

力帰還機能を持つバイポーラ電気メス屈曲鉗子の開発

46769 大槻 孝平

指導教官 佐久間 一郎 教授

Laparoscopic surgery is widely performed because of its minimal invasion. It reduces the pain and medication of patients. We developed various surgical instruments for assisting surgeon in the operating room. As end effector, we developed bending forceps with 2-DOFs, electric cautery forceps, and so on. However electric cautery forceps is not sufficiently evaluated for the power to grasp. Therefore we are designing bipolar electric cautery bending forceps with 2-DOFs having force feedback system, and improving performance of cauterizing.

Key words: Bending Forceps, Force Feedback, Bipolar Electric Cautery

1. 緒言

1990年以降、患者への負担が少ない低侵襲の手法として、多くの医療機関で腹腔鏡下手術が実施されている。しかし、術式の困難さから術者に高度な技術を要求するものとなり、医師への負担が大きいのが現状である。このような点を解決すべく、医用工学の分野において、小型化・多自由度化された様々なロボット^{1,2)}、電気メス³⁾、レーザー鉗子⁴⁾や多自由度屈曲鉗子⁵⁾等の様々な術具による手術支援技術の開発が行われており、この術式の問題解決に大きな寄与をしてきた。そして今もなお、医学と工学が連携して更なる技術開発が行われることが望まれている。

本研究では、腹腔鏡下手術を対象として、2方向に屈曲可能なバイポーラ電気メス鉗子の開発を行う。また、術中に把持力を測定し、指定の把持力を出すことを目指す。

2. 設計・製作

2.1 要求仕様

現在使用されている腹腔鏡下手術用の鉗子は、 $\phi 5\sim 10\text{mm}$ のものが多い。本研究では、屈曲機構と材料の強度を考慮し、 $\phi 10\text{mm}$ とする。また、鉗子の長さは、腹腔内で十分な可動範囲を得るために 300mm とする。駆動方法は、制御性が高く、剛性の高いリンク駆動とする。屈曲機構の可動範囲は2方向にそれぞれ $-60^\circ\sim +60^\circ$ 、把持力は 4N とする。また、直接患者に触れる先端部は駆動部と分離して消毒・滅菌可能とする。

電気メス機能は、鉗子マニピュレータの先端部に1対の電極を搭載することで実現する。

2.2 屈曲・把持機構

屈曲の基本機構は、リンクの直動をピンジョイントを中心とした回転に変える単純な構造である(Fig.1)。駆動部側の屈曲はその機構のみで構成される。先端部は、2枚の互いに独立したブレードの回転軸を一致させることで、把持と1方向の屈曲を同時に実現する(Fig.2)。

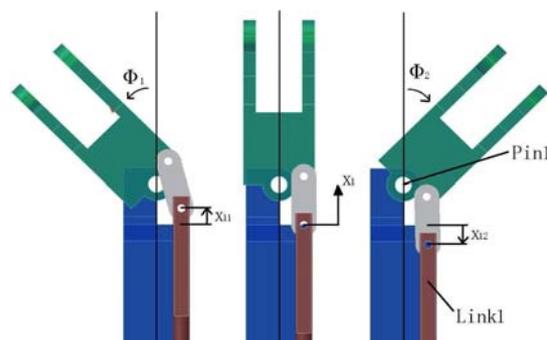


Fig.1: Bending model

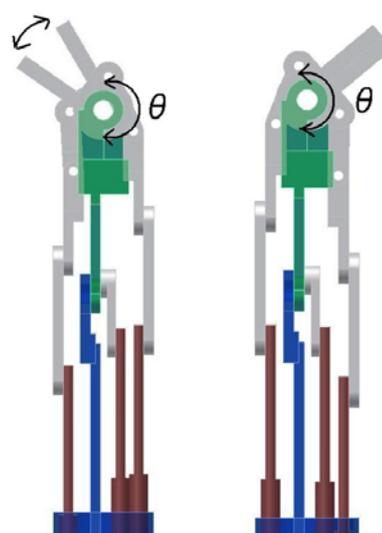


Fig.2: Bending and Grasping model

2.3 運動学の解析

設計した機構の屈曲・把持角度と駆動リンクのスライド変位量を求める。駆動部側の屈曲角を ϕ [deg], 把持側の屈曲角を θ [deg] とする。主な寸法は Fig.3 に示す。駆動部側の屈曲部は独立して駆動でき、リンクの変位 x_1 は、

$$\begin{aligned} x_1 &= f(\phi, a, b, L) \\ &= L + a(\cos \phi - 1) + b \sin \phi \\ &\quad - \sqrt{L^2 - \{a \sin \phi + b(\cos \phi)\}^2} \end{aligned}$$

