

ロッド駆動型多関節術具と これを用いたMRI環境対応小型マスタスレーブマニピュレータ

岸 宏亮*1 藤江 正克*2 橋爪 誠*3
佐久間 一郎*4 土肥 健純*5

MR-compatible Surgical Support Manipulator System with Rod-driven Instruments

Kosuke Kishi*1, Masakatsu G. Fujie*2, Makoto Hashizume*3, Ichiro Sakuma*4 and Takeyoshi Dohi*5

To overcome the difficulties associated with minimally invasive surgery, we have developed a magnetic resonance (MR)-compatible compact surgical robotic system. This system uses MR-guided navigation and can augment the surgeon's eye-hand skills that are limited by endoscopic surgery. To achieve MR-compatibility of the manipulators, we had to provide remote actuation of joints from the ultrasonic motors located and driven at least 750 [mm] away from the center of the MRI. We then developed a new surgical instrument and a novel tube-rod transmission mechanism comprised of a flexible PEEK® rod encased in a Teflon® tube, as well as a technique for controlling the transmission mechanism. It was found that stiction force had a significant impact on the stiffness of transmission using a parameter estimation method. We derived an algorithm to compensate for the expansion of the rods that occurred so we could negate the stiction force. The result of the compensation showed that the time delay between the reference to the ultrasonic motor and the movement of the joint was reduced from 600 to 80 [ms]. Using the master-slave manipulator system with the tool and the transmission mechanism, we were able to perform each primitive motion of a suturing task for training material.

Key Words: Tendon Drive Mechanism, Master-slave Robot, Surgical Robot, MR-compatibility, Compact Robot

1. はじめに

1.1 背景と目的

患者の体に負担をかけずに手術を行う低侵襲手術は、できるだけ小さな切開（侵襲）で手術を行うことにより患者の早期社会復帰を可能とし、高齢者のような回復力の弱い患者にも有効な手術方法である。これを容易に実現することを目的としてロボット技術を用いた製品 [1] [2] もいくつか販売されるようになってきたが、治療範囲が拡大されるわけでも安全性がより向上するわけでもなかった。そこで、低侵襲手術の課題である制限された自由度と視野を補い、時々刻々変化する患部に対してより安

全で正確な手術を実現するシステムの開発を目的として、筆者らはMRI (Magnetic resonance imaging) を用いたナビゲーション機能とマニピュレータを融合した Fig. 1 に示す手術支援マニピュレータシステムを提案している [3]。術者は、強磁場環境を有するMRIの中で動作可能な多数の小型マニピュレータを、MR画像を用いたナビゲーション画像を見ながら操作することにより、内視鏡では直視できなかった患部に対して治療を行うことができ、治療範囲の拡大、安全性の向上が図れる。

これまで筆者らは、MR画像と連動して操作可能な穿刺針保

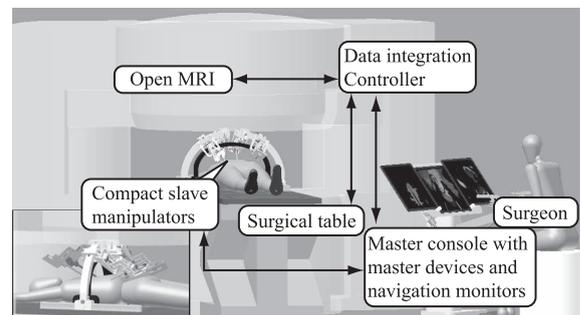


Fig. 1 Conceptual image of MR-guided surgical support system

原稿受付 2008年9月30日

*1日立製作所機械研究所

*2早稲田大学理工学術院

*3九州大学大学院医学研究院

*4東京大学大学院工学系研究科

*5東京大学大学院情報理工学系研究科

*1Mechanical Engineering Research Laboratory, Hitachi, Ltd.

*2Faculty of Science and Engineering, Waseda University

*3Faculty of Medical Sciences, Kyushu University

*4Graduate School of Engineering, The University of Tokyo

*5Graduate School of Information Science & Technology, The University of Tokyo

■ 本論文は有用性で評価されました。

持マニピュレータシステムを開発してきた [4]。このシステムでは、マニピュレータの位置姿勢情報を用いて、マニピュレータが保持する穿刺針を含む断面の MR 画像をナビゲーション画像として提供する。しかし、低侵襲手術をより安全かつ正確に支援し治療範囲を拡大して普及させるためには、穿刺術のサポートだけでなく従来の内視鏡外科手術で用いている持針器や剪刀といった他の術具を用いて、MR 画像によるナビゲーション機能を用いた内視鏡外科手術も実現できるようにする必要がある。本報では、高さ 430 [mm] という MRI の狭隘空間内で、MRI の強磁場と干渉せずに動作可能な多自由度術具機構とその制御方法を提案し、これを用いた MRI 環境対応小型手術支援マスタ・スレーブマニピュレータシステムについて述べる。

MRI 下での治療を支援するシステムの研究として、正宗ら [5] が MRI 下で動く脳外科用穿刺ロボットについて報告して以降、様々な対象を目的とした穿刺マニピュレータが報告されている [6]~[9]。ドイツの Innomedic 社は、INNOMOTION という CT や MRI の中で穿刺が可能なマニピュレータを開発し、CE マークを取得している [10]。しかし、MRI 環境下で動作可能な多自由度術具は、マニピュレータサイズの制限および強磁場環境との干渉という理由からこれまで実現されていない。

本報では、1.2 節にて術具の開発コンセプトを述べた後、2.1 節にて独立な屈曲 2 自由度と、開閉 1 自由度を有する先端 3 自由度の術具を一切のワイヤを用いず駆動可能な術具関節機構について述べる。次に 2.2 節にて術具後端部にモータを直結せずに可撓性を有するロッドによって動力を伝達する蛇管ロッド機構についてまとめ、2.3、2.4 節にてこれの制御系について述べる。3 章にて本術具を用いたマスタスレーブシステムについて述べ、4 章にてこれらを用いた実験結果を報告し、5 章でまとめる。

1.2 マニピュレータ用術具の開発コンセプト

手術用術具は、安全性・小型化等の問題から、関節に直接アクチュエータを取り付けることは難しい。そこで従来の術具では、ワイヤを用いて動力を伝達して術具関節を駆動することが多かった [11]~[14]。しかし、ワイヤを用いて関節を駆動すると、複数の関節が連結された多自由度術具において、根元側の関節から先端側の関節にワイヤを導く過程で、根元側の関節の動作によって先端側関節駆動用ワイヤの経路長が変化し、ワイヤがたるんだり、ひっかかったりといった問題が生じ、制御を困難なものにしていた。これを解決するために、一つの関節に二つのアクチュエータを用いて協調駆動するといった方法があるが、アクチュエータ数が増加するため小型化することが難しい。また、ワイヤ経路長の変化に対し、各関節が干渉することなく独立に駆動可能なワイヤ経路を設計した術具も開発されている [15] [16] が、ワイヤの疲労や磨耗によりワイヤが切れたり伸びたりする可能性があり、時間経過に伴いメンテナンスが必要である。そこで、ワイヤを用いずに剛体のロッドやリンクによって、術具を屈曲させるという研究が進められている [17]~[19]。筆者らはさらに、屈曲に加え術具開閉に対してもワイヤを用いず、屈曲半径の小さい術具の開発を目指す。

