

ばね-リンク機構を用いた 外殻型2自由度屈曲マニピュレータの開発

荒田 純平* 齊藤 善崇* 藤本 英雄*

Development of an Outer Shell Type 2 DOF Bending Manipulator using a Spring-link Mechanism

Jumpei Arata*, Yoshitaka Saito* and Hideo Fujimoto*

In recent years, robotic technology has been introduced to medical fields and many surgical robots have been presented. In this paper, an outer shell type 2 DOF bending manipulator using a spring-link mechanism is presented. The mechanism was developed for a surgical robot, which can implement various surgical treatment devices inside of the manipulator. The spring-link mechanism is a simple combination of a flat spring and a rigid link with a passive joint connection. The outer shell type 2 DOF bending manipulator incorporates four spring-link mechanisms. The most unique feature of the manipulator is that these four springs are interconnected in the kinematics. Therefore, it is possible to realize a robust and backlash-free motion by taking into account the interconnections of the springs such as an internal stress of the structure. In addition, by locating the four spring-link mechanisms around the manipulator, it is possible to place medical devices inside of the manipulator. This paper describes the kinematic model, analysis, prototype implementation and evaluation of the proposed mechanism.

Key Words: Surgical Robot, Flexible Robot, Spring-link Mechanism

1. はじめに

患者のQOL (Quality of life) を向上する低侵襲手術は、現在対象部位を問わず広く注目され、手術機器の高度化に合わせて多くの新しい手術方法が提案されている。しかしながら、体内へ小型処置具を挿入して行われる低侵襲手術は、患者の術後疼痛軽減、入院期間の短縮等の大きな利点を有する一方で、術式の複雑化が生じる原因ともなっている。そこで近年、ロボット技術を応用した手術支援マニピュレータに関する様々な研究が行われている。一般的に低侵襲手術で応用される手術支援マニピュレータは、患者体内へ挿入するため管形状を有しており、内部伝達機構を介して動力を伝達し、先端部に動作自由度を有する。この先端部動作自由度により、従来の手術器具では困難であった複雑な術式を可能とすることが、手術支援マニピュレータの大きな利点である。手術支援マニピュレータの駆動手法として、これまでに様々な機構が提案されている。代表的な例として、ワイヤ機構、リンク機構、歯車機構、形状記憶合金を用いた機構等がある。これら機構を応用した手術支援マニピュレータ

は、主として小型ロボットハンドのように臓器を把持する、電気メス等の処置具で患部へアプローチする、または縫合作業を行う等のため応用されている。さらに手術支援マニピュレータは将来的に、脳神経外科等で広く行われる画像誘導下手術のように、患者体内で高い位置精度が要求される場面への応用、さらに患部へ一つの挿入孔から多種の処置具を有する器具を挿入して行う、シングルポート・サージェリでの一体型デバイスへの発展等が求められている。

そこで本研究では、剛体リンクと板ばねを複合したばね-リンク機構を考案し、これを応用した外殻型2自由度屈曲マニピュレータを提案する。本マニピュレータでは、機構をマニピュレータ外周部分に配置することで内部に空間を設け、複数の処置具を搭載可能である。また、複数のばね要素を系に含み、それぞれが拮抗する方向へ相互的に作用する原理を応用し、位置決め精度を高めることができる。本稿では、考案したばね-リンク機構、およびこれを応用した外殻型2自由度屈曲マニピュレータについて、その機構、解析、実装、評価について報告する。

2. 関連研究

現在、ロボット技術の医療応用に関する研究は広く行われており、特に体内へ挿入し手術を行う手術支援マニピュレータの研究開発が多く報告されている [1]。これら手術支援マニピュレー

原稿受付 2010年9月25日

*名古屋工業大学

*Nagoya Institute of Technology

■ 本論文は有用性で評価されました。

タの多くが目的とするところは微細、また巧みな動作を限られた空間内で行うことで、従来まで患部を露出して行う必要があった手術を低侵襲的に実現することである。最も広く知られる手術ロボットの一つである Intuitive Surgical 社の da Vinci は、前立腺を代表とする低侵襲手術への応用が盛んに行われている [2]。これまでに生田らは、ワイヤ伝達機構を用いた手術支援用多自由度マニピュレータを多数開発している [3]。ワイヤ機構を用いた手術支援マニピュレータは、多数報告されている [4]~[15]。一方、小型のリンクを組み合わせた平行メカニズムによるマニピュレータ [16] 等、リンク機構を応用した手術用小型マニピュレータが報告されている [17]~[19]。このように、過去の研究の多くは伝達機構としてワイヤ、リンクを用いている。ワイヤ機構は多自由度の駆動力伝達において、細径化に有利であるが、ワイヤの伸びや破断という問題がある。またリンク機構は、剛体リンクを使用することで高い剛性、耐久性を実現できるが、部品数が多くなり、関節部でのガタの累積が生ずるという問題がある。また、このほかに歯車機構、形状記憶合金を用いた機構等が挙げられるが、歯車機構はバックラッシュによるガタの影響が大きく、形状記憶合金は他の機構と比較して動作速度と出力に劣る問題がある。そこで本稿では、これまでに挙げた従来の機構とは異なる特徴を有するばね-リンク機構を用いた外殻型 2 自由度屈曲マニピュレータについて提案する。

本研究では、脳神経外科手術における脳腫瘍摘出術への応用を目的とし、一般的に手術支援マニピュレータへ求められる要件に加え、以下に挙げる要求仕様を満たすよう開発を行った。なお、システム全体を含む、より詳細な脳腫瘍摘出術への応用に関する検討については、参考文献 [20] を参照されたい。

- 先端部に屈曲 2 自由度を有する。
- 処置具搭載のため、内部に直径 10 [mm] 以上の空間を有する。
- 術野へのアクセスのため、一般的な脳回の幅を参考に外径を 15 [mm] 以下とする。
- 動作域として、屈曲角度 30 [deg] 以上を有する。
- 位置精度として、現状の MRI 解像度である 1 [mm] を参考に、その 1/10 以下の 0.1 [mm] 以下とする。
- 腫瘍への最終位置決め動作に用いられることを想定し、動作速度を従来操作を参考に 5 [mm/s] 程度とする。
- マニピュレータの発生力について、脳組織は柔軟であり、また従来手術の観察と術者への聞き取りから負荷は微小であることが確認されている。よって、マニピュレータ本体の姿勢維持が十分に行える程度とする。

