DOUBLE-SCREW-DRIVE 機構を用いた
低侵襲手術用多自由度ロボット鉗子*石井千春^{*1}, 小林宏輔^{*2}
西谷要介^{*3}, 中荃隆^{*4}Double-Screw-Drive Mechanism Incorporated Multi-DOF
Robotic Forceps Manipulator for Minimally Invasive SurgeryChiharu ISHII^{*5}, Kosuke KOBAYASHI,
Yosuke NISHITANI and Takashi NAKAKUKI^{*5} Department of Mechanical Engineering, Hosei University,
3-7-2 Kajino-cho, Koganei-shi, Tokyo, 184-8584 Japan

This paper proposes a novel bending technique with a screw drive mechanism, which enables omni-directional bending motion by rotating two linkages, each consisting of a right-handed screw, a universal joint and a left-handed screw. We call this mechanism as double-screw-drive (DSD) mechanism. The DSD mechanism was applied to a robotic forceps manipulator for laparoscopic surgery. The DSD mechanism has three linkages, and opening and closing motions of a gripper are attained by rotating a third linkage. The developed DSD forceps manipulator realizes bending motion without using wires. Therefore, it has high rigidity, and it can bend 90 degrees in any arbitrary direction. Furthermore, in order to control the DSD forceps as a teleoperation system, joystick type manipulator was built and servo systems were constructed. Tracking control experiments as well as a lifting experiment for a pig's liver were executed. Experimental results showed that the required design specifications were fulfilled. Thus, the viability of the DSD forceps was demonstrated.

Key Words: Medical Assistance, Bending Mechanism, Robotic Forceps Manipulator, Motion Control, Minimally Invasive Surgery (MIS), Double-Screw-Drive Mechanism

1. 緒 言

腹腔鏡下外科手術に代表される低侵襲手術では、従来の開腹手術に比べて患者に与える負担を軽減することができる。しかし、腹腔内での手術器具の自由度、および作業領域が少ないため、実行できる操作が制限され、術者にとっては難しい手術となる。このため、ロボット技術を利用した手術支援ツールの発展が期待されている^①。なかでも、腹腔内で手指のように複雑な動作を実現できる多自由度鉗子の開発は重要な課題のひとつである。

従来の低侵襲手術用の多自由度鉗子は、ワイヤにより駆動するものが多い^{②④}。しかし、ワイヤは剛性および耐久性が低いため、鉗子の先端部まで効率よく駆動力を伝えることが困難である。また、ワイヤは洗浄性も悪い。剛性および洗浄性を向上させるために、屈曲部分にワイヤ以外の駆動方式を採用している多自由度鉗子も開発さ

れている。これらは大別すると水平方向と鉛直方向に独立に屈曲するタイプと全方位に屈曲するタイプに分けられる。独立に屈曲するタイプとしては、リンク駆動方式が挙げられる。山下ら^⑤は多節スライダ・リンク機構を用いた屈曲鉗子を開発している。これは、屈曲部分にはワイヤは使用していないが、把持部開閉にワイヤを使用している。多節スライダ・リンク式屈曲鉗子の屈曲角度は、評価実験結果より $\pm 80^\circ$ である。また、荒田ら^⑥は把持部開閉にもワイヤを使用しないリンク駆動式屈曲鉗子を開発している。この屈曲鉗子の屈曲角度の設定は $\pm 75^\circ$ である。一方、全方位屈曲タイプとしては、千代田ら^⑦が開発した三脚プラットフォーム型能動鉗子が挙げられる。これは高い剛性を持つが、屈曲角度が $40^\circ \sim 50^\circ$ しか得られず、構造上これ以上の屈曲角度を得ることは困難である。

本論文では、右ネジと左ネジとユニバーサルジョイントにより構成される2本の屈曲リンクの回転操作により屈曲動作を実現する多自由度鉗子を考案した。それゆえ、屈曲の駆動にワイヤを使用していないため、従来の多自由度鉗子に比べて高剛性で、かつ任意の方向に $-90^\circ \sim$

* 原稿受付 2010年2月18日。

^{*1} 正員, 法政大学理工学部 (〒184-8584 小金井市梶野町3-7-2)。^{*2} トヨタ自動車(株) (〒471-8571 豊田市トヨタ町1)。^{*3} 正員, 工学院大学工学部 (〒163-8677 東京都新宿区西新宿1-24-2)。^{*4} 工学院大学工学部。

