

小型広角プロジェクタを使用したパターン投影による 3次元計測とAR表示を実現可能な3次元内視鏡システム

三嶋 道弘^{1,a)} 古川 亮¹ 岡 志郎² 小刀 崇弘² 岡本 由貴² 田中 信治² 佐川 立昌³ 川崎 洋⁴

概要：

AR技術はユーザーの視界に情報を重畳表示することで、様々なタスクを支援するために用いられる。一般的な内視鏡を用いた診断では、医師は内視鏡で撮影された映像を表示するモニタを凝視しながら、両手で内視鏡を操作する。そのため、内視鏡を操作する手元を見ることや、患者の様子を見ながら検査することが難しい。また、一度内視鏡を大きく動かしてしまうと、モニタの映像を見ながら再び同じ場所を検査することは難しい。本論文では、AR技術を用いて、医師が視野に表示される内視鏡で撮影された映像や、計測された体内の3次元情報を見ながら、周囲も同時に見渡せるシステムを提案する。提案システムは3次元計測モジュールとAR表示部モジュールから構成される。3次元計測モジュールでは能動ステレオ法を利用して、内視鏡画像から3次元形状を取得する。このとき、内視鏡の鉗子口に挿入した小型プロジェクタから投影されるパターンは広角であり、一度に広範囲の形状計測が可能である。一方で、AR表示モジュールでは取得した3次元形状を視界に重畳表示する。AR表示により、患者の様態を確認しながら、3次元形状計測結果を見ることが可能である。さらに、論文では提案システムを実際に医師に使用してもらい、高評価を得たことについて述べる。

1. はじめに

内視鏡検査はその後の処置を決めるうえで重要な役割を担う。特に、腫瘍のサイズや場所、手術を行うための操作空間の広さといった3次元情報は、その後の処理を決めるための有益な情報である。そのため、現在、内視鏡を利用した3次元情報取得システムが研究開発され始めている。

一方で、取得された3次元情報をどのように表示するかについての課題も残っている。なぜならば、内視鏡を使って診断する際、医師はできる限り内視鏡からの映像が映し出されているモニタに注目し、重要な情報を見逃さないようにする必要がある。しかし、医師は患者の様子や内視鏡を操作する手元や器具の受け渡しなど、モニタから視線を外さなければならない状況が頻繁に起こる。そこで、内視鏡からの映像を見ながら、周囲の環境も同時に見ることが

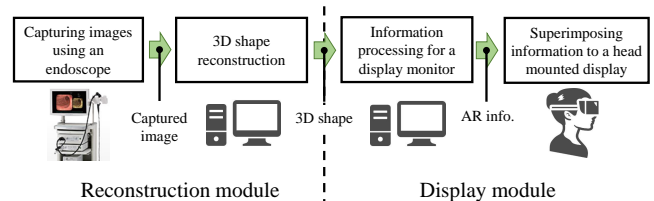


図1 提案システムの概要

できる表示システムは有効であると考えられる。

本論文では、3次元形状計測とその結果をAR表示するシステムを提案する。提案システムは内視鏡で撮影した画像を能動ステレオ法に基づいて3次元形状計測を行い、その結果をAR技術を用いて現実空間に重畳表示する。

本提案システムの貢献は以下が挙げられる。

- 内視鏡の鉗子口に挿入可能なサイズのプロジェクタを実現するため、レーザービームと回折格子を利用する。
- 提案システムは投影角90°以上の広範囲を投影可能なプロジェクタから静止パターンを投影し、得られた画像から画素ごとの3次元形状計測が可能である。
- 広範囲に投影されたパターンを撮影した画像を用いたカメラ-プロジェクタのキャリブレーションを提案し、システムで利用する。
- 提案システムのAR表示では、計測した3次元情報を

