バイポーラコアギュレータを有する 細径 2 自由度屈曲マニピュレータの開発

Development of a Miniature 2-DOFs Bending Manipulator with Bipolar Coagulator

山下紘正 (学生会員)^{a*}, 松宮 潔^a, 正宗 賢^a, 小林英津子^b, 佐久間一郎^b, 廖 洪恩^b,
橋爪 誠^c, 土肥健純^a

^a東京大学大学院情報理工学系研究科

^b東京大学大学院工学系研究科

^c九州大学大学院医学研究院

Hiromasa Yamashita^a, Kiyoshi Matsumiya^a, Ken Masamune^a, Etsuko Kobayashi^b, Ichiro Sakuma^b,
Hongen Liao^b, Makoto Hashizume^c, Takeyoshi Dohi^a

^aGraduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo

^bGraduate School of Engineering, The University of Tokyo

^cGraduate School of Medical Sciences, Kyushu University

Abstract

We developed a miniature 2-DOFs bending manipulator of 5-mm diameter for laparoscopic surgery. Bending directions of the mechanism are perpendicular and the mechanisms are controllable respectively. A new wire-connected linkage-driven bending mechanism is built in the manipulator to drive rotate joints for 2-DOFs motion. This manipulator has a central channel of 1.3-mm diameter to drive a pair of blades with electrodes as the tip-side bipolar-coagulator. Surgeons control the manipulator with a grip-type interface in one hand. In mechanical performance evaluations, bending angle was maximum 153.9 degrees (from -71.6 to 82.3 degrees) with positioning reproducibility of maximum 0.7 mm. About generated force, holding force of bending mechanism was more than 1.82 N, and grasping force by a pair of blades was maximum 3.70 N. In vivo experiment using a pig (38 kg, male) with laparoscopy, we evaluated whether the manipulator performed as a suitable bipolar coagulator for practical clinical use. We were able to coagulate living tissues and occlude blood vessels on the mesentery completely. In conclusion, our new bending mechanism is useful for miniaturization of the laparoscopic manipulator with the simple structure and high mechanical performance.

Key words

Wire-connected bending mechanism, Linkage-driven, Laparoscopic surgery.

1. はじめに

腹腔鏡下手術を低侵襲に行なうためには、腹腔内に

挿入する手術器具の細径化・多自由度化が重要である。細径化によって切開創が小さくて済み、また、患部以外の部位への余計な接触を避けることができる。また、多自由度化によつては、手術操作にとって最適な方向から患部へアプローチできるようになる。

細径化には構成要素の小型化が有効であるが、術具の耐久性の低下を防ぐためにはさらに構造・機構の簡素化が必要である。しかし多自由度化、特に屈曲機構

*現・国立成育医療センター特殊診療部

〒157-8535 東京都世田谷区大蔵2-10-1

yamashita-h@ymail.plala.or.jp

受付2006年11月13日；採択2007年7月23日

の搭載には、関節の数だけ動力伝達要素が必要となり、また、複雑な機構が必要となる。

多自由度化,特に屈曲2自由度の実現手段に注目すると、(1)モータなどを直接搭載するもの、(2)形状記憶合金を組み込むもの¹⁾²⁾、(3)水圧装置を利用したもの³⁾⁴⁾、(4)ガス圧を利用したもの⁵⁾、(5)ワイヤ機構を利用したもの⁶⁾⁹⁾、(6)リンク機構を利用したもの¹⁰⁾¹⁴⁾など、多岐に渡る。(1)は高速度・高トルク・高応答など制御性に富むが、サイズや重量が大きくなり、また洗浄や滅菌は難しい。(2)は微小な屈曲動作や複数の自由度の付加が可能だが、素早い動作には不向きである。(3)は大きな発生力と高い位置決め精度が得られるが、セッティングの煩雑さや流体の漏れ対策が必要となる。(4)はセッティングが容易であり高速の駆動が可能だが、高精度の位置決めは難しい。(5)は細径の手術用マニピュレータの駆動方法として典型的に用いられる。動力伝達要素が細いワイヤロープであるため、多自由度化に適し、小型化も行ないやすいが、一方でワイヤロープ自身の伸びや破断など、耐久性に問題がある。(6)は動力伝達要素が剛体であるため、高い再現性・精度・制御性や大きな発生力など、高い機械的性能を実現できるが、小型化や充分なチャネルの確保は困難である。これらは一長一短であるが、特にワイヤ機構とリンク機構に注目すると、互いの長所と短所が相補的な関係となっていると考えられる。

そこで本研究では、ワイヤ機構とリンク機構の長所

Fig. 1 Wire-connected mechanism for a 1-DOF bending from -90 to 90 degrees. Base-frame and End-frame are connected by an intermediate Connective-frame and a pair of wire-ropes is crossing at the center of Connective-frame. These Connective wire-ropes work as a mechanical gear between Base-frame and End-frame for a slip-less rotation. When End-frame rotates the clockwise, Connective wire-rope "A" prevents End-frame from slip against Base-frame. Reversely when End-frame rotates counter-clockwise, Connective wire-rope "B" prevents the slip.

