エンコーダによる把持力推定技術と それを用いたマスタスレーブ型手術支援システム

井 上 慎太郎*¹ 岸 宏 亮*¹ 高 橋 誠 也*¹
佐久間 一 郎*² 小 野 稔*³

Estimation of Gripping Force using Encoders and Master Slave Surgical System

Shintaro Inoue*¹, Kosuke Kishi*¹, Seiya Takahashi*¹,
Ichiro Sakuma*² and Minoru Ono*³

We proposed a new force sensing technique for estimation of gripping force, that detects extension of a driving component with two encoders and estimates applied force based on differences of two displacements. The technique fulfills three requirements for surgical robot; (i) high tolerance for noise, (ii) sterilizability and (iii) compactness in size. A method to compensate backrush and various effects of power transfer elements was proposed and verified by simulation and experiments. We could estimate gripping force with average errors of 0.32 [N] for a surgical tool with one degree of freedom. We also developed gripping force control method based on the estimate force value, and implemented it on a master-slave surgical system. In the future, we will apply the technique to other joints of surgical tool.

Key Words: Surgical Robot, Force Sensing, Mechanistic Modeling, High Resolution Encoder

1. 緒 言

1.1 背景

内視鏡下手術を支援するマスタスレーブ型の手術支援ロボットは、da Vinci[®] (Intuitive Surgical Inc.) をはじめとして広く研究されており [1] [2], その市場への導入も進んでいる [3]. 一方で、マスタスレーブ型の手術支援ロボットの課題の一つとして力覚の欠如があげられている [4]. 内視鏡下手術では、術者は処置具先端に加わる力を知ることで安全かつ微細な操作を可能にしており、力覚の伝わらないマスタスレーブ型手術支援ロボットにおいても、処置具先端に加わる力の情報は重要である。

そのため、手術ロボットにおける力計測技術の研究は数多く行われている。力センサを用いた計測技術の多くは、鉗子先端部や、ワイヤやリンクといった動力伝達部にひずみゲージを取り付けたものが多い [5] [6]. しかし、ひずみゲージによる計測

結果はアナログ量として出力されるため、電気メスなど高周波処置具が使用される手術環境においては外部磁場などノイズの影響を受けることが懸念される。また、滅菌性、体内での電気的安全性の観点から、体内挿入部へのセンサの取り付けは望ましくない。そこで、アクチュエータのバックドライバビリティを高くし、力センサを用いずに外力の推定を行う技術 [7] [8] も報告されているが、高いバックドライバビリティを有しながら十分なトルクを得るためにはアクチュエータが大型化しやすく、マニピュレータの小型化が難しい。また内部摩擦の影響が推定精度に大きく影響すると考えられ多自由度機構に展開する場合には課題がある。

以上まとめると、手術ロボットの力計測には、①ノイズの影響を受けにくいこと、②体外にセンサを配置すること、③小型であること、の3点が望まれる。

1.2 目的

処置具先端に加わる力の中でも、把持力を知ることは特に重要である。術中には、針や組織など、物を把持しながらの操作が頻繁に行われるが、微細な操作を行う際には把持力の微調整が必要になる。例えば針の向きの調整が頻繁に必要な縫合、吻合動作では特に把持力の微調整が重要である。Fig. 1 に示すように、術者は針の向きの調整を行う際には弱い力で把持し、針かけの際には針が回らないように強い力で把持する必要がある。一方把持力が弱すぎると針を落としてしまい、強すぎると

原 2013 年 1 月 11 日

*¹オリンパス株式会社

*²東京大学大学院工学系研究科

*³東京大学医学部附属病院心臓外科

*¹Olympus Corporation

*²Graduate School of Engineering, The University of Tokyo

*³Department of Cardiac Surgery, The University of Tokyo Hospital

■ 本論文は有用性で評価されました。

Fig. 1 Adjustment of gripping force

処置具に負担をかけたり、針を曲げたりしてしまう。そのため縫合動作を正確かつ安全に行うためには、針が回る弱い力、針かけの際の強い力、処置具が強度的に許容できる最大把持力の少なくとも3段階の把持力を設定できる必要がある。