¹ 広島市立大学
3-4-1, Ozuka-Higashi, Asaminami-ku, Hiroshima 731-3194, Japan

² 広島大学病院
1-2-3 Kasumi, Minami-ku, Hiroshima 734-8551, Japan

³ 産業技術総合研究所
1-1-1 Higashi, Tsukuba, Ibaraki 305-0046, Japan

⁴ 九州大学
744 Motoooka, Nishiku, Fukuoka 819-0395, Japan

a) mikamo@hiroshima-cu.ac.jp

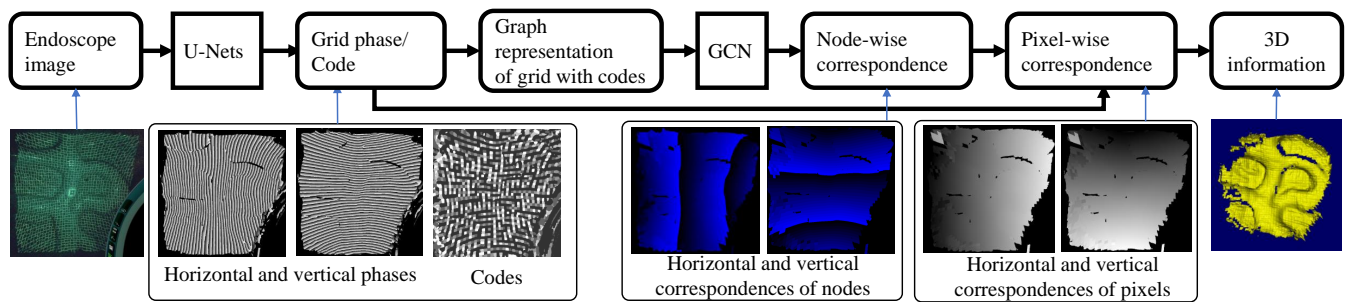


図 2 3次元形状計測の流れ

内視鏡を操作する医師の視界に重畳表示が可能である。提案システムを用いて、内視鏡を操作する医師は、周囲の状況を確認しながら、内視鏡の映像、また、撮影対象の3次元情報を同時に見ることができる。論文では、実験により、提案システムを用いて魚眼レンズからの効果的に3次元計測可能であることを、胃のモデルを撮影したデータ、実際の豚の胃を撮影したデータを用いて示す。実際に医師が使用し、そのとき得られた知見についても述べる。

2. 関連研究

構造化光を用いた3次元計測手法は多く開発されてきた [1]。内視鏡に構造化光を投影するプロジェクタは小型である必要がある。さらに、計測時間を短くするため画像1枚から3次元計測可能なワンショット計測手法が用いられる [2], [3], [4], [5]。Nagakuraら、Stoyanovらによる手法では、内視鏡システムに静止パターンを投影するプロジェクタが用いられた [6], [7]。Furukawaらの手法では、内視鏡の鉗子口に小型プロジェクタを挿入していた [8]。これらの手法では小型のプロジェクタを使用していたが、投影範囲が狭いという問題があった。ステレオ画像を用いた対応点検出では、深層学習が使われるようになってきている [9], [10]。我々の手法は深層学習を用いて対応点を検出するが、能動ステレオ法を用いる。

提案システムでは、Furukawaらの手法に改良を加え、更に投影範囲の大きいパターンを用いる。提案システムの投影パターンは、手法 [11]と同様に、グラフ構造を用いて表され、グラフ畳み込みネットワーク (Graph Convolutional Network: GCN) を用いて対応点検出を行う [12]。これにより、画像特徴量を用いた場合よりも、頑強な対応点検出が可能である。

医師に有益な情報を提示するため、AR技術を用いた表示が盛んに研究されている [13]。例えば、手術前の検査時に得られた情報を、AR技術を用いて手術中に表示するシステムがある。そのシステムではMR画像から得られた腫瘍の形状や、術具の操作経路表示などを行う。Gustavoらは形状モデルと腫瘍の位置合わせ技術を開発した [14]。術具の操作経路表示は手術ロボットなどに用いられる [15]。一方で、手術中に得られる情報には、血圧、心拍数、内視

鏡による術野の映像などがある。内視鏡に映し出されている領域の腫瘍である確率を表示する手法も開発されている [16]。さらに、AR技術を利用し隣接する臓器を重畳表示することで、医師に注意を促す手法も開発されている [17]。