を融合することで、細径化と多自由度化の基本となる2自由度の屈曲を同時に満たす新たな駆動方法を考案した。細径化については一般の腹腔鏡下手術で用いられる5 mmトロッカーに通すことを考え、5.0 mmのマニピュレータ外径を目標とした。自由度については、マニピュレータとして最も基本的な、上下左右2方向への屈曲自由度(2自由度)を持たせた。なお軸周りの回転自由度等も考えられるが、本研究では屈曲自由度の実現を優先し、開発を行なった。エンドエフェクタとしては腹腔鏡下手術で頻繁に用いられるアプリケーションの1つとして、バイポーラコアギュレータを搭載した。腹腔内での治療や血管処理を効率的に行なうためには、必要な箇所のみを挟み通電できること、すなわちエンドエフェクタの方向を自由に操作できることが重要となる。また、開発した2自由度の屈曲機構を組み込んだバイポーラコアギュレータの機械的性能評価と、*in vivo*実験により臨床に近い環境下での使用感評価を行ない、有用性の検討を行なったので報告する。

2. 細径屈曲機構

2.1 1自由度屈曲機構

本研究で開発したマニピュレータは外径 5.0 mmと小型であり、屈曲機構に割り当てることができるスペースは非常に限られる。そこで先行研究による屈曲機構¹²⁾¹³⁾と比較して単純な形状で、かつ少ない構成要素により、1 自由度あたり $\pm 90^\circ$ の屈曲が可能な細径屈曲機構を考案した。

本屈曲機構は **Fig. 1** に示すように、Base-frame, Connective-frame, End-frame の3つの円筒状フレームで構成される。Base-frame と End-frame は、中間の Connective-frame によって2つの回転軸で連結される。

Fig. 2 Wire-connected linkage-driven bending mechanism. The two link-bars drives the joint motion. Connective-frame rotates from -45 to 45 degrees and accordingly, End-frame rotates from -90 to 90 degrees.

フレーム内部では、2本の Connective wire-rope が Connective-frame の中間点で交差しつつ、Base-frame と End-frame を連結している。Connective-frame が Base-frame に対して回転すると、End-frame は2本の Connective wire-rope によって回転力が伝えられ回転する。このとき Base-frame に対する Connective-frame の回転角度と Connective-frame に対する End-frame の回転角度は等しい。したがって End-frame は Base-frame に対して、Connective-frame の2倍の回転角度を得ることができる。Connective wire-rope A は紙面に対して End-frame を時計回りに回転させる場合に、反時計回りに滑るのを防ぐ。Connective wire-rope B は紙面に対して End-frame 反時計回りに回転させる場合に、時計回りに滑るのを防ぐ。Connective-frame への駆動力の伝達には Fig. 2 に示すような Link-bar で構成されたリンク機構を用いる。Link-bar を前後にスライドさせると、Connective-frame は $\pm 45^\circ$ の範囲で回転する。このとき前述の Connective wire-rope の機構によって、End-frame が $\pm 90^\circ$ の範囲で回転する。

2.2 2自由度屈曲機構

前節で示した1自由度屈曲機構を2つ、互いの屈曲方向が直交するよう前後1列に連結し、2自由度屈曲機構

を構成した。本屈曲機構は Fig. 3 に示すように5つの筒状のフレーム (Fig. 3 内 Frame1~Frame5) とリンク機構を有する。先端側の屈曲自由度を左右方向への屈曲に、根元側の屈曲自由度を上下方向への屈曲に割り当てる。先端にはエンドエフェクタとしてバイポーラコアギュレータを搭載する。先端側の屈曲機構は Frame1~3 で構成され、前節の Connective-Frame に該当する Frame2 に Link-bar が連結される。根元側の屈曲機構は Frame3~5 で構成され、Frame4 にリンクが連結される。Frame3 を境にして屈曲方向が異なるので、それぞれの屈曲機構は若干異なる機構を有する。先端側の屈曲機構を駆動させるリンク機構は5つの要素で構成される。5つの要素のうち、Frame3 の内部をスライドする部分には、2軸回転可能な特殊な形状のジョイント (Two-axes rotational joint) を使用する。このジョイントの前後で Link-bar の回転方向が 90° 異なり、根元側の屈曲機構が曲がっていても駆動力を伝えることができる。根元側の屈曲機構を駆動させるリンク機構は、Fig. 2 で示した通り2本の Link-bar で構成され、アクチュエータに連結される。Fig. 4 に示すように、2本の Link-bar を独立に前後方向へスライドさせることで、上下方向の屈曲動作と左右方向の屈曲動作を組み

Fig. 3 The architecture of 2-DOFs bending mechanism consists of five outer frames and two inner links. The bending directions of the tip-side bending mechanism and the base-side bending mechanism are perpendicular. Linkage to drive the base-side bending mechanism consists of two link-bars as shown in Fig. 2. The linkage to drive the tip-side bending mechanism consists of five link-bars including a two-axes rotational joint. This joint transmits driving force to the tip-side bending mechanism through the base-side bending mechanism. Link-bars for the tip-side and the base-side bending are connected to actuators. In this figure, the connective wire-ropes are not shown.

