

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。我々は、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。これまで、レーザー光照射装置を内視鏡先端に取り付け、レーザー光照射点を撮影画像から自動的に検出し、レーザー光照射点までの距離を算出ことによって、観測部位の大きさを計測できるシステムを開発してきた。本研究では昨年度に引き続き、医用画像を対象に得られた成果の産業製品／製造環境への適用を視野に入れ、産業用計測実験システムを試作し、測定対象の立体形状計測について実験した。

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。

内視鏡において対象の3次元的形状を自動的に計測する研究として、レーザースキャンによる空間コード化法と立体視内視鏡を組み合わせる3次元形状を計測するシステムが開発された[4]。しかし、実時間で診断し3次元形状を計測するものではなく、対象の大きさの計測する仕組みなども無い。また、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、レーザー光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[5]。

我々はこれまでに、レーザー光照射装置を内視鏡先端に取り付け、レーザー光照射点を撮影画像から自動的に検出し、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。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[6]。また、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、レーザー光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する手法を開発した。

さらに本年度は、医用画像を対象に得られた成果の産業製品／製造環境への適用を視野に入れ、レーザー光照射部と画像入力部を大型化した産業用計測実験システムを試作し、測定対象の立体形状計測について実験した。

3 計測目盛り表示内視鏡

まず、医用画像を対象に開発した内視鏡システムの概要を述べる。

3-1 医学分野で立体形状計測内視鏡に要求される機能および特性

我々がシステム開発にあたり留意した項目はつぎのとおりである。

a. 歪み補正画像の提示

臨床で現在用いられている内視鏡には、撮影範囲が広く被写界深度が深い広角レンズを用いられ、診断中

にピントを合わせ直す必要が無く検査時間が短くて済む。しかし、撮影された画像には広角レンズ特有の樽型歪みが生じており、実際の大きさや形状の判断は医師の勘と経験に頼っている。したがって、歪曲を補正し、歪みのない画像を提示することが求められている。

b. 患部の定量的計測

内視鏡画像では撮影対象までの距離によって、近くは拡大されて、遠くは縮小されて表示される。したがって、大きさをどうしても知らなければならないときには、内視鏡内のチャンネルという管から巻尺のようなものを通し、患部に並べて撮影する必要がある。そのために、対象物までの距離や患部の大きさを実時間で計測することが求められている。

c. 従来の内視鏡と同程度の寸法

内視鏡を大きくすると患部まで内視鏡先端を通しにくくなり患者への負担が大きくなる。そのため、計測装置を新たに設置する場合でも、従来の内視鏡より大きくすることは許されない。

d. 手操作不要な処理

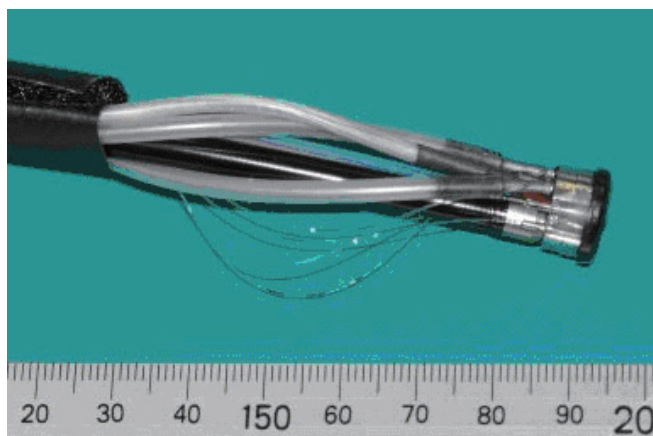
内視鏡診断では、内視鏡を起動し各種設定を調節した後はグリップ部だけで操作される。したがって、付与された立体形状計測機能を新たに使用する場合であっても、手を使わずに簡単に操作できることが求められる。

