

腹腔鏡下手術における自動拡大追尾システムの実装

中口俊哉¹, 牧野治文², 五十嵐辰男², 上村健二¹, 津村徳道¹, 三宅洋一^{1,2}

平成 17 年 8 月 1 日受付

¹千葉大学工学部情報画像工学科

²千葉大学フロンティアメディカル工学研究開発センター

腹腔鏡自動拡大追尾システム (略題)

Automatic Tracking and Zooming System for Laparoscopic Surgery

Toshiya Nakaguchi¹, Harufumi Makino², Tatsuo Igarashi²,
Kenji Kamimura¹, Norimichi Tsumura¹, Yoichi Miyake^{1,2}

¹Dept. of Information and Image Sciences, Chiba University

²Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University

Abstract

In the conventional laparoscopic surgery, one medical doctor who only holds the laparoscope during the surgery must be needed. Therefore in this study, we implement the automatic tracking and zooming system for laparoscopic surgery by means of a steady laparoscope on the abdominal surface. The system can be additionally installed to the conventional laparoscope system and it analyses camera images in real-time. In this system the markers attached at the top of the forceps are extracted, and the focusing area can be estimated. In this study, we implement two ways of marker tracking algorithms; one tracks a single marker on the forceps which is assumed as focusing point, and another tracks two different colored markers, which can estimate the more practical focusing point. In order to perform high-quality real-time movie processing, we implement the system by using CPU and GPU (Graphics Processing Unit) in parallel. The tracking algorithm is carried out by CPU and the image enlargement is carried out by GPU, then we obtain high frame rate and low delay time. For the automatic smooth camera work, we propose a new control model which has many parameters. Through six times of animal experimentation, we obtained the appropriate values of parameters evaluated by two experienced doctors. After the evaluation of the experienced doctors, we can obtain the effectiveness of the system, and they can operate the cholecystectomy successfully by the animal experiments without supporting by any scope holding doctor.

Keywords: Laparoscopic surgery, Automatic tracking and zooming, GPU

日本文概要

従来の腹腔鏡下手術では術者と共に腹腔鏡を保持するための医師が必要となる。そこで本研究では腹部体表に腹腔鏡を固定し、その映像から鉗子を自動的に追跡、拡大表示するシステムを実装した。本システムは従来の腹腔鏡システムに追加的に設置できるよう構築しており、腹腔鏡の映像をリアルタイムに取り込み、解析する。追跡処理部では鉗子先端部に塗布された色マーカ領域を抽出し術者の注目点を推定する。この追跡手法として 2 種類の方法を提案した。一つは鉗子の単色マーカを追跡し、その点を術者の注目点と仮定して処理する方法、また他方は鉗子上に二色のマーカを塗布し、それらの位置から鉗子先端の延長上にある注目点を推定する方法である。また高画質な実時間映像処理を実現する為、コンピュータの CPU と GPU (Graphics Processing Unit) を並列に演算させる。色領域の抽出処理は CPU で実装し、画像拡大処理は GPU により処理を行った結果、高いフレームレートと表示遅延時間の低減に成功した。従来の腹腔鏡保持医師に代わるスムーズなカメラワークの自動化に向け、多数のパラメータを有するアルゴリズムを提案した。そして経験豊富な医師 2 名の 6 度に及ぶ動物実験の評価を経て、適切なパラメータ値を得ることが出来た。これら医師の評価より、システムの有効性が確認され、腹腔鏡保持医師の手助け無く動物実験において胆嚢摘出手術を実施することが出来た。

