

Eisuke Aoki, Masahumi Noguchi, Jae-Sung Hong, Etsuko Kobayashi, Ryoichi Nakamura, Takashi Maruyama, Yoshihiro Muragaki, Hiroshi Iseki, Ichiro Sakuma, Development of the intra-operative information integration system and implementation for a neurosurgery, Journal of Robotics and Mechatronics, 19(3):339-352, 2007

伊関 洋、村垣善浩、丸山隆志、中村亮一、堀智勝、脳外科領域における術中ナビゲーションシステム 術中ナビゲーションシステムの現在、映像情報 Medical、 39(6):578-583、2007

## 2. 学会発表

中村亮一、村垣善浩、伊関洋：Intelligent Operation Theater：情報誘導下手術とロボット手術、第16回日本内視鏡外科学会 パネルディスカッション ロボティックサージェリーの現状と将来、岡山、12月4～5日、日本内視鏡外科学会雑誌、Vol18(7)、pp144、2003

小倉玄、中村亮一、村垣善浩、高倉公朋、伊関洋：小型振動子を用いた多自由度超音波凝固切開装置の開発、第12回日本コンピュータ外科学会大会、名古屋、愛知、12月13日～14日、2003

Shigeru Omori, Ryoichi Nakamura, Yoshihiro Muragaki, Hiroshi Iseki, Computer controlled Mid-infrared Laser Surgery System in Neurosurgery, the 5th Congress of Asian Society of Stereotactic Functional and Computer Assisted Neurosurgery, p84, Kaohsiung, Taiwan, November 27-30, 2004

Shigeru Omori, Ryoichi Nakamura, Yoshihiro Muragaki, Ichiro Sakuma, Katsuhiko Miura,

Masao Doi, Hiroshi Iseki, Mid-IR Robotic Laser Surgery System in Neurosurgery, The 1st International Conference on Complex Medical Engineering-CME2005, Takamatsu, Japan, May 15-18, 2005(accepted)

中村亮一、林基弘、伊関洋、荒俣博、藤田吉之、南部恭二郎、村垣善浩、堀智勝、高倉公朋、小児全身麻酔下ガンマナイフ治療における Network-based遠隔モニタリングシステム、第63回日本脳神経外科学会総会、名古屋、10月6～8日、2004

荒俣 博、中村亮一、南部恭二郎、林 基弘、村垣善浩、長田 理、鎌田ことえ、伊関 洋、堀 智勝、高倉公朋、ガンマナイフモデルC 導入に伴う治療および患者管理に対する情報技術誘導による医療安全管理システムの構築、第13回日本コンピュータ外科学会大会、東京、12月10-12日、p135-136、2004

大森 繁、中村亮一、村垣義浩、伊関 洋、高倉公朋、コンピュータ制御による脳外科用中赤外線レーザーの機能開発、第13回日本コンピュータ外科学会大会、東京、12月10-12日、p37-38、2004

青木英祐、清水一秀、Ali gooya、洪在成、小林英津子、波多伸彦、中村亮一、丸山隆志、村垣善浩、伊関洋、佐久間一郎、脳神経外科手術における術中情報統合システムの開発、日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会 2005(ROBOMECH2005)、神戸、pp. 205、6月9日～11日、2005

野口 雅史、青木 英祐、清水 一秀、小林 英津子、佐久間 一郎、村垣 善浩、伊関 洋、精密な位置補正に基づく5-ALAによる局所的脳腫瘍同定システムの開発、第14回日本コンピュータ外科学会大

会、千葉、p195-196、11月19-21日、2005

安藤 隼人, 植松 美幸, 森田 篤, 上杉 繁, 中村 亮一, 伊関 洋, 西澤 幸司, 手術室内における複数台機器の最適配置の検討、第14回日本コンピュータ外科学会大会、千葉、11月19-21日、p199-200、2005

青木 英祐, 野口 雅史, 洪 在成, 小林 英津子, 中村 亮一, 丸山 隆志, 村垣 善浩, 伊関 洋, 佐久間 一郎, 脳神経外科手術における異種環境統合プラットフォームの開発と評価、第14回日本コンピュータ外科学会大会、千葉、11月19-21日、p89-90、2005

Ryoichi Nakamura, Shigeru Omori, Yoshihiro Muragaki, Katsuhiko Miura, Masao Doi, Ichiro Sakuma, Hiroshi Iseki, A Robotic Neurosurgery System with Autofocusing Motion Control for Mid-infrared Laser Ablation, MICCAI 2006 Medical Robotics Workshop, 5 October 2006, Copenhagen, Denmark, MICCAI2006 Workshop Proceedings, p108-115, 2006

Masafumi Noguchi, Eisuke Aoki, Daiki Yoshida, Etsuko Kobayashi, Shigeru Omori, Yoshihiro Muragaki, Hiroshi Iseki, Katsushige Nakamura, Ichiro Sakuma, A Novel Robotic Laser Ablation System for Precision Neurosurgery with Intraoperative 5-ALA-Induced PpIX Fluorescence Detection, 9th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention -MICCAI2006-, Copenhagen, Denmark, Oct. 1-6, 2006, Lecture Note in Computer Science 4190:543-550, 2006

中村亮一, 大森 繁, 村垣善浩, 三浦勝弘, 土居正雄, 佐久間一郎, 伊関 洋, 精密な残存腫瘍除

去を実現する脳神経外科用中赤外レーザー手術ロボットシステム -オートフォーカスレーザーユニットの精度検証-, 第15回日本コンピュータ外科学会大会、東京、10月27-29日、2006、論文集 p213-214、2006

青木英祐, 野口雅史, 洪 在成, 小林英津子, 中村亮一, 丸山隆志, 村垣善浩, 伊関 洋, 佐久間一郎, 脳神経外科手術における異種環境統合プラットフォームの開発と評価~ 第2報 オクルージョン問題の回避, 第15回日本コンピュータ外科学会大会、東京、10月27-29日、2006、論文集p223-224、2006

Shigeru Omori, Ryoichi Nakamura, Yoshihiro Muragaki, Hiroshi Iseki, Robotic laser surgery system with volume mapping in Neurosurgery, IEEE/ICME International Conference on Complex Medical Engineering - CME2007, Beijing, China, May 23-27, 2007

Mikiko Hara, Ryoichi Nakamura, Shigeru Omori, Yoshihiro. Muragaki, Miyuki Uematsu, Kodai Matsukawa, Yoshitaka Nakano, Hiroshi Iseki, Mitsuo Umezu, Development of an Image-guided System for Robotic Laser Surgery, The 3rd Asian Conference on Computer Aided Surgery, Singapore, Dec 1-2, 2007 (CDROM)

伊関 洋, 村垣善浩, 丸山隆志, 中村亮一, 鈴木孝司, 外科医の新しい目・手・脳を創る、第5回日本神経疾患医療福祉従事者学会、福岡、8/31-9/1、2007、プログラム・抄録集 p. 81、2007

伊関 洋, 村垣善浩, 中村亮一, 大森 繁, 西澤幸司, 佐久間一郎, 脳神経外科分野へのロボット技術応用の将来像、第27回日本医学会総会 シンポジウム「夢-S08ロボットが担う医療、福祉、介

護一人と共に活躍するロボットー」、大阪、4月8日、2007、学術講演要旨、p. 306、2007

伊関 洋、村垣善浩、中村亮一、佐久間一郎、脳神経外科分野へのロボット技術応用の将来像-外科医の新しい目、手、脳を創る-、第27回日本医学会総会 ツイン21アトリウム「夢シンポジウム」、大阪、4月8日、2007

H. 知的財産権の出願登録状況(予定を含む)  
なし

研究要旨 <テーマ>腹部外科手術支援を主な目的とした柔剛可変型内視鏡手術ロボットおよび多自由度鉗子デバイス、前立腺がん外科的治療支援ロボットの開発を行う。また、これら手術ロボットのMRI誘導下で位置制御を目標としてMR対応化に関する検討も行う。<背景>生活習慣の変化による腹部臓器のがんや前立腺がんの増加が報告されており、また、低侵襲手術へのニーズも高まってきている。さらに、従来の開腹手術による摘出術に対して、手術時間の低下、合併症の低減、さらには術後QOLの向上などの余地は残されており、これらは内視鏡を中心とした手術デバイスの高度化、さらには手術ロボット・デバイスの導入で実現可能である。<目的>主として以下の項目について開発・評価を行った。(1)多節スライダ・リンク機構による電気メス搭載型鉗子デバイス群の開発。(2)手術デバイス誘導用多関節外套管の開発評価。(3)前立腺がん治療デバイス操作用マニピュレータの開発評価。(4)手術用デバイス・マニピュレータのMRI対応化。<結論>多自由度鉗子デバイスについては動物実験において良好な結果を得、近々の臨床応用化が大いに期待できる。柔剛可変式外套管デバイスおよび前立腺切除用デバイスについては原理の実現可能性と有効性が示され、近い将来の臨床使用が期待される。また、柔剛可変式外套管デバイスを中心とした検討の結果、MR対応化についても十分可能であることが示された。

## A. 研究目的

### <平成15年度>

腹腔鏡下外科手術は従来の開腹下手術と比較して腹壁への損傷が少なく、患者への侵襲を最小限に抑えることができる。一方で腹腔鏡下外科手術に用いられる手術器具の多くは細長い直線状であり、挿入孔を支点とした低自由度な動きに制限され、術者にかかる負担が増大してしまう。この問題に対し、従来の手術器具の先端に新たな自由度を付加するマニピュレータの研究が行われており、駆動方法として様々な手法がとられてきた。ワイヤ駆動は、自由度の付加が容易でマニピュレータの径を細くすることができる。リンク駆動は、ワイヤ駆動で起こりうるワイヤの伸びや破断という問題に対して、動力伝達部に剛体のリンクを採用することにより高い再現性と剛性、耐久性を実現できる。しかし構造上の制限により、ワイヤ駆動のような広い駆動領域を確保することが難しい。そこで本研究では、マニピュレータの駆動方法として高い再現性を持つリンク駆動を採用する。またより安全な手術を行うためには、過度な力が術中の臓器に加わることを避ける必要があるが、術者に力の感覚を伝えることが可能な力フィードバックによって過剰な力の発生を抑えることや、柔軟な操作が可能となる。そこで本研究では以下の2つを目的とする。(1)複数のリンクで構成した多節スライダ・リンク機構を新たに提案し、広い屈曲範囲を実現する多自由度屈曲鉗子マニピュレータの開発する。(2)鉗子ロボットの微細な操作を可能とするため、力センシング・フィードバックを備えたマスタロボットを開発し、評価する。

### <平成16年度>

#### (1) 前立腺組織切除マニピュレータの開発

本研究の開発項目の1つである前立腺手術ロボットシステムの第一歩として、前立腺切除マニピュレータの開発を行う。前立腺切除は従来、開腹あるいは経尿道的に行われていた。後者は近年では前立腺肥大症の外科治療法としてはゴールドスタンダードとなっているが、尿道粘膜の損傷、限定された視野による穿孔の危険性、という2つの解決すべき課題を抱えている。そこで、前立腺切除マニピュレータを開発し、内視鏡画像および超音波画像の併用により正確な切除を行うことのできるシステムの開発を行う。

#### (2) 可変視野内視鏡の開発と細形化

上記(1)の前立腺切除術を始めとして、内視鏡下手術においては鉗子等他のデバイスとの併用という条件下で、処置に要する空間を可能な限り大きく確保するため、小型化と広視野化の双方が必要である。そこで、視野移動の際に空間を占有しない内視鏡の開発を行い、さらにその細径化を図る。

