

3次元内視鏡のための CNNによる投影パターンマーカ自動検出

溝森 将輝¹ 古川 亮¹ 内藤 雅仁¹ 宮崎 大輔¹ 馬場 雅志¹ 日浦 慎作¹ 佐野村 洋次²
田中 信治² 川崎 洋³

概要: 腫瘍の大きさの推定を行うために、内視鏡カメラの鉗子孔にファイバー状のパターン投光器を挿入して、3次元形状計測を行うアクティブステレオ方式3次元内視鏡システムの開発が進められている。このシステムでは、パターン投光器は内視鏡に対して固定されておらず、内視鏡カメラに対するパターン投光器の位置パラメータが変化するため、3次元計測を行う入力画像からパターン投光器位置の自己校正を行う必要がある。本報告では、パターン投光器位置の自己校正手法を提案する。提案手法では投影パターン中のマーカ位置と投光器のシルエットを利用して6自由度の剛体変換パラメータを推定する。そのために、マーカ位置と投光器のシルエットの観測画像からの抽出を、CNNを利用して行う。

キーワード: アクティブステレオ法, 構造化光, 3次元形状復元, 自己校正, CNN

Automatic detection of projected pattern markers using CNN for 3D endoscopic system

MASAKI MIZOMORI¹ RYO HURUKAWA¹ MASAHI TO NAITO¹ DAISUKE MIYAZAKI¹
MASASHI BABA¹ SHINSAKU HIURA¹ YOJI SANOMURA² SHINJI TANAKA²
HIROSHI KAWASAKI³

Abstract: In order to estimate size of tumors, the authors are developing a 3D endoscope system based on active stereo, in which a shape measurement is performed by inserting a fiber-shaped pattern projector to an endoscope camera. In this system, since the pattern projector is not fixed to the endoscope, auto-calibration of the projector's pose parameters is needed. In this report, we propose an auto-calibration method of the pose of the pattern projector. In the proposed method, 6-DOF rigid transformation parameters is estimated, using markers' positions in the projected pattern and the silhouette of the pattern projector. The extraction of the markers and the projector's silhouette are realized using CNNs.

Keywords: active stereo method, structured light, 3D reconstruction, auto-calibration, CNN

1. はじめに

内視鏡診療において、腫瘍のサイズは、治療のための重要情報である。しかし、その計測は、内視鏡用メジャーや、

あるいは目視による推定で行われており、時間がかかったり、あるいは人的要因による推定誤差が生じる可能性があった。このため、簡単に利用でき、かつ正確な、内視鏡による対象サイズの計測方法が求められている。我々は、パターン投光器を内視鏡に追加することで、アクティブステレオ法による3次元内視鏡を開発してきた [1], [2], [3], [4] .

文献 [2] では、ファイバー状のパターン投光器を内視鏡の鉗子孔に挿入してパターン投影を行っているが、この場

¹ 広島市立大学大学院情報科学研究科
Hiroshima City University, Japan

² 広島大学病院
Hiroshima University Hospital, Japan

³ 九州大学大学院 システム情報科学研究院
Kyushu University, Japan

合パターン投光器の位置が内視鏡カメラに対して固定されていないため、3次元計測を行う入力画像からパターン投光器位置の自己校正を行う方法が提案された。この際、パターン投光器位置の変化として、鉗子孔の中心軸に沿った並進移動と、同じ軸を中心とした3次元回転のみを考慮する方法が提案されているが、実際のシステムでは、パターン投光器を鉗子孔に挿入するために、パターン投光器の外径を鉗子孔の内径に対して少し小さくする必要があり、その余裕のために投光器位置には少し自由度が生じる。3次元復元の精度を高めるためには、この自由度も自己校正することが望ましい。

本研究では、投光器位置の自己校正について、文献 [2] の2自由度以外の4自由度も考慮した自己校正手法を提案する。自由度が増える分、入力画像から多くの校正情報を抽出する必要があるが、このための情報として、投光パターン中で、明るく投影される9個の格子点の、入力画像中での位置と、入力画像中で観察される投光器のシルエットを利用する。

自己校正のためのこれらの位置情報は手で与えることも可能であるが、3次元復元の自動化のためには、自動抽出する必要がある。これを実現するには、マーカ位置と鏡面反射との区別が困難であることや、投光器のシルエットの画像中のコントラストが小さいことなどの問題がある。本論文では、これをCNNを利用して抽出する方法を示す。得られたシルエットとマーカ位置の情報から、プロジェクタの外部パラメータを最適化によって推定する。

2. 関連研究

内視鏡を用いた3次元再構成法として、Shape from Shading (SFS) [5], [6], [7], [8] や、2眼ステレオ法 [9], [10] によるものが提案されている。しかしながら、これらの技術は、対象となる物体の反射率などについての仮定が多く、また両眼ステレオの場合には特殊な内視鏡を必要とする。Simultaneous Localization and Mapping (SLAM) を利用する手法なども提案されているが、原理的にスケージングの曖昧さが解消できないので、対象物体のサイズの計測には利用できない。

内視鏡に能動ステレオ法を適用した例として、文献 [11], [12] がある。これらの研究では、パターン光の色を復元に利用しているが、このためレーザー光源を利用した高解像度のパターンの利用には課題が残る。

硬性内視鏡においては、コード化ステレオ法を利用した3次元計測が提案されているが [13] 上部消化管の内部を観察する軟性内視鏡では、パターン光源の小型化や、柔軟性が必要であり、システムの実現がより困難になる。

