

2021 年度 修士論文概要

主査	舟橋 健司	副査	本谷 秀堅	研究室	舟橋研究室
入学年度	2020 年度	学籍番号	31414017	氏名	江本 峻

論文題目 単一内視鏡画像からのポリープ形状復元と血管情報を利用したその大きさ推定
 Polyp Shape Recovery from Single Endoscope Image and Size Estimation Using Blood Vessel Information

1 はじめに

内視鏡画像からポリープの形状や大きさを推定することは医療診断支援において重要である。これまで血管が水平になっているところを検出して形状復元に利用する方法や相対的な大きさや形状を得る方法が提案されている。本稿では 1 枚の内視鏡画像から血管情報をリファレンスとしてポリープの形状と大きさを復元する手法を提案する。

2 提案手法

内視鏡画像から U-Net[1] を用いて血管抽出画像を予め取得しておく。次に鏡面反射を含む内視鏡画像を文献 [2] をもとに Lambert 化画像に変換する。点光源照明と透視投影のもとで光学的拘束と幾何学的拘束から得られる深度 Z が等しいとおくと、

$$\sqrt{\frac{CV(-px - qy + f)}{E(p^2 + q^2 + 1)^{\frac{1}{2}}}} = \frac{Z_k(f - p_k x_k - q_k y_k)}{(f - p_k x_t - q_k y_t)} \quad (1)$$

が成り立つ。 E は Lambert 反射特性を仮定して観測される面の明るさ、 (p, q) は面の傾きパラメータ、 f はレンズの焦点距離、 (x, y) は画像面の座標、 C は反射係数である。 t は注目点 (*trial*)、 k は隣接点 (*known*) を表す。式 (1) をもとにアイコナール方程式の近似式を得る。

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

ここで $A = \frac{V^2(f - p_k x_t - q_k y_t)^6}{Z_k^4(f - p_k x_k - q_k y_k)^4}$ である。式 (2) を用いて FMM (Fast Marching Method)[3] の枠組みで形状復元を行う。

反射係数 C の値を求めて絶対スケールの Z 分布を復元する。透視投影により 3 次元空間の (X, Y) は Z 、画像面上の座標 (x, y) およびレンズの焦点距離 f を用いて $(X, Y) = (Zx/f, Zy/f)$ となる。反射係数 C は血管の幅を参照して推定する。血管が内壁に沿って傾斜していることも考慮して Lambert 化画像から得られる血管領域の三次元形状 (相対形状) をもとに、ポリープに近い血管の注目点での傾きを水平に補正する。これにはアフィン変換の回転行列を用いて天頂角 α と方位角

表 1: 反射係数及びサイズ推定の結果

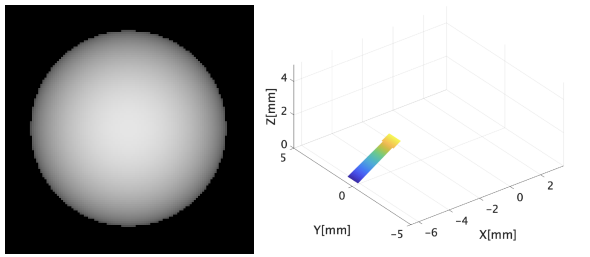
	推定結果	真値
反射係数 C	86.39	90.00
X 軸方向の幅 [mm]	8.961	9.183
Y 軸方向の幅 [mm]	9.208	9.183
Z 軸方向の高さ [mm]	3.070	2.690

β で表される傾きベクトルを真上方向に変換する。水平になった血管部位に対して 1 画素当たり何ミリメートルという単位の変換基準が得られる。その変換基準と復元対象幅 [px] から復元対象幅の予測値 [mm] を計算し、これと一致するように C の値を変えながら最適化で求める。最適化は低解像度の画像にして、復元対象の予測値 - 形状復元の測定値を目的関数 (誤差) として誤差が 0.01mm 未満になるまで繰り返し、最終的な C の値を求める。

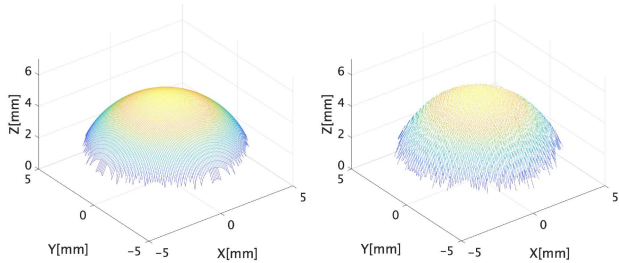
3 実験

シミュレーション実験では、図 1c のような半球をポリープと見立てて実験を行う。点光源・透視投影環境における半球の Lambert 画像を図 1a に示す。また、反射係数推定に用いる血管は肉壁に沿って傾斜していると想定して図 1b のように作成する。肉壁斜面の Lambert 画像から任意の反射係数 ($C=300$) を与えることで三次元形状 (相対形状) を取得し、アフィン変換を用いて血管領域を XY 平面に対して水平に位置するよう写像する。そこから、画像面に投影される血管領域の幅をピクセル単位で計測し、最適化によって反射係数 C を推定する。形状復元結果を図 1d に示し、反射係数及びポリープサイズ推定の結果を表 1 に示す。反射係数の誤差は 4.01%、幅の誤差は X 軸、Y 軸でそれぞれ 2.42%、0.272% となった。これにより、反射係数推定手法、アフィン変換による血管領域の傾き補正手法の有効性が確認できた。

