

画像姿勢計測に基づく軟性鉗子マニピュレータの制御に関する研究

66818 安河内 孝則

指導教員 小林 英津子 准教授

Recently a flexible endoscope and flexible forceps are often used for minimally invasive surgery (MIS). The advantages of these tools are to avoid healthy internal organs and to access to the deep diseased part that is not seen directly. However, these operations have some technical difficulties. One of them is difficulty of control of forceps. The real posture of the forceps is not corresponding to the target posture of that on the monitor, because the forceps is twisted. To solve this problem, we developed the control system that corrects the difference between the target posture and the real posture using the image processing technique. As an evaluation experiment, we calculated the posture angle of the forceps from image processing. The error was 8.0 ± 0.9 [deg]. Using this control system, we could move the forceps to the desired position and confirmed usefulness of the new control system using the image processing.

Key words : Minimally Invasive Surgery (MIS), Flexible, Robot surgery, Visual servo.

1. 緒 言

外科手術の分野において、低侵襲手術 (Minimally Invasive Surgery, MIS) が広く行われている。これは、術者の目として内視鏡を、手として鉗子を体内に挿入し、術者は内視鏡の画像を映すモニタを見ながら、鉗子操作を行う術式である。その中で、軟性内視鏡下による手術が期待され、軟性内視鏡、軟性鉗子のロボット化に関する研究がなされている。これは、鉗子先端マニピュレータと手元操作部との間に軟性部を有し、またマニピュレータは手元操作により自在に姿勢が変えられるというもので、陰となって見えない部分や健全な臓器を避けて患部にアクセスできるというメリットを持つ。現在は食道や胃といった主に消化管の内腔処置に利用されており、将来は腹部や胸部といった分野への利用が望まれる。

しかし一方で、術式の困難さも指摘されている。それは、術者がモニタを見て与える鉗子の目標姿勢に対して、モニタでの実動姿勢が必ずしも一致しないというものである。その多くは鉗子軟性部の捩れに起因する。

2. 目的

術者がモニタを見て与える鉗子の目標姿勢と、

モニタでの鉗子の姿勢との相違を画像処理にて測定し、鉗子軟性部の捩れを自動的に補正し、鉗子の制御を行うシステムを構築する。

3. システム構成

3.1 構成要素

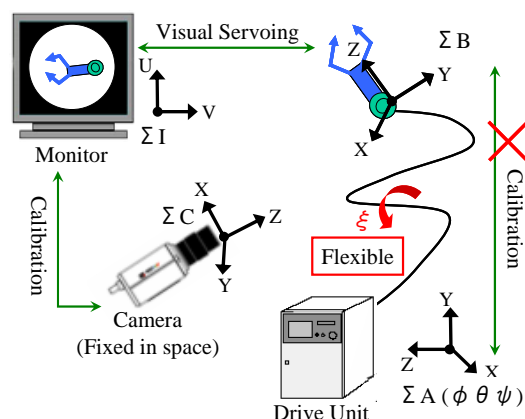


Fig.1 Conceptual model of the system

システムは大きく 4 つの要素にて構成される。それは、軟性鉗子マニピュレータ先端屈曲部(以下、マニピュレータ)、マニピュレータへ動作指令を送るモータ指令部、内視鏡カメラ(以下、内視鏡)、モニタである。また、座標系を設定し、順に ΣB 、 ΣA 、 ΣC 、 ΣI とする (Fig.1)。

3.2 システム制御の流れ

今、内視鏡にてマニピュレータを撮像し、その結果がモニタ上に投影されている。術者はモニタ座標系にて鉗子の姿勢に対する指令を与える。従来の硬質なマニピュレータであれば、モータと鉗子先端部の座標変換値は機構学的に一意に決まるが、今回はその間に軟性部の捩れによる未知の回転 ξ が存在すると想定し、これを画像処理により補正する。また、 ξ の補正に最低限必要な自由度として、鉗子マニピュレータは屈曲 2 自由度 (ϕ , θ) と鉗子先端回転 1 自由度 (ϕ) を有するものとする。