1.はじめに

腹腔鏡下手術は器具と腹腔鏡を体内に挿入してモニターに映し出された映像を見ながら外科的措置を行う方法であり、低侵襲・早期回復手術として期待されている。しかし非常に高度な技術を要するために熟練した医師は数少ない。両手に2本の鉗子を扱う術者と、腹腔鏡を保持・操作する助手、最低2名の医師を必要とするため、小病院などでの実施は困難である。また腹腔鏡助手が術者にとっての最適な腹腔鏡視野を維持し続けるのは困難であり、安定した視野が得られないという問題点がある。そこで腹腔鏡を保持する医師に代わり腹腔鏡を機械的に制御する研究が行われてきた。従来のシステムは非自立型と自立型に大別することが出来る。非自立型のシステムは術者に用意されたインターフェイスを用いて、腹腔鏡の視野を術者自ら制御する。インターフェイスとして手元や足元のスイッチ[1-3]、音声認識[3,4]、顔の動き追跡[5-7]など様々な試みがなされてきたが、いずれの手法も術者の手技に対する集中力が失われるという問題が発生する。一方、自立型のシステムでは視覚情報を元に、器具の先端部分の場所を抽出、腹腔鏡をそれに合わせて自動的に制御する。抽出方法として幾何学的特徴を検出する方法[8,9]があるが、現実の手術環境の下では抽出の安定性が低い。そこで鉗子に付けた色マーカを追跡する方法が提案されており[10,11]簡素な処理で安定に対象を追跡できる。本研究においてもその抽出性能の高さから色マーカを用いた鉗子先端部の抽出・追跡を行う。特に本研究では抽出された鉗子位置から決定するカメラワークの制御方法について詳細に検討を行う。マーカの抽出位置をそのまま表示位置とするカメラワークでは動きが激しくなり術者のストレスが増大する。そこで本研究ではカメラワーク制御モデルを構築し、複数回にわたる動物実験から経験的に適切な動作パラメータを検討する。

次に腹腔鏡視野の制御方法としてロボットなどを使った機械的なシステム、また可動する専用の光学レンズを使ったシステムなどが数多く提案されてきたが、大掛かりな装置は手技の妨げとなり、導入コストの負担も大きい。一方、電子的な画像の拡大縮小処理は画質の劣化を伴う為、これまで医療用途では使われていないが、本研究では GPU (Graphics Processing Unit) を用いた実時間画像処理アルゴリズムの実装により医療用途に耐えうる高画質・高速性を実現し、その有効性を動物実験、ドライラボ実験により評価する。

本論文の 2 章では提案するシステムについて詳細に解説する。3 章ではシステムの評価実験として豚を用いた動物実験の結果、およびドライラボを用いた定量的評価実験について述べ、4 章で本論文の結論をまとめる。

2. 提案システム

本研究で提案するシステムの構成を図 1 に示す。一般に腹腔鏡システムは非常に高価なものであり、大規模な病院であっても装置の新調は容易ではない。そこで既存の内視鏡システムを活かせるよう、付加的に設置できるシステムを構築した。まず腹腔鏡プロセッサの映像出力信号を画像処理コンピュータに入力する。本システムではプロセッサの DVI デジタル映像出力を劣化なくコンピュータへ取り込む為、専用の画像入力ボード (UNIGRAF 社製 UFG-03) を用いている。入力された映像はコンピュータの CPU (INTEL 社製 Pentium4 3.0GHz) 及び GPU (NVIDIA 社製 GeForce6800GT) を用いて実時間で高速に処理される。実時間処理されたデジタル出力映像は LCD モニターへ出力される。

図 1
挿入

2. 1 画像処理システムの流れ

医用画像は画質等が最も重要視される分野と言える。中でも腹腔鏡下手術にお

いて術者が得られる情報はモニター上の映像のみであり、極めて高いクオリティ、そして自然なカメラワークが要求される。腹腔鏡映像は実時間動画像として提示される為、画像一枚一枚の画質に加えフレームレート、及び表示遅延時間の評価も重要となる。本研究では内視鏡プロセッサに改良を施すのではなく、従来の内視鏡プロセッサとモニター間に付加的に画像処理コンピュータを設置する。従って術者にとってストレスのない映像を提示する為には非常に高速な処理が要求される。そこで本研究では鉗子位置追跡処理は CPU で演算し、高画質画像拡大処理は GPU を用いて実装した。これら CPU と GPU は同時並列的に処理される為、高いフレームレートの維持、表示遅延時間の低減に効果的である。図 2 に本研究の画像処理プロセスを示す。本システムは完全自動制御を目指しており、術者から直接情報を受け取るインターフェイスを持たない。システム稼動開始後は鉗子位置追跡処理部と表示領域の位置・拡大率制御部、そして表示画像生成部それぞれが同時並列的かつ永続的に処理を行う。