E-mail: c-ishii@hosei.ac.jp

+90° の屈曲角度を実現できる。また、多自由度鉗子に要求される仕様を検証するために、製作した多自由度鉗子を用いて行った実験結果についても報告する。

2. 多自由度鉗子の構造

2・1 多自由度鉗子の仕様 本研究における多自由度鉗子の主な用途は、従来のストレート型の鉗子では到達できない臓器の奥での作業を可能にするため、臓器の圧排・持ち上げを行い、他の鉗子類の作業領域を確保することである。また、従来の鉗子としての機能も備えていなければならない。この開発目的に対する臨床的な観点から、多自由度鉗子には以下の仕様を満たすことが要求される。

仕様 (1) 鉗子の屈曲部および体内に挿入される部分の外径は $\phi 10\text{mm}$ 以下とする。これは、鉗子はトロカールを通して腹腔内に挿入され、トロカールの外径が $\phi 12\text{mm}$ であるためである。

仕様 (2) 鉗子屈曲部で負荷を持ち上げる屈曲力は 4N 以上でなければならない。これは肝臓の $1/3$ を持ち上げるために必要な力であり、肝臓の裏側の臓器を処置するときに必要となる。

仕様 (3) 鉗子屈曲部の動作範囲は、水平方向および鉛直方向ともに $-90^\circ \sim +90^\circ$ とする。これは、腹腔内という限られた作業空間で剥離や結紮などの手術に必要な操作を行う十分な自由度を確保するためである。また、臓器の圧排・持ち上げ作業を行う際にも、広い作業空間を確保できる。

2・2 屈曲部詳細 図1に開発した多自由度鉗子の屈曲部を示す。また、図1の破線で囲まれた部分の拡大図を図2に示す。

Fig. 1 DSD forceps

図2が屈曲部機構の1ブロックの構成となる。本論文では、図2の機構をDouble-Screw-Drive (DSD) 機構と記し、DSD機構を適用した多自由度鉗子をDSD鉗子と記す。ここで、部品①、②、③、④により構成されるリンクを“屈曲リンク”と呼び、部品①、⑥、⑧により構成されるリンクを“把持リンク”と呼ぶ。DSD機構は、プレート（図2における⑥、⑦

の部品）の中心から 6mm の位置に3本のリンクが 120° 刻みで垂直に配置されており、そのうち2本の屈曲リンクを回転させる操作のみで任意の方向の屈曲動作を行えるメカニズムであり、1本の把持リンクは把持部開閉の動力を伝えるリンクである。1つのブロックにもう1つ別のブロックが結合すると1関節が形成される。

A and B: Bending linkage, C: Grasping linkage

- ① Universal joint
- ② Right-handed hex-head cap screw
- ③ Spline with hex-head hole
- ④ Left-handed hex-head cap screw
- ⑤ Spline bearing
- ⑥ Plate with right-handed threaded hole
- ⑦ Plate with left-handed threaded hole
- ⑧ Spline shaft
- ⑨ Washer

Fig. 2 One module of DSD mechanism

Fig. 3 Principle of bending motion

2・3 屈曲原理 1つの関節の屈曲原理は図3に示される。この機構の注目すべき点は、屈曲リンクにおけ

るユニバーサルジョイントの一方には六角頭付左ネジ (図2における④) が取り付けられており, もう一方には六角頭付右ネジ (図2における②) が取り付けられている点である。つまり, ユニバーサルジョイントの両側は逆ネジになっている。

駆動部より伝わってきた回転は, 部品②, ①から別のブロックの部品④, ③へと順次屈曲リンクに伝えられていく。このとき, 部品③の内部は六角の通し穴となっているので, 部品②, ④のネジの六角頭が部品③の内部を移動しながら, 回転が伝えられる。図3左図において, ユニバーサルジョイントの上側 (先端部) は左ネジ, 下側 (末端部) は右ネジとなっているので, 屈曲リンクの回転によりネジとプレート (部品⑥, ⑦) の締結部の長さが変化し, 図3右図のように屈曲角度が生じる。例えば, 駆動部が屈曲リンクを時計方向に回転させた場合にはプレート⑥と⑦は互いに近づき, 反対方向に回転させた場合にはプレート⑥と⑦は互いに離れていく。このようにして屈曲動作が実現される。