そこで、前節で述べた3点の要求を満たす力計測技術を構築し、3段階で把持力を計測および制御することを目的とする。本報では、エンコーダにより部材の伸縮量を検出することで部材に加わる力を計測する力計測技術の提案、およびその力計測技術を用いた把持力推定アルゴリズムの構築について報告する。

2章にて提案するエンコーダを用いた力計測技術の原理について、3章にて提案する力計測技術を実装した処置具駆動ユニットと、その伸縮量検出特性について、4章にて伸縮量から把持力を推定するアルゴリズムについて、5章にて推定結果に基づく把持力制御の実装について述べ、最後に結論をまとめる。

2. エンコーダを用いた力計測

2.1 計測原理

ノイズの影響を受けにくい力計測技術として、中村らにより、リニアエンコーダを用いたトルクセンサの研究が行われている。これはトルクが加わる際の弾性体の回転方向の微小変形量を、エンコーダを用いて計測し、その変形量から加わったトルクを導出するものである。エンコーダを用いた計測の特徴として、デジタル値による出力であるため、ノイズや温度変化の影響を受けにくいこと、またひずみゲージと異なりひずみを積算した変位を計測するため、エンコーダの設置位置を変えることで、センサ剛性を下げずに分解能の向上が可能であるといった利点がある[9]。

我々はより省スペースでの力計測を実現するため、回転方向ではなく並進方向の微小変形量を二つのエンコーダにより計測することで、駆動部材に加わる力の計測を行う。さらに手術ロボットに安全のために二重化して設置されたセンサを利用することで、力計測の機能を付加することができ、少ないセンサ数でより安全なシステムの構築が実現できる。

Fig. 2 にリニアエンコーダを二つ使用した際の、提案手法の概念図を示す。

処置具先端までの駆動経路上の2点にエンコーダを配置し、それぞれの位置での部材の変位 (x_b , x_c) を計測する。無負荷で駆動する際には駆動部材の移動量がそのまま計測されるため、 x_a , x_b , x_c は同値となる。駆動部材全体を弾性体と仮定すると、駆動部材に力 F が加わったときには、検出される変位量の差分をとることで、無負荷での移動量が打ち消され、2点間で力によって発生する伸縮量

Fig. 2 Measurement of extension using two-encoders

Fig. 3 Surgical tool manipulator

Fig. 4 Mounting of linear encoder into driving unit

$$\Delta L = x_b - x_c \quad (1)$$

が導出される。力が駆動部材上に一様に加わるので、エンコーダを設置する2点間のヤング率 k_2 から、フックの法則より

$$F = k_2 \cdot \Delta L \quad (2)$$

によって、駆動部材に加わる力 F が導出される。

2.2 エンコーダを実装した処置具マニピュレータ

本報で使用する処置具マニピュレータを **Fig. 3** に示す。本マニピュレータは、体内で動作するエンドエフェクタを有する処置具と、処置具を体外から駆動する処置具駆動ユニットから成り、処置具と処置具駆動ユニットは着脱自在となる。

また、本処置具駆動ユニットは、モータの回転運動をボールねじ的にロッドの直動運動に変換することで、駆動部の動力を処置具に伝達する。そこで前節で述べた力計測技術を実現するために、マニピュレータ制御のためにモータに設置しているロータリ型エンコーダと、伝達経路上の直動する駆動ロッドに設置したリニアエンコーダを用いた。二つのエンコーダ間にカップリングを介することで剛性が他の部分より低くなり、伸縮量 ΔL が大きく出力されることが期待できる。またロータリエンコーダもモータの減速機およびボールねじの減速により、高い分解能が期待できる。

さらにリニアエンコーダを体外に位置する処置具駆動ユニットに設置することで、処置具の滅菌、洗浄性に加え、体内での電気的安全性を保つことができ、1章で述べた要求を満たす。 **Fig. 4**

に、リニアエンコーダを実装した処置具駆動ユニットの概略図を示す。ロッドの根元の移動量 x_m は、モータに設置されたエンコーダの検出値 θ [deg] とねじのピッチ p から求められ、ロッドの先端の移動量 x_l はリニアエンコーダにより検出される。