Fig. 4 Various bending pose of the manipulation. (A): The tip-side angle is 90 degrees and the base-side angle is 90 degrees. (B): The tip-side angle is -90 degrees and the base-side angle is 90 degrees. (C): The tip-side angle is 90 degrees and the base-side angle is -90 degrees. (D): The tip-side angle is -90 degrees and the base-side angle is -90 degrees. The tip-side bending is accompanied by the action of the two-axes rotational joint in Frame3 between the tip-side and the base-side bending mechanisms.

合わせることができる。マニピュレータ先端の屈曲方向は、2本のLink-barの変位量により一意的に決定される。

また、2自由度屈曲機構におけるConnective wire-ropeの配置は、**Fig. 5 (A)**に示すように各屈曲自由度で若干異なる。先端側の屈曲機構内部のConnective wire-ropeの配置はFig. 1で示したものと同一である。一方、根元側の屈曲機構は、Frame4の長さが長いので、Base-frameにあたるFrame5とEnd-frameにあたるFrame3はFig. 1に示すように接してはいない。そこでFrame5とFrame3の間に4つのガイドプリーを介して2本のConnective wire-ropeを配置する。なお、Frame4の長さは、2本のリンク機構が互いに干渉しない最短の長さとなっている。また、**Fig. 5 (B)**に根元側屈曲機構におけるConnective wire-ropeの動きを示す。

3. 細径2自由度屈曲マニピュレータ

本マニピュレータは5つの部分で構成される(**Fig. 6**)。1つ目はエンドエフェクタとしてバイポーラコアギュレータを搭載した先端の2自由度屈曲部分、2つ目はリンク機構を駆動するためのアクチュエータを備えた直動ユニット、3つ目はグリップ式の操作インタフェース、4つ目はアクチュエータ制御用の計算機ユニット、5つ目はバイポーラコアギュレータ用ジェネレータである。マニピュレータの重量は、2自由度屈曲部分・直動ユニット・操作インタフェースで合計657gである。

バイポーラコアギュレータを搭載したマニピュレータの先端部は、ほぼすべての機構部品をステンレス(SUS304)で構成しており、洗浄とオートクレーブによる滅菌作業への対応を図った。

3.1 バイポーラコアギュレータ

マニピュレータの先端部に搭載したバイポーラコアギュレータの構造を**Fig. 7 (A)**に示す。通電用の電極(タングステン製)は2枚の絶縁性Bipolar-blade (PEEK製)に埋め込まれている。電極の形状と配列は、先行研究¹⁵⁾¹⁶⁾や、現在実際に臨床で使用されている機器¹⁷⁾を参考にし、 $1.0 \times 8.0 \times 0.15 \text{ mm}$ とした。2つの電極を0.5 mm間隔で並列させることで、血管の閉塞性を高めることをねらっている。

Bipolar-bladeはそれぞれBlade-pulleyと直結され、3枚のGuide-pulleyを介して1本のワイヤロープの押し引きにより駆動される(**Fig. 7 (B)**)。ワイヤロープは2枚のBlade-pulley上の1点でそれぞれ固定され、滑りの無いワイヤ機構を実現している。ワイヤロープと通電用ケーブルはセンタチャネルを通り、フレームの外

Fig. 5 (A): Connective wire-ropes' paths in 2-DOFs bending mechanism. In the tip-side bending mechanism, their path is same as shown in Fig. 1. The base-side bending mechanism has a little arranged path with intermediate four guide-pulleys, because the length of Frame4 is longer than Frame2. **(B):** Detail of the connective wire-rope paths in the base-side bending mechanism in Frame4.

部には露出しない (Fig. 8). また、電極と Bipolar-blade は交換可能とした。

3.2 直動ユニット

直動ユニット (Fig. 6, Linear-drive Unit) は、アクチュエータ (Minimotor SA, Croglio, Switzerland, Brushless DC-Servomotor Series 1628 024 B), リニアセンサ (Alps Electric Co., Ltd., Tokyo, Japan, Compact Slide Potentiometer RD7097), リニアガイド (Nippon Thompson Co., Ltd., Tokyo, Japan, BSP1025SL), すべり

Fig. 6 The system configuration of the manipulator consists of five parts. The robotized tip part includes the bipolar blades and the 2-DOFs bending mechanism. The linear-drive unit thrusts link-bars by a pair of DC-servomotors, linear sensors, linear guides and slide screws. The grip-type interface attached on the linear-drive unit has a joystick and a grip. The computer-based control unit consists a laptop-computer, some interface-boards, a servo amplifier, a power supply and an emergency button. The bipolar coagulator is controlled by foot switch.

Fig. 7 (A): The structure of the bipolar electric scalpel. A pair of blades and electrodes is replaceable. **(B):** The bipolar-blades are driven by a wire-rope. The bipolar-blades are fixed to the blade-pulleys and the wire-rope is wound around the blade-pulleys through the guide-pulleys. Traction of the wire-rope rotates the two blade-pulleys.

