

離から前後の照射範囲が焼灼可能とした。したがって、レーザ（あるいは CCD カメラ）の光軸がどの程度の範囲で自在に方向を変化させられるかに問題は帰着する。その結果、鉗子自身の動作としては先端の一自由度屈曲とし、不足は鉗子本体そのものの回転によって補うものとした。その屈曲角の範囲は、鉗子挿入方向から側面への照射を想定しても、鉗子先端に垂直な平面より前方にある空間の点を目標内に収められれば、十分と考え $0 \sim 90^\circ$ とした。

2.2 先端部

2.2.1 半導体レーザ(スパークリングフォトン製)

小型半導体レーザの素子単体では出力が小さいので、 $0.5\text{mm} \times 0.5\text{mm}$ で出力が 2W である素子を 10 個並べ出力を 20W とし、電流によって出力の制御を行った。レーザ発振時の発熱に関しては、鉗子先端部を銀でつくり、その内部に冷却水をペリスタルティックポンプ(Masterflex-L/S7754-90, Cole Parmer)で還流することにより解決している。また、このレーザの波長は可視できないため、並べられた主レーザのチップの両端に赤色ガイドレーザ(波長 635nm, 出力 3mW)を搭載した。

2.2.2 CCD カメラ(新興光器製)

腹腔鏡下手術では、基本的に内視鏡と呼ばれるカメラの映像を見て手術を行うが、より患部への正確なレーザの照射を行うために、先端部に CCD カメラを取り付けた。CCD のチップサイズは $1/6\text{inch}$ で 41 万画素、全体としては直径 5mm の CCD である。

2.2.3 補助光源

腹腔内の明るさは、内視鏡についている光源によって保たれているが、肝臓の裏側へのアプローチを考えると補助光源が必要となってくる。そこで、補助光源として白色 LED(NSPW, 日亜化学)を取り入れた。この白色 LED は、最大光度 3900mcd, 指向特性は 25° , 直径 3mm である。なお、発光スペクトルによる光源の選定には、[3]を参考にした。

2.2.4 屈曲機構

先端部の屈曲機構には従来のオジギ型鉗子で採用されているリンク機構を用いた(Fig.2)。

2.3 駆動部

一次試作機では、実現できなかった 90° 屈曲を目指しラック・ピニオンによる伝達機構にし、 $0^\circ \sim 81^\circ$ の屈曲動作を実現した[4] (Fig.3)。

2.4 通信部

レーザの制御・屈曲動作は、すべて PC によりまとめて制御し、レーザの制御 BOX との通信は、RS232C によって行った。尚、全体のシステム図として Fig.4 を載せる。

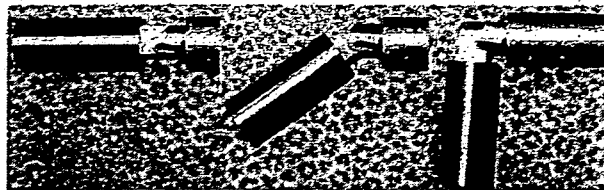


Fig.2 Linkage Mechanism

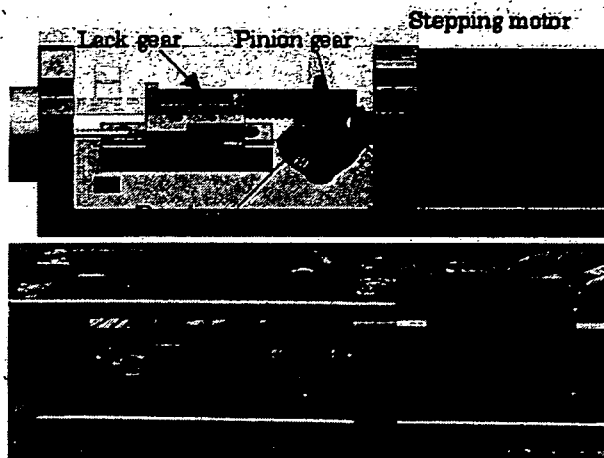


Fig.3 Drive Unit Mechanism

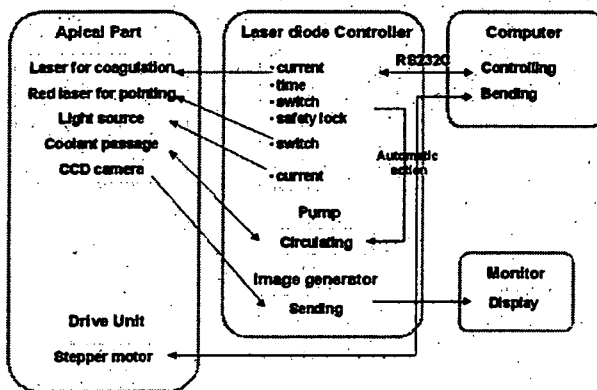


Fig.4 Computer assisted system

3. 実験

3.1 予備実験

事前に各対物距離でのレーザの出力を知っておくため、パワーメーター (Nova 30A-P, OPHIR) により測定した。レーザの焦点距離である 10mm での結果を Fig.5 に載せた。縦軸が出力[W]横軸が電流[A]であり、理論値と実測値の違いがわかる。また、11A での対物距離と出力の関係を Fig.6 として載せる。縦軸が出力[W]横軸が対物距離[mm]である。

レーザ治療器の指標となるエネルギー密度はレーザアライメントペーパー(Zap-It, Zap-It Corp, USA)を用いて、対物距離ごとに電流 11A で 1 秒間レーザを照射することにより、検証した (Fig.7)。これにより、このレーザの対物距離によるエネルギー密度の特性がわかる。

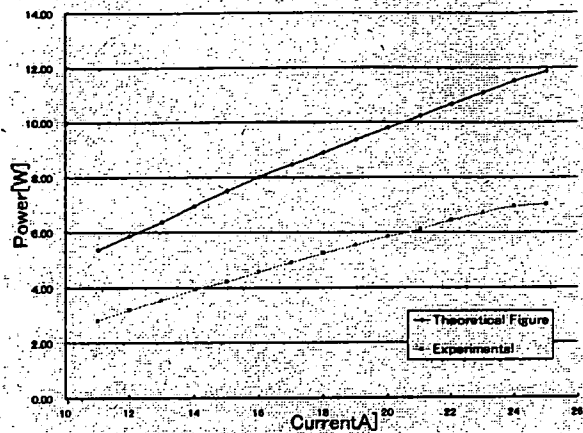


Fig.5 Power-Current Property

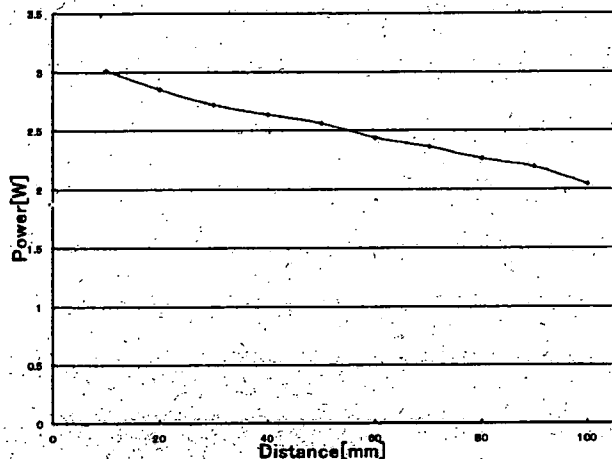


Fig.6 Power-Distance Property

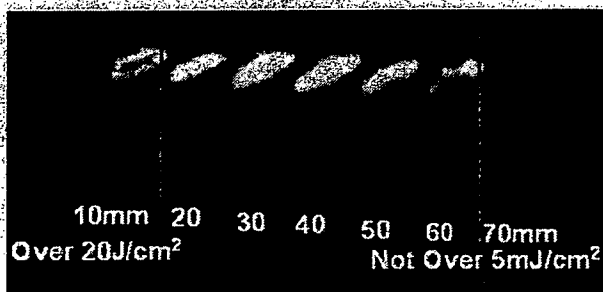


Fig.7 Energy Density Property



Fig.8 Experiment on animals

3.2 in vivo 実験

臨床応用を目指し、血流による冷却効果の影響などをみるため、麻酔で眠らせた豚の肝臓へレーザーの照射を行った。実験条件としては、開腹で行いレーザー照射時には呼吸動を抑えるため、豚の呼吸は止めて行っている。レーザー鉗子は、ベットサイドで固定されたフレキシブルアーム(Iron Intern社製,オクトパス,Switzerland)で把持固定をし、対象である豚の肝臓に対して先端部が垂直のなるように屈曲させて、レーザーの照射実験をした (Fig.8)。そして、そのときの CCD 画像と照射後の肝臓の状態を検証した。

4. 結論と考察

4.1 予備実験

予備実験により、レーザーの出力が理論値より実験値が小さいのが分かる。これは、半導体チップから発振されたレーザー光は一度収束レンズを通り、さらに window であるガラスを通して外に出るために、減衰した実験値になっていると考えられる。そして、レーザーアライメントペーパーの焼灼パターンを見ても分かる通りレーザーの焦点距離である 10mm で最大のエネルギー密度が得られ、対物距離が 70mm を超えると $5\text{mJ}/\text{cm}^2$ 以下とかなりエネルギー密度が落ちているのがわかる。これは、前の実験とあわせて考えると、対物距離を遠くすると、出力は低下するのだが、エネルギー密度の低下ほど激しくはない。つまり、レーザーのビームスポットが対物距離を大きくすればするほど、著しく広がっているのである。この結果は、[5]の結果(Fig.9)を数値的に表している。これにより、動物実験ではレーザーの最大エネルギー密度が得られる対物距離 10mm 付近で、照射実験を行った。

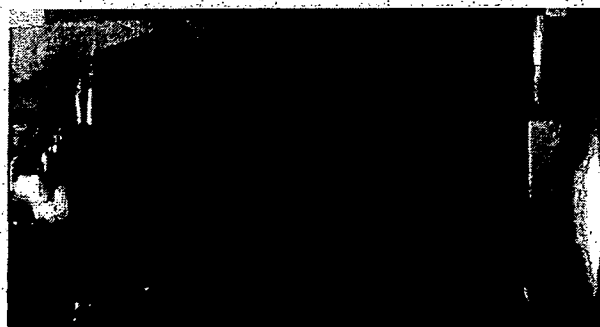


Fig.9 Collimation of coagulation laser

4.2 in vivo 実験

4.2.1 レーザ特性

対物距離 15mm で、 $3.61\text{W} \times 10\text{sec}$ 、 $5.87 \times 10\text{sec}$ で豚の肝臓に照射を行ったが、表層の凝固のみ(深度 1mm 以下)であった。この結果は、in vitro では深度が 1.6~3.2mm であった結果とは、大きく違い血流の冷却効果の影響と考えられる。そこで、対物距離を 10mm にし、さらに出力をあげ、 $9.22\text{W} \times 5\text{sec}$ 、 $9.22\text{W} \times 7.5\text{sec}$ 、 $9.22\text{W} \times 10\text{sec}$ で照射を行ったところ、どれも十分な肝臓の蛋白質変性が確認できた。こちらの 3

サンプルは現在病理標本を作製中であり、細胞の凝固から壊死のどの段階にあるか評価していく予定である。また、高エネルギー密度で長時間照射を行った場合、肝臓細胞内で水蒸気爆発を起こし、組織が飛散するという現象が見られてしまう。今回でいうと、7.5秒、10秒ではその現象が見られた。飛散した細胞がレーザの窓に付着することは、危険であり長時間の照射は避けなくてはいけないことが分かる。肝臓だけでなく、腸間膜血管への照射も行ったが、血管を焼き切ることはできなかった。レーザチップへの電流を高くすれば、出力は上がるのだから、温度上昇も激しくなり発振自体が不安定になりチップの破損へとつながってしまう。また、レーザチップを10個使用しているのだが、チップの個数が多ければ多いほど各チップのインピーダンスの違いにより発振動作が不安定になってしまう。そこで、今後はチップひとつの出力をあげ、個数を減らすことを考えている。

4.2.2 CCD 画像

対物距離 20mm と 10mm でのレーザ照射時に得られた CCD 画像を Fig10/Fig11 として載せる。見てわかるとおり、レーザの焦点距離にあわせた 10mm の画像では、照射の映像が CCD の面角から外れてしまっていることがわかる。さらに、10mm だとレーザの散乱光を拾ってしまい画像に影響がでてしまっている。この対策として、今後主レーザの波長である 980nm のフィルターを CCD の window に取り付けることを検討している。

