

脳腫瘍摘出手術のための力検出多自由度微細 マニピュレータの開発

山下 裕司*・藤平 祥孝*・米 山 猛**・渡辺 哲陽**
香川 博之**・濱田潤一郎***・林 裕***・中田 光俊***

Development of a Force Detecting Flexible Micromanipulator for the Resection of Brain Tumor

Yuji YAMASHITA,* Yoshinori FUJIHARA,* Takeshi YONEYAMA,** Tetsuyou WATANABE,**
Hiroyuki KAGAWA,** Jun-ichiro HAMADA,*** Yutaka HAYASHI,*** Mitsutoshi NAKADA***

Abstract A flexible micro manipulator with a force detecting gripper has been developed for the brain surgery. The force of gripping tumor is detected by strain gages fit on the gripper and it is conducted to surgeons using the feedback system by a master manipulator. Micro manipulator can flex at the end part and rotate so that the closing direction of the gripper can approach adequately to the deeply seated tumor. Some operation test showed that the manipulator can approach flexibly to the target. And gripping soft material test showed that the taking out force of the target was detected clearly and the operator could feel the kinesthetic sense through the feedback system.

Keywords : force detection, brain surgery, flexible manipulator, master-slave system, kinesthetic feedback.

1. は じ め に

患者の負担を軽減し手術の回復を早める低侵襲手術として、内視鏡と鉗子を用いた手術が普及している[1, 2]。さらに腹腔や心肺の手術においてはロボット鉗子を用いた手術も実用化され[3]、世界に広まっている。しかし、脳神経外科におけるロボット鉗子の開発は研究段階のものがある[4-6]が、実用化に至っていない。なぜなら、脳神経

外科手術は腹腔や心肺で行われる手術よりも術具を操作する空間に限られ、腫瘍摘出の正確さが求められるからである。そこで、本研究では脳腫瘍摘出手術において、力覚をフィードバックするマスタ・スレーブ型マニピュレータ（操作型手術用ロボット）を開発することを目標とする。これは、操作部（以下、マスタと呼ぶ）と手術部（以下、スレーブと呼ぶ）に分かれており、術者がマスタを動かすことで、スレーブがそれに追従した動きをするものである。スレーブを用いて脳腫瘍の摘出を行うためには、スレーブ自身が細く、狭い空間の中で腫瘍にアプローチできるよう、スレーブの先端部を屈曲できることが望ましい。また、マスタを操作する術者に腫瘍を摘出する際の力を感覚として伝えるために、スレーブの把持部で腫瘍をつかむ力や引き離す力を検出することが求められる。このセンサを用いれば、視認性が劣り作業空間の限られた脳深部において手術の正確性と安全性を高められると考える。

本論文では主に力センサを備えたスレーブの把持部（以下、スレーブ把持部と呼ぶ。）とスレーブ先端の自由度を増やすための機構（以下、屈曲機構と呼ぶ）の開発・製作と基礎的な試験結果について述べる。

2011 年 11 月 10 日受付, 2012 年 1 月 25 日改訂, 2012 年 5 月 28 日再改訂

Received November 10, 2011; revised January 25, 2012, May 28, 2012.

* 金沢大学大学院自然科学研究科人間・機械科学専攻
Department of Human & Mechanical Science and Engineering, Graduate School of Natural Science & Technology, Kanazawa University

** 金沢大学理工研究域機械工学系
School of Mechanical Engineering, College of Science and Engineering, Kanazawa University

*** 金沢大学医薬保健研究域医学系
Department of Neurosurgery, Graduate School of Medical Science, Kanazawa University

2. スレーブマニピュレータの設計と製作

2.1 設計目標

本研究で目指す目標を以下に述べる。

- (1) 腫瘍を把持する力・腫瘍を引っ張る力を検出できるスレーブ把持部を開発する。
- (2) 様々な方向から腫瘍にアプローチするためにスレーブ先端部を屈曲させる機構を開発する。鉗子先端から 23 mm 程度の範囲で約 30° 屈曲できることを目標とする。従来の内視鏡と鉗子を用いる手術では、鉗子が直線的な動作に限られる。そこで、屈曲させることで広い範囲で作業を行うことができる。また、屈曲した鉗子を内視鏡で横方向から見るができるため、把持状態をよく見ることができる。
- (3) 腫瘍を把持する方向を変化させるためにスレーブ把持部を屈曲させた軸の回りに回転させる機構を開発する。時計回り、反時計回りそれぞれ 180° 回転できることを目標とする。
- (4) スレーブの太さを直径 3 mm 以内に収める。これは硬性内視鏡の鉗子口の直径 3.2 mm 程度に入るようにこのサイズを目標とした。