3. 機 構 学

3.1 ばね-リンク機構

本研究で提案するばね-リンク機構は、板ばねと剛体リンクを受動関節により連結した構造を有する (Fig. 1)。本機構のばね先端をロボットエンドエフェクタ等の構造物に固定したと仮定する。このとき、リンクの長手方向についての動作は、ばねの作用により屈曲方向へ動作変換できる。ばね-リンク機構をマニピュレータに適用するとき、以下の効果が期待される。

- ばねの屈曲を用いるため、滑らかに形状を保持し、周辺環

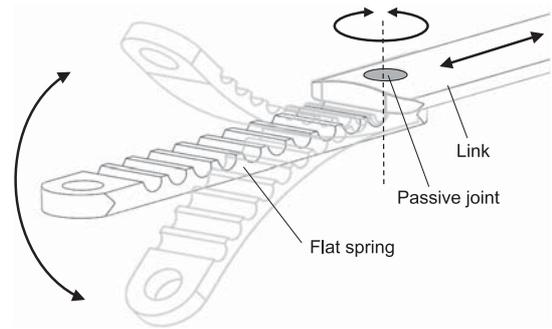


Fig. 1 Spring-link mechanism

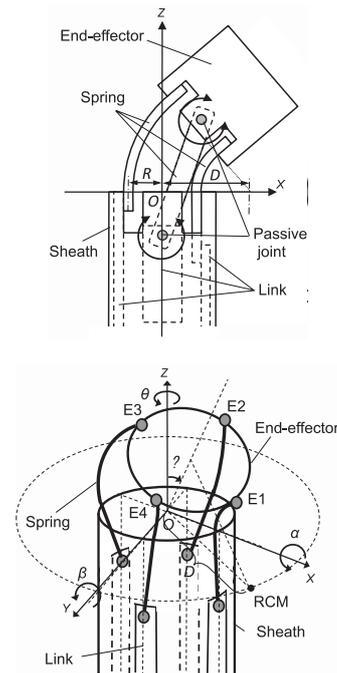


Fig. 2 Kinematic model of the proposed manipulator

境を傷つけない。

- ばね-リンク機構を複合的に組み合わせてマニピュレータへ応用することにより、機構の内部応力を高め、剛性および位置精度を高める効果が得られる。
- ばね-リンク機構をマニピュレータ外周上に配置することにより、内部に空間を有する外殻型マニピュレータが実現可能である。

3.2 機構学モデル

外殻型 2 自由度屈曲マニピュレータは、その外周上 90 [deg] 等分に四つのばね-リンク機構を配置し、向かい合わせのばね-リンク機構二対により屈曲 2 自由度を実現する。Fig. 2 に機構学モデルを示す。本マニピュレータでは、対向する一对のばね-リンク機構をマニピュレータ長軸方向へ差動することによりばねが変形し、エンドエフェクタの 1 自由度屈曲動作を可能とする。屈曲動作は、もう一对のばね-リンク機構の動作へ影響するが、ばねとエンドエフェクタ、ばねとリンクをそれぞれ結ぶ受動関節の回転により、この影響は除去される。よって、本マニ

ピュレータの屈曲 2 自由度は、機構学モデルに基づき任意に制御可能である。このとき、二対のばね-リンク機構は、それぞれ独立に位置を制御可能であり、屈曲動作については冗長自由度を構成している。冗長自由度の一つは、マニピュレータ長軸方向への移動であり、全リンクを同方向へ移動することによって動作する。また、それぞれの対のばね-リンク機構差動比率を変更することにより、屈曲動作を行う際、マニピュレータ先端の「首ふり半径」を小さくコンパクトに、また、大きくゆるやかな屈曲カーブを描くことが可能となる。

以下に本マニピュレータの逆運動学モデルを述べる。まず、入力されたエンドエフェクタの姿勢 α , β を座標変換式 (1), (2) によりカーチアン系からオイラー系に変換する。このとき、オイラー座標系における ϕ は屈曲角度を、 θ はマニピュレータ XY 断面における原点を中心とする屈曲方向を示す。

$$\phi = \arcsin(\cos \alpha \cos \beta) \quad (1)$$

$$\theta = \arcsin\left(\frac{-\cos \beta \sin \alpha}{\cos \phi}\right) \quad (2)$$

これらを用いた同時変換行列 0T より、エンドエフェクタの中心座標 E_0 を得る。ここで D は屈曲中心の半径、 T_r はそれぞれの軸についての回転、 T_t は平行移動を示す。

$$\begin{aligned} {}^0T &= {}^0T_r(\mathbf{Z}, \theta) \cdot {}^1T_r\left(\mathbf{Y}, \left(\frac{\pi}{4} - \frac{\phi}{2}\right)\right) \\ &\cdot {}^2T_t\left(2D \cos\left(\frac{\pi}{4} + \frac{\phi}{2}\right), 0, 0\right) \\ &\cdot {}^3T_r\left(\mathbf{Y}, \left(\frac{3}{4}\pi - \frac{\phi}{2}\right)\right) \cdot {}^4T_r(\mathbf{Z}, -\theta) \quad (3) \end{aligned}$$

$$\begin{pmatrix} E_{0x} \\ E_{0y} \\ E_{0z} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -D \cos \theta (-1 + \sin \phi) \\ -D \sin \theta (-1 + \sin \phi) \\ D \cos \phi \end{pmatrix} \quad (4)$$