2眼ステレオ法の自己校正については、非常に多くの研究がされてきた。文献 [14] に、それらの研究例がまとめられている。構造化光を利用したアクティブステレオ法の自

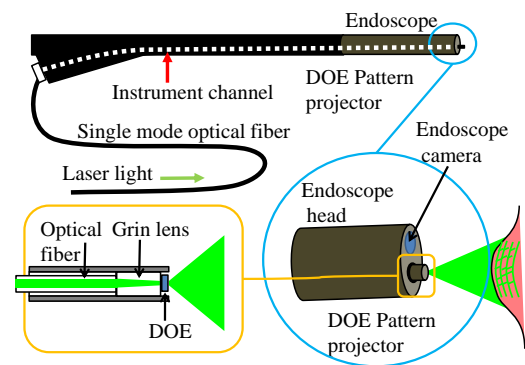


図1 システム構成.

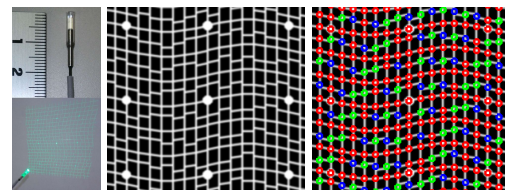


図2 小型 DOE 投光器 (左), 投影されたパターン (中), パターンに埋め込まれたコード (右): S は赤色で, L は青色で, R は緑色で示される. S は左右のエッジの高さが等しい, L は左のエッジが高い, R は右のエッジが高いことを表すコードである.

己校正手法の研究例としては文献 [2], [15] などがある。

3. DOE パターン光源によるアクティブステレオ方式 3次元内視鏡

3.1 システム構成

通常の内視鏡に、小型パターン投光器を追加することで、プロジェクタ・カメラ系を構成する (図1)。我々は、富士フイルムの VP-4450HD のシステムと、EG-590WR の内視鏡を利用している。DOE を用いたパターン投光器を内視鏡に付加し、対象となる生体組織にパターン光を投影しながら撮影することが可能である。投光器の光源は 517nm の緑レーザーであり、レーザー光は光ファイバで投光器先端部に伝達され、グリーンレンズと DOE により干渉パターンが生じる (図2)。

3.2 3次元復元

内視鏡カメラで計測された画像から、魚眼レンズ歪み除去処理の後、縦横方向の線パターンが検出される。検出処理には、Sagawa らの線検出アルゴリズムを利用する [19]。この方法では、belief propagation 法を利用することで、大まかな方向が既知である線パターンを、交差する線パターンの影響を排除しながら検出することができる。

内視鏡カメラで計測された画像から、縦横方向の線パターンを検出する。検出された直線および線分から、グリッドグラフ (格子グラフ) の構造を構築する。最初に縦直線が検出され、次にそれらの間の横エッジが検出される。

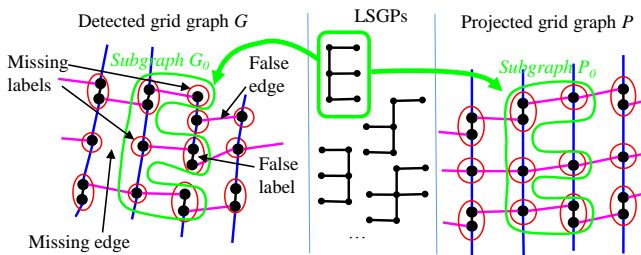


図 3 LSGP(local subgraph pattern : 局所サブグラフパターン) による検出されたグラフ G と投影パターン P のマッチング. 局所部分グラフパターンにより, グラフ G の一部に欠損や接続誤りがあっても, 正しい位置でのマッチングが見つかる可能性がある.

検出された線パターンから, 格子状のグラフを構築する. まず縦線と横線の交点を格子点とし, 各格子点について上下左右の接続情報を得る.

得られた格子グラフ G には, 図 3 に示すように, エッジの検出漏れ, 段差の交点が一つのノードに統合されない誤りなどが生じることがある.

図 2 のパターンのグリッドグラフを P とする.

トポロジーの誤りを許して G と P の照合を行うために, 我々はこれらのグラフの部分グラフ (local sub-graph pattern, 以下 LSGP) を照合する. 図 3 に示すように, LSGP は, G と P に共通な局所的な部分グラフを照合するテンプレートとなるグラフである. LSGP を与えることで, エッジの一部が欠損していても, そのエッジを含まない LSGP では, 局所的なマッチングが可能である. 複数の LSGP を用意し, それぞれの LSGP で G と P を照合することで, 全体として安定した照合処理を行う. 複数の LSGP による照合結果からの総合判定は, ノードごとの投票によって行われる. マッチングアルゴリズムの詳細は, 文献 [3] で述べられている.

マッチング結果が得られれば, 投光器の位置情報を利用して, 格子点の位置を計算可能である.

4. 投光器位置の自己校正

4.1 アプローチ

本システムでは, 投光器を鉗子孔に通した状態で, パターンを対象組織に投影し, 対象表面を撮影する. 投光器は内視鏡先端部に対して固定されてはいないので, 内視鏡先端部を曲げるなどの操作により, 内視鏡カメラに対する投光器の位置は変化する. アクティブステレオ法では, カメラに対するプロジェクタの位置情報は 3 次元復元のための重要なパラメータであるため, 投光器位置が変化することは, 形状測定の精度および安定性に関する大きな問題になる.