### <平成17年度>

#### A.1 多節スライダ・リンク機構を搭載した手術ロボットデバイス群の開発

より低侵襲な腹腔鏡下外科手術の実現のため、著者らはこれまでに2自由度の屈曲機構と1自由度の把持機構を有する多自由度屈曲鉗子マニピュレータを開発してきた。このマニピュレータは腹腔内で自由な方向にアプローチを行なうことができ、臓器の持ち上げや組織・針・糸の強固な把持が可能である1)。しかしエンドエフェクタとしては把持鉗子機能しか持たないため、多種多

用な手術手技への対応は難しい。そこで多自由度を有するマニピュレータのエンドエフェクタに多機能化を加えることにより、術中に使用する術具、腹壁に挿入するポートの本数を低減し、また、術中に術具を交換することの煩わしさを解消し、手術手技の安全性や効率を高めることを目的とする。

あらゆる腹腔鏡下外科手術においては、患部周辺組織の血管処理を安全に、かつ迅速に行なうことが重要である。現在、術中の血管処理には電気メスが頻繁に用いられているが、電気メス機能に多自由度を加えることにより、無理な方向からの処理を防ぎ、また、組織の剥離や凝固、閉塞といった作業を効率よく行なうようになると考えられる。

本研究では、多自由度鉗子マニピュレータに電気メス機能を追加することで、多自由度屈曲、把持鉗子、電気メスを併せ持つことによる有用性の評価を行なう。特に今回は予備実験として、In vivo 実験にて生体における基本的な手術手技能力の評価を行なったので報告を行なう。

#### A.2 手術デバイス誘導用多関節外套管の開発

近年の内視鏡下外科手術の発達により多くの手術が開腹手術に置き換わって行われるようになってきている。しかし、この内視鏡手術の問題点として、多くの器具が直線的であるため、気腹、吊り上げ等何らかの方法で術野を確保する必要がある。また体内深部に対するアプローチは困難である。このような問題を解決するためには体内の重要臓器を迂回して侵入することが可能な柔軟なマニピュレータが必要であり、現在開発研究が行われている<sup>1)</sup>。このような柔軟なマニピュレータは途中の重要な組織を傷つけずにアプローチすることが可能であるが、一方で器具自体の体内への挿入、術野への侵入が困難である事が問題となる。このため、あらかじめ器具の進入経路を確保するための機器の開発が求められる。

本研究では進入経路を確保するための機器として、柔軟可変型の可撓性外套管を提案する。これは柔らかい状態で体内へ侵入し、体内で任意の形状で硬くなる。それにより後に手術器具が通過するための経路を確保することが可能となる。本報では提案する外套管が実際に柔と剛の切り替えるための機構を開発し、試作を行った。そして柔と剛に関するそれぞれの特性、及び切り替えに関する評価実験を行ったので報告する。

#### A.3 前立腺がん治療デバイス操作用マニピュレータの開発

##### A.3.1 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

近年、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、複数の圧電素子から成り (phased array)、焦点位置を電子走査で移動しうる超音波プローブを用いたがん焼灼の試みも行われている。本研究では、広い範囲の前立腺がん焼灼を目指し、phased array 型超音波プローブを搭載し移動し得るマニピュレータを開発し、基礎的評価を行

った。

##### A.3.2 前立腺がん凝固後切除マニピュレータの基礎的開発

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な前立腺摘除術(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。

##### A.4 手術用デバイス・マニピュレータのMRI対応化

垂直磁場型 MRI に他王した腹部穿刺ロボットを開発し、ナビゲーションシステムの構築・統合を行い、基礎的評価を行うことを目的とする。

<平成 18 年度>

##### A.1 多節スライダ・リンク機構を搭載した手術ロボットデバイス群の開発

腹腔鏡下外科手術で使用する術具やポート数、術中の術具交換の回数を低減させるためには、手術器具の多機能化が有効である。また、現在の腹腔鏡下外科手術においては、患部組織の血管処理を安全に、かつ迅速に行なうことが特に重要であり、そのために電気メスが頻繁に用いられている。分担研究者らは術中での多種多様な手技に対応するため、従来から開発を進めていた外径 10mm の多自由度屈曲鉗子マニピュレータの多機能化として、バイポーラ電気メス機能の搭載を試みてきた。ブタを用いた In vivo 実験では、多自由度化した電気メスにより、無理な方向からアプローチすることなく、確実に血管の閉塞処理を行なえることを確認している。

そこで本年度は、より低侵襲の手技を可能とするため、このバイポーラ型電気メス屈曲鉗子マニピュレータの大幅な細径化を目的とする。また、機械的性能評価実験と In vivo 実験を通して、本マニピュレータが腹腔鏡下で確実な血管閉塞を行なえる能力を有するかどうかの評価を行う。

##### A.2 手術デバイス誘導用多関節外套管の開発

内視鏡下手術の問題点として、多くの器具が直線的であるため、気腹、吊り上げ等何らかの方法で術野を確保する必要がある。また体内深部に対するアプローチは困難である。これらの問題を解決するためには体内の重要臓器を迂回して侵入することが可能な柔軟なマニピュレータが必要である。A.2 に示すような柔軟なマニピュレータは途中の重要な組織を傷つけずにアプローチすることが可能であるが、一方で器具自体の体内への挿入、術野への侵入が困難である事が問題となる。このため、あらかじめ器具の進入経路を確保するための機器の開

発も求められる。

そこで、本研究では進入経路を確保するための機器として、柔剛可変型の可換性外套管の開発・評価を行う。これは柔らかい状態で体内へ侵入し、体内で任意の形状で硬くなる。それにより後に手術器具が通過するための経路を確保することが可能となる。

前年度までに、空気圧によるロック開閉機構を組み込んだ多関節からなる外套管マニピュレータを試作し、先端荷重について4N以上の耐荷重を有することと重力に抗して任意の形状を保つことができることを示したが、本年度においては、マニピュレータに治療用エンドエフェクタを組み込みファントム内での処置を行うための先端屈曲機構の追加および、臨床使用に向けた評価と課題の洗い出しを行う。

### A.3 デバイス誘導ロボットおよび前立腺がん治療用デバイスロボットの開発

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。そこで我々は前立腺にアプローチするためのデバイス誘導ロボットの開発および、前立腺がん治療用デバイスロボットの開発を行った。

#### A.3.1 デバイス誘導のための5節リンク式ロボットの開発

近年、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、複数の圧電素子から成り (phased array)、焦点位置を電子走査で移動しうる超音波プローブを用いたがん焼灼の試みも行われている。本研究では、デバイス誘導の一例として、超音波プローブによる広い範囲の前立腺がん焼灼目指し、phased array型超音波プローブを搭載し患部へと誘導する4自由度の位置・方向決めマニピュレータの開発・評価を行った。また、後述するMRI対応化についても合わせて検討した。

#### A.3.2 前立腺がん治療用デバイスロボットの開発

がん組織切除時の組織飛散の問題を解決する手法として、TURPで用いるカテーテル先端部に凝固機能を付加し、先端部において凝固および切除を順に繰り返す前立腺切除用ロボットの提案・開発を行うことを目的とする。また、プロトタイプの評価及び課題の洗い出しを行う。

#### A.4 手術用デバイス・マニピュレータのMRI対応化

近年、診断モダリティとして有用なMRIを術中治療に撮像し活用するInterventional MRIが行われるようになってきている。ここでは、垂直磁場型MRIに対応したロボットを開発し、基礎的評価を行うことを目的とする。

<平成19年度>

#### (1)MR対応型柔剛可変外套管デバイスの開発

前年度までにおいて、内視鏡下手術においてデバイスを体内深部に導くための柔剛可変外套管デバイスを開発し、ファントム実験等を通じ位置決め精度や外力に対する姿勢保持の耐久性について評価した。また、動物実験を通じ、臨床において体内深部の組織へのアプローチと姿勢保持が可能であること、デバイスに挿入する手術ツールの位置決めが簡便に行えることが示された。

本年度においてはMR下外科手術において使用可能な外套管デバイスのプロトタイプを製作し、これを用いた諸実験によりMR下外科手術において手術ツールを体内深部へ誘導することの可能性と課題について検討する。

#### (2)前立腺がん切除用デバイスの開発

前年度までにおいて、前立腺がん切除用デバイスのアブレータとマニピュレータを製作した。今年度はアブレータの焼灼能力とマニピュレータの位置決め精度について実験を行い、総合的な評価を行う。

## B. 研究方法

<平成15年度>

### B. 1. 多節スライダ・リンク機構を搭載した手術ロボットデバイス群の開発

1自由度当たりの屈曲機構を多関節構造化し、術者の指のような柔軟な動きを実現する。駆動用リンク節をアクチュエータと連結し前後にスライドさせることにより

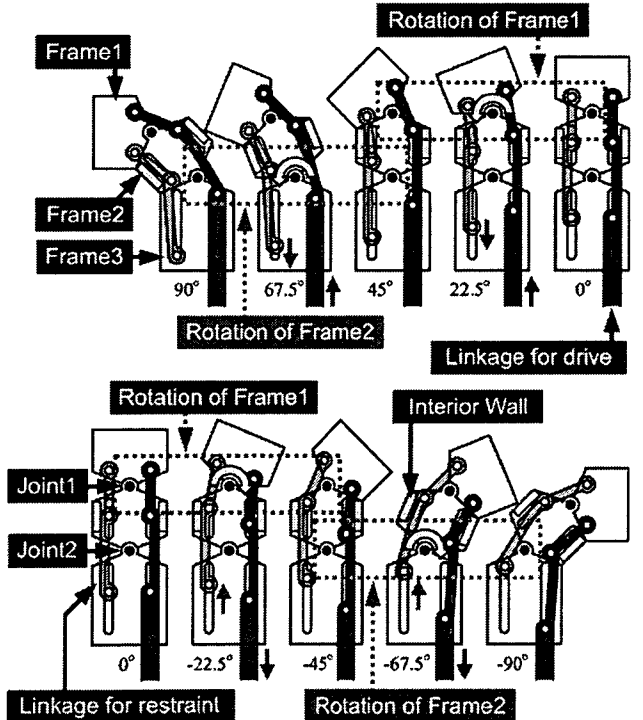


Fig. 1-1 1-DOF bending mechanism with multi-slider linkage.

レームにジョイント周りの回転力を与え、最大±90°の屈曲を可能にする。また、駆動用リンク節と連動させた拘束用リンク節の働きにより、3つのフレームの動きを制御し、一意の順番で回転させることができる (Fig. 1-1)。この機構を複数組み合わせた多自由度屈曲機構により、狭い腹腔内での柔軟な作業に対応することができる。



Fig. 1-2 Multi-DOF end-effector with 2-DOFs bending mechanism and 1-DOF forceps mechanism.

### B. 2 自由度屈曲鉗子マニピュレータ

考案した多節スライダ・リンク機構を前後一列に連結し、水平面と垂直面での±90°屈曲を実現する屈曲鉗子マニピュレータを製作した (Fig. 1-2)。本マニピュレータのシステムは2自由度の屈曲機構と把持機構を有する直径10mmの多自由度エンドエフェクタ、リンクを駆動するための直動ユニット、ダイヤル式インタフェース、そして制御用の計算機で構成する (Fig. 1-3)。インタフェースからの入力角度情報により各リンクの変位量を決定し、位置フィードバックにより多自由度エンドエフェクタの制御を行う。

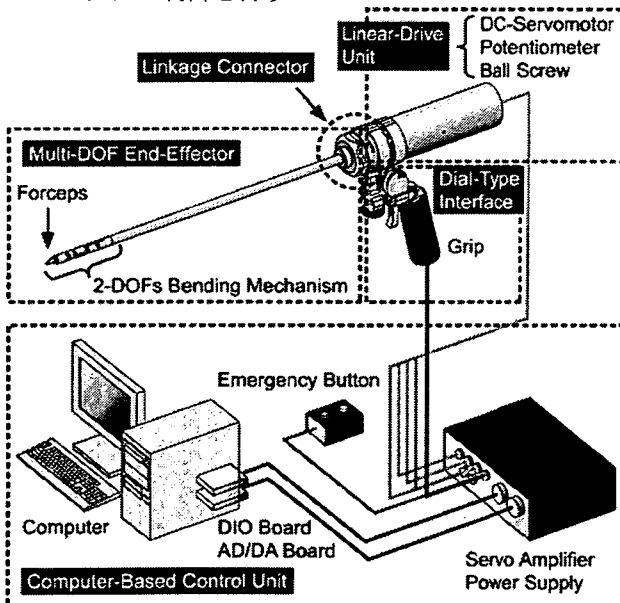


Fig. 1-3 System configuration of 3-DOFs forceps manipulator.

