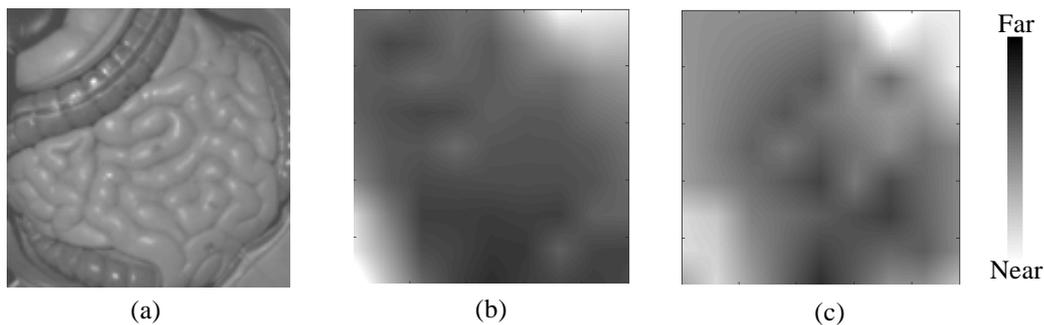
う。形状の復元に提案手法・Stoyanov らの手法を適用し、結果を比較することでシステムの評価を行う。また、立体腹腔鏡で撮影したステレオ画像に対して提案手法・Stoyanov らの手法を適用し、計算コストの検証を行う。

### 1) 3D デジタイザを用いた精度評価

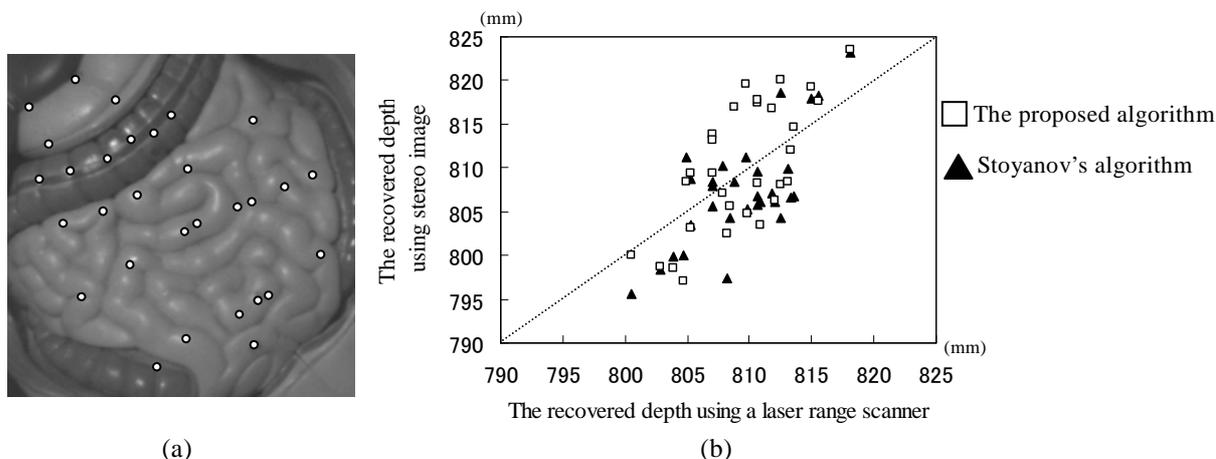
既知形状物体に対して、提案手法・Stoyanov らの手法によって形状の復元を行い、精度について比較を行った。カメラのキャリブレーション、ステレオ画像の平行化には Camera Calibration Toolbox for Matlab[11]を使用した。形状復元に用いる画像はキャリブレーションによってレンズ歪みを取り除いた画像を用いた。

非接触三次元デジタイザ(VIVID 910,

KONICA MINOLTA 製)で取得した形状を正解とし、ステレオ画像から取得した形状との誤差を推定する。実験風景を Fig.6 に示す。実験に用いるステレオカメラを実際の立体腹腔鏡の設置状況に近づけるために、対象物に対してカメラの方向から光があたるように、カメラ側に光源を設置した(Fig.6 (a)). 正解形状(VIVID で計測)と、推定形状(ステレオカメラで計測)の三次元座標を、同じ原点・座標系に統一するために、VIVID 内蔵のカメラを左カメラ、USB2.0 カメラ(Lu170, Luminera 社製)を右カメラとするステレオカメラを構築した(Fig.6 (b)). 構築の際に、右カメラ側に鏡を設置することで、カメラ間距離 28mm のステレオカメラが可能となった。さらに対象物までの距離を約 810mm にすることで、カメラ間距離と対象