ロッドに力が加わると、ロッド、ねじ、カップリングといった、二つのエンコーダ間の動力伝達部材の伸縮量が、移動量の差分 ΔL として表れる。

なお、リニアエンコーダとして、セイコー NPC 社の SMD-01 を使用した。センサヘッドのサイズが $5.3 \times 4.3 \times 1.68$ [mm] と非常に小型であり、また外部回路にて通倍することで最小分解能 20 [nm] と高精度な位置検出が実現できる。動力伝達部材を SUS 製のロッドのみで構成されると仮定した簡易的な解析の結果、3 段階の把持力計測を実現するためには約 1.4 [μ m] の分解能が必要であることが分かっている。前述したように実際にはカップリング等の影響でヤング率はより小さくなることが予想されるため、本リニアエンコーダの分解能は十分要求を満たすといえる。Fig. 3 に示す 3 自由度を駆動する駆動ユニットの中に設置することができ、小型化が実現できることを確認した。

3. エンコーダによる伸縮量検出特性

本研究で提案する力計測技術は、高精度なリニアエンコーダを用いて微小な伸縮量を計測するものである。そのため、駆動時の摩擦や微小なバックラッシュなど、通常の制御には影響の少なかった機構上の問題が、力の検出に影響を与える可能性がある。そこで本章では、提案する計測原理の特性を検証するとともに、これらの機構上の問題が与える影響を抽出するための実験結果について述べる。具体的には、3.1 節にて処置具駆動ユニットのロッドとモータ間のバックラッシュの影響を計測、3.2 節にて処置具駆動ユニットのロッドとモータ間の伸縮量と力の関係性を計測し、計測原理の検証を行う。また、処置具駆動ユニットのロッドに加わる力から術具先端の把持力を推定するためには、その間の摩擦による損失やバックラッシュといった処置具の動力伝達特性を考慮する必要がある。そこで 3.3 節では伸縮量と把持力の関係性を計測し、処置具の動力伝達特性が計測に与える影響を求める。

3.1 無負荷時の伸縮量検出特性

3.1.1 実験目的

本処置具駆動ユニットは、2 章にて述べたようにねじ機構により回転を直動に変換しており、二つのエンコーダはその変換の前後でそれぞれ移動量を計測している。そのため回転と直動の変換機構におけるバックラッシュが伸縮量として検出されることが予想される。そこで、ロッドに力が加わらない無負荷な状態でロッドを駆動させた際の伸縮量の変化を取得し、バックラッシュの影響を計測する。

3.1.2 実験方法

処置具駆動ユニットに処置具を装着せず、駆動ユニット単体でロッドを一定速度 (0.5 [mm/s]) で往復運動 (ストローク: 2.0 [mm]) させ、モータエンコーダ、リニアエンコーダそれぞれにより検出される移動量から伸縮量を算出した。ただし、256 [pulse/rev] のモータエンコーダに対し、モータギヤ比 $\alpha_g = 4.1$ 、ねじピッチ $p = 0.5$ [mm] とした。

Fig. 5 Extension with no-load operation

3.1.3 実験結果

Fig. 5 に、リニアエンコーダによるロッド移動量の検出結果 x_l と、算出した伸縮量 ΔL を示す。無負荷状態であるため、理想的にはリニアエンコーダとモータエンコーダの検出結果が一致し、伸縮量が発生しないことが望ましいが、約 20 [μ m] の幅で伸縮量が変化することが分かった。またその変化は、①ロッドの進行方向が切り替わる際のステップ状の変化と、②ロッド移動中の振動的な変化の二つの形で表れることが確認できる。

3.1.4 考察

実験目的で述べたように、①ロッドの進行方向が切り替わる際のステップ上の変化が、回転と直動の変換機構におけるバックラッシュの影響であると考えられる。直動部が動き出すまでに回転部はバックラッシュ分動作するため、そのバックラッシュ量が伸縮量として検出されてしまう。

また、②ロッド移動中の振動的な変化は、約 1.0 [Hz] の周期で表れている。それに対し、直動するねじのピッチが $p = 0.5$ [mm]、直動速度 $v = 0.5$ [mm/s] より、ねじのピッチの周期も 1 [Hz] ($f = v/p$) とほぼ一致し、伸縮量の振動がねじピッチと同期して現れていることが分かる。そのため、この伸縮量の振動的な変化は、ねじの回転中心が直動軸に対して偏心しているために発生し、直動方向の移動量が周期的に変化すると考える。 $v = 1.0$ [mm/s] で同様の実験を行ったところ、振動の周期が約 2 [Hz] となり、速度を変えてもねじのピッチと一致して振動が現れることを確認した。