ユニバーサルジョイントの仕様により, 1つのユニバーサルジョイントの許容屈曲角度は $-30^{\circ} \sim +30^{\circ}$ であるので, $-90^{\circ} \sim +90^{\circ}$ の屈曲角度を得るために, DSD鉗子の屈曲部は3関節により構成される。また, 1本の屈曲リンクにより1自由度の屈曲動作が達成され, 2本の屈曲リンクを使用し, これらの回転角度を調整することにより, 任意の方向の屈曲動作が達成される。3関節の構成による屈曲部の全長は, 把持部も含めて120mmである。

2・4 把持部 DSD鉗子の把持部開閉機構を図4に示す。把持リンクは屈曲には影響せず, 駆動部からの回転を把持部まで伝える。図4(a)に示すように, 把持リンクの先端にはネジが切っており, ナットを介して把持部の中心軸と連結している。また, ナットと中心軸は固定されている。つまり, ネジ駆動により把持リンクの回転は中心軸の並進運動に変換される。中心軸の先端には左右に突起が加工されており, この突起がジョーの根元に斜めに加工されたスリット内を移動することにより, ジョーの開閉動作を行う仕組みになっている (図4(b))。

2・5 駆動力の伝達 DSD鉗子の全体図を図5に示す。駆動部には, 3本のリンクに回転力を伝えるモーターが配置されている。2つのモーターは屈曲動作で, 残りのモーターは把持部開閉動作である。ロッドの内部には, 直径2mm, 長さ300mmの3本のシャフトがあり, 駆動部のモーターの回転を屈曲部の3本のリンクに

伝達している。

Fig. 4 Gripper

Fig. 5 Configuration of DSD forceps manipulator

3. 運動学と制御系の構成

3・1 DSD 鉗子の運動学 図3の様に1ブロックを真横から見た時, 3本のリンクのうち, リンク間が最も離れている2本のリンクの距離を $\bar{x}$ とする。3本のリンクは互いに 120° の間隔で直径6mmの円周上に配置されており, リンクの中心は1辺が $\approx 5.2\text{mm}$, 高さが4.5mmの正三角形を形成している。すなわち, 次式が成り立つ。

$$4.5 \leq \bar{x} \leq 5.2 \quad (1)$$

また, 図3の様に各ネジがプレート (部品⑥, ⑦) に対して垂直に移動した距離を $\bar{y}$ とすると, ユニバーサルジョイント両端のプレートにより形成される屈曲角度 σ は次式で表される。

$$\sigma = 2 \tan^{-1} \frac{\bar{y}}{\bar{x}} \quad (2)$$

屈曲部は3関節 (3ブロック) により構成されているので, DSD鉗子全体での屈曲角度 θ は次式で与えられる。

$$\theta = 3\sigma \quad (3)$$

ここで, (2) 式に $\sigma_{\max} = 30^{\circ}$, $\bar{x}_{\max} = 5.2\text{mm}$ を代入すると, $\bar{y}_{\max} \approx 1.4\text{mm}$ となり, 各ネジが各プレートに対して1.4mm移動すると, 3関節で $\pm 90^{\circ}$ の屈曲が得られることがわかる。これは, ピッチ

0.4mm の M2 並目ネジを用いた場合、屈曲リンクが 3.5 回転、すなわち 7π rad 回転することにより達成される。

同様に、把持部の開閉においては、中心軸のストローク 2.25mm でジョーが完全に閉じた状態から全開の状態に推移する。これは、ピッチ 0.25mm の M1 並目ネジを用いた場合、把持リンクが 9 回転、すなわち 18π rad 回転することにより達成される。

次に、任意の屈曲状態を実現するために必要な 2 本の屈曲リンクの回転角度を求める逆運動学問題を考える。DSD 機構屈曲部の最下部のプレートに、図 6 に示すような座標系を考える。プレートの中心と把持リンク中心を結ぶ方向を y 軸、プレート面内におけるその直角方向を x 軸とし、屈曲部が直立状態のときの屈曲部の中心軸を z 軸とする。 θ は z 軸からの屈曲部の屈曲角度であり、 ϕ は屈曲部を z 軸方向から見たときに、 y 軸と屈曲部の中心軸で形成される角度で、本論文ではこれを旋回角度と呼ぶ。