図 2
挿入

2. 2 鉗子位置追跡

本システムは術者に付加的なインターフェイスを提供しない完全自動追尾を目標とする為、鉗子先端部が常に術者の注目部位に向いていることを仮定している。しかし一般の手技においては鉗子が「臓器や血管、脂肪などを抑える・めくる」といった“従”の操作を行う場合に、鉗子先端が注目部位から大きく離れる状況が考えられる。このような場合、主の鉗子にのみ色マーカを設置し、従の鉗子には色マーカを設置しないことで対処することが可能である。また、術者は鉗子先端が画面中央部に来るという性質を容易に受け入れることができるため鉗子を用いて関心領域を操作するという行為が頻繁に行われるが、これは腹腔鏡助手との連携においても同様の操作で指示することがあり、術者にと

って新たに負担になることはない。従って本システムでは鉗子先端部に取り付けた色マーカの安定かつ正確な追跡が重要となる。

本研究では処理の高速化を最優先にするため、簡素で安定した鉗子位置追跡アルゴリズムを実装した。近年のデジタルコンピュータの発展により、複雑・高度なコンピュータビジョンアルゴリズムでも実時間処理が可能となってきた。しかし腹腔鏡下手術システムにおいては表示遅延時間にも注意を払う必要がある。仮に複雑で処理ステップ数の多いアルゴリズムであっても、処理の流れを縦方向に分割することができれば高いフレームレートを保つことは可能である。一方、映像遅延時間は同様な手法で対処することは出来ない。そこで本研究では色情報を用いた目標領域抽出手法を実装した。

まず鉗子の先端に図 3 に示すような色マーカを塗布する。術者が注目する作業領域は鉗子先端部付近と考えられる為、可能な限り先端部にマーカを装着することが好ましい。図 3(a)では鉗子アーム部の先端に緑色マーカを塗布している。腹腔鏡下手術において提示される映像は臓器、皮膚または体液がほぼ全てであり、主に赤系色が占めている。よって本研究では色マーカにその反対色である緑色を用いた。図 3(b)は先端のはさみ自体を緑色に着色した例である。より先端部がマーカとして認識されるので実作業領域に近づいている。図 3(c)はさらに黄色マーカを追加した例である。二色のマーカを用いることで図 4 のように実作業領域を予測することが出来る。二色のマーカ間の距離と緑色マーカと実作業領域間の距離が一定の比率 $r_1:r_2$ であると仮定すると、鉗子の位置、姿勢に関わらず常に実作業領域を算出できる。またこれらのマーカ追跡手法は鉗子が二本同時に挿入された場合にも問題なく適用できる。この時、本システムはそれぞれのマーカがどちらの鉗子に付随する物であるかは検出せず、検出される色領域全体の重心座標を求める。座標 (x, y) における色 $c=\{r, g, b\}$ の画素値を

図 3
挿入

図 4
挿入

$f(x,y,c)$ とすると，緑色領域の重心点 C_g は次式で与えられる．

$$C_g = \begin{bmatrix} C_{g,x} \\ C_{g,y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\sum_{i=1}^{W/5} \sum_{j=1}^{H/5} 5i \cdot h_g(5i,5j)}{\sum_{i=1}^{W/5} \sum_{j=1}^{H/5} h_g(5i,5j)} & \frac{\sum_{i=1}^{W/5} \sum_{j=1}^{H/5} 5j \cdot h_g(5i,5j)}{\sum_{i=1}^{W/5} \sum_{j=1}^{H/5} h_g(5i,5j)} \end{bmatrix}^t, \quad (1)$$

$$h_g(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x,y,g) > f(x,y,r) + t_{g,r} \text{ and } f(x,y,g) > f(x,y,b) + t_{g,b} \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$