となる。次に、把持部を駆動させるリンクは、 ϕ に応じて受動的に変化してしまうので、変位 x_2 は補正する必要がある。屈曲角 $\{\theta, \phi\}$ のとき補正値 k は、

$$\begin{aligned} k &= g(\theta, h, m, f(\phi, a, b, L)) \\ &= m + h(\cos \theta - 1) + f \cos \theta \\ &\quad - \sqrt{m^2 - (h + f)^2 \sin^2 \theta} \end{aligned}$$

ゆえに、 $\{\phi, \theta\}$ のときの変位 x_2 は、

$$x_2 = f(\theta, a', b', L') + g(\theta, h, m, f(\phi, a, b, L))$$

となる。Fig.4 に、 ϕ を固定したときの変位 x_2 を示す。

2.4 力学解析

把持部周りに生じるモーメント M は、Fig.5 のように解析でき、以下のように表される。

$$M = Tr \cos \alpha \cos \beta \cos \gamma \sin \delta$$

$$\left(\begin{array}{l} \cos \alpha = \sqrt{m^2 - (h + f)^2 \sin^2 \varphi} / m \\ \cos \beta = \cos(\varphi - \alpha) \\ \cos \gamma = \sqrt{L^2 - \{a \sin \theta + b(1 - \cos \theta)\}^2} / L \\ \sin \delta = \sqrt{1 - \{(f - 2L) / 2bL\}^2 f^2} \end{array} \right)$$

また、リンクの駆動力を 50 N としたときのグラフを Fig.6 に示す。

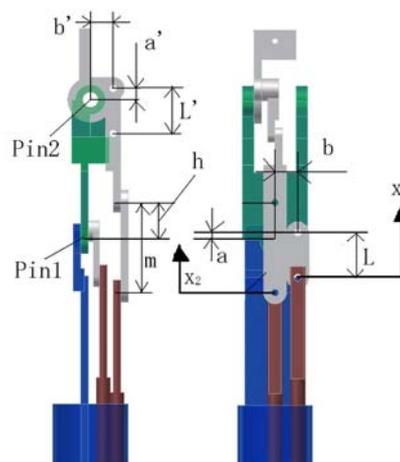


Fig.3: The Mechanism and Main Parameters of the Manipulator

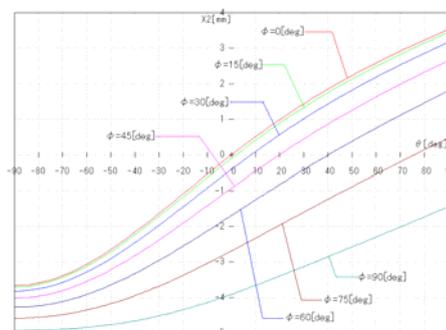


Fig.4: Graph of $\theta - X_2$

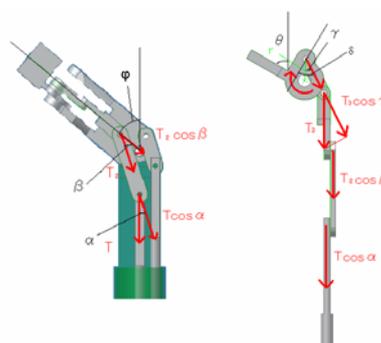


Fig.5: Statics Model of the Manipulator

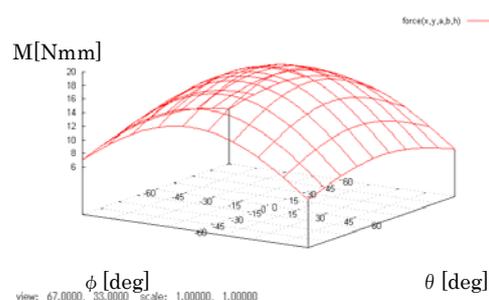


Fig.6: Relationship between moment of rotation, θ and ϕ

2.5 鉗子の製作

製作した鉗子を Fig.7, Fig.8 に示す.



