

平成27年度 修士論文

内視鏡画像中の血管情報の
推定に基づくポリープの三次元形状復元

(3D Shape Recovery of Polyp Based on Estimation of
Vessel Information in Endoscope Images)

指導教員
舟橋 健司 准教授

名古屋工業大学大学院 工学研究科 情報工学専攻
平成26年度入学 26417573番

須田 智也

目次

第 1 章	はじめに	1
1.1	二次元画像からの形状復元技術	1
1.2	医療分野への応用	3
第 2 章	背景知識と従来研究	6
2.1	一枚の画像からの三次元形状復元手法 (FMM)	6
2.1.1	FMM による三次元形状復元	6
2.1.2	FMM による Eikonal 方程式の解法	6
2.1.3	FMM の問題点と拡張	10
2.2	二枚の画像からの三次元形状復元手法 (LFS)	14
2.2.1	LFS による形状復元手法	14
2.2.2	LFS の特徴	15
2.3	参照物体を用いた三次元形状復元手法 (先行研究)	17
2.3.1	復元物体と参照物体	17
2.3.2	内視鏡の移動量の推定	18
2.3.3	Lambert 化画像の生成方法	21
第 3 章	画像中の血管検出および血管候補領域の絞り込み	23
3.1	参照物体の情報を用いた復元手法	23
3.1.1	先行研究の課題	23
3.1.2	本研究の目的	24
3.2	内視鏡画像中の血管検出	26
3.2.1	色情報とラベリングによる血管候補の検出	26
3.2.2	テンプレートマッチングによる血管候補の移動先の推定	29
3.3	血管候補領域の絞り込み	32
3.3.1	四角形領域の生成と血管色の決定	33
3.3.2	血管候補領域の拡張	34
3.3.3	膨張収縮処理による絞り込み	35
3.4	処理の手順	36
第 4 章	実験	38
4.1	実験環境	38
4.2	内視鏡画像実験 1	41
4.2.1	血管領域の検出結果	41

4.2.2	三次元形状復元結果	47
4.3	内視鏡画像実験 2	49
4.3.1	血管領域の検出結果	49
4.3.2	三次元形状復元結果	55
第 5 章	むすび	57
5.1	むすび	57
5.2	今後の課題と展望	57
	謝辞	59
	参考文献	60
	発表論文リスト	63

第1章 はじめに

本章では、本論文の研究背景および本論文の構成について説明する。ここでは、本論文の重要な要素である形状復元技術について紹介し、また医療分野での活用法について説明する。

1.1 二次元画像からの形状復元技術

我々が生活するこの世界には、非常に多くの情報が満ち溢れている。人間はこの膨大な映像を二つの眼を使うことで、これらを適切に処理し情報として認識している。コンピュータでは、これらの情報を人間と同様に得るためにカメラを用いて処理をすることで認識している。しかし人間とは異なり、コンピュータにてカメラから得られた画像データから情報を取得するためには、コンピュータ上において与えられた画像データに対して計算処理を行う必要がある。コンピュータビジョンとは、このようなコンピュータ上にて人間の持つ視覚機能をどのようにして持たせるかという視覚の計算理論に関する問題を取り上げた研究分野である。コンピュータビジョンの分野には、映像上に存在する物体の認識や追跡、物体の三次元形状復元などが数多く存在し、現在でも各分野において盛んに研究が行われている。それらの中でも、二次元の画像からそこに写し出された物体の三次元形状を取得する三次元形状復元の研究は、コンピュータビジョンにおける重要な研究の一つである。本章では、はじめに二次元画像から物体の三次元形状復元に関して簡単に紹介していく。二次元の画像から三次元形状を復元する手法はおおまかに二種類に大別される。一つ目の手法は二台以上のカメラを用いて同一物体を撮影しておき、そこから得られる視差によって物体の形状を復元するステレオ法と呼ばれる手法、またはカメラを移動させて取得できる動画フレームを用いてステレオ法により Shape from Motion といった、三角測量の要領で幾何的に物体の位置を推定する手法である。特に先ほど挙げたステレオ法は、人間の眼と同じ（左右の眼球）ように2台のカメラを利用しており、最近一般に知られるようになってきている3Dのテレビやゲームなどにおいて、この技術が利用されている製品が数多く普及していることから、最も知られている方法であると言える。しかしこのステレオ法の欠点として、二枚の画像間において対応関係を得ることのできない部分では形状復元を行うことが難しいという点である。例えば人間の眼で考えた場合、二つの眼は離れているため、それぞれ左右の目で視野が異なる。その結果、左目で見えている領域が右目では見えなくなる領域が各々生じてしまう。この見えなくなる領域のことをオクルージョンと呼ぶ。このオクルージョンによる問題は、コンピュータ上にてステレオ法による復元を行う場合においても、複数のカメラ間に存在する視差から生じてしまうといった点が挙げられ、またその一方、これらの手法は複数台のカメラが必要となるため、その場合各カメラ間のキャリブレーションが必要であること、またはカメラの移動が必要であることといった、導入費用や撮影時間などのコストの観点からの問

題点も存在する。

もう一つの復元手法は、画像の陰影情報から物体の形状を復元する Shape from Shading (以下, SFS) と呼ばれる手法であり, これは Horn[1] によって提案され, 現在でも様々な研究により改良改善がなされている. 上記で紹介した二台のカメラから得られる視差によって物体形状を復元するステレオ法とは異なり, この SFS では, 物体表面の反射特性および照明条件を既知とした場合において, 画像の濃度と形状との関係を表した光学式を三次元形状に関する偏微分方程式を用いて表し, これらから得られた方程式を解くことによって物体の位置を推定している. そのため先ほど挙げたステレオ法などの幾何的に物体の位置を求める手法が, 画像間対応点に大きく依存し疎な復元結果になりがちなのに対して, この光学的な手法では単一の画像から復元を行うことが可能となるため必然的に画像間対応点を行う必要がなく, これによりステレオ法と異なり密な復元結果を得ることが可能となる. ただし, SFS の問題点として単一の画像を用いた場合での形状復元では, 画像内に写し出された物体のスケールがわかる特別な指標が存在しない場合, 復元された物体の実際の大きさを求めることが原理的に困難である.

三次元形状復元を行う場合において, 復元対象となる物体に関してより高い復元精度が必要な場合に SFS は活用されることが多い. SFS に関しては, 現在でも多く広く研究が行われており, その一例として Verbeek ら [2] の手法が挙げられる. この手法では, 復元対象の物体が, 視線と平行な照明条件下における Lambert 反射である場合では, この問題は光を光線として扱うときの基礎方程式として知られている Eikonal 方程式としてみる事が可能であり, この Eikonal 方程式を解くことで, 物体の三次元形状を復元できることを示したものである. また Kimmel らは上記で示した Eikonal 方程式の高速な解法として, Fast Marching Method[3](以下, FMM) と呼ばれる手法を提案した. この FMM が挙げられる前の Eikonal 方程式を解く場合の問題点として, 反復計算を行う必要があるため, 計算コストが高いという点が挙げられていた. それに対してこの FMM の手法は Eikonal 方程式を解く際に反復計算を必要としない数値解法であり, 計算コストは $O(N \log N)$ と非常に少ない (ここで N は復元対象画像の画素数を示す). さらに Kimmel らは, 物体の陰影情報から Eikonal 方程式を求め, それを FMM によって解くことで高速に物体の三次元形状復元を行う手法 [4] を提案している. Kimmel らの手法では平行光線, 平行投影を仮定していたが, Tankus ら [5] や Yuen ら [6] によって透視投影への拡張が行われた. 文献 [5, 6] とともに, 高さの更新式を透視投影の条件で立てることで平行光線および透視投影で撮影された画像からの形状復元を可能としている. なお文献 [5] は, 物体の形状を求める処理全体を反復しながら最終的な形状を求めていく手法であるため, 処理時間が遅いという問題が発生してしまう. これに対し文献 [6] では, 処理時間の問題となっている反復処理を行うことなく形状復元を行うことができるため, 文献 [5] よりも高速な処理が可能となっている. これらの手法の問題点としては, 初期点から逐次的な処理によって画像全体の復元を行っており, 物体の復元を進めるほど誤差が蓄積していくため, 復元の精度が落ちてしまうという点が挙げられる. また, 照度差ステレオ法 (Photometric Stereo) とよばれる手法が Woodham[7] により提案されている. これは, 視点を固定して複数の異なる照明条件の下で撮影された物体の画像から物体表面の局所的な表面法線ベクトルを求める, という手法である. また, この照度差ステレオ法では物体面における反射特性の関数を仮定せず, 同時に光源方向の情報を用いる必要のない物理

ベース（経験的）照度差ステレオを提案 [8] し、3光源照度差ステレオにより得られるルックアップテーブル（LUT）を用いて物体上の任意の点の3枚の画像濃度の組から対応する表面法線ベクトルを求める手法を提案している。さらに、岩堀、Woodham らによるニューラルネットワーク（以下、NN）の学習と汎化により物体の3次元形状情報を取得するという手法 [9] が提案されている。これらの手法は、事前に復元する物体の形状が既知であり、復元対象物体と同じ反射特性の物体によるキャリブレーションを行うことで一般的な反射特性をもつ物体に対しても適用が可能となる。この照度差ステレオ法を応用したアプローチとして、Light Fall-off Stereo [10] (以下 LFS) を挙げられる。この LFS は、平行光源・平行投影の環境下でカメラの位置を固定しておき、光源のみを物体から遠ざけることで照度差情報を用いて物体復元を行うという手法である。この手法においても上記で挙げた照度差ステレオ法と同様に複数枚の画像を用いており、照度差と光源との情報のみを利用して復元を行うため、各々の異なる反射率の影響を受けることなく物体の復元を行うことが可能であるという長所が存在する。しかし、前提として平行光源・平行投影環境下という条件に環境設定をしているため、現実では実現が容易ではなく、またカメラの移動が考慮されていないことから、カメラ位置が固定できない環境ではこの手法を用いて物体の形状復元を行うことができないといった短所が挙げられる。

1.2 医療分野への応用

近年では形状復元の活用分野として、医療の分野からも期待が高まっており、その一例として医療用内視鏡画像を用いた画像上に存在する腫瘍の三次元形状復元の適用が挙げられる。内視鏡とは人体内部を観察することを目的とした医療機器であり、内視鏡本体に光学系を内蔵しており、その先端部分を体内に挿入することによって内部の映像を手元で見ることが可能となるものである。またこれは患者の体内において発見された腫瘍の切除や回収といった処理のための鉗子も備えている。

内視鏡システムの構造としては、ビデオスコープとカラーモニター・ビデオプロセッサや光源装置などから成るビデオシステム本体の二つに分別される。ビデオスコープには、操作、挿入、先端および接続の四部分の構成となっており、この中で接続部がビデオシステム本体とつながっており、画像データはカラーモニターにて確認することができる。操作部では、内視鏡の湾曲を上下左右に制御することができるアングルノブ、送気送水ボタンや医療用糸などを挿入する鉗子口がついている。また、内視鏡の先端部分（内視鏡ヘッド）では、患者の臓器内部の粘液や血液などによって先端に装着されているレンズが汚れたときに水や空気を噴出し洗浄するノズルや対物レンズを通じて画像をとらえるための CCD などが埋め込まれている。また検査する箇所によって使用する内視鏡も異なる。内視鏡による検査は、食道・胃・十二指腸を検査する内視鏡（上部消化管内視鏡検査）と大腸内を検査する内視鏡（下部消化管内視鏡検査）が挙げられる。上部消化管内視鏡検査は、食道・胃・十二指腸などに発生した腫瘍などを診断・切除する検査であり、これには経口内視鏡、経鼻内視鏡、超音波内視鏡などがある。また下部消化管内視鏡検査は、大腸および小腸にて発生した腫瘍などを確認する。内視鏡の種類としては、カプセル内視鏡、バルーン内視鏡、プッシュ式小腸内視鏡などがある。それぞれ確認された腫瘍などは、図 1.2 のように内視鏡ヘッドに装着されている局注針やス

ネア、把持鉗子などを用いて切除する。



図 1.1: 内視鏡の例



図 1.2: 内視鏡ヘッド

現在では、胃や腸などに存在している腫瘍の診断には医療用内視鏡がよく用いられる。腫瘍を切除するにあたり、内視鏡画像による診断は非常に有効であるが、得られる情報が二次元画像であるため、それらの情報から腫瘍やポリープのサイズや正確な形状などの特徴を判断することは難しく、担当する内視鏡診断医師の技量に大きく依存するといった側面がある。そのため、内視鏡診断医師の判断によって腫瘍の判別や大きさを誤ると大きな問題へと発展する恐れがある。例えば診断医師の技量が最も影響するものとして、腫瘍の良性悪性の判別があり、これについて少し解説をする。内視鏡によって発見された腫瘍やポリープは、必ずしも確認できた全ての腫瘍を切除されるべきものではなく、発見された腫瘍やポリープは次のように二種類に分類される。一種類目は放置しておくことで癌へと変化してしまう危険な悪性腫瘍（ポリープ）であり、もう一つはそのまま放置していても癌などに変化しない安全な腫瘍であり、この場合、悪性腫瘍の場合と同じく切除すると却って患者の負担となってしまう良性腫瘍と呼ばれるものである。診断医師は発生した腫瘍をこの良性腫瘍と悪性腫瘍に判別し、その判断に応じて腫瘍を切除するか否かを決定する。このときの判別基準としては、腫瘍の大きさとや形状、表面のテクスチャが主な要素となっている。しかし、内視鏡の環境が特殊なものである上、二次元画像中から確認できる腫瘍が良性のものであるか悪性のものであるかを判別することは難しいため、現在は診断医師の経験により判断されているという現状がある。これらのことから例え画像中では大きい腫瘍であるように見えたとしても、実際に腫瘍を切除し取り出して大きさを確認してみると画像内にて判断していた大きさよりも小さいまたは大きいものであったということが多いため、図 1.3 は、実際に内視鏡を用いて撮影した画像である。図 1.3 の中央に存在する球体上の物体が腫瘍であり、内視鏡診断医師はこれを縫合糸といった医療用糸を用いて、腫瘍の大きさを推定し、悪性腫瘍であれば切除する。図 1.3 のように腫瘍の周囲に染色液を付着させ、ポリープを見やすくすることができる。

このような現状から、内視鏡画像に対して腫瘍の三次元形状復元を行うことで大きさや形状といった定量的な情報を取得できれば、診断医師の技量に大きく依存している部分を軽減することが可能となり、診断時間の短縮や判断精度の向上により診断医師、患者双方の負担も減り、患者にも分かりやすい説明が可能となることを期待できる。また上記で述べたように、体内に存在する腫瘍やポリープは実際に取り出してみるまで真の大きさが不明である

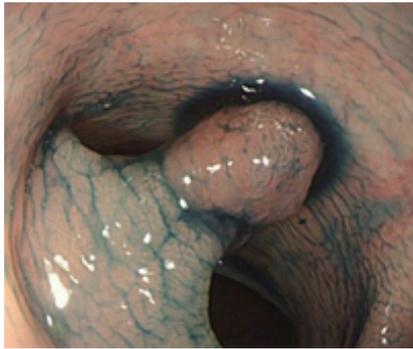


図 1.3: 内視鏡画像のポリープ例

ため、腫瘍がどのように癌へと変異していくかは未だ詳細な情報が得られない状況にある。形状復元による定量的な情報の取得が可能となれば、腫瘍が癌に変異していくメカニズムの解明が可能となり、癌の新たな治療法の発見に繋がる可能性についても期待することができる。現在、内視鏡を用いた腫瘍やポリープの形状を復元する手法はいくつか提案されているが、例えば伝統的なヘッドにカメラを二台備えた内視鏡を用いた [11] や、レーザー光を照射することが可能なヘッドを備えた内視鏡を用いた手法 [12, 13] や、磁気位置センサを内蔵した内視鏡を用いる手法 [14] など、特殊な内視鏡を用いたものが多い。これらの手法では、それぞれ専用の内視鏡が必要であることから、現在一般的に用いられている内視鏡を利用することができない。新しい内視鏡の導入費用や、診断医師が新しい内視鏡の知識が必要となることから、コスト面において汎用的であるとはいえない。そのため一般的に用いられている内視鏡における環境下での腫瘍の形状復元を考えると、一般的な内視鏡から得られる情報は搭載したカメラから二次元画像のみであることから、画像処理を用いた形状復元手法が必要となる。さらに復元対象である腫瘍やポリープを含む体内は表面が滑らかであり、エッジなどがほとんど存在しない環境であることから、画像間の対応付けを行う際の特徴となる点を得ることが困難である。そのため、ステレオ法などの幾何的な復元手法ではなく、上記にて紹介した光学的な情報を利用した SFS の手法を用いることがより有効であると言える。

内視鏡を移動させて撮影した二枚の画像からステレオ法によって腫瘍の三次元形状復元を行う手法として、文献 [15, 16] が提案されているが、これは画像間の細かい対応付けを行うことが難しく、大まかな形状しか得ることができない。その一方で、SFS を用いた内視鏡環境を想定している復元手法も提案されており、FMM を内視鏡環境に適用し、一枚の内視鏡画像からの三次元復元を試みた文献 [17] や、複数枚の内視鏡画像を使用する LFS の拡張を行った文献 [18]、大腸内視鏡ビデオを用いてポリープの検出を行った文献 [19, 20]、SFS とステレオ法の要素を組み合わせた文献 [21] が挙げられる。また文献 [17, 21] の問題点を改良した文献 [22] がある。内視鏡画像からの形状復元手法を上記で挙げたようにいくつかあるが、これらの中で本論文では文献 [22] の手法の改良について述べる。以下、2 章にてそれぞれの特徴および復元手法を簡潔に述べ、3 章で先行研究の特徴および問題点を指摘し、その問題点を解決するための手法を紹介する。4 章では本手法での実験を行い、最後に 5 章にて本研究のまとめと今後の展望について述べる。

第2章 背景知識と従来研究

本章では前章にていくつか紹介した内視鏡画像中の腫瘍の三次元形状復元手法の中で、背景知識として一枚の画像から対象物体の三次元形状復元を行う手法および二枚の画像から対象物体の三次元形状復元を行う手法についてそれぞれ紹介する。その後、本研究の先行研究である文献 [22] の参照物体を用いた三次元形状復元の手法について説明する。

2.1 一枚の画像からの三次元形状復元手法 (FMM)

本手法では三次元形状復元に FMM を活用しているため、まず、与えられた一枚の画像から FMM によるポリープの三次元形状復元を行う手法について説明する。

2.1.1 FMM による三次元形状復元

物体の復元を行う際に、Verbeek ら [2] は視線と平行な正面条件下における Lambert 反射を持つ物体であれば、光を光線として扱うときの基礎方程式として知られているアイコナル方程式を解くことで三次元形状復元を行うことが可能となることを示した。従来では、アイコナル方程式を解く問題点として反復計算を行う必要があり計算コストが高いということが挙げられるが、Kimmel ら [4] によってこの問題を Fast Marching Method[3](以下、FMM)を用いることで解決した。

FMM は、このアイコナル方程式を解く際に反復計算が必要としない数値解法であったため、大きな問題となっていた計算コストが非常に少ないという利点がある (計算コストが $O(N \log N)$ である)。ここで N は復元対象の画像の画素数を示す。これにより高速に画像一枚からの三次元形状復元を行うことが可能となった。次節にて反復処理を行わないアイコナル方程式の高速な解法である FMM の手法について説明する。