Fig. 6 Bending-Rotation coordinates

図 3 において、屈曲角度が θ のときにネジがプレートに対して移動した最大距離を $\bar{y}_{\max}(\theta)$ とする。このとき、ネジのピッチは 0.4mm であるので、屈曲角度が θ となるために必要な屈曲リンクの最大回転角度 $\lambda(\theta)$ は次式で与えられる。

$$\lambda(\theta) = 2\pi \frac{\bar{y}_{\max}(\theta)}{0.4} \quad (4)$$

(2) 式と (3) 式から、DSD 機構を 3 ブロック用いた場合、 $\bar{y}_{\max}(\theta)$ は次式となる。

$$\bar{y}_{\max}(\theta) = \bar{x}_{\max} \tan \frac{\sigma}{2} = 5.2 \tan \frac{\theta}{6} \quad (5)$$

ここで、 $\theta = \pi/2$ に固定し、 ϕ を $0 \sim 2\pi$ まで少しずつ変化させたときの屈曲リンクの移動距離 $\bar{y}(\theta)$ を測定したところ、屈曲リンク A は $-\pi/6$ 、屈曲リンク B は $\pi/6$ 、それぞれ位相がずれた余弦波を描いた。この幾何学的解析および (4) 式と (5) 式により、任意の屈曲角度 θ および旋回角度 ϕ を実現する、屈曲リンク A および B の回転角度 α および β は、それぞれ次式で与えられる。

$$\alpha = 26\pi \tan \frac{\theta}{6} \cos(\phi - \frac{\pi}{6}) \quad (6)$$

$$\beta = 26\pi \tan \frac{\theta}{6} \cos(\phi + \frac{\pi}{6}) \quad (7)$$

同様に、把持部の開閉を実現するために必要な把持リンクの回転角度を求める逆運動学問題を考える。次節で述べる遠隔操作マニピュレータの把持ハンドルの移動距離をリニアエンコーダにより測定し、対応する把持部の開閉距離に必要な把持リンクの回転角度を算出する。

遠隔操作マニピュレータの把持ハンドルを全開の状態から限界まで把握したときのリニアエンコーダの変位は 12mm であった。このとき、DSD 鉗子の把持部もジョーが全開の状態から完全に閉じた状態に推移する。これより、リニアエンコーダによる把持ハンドルの移動距離の測定値を d とすると、把持リンクの回転角度 γ は次式で与えられる。

$$\gamma = \frac{18\pi}{12} d \quad (8)$$

3・2 遠隔操作マニピュレータ 実際の作業状況を模擬し、DSD 鉗子を遠隔操作するため、既存のジョイスティックの軸に腹腔内手術で使用されている通常の鉗子を挿入し、屈曲、把持部開閉を遠隔操作できるマニピュレータを製作した。図 7 に示すように、ジョイスティックのポテンショメータにより屈曲に必要な角度（屈曲角度、旋回角度）を検出、リニアエンコーダにより把持部開閉操作を行うハンドル部の変位を検出している。

Fig. 7 Joy-stick type manipulator for remote control

3・3 制御系の詳細 屈曲操作においては、図 7 の遠隔操作マニピュレータのジョイスティックのポテンショメータによる測定値に基づき、目標となる DSD 鉗子屈曲部の姿勢 (θ, ϕ) を求め、(6)、(7) 式の逆運動学により、その姿勢を実現するために各屈曲リンクが必要な回転角度を算出する。ここで、屈曲リンク A の目標回転角度を α_{ref} 、屈曲リンク B の目標回転角度を β_{ref} とする。同様に、把持部開閉操作においても、リニアエンコーダにより測定された遠隔操作マニピュレータの把

持ハンドルの移動距離から、(8)式の逆運動学により、対応する距離の把持部の開閉を実現するために把持リンクに必要な目標回転角度 γ_{ref} を算出する。

α_{ref} , β_{ref} , γ_{ref} を目標回転角度として、エンコーダにより測定された各リンクの実際の回転角度 α_{en} , β_{en} , γ_{en} が目標値に追従するようにサーボ系を構成する。制御系にはPI制御を用い、コントローラゲインは遠隔操作マニピュレータの動作に DSD 鉗子の屈曲角度を追従させる追従制御実験を繰り返し、試行錯誤的に決定した。制御系のブロック線図を図8に示す。

Fig. 8 Control block diagram

制御系全体の概観図を図9に示す。制御用ボードはインテコ社製のPCIA04 I/O ボードを使用し、ホストコンピュータには富士通社製のCELSIUS N430を使用している。また、制御用ソフトウェアはMATLAB/SIMULINKを使用している。

