

## 軟性内視鏡に搭載する極細径鉗子の駆動システム開発

## Development of the forceps device system to equip in the flexible endoscope

○ 大川剛史 (立命館大学大学院) 野方 誠 (立命館大学)

Takeshi OKAWA, Graduate School of Science and Engineering, Ritsumeikan University  
Makoto Nokata, Department of Robotics, Ritsumeikan University

**Abstract:** This paper reports the construction of forceps drive system and verification of operational performance for flexible endoscopic surgery. In this research, we developed the drive system of forceps for supports of endoscopic surgery. This system consists of 3 departments that are operating, driving, and forceps. The forceps can drive 3 actions that are grasping, rotation, and translation. The diameter of forceps is 1.0 mm. It is possible to grasp with the state that forceps is inserted into the endoscope. The wire for grasp can follow input value without vibration.

**Key Words:** Endoscopic Sub-mucosal Dissection, Medical robotics, Forceps

## 1. はじめに

これまでに著者らは、医療用器具として、1mm 径の極細径把持鉗子を研究開発してきた<sup>(1)(2)(3)</sup>。この鉗子は肝臓片の持ち上げに成功していることから、生体物質の把持が可能であり、軟性内視鏡に挿入して使用することが考えられる。しかし、上記使用時に生じる問題として、微細な操作が困難であり、手の震えが操作に伝達されるといったことが医療現場の問題として挙げられる。

本報では、医師が軟性内視鏡を用いた手術において、上述した問題を解決するための下記仕様を満たすアクチュエータを用いた鉗子駆動システムの開発について報告する。

- ・ 軟性内視鏡に搭載可能
- ・ 把持・回転・並進の3動作が可能
- ・ 手の震えが非伝達な操作

## 2. 開発したシステム

## 2-1 システム概要

開発したシステムは操作部(Fig.1(a))、駆動部(Fig.1(b))、鉗子部(Fig.1(c))から構成されている。駆動システムの概略図を Fig.2 に示す。操作部からの操作情報をパソコンに取り込み、そこから各アクチュエータに駆動指令を出す。アクチュエータからの駆動力は各駆動力伝達パーツを経由して、最終的に鉗子先端部分に駆動力が伝達され鉗子を操作する。

操作部は、市販の力学提示装置 PHANTOM Omni (SensAble Technologies 製) と 3次元造形機で自作したグリップパーツで構成されている。PHANTOM ではペン型操作部であるスタイラスを前後に操作することでスタイラス先端の位置を検出し、鉗子の並進動作を行う。さらに、左右のねじり角度を検出し、鉗子の回転動作を行う。また、グリップパーツではトリガの押し込み量に応じた力をもとに把持動作が可能である。

駆動部は、2 個のモータと自動ステージで構成されている。把持用のモータが回転することで鉗子と連結されたワイヤを巻き取り、把持を行う。また、回転用モータが回転することで、鉗子部と連結されたトルクコイルが動力を伝達し、鉗子先端を回転させる。自動ステージはステージが前後に動くことで鉗子部全体を前後に駆動させる。

鉗子部の先端は、筆者らが研究開発した極細径把持鉗子(Fig.3)が搭載されている。鉗子最大開口角は 15deg, 最大回転角度は左右±147deg, 並進動作領域は 35mm である。

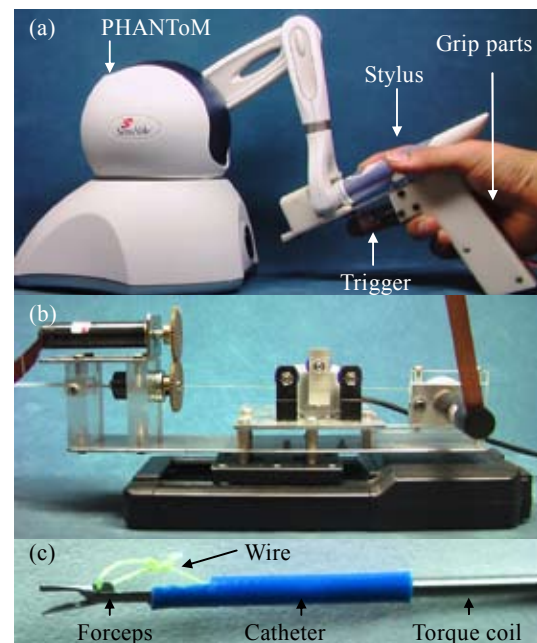


Fig.1 Forceps drive system: (a) Operating unit, (b) Driving unit, (c) Forceps unit

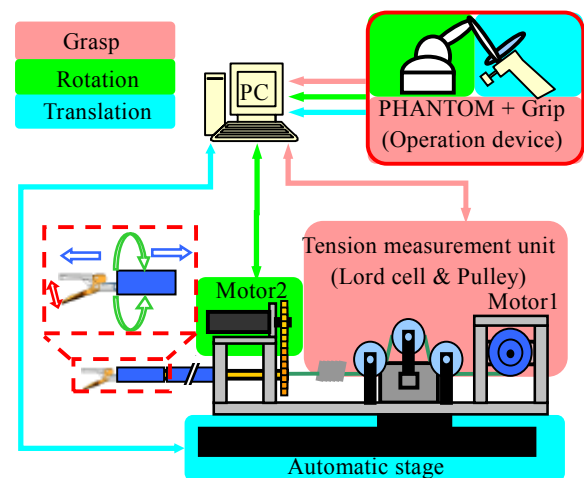


Fig.2 Schematic diagram of forceps drive system



Fig. 3 Micro Grasping forceps (1mm in diameter)