また、従来の電動術具では術具先端関節の駆動源として、術具後端部にアクチュエータを配置することが多い [14] [17]~[19]。

しかし、MRI 環境下にて術具を用いることを考えると、配置スペースの問題、強磁場環境下からの問題から、術具後端部にアクチュエータを配置することができない。マニピュレータの関節機構とアクチュエータの位置を分離する機構として、術具後端部からワイヤ・プーリ系を用いて、マニピュレータの動作変化に対してワイヤ経路長が変化しないように動力を伝達するシステム [15] [16] や、ヒューマノイドロボットの指や手を駆動するためにしばしば用いられる蛇管ワイヤ機構などがある。一般に蛇管ワイヤ機構は、ワイヤとチューブ間の摩擦、ワイヤの伸びやたるみ、ワイヤ経路の短縮、チューブの途中形状変化による特性変動、といった問題があり制御が困難であるが、ワイヤのたるみや伸びに対応するために、1 関節に対し二つのアクチュエータを用いてワイヤの拮抗駆動による制御を行うものや、ワイヤ張力を計測し力制御を行うものが報告されている [20]~[22]。しかし、MRI 環境下では使用できるセンサが限られており、ワイヤ張力が計測できないため力制御は難しい。先端部のセンサや力センサを用いずにワイヤ牽引駆動機構の先端部を位置決めする方法としては、適応目標値フィルタ追従制御系の報告がある [23] [24]。

また、蛇管ワイヤ方式は、ワイヤのたるみ等により制御性が悪化する欠点のほか以下の問題がある。

- (1) 長時間の使用によりワイヤが疲労破断する可能性が高い。
- (2) 蛇管にワイヤを通す作業が難しく、組立やメンテナンスに時間がかかる。
- (3) 関節一つにつき、関節を動かすために牽引する蛇管ワイヤと、次の逆回転のためにワイヤを送り出す蛇管ワイヤの 2 本のチューブが必要となり、関節が多くなるにつれて設計自由度が限られる。

特に、術具機構の駆動のような小さな機構部 ($\phi 10$ [mm] 程度) に大きな力 (5 [N] 程度) がかかり、つねに複雑なサーボ駆動がなされる場合、ワイヤは疲労破断しやすくメンテナンスに時間がかかる。そこで、マニピュレータの関節とアクチュエータの位置を分離し自由な配置を実現するという利点を生かしつつ、上記の問題を抜本的に解決する蛇管ロッド機構を提案する。

2. ロッド駆動型多関節術具

2.1 ワイヤを使わない多自由度術具関節機構

開発した本術具の先端関節機構について Fig. 2 を用いて説明する。端部にギヤが切つてあるラックロッド 1 を直動させると、それと噛み合うピニオンギヤ 1 が回転し、ピニオンギヤ 1 と一体化したギヤ 1 が回転する。ギヤ 1 は、ギヤ 2、ギヤ 3、ギヤ 4 を回転させ、ギヤ 4 と一体になったかさ歯車 1 を回転させる。かさ歯車 1 はグリッパ 1 と一体になったかさ歯車 2 を回転させるため、グリッパ 1 は術具に対して ± 90 度回転可能である。

一方、平行リンク機構の一部であるリンクロッド 1 を動かすと、リンクロッド 2 がガイドギヤ 1 にかみ合っただけで動くガイドギヤ 2 を回転させる。ガイドギヤ 1 は、ガイドギヤ 2 と噛み合うように歯車 1 が切つてあるが、術具本体に対して回転しないように固定されている。つまり、ガイドギヤ 2 は、ガイドギヤ 1 に対して、自転しながら公転する。そのため、ガイドギヤ 2 と一体のベースが保持するグリッパ 1 が、術具に対して屈曲する。ギヤ 2 とガイドギヤ 1、ギヤ 3 とガイドギヤ 2 は、それぞれ中心

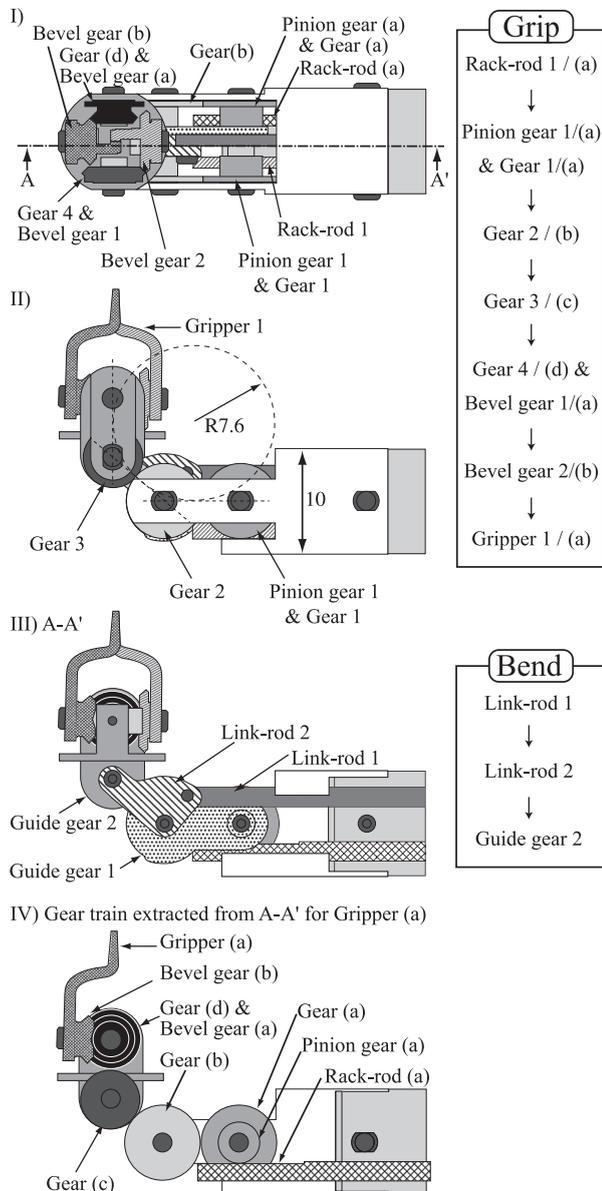


Fig. 2 Mechanism for the surgical tool

を等しくし、同じ半径で歯が切つてある。ギア 2 を固定していればギア 2 はガイドギア 1 と同じ働きとなり、リンクロッド 2 を動かして術具を屈曲させても、ギア 3 はガイドギア 2 と同じように自転しながら公転する。このとき、ギア 3 はガイドギア 2 からみれば不動となるため、ギア 3 と連動しているギア 4 およびグリップ 1 は屈曲動作から影響を受けない。逆に、グリップ 1 の動きに屈曲動作が影響を受けることもない。ラックロッド 1、ピニオンギア 1 とギア 1、ギア 2、ギア 3、ギア 4 とかさ歯車 1、かさ歯車 2、グリップ 1 に対し、A-A' 断面をはさんで反対側にラックロッド a、ピニオンギア a とギア a、ギア b、ギア c、ギア d とかさ歯車 a、かさ歯車 b、グリップ a が同様に配置されており、同様の働きをする。Fig. 2 IV) 図に、Fig. 2 III) 図からグリップ a の動作に関連するギヤトレインのみを抽出した図を示す。