5. 今後の予定

5.1 先端部

今回の実験で、一番の問題となったのはレーザのパワー不足である。如何にして有効なエネルギーをレーザチップから得るかが課題である。現在、レーザチップ単体の出力をあげ個数を減らし、レンズを window として使うことでレーザの減衰を減らすように、3次試作機の先端部として作成中である。また、レーザの散乱光拾わずに、レーザの照射位置が CCD の面角に収まるようにレーザの焦点距離をのぼすことも考えている。

5.2 駆動部

2次試作機では、十分な屈曲動作は得ることができたが、その反面レーザ鉗子自体が大きくなり扱いづらくなってしまった。そこで、3次試作機では小型化軽量化を図り、滅菌とバックドライバビリティが可能な設計をし、目下製作中である。

5.3 通信部

今回レーザ制御部と PC の通信を RS232C(ボーレート 9600bps)で行った。今後は、レーザ鉗子の制御 PC と当研究室で開発されているマスター・スレーブ型ロボット[6]の制御 PC をつなぐことにより、ロボットに搭載することを考えている。

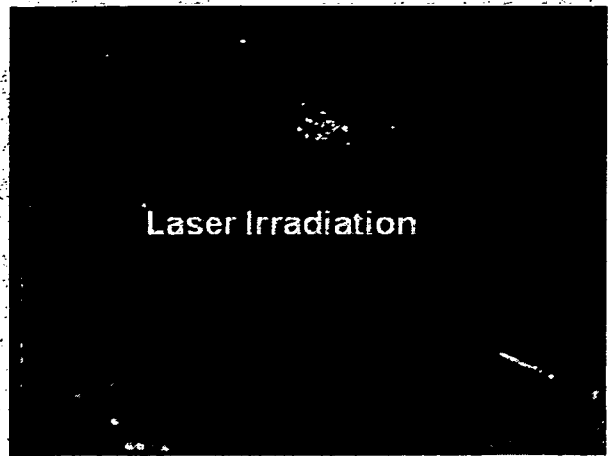


Fig.10 CCD Image (20mm)

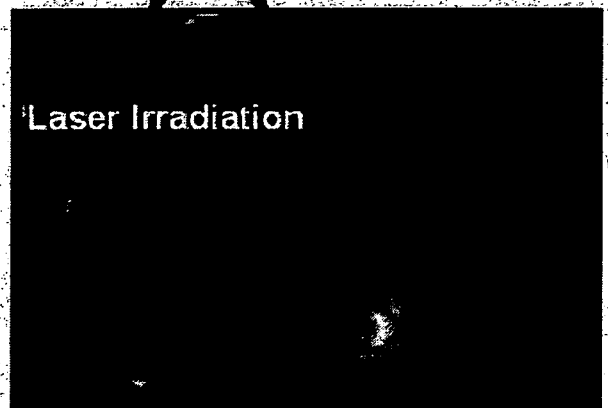


Fig.11 CCD Image (10mm)

本研究の一部は未来開拓学術研究推進事業 (JSTS-RTFT99I00904)によるものである。

参 考 文 献

- [1] 小林文史和:“高出力半導体レーザを搭載した内視鏡手術支援マニピュレータシステムの開発”, 東京大学大学院修士論文,2003.
- [2] 西田洋平,他:“半導体レーザ搭載屈曲鉗子におけるレーザ特性の研究”, 第13回コンピュータ外科学会大会/第14回コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集,pp.39-40,2004
- [3] Yoichi Kawakami.et.al: “Fabrication of LED lighting goggle for surgical operation and approach toward high color rendering performance”, Proc.SPIE Vol,4445, p.156-164,2001
- [4] 西田洋平:“半導体レーザを搭載した腹腔鏡下手術支援マニピュレータシステムの開発”, 東京大学大学院修士論文,2005
- [5] Suzuki .et.al: “Development of a Robotic Laser Surgical Tool with an Integrated Video Endoscope”, MICCAI 2004, Part II ,pp.25-32,2004
- [6] 青木英祐,他:“異構造の鉗子に対応可能とするスレーブマニピュレータシステムの開発”,ロボティクス・メカトロニクス講演会'05,pp161,2005

腹腔鏡下手術支援用 CCD 搭載型

屈曲レーザー鉗子マニピュレータシステムの開発

○大木智之^a, 金田道寛^b, 福与恒雄^c, 小西晃造^d, 橋爪誠^d小林英津子^a, 佐久間一郎^a^a東京大学大学院 新領域創成科学研究科, ^bスパークリングフoton株式会社^c新興光器製作所, ^d九州大学大学院 医学研究院 災害・救急医学

Development of laser forceps with an Integrated Video Endoscope

^aT.Oki, ^bM.Kaneda, ^cT.Fukuyo, ^dK.Konishi, ^eM.Hashizume, ^fE.Kobayashi, ^gI.Sakuma^aGraduate School of frontier Science, The university of Tokyo, Japan^bSparkling photon Inc, Japan ^cShinko Optical Co. Ltd, Japan^dDisaster and Emergency Medicine, Graduate school of Medical Science
Kyushu University, Fukuoka, Japan

Abstract: Laser photocoagulator has been widely applied to laparoscopic surgery as one of the most important surgical equipments because of its effective hemostasis. Laparoscopic instruments have the limited degrees of freedom and reduce the dexterity of surgeons' hand, so that multiarticular robotized forceps are required. However, laser forceps need optical guiding system such as optical fiber or mirror system, and are difficult to be integrated with robotized forceps. We have developed novel robotized forceps with semiconductor laser chip, a charge coupled device (CCD) video endoscope, a white LED used for lighting and a bending joint. The chip is mounted on the tip of forceps and does not require the optical guide. In this study, we produced 3rd trial manufacture, and new design is based on evaluation of 2nd trial manufacture. We did experiments in evaluation of new laser chip and new drive mechanism. This paper describes the results.

Key words: Laser photocoagulation, Laparoscopic surgery, Semiconductor laser.

1. はじめに

1990年以降、日本でも、大きくお腹を切らずに外科医が治療する手術、腹腔鏡下手術が広がり、今では、全国で急速にこの手術数は増加している。この手術の最大の長所として、低侵襲性が挙げられ、より患者に負担の少ない手術となっている。しかし、作業するスペースが限られていることから、使用する術具の自由度も低くなり、医師への負担が大きいのが現状である。そこで、このような点を解決すべく、小型化・他自由化された様々なロボットによる手術支援が行われている。

一方で効率よく凝固止血や切開を行うための装置としてレーザーが臨床応用されている。従来凝固止血で用いられるNd:Yagレーザーは、体外よりファイバもしくは光学系を用いて導光させて使用され、ファイバの曲率限界や、導光用のレンズ系の大きさなどより、小型化・多自由化は困難であった。そこで、鉗子先端という小さな空間で発振させることにより、小型化が可能である半導体レーザーを用いたレーザー鉗子を開発してきた¹⁾。本研究では、3次試作機の完成を目指し、レーザー部と駆動部を製作し、そのレーザーの特性と駆動の評価実験を行った。

2. システム構成

2.1 レーザ

前試作機では、出力2Wのレーザーチップを10個並べて

出力を取り出したが、十分な焼灼能力がえられなかった¹⁾。そこで、今回半導体レーザーチップ(波長:980nm, 出力:4W)を10個並べてマウントされた先端部を作成し、出力の向上を図った。発振したレーザー光は、レンズによって絞られ、外部に照射される。また、一緒にあわせて搭載するCCDの焦点距離と合わせるため、レーザーの焦点距離は15mmに設定した。Fig.1は、レーザーの電流-出力特性である。なお、レーザーの発振に伴う発熱は、冷却水を用いてチップがマウントされている銀を冷却することによって解決している。

2.2 駆動部

屈曲動作範囲を確実に確保するために前試作機では、ラック・ピニオンの伝達機構をもちいて、ステッピングモータで駆動した。しかし、屈曲動作は0~81°と実現できたが、装置自体が大型・重量化してしまった¹⁾。そこで、本試作機では、小型・軽量化、そして臨床応用を考慮した滅菌やバックドライバビリティの確保を目標とし、再設計を行った。小型・軽量化は、モータをブラシレスDCサーボモータ(1628024B, Faulhaber.co., German)に、伝達機構を精密ボールネジ(MSFD-0400.5, NSK Ltd, Japan)に変更することで、長さ624→550mm, 直径55→50mm, 重量0.82→0.38kgfと小型化を実現した(Fig.2)。滅菌可能とバックドライバビリティの確保は、伝達機構部に着脱機構を取り入れることで実現した(Fig.2)。

3. 実験

3.1 レーザの照射実験(in vivo)

豚の肝臓へレーザの照射を行った。実験条件としては、開腹で行い、データ算出のためレーザ照射時には豚の呼吸は止めて行った。レーザがマウントされている先端部は、ベットサイドで固定されたフレキシブルアームで把持固定をし、先端部が垂直のなるように対象である豚の肝臓を配置し、照射実験をした(Fig.3)。

3.2 屈曲動作の評価実験

デジタルマイクロスコープ(VH-7000,Keyence,Japan)を用いて、入力に対する屈曲角を計測した。屈曲・伸展の一連の動作を1往復として、5往復計測した。なお、屈曲動作はモータに装着されているホールセンサーにより、回転速度・回転数・回転位置をセンシングし、PI制御により、位置・速度・加速度を制御している。指令値として入力する信号は、PCからRS232Cを通じてモータのドライバーに伝達される。

4. 結果と考察

4.1 レーザ照射実験

肝臓に炭化初期の状態が現れるまで、前回のチップでは10秒かかったのに対して、今回のチップでは5秒で炭化初期状態に到達した。しかし、レーザの最大パワーに近い状態での発振であるため、チップの破損などの安定性を考慮し、十分な安全率を確保するために、さらなるエネルギー密度の向上が望まれる。

4.2 駆動部

5往復内における測定値の平均と誤差幅をFig.4に示す。この結果により、屈曲角度が82°まで可能ということがわかり、2次試作機と同様の屈曲動作を実現していることがわかる。減菌対策のための着脱可能にしたことで、組み立て誤差などが生じてしまい、計算値である理論値からのずれはあるものの、再現性がよく±1°以内で位置決めが可能であった。これにより、補正を行うことで、目的とするに任意の角度への位置決めが可能であることが予想される。

5. まとめ

レーザ治療器の指標であるエネルギー密度が、約2倍向上した。また、0~82°という屈曲動作範囲を確保しつつ、駆動部を小型・軽量化することに成功し、着脱機構を取り入れることにより減菌可能部と減菌不可能部を分離でき、バックドライバビリティの確保も実現した。今後は、先端部と駆動部を組み合わせ、レーザ鉗子としての完成を目指し、手術支援ロボットへの搭載を考えている。