Furukawa ら [2] は, 投光器を鉗子孔に通す方式の 3 次元内視鏡において, 投光器位置の変化を, 鉗子孔の中心軸周りの回転と, 鉗子孔に対して平行な方向への平行移動の 2

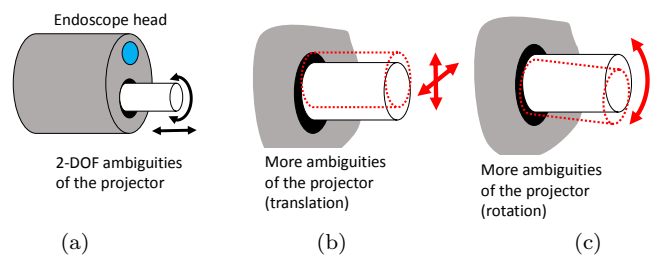


図 4 投光器位置の曖昧性: (a) 文献 [2] の 2 自由度曖昧性. (b),(c) 投光器と鉗子孔の間の余裕による, 文献 [2] で考慮されていない位置曖昧性.

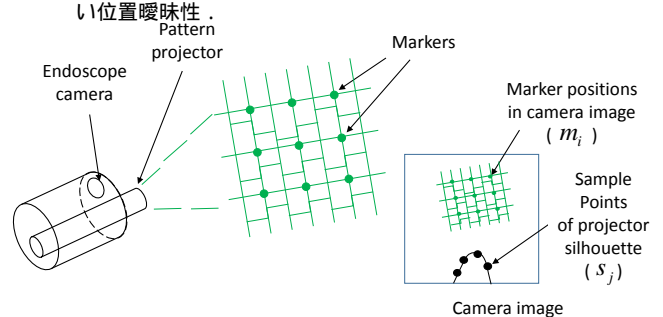


図 5 投光器の自己校正のための入力点.

Fig. 5 Input points for auto-calibration of the projector.

自由度の剛体変換としてモデル化し, 投光器先端部につけられたマーカ位置を観測することで, この 2 自由度の剛体変換を推定する方法を示した (図 4(a)). この方法には, いくつかの問題がある.

一つは, 投光器は, 鉗子孔を通り抜けるために, その外径は, 鉗子孔の内径に対して, 動きの余裕のために少し小さくなっていることである. そのため投光器の位置は, 厳密には 2 自由度剛体変換以外にも, 鉗子孔と投光器外径の間の余裕の範囲で, 微小に変化する (図 4(b)(c)).

文献 [2] のもう一つの問題点は, 投光器に刻まれたマーカの位置を観測し, 投光器の回転の状態の推定に利用していることである. 内視鏡が利用される暗い環境下で, パターン照明のみを点灯した状態で内視鏡カメラでの撮影をした場合, 投光器外部につけたマーカを画像上で確認することは困難であり, この情報を利用することは難しい.

提案システムでは, 投光器のシルエットと, 投影されるパターン上に配置されたマーカを用いて自己校正を行う. パターン光以外の照明が無い状態でキャプチャされた画像であっても, 投光器のシルエットは, 通常観測可能である (図 9(e) は観測画像上での投光器シルエットである. ただし, シルエットの輪郭のエッジのコントラストは, 非常に小さい場合もある. この問題の対策は, 後で述べる). また, 投影パターン上のマーカも, 観測可能である.

4.2 投光器位置の推定

グリッドパターン上のマーカ位置 (m_i) と, 投光器のシルエットの輪郭点のサンプル (s_j) を利用する (図 5). 投光器位置の自己校正は, [2] に述べられた 2 自由度の位置

変化を「ソフトな制約」として使用しながら、プロジェクタの位置を表す6自由度剛体変換パラメータを最適化することで実現する。このために、6個の剛体変換パラメータを2集合に分割する。一つの集合は[2]の2自由度の位置変化の2パラメータであり、もう一つは残りの4パラメータである。前者の2パラメータは、投光器が鉗子孔を移動し、回転する自由度であり、自由に变化するパラメータであるとみなすが、後者の4パラメータは、鉗子孔の内径に対する投光器の外径の余裕に起因するものであるため、この変化は微小なものであると考える。このように、[2]の制約を、ソフトな制約として利用することで、自己校正手法の多くで問題となる、投光器位置の推定結果のスケーリングの曖昧性が回避できる。

自己校正の成立を評価するコスト関数 f を次のように定める。

- (1) コスト関数 f はカメラに対する投光器の位置 (回転 \mathbf{R} , 並進 \mathbf{t} で表される剛体変換) を表す6パラメータ $p_1, p_2, q_1, q_2, q_3, q_4$ を取る。ここで p_1 と p_2 は[2]で提案された2自由度変換のパラメータであり、 z 軸方向の並進と z 軸に関する回転を表す。 q_1, \dots, q_4 は6自由度剛体変換の残りのパラメータである。
- (2) マーカ位置 m_i について、対応するエピポーラ線が求められる。エピポーラ線は投光器位置パラメータ $p_1, p_2, q_1, q_2, q_3, q_4$ に依存するため、これらを $g_i(p_1, p_2, q_1, q_2, q_3, q_4)$ とする。
- (3) 投光器位置パラメータ $p_1, p_2, q_1, q_2, q_3, q_4$ から予測されるプロジェクタのシルエットを、描画する。描画されたシルエットの輪郭から、各 s_j への最小距離を $h_j(p_1, p_2, q_1, q_2, q_3, q_4)$ とする。
- (4) 以下の関数をコスト関数 f とする。

$$\begin{aligned}
 f(p_1, p_2, q_1, q_2, q_3, q_4) &= \sum_i \{g_i(p_1, p_2, q_1, q_2, q_3, q_4)\}^2 \\
 &+ w_1 \sum_j \{h_j(p_1, p_2, q_1, q_2, q_3, q_4)\}^2 + \\
 &+ w_2 \sum_{k=1}^4 (q_k)^2 \quad (1)
 \end{aligned}$$