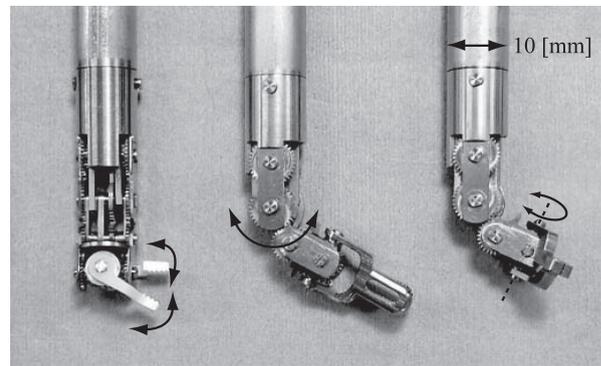


Fig. 3 Surgical tools

2 片のグリップ (1, a) を同じ方向に動かすことにより、屈曲関節に対し直交した首ふり関節となる。さらに 2 片のグリップを反対方向に動かすことにより、グリップの開閉を実現する。

これらの機構により、ワイヤを使うことなく、屈曲関節とグリップの動きが非干渉な先端 3 自由度を実現できる。この機構を用いて製作した術具を Fig. 3 に示す。本術具は MRI の強磁場環境下と生体安全性を考慮し、すべてチタンにより製作している。ギアのモジュールは平歯車が 0.2、かさ歯車がモジュール 0.3 と小さいが、チタンの曲げ応力が高く、回転速度も最大 360 [deg/s] 程度と低速なため、歯の欠け等の問題は生じていない。実際の運用時には、歯の破片が臓器に落ちることや、ギアへの臓器のはさみこみを防ぐために術具先端にゴムカバーをかぶせる。

2.2 蛇管ロッド式動力伝達機構

MRI 環境下では、MRI 磁場中心から 750 [mm] 程度離れた位置に配置した超音波モータから動力を伝達することにより、MR 撮像に影響を及ぼすことなく関節を動かすことができる [4]。超音波モータから MRI 磁場中心付近までは、タイミングベルトを用いた動力伝達機構により駆動力を伝達し、そこから新たに開発した蛇管ロッド機構により術具軸後端部まで動力を伝達する。

蛇管ロッド機構とは、可撓性を有するチューブの中に、曲げ方向には可撓性を有しつつ、軸方向には剛体として作用するロッドを通し、ロッドの押し引きにより動力を伝達する機構である。具体的には、テフロン[®] (PTFE (四フッ化エチレン樹脂)) チューブの中に可撓性を有するエンジニアリングプラスチックである PEEK[®] (Poly-ether ether ketone) のロッドを通し、PEEK[®] ロッドの両端にラックを取り付け、駆動力を直動運動として伝達する。蛇管ロッド機構では、ロッド剛性が十分高いため蛇管ワイヤ方式のようにロッドが断裂するということが発生しにくく、メンテナンスの必要頻度が大幅に低減する。また、蛇管ワイヤ方式のように 1 自由度に 2 本の管を必要とすることなく、一本のロッドの押し引きにより動力を伝達するため空間効率がよい。さらに、ワイヤのようにたるみといった問題が発生しにくく、構造体はすべて樹脂であるため強磁場を有する MRI 環境下でも利用できる。

蛇管ロッド機構のデメリットとしてはロッドの押し引きにより動力を伝達するため、チューブから押し出されてロッドが突出する長さに限界があることである。つまり、伝達する力の大

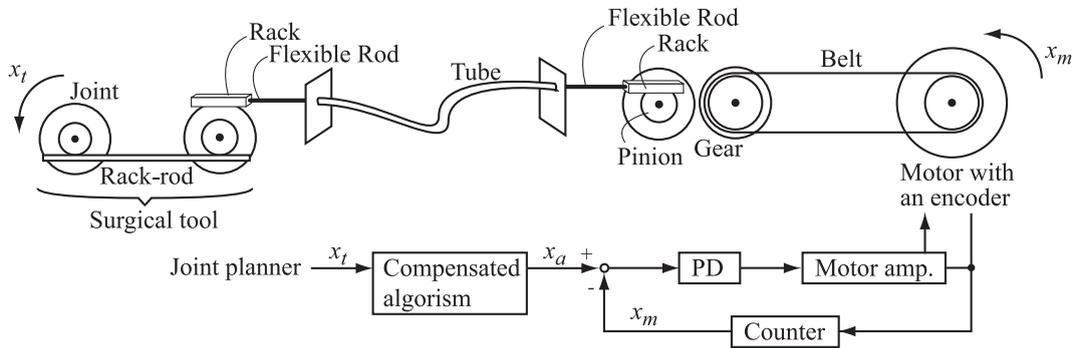


Fig. 4 Overview of tube-rod mechanism

きさと距離によっては、ロッドが座屈して動力を伝達できなくなる問題が生じる。PEEK チューブ端部は剛体のラックに接続されており、ラックは歯面以外の3面を摺動するガイドでおさえているため、PEEK[®] ロッドがチューブから突出する部分を両端固定の長さ l_r の円柱と仮定すると、座屈荷重 F_k は

$$F_k = 4 \frac{\pi^2 EI}{l_r^2} \quad (1)$$

となる。ただし、 E はヤング率、 I は円柱の断面2次モーメントである。PEEK[®] ロッドの円柱直径を 1.5 [mm]、ヤング率を PEEK[®] 材の最低レベルである $E = 2.35$ [GPa] とし、PEEK[®] ロッドにかかる最大の力 F_k を 100 [N] とすると、 $l_r = 15.2$ [mm] で座屈する。そこで直動可能伝達範囲を 14 [mm] とした。なお、このときグリッパ先端で出力できる力は計算上 20 [N] となる。

2.3 モデル化とシミュレーション

本システムは小型化と MRI 環境下での動作を目指しているため、強磁場下に配置されるマニピュレータ本体では力や位置情報を取得するためのセンサを用いることができない。そこで、モータ付属のエンコーダの情報を用いてセミクロズドフィードバックにより関節を制御することを目的とし、超音波モータから関節機構まで含めた伝達系に対し摩擦系を含めたモデリングを行う。評価のために関節部に測定用エンコーダを取り付けて実際の関節の挙動を計測する。さらに、測定用のエンコーダを用いずに関節を操作指令値に追従させることを目的とした摩擦補償アルゴリズムを開発した。

