空気圧駆動を用いた力覚提示機能を有する多自由度鉗子の開発

只 野 耕太郎^{*1} 住 野 亘^{*2} 川 嶋 健 嗣^{*1}

Development of Pneumatically Driven Forceps Manipulator with Force Display

Kotaro Tadano^{*1}, Wataru Sumino^{*2} and Kenji Kawashima^{*1}

In this paper, a pneumatically driven forceps manipulator which is suitable for suturing task is developed. The manipulator has a wire drive rotating joint at the tip part and enables precise gripper rotation into practice. The gripper mechanism which consists of a small cylinder and slider-crank mechanism is proposed and implemented at the tip part. The gripper is driven by air pressure supplied through a fine tube so that the interference of other joints can be avoided. The gripping force of 20 [N] is achieved. We constructed a master-slave system with the forceps manipulator and conducted some suturing experiments using a sponge object. It became clear that the forceps manipulator had good maneuverability and could estimate the external moment within the uncertainty of 10 [mNm].

Key Words: Pneumatics, Laparoscopic Surgery, Master-slave System, Force Feedback

1. 緒 言

近年、外科手術において、患者の痛みの低減、入院期間の短縮や傷跡の縮小などの QOL (Quality of Life) 重視の観点から、腹腔鏡手術が広く行われている [1] [2]。腹腔鏡手術とは術者が細い筒 (トロッカ) から鉗子類を挿入し、内視鏡の映像を観察しながら手術を行うものである。開腹手術より傷口が小さくて済むことから、患者への負担が少ない。しかし、腹壁を支点として鉗子類を動かすために鉗子先端の自由度が不足し、高度な技術を必要とする。

そこで、術者の負担を軽減することを目的として、ロボット技術により鉗子先端を多自由度化する研究が盛んに行われている [3]~[6]。製品化されたマスタースレーブ方式の daVinci [7] が有名であり、鉗子の遠隔操作が可能である、直感的操作に優れているなどの利点を有している。さらに、より正確で安全な作業のために、医師への力覚提示が望まれており、鉗子先端付近に力センサを用いた研究が行われている [8] [9]。しかし、小型化、滅菌、較正など実用面を考慮すると鉗子への力センサの取り付けは容易ではない。

筆者らは動力源に空気圧アクチュエータを用い、それらの内部圧力から力センサを用いずに鉗子先端に働く外力を推定することが可能な鉗子マニピュレータの開発を進めてきた [10] [11]。

しかし、これまでに開発した鉗子マニピュレータでは把持部への動力伝達にワイヤを用いていたため、強い把持力を発生した際のワイヤ張力の増加に伴い、他の屈曲関節における摩擦が増大する問題があった。このため、推定可能な最小トルクが 30 [mNm] に留まっており、手術中の微細な反力を術者に提示するには不十分であった。手術ロボットの適用範囲を広げるうえで重要な手技の一つである縫合作業では、針の刺入時に針が滑らないよう強く把持する必要があるため、外力推定精度への把持力の増加による干渉を抑制することが求められる。

そこで本研究では、縫合作業時の操作性および外力推定精度の向上を目的として、新たに空気圧駆動の多自由度鉗子マニピュレータの開発を行った。本マニピュレータは先端に把持動作を行う小型空気圧シリンダを内蔵することで、他の関節との干渉を排除したこと、先端部に回転と屈曲を有する関節を配置し、空気圧シリンダの拮抗駆動によって動作を実現すること、空気圧アクチュエータの圧力から外乱オブザーバを用いて鉗子先端での外力を力センサを用いることなく推定可能であることを特徴としている。

本論文は 6 章から構成されており、第 2 章では開発した鉗子の概略を示し、第 3 章では鉗子の駆動方法、力の推定方法を述べる。第 4 章では実験によって力推定精度の検証を行い、第 5 章では模擬縫合作業を実施し、開発した鉗子の有効性を明らかにする。最後に第 6 章で本研究をまとめる。

2. 空気圧駆動多自由度鉗子の開発

2.1 設計指針

鉗子を用いた縫合作業では湾曲針が細く滑りやすいため、強

原稿受付 2008 年 7 月 28 日

^{*1}東京工業大学

^{*2}(株) コマツ

^{*1}Tokyo Institute of Technology

^{*2}Komatsu Ltd.