中心座標 E_0 より、ばね-リンク機構が連結された受動関節 $E_{1\sim 4}$ の位置を求める。さらに、ばね形状を屈曲回転中心を原点とする円弧と設定することで、各関節位置に対応するリンクの移動量 $L_{1\sim 4}$ を得る。このとき、 R はエンドエフェクタ中心軸からばねまでの距離、 L_a はばね-リンク機構を構成するばねの全長を示す。よって、このように外殻型 2 自由度屈曲マニピュレータの逆運動学モデルは与えられる。

$$L_1 = L_a - E_{1z} - \sqrt{(L_a + B(E_{1x} - R))^2 - E_{1y}^2} \quad (5)$$

$$L_2 = L_a - E_{2z} - \sqrt{(L_a + A(E_{2y} - R))^2 - E_{2x}^2} \quad (6)$$

$$L_3 = L_a - E_{3z} - \sqrt{(L_a + B(E_{3x} + R))^2 - E_{3y}^2} \quad (7)$$

$$L_4 = L_a - E_{4z} - \sqrt{(L_a + A(E_{4y} + R))^2 - E_{4x}^2} \quad (8)$$

$$A = \left(\frac{\alpha - \sin \alpha}{1 - \cos \alpha}\right) \quad B = \left(\frac{\beta - \sin \beta}{1 - \cos \beta}\right) \quad (9)$$

4. 実 装

4.1 先端部

これまでに述べた機構学に基づき、ばね-リンク機構を用いた外殻型 2 自由度屈曲マニピュレータを試作した。製作した試作機の先端部を Fig. 3 に示す。試作機では、複数の処置具を内部に搭載することを想定し、内径を 10 [mm] とした。ばね部を含めた機構部分の厚みは 2.5 [mm] であり、試作機の先端部外径は 15 [mm] である。先端のばね-リンク機構におけるばねの材質として、超弾性合金である Ni-Ti 合金を使用し、リンク部およびその他の部品に SUS304 を使用した。ばね設計について、円弧状のカーブを有する形状を得ることは、本マニピュレータの大きな特徴である滑らかな屈曲動作実現と、位置精度の点から重要である。そこで、マニピュレータのばね形状を解析するため、非線形かつマルチボディでの変形解析可能なソフトウェア (Virtual Motion 社製, DAFUL Version 3.3 [22]) を用いた動作シミュレーションを行い、設計値を求めた。屈曲角度 $\phi = 30$ [deg] としたときの、屈曲形状解析結果を Fig. 4 に示す。解析より、ばね部表面に溝を形成することで、屈曲時に変形が分散して発生し、結果としてより滑らかなばねの形状を得られることが明らか

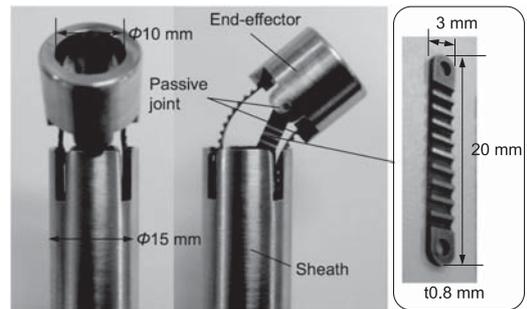


Fig. 3 Prototype of the proposed manipulator

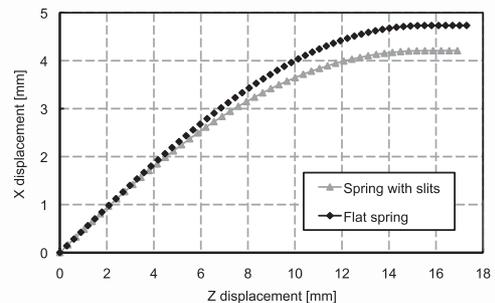
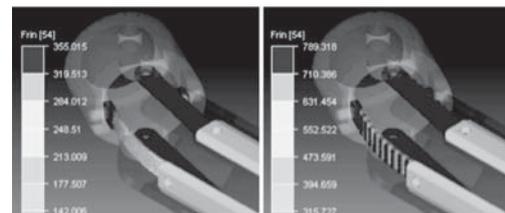


Fig. 4 Analysis results (upper left: flat spring, upper right: flat spring with slits on its surface, and lower: bending profile of spring in 30 [deg] bend)

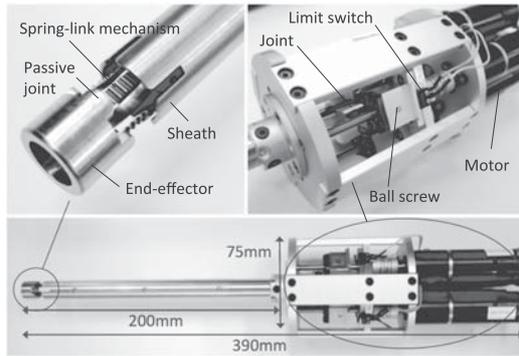


Fig. 5 Drive part of the prototype

Table 1 Motor specifications

Model number	EC22 20Watt
Motor diameter	$\phi 22$ [mm]
Length	82.8 [mm]
Speed at max continuous torque	16,500 [rpm]
Max continuous torque	16.9 [mNm]
Max continuous current	1.51 [A]

Table 2 Ball screw specifications

Model number	MDK 0401-3
Outside diameter of thread	4 [mm]
Lead	1 [mm]
Length	64 [mm]
Basic static load rating	0.29 [kN]

かになった。よって試作機は、シミュレーションによって設計値を繰り返し実験的に変更して求められた溝形状である。溝直径 1.0 [mm]、溝深さ 0.5 [mm]、溝間距離 1.4 [mm] として実装した。なお本構成によれば、マニピュレータを ± 45 [deg] までの屈曲角度で、ばねの弾性変形域内で動作可能である。また、より広く屈曲角度を要する場合は、ばね長さを延長することで対応可能であると考えられる。

4.2 駆動部

製作した試作機の駆動部 Fig. 5 に示す。四つのばね-リンク機構は、それぞれ DC サーボモータにより駆動される。各ばね-リンク機構のリンク部は、カップリングを介して連結されたボールねじにより動力が伝達される。駆動部にはリミットスイッチが設けられており、初期位置設定が可能である。なお、DC サーボモータとして Maxon 社製 EC22 (Table 1)、またボールねじには、THK 社製 MDK0401-3 (Table 2) を用いた。また、モータ位置制御のため、制御システムとして VxWorks 5.5.1 を用い、制御周期は 1 [kHz] として実装した。