4. 方法

4.1 マニピュレータの姿勢の測定

座標系 ΣB におけるマニピュレータの姿勢を以下 2 通りの表現方法により示す。

4.1.1 モータ指令値(ϕ θ ϕ)による表現

基準座標系 ΣB に対して X_B 軸周りに ϕ 、 Y_B 軸周りに θ 、 Z_B 軸周りに ϕ 回転させたものをマニピュレータの姿勢 R_1 とする。さらに今回は軟性部の捩れとして Z_B 軸周りに未知の値 ξ 回転させたものを R_2 とする。

$$R_2 = Rot(Z, \xi) Rot(X, \phi) \times Rot(Y, \theta) Rot(Z, \phi) \quad (1)$$

4.1.2 術者指令値(α β γ)による表現

基準座標系 ΣB の Z_B 軸とマニピュレータの姿勢 S の Z 軸において、両軸の成す角を α 、 Z 軸を $X_B Y_B$ 平面に投影し、その写像と X_B の成す角を β 、 Z 軸周りの回転を γ とすると、

$$S = Rot(Z, \beta) Rot(Y, \alpha) Rot(Z, \gamma) \quad (2)$$

ここで、 α β γ は画像処理にてマニピュレータの姿勢を求めることにより、測定可能である。

4.2 マニピュレータの目標姿勢の実現

4.2.1 鉗子軟性部の捩れ ξ の算出

(1)の ϕ θ ϕ は、モータ指令値であるから既知である。(2)の α β γ も、キャリブレーションされた内視鏡カメラを用いることで画像上から測定可能である。よって 2 式を連立することにより捩れ ξ を算出する。

$$\xi = \tan^{-1} \left(- \frac{\sin \phi N_{2x} + \cos \phi O_{2x}}{\sin \phi N_{2y} + \cos \phi O_{2y}} \right) \quad (3)$$

$$\text{ただし、} S = \begin{bmatrix} N_{2x} & O_{2x} & A_{2x} \\ N_{2y} & O_{2y} & A_{2y} \\ N_{2z} & O_{2z} & A_{2z} \end{bmatrix} \text{とする。}$$

4.2.2 モータ指令値(ϕ θ ϕ)の補正

式(3)により捩れ ξ が求まった。次に(1)式より、 ξ が存在する下で目標値となる α_2 、 β_2 、 γ_2 を満たす ϕ_2 、 θ_2 、 ϕ_2 を算出する。この値を補正したモータ指令値とする。

$$\phi_2 = \tan^{-1} \left(- \frac{-\sin \xi A_{2x} + \cos \xi A_{2y}}{A_{2z}} \right) \quad (4)$$

$$\theta_2 = \sin^{-1} (\cos \xi A_{2x} + \sin \xi A_{2y}) \quad (5)$$

$$\phi_2 = \tan^{-1} \left(- \frac{\cos \xi O_{2x} + \sin \xi O_{2y}}{\cos \xi N_{2x} + \sin \xi N_{2y}} \right) \quad (6)$$

5. 評価実験

5.1 画像姿勢計測

Z.Zhang 法^[11]によりキャリブレーションした内視鏡カメラを使って、鉗子先端部を想定した円柱の棒に、緑色と白色を交互に配置した縞模様を有し、さらに白色面上に 14.4[deg]の分解能を有する 5 ビットのエンコーダを配置した画像マーカ(**Fig.2** 左)を添付し、その特徴点を画像処理により抽出することで姿勢を求めた。特徴点抽出の様子を同図 右に示す。

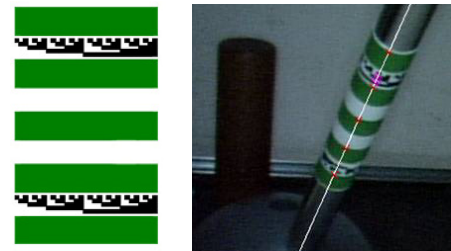


Fig.2 Left) Image marker
Right) Extraction of characteristic

5.1.1 画像姿勢計測の計測再現性評価

姿勢計測の再現性(精密さ)を明らかにするために、鉗子先端をカメラ座標系内のある空間上に同一位置・姿勢に固定した状態で連続して 20

回の計測を行った。固定する姿勢は 6 種類行った。結果、標準偏差は 1.0[deg]以下であった。

5.1.2 画像姿勢計測の計測精度性評価

姿勢計測の精度(正確さ)を明らかにするために、カメラ座標系に対して鉗子先端の位置・姿勢を変化させた状態で計測を行った。直交する 2 軸周りの姿勢を 30 度間隔で位置決めすることができる姿勢計測器具(**Fig.3**)を利用し、カメラに対して奥行き方向に傾斜した 9 の姿勢にて計測を行った。また、内視鏡カメラからの奥行き方向の距離を 3 パターン変化させ計測をおこなった。得られた姿勢のうち、鉗子軸上の軸ベクトルと、3 次元位置計測装置(OTS)により計測した同軸ベクトルとのなす角を誤差として求め評価を行った。結果は、誤差 8.0 ± 0.9 [deg]であった。