2.2 スレーブ把持部

2.2.1 スレーブ把持部の構造 スレーブ把持部には腫瘍をつかみ、つかんだ腫瘍を引っ張る役割がある。設計したスレーブ把持部の構造を図 1 に示す。スレーブ把持部は主に力センサ付固定ツメ、可動ツメ、リンクから構成される。固定ツメにおいて、カップとピン固定部との間のビーム部分には、腫瘍を摘出する力を検出する構造（以下、力センサと呼ぶ）を作成する。一方、可動ツメはリンクを介して内パイプと繋がっており、この内パイプを引っ張ることで閉じる。内パイプについては 2・3 節で述べる。可動ツメを閉じた状態では、把持部直径が 3 mm 以内に収まっている。

力センサを図 2 に示す。力センサは把持力検出部と引張力検出部を有し、腫瘍を把持するためのカップ部分と一体構造になっている。腫瘍を把持する際の把持力を計測する把持力検出部では平行平板部が曲げ変形を起こし、平板

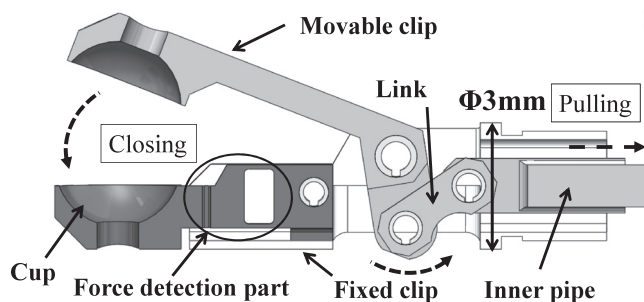


図 1 把持部の構成
Fig. 1 Structure of gripper.

表面に生じるのびとちぢみをひずみゲージで検出する。腫瘍を引っ張る際の引張力を計測する引張力検出部では薄肉平板部に引張応力が発生するので、このひずみをひずみゲージで検出する。使用したひずみゲージは共和電業(株)の KFR-02 N-120-C1-11N50C で、ベースの大きさは 1.6 mm × 1.2 mm であるが、ベースの周囲をカットして貼り付け部分の寸法に合わせて貼り付けた。力センサの材料にはステンレスを用いた。鎮西らのブタ大脳圧縮実験データ [7]によると、ブタの脳組織を変形させるのに 1 N 程度の力が必要だと考えられる。そこで把持力検出部と引張力検出部に最大で 1 N の力が負荷されると想定して設計を行った。把持力検出部に関してはひずみゲージの検出部に平均 580×10^{-6} のひずみが発生するように設計した。図 3 に把持方向に 1 N を負荷させた際のひずみの FEM 解析の結果を示す。平行平板部の厚みを 0.1 mm とすると、固定部より 0.4 mm のところで平均 450×10^{-6} のひずみが得られることがわかる。よって、この部分にゲージ長 0.2 mm の領域を貼り付けることにした。

滅菌に関しては、ひずみゲージが Ni-Co 系合金箔、ポリイミドから構成されていることから EOG 滅菌が適していると考えられる。しかし、ガスが到達しない部位では滅菌されないため、現サイズで滅菌が可能かどうか今後検討する必要がある [8]。

2.2.2 カセンサの出力検定 スレーブ把持部で腫瘍を摘み、引き離す際には、力センサに把持力と引張力が同時に作用する。把持力検出部・引張力検出部の各検出部には、それぞれの力による干渉出力が生じる。それは以下の式で表すことができる。

$$\varepsilon = \begin{pmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} c_{11} & c_{12} \\ c_{21} & c_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_x \\ f_y \end{pmatrix} = C f \quad (1)$$

式(1)より、

$$f = C^{-1} \varepsilon \quad (2)$$

が得られる。ここで、 ε_x は把持力検出部で検出されるひずみ、 ε_y は引張力検出部で検出されるひずみ、 f_x は把持力、 f_y は引張力である。 c_{11} 、 c_{21} は把持力により把持力検出部、引張力検出部で発生する 1 N あたりのひずみ量、 c_{12} 、 c_{22} は引張力により把持力検出部、引張力検出部で発生する 1 N あたりのひずみ量 [$\times 10^{-6}$] である。従って、 C を検定により求めることで把持力・引張力を算出することができる。そこで次のようなセンサの検定を行った。把持方向と引張方向に力を負荷させ、フォースゲージでその時に負荷した力を計測した。計測結果を元に C を算出すると式(3)のようになった。式(3)の逆行列を計算し、式(2)に代入した式を式(4)に示す。この式より、把持力、引張力を求めることができる。

$$C = \begin{pmatrix} 391 & -4.8 \\ 23 & 45 \end{pmatrix} \quad (3)$$

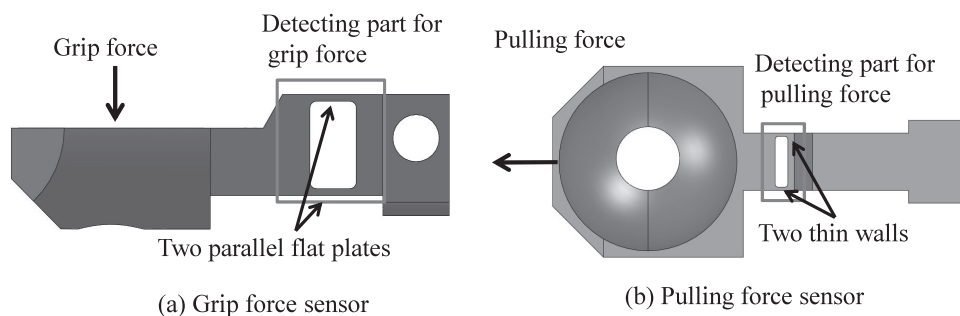


図2 把持力・摩擦力検出センサ
Fig. 2 Gripping and pulling force sensors.

