

2.2 マニピュレータの機構

以上の設計指針から、Fig. 1 のように駆動力源(Motor Power)を集中させ、マニピュレータ下部の駆動軸(Driving Shafts)から動力伝達する機構を考案する。プローブの姿勢角は水平を基準に ± 15 degrees、回転角を ± 90 degrees、直腸方向の並進方向距離を50mmとして設計を行う。直腸内でのプローブの姿勢決め機構としては、5節リンクとジンバルによる機構を採用した。5節リンク機構はリンク下部にモータを配置できることや安全な駆動領域に制限できるなどの特徴を持っている。さらに直腸方向への並進および回転の駆動力は、リンク下部からの回転力をリンク内部に組み込んだタイミングベルトとプーリによって動力伝達を行い、ジンバル機構をボールねじとスプラインによって、並進・回転させることによって実現した。作成したマニピュレータをFig. 2に示す。マニピュレータの最大高さはおよそ300mmで、使用するOpen MRIの高さはおよそ380mmであり、ガントリ内に格納できるサイズを実現した。

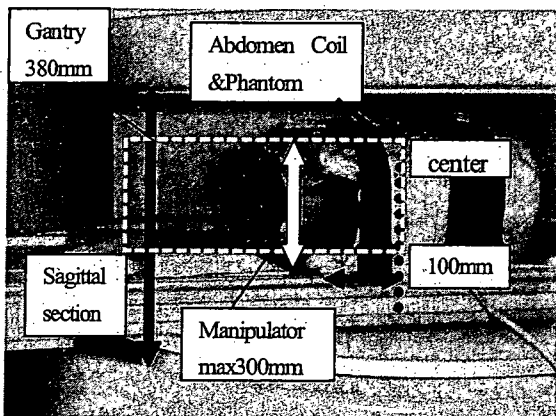


Fig.2 MR-Compatible Manipulator

3. 評価

3.1 MR-Compatibilityの評価実験

0.2TのOpen MRI内にマニピュレータを配置し、本マニピュレータを撮像断面に入るように配置し、画像に与える歪み、S/N比の影響を測定する。前立腺の治療に際して、本マニピュレータの機構の場合、挿入の基点となるジンバル(Fig.1のFixed Gimbal)の位置が撮像中心からおよそ100mm程度のところに設置が想定されるため、ジンバルを100mmの距離の位置に設置を行った。使用する超音波モータは電磁波シールドを行い、撮像中心から約500mm離れた。受信コイルは腹部コイルを用い、円筒形標準ファントムを用いた。MR画像はGradient Echo法で撮像し、各パラメータは、TR/TE:600/24ms、

FOV:260mm, matrix:256x256 pixel, スライス厚:5mm, フリップ角:90 degreesとして以下の4条件でsagittal断面の撮像を行った。

- ①コントロール画像
- ②マニピュレータをガントリ内に設置
- ③マニピュレータをガントリ内に設置+モータに電源
- ④マニピュレータをガントリ内に設置+モータを回転

3.2 実験結果

②, ③, ④においてはほとんど結果に違いがなかった。どの条件においても①との比較においてホワイトノイズが発生したが、歪みはほとんど確認されなかった。④と①の結果に関して比較を行った。S/N比はそれぞれ①29.6, ④28.3であった。④と①の画像およびその差分画像結果をFig.3に示す。差分画像からノイズが発生しているのが確認できるが、最も画質が低下されると予想される④の場合にもS/N比の低下は4%程度であり、歪みもほとんど確認されなかった。

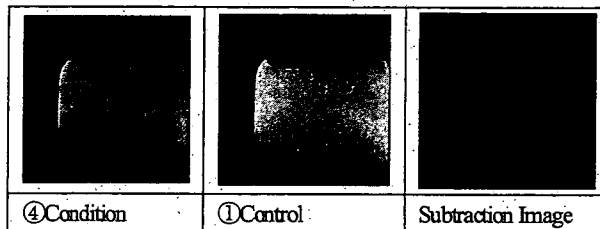


Fig.3 Subtraction Image

4. 結論

MRガントリ内で駆動できるマニピュレータの開発を行った。4自由度の駆動力伝達機構を持ち、ガントリスペース内で駆動できるサイズを実現した。前立腺をターゲットとした場合に想定される撮像断面からおよそ100mmの距離に配置した場合にも、著しい歪みやS/N比の低下は見られず、MRIガントリ内でプローブの位置決めことが可能なMR-Compatibilityを有していると考えられる。本マニピュレータは撮像しながら、MR画像を用いたナビゲーションを行うことが可能である。今後はMR画像から腫瘍位置を取得し、それから集束位置のモニタリングを行いながら制御を行うことが可能なマニピュレータ駆動システムを構築する。

謝辞

厚生労働省 厚生労働科学研究費補助金 身体機能解析・補助・代替機器開発事業「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)」

前立腺凝固後切除マニピュレータの開発:凝固及び切除能力の評価

○西澤 暁^a, 松宮 潔^a, 正宗 賢^a, 廖 洪恩^b, 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

Transurethral Prostate Resection Manipulator with Coagulator: Evaluation of Coagulation and Resection Ability

S. Nishizawa^a, K. Matsumiya^a, K. Masamune^a, H. Liao^b, T. Dohi^a

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

^bGraduate School of Engineering, The University of Tokyo, Japan

Abstract: This paper reports prostate cancer resection manipulator with prostate coagulator. The manipulator consists of bipolar coagulator and drill. The resection procedure consists of three steps: (1) insert the manipulator to prostate transurethraly, (2) coagulate tissue around the drill by high frequency current, and (3) resect the coagulated area by drill. The manipulator can resect prostate cancer accurately and prevent sphincter and neurovascular bundle injury by repeating step (2) and (3) in small area. We made the prototype and evaluated resection and coagulation ability. We used stainless wire and drill as electrode. Diameter of the drill is 3 mm and of the stainless wire is 0.4 mm. Resection experiment showed 3 mm resected areas, and coagulation experiment showed 2 mm coagulated area around stainless wire.

Key words: Transurethral resection of prostate, Prostate cancer, Coagulator

1. はじめに

前立腺がんは欧米において男性悪性腫瘍の中で最も発生率が高く、日本においても年々発生率が上昇している。現在行われている前立腺全摘除術などの根治療法では尿失禁や性機能障害などの合併症があり患者のQOLに影響を与えている。これらの合併症は前立腺周辺の筋肉や神経束の損傷に起因しており、合併症の解決にはこれらの損傷を回避することが不可欠である。解決に向けた試みのひとつとして前立腺周辺部と干渉せずに前立腺を切除できる経尿道的前立腺摘除術(TURP)を利用することが検討されているものの、がん細胞の飛散によって転移が引き起こされることが問題となっている。

そこで本稿ではTURPに凝固機構を付加することによって飛散による転移の問題の解決を目指し、前立腺がんのための前立腺切除用マニピュレータの開発を目的とする。

2. 方法

2.1. マニピュレータの構成

開発するマニピュレータは凝固機構と切除機構から構成される。前立腺切除の具体的な手順は以下の通りである。まず凝固機構によってマニピュレータ先端部周辺を凝固壊死させ、その後に切除機構によって凝固した領域を切除する。この一連の動作を繰り返すことによって切除を進める。切除領域を凝固しておくことにより、がん細胞を生きた状態で飛散させずに切除できる。また、凝固領域を細かく設定して切除することにより前立腺周辺部の熱損傷を抑えることが可能となる。

凝固機構では後に切除する領域にあわせて凝固範囲が設定できることが求められる。このことから、電極の形状などによって凝固範囲の調整が可能な高周波電流による方法を用いることとした。また、切除機構においては前立腺周辺部の損傷を回避することを考慮し、ごく近傍の領域のみが切除されるドリルによる機械的切除を採用した。

2.2. 凝固・切除機構試作

凝固・切除機構の試作機を製作した(Fig.1)。試作機の外径は尿路感染症などの合併症の原因となる尿道粘膜の損傷を抑えるために4mmとした。また、挿入するパイプの全長は230mmとした。切除用ドリルは外径3mm、長さ3mmのステンレス製ドリルを用いた。また、凝固機構では熱傷事故を回避するためバイポーラ電極を用いることとし、ドリル先端に配した0.4mmのステンレス線とドリルを電極として用いた。

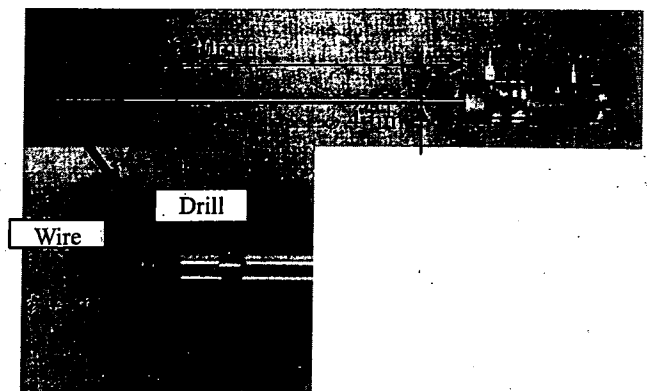


Fig.1 Prototype of prostate resection manipulator with coagulator.

2.3. 灌流切除機構

切除機構には効率的に切除を行うために灌流切除機構を付加した(Fig.2). 設計においては切除片の流れを考慮し、ドリルシャフトをパイプにして灌流液の流入路とし、外套管とドリルシャフトの隙間を排出路とした. 灌流液と切除片は外套管側面にある2mmの孔から吸引される. 流入路の断面積は 0.12mm^2 , 排出路の断面積は 5.94mm^2 である. この機構により切除と吸引を同時に行い、スムーズな切除が可能となる.

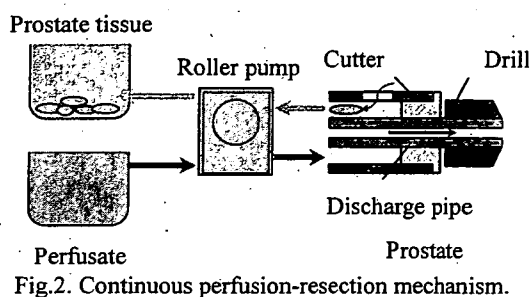


Fig.2. Continuous perfusion-resection mechanism.