本研究の一部は、未来開拓学術研究推進事業

(JSTS-RIFT99I00094)及び厚生科学研究費、身体機能解析・補助・代替機器開発研究事業(H15-フィジ-002)による文献

1) 大木智之,他: "屈曲型 CCD 搭載レーザ鉗子の開発", 第23回日本ロボット学会学術講演会,3J12,2005

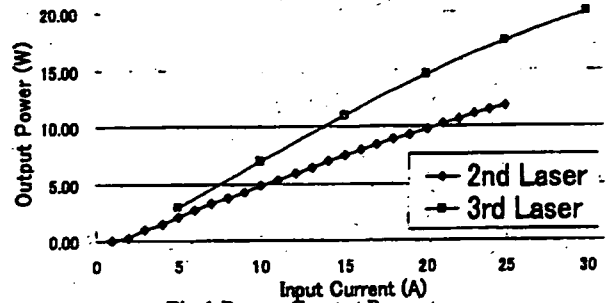


Fig.1 Power-Current Property

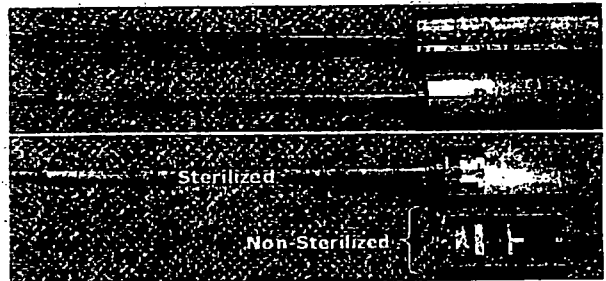


Fig.2 Laser Forceps Ver.2 (A) Ver.3 (B) and Detachable mechanism



Fig.3 In vivo Experiment

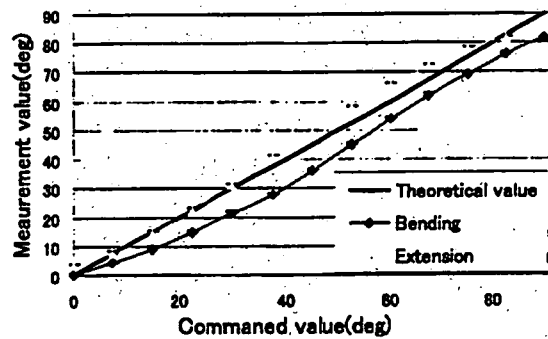


Fig.4 Characteristics of bending motion

■演題

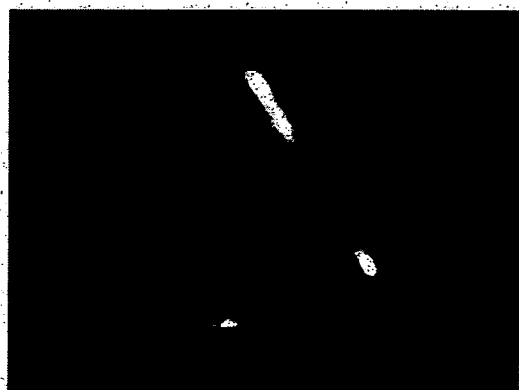
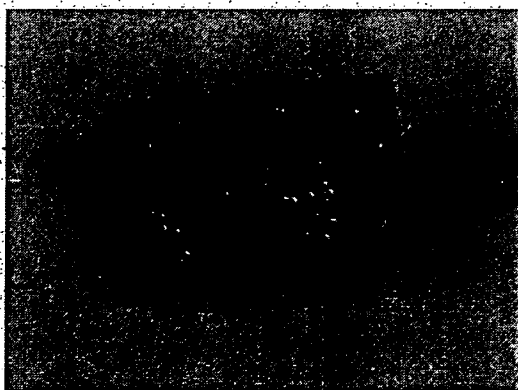
MRI アクティブトラッキングによる直列分解コイルを用いた小型受信コイルの位置・姿勢高速計測に関する研究

■発表者

○小野木真哉, 佐久間一郎
東京大学大学院新領域創成科学研究科

■本文

【背景】MRI アクティブトラッキングは Dumoulin によって提案された小型受信コイルの高速位置計測手法であり, XYZ 各軸に対する射影を周波数エンコードのみで計測し, コイルの三次元位置を計測するものである。【目的】本研究では, 将来的には MRI 下手術も考慮に入れ, 小型受信コイルの高速位置・姿勢計測方法について実験を行った。【方法】受信アンプを増設することなく姿勢計測を実現するために, 受信コイルを3つの直列なものに分解し, 3点の位置計測を1受信機で可能とした(図1)。コイル内部には水を封入し, 受信コイル単体であっても信号が得られるようにした。MRI には 0.3T オープンMRI を使用した。実験は GE 法(TR: 100msec, TE: 20msec)による MRI 画像から得られる各コイルの位置・姿勢とアクティブトラッキングによる各軸ごと計測結果から計算される各コイルの位置・姿勢を比較した。【結果】3つにコイルを分離した受信コイルを GE 法で撮像をした結果を図2に示す。アクティブトラッキングでは各軸ごとに各コイルの位置に相当する3箇所ピークが周波数軸上で見られた。また, 3つのコイルのインダクタンスを異ならせることで, どのコイルの信号か同定できることが示唆された。【結論】本手法により小型受信コイルの位置・姿勢高速計測が実現可能であることが示唆された。



○小野木真哉^a, 佐久間一郎^a, 西村 博^b^a東京大学新領域創成科学研究科, ^b株式会社日立メディコ技術研究所**Method of Position and Orientation Measurements with MRI**S. Onogi^a, I. Sakuma^a, H. Nishimura^b^a*Institute of Environmental Studies, Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo*, ^b*Research & Development Center, Hitachi Medical Corporation, Japan*

Abstract: Surgical Navigation System is very useful system in a minimum invasive surgery. Position and orientation sensor is necessary tool in the navigation system, in order to track some operation devices and patient body. In this study, we suggest a new position and orientation sensing method with MRI Active Tracking, which is suggested by Dumoulin et al., is a method of position sensing with a small receiver coil. Our suggested method is able to measure not only position but also orientation. With three series receiver coils, Positions of each coil can be measured. And this method doesn't need some attachments or remodeling of MRI scanner. In this report, accuracy evaluation of this tracking method is conducted.

Key Words: MRI, Active Tracking, Navigation System, Minimum Invasive Surgery

1. 背景

内視鏡下手術に有効な支援として手術ナビゲーションシステムがある。ナビゲーションシステムにおいて不可欠なデバイスとして位置計測装置がある。本研究ではMRI下で行う低侵襲手術を想定し、MRIを利用することで高速に位置・姿勢計測を行う手法について検討した。

2. 実験方法

位置計測方法

計測方法はDumoulinらの報告にあるActive Trackingを使用した¹⁾。この手法では、小型の受信コイルを用いて周波数エンコードのみで一軸上のコイル位置を計測する。これを3軸について行うことで小型コイルの3次元位置を計測することができる。また、位相エンコードを行わないため、一回の測定に要する時間はTRで決まり、位相エンコードを行わないGE法を使用することで1秒に10回程度の計測が可能である。本研究では、この方法を発展させ、位置だけではなく姿勢の計測も可能とする方法を提案する。受信コイルを3つの直列なコイルに分解する。3つのコイルはそれぞれコイル周辺に感度領域をもつことから、それぞれのコイルの位置のみで信号が得られる。得られた信号とコイル配置から各信号がどのコイルからのものであるか同定を行い、各コイルの位置および姿勢を計算することができる。本手法では新たに受信アンプの増設などMRI本体に手を加えることなく姿勢の計測も可能となる。実験ではGE法(TR:100msec, TE:40msec, スライス厚: 100mm, FOV: 200mm, フリップ角:5deg)で撮像し、位相方向に逆フーリエ

変換することでActive Trackingと同様の結果を得た。

実験装置

実験装置として0.3Tオープン型MRI(AirisII, Hitachi Medical Co., Kashiwa, Chiba)を使用した。受信コイルは中空の円筒状の樹脂にエナメル線を10回程度巻いたものの内部に水を封入した。また、コンデンサを組み合わせて共振周波数が12.8MHzとなるようにチューニングした。受信アンプと受信コイルは50 ohmの同軸ケーブルで接続し、受信アンプの入力インピーダンスとインピーダンスマッチングを実施した。

再現性確認実験

複数回計測した場合、得られるピークが一定したものであるか再現性を確認した。

患者台移動による移動量評価実験

MRI付属の患者台を駆動させ、10mm間隔で移動させた場合のピーク値の移動量を計測した。

3. 実験結果

三直列コイルによる3点同時計測の可能性確認

作成したコイルを3つに直列分解した受信コイルをMRIで撮像した結果を図1に示す。図のように、それぞれのコイルの位置に該当する箇所から信号が得られた。

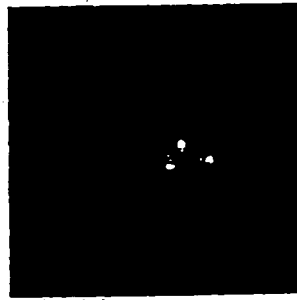


Fig. 1: MRI image of three series receiver coil.

再現性確認実験結果

冠状断、軸横断、矢状断のそれぞれについて、周波数方向を縦、横の2種類の撮像を行った。全6種の画像のうち、同一の方向に対して周波数エンコーディングを行っているものについて、ピーク値が同じ位置にあるか確認した。例えば、軸横断で周波数が縦方向の場合と矢状断で周波数が横方向の場合は同一の軸について周波数エンコーディングをしている。なお、患者が仰向けの状態で右手から左手の方向をX軸、足から頭への方向をY軸、背中から腹部への方向をZ軸とする。



Fig. 2: Reproducibility of peak positions (X-Axis).

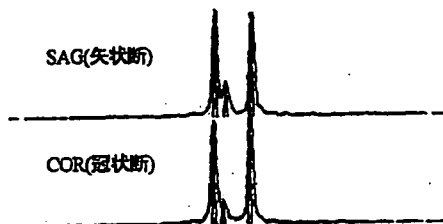


Fig. 3: Reproducibility of peak positions (Y-Axis).

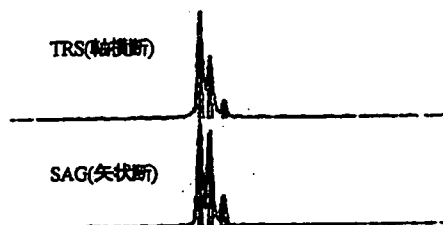


Fig. 4: Reproducibility of peak positions (Z-Axis).

結果より、撮像を繰り返してもピーク位置のゆらぎは1mm以下であった。次に、患者台を10mm動かした場合の各コイルの移動量についてTable 1に結果を示す。ベッドの移動量とほぼ同じ量のコイルの移動が計測された。

	Coil 1	Coil 2	Coil 3
Average [mm]	9.90	9.63	9.97
S.D. [mm]	0.60	1.44	0.81

Table 1: The difference of distance for coils, when the bed is moved in 10 mm (n=20).

4. 考察

本研究では、受信コイルを3つに直列分解することで、受信アンプの増設など既存のMRIに手を加えることなく、MRIを位置・姿勢計測装置として利用できる方法を提案した。それぞれのコイルがそのコイル内部に封入された水からの信号を受信しており、撮像した絵では3つの点が光る様子が得られ、各コイルの位置計測が可能であることが示された。再現性確認実験では、異なる断面で撮像したデータからでも同一軸方向について周波数エンコードを行っていた場合、同じ形状・位置にピークが得られその誤差も1mm以下と良好な結果が得られた。患者台移動による簡単な精度評価では患者台の移動量と同じだけコイルの移動が計測できた。誤差の原因としてベッドの移動量が厳密に設定できないため、そちらの誤差のほうが大きいと考えられる。精度評価については、より厳密な手法で実験をする必要がある。

5. 結論

Active-Trackingによる受信コイルの位置計測を発展させ、姿勢計測の可能性について示した。コイルを3つに直列分解することで、1受信器で3点の位置情報を得ることができた。3点の位置が計測できることから、姿勢計測の可能性が示唆された。

なお、本研究の一部は厚生科学研究費、身体機能解析・補助・代替機器開発研究事業(H15-フィジ-002)による。

Reference

- [1] Dumoulin et al, Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance., Magn Reson Med. 1993 Mar;29(3):411-5.

画像誘導下手術支援ロボットシステムのための MRI 対応モータ駆動法

鈴木 孝司*・廖 洪恩**・小林英津子**・佐久間一郎**

A Novel Magnetic Resonance Imaging-compatible Motor Control Method for Image-guided Robotic Surgery

Takashi SUZUKI,* Hongen LIAO,** Etsuko KOBAYASHI,** Ichiro SAKUMA**

Abstract For robotic surgery assistance systems that use magnetic resonance imaging (MRI) for guidance, the problem of electromagnetic interference is common. Image quality is particularly degraded if motors are running during scanning. We propose a novel MRI-compatible method considering the pulse sequence of imaging. Motors are driven for a short time when the MRI system stops signal acquisition (i.e., awaiting relaxation of the proton), so the image does not contain noise from the actuators. The MRI system and motor are synchronized using a radio frequency pulse signal (8.5 MHz) as the trigger, which is acquired via a special antenna mounted near the scanner. This method can be widely applied because it only receives part of the scanning signal and neither hardware nor software of the MRI system needs to be changed. As a feasibility evaluation test, we compared the images and signal-to-noise ratios between the cases with and without this method, under the condition that a piezoelectric motor was driven during scanning as a noise source, which was generally used as a MRI-compatible actuator. The results showed no deterioration in image quality and the benefit of the new method even though the choice of available scanning sequences is limited.

Keywords: Magnetic resonance imaging, MRI-compatible, pulse sequence, ultrasonic motor, synchronous control.

