

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¹²⁾、(3)水圧装置を利用したもの³⁾、(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ン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

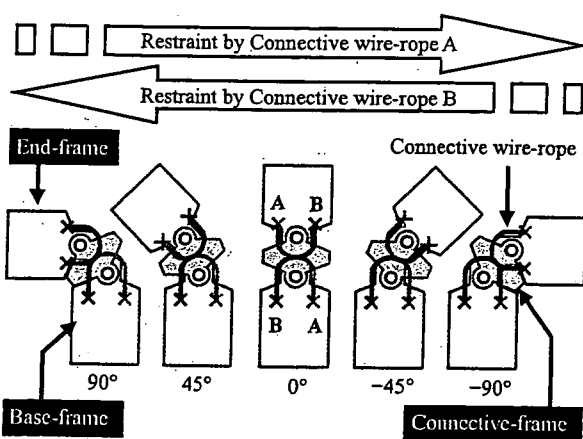


Fig. 1 Wire-connected mechanism for a 1-DOF bending from -90 to 90 degrees. Base-frame and End-frame are connected by an intermediate Connective-frame and a pair of wire-ropes is crossing at the center of Connective-frame. These Connective wire-ropes work as a mechanical gear between Base-frame and End-frame 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。

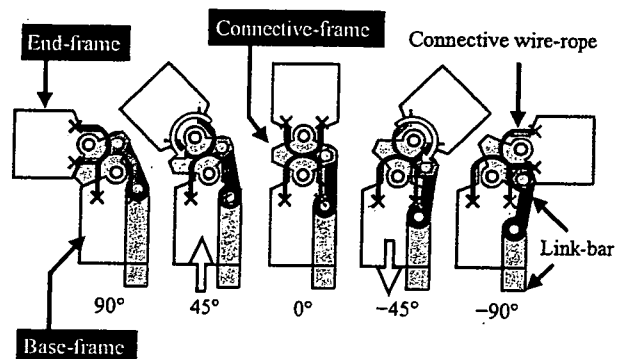


Fig. 2 Wire-connected linkage-driven bending mechanism. The two link-bars drives the joint motion. Connective-frame rotates from -45 to 45 degrees and accordingly, End-frame rotates from -90 to 90 degrees.

フレーム内部では、2本の Connective wire-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-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

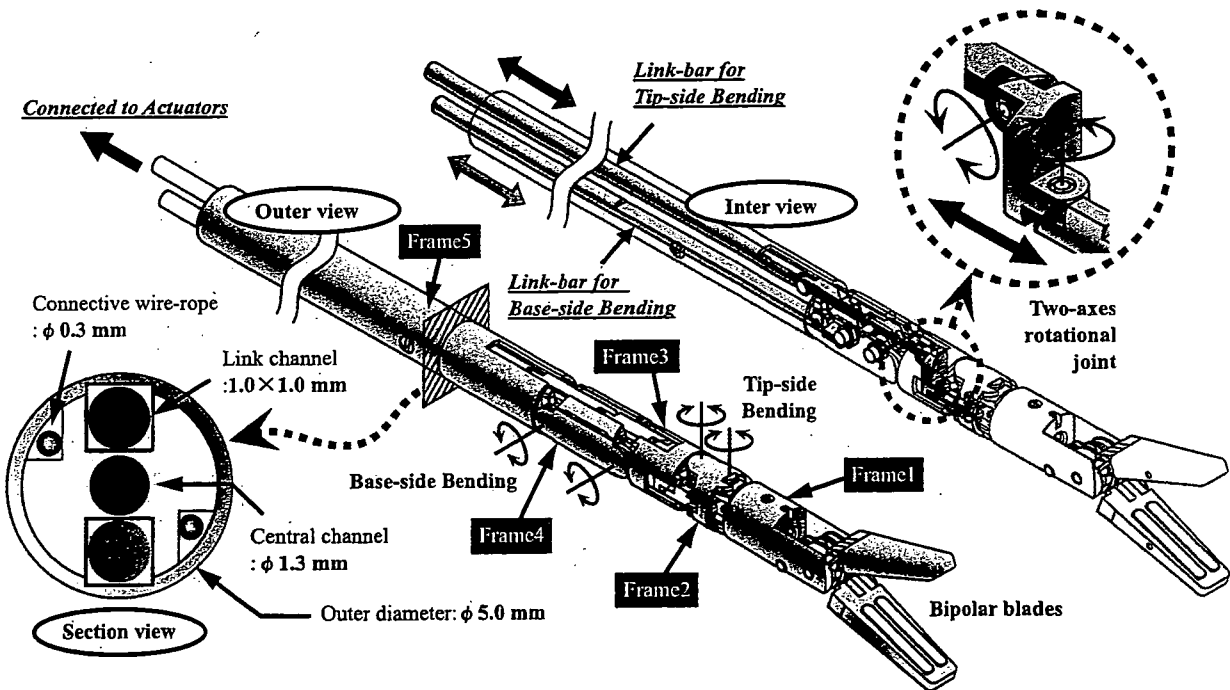


Fig. 3 The architecture of 2-DOFs bending mechanism consists of five outer frames and two inner links. The bending directions of the tip-side bending mechanism and the base-side bending mechanism are perpendicular. Linkage to drive the base-side bending mechanism consists of two link-bars as shown in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