2.1.2 FMM による Eikonal 方程式の解法

この節ではアイコナル方程式について説明する。光が2点 A, B を通る際の経路を光路 L と呼び、この光路 L は光の波面の波長 λ が無視できるほど大きいと仮定した場合、光の伝播は式 (2.1) によって表すことができる。ここで、 n は2点 A, B 間の屈折率を示す。

$$\left(\frac{\partial L}{\partial x}\right)^2 + \left(\frac{\partial L}{\partial y}\right)^2 + \left(\frac{\partial L}{\partial z}\right)^2 = n^2 \quad (2.1)$$

式(2.1)が光を光線として扱う場合における基礎方程式となる。また、この式は以下のように変更できる。

$$|\nabla L| = n^2 \quad (2.2)$$

屈折率 n はスカラーとなるため、FMM を考える場合では一般的に $n = 1$ と置き、光路 L は、時間 t と伝播速度 F で表される。これにより、式(2.2)は次のように変形する。

$$|\nabla T|F = 1 \quad (2.3)$$

この式にて F を右辺に移項させ、 $1/F$ を F と置く。

$$|\nabla T| = F \quad (2.4)$$

FMMでは、従来のアイコナル方程式を式(2.4)に変形させたものを取り扱うこととしている。アイコナル方程式は、収束計算によって解かれるため、計算コストが高く処理時間が掛かるという問題点があるが、FMMの特徴として成長速度の符号が固定であるという条件と、光の到達時間の小さいものから大きいものへと一方向に解を決定していく手法であるため、収束計算が必要なくこのためアイコナル方程式の解を高速に解くことができる。FMMによる形状復元では、以下の条件を前提として置いている。

- 撮影環境は平行光線および平行投影である。
- 光源と視点の位置は等しく $(0, 0, 1)$ に位置する。
- 復元する物体の表面はなめらかな連続面を持つものである。
- 対象物体の反射係数パラメータ C は既知であり、また物体の表面は Lambert 反射である。

この条件において、輝度値の式は光源方向ベクトル \mathbf{s} および表面法線ベクトル \mathbf{n} の内積のみで表され、以下のようなになる。

$$E = C(\mathbf{s} \cdot \mathbf{n}) = \frac{C}{\sqrt{p^2 + q^2 + 1}} \quad (2.5)$$

$$\begin{aligned} p &= \frac{\partial z}{\partial x} \\ q &= \frac{\partial z}{\partial y} \end{aligned} \quad (2.6)$$

式(2.5)を以下の式のように変形させると、式(2.4)の Eikonal 方程式の形式となる。

$$\sqrt{p^2 + q^2} = \sqrt{\frac{C^2}{E^2} - 1} \quad (2.7)$$

式(2.7)を以下のような差分式に置き換える.

$$\sqrt{\max(D_{ij}^{-x}T, -D_{ij}^{+x}T, 0)^2 + \max(D_{ij}^{-y}T, -D_{ij}^{+y}T, 0)^2} = f_{ij} \quad (2.8)$$

$$\begin{aligned} T_{ij} &= T(i\Delta x, j\Delta y) \\ D_{ij}^{-x}T &= (T_{ij} - T_{i-1,j})/\Delta x \\ D_{ij}^{+x}T &= (T_{i+1,j} - T_{i,j})/\Delta x \\ D_{ij}^{-y}T &= (T_{ij} - T_{i,j-1})/\Delta y \\ D_{ij}^{+y}T &= (T_{i,j+1} - T_{i,j})/\Delta y \end{aligned}$$

光の到達の境界は到達時間が小さい場所から大きい場所へと一方向へと伝播することから、到達時間の小さい画素から大きい画素へと順に式(2.8)を解き、各点における光の到達時間 T を決定する. このとき、式(2.8)の解は、

$$T_{ij} = \begin{cases} \frac{T_1 + T_2 + \sqrt{2f_{ij} - (T_1 - T_2)^2}}{2} & (|T_1 - T_2| < f_{ij}) \\ \min(T_1, T_2) + f_{ij} & (|T_1 - T_2| \geq f_{ij}) \end{cases} \quad (2.9)$$

$$\begin{aligned} T_1 &= \min(T_{i-1,j}, T_{i+1,j}) \\ T_2 &= \min(T_{i,j-1}, T_{i,j+1}) \end{aligned}$$

となる. 本節にて説明している FMM による物体の三次元形状復元の処理過程を以下に示す.

Step 1: 以下の処理によって、画素を *known*, *trial*, *far* のいずれかのリストへ所属させる.

1. 初期値の画素を与え、その点を *known* のリストへ追加、 $T = 0$ とする.
2. *known* の4近傍のうち、*known* でない画素を *trial* のリストへ追加、 $T = f_{ij}$ とする.
3. 上記以外の画素を *far* のリストへ追加し、 $T = \infty$ とする.

Step 2: *trial* のリストの中で T が最小となる画素を選択する. その画素を *trial* のリストから除去し、*known* のリストへ追加する.

Step 3: 選択された画素の4近傍のうち、*far* のリストに所属している画素を *trial* のリストに追加する.

Step 4: 選択された画素の4近傍のうち、*trial* に所属している画素の T を式(2.8)によって計算し、仮の T とする.

Step 5: *trial* に所属している画素が存在すれば **Step 2** へ戻る. 存在しなければ処理を終了する.

また、それぞれの処理過程を図2.1に示す.

この FMM を用いることで、一光源の照明で撮影した一枚の画像から対象物体の形状を復元することが可能である. しかし、この手法では前提として挙げた条件の一つ目の平行光線、平行投影の環境であることから、一般的な撮影環境とは異なる. これにより、一般的な撮影環境である点光源および透視投影の環境にて撮影された画像に対しては適用することができない. また、複数の画像情報を用いて対象物の形状を復元することもできないという問題点がある.

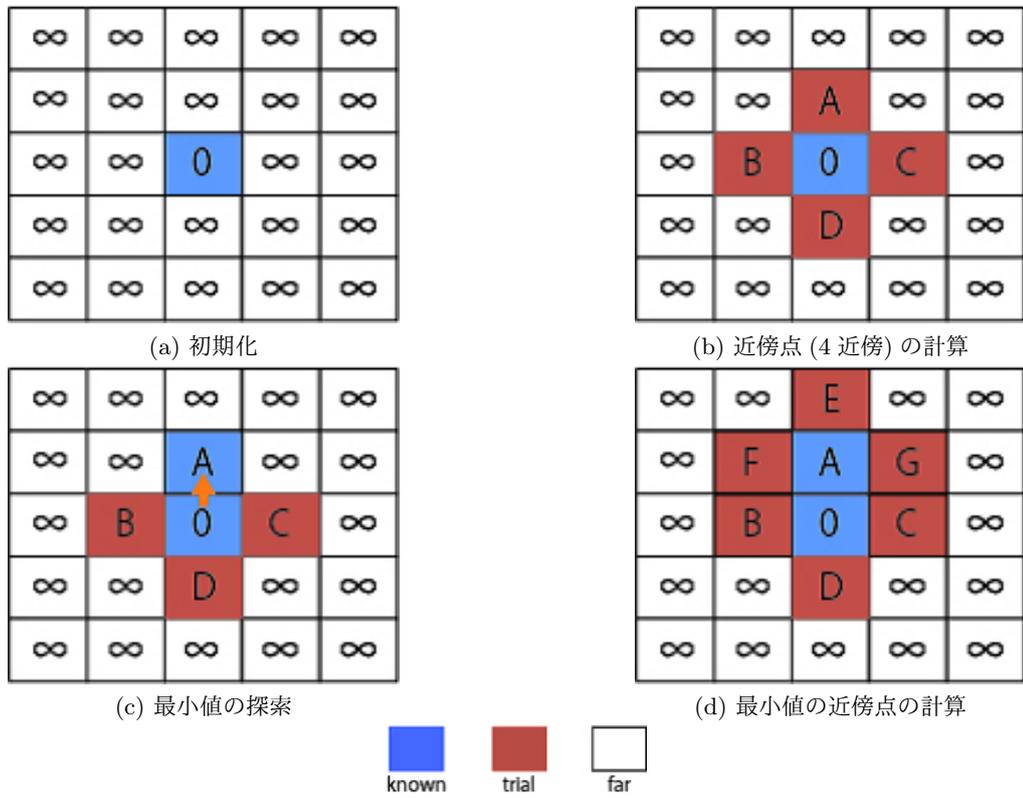


図 2.1: 奥行き情報のモデル

2.1.3 FMMの問題点と拡張

前節にてFMMを用いることで一光源の照明で撮影した画像に存在する物体の形状復元を可能であることを説明した。しかし、FMMは前提として平行光線、平行投影の環境が条件であるため、一般的な撮影環境で撮影された画像に適用することが困難である。これを解決するものとして文献Aによる手法がある。この手法では点光源および透視投影の条件で奥行き方向の更新式を求めることで点光源および透視投影の環境下によって、撮影された画像の対象物体をより正確に形状を復元することが可能としている。ここで、文献[23]では内視鏡の撮影環境を想定しており、以下のような条件を想定している。

- 撮影環境は、点光源および透視投影である。
- 光源およびレンズ中心が原点に位置する。
- 復元する物体の表面はなめらかな連続面を持つものである。
- 対象物体の反射係数パラメータ C は既知であり、また物体の表面は Lambert 反射である。

これらの条件の下、一枚の画像から対象物体の三次元形状復元を行う。文献[23]の手法が対象とする内視鏡の撮影環境モデルを図2.2に示す。

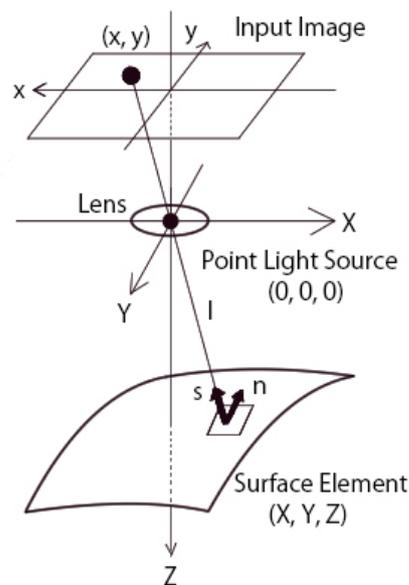


図 2.2: 内視鏡の撮影環境のモデル

文献 [23] に示されているように、点光源・透視投影の環境下においてレンズの中心が原点に存在するという仮定により、光源の座標は以下のように表すことが可能である。

$$(X_s, Y_s, Z_s) = (0, 0, 0) \quad (2.10)$$

ここで面素の座標を (X, Y, Z) とすると、光源の方向ベクトル \mathbf{s} および面素と光源の距離 l は次のように表すことができる。

$$\mathbf{s} = [X_s - X, Y_s - Y, Z_s - Z] = [-X, -Y, -Z] \quad (2.11)$$

$$l = \sqrt{(X_s - X)^2 + (Y_s - Y)^2 + (Z_s - Z)^2} = \sqrt{X^2 + Y^2 + Z^2} \quad (2.12)$$

物体上のそれぞれの点における表面の法線ベクトルを $\mathbf{n} = [p, q, -1]$ と置き、点光源の式に光源の方向ベクトル \mathbf{s} および表面の法線ベクトル \mathbf{n} の値を代入すると、式 (2.13) が成立する。

$$E = C \frac{(\mathbf{s}, \mathbf{n})}{r^2 \sqrt{(X_s - X)^2 + (Y_s - Y)^2 + (Z_s - Z)^2} \sqrt{p^2 + q^2 + 1}} \quad (2.13)$$

これに式 (2.11), (2.12) を代入すると、

$$E = C \frac{-pX - qY + Z}{(X^2 + Y^2 + Z^2)^{\frac{3}{2}} (p^2 + q^2 + 1)^{\frac{1}{2}}} \quad (2.14)$$

となる。ここで、透視投影の式を変形することで以下の式を得る。

$$\begin{aligned} X &= \frac{x}{f} Z \\ Y &= \frac{y}{f} Z \end{aligned} \quad (2.15)$$

式 (2.15) で示されているように X, Y を Z の式として表すことが可能となる。また、式 (2.15) を式 (2.14) へ代入することで以下の式が得られる。

$$E = C \frac{-p \left(\frac{x}{f} Z \right) - q \left(\frac{y}{f} Z \right) + Z}{\left\{ \left(\frac{x}{f} Z \right)^2 + \left(\frac{y}{f} Z \right)^2 + Z^2 \right\}^{\frac{3}{2}} (p^2 + q^2 + 1)^{\frac{1}{2}}} \quad (2.16)$$

ここで、 Z, f をそれぞれまとめると、

$$\begin{aligned}
E &= C \frac{\left\{ -p \left(\frac{x}{f} \right) - q \left(\frac{y}{f} \right) + 1 \right\} Z}{\left\{ \left(\frac{x}{f} \right)^2 + \left(\frac{y}{f} \right)^2 + 1 \right\}^{\frac{3}{2}} Z^3 (p^2 + q^2 + 1)^{\frac{1}{2}}} \\
&= C \frac{(-px - qy + f) \frac{1}{f}}{(x^2 + y^2 + f^2)^{\frac{3}{2}} \frac{1}{f^3} Z^2 (p^2 + q^2 + 1)^{\frac{1}{2}}} \\
&= C \frac{(-px - qy + f) f^2}{(x^2 + y^2 + f^2)^{\frac{3}{2}} Z^2 (p^2 + q^2 + 1)^{\frac{1}{2}}} \\
&= C \frac{f^2}{(x^2 + y^2 + f^2)^{\frac{3}{2}}} \frac{(-px - qy + f)}{Z^2 (p^2 + q^2 + 1)^{\frac{1}{2}}} \tag{2.17}
\end{aligned}$$

になり, 簡単にするために,

$$V = \frac{f^2}{(x^2 + y^2 + f^2)^{\frac{3}{2}}} \tag{2.18}$$

と仮定しておき, Z について以下の式を得ることができる.

$$\begin{aligned}
E &= CV \frac{(-px - qy + f)}{Z^2 (p^2 + q^2 + 1)^{\frac{1}{2}}} \\
Z^2 &= \frac{CV(-px - qy + f)}{E(p^2 + q^2 + 1)^{\frac{1}{2}}} \\
Z &= \sqrt{\frac{CV(-px - qy + f)}{E(p^2 + q^2 + 1)^{\frac{1}{2}}}} \tag{2.19}
\end{aligned}$$

なお, 上記の式において, Z の値の平方根を取る場合に正と負の二つの解が存在するが, 負の値はカメラに映ることがないため, 正の値が採用されることは自明である. 文献 [23] では式 (2.19) に右辺の傾きのパラメータ p, q が含まれているが, 隣接する *known* の画素における p, q を用いることで Z の値を行うとしている. この理由としては, 本節のはじめに示した FMM を用いる際の前提条件の一つである復元する物体の表面は, 滑らかな連続面を想定しているという点から, 近傍点である *known* の p, q の値を用いて近似を行っているが, 近似による計算の影響が大きいため, 単調な物体では精度が良いが複雑な物体で行った場合は精度が悪化するという問題点が挙げられる.

FMM による三次元形状復元を行う場合では, 初期点の座標およびその注目点における奥行き Z の真値が必要となる. これは文献 [24] より画像中の輝度 E の値が極大となっている点を用いる. ここで, それぞれの初期点で奥行きが異なる場合では, 奥行きが最大となる点を $Z = 0$ とし, その他の初期点には奥行きが最大となる点から相対的に正しい奥行情報を与

える必要がある。しかし、前節にて述べたように従来手法では平行光線での環境を前提としているため、画像中の輝度 E の値は傾き p, q および反射係数のパラメータ C によって決定してしまう。これによりそれぞれの初期点の奥行きが異なる場合では、自動的に奥行きの初期値を与えることが不可能となる。そのため、それぞれの初期点に対して手動にて奥行きの初期値を与える必要があり、従来手法を点光源・透視投影に対してそのまま活用することが困難である。そこで文献 [24] にて示されているように、点光源・透視投影の環境の場合では輝度値が極大となる画素が $\mathbf{s} = \mathbf{n}$ となる点であることを用いる。これを利用することで奥行きの影響で輝度値が変化する点光源の条件を用いて、画像から初期点の奥行き情報を求めることができるようになり、この点を初期点として扱うことが可能となる。ここで、初期点では視線方向ベクトル \mathbf{s} と表面法線ベクトル \mathbf{n} が一致するという性質から以下の式 (2.20) により p, q を求めることができるため、これらの値を用いて式 (2.19) の Z を計算することで初期点における Z を取得することができる。

$$\begin{aligned} \mathbf{s} &= \mathbf{n} \\ \left[-\frac{x}{f}, -\frac{y}{f}, -1 \right] &= [p, q, -1] \\ p &= -\frac{x}{f} \\ q &= -\frac{y}{f} \end{aligned} \tag{2.20}$$

ここで、点光源・透視投影での画像の奥行きの式を用いた更新の手順について説明する。以下に、式 (2.19) による、実際に奥行きの更新を行う手順について示す。

- Step 1:** 隣接する *known* の p, q から、式 (2.19) の更新式により注目点の仮の Z を計算する。
- Step 2:** 仮の Z と隣接する *known* の Z の差分を取り、これを注目点における p, q と置く。
- Step 3:** **Step 2** にて決定した注目点の p, q の値を用いて、式 (2.19) を用いて注目点の Z を計算する。
- Step 4:** 近傍に複数の *known* が存在する場合には、**Step 1**～**Step 2** をそれぞれの *known* について行い、 Z, p, q の平均値を用いる。

上記で示したこの4つの処理をFMMの Z の更新として用いることで、点光源・透視投影の環境下で撮影された画像に存在する物体の三次元形状復元を行うことが可能となる。

2.2 二枚の画像からの三次元形状復元手法 (LFS)

前節では、一枚の画像から対象物体の三次元形状復元の手法である FMM について説明した。本節では、複数枚の画像を用いて物体の三次元形状復元を行う手法である LFS について説明する。この手法では、カメラを固定したまま光源の位置を変更して撮影した二枚の画像を用いる。この二枚の画像の陰影情報の差を利用することで、撮影された物体の奥行きを推定し、その情報から形状を復元するものである。

2.2.1 LFS による形状復元手法

まず LFS の撮影モデルを以下に示す。この手法での撮影環境は点光源、平行投影を前提とし、カメラの位置は固定しておき光源のみを移動させることとする。このモデルでは、光源は注目する点および光源の初期位置を結ぶ直線上を移動すると規定する。そして光源位置が物体に近い場合の画像と物体から遠い場合の画像、合計二枚の画像を撮影する必要がある。例えば、以下のような二つのモデルを用意し、それぞれのモデルより撮影される二枚の画像を使用する。ここで原点とした位置から物体までの奥行きを Z とし、光源から物体までの距離を l とおく。図 2.3 の左側は、光源と物体の距離が近い場合のモデルを示し、右側は光源と物体の距離が遠い場合のモデルを示す。