3. 提案システムの構成

提案システムは二つのモジュールから構成される。3次元計測モジュールとAR表示モジュールである (図 1)。3次元計測モジュールは内視鏡から得られた画像を処理し、形状計測を行う。AR表示モジュールは、得られた計測結果をヘッドマウントディスプレイ (Head mounted display: HMD) を用いて表示する。表示にビデオシースルーを用いることで、医師は周辺環境と重畳表示された計測結果を同時に見ることができる。

提案システムの3次元計測は手法 [18]を基にしている (図 2)。まず、鉗子口に挿入したプロジェクタから広範囲なパターンを投影し、投影された物体を内視鏡で撮影する。つぎに、2種類のU-Netを用いて、画素ごとの位相値、格子状にあるノードの特徴を得る。さらに、隣り合うノードから近接接続情報を抽出し、グラフを得る。得られたグラフをGCNの入力とし、投影パターンと物体表面上に投影されたパターンの、ノードごとの対応関係を得る。得られたノードごとの対応関係から、U-Netを適用して得られた位相値を用いて、画素ごとの対応関係を得る。最後に、投影パターンと投影された物体表面上に投影されたパターンの画素ごとの対応関係から、3次元点を得る。以上が3次元計測の流れである。

計測結果は奥行き画像としてAR表示モジュールに送られる。AR表示モジュールでは奥行き画像が3次元点群として表示される。さらに、内視鏡から取得した画像の画素値は、色情報として各点に付加する。

図 5 に提案システムを使用して診断している様子を示す。システムは、HMD、HMDの姿勢検知デバイス、表示画面制御用計算機から構成される。表示画面制御用計算機はHMDに接続されており、奥行き画像を点群に変換して表示する。医師が使用しているHMDに表示されている映像は、表示画面制御用計算機に繋がれた別のモニタにも表示される。提案システムのHMDはHTC VIVE PROを用

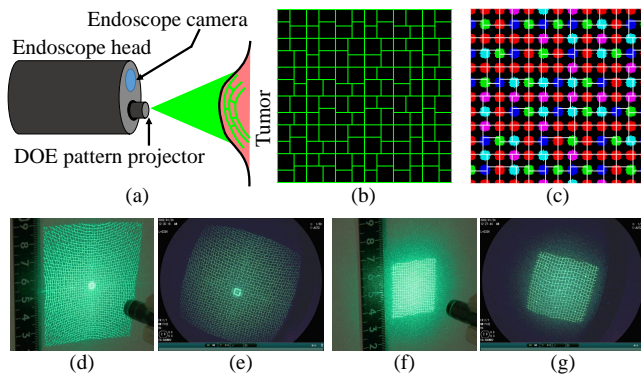


図 3 提案システムで使用する投影パターン. (a) システムの構成 (b) 提案する投影パターン (c) (b) に対応するノードの位置とノードのコード. それぞれのノードが 5 種類のコードのいずれかを持つ. (d) 実際に内視鏡の鉗子口から小型プロジェクタを使ってパターンを投影した様子. 壁とプロジェクタの距離は 34[mm] である. (e) 投影されたパターンを内視鏡で撮影した様子. (f) 既存手法 [18] の投影パターン (g) 投影された既存手法 [18] のパターンを内視鏡で撮影した様子. (e) では提案する投影パターンは内視鏡で撮影可能な範囲の、半径で平均 77% を占め、これは領域で 60% を占める. パターンの投影範囲は 90° で、この範囲で 0.477 個/ mm^2 のノードが存在する. 一方、(g) に示すように、既存手法 [18] の投影パターンは内視鏡で撮影可能な範囲の、半径で平均 50% を占め、これは領域で 25% を占める. パターンの投影範囲は 51.7° で、この範囲に提案する投影パターンと同様に、 0.477 個/ mm^2 のノードが存在する.

いた [19]. AR 表示のための開発環境には Unity 2018 [20] を用いた. また、ビデオシースルーを実現するために SR Works SDK を用いた [21].

提案システムには以下のような特長がある.

- 提案システムは内視鏡から得られた画像から実時間で 3 次元計測可能である.
- 計測結果は HMD を使ったビデオシースルーにより周囲の環境に重畳して表示可能である.
- 医師がシステムを使用している間、別のモニタを使ってその医師の視界を映し共有することで、他の医師にとって教育的な価値が生まれる.