ここで t は転置， W と H はそれぞれ腹腔鏡入力画像の水平方向，垂直方向の画素数を表す． $t_{g,r}$ ， $t_{g,b}$ は緑色検出に用いる閾値パラメータである．重心点の算出において，本システムでは計算コストの理由により縦・横方向共に 5 画素毎に検出を行っている．同様に黄色領域の重心点 C_y は次式で得られる．

$$C_y = \begin{bmatrix} C_{y,x} \\ C_{y,y} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\sum_{i=1}^{W/5} \sum_{j=1}^{H/5} 5i \cdot h_y(5i,5j)}{\sum_{i=1}^{W/5} \sum_{j=1}^{H/5} h_y(5i,5j)} & \frac{\sum_{i=1}^{W/5} \sum_{j=1}^{H/5} 5j \cdot h_y(5i,5j)}{\sum_{i=1}^{W/5} \sum_{j=1}^{H/5} h_y(5i,5j)} \end{bmatrix}^t, \quad (2)$$

$$h_y(x,y) = \begin{cases} 1 & \text{if } f(x,y,g) > f(x,y,b) + t_{y,g} \text{ and } f(x,y,r) > f(x,y,b) + t_{y,r} \\ 0 & \text{else} \end{cases}$$

$t_{y,g}$ ， $t_{y,r}$ は黄色検出に用いる閾値パラメータである．以上，各色領域の重心点を求めることで二本の鉗子が同時に挿入された場合でも先端位置の予測を行うことが出来る（図 5）．

得られた色領域の重心座標より，注目領域 $F = [F_x \ F_y]^t$ を決定する．マーカが一色の場合は $F = C_g$ とし，マーカが二色の場合は次式を用いて注目領域を線形予測する．

$$F = C_y + (C_g - C_y) \frac{r_1 + r_2}{r_1}. \quad (3)$$

鉗子位置追跡部では表示領域の拡大率決定の指標となる色検出領域の広がり

図 5
挿入

算出する．色検出領域の広がり値 v は次式のように与える．

$$v = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^{W/5} \sum_{j=1}^{H/5} \left\{ (5i - c_{g,x})^2 + (5j - c_{g,y})^2 \right\} h_g(5i, 5j)}}{\sum_{i=1}^{W/5} \sum_{j=1}^{H/5} h_g(5i, 5j)} \quad (4)$$

以上，算出した C_g , C_y , v を表示領域の位置・拡大率制御部へ渡す．

2. 3 表示領域の制御

本システムの特徴は広視野角を有する腹腔鏡画像から注目部分を切り出し，その部分領域を電子的に拡大してモニターに出力することである（図 6）．表示領域の決定には前述の注目領域 F を用いるが，鉗子の素早い移動，ノイズによる激しい微小振動，また一時的に色マーカの消失などを考慮すると算出した注目領域 F そのまま表示領域に割り当てるのは好ましくない．なぜなら全ての詳細な鉗子の動きに反応してモニター表示を高速に切り替えることは術者にとって大きなストレスとなる．そこで本研究では抽出された鉗子先端位置情報を用いて安定したカメラワークを実現する．本制御部で行う処理は以下の通りである

図 6
挿入

- ・ 算出された注目位置 F の m フレーム時間平均を表示領域の移動目標座標 $T = [T_x \ T_y]^t$ とする．
- ・ 画面中心部に $n\%$ の不感帯を設けることで鉗子の微細な操作を無視する．
- ・ 表示領域の移動は加速度的に行う．
- ・ 色マーカ発見時からの時間 d (s) 経過，また色マーカ消失時から時間 d (s) 経過の間は表示領域の制御を行わない．
- ・ 算出された色領域の広がり値 v 値より目標拡大率 a_t を決定する．画面上にマーカが存在しない場合は $a_t=1$ ，つまり全画面を表示する．
- ・ 表示領域の大きさの変化は加速度的に行う．

ここで目標拡大率 a_t は次式のように与える.

$$a_t = \frac{s_a}{v} \quad (5)$$

s_a は注目領域の拡大率を決定する重要なパラメータであり, 特に二本の鉗子を挿入した場合に効果を持つ. つまり鉗子間の距離が離れている場合は拡大率を下げて広い領域を表示し, 鉗子同士が接近している場合には注目領域を大きく拡大するといった, 術者のための自然なカメラワークを実現する.

現在の表示領域の中心座標を $P = [P_x \ P_y]^t$ と置くと, その変化速度 ΔP , 及び現在表示している拡大率を a_n とするとその変化速度 Δa_n は次式のように与える.

$$\Delta P = \frac{(T - P)}{s_s}, \quad \Delta a_n = \frac{(a_t - a_n)}{s_v}. \quad (6)$$

ここで s_s, s_v は変化の度合いを決定するパラメータである.