1. 背 景

1.1 ノイズとの共存による MRI 対応性

従来の外科手術では術前に取得した画像を用いた手術計画に基づき、訓練を積んだ医師が手技を行ってきた。しかし、実際に手術を行う際の臓器の位置・形状が術前画像とは異なっている場合があり、また手術手技を行うための空間が狭い場合や、アプローチが困難な場所に存在する場合は人間の手による手技では円滑に手術を行うのが困難になる場合があった。そこで近年、より精度の高い手術の実現を目指し、核磁気共鳴画像 (magnetic resonance imaging, MRI)、X線コンピュータ断層画像 (computed tomogra-

phy, CT) 等の画像診断技術を用いた術中撮像と手術支援ロボットマニピュレータによる精密手術の融合による精密誘導手術が求められている。さまざまな画像モダリティがある中で、術中に使用する撮像機器としては、被曝がなく、血管画像や温度画像、脳機能画像等の取得が可能な MRI が注目を浴びている。しかし、MRI 誘導下で手術支援マニピュレータを使用する場合、マニピュレータは高磁場環境下に置かれるため、MRI 装置と手術支援マニピュレータの親和性、つまり MRI 対応性について考慮する必要がある。MRI 対応性とは (1) MRI 装置室内で安全に駆動可能である、(2) 機器の存在や駆動が画像を劣化させない、(3) MRI の磁場、撮像動作によってロボットの駆動が妨げられない、という3条件とされており [1]、これらの解決のために、非磁性のアクチュエータやセンサ、機構部品等の使用が試みられてきた [1-6]。アクチュエータに関しては MRI 装置の静磁場を乱さない、かつ磁場による引力を受けないという理由から、圧電素子を用いた超音波モータ [1-4] や空圧、水圧等の流体圧を用いるアクチュエータ [5]、及びそれらを組み合わせたもの [6] が使用されてきた。しかし、水圧や空圧によるモータに関しては位置決め制御や起動制御の難しさがあり、水圧の場合は液漏れの危険性もある。

生体医工学シンポジウム 2006 発表 (2006 年 9 月, 新潟)
2006 年 7 月 25 日 受付, 2006 年 9 月 28 日 改訂, 2006 年 11 月 1 日 再改訂

Received July 25, 2006; revised September 28, 2006, November 1, 2006.

* 東京大学大学院新領域創成科学研究科
Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo

** 東京大学大学院工学系研究科
Graduate School of Engineering, The University of Tokyo

また超音波モータについても駆動時に発生する電磁ノイズが画像信号に干渉することで画像の質を低下させるという問題があった。その点については従来から2種類の対応策が主に用いられてきた。

1つはノイズ源の電源を遮断する方法である。Masamuneらはノイズによる画像劣化を防ぐ目的から撮像中はモータの電源を遮断している[2]。電源遮断によりノイズの発生を考慮する必要がないために有効な方法であるが、撮像のたびにモータ及び周辺機器の電源遮断と再起動を繰り返す必要があるため作業が煩雑であり、またその作業によって手術時間の延長につながる恐れがある。また変形しやすい軟性臓器に関しては撮像とマニピュレータ動作の間に時間差が生じるため、画像に基づいた軌道計画を立てても、実際に駆動する段階では臓器の位置・形状が既に変化しており、手術計画の意味を果たさないという問題もある。

また別の対策法としては、モータを撮像領域から十分に離れた場所(MR室内で撮像領域から離れた場所、あるいはMR室外)に設置することにより、MRI装置にノイズが届かないようにする方法である[4, 6]。電源遮断・再起動が不要で、撮像と同時にマニピュレータを駆動することが可能となるが、マニピュレータが実際に治療を行う撮像領域近くまでモータの動力を伝達する必要があり、そのためにはリンクやギア、ロッド、水圧・空圧といった伝達系を用いることになる。それら伝達系が手術支援マニピュレータの大型化をもたらすと同時に、手先位置決め精度の低下や伝達ロスや考慮することによるモータの大型化につながるという問題も発生する。MRI誘導下手術を行う際、磁石に囲まれた狭い空間をいかに有効に利用するかということは非常に重要であり、その点から装置の大型化は最も避けなければならないため、適切な方法ではない。

つまり大型の伝達系を用いない小型の手術支援マニピュレータを用いて、画像取得と同時にマニピュレータの軌道計画を立て、駆動を行うことが望まれている。

1.2 MRI誘導下手術支援マニピュレータにおける先行研究

MRI誘導下手術支援マニピュレータにおけるノイズ対策について紹介したが、ノイズ発生源とMRI装置との干渉の問題についてはInterventional MRIの分野における先行研究においても議論が行われている。腫瘍の治療方法の一つとしてラジオ波焼灼(radio frequency ablation, RFA)治療がある。患部に穿刺した針に高周波電流を印加することにより、腫瘍を凝固壊死させる方法である。精確なターゲット同定および局所温度画像の取得を目的として、MRI誘導下での実施が望まれている。しかし治療に用いられる高周波電流がMRI装置にはノイズとなり、画像の劣化を招くため、さまざまな対策法が提案されてきた。

Oshiroらは電気回路的あるいはソフトウェア的フィルタを用いて、ノイズを除去し画像信号だけを取得すること

を試み、その結果ノイズの影響を受けない画像の取得が実現されている[7]。しかし、この手法はノイズの周波数帯が画像信号と重ならない場合には使用可能であるが、画像信号と同じ帯域の場合は画像信号もキャンセルされるため、使用に際しては対象となるノイズの周波数が限定され、手段としては不十分である。

Zhangらは、パルスシーケンス内部でMRI装置が信号の取得を行わない時間帯(不活時間)にのみノイズの発生する焼灼治療を行い、MRI装置にノイズを受信させないことによって、ノイズとMRI装置の電磁干渉を防ぎ、ノイズのない画像取得を試みた[8]。不活時間とはMRIパルスシーケンスにおいて、プロトンから画像信号を取得した後、次の励起までの待ち時間のことである(詳細は2.1 基本原理で述べる)。不活時間の利用はノイズを防止する有効な手段の一つであり、例えばマルチスライス撮像法においては、複数の撮像面に関して互いの不活時間を使用しながらプロトンの励起を行うため、画像間での干渉なく複数の画像信号を同時に取得できる。文献[8]の方法はノイズの発生とMRI装置による信号の取得が時間的に分離されているため、文献[7]のようにノイズの周波数帯を選ばない手法である。しかし、パルスシーケンス内で焼灼治療が可能となる不活時間のタイミングを認識するために、MRI装置から出力されるタイミング信号を使用していることから、MRI装置に依存した特別なハードウェアインタフェースを必要とする。そのため幅広い臨床応用を考慮した際には対象となる装置が限定されることから、汎用的ではなく適切な方法ではない。

1.3 研究の目的

MRI画像誘導下手術支援ロボットにおいて、画像取得とロボット駆動を同時に行う際にノイズと画像信号の干渉による画質の劣化が問題になるが、電源遮断によるノイズ発生抑制やモータ設置場所によるノイズ防止といった方法ではなく、ノイズとの共存を前提に画像を劣化させることなくモータを駆動する方法を新たに提案する。

また類似した概念に基づく先行研究においてはノイズの周波数帯域が制限されるという問題やMRI装置に依存した手法であるという問題があったが、その点に関して装置に依存しない汎用的な手法を採用することによって、広い臨床応用を実現可能なものとする。

これによりモータを患者近くに設置することが可能になるため、伝達機構による装置の大型化が防げると共に、伝達ロスを最小限に抑えることが可能なため要求されるトルクも小さくなり、さらなる装置の小型化が見込める。また撮像の際にモータの電源遮断が不要になり手術時間を延長することがなくなると予想される。

2. 方 法

2.1 基本原理

MRI 撮像の原理においては以下のようなプロセスが繰り返される。つまり、励起 RF パルスによって撮像面のプロトンが選択的に励起され、エコー時間 (TE) が経過した時点で共鳴信号を取得し、そして、次の画像取得に向けてプロトンの緩和を待つ、というプロセスである。共鳴信号取得後の緩和を待つ時間 (不活時間) には信号の取得は行われなため、ノイズの発生があっても同じく受信されず、画像に影響を与えることがない (図 1)。そこで、そのノイズの影響がない時間 (以下「ノイズ許容時間」) にのみノイズ源となるマニピュレータの駆動を行うことで、ノイズを含まない画像取得とマニピュレータの駆動を同時に実現することが可能となる。

2.2 同期方法

上記の概念の実現のためにはモータの駆動をノイズ許容時間内に確実に完了させることが必要であり、MRI 装置とマニピュレータ制御系の時間同期を行わなくてはならない。上記の先行研究 [8] では MRI 装置内部から得られるタイミング信号を用いて高周波電流の on/off を切り替えていたが、全ての MRI 装置で内部信号を用いることが可能なわけではなく、装置に依存する方法である。そこで本研究では装置に依存しない方法として、RF パルスを使用することを提案する。

MRI の撮像シーケンスにおいては繰り返し時間 (TR) が一種の時間単位となっており、その開始点で RF パルスが照射される。その RF パルスを外部から受信し同期トリガとすることで、MRI 装置と MRI 装置とは独立なマニピュレータ制御系が同じ時間軸を持つことが可能になり、同期が実現される。RF パルスは外部から容易に観察可能な対象であり、MRI 装置に特別なインタフェース等は必要としないため、幅広く利用することが可能である。さらに RF パルスは撮像面の選択励起のたびに照射されるので、頻繁な同期信号取得が可能であり、確実な同期が実現される。

2.3 システム構成

本手法を実現するためのシステムは、MRI 装置、RF パ

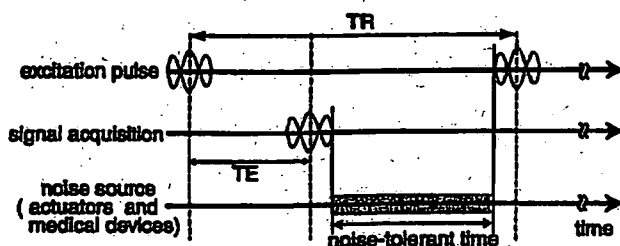


図 1 MRI パルスシーケンスおよびノイズ許容時間
Fig. 1 Pulse sequence of MRI and noise-tolerant time.

ルス受信用アンテナ、マニピュレータ、そしてそれらを統合するシステム管理用コンピュータの 4 点から構成される。

2.3.1 MRI 装置 本研究では開放型ガントリを有する実験用垂直磁場型 MRI 装置を使用し、磁場強度は 0.2 T である。臨床における広い普及を考え、MRI 装置への特殊な改造等は行わなかった。

2.3.2 RF パルス受信用アンテナ MRI 装置とモータ駆動系の同期トリガとなる RF パルスを受信するために RF パルス受信用アンテナが必要となる。アンテナは LC 並列共振回路を用いて製作した。共振周波数 f_0 は、実験に使用した MRI 装置の磁場強度 0.2 T に対応して、ラーモアの式

$$f_0 = \frac{\gamma}{2\pi} |B_0|$$

$$\left(\frac{\gamma}{2\pi} = 42.6 \times 10^6 \text{ Hz/T}, B_0 = \text{main magnetic field}\right) \quad (1)$$

から求められるプロトンの共鳴周波数 8.5 MHz に設定した。受信した信号は制御用コンピュータで取り込み、受信の有無を判定するが、受信される RF パルスはインパルス状の非常に短い信号であるため、コンピュータでの取り込みを行う場合に制御ループの速度によっては見落としの危険性がある。そこでアンテナ—コンピュータ間に検波回路および増幅回路を導入して、受信した信号電位を 0/5 V の 2 値的な信号に変換した後に、コンピュータに入力する。信号の読み取りはデジタル入出力ボード (PCI-2762C, 株式会社インタフェース) を用いた。

2.3.3 マニピュレータ 本研究では MRI 誘導下で手術支援ロボットマニピュレータを操作することを想定しているが、本研究においては、ノイズを含まない画像の取得実現性の可能性を評価することが目的である。そのためマニピュレータ等の製作は行わず、アクチュエータを単体で使用した。アクチュエータは MRI 対応手術支援ロボットマニピュレータに広く使われている非磁性超音波モータおよび専用ドライバユニット (USR60 E3N および D6060E, 株式会社新生工業) を使用した。回転方向の設定及び回転指令には前述のデジタル入出力ボードを用い、速度設定には DA 変換出力ボード (PCI-3338, 株式会社インタフェース) を用いた。