### B. 3. 力覚フィードバック付きインタフェースの開発 マスタロボット

はさみのグリップ状の把持部を手で握み操作部を動かすことで、鉗子ロボットの屈曲角度を操作する。把持部を握み、開くことで把持角度を操作する。このときの角度はエンコーダにより測定する。Fig. 1-4に概要と把

持部を示す  
力センシング・フィードバック

フィードバックはモータのトルク制御により行う。3軸について、モータの軸から把持部までの距離と水平面に対する角度からトルクを計算する。

センシングは鉗子ロボット先端部にかかる負荷とモータ応答の変化との相関を調べる。

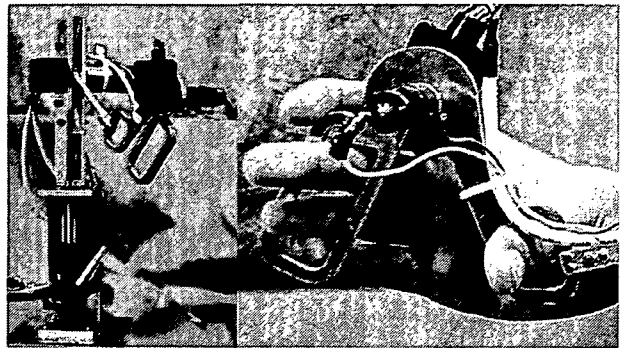


Fig.1-4 (a)マスタロボット (b)マスタロボット把持部

<平成16年度>

### B.1 前立腺組織切除マニピュレータの開発

Fig.2-1に低侵襲切除システムの全体像を示す。システムは、マニピュレータ・超音波画像誘導システム・術者操縦用マスタコントローラの三部から構成されている。以下それぞれの機能・詳細について述べる。

#### B.1.1 マニピュレータ

マニピュレータ先端部にはアーム・カッター・ドリルが装備されている。アームの屈曲により前立腺を変位し、

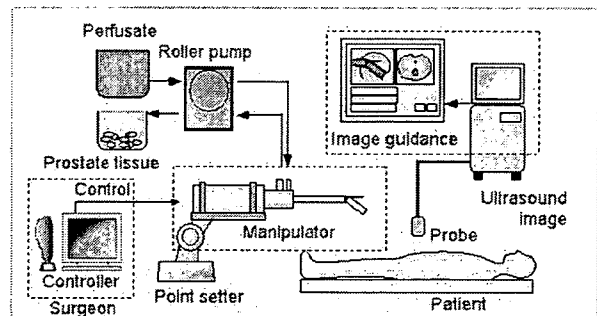


Fig. 2-1 Minimally invasive resection system. The system consists of three parts: the manipulator, image-guided system and master-slave controller.

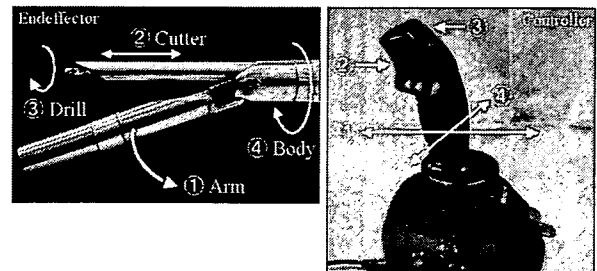


Fig. 2-2 Correspondence of each degree-of-freedom between master controller and slave manipulator.

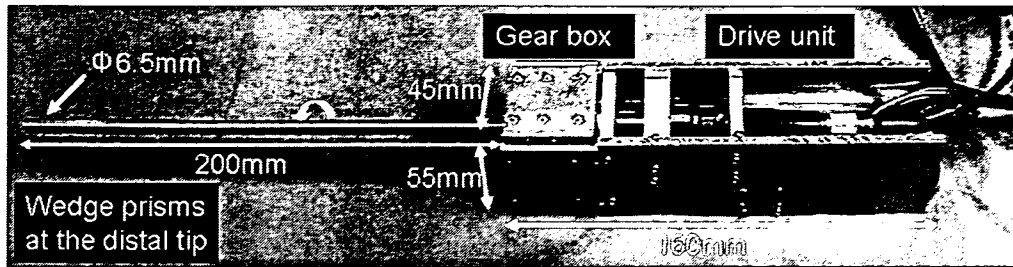


Fig.2-3 Miniaturized wide FOV wedge prism endoscope.

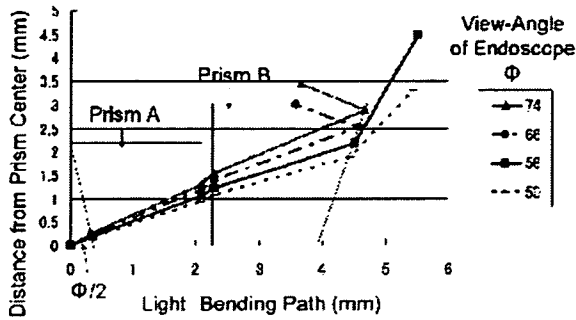


Fig. 2-4 Light bending path by wedge prisms.

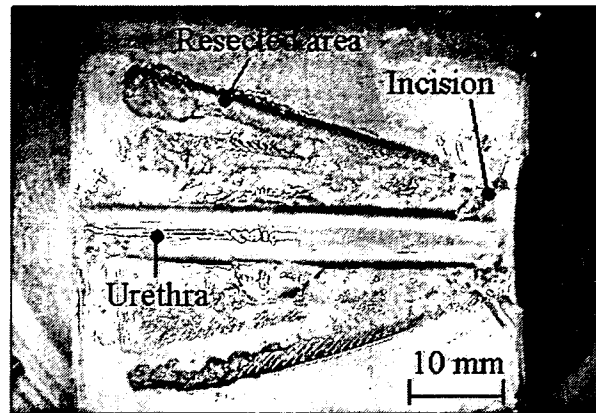


Fig. 2-5 Cross section of gelatin model. Manipulator could remove tissue through one incision on the urethra model.

カッターを直線的に前立腺組織に挿入し、ドリルにより小片に切除し、体外に取り除く。アーム屈曲角度とカッターの挿入位置を変化させて、1 点の損傷部を通じて、多くの肥大組織を低侵襲的に切除することができる。また 1 平面内の切除が終了した後、マニピュレータ先端部を先端軸に沿って回転することにより、他の平面においても同様の低侵襲切除が行える。アーム屈曲 45deg カッター挿入 40mm、ドリル回転、ボディ回転 360deg の 4 自由度により肥大前立腺の低侵襲切除を実現する。

#### B.1.2 超音波画像誘導

従来 TUR-P 手術法では、切除鏡からの一面的な画像情報のもと切除を行っており、術具・患部の位置関係の把握が困難であった。本システムでは超音波断面像による複数断面画像誘導を想定している。これにより、マニピュレータ・患部および周囲組織の位置関係の把握が用意であり、安全かつ術者に負担の少ない切除法を実現できる。

#### B.1.3 マスタスレーブ方式の操作

術者は画像誘導下でマスタコントローラを操作し低侵襲切除を行う。スレーブマニピュレータはポイントセッタのような保持具に固定され切除を行う。マスタスレーブ方式の採用により、術者の手振れ等の誤動作を防ぎ、安全かつ高精度な切除を実現する。現在コントローラにはジョイスティックを用いている。コントローラと各自由度の対応関係を Fig.2-2 に示す。ジョイスティックの前後屈曲をアームの屈曲、左右屈曲をボディの回転に対応させ、ボタンの押し離しによって、カッターの挿入およびドリルの切削を行う。

#### B.2. 可変視野内視鏡の開発と細形化

視野可変内視鏡 (Fig.2-3) は硬性鏡と 2 枚のウェッジプリズムを用いて視野移動を行う。より広い視野範囲を得るためには、ウェッジプリズムの屈折率を高める、視野角の大きな硬性鏡を用いるなどの方法がある。しかし、スネルの法則によると物体の屈折率や光の入射角の関係によって反射が起きる場合があり、視野の一部が欠損してしまう。

ウェッジプリズムの屈折率、硬性鏡の視野角を適切に選定することによって視野の欠損のないかつ広い視野の移動が可能である。ここではウェッジプリズムの材料などの面を考へて、屈折率 1.7 のウェッジプリズムを 2 枚用い、硬性鏡の視野臨界角を計算した。その結果、硬性鏡の視野臨界角は 60deg であった。Fig.2-4 に硬性鏡の視野角によるウェッジプリズムでの光の反射、屈折を示す。視野角 60deg 以上の硬性鏡を用いた場合、プリズム B で反射が起き、視野の欠損が生じる。

<平成 17 年度>

#### B.1 多節スライダ・リンク機構を搭載した手術ロボットデバイス群の開発

##### (1) バイポーラ電極の搭載

バイポーラ電気メス機能の搭載には、最大で 0.85 [kgf] の把持力を有する多自由度屈曲マニピュレータを用いる。電気メスによる組織の焼灼能力は、把持力に依るところが大きいため、この強固な把持力は有利に働くと考えられる。鉗子部に取り付ける電極としては、管状組織の閉塞に最適なバイポーラ電極形状についての研究 2)



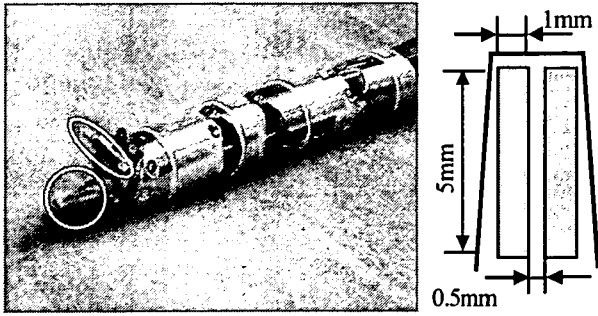


Fig. 3-1-1 Shape of bipolar electrode on the Multi-DOFs forceps blades. Material of electrode is nickel overlaid with gold.

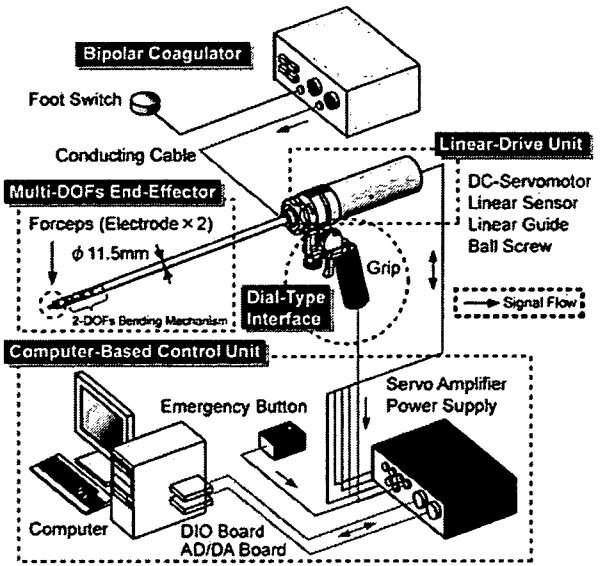


Fig. 3-1-2 System configuration of the bipolar electric scalpel manipulator.