蛇管ロッド系の構成と制御系をモデル化したブロック線図を Fig. 4 に示す。操作入力装置からマニピュレータ先端の位置姿勢の指令を受けると、ジョイントプランナーはマニピュレータの逆運動学を計算して関節への指令値 x_t を生成する。この x_t から、2.4 節で提案する摩擦補償アルゴリズムに従って指令値 x_a を生成する、あるいはこのアルゴリズムを使用しなければ指令値 x_t と等価な指令値 x_a を生成する。モータは超音波モータを用いており、超音波モータに付属したエンコーダによりモータの回転角 x_m を取得することができる。操作指令値 x_a とモータ位置 x_m との偏差をとり、PD 補償器で操作量を演算し、モータアンプに指令電圧を入力する。制御用計算機の OS としてリアルタイム OS である QNX[®] (QNX Software Systems) を採用し、サンプリングタイム 1 [ms] で各軸 PD 制御を行って

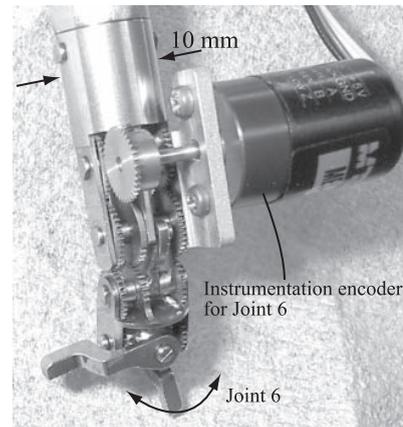


Fig. 5 Measurement object with the encoder

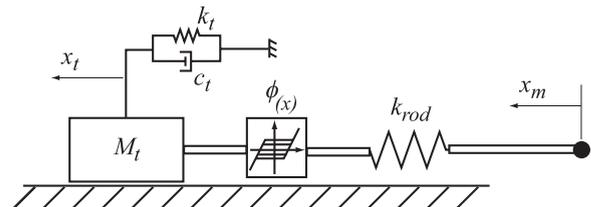


Fig. 6 Model of tube-rod mechanism

る。超音波モータから MRI 磁場中心付近までは、タイミングベルトを用いた動力伝達機構により駆動力を伝達し、蛇管ロッド機構を経た後、術具後端部のラックアンドピニオン機構を介して術具内で動力を伝達する剛体のラックロッドを動かして術具先端の関節を駆動する。術具先端のグリッパには測定用エンコーダを取り付けることはできないが、Fig. 5 に示すように術具先端部のギヤとかみ合うように測定用のエンコーダを取り付けこの値を術具先端グリッパの角度と仮定して動作を解析する。なお本モデル化および実験は、Fig. 5 に示す関節 6 と名づけたグリッパに対して行った。

ロッド・チューブ間のクリアランスや経路の短縮などに起因する不感帯、ギヤのバックラッシュなどを等価バックラッシュとしてまとめ、Fig. 6 に示す 1 質点系のモデルとして簡易化した。 M_t を関節部等価質量、 k_t を関節にかかる剛性、 c_t を関節にかかる粘性、 k_{rod} をロッドの剛性、等価バックラッシュをバックラッシュ関数 $\phi(x)$ とし不感帯の幅を関節角度換算で B_{ld} 、ロッド

とチューブ間に発生する摩擦を F_{fric} とした. なお, マニピュレータの動作範囲に対して, 十分なチューブ長さを用意しているため, チューブの途中形状の変化は少なく, チューブ形状による特性変動を考慮しない. このモデルは次式で表現できる.

$$M_t \ddot{x}_t = k_{rod} \phi(x_m - x_t) - k_t x_t - c_t \dot{x}_t - F_{fric} \quad (2)$$

ただし, 摩擦力 F_{fric} は関節が動いている状態と静止している状態, 状態間の遷移状態の 3 状態として

$$F_{fric} = \begin{cases} \text{sign}(\dot{x}) F_{sliding} & (\dot{x} \neq 0) \\ F_{trans} & (\dot{x} = 0, |F_{trans}| < F_{static}) \\ \text{sign}(F_{trans}) F_{static} & (\dot{x} = 0, |F_{trans}| \geq F_{static}) \end{cases} \quad (3)$$

と表す. $F_{sliding}$ は動摩擦力, F_{static} は静摩擦力であり, 関節部にかかる力 F_{trans} は,

$$F_{trans} = k_{rod} \phi(x_m - x_t) - k_t x_t - c_t \dot{x}_t \quad (4)$$

である.

これを Matlab[®]/simulink (MathWorks, Inc.) 上でモデル化し, 関節 6 について実際の実験データを用いたパラメータ推定を行った. 静摩擦と動摩擦の切り替えには, Stateflow (MathWorks, Inc.) を用いた. 入力指令値は, 術具先端グリッパ関節の動作範囲の半分である振幅 45 [deg] で, 周期 8 [s] の正弦波とした. この指令値と摩擦補償アルゴリズムを用いずに行った実験での測定用エンコーダによって測定された実験値, およびシミュレーションによる値を Fig. 7 に示す. 関節の初期位置はバックラッシの中間位置としている. 指令値に対し計測用エンコーダから得られた結果は, 立ち上がり時の時間遅れ 600 [ms], ピーク時のギャップは 20 [deg] と大幅な遅延と振幅の減衰が見られた. このデータを基に推定されたパラメータは,

- 関節部等価質量: $M_t = 3.86$ [kg]
- 関節にかかる剛性: $k_t = 315$ [N/m]
- 関節にかかる粘性: $c_t = 212$ [kg/s]
- ロッドなどの剛性: $k_{rod} = 21,187$ [N/m]
- ギヤやロッドなどの不感帯幅: $B_{ld} = 0.55$ [deg]
- 動摩擦力: $F_{sliding} = 32$ [N]
- 静摩擦力: $F_{static} = 33$ [N]

となった. 推定されたデータを基にしたシミュレーション結果は, 実験データと同様の結果を示しており, モデル化が妥当であることが分かる. PEEK[®] ロッドのヤング率は公表されていないが, 一般材料としての PEEK[®] のヤング率は 2.35 [GPa]~13 [GPa] と混合物によってばらつきがあることが分かっている. ロッド半径 1.5 [mm], ロッド長さ 0.5 [m] を用いて PEEK[®] の剛性を計算すると, 8,300~45,900 [N/m] となり, 推定された PEEK[®] ロッド剛性値 k_{rod} は妥当である.