4. 3 次元計測モジュール

4.1 カメラのひずみを考慮した投影パターン

図 3(a) に提案システムの構成を示す. 提案システムは能動ステレオ法を基にして、内視鏡の鉗子口に小型プロジェクタを挿入し、そこからパターンを投影する. この構成は手法 [18] と同様である.

投影パターンは 47×47 の格子で構成されている. そして、ノードは格子点に配置され、上下、左右の格子の配置により 5 種類の特徴が割り当ててある. 本論文ではその 5 種類の特徴をコードと呼ぶ. 図 3(b) では投影パターン、(c) ではそれぞれのノードの位置に、5 種類のコードを色分け

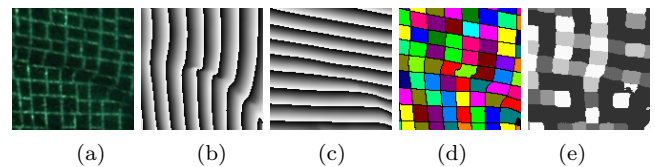


図 4 位相推論, セグメンテーションによる格子点を含む領域の検出, コード推論. (a) 内視鏡により取得された画像, (b), (c) 推論された横, 縦位相, (d) セグメンテーションによる格子点を含む領域の検出, (e), 投影されたパターンから推論されたコード

して表示している.

提案システムは Furukawa らの手法 [11] と同様のシステムであるが、二点の改良点がある. 一点目は、Furukawa らの手法 [11] と比べて、提案システムによるパターン投影範囲は広いことである. これにより、一度に計測できる形状の範囲が大きくなっている. 二点目は、投影パターンと物体表面上の投影されたパターン内のノードの対応をとるとき、Furukawa らの手法 [11] は 3 種類のコードを使用していたが、提案システムでは、5 種類のコードを使用している. これにより、識別されるコードの種類が多くなることで、パターン投影範囲が広く、検出されるノード数が多くなっても、以前の手法よりも安定的に対応をとることが可能になった. さらに、提案する投影パターン中のノードが持つコードの配置の規則性は以前の投影パターンよりも少ない. このため、プロジェクタ回転した場合でもノードの誤対応を防げる仕様になっている.

さらに、図 3(d) に示すように、投影パターンは意図的に糸巻きひずみを加えている. 3 次元計測のためのカメラ、プロジェクタの内部パラメータ、外部パラメータはこの投影パターンと内視鏡により取得された投影されたパターンから算出する. 具体的には、カメラとプロジェクタのモデルを用いて、投影パターンと投影されたパターンの誤差が小さくなる内部パラメータ、外部パラメータを算出する.

4.2 密な 3 次元計測

提案システムで使用するプロジェクタは内視鏡の鉗子口に挿入され、そこから対象とする体内器官の内壁にパターンを投影する. ここで我々は、パターンに含まれている格子線は画素単位の位相情報を与えるものとみなす. このため我々は投影された格子から、U-Net を用いて $[0, 2\pi)$ の周期的な値を持ち、横と縦の位相情報を取り出す. 学習にはコンピュータグラフィックスで作成した画像を用いる. 図 4(a)–(c) に物体表面上に投影されたパターンと、それから U-Net を用いて検出された横、縦の位相情報を示す.

さらに、位相情報を使って格子状に領域をセグメンテーションする. これは横、縦の位相情報の同値を結ぶことで行う. このようにして図 4(d) に示すような分割された領域を得る. 提案システムでは、ノード位置をこの領域の重