Fig. 8 Appearance of the end-effector. All of the electric cables and wire-ropes are built in the Frames.

Fig. 9 The grip-type interface with a handle and an 8-directional joystick. Fixed handle for thumb is movable fixed on a gear. When the handle is closed, the wire-ropes for grasp are driven by the gears.

ねじ、カップリングで構成した。2 自由度屈曲用のリンクはカップリングと連結され、位置フィードバック制御により駆動される。

また、2自由度屈曲部分と直動ユニットの間には、特殊な工具なしで着脱可能な機構を搭載した。直動ユニットを取り外すと2自由度屈曲部分は完全にフリーの状態になる。そのため、手術中にマニピュレータが故障し、大きく曲がった状態で動かなくなったとしても、安全に抜去することが可能である。

3.3 操作インタフェース

マニピュレータの操作には、従来の腹腔鏡下手術器具と同様のグリップ型を用いた。2自由度の屈曲操作には、人差し指で操作可能なプッシュボタン付き8方向スティック（Alps Electric Co., Ltd., Tokyo, Japan, 8-directional Switch RKJXL）を用いた。また、親指で操

(A)

(B)

Fig. 10 Results of the bending characteristic measurements without loads as a relationship between target bending angle and the actual bending angle measured by an optical position sensor. (A): Hysteresis curves in the base-side bending, when the tip-side bending angle is set to 0, -90 and 90 degrees ($N = 5$). (B): Hysteresis curves in the tip-side bending, when the base-side bending angle is set to 0, -90 and 90 degrees ($N = 5$).

作可能なハンドルには平ギヤが固定されている。ハンドルの開閉と共に、多段のギヤを介してBipolar-blade開閉用のワイヤロープに動力が伝達される（Fig. 9）。

3.4 バイポーラ用高周波ジェネレータ

バイポーラ電極間の通電にはMICRO-3Plus（Mizuho Co., Ltd., Tokyo, Japan）を使用した。周波数は1MHz（非

Table 1 Characteristics of 2-DOFs bending motion measured by an optical position sensor ($N = 5$).

Base-side bending motion:			
Tip-side bending angle set to	0°	-90°	90°
Bending range	-71.6 ~ 82.3°	-61.4 ~ 69.9°	-63.7 ~ 68.6°
Bending repeatability error	0.4 ± 0.4°	0.4 ± 0.3°	1.0 ± 0.6°
Tip's part positioning deviation	0.2 ± 0.2 mm	0.2 ± 0.2 mm	0.7 ± 0.4 mm
Hysteresis error	less than 8.8°	less than 17.4°	less than 14.9°
Tip-side bending motion:			
Base-side bending angle set to	0°	-90°	90°
Bending range	-62.9 ~ 45.9°	-51.1 ~ 48.6°	-27.7 ~ 36.3°
Bending repeatability error	1.1 ± 0.8°	1.0 ± 0.5°	1.8 ± 1.1°
Tip's part positioning deviation	0.3 ± 0.2 mm	0.4 ± 0.2 mm	0.7 ± 0.4 mm
Hysteresis error	less than 18.8°	less than 32.3°	less than 25.7°

周期的正弦波), 出力レンジは0.1 ~ 25 Wであり, 通電時間は0.1秒単位で調節が可能である. なお通電のON/OFFにはフットスイッチを用いた.

4. 評価実験

4.1 2自由度屈曲機構特性評価

実験目的: 本研究で考案した屈曲機構が実用的な性能を有するかどうかを検証する.

実験方法: 屈曲部ごと, 目標角度を90° → 0° → -90° → 0° → 90°の順番で, 10°刻みで変化させながら, 屈曲・伸展動作を5回ずつ繰り返した. 最も根元側のフレーム (Frame5) に対する先端側のフレーム (Frame1) の屈曲角度を測定した. 一方の屈曲自由度における測定は, 他方の屈曲自由度における屈曲角度を0°, -90°, 90°と変えながら行なった. なお屈曲角度の測定には分解能0.07 mmの光学計測装置 (Fujifilm Corp., Tokyo, Japan, FinePix F11) を用いた.

実験結果: 各測定条件における5回の繰り返しの結果は Mean ± SD° の形で表わし, ヒステリシス曲線として屈曲自由度ごと Fig. 10 にまとめた. また, 最大屈曲範囲, 屈曲角度再現性, マニピュレータ先端位置におけるばらつき, ヒステリシス曲線における90° → -90°方向と -90° → 90°方向のヒステリシス誤差 (hysteresis error : それぞれの方向に動かしたとき, 同一の Target Bending Angle における Measurement Bending Angle の差) を Table 1 にまとめた.

4.2 Bipolar-bladeの把持動作評価

実験目的: Bipolar-bladeの把持動作が2自由度の屈曲姿勢により影響を受けるかどうかを検証する.

実験方法: 各屈曲自由度における屈曲角度を0°, -90°, 90°とした状態 (3×3通り) で, Bipolar-blade操作の

Table 2 Generated force and torque at the manipulator's tip part measured by a digital force gauge ($N = 10$).