3. 評価実験

3.1. 凝固実験

製作したマニピュレータを用いて凝固実験を行った. 前立腺ファントムにはブタ腿肉を用い、凝固範囲の変化が観察できるように電極をファントムの表面に押し付けて出力を加えた. 高周波電流の電源出力は25Wとし、凝固時間は20sec程度であった.

凝固実験の結果、ステンレス線から凝固範囲が広がり、5sec程度でステンレス線を中心にして2mmの範囲が凝固され、それ以降凝固範囲が広がっていかないことを確認した(Fig.3).

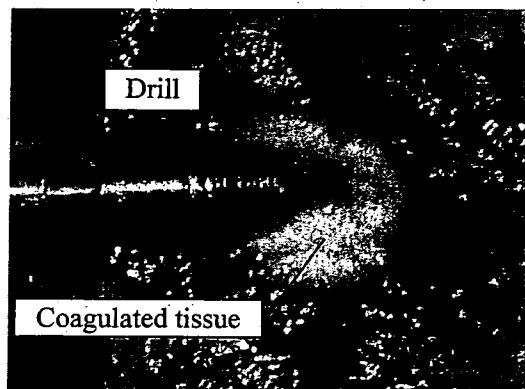


Fig.3. Coagulation of porcine soft tissue. Manipulator could coagulate tissue around stainless wire.

3.2. 切除実験

製作したマニピュレータを用いて切除実験を行った. ドリル回転数は600rpmに設定し、切り込む際のドリルの送り手動にて行った. 切除実験の結果、ドリル外径相当(3mm)の範囲が切除できることを確認した(Fig.4).

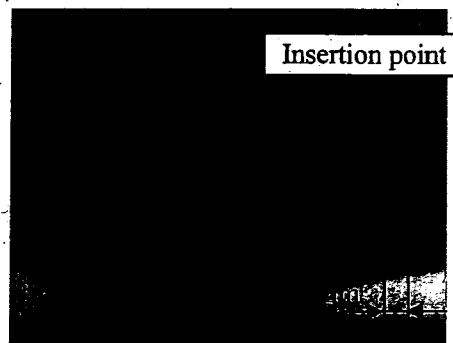


Fig.4. Resection of porcine soft tissue.

4. 考察・結論

本研究は合併症の原因となる前立腺周辺部の損傷を回避するために凝固と切除を組み合わせた前立腺切除用マニピュレータの開発を目的とし、凝固・切除機構の試作機を製作した. また、評価実験を行い凝固及び切除の基礎的な性能を確認した.

凝固実験において凝固範囲が広がらなくなったのは電極周辺の水分が蒸発して電極間に電流が流れなくなったためと考えられる. しかし、本マニピュレータでは切除の際に灌流液を流すために凝固時は灌流液に満たされた状態であり、局所的な水分の枯渇は生じないと考えられ、その場合は凝固範囲がさらに広がると考えられる.

今後は凝固・切除それぞれの実験を行い、より良い切除条件を求める. また、切除部位の位置決め機構などと組合せ、システムの統合を目指す.

謝辞

本研究の一部は厚生労働省厚生労働科学研究費補助金、身体機能解析・補助・代替機器開発事業「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究(H15-フィジー-002)」による.

参考文献

Ryuji Hashimoto, Daeyoung Kim, Nobuhiko Hata, Takeyoshi Dohi, "A Tubular Organ Resection Manipulator for Transurethral Resection of the Prostate," Proceedings of 2004IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2004), pp.3954-3959

前立腺がん熱凝固治療用集束超音波プローブ位置決め操作のための 5 節リンク式マニピュレータの基礎的開発

神垣 剛¹・松宮 潔¹・正宗 賢¹・廖 洪恩²・橋爪 誠³・土肥 健純¹

東京大学大学院 情報理工学系研究科¹

東京大学大学院 工学系研究科², 九州大学大学院 医学研究院³

Manipulator For HIFU Thermotherapy of Prostate Tumor using Five bar linkage Mechanism

Tsuyoshi Kamigaki¹, Kiyoshi Mastumiya¹, Ken Masamune¹,

Hongen Liao², Makoto Hashizume⁴, Takeyoshi Dohi¹

Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo¹,

Graduate School of Engineering, The University of Tokyo²,

Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University³

非侵襲的前立腺がん治療法として集束超音波照射に関する研究が盛んである。この治療法においては、圧電素子から成り (phased array), 焦点位置を精密に移動しうる超音波プローブを用いたがん焼灼手術も行われている。本研究では、広い範囲の前立腺がん焼灼を目指す、phased array 型超音波プローブを精密に移動し得るマニピュレータを開発し、基礎的評価

マニピュレータ設計

超音波プローブ操作に必要な自由度は、直腸内における姿勢決め 2 自由度、軸周り回転、並進の計 4 自由度である。

マニピュレータの設計に関して、設置・滅菌を考慮し、滅菌部と非滅菌部の分離が容易に可能な機構を特長として設計を行った。すなわち、プローブ操作のためのモータを全てマニピュレータ下部に配置し、モータおよびボールねじなどを含む非滅菌部と、滅菌可能なリンク部とのパーツに分離が可能な機構とした。

5 節リンク式マニピュレータ

プローブの姿勢決めは、2つのジンバル機構による支持により行い、その 2 次元位置決め機構に 5 節リンク機構を採用した。5 節リンク機構はモータをリンク下部に配置可能かつ安全な駆動範囲が確保することのできる機構である。

プローブの軸周り回転に関しては 5 節リンクの関節

部間をタイミングベルトで伝達し、リンクに内蔵可能な設計とした。支持ジンバルの回転によって、プローブの回転を行い、直腸方向への並進はボールねじによるリンク平面の並進と 5 節リンク機構の駆動を同時に行うことで実現する。以上の機構からなる作成したマニピュレータを Fig. 1 に示す。

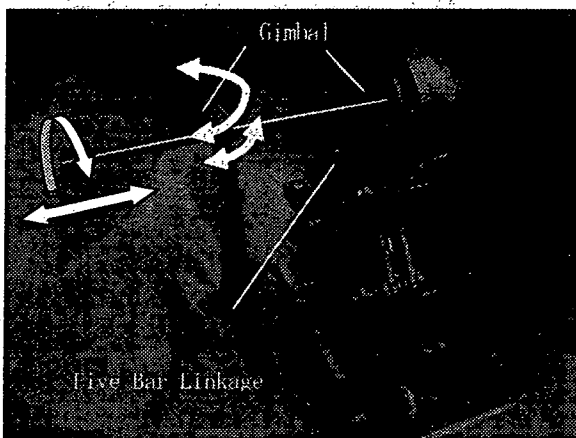


Fig.1 Probe Positioning Manipulator

3. 評価

5 節リンク機構の精度誤差は、可動範囲中心付近での駆動時で、プローブ保持部で約 0.5mm であった。これは先端部における誤差 1mm に相当する。

最終的な評価として、プローブを先端に取り付け、ファントムを用いた焼灼実験を行う。

本研究の一部は平成 17 年度厚生労働科学研究費補助金、身体機能解析・補助・代替機器開発事業「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究」による。

一般演題

前立腺がん凝固後切除マニピュレータの基礎的開発

西澤 暁¹・松宮 潔¹・正宗 賢¹・廖 洪恩²・土肥 健純¹

東京大学大学院 情報理工学系研究科¹

東京大学大学院 工学系研究科²

Design of Transurethral Prostate Cancer Resection Manipulator with Prostate Coagulator

Satoshi Nishizawa¹, Kiyoshi Matsumiya¹, Ken Masamune¹,
Liao Hongen², Takeyoshi Dohi¹

Graduate School of Information Science, The University of Tokyo¹
Graduate School of Engineering, The University of Tokyo²

1.背景

前立腺がんは欧米において男性悪性腫瘍の中で最も発生率が高く、日本においても年々発生率が上昇している。現在行われている根治療法では尿失禁や性機能障害などの合併症があり患者のQOLに影響を与えている。合併症は前立腺周辺の筋肉や神経束の損傷に起因しており、合併症の解決にはこれらの損傷を回避することが不可欠である。解決に向けた試みとして前立腺周辺部と干渉しない経尿道的前立腺摘除術(TURP)を利用することが検討されているものの、がん細胞の飛散によって転移が引き起こされることが問題となっている。

そこで本稿ではTURPに凝固機構を付加することによって飛散による問題の解決を目指し、前立腺がんのための前立腺切除用マニピュレータの開発を目的とする。

2.方法

製作したマニピュレータの凝固・切除機構をFig.1に示す。凝固・切除機構はカッターとリング部から構成されており、それぞれが電極となっている。カッターは外径1.4mm、突出し長さ3mmであり、リングの外径は3.1mmである。切除の手順は以下の通りである。まずカッターとリング部の間に高周波電流を流すことによってカッター周辺部を凝固し、その後にカッターを回転させることによって凝固した範囲を切除する。

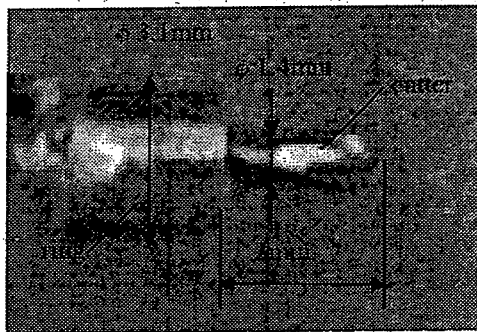


Fig.1 End effector of the manipulator

3.評価実験

製作したマニピュレータを用いて凝固および切除実験を行った。実験には前立腺フェントとしてブタ腿肉を用いた。凝固実験において高周波電流の電源出力は約15W、通電時間は2secであった。また、切除実験においてカッターの回転速度は600rpmとした。

凝固実験の結果、高周波電流の通電による凝固部(外側電極)およびカッター(内側電極)の間に厚さ約1mmの凝固層が生じた(Fig.2)。凝固より適切な部位で生じさせるためには電極配置についてさらに検討する必要がある。また、切除実験の結果、カッター外径相当の範囲(直径1.5mm)を切削することができた。円滑な切削排出のため流路の改善や灌流機構の設置を検討する必要がある。

4.結論

実験により凝固・切除が可能であることが確認された。今後は灌流機構などと組み合わせ、システムの統合を目指す。

謝辞

本研究の一部は平成17年度厚生労働省科学研究費補助金、身体機能解析・補助・代替医療事業「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究」による。

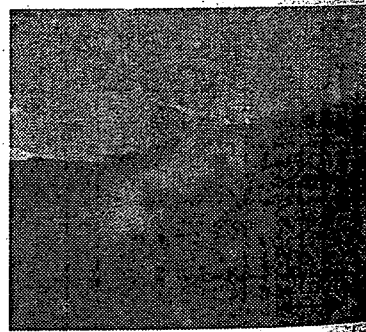


Fig.2 Coagulation of porcine soft tissue

非侵

Ki

47

D

は心臓を直

の

の

の

の

の

一般演題

焼灼と切削の組み合わせによる経尿道的前立腺がん切除のためのロボットデバイス: 切除性能と位置決め精度に関する基礎的検討

○松宮 潔^a, 西澤 暁^a, 正宗 賢^a, 廖 洪恩^b, 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

A Surgical Robot Device for Transurethral Resection of the Prostate in Cancer by Cauterization and Milling Combination: Preliminary Study on Ablation Ability and Positioning Accuracy

K. Matsumiya^a, S. Nishizawa^a, K. Masamune^a, H. Liao^b, T. Dohi^a

^a Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, Tokyo, Japan.