5. 評価

本章では、試作機による位置精度と剛性についての評価実験について述べる。

5.1 位置精度評価実験

方法: 位置精度評価のため、三次元位置測定器 (Northern Digital 社製, Optotrak Certus [23]) を用いた動作測定を行った。実験装置構成を Fig. 6 に示す。本実験では、目標屈曲角度 ϕ と

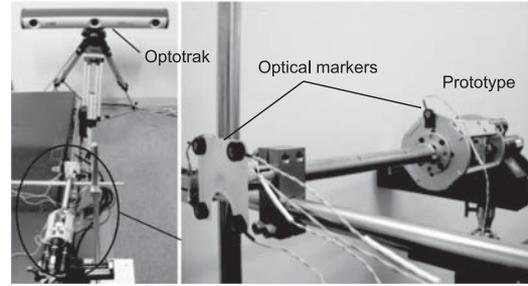


Fig. 6 Setup of 3D position measurement

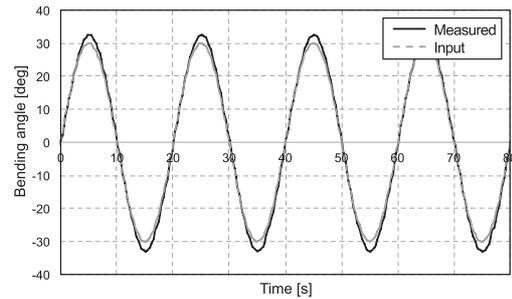
Fig. 7 Result of accuracy test ($\theta=0$ [deg], $\phi = \pm 30$ [deg])

Table 3 Average of position error [deg]

ϕ	$\theta = 0$ [deg]	$\theta = 90$ [deg]	$\theta = 45$ [deg]
± 10 [deg]	0.321	0.128	-0.113
± 20 [deg]	0.988	0.865	-0.114
± 30 [deg]	2.751	2.421	0.443

して、振幅 10, 20, 30 [deg] の sin 関数を入力した。また、屈曲方向 θ について、本マニピュレータの構造上、 α 軸と β 軸が複合して屈曲動作を行う場合、それぞれの位置精度に影響を及ぼす可能性がある。そこで、 $\theta = 0$ [deg] (α 軸)、 $\theta = 90$ [deg] (β 軸)、 $\theta = 45$ [deg] (α と β 軸の複合) それぞれの場合につき動作を行った。動作周期として、十分にノイズ成分を平均化、除去できるよう 20 [s] とし、4 周期分の位置情報を記録した。使用した Optotrak の位置測定精度は RMS 精度で 0.1 [mm]、分解能は 0.01 [mm] であり、本実験構成での角度に関する測定分解能は約 0.03 [deg] と換算される。

結果: 代表的な実験結果として、 $\theta = 0$ [deg]、 ϕ に振幅 30 [deg] の sin 関数を入力したときの結果を Fig. 7 に示す。この結果より、絶対位置精度として、特に目標のピーク値付近において目標角度を超えて屈曲する結果が得られた。目標ピーク値での誤差を表としてまとめた結果を Table 3 に示す。位置誤差は、目標屈曲角度が大きくなるにつれ、同様に大きくなる傾向が明らかとなった。また、 $\theta = 45$ [deg] とした場合については、全体として誤差が小さくなった。なお、各周期における繰り返し位置精度について調べたところ、平均誤差 0.023 [deg] であり、最大誤差 0.049 [deg] であった。

考察: 目標角度が大きくなるほど誤差が大きくなる点につき、一方で高い繰り返し位置精度を示していることから、誤差要因は定常的なものであると推察される。よって誤差要因として、機構学モデルで設定した円弧状のばね形状が実際のばね形状と異

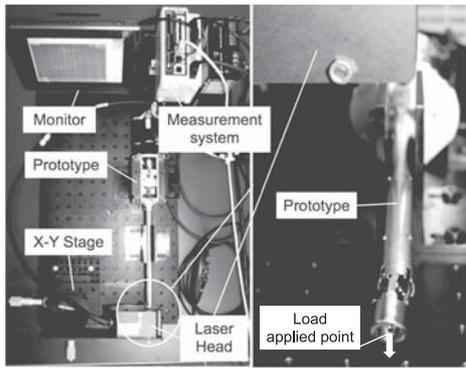


Fig. 8 Setup of 2D laser displacement meter

なっていることが考えられる。ばね形状を同定し、位置精度を向上するための機構学モデル改良手法について、6章で述べる。また、 $\theta = 45$ [deg] の場合に比較的誤差が小さくなっている点について、機構の特性上、二対のばね-リンク機構がそれぞれに屈曲し内部応力が高まることで、相互の動作拘束が高まり、結果として機構学モデルに近いばねの変形が得られたことが考えられる。

5.2 剛性評価実験

方法：本実験では、特にマニピュレータ構造上、剛性に相違が生じると予想される $\theta = 0, 45$ [deg] 方向へ負荷を加えた場合の変位から、それぞれ剛性を求めた。目標屈曲角度 ϕ を 0 から 30 [deg] まで 10 [deg] ごとに変化させ、このとき屈曲する方向は、荷重と逆方向とした。マニピュレータへの負荷として、先端へ屈曲方向に対して 0 から 5 [N] まで 0.5 [N] ごとに負荷し、その後 0.5 [N] ごとに無負荷状態まで除荷した。本実験では、マニピュレータ先端の変位量をレーザ変位計（キーエンス社製、LJ-G080 [24]）により測定した。測定装置を Fig. 8 に示す。使用したレーザ変位計の本実験での測定軸に関する測定精度は、1 [μ m] である。

結果：実験結果として、 $\theta = 0, 45$ [deg] それぞれの場合について、得られた荷重と変位の関係を Fig. 9 に示す。この結果から、それぞれの姿勢における剛性を求め、表として示す (Table 4)。実験結果より、 $\theta = 0$ [deg] の場合の剛性は平均で 27.95 [N/mm] であり、 $\theta = 45$ [deg] の場合は平均 26.93 [N/mm] であった。いずれの場合も、マニピュレータの屈曲角度が増すにつれ、剛性が増加する傾向が示された。また、 $\theta = 45$ [deg] の場合について、非屈曲時と屈曲時で比較的大きな剛性の変化が生じた。