**Fig. 8** The recovered 3D surfaces. The depth is represented as gray scale images. (a) The image region for PBM from the left camera. (b) The recovered depth image by Stoyanov's algorithm. (c) The recovered depth image by the proposed algorithm.



**Fig. 9** Extracted points for evaluating reconstruction accuracy from the left image are shown in (a). (b) shows the scatter plots of the correlation from the recovered depth using proposed algorithm and Stoyanov's algorithm.

物までの距離の比が実際の立体腹腔鏡と同等であるようなジオメトリを実現した。本研究は腹腔鏡下手術を想定しているため、撮影対象には腹腔鏡画像を想定し、人体模型の腹部臓器部分(腸、腎臓付近、胃・肝臓付近)を用いた。各部位の撮影画像を **Fig.7** に示す。

ステレオ画像を用いた形状復元の際には、処理対象となる画像は  $240\text{pixel} \times 240\text{pixel}$  とし、4段階の多重解像度分解を行った。また、格子点の数は解像度ごとに  $2 \times 2$ ,  $3 \times 3$ ,  $5 \times 5$ ,  $9 \times 9$  とした。

精度の算出については、形状復元後、手動で抽出した 30 点に対して正解形状と推定形状の座標の比較を行い、平均誤差と相関係数の算出を行った。平均誤差がカメラ

から対象物への絶対的な距離の評価に用いるのに対し、相関係数は対象物の凹凸などの相対的な奥行きの評価に用いる。

## 2) 計算コストの評価

計算コストに関しては、立体腹腔鏡画像の復元にかかった、PBMの最適化における相関演算の回数、線形補間の回数を計測し、両手法の比較を行う。

## 5. 精度・計算コストの比較によるシステムの評価

### 1) 3D デジタイザを用いた精度評価

精度評価に用いた模型の腹部臓器領域のうち、腸を撮影したステレオ画像(左)、及びステレオ画像から両手法によって復元し

**Table 1** The comparison of calculation cost

(a) The number of calculations of NCC			(b) The number of bilinear interpolation		
Window size (pixel)	Proposed algorithm	Stoyanov's algorithm	Window size (pixel)	Proposed algorithm	Stoyanov's algorithm
8x8	8	—	32x32	1	7
16x16	27	—	64x64	1	23
32x32	82	28	128x128	1	16
64x64	1181	207	256x256	1	4
128x128	—	100	512x512	1	5
256x256	—	324			
512x512	—	1445			

た結果画像を **Fig.8** に示す. 処理画像は主に腸が占めており, 表面形状には細かい凹凸がある. 復元結果は, 形状としては腸の細かい特徴は復元できていないが, 全体的な大まかな形状は取得できていることがわかる. また, 精度評価に使用した参照点, 及び VIVID と両手法での推定結果の散布図を **Fig.9** に示す. 具体的な数値としては, 提案手法では平均誤差 4.68mm, 相関係数 0.697 となり, 従来手法では平均誤差 4.14mm, 相関係数 0.717 となった. また, 腎臓付近の画像を用いた場合では, 提案手法で平均誤差が 7.18mm, 相関係数が 0.66 となり, 従来手法で平均誤差 8.05mm, 相関係数が 0.71 となった. さらに, 胃・肝臓付近の画像を用いた場合では, 提案手法で平均誤差が 7.44mm, 相関係数が 0.71 となり, 従来手法で平均誤差 7.77mm, 相関係数が 0.76 となった. 結果として従来手法とほぼ同等の精度が得られた.

誤差の原因としては, カメラ間距離の近さ, 補間による誤差が挙げられる. 今回対象としている立体腹腔鏡や実験に用いたステレオカメラのようにカメラ間距離が近い場合, 得られる画像の視差は小さいため, 対応探索の誤差による距離値への影響は大きくなる. また, 相関係数の値より, 対象物の凹凸などの相対的な奥行きを復元に誤差が生じていることがわかる. 提案手法・従来手法共通の処理として, 格子点内部を線形補間によって対応付けを行っている. したがって, 補間した領域は滑らかな形状として復元されるため, 細かな凹凸などは復元できず, 誤差が生じる.