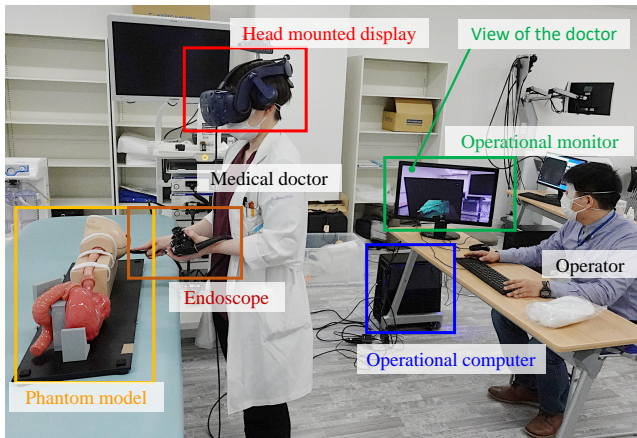


図 5 提案システムを使用して診断している様子

心とし、さらに、ノード間を隣り合うノードと繋ぐことでグラフを形成する。

また、位相情報を検出する U-Net とは別の U-Net を用いて、内視鏡から得られた画像中の投影されたパターンから各領域における 5 種類のコードを検出する。図 4(e) に検出されたコードの例を示す。ノードが持つ特徴量であるコードは、重心から得られるノード位置におけるコードをサンプリングして得られるものとする。

さらに、提案システムは GCN を用いて、投影パターン内のノードと内視鏡から得られた画像中の物体表面上に投影されたパターンのノードとの対応を推論する。GCN は画像畳み込みの入力をグラフに拡張したものと考えられることができる。提案システムでは入力をグラフとし、それぞれのノードが特徴量であるコードを持つものとし、GCN を使用してノードごとの対応関係を得る。

ノードごとの対応関係と、ノード間を補間するための位相情報を用いることで、投影パターンと物体表面上の投影されたパターンとの画素ごとの対応を得る。提案システムでは、この画素ごとの対応関係を用いることで、単なる能動ステレオ法では実現できなかった、密な 3 次元計測を可能にする。

5. AR 表示モジュール

5.1 ビデオシーヌを用いた実環境への重畳表示

図 5 に医師が提案システムを使用して診断している様子を示す。医師は HMD を装着し、内視鏡を操作する。医師の後ろでは、オペレーターが医師の指示に従って表示する画面の操作などの補助を行う。また、医師の視野はモニタ表示により、周囲の医師にも共有される。

3 次元形状計測された結果は医師の視界に重畳表示される。さらに、仮想内視鏡も重畳表示する。この仮想内視鏡は、内視鏡が患者の体内に入った際、患者の上に表示する。すなわち、内視鏡がどの程度患者に挿入されているか、先端がどこにあるのかを表示して、医師が内視鏡の位置を確

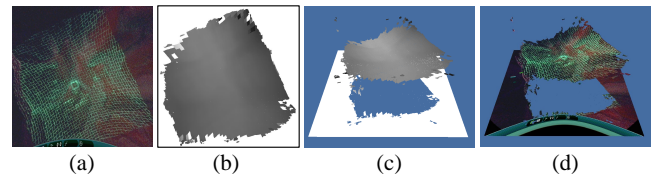


図 6 計測した 3 次元点群の色付け。(a) 内視鏡により取得された画像、(b) 3 次元計測により得られた奥行き画像、(c) 奥行き画像を点群として表示した結果、(d) (a) を使用して色付けした点群。

認することを補助する。

5.2 3 次元形状計測結果の色付け

3 次元形状計測により得られた点群に色を付けるため、我々は、奥行き画像、内視鏡により取得された画像、そして、カメラ内部パラメータを利用する。奥行き画像はカメラスクリーン上に投影される点群の奥行きを表わす。計測された点 (X, Y, Z) はカメラスクリーン上の点 (u, v) に次式で投影することができる。

$$u = \frac{f}{\delta_u} \frac{X}{Z} + c_u, \quad (1)$$

$$v = \frac{f}{\delta_v} \frac{Y}{Z} + c_v, \quad (2)$$

ここで f は焦点距離、 δ_u 、 δ_v はそれぞれ、縦方向、横方向の画素の大きさ、 c_u 、 c_v は画像の中心位置であり、それぞれカメラ内部パラメータである。これらの式により、取得画像と奥行き画像はともにカメラスクリーン上にあるため、その位置 (u, v) にある取得画像の画素値を使って、頂点を色付ける。図 6 は色付けの過程を表している。図 6(a) は内視鏡により取得した画像、(b) は奥行き画像、(c) は奥行き画像を点群表示したものである。図 6(a) と (b) の対応する位置を用いて色付けすることで図 6(d) の結果が得られる。