^b Graduate School of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan.

Abstract: A surgical robot device was designed for non-metastasis transurethral resection of the prostate in cancer by repetition of minute coagulation and milling, and the design was validated with a developed prototype. The prototype consists of an ablator which is a hybrid of an electrocoagulator and a milling drill, and of a manipulator which position the ablator in 3DOF in the prostate. The ablator removed out the chicken phantom to make a tunnel-like hole while the milled chips were sufficiently denaturalized. The manipulator positioned the ablator with sufficiently high accuracy. These results suggest that, combined with a registration technique, it is possible to remove the cancerous prostatic tissue as accurately as planned without high risk of metastasis by the designed device.

Key words: Prostatic cancer, transurethral resection of the prostate, metastasis, surgical robot

1. 序論

経尿道的前立腺切除術(TUR-P)は前立腺肥大症の治療法の有力な選択肢である。TUR-Pは切除電流ループワイヤによる一種の機械的切除法であり、切除用ワイヤの当たる部分だけを選択的に切除することができる。しかしながら、がん組織を飛散させるリスクがあるためがん治療法の選択肢とはされていない。このリスクを減らすことができればがん組織を機械的に、したがって精確に切除できるものと考えられる。

本研究では、焼灼と機械的切削を組み合わせた系尿道的前立腺切除用ロボットデバイスを考案し、試作機を用いて基本的評価を行った。

2. 方法

2.1 考案手順および試作機

考案手順においては、目標とする腫瘍を全て切除するまでの全過程を系尿道的に挿入したロボットデバイスを用いて行う。試作機はアブレータとアブレータ位置決め用マニピュレータから成る。アブレータはバイポーラ電気凝固装置と切削用ドリルのハイブリッドである。アブレータは外径4mmであり、針状電極、対となる電極でもある切削用ドリル、そしてドリル付近にある還流用ダクトを備えている。マニピュレータは円筒状の外形を持ち、挿入部の最大外径は10mmである。マニピュレータは内蔵した前述マニピュレータの位置を、軸周り回転・関節での屈曲・アブレータの並進という3自由度の動作により決定する(Fig.1)。

想定手順においては、直線トンネル状の前立腺組織

切除(以下、トンネル切除と呼ぶ)を繰り返し行う。トンネル切除の方向はデバイスの軸周り回転と屈曲により決定される。マニピュレータの屈曲により前立腺を変形させる。前立腺自体を変形させることにより、アブレータの進行方向を変えることなくトンネル切除の方向を尿道に対して相対的に変えることができ、マニピュレータの細径化につながる。屈曲角はトンネル切除ごとに変える。各トンネル切除においては、小切除が繰り返し行われる。各小切除においては、電極間にある組織が焼灼され、続いてドリルにより切削され、そして生理食塩水還流によりアブレータ内部を通して排出される。このとき切除片は事前の電気凝固により十分変性しているため、がん組織の飛散による転移のリスクは低減される。

2.2 評価

デバイス設計を評価するため、試作機のアブレータおよびマニピュレータのそれぞれについて評価を行った。

アブレータの未変性状態のままにすることなくがん組織を切除する性能について評価するため、トリ筋肉ファントムに対し、事前テストをもとに決定した周期的プロセスによりトンネル切除を行った。アブレータ先端がファントム表面にある状態から深さ16mmに至るまで、次に示す2ステップサイクルを繰り返した:(ステップ1)生理食塩水を滴下させながら電気凝固装置により焼灼を行った。焼灼時間、出力はそれぞれ60s, 25Wとした。(ステップ2)アブレータを2.5mm/sで4mmまで送りながらドリルを1200rpmで回転させ切削を行った。この間、切除片を連続的に吸引した。トンネル切除の後、長軸を含む断面でトンネルを切断し、目視により観察した。

マニピュレータの位置決め精度を評価するため、3自由度の各動作について独立に位置決め誤差を測定した。測定中、マニピュレータを軸周りに回転については10deg、屈曲については5mm、アブレータ並進については10mmのステップ幅で動作させた。このとき、各基準位置から開始し、各動作範囲の一端に至った後、他端を通り、最後に基準位置に戻る動作パターンを3-5回繰り返した。各停止時におけるデバイス上の固定点の位置決め誤差を、デジタルスチルカメラ(画素数8mega pixels)による実測値と理論計算値の差分をとることにより得た。

3. 結果

3.1 ファントムのトンネル切除

切除により生じたトンネルの長軸断面において、トンネル内表面から距離1-3mmまでの領域において組織の色に変化が見られた(Fig.2)。

3.2 位置決め誤差測定

軸周りに回転の位置決め誤差は1.1deg (S.D.±0.8deg, n=216)であり、この結果から計算されるアブレータ先端における位置決め誤差は0.5mm (S.D.±0.4mm, n=216)であった。屈曲の位置決め誤差は0.6deg (S.D.±0.3deg, n=90)であり、この結果から計算されるアブレータ先端における位置決め誤差は0.4mm (S.D.±0.2mm, n=90)であった。アブレータ並進の位置決め誤差は0.1mm (S.D.±0.2mm, n=80)であった。これはアブレータ先端における位置決め誤差に等しい。

4. 考察

4.1 アブレータの切除性能

結果からはトンネル表面の組織が十分変性していることがわかる。一方、アブレータからその外側にかけて変性が広がっていったと考えられる。したがって、切削によって除去された組織は、病理検査によって確認されたわけではないとはいえ、切削されたときにはすでに焼灼によって十分変性していたものと推定される。結果からはまた、2-3mmより遠い位置にある組織は変性していないことが

わかる。結果が示す以上のことから、本研究で考案したアブレータを適切な条件で動作させることで、周辺組織の過焼灼による熱損傷を回避しつつ、経路上にある組織を確実に変性させながら除去することができるものと考えられる。

4.2 マニピュレータの位置決め精度

結果からアブレータ操作時の位置決め誤差はほぼ0.5mm以下であり、キャリブレーションにより解決できる程度小さいことがわかる。また、結果から誤差のバラつきはほぼ0.4mm以下であったが、アブレータの外径が4mmであること、および考案手順において2つの隣り合う切除トンネルが最大約1mm程度重なり合うことを併せて考慮すると、アブレータ操作時のバックラッシュは周辺組織の損傷を回避しつつ目標領域にある組織を全て除去する際の障害とならない程度小さいこともわかる。結果が示す以上のことから、ファントムを用いた追試の必要があるとはいえ、本研究で考案したマニピュレータはそれ自体十分な位置決め精度を有しており、精確に組織を切除できるものと考えられる。

4.3 がん転移のない経尿道的前立腺切除の可能性

本研究で考案したデバイスはアブレータと操作用マニピュレータからなる。上述の通り、考案したアブレータは、未変性の前立腺がん組織を飛散させることなく、また、周辺組織を損傷することなく、経路上にある組織を切除することができる。さらに、考案したマニピュレータはアブレータを精確に位置決めすることができる。以上のことから、考案したデバイスがそれ自体安全で高精度であり、術前あるいは術中に撮影された医用画像をもとに設定された目標領域、およびマニピュレータの前立腺へのレジストレーションが精確であれば、考案したデバイスを用いてがん転移リスクの小さい前立腺がん切除を精確に行えることが可能であるものと考えられる。

謝辞

本研究の一部は厚生労働科学研究費補助金(H15-フジ指定-002)による。

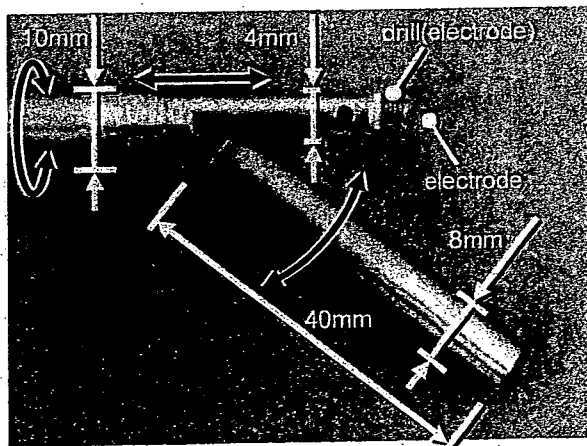


Fig.1 Developed prototype

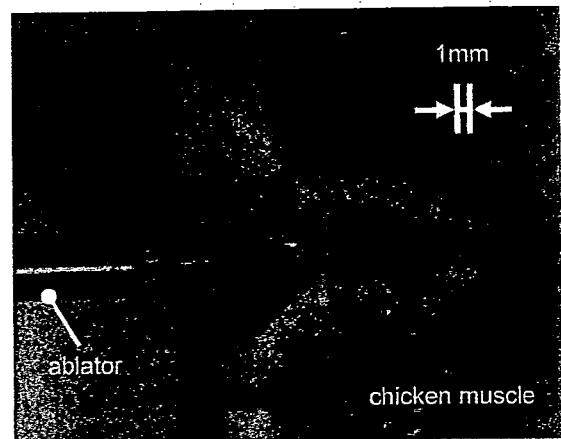


Fig.2 Tunnel-like ablation of chicken phantom

スライダリンクと空気圧を用いた手術器具挿入支援用 柔剛可変外套管の開発

A Development of Rigid-Flexible Outer Sheath using Slider-linkage Locking Mechanism and Air Pressure for Endoscopic Surgery

八木昭彦 (学生会員) ^{a*}, 松宮潔^a, 正宗賢^a, 廖洪恩^b, 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

Akihiko Yagi^a, Kiyoshi Matsumiya^a, Ken Masamune^a, Hongen Liao^b, Takeyoshi Dohi^a

^a Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo

^b Graduate School of Technology, The University of Tokyo

Abstract

To reduce the invasiveness of surgery, we developed an outer sheath for flexible devices in endoscopic surgery. The outer sheath is switched to two statuses, flexible and rigid. Operator inserts the sheath through tissues or organs from a narrow gap in flexible mode. After insertion, operator switches the sheath to the rigid mode. Then operator can insert devices and reach devices the target of the deep area easily. This sheath consists of a set of frame units connected serially, and each unit has a link, a slider, a stopper, and an air-channel inside the instrument. When air is added to the sheath, it can be switched to the rigid mode, and when the air pressure is off, the sheath is switched to the flexible mode.