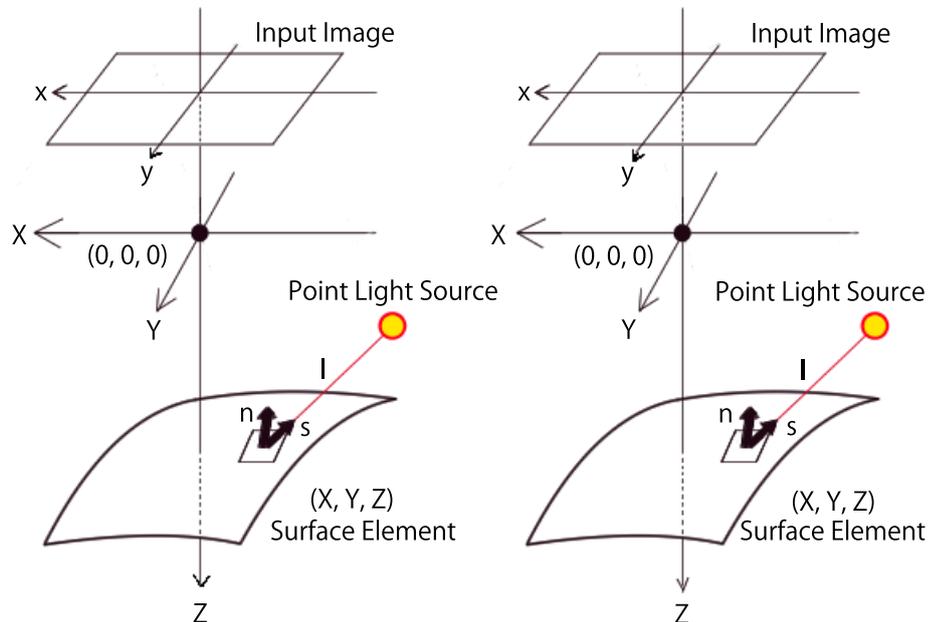


図 2.3: LFS での撮影モデル

2.2.2 LFS の特徴

LFS の特徴として、照度の逆二乗則の式において、反射係数および光源の強さを C と置き、物体の表面の法線ベクトル \mathbf{n} 、光源の方向ベクトル \mathbf{s} がそれぞれ一定であったとしても、光源からの距離の二乗 l^2 により画像面の輝度値は変化する。例えば、図 2.3 に示したモデルのように、光源の位置を変更し撮影した二枚の画像を用意する。このとき、式 (2.14) と図 2.3 の関係を用いた場合、以下の式 (2.21) が成り立つ。

$$\frac{E_2}{E_1} = \frac{(l_1)^2 H_2}{(l_2)^2 H_1} \quad (2.21)$$

ここで、式中の H は表面の法線ベクトル、光源の方向ベクトルおよび反射係数を含んだ変数であり、 E は画像の輝度値を示す。この LFS では、光源の位置が変化したとしても、それぞれの点における光源の方向ベクトル、表面の法線ベクトルおよび反射係数は等しくなる。このことから、 $H_1 = H_2$ となることがわかる。この場合、式 (2.21) は以下の式 (2.22) のように変形が可能となる。

$$\frac{E_2(p)}{E_1(p)} = \frac{l^2}{l'^2} \quad (2.22)$$

そして上記の式をさらに以下のように変形することによって、光源からの距離 l を表すことができる。

$$l = \frac{\Delta l}{\sqrt{\frac{I_1(p)}{I_2(p)} - 1}} \quad (2.23)$$

これにより与えられた二枚の画像から対象の物体を三次元形状復元することができるが、文献 [10] では、上記で示した二枚の画像からの形状復元だけでなく、複数枚の画像を用いた場合での三次元形状復元の手法が提案されている。複数枚での対象の物体の復元は以下の式 (2.24) により可能となる。

$$E = (1 - \lambda) \sum_{x,y} \sum_{i=0}^N (K_i - \bar{K})^2 + \lambda \sum_{x,y} (u_{x,y}^2 + v_{x,y}^2) \quad (2.24)$$

$$K_i = \sqrt{I_{x,y}^i} (r_{x,y} + \Delta r_i)$$

ここで、 N は使用する画像の枚数を示しており、また、

$$K_0 = r_{x,y} u_{x,y} \sqrt{I_{x,y}} = r_{x+1,y} - 2r_{x,y} + r_{x-1,y} \quad (2.25)$$

$$v_{x,y} = r_{x,y+1} - 2r_{x,y} + r_{x,y-1}$$

である。また上記の式の λ は滑らかさを示しめしており、この λ の値が大きければ復元される深さの変化が滑らかになる。そして、式中の E の値が最小となる $l_{x,y}$ を求めることで、この文献 [10] では光源から物体までの距離を計算することが可能となる。しかし、この手法の問題点として、カメラの移動を考慮していないため、カメラを移動させた場合では入力画像の大きさや対応点の位置が変化してしまうことから、カメラが頻繁に移動することが考えられる内視鏡環境下での実装は困難である。なお、文献 [10] の問題点に関しては、文献 [18] により SIFT[25] を用いて画像の特徴点抽出を利用することで、カメラが移動した場合においても適応可能とする LFS 手法を提案されている。

2.3 参照物体を用いた三次元形状復元手法 (先行研究)

前節では、一枚および二枚の画像が与えられた場合での対象物体の三次元形状復元手法を紹介した。しかし、二次元画像に存在する物体の絶対的な大きさを直接推定することは、困難である。文献 [22] では、内視鏡画像に存在する腫瘍の絶対的な大きさを推定するために、腫瘍を切除する際によく使用される医療用糸（縫合糸）を参照物体とし、その医療用糸の大きさを元に腫瘍の大きさを推定する手法である。

本節では、この復元対象の物体とその物体の絶対的な大きさを推定するための参照物体が存在する二枚の画像（二枚の画像はそれぞれ、物体がカメラに近いものと遠いもの）を用いて三次元形状復元を行う手法を紹介する。この手法では、文献 [17] の手法の拡張として、一枚の画像から復元する手法を補助的に二枚目の画像を用いることで文献 [22] に示されているように工学的な方程式だけでなく幾何学的な式も利用することで、復元初期点 C を求め、復元結果の実際のスケールの取得を可能にしている。また、カメラの移動量 ΔZ が未知である問題を大きさが既知である物体を置くことで、二画像間の物体の大きさの差を用いて ΔZ を取得している。

2.3.1 復元物体と参照物体

文献 [22] では、二枚の画像を用いて物体の三次元形状復元を提案している。ただし前節にて紹介した復元手法と一部異なり、物体の絶対的な大きさを推定するために、大きさが既知である参照物体を利用している。文献 [22] では参照物体として内視鏡画像にて腫瘍の切除等に用いる医療用糸（縫合糸）を扱っている。また復元に用いる二枚の画像について、復元対象物体および参照物体がともに存在している画像を用いることを前提としており、二枚の画像をそれぞれ物体とカメラの距離が近いものと物体とカメラの距離が遠いものとしている。また本手法では、参照物体として使用する縫合糸は予め手動にて縫合糸の部分のみを切り取っているものを扱う。



図 2.4: 縫合糸 (参照物体)

2.3.2 内視鏡の移動量の推定

この復元手法では、実際の医療用内視鏡の撮影環境を想定した点光源・透視投影の環境下にて撮影された二枚の画像を用いる。ここで、以下の条件を満たすものとしている。

- 撮影環境は、点光源および透視投影である。
- 光源およびレンズ中心が原点に位置する。
- 復元する物体の表面はなめらかな連続面を持つものである。
- 画像は異なるカメラの位置で撮影された二枚を使用する。
- カメラの移動は世界座標の奥行き Z 方向のみとする。

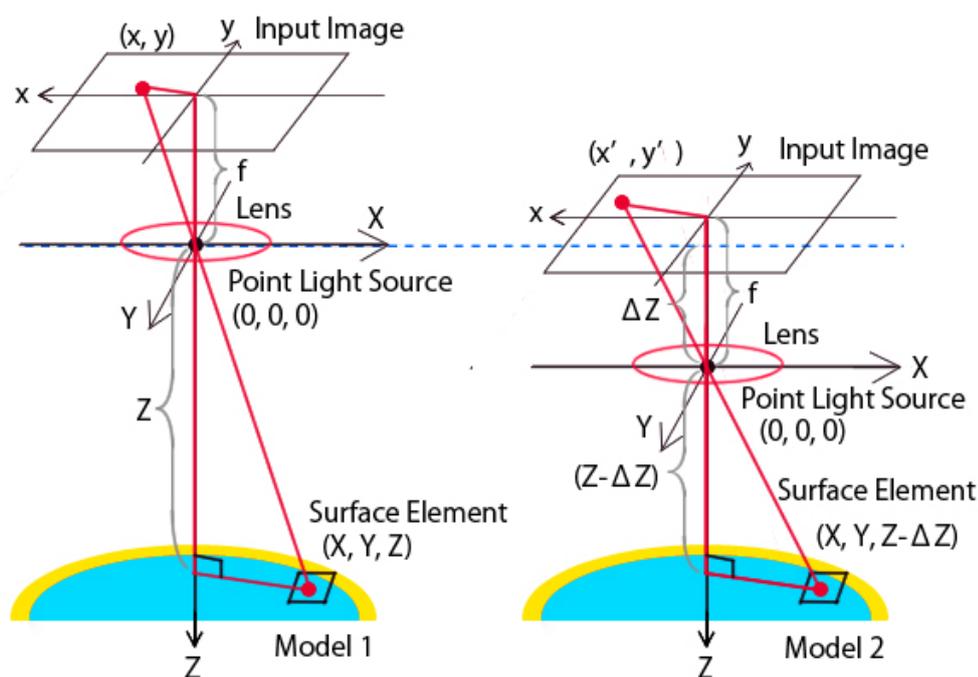


図 2.5: 実験環境の内視鏡モデル

二画像間におけるカメラ移動量の推定方法は、一枚目の画像に存在する縫合糸および二枚目に存在する縫合糸における画像間の対応点において、それぞれ糸の太さにより取得した奥行き Z の値の差分をとることで二画像間にて移動したカメラの移動量 ΔZ を取得する。それぞれの糸の奥行き Z_t の推定について、糸は円柱状のオブジェクトとみなして、画像座標に

において糸の幅の減点に近い側の点を, $r = \sqrt{x^2 + y^2}$, r_a とし, λ_a を r_a と糸の円周の接線とのなす角, r_b を糸の幅の原点から遠い側の点, λ_b を r_b と糸の円周の接線とのなす角, f をレンズ焦点距離とし, 世界座標において Z_t を糸(の中心)の奥行き, T を糸の太さの半径とする. 縫合糸上のある一点について, 糸の太さ T を利用することで奥行き Z_t を求める. まず, 図 2.6 にて緑とオレンジで表しているように, 相似関係より三角形の同一な角度を求めることができることから, Z_t の算出に必要な W_a および W_b を求める.

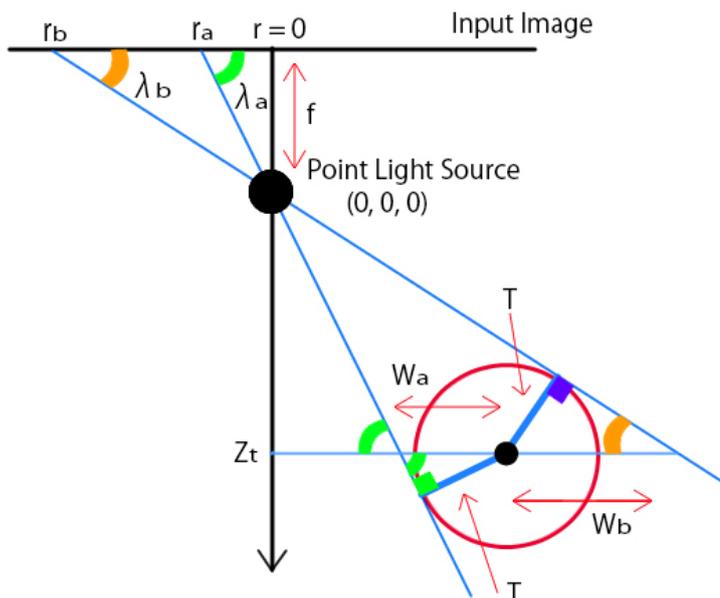


図 2.6: 糸を含んだ撮影モデル

まず, 緑色で示した λ_1 について, 画像面および焦点距離 f よりなる三角形より

$$\sin \lambda_1 = \frac{f}{\sqrt{r_1^2 + f^2}} \quad (2.26)$$

が成り立つ. また, 糸の半径 T および円周の接線を含む三角形により

$$\sin \lambda_1 = \frac{T}{W_a} \quad (2.27)$$

となる. これらのことから上記の式 (2.26, 2.27) より, 以下の式が成り立つ.

$$\frac{f}{\sqrt{r_a^2 + f^2}} = \frac{T}{W_a} \quad (2.28)$$

この式を変形すると, W_a について以下の式を得ることができる.

$$W_a = \frac{T}{f} \sqrt{r_a^2 + f^2} \quad (2.29)$$

W_b についても, 式 (2.29) によって得た W_a と同様に以下の式 (2.30) によって得ることができる.

$$W_b = \frac{T}{f} \sqrt{r_b^2 + f^2} \quad (2.30)$$

ここで, 底辺を $(r_b - r_a)$, 頂点を原点とする三角形および底辺を式 (2.29, 2.30) によって得た $(W_a + W_b)$ および頂点を原点とする三角形の掃除関係から

$$|r_b - r_a| : f = |W_a + W_b| : Z_t \quad (2.31)$$

となり, 式 (2.29, 2.30) を代入した後に変形することで, 以下のように Z_t を得られる.

$$Z_t = \frac{\sqrt{r_a^2 + f^2} + \sqrt{r_b^2 + f^2}}{|r_b - r_a|} T \quad (2.32)$$

次に内視鏡の移動量 ΔZ の取得について説明する. まず復元対象がなめらかな連続面であると規定している場合において, 上記の式で求めた Z_t や縫合糸の反射係数 C_t を物体全体の復元初期点として直接指定することができない. そこで, 文献 [17] にて示されているように一枚目の画像中の輝度の極大点を復元の初期点として定めることで, その点の反射係数 C_{init} を求め, これを用いてスケールが既知の三次元形状復元結果を得る. 文献 (山口) では, 二枚の画像から物体の三次元形状復元を行うが, 式 (2.32) は一枚画像からの奥行きの推定であるため, 二枚の画像それぞれに適用する必要がある. 一枚目の画像の糸上における一点の奥行き情報を Z_1 とし, 二枚目におけるその対応点の奥行き情報を Z_2 とすると,

$$\begin{aligned} Z_t &= Z_1 \\ Z_t - \Delta Z &= Z_2 \end{aligned} \quad (2.33)$$

となり, 式 (2.34) にてカメラの移動量 ΔZ が求められる.

$$\Delta Z = Z_1 - Z_2 \quad (2.34)$$

式 (2.34) によってカメラの移動量 ΔZ が取得可能となるが, これによって得られる結果は糸の画像面上での太さおよび対応点取得精度に大きく依存してしまう. そこで, 式 (2.34) を複数の点に適用し, その中で最適なものを選択し最も正しい ΔZ とする. 選択方法には反射係数 C を用いる. 対応点間それぞれの C の差分が最も小さいものを誤差の最も小さい結果と

し、その点における ΔZ を最適な値とする。二画像間の差分を C_r とし、以下の式によってこれを求める。

$$C_r = \frac{|C_1/C_2| + |C_2/C_1|}{2} - 1 \quad (2.35)$$

ここで、 C_1 は一枚目の画像における物体の反射係数を示し、 C_2 は二枚目の画像における物体の反射係数を示す。

式 (2.34) によりカメラ移動量 ΔZ が一意に定まったことによって、文献 [27] のような手法で画像の反射係数が一様化された場合において、復元初期点の反射係数 C_{init} を画像上の任意の対応点から求めることが可能となったため、復元対象となる物体の実際のスケールを求めることが可能となった。

2.3.3 Lambert 化画像の生成方法

本章にて紹介したいいくつかの手法の中で SFS による復元に使用される画像は、問題の単純化のために画像中の反射係数を一様にした Lambert 画像を用いる。しかし、実際の医療現場などにて用いられる画像は、反射係数が一様でない画像を非常に多いため、撮影した画像をそのまま SFS に活用することは困難である。そこで、物体の三次元形状復元を行う前の処理として、反射係数が一様でない復元対象の画像に対して Lambert 化を行う。この手法は、DR Neog, Iwahori [26] および Shimasaki ら [27] により提案されており、提案手法の流れとして鏡面反射成分の除去と、テクスチャによる反射係数の違いを吸収する二段階の処理によって行う。

鏡面反射成分の除去を行うためには、まず復元対象の画像の鏡面反射領域を推定する必要がある。推定する方法として文献 [26] が挙げられる。この手法では鏡面反射候補領域について画像マスクを二つ組み合わせて生成する。まず画像の色情報である RGB の値を正規化し、白色光源を過程したとき鏡面反射成分も白色となることを用いて、正規化した RGB の値が 1 に近くなる箇所を鏡面反射の候補と判定し、以下の式を用いてマスク 1 を生成する。

$$mask1(x, y) = \begin{cases} 1 (R_n(x, y)^2 + G_n(x, y)^2 + B_n(x, y)^2 < \epsilon_1) \\ 0 (otherwise) \end{cases} \quad (2.36)$$

ここで、式中に示されている (R_n, G_n, B_n) は正規化された RGB の値、 Y はグレースケールの値、 (x, y) は入力画像の座標を表す。次に入力画像に Median filter を用いた結果と元画像を比較し、一定以上 (予め設定した閾値を指す) の変化が確認された箇所を鏡面反射の候補とし、以下の式を用いてマスク 2 を生成する。

$$mask2(x, y) = \begin{cases} 1 (|E' - E| > \epsilon_2) \\ 0 (otherwise) \end{cases} \quad (2.37)$$

ここで, E は元画像の輝度値を示し, E' は Median filter を行った後の輝度値とする. 式 (2.36) および式 (2.37) によって得られた二枚のマスク画像の双方を満たした領域を最終的な鏡面反射のマスクとする.

$$mask(x, y) = (mask1(x, y) \text{ AND } mask2(x, y)) \quad (2.38)$$

式 (2.38) によって鏡面反射成分と認識された領域, つまり $mask(x, y) = 1$ となった領域にて, 鏡面反射の除去を行う. 上記に式によって鏡面反射成分として判定された領域は一度画像中において欠陥領域と扱われ, その欠陥領域はマスク領域の輝度情報を用いて修復される. なお, マスク領域の補間にはバイキュービック補間が用いられ, 周囲の輝度情報を基に新たな値が与えられる. 反射係数を一様化するにあたり, 物体表面のテクスチャによる反射係数の違いを吸収するために反射係数毎にクラスタリングを行う. なおクラスタ同士が隣接する境界面については, 隣接二点間の距離が十分に小さいことから以下の式が成立する.

$$\frac{C_1}{C_2} = \frac{E_1}{E_2} \Leftrightarrow C_2 = C_1 \frac{E_2}{E_1} \quad (2.39)$$

ここでクラスタの大きさが最大となるものを U_1 , 隣接するクラスタの中で境界面の長さが最大のもを U_2 として式 (2.39) を用いたとき, U_2 の反射係数は U_1 の反射係数を基準に定めることが可能である. このとき反射係数が統一されるため, $U_1 = (U_1 \cap U_2)$ として扱うことができるため, これを繰り返すことで画像全体の反射係数を U_1 を基準に統一することができる.