また、画像姿勢計測のもつ方向性への依存度を評価するため、同ベクトルをカメラの光軸に対して、垂直な面と平行な面(奥行き方向)に射影し、上記同様 OTS との誤差を求めた。結果は、垂直な面において、誤差 -1.1 ± 1.3 [deg]であった。また、平行な面(奥行き方向)において、誤差 -2.4 ± 5.8 [deg]であった。



Fig.3 Evaluation equipment

結果のグラフは、以下の様な 4×3 のマトリックスを利用した(**Fig.4**)。X 軸には評価器具における鉛直軸からの傾斜角[deg]を、Y 軸には同器具における鉛直軸回りの回転[deg]をとり、カメラの光軸に対して垂直な平面をなす角を 0[deg]とした。X 軸、Y 軸の合成ベクトルがそれぞれのマトリックスに入り、本来の 3 次元空間での鉗子軸ベクトルの姿勢を表す。それぞれのマトリックス内は画像姿勢計測と OTS との誤差を棒グラフにより表している。左が垂直な面における誤差を表し、右が平行な面での誤差を表す(**Fig.5**)。結果を **Fig.6** に示す。

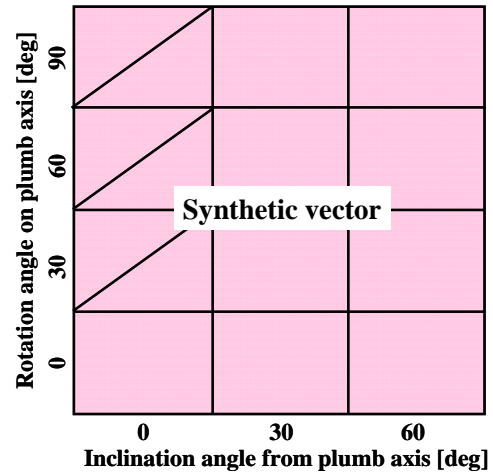


Fig.4 Definition of graph

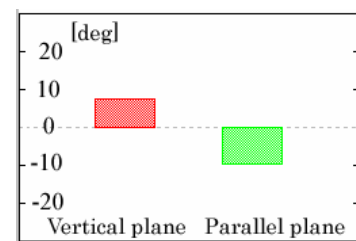


Fig.5 Definition of graph

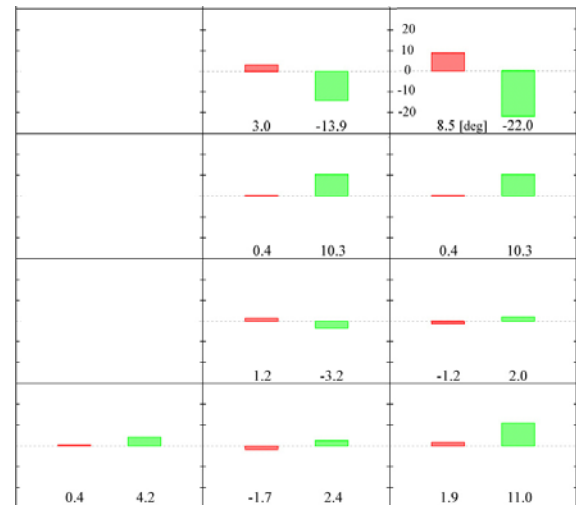


Fig.6 Measurement result

5.2 マニピュレータの姿勢の制御

本研究の想定するシステムを構築し(**Fig.7**)、その評価実験を行った。3.1 に示したそれぞれの座標系のキャリブレーションを行った後、モニタにて目標姿勢を与え、マニピュレータがその指令通り動作するか動作実験を行った。目標姿勢は、モニタにて鉛直方向上向きとした。動作の様子を **Fig.8** の $2 < t \leq 5$ に示す。

目標姿勢との誤差は $1.21[\text{deg}]$ であった。さらに、目標姿勢達成後、目標姿勢を達成できていない場合に補正動作が可能であるか評価するために、手動にて内視鏡画像を回転させた。動作の様子を同図の $10 < t \leq 13$ に示す。目標姿勢との誤差は $15.87[\text{deg}]$ であった。 $0 < t \leq 2$ においてマニピュレータが目標姿勢と違う方向へ動作しているのは座標系 ΣC と ΣB とのキャリブレーションをおこなっているためである。