6. 評価実験

6.1 密な 3 次元計測

提案システムを使ってファントムモデルを計測した。さらに、計測結果を既存手法 [18] と比較した。計測結果を図 7 に示す。図 7 からわかるように、提案システムでは既存手法よりも広い範囲の計測が可能である。(a.3)、(b.3) では計測点はそれぞれ、420,614 と 373,846 であった。一方で、既存手法では (f.2) では 205,438 であった。この計測範囲が向上した原因は投影パターンの範囲が約 2 倍になったためである。図 7(a.3) では手法 [1] を使用して得られた形状を真値とし、提案システムにより得られた結果を ICP [22] によって比較した。また、図 7(e.3) では真値である半径 40[mm] の球とその球を計測した結果を ICP によって比較した。それぞれ RMSE は 1.53[mm]、1.04[mm] であった。

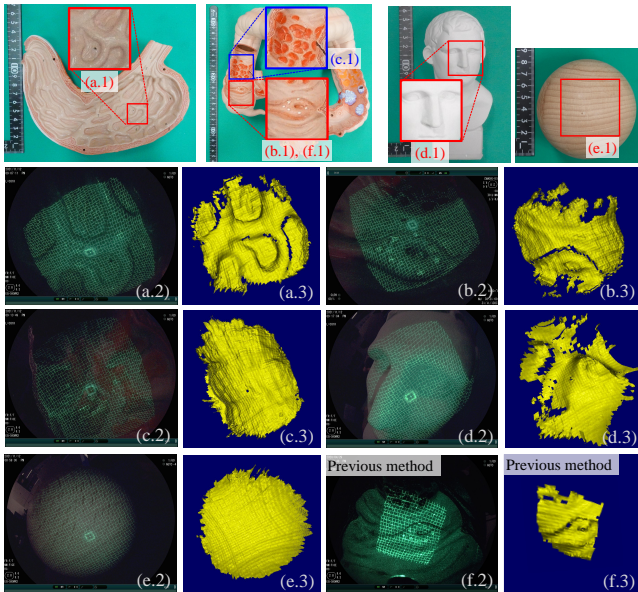


図 7 3次元計測結果. 撮影対象を (a.1) から (f.1) に示す. 入力画像は内視鏡から得られた画像 (a.2) から (f.2) であり, それぞれの計測結果は (a.3) から (f.3) である. (a.3), (b.3), (c.3), (d.3), (e.3) は提案システムによる計測結果 (f.3) は既存手法 [18] による計測結果である. (a.1), (e.2) の RMSE はそれぞれ 1.53[mm], 1.04[mm] であった.

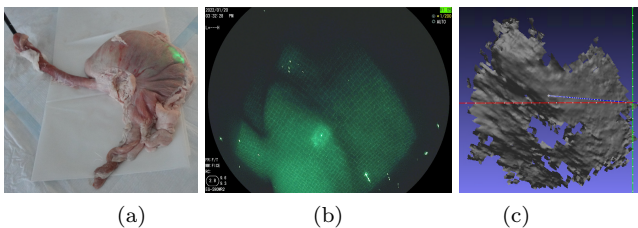


図 8 実際の生体組織として豚の胃を計測した結果. (a) 豚の胃の外観, (b) 内視鏡から得られた画像, (c) (b) を用いた計測結果.

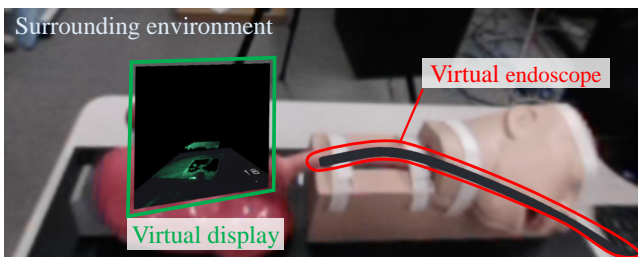


図 9 HMD を装着した医師の視界. ビデオシースルーを用いて計測結果と仮想内視鏡を表示している.

さらに, 図 8 では実際の生体組織として豚の胃を計測した. この結果から, 提案システムは実際の生体組織でも計測可能であることがわかる. しかし, 投影パターン中央の明るい部分 (0 次光) 周辺では計測に失敗している. このような部分でも計測を可能にすることが今後の課題である.