第3章 画像中の血管検出および血管候補領域の絞り込み

本論文では, 第2章にて紹介した文献 [22] の手法の問題点を改良を行い, 内視鏡画像に存在する腫瘍の三次元形状復元を可能することを目的とする. 本章では文献 [22] の復元手法およびその手法の問題点を指摘し, またその問題を解決する方法について述べる. そして本研究の手法について具体的に説明していく. 本研究では, 与えられた二枚の内視鏡画像から画像中に存在する腫瘍を血管情報を用いて三次元形状復元を行う手法を説明する. ここで, 想定されるモデルは文献 [22] と同じものとする. 血管情報による形状復元では, まず血管領域の検出を行い, 次に検出した血管部領域において余分な領域を削減する削減処理の二段階処理によって行う.

3.1 参照物体の情報を用いた復元手法

第2章にて説明したように文献 [22] では, 画像中の物体の絶対的な大きさを推定するために, 大きさが既知である参照物体を参考にすることで物体の真の大きさを判断する手法である. この手法では, 一般の内視鏡環境下を想定しており, 内視鏡画像中に存在する腫瘍を三次元形状復元を行うものであり, 腫瘍の大きさを判断するために参照物体として実際に腫瘍の切除を行う際に用いられる縫合糸を利用している. なお, 参照物体の大きさは既知であることを前提をしている (用いる縫合糸のサイズは 0.36mm としている). また縫合糸は内視鏡を用いて体内に挿入する都合上, 縫合糸の長さを自由に指定することができない. 三次元形状復元を行う際に二枚の画像を用いるが, 使用する二枚の画像に復元物体と参照物体である縫合糸の両方が存在するものを扱う. このとき, 二枚の内視鏡画像中に存在する縫合糸の領域を事前に手動にて切り取っておく必要がある. 縫合糸の領域のみ切り取った二枚の画像を用いて SIFT により内視鏡の移動量 ΔZ の推定を行い, それによって得られた反射係数および鏡面反射成分を除去した Lambert 化を行った画像を文献 [17] にて適用することで, より大きさが正しいポリープの三次元形状復元を行う.

3.1.1 先行研究の課題

本手法での大きな問題点として, あらかじめ参照物体のみ存在する画像が必要であるという点が挙げられる. 実際の医療現場での活用を考えた場合, 手動で内視鏡画像中の参照物体 (文献 [22] では縫合糸) を内視鏡診断医師が切り取る必要があるため, 時間および手間が掛かってしまう. また, 参照物体として縫合糸を用いているが, 実際に与えられる内視鏡画像にて

縫合糸が存在する画像は少なく、非常に活用できる場が限定されてしまうという点も挙げられる。したがって、縫合糸以外にてどの内視鏡画像でも確認できるものであり、かつ参照物体として大きさが既知であるものを用いることが重要であると考えられる。そこで、本研究では以下の二点を達成するための手法を提案する。

- どのような内視鏡画像でも確認することが可能であり、かつ大きさが既知である参照物体。
- 内視鏡診断医師の手間を省くために、参照物体をコンピュータ上にて検出し、その領域のみを切り取る。

3.1.2 本研究の目的

本研究の目的として文献 [22] の拡張研究として、前節にて挙げた二つの問題の解消し、内視鏡診断医師の負担の軽減を試みる。第1章にて述べたが、内視鏡で確認されたポリープが悪性であるか良性であるかを判断するために、正しいポリープの大きさや形状を求めることが重要視されている。通常、ポリープを発見・除去については内視鏡診断医師が行うが、画像中に存在するポリープの大きさの推定には内視鏡診断医師の技量や体調状態が大きく影響し、診断医師の体調不良などによるポリープの誤判断は大きな問題へと発展する恐れがある。またコンピュータ上にて内視鏡画像中のポリープの三次元形状復元を行う研究は数多く存在するが、特殊な内視鏡環境化でのみ活用できるものが多く一般的な内視鏡環境下にて活用することは難しい。また診断医師の重要な仕事の一つであるポリープの大きさの推定についてだが、二次元画像から実際のポリープの形状や大きさを推測することが難しく、実際の医療現場において、画像にて確認したときの大きさと切除したポリープの大きさが違うということもよく見られる。

そこで、本研究の基礎となる文献 [22] の手法では、画像中から絶対的なポリープの大きさを推定するために参照物体を用いた。この文献では前節でも説明したがポリープの切除などによく用いられる縫合糸を用いており、それによるポリープの絶対的な大きさを推定したが、実際に縫合糸が確認できる画像が少なく実用には欠けてしまう。そこで本研究では、縫合糸の代替物体として人間の血管に着目した。一般的な内視鏡環境下にて撮影された内視鏡画像の例を図3.1に示す。図3.1では、画像右に存在するポリープと画面全体に散らばる血管を確認でき、縫合糸など医療用道具は存在しない。こういった画像では文献 [22] の手法では画像中のポリープの三次元形状復元を行うことはできないが、画像内に存在する血管を参照物体として、縫合糸の場合と同様にポリープの形状復元が可能となるのではないかと考えた。血管は一般的な内視鏡画像をはじめ、どのような内視鏡画像でも確認することができるものであり、縫合糸と比較しても使用できる画像の数が多く、実用性が高いという点が挙げられる。また血管の大きさについて、成人では血管の大きさにそれほど違いがないことから、大きさを既知することも可能である。なお実際の血管は、血管が体内に酸素や栄養などを運ぶために伸縮するが、本研究ではその点は考慮せず伸縮していない状態の血管の大きさを参考としている。

したがって、本研究では内視鏡画像中に存在する人間の血管を検出し、これを用いることでポリープの三次元形状復元を試みる。以下に本研究にて内視鏡画像中のポリープの三次元形状復元を行うまでの処理の流れを示す。

Step 1: 復元物体 (ポリープ) と参照物体 (血管) がともに存在する二枚の画像を用意する

Step 2: 二枚の画像に存在する血管を色情報とラベリング処理を用いて領域分割する。

Step 3: Step 2 にて領域分割した血管を膨張収縮処理により絞り込みを行う。

Step 4: Step 3 にて絞り込みを行った二枚の血管候補画像を用いて SIFT により ΔZ を求める。

Step 5: 入力画像にて鏡面反射成分を除去した画像 (Lambert 化) を用意する。

Step 6: Step 4. Step 5 にて取得した値や画像を FMM を用いてポリープの三次元形状復元を行う。

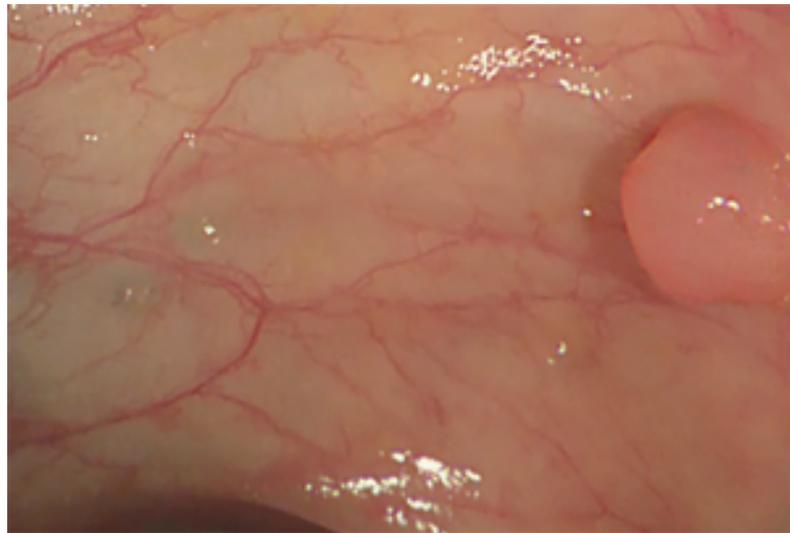


図 3.1: 一般的な内視鏡画像

3.2 内視鏡画像中の血管検出

まず第一段階の処理として、おおまかに内視鏡画像中の血管領域を検出する(以下、検出した血管領域を本論文では血管候補領域として扱う)。血管候補領域は、以下のような処理手順を行うことで検出を試みる。

Step 1: 血管検出を行う二枚の内視鏡画像を読み込む。

Step 2: 入力画像の色情報を RGB から HSV に変換する。

Step 3: 入力画像を走査し、各画素の HSV の情報を取得して、その中で最も該当数が多い値(最頻値)を記録し、その値に応じて内視鏡画像が染色されたものであるかどうかを判別する。

Step 4: 入力画像の状態、HSV の最頻値および最頻値に近い値を用いて大まかな血管候補領域を検出する。

Step 5: Step 4 で検出した血管候補領域の中で小さい領域のものをオープニング処理により削減する。

Step 6: Step 5 によって選別された血管候補領域をラベリングにより領域分割を行う。

Step 7: 一枚目において分割された領域の中で最も面積が大きいものを血管候補領域と判断する。

Step 8: 一枚目において血管候補領域と判断したものをテンプレートとし、二枚目にて着目した血管候補領域の移動先を推定する。

3.2.1 色情報とラベリングによる血管候補の検出

まず、血管検出を行う二枚の内視鏡画像(以下、入力画像1および入力画像2)を読み込む。このとき、二枚目の画像は一枚目の画像を少し移動させた画像を用いる。次に、入力画像1, 2の色情報を RGB から HSV に変換する。HSV に変換した二枚の画像を走査し、各画素の H, S, V の値を取得する。全ての画素の色情報を取得した後、その中で最も該当数が多かった最頻値(H, S, V)を取得する。ここで、色相を表している H の値に着目し、これを参考に閾値を用いて入力画像が染色されたものであるかどうかを判別する。このとき、黒色の領域は除外する。染色されていない素の内視鏡画像では、全体的に赤色であり、染色された内視鏡画像では、緑色もしくは暗い青色が多く占める。色相環では色領域を三分割にすると、 $H = 300 \sim 360$ または $H = 0 \sim 59$ は赤色の領域、 $H = 60 \sim 180$ は緑色の領域、 $H = 181 \sim 299$ は青色の領域となる。これにより、通常の内視鏡画像では、最も該当数が多い値は赤色の領域、染色された内視鏡画像では緑色の領域が該当数が多くなる。このとき、染色された画像であるかどうかにかかわらず、オープニング処理を行うことで非常に小さい血管候補領域または誤検出された領域を削減する。オープニング処理とは、膨張収縮処理の一つであり、似た処理方法としてクロージング処理がある。オープニング処理は、同じ回数分だけ膨張処理を行い、そ

の後収縮処理を行うものを指す。クロージング処理は、同じ回数分だけ収縮処理を行い、その後膨張処理を行うものを指す。クロージング処理では、主に画像中にて欠陥部分があるものを修復するために有効な方法であり、オープニング処理では画像中に存在するノイズを除去するために有効な方法である。本研究では、色情報によって検出された血管候補領域の中で、予め非常に小さい領域を除去するためにオープニング処理を一度行う。

オープニング処理によって血管候補領域を選別したものに対して、井村ら [28] により提案されたラベリング手法により領域分割を行う。ラベリングによって入力画像 1 および入力画像 2 に存在する血管候補領域を色分けでき、色分けされた全ての血管候補領域において以下の情報を取得する。

- 各血管候補領域を構成する画素の中で x 座標, y 座標が最も大きい値および最も小さい値をそれぞれ取得する。
- 各血管候補領域の面積 Ves_{area} を取得する。

二枚の画像から内視鏡の移動量 ΔZ を求めるときに、用いる血管候補領域が画面端に接している場合、SIFT により画像間での対応点をうまくとれない。そのため、ラベリングにより領域分割された血管候補領域の中で、画像端の四辺付近に位置する領域は最終的な血管候補領域として扱わないようにする。したがって、血管候補領域として挙げられるものは、以下の条件を全て満たすものとする。ここで式中の $input_x, input_y$ は、各血管候補領域の x および y の座標であり、血管候補領域を構成する画素の中で x および y の最大と最小を値として格納している。また X_{max}, Y_{max} は入力画像の x 座標, y 座標の最大値である。

$$input_x \neq X_{max}$$

$$input_y \neq Y_{max}$$

$$input_x \neq 0$$

$$input_y \neq 0$$

例えば、図 3.2a のような画像があり、この画像中には五つの血管候補領域を確認できる。図 3.2b は、上記の条件を満たしたエリアを示しており、このエリアに面した血管候補領域は全て除外する。そのため、図 3.2c にてわかるように三つの血管候補領域が、このエリアに該当するため、図 3.2d のように二つの血管候補領域のみとなる。次に各血管候補領域の面積を取得する。その中で最も大きい領域を一枚目での最終的な血管候補領域とし、それ以外の候補領域は除去する。図 3.2d では残った血管候補領域が二つであり、それぞれ領域 1 の面積が 5、領域 4 は 7 であることから、面積がより大きい領域 4 を血管候補領域とする。

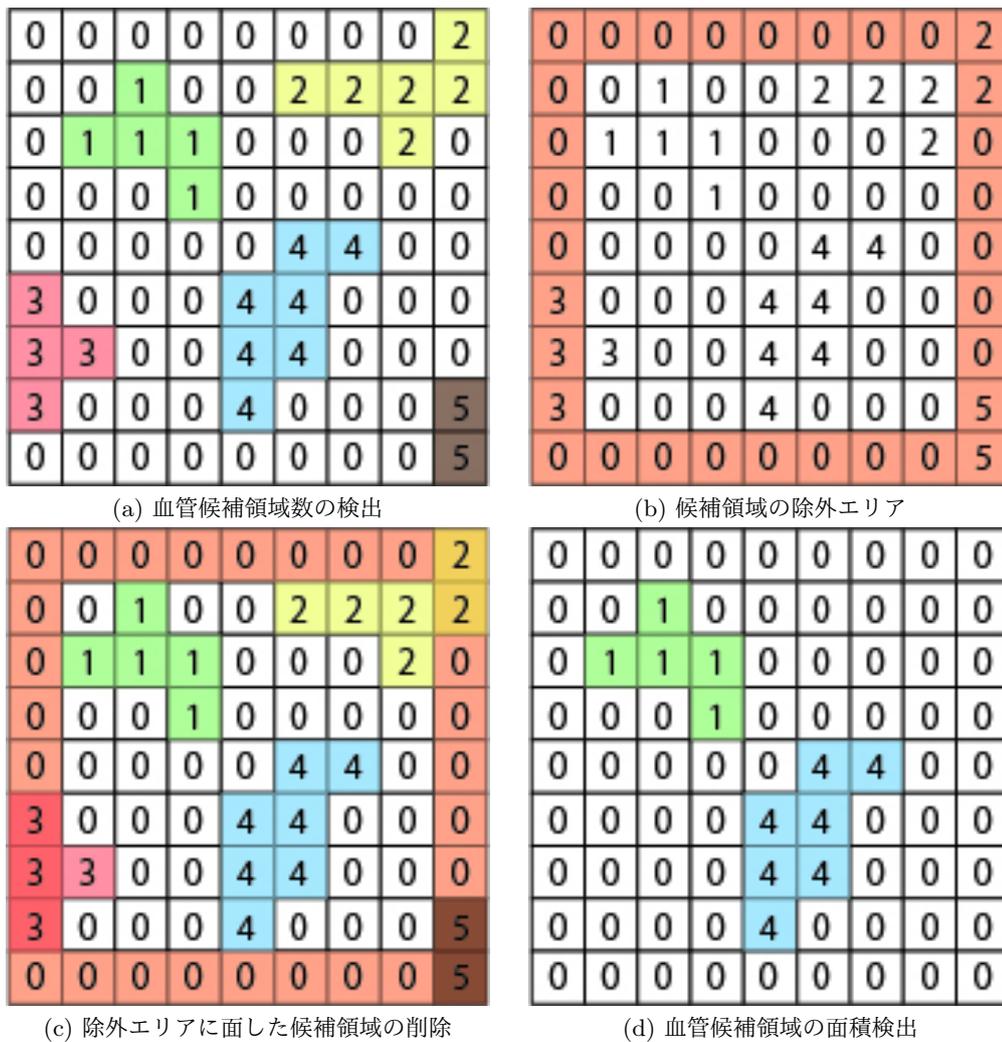


図 3.2: 最終的な血管候補領域の決定手順

3.2.2 テンプレートマッチングによる血管候補の移動先の推定

ラベリングによって領域分割された血管候補領域の中で最終的な血管部分を検出した一枚目の画像を用いて、二枚目における一枚目で検出した血管の移動先を推定する。移動先を推定するにあたり、事前準備として入力画像2についても前節で説明した処理を行うことで血管候補領域を検出する。ただし、一枚目ではいくつか存在する血管候補領域の中で最も面積が大きい領域のみ検出したが、二枚目では画面端に位置する血管候補領域のみ除去した画像を用いる。

Step 1: 入力画像1にて決定した血管候補画像のテンプレートを生成する。

Step 2: テンプレート画像を用いて、入力画像2に存在する血管候補領域と最も情報が一致する領域を検索する。

Step 3: 入力画像2内で最も一致度が高い領域にテンプレート画像のサイズ分の領域を埋め込む。

Step 4: 入力画像2に追加された領域内に存在する血管候補領域を入力画像1の血管候補領域の移動先と決定する。

Step 5: **Step 4**において、追加された領域内に複数の候補が存在する場合、追加領域内で最も占有している血管候補領域に決定する。

Step 6: **Step 4**, **Step 5**にて決定された血管候補領域以外は全て除去し、これを入力画像2の最終的な血管候補画像とする。

テンプレート画像を生成した後、**Step 2**で示したように生成したテンプレート画像を用いて、入力画像2に存在する血管候補領域と最も情報が一致する領域を検索する。次に、最も一致度が高い領域にテンプレート画像のサイズ分の領域を入力画像2に埋め込む。ここで、入力画像2における最終的な血管候補領域の推定には以下の三つのパターンが存在し、そのパターンによって検出条件を変更する。

Pattern 1: 追加された領域内にて一つのみ血管候補領域が存在する。

Pattern 2: 追加された領域内にて二つ以上の血管候補領域が存在する。

Pattern 3: 追加された領域内にて一つも血管候補領域が存在しない。

ここで、わかりやすくするために各パターンでの状況を図3.3, 図3.4および図3.5に示す。各図中の0は背景領域を示し、1以上の領域は血管候補領域を構成する画素であり、数値はラベリングにより与えられた各領域の番号である。また青色の線で囲まれた領域はテンプレート画像によって追加された領域である。

Pattern 1では、図3.3のような場合を想定される。このパターンでは一つしか血管候補領域が存在しないため、この血管候補領域はテンプレート画像に最も一致度が高いというこ

0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	1	0	1	0	0	0	0
0	1	1	1	1	0	0	0	0
0	0	0	1	1	1	0	0	0
0	0	0	0	1	1	0	0	0
0	0	0	0	1	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0

図 3.3: パターン 1 での血管候補領域の推定

とは明白である。そのため、この血管候補領域 (図 3.3 では、緑色の領域) を入力画像 2 での最終的な血管候補領域と決定する。

Pattern 2 では、図 3.4a のような場合が想定される。このパターンでは、**Pattern 1** とは異なり複数の血管候補領域が存在する。これにより、どの血管候補領域に決定するかの指標が必要となる。ここでは図 3.4a の青色で囲まれた追加領域内にて各血管候補領域がどれだけ占有しているかと取得する。例えば、図 3.4a の場合では追加領域内には三つの血管候補領域が確認できる (領域 1~3)。図 3.4b のように領域 1, 2, 3 が追加領域内の画素を占有している数を取得し、この中で最も占有した数が多い血管候補領域を入力画像 2 における最終的な血管候補領域とする。ただし、各領域の占有数が同じであった場合は、各血管候補領域の面積 V_{esarea} が最も大きいものとする。図 3.4a の場合では、図 3.4b にて示されているように領域 1 が追加領域内において最も領域を占有しているため、領域 1 の血管候補領域に決定する。