We made the prototype whose diameter is 16mm and length is 290mm. We evaluated the performance of switching two modes, and the performance of insertion via a silicone phantom experiment and an animal experiment. The experimental results show that this device switches from flexible mode to rigid mode when air is added over 200kPa pressure, the sheath was possible to go through the curved path with a curving radius of more than 7.5cm, and the sheath was possible to be inserted into the narrow gap where conventional laparoscopic tools can't reach.

Key words

Rigid-Flexible outer sheath, Flexible surgical device, Laparoscopic surgery.

1. はじめに

内視鏡外科手術は体に数箇所小さな切開孔を開け、そこから内視鏡と長柄のついた手術器具を挿入して手術を行なう術式である。この手術は従来の開腹、開胸手術に比べ傷の治りも早く、入院時間も短縮できるなどの利点から低侵襲な手術方法として注目され、現在腹部をはじめ様々な部位での手術で行なわれている。

このように内視鏡外科手術は患者にとって負担の少ない望ましい治療方法である。しかし術者にとっては特殊な器具を使用して治療するなど負担の大きな術式である。そこで内視鏡外科手術における術者の負担を軽減し、様々な処置を可能とするための機器の開発研究が多く行なわれている。主なものとして先端で屈曲することによって腹腔鏡下で細かな動作を可能とした多自由度能動屈曲マニピュレータ¹⁾がある。さらに da Vinci など術者の手の動きをそのまま再現するマスタースレーブ方式の手術ロボットも開発されており、da Vinci によって心臓に対する手術を鏡視下で可能とするなど従来の開腹、開胸手術と同等の治療を低侵襲で

*東京大学大学院情報理工学系研究科

〒113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1

akihiko@atre.t.u-tokyo.ac.jp

受付 2006 年 11 月 13 日; 採択 2007 年 5 月 29 日

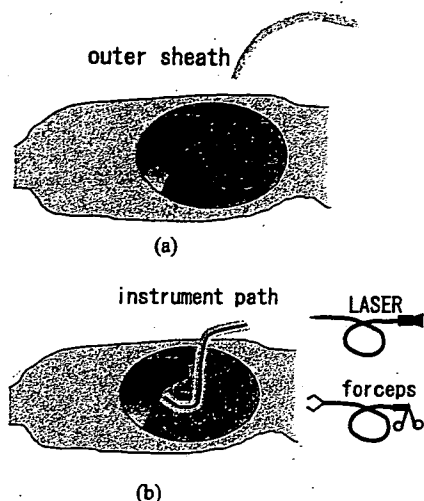


Fig. 1 Image of outer sheath: a) the sheath enters into human body in advance. b) after reaching target, the sheath makes the path for flexible devices.

行なうことが可能となっている。

上述のように近年では腹部、胸部の多くの疾患に対して内視鏡外科手術による低侵襲治療が可能となっている。しかしながら内視鏡外科手術は体内深部に存在する病変に対しては適応が困難であり、このことが問題点として挙げられる。腹腔鏡下手術の場合、気腹や吊り上げ法によって腹壁を持ち上げることで腹部前方に手術空間を作成して治療する。そのため腹部前方にある病変に対しては容易にアプローチをすることが可能である。しかし腹腔内でのアプローチは従来の手術と変わらないため、体内深部組織への治療には前方の組織の移動や、臓器の間に存在する膜組織の大きな切開が必要となる。例えば膵臓の治療の場合、前方に胃が存在するため胃を大きく翻転させる必要がある。そのため腹腔内での手術空間が狭くなるため腹腔鏡下手術による治療が困難な部位となる。また心臓の治療を内視鏡外科手術で行なう場合は肋骨の隙間から機器を挿入することになるが、心臓は複雑な形状をしているため症例によってアプローチする方向が異なるため胸骨切開を多少なりとも必要とする。またみぞおち方向からの経胸骨の治療は不可能である。

体内深部にある組織や、直線的な従来の機器では難しい部位に対してさらなる低侵襲治療のためには臓器を動かすのではなく、治療機器が組織の間を迂回して体内を進入し、アプローチすることが求められる。このため柔軟なシャフトを持つマニピュレータが求められる。柔軟なマニピュレータについては消化管や血管内を進入するためのマニピュレータの研究が行なわれており、鈴木⁵⁾らやIkuta⁶⁾らによって開発されたマニピュレータや、形状記憶合金⁷⁾や水圧駆動⁸⁾を用いて先端

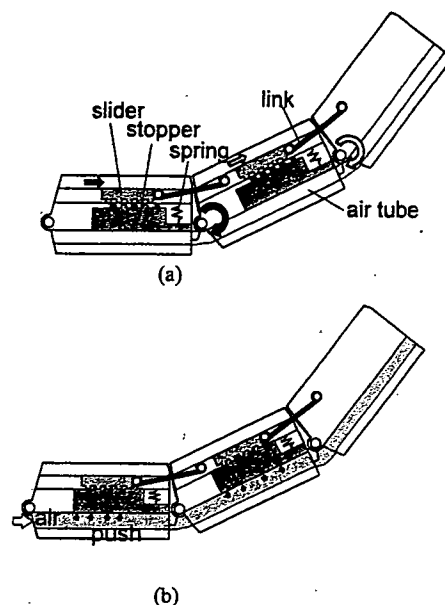


Fig. 2 Mechanism to switch rigid mod and flexible mode: a) flexible mode. b) rigid mode.

の操作を可能にしたカテーテルなどがある。しかし腹腔や胸腔などは組織が密に詰まっており、通路となるような空間は存在していない。そのためマニピュレータを術部へ到達させることがさらなる課題となる。

そこで筆者らは柔軟な手術器具の通路を体内に作成する外套管マニピュレータの開発を行なっている⁹⁾。手術器具を挿入する前にあらかじめ機器の通路を体内に作成することで機器の挿入や入れ替えを容易にすることが可能となる。

本論文では体内に手術器具挿入支援用の通路を作成するために必要な機能、およびその機能を実現させるための原理について述べる。そして試作機における上記機能を実現した原理、および外套管自身の挿入性能を評価したので報告を行なう。

2. 柔剛可変外套管

2.1 想定使用方法と要求機能

目的とする外套管は術者の操作によって挿入口から体内へ進入し、体内の組織間の隙間や組織と膜の間を通り抜けて先端がターゲットとなる術部へ到達する (Fig. 1a)。外套管通る体内の通路は複雑な彎曲形状をしており、進入する際には通路に合わせての彎曲が可能な柔軟性が求められる。また、術者が外套管を挿入する際に目的となる場所へ到達させるためには術者が外套管の進行方向を操作できる必要がある。進行方向を操作するには先端の向きを術者が操作できることが求められる。一方で残りの部分は周辺の組織への影響

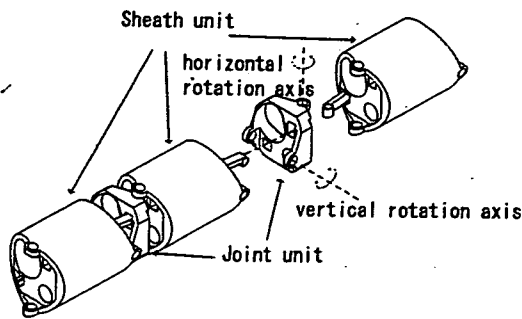


Fig. 3 Mechanism to three dimensional snake-like curve.

を減らすためにも術者の操作の影響を受けずに形を維持する必要がある。つまり、先端部分のみを操作可能にする必要がある。

外套管の先端が目的の場所へ到達した後は、Fig. 1bに示すように外套管は内視鏡や鉗子などの手術器具が通過するための通路となる。このとき手術器具が彎曲部分を通る際に生じる反力や先端を操作する際に生じる伝達動力などに対して動かないための剛性を持つ必要がある。これは挿入時に必要な柔軟性と相反しており、両方の性質を持つためには必要に応じて切り替えられる必要がある。以上をまとめると次の二つの機能が必要である。

- ・ 複雑な通路にあわせて柔軟に変形でき、変化した形状のままロックして剛性を持つこと
- ・ 先端の向きを術者が操作できること。そして操作の際に残りの部分が先端屈曲操作の影響を受けないこと

以下に二つの機能を実現させるための原理、および試作した外套管について述べる。

2.2 柔剛可変の原理

外套管が柔と剛の状態の切り替えを可能にする方法について述べる。この外套管はFig. 2aに示すように複数のユニットが直列に連結されることで一本の長い管を構成する。それぞれのユニットはピンによって連結されており、ピンを中心として自由に回転することが可能である。そのため全体として任意の形状に変形させることが可能となる。各ユニットは内部にリンクとスライダ、およびスライダの移動を固定させるためのストッパを有している。スライダはリンクを通じて隣接したユニットと連結されており、隣接ユニットの回転に対して一対一の位置関係を保ちながらユニット内部を前後に移動する。スライダには歯型がついており空気圧を用いて同じ歯型を有するストッパを押し上げ、お互いの歯型を合わせることでスライダの運動をロックすることにより関節におけるユニットの回転を

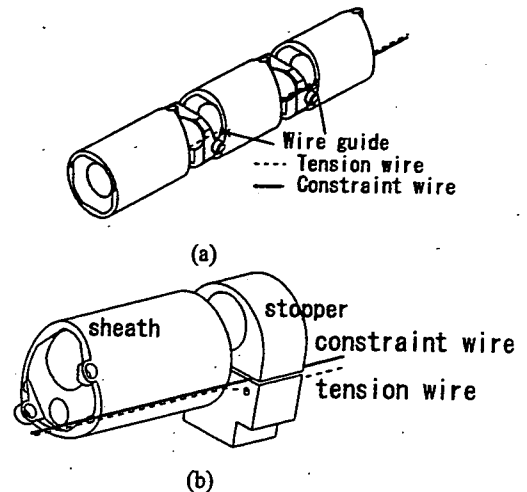


Fig. 4 Double wire mechanism; a) Wire1 is attached to head unit and wire2 is attached to second unit. b) The wire stopper attached on the tail of sheath to stop movement of only wire2.