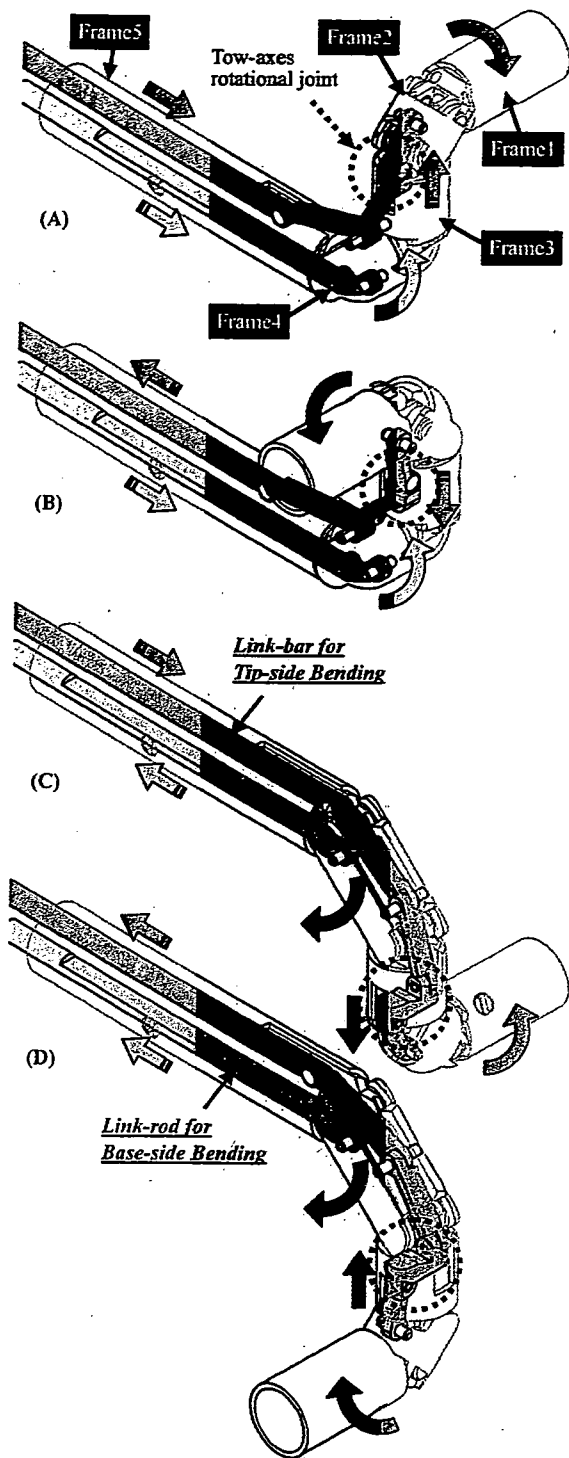


Fig. 4 Various bending pose of the manipulation. (A): The tip-side angle is 90 degrees and the base-side angle is 90 degrees. (B): The tip-side angle is -90 degrees and the base-side angle is 90 degrees. (C): The tip-side angle is 90 degrees and the base-side angle is -90 degrees. (D): The tip-side angle is -90 degrees and the base-side angle is -90 degrees. The tip-side bending is accompanied with the action of the two-axis 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で示したものと同一である。一方、根元側の屈曲機構は、Frame4の長さが長い為、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つのガイドプーリを介して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ーフェース、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・操作インターフェースで合計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 × 8.0 × 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

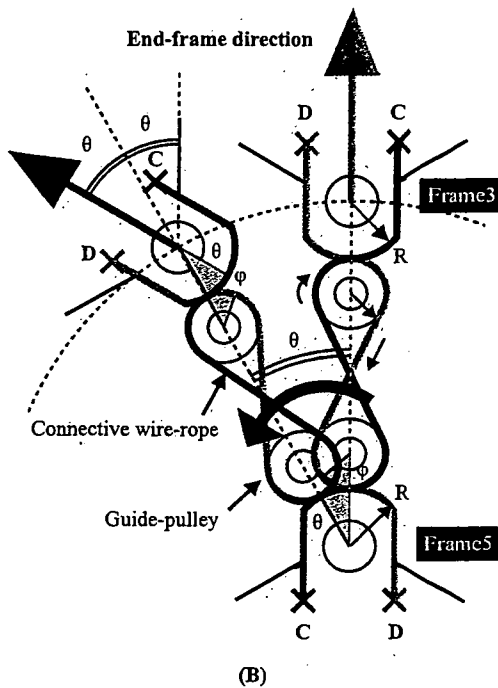
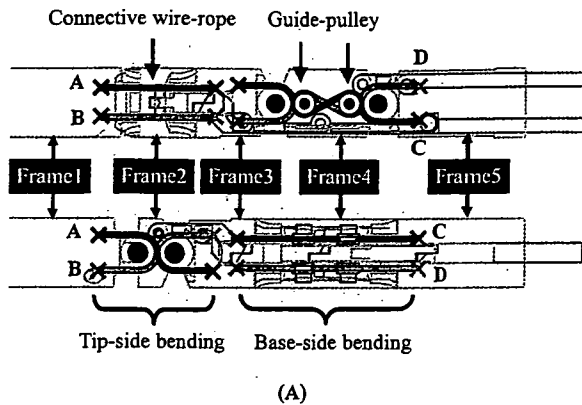


Fig. 5 (A): Connective wire-ropes' paths in 2-DOFs bending mechanism. In the tip-side bending mechanism, their path is same as shown in Fig. 1. The base-side bending mechanism has a little arranged path with intermediate four guide-pulleys, because the length of Frame4 is longer than Frame2. (B): Detail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

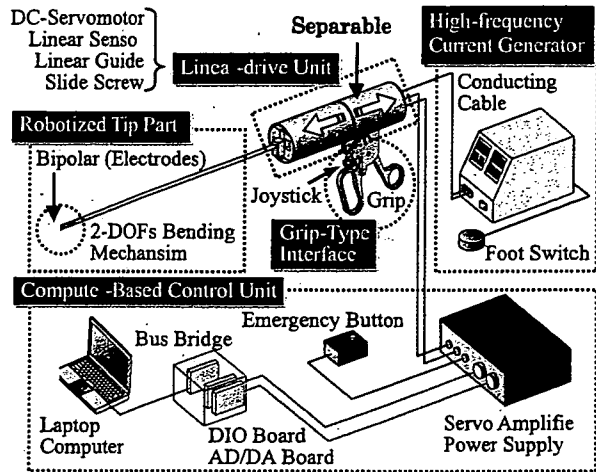


Fig. 6 The system configuration of the manipulator consists of five parts. The robotized tip part includes the bipolar blades and the 2-DOFs bending mechanism. The linear-drive unit thrusts link-bars by a pair of DC-servomotors, linear sensors, linear guides and slide screws. The grip-type interface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