Fig. 9 Control system

4. 仕様の検証

4・1 DSD 鉗子の製作 製作した DSD 鉗子の屈曲部を図10に示す。屈曲部の最大径およびロッドの径は $\phi 10\text{mm}$ である。これより、多自由度鉗子の仕様(1)を満たしている。先端部から対極の駆動部末端までの全長は535mmであり、全重量は900gである。本多自由度鉗子はロボットアームにより保持

され、遠隔操作されることを想定しており、この重量は許容範囲内である。

Fig. 10 Modified DSD forceps

生体適合性を満たすように、DSD 鉗子はステンレス鋼 SUS303 および SUS304 で製作されている。ユニバーサルジョイントは三好キカイ社製の直径 3mm のミニチュアジョイント (型式MDDS) を使用している。また、駆動モーターは FAULHABER 社製の DC マイクロモーター 1727U24C を使用した。

4・2 肝臓持ち上げ実験 仕様(2)のDSD鉗子の屈曲力を検証するために、水を入れたペットボトル(500g)を持ち上げる屈曲実験を行い、屈曲力が4N以上であることを確認した。さらに、実際の臨床を模擬し、図11に示すように屈曲動作により豚の肝臓を持ち上げる実験を行い、実際の臨床においても肝臓の約1/3程度を持ち上げることが可能であることを検証した。これより、多自由度鉗子の仕様(2)を満たすことを確認した。

Fig. 11 Lifting experiment for pig's liver

実際の臓器を用いて圧排・持ち上げを行ったところ、DSD 鉗子の自由度構成が有用であることが確認できた。これより、臓器の圧排・持ち上げ作業を目的とした多自由度鉗子として DSD 鉗子が臨床にも十分利用できると考える。

なお、現時点において、市販されている直径 3mm のユニバーサルジョイントで破壊荷重が最大のものを使用しており、これ以上の重さのものを持上げるためには、より高強度なユニバーサルジョイントの開発を待つ必要がある。

4・3 追従実験 仕様(3)の屈曲範囲を検証するために、3・3節の制御系を用いて、遠隔操作マニピュレータの動作に DSD 鉗子の屈曲角度を追従させる追従制御実験を行った。はじめに、DSD 鉗子の屈曲角度が 90° になるように、遠隔操作マニピュレータのジョイスティック

ク部に取り付けた鉗子（ジョイスティック鉗子）を最大に傾けた。次に、ジョイスティック鉗子を最大に傾けたまま、DSD 鉗子の先端が円軌道を描くようにジョイスティック鉗子を 360° 旋回させた。このとき、DSD 鉗子の先端はジョイスティック鉗子の動きに追従し、実際に円軌道を描いた。各屈曲リンクにおける実験結果を図 12、図 13 に示す。

Fig. 12 Experimental results of bending linkage A

Fig. 13 Experimental results of bending linkage B

実験結果における各屈曲リンクの実際の回転角度から (6), (7) 式を用いて DSD 鉗子の屈曲角度 θ と旋回角度 ϕ を逆算した結果を図 14, 図 15 に示す。

Fig. 14 Results of bending angle θ

図 14, 図 15 より、屈曲角度 θ が $\pi/2$ rad (90°) を維持したまま、旋回角度 ϕ が 0 rad $\sim 2\pi$ rad ($0^\circ \sim 360^\circ$) 旋回していることがわかる。これより、多自由度鉗子の仕様 (3) を満たすことを確認した。図 14 において、屈曲角度 θ が $\pi/2$ rad を中心に若干変動しているが、これは遠隔操作マニピュレータを手動で操作しているためである。

Fig. 15 Results of rotation angle ϕ

さらに、把持開閉動作に対する検証も行った。遠隔操作マニピュレータの把持ハンドルを閉じた状態から最大まで開き、その後また閉じる一連の動作を行った。このとき、DSD 鉗子の把持部も閉じた状態から最大まで開き、再び閉じた状態に戻ることが確認された。把持リンクにおける実験結果を図 16 に示す。

Fig. 16 Experimental results of grasping linkage C

4・4 精度の検証 DSD 鉗子先端位置の精度を評価するために、直径 40mm の円軌道に 8s で DSD 鉗子の先端を追従させる制御実験を行った。制御器には 4・3 節と同じ PI 制御を用い、DSD 鉗子先端の動きをカメラで撮影し、先端位置の推移を記録した。実験結果を図 17 に示す。最大で 4mm の追従誤差が生じた。先端位置の精度を劣化させている原因として、以下の 3 点が考えられる。