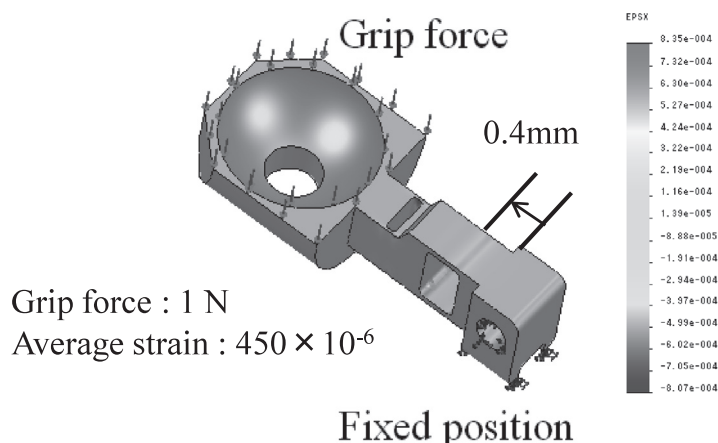


図3 センサのFEM解析
Fig. 3 Strain analysis of force sensor.

$$\begin{pmatrix} f_x \\ f_y \end{pmatrix} = 10^{-3} \times \begin{pmatrix} 2.52 & 0.268 \\ -1.26 & 22 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \varepsilon_x \\ \varepsilon_y \end{pmatrix} \quad (4)$$

2・3 スレーブマニピュレータ屈曲・回転部

2・1節(2), (3)で述べた目標を実現するための構造を以下に提案する。スレーブの先端が屈曲でき、且つ屈曲した軸の回りにスレーブ把持部が回転する機構（以下、回転機構と呼ぶ）である。まず、これらを実現させるためにそれぞれ径の違う2本のパイプを用意する。以下、径の大きいパイプを外パイプ、小さいパイプを内パイプと呼ぶ。図4(a)に2本のパイプを用いたスレーブの屈曲機構と回転機構の全体構成を示す。まず、屈曲の機構は主として外パイプの屈曲によって実現される。図4(b)に外パイプを、図4(c)に内パイプを示す。組み立てと洗浄の簡易化を考慮し、少ない部品点数で屈曲させるために薄板機構を用いた。図5(a)に薄板機構を示す。図のように薄板部を作り、曲げ剛性が低い部分を作る。そして、曲げモーメントを薄板部にかけることで屈曲を実現させる。曲げモーメントは図のように薄板部と平行に沿わせたワイヤを引っ張

ることで作用させる。屈曲機構は強度を持ち、屈曲するためのしなやかさを持っていなければならない。そこで材料として豊田中央研究所により開発されたゴムメタル[9, 10]と呼ばれる超弾性合金を用いた。これはベータ型のチタン合金である。弾性ひずみの限界は2.5%, ヤング率は45 GPaである。薄板部は放電加工により1本の丸棒から切り出して製作した。薄板部の長さや厚さは片持ち梁だと考え決定した。そして、薄板部の長さをそれぞれ4 mm, 厚さを0.25 mmとした。実際に外パイプをワイヤによって変形させた試験とAltair社のHyper Worksを用いたFEM解析の結果を図6に示す。解析条件はワイヤの牽引力量を0.8 mmとし、実際の試験と同様の牽引力量を与えた。解析での屈曲角度は25°だった。一方、実際の屈曲角度は22°だった。屈曲半径は14 mmとなる。これにより、直径14 mmの円形領域内に鉗子先端を動作させることができる。また、薄板部には約600 MPaの応力がかかり、降伏応力の1 GPa以内に収まることがわかる。よって薄板部の長さや厚さを適当だと判断した。