ロックする(Fig. 2b)。そしてすべてのユニットの回転がロックされることで外套管全体の形状が固定される。

本原理の特徴として一つのアクチュエータですべてのストッパを駆動できることがある。そのため外套管の径を変えずに長さを変更することが可能である。さらに空気圧の圧力はストッパを押し上げるだけの大きさで充分であり、高い圧力を加えることなく形状を固定することが可能となる。

実際のユニットの結合はFig. 3に示すように、ユニット同士を直接連結させず、距離の短いユニット(以下間接ユニットと呼ぶ)を間に挟んで連結されている。スライダ、ストッパはユニットの方に二つずつ内蔵されており、それぞれ隣接する関節ユニットとリンクでつながっている。そして各ユニットおよび関節ユニットの回転軸を互いに垂直に配置することで、回転軸の向きがさまざまな方向を取り、三次元での姿勢をとることが可能となる。また向きの異なる二つの回転軸の距離を小さくすることで球面ジョイントに近い形での関節の回転が可能となる。

2.3 ワイヤによる外套管操作

本外套管は術者の挿入動作によって体内を進入していく。そのときに術者が先端のユニットの向きを操作することで体内において適切な通路を選択し、術部へと外套管を向かわせることが可能になると考えられる。曲がった先へ動力を伝達させる手段としてはワイヤによる伝達が簡便であり、サイズを小さくすることが可能な方法である。しかしワイヤ駆動の場合、一般的に全関節にワイヤの張力が作用するため、先端部のみを動作させるには何らかの工夫が求められる。そこで本研究では2種類のワイヤを通すことによりワイヤの張力を先端にのみ作用させる方法で先端を屈曲させる方

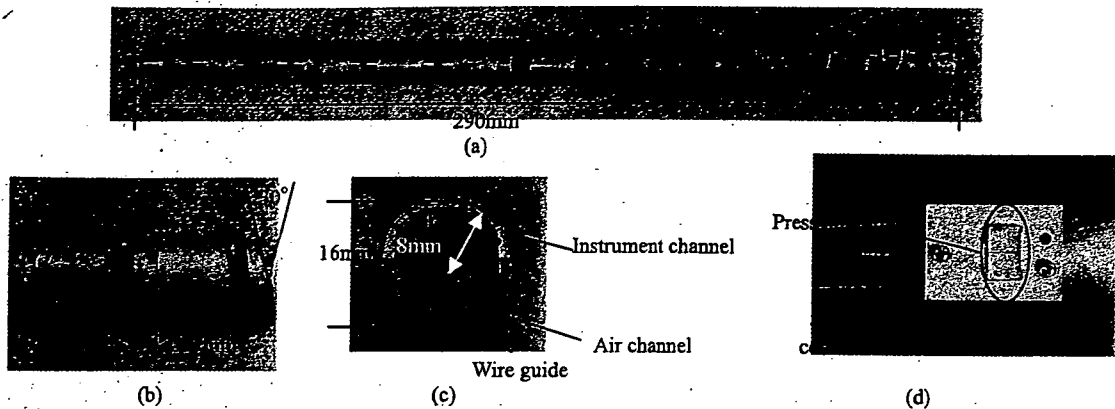


Fig. 5 The prototype of outer sheath: a) over view of the sheath. b) close up image of the units and joints. c) the cross section image. d) Tail part of the sheath.

法を採用した。外套管周辺部にはワイヤガイドとなる小さな穴が開けられている(Fig.4a)。この一つのワイヤガイドに駆動用および拘束用の2種類のワイヤを通す。駆動用ワイヤは外套管の根元から先端まで届いており、拘束用ワイヤはワイヤの先端が外套管の先端から数えて2番目のユニットで固定されている。外套管の根元にはFig.4bに示すようなワイヤストップが取り付けられている。ストップは二つのパーツに分かれており、拘束用ワイヤはパーツ同士の隙間を、駆動用ワイヤパーツに開けられたガイド孔を通る。ワイヤストップを上下から押さえつけることによって拘束用ワイヤを挟み、固定する。拘束用ワイヤが固定された状態で駆動用ワイヤを引っ張ることで先端の関節のみが屈曲する。拘束用ワイヤ軸方向の圧縮に対する抵抗を持つ必要があるため、金属の細径ワイヤを使用する必要がある。今回は局所的に起こる大きな曲げに対しても弾性変形が可能なNi-Ti超弾性合金を用いた。

2.4 外套管試作器

前節に基づいて試作した外套管について述べる。試作機のサイズとしては標準的な腹腔鏡器具として10mm以下の外径が望ましいが、本研究ではこの2倍である20mm以下での実現を目指した。長さについてはユニットの連結数によって変更が可能である。今回はある程度の彎曲形状が確認可能である、また体内深部への到達が可能な長さとして300mm程度とした。製作した外套管試作をFig.5に示す。この外套管は10個のユニットと9つの関節ユニットが交互に連結されて構成されており、全体での自由度数は18である。ユニット単体の長さは22mmであり、関節ユニット単体の長さは7mmである。外套管全体の長さは290mmであり、質量は117gである。また各関節において $\pm 30^\circ$ の回転が可能である。外套管の直径は16mmであり、内部に直径8mmの手術器具通過用のチャンネル、直径3.6mmの空

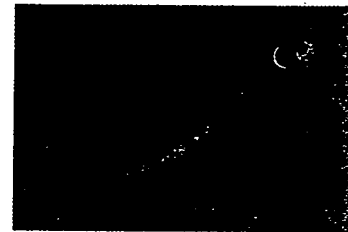


Fig. 6 The image of outer sheath: This image shows that the sheath curves like snake and hold its shape against the self gravity.

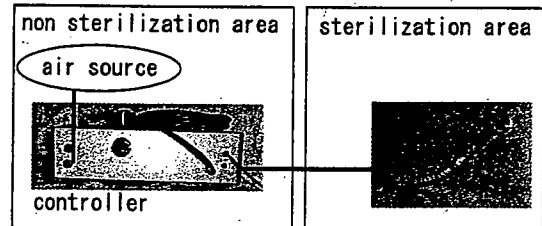


Fig. 7 System of the outer sheath.

気圧用チャンネルを有している。外套管の素材としてリンク、スライダ、ストップにはステンレスを使用し、その他の部分にはアルミニウムを使用した。外套管の内側には外径8mmの軟性チューブが取り付けられており、実際に外套管の内部を手術器具が通過する際のガイドの役割を行なう。Fig.5dは外套管の根元の部分を示している。外套管の根元部分にはワイヤによって先端部分を操作するためのボタンが取り付けられており、術者は外套管を操作する際にワイヤを引っ張ることで全体の彎曲および先端の屈曲を行なうことになるが、ワイヤのみ引っ張った場合は全体が引っ張られたワイヤの方向へ彎曲し、ボタンを押しながらワイヤを引っ張ることによって先端の先端が屈曲する。また空気圧を供給するためのエアチューブとのコネクタが取り付けられており、チューブとの容易な着脱が可能である。この外套管試作器が実際に彎曲している様子を

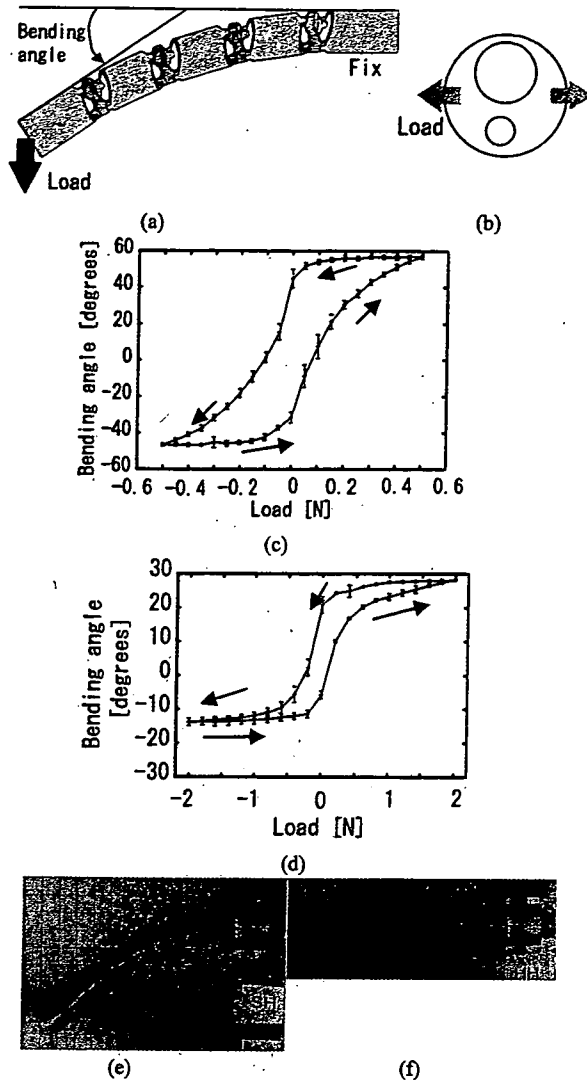


Fig. 8 Experiment between external load and sheath curve: a) experiment condition and parameter. b) load direction. c) this graph shows relation between load and head angle in flexible mode. d) graph in rigid mode. e) sheath's shape when load was 0.4N in flexible mode. f) sheath's shape when load was 0.4N in

Fig. 6に示す。この図では空中に重力に対してこの姿勢を維持しており、様々な形状で姿勢を固定できることを示している。

外套管全体のシステムをFig. 7に示す。システムとしては外套管のほかに空気圧を供給する供給源と制御ボックスとで構成される。制御ボックスでは空気圧の供給を切り替えるスイッチ取り付けられており、スイッチを切り替えることで柔剛状態を変化させることが可能である。またスイッチは手元スイッチやフットスイッチなど複数の中から選択することが可能となっている。そして外套管とは空気圧チューブによって連結されるが、チューブの着脱を容易にすることで滅菌部分と非滅菌部分との着脱が可能である。