(a) 鉗子屈曲部におけるガタ

製作した DSD 鉗子において、屈曲部先端に最大 $\pm 4^\circ$ の構造的なガタが発生した。この主な原因として次の 3 つの要因が挙げられる。

i) ユニバーサルジョイントには円滑に動力が伝えられるように、ジョイント部にガタが存在し、DSD 機構の関節の積み重ねによりガタが累積してしまった。

ii) 屈曲部の部品の加工精度の甘さにより、組立精度が悪く、組立てた状態において部品間に微小な位置ずれが生じてしまった。

iii) 屈曲部において、ネジ山とネジ穴のクリアランスにより、バックラッシュが生じてしまった。

(b) ロッド内部のシャフトのねじれ

駆動部のモーターの回転を屈曲部の3本のリンクに伝達する直径2mmのシャフトに、動力を伝達する際に生じるねじれの影響である。

(c) 制御器による追従誤差

追従制御に用いた制御器による追従誤差の影響である。

Fig. 17 Experimental result for tracing a circular orbit

4・5 剛性の検証 DSD 鉗子は、屈曲の駆動にワイヤを使用していないため、従来の多自由度鉗子に比べて高剛性であると考えられる。この点を検証するために、次のような測定と解析を行った。

DSD 鉗子は、駆動部から屈曲部への動力の伝達に、従来の多自由度鉗子で用いられているワイヤの代わりに、直径 $\delta = 2\text{mm}$ 、長さ $l = 300\text{mm}$ のシャフトを用いている。そこで、動力を伝達する際にシャフトに生じるねじれが、屈曲角度に与える影響を算出する。鉗子の先端に負荷をかけない状態で、多端のシャフト端に徐々にねじりトルクを加えていき、シャフトが回転を始めたときのトルクの値を測定する。ここで、シャフトが回転を始めたときのトルク値によりシャフトにねじれが生じるものとし、ねじりトルク T_m を測定したところ、 $T_m = 8.66 \times 10^{-3} \text{ Nm}$ であった。シャフトのねじり角 φ は次式で与えられる。

$$\varphi = \frac{T_m l}{G I_p} = \frac{32 l}{\pi \delta^4} \cdot \frac{T_m}{G} \quad (9)$$

ここで、 I_p は断面二次極モーメント、 G は横弾性係数である。

シャフトの素材は SUS304 であり、 $G = 73.7 \times 10^9 \text{ N/m}^2$ である。これらの数値を (9) 式に代入すると、 $\varphi = 2.24 \times 10^{-2} \text{ rad}$ が得られる。シャフト

が 3.5 回転することにより鉗子の屈曲角度が 90° となるので、これよりシャフトのねじれが屈曲角度に与える影響は $9.18 \times 10^{-2}^\circ$ と算出される。

比較のための参考として、五藤ら⁸⁾はワイヤ駆動型の多自由度鉗子を用いて、鉗子の屈曲角度の位置追従実験を行い、ワイヤの伸びおよび駆動抵抗が存在する下で、目標屈曲角度 90° に対して約 10° の追従誤差が生じている実験結果を報告している。これより、ワイヤ駆動型多自由度鉗子に比べて、DSD 鉗子では駆動系が屈曲に与える影響が極めて小さく、高剛性であるといえる。

さらに、鉗子の先端部に負荷がかかった場合の剛性を調べるために、DSD 鉗子を水平にした状態で、図 5 における駆動部を固定し、鉗子先端に 500g の水の入ったペットボトルを負荷として吊るし、先端の鉛直方向の移動量を測定した。その結果、先端が 6mm 移動した。また、水平状態を 0° として、屈曲部の屈曲角度を鉛直上向きに 30° 、 60° 、 90° 屈曲させた状態においても同様の測定を行ったところ、いずれも先端の移動量は 6mm であった。これは、負荷によるロッドのたわみと屈曲部のたわみによるものと考えられる。

そこで、屈曲部だけのたわみを調べるために、屈曲部の根元を固定して、多端に 500g のペットボトルを吊るし、先端の移動量を測定したところ、移動量は 2mm であった。これより、本多自由度鉗子の用途である臓器の圧排・持ち上げ作業は十分に行える範囲であり、負荷がかかった状態においても DSD 鉗子が高い剛性を有しているといえる。