DOF	Direction	Force measured at tip part [N]	Torque [Nmm]
Base-side bending	0 to +90°	6.61 ± 0.35	253.5 ± 13.4
	0 to -90°	6.28 ± 0.35	240.8 ± 13.7
Tip-side bending	0 to +90°	1.82 ± 0.04	41.50 ± 0.96
	0 to -90°	1.89 ± 0.14	43.19 ± 3.18
Bipolar blade	Close	3.70 ± 0.19	29.54 ± 1.50

ワイヤロープを巻き取り, Bipolar-bladeの開閉の成否を確認した.

実験結果: 2自由度の屈曲角度の組み合わせに依らず, 2自由度の屈曲角度を (0°, 0°) にし Bipolar-blade を閉じ Bipolar-bladeの開閉操作を行なうことができた. しかし2自由度の屈曲角度を (0°, 0°) にし Bipolar-blade を閉じた状態で, 屈曲角度を90°に変化させると, 2枚の Bipolar-bladeの間に隙間が生じた. 先端側の屈曲自由度を90°曲げた場合は4.8 ± 1.6° ($N = 5$), 根元側の屈曲自由度を90°曲げた場合は4.6 ± 2.3° ($N = 5$) の隙間が生じた.

4.3 発生力評価

実験目的: 屈曲機構における屈曲発生力と, 2枚の Bipolar-bladeによる把持発生力を測定した.

実験方法: 発生力の測定には分解能0.01 Nのデジタルフォースゲージ (Nidec-Shimpo Corp., Kyoto, Japan, Digital force gauge FGP-2) を用いた. 屈曲発生力については, 屈曲動作によってマニピュレータ先端部分 (Frame1) をフォースゲージの測定軸に押し付ける形で測定した. 各屈曲自由度において, 0° → 90°方向と 0° → -90°方向の2方向について, 10回ずつ測定した.

Fig. 11 (A): In vivo experiments scene using a pig (38 kg, male) under pneumoperitoneum for evaluation of sealing mesenteric blood vessels with 2-DOFs bending motion. A laparoscope, the manipulator and three forceps are inserted in the abdominal wall with a general laparoscopic surgical setting to approach to the mesenteric tissue near the liver. **(B) and (C):** Coagulating both ends of the targeted blood vessel surrounded mesenteric tissue. **(D) and (E):** Confirming occlusion of the vessels with cutting middle part between both coagulated parts by endoscopic shear.

Bipolar-bladeによる把持力については、Bipolar-bladeの片側を外した状態で、フォースゲージの測定軸に押し付ける形で測定した。

実験結果：各測定における最大値をMean $\pm$ SD [N]の形で表わし、また各発生力からトルクを算出した (Table 2)。

4.4 in vivo実験

実験目的：開発したバイポーラコアギュレータが腹腔鏡下で生体組織の凝固・血管閉塞を完全に行なえる能力を有することを検証する。

実験方法：腹腔鏡下手術の経験が豊富な外科医1名に本マニピュレータの操作方法を説明し、腹腔外で練習を行なった。ペントバルビタールをブタ (38kg, オス) の耳静脈より投与し、術中はイソフルラン吸入により麻酔を維持した。開創後は、気腹法により腹腔内に作業空間を確保した後、腹腔鏡・マニピュレータ・サポート用鉗子を、肝臓近傍の腸間膜組織にアプローチできるように挿入した (Fig. 11 (A))。外科医はマニピュレ

ータを屈曲させ、血管を含む腸間膜組織へとBipolar-bladeを到達させた。血管の走行方向に対して可能な限り垂直の方向から接近させ、Bipolar-bladeによる把持を行ない、通電を行なった。バイポーラコアギュレータ用ジェネレータの出力は20 Wとし、フットスイッチ1回の入力による通電時間は1秒とした。

組織凝固・血管閉塞の評価は、(1) 閉塞対象の血管を含む組織に対し、血管走行に沿って両端2箇所を把持し、通電する、(2) 凝固を目視にて確認した後、凝固した2箇所の中間部分(未凝固部)を剪刀で切断し、血液の漏れがあるかどうかを確認する、(3) 凝固箇所の断面を顕微鏡で観察し、血管閉塞の様子を確認する、という手順に沿って行なった。

なお、実験終了後には開創部の縫合、麻酔薬の投与の後、適切な安楽死措置を行なった。

実験結果：Fig. 11 (B) - (E)に、腸間膜の一部における、手順(1)～(2)の内視鏡画像を示す。2本の血管を含む腸間膜組織に対して、紙面右側から2箇所を凝固した後に剪刀で中間部分を切断した。血管からの血液の漏れは見られず、組織内部の血管閉塞が完全に行なわれたことを確認した。以上のような血管閉塞評価を、17本の血管を含む9箇所を試みた。このうち12本の血管では完全に閉塞でき、残り5本の血管は閉塞が不完全であった。なお血管径はすべて1 mm前後であり、並行した血管を2本含む部分が2箇所、3本含む部分が1箇所あった。