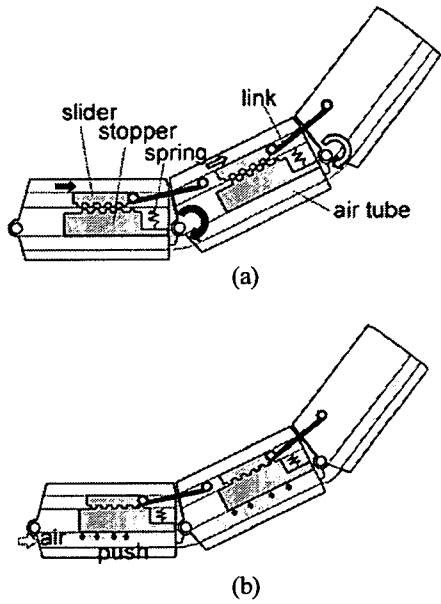


Fig. 2-1 Mechanism to switch rigid and flexible: a) flexible mode. b) rigid mode.

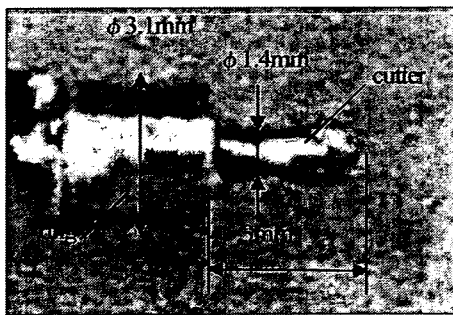


Fig.3-1 End effector of the manipulator

や、血管閉塞用として開発された LigaSure™ (Valleylab, USA) 3)を参考にし、Fig. 3-1-1 で示す形状に決定した。電流密度を高めるため、1mm×5mm×0.1mm の電極を

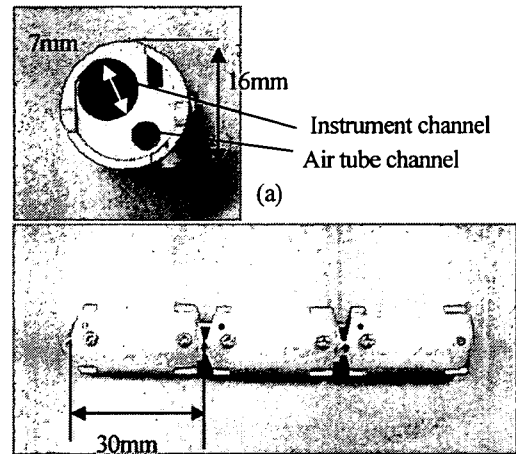


Fig. 2-2 Outer sheath model: a) cross section image. b) side view.



Fig.3-2 Probe Positioning Manipulator

0.5mm 間隔で 2 列並べ、鉗子部の把持面へと貼付を行なった。

(2) システム構成

Fig. 3-1-2 に本電気メスマニピュレータのシステム構成を示す。基本的な構成は従来のマニピュレータのものを踏襲している。また、電気メスのコアギュレータには瑞穂医科工業株式会社の SS-2100 を用い、焼灼の ON/OFF にはフットスイッチを用意した。

## B.2 手術デバイス誘導用多関節外套管の開発

### (1) 柔剛可変機構

提案する外套管は一定間隔で関節を有しており、それぞれの関節が自由に回転できる。それにより外套管全体としてさまざまな形状を取ることが可能となる。任意の形状でその形状を維持するための剛性を発生させる方法としては、スライダリンク機構を用いた。それぞれの外套管小片の中にスライダが存在し、関節ごとの回転角度に連動して運動する(Fig. 2-1a)。このスライダにはラックがついており、外套管小片内に組み込まれたストッパーのラックとかみ合うことでロックされ、全体として形状が固定される(Fig. 2-1b)。このストッパーを動かす方法として、空気圧による駆動方法を用いた。空気圧を使用することで、伝達させる外套管の形状に依存せずに動力を伝えることが可能である。ストッパーにはバネが組み込まれており、空気を抜くと、元の位置に戻る。

### (2) 外套管モデル

Fig. 3-2-2 に今回試作した外套管モデルを示す。試作した外套管は外形 16mm であり、直径 7mm までの器具を通過させることができる。関節間の 30mm であり、それぞれの関節で $\pm 30^\circ$  の屈曲が可能であり、最小曲率半径は 58mm となる。今回は三つの外套管小片をつなぎ合わせたモデルを作成した。このモデルは二つの関節を有することになる。このモデルでは一平面内での屈曲が可能である。

## B.3 前立腺がん治療デバイス操作用マニピュレータの開発

### B.3.1 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

#### (1) 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する設計を行った。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の 2 つのパーツに分離が可能な機構とした。

#### (2) 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.3-1 に示す。

### B.3.2 前立腺がん凝固後切除マニピュレータの基礎的開発

製作したマニピュレータの凝固・切除機構を Fig.3-2 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

### B.4 手術用デバイス・マニピュレータの MRI 対応化

開発した MR 対応ロボットは 2 自由度の 5 節リンク機構により位置決めが可能である。MR 対応ロボットにおいて 5 節リンク機構を採用する利点は、MR Compatibility の向上が困難な駆動・伝達部を MR ガントリ中心付近に位置するアーム先端部から遠ざけることができる点にある。MR Compatibility 向上のため、アクチュエータとして超音波モータを採用した。

ナビゲーションシステムにおいては、光学式三次元位置計測器 Polaris を介して、MR 座標系とロボット座標系とのレジストレーションを行った。レジストレーションはビタミン E 小球を格子状に配置したファントムを用いた。

## <平成 18 年度>

### B.1 多節スライダ・リンク機構を搭載した手術ロボットデバイス群の開発

#### (1) 2 自由度屈曲機構の細径化

従来のリンク機構による屈曲機構は、マニピュレータ断面に対してリンクが占める割合が大きく、そのまま縮小しただけではエンドエフェクタ用の十分なチャンネルを確保できない。そこでリンク機構による駆動力伝達要素と、ワイヤロープによる多関節フレーム間の滑り防止要素を組み合わせた新たな屈曲機構を考案した。Fig. 4-1 に示すように、3 つのフレーム、2 つの関節、1 本のリンク節、そして 2 本のワイヤロープにより、 $\pm 90^\circ$  の屈曲範囲を有する滑らかな屈曲動作を実現する。先端側の Frame1 と根元側の Frame3 は、それぞれが持つ円弧部分が向かい合う形で、中間の Frame2 により連結される。Frame2 はリンクと連結され、リンクのスライド運動によって、根元側の Fram3 に対して $\pm 45^\circ$  の間で回転される。このとき先端側の Frame1 も Frame3 に対して互いの円弧を接触させながら連動して転がり、Frame2 と同じ角度だけ回転するため、合計で $\pm 90^\circ$  の屈曲角度を得ることができる。また、屈曲動作中に Frame1 と Frame3 の円弧部分で生じる滑りを防止するため、両フレームを 2 本のワイヤロープにより、互いの円弧に沿わせ交差させつつ連結する。2 本のワイヤロープを用いることで、

±両方向の屈曲動作における滑りを防ぐことができる。従来のワイヤ駆動とは異なり、ワイヤロープ自身は屈曲駆動時に摺動することがないため、繰り返しの屈曲動作や大きな発生力を得たい場合に、伸びや破断が生じにくく、屈曲の操作が中断される危険性が小さい。

この1自由度屈曲機構を前後一列に2つ連結することで、垂直と水平方向に屈曲可能な2自由度屈曲機構を開発した。2本のリンクのスライド運動のみによって2自由度の屈曲機構を駆動するが、特に先端側の屈曲機構を駆動する場合は、屈曲方向が切り替わるFrame3においてリンクの回転方向を90°ずらす必要があるため、2軸回転可能な特殊なジョイントを介することで、独立な2自由度屈曲駆動を実現している。先端側自由度を水平面屈曲、根元側自由度を垂直面屈曲に割り当て、マニピュレータの先端部に組み込むことで、外径5mmのパイプ

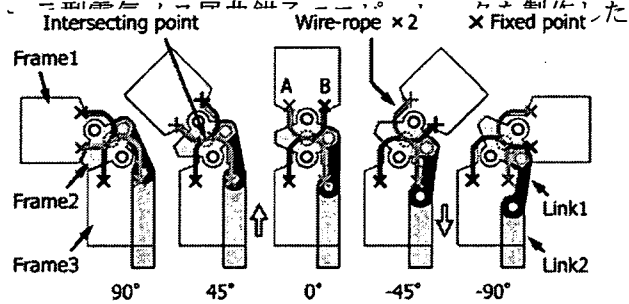


Fig. 4-1 1-DOF bending mechanism driven by wire-guided linkage driving method.

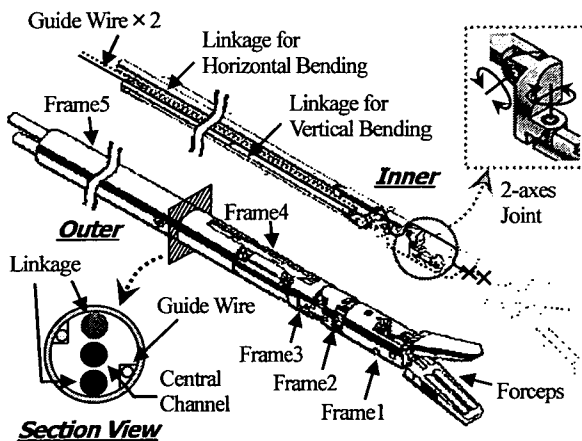


Fig. 4-2 Architecture of miniature 2-DOFs bending mechanism.

(2) バイポーラ電極搭載把持鉗子機構

エンドエフェクタにはバイポーラ電気メス機能を2自由度屈曲機構の先端部に搭載した。Fig. 4-3に示すように2枚のブレードの把持開閉駆動は、複数のプーリを介したワイヤの巻き取りにより行なう。バイポーラ電極を搭載したブレードはワイヤを固定した金属部分(SUS304)と電極を固定した樹脂部分(PEEK)に分割でき、完全な絶縁を図っている。バイポーラ電極の形状は従来研究や現在使用されている製品を元に、1mm×8mm×0.15mmとし、0.5mm間隔で2個並列させること

で血管の閉塞性を高めた。また、電極材料にはタングステンを使用している。合計4個の電極はピンでブレードに固定しており、交換可能な構造としている。従ってブレードの樹脂部分や電極の形状や材質を変更することで、様々な手技へ対応させることができる。把持開閉用のワイヤと電極への通電ケーブルはいずれも各フレームの中心に設けたセンタチャンネルを通してあり、外部へは一切露出しない構造としている。

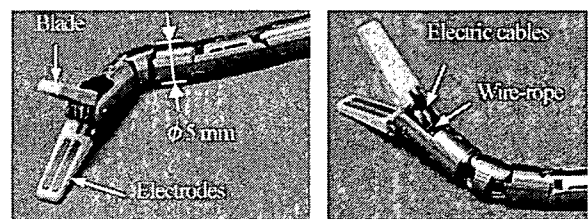
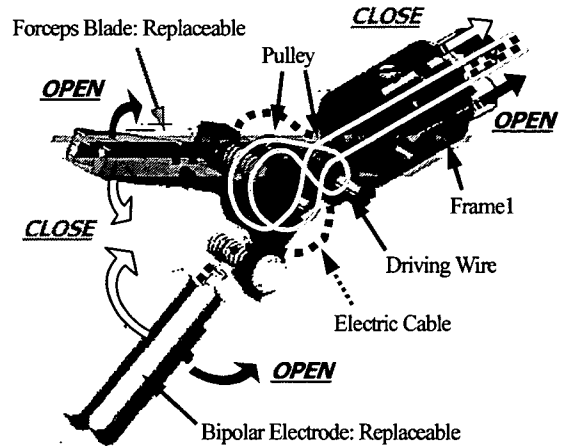


Fig. 4-3 Mechanism of the bipolar electric scalpel forceps.