2. 4 GPU を用いた高速画像処理

GPU とは元来コンピュータの画面出力用フレームメモリの内容を D/A 変換し, アナログモニターへ出力することが目的であったが, 近年の三次元画像処理に対する高い要求により, 頻繁に計算されるベクトル演算は CPU では行わず, GPU が専用の並列処理プロセッサとなり活躍し始めている. さらに GPU は三次元画像処理に限らず, 一般的な物理・数学演算の為のアクセラレータとしても利用できるようになってきている[12,13].

そこで本研究では二次元画像の拡大手法として Bi-cubic アルゴリズムを GPU に実装した. Bi-cubic 補間法は画像の全画素に対して 3 次補間式を適用する為, VGA 解像度程度であっても CPU を用いて逐次的に処理するとビデオレートには追いつくことが出来ない. 一方, 本研究で使用する GPU は一般的に市販され

ているコンピュータ用の拡張ボードであるが、内部には 16 本の並列パイプライン演算ユニットが実装されている。画素単位の処理は完全に並列処理され、また各単体の演算ユニット自体がベクトル演算を高速に処理できるよう最適化されているため CPU に比べて非常に高速に処理できることが期待される。

GPU 実装について、基本アルゴリズムは Bi-cubic 補間法に基づく標準的なものであるが、GPU 処理に最適化したコードは独自に実装した。実際には GPU 内に一次元 Bi-cubic 補間アルゴリズムが実装されており、各画素に対して横方向に処理を施した後、続けて縦方向に処理を行うことで二次元画像処理を実現している。

3. 実験

3. 1 動物実験による胆嚢摘出術

豚を用いた動物実験により本システムの評価を行った。実験の様子を図 7 に示す。図 7(a),(b)のように腹腔鏡を把持する助手に頼らず、術者は完全に単独での腹腔鏡下手術が可能となった。腹腔鏡は体表部にスポンジで挟み込むように固定されており、必要に応じて術者が視野方向を変更することが出来る。今回用いている腹腔鏡は視野角 90 度、解像度 100 万画素の CCD を有する。腹腔鏡プロセッサから出力されている 1024x768 画素のデジタル DVI 映像信号を画像処理コンピュータが受信し、鉗子追跡、部分拡大を行った画像を LCD モニターへデジタル出力する。

図 7
挿入

本動物実験では腹腔鏡助手に頼らない医療手技として実験豚の胆嚢摘出術を以下の手順で行った。

- 1) 手術開始, 腹腔鏡挿入
- 2) 全体見回し

- 3) トロッカ挿入
- 4) 治療（胆嚢摘出術）
- 5) トロッカ抜取
- 6) 全体見回し
- 7) 腹腔鏡抜取，手術終了

本システムの腹腔鏡は広く全体を見回す作業時には視野角が不十分であり，提案する自動処理は機能しない．このような場合一般には術者は集中した鉗子作業は行っていないため，術者が直接腹腔鏡を動かして視野を操作することで対処できる．具体的には上記の4番「治療」場面でのみ本システムは自動追尾としての有効性を発揮し，他の作業においては術者が必要に応じて腹腔鏡を動かすことで対処することが出来た．

手術時間については最終的に決定した動作パラメータを用いて豚の胆嚢摘出術が15分12秒で完了した．これはトロッカを挿入した後の鉗子を用いた作業のみの時間（上記，作業番号4番）を計測した．同医師による腹腔鏡助手を伴った通常患者の胆嚢摘出術も通常15分～20分で完了することから，本システムを用いて従来とほぼ同程度の時間で治療可能であることが示された．

3. 2 マーカ追跡結果

まず，単色マーカ追跡の様子を図8に示す．画面右上部には常時全体像が表示されており，現在の拡大部位も容易に確認できる．単色のマーカでは術者の真の関心領域を推定することが出来ず拡大表示の中心がずれてしまうという問題点があるが，非常に安定して追跡できるという利点がある．今回，不感帯領域を設けることで，上記の位置ずれの影響を軽減させている．今後，鉗子上の単色のマーカ位置から術者の関心領域を推定するアルゴリズムが求められる．次