0	0	0	0	0	0	2	2	2
0	0	0	0	0	0	2	2	0
0	0	1	1	0	0	2	0	0
1	1	1	1	0	2	2	0	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0
1	1	1	0	3	3	0	0	0
1	1	0	0	3	3	0	0	0
1	0	0	0	0	3	3	0	3
0	0	0	0	0	3	3	3	3

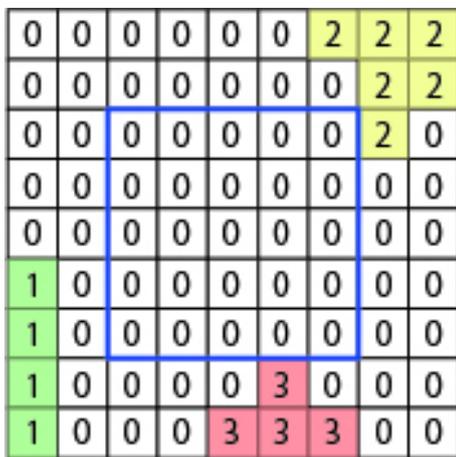
(a) 複数の血管候補領域の例

0	0	0	0	0	0	2	2	2
0	0	0	0	0	0	2	2	0
0	0	1	1	0	0	2	0	0
1	1	1	1	0	2	2	0	0
1	1	1	0	0	0	0	0	0
1	1	1	0	3	3	0	0	0
1	1	0	0	3	3	0	0	0
1	0	0	0	0	3	3	0	3
0	0	0	0	0	3	3	3	3

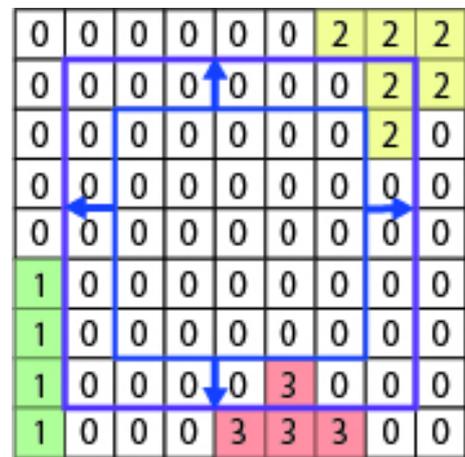
(b) 追加領域内での占有

図 3.4: パターン 2 での血管候補領域の推定

Pattern 3 では、図 3.5a のような場合が想定される。このパターンは図 3.5a からわかるように **Pattern 1**, **Pattern 2** と異なり、追加領域内において血管候補領域が存在しない。本来、テンプレート画像の一致度が最も高い場所を追加領域としており、血管候補領域が存在しないということは困難である。しかし、入力画像 1 にて生成したテンプレート画像に問題がある場合、これが発生する可能性も考えられるため、次のように対処する。**Pattern 3** の状態では、追加領域内に血管候補領域が一つもないことから、入力画像 2 の最終的な血管候補を決定できない。そのため、追加領域の範囲を拡張させ、より広い範囲にて血管候補領域を検索する。図 3.5b で示したように追加領域の x, y 値を増加させ、拡張させた追加領域に最も近い血管候補領域を探索していく。図 3.5c のように血管候補領域が発見された場合、その時点で拡張処理を中止し、発見された領域を入力画像 2 での血管候補とする。ここで、発見された血管候補領域が一つの場合、**Pattern 1** の方法に従い、血管候補領域が二つ以上の場合は、**Pattern 2** の方法に従う。図 3.5d では、二つの血管候補領域が発見されたため、**Pattern 2** により入力画像 2 の最終的な血管候補領域は領域 2 に決定する。



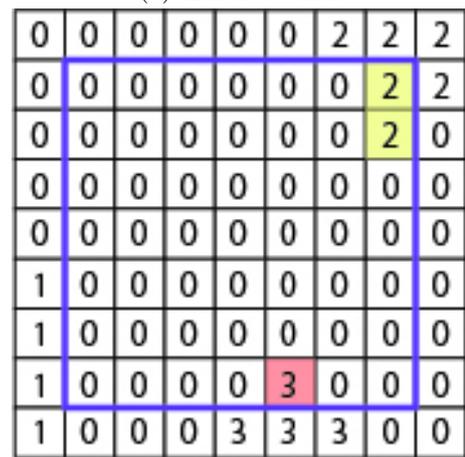
(a) 追加領域内に血管候補領域が存在しない例



(b) 追加領域の拡張



(c) 拡張後の追加領域と血管候補領域



(d) 拡張後の追加領域内での占有

図 3.5: パターン 3 での血管候補領域の推定

3.3 血管候補領域の絞り込み

前節にて二枚の入力画像中に存在する血管領域を色情報, ラベリングおよびテンプレートマッチングによりおおまかに検出した. これにより, 文献 [22] の縫合糸の手動による検出と同等の処理を行ったが, 縫合糸は手動での検出を行っているため, 縫合糸以外の領域は検出していない. しかし, 本手法によって検出された血管候補領域は, 色情報とラベリングを用いた弊害により血管部分以外の領域が発見されることが多い. この状態での血管候補画像を活用してしまうと, SIFT により内視鏡の移動量を推定する場合などにおいて, 血管と関係ない領域部分も影響してしまうことがあるため, おおまかに検出した血管領域をさらに絞り込む処理を行う. 本節では, 血管検出の第二段階の処理として, 以下の処理を行うことで血管領域とともに検出してしまった余分な部分 (以下, 非血管領域とする) の除去を試みる.

Step 1: 血管候補画像および元画像を読み込む.

Step 2: 血管候補領域の拡張のために四角形領域を生成し, 領域内を走査し血管色 V_{es} を推定する.

Step 3: 血管候補画像に膨張処理を 1 回行う.

Step 4: 血管色 V_{es} と四角形領域を用いて血管候補領域の拡張処理を行う.

Step 5: 血管領域を構成する画素の総数 $V_{es_{all}}$, 元画像において血管色 V_{es} と一致する画素の総数 $V_{es_{input}}$ および $V_{es_{input}}$ 内にて血管候補と位置する画素の総数 $V_{es_{match}}$ を取得.

Step 6: **Step 5** にて取得した各値に応じて血管候補画像の膨張・収縮処理または終了処理を行う. その後, 終了処理以外の場合, **Step 3** へ戻る.

ただし, **Step 3** にて膨張処理 1 回行う理由として, 検出する血管候補領域が非常に小さい場合, 収縮処理を行った際に検出した血管候補領域を消してしまう恐れがあるからである. 図 3.6 に血管候補領域の消滅例を示す. 例えば図 3.6a のような領域をもつ血管候補領域がある. ここで, 図中の 0 は背景領域, 1 を血管候補領域としてこの領域に対して収縮処理を一回行った後の血管候補領域を調べる. なお膨張収縮処理は, 注目画素と周囲 4 近傍または 8 近傍の画素の情報を用いて行うが, 本研究では周囲 4 近傍にて行っているため, この例でも 4 近傍を用いて処理を行うこととする. 図 3.6a に対して収縮処理を一回行った結果を図 3.6b に示す. 図 3.6b の結果からわかるように全ての画素が 0 となり, 図 3.6a にて存在していた血管候補領域が消滅していることがわかる. 4 近傍の収縮処理では, 近傍のいずれかの値が 0 である場合, 注目画素の値を 0 とするという手法である. なお膨張処理は, 近傍のいずれかの値が 1 である場合, 注目画素の値を 1 とする. そのため, 図 3.6a のように非常に細い領域において, 注目画素の周囲 4 近傍のいずれかの値が 0 である可能性が高く, 収縮処理を行うと, 図 3.6b のように全ての画素が 0 となってしまう. 一度消滅した血管候補領域を再度検出することは不可能であるため, 図 3.6b のようにならないようにする必要がある. これらのことから, 本手法では血管候補領域をなるべく消滅させないために, あらかじめ膨張処理を一度行う.

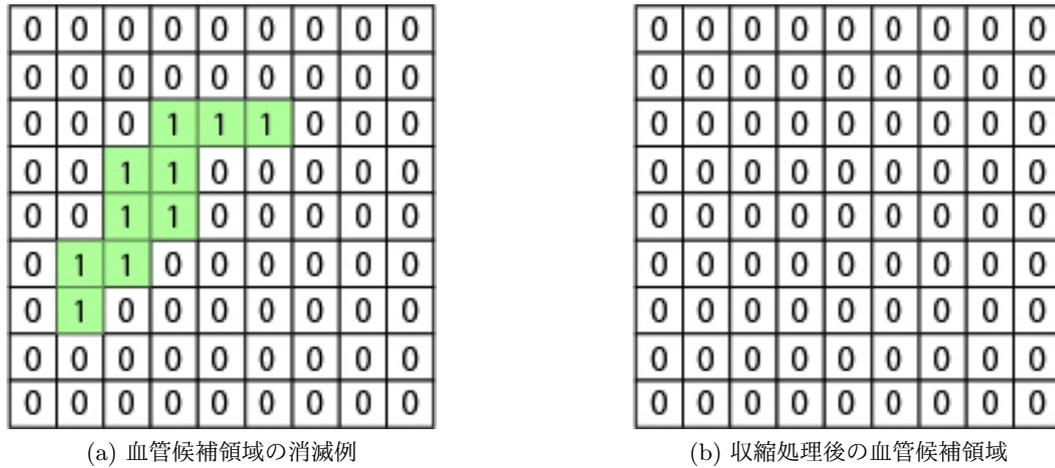


図 3.6: 膨張処理を行う理由

3.3.1 四角形領域の生成と血管色の決定

まず、前節にて検出した血管候補画像および元画像を読み込み、血管候補領域の拡張のために血管候補画像に存在する血管領域全体を含んだ四角形領域を生成する。以下の式に示すように、血管候補領域内にてそれぞれ x 座標, y 座標が最小および最大となる場所を検出し、取得した4点の座標を結ぶことで血管候補領域を全て含んだ領域を四角形領域として生成する。

$$x_0 = (x_{max}, y_{min})$$

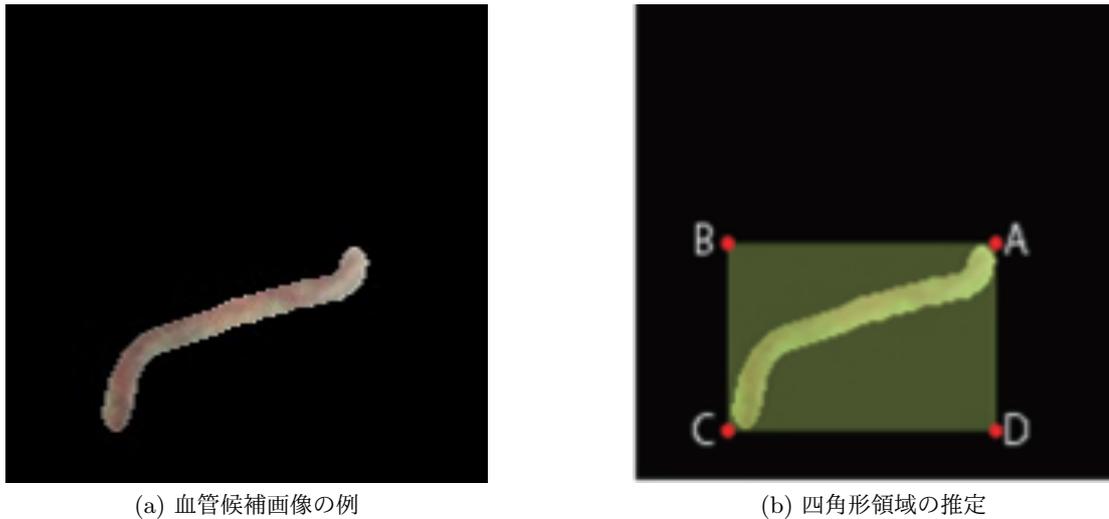
$$x_1 = (x_{min}, y_{min})$$

$$x_2 = (x_{min}, y_{max})$$

$$x_3 = (x_{max}, y_{max})$$

例えば、図 3.7a の血管候補領域の四角形領域を考える。画像中の血管候補領域について上記の式から4点の座標を取得すると、図 3.7b のような四角形領域を生成する。ここで、 $x_0 \sim x_3$ はそれぞれ図 3.7b の点 A~点 D と対応している。図 3.7b に示すように点 A~点 D によって囲まれた黄色の領域を四角形領域とする。次に生成した四角形領域内を走査し、血管色 Ves を決定するために基準値 Ves_{center} を推定する。血管候補画像の色情報を RGB から HSV に変更し、四角形領域内の画素の H, S, V の値を確認し最大のを血管色の基準値 Ves_{center} とする。 Ves_{center} を取得したら、この値をもとに血管色の範囲を決定する。血管色の範囲は式 (3.1) のように Ves_{center} と HSV それぞれの最大値 max の $\alpha\%$ を Ves_{center} に増加させたものを範囲の上限、減少させたものを範囲の下限とする。

$$Ves_{center} - (max \times \alpha) \leq Ves \leq Ves_{center} + (max \times \alpha) \quad (3.1)$$



(a) 血管候補画像の例

(b) 四角形領域の推定

図 3.7: 血管候補領域を含んだ四角形領域の生成法

血管色の範囲を基準値 $V_{es_{center}}$ のみで行わない理由としては、 $V_{es_{center}}$ は血管を構成する画素の中で最も該当数が多い HSV の値のみであるため、内視鏡画像内において光の当たり具合や血管自体の状態によって血管でありながら色が異なる場合がある。このとき、基準値だけで血管色による膨張収縮処理を行うと、検出した血管候補領域の一部が消失してしまう。そのため、血管色を基準値だけでなく範囲を設けることで、基準値より少し値が増減した場合であっても、血管候補領域と判断できる。

3.3.2 血管候補領域の拡張

次に、膨張処理を1回行った血管候補画像と元画像を用いて、前節にて検出した血管候補領域を拡張する。この処理では、血管候補領域の周辺の画素を走査することで、色情報とラベリング処理によって検出できなかった領域を検出するためである。検出した血管候補領域の中で、上記にて説明した中心画素が血管色 V_{es} の範囲内であり、元画像中の周囲8画素の色情報が V_{es} の範囲内でありながら、血管候補画像中では血管候補として検出しなかった画素に関しては血管候補であったとし拡張する。例えば、図 3.8a のような状態にて中心画素が V_{es} の範囲内であり、その周囲8画素 (A1~A8) が血管候補領域でなかった場合を考える。元画像中の同位置を検索し、図 3.8b のように元画像の周囲8画素の中で B1 は V_{es} の範囲内であったと判断された場合、血管候補画像中の B1 と同位置にあたる A1 は血管候補であると判断し、図 3.8c のように血管候補領域として拡張する。ただし、血管候補領域の拡張は、四角形領域内のみとし、領域外にて血管候補として判断されたとしても拡張しない。そのため、図 3.8d のような場合を想定したとき、図 3.8d の赤色の線で囲まれた領域は四角形領域内とすると、血管候補画像にて A1 が血管候補領域ではなく、図 3.8e に示すように元画像での同位置に存在する画素 B1 が V_{es} の範囲内に当てはまり、血管候補と判断された場合においても、図 3.8f のように A1 および B1 は定められた四角形領域の範囲外であるため、血管候補領

域として拡張しない。これは、拡張処理によって検出した血管が大きくなりすぎることを防ぐためである。

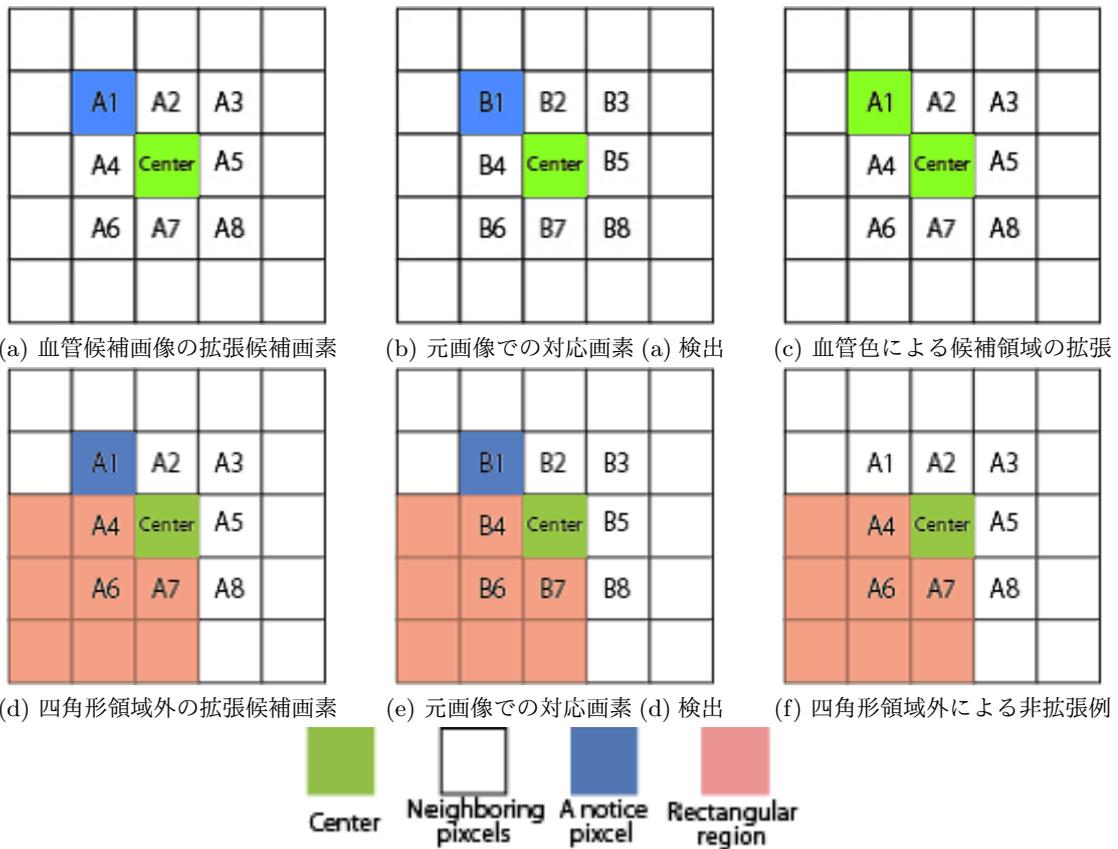


図 3.8: 血管候補領域の拡張処理

3.3.3 膨張収縮処理による絞り込み

血管候補領域を拡張した後に、膨張収縮処理を用いて血管候補領域を絞り込むを行う。Step5 に示したように、拡張後の血管候補画像を走査し、それぞれ以下に表したように三つの値を取得する。

- 血管候補画像内にて血管候補領域を構成する画素の総数を取得し、これを Ves_{all} とする。
- 元画像において設定した血管色 Ves と一致する画素の総数を取得し、これを Ves_{input} とする。
- Ves_{input} の中で、血管候補画像内の血管候補領域と一致する画素の総数を取得し、これを Ves_{match} とする。

