

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

藤田 梢^[1] 澁澤 貴裕^[2] 西原 清一^[3] 福井 幸男^[3]

筑波大学 情報学類^[1] 理工学研究科^[2] システム情報工学研究科^[3]

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、術後の痛みが少ないなど患者への肉体的負担の面を考えてみても発展、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など、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、2次元撮像画像から内視鏡の3次元空間上での移動量を求め、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。初めに入力画像をモノクロ化し、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比を求める。画面上の点のオプティカルフローを求め、対応する3次元空間上の点の速度ベクトルを算出すれば、内視鏡から局部までの相対距離が求められる。

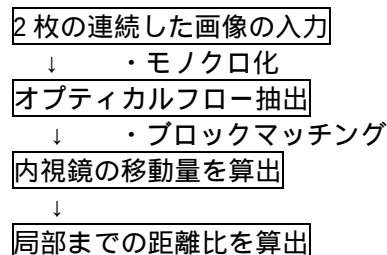


図1. 処理の概略

3. システムの構成

3.1 モノクロ化

明度パターン変化からオプティカルフローを求めるため、連続した二枚の入力画像のRGB値を明度値（モノクロ値）に変換する処理を施す。

3.2 オプティカルフロー抽出

画像上で観測される各点の移動速度の事であり、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、勾配法^[1]やブロックマッチング^[2]などの手法がある。勾配法は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し、計算で対応点を見つける手法であり、ブロックマッチング法は移動前画像の任意の点に対する移動後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手法である。

3.3 最小2乗法による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 $p(x, y)$
 カメラの並進成分速度ベクトル $t = (U, V, W)$
 カメラの回転成分速度ベクトル $\omega = (A, B, C)$
 とすると、オプティカルフロー $(\Delta x, \Delta y) = (u, v)$ は

$$u = u_t + u_r, \quad v = v_t + v_r$$

$$u_t = \frac{-U + xW}{Z}, \quad v_t = \frac{-V + yW}{Z}$$

$$u_r = Axy - B(x^2 + 1) + Cy$$

$$v_r = A(y^2 + 1) - Bxy - Cx$$

と表す事ができる。実際に計算されるフローには

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

Kozue Fujita, Takahiro Shibusawa, Kazunori Mizuno, Seiichi Nishihara, Yukio Fukui
 University of Tsukuba

誤差があるので、画面上の全てのフローに対して $\alpha = -U + xW$, $\beta = -V + yW$ とおき、またオプティカルフローのみからは絶対距離は求められないため $U^2 + V^2 + W^2 = 1$ という条件を与え、

$$\iint ((u - u_r)\beta - (v - v_r)\alpha)^2 dx dy + \lambda(U^2 + V^2 + W^2 - 1)$$
を考え、この式を最小とする (U, V, W) (A, B, C) を求める。

また、
$$Z = \frac{\alpha^2 + \beta^2}{(u - u_r)\alpha + (v - v_r)\beta}$$

以上により、内視鏡の運動とオプ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。[3]

4．実行例と考察

システムの実行例を図5に示す。図5のような仮想物体モデルを用いて、この物体を平行・回転移動させ、図6のような各対応点の移動量が既知であるデータを作成してシステムの精度を確かめた。図6は物体をx方向に1、y方向に3移動させたときの入力データ (x, y, u, v) である。これを用いて (U, V, W) (A, B, C) を算出し精度を確認した。

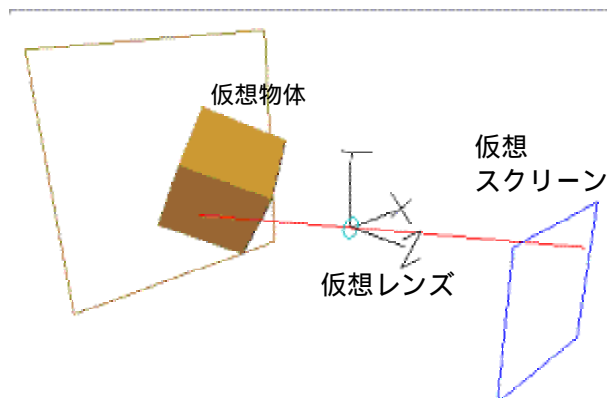


図5 仮想物体モデル

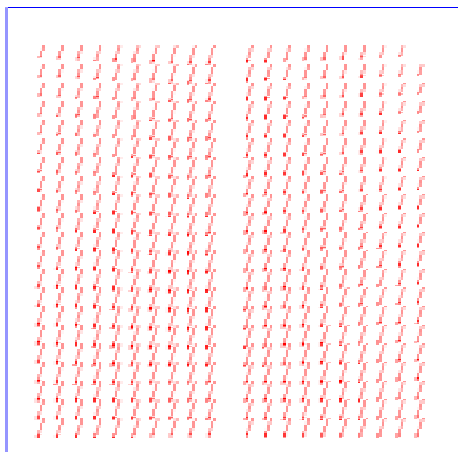


図6 xy方向に平行移動させた入力データ

その結果を以下の表にしてまとめる。

仮想物体の移動量 (X, Y, Z)	算出された移動量比 (U, V, W)
(-4, 0, 0)	(1, 0, 0)
(6, 0, 0)	(1, 0, 0)
(0, 4, 0)	(0, 1, 0)
(0, -6, 0)	(0, 1, 0)
(0, 0, 6)	(0, 0, 1)
(0, 0, -6)	(0, 0, 1)
(4, 6, 0)	(0.5, 0.8, 0)
(0, 4, 4)	(0, 0.9, 0.002)
(4, 0, 6)	(0.9, 0, 0.003)

表1 平行移動させたときのオプティカルフロー

仮想物体の回転角 (rx, ry, rz)	算出された回転角比 (A, B, C)
(0, 0, 6)	(0, 0, -6)
(0, 0, -6)	(0, 0, 6)

表2 回転移動させたときのオプティカルフロー

表1の平行移動については、 $U^2 + V^2 + W^2 = 1$ の条件の下、おおよその比率で表している。また、表2の回転移動については、z軸回り以外の回転については現在検討中である。フローの向きについても検討している。

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、内視鏡の撮画像からオプ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、本研究では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が必要である。歪んでいるレンズに対して、歪補正できるようにすることも必要であると考えられる。

謝辞

(独)産業技術総合研究所：山下樹里氏にデータ取得に関して協力いただいたことを感謝する。

参考文献

- [1] Berthold K.P Horn and Brian G.Schunck, "Determining Optical Flow", Artificial Intelligence, 17:185-203, 1981
- [2] J.Little and A.Verri "Analysis of Optical flow", IEEE 1989 Workshop on Visual Motion, 173-180, March 1989
- [3] 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