図8
挿入

に、二色のマーカを用いた処理の結果を図 9 に示す。この図では二本の鉗子が挿入されており、検出した黄色検出領域の重心と緑色領域検出領域の重心から術者の注目点を推定している。鉗子の延長上に注目点を設置することで、より実際に近いカメラワークを実現することができた。しかしながら、二本の鉗子の状態により推定点が激しく変化してしまうことや、いずれかのマーカの消失（特に鉗子手前のマーカは画面から消えやすい）などの原因により安定性が著しく損なわれた。医師の評価ではこの不安定性は受け入れられず単色マーカの方が手技に適しているという結果となった。

3. 3 システム動作パラメータ検討結果

6 度の動物実験を経て腹腔鏡下手術に熟練した 2 名の医師によるシステム動作パラメータの検討を行った。本研究では医師の意見をフィードバック調整し各パラメータの適切な値を経験的に決定した。まず、目標拡大率 a_t は緑色検出領域の広がりから決定するが、電子的な拡大は画質の劣化を伴う。そこで CCD の画角、解像度を考慮して最大拡大率を 2.0 倍に制限した。これは従来スコピストの医師の操作で腹腔鏡を奥まで深く挿入して拡大観察を行った時の見えに相当し、高画質を維持することが出来た。そして目標拡大率を決定するパラメータは $s_a=21$ と設定することで 2 本の鉗子が適度に拡大画面に収まるカメラワークを実現した。

画面の移動や拡大縮小の速度は術者のストレスに強く影響する。重なる試行を経て検討した結果 $s_s=21$, $s_v=25$ という値を得た。この値は特に個人差があるため、今後個人に適切なパラメータを定量的に決定する手法が必要である。その他 $m=20$, $n=45\%$, $d=2$ s とし、色領域抽出のパラメータは in vivo 環境で様々な条件において検討した結果、デジタルデータの輝度レンジが 0~255 の場合 $t_{g,r}=65$,

$t_{g,b}=10, t_{y,g}=90, t_{y,r}=90$ に設定することで抽出が安定することがわかった。以上のパラメータにより色領域の抽出に関しては概ね良好な追跡精度が得られているが、電気メスを使用し水蒸気が発生した場合などに抽出精度が低下するのが問題である。今後の課題として状況を認識して動的にパラメータを変更するなどのアルゴリズムが必要になると考えられる。

3. 4 映像評価

次に本システムのフレームレートを計測した結果を述べる。プロセッサから送信された映像信号は 30fps であり、画像処理コンピュータからの出力結果は 26fps 程度となった。各個別の処理についてフレームレートを計測した結果、領域追跡、画像拡大共に 30fps 以上の処理速度が得られたが、専用の画像入力ボードのデータ転送速度がボトルネックとなっていることが判明した。26fps は術者に負担を与えない十分なフレームレートと言えるが、ハードウェア性能の改善が期待される。

フレームレートと共に遅延時間の評価も重要である。表示遅延時間の計測は LED の点滅を基準信号とし腹腔鏡で撮影、腹腔鏡プロセッサから直接出力される信号の遅延時間、画像入力ボードが取り込んだ信号に対して画像処理を行わずに表示した遅延時間と追跡・拡大処理を行った遅延時間をそれぞれ計測した。まずプロセッサからの出力信号は平均 82 ms の遅延が確認された。それに対し、画像処理コンピュータに取り込み画像処理する前の映像において 200.2 ms の遅延が確認され、画像処理後の出力映像には 231.5 ms の遅延が確認された。一般に人間が知覚できない遅延時間は 70ms 以下と言われている為、200 ms の遅延は大きい。実際、鉗子先端部の開閉や回転操作は動きが早い為、表示遅延時間が顕著に感じられた。今回の測定の結果、遅延時間の主たる原因は画像入力

ボードに起因しており、画像処理プロセスが発生する遅延時間は 30 ms 程度であることがわかる。今後、遅延時間対策として特にハードウェアの改善に期待する。

3. 5 システム評価

本システムは6度の動物実験を通して鉗子の先端部以外を誤って追跡することとはなかった。蒸気の発生等が原因で色マーカを認識できず見失うことはあるが、完全に見失った場合でも視野の拡大率を下げるだけであるため、注目領域は常に画面内に残る。従ってマーカ付き鉗子がフリーな状態であれば、術者は鉗子を使って視野を意のままに移動させることができる。一方、鉗子が物体を保持しているなど、操作できない状況において鉗子以外の場所へ視点移動が必要になることは胆嚢摘出術実施中には発生しなかった。多くの場合一本の鉗子にマーカを付け、2本目の鉗子にはマーカを付与しないことによって、注目視野外での保持操作を実現することができる。