手術支援用マスタ・スレーブシステムにおいて支障なく操作できる最大の時間遅れは, 330 [ms] といわれている [25]. 当然, 時間遅れが少なれば少ないほど操作性はよいので, マスタ・スレーブシステムにおける時間遅れとして上記値を参考に 200 [ms] を目標に設定した. そこで, スレーブマニピュレータ内での指令

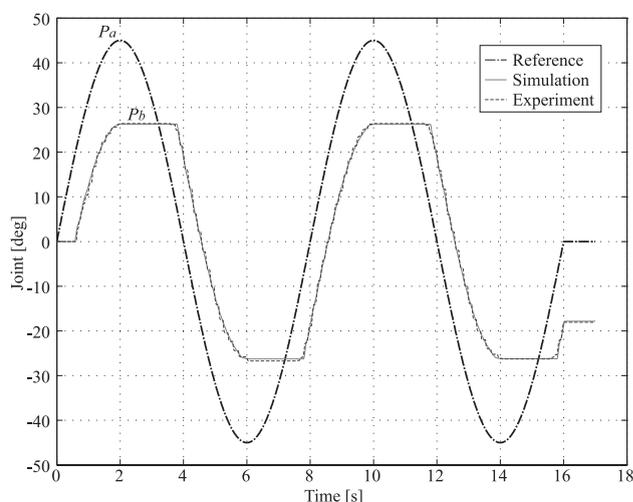


Fig. 7 Response of tube-rod mechanism (no using compensated algorithm)

値入力から実際の動作までの時間遅れの目標値は, 画像転送遅れ 30~60 [ms] や, マスタからスレーブへの転送遅れ約 20 [ms] などが加算されることを考慮し, 100 [ms] と設定した. グリッパの目標関節精度は, 特に明確な先行指標が見当たらなかったため, 閉閉に支障のない角度から 5 [deg] と設定した. これを実現するための補償アルゴリズムについて次節で述べる.

2.4 摩擦補償アルゴリズムの設計

指令値と実験値に乖離ができる原因は, 推定されたパラメータからロッドとチューブ間の摩擦が大きいことに由来すると推測できる. 静摩擦力 F_{static} を打ち消すためにロッドに力をかけると, F_{static}/k_{rod} [m] 分ロッドが伸びる. 等価バックラッシ量も含めると, ロッドの初期必要駆動量は, 関節角度換算で 19.5 [deg] と計算できる.

そこで, 時々刻々の指令値の差分値を監視し, その正負の逆転にあわせて静摩擦力の打ち消しに必要なロッド移動量 x_{sm} を加える摩擦補償アルゴリズムを指令値に追加する. 回転の反転時には, これまでの動作のために余分に駆動した移動量 x_{sm} を打ち消し, さらに反転動作を行うために必要な静摩擦力相当分 x_{sm} を動かすという摩擦補償量を指令値に追加する. ただし, 指令値の微小な振動や計算誤差による正逆転の反転時には巻き取りを実行しないように, 正逆転時の不感帯を設定する. さらに, 正逆転時のロッドへの指令値の急激な変化を軽減するために, ローパスフィルタ $\frac{1}{T_{ls}+1}$ を追加した.

3. MRI 環境対応小型マスタスレーブマニピュレータ

3.1 MRI 環境対応小型スレーブマニピュレータ

開発した MRI 環境対応小型スレーブマニピュレータを Fig. 8 に示す. 高さ 430 [mm] の MRI (日立メディコ: AIRIS-II[®]) の開放部内に配置可能である. 体表刺入点の位置とマニピュレータの許容サイズは, 患者の体のサイズおよび MRI の開口部高さによる制限から決定した. 青年群と高齢者群の臍位腹部厚径平均値 197 [mm] [26] に, 気腹による腹部高さ上昇分 30 [mm] を足し合わせ, 手術台天板から高さ 227 [mm] の位置に刺入点を設定し,

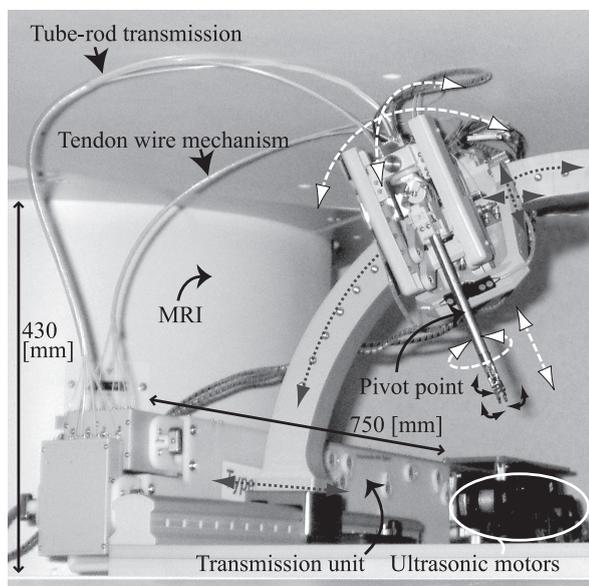


Fig. 8 MR-compatible compact slave manipulator

その上下 30 [mm] でピボット点高さを調整可能とした。さらに、*in-vivo* 実験で用いるミニプタの大きさを考慮し、ピボット点高さ 176 [mm] から 242 [mm] まで調整可能な位置決め機構を用意した。MRI の撮像領域開口部高さは 430 [mm]、手術台天板高さ 23 [mm]、腹部最大高さ 242 [mm] とすると、腹部から MRI 開口部天井までの間隔は 165 [mm] となる。そこで、マニピュレータや動力伝達機構の動作空間を考慮して、10 [mm] 余裕を取り、高さ 155 [mm] でマニピュレータを開発した。本マニピュレータは、2 章で述べた術具を体表刺入点でピボット運動（円錐頂角 60 [deg]）および直動（75 [mm]）、回転（±180 [deg]）させることができる。これらの 4 自由度は、Fig. 8 上の白色の破線で示されており、蛇管ワイヤ方式で駆動している [4]。術具は長さ 100 [mm]、150 [mm]、200 [mm] の 3 種類の術具を用意した。術具先端の動作範囲は頂角 60 [deg] の円錐底面となり、術具長さを直径とする円内である。刺入点（ピボット点）の位置決めは、Fig. 8 上の点線で表した手動 4 関節で位置決めを行う。本マニピュレータを設置する際は、患者を MRI で撮像して手術計画を立案し、その計画に基づいて手動関節の設定位置を計算し設置する [27]。上記 4 関節と術具 3 関節の計 7 関節を用いて、術具先端での位置姿勢 6 自由度と術具開閉 1 自由度を実現する。

3.2 マスタコンソール

上記スレーブマニピュレータを MRI シールドルーム外から遠隔操作可能なマスタコンソールとその右腕操作部を Fig. 9, Fig. 10 に示す。マスタコンソールは、術者周りに情報を提供するモニターを集中させつつも、没入型ではなく、操作中も周りを見渡せるようなデザインとした。さらに、日本の狭い手術室を意識し、術場を占有しないコンパクトな装置を目指した。マスタデバイスは Fig. 10 に示すように位置姿勢の 6 自由度と術具の