実画像実験では、図 2a を用いて提案手法の有効性を確認する。U-Net を用いて画像全体から血管領域を抽出し、そこから反射係数推定に使用する血管を抽出し



(a) Lambert 画像 (b) 血管領域の三次元形状



(c) 真値の三次元形状 (d) 形状復元結果

図 1: シミュレーション実験

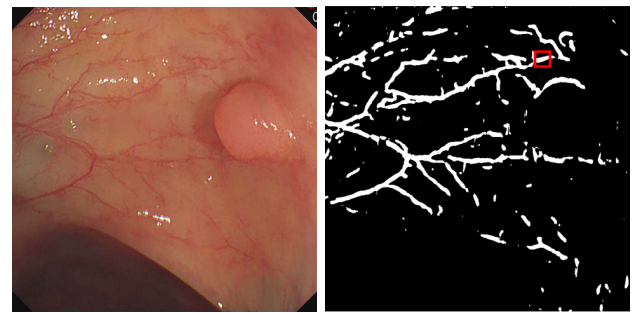
たものを図 2b に示す。本手法ではポリープ底面の高さを基準としているため、可能な限りポリープ底面に近い血管領域を使用する。文献 [2] を用いて鏡面反射除去、ランバート画像生成を行なった結果を図 2c、図 2d に示す。血管領域の三次元形状復元に使用する箇所は図 2d のように使用する血管領域を囲むようにクロップする。血管領域の幅を $0.2[\text{mm}]$ と仮定して、シミュレーション実験と同様に反射係数 C を推定する。推定した反射係数を用いて形状復元を行なった結果を図 3a、図 3b に示す。ここから、ポリープの大きさが約 $4[\text{mm}]$ 程度であることがわかった。文献 [4] では C に適当な値を与えた奥行き分布（相対形状）を用いていたが、本研究では C が未知のときに血管の幅から絶対的な大きさや形状を得る方法を明らかにした。

4 むすび

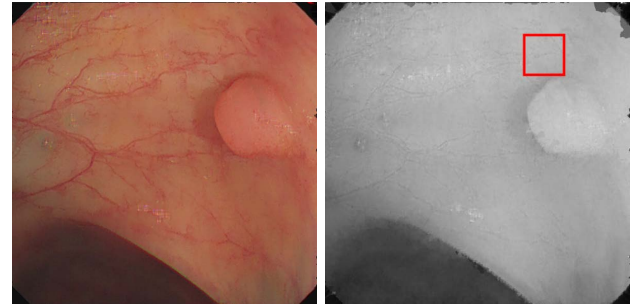
本稿では血管の幅を既知と仮定した上で血管が水平でない場合も反射係数 C を推定することで、1 枚の内視鏡画像でも対象の大きさの復元を可能にした。今後の課題として、実画像による精度評価実験や既知とする血管領域幅の妥当性検証などが挙げられる。

参考文献

[1] O. Ronneberger, P. Fischer, T. Brox, “U-Net: Convolutional Networks for Biomedical Image Segmentation”, MICCAI 2015, pp.234-241, 2015.

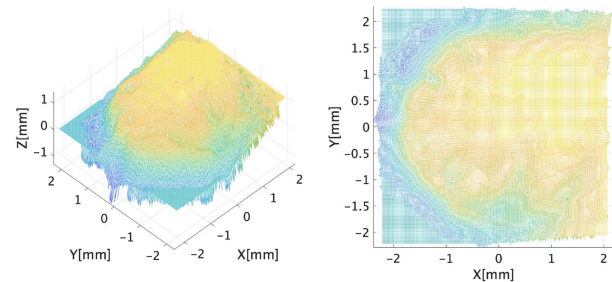


(a) 内視鏡画像 (b) 血管領域の抽出箇所



(c) 鏡面反射除去 (d) Lambert 画像の抽出箇所

図 2: 形状復元の前処理 1



(a) 形状復元結果 (b) 形状復元結果（俯瞰）

図 3: 復元結果例 ($C = 148.0$)

[2] N. Ikeda, H. Usami, Y. Iwahori, B. Kijirikul, K. Kasugai, “Generating Lambertian Image by Removing Specular Reflection Component and Difference of Reflectance Factor Using HSV”, ITC-CSCC 2016, pp.547-550, 2016.

[3] R. Kimmel, J. A. Sethian, “Optimal Algorithm for Shape from Shading and Path Planning”, Journal of Mathematical Imaging and Vision, vol.14, no.3, pp.237-244, 2001.

[4] Y. Iwahori, S. Miyazaki, H. Usami, Y. Hanai, B. Kijirikul, K. Kasugai, “Automatic Detection of LST-Type Polyp by CNN Using Depth Map”, Handbook of Artificial Intelligence in Healthcare, pp.177-196, 2021.