次に注目位置の大きな移動によりカメラ視野から注目対象が外れてしまい提案する自動追尾では対応できない状況が発生する。このような状況では術者本人が直接追尾カメラを動かして視野方向を変更することで対応することができる。本システムの腹腔鏡は視野方向の固定・解除を簡単な操作で切り替えることができるようになっている。一般にカメラ視野から外れるほどの注目位置の移動は稀であり（動物実験における胆嚢摘出術中に一回程度）、この視野移動操作は術者の負担増加や集中力低下には影響しない。

3. 6 操作性評価実験

操作性評価実験として図 10 に示すドライラボ環境を構築し、(1)助手による腹

図 10

挿入

腔鏡操作時，(2)提案する自動追尾システム使用時，以上の2手法の比較を行った．実験内容として図 1 1 (a)に示す直径 2, 4, 6mm の同心円ターゲットを5つ用意し，鉗子先端に取り付けた針で順不同に刺す．スタートの合図から計時を始め最後の穿刺までにかかった時間と穿刺位置精度（中心からの距離）を計測した（図 1 1 (b)）．各条件で2名の医師が3度の試行を行った結果を表 1 にまとめる．医師 A は提案システム使用時には時間が多く経過しているが，その分位置精度が非常に良くなっている．また医師 B はいずれの条件でも同程度の時間内に試行を終えており，提案システム使用時の操作精度は腹腔鏡助手の場合に比べて若干低下しているにとどまっている．これらの結果から両手法に明白な優劣は見られず，提案システムは腹腔鏡助手に頼る場合と同程度の操作性が得られていることが確認できた．

4. 結論

本論文では腹腔鏡下手術におけるカメラワークの自動化を目的として，鉗子先端位置追跡処理と高速な画像拡大処理を実装した．6度の動物実験を通じて適切な動作パラメータを決定し自然なカメラワークを実現した．術者はストレス無く単独で腹腔鏡下手術を実施することが出来，豚の胆嚢摘出術は従来と同程度の時間で完了できることを確認した．また操作性の定量評価においても腹腔鏡助手による操作時と提案システム使用時において明白な差異は見られず，従来と同等な操作性が得られていることが確認できた．動画像の実時間処理の問題点としてフレームレートと遅延時間があるが，それぞれ問題は専用ハードウェアに起因しており，今後の改善が期待される．また二色マーカからの注目位置推定は不安定さが残る為，今後より安定した単色マーカからの注目位置推定が必要になると考えられる．

なお、この研究の一部は科学研究費補助金（基盤 A 16200037）によった。

参考文献

- [1] Begin E, Garner M, Hurteau R, DeSantis S, Pomp A: A robotic camera for laparoscopic surgery: Conception and experimental results. *Surg. Laparosc & Endosc*, **5**, pp.6-11, 1995.
- [2] Yasunaga T, Hashizume M, Kobayashi E, Tanoue K, Akahoshi T, Konishi K, Yamaguchi S, Kinjo N, Tomikawa M, Muragaki Y, Shimada M, Maehara Y, Dohi Y, Sakuma I, Miyamoto S: Remote-controlled laparoscope manipulator system, Naviot for endoscopic surgery Proc of CARS 2003, London, 2003, pp.678-683.
- [3] Allaf M, Jackman S, Schulam P, Cadeddu J, Lee B, Moore R, Kavoussi L: Laparoscopic visual field: Voice vs foot pedal interfaces for control of the AESOP robot. *Surg Endosc*, **12**, pp.1415-1418, 1998
- [4] Vara-Thorbeck C, Munoz V, Toscano R, Gomez J, Fernandez J, Felices M, Garcia-Cerezzo A: A new robotic endoscope manipulator: A preliminary trial to evaluate the performance of a voice-operated industrial robot and a human assistant in several simulated and real endoscopic operations, *Surg Endosc*, **15**, pp.924-927, 2001.
- [5] Elle O, Gulbrandsen M, Samset E, Cate G, Audal L, Austad A, Lien T, Fosse E: Head tracking of a surgical robotic scopeholder – a user involvement test of the system, Proc of CARS 2002, Paris, 2002, pp.188-193.
- [6] Nishikawa A, Hosoi T: Face MOUSE: A novel human-machine interface for controlling the position of a laparoscope, *IEEE Trans Robotics and Automation*, **19**, pp.825-841, 2003.
- [7] Nishikawa A, Negoro D: Using an endoscopic solo surgery simulator