Fig.7: 2-DOF bending forceps

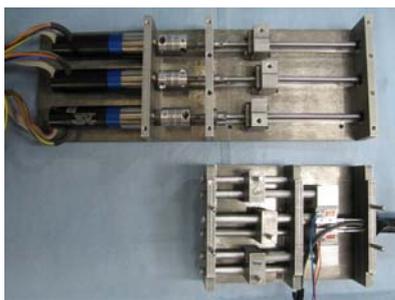


Fig.8: Separate Driving Unit

3. 評価実験

3.1 屈曲動作実験

3.1.1 目的及び方法

実際に製作した鉗子の屈曲動作について、入力値と実測値の関係性を、それぞれの自由度に対して調べる。測定は、入力値を -60° ~ $+60^{\circ}$ まで 5° ずつ変化させて行う。

3.2.2 測定結果

Fig.9 に駆動部側, Fig.10 に先端部側の屈曲自由度の測定結果を示す。駆動部側が再現性はあるが、ヒステリシスが大きいことが見て取れる。また、先端部側はリンクが正常に動かず、入力値とは大きく異なる値となった。

3.2.3 補足実験

目標値を入力せずにリンクを大きく駆動させ、屈曲の可動範囲を測定した。駆動部側は -75° ~ $+80^{\circ}$, 先端部側は -75° ~ $+45^{\circ}$ の範囲で駆動することが分かった。

3.2 把持力測定実験

3.2.1 目的及び方法

力帰還機能を持たせるために、鉗子のリンクのひずみからは磁力を推定できることを示す。鉗子根元のリンクにひずみゲージをつけ、先端部には錘をつけ、水平から 45° まで把持動作をさせる動作を各重さで3回ずつひずみを測定する。

3.2.2 測定結果

Fig.11 に錘と測定器からの出力を示す。但し、 150g 以上のときは把持部が 45° まで上がらなかった。動力が足りないことが判明したが、 100g までの結果を見ると、負荷に応じてリンクのひずみは大きくなるのが分かる。

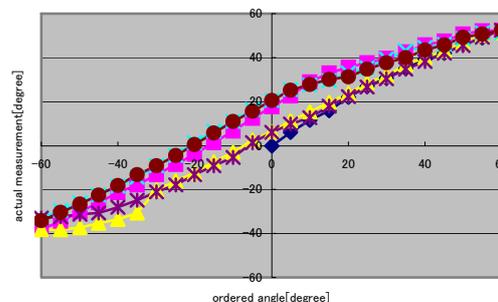


Fig.9: ordered angle and actual measurement (ϕ)

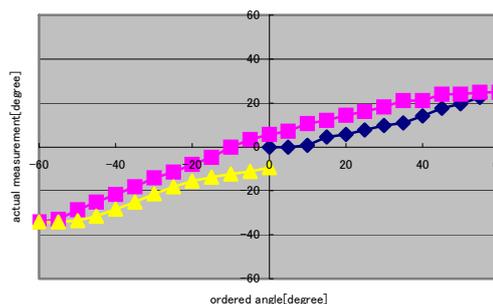


Fig.10: ordered angle and actual measurement (θ)