Fig. 12 (A)は凝固した腸間膜の一部である。Fig. 12 (B)は1本の血管を含む箇所の縦断面写真である。血管は完全に閉塞されており、閉塞部と未閉塞部の境界が明確に分かれている。Fig. 12 (C)は2本の血管を含む箇所の横断面写真であり、完全に閉塞された2本の血管うち、凝固血液により閉塞された1本を示している。Fig. 12 (D)は3本の血管を含む箇所の横断面写真である。紙面右側から把持し、通電を行なったこの部分は、Bipolar-blade先端側(左側)に近づくほど凝固が不完全であった。

屈曲角度を大きくした場合、前々項の4.2で示したようにBipolar-blade間に隙間が生じるが、この場合、腸間膜組織を把持し通電しても凝固は不完全となった。

また、腸間膜組織の凝固を繰り返しているうちに、組織を凝固しようとしてもできなくなることがあった。この場合は、マニピュレータを腹腔内から抜去した後、エタノールを染み込ませたガーゼでBipolar-bladeの電極表面を拭くと、再び組織の凝固を行なうことができた。

Fig. 12 (A): Three positions of coagulation (B), (C) and (D) on the mesenteric tissue. **(B):** An axial cross section of a vessel which is on the boundary between the coagulated part and not-coagulated part. **(C):** A Cross section of a tissue including a vessel shows the vessel is completely occluded. **(D)** A cross section of tissue including three vessels, which was grasped and coagulated from the right. At bipolar-blade's base-side vessel (D)-(1), coagulation was completed, however at bipolar tip-side vessel (D)-(3), coagulation was not completed.

5. 考察

5.1 2自由度屈曲機構特性

2自由度屈曲機構の特性評価では、根元側の屈曲自由度と先端側の屈曲自由度で、ヒステリシス曲線形状 (Fig. 10) と屈曲可能な角度 (Table 1内のBending range) が大きく異なった。根元側の屈曲自由度では、先端側の屈曲角度が 0° の場合、屈曲可能な角度は $-71.6 \sim 82.3^\circ$ であり、設計値の $\pm 90^\circ$ を下回った。

マイナス側の屈曲可能な角度が約 10° 小さいのは、Link-barを動かす方向の違いが影響したと考えられる。マイナス側へ屈曲させる場合は駆動用のリンクをマニピュレータ根元側へ引く必要があるが、この場合、Fig. 4 (C)・(D)を見ると、Frame4の内部で2本のリンクが非常に接近していることがわかる。そのため、2本のリンクとFrame4の内壁が、屈曲駆動の際に何らかの干渉を起こしている可能性がある。また、先端側の屈曲角度を $\pm 90^\circ$ に固定した場合には、屈曲可能な角度はプラスマイナス両方向で 10° 程度狭くなるものの、ヒステリシス曲線形状はほぼ同じであった。これは、根元側の屈曲自由度は先端側の屈曲自由度に影響を受けにくく、独立した制御が可能であることを示している。一方で、先端側の屈曲自由度については、根元側の屈曲自由度

に比べて屈曲可能な角度が大幅に小さかった (Table 1)。特に、根元側の屈曲自由度を 90° に固定した場合、マイナス側では -30° を下回るといふ、屈曲特性の大きな低下が見られた。また、根元側の屈曲角度に依らず、先端側の目標角度を $+90^\circ$ からマイナス側へ変化させる場合には、目標角度を $20 \sim 40^\circ$ 程度まで小さくしないと、実際に動作が始まらないという不具合が生じた (Fig. 10 (B))。屈曲可能な角度が大幅に小さくなる原因としては、(1) 駆動用リンクを構成する関節が多いこと、(2) Frame3内部でTwo-axes rotational joint (Fig. 3) を用いて駆動用リンクの回転方向を 90° 変えていること、(3) 駆動用リンクがフレームの内部で摩擦を受けること、などが影響していると考えられる。(1) は、リンク機構を用いている以上避けられない、関節部での遊びの蓄積につながる。先端側の屈曲自由度においては、根元側の屈曲自由度を越えて駆動力を伝達する必要があるため、リンクを構成する関節数が多い。そのため蓄積される遊びも大きくなり、土いづれの方にも最後まで ($\pm 90^\circ$ まで) 達することができないと考えられる。また、これは屈曲方向を反転させた場合に、屈曲動作がなかなか始まらない原因にもなっていると考えられる。(2) については、先端側の屈曲自由度における機構上の特徴と言える。Two-axes rotational joint前後で2つの回転軸がねじれの位置関係にあるため、Link-barを動かす際に、Link-bar自身にしなりが生じやすい構造にある。このジョイントの動作はFrame3の内壁で制限しており、ねじれが生じるとFrame3内部で引っかかりが生じてしまうと考えられる。(3) については、(1) と (2) が複合し、その結果摩擦が生じていると考えられる。

(1) に対する解決策としては、遊びが存在することを考慮し、リンクの変位量に補正を加えることが有効と考えられる。(2) については、2本の回転軸の位置を調整し、駆動力の伝達とともにねじれが生じない構造に変更することで、改善が可能と考えられる。(3) については、リンクとフレームの間に生じる摩擦を小さくする改善が有効と考えられる。リンクとフレームを構成する材料はいずれもステンレス (SUS304) であるが、マニピュレータ先端の屈曲機構は腹腔内に挿入する部分であり、潤滑油などの使用は認められない。そのため、接触部分の表面加工により、自己潤滑性を高めることが必要である。