ただし、 w_1 はシルエットあてはめの重み、 w_2 は[2]の2自由度拘束の重みであり、 q_1, \dots, q_4 のパラメータを最小にする。

f を $p_1, p_2, q_1, q_2, q_3, q_4$ について最小化することで、自己校正が行われる。

4.3 投光器シルエットの一致の評価

一般に、プロジェクタとカメラは、幾何学的にはピンホールカメラモデルで同じように記述できる。カメラキャリブレーションに用いられるカメラ座標系 (x_c, y_c, z_c) は、光学

中心を原点とし、光学中心と主点を通過する直線を z 軸、画像面の横方向を x 軸とする3次元座標系である。プロジェクタ座標系 (x_p, y_p, z_p) も、同様に定義する (図6(a))。この時、プロジェクタとカメラの位置関係は、座標系 (x_p, y_p, z_p) から (x_c, y_c, z_c) への剛体変換 $(\mathbf{R}_{pc}, \mathbf{t}_{pc})$ で記述される。

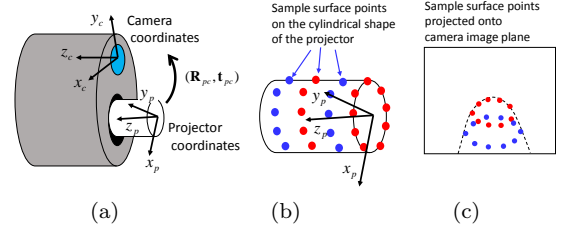


図6 (a) カメラ/投光器座標系と剛体変換 $(\mathbf{R}_{pc}, \mathbf{t}_{pc})$. (b) 円筒状の投光器形状およびその表面上の点. (c) 円筒表面上の点の画像面への投影。

文献[2]に述べられている2自由度剛体変換は、プロジェクタ座標系の z 軸についての回転と、 z 軸方向の並進の合成変換である。これらのパラメータを p_1, p_2 とし、6自由度剛体変換の残りを q_1, \dots, q_4 とすると、プロジェクタ座標系からカメラ座標系への変換パラメータは、以下のようにならわせる。

$$\begin{aligned}
 \begin{pmatrix} x_c \\ y_c \\ z_c \end{pmatrix} &= \mathbf{R}_x(q_1) \mathbf{R}_y(q_2) \mathbf{R}_z(p_1) \begin{pmatrix} x_p \\ y_p \\ z_p \end{pmatrix} \\
 &+ \begin{pmatrix} q_3 \\ q_4 \\ p_2 \end{pmatrix}, \quad (2)
 \end{aligned}$$

ただし $\mathbf{R}_x, \mathbf{R}_y, \mathbf{R}_z$ はそれぞれ x, y, z 軸に関する回転である。

コスト関数 f の計算では、剛体変換(2)に従って描画された円筒状の投光器のシルエット (以下、仮想シルエット) を生成する。方法としては、円筒表面上に配置した3次元点の集合を2次元画像面に投影し、投影された2次元点集合の凸包を仮想シルエットとする (図6(b)(c))。得られた仮想シルエットの境界線と、画像上から得られた実際のシルエット (以下、実シルエット) の境界線上の点 (s_j) との最小距離を求める。これは、OpenCV ライブラリで、仮想シルエット境界からの距離変換画像を作成し、 s_j における画素値を参照することで実現できる。

円筒を構成する外周点の位置は、近似的には、プロジェクタ座標系の z 軸を中心とする円筒上の点であり、円筒の先端部は原点位置に近い。しかし、プロジェクタ座標系は、パターン投影の光学的な幾何学で求められるのに対し、プロジェクタの円筒は物理的な形状であり、その位置関係は厳密には未知である。よって、プロジェクタの円筒形状モデルの物体座標系と、プロジェクタ座標系の間には、小さなずれがある。(図7(a))。このずれを、剛体変換 $(\mathbf{R}_{op}, \mathbf{t}_{op})$

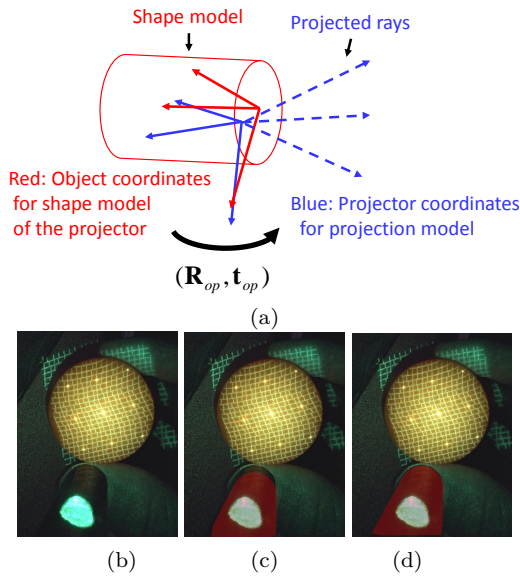


図 7 (a) 投光器形状モデルの物体座標系から投光器座標系への剛体変換 (R_{op}, t_{op}) . (b) 校正儀の画像. (c) (b) に投光器形状を描画した結果 ((R_{op}, t_{op}) の校正無し). (d) (b) に投光器形状を描画した結果 ((R_{op}, t_{op}) の校正有り).