実験で用いた腎臓付近の画像の場合では, 対象物の表面の凹凸が激しいため, 補間による影響が大きいと考えられる. また, 胃・肝臓付近の画像の場合, 表面のテクスチャの変化が小さいため, 対応付けの誤りが生じ, 精度に影響したと考えられる.

また, 今回は手動抽出した参照点 30 点に対して精度検証を行ったが, さらに厳密な検証のため, より多くの点を対象とした精度評価を行う必要がある.

## 2) 計算コストの評価

従来手法と提案手法の計算コストの比較結果を **Table 1** に示す. 従来法に比べ, 相関演算回数・線形補間回数共に大幅に削減されていることがわかる. したがって, 今回用いた画像に対して, 計算コストを削減することができた. したがって, これらの評価実験の結果から, 提案手法は従来手法に比べ, ほぼ同等の精度を維持しつつ, 計算コストを大幅に削減することが確認された.

## 6. まとめ

本研究では, 立体腹腔鏡画像から腹腔内の三次元形状を計測することを目的とし, 従来法を改良することによって, よりリアルタイム性の高いステレオ対応探索手法を提案した. 従来法において計算コストの高かった PBM の最適化に注目し, 画像全体の相関演算ではなく, 格子点近傍の局所的な相関演算を行うことにより, 計算コストを削減し, 高速な対応探索を実現した. また, 既知形状物体を撮

影したステレオ画像に対して、従来法と提案手法を適用し、精度・計算コストについての比較実験を行った。その結果、従来手法の精度を維持しつつ、計算コストを大幅に削減することが確認された。

提案手法では、対応探索についてはサブピクセルを考慮せず、従来手法に比べて理論的には推定誤差が大きくなる。提案手法の精度の向上には、対応探索においてもサブピクセルを考慮することが必要となるが、アルゴリズムの具体的な改善については今後の課題である。また、今回の実験では実際の腹腔内の画像を対象としなかったため、実際の臓器の光沢による精度への影響を検証できなかった。そこで、実際の生体内を撮影した立体腹腔鏡画像からの三次元計測を行い、腹腔内画像特有の性質による精度への影響を検証することが必要である。

## 謝辞

実験に協力いただいたフジノン株式会社及び有限会社新興光器製作所に感謝する。

## 文献

- [1] Birkett DH, Josephs LG, Este-McDonald J : A new 3-D laparoscope in gastrointestinal surgery. *Surg Endosc* **8** : 1448-1451, 1994
- [2] Peitgen K, Walz MV, G Holtmann et al : A prospective randomized experimental evaluation of three-dimensional imaging in laparoscopy. *Gastrointest Endosc* **44** : 262-267, 1996
- [3] 長谷川一英, 佐藤幸男 : 内視鏡型高速 3 次元形状計測システム. *信学論 J83-D-II(1)* : 271-279, 2000
- [4] 中村仁彦, 林部充宏 : 術中幾何情報を獲得するレーザポインティング内視鏡システム. *日本ロボット学会誌* **21(3)** : 302-308, 2003
- [5] Ballantyne G.: Robotic surgery, telerobotic surgery, telepresence, and telementoring. *Surg Endosc* **2** : 1389-1402, 2002
- [6] Intuitive Surgical .Inc – da Vinci Surgical System  
<http://www.intuitivesurgical.com>  
(2007/08/21 アクセス)
- [7] Mourgues F, Dvernay F, Coste-Maniere E.: 3D reconstruction of the operating field for image overlay in 3D-endoscopic surgery. *Proc. of IEEE and ACM International Symposium on Augmented Reality (ISAR 2001)* : 191-192, 2001
- [8] Stoyanov D, Darzi A and Yang G-Z : A practical approach towards accurate dense 3D depth recovery for robotic laparoscopic surgery. *Computer Aided Surgery* **10(4)** : 199-208, 2005
- [9] Zhang Z : A flexible new technique for camera calibration. *IEEE Trans. on Pattern Analysis and Machine Intelligence* : 1330-1334, 2000
- [10] Fusiello A, Trucco E and Verri A : A compact algorithm for rectification of stereo pairs. *Machine Vision and Applications* : 16-22, 2000
- [11] Camera Calibration Toolbox for Matlab  
[http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib\\_doc/](http://www.vision.caltech.edu/bouguetj/calib_doc/) (2007/08/21 アクセス)
- [12] Veerer S, Dunn MJ and Yang G-Z : Multiresolution image registration for two-dimensional gel electrophoresis. *Proteom* **1** : 856-870, 2001