回転の伝達は内パイプによって実現される。内パイプは

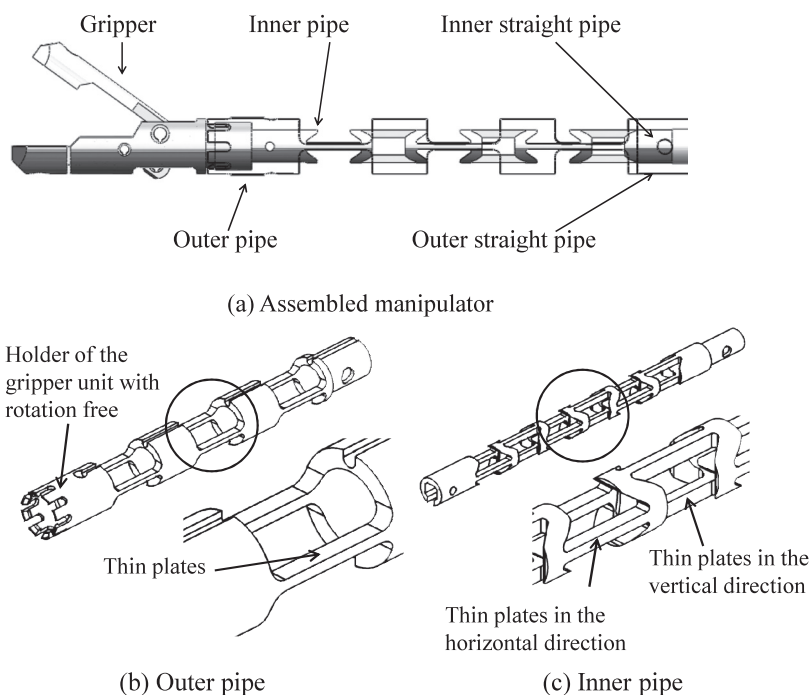


図 4 スレーブマニピュレータの構成
Fig. 4 Structure of the slave manipulator.

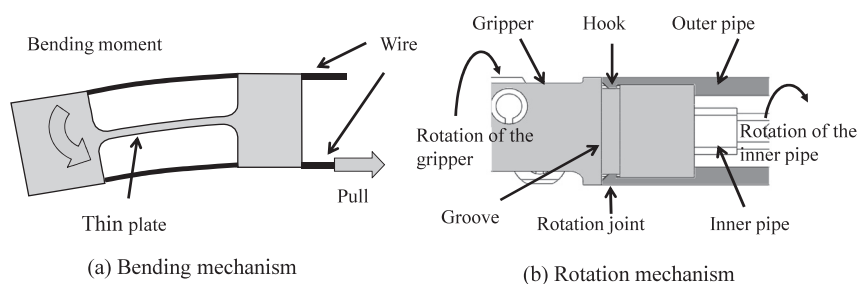


図 5 屈曲・回転機構
Fig. 5 Bending and rotation mechanism.

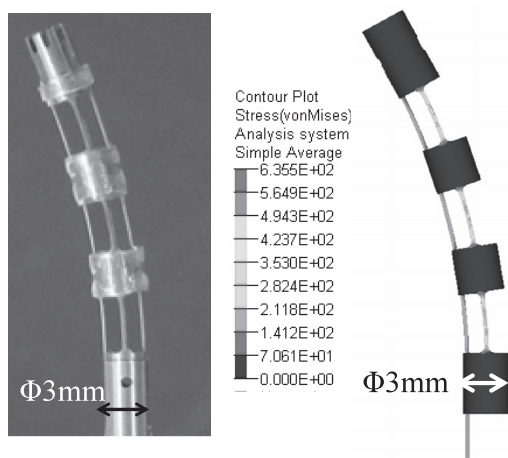


図 6 外パイプの屈曲試験と解析結果
Fig. 6 Analysis of outer pipe deflection and actual result.

外パイプの中に配置する。外パイプの先端には爪のようなフックがある。このフックとスレーブ把持部は図 5(b) のようにつながっており、外パイプの中の内パイプを回転させるとスレーブ把持部は回転する。また、内パイプは既に図 1 に示したようにスレーブ把持部の可動ツメとリンクを介して繋がっており、内パイプを引っ張ることで可動ツメが閉じる。内パイプには屈曲した外パイプの中で、回転できるように図 4(c) のように薄板部をつくる。これは薄板機構を 2 方向に配置したものである。内パイプも材料としてゴムメタルを用いた。薄板部も放電加工により 1 本の丸棒から切り出して製作した。図 7 に屈曲動作と回転動作を同時に行った時の様子を示す。屈曲した外パイプの中で内パイプを回すことにより先端部が回転していることがわかる。

また、力センサはマニピュレータ先端のスレーブ把持部

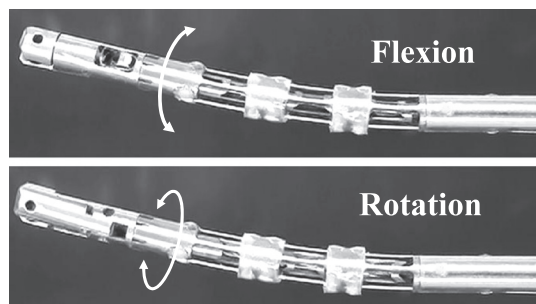


図 7 屈曲と回転の様子

Fig. 7 Flexion and rotation of the manipulator.