5. 考 察

5・1 DSD 鉗子の特徴 4・4 節で述べたように、製作した DSD 鉗子において、屈曲部先端に最大 $\pm 4^\circ$ の構造的なガタが発生した。本多自由度鉗子の用途である、臓器の圧排・持ち上げ作業に対しては影響が現れず、違和感なく操作することができたが、精密さを要する縫合作業を行わせるには、ガタを減少させる必要がある。これは屈曲部全長を短くし、屈曲部構成部品の寸法公差を厳しくして、屈曲部の組立精度を向上させることにより改善できる。また、先端部の回転自由度が必要な場合には、2 本の屈曲軸と協調させて鉗子全体を回転させることにより先端の回転を実現できる。

先端が屈曲する鉗子としては、手動型のオジギ鉗子が存在するが、オジギ鉗子は把持、剥離、ステープルが主な用途であり、臓器の持ち上げ作業を行うようには設計されていない。著者の知る限りでは、DSD 鉗子のように持ち上げる力が 4N 以上で、肝臓の 1/3 を持ち上げることのできるオジギ鉗子はない。

また、近年特に美容性を配慮した低侵襲手術として、単孔式内視鏡手術が注目され、導入されている。単孔式内視鏡手術では、一般に内視鏡と2本の鉗子を1箇所の切開孔から挿入して手術を行うため、術後に極めて傷跡が目立たないという美容的利点がある。しかしながら、同一の孔から複数の手術器具を挿入するので、術具同士の干渉、および作業空間がより制限されるなどの問題が生じる。そのため、通常は切開孔で2本のオジギ鉗子を交差させ、それぞれのオジギ鉗子を90°屈曲させた状態で手術が行われている。このため、鉗子の操作が左右逆になり、術具操作が困難となり、医師の負担が大きく、熟練が必要とされる。

これに対して、屈曲角度が±90°であるDSD鉗子を2台用いたマスタ・スレイブ型の手術支援ロボットシステムを構築することにより、将来的に単孔式内視鏡手術が遠隔操作により実施できると考えられる。さらに、DSD鉗子の運動学を反映した適当な写像を用いて、左右の鉗子の操作を入れ替えて制御することにより、実際に作業を行うDSD鉗子が鏡筒内で交差していても、術者はその操作を左の鉗子は左手で、右の鉗子は右手で操作することが可能となり、医師の負担を軽減することが可能となる。単孔式内視鏡手術における適用性についてもDSD鉗子が臨床上に有意な点の1つであるといえる。

さらに、従来の屈曲部の駆動にワイヤを用いている多自由度鉗子では、臓器を持ち上げたときに、屈曲姿勢を維持するために駆動力を与え続けなければならないが、DSD鉗子は屈曲動作がネジ駆動で行われるため剛性が高く、屈曲姿勢の維持に駆動力を与え続ける必要もない。またこれにより、アクチュエータであるモーターの発熱を防ぐことができる。これらの点もDSD鉗子の特徴の1つである。

本論文で提案した屈曲機構は、多自由度鉗子に限定されず、パワーショベル等の土木建築用機械、多指ロボット、原子炉や人工衛星に対する作業を行うマニピュレータなど、各種の分野のマニピュレータに適用することができまる。石井ら⁹⁾は、本屈曲機構を搭載した3指のロボットハンドを用いて、指先の軌道制御によりペットボトルのキャップの開閉を行っている。

5.2 洗浄方法および滅菌・消毒 DSD鉗子では屈曲機構にネジを用いているため、洗浄方法および滅菌・消毒が問題視されるかもしれない。DSD鉗子は柔軟性のあるカバーで屈曲部を覆った状態での使用を想定しているが、安全性を優先し、医学的見地から、DSD鉗子の洗浄方法および滅菌・消毒方法を定めておくことは重要である。通常の手術器具の洗浄工程および滅菌・消毒工程を踏襲して、以下のように定める。

1. 使用済みのDSD鉗子をグルタールアルデヒド2%溶液に浸漬する。

2. 流水下で洗浄、またはブラシの素材が珪酸タンパク質の汚れを吸着してくれる繊維・フェルト状のブラシを用いたブラッシング洗浄を行う。

3. ブラッシングの行き届かないネジ山の隙間、スプライン内、ユニバーサルジョイント、鉗子起立溝などに付着した汚れを取り除くために、例えば加水分解作用のある低泡性のインスルネットEZを使用して洗浄液を作り、浸漬洗浄する。洗浄液は、インスルネットEZ50ccに対して、水または温水6リットル(120倍の割合)で希釈して作る。その後、超音波洗浄器を使用し、温水の場合は2～5分、水の場合は10～15分器具を洗浄する。また、真空超音波洗浄装置を用いると、溶存気体が液中から抜け出し、DSD機構内に残った気泡も取り出され、精密洗浄が可能になる。