屈曲動作における再現性については、最小で平均 0.4° であった。対して従来研究によるマニピュレータでは、例えばワイヤ駆動によるマニピュレータ⁷⁾では 1.1° 、リンク駆動によるマニピュレータ¹³⁾では、 0.9° で

あり、本研究による屈曲機構の導入により、従来研究と比較して高い再現性を得られる可能性を有することがわかる。ただし2自由度の屈曲姿勢によっては再現性が落ちることがあるため、上記の解決策などの導入により、再現性を含む屈曲特性全体を向上させる必要がある。

5.2 Bipolar-bladeによる把持動作

マニピュレータを屈曲させた状態、特に90°まで曲げた場合に閉じていたBipolar-bladeが開いてしまう原因としては、開閉操作のワイヤロープが屈曲動作とともに緩んでしまうことが考えられる。このワイヤロープの外径はフレームのセンタチャンネル内径に対して小さいため、屈曲動作とともにワイヤロープの経路が短くなり、緩みが生じてしまう。

解決策としては、インタフェース部におけるギヤ比を変更し、ハンドルの開閉とBipolar-bladeの開閉のスケールを調節することで対応可能と考えられる。また、ワイヤロープの張力低下を防ぐため、テンションを挿入することが考えられる。しかし過度の張力は、屈曲機構の内部に余計なテンションを生じさせ、屈曲動作に影響を与える可能性がある。

5.3 発生力

発生力評価においては、同じアクチュエータを用いたにも関わらず、根元側の屈曲自由度と先端側の屈曲自由度で大きな差が生じた (Table 2)。先端側の屈曲発生力は、根元側の屈曲発生力に比べ、トルク換算で1/6程度と小さい。原因としては、5.1節で述べた屈曲特性低下の原因のうち、(2)のTwo-axes rotational jointを介して駆動力を伝達していること、(3)の内部摩擦力による駆動力伝達効率の低下が考えられる。

従来のマニピュレータにおける屈曲発生力と比較すると、例えばリンク機構を用いたマニピュレータ¹⁰⁾では0.8 N程度である。対して本マニピュレータにおける屈曲発生力は1.82 N以上であり、より大きな屈曲発生力の実現が可能であると考えられる。

5.4 in vivo実験

文献18)によれば、3.3 N程度で生体組織の把持を滑り無く行なうことができるとされる。把持発生力の測定では、本マニピュレータのBipolar-bladeにおいては最大3.70 Nの把持力が得られることを確認しており、大きく屈曲させない状態では、腸間膜組織の確実な把持が可能であった。コアギュレータでは電極を凝固対象に強く押し付けることが重要であるため、どのような屈曲角度であっても確実に把持力を伝達できるよう、前々項で述べたような改善を加える必要がある。

マニピュレータを使用した外科医からは、マニピュ

レータの軽量化が求められた。本マニピュレータにおいて、全重量のうち大きな部分を占めているのはアクチュエータを搭載した直動ユニットである。直動ユニットは、構成部品の多くにアルミニウムを用いているが、ほとんどの部品には大きな強度は必要としない。そのため樹脂材料等に置換することで、数百gの軽量化が可能になり、使用感の向上につながると考えられる。

マニピュレータの自由度については、マニピュレータの先端（把持部）に回転自由度を追加することを求められた。これにより各関節の屈曲角度を変えることなく、ブレードの向きだけを調節できるようになる。手元のグリップの向きをねじる必要がなくなるため、実用性の高い操作性が得られることになる。回転自由度の追加は、ブレードの開閉機構と同様のセンタチャンネルを通したワイヤ駆動により実現可能と考えられる。

バイポーラコアギュレータ機能については、凝固した組織が電極表面に付着してしまう問題があった。この問題については、電極間の抵抗値をフィードバックしながら出力を自動調整可能な、LigaSure™ (Tyco Healthcare Japan Co., Ltd., Tokyo, Japan) や、CelonENT (Celon AG, Teltow, Germany) などのジェネレータを使用することで組織の炭化を防げると考えられる。また、電極表面にコーティングを加えることで、組織を付着しにくいものに変更することも有効と考えられる。

6. 結論

ワイヤ機構とリンク機構の融合による新たな駆動方式を導入した屈曲機構は、5 mmトロッカーに挿入可能な細径化、2方向に屈曲可能な自由度の搭載、そしてエンドエフェクタ機能に十分なセンタチャンネルの確保に有用な機構といえる。ギヤ機構の代わりにワイヤロープによる多関節間の動作拘束を実現し、多関節機構の細径化の可能性を示した。本マニピュレータはリンク機構における駆動力の伝達に改善の余地を残しているが、従来のリンク駆動式やワイヤ駆動式などのマニピュレータとは異なり、また、広い屈曲範囲・高い再現性・大きな発生力など、従来研究と比較しても高い機械的性能を発揮できる。なお本研究ではアプリケーションとしてバイポーラコアギュレータを搭載したが、センタチャンネルのスペースが許す限り様々な機能の搭載が可能である。