2.3.4 システム管理用コンピュータ システムを統合するコンピュータとして PC/AT 互換機 (Pentium III, 500 MHz, メモリ 384 MB) を使用した。Red Hat Linux 9 (カーネルバージョン 2.4) をもとにカーネルを再構築した OS を使用した [9]。この OS は通常 10 ms 毎 (100 Hz) に発生するタイマ割り込みを 1 ms 毎 (1 kHz) で発生するようにしたものである。この OS を用いて制御プログラムを優先度最大で実行することにより、2 ms 以上 1 ms 単位での制御が可能になるという利点がある。リアルタイム OS に比べ厳密な時間管理は不可能であり多少のばらつきはあ

るものの、本研究で必要となる精度としては十分であり、問題はないと考えられたため、この OS を採用した。

制御用ルーチンはボード付属のライブラリ関数を用いて C 言語で作成した。コンピュータの担うタスクは、RF パルス信号の受信およびアクチュエータの制御である。RF パルスを受信すると同時にタイマを起動し、TE の経過を待つ。そしてエコー取得が終わった後にモータの駆動を開始し、次の RF パルス受信までの時間まで駆動する。つまり図 1 に示すノイズ許容時間内のみモータを駆動する。

8. 評価実験

本研究で提案する MRI 装置と同期したモータの制御によってノイズを含まない画像の取得を可能とする手法の実現可能性を評価すべく、簡単な実験環境を構築し、同期制御を行わない場合と行った場合での画像の比較を行った。

実験環境を図 2 に示す。モータはガントリ中心から 350 mm の距離に設置した。これは MRI ガントリ内に患者が横たわっている状態を想定して、マニピュレータは 350 mm 程度離れた位置に設置されると仮定した値である。コンピュータや RF パルス受信回路、超音波モータ駆動用ドライバ回路等は MR 室外に設置し、ケーブルは MR 室出入口の扉から通した。そのため、撮像時も完全には扉を開けてはいない。

撮像は、頭部用コイルを用いて、撮像用円筒形ファントム（塩化ニッケル、塩化ナトリウム水溶液）の画像を取得した。シーケンスとしてはファストスピンエコー法（Fast spin echo, FSE）を用い、 $TR/TE=400/15$ ms、フリップアングル 90 度、スライス厚 8 mm、解像度 128×128 、FOV 250×250 mm² に設定した。FSE 撮像におけるエコー間隔（Echo space）は 15 ms、1 回の TR 間に取得するエコー数（Echo train length）は 8 とした。撮像時間は 6.4 s であった。これらのパラメータのシステム管理用コンピュータへの入力については、本研究では事前に手入力を行った。将来的には 1 度撮像を行い、その画像を DICOM フォーマットで取り出し、ファイルヘッダ部分に記録された情報を読み取ることで自動的に設定されるようにする予定である。

1 回の撮像において、TR が 16 回繰り返されるが、各回において RF パルス受信後 200 ms から、100 ms をノイズ許容時間として使用し、モータを駆動した。本実験で用いたモータは負荷慣性のない状態において起動応答時間 50 ms、停止時間 1 ms であることから、モータの駆動に必要な時間は十分確保されている。

上記のシーケンスを用いた場合、6.4 s 毎の画像更新が可能である。本手法の臨床応用の形態として、Interventional MRI のように全ての手技を MRI 誘導下に行うことは想定しておらず、例えば RFA 穿刺針の位置決め確認といった用途への応用を考えているため、連続的画像は必要

なく、離散的な画像で十分であることから、この撮像パラメータは適切な設定であるとみなした。

撮像においては、(a) MR 室の扉を閉めた状態、(b) MR 室の扉を開けた状態、(c) モータ及びアンテナをガントリ内に導入し、モータドライバに通電していない状態、(d) モータドライバに通電した状態（モータは停止）、(e) 本研究で提案する手法を使用してモータを駆動した状態、(f) 本研究で提案する手法を使用せずにモータを駆動した状態、の 6 種類の画像を各々 5 回ずつ取得した。各画像において、(a) と (b) は MR 室の扉を開けていることによるノイズ、(b) と (c) はモータやアンテナを導入したことによるノイズ、(c) と (d) はモータに通電したことによるノイズを観察するためであり、(d) と (e)、(f) はモータを駆動した際に、本研究で提案した手法が有効に機能するかを検証するためである。

また画像の SN 比を求め、比較を行った。6 種類の撮像条件ごとに 5 回ずつ撮像を行ったが、その全ての画像に対して SN 比を求め、各条件における SN 比の平均と標準偏差を求めた。ここでは SN 比は、式 (2) によって定義される。

$$SNR = I_{center} / SD_{corner} \quad (2)$$

I_{center} はファントムが写っている画像中心領域に存在する画素の輝度値を平均した値であり、 SD_{corner} は画像の四隅の背景としてみなされる領域における輝度値の標準偏差の平均値である。領域のサイズは中心、四隅とも直径 19 ピクセルの円である。ファントムの位置および SN 比の計測に用いる円の場所は、全ての計測において移動させることなく常に同じ位置だった。ここで SN 比は単純な比を示す無次元数として求められ、dB 単位ではない。

図 3 に結果の画像を示し、表 1 に求めた SN 比と (a) の

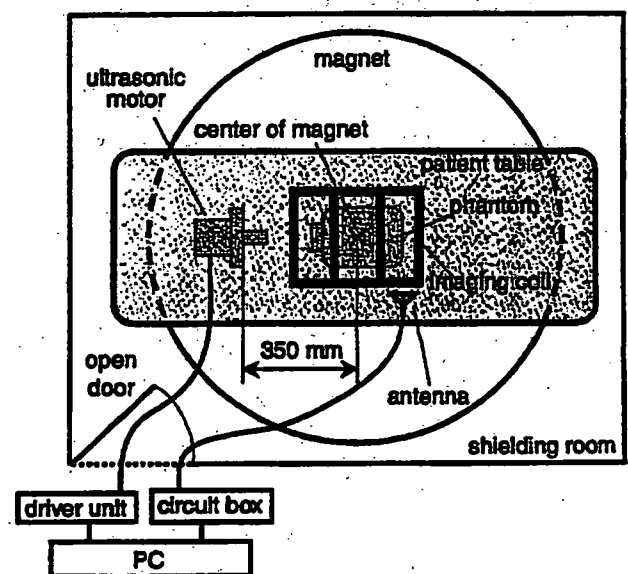


図 2 実験装置概要
Fig. 2 Experimental setup.

表1 SN比および低下率

Table 1 Signal-to-noise ratio and reduction rate.

Images	(a)	(b)	(c)	(d)	(e)	(f)
SNR (ave. \pm S.D.)	146.5 \pm 5.5	142.5 \pm 3.3	135.0 \pm 3.3	135.9 \pm 6.6	135.9 \pm 3.2	10.2 \pm 1.4
Reduction rate [%]	0	2.8	7.9	7.2	7.2	93.0

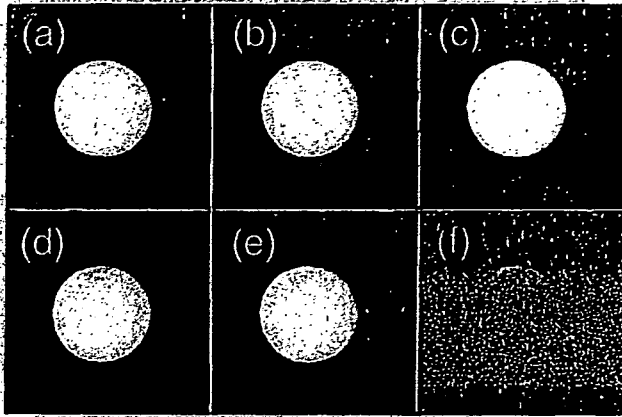


図8 実験結果画像: (a) 参照用ファントムのみ (ドアを閉じた状態), (b) 参照用ファントムのみ (ドアを開放した状態), (c) モータ・アンテナ導入, モータ電源オフ, (d) モータ電源オン, モータ停止中, (e) モータ駆動中 (提案する手法を使用), (f) モータ駆動中 (提案する手法を不使用).

Fig. 8 Images of experimental results; (a) phantom (with door closed), (b) phantom (with door open), (c) power supply off, (d) power supply on and motor stopped, (e) in motion (with proposed control method), and (f) in motion (without proposed control method).

画像を基準としたときのSN比の低下を百分率で示す。百分率の計算には平均値を用いた。(a)から(e)の画像に比べて(f)の画像は画像の劣化が激しく、それは求めたSN比からも明らかである。

4. 考 察

本研究ではMRIの撮像シーケンスにおけるノイズ許容時間にのみノイズの発生を許可し、RFパルスを同期トリガとして用いたMRI装置とモータの同期制御を行うことで、従来は不可能であった撮像とモータ駆動を同時に行う方法を提案し、その有用性の評価を行った。

図3、表1に示す結果に基づき、本研究の結果について考察を行う。ファントムのみ画像のうち(a)と(b)を比較すると、画像の見かけ上の劣化は確認できず、SN比の低下も約3%と低く抑えられていることからMR室の扉を開放した状態で実験を行うことに関しては問題なかった。しかし、これについては今後MR室を貫通するケーブル用穴を設置する予定である。次に(b)と(c)との比較では画像に顕著な違いは見られない。SN比は若干減少しているが、これはモータへの通電用ケーブルやアンテナ線によっ

て、パソコンやその他のMR室外のノイズがMR室内に導入されたものであると考えられる。(c)と(d)を比べると同様に画像、SN比ともに同程度である。モータの電源を入れることによるSN比の更なる低下が予想されたが、その影響は見られなかった。そして最後に(d)と(e)、(f)を比較すると、(e)はほとんど変化がないのに対して、(f)はファントムの形状が確認できるのみであり、術中画像としては使用できないほどに画質が劣化している。SN比に関しては(d)と(e)では減少が見られないが、(f)は画像からも明らかなように顕著にSN比が低下した。

以上の結果より、本研究で提案した新たなモータ駆動法を用いることで、モータを磁場中心付近に設置して撮像中に駆動した場合でもノイズの影響のない画像を取得することが可能であると示された。モータやアンテナをMRI装置近傍に導入することによる若干の画像の劣化は見られたものの、SN比の減少率は最大で約8%であり、問題ないと考えられる。また画質の劣化していない画像が取得できたことから、独自に製作したRFパルス受信用アンテナにより受信したRF波は同期トリガとして機能しており、MRI装置とシステム管理用コンピュータの同期が実現されたことが示された。

本手法の適用により撮像領域近くへのモータの設置及び撮像中のモータ駆動が可能となるため、MRI誘導下手術支援マニピュレータにおいて、従来の研究で問題となっていた

- ・撮像ごとにモータ及び周辺機器の電源遮断と再起動を繰り返すことによる煩雑さや手術時間の延長
- ・駆動源を撮像領域から離れた場所に設置することに起因する装置の大型化や伝達系によるトルクの損失

に対して、解決策を示すことができた。

また本論文においては、パルスシーケンス内のノイズ許容時間に着目し、その時間内にのみノイズの発生を許可することで、ノイズによる影響を受けない画像取得を実現した。この方法はMRI誘導下手術支援マニピュレータの分野においては、本研究が初めての応用例である。この手法はInterventional MRIの分野における先行研究で述べたバンドパスフィルタを用いた方法[7]のようにノイズの周波数帯が限定されることはなく、画像と同じ帯域のノイズであっても影響を受けないことから、あらゆる周波数帯のノイズ対策に有効な手法である。また撮像時間内にモータの駆動を行っており撮像時間内に駆動時間が含まれることから、単純にモータの駆動と撮像を切り替えて行う場合の手

術時間は撮像時間及び駆動時間の和となるのに比べて、手術時間の短縮も見込まれる。

さらには MRI 装置と手術支援マニピュレータの同期トリガとして外部から観察可能な RF パルスをを用いたが、筆者らの知る範囲においては MRI 装置から出力される RF パルスを MRI 装置と外部機器の同期トリガとして用いた例はこれまでにない。従来研究[8]にあったような MRI 装置に依存した手法ではなく、全ての MRI 装置に対して応用可能な簡便かつ画期的な手法であることから、臨床への幅広い普及が期待される。