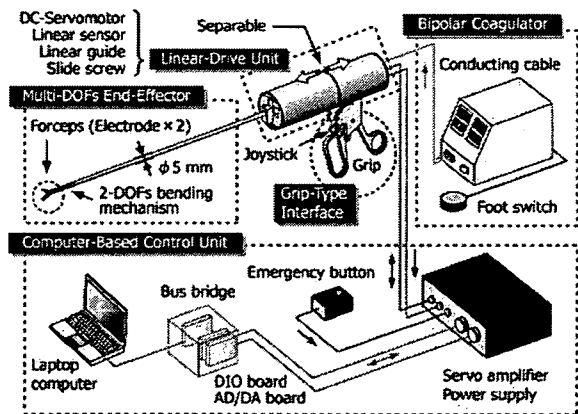


Fig. 4-4 System configuration of the bipolar electric scalpel bending forceps manipulator.

(3) システム構成

本マニピュレータは、従来の手術器具と同様に術者が手に持って扱う形式としている。グリップ型の操作作用インタフェースは、2自由度屈曲のためのリンク駆動用アクチュエータ部と隣接し、目標屈曲角度の入力を小型のジョイスティックで、鉗子の把持操作はグリップ部の開閉にて行なう。2本のリンクの駆動にはエンコーダやリニ

アセンサからのフィードバック情報を元にした高精度の制御を用いる。また、屈曲機構に元々含まれる遊びを補正することで、屈曲方向逆転時のヒステリシス誤差を小さく抑えている。マニピュレータ先端側の屈曲部分と直動ユニットの2つは容易に着脱可能な構造とし、術前・術後の洗浄や滅菌作業へ対応させている。(Fig. 4-4)

## B.2 手術デバイス誘導用多関節外套管の開発

提案する外套管は一定間隔で関節を有しており、それぞれの関節が自由に回転できることで全体として様々

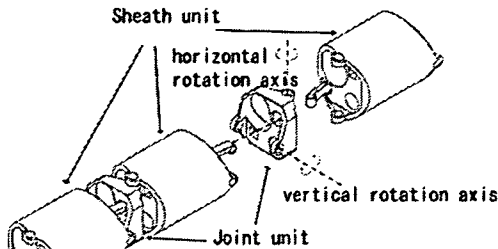


Fig. 4-5 Mechanism for three dimensional curves

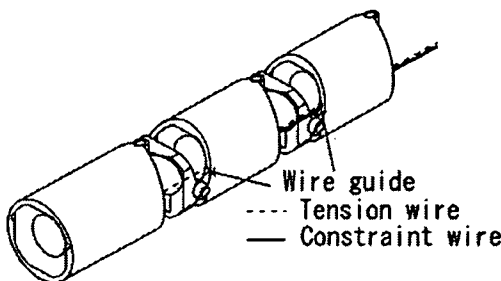


Fig. 4-6 Wire mechanism to bend the head unit.

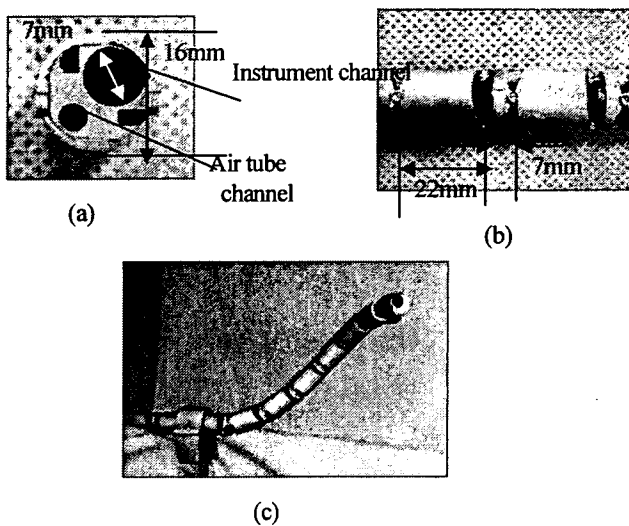


Fig. 4-7 Outer sheath model: a) cross section image. b) side view. c) Image that the sheath makes three dimensional curves

な形状に変化する。そしてスライダリンク機構と空気圧を使用することで、任意形状で形状を固定し、動力を伝達させる外套管の形状に依存せずに動力を伝えることが可能である。またサイズの異なる二種類のユニットを使用し、連結する軸の向きを交互に回転させて配置することによって三次元的な変形を可能とした(Fig. 4-5)。また外套管には周囲にワイヤガイドとなる孔が開けられており、一つのワイヤガイドに駆動用のより線ワイヤ及び拘束用の超弾性合金の二種類のワイヤが取り付けられる。駆動用ワイヤは外套管の先端に、そして拘束用ワイヤは先端から二番目のユニットで固定されている(Fig. 4-6)。駆動用ワイヤを引っ張ることで全体が変形するが、そのときに伴って移動する拘束用ワイヤの動きを外套管の根本で固定することにより、駆動用ワイヤの張力が先端のユニットにのみ作用し先端のみが屈曲する。

Fig. 4-7に今回試作した外套管モデルを示す。試作した外套管は長さ290mmであり、外径は16mmである。直径7mmまでの器具を通過させることができる。関節間の30mmであり、それぞれの関節で $\pm 30^\circ$ の屈曲が可能であり、最小曲率半径は36.9mmとなる。

## B.3 デバイス誘導ロボットおよび前立腺がん治療用デバイスロボットの開発

### B.3.1 デバイス誘導のための5節リンク式ロボットの開発

#### (1) 5節リンク式マニピュレータの設計製作

搭載するデバイスとして、前立腺がん熱凝固治療用収束超音波プローブを想定した。超音波プローブの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。設計に際し、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する設計を行った。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を含む非滅菌部と、滅菌可能なリンク部の2つのパーツに分離が可能な機構とした。

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。

また、MRIガントリ内での治療を目指し、上述の機構部及び、駆動部のMRI対応化を同時に行った。材質等のMRI対応性についてはB.4で述べる。

以上の機構からなる作成したマニピュレータをFig. 4-8に示す。

### B.3.2 前立腺がん凝固後切除マニピュレータの基礎的開発

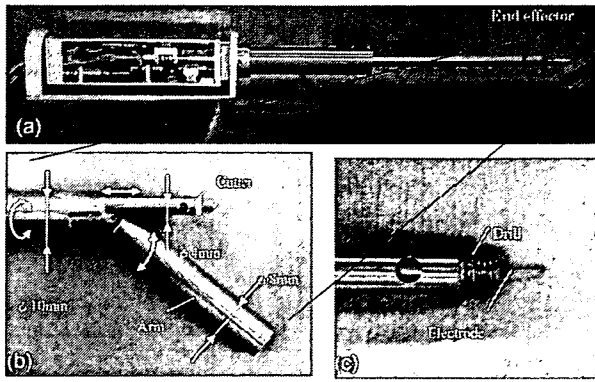


Fig.9 (a) Prostate resection device with an end effector and the driving unit. (b) End effector of the resection device and cutter. The bending angle of the arm is 0 to 45 degrees. Rotation angle of end effector is  $\pm 180$  degrees. (c) The tip of the cutter with a drill and an electrode for cutting.

昨年度提案し開発した凝固・切除機構を改良し、さらにその位置決めのための屈曲機構も備えた前立腺がん治療用デバイスロボットの試作機を開発した (Fig. 4-9(a)). マニピュレータ先端部には、前立腺屈曲用アーム、凝固用バイポーラ電極、切除用ドリルが装備されている。アームの屈曲角度は最大45degであり、入力最小角度は0.1degに設定した。カッターの挿入ストロークは40mmであり、入力最小単位は0.1mmに設定した。アームは、切除機構との干渉を避ける形状をしており、アームが5degの角度から切除機構の挿入が可能となっている。軸周りの回転は $\pm 180$ deg以上回転することが可

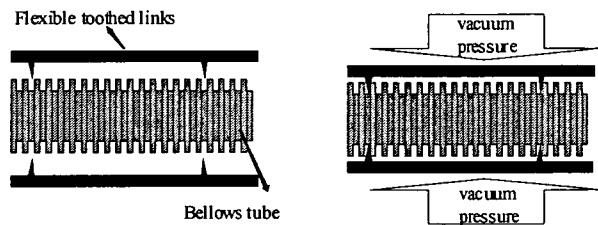


Fig.5-1 Design concept

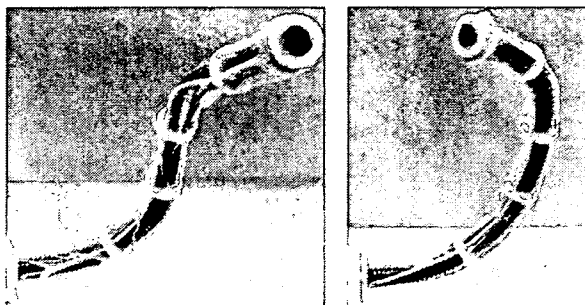


Fig.5-2 The outer sheath prototype

能であり、入力最小角度は0.1degに設定した。尿道に挿入するマニピュレータ先端部の直径は10mmとした。先端に装備されているアームは直径8mmのステンレスパイプである。挿入部全体の長さは290mmと設定した。これは従来用いられている膀胱洗浄用器具の規格を参考に製作した。

前立腺内部に挿入する切除機構のシースは直径4mm、内径3.4mmのステンレスパイプを用い、先端部には直径3mmのドリルを配置している。ドリルに回転を伝達するシャフトには直径2mm、内径1.4mmのステンレスパイプを用いており、この中に直径0.4mmのステンレス線を配置し、電極に用いている。また、このパイプから灌流液を前立腺に流入させた。

これにより、凝固した患部を切除し灌流により除去する一連の動作を自動的に行うことが出来る。

#### B.4 手術用デバイス・マニピュレータのMRI対応化

MR Compatibilityの向上を目指し、非磁性材料および非磁性アクチュエータを用いたロボットの開発を行った。機構・評価に関してはB.2を参照のこと。具体的には、高いMR対応性を実現するために、主構造材料にはポリエステル系樹脂材料を採用した。また、強度が必要な箇所に関しては、非磁性金属材料を用いた。また、駆動部には、非磁性モータとして代表格の超音波モータ及び、精度よく減速・高出力を行う非磁性ハーモニックドライブを採用した。

<平成19年度>

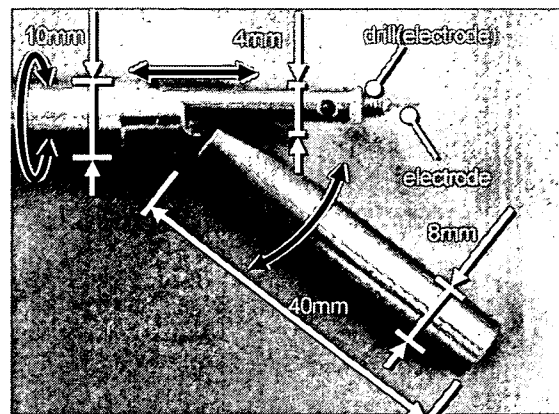


Fig.5-3 Ablator

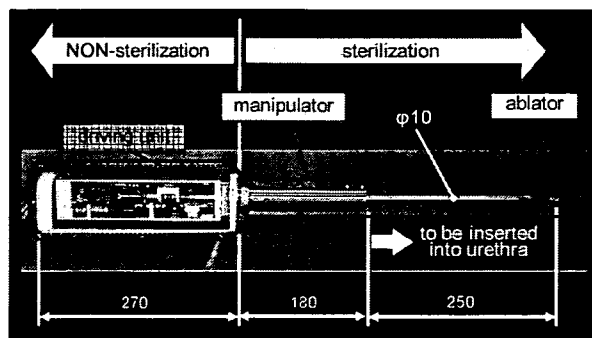


Fig.5-4 Ablator on the manipulator

### B.1 MR 対応型柔剛可変外套管デバイスの開発

MRI 下での使用に対応するため、外套管デバイスは基本的に MR 対応性のある素材を用いて製作する必要がある。本研究では、各種軟性手術デバイスを挿入するための蛇腹管の谷部にくさびを出し入れすることにより外套管デバイスの柔剛特性を切り替える機構を開発した (Fig.5-1)。素材は全て樹脂とした。