考察：実験結果より、マニピュレータは非屈曲時と比較して、屈曲時に剛性が増加することが明らかになった。これはマニピュレータが、複合的にばね要素を系に含んでいるため、屈曲時の内部応力増加が剛性に作用したと考えられる。 $\theta = 45$ [deg] の場合について、その差がより大きく現れた。この現象はマニピュレータの機構学上、元来非屈曲時に変形しやすい方向であるため、この傾向がより顕著に現れたと考えられる。他の機構と比較した場合、例えばワイヤ機構を用いた場合は、ワイヤ張力により関節剛性を高める必要があるため、一般的に剛性を高めることが困難とされる。また、リンク機構では、先端部には関節部に生ずるガタ等が累積するため、同様に困難であると予測さ

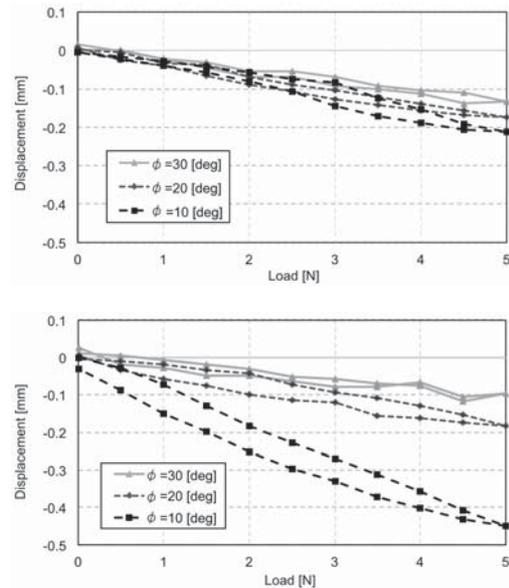


Fig. 9 Results of rigidity test (upper: $\theta = 0$ [deg], lower: $\theta = 45$ [deg])

Table 4 Measured rigidity [N/mm]

ϕ	$\theta = 0$ [deg]	$\theta = 45$ [deg]
± 10 [deg]	22.936	11.186
± 20 [deg]	27.023	27.397
± 30 [deg]	33.898	42.194

れる。本稿で提案する機構は、これら従来機構と異なり、ばね要素による機構内部応力の増加により剛性を高める効果が得られる。よって、本研究で提案するマニピュレータ剛性は、一般的な小型マニピュレータと比較して高いことが推察される。

6. 位置精度向上のための機構学モデリング

本章では、試作したマニピュレータについての位置精度評価結果をもとに、位置精度を向上するための機構学モデル改良手法について述べる。

6.1 ばね形状の補正

本マニピュレータの大きな特徴として、ばね要素を系に含んでいることが挙げられる。ばね形状は、長さ L_a 、一端の辺の長さ $R + D$ の円弧であることが機構学モデル内に設定されている。マニピュレータの屈曲に伴うばね変形のため、ばね形状が機構学モデル内の設定と異なっている場合、定常的誤差要因となることが考えられる。機構学モデルにおいて、モデル内で設定されるばね形状は、Fig. 2 に規定される座標系を用いて以下の式で与えられる。

$$(X - D)^2 + Z^2 = (R + D)^2 \quad (10)$$

一方、ばね形状の決定において、マニピュレータの屈曲回転中心と関係するばねの長さ L_a 、ばねの描く円弧の半径 $R + D$ は、以下の関係式で表される。

$$\phi(R + D) = L_a \quad (11)$$

これらのことから、 R を変更することにより、マニピュレータ

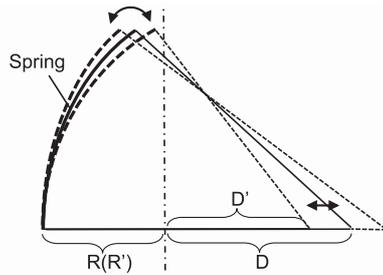


Fig. 10 Spring-shape control by varying R

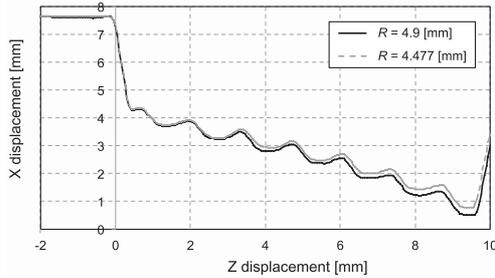


Fig. 11 Result of spring-shape measurement in varying R

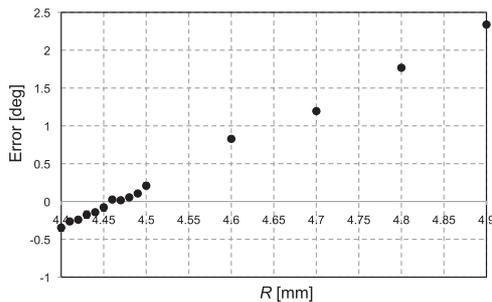


Fig. 12 Position error in varying R ($\theta = 0, \phi = \pm 30$ [deg])

の屈曲半径を見かけ上変化させ、ばねの形状を変更することが可能となる (Fig. 10). なお、試作機における R 初期値は、設計値より $R = 4.9$ [mm] である。

変形時のばね形状を観察するため、先の剛性評価実験と同様の手法により、レーザ変位計による測定実験を行った。 R を実験的に変化させた場合のばね形状を測定した結果を Fig. 11 に示す。ここでは一例として、 $\theta = 0$ [deg]、 $\phi = 30$ [deg] の場合について、 R を初期値である 4.9 [mm] の場合と、実験的に R を変更し、機構学モデルで規定される目標位置に最も近くなったときのばね形状 ($R = 4.477$ [mm]) を示す。この結果より、 R が変化することにより見かけ上の屈曲半径が減少し、結果としてばね形状を変化できることが示された。なお、ばね形状観察においては、オクルージョンの問題のため屈曲に対して外側のばねのみ観察可能である。また、ばねは溝を有した金属体であるために姿勢によっては表面に反射を生じる。よって、本構成によるばね形状測定には、ある程度の誤差を含んでいることを付記しておく。