以上より、検出される伸縮量から、力が加わったことによる伸縮量のみを抽出するためには、これら無負荷時における伸縮量の変化を考慮し補正する必要がある。

3.2 負荷時の伸縮量検出特性

3.2.1 実験目的

エンコーダにより検出される伸縮量から力を算出するためには、伸縮量とロッドに加わる力の関係式を知る必要がある。リニアエンコーダとモータエンコーダ間にはロッド、ねじ、カップリングといった複数の動力伝達要素が含まれるため、力と伸縮の関係の理論的に導出することは困難である。そこで評価用の力センサを用いて、伸縮が生じた際に実際に加わっている力を計測し、検出される伸縮と力から、実験的に関係式が導出で

Fig. 6 Experimental setup for measurement of correlativity between extension and axial force

Fig. 7 Extension with load operation

きることを確認する。

3.2.2 実験方法

Fig. 6 に実験装置の様子を示す。治具を用いてロッドとロードセルを接続、固定し、処置具駆動ユニットによりロッドを牽引した。ロードセルは東洋測器（株）の TCLS-20L を用いた。その際のエンコーダにより検出される伸縮量と、ロードセルの出力から、伸縮と力の関係を計測した。

3.2.3 実験結果

Fig. 7 に伸縮と力それぞれの計測結果を、Fig. 8 に計測された伸縮と力の関係性を示す。Fig. 7 から力の増加に伴って伸縮量が検出されており、二つのエンコーダによる伸縮量の計測が原理的に可能であることが示された。一方で Fig. 8 に示すように、伸縮と力の相関性にはヒステリシスが存在することが分かる。

3.2.4 考察

ヒステリシスの原因としては、無負荷での実験結果同様、動力伝達経路上に存在するバックラッシュが影響していると考えられる。モータの回転方向が切り替わる際に、バックラッシュを伸縮量として検出してしまうため、伸縮量が発生しても力の増加しない不感帯が現れ、Fig. 8 のようなヒステリシスが発生する。そのため、伸縮量から力を算出する際にはバックラッシュ量を補正し、力の増加に伴う伸縮量のみを抽出する必要がある。なお、Fig. 8 から力の増減にわずかな脈動が見られ、この原因に関しては明らかになっていないが、4.4 節にて後述する把持力推定に関する考察に示すとおり、この脈動が把持力推定に与える影響は十分少ないことが分かっている。

3.3 把持力の検出特性

伸縮量と把持力の関係性を計測し、処置具の動力伝達特性が計測に与える影響を求める。

Fig. 8 Correlativity between extension and axial force

Fig. 9 Experimental setup for measurement of correlativity between extension and gripping force

Fig. 10 Correlativity between extension and gripping force

3.3.1 実験方法

Fig. 9 に実験装置の概観および製作した把持力計測ユニットを示す。把持力計測ユニットは、内部にロードセルを配置した SUS 製のハウジングを図のような形状にすることで、把持片を閉じた際の狭い間隔での把持力を精確に計測することができる [10]。ロードセルは東洋測器（株）の MCDW-5L を用いた。処置具駆動ユニットに把持処置具を装着し、開閉量入力装置を用いて駆動ユニットへ動作指令を与えた。処置具先端で把持力計測ユニットを繰り返し把持させ、把持力と伸縮量を計測した。なお、処置具の把持機構は、公知の機構 [11] を採用している。

3.3.2 実験結果

Fig. 10 に計測した伸縮量と把持力の関係性を示す。3.2 節の

駆動ユニット単体実験と同様、伸縮量と把持力の関係性にはヒステリシスが存在するが、駆動ユニット単体時とは異なり処置具装着時には、把持力の増加に伴いヒステリシスの大きさも増加し、把持力の負荷時と除荷時で関係性が異なる結果となった。