として、以下のように校正する。

まず、校正儀として、半径が既知の球面にパターンを投影し、投光器のシルエットと、球面上のパターンを同時に計測する。次に、球面上のパターンを利用して、投光器座標系と内視鏡カメラ座標系との剛体変換パラメータを文献 [1] の方法で求める。次に、投光器座標系と、投光器形状のオブジェクト座標系とのずれ (R_{op}, t_{op}) をパラメータとして、投光器の仮想シルエットを、投光器の実シルエットに一致させるように、自己校正と同じような最適化を行う。ただし、最適化するのには、仮想シルエットと実シルエットの距離のみとし、エピソード拘束は利用しない。

(R_{op}, t_{op}) の校正の効果を、図 7(b),(c),(d) に示す。検証のため、図 7(b) は、 (R_{op}, t_{op}) の校正に利用した画像とは異なる画像を利用した。図 7(c) では、投光器の仮想シルエットと、投光器の実シルエットとのずれが大きいのに対し、図 7(d) では、このずれの量が小さくなっている。

4.4 CNN によるパターン光上のマーカと投光器シルエットの検出

前節までに述べた自己校正手順では、マーカ位置と、投光器シルエットの輪郭点サンプルを利用する。輪郭点のサンプルは数点でも校正可能であるので、これらの点を手作業で与えてもよいが、より作業の自動化を進めるために、CNN によってこれらの位置を検出する手法について述べる。

本システムで利用しているパターンでは、格子点のうち 9 箇所が、マーカとして明るい点となっている。しかし、観測画像中の明るい点には、対象物体上の鏡面反射によるハイライトも含まれるため、単に明るい点を抽出するだけ

では、これらのハイライトも抽出されてしまうため、マーカの点の形状や、マーカが格子点上にあることなどの条件が考慮されることが望ましい。

また、投光器の輪郭は、画面下部の、特定の位置から検出される。ただし、観測環境下におけるパターン光の反射等の影響で、シルエット上の画素の輝度値と、その周囲の領域の画素の輝度値は変化し、それらの間の明るさのコントラストは小さい場合がある。また、投光器が観測されるのは内視鏡画像の周辺部であり、解像度の低下やノイズの影響も大きい。

上記のそれぞれの条件のため、マーカや投光器シルエットの検出機能を、アルゴリズムとして記述することには困難が伴う。そのため、本システムでは、これらの検出に畳み込みニューラルネットワーク (CNN) の一種である U-net [20] を利用する。U-net は、元の画像と、元の画像と同じ大きさのラベル画像と対を学習する CNN であり、画像のセグメンテーションなどに高い性能を発揮する。提案手法では、グリッドパターンを撮影した画像と、グリッドパターン上でマーカ位置に、円形にラベリングをした画像とを教師データとして与えることで、グリッドパターン上のマーカ位置を検出する検出器として、これを利用する。

文献 [20] の U-net では、画像の縦横の大きさが半分になるダウンサンプリングを 3 回行うことで、広い範囲の情報を利用するようになっているが、本論文の用途では、扱う画像の種類が比較的限られているため、ダウンサンプリングは 2 回とした。マーカ検出については、U-net の入力側に与えるデータとして、HDR 処理を施した画像データを 1 チャンネル画像としてそのまま与えた。

投光器シルエットの検出については、シルエットのコントラストが小さいことを考慮して、画像データ以外の情報も与えることにした。実際の状況では、投光器シルエットの位置は、観測画像上で画面上で細かく動くものの、全体的には同じような位置にある。このような事前情報を、ニューラルネットワークに学習させる目的で、画像データのみでなく、画像の画素の x 座標及び y 座標を画像としたものをまとめ、3 チャンネル画像として入力とした。

その他の、特徴空間の次元などのパラメータは、文献 [20] と同様とした。図 8 に、U-net に与えた教師データの例を示す。図 9 に、U-net で検出したマーカ位置とプロジェクタシルエットの例を示す。図 9 の結果から、鏡面反射によるハイライトなどの明るい点があるにもかかわらず、それらの点の検出が抑制され、マーカ位置を検出できていることが分かる。また、投光器のシルエットについても、期待通り検出できていることが分かる。

4.5 投光器位置の自己校正

投光器位置の自己校正手法の精度を確認するために、自己校正の結果を、校正儀による校正結果 [1] と比較した。

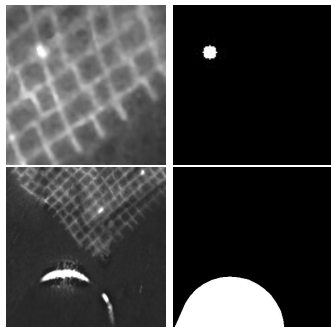


図 8 学習データ:(左列) 入力画像, (右列) 教師画像, (上) マーカ位置検出の学習データ対, (下) 投光器シルエット検出の学習データ対.