6.2 パラメタ R の推定手法

R を変化させたときの位置精度について、位置精度評価実験

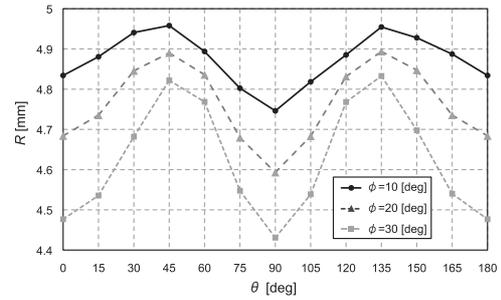


Fig. 13 Measurement of R in different θ and ϕ

Table 5 Average of position error using the proposed method [deg]

ϕ	$\theta = 0$ [deg]		$\theta = 90$ [deg]		$\theta = 45$ [deg]	
	NC	C	NC	C	NC	C
± 10 [deg]	0.321	-0.003	0.128	-0.036	-0.113	0.003
± 20 [deg]	0.988	0.018	0.865	-0.014	-0.114	-0.022
± 30 [deg]	2.751	-0.008	2.421	-0.007	0.443	0.005

NC: Non-compensated, C: Compensated

と同様の手法を用いて実験的に調べた。本実験では、屈曲方向 $\theta = 0$ [deg] とし、目標屈曲角度 ϕ を振幅 30 [deg] の sin 関数として入力した。このとき、 R を 4.4 から 4.9 [mm] の範囲で変化させたときの目標値に対する位置誤差を Fig. 12 に示す。実験結果より、 R が変化することにより、線形的に位置誤差が変化の様子が確認できる。本実験の条件下では、 $R = 4.477$ [mm] とすることで、平均位置誤差が測定上 0.003 [deg] となり、よって位置精度が向上した。さらに、マニピュレータの構造上、 θ 、 ϕ が変化した場合について、補正值 R が変動すると推察される。そこで、 θ を 0 から 180 [deg] まで 15 [deg] ごとに変化させ、また ϕ を振幅 10 、 20 、 30 [deg] の sin 関数としたすべての場合について、最も位置誤差が小さくなる R について求めた。実験結果を Fig. 13 に示す。結果より、 $\theta = 90$ [deg] を境として、ほぼ対称の補正值 R が得られた。この現象は、周上に 90 [deg] 等分にはばね-リンク機構が配置された本マニピュレータの特性を示していると考えられる。また、補正なしでも高い位置精度が得られた $\theta = 45$ [deg] 付近では、ほぼ元来の設計値である $R = 4.9$ [mm] に近い値が得られた。補正前と補正後の位置誤差を Table 5 に示す。この結果より、本研究で提案する位置精度補正手法により、位置精度が向上することが明らかになった。補正後の平均位置誤差は、 -0.007 [deg] である。ただし、本実験で使用した位置測定装置である Optotrak の位置分解能は 0.01 [mm] であり、約 0.03 [deg] と換算されることを改めて付記しておく。

6.3 マスタスレーブ制御における位置精度評価実験

本稿で提案するマニピュレータは、手術支援ロボットとしての応用を目的としている。この場合、マスタ・スレーブ制御でのリアルタイムに異なる目標位置が与えられる環境での動作が想定される。そこで、これまで得られた θ 、 ϕ それぞれに対する補正パラメタ R を補完的に求める手法について述べる。まず、 θ を 15 [deg] ごとに求めた結果から、三次のスプライン補完を行った結果を Fig. 14 (左) に示す。この結果から、 θ の

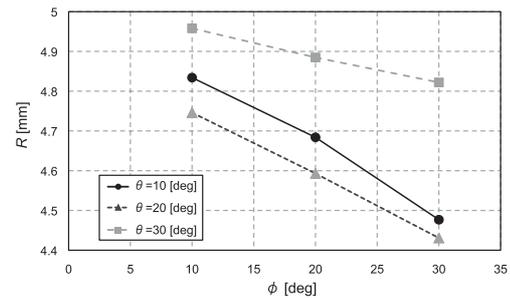
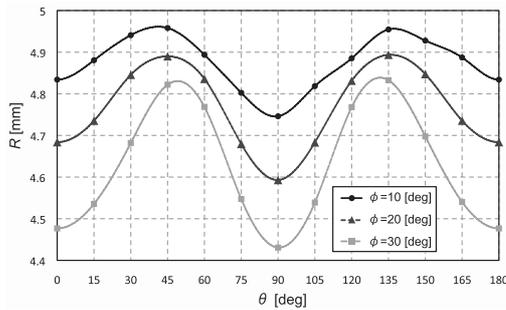


Fig. 14 Parameter estimation method using cubic spline interpolation (θ , left) and linear interpolation (ϕ , right)

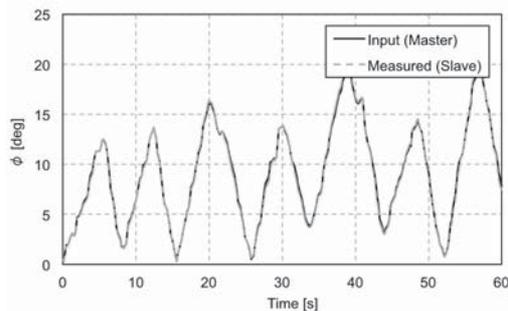


Fig. 15 Accuracy on master slave motion using the proposed compensation method

補完が良好に可能であることが分かる。さらに、Fig. 13 の結果から、 θ が変化した場合でも、 $\phi = 10, 20, 30$ [deg] 間の差はほぼ線形的に推移していることが観察される。代表的に Fig. 14 (右) に $\theta = 0, 45, 90$ [deg] の場合について、 R の推移を示す。この結果より、それぞれの補正值 R が線形的に変化していることが分かる。よって、 θ を三次スプライン補完し、また ϕ を線形補完することで、補正パラメータ R を逐次的に算出し、リアルタイムに機構学モデルへ適用することが可能となる。