に取り付けてあるため、屈曲動作や回転動作をしても、その時に把持している力を計測することができる。

3. 動作実験

3.1 スレーブ駆動部と操作システム

スレーブを動作させるための駆動部を図 8 に示す。開発したスレーブ把持部の把持動作・回転動作とスレーブ先端の屈曲動作およびスレーブの全体回転と前後進はそれぞれステッピングモータによって独立して行われる。

マスタにはスレーブの各動作に対応した操作機構が備わっている。マスタに取り付けた力センサで術者の操作力を検出して、ステッピングモータでスレーブを駆動させている。マスタを図 9 に示す。

屈曲機構と駆動部のワイヤ引張力の関係を式(5)に示す。 θ を屈曲角度[deg]、 F をワイヤ引張部品にかかる力[N]とする。ワイヤ引張部品には 10 N の力が負荷されると想定した。式(5)より 10 N 負荷した場合に屈曲角度は 22° であり、目標とする屈曲角度 30° には及ばなかったが、2.3 節で述べた有限要素解析からもわかるように強度については弾性域で変形している。さらに屈曲角度を大きくできるように材料や形状・寸法の工夫が必要だと考える。

把持部を回転させる内パイプは回転駆動のモータと直結しており、より線ワイヤによる回転の伝達ではないので、パイプに大きなねじり変形が発生せず、モータの回転角とツマミの回転角との間にほとんど差が生じない。

$$\theta = 2.2 \times F \quad (5)$$

3.2 動作実験と結果

柔軟物質（豆腐）に目標物を埋め込みスレーブで摘出す実験を行った。豆腐の弾性率は約 7 kPa 程度で脳の弾性率に近いと考えられるため豆腐を使用した[11, 12]。図 10 に実験の様子を示す。目標物はスレーブの直線軸の延長線上からはずれた位置にセットした。よってスレーブは屈曲動作と回転動作を用いて目標物にアプローチし把持する必要がある。屈曲動作と回転動作を同時に行うことで、アプローチが困難な場所でも把持部を近づけることが可能である。まず、目標物付近まで直進し、把持部を開き屈曲す

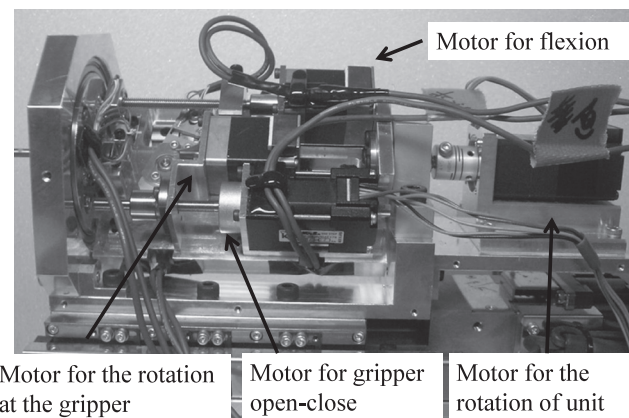


図 8 スレーブ駆動部全体

Fig. 8 Slave manipulator driving device.

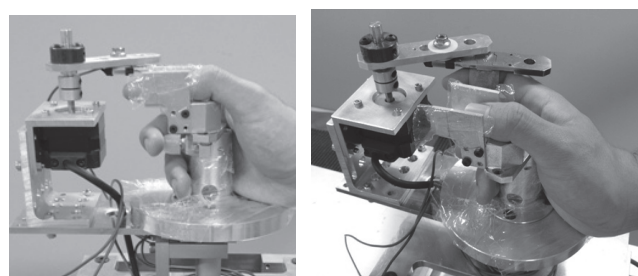
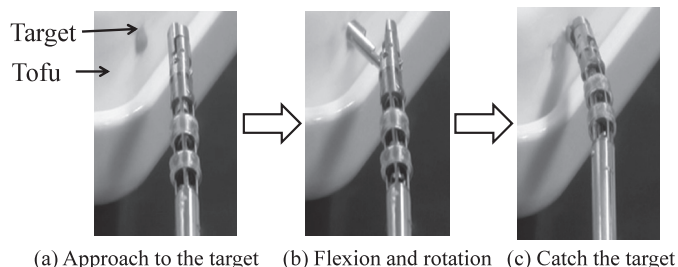


図 9 マスタマニピュレータ

Fig. 9 Master operating device.



(a) Approach to the target (b) Flexion and rotation (c) Catch the target

図 10 スレーブ先端部の屈曲と回転による目標物の摘出

Fig. 10 Catching of a target using flexion and rotation of the slave manipulator.

る。そしてスレーブ全体を回転させ高さを目標物に合わせる。さらにスレーブ把持部を回転させて、把持の開閉方向を調整する。その後、さらにスレーブを前進させて目標物を囲むように把持部を押し込み、把持部を閉じて目標物を把持する。目標物を把持したままスレーブを後退させ、屈曲を戻す。マスタを操作し、スレーブの駆動部を動作させることで、目標物を取り出すことができた。

3.3 力検出実験と結果

柔軟物質（化粧用のパフ）をスレーブ把持部で把持させ、引っ張った際の把持力検出部・引張力検出部にかかる力を検出する実験を行った。化粧用のパフの弾性率は測定した結果 16 kPa だった。そのため脳の弾性率（30 kPa 程