e. 実時間処理

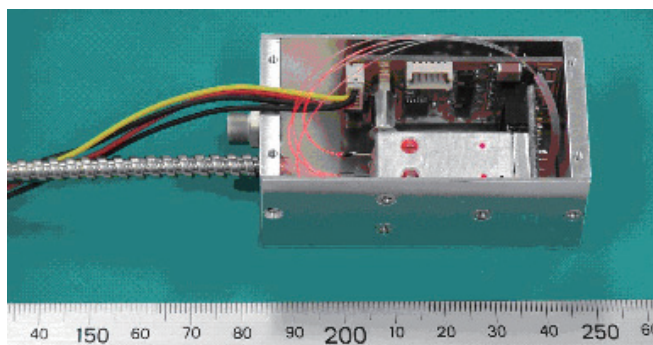
これまでもレーザー光照射点の位置を手で検出するシステムが研究されていたが、通常の診断でも立体形状を計測するためには、レーザー光照射点検出から立体形状計測までが自動で実時間処理しなければならない。

3-2 計測目盛り表示内視鏡システムの概要

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箇所をレーザー光照射部を設置した。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。内視鏡先端部とレーザー光照射ユニットを図1に示す。

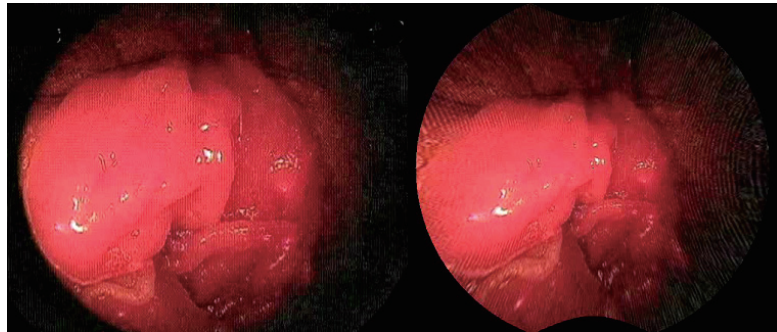


(a) 内視鏡先端部



(b) レーザー光照射ユニット

図1 計測目盛り表示内視鏡



原画像 歪み補正画像

図2 計測目盛り表示内視鏡

開発したシステムではテストチャートを撮影することによって、レンズに固有の歪み補正関数を求めた。歪み補正関数は一度求めるだけでよく、これを用いて魚眼レンズ特有の樽型歪みを補正できる。図2に補正前と補正後の像を示す。思っていた以上に歪んだ画像をこれまでの内視鏡では見ていた、との感想が医師から得られた。

患部を定量的に計測するために、レーザー光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した。また、4本のレーザー光照射部は12.8mm径の先端に設置し、内視鏡を従来と同じ寸法に納めた。各種表示はフットスイッチで操作できるため医師の手を煩わせることはない。また、レーザー光照射点検出から立体形状計測まで全て実時間で処理ができる。

<http://link.aip.org/mm/JBOPF0/1.2800758/048705.jbov1.mpg> に、ラットの胃壁上に計測目盛りを実時間で表示した様子を動画で示す。

4 凹凸形状断面表示

レーザー光照射点から得られる3次元座標を時系列で観測することによって、対象の凹凸形状断面を表示する手法を開発した。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。