提案する補完手法を制御器へ実装した場合について、評価実験を行った。実験条件として、2 自由度の回転動作を別途開発を行っているマスタデバイス [21] から入力し、エンコーダ値を目標位置として、マニピュレータを動作させた。操作に際して、動作速度を脳腫瘍へのアクセスを想定した最大 5 [mm/s] 程度とした。なお、本実験ではマスタデバイス、マニピュレータともに制御周期を 1 [kHz] とした。制御器間の通信周期は 500 [Hz] とした。マニピュレータの位置測定は、位置精度評価実験と同様の手法で行った。実験結果として、マニピュレータの目標位置と測定位置を Fig. 15 に示す。実験では、マニピュレータは観察される範囲で振動等なく、良好に入力に対して追従動作した。本実験結果より、平均位置誤差は 0.031 [deg] であった。これらのことから、マスタスレーブ制御に適用するための、 R を補完的に求める手法の有効性が明らかとなった。

7. おわりに

本研究では、剛体リンクとばねを複合したばね-リンク機構を考案し、これを応用した外殻型 2 自由度屈曲マニピュレータ

を開発した。開発したマニピュレータは、複数のばね要素を系に含み、それぞれが拮抗する方向に相互的に作用する点に特徴がある。本研究ではさらに、本マニピュレータを高い位置精度で動作させるための、位置精度補正手法を提案した。提案する手法では、ばねの柔軟な特性に着目し、機構学パラメータ R を変更することで見かけ上のマニピュレータ屈曲半径を変化させ、ばね形状を機構学モデルへ近づけている。補正手法なしでの位置評価実験では、目標ピーク値での誤差は最大で 2.751 [deg] 観察されたが、位置精度補正手法を導入したマスタスレーブ制御による評価実験では、平均位置誤差が 0.031 [deg] であった。また、剛性評価実験では平均 27.95 [N/mm] の剛性を有していることが明らかになった。この値は他のワイヤ、リンク機構を用いた小型マニピュレータと比較して、高い剛性であることが推察される。これらの評価実験から、開発したマニピュレータは設計仕様を満たすものであることが明らかになっている。加えて、マニピュレータ機構は従来の小型マニピュレータと比較して簡単な構造を有しているため、滅菌・洗浄性についても有利であると考えられる。

位置精度について、本稿では無負荷状態において位置精度評価を行っているが、内部に機器を搭載する場合には、その状態での校正が必要となる。しかしながら、実際に処置具として搭載が検討される樹脂製チューブ、2 本の直径 2 [mm] 程度の電気信号コード等を挿入して位置精度を確認したところ、ほぼ非装着時と同様の補正值 R 、位置精度がこれまでに得られている。また、操作対象物等から外力が加わった場合について、位置精度は悪化すると予測されるが、本マニピュレータが臓器等の比較的やわらかい組織を扱う点、また組織の硬さと比較して高い剛性を有していることから、実用上大きな問題とされないと考えられる。これらの点については将来的に、より剛性の高い器具等を内部へ搭載する、または硬い対象物を扱いながら位置決めが必要となる応用が見込まれる場合に、詳細な評価が必要となると考えられる。一方で動作速度について、当初想定した 5 [mm/s] より高速な動作が可能であることが、マスタスレーブ制御における実験により、定性的に明らかになっている。この場合の位置精度等についても今後評価を進め、新たな応用を検討したい。

ばね部 Ni-Ti 合金の疲労・破断に関する評価は、今後のさらなる検証が必要である。手術支援マニピュレータとして、万が一のばね部破断等によって周辺組織を傷つけることは、避けなければならない。本マニピュレータでは、ばね部外側に溝形状

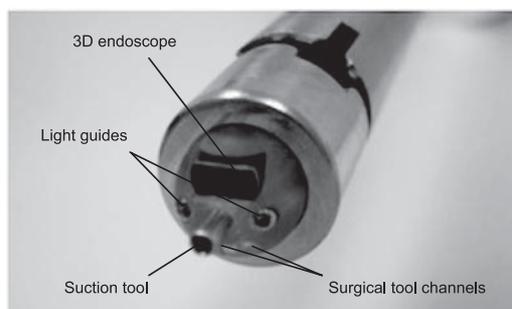


Fig. 16 Implementation of the proposed manipulator as a neurosurgical instrument

を施すことで、万が一の破断時にばねがマニピュレータ内側へ折れ曲がり破壊するように、構造的工夫を講じている。よって、マニピュレータ外周へ機械部品が突出する等により、周辺組織を傷つけるリスクを回避している。なお、本稿で報告した試作機は、これまでに数千回の屈曲動作試験を繰り返しているが、ばねの破断等は確認されていない。

本稿で提案するマニピュレータは、内部に処置具搭載のための空間を有し、また高精度・高剛性な機械的特質を有していることから、先進医療用途を初めとする応用が可能であると考えられる。特に、高位置精度が要求される定位脳手術等がその応用例として期待され、内部に立体内視鏡、ライトガイド、センサ内蔵型吸引管、腫瘍判別センサ等、様々な機器を搭載する脳神経外科用手術ツールとして応用するため、研究開発を行っている (Fig. 16) [20]。