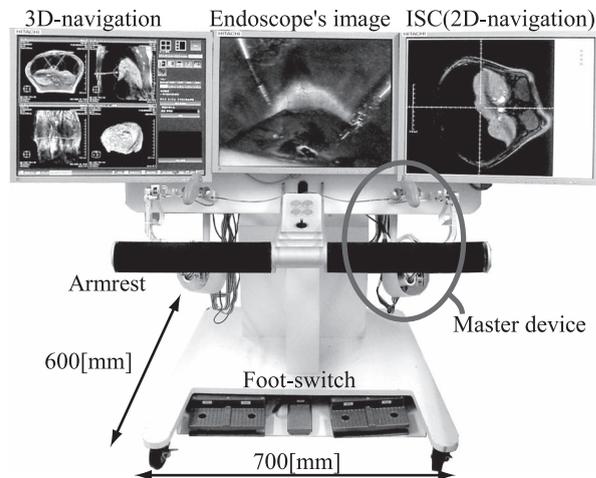


Fig. 9 Master console

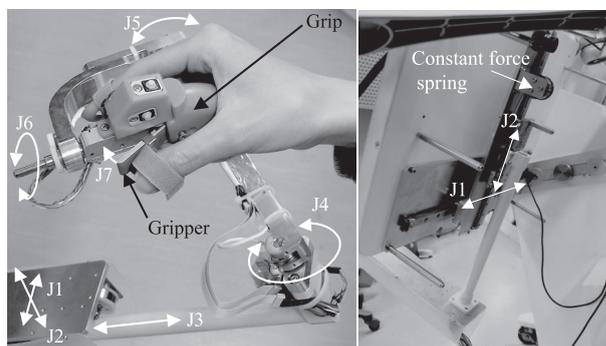


Fig. 10 Right arm of master devices

開閉 1 自由度を有している。術者は、あたかも術具先端のグリッパを持って操作しているかのように、入力を行うことができる。本マスタデバイスの位置情報入力可能範囲は、200 [mm] 角の立方体内であり、これはモーションスケール比 1 のときに、スレーブマニピュレータ先端の動作範囲をすべて含む大きさである。

4. 実験結果と考察

4.1 術具関節制御結果と考察

2.4 節で設計した摩擦補償アルゴリズムを用いてシミュレーションおよび実験を行った結果を Fig. 11 に示す。このときの指令値と実験値の差、および摩擦補償アルゴリズムを用いなかった場合 (Fig. 7) との差をプロットしたものが、Fig. 12 である。

これらより、指令値に対する偏差が大幅に減少し、目標関節誤差 5 [deg] に対し、関節誤差 2.6 [deg] を実現した。また、信号立ち上がり時の時間遅れについても 600 [ms] から 80 [ms] と摩擦補償アルゴリズムを用いないときに比べ約 85% 低減し、スレーブマニピュレータ単体での目標時間遅れ 100 [ms] 以下を実現した。なお、牽引長さに比例したロッド伸び係数およびロッド巻き取り量は、上記設計値を基に実験的に求めた結果、 $x_{smd} = 18.5$ [deg] となった。なお、巻き取りの不感帯 D_b は関節角度換算で 0.01 [deg]、ローパスフィルタ時定数 $T_l = \frac{1}{2\pi \cdot 10}$ とした。

上記のパラメータを用いて、様々な波形や振幅や周期を変えて行った時間応答実験の一部の結果を Fig. 13 に示す。波形や

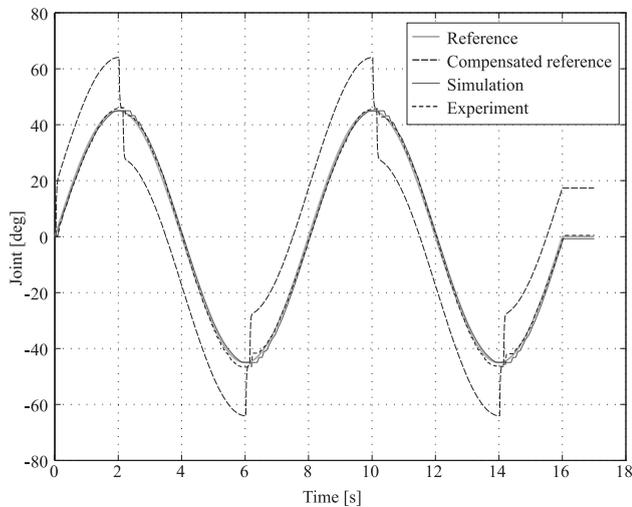


Fig. 11 Response of tube-rod mechanism using compensated algorithm

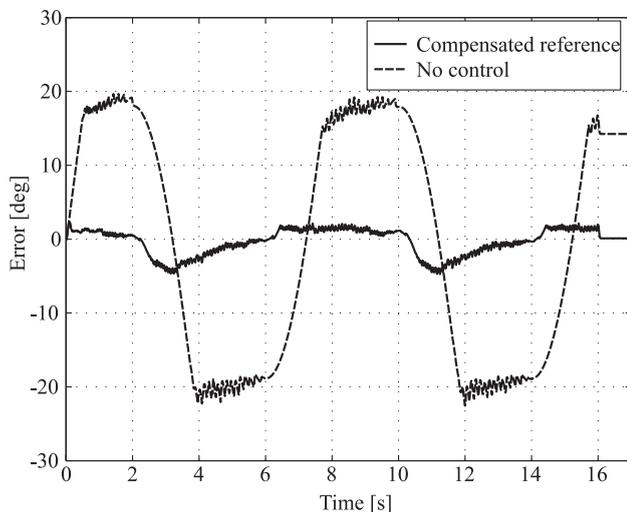


Fig. 12 Error of tube-rod mechanism (no using vs using compensated algorithm)

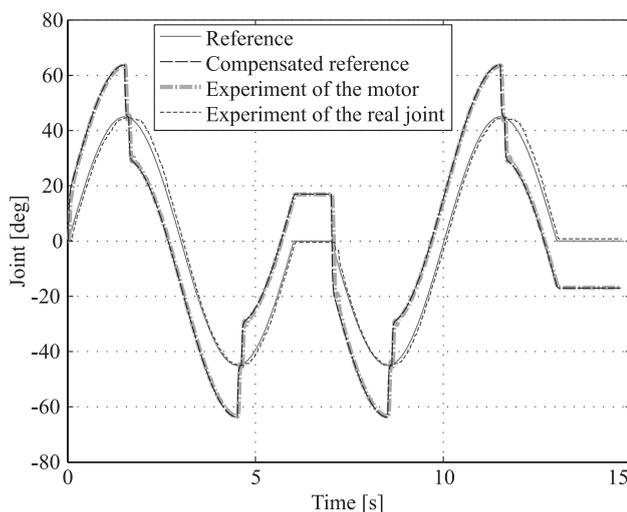


Fig. 13 Response of tube-rod mechanism using compensated algorithm (sin wave, amplitude = 45 [deg], cycle = 6 [s])

振幅, 周期にかかわらず本アルゴリズムおよび上記パラメータが十分に機能することを確認した. また, これらのグラフではモータ付属のエンコーダ値をプロットしているが, 指令値のピーク前後における摩擦補償アルゴリズムによる指令値の急激な変化に対しても, モータが激しく振動することなく指令値通りに追従できている.

一軸に対して2本の経路がある蛇管ワイヤ系に比べ, 蛇管ロッド機構は単純な構造であるため, 上記のような簡単な摩擦補償アルゴリズムで十分な成果をあげることができた. これより, 本機構の有用性が示された. 今後, システム全体を用いた実験を通して, 時間遅れや関節誤差が十分であるか, 検証をすすめていく必要がある.