3.3.3 考察

Fig. 10 のように、Fig. 8 に比べ台形状のヒステリシスが発生する要因として、駆動ユニットのバックラッシュに加えて、動力伝達経路上の摩擦力が影響していると考えられる。金子らは、ワイヤの張力伝達特性に関して、伝達経路上に曲率を有するワイヤでは、引張り時と弛緩時でみかけの剛性が変化し、入力と出力のヒステリシスが Fig. 10 と同様に台形状になることを、一般化モデルによるシミュレーションおよび実験によって確認している [12]。これは、系に加わる摩擦力が一定ではなく、曲率を有することで張力に伴って摩擦力も増加するためといえる。

本装置では曲率を有する経路はないが、牽引力に伴って垂直抗力が増加し、摩擦力が増加する部位が動力伝達経路上に存在することが予想される。伸縮量から処置具先端の把持力を推定するためには、この処置具の動力伝達特性を考慮する必要がある。

4. 把持力推定アルゴリズム

3 章の各節で示した伸縮量の検出特性計測実験の結果より、伸縮量から把持力を推定するためには、(i) 移動に伴う伸縮量の振動、(ii) 処置具駆動ユニットのバックラッシュ、(iii) 処置具の動力伝達特性、の 3 点の機構的な要素を考慮する必要があることが分かった。本章ではこれら 3 点に関して、処置具駆動ユニットおよび処置具の機構的なモデルを構築することで、伸縮量から把持力を推定する、把持力推定アルゴリズムを提案する。

4.1 移動に伴う振動補償

3.1.4 項にて述べたように、ロッド移動中の伸縮量の振動的な変化は、ねじの回転中心の偏心が影響していると考えられ、ねじピッチの周期とほぼ一致して検出されている。そのため、ロッド根元の移動量は、モータエンコーダより求めた移動量およびねじピッチを用いて式 (3) のようにモデル化できる。

$$x'_m = x_m - A_{vib} \sin \left(2\pi \frac{x_m}{p} + \phi \right) \quad (3)$$

ここで x_m : ロッドの位置、 A_{vib} : 偏心により生じる振動の振幅、 ϕ : 振動の初期位相差、を表す。そこで、式 (3) のモデルにより補正された移動量 x'_m を用いて伸縮量を求めることで、移動に伴う伸縮の振動を抑制することを提案する。

式 (3) より振動補正を行った結果を Fig. 11 に、また、補正前と補正後でフーリエ解析を行った比較結果を Fig. 12 に示す。ただし、 A_{vib} 、 ϕ は実験的に導出し、 $A_{vib} = 3.5 [\mu\text{m}]$ 、初期位相差 $\phi = 0.4 [\text{rad}]$ とした。

Fig. 11 の結果より、補正前の振動の振幅が約 $10 [\mu\text{m}]$ 以上あるのに対し、補正後には約 $5 [\mu\text{m}]$ 程度となっており、補正によって振動の振幅が 2 分の 1 以上減少していることが分かる。また、フーリエ解析の結果からも、補正前にねじピッチの周期である $1.0 [\text{Hz}]$ 付近に存在するピークが、補正後に大きく減少していることが分かり、ねじピッチに合わせた振動補償が有効に機能することが確認できた。これにより、補正量がロッドの

Fig. 11 Vibration compensation of extension

Fig. 12 FFT of extension

Fig. 13 Mechanical model of driving unit

移動量に依存することが分かり、組み立て後の校正を 1 度行えば安定して補正が行えるといえる。

4.2 処置具駆動ユニットのバックラッシュ補正

3.2 節より、伸縮量と力は比例して増加する傾向が見られ、また、処置具駆動ユニットのバックラッシュにより伸縮量と力にはヒステリシスがあることが分かった。そこで、二つのエンコーダ間の動力伝達要素をバックラッシュとばね要素と仮定した物理モデル (Fig. 13) で表現し、この簡易物理モデルを用いて力を推定することを提案する。ただし Fig. 13 において k_{mu} はエンコーダ間の等価ばね定数、 B_{mu} は処置具駆動ユニット上のバックラッシュを表す。Fig. 13 のモデルをブロック線図で表すと Fig. 14 のようになり、Matlab[®] Simulink 上で実験データを用いてパラメータ同定を行った。なお、 B_{init} は動き始めの初期バックラッシュ量を表す。