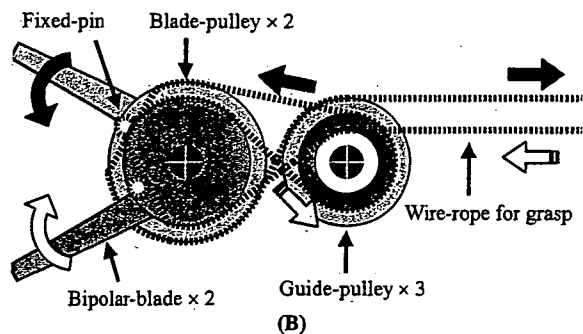
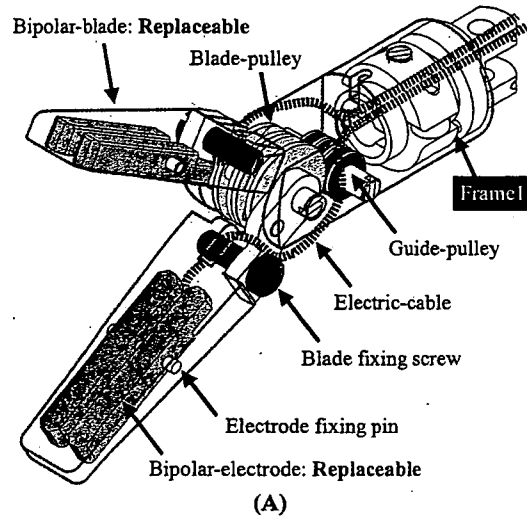


Fig. 7 (A): The structure of the bipolar electric scalpel. A pair of blades and electrodes is replaceable. (B): The bipolar-blades are driven by a wire-ropes. The bipolar-blades are fixed to the blade-pulleys and the wire-ropes is wound around the blade-pulleys through the guide-pulleys. Traction of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

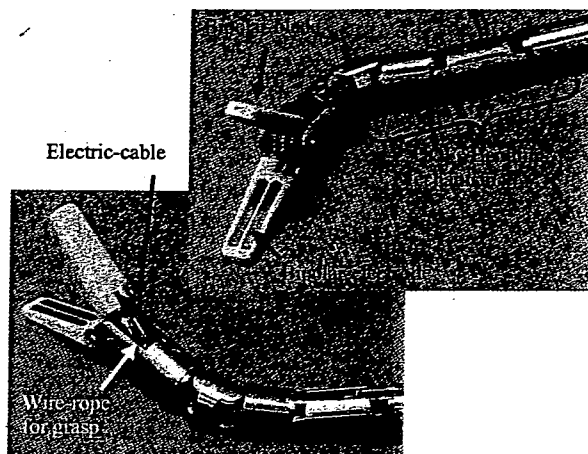


Fig. 8 Appearance of the end-effector. All of the electric cables and wire-ropes are built in the Frames.

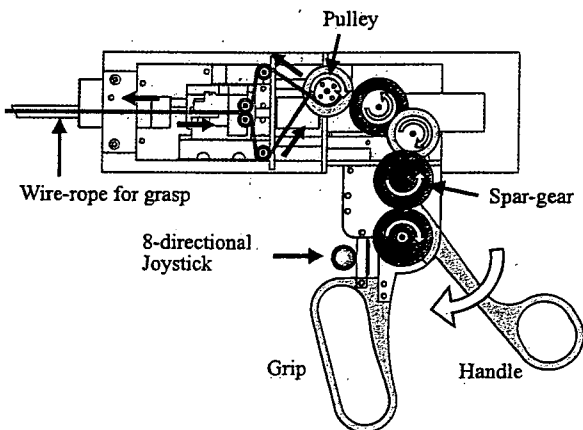


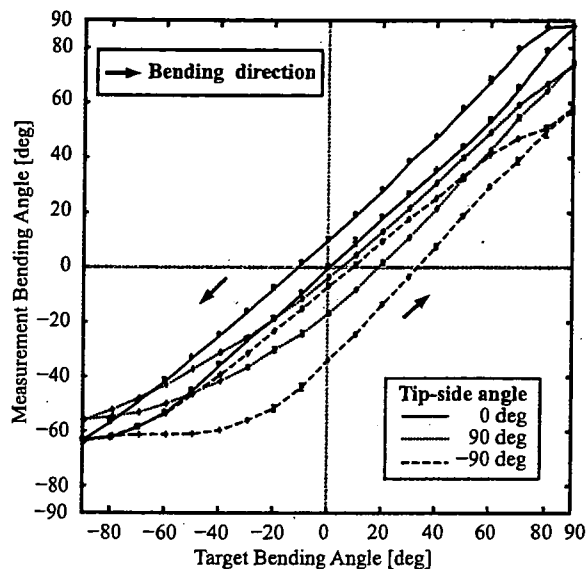
Fig. 9 The grip-type interface with a handle and an 8-directional joystick. Fixed handle for thumb is movable fixed on a gear. When the handle is closed, the wire-ropes for grasp are driven by the gears.

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。

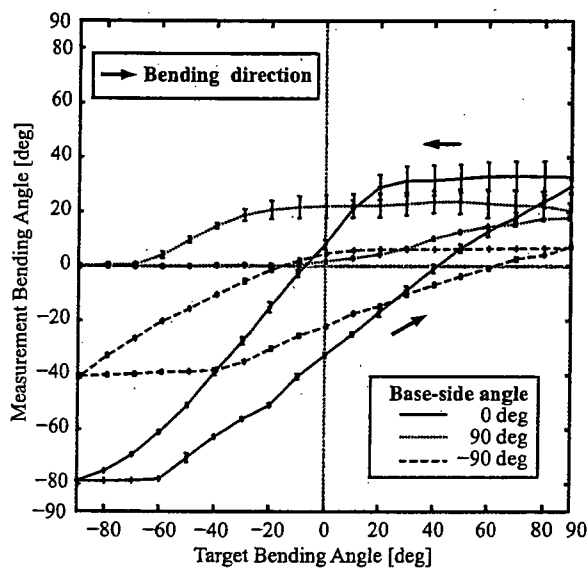
また、2自由度屈曲部分と直動ユニットの間には、特殊な工具なしで着脱可能な機構を搭載した。直動ユニットを取り外すと2自由度屈曲部分は完全にフリーの状態になる。そのため、手術中にマニピュレータが故障し、大きく曲がった状態で動かなくなったとしても、安全に抜去することが可能である。

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 $4.8 \pm 1.6^\circ$ ($N = 5$), 根元側の屈曲自由度を90°曲げた場合は $4.6 \pm 2.3^\circ$ ($N = 5$) 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.