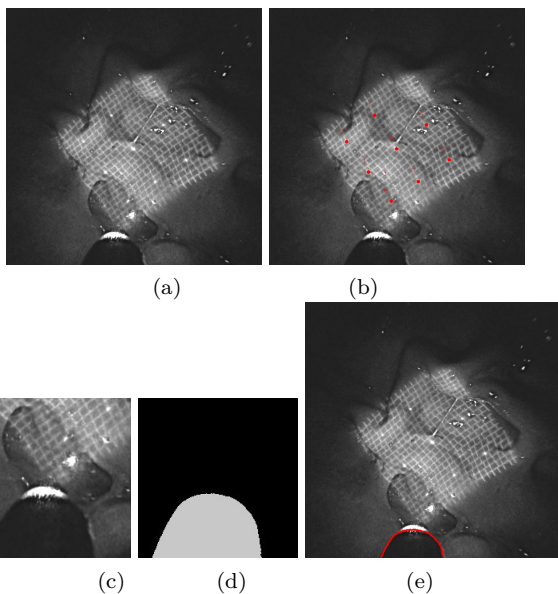


図 9 パターン光上のマーカ及び投光器シルエットの検出例. (a) マーカ検出用入力画像. (b) マーカ検出結果. 赤領域が検出画素であり, 一定以上のサイズの連結領域をマーカ位置としている. (c) 投光器シルエット検出用入力画像, 投光器が観測される領域のみを入力とする. (d) 投光器シルエット検出結果. (e) 出力された投光器シルエット境界.

一般に, 校正儀による校正結果は, 自己校正による校正よりも精度が高いので, これを校正の真値として扱うことにする.

図 7(b) の画像について, 球体校正儀による校正と, 自己校正を行った. 自己校正のためのマーカ位置と, 投光器シルエットの輪郭のサンプルは, 手作業で与えた. 投光器シルエットの情報の有効性を示すため, 自己校正は, シルエット情報を利用する場合と, 利用しない場合(シルエット情報の重み w_1 をゼロにした場合) の両方で行った. 図 10(a) に結果を示す. この図では, 剛体変換の 6 パラメータを直接比較した. 投光器シルエットを利用した自己校正は, しない場合よりも精度が高く, 校正儀を利用した方法に近いことが確認できる. 図 10(b) の 3 次元復元結果では, シルエットを利用しない場合の 3 次元復元結果の一部にひずみが見られるのに対し, シルエットを利用する場合には

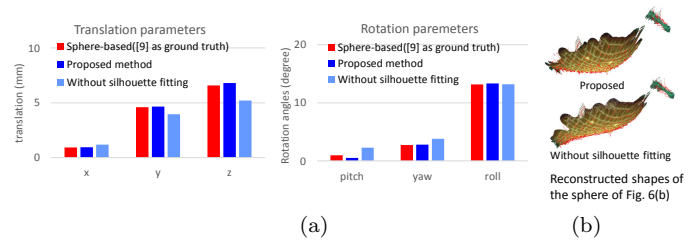


図 10 自己校正(投光器シルエットを利用する場合としない場合)によるパラメータの精度の, 校正儀を利用した校正結果 [1] との比較

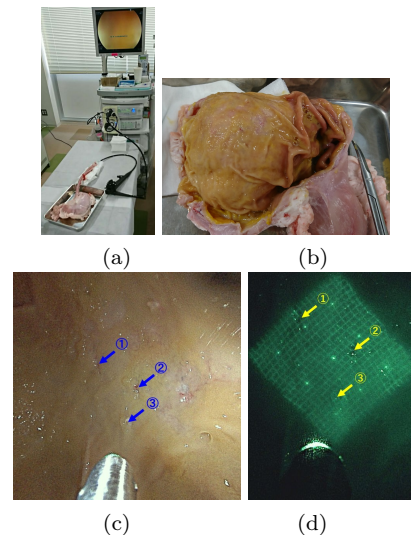


図 11 ブタの胃内部の 3 次元復元実験.(a) 実験の環境.(b) 実験の後で切開されたブタの胃の内部.(c) 胃の内部の観測画像とマーカ位置.(d) パターン投影された観測画像.

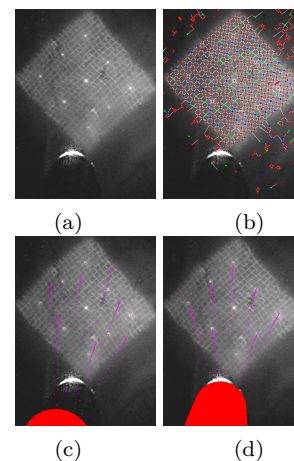


図 12 ブタの胃内部の 3 次元復元結果.(a) トーンマップされた HDR 画像.(b) 検出されたグリッドグラフ.(c),(d) 投光器の自己校正. 描画された投光器を赤の円筒形で, エピポーラ線をピンクの線分で表す.

ひずみが改善されていることが観察できる.

より現実的な状況でシステムを評価するために, 我々は, 豚の胃の中の形状を計測した. 豚の胃は, 内視鏡の練習や評価のためにしばしば利用される. 3 次元内視鏡によって計測された形状の大きさを評価するために, 最初にブタの

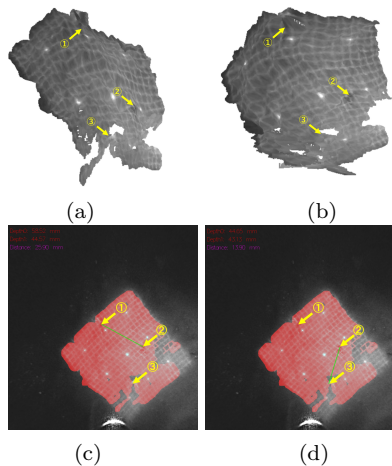


図 13 プタの胃内部の 3 次元復元結果 . (a),(b)2 つの異なる視点からレンダリングされた 3 次元再構成結果 . (c),(d)2 つのマーカー間の距離測定 . 赤領域は再構成された領域 .