■ 本論文は学術性で評価されました。

Fig. 1 Developed 4 DOFs forceps manipulator

力に把持しなければ組織と接触した際に滑って回転してしまい、適切な角度で刺入することが困難である。また、鉗子マニピュレータの慣性や重力の影響を小さくするためには軽量化が望まれる。これにより、鉗子マニピュレータを腹腔外で保持するロボットのアクチュエータや軸受け部への負荷が減少し、逆動力学モデルの誤差の影響を相対的に小さくすることができるため、位置追従性と外力推定性能の向上が見込まれる。また、空気圧アクチュエータのバックドライバビリティを利用した外力推定を行う場合、マニピュレータが持つ静止摩擦力以下の外力はアクチュエータ内の圧力の変化を生じさせないため推定することができない。外力推定の感度を高くするには、できる限り静止摩擦力を低減することが重要である。さらに、静止摩擦力を小さくすることはスティックスリップを低減し、良好な位置追従性を得ることにつながる。よって、以下に示す項目の実現を特に念頭に置いて設計製作を行った。

- (1) 湾曲針を滑らないよう強く把持できるようにする
- (2) できる限り軽量に製作する
- (3) マニピュレータの摩擦力（特に静止摩擦力）をできる限り小さく抑える
- (4) 関節間の機構干渉をできる限り小さくする
- (5) 鉗子先端部において4[N]以上の力を発生可能とする

試作した多自由度鉗子マニピュレータの全体図を Fig. 1 に、先端部を Fig. 2 に示す。本鉗子マニピュレータは腹腔内で回転2自由度 (J_1 , J_3)、屈曲1自由度 (J_2) と把持1自由度 (ON・OFF のみ) を有している。

2.2 把持部

従来の多自由度鉗子ではワイヤによって把持部を駆動するものがほとんどである。そのため、ワイヤが複数の関節をまたぐことから、他の関節との干渉の懸念がある。特に、大きな把持力を発生させる場合、把持部操作用ワイヤの張力増加に伴い、それが通過する他の関節へ与える負荷も大きくなり、摩擦などの特性変化を招く。このような他関節との干渉なしに、高い把持力を得るために、Fig. 3 に示すような小型の空気圧シリンダとスライダクランク機構を組み合わせた把持機構を開発した。この把持部はシリンダ後方の穴につながれた外径1.0[mm]、内径0.5[mm]のポリエチレンチューブで高圧の空気を供給すること

Fig. 2 Tip part of the forceps

Fig. 3 Schematic drawing of gripper

によってシリンダを駆動する。グリップスを閉じる際にはシリンダによる推力を用い、開く際にはバネの反力を用いている。

グリップスの角度 θ と、シリンダピストンの直動変位 X との関係は

$$X = -b \cos(\theta + \alpha) + a \sqrt{1 - \left(\frac{b}{a} \sin(\theta + \alpha)\right)^2} \quad (1)$$

である。ここで、 a , b は Fig. 3 に示すリンク長を、 α はリンクの角度を表す。また、仮想仕事の原理より、グリップスを開閉するためのトルク τ_θ はシリンダの力 F から以下のように求まる。

$$\tau_\theta = \frac{\partial X}{\partial \theta} F = \left(b \sin(\theta + \alpha) - \frac{b \sin(\theta + \alpha) \cos(\theta + \alpha)}{\sqrt{1 - \left(\frac{b}{a} \sin(\theta + \alpha)\right)^2}} \right) F \quad (2)$$