取得した三つの値 (Ves_{all} , Ves_{input} , Ves_{match}) を用いて、血管候補領域を膨張・収縮または終了処理を行う。どの処理を行うかは以下に示した条件によって異なる。

Pattern 1: $Ves_{match} > Ves_{all} \times (1 + \beta)$ を満たす場合、収縮処理を行い、**Step4**に戻る。

Pattern 2: $Ves_{match} < Ves_{all} \times (1 - \beta)$ を満たす場合、膨張処理を行い、**Step4**に戻る。

Pattern 3: **Pattern1** または **Pattern2** のどちらにも該当しない場合、終了処理を行う。

ただし、 β の初期値 β_{init} は既知であり、 β は膨張収縮処理の回数に応じて値が変化する。膨張収縮回数 γ は、**Pattern 1** または **Pattern 2** のいずれかを行ったときに更新する。 β の更新式 (3.2) を以下に示す。

$$\beta = \beta_{init} + \frac{\gamma}{2} \quad (3.2)$$

β を動的に変化させることで、膨張収縮処理において無限ループに陥ることを防ぐことが可能となる。上記で示した式 (3.2) からわかるように、 β によって **Pattern 3** になる条件が緩和される。 γ の値が大きくなればなるほど、 β の値が大きくなり、これにより Ves_{match} が **Pattern 3** を満たす確率が高くなるため、終了処理を行う可能性が増す。 Ves_{match} が **Pattern 3** の条件を満たし、膨張収縮処理を終了した後は、文献 [22] の処理と同様に二枚の絞り込んだ血管候補画像を用いて内視鏡の移動量 ΔZ を推定する。一枚目の血管候補画像を基準として、二枚目の血管候補画像との対応点を SIFT を用いて取得する。一枚目の血管候補画像の奥行き情報を Z_1 、二枚目でのその対応点の奥行き情報を Z_2 とすると、

$$\Delta Z = Z_1 - Z_2 \quad (3.3)$$

によって求めることができる。文献 [22] でも示されているが、上記の式によって得られる ΔZ の値は対応点取得精度に大きく依存してしまう。そこでこの式を複数の点に適用し、その中で最適なものを最も正しい ΔZ とし、復元初期点の反射係数 C_{init} を推定する。

3.4 処理の手順

前節にて本手法による内視鏡画像中の血管検出およびポリープの三次元形状復元の説明をした。本手法による実験を行う前に、本手法を用いて内視鏡画像中に存在するポリープの三次元形状復元を行うまでの、処理の手順を以下に示す。ここで、**Step 1** にて説明しているように本手法では二枚の画像から復元を試みるが、二枚目の画像は一枚目の画像の近接フレームである必要がある。本手法では、二種類の内視鏡画像にて形状復元を行うが、どちらの画像も近接5フレーム後の画像を入力画像としている。**Step 9** にて Lambert 化の画像を用意する必要があるが、これは手動によりポリープ以外の領域を背景領域にしている。本手法では、背景領域は黒色とする。また **Step 10** の FMM によるポリープの三次元形状復元に関して、内視鏡カメラの焦点距離が既知であることを前提としている。

- Step 1:** 復元物体と参照物体がともに存在する内視鏡画像を二枚 (二枚目は一枚目の近接フレームとする) 用意する.
- Step 2:** 二枚の入力画像中の参照物体の領域を色情報とラベリング処理を用いて検出する. 本手法では血管を参照物体としこれを検出する.
- Step 3:** 一枚目にて検出した血管候補領域を用いてテンプレートマッチングにより二枚目の血管候補領域を推定する.
- Step 4:** 二枚の入力画像中の血管候補領域を含む四角形領域の生成および検出した血管候補の色を推定する.
- Step 5:** 四角形領域と血管色を用いて血管候補領域の拡張処理を行う.
- Step 6:** 拡張処理を行った画像に対して膨張収縮処理による候補領域の絞り込みを行う.
- Step 7:** 絞り込んだ二枚の最終的な血管候補領域を用いて SIFT により内視鏡の移動量 ΔZ を推定する.
- Step 8:** 先行研究と同様に, 復元初期点の反射係数 C_{init} を ΔZ により推定する.
- Step 9:** FMM による形状復元の事前準備として, 一枚目の入力画像に対して物体表面の反射係数を一様化する Lambert 化を行う. ここで, Lambert 化を行う際にポリープ以外の領域を形状復元させないために背景領域とする.
- Step 10:** Step9 までに取得した値を用いて FMM によるポリープの三次元形状復元を行う.

第4章 実験

本章では前章にて提案した手法を用いて実際の内視鏡画像を用いてポリープの三次元形状復元の検証を行う。三次元形状復元の手法においては、文献 [22] と同じ FMM によって行う。

4.1 実験環境

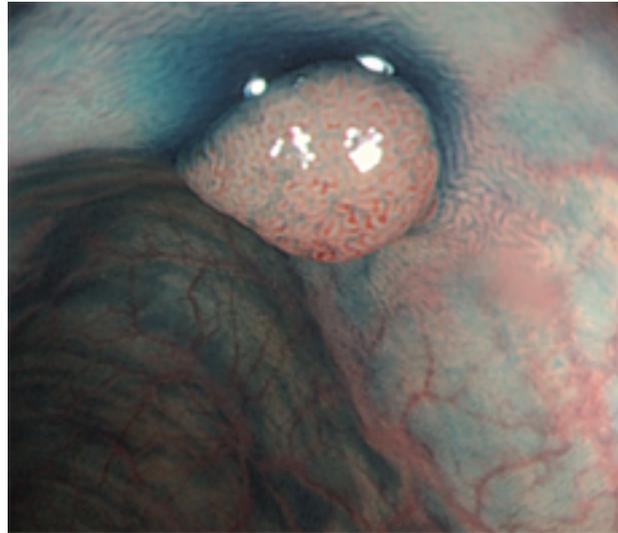
まず、本論文にて用いた実験環境について説明する。撮影環境は点光源・透視投影であり、撮影モデルは図 2.5 に準拠し、復元対象物体の表面は Lambert 反射とする。また図 2.5 に示したように近い位置で撮影した画像 (モデル 1) を基準と置き、これを入力画像 1 とする。そして遠い位置で撮影した画像 (モデル 2) を入力画像 2 とする。 Z を基準であるモデル 1 での物体の奥行き情報、 ΔZ をカメラの移動量とする。以下にカメラのパラメータおよび血管検出に用いるパラメータを表 4.1 に示す。また、参照物体として用いる血管は以下の条件を満たしているものとする。

- 血管の太さは既知であり、血管の膨張収縮によるサイズの変更はなしとする。
- 用いる血管は、枝分かれしていない一本の線から構成されている部分を使用する。

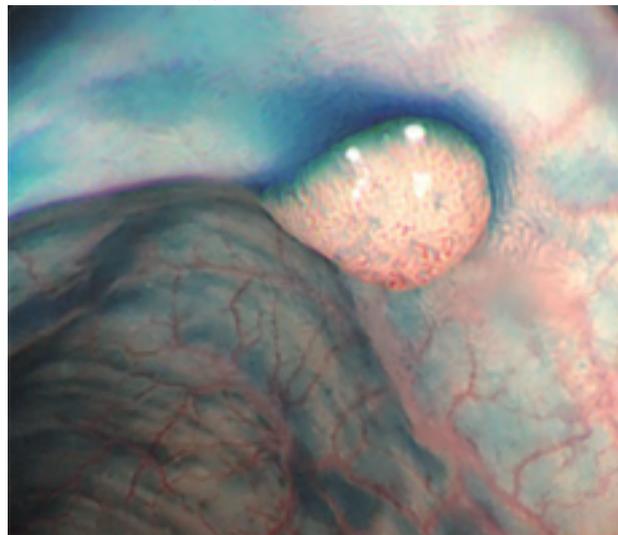
本研究では以下の二種類の内視鏡画像 (二枚 × 二種類の合計四枚) に存在するポリープを、それぞれ画像中にある血管情報を用いて三次元形状復元を試みる。なお、二種類の内視鏡画像はそれぞれ血管が赤色のもの (図 4.1) と緑色のもの (図 4.2) である。また図 4.1b, 図 4.2b は図 4.1a および図 4.2a を近接 5 フレーム移動させた画像である。

表 4.1: パラメータ

一種類目の画像サイズ	480×410 画素
二種類目の画像サイズ	1040×705 画素
二枚目の画像情報	近接 5 フレーム
焦点距離	5mm
参照物体サイズ	0.1mm
パラメータ α	10%
パラメータ β_{init}	5%

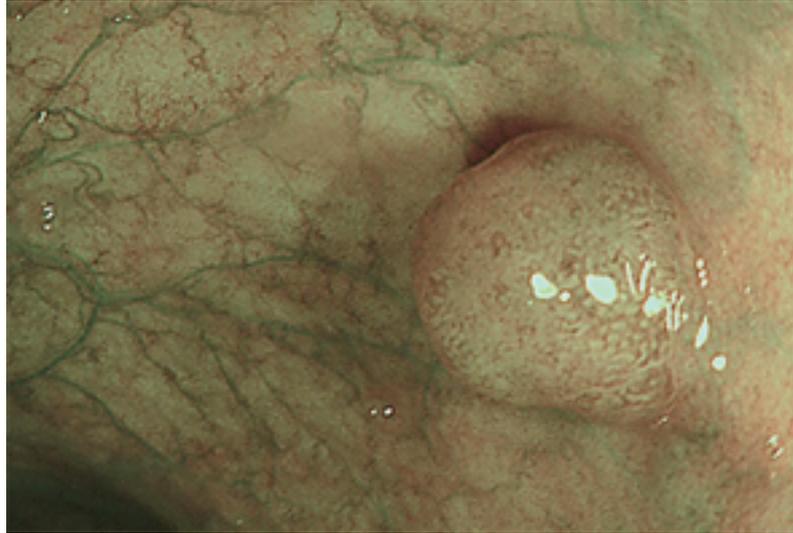


(a) 一枚目の内視鏡画像

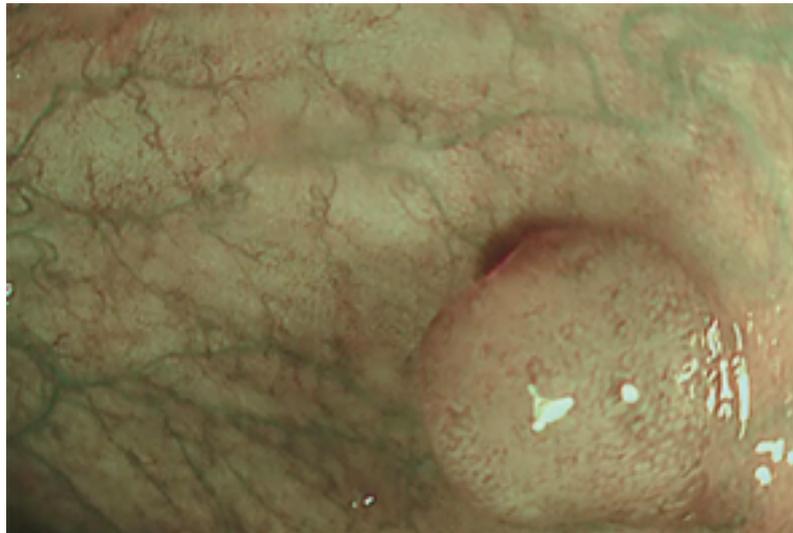


(b) 二枚目の内視鏡画像

図 4.1: 一種類目の内視鏡画像



(a) 一枚目の内視鏡画像



(b) 二枚目の内視鏡画像

図 4.2: 二種類目の内視鏡画像

4.2 内視鏡画像実験1

本節では、一種類目の内視鏡画像(図4.1)の二枚の画像中の血管領域を本手法によって検出し、それらの情報を用いてポリープの三次元形状復元を行う。

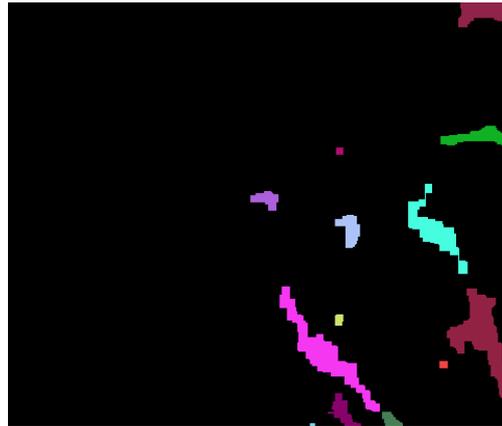
4.2.1 血管領域の検出結果

まず、図4.1の二枚の画像から血管検出を行う。本手法の第一段階処理として色情報とラベリングにより、画像中の血管候補領域を色分別したものを図4.3aおよび図4.3bに示す。図4.3aでは、血管候補領域として14個の領域が検出され、図4.3bでは、血管候補領域として図4.3aと同じく14個の領域が検出された。ここで、一枚目の画像である図4.3aに存在する候補領域の中で最終的な血管候補領域を決定する。

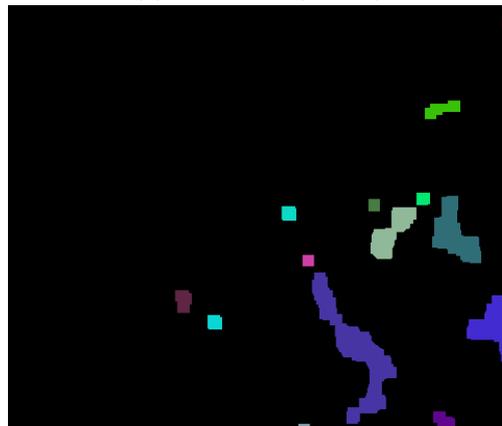
次に、本手法の血管候補領域検出にあたる条件(画像端四辺の候補領域は除外)によって削減する血管候補領域を検索する。図4.3aの画像サイズは表4.1から横480縦410である。したがって $x = 0, y = 0, x = 479, y = 409$ のいずれかの画素を持つ候補領域は削除され、図4.4aとなる。削減処理により図4.4aに存在する血管候補領域の数は7個となった(14個から7個へ減少)。そして図4.4aにて残った血管候補領域を調べ、その中で最大のものを一枚目の最終的な血管候補領域とする。図4.4bで示すように、面積が2225である候補領域5(ピンク色)が一枚目の画像における最終的な血管候補領域となった。

その後、一枚目の血管候補領域(図4.4b)を用いて二枚目での血管候補領域を推定するために、テンプレート画像を用意する。図4.5は、図4.4bの血管候補領域のみを指定し、テンプレート画像としたものである。なおテンプレート画像のサイズは横95縦120画素となった。また、テンプレートマッチングを行う前に血管候補領域の検出条件にしたがい、二枚目の画像での血管候補領域の削減を行う。その結果を図4.6に示す。これにより、図4.6に存在する血管候補領域は10個となった(14個から10個へ減少)。図4.6に対して、一枚目のテンプレート画像(図4.5)をもとにテンプレートマッチングを行った結果を図4.7aに示す。図4.7aの中で赤い線で囲まれた領域がテンプレート画像が最も一致した場所である。これによりテンプレート画像の領域内には、一つの血管候補領域が確認でき、これ以外の候補が全て領域外に位置しているため、図4.7bのように紫色の領域を二枚目の画像内での血管候補画像と決定する。

最後に図4.4bおよび図4.7bの二枚の画像を、膨張収縮処理による血管候補領域の修正を行う。なお、膨張収縮処理の最大ループ数は100と定める。膨張収縮処理により修正した最終的な血管候補領域の形状は図4.8aおよび図4.8bとなった。そして検出した二枚の画像(図4.8a, 図4.8b)を用いて内視鏡の移動量 ΔZ および復元初期点の反射係数 C_{init} をSIFTによって推定し、ポリープの三次元形状復元を行う。

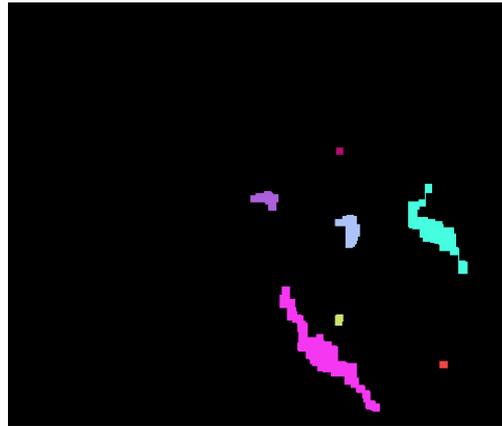


(a) 色分別結果 (一枚目)

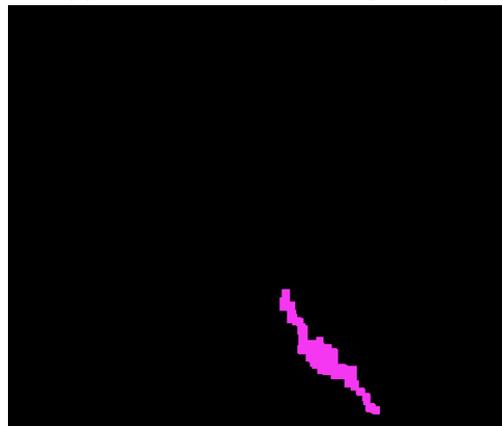


(b) 色分別結果 (二枚目)

図 4.3: 色情報とラベリングによる血管候補領域検出



(a) 血管候補領域の削減結果 (一枚目)



(b) 最も面積が大きい血管候補領域 (一枚目)

図 4.4: 一枚目の最終的な血管候補領域検出

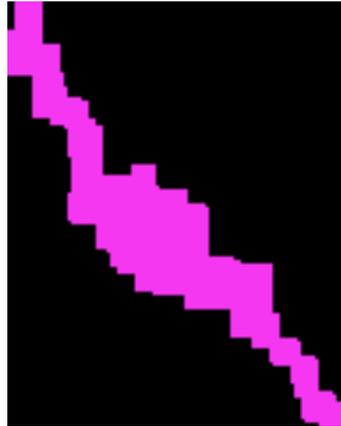


図 4.5: テンプレート画像

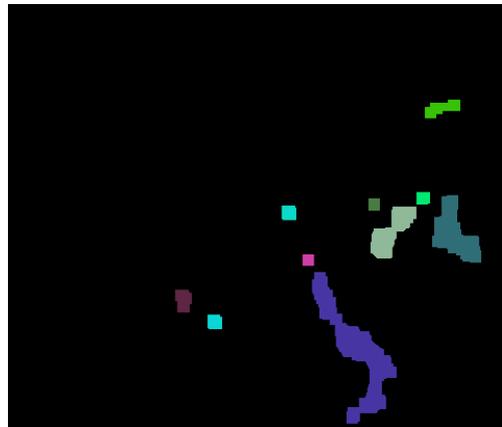


図 4.6: 血管候補領域の削減結果 (二枚目)