製作したプロトタイプは外径 20mm、内径 8mm、長さ 300mm であり、曲率半径 85mm の屈曲が可能である (Fig.5-2)。蛇腹管の外側に一定間隔でくさびを取り付けたロッドを配し、蛇腹管とロッドは樹脂膜で包まれ密閉されている。樹脂膜内側の空気をポンプにより注入あるいは排出することにより、蛇腹管の谷部と外側くさびの脱着が行われ、外套管デバイス全体の柔剛特性が切り替わる仕組みである。

### B.2 前立腺がん切除用デバイスの開発

デバイス (Fig.5-3,4) 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。

## C. 研究結果

<平成 15 年度>

### C. 1. 鉗子マニピュレータ性能評価実験

2 自由度屈曲機構の再現性とヒステリシス特性を評価するため、1 自由度ごとに  $0^\circ \rightarrow 90^\circ \rightarrow 0^\circ \rightarrow -90^\circ \rightarrow 0^\circ$  の順に  $5^\circ$  ずつ目標角度を変化させ、実際に得られる屈曲角度を無負荷の状態にて測定した。Fig. 5 に水平面屈曲

での 5 回の試行による平均値と標準偏差を示す。水平面屈曲では  $\pm 0.8^\circ$ 、垂直面屈曲では  $\pm 0.91^\circ$  の高い再現性を確認した。

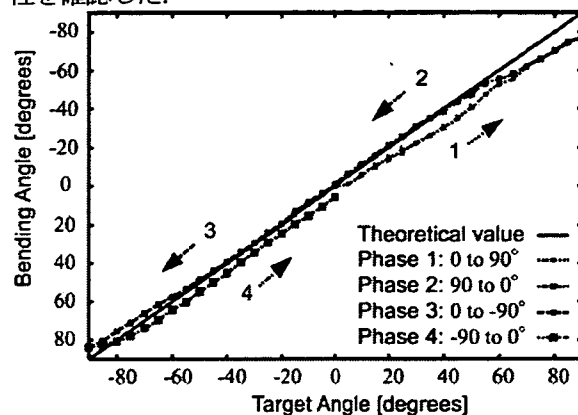


図 5 水平面屈曲機構における再現性とヒステリシス特性。

Fig. 5 Repeatability and hysteresis characteristics in the horizontal bending mechanism.

次にダイヤル式インタフェースからの入力角度に対する応答性の評価を行った。Fig. 6 に水平面屈曲における、入力屈曲速度に対する応答時間の平均値と標準偏差を示す。

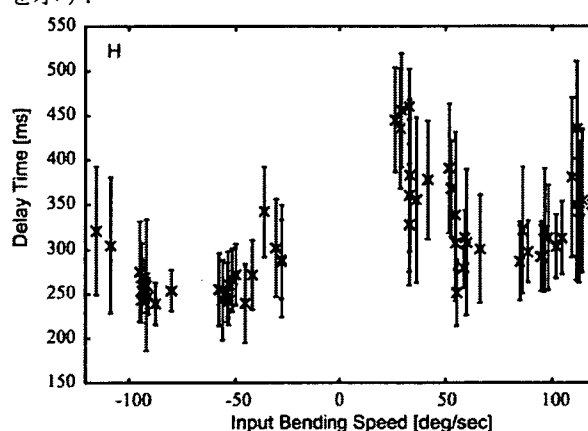


図 6 水平面屈曲機構における応答特性。

Fig. 6 Response characteristic in the horizontal bending mechanism.

また、エンドエフェクタ位置での屈曲発生力と把持力の測定を行った。要求仕様には成人男性の肝臓の 1/3 程度を持ち上げることが可能な 0.40 [kgf] を設定したが、全ての自由度においてこの設計値を満たす結果を得た (Table 1)。

表 1 発生力とトルク。

Table 1 Generated power and torque.

DOF	Direction	Power [kgf]	Torque [mNm]
Horizontal	0 to 90°	0.70	118.6
	0 to -90°	0.85	144.1
Vertical	0 to 90°	0.40	165.7
	0 to -90°	0.50	207.1
Grasp	Close	0.85	60.8

### C. 2. マニプレータ In vivo 実験

腹部外科手術用鉗子としての実用性を評価するため、気腹下にて動物（ブタ、43kg, 雄）を用いた胆嚢摘出手術を行った（Fig. 7）。本マニプレータによる胆管の1回の結紮に要した時間は $26.9 \pm 7.1$  [sec], トロッカーの挿入から胆嚢の切除終了までに要した時間は44 m 30 sであった。

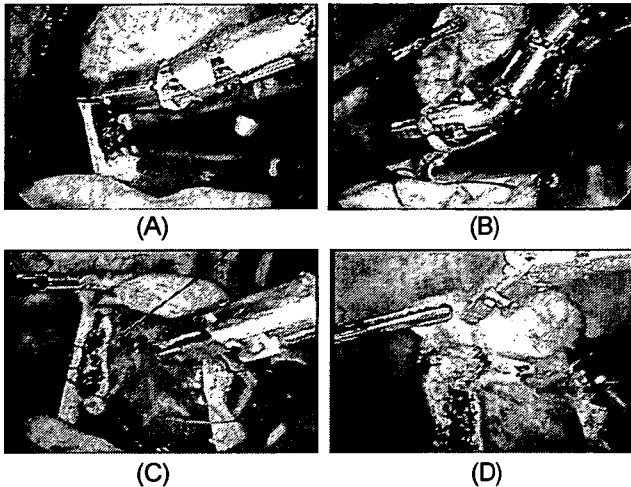


図7 胆嚢摘出手術の腹腔鏡映像。(A)胆管剥離。(B)胆管の下への糸通し。(C)針と糸による胆管結紮。(D)胆嚢剥離。

Fig. 7 Laparoscopic view of cholecystectomy with 3-DOFs forceps manipulator. (A) Detachment of the bile duct. (B) Letting a thread under the bile duct. (C) Stitch and ligation of the bile duct. (D) Detachment of the gallbladder

### C. 3 力覚フィードバック付きインターフェース精度評価

3自由度について反力の理論値との誤差を補正し、フィードバックさせる力の精度を評価した。屈曲の2軸については $-450 \sim 450$  gf までの計算機からの入力に対してモータの軸から105 mmの位置で反力の測定を行い、誤差平均2%, 標準偏差は $\pm 6$  gf という結果を得た。把持については $-150 \sim 150$  gf までの入力に対してモータの軸から50 mmの位置で測定を行い、誤差平均5%, 標準偏差は $\pm 6$  gf という結果を得た。また、マスタロボットの屈曲角度を変化させ、200 gf の入力に対して同様の位置で力を測定した。屈曲の2軸については誤差平均3%で標準偏差は $\pm 5$  gf という結果を得た。把持軸については、100 gf の入力に対して誤差平均3%, 標準偏差は $\pm 4$  gf という結果を得た。

モータの応答はリンク移動量に現れるので、リンクの移動量と鉗子先端部にかかる負荷との関係を求めることを目的とした。

鉗子ロボットの速度制御を行っているアンプへの出力電圧を0, -1, 0, 1Vの順に0.2秒間隔で変化させ、リンク位置の時間的変化を記録した。鉗子ロボット先端部の負荷は無負荷の状態から50, 100gfと変化させた。結果をFig. 8に示す。5秒後のリンク移動量は、0, 50, 100 gfの順に $-0.98, -1.06, -1.26$ mmとなった。

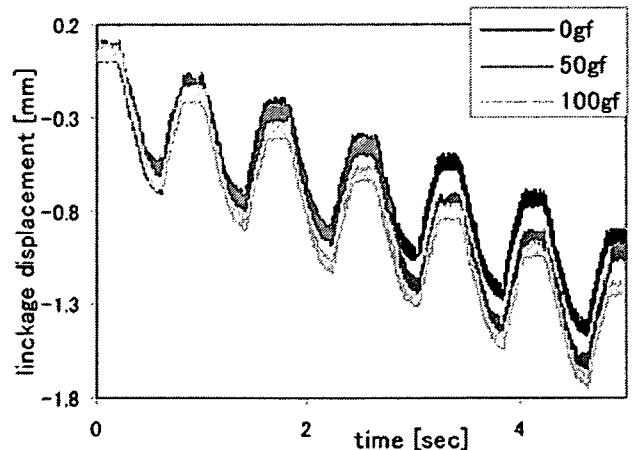


Fig.8 鉗子先端部の負荷とリンク移動量との関係

<平成16年度>

### C.1 前立腺組織切除マニプレータの開発

#### C.1.1 マニプレータ特性評価

マニプレータの各自由度無負荷状態での精度評価および切除効率を測定した。各自由度の精度をTable 2-1に示す。デバイスの高い再現性と、肥大前立腺をカバーする広い可動範囲が確認された。

#### C.1.2 ファントム実験

ゼラチンの前立腺モデルを用いた切除評価を行った。モデルの大きさは一般的な肥大前立腺の大きさ・質量を考慮して、90g 外径50mmの円柱ゼラチンモデルとし、中心に直径4mmの尿道にあたる空洞がつけられている。アームを屈曲させモデルを変位しカッターを挿入しモデルの切除を行った。Fig.2-5にカッターを二度挿入・切除したモデル断面を示す。本実験では平面的切除を行い、断面における切除面積と、尿道損傷部を測定した。測定結果をTable 2-2に示す。従来手技よりも少ない切除量であったが、尿道の圧迫を緩めるのに十分な切除量であり、また尿道部の損傷を大幅に低減出来ることが示された。

#### C.1.3 まとめ

経尿道的前立腺切除マニプレータを用いた低侵襲切除システムの開発を行った。評価実験によりシステム下において低侵襲かつ十分量の切除を行えることが示された。

### C.2 可変視野内視鏡の開発と細形化

#### C.2.1 視野角と視野欠損

硬性鏡の視野角が視野臨界角の60degを超えた場合、視野の欠損が起きる。視野角55degの硬性鏡と視野角70degの硬性鏡を用い、視野欠損の評価実験を行った。内視鏡先端より50mmの離れた平面上のチャートの最上部を撮像した。Fig.2-4のように視野角70degの場合、視野欠損が起きた。反面、視野角55degの硬性鏡を用いた場合、視野欠損がないことを確認した。また、最大視野移動範囲及び全体視野範囲を測定した結果、最大視野移動範囲は片側18deg（理論値19.5deg）、全体視野範囲は91deg（理論値94deg）の結果を得た。

#### C.2.2 解像度・歪み



Table 2-1 Accuracy of each degree-of-freedom.

自由度	精度
アーム屈曲	0.5 deg.
カッター挿入	0.2 mm
ボディ回転	0.7 deg.

Table 2-2 Resection performance of manipulator.

切除面積	589.2 mm <sup>2</sup>
尿道損傷部	3.7 mm



Fig.2-5 Resolution measurement chart.