4. 薬剤を除去するため、流水下で水洗いを行う。

5. 高水準消毒剤のGA(グルタール)を用いて消毒する。このとき、鉗子の屈曲部を動かしながら、消毒液がまんべんなくDSD鉗子の機構内部に浸漬するように消毒を行う。水道水は不純物を多く含んでいる場合があるので、消毒には精製水を使用する。その後、オートクレーブ(高圧蒸気滅菌)を使用して滅菌する。このとき、DSD機構のネジの締結部分の滅菌は、鉗子を直線状態で一度滅菌した後、鉗子を屈曲させて直線状態のときに締結されていた部分を露出させてから滅菌する。

6. 自然乾燥以外に、70%イソプロピルアルコールや70%エタノールを通し、送気で乾燥させるアルコール乾燥を行う。2%GAによる10分間の消毒後にアルコール乾燥を追加することで、結核菌などの抗酸菌に対しても効果が期待できる。

汚れの程度に応じて、2～4の工程を複数回繰り返す。上記の洗浄工程および滅菌・消毒工程を制定することにより、DSD鉗子の滅菌・消毒が達成できると考える。

6. 結 論

本論文では、屈曲部の駆動にワイヤを用いている従来の多自由度ロボット鉗子の欠点を補う、新しい屈曲機構を搭載した多自由度ロボット鉗子を提案した。また、円軌道追従実験と、実際の臨床現場を模擬して豚の肝臓を用いて行った臓器の持ち上げ実験により、提案したロボット鉗子が多自由度鉗子に要求される仕様を満たしていることを実験的に検証した。これより、臓器の圧排・持ち上げ作業を目的とした多自由度鉗子としてDSD鉗子が臨床にも十分利用できると考える。

なお、本研究の成果の一部は、科学研究費（若手研究 (B)：課題番号 17760212）の助成による。

文 献

- (1) Taylor, R. H., Lavallée, S., Burdea, G. S. and Mösges, R., Eds., *Computer-Integrated Surgery -Technology and Clinical Applications-*, (1995), Cambridge, MA: MIT Press.
- (2) Taylor, R. H. and Stoianovici, D., Medical Robotics in Computer-Integrated Surgery, *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol.19, No.5, (2003), pp.765-781.
- (3) Ikuta, K., Higashikawa, F. and Shimoya, K., Study on High Performance Hyper Endoscope for Minimal Invasive Surgery (1st Report) Active assist multi-link forceps driven by decoupled wire drive, *Proceedings of the 16th Annual Conference of the Robotics Society of Japan* (in Japanese), (1998), pp.1079-1080.
- (4) Nakamura, R., Oura, T., Kobayashi, E., Sakuma, I., Dohi, T., Yahagi, N., Tsuji, T., Shimada, M. and Hashizume, M., Multi-DOF Forceps Manipulator System for Laparoscopic Surgery - Mechanism miniaturized & Evaluation of New Interface -, *Proceedings of the 4th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, (2000), pp.606-613.
- (5) Yamashita, H., Kim, D., Hata, N. and Dohi, T., A Handheld Laparoscopic Forceps Manipulator using Multi-Slider Mechanism, *Journal of Japan Society of Computer Aided Surgery* (in Japanese), 5(4), (2004), pp.421-427.
- (6) Arata, J., Mitsuishi, M., Warisawa, S. and Hashizume, M., Development of a Dexterous Minimally-Invasive Surgical System with Augmented Force Feedback Capability, *Proceedings of the 2005 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, (2005), pp.3207-3212.
- (7) Chiyoda, S., Okada, M. and Nakamura, Y., Development of the Tripodal Platform Active Forceps, *Proceedings of the 20th Annual Conference of the Robotics Society of Japan* (in Japanese), (2002).
- (8) Goto, H., Hirota, K., Hasegawa, M. and Ikuta, K., Hyper Finger for Remote Minimally Invasive Surgery in Deep Area (10th Report) Resistance Compensation Algorithm in Improving Position Tracking, *Journal of Japan Society of Computer Aided Surgery* (in Japanese), Vol.10, No.3, (2008), pp.437-438.
- (9) Ishii, C., Nishitani, Y. and Hashimoto, H., Robotic Hand with a New Bending Mechanism, *Proceedings of the 2009 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, (2009), pp.32-36.