6.2 医師による提案システムの評価

提案システムによる 3 次元計測結果はヘッドマウントディスプレイ (Head mounted display: HMD) を用いて AR

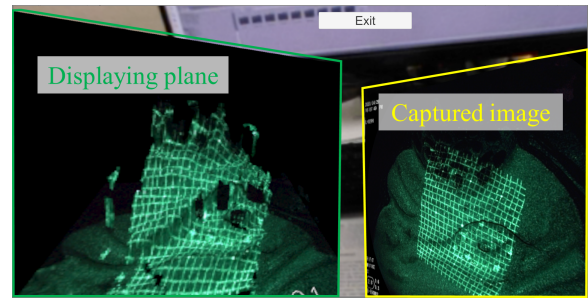


図 10 更なる AR 表示の例. 視野の左側に 3 次元計測結果, 右側に内視鏡から得られた映像を表示した様子.

表示する. HMD にはカメラが装着してあり, そのカメラにより周辺環境を撮影し, システムに取り込み 3 次元計測結果を重畳表示する. 図 9 には医師が見る映像を表示している. 3 次元計測結果は医師の左手に表示しており, 一方で仮想内視鏡は右手に表示している. 仮想内視鏡は医師が実際に内視鏡を動かしながら, 重畳して表示される.

システムを医師に使用してもらい, そのときの使用感について聞き取り調査した. 調査したのは次の 2 点についてである.

- (1) 表示コンテンツは視線の移動に追従するのが良いかどうか (はい/いいえ)
- (2) 提案システムを使用した感想

(1) についての意見

表示コンテンツは視線に追従するのが良い. これは, 患者の様態を見ながら, 表示コンテンツの情報を得ることができるためである.

(2) についての意見

患者の様態を見ながら, そのほかの診断のための情報を得ることができるため, とても役に立つように思える. しかし, ビデオシースルーによって表示されている環境での距離と, 実際の物理的な距離に差があり, それに慣れるまでに時間がかかっているため, 改良が必要である. その他の情報, 例えば, 患者の血圧, 脈拍, 腫瘍の大きさなどの情報も表示して欲しい.

これらの意見から, 提案システムを使用して実際に診断を行うことによる有効性が望まれることがわかった. 更なる改良点として, 光学シースルーを用いて, 映像と実際の距離の差を小さくすることなどが挙げられる. 得られた意見と考えられる改良点から, 提案システムをより利便性の高いシステムにすることが課題である.

現在, その他の情報の一つとして, 図 10 に示すように, 3 次元計測結果とそれに対応する内視鏡から得られた映像を同時に表示できるようにしている. 今後, 医師の意見を取り入れながら, 視野中のそれぞれの表示場所の検討や, 更に診断に有効な情報の表示検討する必要がある.

7. まとめと今後の課題

本論文では、AR技術を用いた内視鏡による3次元計測結果表示システムを提案した。既存手法と比べ、新たに設計した広範囲に投影可能なパターンを用いて、内視鏡から得られた画像から画素単位の密な形状計測を行うことが可能である。提案システムではHMDを用いたビデオシーンスルーを採用しており、計測結果を周辺環境に重畳表示する。これにより、医師は患者の様態を確認ながら、内視鏡を扱い、対象の形状計測、そして診断が可能である。実験により、提案システムにより画素単位の密で広範囲の3次元計測が可能であることを示した。また、実際に医師に使用してもらい、使用したときの使用感について調査した。その結果、提案システムによるAR表示は実際の診断にも効果が期待できるとの評価を得た。

