

動き推定に基づく内視鏡画像からの立体形状計測法の開発

中 谷 広 正 静岡大学情報学部情報科学科教授

1 あらまし

内視鏡は、単眼であることに加え魚眼レンズ特有の樽型歪みによって、観察部位までの距離が分からず、腫瘍や潰瘍を認めてもその大きさを定量的に記録することはできなかった。そのため、定量的な3次元表示・計測が可能な内視鏡の開発が望まれてきた。本研究では、内視鏡で観測された時系列画像から内視鏡の動きを推定し、観測対象を3次元計測する手法について研究した。その成果として、内視鏡を平行に移動させるとの仮定の下、内視鏡画像間でオプティカルフローを算出することによって内視鏡の移動量を算出できることを示した。そして、レーザー照射点の軌跡上の点で計測された距離を用いることによって凹凸断面を表示した。

2 はじめに

内視鏡は、広い視野で鮮明な画像が得られ、非侵襲の診断装置として広く用いられている[1, 2]。しかし、通常の診断では、観察部位までの距離が分からず、腫瘍や潰瘍を認めても大きさを定量的に記録できなかった。大きさや凹凸の判断は医師の経験に頼っていた。

そのため、定量的な3次元表示・計測が可能な内視鏡の開発が望まれてきた。それに応えて、MRIやCTで観測した3次元データから再構築した体内を観測するバーチャル内視鏡の研究が進められてきた[3]。しかし、通常の診断では内視鏡のみの利用が圧倒的であることから、内視鏡のみを用いた3次元計測手法の開発が望まれている。

これまでに、内視鏡からレーザー光を照射し患部の大きさをオフラインで測定するシステムが開発されたが、レーザー照射点を人手で検出し患部輪郭は手作業でトレースするものであった[4]。我々は、レーザー照射点を自動的に検出し、算出した距離に基づいて内視鏡画像上に目盛りを実時間で表示するシステムを開発した[5]。この計測目盛りによって観測部位の大きさを定量的に測定できるようになった。

今回、計測目盛り表示内視鏡を用いて観測部位の凹凸を判断する手法を開発した。ここでは、凹凸断面表示の際には内視鏡を平行に移動させるとの制約の下、画像間のオプティカルフローから内視鏡の移動量を算出し、レーザー照射点の軌跡上の点で計測された距離を用いることによって凹凸断面を表示できることを実験例とともに示す。

3 計測目盛り表示内視鏡

断面表示のためには我々が開発した計測目盛り表示内視鏡システムを用いる[5]。内視鏡は、下部消化管用スコープ・フジノン EC-450WM5 を改造した。視野角は140度であり、12.8mm径の先端4箇所レーザー光照射部を設置した(図1(b))。レーザー光の最大出力は6mWであり、組織に吸収されないように波長は635nmに設定した。