縫合作業に用いる針はその直径がおおよそ0.5~0.7[mm]程度であり、これを把持する際にグリップスの角度 θ はおおよそ1~2[deg]と小さな値となる。このとき、式(2)の括弧内第2項の分母が0に漸近するようにリンクパラメータ a , b , α を設計すれば、 $\partial X / \partial \theta \rightarrow \infty$ と劣可動特異姿勢に漸近するため、シリンダの押出力 F が小さくても非常に大きな τ_θ が得られる。本試作機では、把持力や可動範囲、機構のサイズを考慮し、Table 1 に示すパラメータの通りに設計を行った。この場合、可動範囲のぎりぎり外側である $\theta = -0.7$ [deg] において、 $\partial X / \partial \theta = \infty$ の特異姿勢となる。

Fig. 4 に供給圧を0.6[MPa(gauge)]としたときのグリップスの角度とトルクの関係を示す。湾曲針を把持した際にスライダクランク機構が特異姿勢に漸近することで、強力な把持力を発生できることが分かる。本試作機では、グリップスがほぼ閉じた

Table 1 Parameters of gripper

Cylinder diameter	6.5 [mm]
Cylinder stroke	3.0 [mm]
Spring constant	1.0 [N/mm]
Link a	4.0 [mm]
Link b	7.1 [mm]
α	146.5 [deg]

Fig. 4 Gripping torque

Fig. 5 Driving mechanism of J2

状態では 20 [N] 以上の力で把持することができる。このように強い把持力を発生させた場合でも、ワイヤなどで動力伝達を行わないため、他関節への負荷が大きくなる。

また、シリンダから先の部分は容易に取り外すことができるため、シリンダ内部を繰り返し洗浄することが可能である。このとき空気供給用のチューブは取り外して交換することができる。O リングには耐熱性が高いフッ素ゴム材を用いているため、オートクレーブによる滅菌も可能である。

2.3 先端関節部

把持部に近接する関節 J2、J3 は、駆動部に配置された空気圧シリンダによりステンレスワイヤを用いて拮抗駆動される。

Fig. 5 に関節 J2 の構造を示す。ワイヤ末端はピンに固定されているが、広範囲の屈曲角度において効率良く動力を伝達できるようワイヤを交差させている。また、できるだけ低摩擦を実現するために、ワイヤガイドにはボールベアリングを用いている。

Fig. 6 Driving mechanism of J3

Fig. 7 Schematic drawing of tendon drive

関節 J3 では Fig. 6 に示すように、ワイヤは直径が 5 [mm] のプーリに巻きつけられており、J2 との干渉を防ぐため J2 の回転中心を通るよう拘束されている。

J1 は駆動部に取り付けられた空気圧揺動アクチュエータの動力をタイミングベルトで伝達することにより駆動される。J2、J3 を駆動するシリンダを含むユニット全体を回転させるため、J1 の運動は J2、J3 と完全に独立している。

鉗子軸の最大径は 11 [mm] であり、内径 12 [mm] のトロッカを通過させることが可能である。トロッカ挿入時にはワイヤを緩め、関節 J2 が一直線上に伸びた状態にする。トロッカ通過後に緩めていたワイヤを張ることにより、J1 と J3 の回転軸がそれぞれ垂直となる状態の基準姿勢 (Fig. 2) へと移行する。

2.4 システム構成

把持部に近接する関節 J2 および J3 は Fig. 7 に示すように二つの空気圧シリンダによって拮抗駆動される。空気圧シリンダには、低摩擦空気圧シリンダ (SMC, CJ2Q-30) を採用し、変位はリニアポテンショメータによって計測する。

J1 の駆動には低速使用のシングルペーンモータ (KUROMA, PRNAJ1D-90-45-X7) を用い、回転角度はペーンモータに取り付けられたエンコーダ (MTL Inc., MEH-12-2000PTS16) により計測する。

各関節の基準姿勢からの可動範囲および供給圧が 0.6 [MPa]

Fig. 8 Block diagram of control system

Table 2 Working range and maximum torque

	Working range [deg]	Torque [mNm]
J_1	± 90	222
J_2	$-40 \sim +50$	291
J_3	± 100	85