一方で、本手法の限界として撮像パルスシーケンスと撮像速度のトレードオフの問題がある。ロボットマニピュレータを駆動する場合、ロボットとしての応答時間や加減速時間等が必要となるために、ある程度以上のノイズ許容時間が確保されなければいけないが、過剰なノイズ許容時間の確保は撮像時間の延長、つまり画像更新周期の低下をもたらす。

そのため、現在 Interventional MRI で用いられるシネ画像のような高速撮像ではノイズ許容時間が確保できないため使用できない。また通常の MR 画像取得の際に用いられるマルチスライス法は、複数の撮像面の取得にノイズ許容時間を用いるため、モータ駆動に利用できる時間が極めて短く、あるいはゼロになるために、本手法を用いることは不可能である。

本手法の具体的な臨床応用を考える場合、撮像パルスシーケンスは必要となる画像の対象臓器や解像度などで必然的に決定されるために、自由度があまり高くない。ノイズ許容時間の確保を優先した撮像パラメータ設定も可能ではあるが、不適切な設定では、画像へのアーチファクトや画質の劣化という問題が生じる。そのため、必要となる画像に適したパルスシーケンスはある程度制限があり、またマニピュレータの操作を行うためのモータ駆動条件にも同様に制限があるということを前提に、その両者の拘束の下にパルスシーケンスとモータ駆動条件の双方を調節するというのが現実的な手法である。

必要となる撮像パラメータは、ロボットマニピュレータの機械要素や電気系統、あるいは要求される画像更新速度に依存するため一概には決定できないが、その点に関して筆者らがこれまでに開発を行ってきた手術支援用小型鉗子マニピュレータ[10]において鉗子の刺入動作及び軸周り回転を実現する摩擦駆動機構による穿刺操作を例にとり、本実験で用いたパルスシーケンスとモータ駆動条件の整合性を考察する。

体内の比較的深部への穿刺として 150 mm の穿刺動作を実現すると仮定する。摩擦駆動機構の刺入動作において長軸方向刺入量 L mm は、鉗子の直径 D mm、モータの回転角 θ rad を用いて、 $L = D\theta \tan(\pi/6)$ で表される[11]。ここで D は 5 mm なので、1 回の撮像において $L = 150$ mm を

実現するのに必要となる回転量 θ は 52.0 rad となる。1 回の撮像あたり 16 回のノイズ許容時間があるため 1 回のノイズ許容時間での回転量は 3.25 rad つまり 186 deg と求められる。

一方、本実験で用いたパルスシーケンスでは 280 ms のノイズ許容時間があったが、アクチュエータの仕様として無負荷状態で起動応答に 50 ms、停止に 1 ms が必要である。起動応答時間、停止時間を考慮したとしてもモータ駆動時間を 230 ms 確保できると仮定する。この時間内で 186 deg の回転を実現するためにはモータは 809 deg/s、つまり 135 rpm の速度で回転すればよく、実験で用いたモータの回転速度は 15 ~ 150 rpm の範囲内に含まれている。以上のことから本実験で用いた設定は妥当であったと考えられる。

ただし、評価実験で用いたパルスシーケンスは本手法を適応する対象の一例となる条件設定ではあったが、唯一の例でも最適なものでもない。つまり、MRI の撮像シーケンスの自由度は対象臓器や目的に応じてある程度限定され、また要求されるマニピュレータの動作を実現するためのモータ駆動条件も制限を受ける。それら制限の中で、撮像条件とモータ駆動条件の両者を調整する必要がある。あるいはあらかじめモータ駆動時間が決定される場合は、その制限を機構設計に反映させることや必要となる駆動速度やトルクを実現するためにモータを冗長的に複数使用するなどの対応が必要となる。あるいは駆動時間の確保が優先されるような場合は、画質をある程度犠牲にすることでモータ駆動時間を確保するなどの対応が必要となる。つまり、撮像シーケンス及びモータ駆動の条件設定に関しては、対象臓器の構成組織や移動量、移動速度、その臓器を追従するロボットマニピュレータの機構的な構成や駆動範囲、駆動速度、追従精度、そして必要となる画像の領域や更新速度、分解能等の条件設定に関与するパラメータを総合的に判断しながらケースバイケースの調整が必要である。またそういった調整をすることによって、本論文で提案している手法が最大限に活用できると考えられる。

5. 結 論

本研究においては、新しい MRI 対応性の方法として、パルスシーケンス内のノイズ許容時間にのみノイズの発生を許可することによって、ノイズの発生とノイズを含まない MR 画像の取得を同時に可能とする手法を提案した。製作したアンテナにより受信した RF パルスを同期トリガとして使用することで、MRI 装置と超音波モータの同期制御下に、ノイズの発生する超音波モータの駆動とノイズを含まない MR 撮像取得を実現した。評価実験の結果、本手法の有用性が示された。

謝辞 本研究の一部は厚生労働科学研究費補助金（身体

機能解析・補助・代替機器開発研究事業)「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究」によるものである。

文 献

1. 飯西清行: オープン MRI とロボット, 日本ロボット学会誌, 18(1): 37-40, 2000.
2. Masamune K, Kobayashi E, Masutani Y, Suzuki M, Dohi T, Iseki H, Takakura K: Development of an MRI-compatible needle insertion manipulator for stereotactic neurosurgery. *J Image Guid Surg*, 1(4): 242-248, 1995.
3. Koseki Y, Washio T, Chinzei K, Iseki I: Endoscope manipulator for trans-nasal Neurosurgery, optimized for and compatible to vertical field open MRI. *Proc of 5th International conference on medical image computing and computer-assisted intervention*, part I, Lecture note in computer science 2488, Tokyo, 2002, pp. 114-121.
4. Larson BT, Erdman AG, Tsekos NV, Yacoub E, Tsekos PV, Koutias IG: Design of an MRI-compatible robotic stereotactic device for minimally invasive interventions in the breast. *Trans ASME, J Biomech Eng*, 126(4): 458-465, 2004.
5. DiMaio SP, Fischer GS, Haker SJ, Hata N, Iordachita I, Tempny CM, Kikinis R, Fichtinger G: A System for MRI-guided Prostate Interventions. *Proc of The first IEEE/RAS-EMBS international conference on biomedical robotics and biomechatronics (BioRob2006)*, Pisa, 2006, pp. 68-73.
6. D. Kim, E. Kobayashi, T. Dohi, and I. Sakuma: A new, compact MR-compatible Surgical Manipulator for minimally invasive liver surgery. *Proc of 5th International conference on medical image computing and computer-assisted intervention*, part I, Lecture note in computer science 2488, Tokyo, 2002, pp. 99-106.
7. Oshiro T, Sinha U, Lu D, Sinha S: Reduction of electronic noise from radiofrequency generator during radiofrequency ablation in interventional MRI. *J Comput Assist Tomogr*, 26(2): 308-316, 2002.
8. Zhang Q, Chung YC, Lewin JS, and Duerk JL: A method for simultaneous RF ablation and MRI. *J Magn Reson Imaging*, 8(1): 110-114, 1998.
9. 熊谷正明, 江村 超: 汎用 Linux によるロボット制御システムの開発. *日本ロボット学会誌*, 20(2): 157-163, 2002.
10. Suzuki T, Katayama Y, Kobayashi E, Sakuma I: Compact forceps manipulator for laparoscopic surgery. *Proc of 2005 IEEE/RSJ International conference on intelligent robots and systems*, Edmonton, Canada, 2005, pp. 3732-3737.
11. 鈴木孝司, 小林英津子, 金 大永, 稲田 紘, 辻 隆之, 土肥 健純, 佐久間一郎: 多機能鉗子用小型マニピュレータの開発 (第 2 報) ~マニピュレータの改良と基本性能評価~, *日本コンピュータ外科学会誌*, 4(3): 223-224, 2002.

鈴木 孝司 (スズキ タカシ)

平成 14 年東京大学工学部システム創成学科(精密機械)卒業。平成 16 年同大学大学院新領域創成科学研究科環境学専攻修士課程修了。同年博士課程入学, 現在に至る。修士(環境学)。

手術支援ロボット; MRI 対応メカトロニクス, 治療支援機器等に関する研究に従事。

日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, IEEE 等の会員。



藤 洪恩 (リョウ コウオン)

2003 年東京大学大学院工学系研究科博士課程修了, 博士(工学)。日本学術振興会特別研究員を経て, 2004 年東京大学大学院工学系研究科特任教員, 現在に至る。2006 年ハーバード大学医学部客員研究員。

医用工学, 三次元医用画像, 手術ロボット, 立体ディスプレイの研究に従事。

日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, IEEE, OSA, SPIE, MICCAI などに所属。



小林 英津子 (コバヤシ エツコ)

平成 12 年東京大学大学院工学系研究科精密機械工学専攻博士課程修了。同年同大学大学院新領域創成科学研究科リサーチアソシエイト, 平成 14 年同大学講師, 平成 18 年同大学工学系研究科助教授, 現在に至る。

主としてコンピュータ外科, 手術支援ロボットに関する研究に従事。博士(工学)。

日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, 日本ロボット学会等の会員。



佐久間 一郎 (サクマ イチロウ)

昭和 60 年東京大学大学院工学系研究科博士課程中退。平成元年工学博士(東京大学)。平成 10 年東京大学大学院工学系研究科助教授。平成 11 年同大学院新領域創成科学研究科助教授, 平成 13 年教授, 平成 18 年同大学院工学系研究科教授, 現在に至る。

専門研究分野: 医用精密工学, コンピュータ外科。

日本生体医工学会, 日本コンピュータ外科学会, ライフサポート学会, 精密工学会等の会員。



References

1. Ville Y, Hyett J, Hecher K, Nicolaidis K (1995) Preliminary experience with endoscopic laser surgery for severe twin-twin transfusion syndrome. *N Engl J Med* 332:224–227
2. Senat MV, Deprest J, M Boulvain et al (2004) Endoscopic laser surgery versus serial amnioreduction for severe twin-to-twin transfusion syndrome. *N Engl J Med* 351(2):136–44
3. Yamashita H, Kim D, Hata N, Dohi T (2003) Multi-slider linkage mechanism for endoscopic forceps manipulator. In: Proceedings of the 2003 IEEE/RSJ international conference on intelligent robots and systems (IROS 2003), Las Vegas, NV, USA, 27–31 October 2003, vol 3, pp 2577–2582
4. Yamashita H, Hata N, Hashizume M, Dohi T (2004) Handheld laparoscopic forceps manipulator using multi-slider linkage mechanisms. In: Proceedings of the 7th international conference on medical image computing and computer-assisted intervention (MICCAI 2004), Saint-Malo, France 26–29 September 2004, lecture notes in computer science (LNCS) 3217. Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 121–128

Evaluation of compact forceps manipulator using friction wheel mechanism and gimbals mechanism for laparoscopic surgery

T. Suzuki · Y. Katayama · E. Kobayashi · I. Sakuma

Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo, Japan

Abstract This paper reports evaluation of a compact forceps manipulator's dynamic performance. The compact forceps manipulator has four degrees of freedom; rotation and longitudinal translation of forceps realized by "friction wheel mechanism" and pivot motion around the incision hole provided by "gimbals mechanism". Step response of each axis showed that 150 [deg] in rotation, 4 [mm] in translation, and 7 [deg] in pivot motion within 100 [msec] were realized respectively. Tracking evaluation against sinusoidal waveform input showed results that the tracking performance was generally enough, but in higher frequency motion, tracking speed was not enough when the driving direction inverted at the phase of ± 90 [deg]. As future works, we have to evaluate tracking performance against 3D continuous path input simulating surgical task. We can change the control frequency up to beyond 30 [Hz], that is the refresh rate of TV monitor in a visual feedback system under a certain control condition determined by the dynamic performance evaluation.

Keywords Surgical robot · Surgery-assisting robot ·

Computer-assisted intervention · Pivot motion · Step response ·

Dynamic response · Tracking performance

1 Introduction

Laparoscopic surgery spreads remarkably as it achieves enough therapeutic performance, equivalent to laparotomy, without large incision. Though it provides various benefits to patients as a technique of minimally invasive surgery, the method is difficult and cannot be applied to all operations. This is because surgeons have a limited view of surgical field from laparoscope and inadequate dexterity according to inconvenient surgical instruments with limited degrees of freedom (DOF). Responding to these issues, surgery-assisting robots are developed and partially clinically applied. It realizes high quality operation using maneuverable robotic arms and intuitive interface, but its large size has some problems such as; difficulty to install into conventional operating room, risk of collision with clinical staffs or patient, and occupation of the space above the patient's abdomen that disturbs the observation of patient by clinical staffs [1]. Another problem is that those systems are "self-contained" and do not accept additional devices developed by third-party researcher or manufacturer, for example robotized forceps developed in a laboratory of university. Thus, a compact surgical assisting robot that accepts a third-party device is required [2].