度)に近いと考えた。図 11 に実験結果を示す。26 s から把持を開始し、30 s から柔軟物質を引っ張り始める。48 s で引っ張るのを止め、柔軟物体を把持して引っ張ったままの状態を 62 s まで維持してから離れた。把持力は柔軟物体を把持して離すまではほぼ一定の値をとっている。想定していた力である 1 N よりも少ない力でパフを変形させることができた。また、引張力は徐々に引っ張る距離が大きくなるにつれて、徐々に増加している。

4. 力覚提示実験

4.1 制御システム

制御モデルを図 12 に示す。システムの小型化を目指し、本システムはステッピングモータを用いている。

そこで、駆動にステッピングモータを用いて力覚提示を実現するための、インピーダンス制御と力帰還形制御を組み合わせた以下のようなバイラテラル制御を適用する。

i) 非接触時

$$\begin{cases} f_m + K_f f_m = C_d \dot{x}_m \\ f = C_d s_p \dot{x}_s \end{cases} \quad (6)$$

ii) 接触時

$$\begin{cases} f_m + K_f(f_m - s_f f_s) = C_d \dot{x}_m + K_d \Delta x_m \\ f - s_f f_s = C_d s_p \dot{x}_s + K_d s_p \Delta x_s \end{cases} \quad (7)$$

ただし、

$$f = C_c(\dot{x}_m - \dot{x}_s) + K_d(x_m - x_s) \quad (8)$$

であり、 f_m 、 f_s 、 f は操作力、接触力、駆動力、 x_m 、 x_s はマスタ、スレーブのそれぞれの位置、 Δx_m 、 Δx_s は接触後の変位、 C_d 、 C_c 、 K_d 、 K_c は設定インピーダンス、 s_f は力帰還率、 s_p は変位拡大縮小比、 K_f は力のゲインである。通常のインピーダンス制御には慣性項があるが、システムの応答性を高めるためにここではその項を除外した。接触時

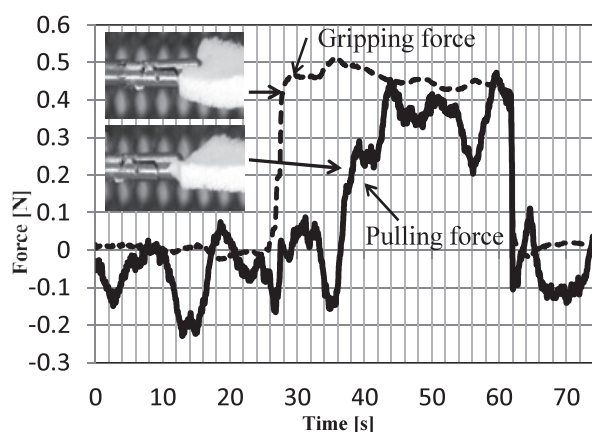


図 11 把持力・引張力の検出実験の結果

Fig. 11 Detection of gripping force and pulling force.

に仮想的なバネを付加することで接触時の安全性を高める。この仮想的なインピーダンスに従うようにマスタ、スレーブの速度を制御することで力覚フィードバックを実現する。

4.2 実験方法

柔らかい対象物をスレーブで摘み、そのときの把持力が操作者に提示されるか確かめる実験を行った。柔らかい対象物として化粧用具のパフを用いた。開いた状態のスレーブ把持部にパフを挿入しておき、把持部を閉じて行った。図 13 に実験の様子を示す。

4.3 実験結果と考察

実験の結果を図 14 に示す。(a)に術者がマスタを操作する操作力、(b)にスレーブ把持部で検出される把持力、(c)にマスタの開閉速度を示す。5 s 付近から動作し始め 10 s まで操作力は一定である。10 s 付近で、スレーブ把持力が設定しておいた閾値を超え、マスタの速度が減少し始める。また、操作者は操作力を増加させていくが、把持力も増加していくためマスタの速度は減少していく。これにより、操作者は操作感を重く感じ、パフを摘まんでいく時の力覚を感じることができる。

5. お わ り に

- (1) 腫瘍を把持する力・引っ張る力を検出できるスレーブ把持部を開発した。
- (2) 様々な方向から腫瘍にアプローチするためにスレーブ先端部を屈曲させる機構を開発した。
- (3) 腫瘍を把持する方向を変化させるためにスレーブ把持部を屈曲させた軸の回りに回転させる機構を開発した。
- (4) スレーブ先端部の屈曲動作と回転動作を用いてスレーブの直線軸の延長線上からはずれた目標物を摘出することができた。
- (5) 柔軟物質（スポンジ）をスレーブ把持部で把持して、引っ張るときの把持力と引張力を直接検出し、把持した際の力覚をマスタに提示することができた。

今後、引張力のマスタへの提示も可能にし、システムの

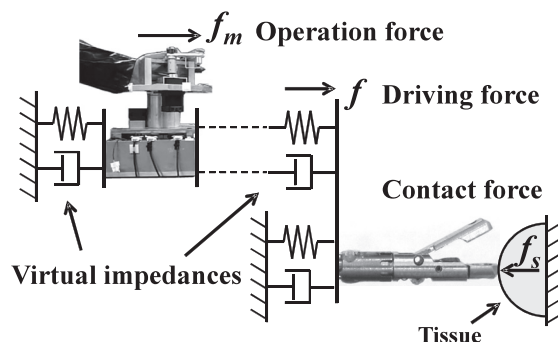


図 12 制御モデル

Fig. 12 Control model.