for quantitative evaluation of human-machine interface in robotic camera positioning systems, Proc MICCAI2002, Tokyo, 2002, pp.1-8.

[8] Uecker D, Lee C, Wang Y, Wang Y: Automated instrument tracking in robotically assisted laparoscopic surgery, J Image Guid Surg, **1**, pp.308-325, 1995.

[9] Casals A, Amat J, Laporte E: Automatic guidance of an assistant robot in laparoscopic surgery, Proc IEEE ICRA 1996, Minneapolis, 1996, pp.895-900.

[10] Wei G, Arbter K, Hirzinger G: Real-time visual servoing for laparoscopic surgery, IEEE Eng Med Biol Mag, 16, pp.40-45, 1997.

[11] Nishikawa A, Asano S: Robust visual tracking of multiple surgical instruments for laparoscope surgery, Proc CARS2003, London, 2003, pp.1372

[12] Edward Angel , et al., "GPGPU (General-Purpose Computation Using Graphics Hardware) ," <http://www.gpgpu.org/> [accessed July 25, 2005]

[13] John D. Owens, David Luebke, Naga Govindaraju, Mark Harris, Jens Krüger, Aaron E. Lefohn, Timothy J. Purcell, "A Survey of General-Purpose Computation on Graphics Hardware," Proc. of Eurographics 2005, Dublin, 2005, pp.21-51.

図表説明文一覧

表 1 操作性の定量評価実験の結果. 腹腔鏡助手による操作時と提案システム使用時について 2 名の医師が 3 度の実験を行い, 平均作業時間と平均位置精度を算出した.

Table.1 Quantitative evaluation of operability. We carried out the experimentations by two medical doctors with two conditions; laparoscope is controlled by the scopist and it is controlled by our proposed system. Three times average values of process time and distance from target center are figured out.

図 1 提案するシステム構成

Fig.1 Proposed system framework

図 2 CPU と GPU を用いた処理の構成

Fig.2 Processing flow using CPU and GPU

図 3 鉗子にマーカを塗布した鉗子, (a)鉗子アーム先端部に塗布したマーカ, (b)鉗子挟み部に塗布したマーカ, (c)二色のマーカを塗布した様子

Fig.3 Markers attached on the forceps, (a)Marker is attached at the top of forceps, (b)Marker is attached at the clip, (c)Two colors are attached on the forceps.

図 4 二色マーカを用いた注目点の推定

Fig.4 Estimation of focusing point from the markers

図 5 二本の鉗子の各色抽出領域の重心点から算出した注目点の推定

Fig.5 Estimation of focusing point from the center of gravity of two forceps

図 6 注目領域の電子拡大表示

Fig.6 Digital image enlargement of the focusing area

図 7 豚を用いた動物実験にて本システムを使用する様子. 腹腔鏡を保持する補助者なく手術が行われる.

Fig.7 The system is evaluated by a medical doctor with animal experimentation. The surgery is carried out without supporting of the camera holder.

図 8 単色マーカを用いたシステム使用評価の様子

Fig.8 System evaluation using forceps with single marker

図 9 二色マーカを用いたシステム使用評価の様子

Fig.9 System evaluation using two forceps with two colored markers

図 10 定量評価の為に構築したドライラボ実験環境

Fig.10 Virtual experimentation environment made for quantitative evaluation

図 11 (a)操作性定量評価に用いた円形ターゲット, (b)ターゲット中心と実際に穿刺された位置との距離を計測している様子

Fig.11 (a) Circular target for quantitative evaluation of operability. (b) Distance measurement between the target center and the needling point.