3. 評価実験

本外套管マニピュレータで用いた柔剛可変機構と先端屈曲機構の有効性と試作した外套管の体内進入可能性を評価するための実験を行なった。行なった実験項目は柔剛それぞれの状態における外力に対する彎曲応答性、加える空気圧と外套管の剛性との関係、ワイヤによる操作性能の基本特性、およびファントム通路を用いた外套管の操作特性である。

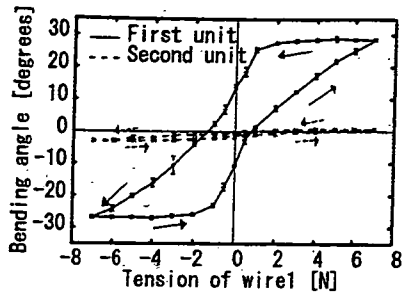
3.1 柔剛の切り替えに関する基本特性

本外套管に持たせる機能である柔と剛の切り替えについて採用した機構の有効性を評価するため、柔の状態と剛の状態それぞれにおいて、外力による変形に関する特性の評価を行なった。測定方法を以下に述べる。Fig. 8aに示すとおり外套管を先端から5番目のユニットで固定する。そして先端にFig. 8bの方向に直線状態から垂直となるように負荷をかける。そのとき負荷の大きさと先端のユニットが最初の直線状態に対してなす角度を測定した。Fig. 8cに外套管に空気圧を加えていない状態における負荷外力と先端ユニットの角度の関係を示す。そしてFig. 8dに外套管300kPaの空気圧を加えた状態での関係を示す。またFig. 8e, 8fに0.4Nの負荷を先端に付加したときの外套管の形状をそれぞれ示す。空気圧を加えない柔の状態においては0.5Nの先端負荷で58度の回転角度となった。0.5Nは外套管自身にかかる重力よりも小さな負荷であり、小さな外力によって変形できることを示している。一方で空気圧を加えた状態では加える負荷が小さいところではある程度の彎曲が生じたが一定以上の彎曲はせず、大きな負荷に対してはほぼ剛体と同じような性質を示した。これはギアによる歯のかみ合い部分やスライダ、リンクなどの連結部分の遊びが一定範囲内の彎曲の原因として考えられる。

外套管に加える空気圧と外套管が発生する剛性との関係は加える空気圧が100kPa以下の場合、空気圧を加えていない状態と同じ変形特性を示した。そして空気圧が200kPa以上では300kPaの空気圧を加えたときと同じ特性を示し、空気圧をそれ以上大きくすることでの変化は見られなかった。これは剛性を発生させるために必要な空気圧が200kPaであることを示している。空気圧のチャンネル径も小さく体積も少ないことからこのときに蓄えられるエネルギーは小さく、空気漏れや破損の際にも人体に影響を及ぼすことがなく安全な方法である。

3.2 ワイヤによる先端屈曲に関する実験

本外套管の目標とする先端屈曲機能に対して採用した原理の有効性、および進入動作への有効性を評価す



(a)



(b)

(c)

Fig 9 Experiment about curve by wire. a) Relation between unit bending angle and tension of wire1. b) Sheath's shape when wire1 tension is 6N and wire2 is locked. c) Sheath's shape when wire1 tension is 6N and wire2 is free.

るための実験の行なった。実験方法は前述の実験と同様直線状態からの先端ユニットのなす角および2番目のユニットのなす角を測定し、比較を行なった。Wire1, Wire2ともに対となる一組のワイヤガイドにそれぞれ通し、片方のワイヤに加えた張力を正、もう片方に加えた場合を負としている。屈曲角度はまっすぐに伸ばした状態から正の張力を加えた場合に向く方向を正の角度とした。Fig. 9aはWire2を固定したときのWire1の張力と先端のユニット、および二番目のユニットそれぞれが直線状態のときとの間でなす角を示したものである。先端のユニットは約30度のあたりまで向きを変更し、2番目以降のユニットは直線状態から4度以内の向きの変更で収まっていた。Fig9bはWire2を固定した状態において6Nの張力をWire1へ加えたときの様子である。比較として拘束用ワイヤを固定しなかったときの彎曲の様子をFig. 9cに示す。Fig. 9に示す通り先端部分以外をほぼ直線状態に保ったまま先端ユニットのみを屈曲させることが可能であった。

3.3 体内挿入性、操作性に関する評価

次に外套管マニピュレータが体内に進入していくための特性についての評価実験を行なった。実験用のファントムとしてシリコンゴムを用いてFig. 10に示すような通路を作成し、挿入性能と、ワイヤによる操作性を評価した。使用したシリコンはRTVシリコンゴム(信越化学)とシリコンオイル(信越化学)を質量比1:2の割合で混合させて製作したものであり、弾性率は生体組織に近い $2 \times 10^5 \text{ Pa}$ である。ファントムには通路は二つの分岐点を用意し、a)直線的な通路、b)一度彎曲し、彎曲した方向へ進入する通路、c)一度彎

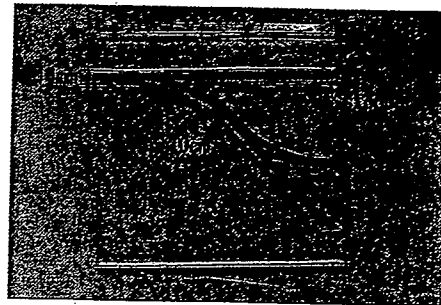
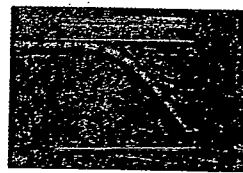


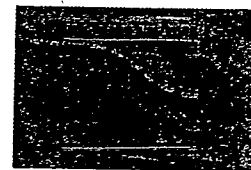
Fig 10 Condition of experience about insertion and control.



(a)



(b)



(c)

Fig 11 Image that outer sheath goes through the path made by silicone. a) the straight path. b) curves one time. c) curves twice.

曲した後に、逆方向へもう一度彎曲をする通路の3つの通路を用意した。ファントムは周囲のストッパによって支えられているが、この範囲内での挿入による変形や移動が可能である。通路の幅は14mmに設定されており、外套管は通路のシリコンを横方向へ押し分けながら進入する。分岐点において彎曲をする道の屈曲半径は100mmである。外套管を挿入する際には通路が分岐する場所に差し掛かる際に先端操作によって外套管の先端が目的の進路へ侵入するようにする。そして選択した通路へ進入したことを確認したら後ろからの挿入動作のみで次の分岐点に到達するまで進入させる。外套管が3つの通路を選択して進入する様子をFig. 11に示す。この図に示す通り分岐点において外套管が進路を選択し、三つの通路を通過することが可能であった。

3.4 姿勢維持性能に関する評価

外套管の姿勢維持性能の評価を行なうため模擬的な軟性マニピュレータを挿入し、先端屈曲の際における外套管の姿勢のずれを測定した。使用した模擬マニピュレータは径4mmの軟性塩化ビニルチューブにワイヤガイドを取り付け、ワイヤによって全体が彎曲する

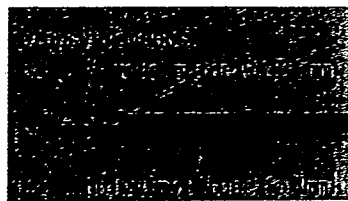


Fig. 12 Phantom manipulator for outer sheath.

ようにしたものである。そしてこのチューブの中に径2.4mmの生検鉗子を通して(Fig. 12)。この模擬マニピュレータを外套管に挿入し、先端部分が通り抜けたところでワイヤ駆動によって彎曲させる。外套管は先の実験と同様に5番目のユニットで固定し、直線状態、および90度の円弧状態の二つの状態で空気圧を加え、形状を固定させた。そして先端部分の屈曲動作の際に外套管の先端が動いた振れ幅を測定した。このとき模擬マニピュレータを屈曲させるために必要とした張力は10.0Nであった。先端の移動した振れ幅は直線状態で21.8mm、円弧の状態で16.8mmであった。これは先の実験において確認された遊びの影響によるものであることが考えられる。そのため変形に伴う力が弱い場合でも上記のブレが生じると考えら得る。しかし遊びによる影響以外は大きな変形外力に対しても姿勢を維持することが可能であることが確認された。

4. In vivo実験

本外套管が実際の腹腔に対して目的となる体内深部への挿入可能性を検証するため、動物(ブタ, 38kg, オス)を使用し、今回の評価を行なった。今回の実験では気腹下で行い、挿入を行うための経路として腹腔鏡から確認可能な肝臓周辺への外套管挿入を試みた。腹部中央あたりから外套管マニピュレータを挿入、腹膜下部から挿入された内視鏡によって外套管の様子を確認しながら外套管が肝臓における肝葉同士の隙間および腹腔の横隔膜側の肝臓と腹膜との隙間への外套管の進入を試みた。Fig.13に内視鏡からみた外套管の腹腔での様子を示す。この図では外套管の先端が見えておらず、外套管が腹腔鏡では見えない部分に到達していることが認められる。そして外套管を通してファイバースコープ(径2.4mm 住田工学ガラス製)を通して、外套管の先の様子を確認した。このファイバースコープからの映像をFig.13cに示す。このように外套管を操作することで臓器同士の隙間や臓器と膜の間など体内の深部にある狭い領域へ到達させることが可能であることを確認した。また腹腔鏡下手術においてこの外套管が気腹下での使用が可能であることの知見が得られた。



(a)

(b)



(c)

Fig 13 Outer sheath inserted into abdominal space: a) through gap of the liver lobes. b) gap between liver and abdominal membrane. c) The view from fiber scope that went through the sheath.

