

内視鏡画像でのオプティカルフローによる奥行き情報の抽出

窪田 峰輝 水野 一徳 西原 清一 福井 幸男

筑波大学 電子・情報工学系

1. はじめに

近年、腹腔・副鼻腔・関節等の手術や脳神経外科領域の手術では、身体への影響を最小限に抑える低侵襲な手術を重視する方向になっており、その一つに内視鏡を用いた手術がある。内視鏡手術は脳神経に限らず殆どの部位に適用でき、侵襲が小さく、人体の内深部における視野の確保に加え、術中時間の短縮が可能である。また、術後の疼痛が少ないなど患者の QoL (Quality of Life) の面からも発展、普及が期待されている。

しかしながら、内視鏡手術は術中の視野が狭く、術者に高度な技術を要求するという欠点がある。このため、十分な視野情報等を提供する高機能内視鏡や疾患局部の位置情報を提供する撮像システム、術者が安全・確実に実施できる高操作性・高精細表示機能を有する手術器具に加え、手術の安全性の向上を図る手術安全支援システムおよび患者の術前・術中の精密な情報を統合した正確な手術計画の立案・実施を支援するシステムの開発が求められている。

本研究では、内視鏡を用いた手術において、より安全な手技操作を可能とする視覚支援システムを開発する事を目的とし、内視鏡による 2 次元撮像画像から局部の画面上における移動量を求め、その移動量をもとに内視鏡から局部までの距離を求める試みについて述べる。

2. 処理の流れ

本手法での処理の流れを図 1 に示す。本手法では動画画像中の連続する 2 枚の画像を入力とする。初めに入力画像からブロックマッチングを用いて画像間での対応点の移動量（オプティカルフロー）を抽出し、最小 2 乗法を用いて内視鏡の空間上での移動量を算出する。次に内視鏡の移動量とオプティカルフローを用いて運動からの構造復元を行い、内視鏡から局部までの距離を求める。

最後に、オプティカルフローが描画された画像、内視鏡の移動量、内視鏡から画面上の局部までの距離比を出力する。

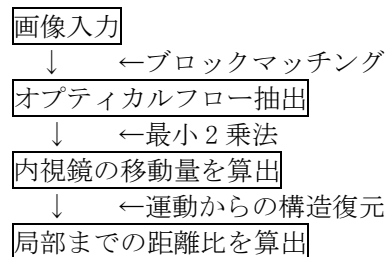


図 1. 処理の概略

3. システムの構成

3. 1 オプティカルフロー

オプティカルフローとは、画像中の各点の移動速度の事で、画面上での動体の追跡や、撮影範囲内への侵入物の検知に用いられている。オプティカルフローを求めるためには、2 つの画像での対応点の明度が変化しない事を拘束条件とする勾配法[1]などいくつかの手法があるが、今回はブロックマッチング法を用いてオプティカルフローを算出する。

3. 2 ブロックマッチング

ブロックマッチングとは、第 1 画像の任意の点に対する第 2 画像中での対応点を、ブロック間のパターンマッチングに基づいて決定する方法である。第 1 画像中の任意の点を注目点とする部分画像（ブロック）をテンプレートとして切り出し、第 2 画像中で最もマッチング率が高いブロックを求め、その注目点を対応点とする。