の場合における発生可能最大トルクを Table 2 に示す。このとき、マニピュレータ先端部で最大で 4.5 [N] 程度の力を発生可能であるが、減圧弁によりエアコンプレッサからの供給圧力を操作することで、マニピュレータの最大発生力を容易かつ確実に調節できる。また、使用したアクチュエータは低摩擦であるだけでなく、同等の出力を有するものの中でも比較的軽量であり、鉗子マニピュレータ全体の重量を 500[g] 以下に収めている。

各空気圧アクチュエータはそれぞれ 5 ポートの空気圧サーボ弁 (FESTO, MPYE-M5-B SA) によって制御する。本空気圧サーボ弁は 100 [Hz] 程度までの動作帯域を有しており、最大で 0.9 [mm²] の有効断面積を得ることができる。なお現時点では、把持部のシリンダには電磁弁を用いているが、今後これをサーボ弁に置き換えることで、把持力を無段階に制御することができ、柔らかな把持も実現可能である。

配管としては、 J_2 および J_3 を駆動するシリンダには外径 2 [mm]、内径 1.2 [mm] のものを、 J_1 を駆動するベーンモータには外径 3.2 [mm]、内径 2 [mm] のものを用いた。管路長はいずれもおおよそ 1.5 [m] である。また、圧力センサは半導体式の圧力センサ (SMC, PSE510-R06) を用いた。測定レンジは 1 [MPa] であり、数 [kHz] の動作帯域を有している。制御用コンピュータは OS に RTLinux を利用しており、1 [ms] の制御周期を実現している。このような空気圧サーボシステムでは、空気圧アクチュエータとサーボ弁の間に電磁弁を配置し、停電時や緊急時にアクチュエータ内の圧縮空気を瞬時に排気するよう設定することで、問題発生時にマニピュレータの駆動を直ちに停止することが可能である。

3. 制御系の構成

空気圧サーボシステムは空気圧の圧縮性や管路の影響による非線形性を有しているが、位置制御系に駆動力制御ループを内包することによってその影響を改善できることが知られている [12]。一般にカスケードループの動作帯域はメインループの動作帯域

よりも高くなければならない。駆動力制御に用いたサーボ弁の動作帯域は 100 [Hz] 程度であるが、外科医による手術手技を観察した結果、腹腔鏡手術用鉗子マニピュレータに求められる動作帯域は 2 [Hz] 程度までと考えられるので、駆動力制御による非線形性の十分な補償が可能であると考えられる。

また、バックドライバビリティの高いマニピュレータでは、慣性や摩擦、重力の効果がその動作に大きく影響する。そのため良好な位置追従性を実現するには逆動力モデルによるフィードフォワード補償が必要となる。さらに、後に述べる外乱オブザーバによる外力推定を行う際にも、逆動力モデルは重要となる。

鉗子マニピュレータ先端の可動部の慣性および慣性モーメントは十分に小さく、また手術作業の動作帯域は 2 [Hz] 程度までと考えられる。そのため動力学において重力や慣性モーメントによる効果は無視できるほど小さく、摩擦による効果が支配的であると考えられる。また関節の角速度、角加速度を求める際には位置センサで計測した角変位を数値微分する必要があるが、数値微分を繰り返すと計算精度が悪化する。位置センサとしてリニアポテンショメータを用いている関節 J_2 と J_3 において特にこのノイズの問題は顕著である。一方、各関節はお互いに干渉しない構造となっている。よって、鉗子マニピュレータの動力学モデルを以下のような摩擦力のみのモデルとした。

$$Z(\dot{q}_i) = C\dot{q}_i + D\text{sgn}\dot{q}_i \quad (3)$$

ここで、 C は粘性係数、 D はクーロン摩擦の大きさ、 q_i は関節 i の回転角度を表す。

以上により、本研究では拮抗駆動系に対して Fig. 8 のブロック線図に示す制御系を構成した。位置と速度の偏差から関節周りの駆動トルクを求める関節 PD 制御に、逆動力学のフィードフォワード補償を加えた制御則である。関節 J_2 と J_3 は 2 本のシリンダを拮抗させることにより駆動しているため、2 本のシリンダの出力する力の目標値 $F_{1\text{ref}}$, $F_{2\text{ref}}$ は、関節トルクの目標値 τ_{ref} に対して、以下のように計算した。