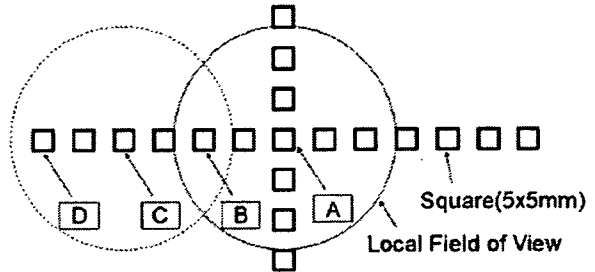


Fig.2-6 Distortion measurement chart.

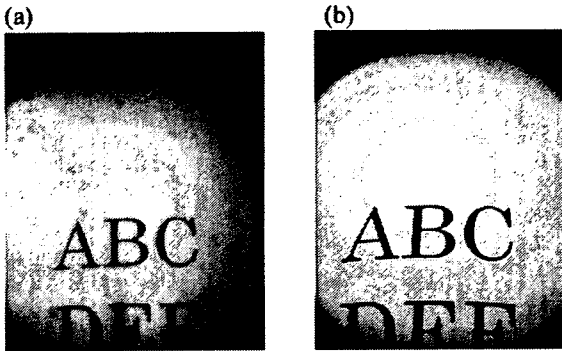


Fig. 4 Vignetting.

(a) View angle = 70deg

(b) View angle = 55 deg

Table 2-3 Distortion measurement.

$\frac{y}{x}$ Global field of view	Aspect ratio(x/y) of square at local field of view	
	Center	Edge
Center	1.00 (A)	0.96 (B)
Edge	0.87 (C)	0.60 (D)
Without wedge prism	1.00	0.96

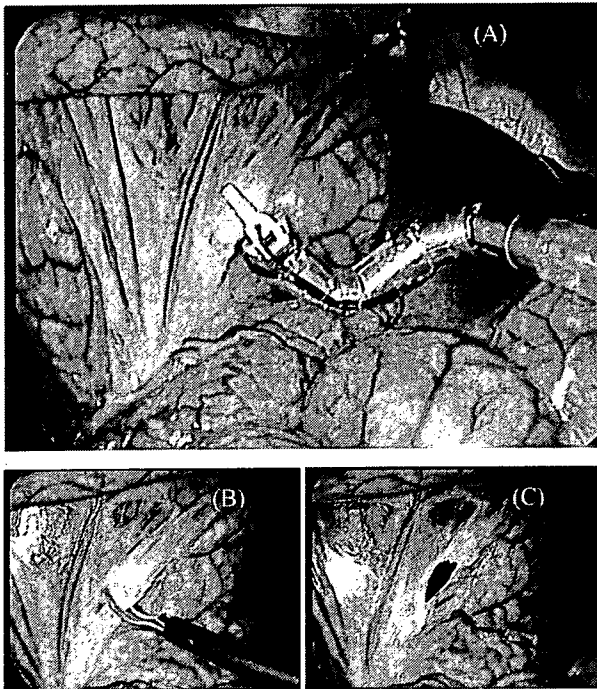


Fig. 3-1-3 Sealing mesenteric blood vessels. (A): Ablation of vessels with 2-DOFs bending motion of the bipolar electric scalpel manipulator. (B) and (C): Confirming vascular occlusion with cutting ablated tissue.

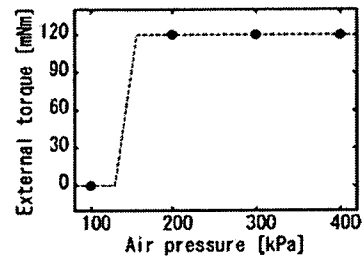


Fig. 3-2-3 Relation between torque and air pressure.

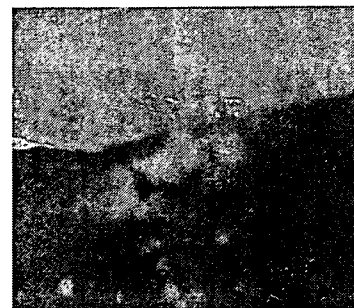


Fig.3-3-3 Coagulation of porcine soft tissue

(1) 解像度

Fig.2-5 に示す解像度測定用チャートを内視鏡先端から 50mm の平面に置き、撮像した。視野の向きが中心

方向の場合、全体のパターンが明確に見えた。しかし、視野の向きが最も側面左方の場合には 5x5mm のパターンは白黒の職別が不可能であり、10x10mm の場合は多



少困難であった。

## (2) 歪み

Fig.2-6 に示すようなチャートの内視鏡先端から50mmの平面に置き、歪みの評価を行った。5x5mm 四角形の横長さと縦長さの比を Table 2-3 に示す。視野の向きが中心の場合(Fig.2-6 の(A)、(B))歪みがほとんどなく、ウェッジプリズムの無いときと同じであった。しかし、視野の向きが最も側面の場合(Fig.2-6 の(C)、(D))、画面のエッジ(Fig.2-6 の(D))では 0.60 で、歪みの補正が必要と考えられる。

## C.2.3 まとめ

その第一歩として視野可変内視鏡を細径化する際に生じる視野欠損を低減する方法を検討した。視野欠損のないかつ最大の視野範囲を確保するために、ウェッジプリズムの屈折率、硬性鏡の視野角の関係を最適化した。その結果、本視野可変内視鏡の最大視野移動範囲は片側18deg、全体視野範囲は91degであった。また、解像度、歪みの評価実験でその有用性を検証した。

## <平成 17 年度>

### C.1 多節スライダ・リンク機構を搭載した手術ロボットデバイス群の開発

#### C.1.2 In vivo 実験

動物(ブタ, 39kg, オス)を用い、本電気メスマニピュレータの生体における基本的な手術手技評価を行なった。主に血管の閉塞能力を検証するため、焼灼対象に大小の血管が存在する腸間膜を選択した。実験で使用したコアギュレータの設定は、周波数 450 kHz, バースト波使用、繰返し周期 40  $\mu$ s, デューティサイクル 50 %とし、最終的には電気メスの出力を 20 W まで上げながら数箇所血管閉塞を試みた。マニピュレータのアプローチ方向、電気メスの出力、鉗子部の把持力、焼灼時間を調整しながら行ない、血管周辺組織の焼灼を行なった後に凝固箇所を切断することで血管の閉塞状態を確認した (Fig. 3-1-3)。

屈曲自由度をうまく使うことにより、閉塞したい血管組織に対して垂直の方向から無理な力をかけずにアプローチすることが可能であった。1 箇所の閉塞につき 2~3 秒での焼灼を数回行ない、組織の変性を確認した後凝固箇所を切断した。時間をおいても出血は認められず、完全に血管を閉塞できたことを確認した。

一方、今後改善すべき点としては、(1) 焼灼の繰返しにより電極上に組織が膜状に付着し、通電効率が低下することがあったため、電極表面に凹凸をつけ、配列を改善する、(2) マニピュレータ本体術中での取り扱いを容易にするため、細径化や小型軽量化、先端の鉗子部に回転自由度の追加を検討する、等が挙げられる。

#### C.2 手術デバイス誘導用多関節外套管の開発

試作したモデルに対し、本機構の特徴である剛性に関する評価実験を行った。実験方法は一つの関節に対して外力を加え、関節が動くことなく形状を維持できる限界の外力と、空気圧との関係を測定した。Fig. 3-2-3 に測定結果のグラフを示す。今回の実験では最大の保持トル

クが 120mNm となっているが、これは一関節間隔である 30mm 先で 400gf の力が垂直にかかった場合に相当する。さらに実際はそれ以上の外力にも耐えることが可能であることが予想される。また柔の状態と剛の状態とが切り替わる圧力は 130kPa であった。

### C.3 前立腺がん治療デバイス操作用マニピュレータの開発

#### C.3.1 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

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。

#### C.3.2 前立腺がん凝固後切除マニピュレータの基礎的開発

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。実験には前立腺ファントム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数は 600rpm とした。

凝固実験の結果、高周波電流の通電によりリング部(外側電極)およびカッター(内側電極)の周辺に厚さ約 1mm の凝固層が生じた(Fig.3-3-2)。凝固を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(直径約 1.5mm)を切削することができた。円滑な切削片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。

### C.4 手術用デバイス・マニピュレータの MRI 対応化

レジストレーション後、ファントム上の格子点 10 点に対し穿刺を行い精度評価を行った結果、誤差は 2.11 mm (S.D=0.43 mm, N=5 mm)であった。

ロボット静止時と駆動時で SN 比を測定して比較したところ、SN の低下は最大 19.4%であった。

## <平成 18 年度>

### C.1 多節スライダ・リンク機構を搭載した手術ロボットデバイス群の開発

#### C.1.1 性能評価実験

屈曲特性評価では、実際の駆動可能範囲、再現性、精度、ヒステリシスについて評価を行なった。屈曲自由度ごとに 10° 刻みで、 $\pm 90^\circ$  間の屈曲と伸展を繰り返行ない、目標角度に対する実測角度を Mean  $\pm$  SD で表現し、マニピュレータごとに Fig. 4-10 にヒステリシス曲線として示した。また、Table 4-1 に測定結果をまとめた。屈曲自由度による差は顕著であり、特に屈曲可能範囲とヒステリシス誤差において、先端側の屈曲自由度は根元側の屈曲自由度に対して低い性能を示した。一方で屈曲再現性とマニピュレータ先端位置におけるばらつきについては、いずれのマニピュレータ、自由度においても高い性能を示し、平均誤差 1mm 以下の高精度な屈曲が可能であった。

次に屈曲機構の上下左右への方向と、鉗子の開閉方向

への発生力を評価するため、マニピュレータ先端での測定を行った。得られた発生力から屈曲トルクを算出し、結果を Table 4-2 にまとめた。先端側の屈曲自由度よりも根元側の屈曲自由度の方がより大きな屈曲力・屈曲トルクが得られた。また鉗子の把持力については、体組織の把持に適した性能を有することを確認した。

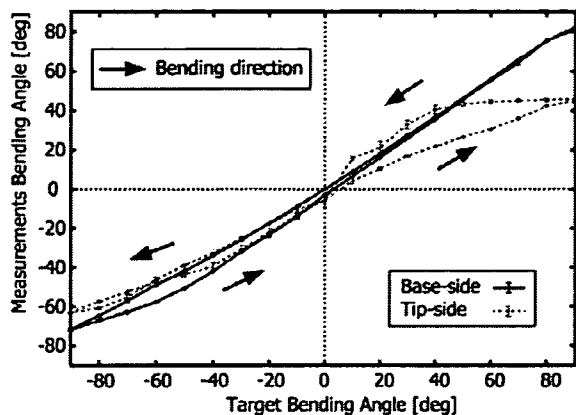


Fig. 4-10 Hysteresis curves of bending motion between  $\pm 90$  degrees in the bipolar electric scalpel forceps manipulator ( $N = 5$ ).

Table 4-1 Bending characteristics of the bipolar electric scalpel forceps manipulator ( $N = 5$ ).

DOF	Base-side	Tip-side
Range	$-71.6 \sim 82.3^\circ$	$-62.9 \sim 45.9^\circ$
Repeatability	$0.4 \pm 0.4^\circ$	$1.1 \pm 0.8^\circ$
Tip's accuracy	$0.2 \pm 0.3 \text{ mm}$	$0.3 \pm 0.2 \text{ mm}$
Hysteresis error	less than $8.8^\circ$	less than $18.8^\circ$

### C.1.2 In vivo 実験

ブタ (38kg, オス) を用いた In vivo 実験では、バイポーラ型電気メス屈曲鉗子マニピュレータを用いて腸間膜へのアプローチを行なった。コアギュレータ (MIZUHO Co., Ltd., MICRO-3Plus) の設定は、周波数 1MHz (非周期的正弦波)、出力 20W、焼灼時間を 1sec とし、血管を含む組織の凝固、並びに血管閉塞能力の評価を行なった (Fig. 4-11)。また、凝固した組織断面の顕微鏡観察を行ない、組織の凝固や血管閉塞を行なえる能力を有することを確認したが、把持し通電した際のブレード位置により、組織の凝固性能に若干のばらつきが見られた (Fig. 4-12)。

Table 4-2 Generated force and torque of the bipolar electric scalpel forceps manipulator ( $N = 10$ ).