(a) テンプレートマッチング結果



(b) 二枚目の最終的な血管候補領域検出

図 4.7: 一枚目の血管候補領域の移動先の推定



(a) 一枚目の血管候補画像



(b) 二枚目の血管候補画像

図 4.8: 本手法による最終的な血管検出結果

4.2.2 三次元形状復元結果

前節にて決定した二枚の血管画像を用いて SIFT により移動量 ΔZ を推定する。その結果、 $\Delta Z = 3.7019(mm)$ となり、復元初期点の反射係数 C_{init} は 76 となった。また FMM により物体の形状復元を行うために、入力画像（一枚目の画像）の Lambert 化を行った結果を図 4.9 に示す。最後に SIFT により推定された移動量 ΔZ 、復元初期点の反射係数 C_{init} および図 4.9 を用いて、FMM によるポリープの三次元形状復元を行った結果を、図 4.10 および図 4.11 に示す。また図 4.10、図 4.11 から図 4.1a および図 4.1b に存在するポリープの大きさを表 4.2 に示す。なお、図 4.10、図 4.11 中の縦、横の単位は mm であり、図 4.11 の右側に示した棒は高さを示し、単位は mm である。表 4.2 および復元結果を示す図 4.10、図 4.11 から一種類目の内視鏡画像中のポリープは、横が 6mm、縦が 5mm、高さが 3.5mm ほどの大きさであることがわかった。また、図 4.10、図 4.11 中にて表示されている色に関しては、赤色に近ければ近いほど内視鏡カメラと近いことを示しており、青色に近くなるにつれ、カメラから遠い部分であることを示す。

表 4.2: パラメータ・ポリープの情報

パラメータ	取得した値
Ves_{center}	9(Red)
Ves	353 ~ 360 and 0 ~ 27
ΔZ	3.7019mm
C_{init}	76
復元対象の横	6mm
復元対象の縦	5mm
復元対象の高さ	3.5mm

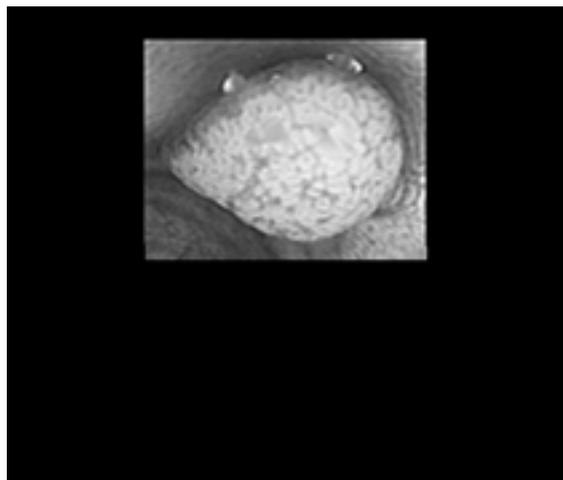


図 4.9: Lambert 化

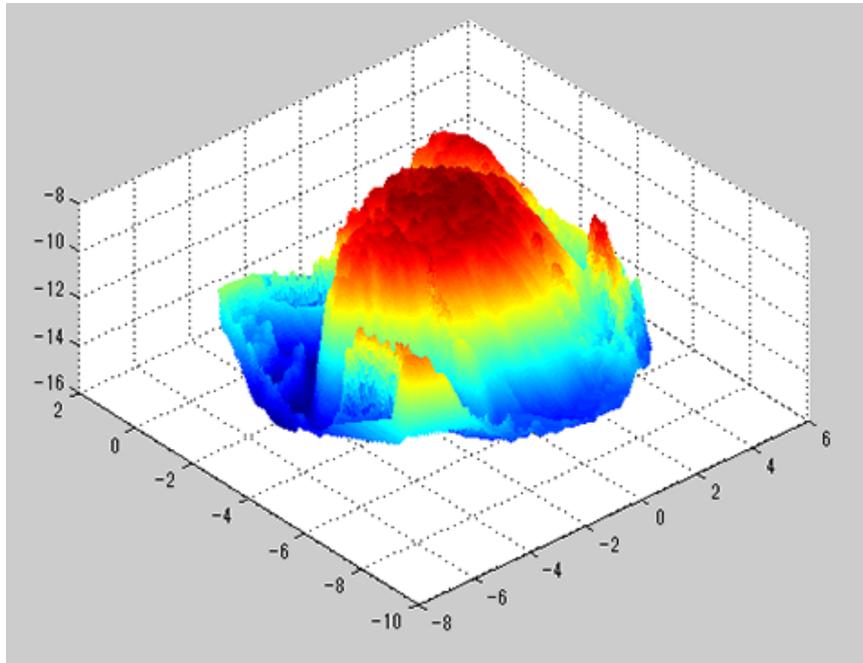


图 4.10: 三次元形状復元結果

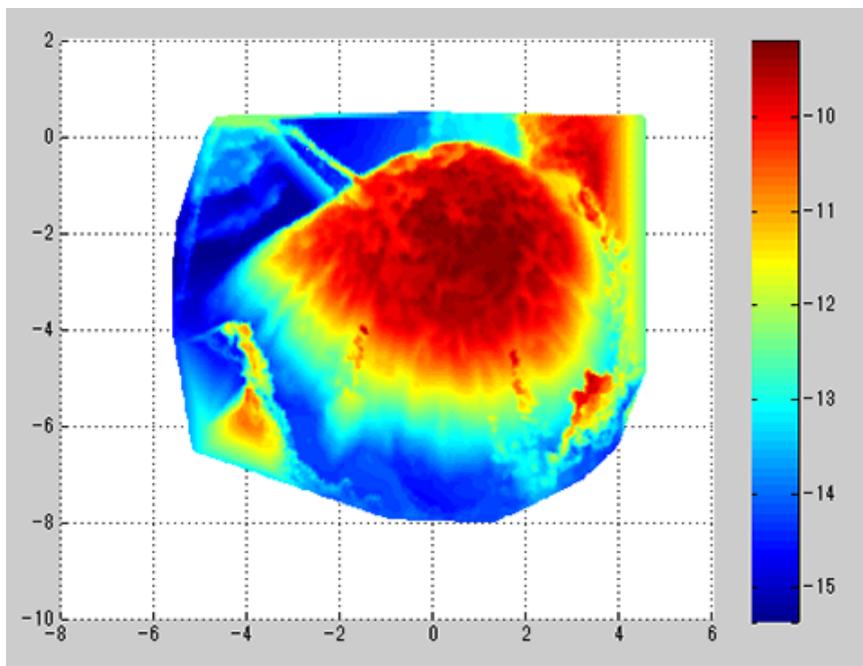


图 4.11: 三次元形状復元結果 (俯瞰)

4.3 内視鏡画像実験 2

本節では、二種類目の内視鏡画像 (図 4.2) の二枚の画像中の血管領域を本手法によって検出し、それらの情報を用いてポリープの三次元形状復元を行う。なお、処理の手順は、前節の実験 1 と同じものとする。

4.3.1 血管領域の検出結果

同様に図 4.2a, 図 4.2b の二枚の画像から別のポリープの三次元形状復元を行う。まず色情報とラベリングにより二枚の画像中の血管候補領域を色分別したものを図 4.12a および図 4.12b に示す。図 4.12a では、血管候補領域として 25 個の領域が検出され、図 4.12b では、血管候補領域として 12 個の領域が検出された。一種類目の実験と同様に、まず一枚目の画像である図 4.12a に存在する候補領域の中で最終的な血管候補領域を決定する。

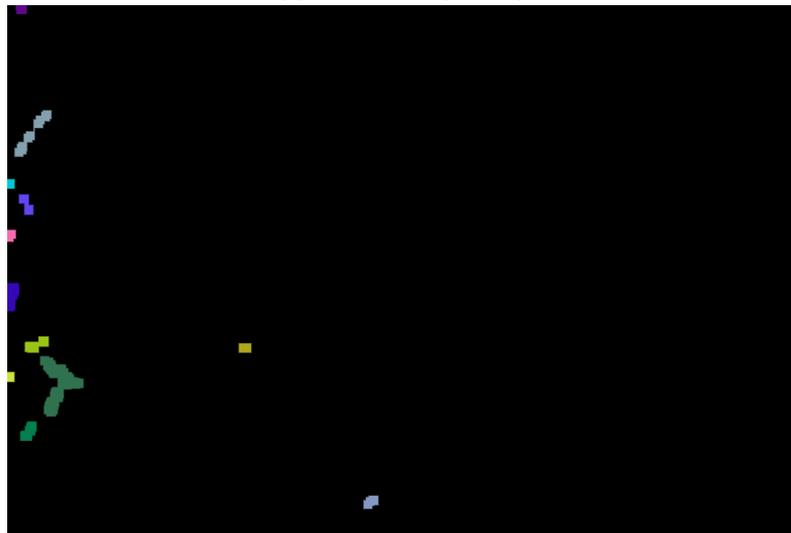
第一に入力画像の端四辺に位置する血管候補領域の削減を行う。図 4.12a の画像サイズは表 4.1 から横 1070 縦 705 である。したがって $x = 0, y = 0, x = 1069, y = 704$ のいずれかの画素を持つ候補領域は削除され、その結果が図 4.13a となる。このとき、削減処理により図 4.13a に存在する血管候補領域の数は 23 個となった (25 個から 23 個へ減少)。そして図 4.13a にて残った血管候補領域を調べ、その中で最大のものを一枚目の最終的な血管候補領域とする。図 4.13b で示すように、面積が 2848 である候補領域 13 (赤色) が一枚目の画像における最終的な血管候補領域となった。

次に一枚目の血管候補領域 (図 4.13b) を用いて二枚目での血管候補領域を推定するために、テンプレート画像を用意する。図 4.14 は、図 4.13b の血管候補領域のみを指定し、テンプレート画像としたものである。なおテンプレート画像のサイズは横 120 縦 146 画素となった。また、テンプレートマッチングを行う前に一種類目のときに行った血管候補領域の検出条件にしたがい、あらかじめ二枚目の画像での血管候補領域の削減を行う。その結果を図 4.6 に示す。これにより、図 4.15 に存在する血管候補領域は 7 個となった (12 個から 7 個へ減少)。図 4.15 に対して、一枚目のテンプレート画像 (図 4.14) をもとにテンプレートマッチングを行った結果を図 4.16a に示す。図 4.16a の中で 1 種類目の同様に赤い線で囲まれた領域がテンプレート画像が最も一致した場所である。これによりテンプレート画像の領域内には、三つの血管候補領域が確認できるため、一種類目のときとは異なり、赤い領域内に存在する血管候補領域の中で、最も面積が大きい領域 5 番 (薄緑の領域) を一枚目の血管候補領域の対する二枚目での移動先と判断し、図 4.16b に示すようにこの領域を二枚目の最終的な血管候補領域と決定する。決定後は、一種類目と同様に最終的な血管候補領域以外を除去する。

さらに図 4.13b および図 4.16b の二枚の画像を、膨張収縮処理による血管候補領域の修正を行う。ここで一種類目の場合と同様に膨張収縮処理の最大ループ数は 100 と定める。膨張収縮処理により修正した最終的な血管候補領域の形状は図 4.17a および図 4.17b となった。これら修正された二枚の血管候補画像 (図 4.17a, 図 4.17b) を用いて、一種類目の内視鏡画像実験と同様に SIFT により内視鏡の移動量 ΔZ , 復元初期点の反射係数 C_{init} を推定し、それらを用いてポリープの三次元形状復元を行う。

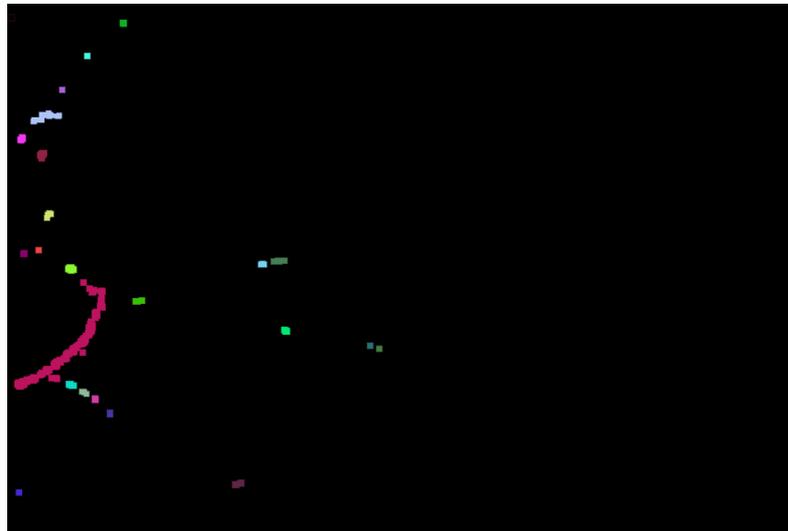


(a) 色分別結果 (一枚目)

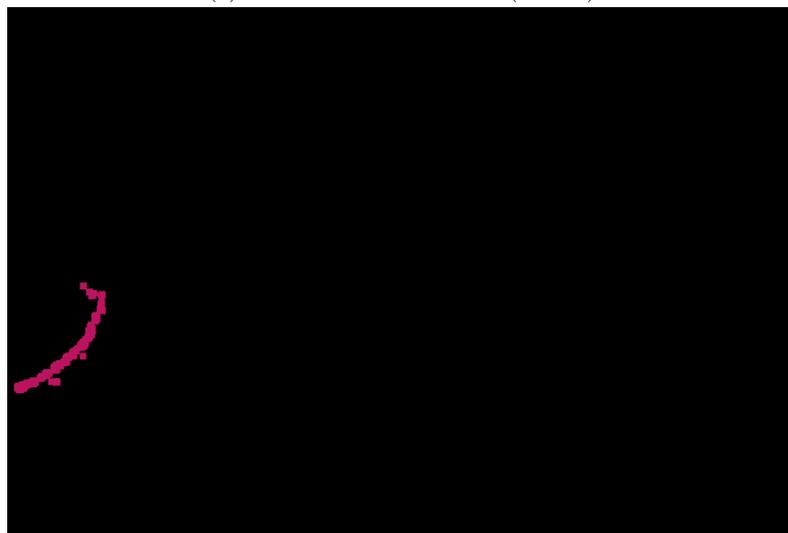


(b) 色分別結果 (二枚目)

図 4.12: 色情報とラベリングによる血管候補領域検出 (二種類目)



(a) 血管候補領域の削減結果 (一枚目)



(b) 最も面積が大きい血管候補領域 (一枚目)

図 4.13: 一枚目の最終的な血管候補領域検出 (二種類目)

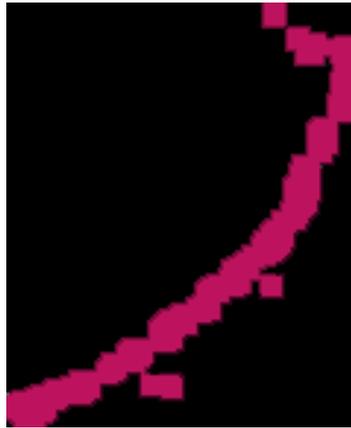


図 4.14: テンプレート画像 (二種類目)

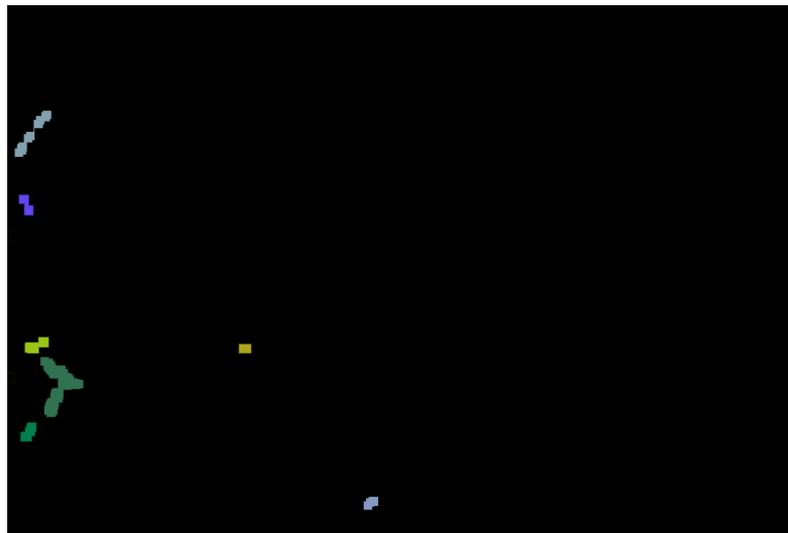
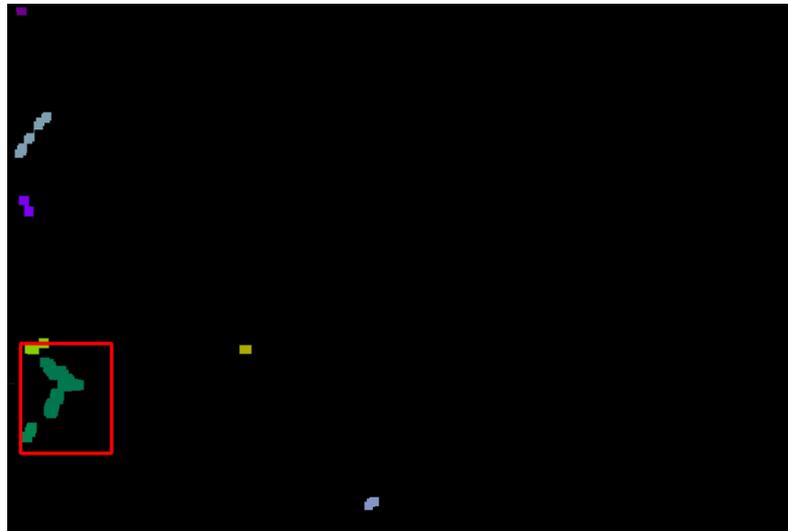
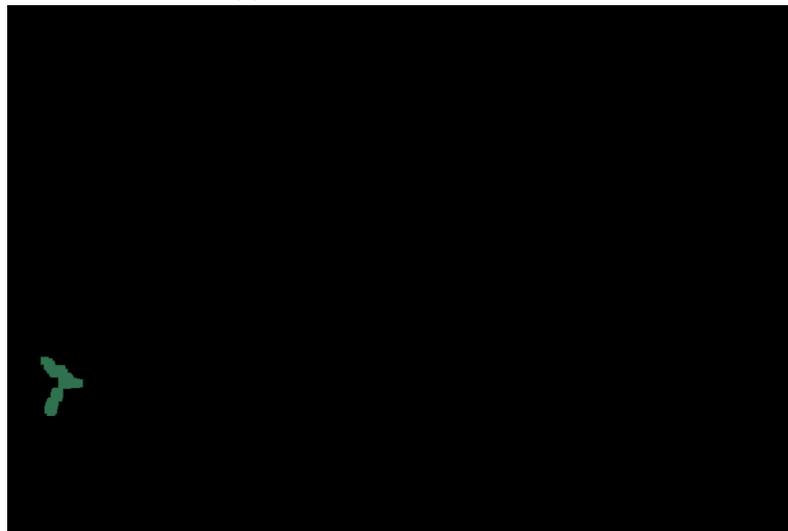