Fig. 14 Block diagram of driving unit

Fig. 15 Estimation of axial force using model of driving unit

Fig. 16 Mechanical model of surgical tool manipulator

Fig. 13 のモデルをブロック線図で表すと Fig. 14 のようになり, Matlab® Simulink 上で実験データを用いてパラメータ同定を行った。なお, B_{init} は動き始めの初期バックラッシュ量を表す。同定されたパラメータは, エンコーダ間の等価ばね定数: $k_{mu} = 708,781$ [N/m], バックラッシュ量 $B_{mu} = 10.2$ [μ m] となった。

Fig. 15 に同定したパラメータを用いた力の推定値と実測値, およびその誤差を示す。誤差の算出結果より, 最大誤差 2.4 [N], 平均誤差 0.62 [N] で推定が可能となった。

4.3 処置具動力伝達モデルによる把持力推定

3.3 節より, 把持力と伸縮量には負荷時と除荷時でみかけの剛性が異なることが分かり, その原因として, 摩擦力が増加する部位が動力伝達経路上に存在する可能性を述べた。

そこでこの仮説を検証するため処置具の動力伝達要素の物理モデルを構築し, シミュレーションを行った。

構築した物理モデルを **Fig. 16** に示す。Fig. 13 の処置具駆動ユニットのモデルに対し, 処置具の物理モデルを付加する形をとり, 処置具の物理モデルは, バネ・マス・ダンパ系に対し, 加わる力 F_{rod} に比例して増加する摩擦力式 (4) を付加したものとした。この物理モデルで表される動力伝達要素の運動方程式を式 (5) に, 出力として現れる把持力を式 (6) に示す。

Fig. 17 Block diagram of surgical tool

Fig. 18 Validation of proposed model

$$F_{fric} = \alpha_f \cdot F_{rod} + F_{fo} \quad (4)$$

$$F_{rod} - F_{fric} = M_{st}\ddot{x} + C_{st}\dot{x} + K_{st}x \quad (5)$$

$$F_{grip} = \alpha_{st}(C_{st}\dot{x} + K_{st}x) \quad (6)$$

ここで M_{st} : 等価質量, C_{st} : 等価粘性, K_{st} : 等価ばね定数, α_f : 把持機構で発生する摩擦力の増加率, F_{fo} : 把持機構以外での摩擦力, α_{st} : 把持機構による把持力/軸力の変換率, を表す。

この物理モデルをブロック線図で表すと **Fig. 17** のようになる。この物理モデルに対し Fig. 10 の伸縮量の計測結果を入力とし, Matlab® Simulink 上でパラメータ推定を行った。

このとき推定されたパラメータは, $M_{st} = 0.0141$ [kg], $C_{st} = 313.7$ [kg/s], $K_{st} = 62493$ [N/m], $F_{fo} = 0.0602$ [N], $\alpha_f = 0.3913$, $\alpha_{st} = 0.4092$, であった。シミュレーションに用いた実験データとは別の実験データを用いて本モデルの妥当性検証を行った結果を **Fig. 18** に示す。誤差の計算結果からモデルにより最大誤差 1.5 [N], 平均誤差 0.32 [N] で把持力が推定できた。Fig. 18 の結果から, 動き出しの段階での推定誤差は比較的大きいが, それ以外では構築した物理モデルにより算出した把持力と実際の把持力がほぼ一致していることが分かり, 構築したモデルの妥当性が示された。

4.4 考察

前節までに述べたように, 処置具駆動ユニット, および処置具の機構をモデル化することで, 本報にて提案する力計測技術を用いた把持力の推定が行えることが分かった。

また, Fig. 15, Fig. 18 から, 軸力も把持力も動き出しでの誤

差が大きくなっていることが分かるため、摩擦力をより詳細にモデル化することで誤差の減少につながることを示唆される。

一方で、Fig. 18 より、定常状態においては推定誤差は 0.5 [N] 以下程度であることが分かる。心臓外科で用いられる太さ約 0.2 [mm] の針が回らないように把持できる把持力が 10 [N] 程度であることが実験的に分かっており、また設計上の最大把持力が 20 [N] 程度であることから、推定誤差が少なくとも 5.0 [N] 以下であれば、3 段階の把持力推定が実現できる。よって、本研究で構築したモデルでも、十分その要求を満たすことができる。またこのことから、3.2.4 項で述べた、Fig. 8 に見られるわずかな力の脈動も 3 段階の把持力推定に与える影響は十分小さいことが分かる。