DOF	Direction	Tip's Force [N]	Torque [Nmm]
Vertical	0 to $+90^\circ$	$6.61 \pm 0.35$	$253.5 \pm 13.4$
	0 to $-90^\circ$	$6.28 \pm 0.35$	$240.8 \pm 13.7$
Horizontal	0 to $+90^\circ$	$1.82 \pm 0.04$	$41.50 \pm 0.96$
	0 to $-90^\circ$	$1.89 \pm 0.14$	$43.19 \pm 3.18$
Forceps	Close	$3.70 \pm 0.19$	$29.54 \pm 1.50$
	Open	$4.79 \pm 0.38$	$38.26 \pm 3.06$

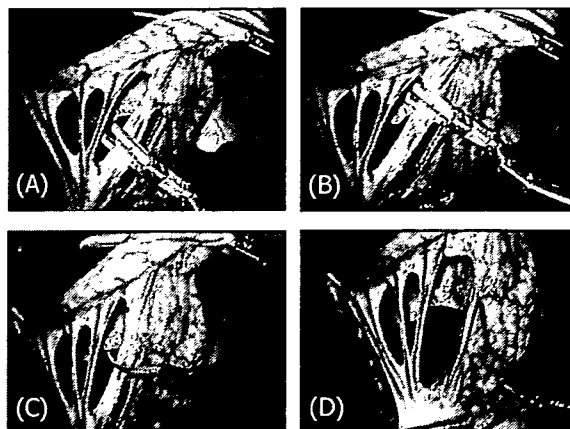


Fig. 4-11 Sealing another mesenteric part including blood vessels. (A) and (B) Coagulating both ends of the vessel with 2-DOFs bending motion. (C) and (D) Confirming blood vessels' occlusion by cutting middle part of the coagulated both ends.

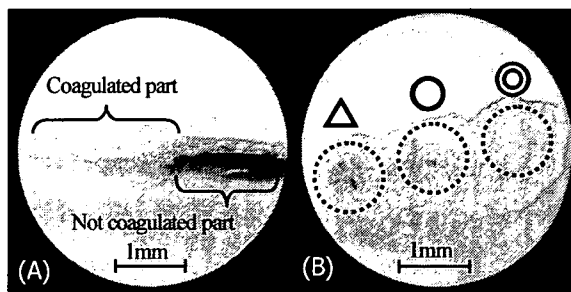


Fig. 4-12 Cutting surface of coagulated mesenteric tissue including vessels. (A) Axial cross section of a vessel which is the boundary between coagulated and not-coagulated parts. (B) Tissue which was grasped and coagulated from the right side. At forceps' tip-side, the third vessel's occlusion was not completed.

## C.2 手術デバイス誘導用多関節外套管の開発

### C.2.1 機構の特性評価実験

試作したモデルに対し、体内を模擬した通路への進入性能に関する評価実験を行った。使用した模擬材料としては生体軟組織と同等の弾性率を持つシリコーンゴムを使用し、特定の半径を持つ円弧と直線を組み合わせた通路への挿入を試みた。その結果屈曲半径が 50mm 以上の湾曲であれば外套管が進入することが可能であった。また体内進入の際に起こりうる分岐による進路選択が必要な通路においても先端屈曲機構を用いることで目的の通路を選択して挿入させることが可能であった (Fig. 4-13)。

### C.2.2 In vivo 実験

動物 (ブタ, 38kg, オス) を使用しての評価を行った。今回の実験では気腹下で行い、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及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. 4-14 に内

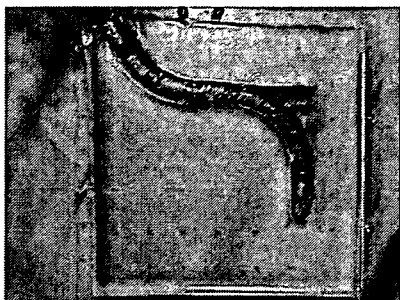


Fig. 4-13 The sheath went through the branched route selecting the curved course

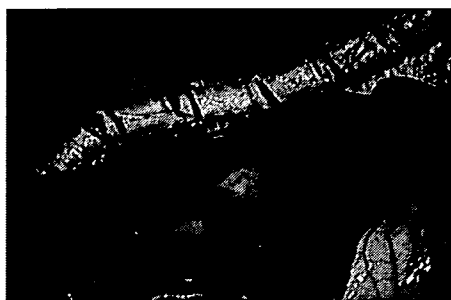


Fig. 4-14 Images of in vivo experiment. The sheath went into the gap between liver and diaphragm.

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. 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.

### C.3 デバイス誘導ロボットおよび前立腺がん治療用デバイスロボットの開発

#### C.3.1 デバイス誘導のための5節リンク式ロボットの開発

機構の評価に関する評価: 前立腺を押し下げる方向で駆動を行う際に想定される約0.5kgの負荷を加えた状態でのプローブ先端位置決め繰り返し精度は約1.0mmであった. これにより, マスタースレーブ方式で処置を行う場合において高い操作性を有することが示されたが, 採用する超音波プローブの性能等によっては精度向上による駆動領域の拡大が必要である.

MRI 対応性に関する評価として, MRI ガントリ内に開発したマニピュレータを設置し, 駆動した状態でのMR画像のS/N比を計測した. S/N比の低下は数パーセント以下であり, 大きな歪みも確認されなかった. これにより, 十分なMR-Compatibilityを有することが示された.

#### C.3.2 前立腺がん凝固後切除マニピュレータの基礎的開発

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. 実験には前立腺ファントムとしてブタ腿肉

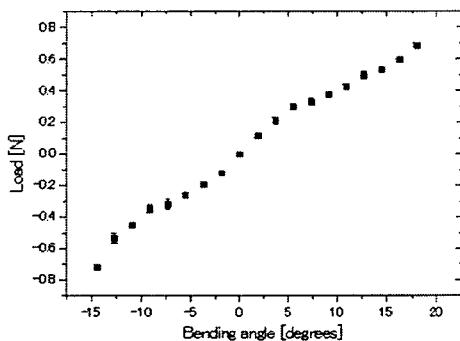


Fig.5-5 Bending angle & load in flexible mode

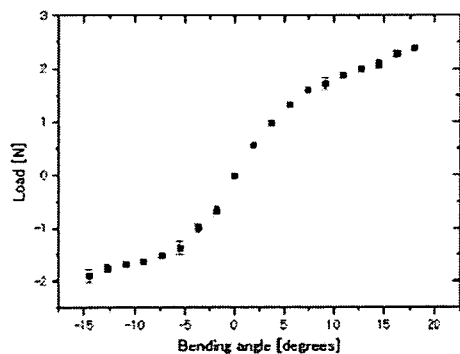


Fig.5-6 Bending angle & load in rigid mode

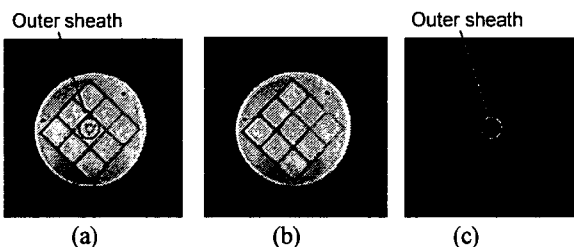


Fig.5-7 Measurement result about MRI image distortion: a) the image with outer sheath. b) the image only phantom. c) subtraction (a)-(b)

Table 5-8 Average and standard deviation of Signal-to-Noise ratio and decreasing ratio.

		evaluated value	
		S/N ratio	S/N decreasing ratio (%)
Scan condition	Only phantom	73.92±0.17	4.31±0.11
	With outer sheath	70.74±0.20	

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数は600rpmとした。凝固実験の結果、高周波電流の通電によりリング部(外側電極)およびカッター(内側電極)の周辺に厚さ約1mmの凝固層が生じた。凝固を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(直径約1.5mm)を切削することができた。円滑な切削片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。

#### C.4 手術用デバイス・マニピュレータのMRI対応化

MRI対応化の評価については、C.3.2において示した通りである。

#### <平成19年度>

##### C.1 MR対応型柔剛可変外套管デバイスの開発

外套管デバイスの剛性、すなわち外力に対する姿勢保持力を評価するため、デバイス先端部に横方向荷重を加えたときのデバイス全体の屈曲角を測定した。測定は柔軟モードおよび剛体モードのそれぞれの場合について行った。結果をFig.5-5,6に示す。

また、MR対応性を評価するためMRファントム内に外套管デバイスを挿入して撮像を行い、S/N比を測定した。結果をFig.5-7,8に示す。

##### C.2 前立腺がん切除用デバイスの開発

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。

軸周り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。

#### D. 考察

#### <平成15年度>

3自由度屈曲鉗子マニピュレータの高い再現性や発生力、広い屈曲範囲等の機械的性能は、より高度な腹腔鏡下外科手術を行うために十分有用といえる。インタフェースからの応答性には若干のばらつきが見られたが、In vivo 実験では術者に操作上の遅れや違和感を与えることはなく、45分以内で胆嚢摘出手術を行うことができた。

今後は臨床応用に向けマニピュレータの柔軟性を向上させ、先端部でより細かな作業を行うための自由度の追加が必要である。そのため、新たに多節スライダ・リ

ンク機構の動特性解析や制御理論の確立を行い、直径5mm以下のマニピュレータの細径化を両立させる。これらの技術の実現により、腹腔鏡下外科手術の更なる低侵襲化、そして医用工学に限らず、他の工学分野への応用も十分可能である。

カフィードバックの精度は誤差が5%以内であり、力の有無を操作者に感じさせることは可能であると考えられる。今後は、細かな感触をフィードバックするためにも力センサを用いた測定により高い精度が求められる。

カセンシングについては、負荷とアンプへの入力電圧が0Vに変化したときのリンクの移動量との間に相関があることがわかった。今後はモータトルクをアンプから出力されるPWMのデューティ比を測定し正確なモータトルクとの関連性を測定することが望まれる。

#### <平成17年度>

##### D.1 多節スライダ・リンク機構を搭載した手術ロボットデバイス群の開発

本研究ではバイポーラ電気メスマニピュレータの開発を行い、焼灼対象へと自由にアプローチを行ないつつ、血管を閉塞する能力を有することを確認した。今後はより臨床での使用に適したマニピュレータの開発を進めていく。

##### D.2 手術デバイス誘導用多関節外套管の開発

本研究では体内深部へ重要な臓器を迂回して侵入するための経路を確保する方法として、柔剛可変型可撓性外套管を提案し、そのための機構に関する試作を行った。そして、剛性に関する評価を行った結果、一関節分ではあるが400gf以上の外力に対して姿勢を保持できることを確認した。これは先端多自由度マニピュレータ2)が500gfの発生力を要求しようとし、それ以下でも十分な機能を持っていることから考えても十分な剛性を有するものと考えられる。

##### D.3 前立腺がん治療デバイス操作用マニピュレータの開発

D.3.1 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

プローブ保持マニピュレータの5節リンク機構の精度誤差は十分小さいことが示されたが、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計画している。

##### D.3.2 前立腺がん凝固後切除マニピュレータの基礎的開発

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。

##### D.4 手術用デバイス・マニピュレータのMRI対応化

ナビゲーション下での穿刺については一定の精度が示された。ロボットの機構やレジストレーション方法の改善により、十分な精度が期待できる。

MR Compatibilityについては、ロボットの駆動による