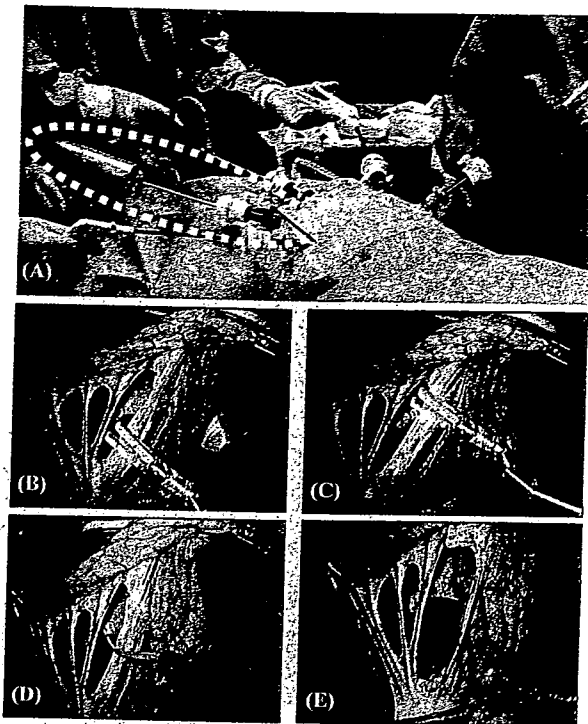


Fig. 11 (A): In vivo experiments scene using a pig (38 kg, male) under pneumoperitoneum for evaluation of sealing mesenteric blood vessels with 2-DOFs bending motion. A laparoscope, the manipulator and three forceps are inserted in the abdominal wall with a general laparoscopic surgical setting to approach 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 ± 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、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1mm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に、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。

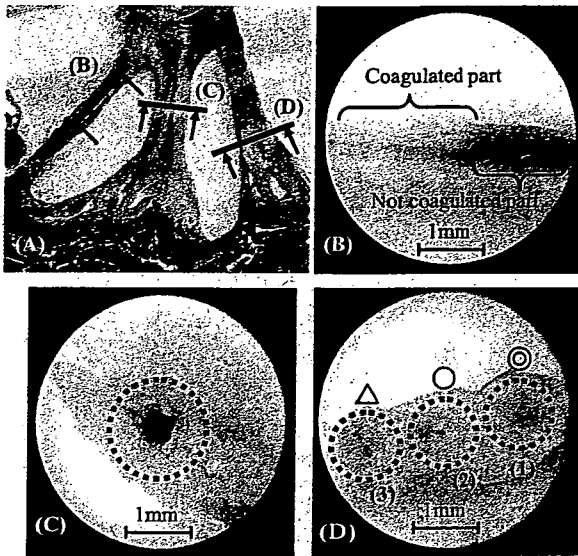


Fig. 12 (A): Three positions of coagulation (B), (C) and (D) on the mesenteric tissue. (B): An axial cross section of a vessel which is on the boundary between the coagulated part and not-coagulated part. (C): A Cross section of a tissue including a vessel shows the vessel is completely occluded. (D) 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、いずれの方向にも最後まで ($\pm 90^\circ$ 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。コアギューレ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ーレタ機能については、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、LigaSureTM (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ーレタを搭載したが、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.

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. JSCAS 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, Padeloup A, Dankelman J, Gouma D J.
The optimal mechanical efficiency of laparoscopic forceps.
Surgical Endoscopy. 2004; 18: 1766-1770.

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. JJCAS 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, 高木眞一, 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. JSCAS 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

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 深^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 は切除電流ルーブ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な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過して排出される。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、結果から誤差のパラつきはほぼ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-フイジー指定-002)による。

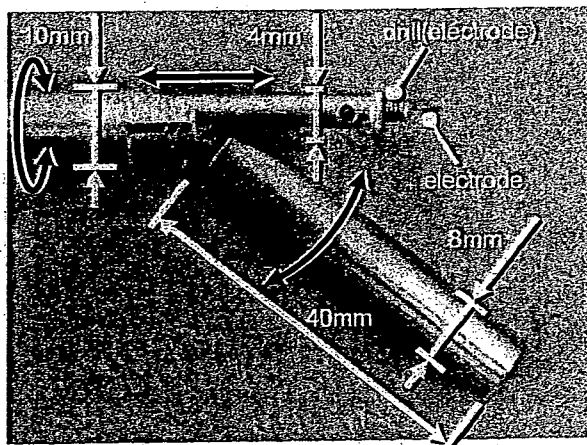


Fig.1 Developed prototype

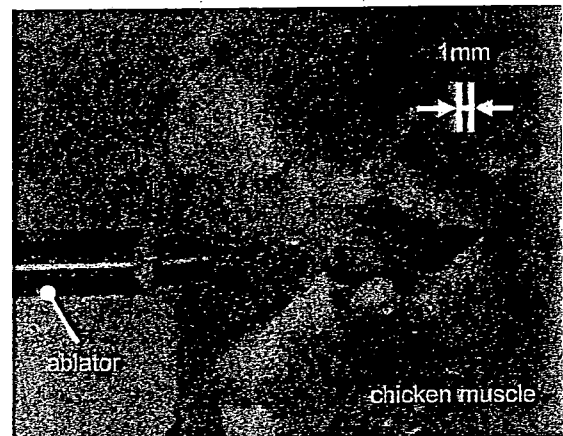


Fig.2 Tunnel-like ablation of chicken phantom

Design of a Surgical Robot Device for Non-Metastasis Mechanical Transurethral Resection of the Prostate by Repetitive Minute Cauterization and Milling

Kiyoshi Matsumiya¹, Satoshi Nishizawa¹, Ken Masamune¹,
Hongen Liao², Takeyoshi Dohi¹

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

1. Introduction

Transurethral resection of the prostate (TUR-P) is one of the most effective treatment for benign prostate hyperplasia. TUR-P is a kind of mechanical resection technique using loop wire carrying electric current for dissection and it is possible to ablate only the tissue adjacent to the cutter selectively without serious damage of the surrounding healthy tissue. In the therapy for prostatic cancer, however, conventional TUR-P is not a therapeutic option because such a technique with repetitive minute mechanical cutting involves a high risk of metastasis by scattering of cancerous tissue. It is considered that reduction of this risk makes it possible to remove the cancerous prostatic tissue mechanically and therefore accurately as in conventional TUR-P, and moreover without scattering cancer.

In this paper, design of a surgical robot device for non-metastasis transurethral resection of the cancerous prostatic by repetitive cauterization and milling is illustrated. Fundamental specification of the device is discussed based on the experiments with a prototype developed.