参考文献

- [1] K. Ikeuchi, Y. Matsushita, R. Sagawa, H. Kawasaki, Y. Mukaigawa, R. Furukawa, and D. Miyazaki, "Active lighting and its application for computer vision."
- [2] 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.
- [3] X. Maurice, C. Albitar, C. Doignon, and M. de Mathelin, "A structured light-based laparoscope with real-time organs' surface reconstruction for minimally invasive surgery," in *2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2012, pp. 5769–5772.
- [4] R. Furukawa, M. Mizomori, S. Hiura, S. Oka, S. Tanaka, and H. Kawasaki, "Wide-area shape reconstruction by 3d endoscopic system based on cnn decoding, shape registration and fusion," in *OR 2.0 Context-Aware Operating Theaters, Computer Assisted Robotic Endoscopy, Clinical Image-Based Procedures, and Skin Image Analysis*. Springer, 2018, pp. 139–150.
- [5] J. Geurten, W. Xia, U. Jayarathne, T. M. Peters, and E. C. Chen, "Endoscopic laser surface scanner for minimally invasive abdominal surgeries," in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer, 2018, pp. 143–150.
- [6] 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," in *2006 World Automation Congress*. IEEE, 2006, pp. 1–4.
- [7] D. Stoyanov, M. V. Scarzanella, P. Pratt, and G.-Z. Yang, "Real-time stereo reconstruction in robotically assisted minimally invasive surgery," in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*. Springer, 2010, pp. 275–282.
- [8] 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," in *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. IEEE, 2015, pp. 7937–7941.
- [9] S. Zagoruyko and N. Komodakis, "Learning to compare image patches via convolutional neural networks," in *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, 2015, pp. 4353–4361.
- [10] J. Žbontar and Y. LeCun, "Stereo matching by training a convolutional neural network to compare image patches," *The journal of machine learning research*, vol. 17, no. 1, pp. 2287–2318, 2016.
- [11] R. Furukawa, S. Oka, T. Kotachi, Y. Okamoto, S. Tanaka, R. Sagawa, and H. Kawasaki, "Fully auto-calibrated active-stereo-based 3d endoscopic system using correspondence estimation with graph convolutional network," in *2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*. IEEE, 10 2020, pp. 4357–4360.
- [12] M. Defferrard, X. Bresson, and P. Vandergheynst, "Convolutional neural networks on graphs with fast localized spectral filtering," in *Advances in neural information processing systems*, 2016, pp. 3844–3852.
- [13] L. Qian, J. Y. Wu, S. P. DiMaio, N. Navab, and P. Kazanzides, "A review of augmented reality in robotic-assisted surgery," *IEEE Transactions on Medical Robotics and Bionics*, vol. 2, no. 1, pp. 1–16, 2020.
- [14] G. A. Puerto-Souza, J. A. Cadeddu, and G.-L. Mariottini, "Toward long-term and accurate augmented-reality for monocular endoscopic videos," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 61, no. 10, pp. 2609–2620, 2014.
- [15] M. Linxweiler, L. Pillong, D. Kopanja, J. P. Kühn, S. Wagenpfeil, J. C. Radosa, J. Wang, L. G. T. Morris, B. Al Kadah, F. Bochen, S. Körner, and B. Schick, "Augmented reality - enhanced navigation in endoscopic sinus surgery: A prospective, randomized, controlled clinical trial," *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*, vol. 5, no. 4, pp. 621–629, 2020.
- [16] N. Mahmud, J. Cohen, K. Tsourides, and T. M. Berzin, "Computer vision and augmented reality in gastrointestinal endoscopy," *Gastroenterology Report*, vol. 3, no. 3, pp. 179–184, 2015.
- [17] D. Lee, H. J. Kong, D. Kim, J. W. Yi, Y. J. Chai, K. E. Lee, and H. C. Kim, "Preliminary study on application of augmented reality visualization in robotic thyroid surgery," *Annals of Surgical Treatment and Research*, vol. 95, no. 6, pp. 297–302, 2018.
- [18] M. Mikamo, R. Furukawa, S. Oka, T. Kotachi, Y. Okamoto, S. Tanaka, R. Sagawa, and H. Kawasaki, "Active stereo method for 3d endoscopes using deep-layer gcn and graph representation with proximity information," in *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine Biology Society (EMBC)*, 2021, pp. 7551–7555.
- [19] "VIVE pro," <https://www.vive.com/us/product/vive-pro/>.
- [20] "Unity," <https://unity.com/our-company>.
- [21] "SRworks SDK," <https://developer-express.vive.com/resources/vive-sense/srworks-sdk/>.
- [22] P. J. Besel and N. D. McKay, "A method for registration of 3-d shapes," *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. 14, no. 2, pp. 239–256, 1992.