4.2 マスタ・スレーブ操作実験

スレーブマニピュレータ2台とマスタコンソールを用いて, マスタ・スレーブシステムを構築し, 内視鏡下手術での基本手技となる彎曲針の針かけ, 糸結びといったタスクをマスタ・スレーブ操作により模擬臓器に対して行った. Fig. 14 に示すように, 模擬臓器に針を掛け, 2回糸を結ぶといった基本的な手技が実現できることを確認した. 針は, 26 [mm] の1/2 彎曲針で2-0のシルクの糸を用いている.

外科医からは術具の屈曲半径が小さいため(術具直径10 [mm] に対し屈曲半径は7.6 [mm]). Fig. 2 II 図参照), 糸結びのような複雑な作業を行う際に有効であるというコメントを得た. なお, 作業中, 時折把持している彎曲針がすべることが確認された. 把持力を計測する手法が確立できていないため, フォースゲージに糸をとりつけ, それをマスタ・スレーブシステムを用いて把持し牽引することにより, 把持がすべり糸を把持できなくなったときの値を計測し把持力を推定した. 糸は2-0のシルクの糸を用いている. これより420 [g] 程度で糸がすべり把持できなくなることを確認した. 他のシステムとの比較や針を握った状態(負荷をかけた状態)でのモデル化および検証は今後の課題である.

なお, MRI 環境下で使用可能な彎曲針を入手できなかったため, 本針かけ実験は一般環境下にて行ったが, 本スレーブマニピュレータは, MRI との機械的な干渉もなくMRIの磁場環境下で動作可能であることを確認している [4]. Fig. 15 は, ミニブタを用いた *in-vivo* 実験中, 肝臓に埋め込んだ擬似腫瘍の周囲を本マニピュレータにより圧迫した際の術具先端と腫瘍を含

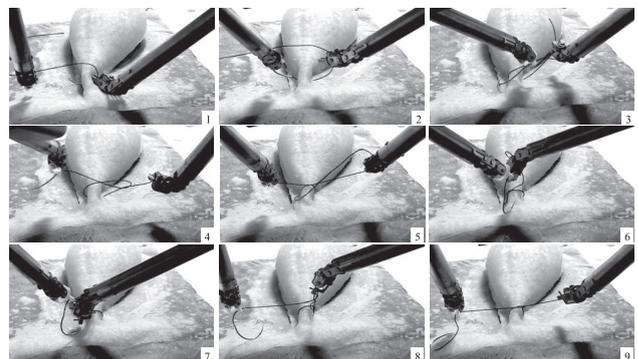


Fig. 14 Suture operation with 2 slave manipulators

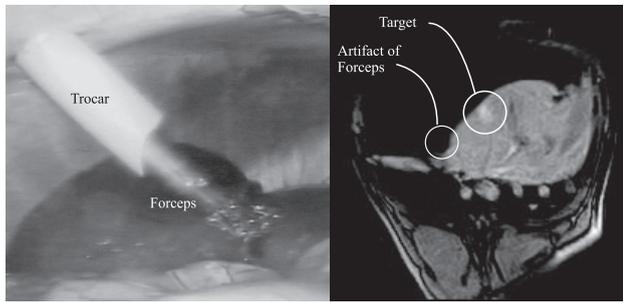


Fig. 15 Endoscopic image and MR image

む MR 画像断面の様子とそのときの内視鏡画像である [27]。術中リアルタイムに撮像した MR 画像が読み取りに耐えることを臨床外科医が確認している。

5. おわりに

狭隘空間かつ強磁場空間である MRI の撮像領域内にて、MR 画像を撮像しながら治療を行う手術支援マニピュレータシステムを開発するために、ワイヤを用いないロッド駆動型多関節術具と動力伝達機構、およびその制御方法について述べ、以下の結論を得た。

- (1) MRI 環境下でのマニピュレータの駆動と小型化を両立するために、マニピュレータの関節からアクチュエータを分離し、離れた位置から関節に動力を伝達するための蛇管ロッド機構、およびワイヤを一切用いない先端 3 自由度の術具機構を開発した。
- (2) 蛇管ロッド機構を含む術具駆動系をモデル化後パラメータ推定し、蛇管ロッド系の挙動を分析した。開発した機構において、ロッドとチューブの摩擦が高く、関節誤差 20 [deg]、時間遅れ 600 [ms] となり、静摩擦力を打ち消すためにロッドを余分に直動させる必要があることを明らかにした。
- (3) 推定した挙動に基づく摩擦補償アルゴリズムを蛇管ロッド機構に適用することにより、関節誤差および時間遅れとも約 85% 低減することができた。
- (4) 提案した術具機構を駆動する MRI 環境対応小型手術支援マスタ・スレーブシステムを用いて、針かけ・吻合が可能なることを示し、外科手術の基本手技実現の見通しを得た。

謝辞 本研究は独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) 基盤技術研究促進事業「未来型医療を実現する小型手術用ロボティクスシステムの研究開発」の委託により実施した。

参考文献

[1] H. Reichenspurner, R.J. Damiano, M. Mack, D.H. Boehm, H. Gulbins, C. Detter, B. Meiser, R. Ellgass and B. Reichart: "Use of the voice-controlled and computer-assisted surgical system ZEUS for endoscopic coronary artery bypass grafting," *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol.118, no.1, pp.11-16, 1999.

[2] O.S. Aaronson, N.B. Tulipan, R. Cywes, H.W. Sundell, G.H. Davis, J.P. Bruner and W.O. Richards: "Robot—assisted endoscopic intrauterine myelomeningocele repair: a feasibility study," *Pediatric Neurosurgery*, vol.36, pp.85-89, 2002.

[3] M. Hashizume, T. Yasunaga, K. Tanoue, S. Ieiri, K. Konishi, K. Kishi, H. Nakamoto, D. Ikeda, I. Sakuma, M.G. Fujie and T. Dohi: "New real-time mr image-guided surgical robotic system for minimally invasive precision surgery," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol.2, pp.317-325, 2008.

[4] 岸宏亮, 仲本秀和, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純: "MR 画像誘導機能を有する小型穿刺マニピュレータシステム", *日本コンピュータ外科学会誌*, vol.9, no.2, pp.103-111, 2007.

[5] K. Masamune, E. Kobayashi, Y. Masutani, M. Suzuki, T. Dohi, H. Iseki and K. Takakura: "Development of a MRI compatible needle insertion manipulator for stereotactic neurosurgery," *Proceedings of the 1995 Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, pp.165-172, 1995.

[6] K. Chinzei and K. Miller: "Towards MRI guided surgical manipulator," *Medical Science Monitor*, vol.7, no.1, pp.153-163, 2001.

[7] A. Krieger, R.C. Susil, C. Menard, J.A. Coleman, G. Fichtinger, E. Atalar and L.L. Whitcomb: "Design of a novel MRI compatible manipulator for image guided prostate interventions," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol.52, no.2, pp.306-313, 2005.

[8] 森川茂廣, 村上耕一郎, 仲成幸, 来良誠, 谷徹, 森田将史, 犬伏俊郎, Hasnine A. Haque, 徳田淳一, 波多伸彦: "MR イメージガイド下肝腫瘍マイクロ波凝固のための穿刺支援ロボットの開発と臨床応用", 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, pp.35-36, 2007.