処理の手順は図2のとおりである。すなわち：

(1) テストチャートを撮影し、歪み補正関数を求める。

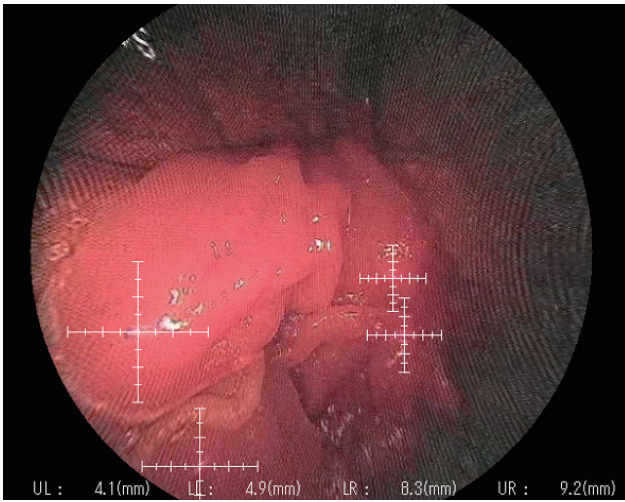
なお、この関数は使用するレンズに固有のものであり一度だけ求めればよい。

(2) 歪み補正関数を用いて魚眼レンズ特有の樽型歪みを補正する。

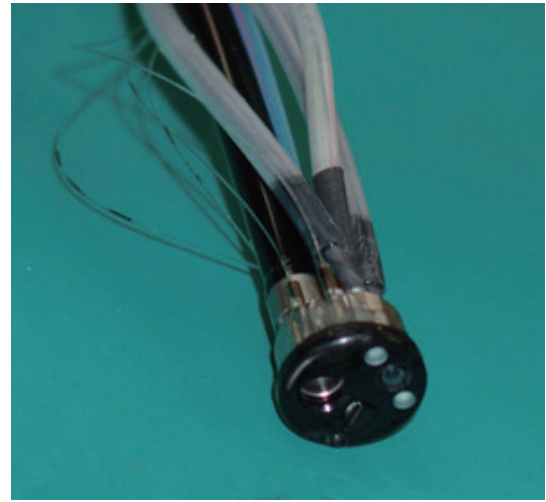
(3) テンプレートマッチングによって画像中からレーザー照射点を検出する。

(4) 歪み補正関数と三角測量の原理とから照射点の3次元座標を求める。

(5) 照射点を通り画面と平行である平面上に、観測部位を計測するための目盛りを、照射点までの距離に応じた縮尺に従って表示する。



(a) ラット胃壁上の計測目盛り



(b) 内視鏡先端部

図 1 計測目盛り表示内視鏡

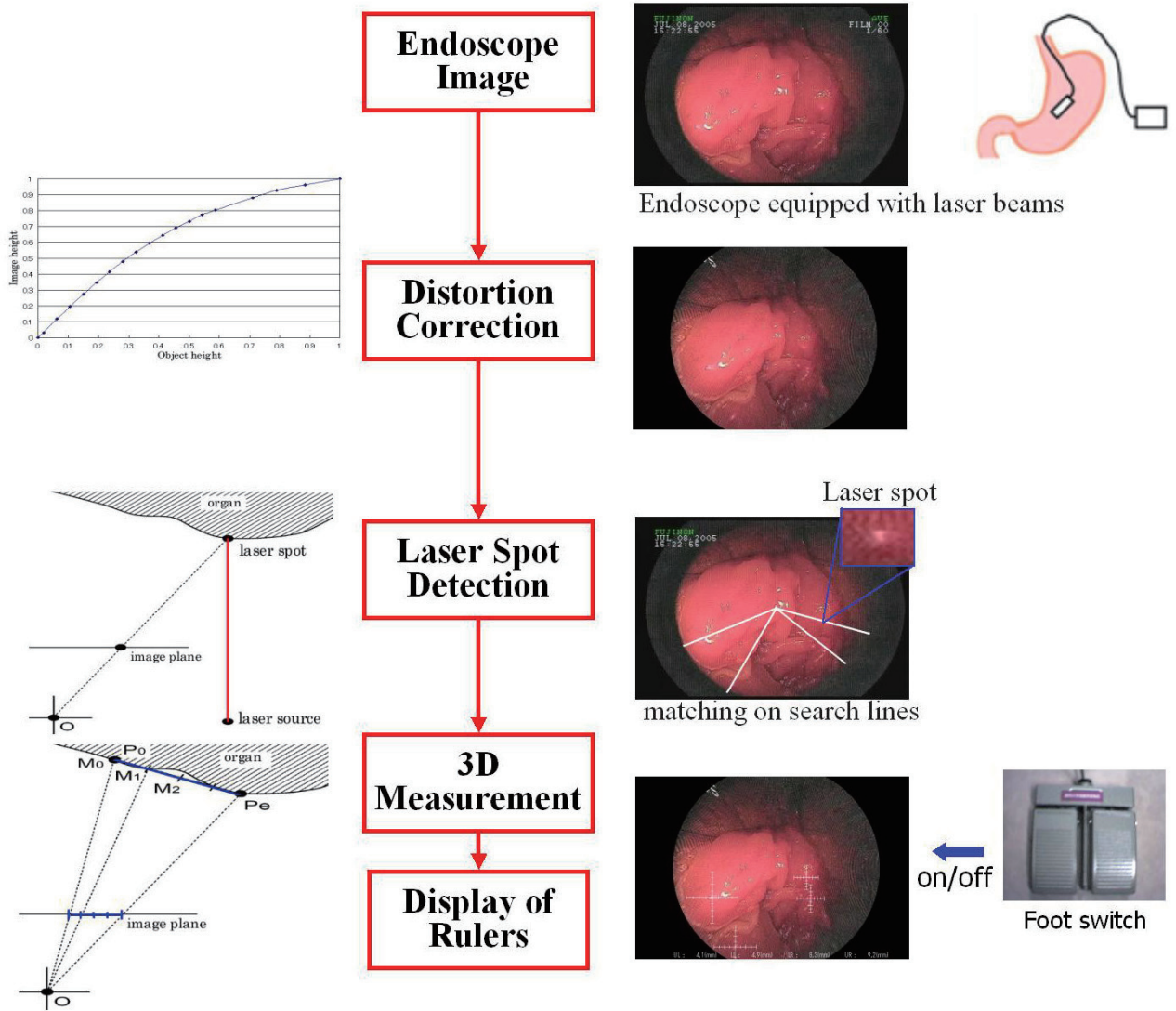


図 2 計測目盛り表示内視鏡処理手順

ラットの胃壁を観察した例を図 1(a)に示す。計測目盛りの間隔は 0.5mm である。上記手順(2)–(5)の 1 フレームあたりの処理時間は、Intel Xeon 5160, 3.00GHz×2 を用いて 1.6×10^{-2} 秒であり、計測目盛りを実時間で表示できる。

4 立体形状断面表示

断面表示時には、内視鏡の傾きを変えずに水平に動かすという制限のもとで、レーザー光を照射した観測部位の立体形状を表示する。

立体形状は実時間で常時表示する必要はなく、医師や技師が希望するときだけ表示すればよく、臨床で用いるために処理時間は 5 秒程度以内であればよい。以下に処理手順を示す。

4-1 オプティカルフローの算出

本研究では毎秒 10 フレームの画像(720×480 画素)を入力し、指示が与えられたとき過去 30 フレームから内視鏡の移動距離を求める。

まずは時刻 t とその 1 フレーム前の画像からオプティカルフロー[6]を算出する。画像中心部 300×300 画素の範囲を 30 画素間隔でオプティカルフローを求め、その平均を各画像間の移動量(u_t, v_t)とする。単位は画素である。オプティカルフローは、解像度の低い画像から高い画像へと階層的に求める。ここでは階層数は 5 とした。