なお、本報では術具 1 本に対して評価を行った結果を示したが、術具を変えても再度校正を行うことで、異なるモデルにはなるが同様の結果が得られることを確認している。また実使用の際には、使用中の摩擦、バックラッシュのモデルの経時的な変化や、洗浄、滅菌後の変化を考慮する必要がある。そのため今後は経時的な変化の有無、推定に与える影響に関しても検討していく必要がある。

5. 推定結果に基づく把持力制御の実装

提案手法により把持力の推定を実現したことで、把持力の推定結果を用いた、マスタスレーブ操作時の把持力制御が可能になる。

本報では、設定値以上把持力が発生しないよう、把持力のリミット制御を構築しマスタスレーブシステムへ実装した。マスタマニピュレータおよび、処置具を保持するスレーブマニピュ

Fig. 19 Gripping force control based on estimate force

Fig. 20 Gripping force control based on estimate force (Measuring result)

レータは、文献 [13] にて報告済みのものを用いた。把持力にリミットを設け、術者の意図に応じてリミット値を段階的に切り替えることで、目的で述べた 3 段階の把持力の切替を直感的に行うことができる。さらに、組織などに対する過負荷を防止する安全な操作の実現につながる。

そこで、把持力のリミット制御の簡易的な検証を行った。把持力のリミット値を 2 段階で変化させ、それぞれのリミット値でシリコンチューブを繰り返し把持させたときの様子を Fig. 19 に、その際の把持力の推定結果を Fig. 20 に示す。図に示すように、把持力の推定値がリミット値以下に抑制されており、1 段階のリミット値ではシリコンチューブの変形が小さく、2 段階のリミット値ではシリコンチューブの変形が大きくなっていることが分かる。

本報では把持力の強弱が視覚的に分かりやすい、シリコンチューブの把持を示したが、針を把持した際にも同様のリミット制御が可能であり、針が回る弱い力と針かけの際の強い力を制御的に切り替え可能であることを確認した。

6. 結 言

本報で得られた結果を以下にまとめる。

- i. 二つのエンコーダにより伸縮量を検知することで力を計測する、力計測技術を提案した。これにより、①ノイズの影響を受けにくいこと、②体外にセンサを配置すること、③小型であること、という手術ロボットに求められる 3 点の要求を満たす力計測が可能となった。
- ii. 駆動ユニットのバックラッシュや振動、処置具に生じる摩擦といった、機構的な問題が計測に与える影響を取得し、それぞれ機構のモデル化を行った結果、検出された伸縮量から、最大誤差 1.5 [N]、平均誤差 0.32 [N] の精度での把持力の推定を実現した。これにより、吻合、縫合の際に重要となる、針が回る弱い力、針かけの際の強い力、処置具が強度的に許容できる最大把持力の少なくとも 3 段階での把持力計測を実現した。
- iii. 推定結果に基づく把持力制御技術を構築し、マスタスレーブシステムに実装した。把持力のリミット制御を行うことで、針が回る弱い力と針かけの際の強い力を制御的に切替可能であることを確認した。

本報では把持力に限定して評価を行ったが、提案した力計測技術は把持力だけでなく、他の関節駆動軸に対しても適用可能であり、今後検討を進める予定である。

謝 辞 本研究の一部は、独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) からの受託を受けた「がん超早期診断・治療機器の総合研究開発／超低侵襲治療機器の研究開発／内視鏡下手術支援システムの研究開発／胸部外科手術用インテリジェント手術機器研究開発」の支援を受けて行われた。

参 考 文 献

- [1] G.S. Guthart and Jr. J.K. Salisbury: "The intuitive telesurgery system:overview and application," Proc. of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation, vol.77, pp.618-621, 2000.
- [2] 岸宏亮, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純: "手術支援マニ