謝辞 本研究の一部は NEDO 内視鏡下手術支援システムの研究開発事業 (P10003) により実施された。

参考文献

- [1] P.P. Pott, H.P. Scharf and M.L. Schwarz: "Today's state of the art in surgical robotics," *Computer Aided Surgery*, vol.10-2, pp.101-132, 2005.
- [2] G.S. Guthert and J.K. Salisbury: "The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application," *Proc. of Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.618-621, 2000.
- [3] K. Ikuta, K. Yamamoto and K. Sasaki: "Development of Remote Microsurgery Robot and New Surgical Procedure for Deep and Narrow Space," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.1103-1108, 2003.
- [4] 岸, 藤江, 橋爪, 佐久間, 土肥: "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", *日本ロボット学会誌*, vol.27, no.6, pp.652-660, 2009.
- [5] 神野: "腹腔鏡下手術支援用ロボット鉗子", *日本ロボット学会誌*, vol.22, no.4, pp.439-443, 2004.
- [6] T. Kawai, K. Kan, K. Hongo, K. Nishizawa, F. Tajima, M.G. Fujie, T. Dohi and K. Takakura: "Bipolar coagulation-capable microforceps," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol.24, issue 4, pp.57-62, 2005.
- [7] 芦田, 小林, 佐久間: "超弾性合金を用いた多自由度屈曲鉗子の開発", *日本コンピュータ外科学会大会誌*, 07(III)-12, 2007.
- [8] P. Dario, M.C. Carrozza, M. Marcacci, S. D'Atanasio, B. Magnani, O. Tonet and G. Megali: "A Novel Mechatronic Tool for Computer-Assisted Arthroscopy," *IEEE Trans. on Information Tech. in Biomedicine*, vol.4, no.1, pp.15-29, 2000.
- [9] K. Harada, Z. Bo, S. Enosawa, T. Chiba and M.G. Fujie: "Bending Laser Manipulator for Intrauterine Surgery and Viscoelastic Model of Fetal Rat Tissue," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.611-616, 2007.
- [10] J. Peirs, D. Reynaerts, H.V. Brussel, G.D. Gersem and H.W. Tang: "Design of an advanced tool guiding system for robotic surgery," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.2651-2656, 2003.
- [11] U. Seibold, B. Kubler and G. Hirzinger: "Prototype of Instrument for Minimally Invasive Surgery with 6-Axis Force Sensing Capability," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.498-503, 2005.
- [12] K. Xu and N. Simaan: "Actuation Compensation for Flexible Surgical Snake-like Robots with Redundant Remote Actuation," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.4148-4154, 2006.
- [13] F. V. Meer, A. Giraud, D. Esteve and X. Dollat: "A Disposable Plastic Compact Wrist for Smart Minimally Invasive Surgical Tools," *Proc. of IEEE/RSJ Int. Conf. of Intelligent Robots and Systems*, pp.3051-3056, 2005.
- [14] D. Azuma, J. Lee, K. Narumi and F. Arai: "Fabrication and Feedback Control of an Articulated Microarm," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.3073-3078, 2009.
- [15] A. Morita, S. Sora, M. Mitsuishi, S. Warisawa, K. Surman, D. Asai, J. Arata, S. Baba, H. Takahashi, R. Mochizuki and T. Kirino: "Microsurgical Robotic System For The Deep Surgical Field: Development of a Prototype and Feasibility Studies in Animal and Cadaveric Models," *J. of Neurosurgery*, vol.103, pp.320-327, 2005.
- [16] J.P. Merlet: "Optimal design for the micro parallel robot MIPS," *Proc. of IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, pp.1149-1154, 2002.
- [17] 千代田, 岡田, 中村: "三脚プラットフォーム型能動鉗子機構の開発", *日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会'03 講演論文集*, 2P2-2F-C7, 2003.
- [18] H. Yamashita, D. Kim, N. Hata and T. Dohi: "Multi-Slider Linkage Mechanism for Endoscopic Forceps Manipulator," *Proc. of IEEE/RSJ Intl. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp.2577-2582, 2003.
- [19] J. Arata, M. Mitsuishi, S. Warisawa, K. Tanaka, T. Yoshizawa and M. Hashizume: "Development of a Dexterous Minimally-Invasive Surgical System with Augmented Force Feedback Capability," *Proc. of IEEE/RSJ Intl. Conf. on Intelligent Robots and Systems*, pp.3738-3743, 2005.
- [20] J. Arata, Y. Tada, H. Kozuka, T. Wada, Y. Saito, N. Ikedo, Y. Hayashi, M. Fujii, Y. Kajita, M. Mizuno, T. Wakabayashi, J. Yoshida and H. Fujimoto: "Neurosurgical robotic system for brain tumor removal," *Int. J. CARS(2010) 5(Suppl 1): S110-111*, Jun. 2010.
- [21] J. Arata, N. Ikedo and H. Fujimoto: "A new multi-DOF haptic device using a redundant parallel mechanism," *EuroHaptics2010, Part I, LNCS 6191*, pp.57-64, 2010.
- [22] Virtual Motion 社製 DAFUL: <http://www.virtualmotion.co.kr/eng/> (2011年4月)
- [23] NDI 社製 Optotrak Certus: <http://www.ndigital.com/medical/certus.php> (2011年4月)
- [24] キーエンス社製 LJ-G080: http://www.keyence.co.jp/henni/laser_henni/lj-g/ (2011年4月)

**荒田純平 (Jumpei Arata)**

2004 年東京大学大学院産業機械工学専攻博士課程修了。山梨大学助手を経て 2006 年より名古屋工業大学助手、2007 年より同大学助教。2010 年 10 月～12 月までスイス連邦工科大学チューリッヒ校 (ETHZ) にて Guest Professor。遠隔手術支援システム、手術支援ロボット、力覚提示装置、パラレルメカニズム等の研究に従事。日本機械学会、日本コンピュータ外科学会、IEEE 各会員。
(日本ロボット学会正会員)

**齊藤善崇 (Yoshitaka Saito)**

2008 年 3 月名古屋工業大学機械工学科卒業。現在名古屋工業大学大学院工学研究科機能工学専攻博士前期課程在学中。医療工学に興味を持ち、手術ロボットに関する研究に従事。
(日本ロボット学会学生会員)

**藤本英雄 (Hideo Fujimoto)**

1970 年名古屋大学工学部機械工学科卒業。現在名古屋工業大学教授、理化学研究所研究員 (併任)。医学工学や感性の工学、ロボティクス等に興味を持つ。工学博士。ASME 最優秀論文賞等多数受賞。スケジューリング学会会長、SICE 常務理事、文科省科学技術学術審議会文化資源委員会委員。愛知県ものづくり人材育成協議会座長、SICE 中部支部支部長等歴任。日本機械学会フェロー・評議員。
(日本ロボット学会正会員)