5. 考察

本研究では目標とした柔剛の可変機能に対してスライダリンクと空気圧を使用した柔剛可変機構を考案し、そして先端のみの屈曲による操作性には2組のワイヤを使用した先端屈曲機構を考案して実装を行なった。基礎評価において、空気圧を加えていないときは十分な彎曲性能を示し、200kPaというあまり高くない圧力で形状を固定し、剛体化することが可能であった。これは安全に剛体化できるということでも有効な手段であると考えられる。しかし形状を固定した剛の状態において各関節で生じる遊びの影響が確認された。この遊びの原因としてはスライダとストップのかみ合いの際の隙間やストップ自体の可動部分の動き、リンクとの結合部分の隙間などが原因として考えられる。今回の試作機ではストップが軸方向へ動いてしまう遊びができやすい設計になってしまっていたためストップの部分の軸方向のブレが主因になっていると考えられる。今後剛体時の遊びの影響を小さくするためにはストップの側面に傾斜をつけることで持ち上がった際の軸方向への遊びを小さくする、またリンクとの連結部分の形状を変更することで現在生じているずれをなくすなどの設計時の工夫が必要となる。さらに加工精度を高めることによって各関節での遊びは1度以下に抑えることが可能であると考えられる。回転部分の遊びはユニットの連結部分からスライダまでの距離に依存し、距離が大きいかほど小さく抑えることができる。したがって細径化を行なうことによって遊びが大きくなる恐れがあるため、今後の設計に注意が必要となる。

先端屈曲機構では、外套管の先端以外の部分の変形を伴わずに先端を屈曲させることが可能であった。そ

してこの先端屈曲によって体内での隙間が分岐する場所において適切な進路へ操作していくことが可能であった。

In vivo実験では腹腔鏡による確認下で外套管マニピュレータを目的の場所へ到達させることが可能であった。今回の実験で外套管が到達した場所は従来の直線的な器具による腹腔鏡下手術では視野および手術器具が届かない場所である。この外套管マニピュレータと軟性の手術器具やファイバースコープを用いることで従来では低侵襲な方法で治療できなかった病変部に対しての低侵襲治療が可能になると考えられる。

今後の問題点としては外套管の位置、姿勢の確認および進行方向の視野を確保するための方法が求められる。In vivo実験では腹腔鏡を用いて挿入する際的外套管の位置を確認したが、前述のとおり従来の内視鏡では視野が届かないところへ本外套管は進入する。よって内視鏡以外の方法で進路の様子および外套管の姿勢を確認する必要がある。現在体内を可視化する方法としては超音波やX線、MRIなどが存在しており、超音波誘導化で複雑な臓器である心臓に対しても治療への試みが行なわれている¹⁰⁾。また機器の一部に光学式計測装置や磁気センサなどを取り付け、体外での位置、姿勢から計算して画像に重ね合わせるという手法がある。しかしこの方法は器具が変形しないことが前提であり、本外套管のように自由に姿勢を変形する場合には、それぞれの可視化方法に対する外套管の適応性とともに直接姿勢を表示できるような誘導技術が求められる。また外套管が侵入する先の様子を確認する方法としては外套管を挿入する際に内部に軟性鏡を挿入することで前方の視野を確認することが可能である。しかし組織の隙間など狭い領域を進行することになるため、十分な視野を得るにはバルーンなどを用いて進行する先を拡張してから確認し、その後外套管を進行させるための補助マニピュレータなどが必要になる。上記の問題を解決することで体内の複雑な領域に対して低侵襲にマニピュレータを挿入し、局所的な治療を行うことが可能になると考えられる。

外套管の位置を低侵襲な方法で確認し、挿入を行なうことが可能になることで様々な場所の病変に対して患者への負担が少ない方法での機器の挿入、治療が可能になる。本研究では患者にとってより負担の少ない手術を目標としており、その手段として本外套管が有効な手段である。

6. 結論

従来の腹腔鏡下手術では届かない部位に対し、手術

器具の誘導通路を作成するための柔剛可変外套管の開発を行なった。柔剛可変の原理としてスライダリンク機構と空気圧を用いた機構を考案し、外套管の試作を行なった。試作機は外径が16mmで、内部に径8mmの通路を有しており、200kPaの圧力において形状を固定することが可能であった。挿入実験では曲率半径が100mm以上のカーブに対して進入可能であり、ワイヤによる先端屈曲によって体内の隙間を任意に選択して進入が可能であること、そして従来の器具では到達できない場所への手術器具の挿入が可能であることを確認した。

*

謝辞:本研究の一部は厚生労働省 厚生労働科学研究費補助金 身体機能解析・補助・代替機器開発事業「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究 (H15-フイジ-002)」によるものである。

文献

- 1) Peris J, Reynaerts D, Van Brussel H. A miniature manipulator for integration in a self-propelling endoscope. *Sensors and Actuators A* 2001;92:343-349.
- 2) 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. *JJSCAS* 2004;5:421-427.
- 3) 神野誠. 腹腔鏡下手術支援用ロボット鉗子. *日本ロボット学会誌* 2004;22:439-443.
- 4) Nakamura R, Oura T, Kobayashi E, Sakuma I, Dohi T, Yahagi N, Tsuji T, Hashimoto D, Shimada M, Hashizume M. Multi-DOF Forceps Manipulator System for Laparoscopic Surgery -Mechanism miniaturized & Evaluation of New Interface- MICCAI2001.Utrecht 2001:606-613.
- 5) 鈴木直樹, 服部麻木, 林部充宏, 大竹義人, 鈴木薫之, Murakami EAY, 炭山和毅, 池田圭一, 田尻久雄. 左右に鉗子アームを持つ内視鏡ロボットの開発. *JJSCAS* 2002;4:247-248.
- 6) Ikuta K, Sasaki K, Yamamoto K, Shimada T. Remote Microsurgery System for Deep and Narrow Space -Development of New Surgical Procedure and Microrobotic Tool. MICCAI 2002. Tokyo, 2002:163-172.
- 7) Mineta T, Mitsui T, Watanabe Y, Kobayashi S, Haga Y, Esashi M. An active guide wire with shape memory alloy bending actuator fabricated by room temperature process. *Sensors and Actuators A* 2002;97:632-637.
- 8) Ikuta K, Ichikawa H, Suzuki K. Safety-Active Catheter with Multiple-Segments Driven by Micro-hydraulic Actuators. MICCAI 2002. Tokyo, 2002:182-191.
- 9) 八木昭彦, 松宮潔, 正宗賢, 廖洪恩, 土肥健純. スライダリンク機構及び空気圧を用いた可撓性外套管のための柔剛可変機構における基礎的検討. *JJSCAS* 2005;7:399-400.
- 10) Suematsu Y, Marx GR, Triedman JK, Mihaljevic T, Mora BN, Takamoto S, Nido PJ. Three dimensional echocardiography guided artery septectomy: A experimental study. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 2004; 128: 53-59.

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 mesenterium 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、多自由度化によっては、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、小型化や十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

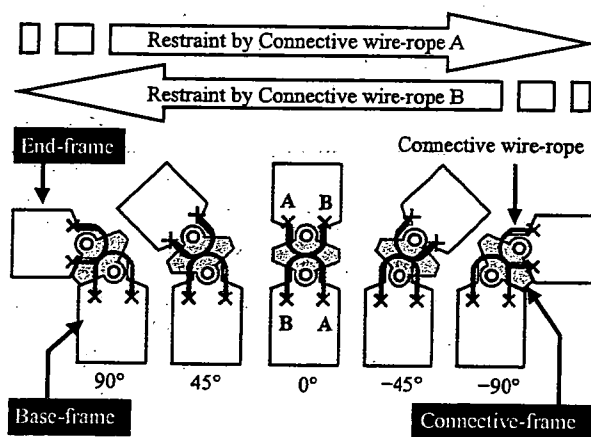


Fig. 1 Wire-connected mechanism for a 1-DOF bending from -90 to 90 degrees. Base-frame and End-frame are connected by an intermediate Connective-frame and a pair of wire-ropes is crossing at the center of Connective-frame. These Connective wire-ropes work as a mechanical gear between Base-frame and End-frame for a slip-less, rotation. When End-frame rotates the clockwise, Connective wire-ropes "A" prevents End-frame from slip against Base-frame. Reversely when End-frame rotates counter-clockwise, Connective wire-ropes "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5mmトロッカーに通すことを考え、5.0mm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りに用いられるアプリケーションの1つとして、パ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パ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5.0mm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。

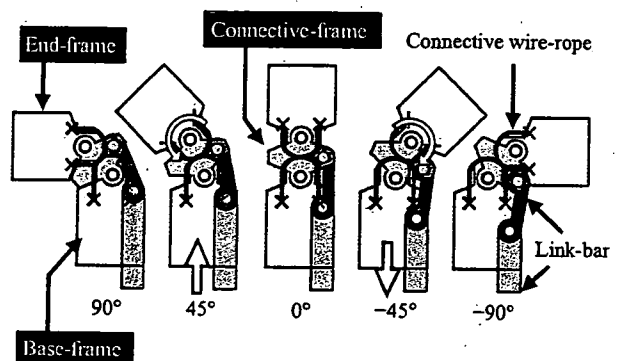


Fig. 2 Wire-connected linkage-driven bending mechanism. The two link-bars drives the joint motion. Connective-frame rotates from -45 to 45 degrees and accordingly, End-frame rotates from -90 to 90 degrees.

フレーム内部では、2本のConnective wire-ropes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-ropes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-ropes 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-ropes 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-ropes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

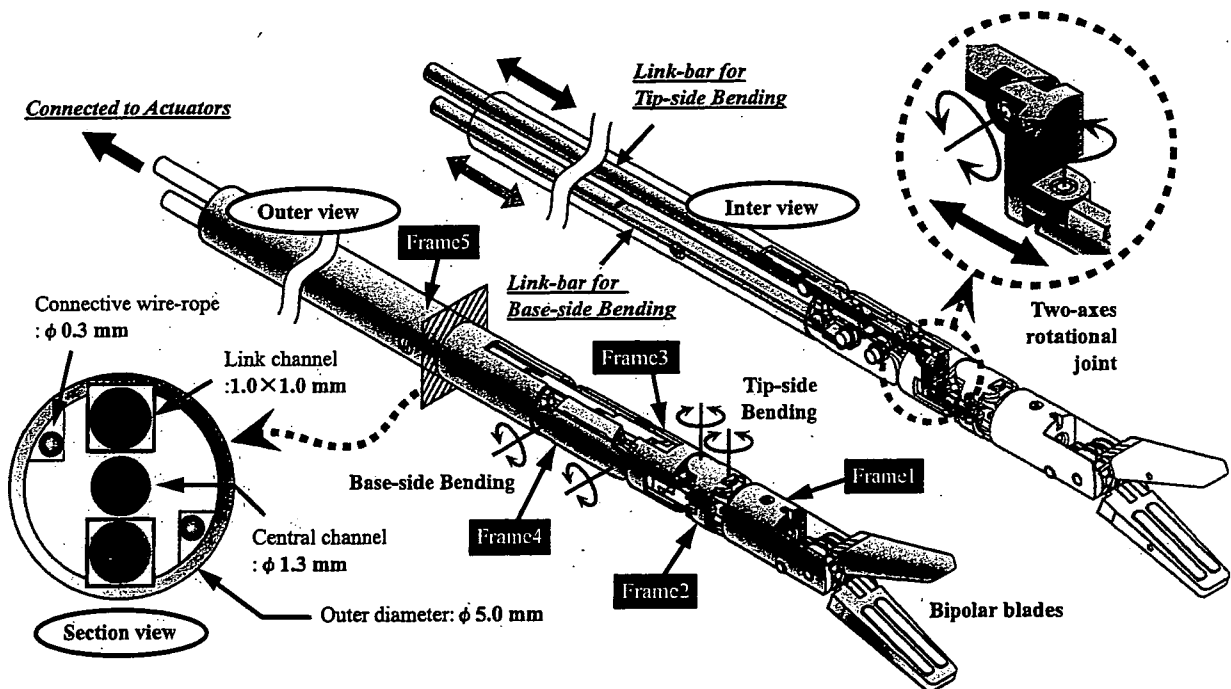


Fig. 3 The architecture of 2-DOFs bending mechanism consists of five outer frames and two inner links. The bending directions of the tip-side bending mechanism and the base-side bending mechanism are perpendicular. Linkage to drive the base-side bending mechanism consists of two link-bars as shown in 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.