4-1 医用画像への適用

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。

(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。

(2) 内視鏡の移動量の算出

レーザー光照射点までの実空間での距離・画素数、1画素あたりの距離を用いて、内視鏡の実空間での移動量を求める。

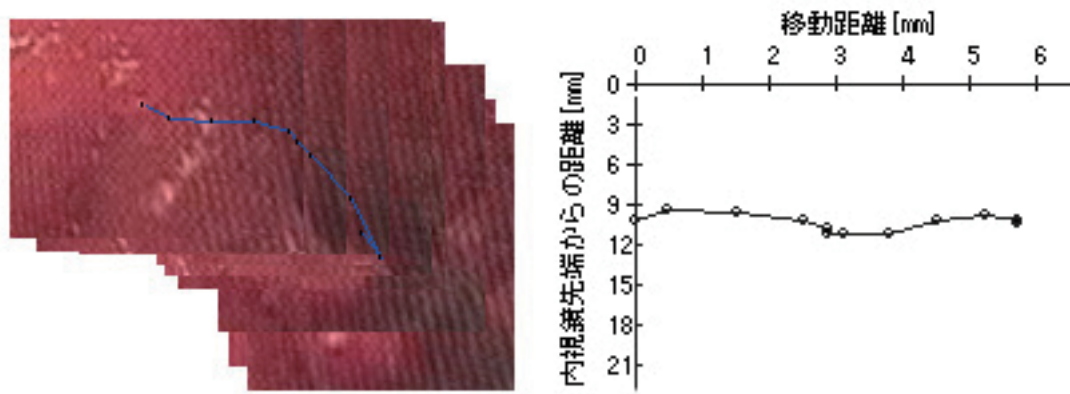
(3) 断面表示

内視鏡先端からレーザー照射点までの距離と内視鏡の移動量とを用いて断面図とレーザー照射点の軌跡を表示する。

(4) 立体表示

内視鏡の各位置における内視鏡先端からレーザー照射点までの距離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。

ラット胃壁の凹凸形状を断面表示した例を図3に示す。

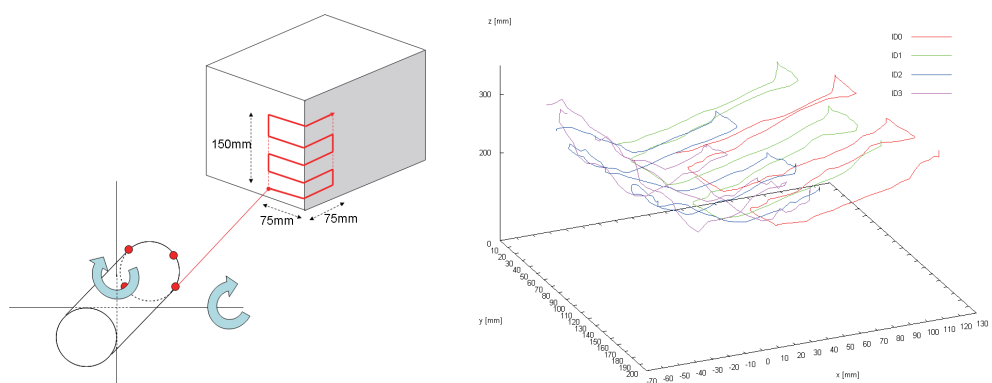


(a) レーザー光照射点の軌跡 (b) 凹凸形状断面

図3 ラット胃壁の凹凸形状断面表示



図4 凹凸形状計測実験装置



(a) レーザー光照射点 (b) 計測結果

図5 凹凸形状計測実験

4-2 産業製品計測への適用

開発した計測方式の医療以外での有効性を検証するため、ビデオカメラ (SONY DCR-VX1000) に赤色レーザー発光モジュール (LM-101-A) を設置し計測実験した (図 4)。使用したレーザー波長は 650nm, 出力は 1.0mW 以下, 電源 DC3.0V40mA, 円形レーザースポットである。

図 5 には, 直方体の角を中心にレーザー光照射点がなぞるように移動させ, 80 秒 240 枚の画像からレーザー光照射点の軌跡の 3 次元座標を計測した結果を示す。算出された角の角度は 87 度であった。

5 まとめ

我々が開発した計測目盛り表示内視鏡を用いて, 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。開発した手法は医療分野のみならず産業分野においても適用できる。

【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] K.hasegawa and Y. Sato, "Endoscope system for high-speed 3D measurement," *Systems and Computers in Japan*, vo.32, no.8, pp.30-39, 2001.
- [5] 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.
- [6] 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.

〈発表資料〉

題名	掲載誌・学会名等	発表年月
Principles of vision systems in medicine	Intelligent Image Processing and Pattern Recognition	投稿準備中
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