- ビューレータのための着脱可能な多自由度術具機構の開発”, 第 25 回日本ロボット学会学術講演会予稿集 CD-ROM, 2J14, 2007.
- [3] Intuitive Surgical, Inc.: Annual Report 2010. 2010.
- [4] 森川康英: “外科医の求めるロボットハンド”, バイオメカニズム学会誌, vol.32, no.3, pp.130-133, 2008.
- [5] 荒田純平, 宮本学, 田中宏治, 田中勝弥, 割沢伸一, 光石衛: “カフィーバック可能なマスタスレーブ型低侵襲手術システム”, 日本ロボット学会創立 20 周年記念学術講演会予稿集 CD-ROM, 2L17, 2002.
- [6] 生田幸士, 長谷川誠, 五藤大貴: “遠隔腹腔内手術ロボットの安全操縦戦略の提案と実証”, ロボティクス・メカトロニクス講演会講演論文集, p.2A1-110, 2007.
- [7] 桂誠一郎, 大石潔, 大西公平: “マルチラテラル制御による遠隔触覚情報の共有制御”, 第 23 回日本ロボット学会学術講演会予稿集 CD-ROM, 3B25, 2005.
- [8] S. Tachi, T. Sakaki, H. Arai, S. Nishizawa and J.F. Pelaez-Polo.: “Impedance control of a direct-drive manipulator without using force sensor,” Advanced Robotics, vol.5, no.2, pp.183-205, 1991.
- [9] 川上智弘, 鮎澤光, 神永拓, 黒崎浩介, オット・クリスティアン, 中村仁彦: “ロボットのトルク制御関節のためのリニアエンコーダを用いた高剛性トルクセンサの開発”, 第 14 回ロボティクスシンポジウム予稿集, pp.120-125, 2009.
- [10] P. Mucksavage, M.D., D.C. Kerbl, B.S., D.L. Pick, M.D., J.Y. Lee, M.D., E.M. McDougall, M.D., and M.K. Louie, M.D.: “Differences in Grip Forces Among Various Robotic Instruments and da Vinci Surgical Platforms,” Journal of Endourology, vol.25, no.3, pp.523-528, 2011.
- [11] オリンパス株式会社, 兵頭亮治, 岸宏亮: 医療用処置具およびマニピュレータ, 特開 2012-187311, 2012.
- [12] 金子真, 和田充雄, 前川仁, 谷江和雄: “ワイヤ駆動ロボットハンドの力サーボ系に関する考案—駆動系の伝達特性と力サーボ系への影響—”, 日本ロボット学会誌, vol.9, no.4, pp.437-444, 1991.
- [13] 独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO): 内視鏡下手術支援システムの研究開発事業原簿, http://www.nedo.go.jp/introducing/iinkai/kenkyuu.bunkakai_24h_jigo_2_1.html, 2012.

井上慎太郎 (Shintaro Inoue)

2010 年 3 月早稲田大学大学院修士課程 (生命理工学専攻) 修了。2010 年 4 月よりオリンパス (株) 勤務。手術支援ロボットの研究に従事。
(日本ロボット学会正会員)

高橋誠也 (Seiya Takahashi)

2010 年 3 月中央大学大学院修士課程修了。1994 年 4 月よりオリンパス (株) 勤務。医療機器の研究開発に従事。

小野 稔 (Minoru Ono)

1987 年東京大学医学部医学科卒業。医学博士 (1998 年)。現在同大学大学院医学系研究科心臓外科教授。心臓血管外科学, 重症心不全治療 (補助人工心臓, 心臓移植), 手術支援ロボット治療と開発の研究に従事。所属学会: 日本胸部外科学会, 日本心臓血管外科学会, 日本人工臓器学会, 日本コンピュータ外

科学会など。

岸 宏亮 (Kosuke Kishi)

2001 年 3 月東京大学大学院修士課程 (機械情報工学専攻) 修了。同年 4 月より日立製作所機械研究所勤務。2010 年 4 月よりオリンパス (株) 勤務。博士 (工学)。手術支援システムの研究開発に従事。日本ロボット学会論文賞 ('04, '10), Robomec 賞 ('06, '07) 等受賞。日本機械学会, 日本コンピュータ外科学会の会員。
(日本ロボット学会正会員)

佐久間一郎 (Ichiro Sakuma)

1985 年東京大学大学院工学系 (精密) 博士課程中退。工学博士 (1989 年東京大学)。現在同大学大学院工学系研究科教授。医用生体計測, 医用画像, ロボティクスを利用した手術支援に関する研究に従事。所属学会: 日本コンピュータ外科学会, 日本生体医工学学会, 精密工学会など。
(日本ロボット学会正会員)