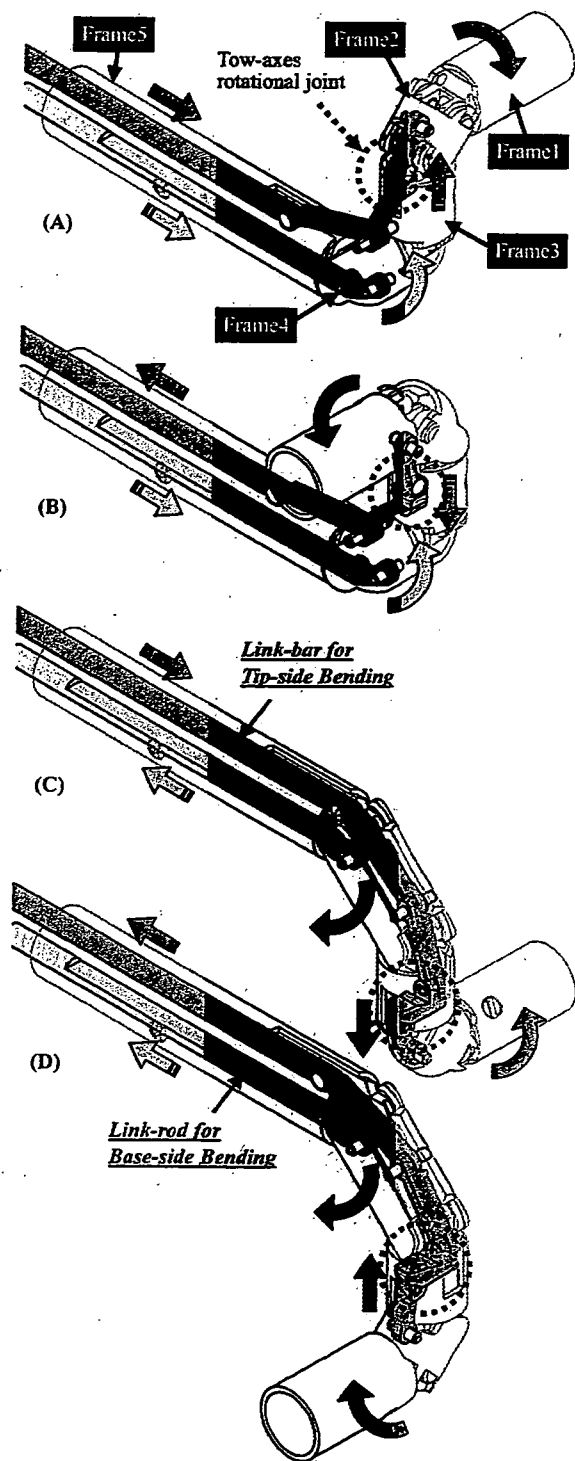


Fig. 4 Various bending pose of the manipulation. (A): The tip-side angle is 90 degrees and the base-side angle is 90 degrees. (B): The tip-side angle is -90 degrees and the base-side angle is 90 degrees. (C): The tip-side angle is 90 degrees and the base-side angle is -90 degrees. (D): The tip-side angle is -90 degrees and the base-side angle is -90 degrees. The tip-side bending is accompanied with 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-robe 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-robe の配置は Fig. 1 で示したものと同じである。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-robe 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-robe 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、 $1.0 \times 8.0 \times 0.15$ 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ンネルを通り、フレームの外

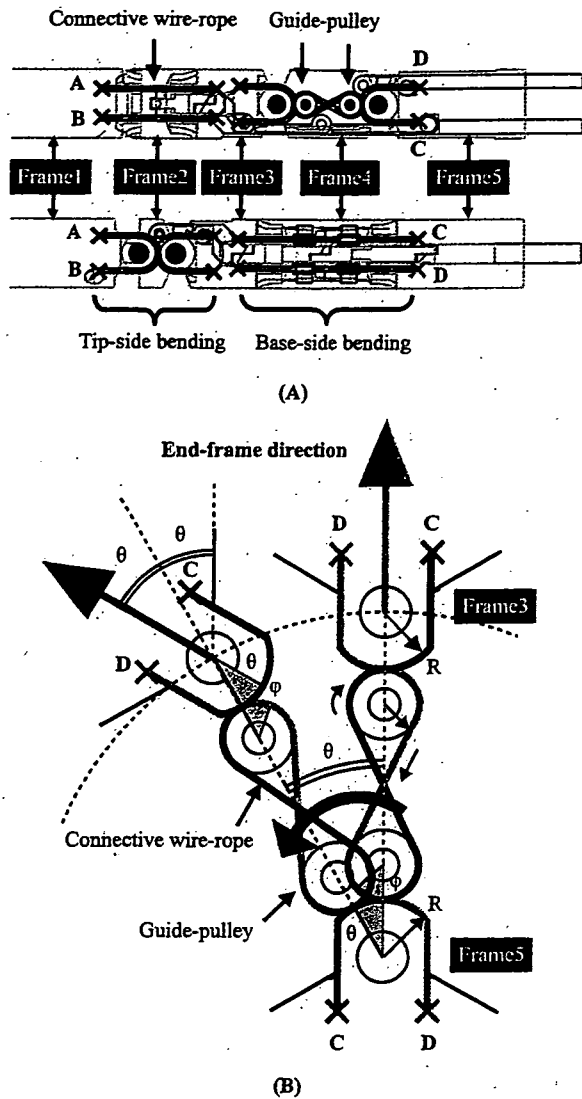


Fig. 5 (A): Connective wire-ropes' paths in 2-DOFs bending mechanism. In the tip-side bending mechanism, their path is same as shown in Fig. 1. The base-side bending mechanism has a little arranged path with intermediate four guide-pulleys, because the length of Frame4 is longer than Frame2. (B): Detail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

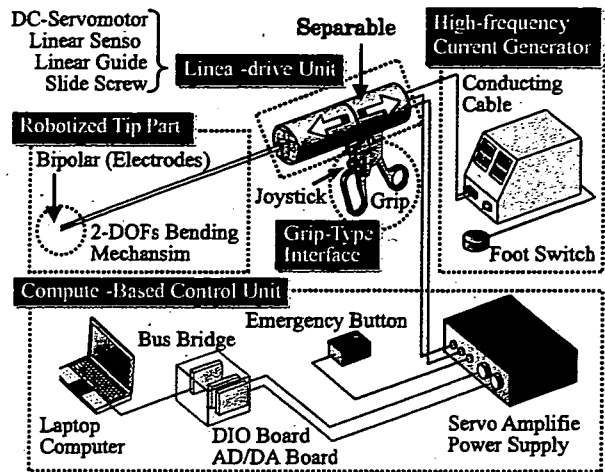


Fig. 6 The system configuration of the manipulator consists of five parts. The robotized tip part includes the bipolar blades and the 2-DOFs bending mechanism. The linear-drive unit thrusts link-bars by a pair of DC-servomotors, linear sensors, linear guides and slide screws. The grip-type interface 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.

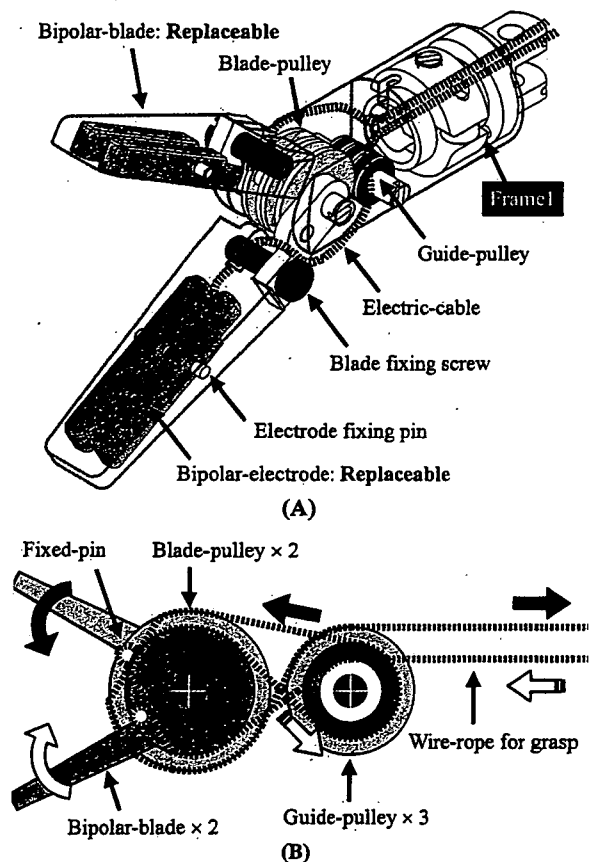


Fig. 7 (A): The structure of the bipolar electric scalpel. A pair of blades and electrodes is replaceable. (B): The bipolar-blades are driven by a wire-rope. The bipolar-blades are fixed to the blade-pulleys and the wire-rope is wound around the blade-pulleys through the guide-pulleys. Traction of the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