$$F_{1\text{ref}} = J \frac{|\tau_{\text{ref}}| + \tau_{\text{ref}}}{2} + T_0 \equiv f_1(\tau_{\text{ref}}) \quad (4)$$

$$F_{2\text{ref}} = J \frac{|\tau_{\text{ref}}| - \tau_{\text{ref}}}{2} + T_0 \equiv f_2(\tau_{\text{ref}}) \quad (5)$$

ただし、 J は空気圧シリンダの直動変位から関節変位 q までのヤコビアンであり、 J_2 では q_2 の非線形関数、 J_3 では定数とな

Table 3 Control parameters

	J_1	J_2	J_3
K_{pp} [mNm/rad]	1000	1000	100
K_{pd} [mNms/rad]	50	50	2
K_{ap} [V/N]	0.05	0.2	0.3
K_{ai} [V/Ns]	0.4	0.5	0.41
C [mNm/rad]	28.0	15.0	1.5
D [mNm]	17.0	14.0	7.5
T_0 [N]	-	5.0	7.2

る. また, T_0 は任意に設定可能なワイヤのバイアス張力であり, $T_0 > 0$ とすればシリンダや機構の摩擦およびワイヤの慣性が無視できるという仮定のもとに, ワイヤがたるまないことが保証される. これら駆動力の目標値 F_{1ref} , F_{2ref} に対して, Fig. 8 に示すように PI 制御系を構成している. なお, 駆動力制御系の帯域が 40 [Hz] 程度あることを確認している [11].

さらに, 力センサを用いずに各関節周りに働く外力モーメントを求めることを目的とし, 発生したトルク τ に対して, Fig. 8 の右側の点線で囲った部分に示すような外乱オブザーバを構成した. 各関節が持つ機械インピーダンスを表す関数 $Z(\dot{q})$ とアクチュエータによる関節周りのトルク τ を用いて, 関節周りに働く外力モーメント τ_{ext} の推定値 $\hat{\tau}_{ext}$ は以下の式で計算することができる.

$$\hat{\tau}_{ext} = \tau - Z(\dot{q}) \quad (6)$$

アクチュエータによる駆動トルク τ は空気圧シリンダの摺動摩擦が十分小さいことから, 圧力を計測することによって求めることが可能である. なお関節 J_1 に対しては, Fig. 8 において τ_{ref} からの信号分岐がない形となる.

Table 3 に 実験で用いた各制御パラメータをまとめる. 機械インピーダンス $Z(\dot{q})$ のパラメータ C , D は, あらかじめ無負荷において位置制御実験を行い同定し, 制御ゲイン K_{pp} , K_{pd} , K_{ap} , K_{ai} およびバイアス張力 T_0 は良好な追従性が得られるよう試行錯誤的に決定した.

4. 外力推定実験

4.1 実験方法

制御方法の有効性を確認するために, 鉗子先端部に治具により 6 軸力センサ (BL AUTOTEC.LTD, NANO2.5/2) を取り付け, 関節ごとに力センサの出力と外乱オブザーバによる外力の推定値とを比較した. Fig. 9 に示すように, 力センサを取り付けるために把持部を取り外して実験を行った. 把持機構は 15 [g] 程度と十分に軽量であり, また第 2 章で記述したように本鉗子では把持部の開閉をチューブによって供給される高圧空気によって行っているため, 把持を行っても他関節との機構の干渉が生じない. これらのことから, 把持部を取り付けた実際の使用時においても本実験とほぼ同じ推定精度を得ることができると考えられる.

外力推定の有効性を確認するために, 以下の 4 種類の条件下

Fig. 9 Experimental situation of force evaluation

Fig. 10 Experimental results of position control (J_3)

で実験を行った.