4-2 内視鏡の移動量の算出

得られた(u_t, v_t)から内視鏡の移動量を求める。画像中心点からレーザー照射点までの実空間での距離を d (7.071mm)とし、時刻 t での内視鏡画像中心からレーザー照射点までの画素数を Dt とすると、1 画素あたりの距離 d/Dt が求まる。これらの値を用いて、内視鏡の実空間での移動量 ($\Delta x_t, \Delta y_t$) は式(1)で求まる。

$$(\Delta x_t, \Delta y_t) = \left(\frac{u_t d}{D_t}, \frac{v_t d}{D_t} \right) \quad (1)$$

内視鏡の先端から照射点までの距離が求まらない場合は、(1)式中の Dt の代わりに、照射点が検出された最も最近の 1 画素あたりの距離を用いる。

内視鏡の位置(x_t, y_t)は($\Delta x_t, \Delta y_t$)を t で積分することで求める。

4-3 断面表示

内視鏡先端からレーザー照射点までの距離を z_t としたとき、 z_t と内視鏡の移動量($\Delta x_t, \Delta y_t$) とを用いて断面図とレーザー照射点の軌跡を表示する。

断面図は移動距離($u_t^2 + v_t^2$)^{1/2}での z_t を 2 次元表示したものである。軌跡画像は、古いフレームから順に移動量ずつづらしながらフレームを重ねて貼り合わせた上で、照射点を通った軌跡を結んだものである。

4-4 立体表示

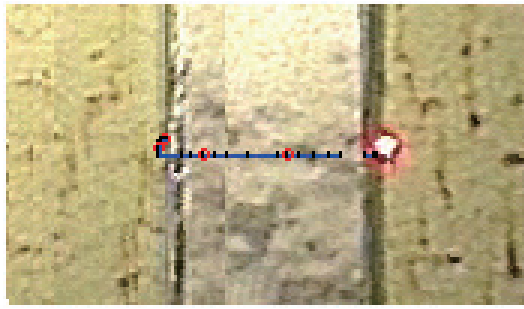
立体図は内視鏡の位置(x_t, y_t)における z_t を等軸測投影によってレーザー照射点の軌跡を 3 次元表示する。

5 実験

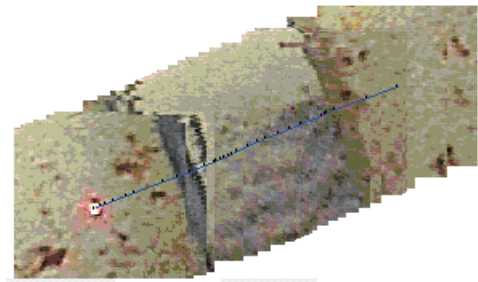
厚さ 3.5mm, 幅 5.0mm の棒状の対象を観測し、断面表示の精度を検証した。内視鏡から棒までの距離は、臨床での使用を想定して 20mm にした。幅 5.0mm の棒を 3 秒程度でなぞるように内視鏡を動かし、各フレーム間で移動距離を求め、内視鏡先端から対象物までの距離を求めた。