We have been developing a new compact forceps manipulator. In our design concept, we emphasized limiting DOF and eliminating

redundancy, and simplifying mechanism, so that forceps manipulator can be miniaturized and installed into conventional operating room [3]. We also aim to build a kind of "platform" to drive forceps, which accepts various kinds of forceps without complicated adaptor. In the previous studies, we have manufactured a prototype and evaluated working range, speed, force, torque, and static positioning accuracy with and without a load [4, 5]. But, dynamic motion characteristics were not measured even though dynamic performance is necessary to build a master-slave manipulator because smooth motion without delay is required in visual feedback control system. Thus, the purpose of this study is to evaluate dynamic motion characteristics. In Sect. 2, we introduce system configuration of our manipulator and give a detailed explanation of mechanism. In Sect. 2, experimental setup, protocol, and results are shown, followed by discussion and conclusion.

2 Method

Forceps manipulator consists of two parts: "friction wheel mechanism (FWM)" to drive forceps in rotation and translation, and "gimbals mechanism" to realize pivot motion around the incision hole. FWM is $62 \times 52 \times 150$ [mm³], 0.6[kg], and gimbals mechanism is $135 \times 165 \times 300$ [mm³], 1.1[kg]. The prototype is compact and space-saving design, so that it can be mounted on the bedside rail. Figure 1 shows the prototype of manipulator used in this study. FWM consists of three tilted idle rollers and outer case (Fig. 2(left)). Tilted rollers are fitted onto the surface of forceps shaft and holding the shaft. When outer case is driven by actuator, rollers travel spirally on the circumference of forceps shaft (Fig. 2(center)). Outer case moves spirally on the surface of shaft as if screw nut rotates along screw bolt. Here, we have two kinds of friction wheel with opposite tilting angle like "right-handed screw" and "left-hand-



Fig. 1 Prototype of forceps manipulator

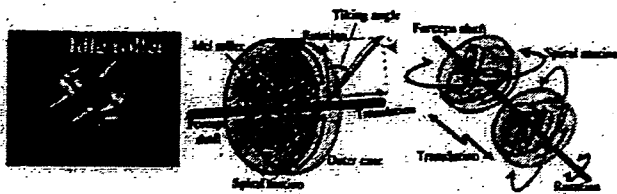


Fig. 2 Friction wheel mechanism: *left* friction wheel, *center* mechanism to generate spiral motion, *right* motion principal to generate translation and rotation

ded screw" (Fig. 2(right)). When both friction wheels rotate in the same direction, the forceps shaft rotates, being held by idle rollers. On the other hand, when each friction wheel rotates in the opposite direction, two types of spiral motions with opposite direction are generated. In that case, rotational motions are mutually cancelled, and remaining translational motion drives forceps in the longitudinal direction. Thus, rotation and translation of forceps are realized [6, 7]. As actuators, we used hollow shaft ultrasonic motors with rotary encoder (custom order, Fukoku, Japan). Gimbals mechanism provides pivot motion around mutually perpendicular axes. It is simple and contributes to miniaturize the manipulator. DC servomotors were used to actuate the gimbals mechanism. The rotational center is located at the intersecting point of two rotational axes, and it is set a little above the abdomen. In other words, gimbals mechanism does not realize remote center of motion. As we reported in [4], results of preliminary experiment using pig showed that gimbals mechanism did not make wound and was feasible as a pivot mechanism because muscle got relaxed under anesthesia.

3 Results

Dynamic motion characteristics were measured, that is necessary to control the manipulator smoothly without delay in a visual-servo master-slave system. We measured step response and tracking performance against sinusoidal waveform input (frequency: 10 [Hz]). Rotational angle of forceps and pivot motion were measured using rotary encoders mounted on the actuators, and longitudinal translation of forceps was calculated from the rotation angle of each friction wheel. As for FWM, step input were set to 4 [mm] in translation, and 150 [deg] in rotation based on some trials. Results are shown in Fig. 3

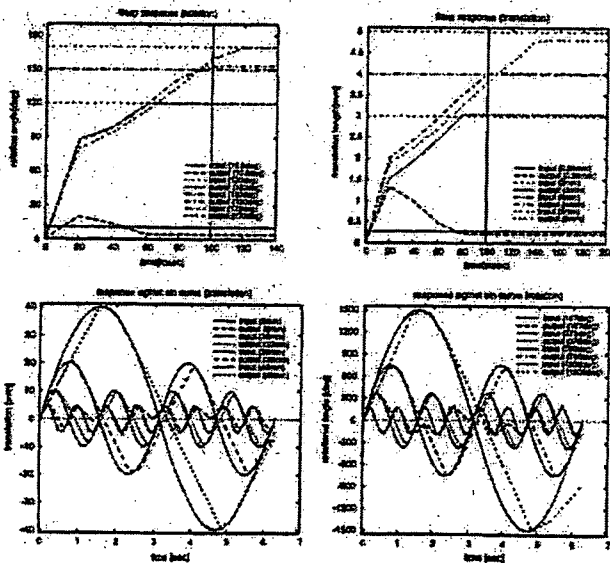


Fig. 3 Dynamic response of FWM; *upper* step response, *lower* sinusoidal waveform trajectory tracking

(upper row). Ultrasonic motors used in this study generate rotation at the speed of 90-180 [rpm] and cannot provide speed of less than 90 [rpm]. As we eliminated small step motion to prevent vibration of actuator around the target position, the measured value exceeded or did not reach the target value. Within one cycle (100 [msec]), 4[mm] translation and 150 [deg] rotation were realized. We also measured step response against minimum input calculated from the minimum rotational speed (90 [rpm]); 0.28 [mm] in translation and 10.8 [deg] in rotation. Though overshoot was observed, the response reached the target value within 100 [msec]. As for the sinusoidal waveform trajectory, we determined the parameters of sinusoidal waveform based on the step response measurement results. In order to meet the condition that maximum speed should be less than 40 [mm/sec] in translation and less than 1500 [deg/sec], we set the translation to be $40 \sin(t)$, $20 \sin(2t)$, $10 \sin(4t)$, and $5 \sin(8t)$ [mm], and rotation $1500 \sin(t)$, $750 \sin(2t)$, $375 \sin(4t)$, and $187.5 \sin(8t)$ [deg]. "t" is the elapsed time [unit:sec] from the start. Here we fixed the maximum speed and changed the amplitude and frequency. Results are shown in Fig. 3 (lower row). Tracking results against sinusoidal waveform input showed good performance, but in the higher frequency input, tracking error was observed.

As for gimbals mechanism, target step input was 5[deg] based on the maximum speed of gimbals mechanism [5]. Results are shown in Fig. 4 (upper row). Up-to 7 [deg] step input was achieved in 100 [msec]. More than 7 [deg] step input required longer time, and considerable overshoot was observed. In the same way described above, the parameters that defined the sinusoidal waveform trajectory were determined based on the step response measurement results. They were set as $30 \sin(2.33t)$, $15 \sin(4.67t)$, and $7.5 \sin(9.33t)$ [deg]. This is because that the maximum input angle per cycle should be 7 [deg] and maximum speed should be less than 70 [deg/sec], and rotational angle must be less than +/- 30 [deg] not to exceed the maximum working range. Tracking performance against sinusoidal waveform input was shown in Fig. 4 (lower row). Though error was observed, tracking was achieved in 15 and 30 [deg]. In 7.5[deg], considerable time lags were observed.

4 Conclusion

In this study, we evaluated the response to step input and sinusoidal waveform motion. Though we controlled out manipulator every 100 [msec] (10[Hz]), it was too slow as a robotic manipulator. As shown in the lower rows of Fig. 3 and Fig. 4, low control frequency affected the motion path, so that sinusoidal waveform input is not smooth and looks partially triangular wave. It is notable especially in the higher frequency motion input. Remarkable delay was also observed there. This was because driving direction inverted from + direction to - direction or - to + at the tips of triangular-like sinusoidal waveform

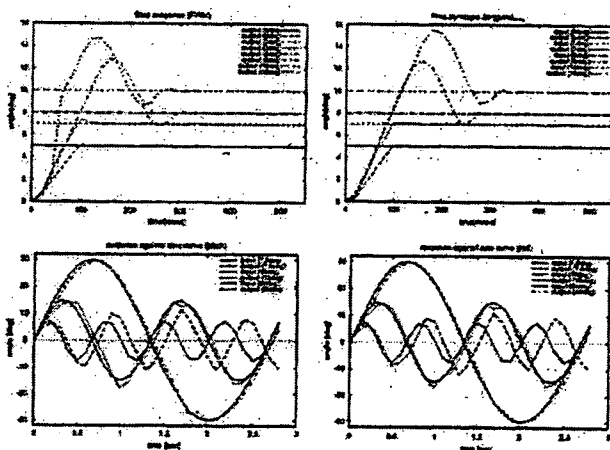


Fig. 4 Dynamic response of FWM; *upper* step response, *lower* sinusoidal waveform trajectory tracking

(phase of around ± 90 [deg]), the driving velocity changed rapidly, so that the tracking performance decreased. Especially in the case of FWM, ultrasonic motor required relatively long time to start rotating or to switch the rotational direction as a feature of driver unit. This can be thought as a cause of delay. Now we are raising the control frequency to at lowest 30 [Hz], that is the same refresh rate of TV monitor. This is because control frequency of visual servo master-slave system must be beyond the TV refresh rate. As a future work, we have to measure tracking accuracy against 3D continuous path input simulating surgical task to evaluate the clinical feasibility of this manipulator.

Acknowledgement This work is partially supported by "Research for the Future Program (JSPS-RFTF 99100904)" funded by Japan Society for the Promotion of Science, Electro-Mechanic Technology Advancing Foundation, "Research and Development of the Compact Surgical Robot System for Future Medical Care" funded by New Energy and Industrial Technology Development Organization (NEDO), and "Research on medical devices for analyzing, supporting and substituting the function of human body" funded by Ministry of Health, Labour and Welfare.

References

1. Hashizume M, Tsugawa K (2004) Robotic surgery and cancer: the present state, problems and future vision. *Jpn J Clin Oncol* 34(5):227–237
2. Lanfranco AR, Castellanos AE, Desai JP, Meyers WC (2004) Robotic surgery: a current perspective. *Ann Surg* 239(1):14–21
3. Kobayashi Y, Chiyoda S, Watabe K et al (2002) Small occupancy robotic mechanisms for endoscopic surgery. In: Dohi T, Kikinis R (eds) Medical image computing and computer-assisted intervention. MICCAI 2002: lecture notes in computer science LNCS 2488, proceedings of the 5th international conference on MICCAI, Tokyo, Japan 25–28 September 2002, Part I, pp 75–82
4. Suzuki T, Kobayashi E, Kim D et al (2002) A new compact robot for manipulating forceps using friction wheel and gimbals mechanism. In: Lemke HU, Vannier MW, Inamura K et al (eds) Computer assisted radiology and surgery. CARS2002: proceedings of the 16th international congress and exhibition, 2002 Jun 26–29; Paris, France 26–29 June 2002, pp 314–319
5. Suzuki T, Katayama Y, Kobayashi E, Sakuma I (2005) Compact forceps manipulator using friction wheel mechanism and gimbals mechanism for laparoscopic surgery. In: Duncan JS, Gerg G (eds) Medical image computing and computer-assisted intervention. MICCAI 2005: lecture notes in computer science LNCS 3750, proceedings of the 8th international conference on MICCAI, Palm Springs, CA, USA 26–29 October 2005, Part II, pp 81–88
6. Vollenweider M et al (1998) Surgery simulator with force feedback. In: proceedings of 4th international conference on motion and vibration control, MOVIC98
7. Ikuta K, Takeichi M, Namiki T (1998) Virtual endoscope system with force sensation. In: Wells WM, Colchester A, Delp S (eds) Medical image computing and computer-assisted intervention. MICCAI'98: lecture notes in computer science LNCS 1496, proceedings of the 1st international conference on MICCAI, Cambridge, MA, USA 11–13 October 1998, pp 293–304