図 4.15: 二枚目の候補領域削減結果

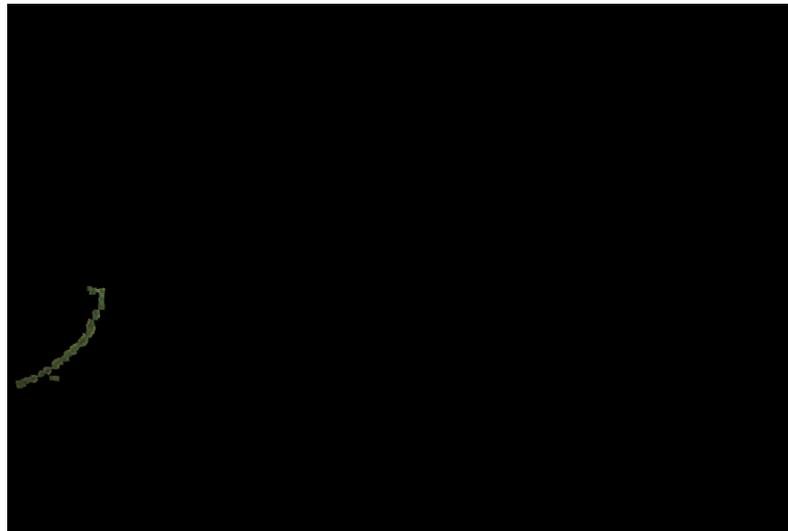


(a) テンプレートマッチング結果

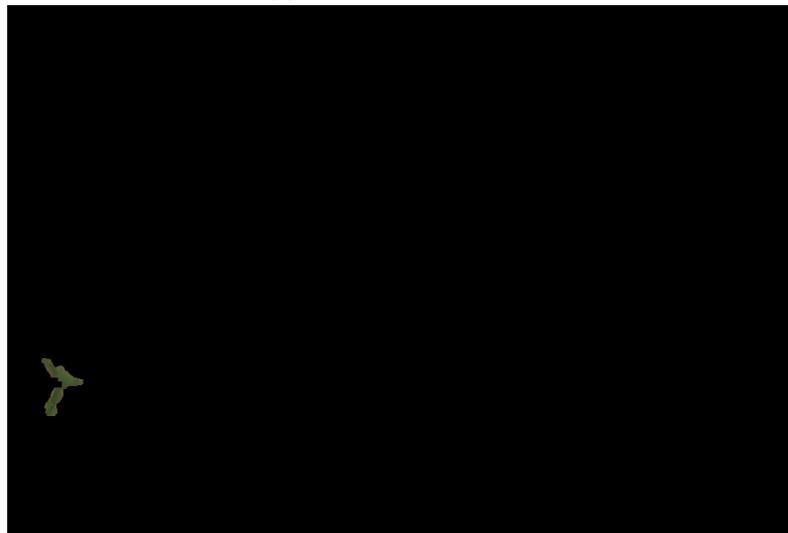


(b) 二枚目の最終的な血管候補領域検出

図 4.16: 一枚目の血管候補領域の移動先の推定 (二種類目)



(a) 一枚目の血管候補画像



(b) 二枚目の血管候補画像

図 4.17: 本手法による最終的な血管検出結果 (二種類目)

4.3.2 三次元形状復元結果

一枚目の内視鏡画像での推定方法と同じように、前節にて決定した二枚の血管画像を用いて SIFT により移動量 ΔZ を推定する。その結果、 $\Delta Z = 1.9764(mm)$ となり、復元初期点の反射係数 C_{init} は 42 となった。また FMM により物体の形状復元を行うために、入力画像（一枚目の画像）の Lambert 化を行った結果を図 4.18 に示す。最後に SIFT により推定された移動量 ΔZ 、反射係数 C_{init} および図 4.18 を用いて、FMM によるポリープの三次元形状復元を行った結果を、図 4.19 および図 4.20 に示す。図 4.19、図 4.20 から図 4.2a および図 4.2b に存在するポリープの大きさを表 4.3 に示す。表 4.3 および復元結果である図 4.19、図 4.20 から、二種類目の内視鏡画像中のポリープは、横が 3.5mm、縦が 5mm、高さが 2mm ほどの大きさであることがわかった。

表 4.3: パラメータ・ポリープの情報（二種類目）

パラメータ	取得した値
Ves_{center}	96(Green)
Ves	78 ~ 114
ΔZ	1.9764mm
C_{init}	42
復元対象の横	3.5mm
復元対象の縦	5mm
復元対象の高さ	2mm

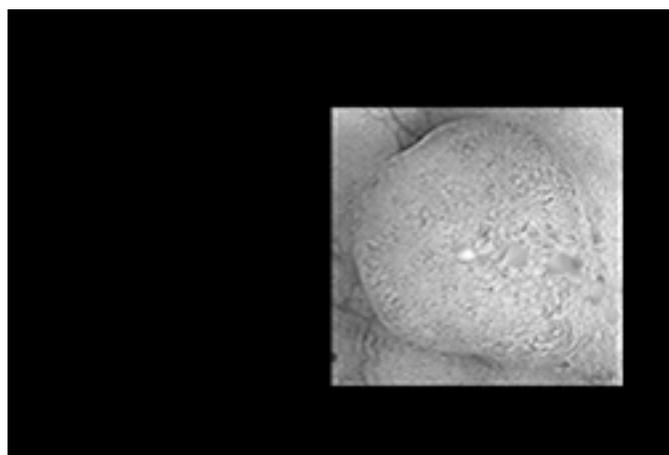


図 4.18: Lambert 化 (二種類目)

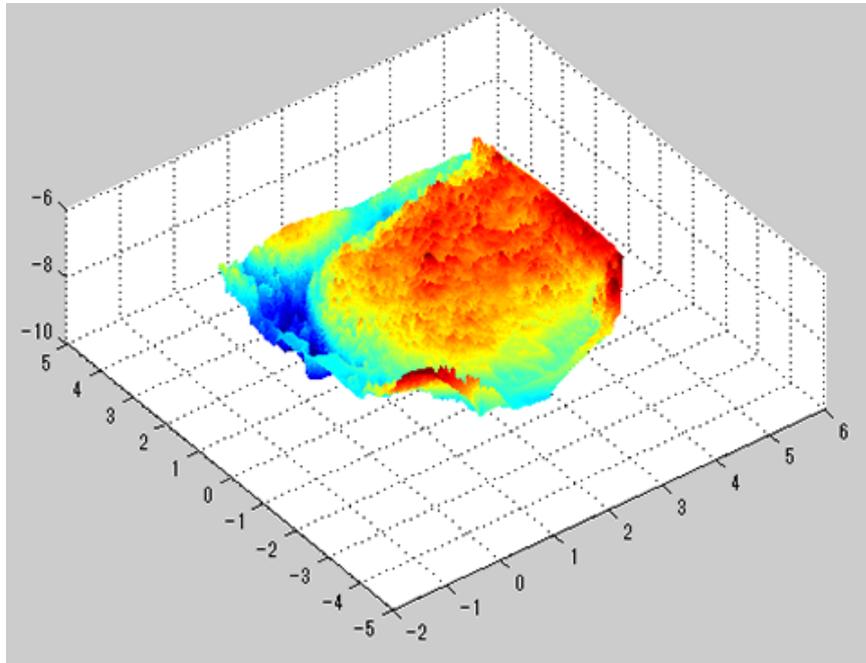


图 4.19: 三次元形状復元結果

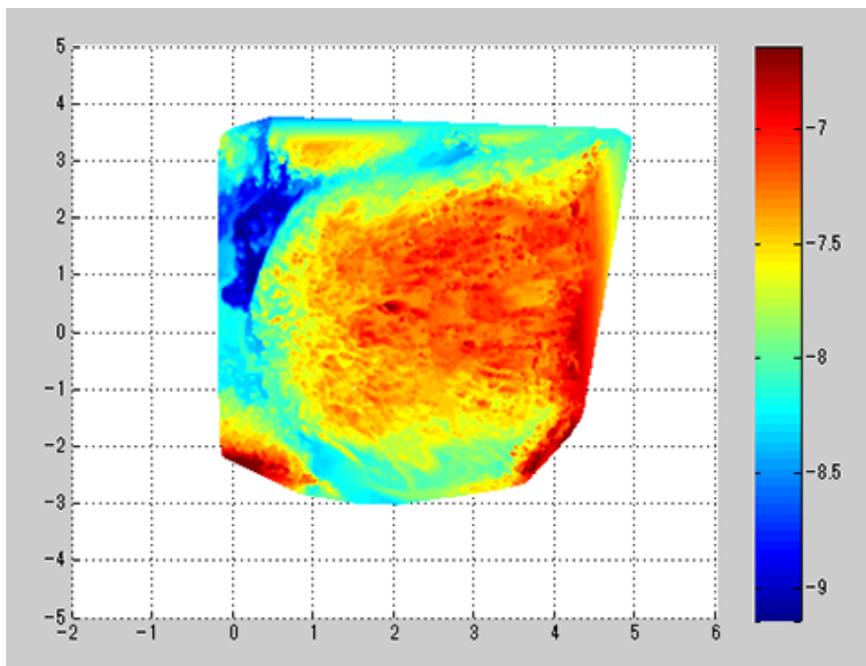


图 4.20: 三次元形状復元結果 (俯瞰)

第5章 むすび

本節にて、本論文のまとめと本手法によって実験を行った結果から見た課題と今後の展望について説明する。

5.1 むすび

本研究では、先行研究である文献 [22] にて提案されている二枚の内視鏡画像を参照物体を用いることで画像中に存在するポリープの三次元形状復元を行うにあたり、問題であった汎用性の問題を解消した。従来の研究では、参照物体としてポリープを切除する際によく用いられ、大きさが既知である医療用糸（縫合糸）を活用した。しかし、縫合糸とポリープが両方とも存在している内視鏡画像は少なく、また縫合糸によるポリープの大きさの推定を行う際に、あらかじめユーザ（ここでは内視鏡診断医師）が参照物体の部分のみ切り取った画像を用意する必要があるなどの問題点があった。本研究は、上記に述べた問題点である汎用性を高めるに、一般の内視鏡環境下にて撮影された通常の内視鏡画像（画像内はポリープしか存在しないもの）にて縫合糸に代わる参照物体はないかと考えた。そこで、どの内視鏡画像でも確認することができる血管に着目し、これを参照物体として内視鏡の移動量 ΔZ を求めポリープの三次元形状復元を行った。人間の血管は、成人では血管の大きさはほとんど個人差がなく、縫合糸と同様に大きさを既知とすることができる。実験ではそれぞれ状況が異なる二種類の内視鏡画像を用いて本手法によりポリープの三次元形状復元を試みた。その結果、4章の二種類の復元結果に示したように先行研究で行っていた縫合糸による実験結果と同じく、実際のポリープの大きさの推定が可能となった。先行研究では、本論文にて実験に使用した二種類の内視鏡画像を用いて形状復元することは不可能であるが、本手法を用いることで、縫合糸などの医療用器具が存在しない一般的な内視鏡画像中のポリープの大きさを推定できたことから、先行研究にて問題となっていた使用できる内視鏡画像の少なさに関して解決した。

5.2 今後の課題と展望

実験にて発見された課題として、二種類の内視鏡画像での実験から、色情報とラベリングによるおおまかな血管検出を行うが、元画像が水などによって血管がぼやけたりした画像を用いた場合、血管を検出することが難しい。より汎用性を高めるために、色情報とラベリングによる血管候補領域の判定を強化することが今後の課題であると挙げられる。また膨張収縮処理での処理において、第一段階または拡張処理によって検出した血管候補領域を消滅させてしまうことがある問題点が挙げられる。これは切り取った血管候補領域とともに発見されるノイズが非常に血管色に近い色情報を持っている場合、血管と判断する範囲が狭くなり、

血管候補領域をノイズと誤って消滅させてしまうことである。またノイズであるにも関わらず、血管候補領域と判断してしまうこともあった。そのため、膨張収縮処理を行う判定をより精密に設定する必要がある。これらの問題を解消することにより、より多くの種類の内視鏡画像中のポリープの三次元形状復元が可能となることが期待できる。

謝辞

本研究の機会を与えていただき、また数々の適切な御意見、御指導を頂いた、名古屋工業大学准教授 舟橋 健司先生、中部大学教授 岩堀 祐之先生に心から感謝いたします。

ならびに、本研究において内視鏡画像を提供をはじめ、ご討論、ご協力を頂きました愛知医科大学教授 春日井 邦夫先生に深く感謝いたします。

さらに、本研究を進めるにあたり多くの助言を頂き、御協力いただいた名古屋工業大学 舟橋研究室所属の学生の皆様、および中部大学 岩堀研究室の皆様にご深く感謝し、厚く御礼申し上げます。

参考文献

- [1] B. K. P. Horn, “Obtaining shape from shading information”, *MIT Press*, pp. 123–171, 1989.
- [2] P. W. Verbeek, B. J. H. Verwer, “Shading from shape, the eikonal equation solved by gray-weighted distance transform”, *Pattern Recognition Letters*, Vol. 11, pp. 681–690, 1990.
- [3] James A. Sethian, “A Fast Marching Level Set Method for Monotonically Advancing Fronts”, *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America (PNAS U. S.)*, Vol. 93, No. 4, pp. 1591–1593, February, 1996.
- [4] Ron Kimmel, James A. Sethian, “Optimal Algorithm for Shape from Shading and Path Planning”, *Journal of Mathematical Imaging and Vision (JMIV)*, Vol. 14, No. 3, pp. 237–244, May, 2001.
- [5] Ariel Tankus, Nir Sochen, Yehezkel Yeshurun, “Shape-from-Shading Under Perspective Projection”, *International Journal of Computer Vision*, Vol. 63, No. 1, pp. 21–43, June, 2005.
- [6] Shiu Yin Yuen, Yuen Yan Tsui, Chi Kin Chow, “A Fast Marching Formulation of Perspective Shape from Shading under Frontal Illumination”, *Pattern Recognition Letters*, Vol. 28, No. 7, pp. 806–824, May, 2007.
- [7] Woodham R. J. , “Photometric method for determining surface orientation from multiple images”, *Optical Engineering* 19, pp. 139–144, 1980
- [8] Woodham R. J. , “Gradient and curvature from the photometric-stereo method, including local confidence estimation”, *J. Opt. Soc. Am. A*, pp. 3050-3067, 1994
- [9] Y. Iwahori, R. J. Woodham, Md. S. Bhuiyan, M. Ishii “Neural Network Based Photometric Stereo for Object with Non-Uniform Reflectance Factor”, *ICONIP*, Vol. 3, pp. 1213-1218, 1999.
- [10] M. Liao, L. Wang, R. Yang “Light Fall-off Stereo”, *Computer Vision and Pattern Recognition*, pp. 1-8, 2007.
- [11] B. Lucas, T. Kanade “An iterative image registration technique with an application to stereo vision”, *International Joint Conference on Artificial Intelligence*, pp. 674–679, 1981.

- [12] K. Hasegawa, Y. Sato, “High Speed Endoscope Type 3-D Measurement System”, *Proceedings of the Asian Conference on Computer Vision*, Vol. 2, pp. 887–892, January, 2000.
- [13] H. Nakatani, K. Abe, A. Miyakawa, S. Terakawa, “Three-dimensional measurement endoscope system with virtual rulers”, *Journal of Biomedical Optics (JBO)*, Vol. 12, No. 5, pp. 051803, November, 2007.
- [14] 袴田真一, 三好大智, 中口俊哉, 津村徳道, 三宅洋一, “磁気位置センサを伴った内視鏡による3次元臓器再構成”, 電子情報通信学会技術研究報告. MI, 医用画像, Vol. 106, No. 145, pp. 13–18, June, 2006.
- [15] Thorsten Thormählen, Hellward Broszio, Peter N. Meier, “Three-Dimensional Endoscopy”, *Falk Symposium*, pp. 199–212, 2001.
- [16] 長倉俊明, 道田智樹, 平尾素宏, 太田高志, 河原邦光, “内視鏡画像による三次元計測の可能性の検討”, 消化器内視鏡, Vol. 21, No. 7, pp. 1031–1040, July, 2009.
- [17] K. Tatematsu, Y. Iwahori, T. Nakamura, S. Fukui, Robert J. Woodham, K. Kasugai “Shape from Endoscope Image based on Photometric and Geometric Constraints”, *Procedia Computer Science, Elsevier*, 2013.
- [18] K. Mori, Y. Iwahori, K. Kasugai “Shape from endoscope images using inverse square law for illuminance”, *PCSJ2010/IMPS2010*. pp.119-120, 2010.
- [19] Sungheon Park, Myunggi Lee, Nojun Kwak, ”Polyp detection in Colonoscopy Videos Using Deeply-Learned Hierarchical Features”, *ISBI 2015*, Grand Challenge No.7, pp. 1-4, 2015
- [20] N. Tajbakhsh, Suryakanth R. Gurudu, Jianming Liang, ”Automated Polyp Detection in Colonoscopy Videos Using Shape and Context Information”, *IEEE 2015*, pp. 1-16, 2015
- [21] 山口大輝, 岩堀祐之, 福井真二, 中村剛士 “透視投影下でのカメラ・点光源の同時移動環境における三次元形状復元手法”, *MIRU 2012*, IS3-50, 2012.
- [22] Y. Iwahori, D. Yamaguchi, T. Nakamura, K. Kunio “Estimating Reflectance Parameter of polyp Using Medical Suture Information in Endoscope Image”, *In Proceeding of ICPRAM 2016*, pp. 503-509, 2016.
- [23] Y. Iwahori, K. Iwai, Robert J. Woodham, H. Kawanaka, S. Fukui, K. Kasugai “Extending Fast Marching Method under Point Light Source Illumination and Perspective Projection”, *ICPR 2010*, pp. 1650-1653, 2010
- [24] Y. Iwahori, H. Sugie, N. Ishii. “Reconstructing shape from shading images under point light source illumination”, *Proceedings of IEEE 10th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'90)*, Vol. 1, pp. 83–87, June, 1990.

- [25] D. G. Lowe, “ Object recognition from local scaleinvariant features ”, *Proc. of IEEE International Conference on Computer Vision (ICCV)* , pp. 1150-1157, 1999.
- [26] Debanga Raj Neog, Y. Iwahori, M. K. Bhuyan, Robert J. Woodham, K. Kasugai, “Shape from an Endoscope Image Using Extended Fast Marching Method”, *Proc. of IICAI-11*, pp. 1006-1015, 2011.
- [27] Y. Shimasaki, Y. Iwahori, Debanga Raj Neog, Robert J. Woodham, M. K. Bhuyan, ”Generating Lambertian Image with Uniform Reflectance for Endoscope Image”, *International Workshop on Advanced Image Technology(IWAIT2013)*, 1C-2 (Computer Vision 1), pp. 1-6, 2013
- [28] 井村誠孝, 大城理, 千原國宏, ”GPU を用いた画像の連結成分抽出に関する一考察”, *IPSSJ SIG Technical Report*, CG-138 No.11, pp. 1-5, 2010

発表論文リスト

1. 須田智也, 岩堀祐之, 舟橋健司, 春日井邦夫, “内視鏡画像中の血管を用いたポリープの三次元形状復元”, 第 18 回画像認識・理解シンポジウム (MIRU2015), SS2-16, pp. 1-2, 2015.
2. 須田智也, 岩堀祐之, 舟橋健司, 春日井邦夫, “内視鏡画像中の血管色の推定によるポリープの三次元形状復元”, 平成 27 年度電気・電子・情報関係学会東海支部連合大会, M1-1, 2015.
3. 須田智也, 岩堀祐之, 舟橋健司, B. Kijirikul, M. K. Bhuyan, 春日井邦夫, “内視鏡画像中の血管情報を用いたポリープの三次元形状復元の提案”, 第 40 回東海ファジィ研究会予稿集, 2016.(予定)