この条件下で棒の部分の幅は 5.0mm と測定され、30 フレームにわたって 0.1mm 以下の誤差で移動距離が得られることを確認した。

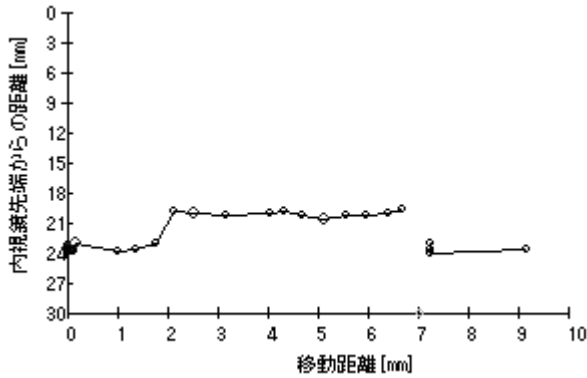
内視鏡先端からの実際の距離と計測距離との誤差平均は 0.3mm, 誤差の最大値は 0.7 mm, 分散は 0.6 mm² であった。この実験におけるレーザー照射点の軌跡と断面表示を図 3 に示す。同じ対象に対して、斜め方向に内視鏡を平行移動させて対象物を測定し、立体表示をしたものを図 4 に示す。



(a) 軌跡

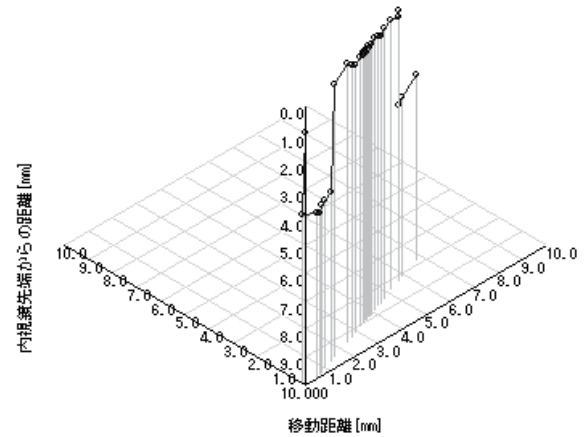


(a) 軌跡



(b) 断面表示

図3 軌跡と断面表示(距離20mm)



(b) 立体表示

図4 軌跡と立体表示(距離20mm)

6 まとめ

我々が開発した計測目盛り表示内視鏡を用いることで、内視鏡を平行に移動させるとの仮定の下、画像間のオプティカルフローから内視鏡の移動量を算出し、レーザー照射点の軌跡上の点で計測された距離を用いることによって凹凸断面を表示できることを示した。

【参考文献】

- [1] R.B.Northrop, *Noninvasive Instrumentation and Measurement in Medical Diagnosis*, CRC Press, Boca Raton, 2002.
- [2] A.Katzir, *Lasers and Optical Fibers in Medicine*, Academic Press, San Diego, 1993.
- [3] B.J.Wood and P.Razavi, "Virtual endoscopy: a promising new technology," *American Family Physician*, vol.66, no.1, pp.107-112, 2002.
- [4] M.Yamaguchi, Y.Okazaki, H.Yanai, T.Takemoto, "Three-dimensional determination of gastric ulcer size with laser endoscopy," *Endoscopy*, vol.20, no.5, pp.263-266, 1988.
- [5] H.Nakatani, K.Abe, A.Miyakawa, S.Terakawa, "Three-dimensional measurement endoscope system with virtual rulers," *Journal of Biomedical Optics*, vol.12, issue 5, 051803, 6pages, 2007.
- [6] S.Vishvjit & A.Nalwa, *Guided Tour of Computer Vision*, Addison-Wesley, Reading, Mass., 1993.

〈発表資料〉

題名	掲載誌・学会名等	発表年月
レーザー照射内視鏡による対象の断面表示	電子情報通信学会技術研究報告, 医用画像	2009年1月
計測目盛り表示内視鏡を用いた対象物の断面表示	平成20年度電気関係学会東海支部連合大会講演論文集	2008年9月