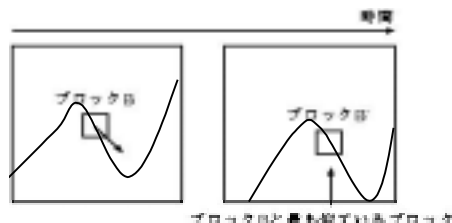


図 2. ブロックマッチング

本手法では、単純な明度によるマッチングでは照明の動きによって算出される対応点に変化してしまう為、ブロック毎に左下の点を基準点として

Extraction of Depth Informations using Optical Flow for Endoscope's Pictures

Mineki Kubota, Kazunori Mizuno, Seichi Nishihara, Yukio Fukui

Institute of Information Sciences and Electronics, University of Tsukuba

明度の勾配を計算し、それらを比較してマッチングを行なった（図 3）。

6	5	4
3	4	4
2	3	2

→

4	3	2
1	2	2
0	1	0

図 3. 明度勾配によるマッチング

3. 3 最小 2 乗法、運動からの構造復元

ある点の空間上の座標 $r = (X, Y, Z)$

それを平面状へ投影した点 $p(x, y)$

カメラの速度ベクトル $t = (U, V, W)$

とすると、オブティカルフロー $(\Delta x, \Delta y) = (u, v)$ は

$$u = \frac{-U + xW}{Z}, \quad v = \frac{-V + yW}{Z} \quad (1)$$

と表す事ができる。実際に計算されるフローには誤差があるので、画面上の全てのフローに対して $\alpha = -U + xW$, $\beta = -V + yW$ とおいて

$$\iint \left(\left(u - \frac{\alpha}{Z} \right)^2 + \left(v - \frac{\beta}{Z} \right)^2 \right) (\alpha^2 + \beta^2) dx dy \quad (2)$$

を考え、式(2)を最小とする (U, V, W) を求める。

$$\text{また、} Z = \frac{\alpha^2 + \beta^2}{u\alpha + v\beta} \quad (3)$$

以上により、内視鏡の運動とオブティカルフローから、内視鏡から各点までの距離を算出する事が出来る。[2]

4. 実行例と考察

システムの実行例を図 5、図 6 に示す。図 5(b) は、図 5(a) の 6 フレーム (6/30=0.2 秒) 後の画像である。システムの精度を確かめるために、各対応点の移動量が既知の画像を用意し実験を行なったところ、91.3%のフローが正しく出力された。

また、既知の 3 次元空間上での仮想物体を対象として実験を行なった。その結果、フローの大きさの誤差が 1%以下の時は、カメラの各軸方向への移動量の相対比およびカメラから物体までの相対距離が約 5%以内の誤差で算出される事が解った。フローの誤差が 5%以下の時は、約 10%以下の誤差で相対比が算出された。

5. まとめと今後の課題

本稿では、内視鏡の安全な操作を可能とする視覚支援システムを開発する事を目的とし、内視鏡の撮像画像からオブティカルフローによって内視鏡の移動量および内視鏡から局部までの距離を求める手法について述べた。

しかし、ブロックマッチングは明度の変化や物体の歪みに強い反面、計算時間がかかるという問



図 5(a). 入力画像 1



図 5(b). 入力画像 2

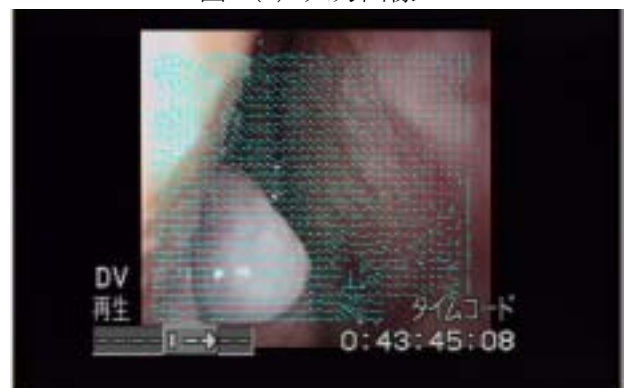


図 6. 出力画像

題があるため、実際の手術下での使用を考えると、ハードウェアによるサポートが必要となる。また、本研究ではカメラの移動量および奥行き情報について、相対値でしか算出できていないため、絶対的な値を算出するための検討も必要である。

参考文献

- [1] Horst W. Haussecker : Computing Optical Flow with Physical Models of Brightness Variation, IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, Vol.23, No.6, June 2001
- [2] NTT ヒューマンインタフェース研究所、プロジェクト RVT(訳)：ロボットビジョン-機械は世界をどう見るか-、朝倉書店、東京都、1993 年