- (1) 関節を自由運動させる
- (2) 全関節の位置目標値を 0 [deg] とした状態で, 力センサに任意の外力を加え, 力センサを介して関節に外力を与える
- (3) 力センサを固定し, 各関節の一つに振幅が 30 [deg] の正弦波状の位置目標値を与える
- (4) 力センサ部に湾曲針を取り付け, 模擬縫合作業における針の刺入動作を行う

4.2 位置決め実験結果

初めに, 外力の加わらない自由運動の状態で正弦波状の位置目標値に追従させる実験を行った. 関節 J_3 の追従実験結果の一例を Fig. 10 に示す. 実験結果より, 滑らかな動きが実現されており, スティックスリップ現象が発生しないことを確認した. また, 動摩擦による影響を補償するフィードフォワードの効果により良好な追従性を実現できることが分かる. 他の関節も同様に良好な位置決め制御が実現できることを確認している.

ただし, Table 3 から明らかなように, 関節 J_3 は他の関節に比べ設定できる位置比例ゲインおよび位置微分ゲインが小さい. 関節 J_1 の駆動に用いているバーンモータはシール部分で粘性摩擦が存在しており, これがダンパの役割を果たすことによってゲインを高く設定することができると考えられる. 屈曲 J_2 と回転 J_3 の駆動には同じ空気圧シリンダを用いているが, J_3 は直径 5 [mm] のプーリによって直動を回転運動に変換しており, ワイヤ張力と関節トルク間のヤコビアンが 2.5 [mm] となるのに対し, 屈曲 J_2 のヤコビアンは角度によって変化するも

Fig. 11 Experimental results of torque estimation during free motion

の、可動範囲内において 5 [mm] 以上の値となっている。同じ大きさの関節周りのトルクを出力する場合、関節 J_2 を駆動するシリンダは J_3 を駆動するシリンダの半分程度で済むため、 J_2 のほうが J_3 よりも大きなゲインを設定できると考えられる。

4.3 外力推定実験結果

次に、外力による関節トルクを推定した結果を示す。

Fig. 11 は各関節をそれぞれ個別に自由運動させた際の実験結果である。外乱オブザーバの出力である $\hat{\tau}_{ext}$ は 0 [Nm] となることが理想であるが、実際には Fig. 11 のように関節 J_1 、 J_2 では最大 15 [mNm] 程度、 J_3 では最大 7 [mNm] 程度の誤差が生じていることが分かる。これは、逆動力モデルの誤差やモデルに含まれていない静止摩擦などの影響によるものと考えられる。

次に、4.1 節で示した (2) の条件での関節 J_2 と J_3 の実験結果を **Fig. 12** に示す。力センサが出力した値と外乱オブザーバの推定値がよく一致していることが確認できる。

Fig. 12 Experimental results of torque estimation at the target angle 0 [deg]

Fig. 13 Experimental results of torque estimation during sinusoidal target angle (J_3)

また、**Fig. 13** に 4.1 節で示した (3) の条件での実験結果の一例として、関節 J_3 の結果を示す。このとき、 J_3 にのみ正弦波の位置指令を与え、他の関節には 0 [deg] の位置目標値を与えた。Fig. 13 から推定値が力センサの出力値よりも大きくなる傾向が見られる。この傾向は関節とアクチュエータ間に存在する摩擦力が原因であると考えられる。アクチュエータによる駆動力が関節に伝達するまでの過程で機構およびアクチュエータの摩擦力によって減少してしまうため、実際に関節周りに発生される駆動力はアクチュエータの差圧から推定した値よりも小さくなる。

外力推定の精度をさらに向上させるためには機構およびアクチュエータが持つ摩擦力をさらに小さくする必要がある。また、

Fig. 14 Experimental results of torque estimate during suturing task with the force sensor