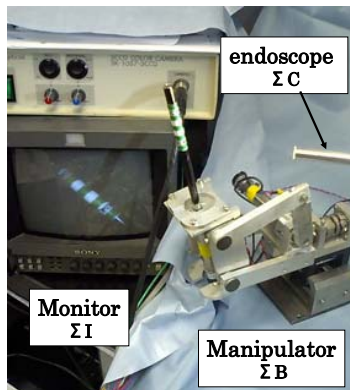


Fig.7 Experiment scenery

6. 考察

画像姿勢計測の計測精度性評価において、垂直な面方向の標準偏差は $1.3[\text{deg}]$ 、奥行き方向の標準偏差は $5.8[\text{deg}]$ であることから、奥行き方向への計測に多くの誤差を含んでいた。これは取得する画像の分解能が影響していると考えられる。画像マーカを大きくするか、高感度な CCD を用いることにより改善できると考える。

マニピュレータの姿勢の制御において補正動作後における目標姿勢との誤差が大きいのは、画像エンコーダの分解能が影響しているためと考えられる。画像エンコーダの分解能を向上させることにより改善できると考える。

7. 結論

Fig.3 左に示す画像マーカを用いることにより、マニピュレータ先端の姿勢を計測することが可能であることが示せた。OTS との計測誤差

は、 $8.0 \pm 0.9[\text{deg}]$ であった。また、提案した手法により、画像内のマニピュレータを制御することが出来た。以上より、提案手法のアルゴリズムの有用性が示せた。

参考文献

- 1) Z. Zhang "A Flexible New Technique for Camera Calibration" Microsoft Research, (1998).

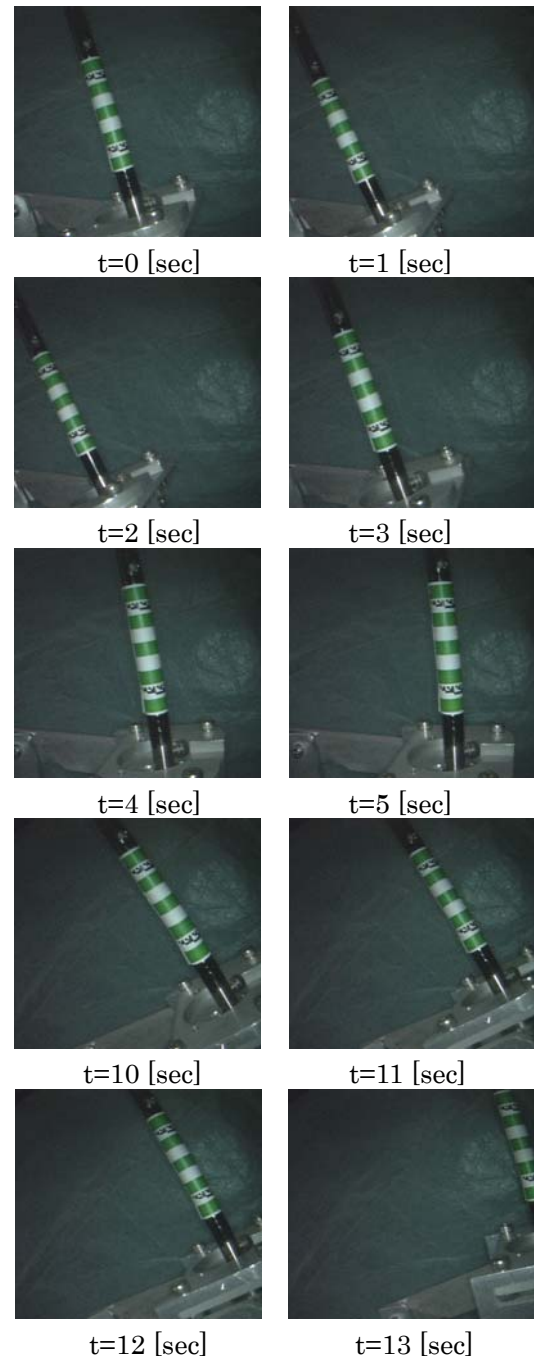


Fig.8 Motion experiment of manipulator