[9] K. Cleary, A. Melzer, V. Watson, G. Kronreif and D. Stoianovici: "Interventional robotic systems: Applications and technology state-of-the-art," *Minimally Invasive Therapy*, vol.15, no.2, pp.101-113, 2006.

[10] A. Melzer, B. Gutmann, T. Remmele, R. Wolf, A. Lukoscheck, M. Bock, H. Bardenheuer and H. Fischer: "Innomotion for percutaneous image-guided interventions," *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*, vol.27, pp.66-73, 2008.

[11] 河合俊和, 菅和俊, 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", *生体医工学第 41 回特別号プログラム論文集*, vol.41, no.2, pp.36-42, 2003.

[12] N. Matsuhiro, M. Jinno, T. Miyagawa, T. Sunaoshi, T. Hato, Y. Morikawa, T. Furukawa, S. Ozawa, M. Kitajima and K. Nakazawa: "Development of a functional model for a master-slave combined manipulator for laparoscopic surgery," *Advanced Robotics*, vol.17, no.6, pp.523-539, 2003.

[13] 岡本淳, 藤江正克: "微小関節構造の屈曲特性を線形化するワイヤ駆動方法の検討", *日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '07 講演論文集*, 2A1-H07, 2007.

[14] 生田幸士, 五藤大貴, 長谷川誠: "遠隔腹腔内手術用ハイパーフィンガーの開発 (第 8 報) ワイヤ駆動多関節マニピュレータの駆動抵抗補償アルゴリズム", *日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '08 講演論文集*, 1A1-C21, 2008.

[15] K. Nishizawa and K. Kishi: "Development of interference-free wire-driven joint mechanism for surgical manipulator systems," *Journal of Robotics and Mechatronics*, vol.16, no.2, pp.116-121, 2004.

[16] G.S. Guthart and Jr. J.K. Salisbury: "The intuitive telesurgery system: overview and application," *Proceedings of the 2000 IEEE International Conference on Robotics & Automation*, vol.77, pp.618-621, 2000.

[17] 渡部耕一, 岡田昌史, 中村仁彦: "リンク駆動型高剛性多自由度能動鉗子の開発", *日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '01 講演論文集*, 2P1-D10, 2001.

[18] 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.

[19] 小林宏輔, 石井千春: "Double-screw-drive 機構を用いた低侵襲手術用多自由度鉗子の開発", *日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 '06 講演論文集*, 2A1-A06, 2006.

- [20] 金子真, 横井一仁, 鈴木夏夫, 谷江和雄: “プーリ・ワイヤ駆動系におけるトルクセンシングとトルク制御—張力差動形トルクセンサの提案とトルクサーボ系への組み込み—”, 日本ロボット学会誌, vol.7, no.1, pp.62-70, 1989.
- [21] 金子真: “蛇管機構とその力制御”, 日本ロボット学会誌, vol.9, no.4, pp.512-515, 1991.
- [22] E.A.Y. Murakami, 鈴木直樹, 服部麻木, 林部充宏, 鈴木薫之, 大竹義人: “マスタ・スレーブ内視鏡手術ロボットの駆動ワイヤ張力から推定した先端反力の検証”, 日本コンピュータ外科学会誌, vol.7, no.3, pp.495-496, 2005.
- [23] 小林正人, 井村進也: “ワイヤ牽引駆動機構の先端位置決め制御 (第1報, モデリングと目標値補償フィルタの設計)”, 日本機械学会論文集 (C編), vol.70, no.695, pp.182-189, 2004.
- [24] 井村進也, 小林正人: “ワイヤ牽引駆動機構の先端位置決め制御 (第2報, 形状推定器を用いた適応目標値フィルタ追従制御)”, 日本機械学会論文集 (C編), vol.70, no.696, pp.2337-2343, 2004.
- [25] J. Marescaux, J. Leroy, M. Gagner, F. Rubino, D. Mutter, M. Vix, S.E. Butner and M.K. Smith: “Transatlantic robot-assisted telesurgery,” Nature, vol.413, pp.379-380, 2001.
- [26] 通商産業省工業技術院生命工学工業技術研究所編: 設計のための人体寸法データ集. 株式会社日本出版サービス (社団法人日本生活工学研究センター), 1996.
- [27] 岸宏亮, 仲本秀和, 橋爪誠, 藤江正克, 佐久間一郎, 土肥健純: “MR環境対応小型手術支援マニピュレータのための術前プランニング機能の開発”, 日本コンピュータ外科学会誌, vol.9, no.3, pp.198-199, 2007.



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。博士 (工学)。手術支援システムの研究開発に従事。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)



橋爪 誠 (Makoto Hashizume)

1984年九州大学大学院医学研究科博士課程修了。医学博士。1998年九州大学医学部第二外科助教授を経て, 1999年九州大学大学院医学研究科災害救急医学 (後に大学院医学研究院先端医療医学部門災害救急医学分野に名称変更) 教授就任。2003年九州大学病院先端工学診療部長併任。現在, 消化器外科, 門脈圧亢進症, ロボット医学, 低侵襲治療学, 災害救急医学などの研究に従事。低侵襲治療に興味を持つ。第41回日本消化器外科学会会長賞 (1993年2月), 2003年度日本ロボット学会実用化技術賞受賞。日本外科学会, 日本救急医学会, 日本コンピュータ外科学会 (理事), 日本腹部救急医学会 (理事), 日本門脈圧亢進症学会 (評議員), 日本消化器外科学会 (評議員), 日本消化器内視鏡学会 (評議員), 日本肝臓学会 (評議員) ほかに所属。



土肥健純 (Takeyoshi Dohi)

1977年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了, 工学博士。1980年東京電機大学工学部助教授。1981年東京大学工学部助教授, 1988年同教授。2001年より東京大学大学院情報理工学系研究科教授。日本ロボット学会実用化技術賞 (2003), 日本生体医工学学会生体医工学シンポジウムベストリサーチアワード 2005, Asian CAS 功労賞 (2007), 今年のロボット大賞 2007 優秀賞, 審査員特別賞など。専門: 医療福祉工学。所属学会: 日本生体医工学学会 (旧日本エム・イー学会) 前会長, ライフサポート学会理事・前会長, 日本臓器保存生物医学会副理事長, 日本生活支援工学学会副会長理事, 日本コンピュータ外科学会理事 (理事長: 2004.4 2006.3), ISCAS 前会長, IUPESM 理事 (2000.8 2003.8), MICCAI 理事 (~2005.9)。



藤江正克 (Masakatsu G. Fujie)

1971年早稲田大学大学院修士課程修了。日立製作所機械研究所にてロボットの研究開発に従事。同社主管研究長を経て2001年より早稲田大学理工学部機械工学科教授, 現在, 早稲田大学理工学術院教授。日本機械学会 (フェロー・評議員), IEEE 等の会員。注目発明科学技術長官賞・日本ロボット学会実用化技術賞・日本機械学会技術賞・日経 BP 技術賞・今年のロボット大賞審査委員特別賞, IEEE Harashima Award, 工学博士。
(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, 精密工学会などの会員。

(日本ロボット学会正会員)