今後は、さらなる小型化やインタフェースの操作性、メンテナンス性について検討を進め、臨床応用に適したマニピュレータの完成度向上に取り組んでいく。

*

謝辞：本研究の一部は、厚生労働省 労働科学研究費

補助金(身体機能解析・補助・代替機器開発研究事業)
「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究
(H15-フィジ-002)」,平成17年度科学研究費補助金(基
盤研究(S))「コンピュータ外科における次世代エン
ドエフェクタ及びナビゲーションシステムの開発」な
らびに日本学術振興会特別研究員制度の支援による。

文献

- 1) Reynaerts D, Peris J, Van Brussel H. Shape memory micro-actuation for a gastro-intestinal intervention system. *Sensors and Actuators* 1999; 77: 157-166.
- 2) Nakamura Y, Matsui A, Saito T. SHAPE-MEMORY-ALLOY ACTIVE FORCEPS FOR LAPAROSCOPIC SURGERY. *ICRA* 1995. Nagoya, 1995: 2320-2327.
- 3) Ikuta K, Ichikawa H, Suzuki K. Safety-Active Catheter with Multiple-Segments Driven by Micro-hydraulic Actuators. *MICCAI* 2002, Tokyo, 2002: 182-191.
- 4) Okamoto J, Iida M, Nambu K. Development of Multi-DOF Brain Retract Manipulator with Safety Method. *IROS* 2003. Las Vegas, 2003: 2594-2599.
- 5) 只野耕太郎, 川嶋健嗣. 空気圧サーボを用いた力センシング機能を有する多自由度鉗子システムのバイラテラル制御. *JJCS* 2005; 7(1): 25-31.
- 6) Abbou CC, Hoznek A, Salomon L, Olsson LE, Lobontiu A, Saint F, Cicco A, Antiphon P, Chopin D. Laparoscopic radical prostatectomy with a remote controlled robot. *Urology* 2001; 165: 1964-1966.
- 7) Dario P, Carrozza M. C, Marcacci M, Attanasio S. D', Magnani B, Tonet O, Megali G. A novel mechatronic tool for computer-assisted arthroscopy. *IEEE Trans Inform Technol Biomed* 2000; 4(1): 15-28.
- 8) Ikuta K, Sasaki K, Yamamoto K, Shimada T. Remote microsurgery system for deep and narrow space - Development of new surgical procedure and micro-robotic tool, *MICCAI* 2002. Tokyo, 2002: 163-172.
- 9) 西澤幸司, 岸宏亮, 田島不二夫, 須藤憲一, 藤江正克, 高木真一, 土肥健純. 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. *ロボティクス・メカトロニクス講演会'03 講演論文集*, 2003: 1P1-2F-D2(1).
- 10) Peirs J, Reynaerts D, Van Brussel H. A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope. *Sens. Actuators A*. 2001: 343-349.
- 11) Arata J, Mitsuishi M, Warisawa S, Tanaka K, Yoshizawa T, Hashizume M. Development of a dexterous minimally-invasive surgical system with augmented force feedback capability. *IROS* 2005. Edmonton, 2005: 3207-3212.
- 12) Yamashita H, Kim D, Hata N, Dohi T. Multi-slider linkage mechanism for endoscopic forceps manipulator. *IROS* 2003. Las Vegas, 2003: 2577-2582.
- 13) Yamashita H, Hata N, Hashizume M, Dohi T. Handheld laparoscopic forceps manipulator using multi-slider linkage mechanisms. *MICCAI* 2004. Saint-Malo, *Lecture Notes in Computer Science (LNCS)* 3217 Springer. 2004: 121-128.
- 14) 山下紘正, 松宮潔, 正宗賢, 小林英津子, 佐久間一郎, 廖洪恩, 橋爪誠, 土肥健純. 多自由度屈曲型バイポーラ電気メスマニピュレータの開発. *JJSCAS* 2005; 7(3): 411-412.
- 15) Kim Y, Oura T, Kim D, Kobayashi E, Tsuji T, Inada H, Dohi T, Sakuma I. Study on bending forceps manipulator with electric-cautery function for laparoscopic surgery. *CARS* 2002. Paris, 2002: 1089.
- 16) 鈴木孝司, 野口雅史, 小林英津子, 辻隆之, 小西晃造, 橋爪誠, 佐久間一郎. 胆管自動処理用電気メス開発のための基礎検討. *JJSCAS* 2003; 5(3) 197-198.
- 17) Hasegawa H, Watanabe M, Nishibori H, Ishii Y, Kitajima M. Clipless laparoscopic restorative proctocolectomy using an electrothermal bipolar vessel sealer. *Digestive Endoscopy*. 2003; 15: 320-322.
- 18) Heijnsdijk E A M, Pasdeloup A, Dankelman J, Gouma D J. The optimal mechanical efficiency of laparoscopic forceps. *Surgical Endoscopy*. 2004; 18: 1766-1770.