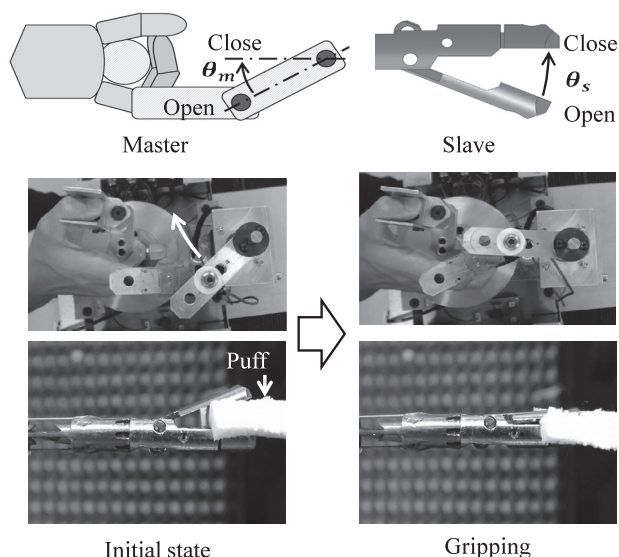


図 13 柔軟物質把持実験
Fig. 13 Gripping of the soft material.

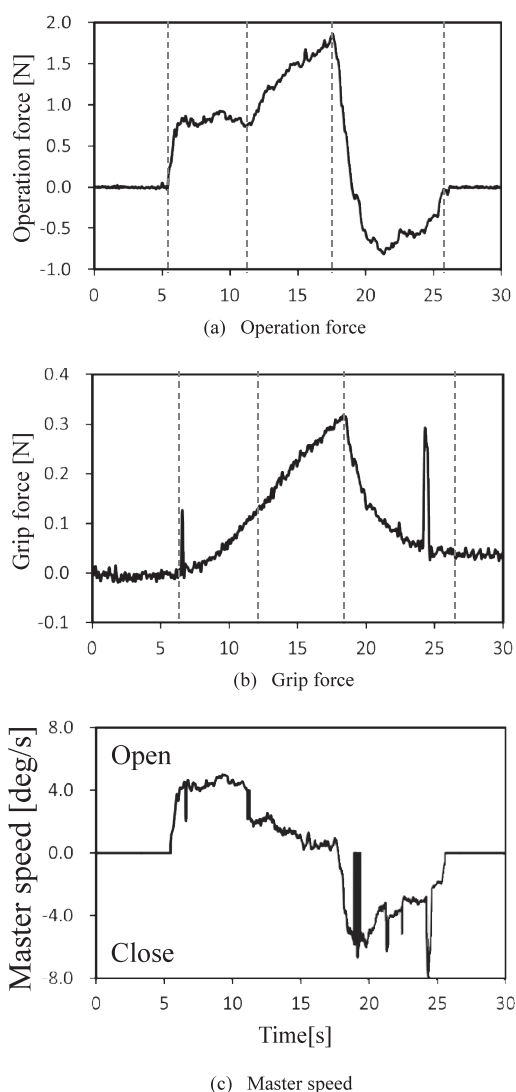


図 14 把持力フィードバック実験結果
Fig. 14 Feedback of the gripping force.

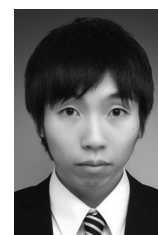
性能評価を進め、実用化へ向けた研究をさらに進める予定である。本研究に対し平成 20 年～22 年度科学研究費補助金基盤研究 (B) 20300176 の助成を受けた。