表 1 豚の胃のマーカー同士の距離計測結果 .

Marker IDs	Ground Truth	Ground Truth (expanded)	Our result
1 and 2	24.6 mm	29.4 mm	25.9 mm
2 and 3	14.2 mm	15.1 mm	13.9 mm

胃内部の表面に、内視鏡操作によっていくつかのマーカーを作成し、その後、内部の表面の 3 次元形状復元を行った。その後、計測された表面上でのマーカー間の距離を、復元結果の 3 次元形状から測定し、距離の真値との比較を行った。距離の真値は、実験後に胃を切り開いて直接計測した。計測実験中には、豚の胃を空気で膨らませるため、直接計測した真値は、計測中の距離よりも小さい可能性がある。このような誤差を補正するために、胃を切り開いての直接計測では、表面を手で伸ばしながらの計測も行った。

図 11,12,13 に実験環境と、3 次元復元の経過及び結果を示す。また、復元形状からのマーカー距離推定結果と、距離の直接計測結果との比較を表 1 に示す。拡張されていない表面の直接計測結果からの誤差は、約 5.0%と 2.1%であった。我々はこの結果から、復元形状から得られた距離測定結果が十分に正確であると考えられる。また、自己校正の結果を図 12(c),(d) に示す。自己校正前の状況を示す図 12(c) では、プロジェクタの仮想シルエットが画像上の実シルエットとずれているが、11(h) の自己校正後には仮想シルエットと実シルエットが一致し、パターン上のマーカーのエピポラ線が観測画像でのマーカー位置を通過している。

4.6 CNN を利用した自己校正情報の自動抽出と 3 次元復元

CNN を利用した自己校正情報の自動抽出手法を利用して、豚の胃の計測画像の画像の自己校正と復元を行った。図 14 に、図 9 で示した画像から自己校正を行い、3 次元再構成を行った例を示す。また、別の画像についての、自己

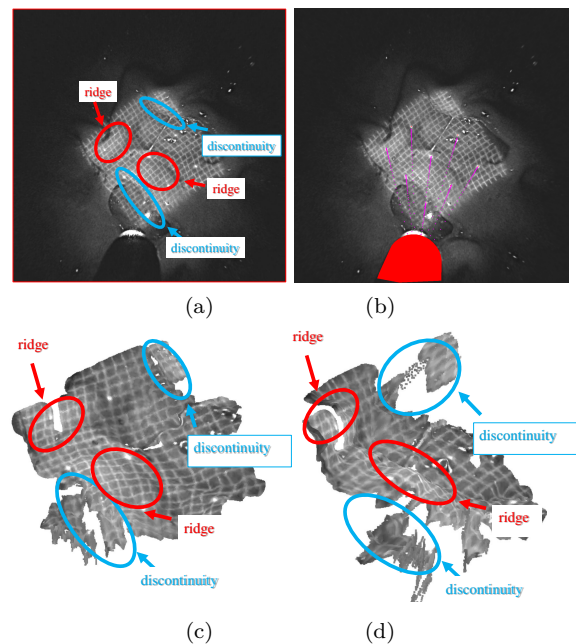


図 14 CNN を利用した自己校正用画像情報自動抽出による 3 次元復元結果 . (a) 入力画像 (図 9 と同一の画像) . (b) 自己校正後のマーカーのエピポラ線と投光器の仮想シルエット . (c)(d)3 次元復元結果 . 対象形状の不連続な部分やひだが復元されている .

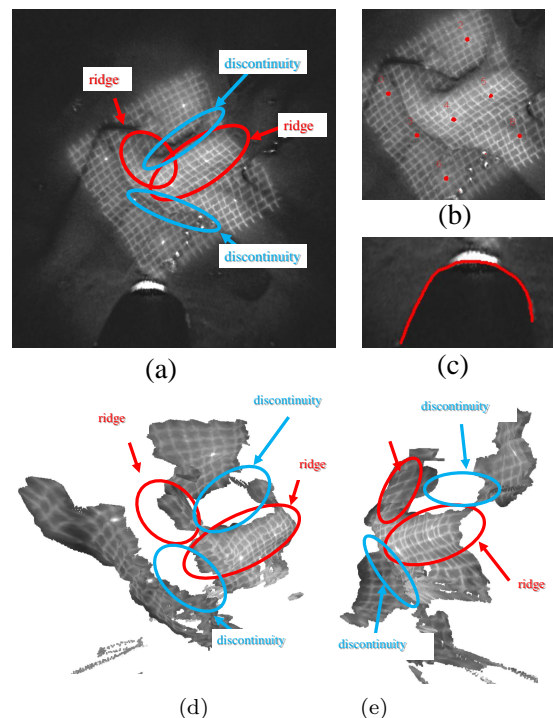


図 15 CNN を利用した自己校正用画像情報自動抽出による 3 次元復元結果 . (a) 入力画像 . (b) マーカー検出結果 . (c) 投光器シルエット境界検出結果 . (d)(e)3 次元復元結果 . 対象形状の不連続な部分やひだが復元されている .