# A Fast Stereo Matching Method for 3D Reconstruction of Internal Organs in Laparoscopic Surgery

Yoshimichi OKADA<sup>\*1)</sup>, Takeshi KOISHI<sup>\*2)</sup>, Suguru USHIKI<sup>\*2)</sup>  
Toshiya NAKAGUCHI<sup>\*1,2)</sup>, Norimichi TSUMURA<sup>\*1,2)</sup>, Yoichi MIYAKE<sup>\*1,2,3)</sup>

\*1 Graduate School of Advanced Integration Science

\*2 Graduate School of Science and Technology, Chiba University

\*3 Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University

In this paper, we propose fast stereo matching algorithm for 3D reconstruction of internal organs using a stereoscopic laparoscope. Stoyanov et al. proposed a technique that recovers the 3D depth of internal organs from the images of a stereoscopic laparoscope. In this conventional technique, the dense stereo correspondence was solved based on the registration of the whole image regions in order that the 3D depth of internal organs can be densely recovered. However, the calculation cost of this technique was very high since the registration of whole image regions requires multidimensional optimization. In this paper, we propose algorithm using a local-region based registration method considering the similarity of stereo images taken by a stereoscopic laparoscope. The local-region based registration requires only low dimensional optimization. Therefore, its calculation cost is significantly low. We evaluated the calculation cost of the proposed algorithm using a stereoscopic laparoscope and abdominal models of a human body. We also evaluated the accuracy of the algorithm using a 3D laser scanner and abdominal models. The results showed that the proposed algorithm can significantly reduce the calculation cost with a little accuracy degradation of 3D depth.

**Keywords:** Laparoscopic Surgery, Stereoscopic Laparoscope, Stereo Vision



岡田義道 (おかだ よしみち)

2007年千葉大学工学部情報画像工学科卒業。同年千葉大学大学院融合科学研究科博士前期課程入学，現在に至る。手術支援システムの研究に従事。



中口俊哉 (なかぐち としや)

2003年上智大学大学院博士後期課程修了。博士(工学)。現在、千葉大学工学部情報画像工学科 助手。2001-2003年日本学術振興会特別研究員。画像解析，画質評価，医用画像処理，組合せ最適化に関する研究に従事。IEEE，電子情報通信学会，IS&T，日本写真学会，各会員。



小石毅 (こいし たけし)

2006年千葉大学大学院博士前期課程修了，同年千葉大学大学院博士後期課程入学，現在に至る。手術支援システム，手術シミュレーションの研究に従事。



津村徳道 (つむら のりみち)

1995年大阪大学大学院博士後期課程修了。博士(工学)。現在、千葉大学工学部情報画像工学科 助教授。医用画像工学，計測画像工学，色再現工学，質感再現工学の研究に従事。IS&T，日本光学会，日本写真学会，日本医用画像工学会，電子情報通信学会，各会員



牛木卓 (うしき すぐる)

2006年千葉大学工学部情報画像工学科卒業。同年千葉大学大学院自然科学研究科博士前期課程入学，現在に至る。手術支援システム，手術シミュレーションの研究に従事。



三宅洋一 (みやけ よういち)

1968年千葉大学大学院修士課程修了。京都工芸繊維大学助手，助教授，千葉大学工学部助教授を経て，1989年同教授。1978-1979年スイス連邦工科大学研究員。1997年ロチェスター大学客員教授。2003年よりフロンティアメディカル工学研究開発センター長。医用画像工学，画像評価，色再現工学の研究に従事。IS&T フェロー・名誉会員，日本光学会，電子情報通信学会，各会員。工学博士