文 献

1. 河合俊和, 管和俊, 西澤幸司, 藤江正克, 土肥健純, 高倉公朋, 赤澤堅造: 脳神経外科手術支援システムにおけるワイヤ駆動式微細鉗子の開発. 生体医工学. **41** (2): pp. 122-128, 2003.
2. Thiel DD, Winfield HN: Robotics in urology: Past, present, and future. J Endourol. **22**: pp. 320-327, 2008.
3. 佐久間一郎: 低侵襲ロボットシステム. バイオメカニズム. **32**: pp. 147-152, 2008.
4. Arata J, Tada Y, Kozuka H, Wada T, Saito Y, Ikedo N, Hayashi Y, Fujii M, Kajita Y, Mizuno M, Wakabayashi T, Fujimoto H: Neurosurgical robotic system for brain tumor removal. Int J Comput Assisted Radiol Surg. **6**: pp. 375-385, 2011.
5. Morita A, Sora S, Mitsuishi M, Warisawa S, Suruman K, Asai D, Arata J, Baba S, Takahashi H, Mochizuki R, Kirino T: Microsurgical robotic system for the deep surgical field: Development of a prototype and feasibility studies in animal and cadaveric models. J Neurosurg. **51**: pp. 985-988, 2002.
6. Hongo K, Kobayashi S, Kakizawa Y, Koyama J, Goto T, Okudera H, Kan K, Fujie MG, Iseki H, Takakura K: Neurobot: Telecontrolled micromanipulator system for minimally invasive microneurosurgery. Neurosurgery. **103**: pp. 320-327, 2005.
7. 鎮西清行, Miller K: ブタ大脳 in-vivo Indentation 試験. 第 7 回日本コンピューター外科学会論文集. pp. 87-88, 1988.
8. 後藤哲哉, 本郷一博, 柿澤幸成, 小山淳一, 新田純平, 田中雄一郎, 小林茂昭, 村瀬澄夫, 澤谷ゆき江: NeuRobot (Microscopic-Micromanipulator System) のエチレンオキサイドガスによる滅菌について: 臨床使用に向けて. 信州医誌. **50** (6): pp. 347-352, 2002.
9. http://www.toyotsumaterial.co.jp/en/pdf_files/gummetal/gummetal_en.pdf [accessed September 2, 2011]
10. 倉本繁, 長廻尚久, 池畑秀哲, 古田忠彦: ゴムメタルの材料設計 - 第一原理計算の応用. 金属. **80**: pp. 48-53, 2010.
11. 小寺賢, 岩下真依, 寺田沙織, 西野孝, 林成人, 田村英二, 大熊良美, 大庭喜一郎, 森田寿一: 手術訓練用脳モデル. Rokko Res Wind Eng. **6** (1): pp. 2-7, 2009.
12. 宮崎祐介, 穴田賢二, 立矢宏, 放生明廣: 形状忠実な頭部物理・有限要素モデルによる脳挫傷発生メカニズムに関する研究. 日本機械学会. **7** (24): pp. 55-59, 2007.

山下 裕司 (ヤマシタ ユウジ)

2010 年金沢大学工学部人間・機械工学科卒業。同年金沢大学大学院自然科学研究科博士前期課程入学, 現在に至る。脳腫瘍摘出手術のためのマニピュレータの開発に従事。



藤平 祥孝 (フジヒラ ヨシノリ)

2010 年金沢大学工学部人間・機械工学科卒業。同年金沢大学大学院自然科学研究科博士前期課程入学。現在に至る。脳腫瘍摘出手術のためのマニピュレータの開発に従事。



米山 猛 (ヨネヤマ タケシ)

1989 年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了。同年 4 月金沢大学工学部助手, 1991 年 4 月金沢大学工学部助教授, 2000 年 4 月金沢大学工学部教授となり現在に至る。機械設計, 塑性加工, 射出成形, スポーツ工学, 手術用マニピュレータの開発などの研究に従事。



日本生体医工学会, 日本機械学会, 日本塑性加工学会, 精密工学会, プラスチック成形加工学会, 型技術協会の会員。

渡辺 哲陽 (ワタナベ テツヨウ)

2003 年京都大学大学院工学研究科博士後期課程修了。同年山口大学工学部助手, 2006 年講師, 2007 年金沢大学大学院自然科学研究科講師, 2008 年金沢大学理工研究域講師, 2011 年金沢大学理工研究域准教授となり, 現在に至る。ロボットハンド, ロボット技術の医療応用, 微細操作システム開発などの研究に従事。



日本生体医工学会, IEEE, 日本ロボット学会, 日本機械学会の会員。

香川 博之 (カガワ ヒロユキ)

1993 年電気通信大学大学院電気通信学研究科博士後期課程修了。同年金沢大学助手, 2002 年講師。

日本機械学会会員。



濱田 潤一郎 (ハマダ ジュンイチロウ)

1983 年熊本大学医学部医学科卒業。同年熊本大学医学部脳神経外科入局。1993 年熊本大学医学部助手, 1998 年講師, 2005 年金沢大学教授となり現在に至る。脳神経外科疾患全般の研究・治療に従事。



日本脳神経外科学会, 日本脳卒中学会, 日本頭痛学会などの会員, 評議員。日本脳神経外科学会専門医, 日本血管内治療学会指導医, 日本脳卒中専門医, 日本頭痛学会専門医, がん治療暫定教育医。

林 裕 (ハヤシ ユタカ)

1987 年金沢大学医学部医学科卒業。同年金沢大学医学部脳神経外科入局。2005 年金沢大学医学部講師, 2007 年准教授となり現在に至る。脳腫瘍の研究・治療に従事。



日本脳神経外科学会, 日本脳腫瘍学会, 日本癌学会などの会員。日本脳神経外科学会専門医, 日本がん治療暫定教育医。

中田 光俊 (ナカダ ミツトシ)

1994 年金沢大学医学部医学科卒業。同年金沢大学医学部脳神経外科入局。2001 年金沢大学医学部助手, 2008 年医学系内講師となり現在に至る。脳腫瘍の研究・治療に従事。



日本脳神経外科学会, 日本脳腫瘍学会, 日本癌学会, アメリカ脳腫瘍学会などの会員。日本脳神経外科学会専門医, 日本がん治療認定医。