2. Materials and methods

2.1 Designed procedure and the prototype

In the designed procedure, all the process is performed by a surgical device, which is inserted into the urethra and robotically controlled, until the target tumor is fully ablated. The developed prototype consists of an ablator and a manipulator to position it. The ablator is a hybrid of a bipolar electrocoagulator and a milling drill. The ablator is 4mm in diameter and is composed with a needle-like electrode at the tip, a milling drill which is also the other electrode, and with two ducts beside the drill for saline perfusion. The manipulator has a cylindrical outline and the maximum diameter of the part which is inserted into the urethra is 10mm. The manipulator incorporates the ablator and positions it by 3 DOF motion: A rotation around the axis, a bending at a

joint, a translation of the ablator.

In the procedure, repetitive tunnel-like ablations of the prostatic tissue are performed. The direction of the ablation tunnel is changed by the rotation and the bending of the manipulator. The bending angle changes after each tunnel-like ablation. The bending motion deforms the prostate to change the direction the ablator travels in relatively to the urethra near the ablation tunnel. This mechanism contributes to reduction of the manipulator diameter because no mechanism to change the direction is required which has a complex structure in general. In each tunnel-like ablation, repetitive minute ablations are performed. In each minute ablation, the tissue between the electrodes is electrically coagulated and subsequently milled into chips by the drill, while the chips are removed by saline perfusion through inside the ablator. A translation of the ablator is performed during the milling up to a certain step. The tissue is denaturalized by the electrocoagulation when milled and therefore the risk of metastasis by scattering of cancerous tissue is expected to be reduced.

2.2 Validation

In order to validate the device design, the ablator and the manipulator of the developed prototype were validated.

In order to validate the ability of the ablator for resection the cancerous tissues without leaving them natured, a tunnel-like ablation of chicken muscle phantom was done by a cyclic process decided on the basis of preliminary tests. The cycle of 2 steps as follows started while the ablator tip was at the phantom surface, and was repeated until the tip reached the depth of 16mm: (Step 1) Cauterization for 60s at 25W with drops of saline, and (Step 2) milling at 1200rpm simultaneously translating the ablator up to 4mm at 2.5mm/s, and aspirating the milled chips. After the ablation the tunnel was dissected along the long axis and examined by eye observation.

In order to validate the positioning accuracy of the manipulator, positioning error in motion along each of the 3 DOF was independently measured. In the measurement the manipulator moved along each DOF by a step of 10deg in the rotation, 5deg in the bending, and 5mm in the translation, from a reference position to one end of the range, to the other and finally back to the reference position. This motion pattern was repeated 3 to 5 times. The error was acquired at each stop by subtraction of the position of a fiducial point on the device measured by a digital still camera of 8 mega pixels and the one theoretically calculated.

3. Results

3.1 Tunnel-like ablation of the phantom

In the cross section along the long axis of the resulting tunnel, change in color of the tissue was observed at 1 to 3mm from the tunnel surface.

3.2 Positioning error in the 3 DOF motions

The positioning error in the rotation was 1.1deg (S.D. \pm 0.8deg, n=216), from which the error in positioning the ablator tip by the rotation is calculated to have been 0.5mm (S.D.0.4mm, n=216). The positioning error in the bending was 0.6deg (S.D. \pm 0.3deg, n=90), from which the error in positioning the ablator tip by the bending is calculated to have been 0.4mm (S.D.0.2mm, n=90). The positioning error in the translation was 0.1mm (S.D. \pm 0.2mm, n=80), which is the error in positioning the ablator tip by the translation.

4. Discussion

4.1 Ability of the ablator

The result indicates that tissue of the tunnel surface was well denaturalized. On the other hand it is considered that denaturalization spread from the ablator to the outside. Therefore it is estimated that the tissue removed by milling had been already denaturalized by cauterization when milled, though it was not pathologically examined if the tissue was denaturalized or not. The result also indicates that tissue at more than 2 to 3mm far was not denaturalized. According to these indications it is suggested that the designed ablator, when appropriately operated, makes it possible to remove the tissue on the path, denaturalizing it in advance and avoiding widespread heat damage of the surrounding tissue by over cauterization.

4.2 Positioning accuracy of the manipulator

The results indicate that the positioning error in

manipulation of the ablator was sufficiently small to be simply calibrated. The results indicate also that the backrush in manipulation of the ablator was sufficiently small to avoid serious damage of the surrounding tissue, and to fully remove tissue in the target area, considering that the diameter of the ablator is 4mm and that the 2 neighboring ablation tunnels are overlaid each other by approximately 1mm at the maximum in the designed procedure. According to these indications it is suggested that the designed manipulator itself has sufficiently high positioning accuracy and that makes it possible to remove the tissue accurately, though it should be followed by phantom experiments in the future.

4.3 Possibility of non-metastasis mechanical transurethral resection of the prostate

The device designed in this study consists of an ablator and a manipulator to position it. As discussed above, the ablator is able to remove the cancerous prostatic tissue on the path without scattering it before denaturalized and without serious damage in surrounding area, and the manipulator is able to position the ablator accurately. Therefore, the designed device itself is safe and accurate, and if the target volume planned in pre- or intraoperative medical images and the manipulator are accurately registered to the prostate it is possible to accurately remove the cancerous prostatic tissue as planned without risk of metastasis by the designed device.

5. Conclusion

A surgical device for non-metastasis mechanical transurethral resection of the prostate by repetition of minute milling after minute coagulation was designed and the design was validated with a developed prototype which consists of an ablator and a manipulator to position it. The ablator milled out the chicken phantom to make a tunnel-like hole while the milled chips was estimated to be sufficiently denaturalized. The manipulator positioned the ablator with sufficiently high accuracy. In combination with a registration technique it is possible to accurately remove the cancerous prostatic tissue as planned without risk of metastasis by the developed device.

Acknowledgements

This work is partly supported by a Health and Labour Sciences Research Grant from the Ministry of Health Labour, and Welfare of Japan.