各関節に外力が加えられることによって軸受部などに負荷が生じて静止摩擦力が増加したり、動力学モデルが同定時から変化することによっても外力推定精度が悪化する．そのため外力が加わってもマニピュレータの機械インピーダンスが可能な限り変化しないように設計を行う必要がある．しかし、上記の結果より、全体として良好に力が推定可能であることが明らかとなった．

4.4 縫合作業時の外力推定実験

Fig. 9 に示したように鉗子マニピュレータ先端に力センサを取り付け、縫合作業時に図中の軸周りに生じるモーメントの推定精度を確認した．湾曲針は力センサに固定されているため、湾曲針を臓器に刺入するまでの動作を行った．

Fig. 14 に関節 J_3 の実験結果を示す．上段に回転関節角度、中段に外乱オブザーバを用いて推定した値と力センサから算出したトルク、下段に力センサから求めたトルクと推定したトルクの差を示す．実験では 30 秒間の間に 5 回模擬臓器への刺入動作を行っている．

Fig. 14 の下段より、力センサから算出したトルクと推定トルクの差は 10 [mNm] 以内に収まっており、開発した空気圧駆動の鉗子マニピュレータを用いて良好に外力が推定できていることが確認された．ただし、力センサの出力が 0 [mNm] 近傍となるときに、推定外力は 10 [mNm] 程度の振幅で振動している．この振動は特に関節角速度が低速のときに大きく見られることから、位置センサから求めた関節角速度の符号が変化し、式 (3) におけるクーロン摩擦項の正負が頻繁に切り替わることによって生じていると考えられる．

これらの誤差による術者への不快感は、推定した外力値をマスタヘフィードバックする際に、適切なローパスフィルタと 10 [mNm] 以下の信号は 0 [mNm] とするようなフィルタを通過させることで、抑制できると考えられる．ただし、この場合システムの力の感度は 10 [mNm] となり、それ以下の力を術者へ提示することはできず、今後のさらなる改良が求められる．しかし、Fig. 14 から分かるように、対象が模擬臓器ではあるが針

Fig. 15 Experimental view during suturing task with the gripper

Fig. 16 Experimental results of torque estimate during suturing task with the gripper

を刺入する際の反トルクが 20 [mNm] 程度であり、このような作業においても違和感なく力覚提示可能であると考えられる．

J_1 , J_2 に関しては、本実験ではほぼ静止した状態であったが、自由運動における結果と同様に外力推定誤差は 15 [mNm] 以下であった．

5. 模擬縫合作業実験

Fig. 14 では、先端の把持部分は用いずに、力センサ部に直接湾曲針を取り付けて実験を行った．そこで、今回提案試作した内蔵型小型空気圧シリンダによる把持機構の有効性を評価するため、Fig. 15 のように力センサではなく実際に試作した把持機構により湾曲針を把持して、模擬臓器に対して縫合作業を実施した．ここでは、Fig. 14 の実験と同等の条件とするため、針を模擬臓器に刺入するまでの動作を約 30 秒の間に 5 回行った．関節 J_3 の実験結果を Fig. 16 に示す．上段に回転角度の変位、下段に外乱オブザーバから推定したトルクを示す．この結果は Fig. 14 と同様の傾向を示しており、試作した鉗子マニピュレータおよび実装した外力推定方法の有効性が確認された．

6. 結 言

本研究では、腹腔鏡用鉗子システムとして、外力推定精度および縫合作業時の操作性の向上を目指し、空気圧駆動の 4 自由度鉗子マニピュレータの開発を行った．本マニピュレータは先端に把持動作を行う小型空気圧シリンダを内蔵することで、他

の関節との干渉を排除したこと、先端部に回転と屈曲を有する関節を配置し、空気圧シリンダの拮抗駆動によって動作を実現すること、空気圧アクチュエータの差圧から外乱オブザーバを用いて鉗子先端での外力を力センサを用いることなく推定可能であることを特徴としたものである。

開発したマニピュレータを用いて模擬臓器の縫合作業を行ったところ、力センサから算出したトルクと推定トルクの差は関節 J_3 において 10 [mNm] 以下、その他関節 J_1, J_2 では 15 [mNm] 以下に収まっており、良好な外力推定精度を有することが確認できた。