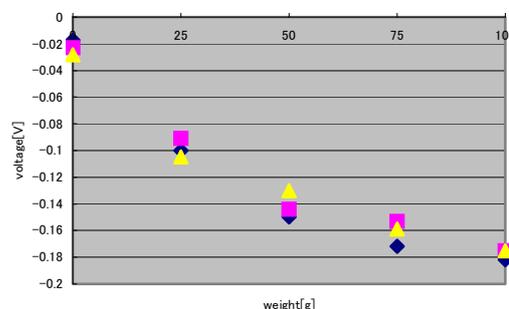


Fig.11: weight and strain measure

4. 考察

4.1 屈曲動作実験

4.1.1 問題点

どちらの屈曲自由度でも、目標値と実測値が大きく離れてしまった。これには、リンクとその結合部の強度不足、リンクの不安定な挙動が原因であると考えられる。

本研究では鉗子内部に電気メスのケーブルを通さなければならないため、リンクに利用できるスペースが限られてしまい、部品の小型化を図らなければならなかった。そのため強度が犠牲になり、リンクが動作の際に弾性変形をしてしまった。また、リンクの接合にはピンと止め輪を使用した。ピンとリンクの接地面積が小さいため、ピン回りの会見以外の方向に動いてしまった。これらの理由から、構造上の遊びが生じてしまい、理論値と実測値が大きく異なることとなったと考えられる。

次に、リンクの挙動であるが、Fig.12のように、リンクが想定外の位置に入り込んでしまうことがあった。これは前述した強度の問題のほかに、設計上のリンクの想定駆動範囲がリンクの特異点付近までであったことも原因の一つと考えられる。

4.1.2 解決策

電気メスのケーブルを細くし、リンク用のスペースを広くすること、リンクにガイドをつけることで、遊び、冗長性を少なくすることが考えられる。

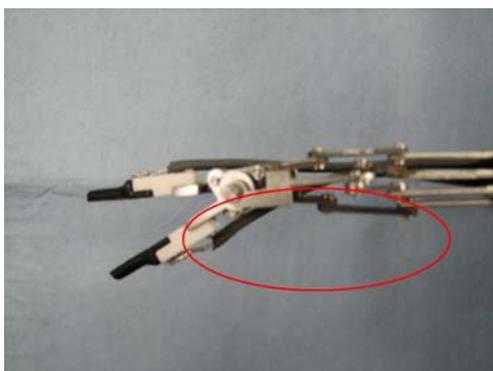


Fig.12: Error Action of Links

4.2 把持力測定実験

今回の鉗子においては十分な把持力4Nを出すことはできなかった。これは、リンクが弾性変形をして、先端に動力が伝わらなかったことが主な理由であると考えられる。実験において

は、姿勢が一致していれば鉗子根元のリンクのひずみを測定することで、先端の把持力を推定することができることが確認できた。これを利用すれば、術中に把持力を測定して、必要な力を出力するといった制御が可能になると考える。

5. 結論

本研究では、腹腔鏡下手術における術者の負担を軽減するための術具として、力帰還機能を持つバイポーラ電気メス屈曲鉗子のプロトタイプを製作し、屈曲動作の評価、把持力の検出方法の検討を行った。

鉗子の性能は、屈曲の可動範囲は駆動部側 $-75^{\circ} \sim +80^{\circ}$ 、先端部側 $-75^{\circ} \sim +45^{\circ}$ で、把持力1Nを実現した。

今後の研究としては、

- ・強度不足とリンクの可動域の問題を解決する
- ・力帰還機能の実装
- ・バイポーラ電気メスの定性的評価

を行い、それに基づいた再製作を行うことが必要である。更に、in vivo 実験を行うことによって、力帰還機能を持つバイポーラ電気メス屈曲鉗子として、臨床応用可能になると考えられる。

文献

- 1) 佐久間一郎：“外科手術支援ロボティクスシステムの開発”，日本ロボット学会誌 Vol.23 No.5, pp.535-537, 2005
- 2) M.Hashizume, K.Tsugawa：“Robotic Surgery and Cancer: the Present State, Problems and Future Vision”, JJCO 34(5)227-237, 2004
- 3) 鈴木孝司, 他：“胆管自動処理用電気メス開発のための基礎検討”，第12回 JSCAS, pp37-38, 2003
- 4) 大木智之, 他：“腹腔鏡下手術支援用 CCD 搭載型屈曲レーザー鉗子マニピュレータシステムの開発”，第14回日本コンピュータ外科学会大会, pp.137-138, 2005
- 5) 西澤幸司, 他：“手術用マニピュレータのための駆動ワイヤ非干渉型関節の開発”，日本機械学会 ROBOMECH2003, pp1P1-2F-D2, 2003