ACCAS 2007 - Abstracts

Program Co-chairs

SAKUMA I, The University of Tokyo (Japan)

KIM YS, Hanyang University (South Korea)

CHUI CK, National University of Singapore (Singapore)

Program Committee

ANG Jr M, PhD, National University of Singapore (Singapore)

CHINZEI Kiyoyuki, PhD, Nat'l Institute of Advanced Industrial Science and Technology (Japan)

CHUI CK, PhD, National University of Singapore (Singapore)

DUAN HL, PhD, Zhejiang University (China)

FANG SF, PhD, Indiana University - Purdue University (USA)

HENG Pheng-Ann, Ph D, Chinese University of HK (HK)

ISEKI Hiroshi, MD, PhD, FATS, Inst. of ABME&S, TWMU (Japan)

KIM MH, PhD, Ewha Women's University (Korea)

KOBAYASHI Etsuko, PhD, University of Tokyo (Japan)

LEE Kyung Jin, MD, PhD, Catholic University (Korea)

LIN Feng, PhD, Nanyang Technological University (Singapore)

MASAMUNE Ken, PhD, The University of Tokyo (Japan)

NG WS, PhD, Nanyang Technological University (Singapore)

SAKUMA I, PhD, The University of Tokyo (Japan)

TAYLOR RH, PhD, John Hopkins University (USA)

TEO CL, PhD, National University of Singapore (Singapore)

WONG YS, PhD, National University of Singapore (Singapore)

YE XZ, Ph D, Zhejiang University (China)

ZHENG JM, PhD, Nanyang Technological University (Singapore)

CHANG Stephen, MD, National University Hospital (Singapore)

CHOU SM, PhD, Nanyang Technological University (Singapore)

DORI I, PhD, The University of Tokyo (Japan)

FANG Jing, PhD, Beijing University (China)

FUJIE Msakatsu, PhD, Waseda University (Japan)

IKUTA Koji, PhD, Nagoya University (Japan)

JO Yung Ho, PhD, National Cancer Center (Korea)

KIM Young Soo, MD, PhD, Hanyang University (Korea)

KWON Dong Soo, PhD, KAIST (Korea)

LEE Woo Jung, MD, PhD, Yonsei University (Korea)

MAK KH, MD, MBBS, Gleneagle Hospital (Singapore)

MUELLER-WITTIG Wolfgang, PhD, Nanyang Technological University (Singapore)

ONG SH, PhD, National University of Singapore (Singapore)

SATO Yoshinobu, PhD, Osaka University (Japan)

TEOH SH, PhD, National University of Singapore (Singapore)

TIAN Qi, Ph D, Institute of Information Research (Singapore)

YAN Chye-Hwang, PhD, DSO National Laboratories & National University of Singapore (Singapore)

YI Byung Joo, PhD, Hanyang University (Korea)

display device, image communication and visualization software, which is adopted to clinical 0.2T Open MRI. The device and system development and their evaluations are presented.

Keywords : Augmented Reality, MRI Compatible, Image Overlay

Paper Id : 110090

Paper Title : CLUT Techniques for Volumetric Image Interpolation

Author : YQ Guan

Co-Authors : YY Cai , YT Lee , M Opas

CT, MRI, or confocal microscopes are widely used to generate volumetric images in Medical Science. Due to various reasons such as X-ray limited exposure and laser penetration power, volume image stacks created are often anisotropic in terms of scan intervals compared to the image resolution. In other words, the voxels of such volumetric images have three unequal sizes in the three coordinate directions. This can cause distortions in the original volume for applications, such as image processing, visualization, reconstruction and quantification. Interpolation techniques are usually applied to rectify the problem for formation of isotropic volumes

Abstract : (Lehmann et al. 1999). Typically, an interpolation kernel with finite width is convolved with the original sampled voxels to generate the voxels located between existing voxels under the assumption that the sampling frequency is higher than the Nyquist frequency (Oppenheim et al., 1999). Adiga and Chaudhuri (2001) used XOR contouring and morphing to insert new slices to the original image stack to obtain a cubic volume. Existing interpolation algorithms are computationally intensive and thus very time-consuming. We develop a new technique using a look up table (LUT) to shorten the computation time dramatically without accuracy degradation.

Keywords : volume, interpolation, image processing, visualization

Paper Id : 110091

Paper Title : Design of a Surgical Robot Device for Non-Metastasis Mechanical Transurethral Resection of the Prostate by

Repetitive Minute Cauterization and Milling

Author : Kiyoshi Matsumiya

Co-Authors : Satoshi Nishizawa , Ken Masamune , Hongen Liao ,
Takeyoshi Dohi

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.

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

Paper Id : 110092

Paper Title : 6-DOF tracking method for an intra-operative MRI

Author : Shinya Onogi

Co-Authors : Etsuko Kobayashi , Ichiro Sakuma

Abstract : We have proposed 6-DOF tracking method for an intra-operative MRI. Proposed method can be measured the tip position and orientation directly. In this paper, position and orientation measurement accuracy of the proposed extended active tracking (EAT) method for MR guidance is reported. The 6-DOF tracking device consists of three serial inductance located scalene triangle, tuning capacitor, and matching capacitor. The coil was tuned to 8.5 MHz corresponding to 0.2 tesla of the magnet field intensity of the MRI used. The projection data obtained by the tracking coil have three peaks indicating the positions of each inductance along a specific axis. Projection data along three different axes provide a set of 3-D positions of the three inductances. The orientation of the tracking device can be calculated from geometrical arrangement of

トレイグジスタンスの研究(第54報) -再帰性投影技術を用いた両眼立体視システムにおける 手元への視覚提示の効果-

Study on Telexistence (LIV)
-The effect of image projection at hand with RPT Binocular Stereoscopic Display System-

山崎潤, 新居英明, 川上直樹, 舘障
Jun YAMAZAKI, Hideaki NII, Naoki KAWAKAMI and Susumu TACH

東京大学 大学院情報理工学系研究科
(〒113-8656 東京都文京区本郷7-3-1, {Jun_Yamazaki, hideaki_nii}@ipc.i.u-tokyo.ac.jp,
{kawakami, tachi}@star.t.u-tokyo.ac.jp)

Abstract: When an operator manipulates objects in a remote environment with Telexistence Master-Slave system, it is important how to show the visual information of a remote environment. In this paper, we present RPT(Retro-reflective Projection System) Binocular Stereoscopic Display system as an optical system on the master cockpit. The system includes both the cylinder-like screen which radius is about one meter, and the screen attached on the master arm. Because it can occur that each parallax image is projected discrete screen, we research the extent that one can view the object stereoscopically with this system.