謝 辞 本研究を進めるに当たり、東京工業大学香川利春教授ならびに東京医科歯科大学田中直文先生、小嶋一幸先生、大谷俊樹先生に貴重なご意見をいただいた。また、本研究の一部は平成 19 年度科学研究費補助金若手研究 (A) (No.18686023) により行われた。ここに謝意を表す。

参 考 文 献

- [1] G.H. Ballantyne, P.F. Leahy and I.M. Modlin: LAPAROSCOPIC SURGERY. W.B. Saunders, 1994.
- [2] 内視鏡外科の Basics, 日本内視鏡外科学会雑誌, vol.5, no.6, pp.569-647, 2000.
- [3] 橋爪誠: “手術支援ロボットの現状と将来”, 日本ロボット学会誌, vol.22, no.4, pp.423-425, 2004.
- [4] R.H. Taylor and D. Stioianovici: “Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery,” IEEE Trans. on Robotics and Automation, vol.19, no.5, pp.765-780, 2003.
- [5] 山下紘正, 金大永, 波多伸彦, 土肥健純: “多節スライダ・リンク機構を用いた腹部外科手術用鉗子マニピュレータの開発”, 日本コンピュータ外科学会誌, vol.5, no.4, pp.421-427, 2004.
- [6] K. Ikuta, T. Hasegawa and S. Daifu: “Hyper Redundant Miniature Manipulator Hyper Finger for Remote Minimally Invasive Surgery in Deep Area,” Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.1098-1102, 2003.
- [7] Intuitive Surgical Inc: <http://www.intuitivesurgical.com/index.aspx>
- [8] S. Katsura, W. Iida and K. Ohnishi: “Medical mechatronics—An application to haptic forceps,” Annual Reviews in Control, vol.29, Issue 2, pp.237-245, 2005.
- [9] C.R. Wagner, N. Stylopoulos and R.D. Howe: “The role of force feedback in surgery: Analysis of blunt dissection,” Proc. of Tenth Symposium on Haptic Interfaces for Virtual- Environment and Teleoperator Systems, pp.68-74, 2002.
- [10] 只野耕太郎, 川嶋健嗣: “空気圧サーボを用いた多自由度鉗子システムのバイラテラル制御”, 日本コンピュータ外科学会論文誌, vol.7, no.1, pp.25-31, 2005.
- [11] K. Tadano and K. Kawashima: “Development of a Master Slave Manipulator with Force Display using Pneumatic Servo System for Laparoscopic Surgery,” International Journal of Assistive Robotics and Mechatronics, vol.8, no.4, pp.6-13, 2007.
- [12] 則次俊郎, 安藤文典, 吉川智之: “ゴム人工筋の制御性能”, 日本機械学会論文集 (C 編), vol.60, no.570, pp.193-198, 1994.

只野耕太郎 (Kotaro Tadano)

2007 年東京工業大学大学院総合理工学研究科博士後期課程修了。同年東京工業大学精密工学研究所研究員。2008 年同助教となり、現在に至る。ロボット工学の研究に従事。博士 (工学)。日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本コンピュータ外科学会, IEEE 等の会員。(日本ロボット学会正会員)

住野 亘 (Wataru Sumino)

2008 年東京工業大学大学院総合理工学研究科修士課程修了。同年株式会社小松製作所に入社し、現在に至る。油空圧機器の設計開発に従事。日本機械学会会員。

川嶋健嗣 (Kenji Kawashima)

1997 年東京工業大学大学院理工学研究科博士課程修了。同年東京都立工業高等専門学校助手, 2000 年東京工業大学精密工学研究所助教授, 2007 年同准教授となり、現在に至る。流体計測制御, ロボット工学の研究に従事。博士 (工学)。日本機械学会, 計測自動制御学会, 精密工学会, IEEE 等の会員。(日本ロボット学会正会員)