校正による復元結果を、図 15 に示す。

5. おわりに

本論文では、DOE を利用したパターン光源を利用した 3

次元内視鏡システムを提案した。提案システムの貢献として、カメラの露出によって生じる白飛びや黒つぶれによって、3次元計測が失敗することを防ぐために、投影パターンの明滅を利用してHDR画像を生成し、形状計測の入力とすることで、3次元計測が安定して実現できることを示した。また、パターン投光器位置の自己校正手法として、パターンのマーカーと投光器のシルエットを投光器位置を推定する手法を提案した。さらに、自己校正に必要な画像特徴をCNNで検出して自動的に自己校正を行うことが可能であることを示した。さらに、3次元内視鏡の現実的な応用を想定して、豚の胃の内部を計測し、その表面に刻まれたマーカー同士の距離の推定値を、直接計測結果と比較した。結果として、比較誤差は、約5.0%と2.1%と、十分に小さいことが示された。

謝辞 本研究はJSPS科研費15H02779, 16H02849, MIC SCOPE 171507010, MSR CORE12. の助成を受けた。

参考文献

- [1] R. Furukawa, M. Aoyama, S. Hiura, H. Aoki, Y. Komiyama, Y. Sanomura, S. Yoshida, S. Tanaka, R. Sagawa, and H. Kawasaki, "Calibration of a 3d endoscopic system based on active stereo method for shape measurement of biological tissues and specimen," EMBC, pp.4991-4994, 2014.
- [2] R. Furukawa, R. Masutani, D. Miyazaki, M. Baba, S. Hiura, M. Visentini-Scarzanella, H. Morinaga, H. Kawasaki, and R. Sagawa, "2-dof auto-calibration for a 3d endoscope system based on active stereo," Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE, pp.7937-7941, Aug. 2015.
- [3] R. Furukawa, H. Morinaga, Y. Sanomura, S. Tanaka, S. Yoshida, and H. Kawasaki, "Shape acquisition and registration for 3d endoscope based on grid pattern projection," European Conference on Computer Vision-Springer, pp.399-415 2016.
- [4] R. Furukawa, Y. Sanomura, S. Tanaka, S. Yoshida, R. Sagawa, M. Visentini-Scarzanella, , and H. Kawasaki, "3d endoscope system using doe projector," The 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC2016), pp.2091-2094, 2016.
- [5] K. Deguchi, T. Sasano, H. Arai, and Y. Yoshikawa, "Shape reconstruction from an endoscope image by shape from shading technique for a point light source at the projection," CVIU, vol.66, no.2, pp.119-131, 1997.
- [6] M. Visentini-Scarzanella, D. Stoyanov, and G.Z. Yang, "Metric depth recovery from monocular images using shape-from-shading and specularities," ICIP, pp.25-28, Orlando, USA, 2012.
- [7] C. Wu, S. Narasimhan, and B. Jaramaz, "A multi-image shape-from-shading framework for near-lighting perspective endoscopes," IJCV, vol.86, pp.211-228, 2010.
- [8] G. Ciuti, M. Visentini-Scarzanella, A. Dore, A. Mencassi, P. Dario, and G.-Z. Yang, "Intra-operative monocular 3d reconstruction for image-guided navigation in active locomotion capsule endoscopy," BioRob, pp.768-774, 2012.
- [9] T. Nagakura, T. Michida, M. Hirao, K. Kawahara, and K. Yamada, "The study of three-dimensional measurement from an endoscopic images with stereo matching method," Automation Congress, 2006. WAC '06. World, pp.1-4, July 2006.
- [10] D. Stoyanov, M. Visentini-Scarzanella, P. Pratt, and G.Z. Yang, "Real-time stereo reconstruction in robotically assisted minimally invasive surgery," MICCAI, pp.275-282, 2010.
- [11] C. Schmalz, F. Forster, A. Schick, and E. Angelopoulou, "An endoscopic 3d scanner based on structured light," Medical image analysis, vol.16, no.5, pp.1063-1072, 2012.
- [12] J. Lin, N.T. Clancy, and D.S. Elson, "An endoscopic structured light system using multispectral detection," International journal of computer assisted radiology and surgery, vol.10, no.12, pp.1941-1950, 2015.
- [13] X. Maurice, C. Albitar, C. Doignon, and M. deMathelin, "A structured light-based laparoscope with real-time organs' surface reconstruction for minimally invasive surgery," Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2012 Annual International Conference of the IEEEIEEE, pp.5769-5772 2012.
- [14] D.A. Forsyth and J. Ponce, Computer Vision: A Modern Approach. (Second edition), Pearson Education Inc., 2011.
- [15] S. Yamazaki, M. Mochimaru, and T. Kanade, "Simultaneous self-calibration of a projector and a camera using structured light," Computer Vision and Pattern Recognition Workshops (CVPRW), 2011 IEEE Computer Society Conference onIEEE, pp.60-67 2011.
- [16] P.E. Debevec and J. Malik, "Recovering high dynamic range radiance maps from photographs," SIGGRAPH '08, pp.1-10, ACM, New York, NY, USA, 2008.
- [17] N.K. Kalantari, E. Shechtman, C. Barnes, S. Darabi, D.B. Goldman, and P. Sen, "Patch-based high dynamic range video.," ACM Trans. Graph., vol.32, no.6, pp.202-1, 2013.
- [18] G. Eilertsen, R. Mantiuk, and J. Unger, "A comparative review of tone-mapping algorithms for high dynamic range video," Computer Graphics Forum, vol.36Wiley Online Library, pp.565-592 2017.
- [19] R. Sagawa, Y. Ota, Y. Yagi, R. Furukawa, N. Asada, and H. Kawasaki, "Dense 3D reconstruction method using a single pattern for fast moving object," ICCV, pp.1779-1786, 2009.
- [20] O. Ronneberger, P. Fischer, and T. Brox, "U-net: Convolutional networks for biomedical image segmentation," International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention-Springer, pp.234-241 2015.