Key Words: Telexistence, Master-Slave Robot, Retro-reflective Projection Technology, Binocular Stereoscopic Display

1.はじめに

近年, あたかも自分が遠隔地に存在しているかのような感覚を与える技術, "トレイグジスタンス(Telexistence)"[1]に関する研究が行われている。我々の研究室では, テレイグジスタンスを実現する1手法として, 相互トレイグジスタンスマスタスレーブロボット"TELESAR II"[2]を開発している(図1)。このようなマスタスレーブシステムでは, マスタアームに連動したスレーブアームによって遠隔地の環境に対して操作を行うことができる。このとき, 操作者があたかもスレーブロボットの位置にいて操作を行っているような直感的な操作を実現するためには, 遠隔地における視覚情報がマスタコックピット内の操作者に提示されることが重要である。そのため, 操作を行うスレーブアームや操作対象の物体を操作者に視覚的に提示し, 操作者が遠隔地の環境に対し正確な空間認知を行うため立体視を行うことが求められる。また, 操作者の腕の位置姿勢計測や触覚・力覚提示のために操作者が装着する機器は, 互いに干渉を起こすことが考えられるため, その機器を確認しながら作業することも円滑な操作のために必要となる。以上の要求を満たすものとして, 再帰性投影技術[3]を用いたマスタコックピットへの視覚提示システム[4]が考えられる。

再帰性投影技術とは図2に示す光学系を用いる映像提示手法で, 実物体との遮蔽関係を維持しながら, 高輝度・高コントラストの映像を任意の形状のスクリーン上に提示することができる。また, 絞りを設けることにより, 焦点深度を深くすることができる。マスタコックピット内において, 操作者はこの光学系を左右眼用に2つ搭載した頭部搭載型プロジェクタを装着する。マスタコックピットには, 必要な視野のほぼ全体を覆う円筒状のスクリーンとマスタアーム表面を覆うスクリーンが設置される。遠隔地の視覚情報を提示したい部分のみにスクリーンを配置することにより, マスタアームのある位置にも遠隔地の視覚情報



図1 相互トレイグジスタンスマスタスレーブロボット
"TELESAR II"
(左)スレーブロボット(右)マスタコックピット

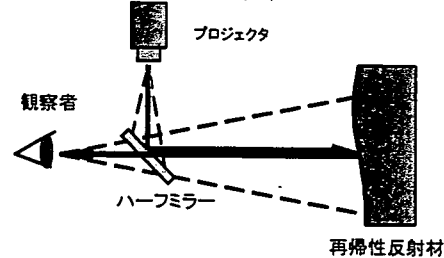


図2 再帰性投影技術の原理

を表示することができる。

本提案システムには固定スクリーンとマスタアームに伴い移動するスクリーンが存在し, ここに映像を投影することで実際に遠隔地にいるかのような立体視, 空間知覚を実現することを目的とする。

2.マスタコックピットへの視覚提示

2.1 従来 of 立体映像提示法

従来広く研究されてきた立体映像提示手法として, HMD(Head-Mounted Display)を用いる手法とIPT(Immersive

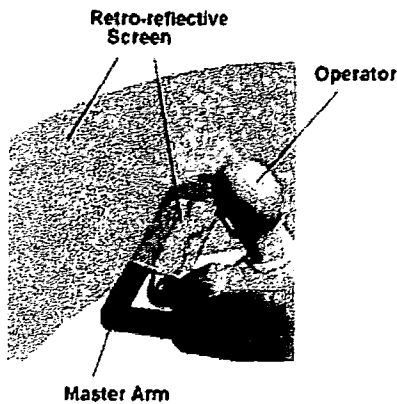


図3 提案システム

Projection Technology) を用いる手法が挙げられる。

HMD を用いる場合、実環境の映像は完全に遮断され、遠隔地における視覚情報を得ることができる。実環境の視覚情報を提示する場合には、マスタアームや操作者の腕等をモデル化し、CG で HMD 上に表示された遠隔環境の映像に重畳する手法が考えられる。しかし、CG を利用した情報提示は計算量が増加し、リアルタイム性を損なうおそれがある。

IPT を用いる場合、操作者は実環境におけるマスタアームや操作者の腕は直接見ることができる。しかし、スレーブアームを表示した場合、マスタアームにより大部分が遮蔽されてしまい見ることができない。

他にレンチキュラレンズ等を用いた裸眼立体ディスプレイを用いることも考えられる。しかし、腕より遠い位置にディスプレイを配置した場合には IPT の場合と同じく、スレーブアームを見ることが困難となる。一方、腕より近い位置にディスプレイを配置した場合は、HMD の場合と同じく、マスタアームと腕のモデル化や位置姿勢の計算等の手間がかかり、リアルタイム性を損なうおそれがある。

2.2 提案法

以上のような手法に対し、以下の図3のような再帰性投影技術を用いた視覚提示システムを提案する。スレーブロボットの操作者は、マスタコックピットにおいて HMP(Head-Mounted Projector) [3] を装着する。マスタコックピット内には距離の異なる 2 つの再帰性投影材のスクリーンが配置される。一つは、操作者の視野全体を覆うスクリーンで、操作者の位置を中心とした直径 1[m] 程度の円筒状に配置される。もう一つは、マスタアームに固定される小型のスクリーンである。再帰性投影技術の特徴より、この小型スクリーンの形状は任意であり、遠隔地の視覚情報を提示したい部分のみにスクリーンを配置し、実環境の視覚情報を提示したい部分には配置しないことで、簡便に遠隔地が見える部分と実環境が見える部分を分けることができる。また、スクリーンの形状によらず、スレーブロボット頭部のカメラで取得された映像をそのまま投影することでスレーブロボットの視野情報を提示することが可能となる。

次節では提案システムのように距離の異なる複数のスクリーンに映像を投影した場合でも、左右眼に提示された視差画像を融合させ、一つの物体として認識するために必要な提示物体の位置を実験により求め、本提案手法が遠隔地に対して操作を行うために十分な立体視が実現できることを示す。

3. 実験

距離の異なるスクリーンに両眼視差画像を提示した場

合の融像可能範囲を定量的に評価するため実験を行った。融像可能範囲は、視差画像により生じる両眼の輻輳位置により表す。

光学系に用いたプロジェクタは V-1100Z(PLUS Vision 社製)であり、片眼の投影画角を横 49[deg]、縦 35[deg]とした。投影画像のピントは 1[m]の位置で固定した。

3.1 実験 1: 単一スクリーンへの提示

まず、予備実験として単一のスクリーンに視差画像を投影した場合の融像可能な範囲を求めた。スクリーン位置が 30[cm], 1[m] の 2 箇所において、それぞれ実験を行った。

その結果、スクリーン位置が 30[cm] の場合は融像可能範囲が 15[cm] から 110[cm]、スクリーン位置が 1[m] の場合は融像可能範囲が 20[cm] から無限遠となった。