## 2-2 ワイヤ張力計測と出力電流算出

操作部のトリガの押し込み量に応じた力をワイヤ引き込み力として入力する。同時にワイヤの張力を測定して偏差分のフィードバックをかけて張力を制御し、把持力を調整する。ワイヤの張力制御は、モータのトルク制御で行なう。モータのトルクは、モータ電流にトルク定数を乗算したものである。実際の制御は電流制御になる。張力の測定概要図を Fig. 4 に示す。

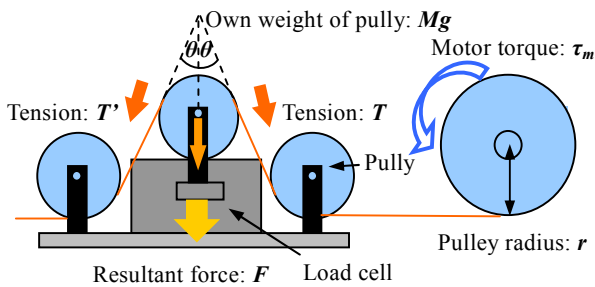


Fig.4 Tension measurement

トルクは

$$\tau_m = K_t \cdot i \cdot G \quad (1)$$

$$\tau = T \cdot r \quad (2)$$

( $K_t$ :トルク定数,  $i$ :電流,  $G$ :減速比,  $\tau$ :ワイヤ側トルク)である。また、ワイヤにかかる張力は

$$T = \frac{F - Mg}{2 \cos \theta} \quad (3)$$

である。式(1)~(3)より、制御対象となる電流は

$$i = \left( F_{in} - \frac{F_{out} - Mg}{2 \cos \theta} \right) \cdot \frac{r}{K_t \cdot G} \quad (4)$$

となり、出力電流が決定する。ただし、 $F_{in}$ は入力目標値、 $F_{out}$ はロードセルの検出値である。

## 3. ワイヤ張力制御の検証実験

構築したシステムの把持用ワイヤの張力制御について検証を行った。操作部のトリガを押し込み、そのときの力を入力として把持用ワイヤに張力をかける。この際の入力と駆動部の応答性、追従性および振動の有無を確認した。

実験結果を Fig. 5 に示す。細線は操作部から入力した力であり、これが目標値となる。太線はロードセルからの検出値を張力に変換した値である。

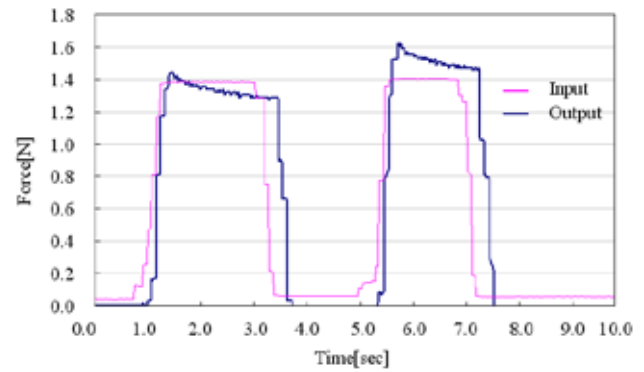


Fig. 5 Result of response and follow-up

張力の応答性は、入力から目標値までの到達時間は約0.29secであった。追従性について、入力が1.40Nであったときの最大出力は1.62Nであり、最大誤差は0.22Nであった。振動は発生しなかった。

## 4. 考察

応答性および追従性について、これら原因はプーリーとワイヤ間の摩擦による誤差やプログラムの関係上、小数値を整数値に変換しなくてはならない部分があり、理論値と実値にずれが生じているからであると考えられる。今後、理論値と実値の差を埋められるよう、摩擦の補償と小数値が使用できるようプログラムの調整が必要である。

応答性、追従性に誤差が生じていたが、目標値に追従した張力を発生させ、振動が生じていないことから、安定な把持動作が期待できる。これより、本システムを用いて鉗子操作を行なった際に、胃粘膜などの生体物質を把持することが可能である。

## 5. 結言・展望

本論文では、軟性内視鏡を用いた手術に対応した把持、回転、並進の3自由度を持つ鉗子駆動システムを開発した。このうち、把持動作に関して、電流を制御することでワイヤ張力の制御を行った。操作部からの入力と駆動部の応答性、追従性および振動の有無について検証実験を行った。

今後、入力と出力との誤差が少なく、応答性を向上させたシステム開発に取り組む。また、動物実験により3自由度動作の有効性を評価する。

## 参考文献

- (1) Y.Hashimoto, M.nokata et al., Development of Micro Forceps and Implementation for Medical Apparatus, Journal of Robotics and Mechatronics, Vol.20, No.2, pp.250-259, 2008.
- (2) 橋本, 野方ら, 外径1mm把持鉗子の設計と製作と血管カテーテルへの実装, 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.11, No.4, pp-435-455, 2009.
- (3) 野方 誠, 小型手術機器の挑戦と実用化の課題, 日本コンピュータ外科学会誌, Vol.13, No.3, pp.158-159, 2011.