先行研究の結果[6]と比較すると、スクリーン位置が 30[cm] の場合に融像可能範囲が広がっている。これは、再帰性投影技術を用いたことにより焦点深度が深くなったためと考えられる。

3.2 実験 2: 距離の異なるスクリーンへの提示

次にスクリーンを 30[cm] と 1[m] の位置に置いたときの融像可能範囲を求める。30[cm] の位置のスクリーンの端が被験者の顔の正面に見えるよう、スクリーンを設置した。

その結果、25[cm] から 95[cm] の範囲で融像が可能であった。

以上の結果から、操作者の腕の稼動範囲内においては立体視が可能であることが示された。

4. おわりに

本稿では、再帰性投影技術を用いたマスタコックピットへの視覚提示システムを提案し、距離の異なるスクリーンに投影される融像可能な提示物体の位置の範囲について実験を行った。その結果、操作者の腕の稼動範囲内においては立体視が可能であり、操作を行う対象物の遠隔空間内での位置を把握するという点に関して、本提案システムが有用であることが示された。

今後は操作者の頭部の動きに伴う運動視差やマスタアームが動く際のスクリーンの動きによる立体視への影響について研究を進める予定である。

参考文献

- [1] S. Tachi: "Toward the telexistence next generation", in Proc. 11th Int. Conf. Artificial Reality and Telexistence (ICAT2001), pp. 1-8, 2001.
- [2] S. Tachi, "Two Ways of Mutual Telexistence: TELESAR and TWISTER", in Telecommunication, "Teleimmersion and Telexistence (S. Tachi ed.), pp. 3-24, IOS Press, 2003.
- [3] H. McDermott, M. Inami, N. Kawakami, D. Sekiguchi, Y. Yanagida, and S. Tachi: "Head-Mounted Projector", ACM SIGGRAPH '99 Conference Abstracts and Applications, p. 179 (Emerging Technologies), 1999.
- [4] K. Minamizawa, M. Sinmeimae, H. Kajimoto, N. Kawakami, S. Tachi: "Study on Telexistence (XLVI) - Optical System for Mutual Telexistence Using Retro-reflective Projection Technology",
- [5] C. Cruz-Neira, D. J. Sandin, and T. A. Defanti: "Surround-Screen Projection-Based Virtual Reality: The Design and Implementation of the CAVE", in Proc. of SIGGRAPH '98, pp. 179-188, 1998.
- [6] 畑田豊彦, "両眼立体視機能と眼鏡", 眼鏡の科学, Vol. 1, No. 1, pp. 27-65, 1977.

光学迷彩のための 撮影対象物体の距離情報に応じた画像補正

Instructions for Preparation of Camera-ready Manuscripts
for Proceedings of the Virtual Reality Society of Japan

城堅誠¹⁾, 菊田恭平²⁾, 吉田匠¹⁾, 新居英明¹⁾, 川上直樹¹⁾, 舘暲¹⁾

Kensei Jo, Kyohei Kikuta, Takumi Yoshida, Hideaki Nii, Naoki Kawakami and Susumu Tachi

1) 東京大学大学院 情報理工学系研究科

2) 東京大学工学部 計数工学科

(〒 113 東京都文京区本郷 7-3-1, Kensei.Jo@ipc.i.u-tokyo.ac.jp)

Abstract : Using the Optical Camouflage, it is necessary to know the distance of the captured object to the camera. This leads to difficulties availing it for moving objects. System in this approach, stereo matching is applied to measure the distance. In addition, the difference between the real view and the projected picture is corrected.

Key Words: *Optical Camouflage, augmented reality, RPT, stereo matching*

1. はじめに

近年, 再帰性投影技術 [1][2] (Retro-reflective Projection Technology:RPT) を用いた様々なアプリケーションが研究されている。その中でも, 光学迷彩 [3] では, 本来ならば死角の位置にある映像を再帰性反射材に投影することで, あたかも物体が透けているかのような錯覚を起こさせる。

ところが, この光学迷彩は被写体からカメラまでの距離 (図 1 の Object Distance) が予めわかっていなければならず, 自由に動く被写体を投影する際には, この距離が異なることによるずれが生じることがあった。また, カメラを複数台用いる方式はこれまでに行われていない。

そこで本研究では, カメラを複数台用いることで, ステレオカメラの原理により被写体の位置を動的に計測し, 距離ずれを解消する手法を提案する。

1.1 RPT による光学迷彩の原理

光学迷彩とは図 1(a) のように観測者からは死角の位置にある被写体を外部に配置したカメラで撮影し, その映像をプロジェクタを用いて再帰性反射材に投影することによって, あたかも死角にある映像が透けて見えるような視覚効果を与える技術のことである。

その際, 観測者から見えている実映像と再帰性反射材に投影した映像の境界を自然に接続させるためには, 死角にある被写体と観測者の位置関係の情報が必要である。そのため被写体と同位置 (カメラから Object Distance の地点) にスクリーン (図 1(b) 中の Virtual Screen) があると仮定し, カメラ映像を Virtual Screen に投影する。さらに Virtual

Screen を観測者の地点から観測したときに得られるはずの映像を, 外部から遮っている壁に貼り付けた再帰性反射材に投影することで, 観測者は外部の映像を得ることが可能になる。

2. 手法の提案

本研究では, 複数台のカメラを用いてステレオマッチングを行う事で, 被写体の三次元位置を計測し, 映像を投影する手法を提案する。

光学迷彩においては必要な距離情報は, 被写体までの平均の奥行き距離である Virtual Screen 位置であり, 撮影対象の詳細な三次元形状はそれほど重要ではない。むしろ高速に距離を取得し, 常に Virtual Screen が被写体とほぼ同じ奥行き距離に配置されることが大切である。

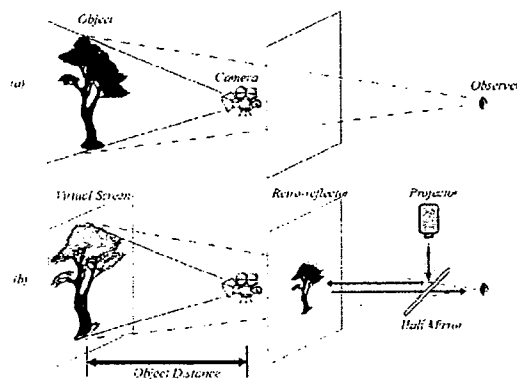


図 1: 光学迷彩の原理