Development of bending and grasping manipulator for multi degrees of freedom ultrasonically activated scalpel

T. Hasuo^a · G. Ogura^{b,c} · I. Sakuma^a · E. Kobayashi^d

H. Iseki^d · R. Nakamura^e

^aGraduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo, Japan

^bGraduate School of Medical Science, Tokyo Women's Medical University, Japan

^cAloka Corporation, Tokyo, Japan

^dNeurological Institute, Tokyo Women's Medical University, Japan

^eInstitute of Advanced Biomedical Engineering and Science, Tokyo Women's Medical University, Japan

Abstract New surgical techniques is realized by integration of a small functional module on the tip of the forceps that has multi degrees of freedom (DOF) since it enables complex manipulation and treatment of limited workspace. We developed a new multi-DOFs ultrasonically activated scalpel (UAS) prototype. This prototype has two DOFs of bending and grasping realized by antagonistic wire mechanism. The bending angle of this manipulator ranges ± 120 [deg], and the operating angle of the grasping blade ranges 30 [deg]. Grasping torque is sufficient to grasp tissue to coagulate. We confirmed that our prototype could incise and coagulate tissue effectively through in vivo experiment. This newly developed multi-DOFs UAS is a powerful equipment for minimally invasive laparoscopic surgery. **Keywords** Harmonic Scalpel[®] · Bending forceps · Minimally invasive surgery · Laparoscopic surgery · Surgical robot · Wire mechanism

1 Purpose

Today ultrasonically activated scalpel (UAS) is widely used in laparoscopic surgery. The currently available UASs have a linear shape. This sometimes makes surgeon to use the device from undesirable approach that might cause complications in surgery [1]. Such surgery requires highly skilled techniques because most existing surgical instruments are linear shape, so the approaching to treatment area are often limited because of the trocar on the abdominal wall. Difficulties in instrument manipulation increase risk of undesirable injury of organs during surgical operation. UAS is one of the instruments that the surgeons request to add multi degrees of freedoms (DOF) of manipulation. We have been developing a small ultrasonic transducer to be mounted on the tip of instruments; it need not transfer vibration through any long straight metal rod. It has a grasping blade to pinch tissue and push the tissue to the ultrasonic vibration blade. It is 12 [mm] in diameter and 58 [mm] in length and its vibration frequency in operation is 55.5 [kHz] and its amplitude is 80 [μm]; it is compact enough to be arranged on the tip of the instrument. It can generate satisfactory large power to incise tissue [2]. In this study, we developed a hand-held instrument incorporating this small transducer, which has a bending mechanism and a driving mechanism for grasping blade of transducer module using linear slider.

2 Methods

The new hand-held instrument has one DOF of bending mechanism and hand-operated grasping mechanism (Fig. 1). Each mechanism is

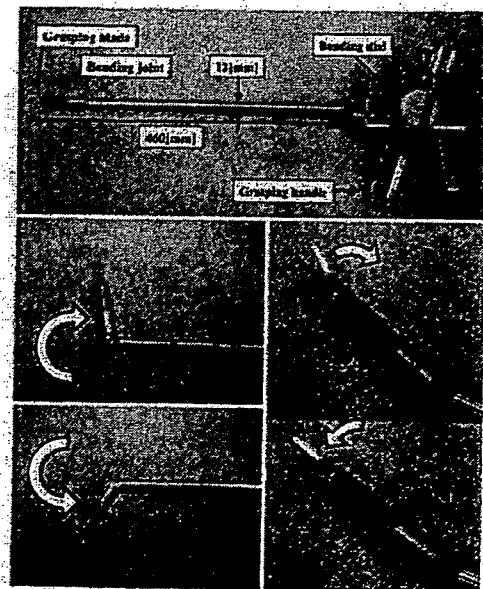


Fig. 1 Bending and grasping motion of the manipulator. Bending dial and grasping handle operate bending joint and grasping blade

1 Introduction

One of the main issues in current tele-operated medical robotics is the loss of tactile information and the change of senso-motoric coordination. The desire for obtaining a natural and intuitive way of human-machine interaction and for multi-modal sensory feedback to users has resulted in the design of haptic interfaces. At present, they are still confined mainly to research and development facilities, although there are some general purpose commercial devices. These interfaces are generally used in two contexts: tele-manipulation and computer simulation. Diverse control architectures and models have been proposed in order to achieve the haptic perception.

2 Methods

The control architectures for haptics can be classified based on the types of control variables, low level algorithms, and coordinate systems used. Some architectures and models differ by means of special treatments: gravity compensation, friction, time delay, virtual coupling and fixtures, human model and human performance. In order to present further analysis of the classification, we performed simulations using a system of 1-DOF. The systems are identical at both master and slave sides, without the need of mapping either systems or scale effects. The structures were analysed based on the classification of control variables.

3 Results

Position/position architectures neglect internal and external forces. In contact situation with stiffer bodies on the slave side high-gain motion may result in damage of manipulator and body, instability and actuator saturation. Force/position architectures require the transformation of variables in order to compare variables and to generate the error signal. The force measurement on the slave side is of special importance in case of contact of the device with the environment. The position measurement is essential for geometric precision. Force/force architectures tend to instability when there is no contact on one of the sides, however working better in contact situation.

4 Conclusion

The control in haptics involves the coordination between master and slave devices. In the medical field, the procedure in question defines the important variables and constraints to be treated by the system thereby defining the control architecture to be used. In some cases, it could be necessary to use hybrid systems, for example when it is necessary to have force and position measurement of the intervention site. Moreover, risk analysis and needs for redundant sensors and control systems have to be taken into consideration.

Acknowledgment This work has been partially supported by Foundation CAPES/MEC, Brazil.

Simultaneous measurement of position and orientation for interventional MRI devices

S. Onogi^a · H. Liao^a · E. Kobayashi^a · Y. Jimbo^b ·

I. Sakuma^c · S. Watanabe^c · H. Nishimura^c

^aInstitute of Environmental Studies, Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

^bDepartment of Precision Engineering, Graduate School of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

^cResearch and Development Center, Hitachi Medical Corporation, Chiba, Japan

Keywords MRI guidance · Minimally invasive surgery · Invasive device tracking

1 Introduction

In this paper, we suggested the extended active tracking method based on active tracking principal [1] for minimally invasive surgery with MRI guidance and surgical navigation system. Our method can measure both the position and orientation of the small receiver coil with three series inductances (Fig. 1).

2 Methods

In this study, 0.3-T open MR scanner (AirisII, Hitachi Medical Co., Chiba, Japan) was used. In order to evaluate the basic performance

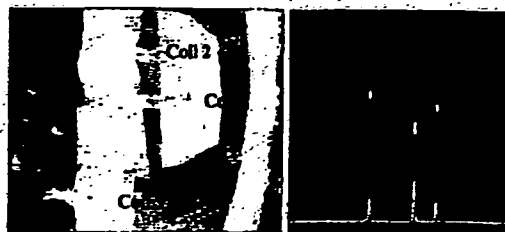


Fig. 1 *Left Panel* The tracking coil assembly with three series inductances (Coil 1, Coil 2, Coil3). It can measure both the position and orientation of itself. *Right Panel* The image of the tracking coil assembly and projection data. The peaks of projection data indicate the position of each inductance

of the proposed method, we conducted following three experiments. The first experiment was the flip angle optimization for the reduction of background noise by the proton around each inductance. The second experiment was reproducibility evaluation. The 20 times of measurements were repeated while placing the tracking coil assembly at the same. The third experiment was measurement accuracy evaluation. The difference of measured value between the proposed method and an optical tracking system was compared.

3 Results and conclusion

In the flip angle optimization, the NMR signal peaks, which indicated the position of each inductance, were not clearly at 60° flip angle. On the other hand, all peaks were clearly at 7° flip angle. In the reproducibility evaluation, standard deviation of measurement positions was less than 0.4 mm. In the accuracy evaluation, the difference between the proposed method and the optical tracking device was 0.43 mm (RMS). It was concluded that this method could be used instead of an optical tracking method.

Acknowledgment This study was partially supported by "Research on medical devices for analyzing, supporting and substituting the function of human body" funded by Ministry of Health, Labour and Welfare.

References

- Dumoulin et al (1993) Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance. *Magn Reson Med* 29:411–415

Automatic segmentation of hip bone surface in ultrasound images using an active contour

A. Alfiansyah^{ab} · R. Streichenberger^a · P. Kilian^{ab} ·

M-E. Bellemare^a · O. Coulon^a

^aLaboratoire LSIS, UMR CNRS 6168, Marseille, France

^bPRAXIM Medivision, La Tronche, France

Keywords Ultrasounds · Segmentation · Active contours ·

Orthopaedic surgery

1 Introduction

We propose an automatic bone surface detection from ultrasound images. Our model is based on an active contour with a force that pushes the contour upward and a regional energy term. Results are then used as an input for a feature based registration in the context of computer assisted hip surgery applications.

2 Methods

Active contours [1] are usually defined with an internal energy that imposes the regularity of the curve and an external energy that draws the contour towards the significant features. The segmentation process is then achieved by minimization of the sum of these two energies. To avoid the model finding a local minimum solution, Cohen [2] proposes an additional force during the optimisation, pushing the contour along its normal direction. Given that in ultrasound images, a dark shadow can be found below the bone surface, we incorporate such a force in the vertical direction to push the contour upward from the shadow area to the bone surface.

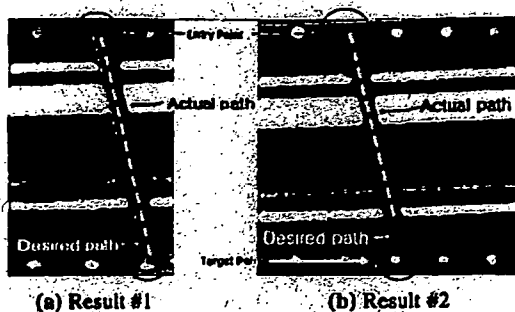


Fig. 1 Experimental result: the path of drilling by human

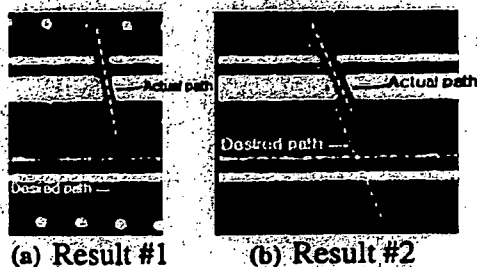


Fig. 2 Experimental result: the path of drilling by SPINEBOT

automatic mode. But, significant deviation error was observed in the experiments. The deviation error comes mostly from one specific inaccurate sensory system component, OTS. Replacement by a more accurate OTS along with employment of better calibration methods for the system components would reduce the deviation error and lead to successful implementation of the robotic system for spinal fusion.

Design of modular master-slave surgical robotic system for integrating independently developed forceps manipulator

E. Aoki^a · T. Suzuki^b · E. Kobayashi^a · K. Konishi^b · M. Hashizume^b · J. Sakuma^a

^aInstitute of Graduate School of Frontier Sciences, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

^bDepartment of Disaster and Emergency Medicine, Kyushu University, Fukuoka, Japan

Keywords Master-slave system · Medical robot ·

Modular system · Forceps manipulator ·

Laparoscopic surgery

1 Introduction

This paper describes to develop a real-time modular slave manipulator system, which can integrate various independently developed forceps manipulator, and the results of experiments to evaluate the utility and performance of this slave manipulator system as one application of modular master-slave system.

2 Methods

We proposed a new system configuration with following two major functional systems to realize develop a real-time modular slave manipulator system, which can integrate various independently developed forceps robot: Two kinds of control systems, forceps manipulator control system and arm robot control system, to avoid performance changes caused by the introduction of forceps manipulator with individual control interval and Modular system with asynchronous capabilities of safe and quick interchange of an integrated forceps.

3 Results

Master-slave operation was performed while changing the three kinds of forceps manipulators several times [1–3]. Safe and quick removal of integrated forceps manipulators from the slave manipu-

lator system during a surgical operation was realized and the probability of feasible interchange of forceps was indicated (Fig. 1). We could realize real-time modular slave manipulator system, which can integrate independently developed functional forceps.



Fig. 3 In vivo experiment: a Overview of master-slave operation b Ablation of bile-duct using electric scalpel forceps

References

1. Suzuki T, Aoki E et al (2004) Development of master-slave robotic system for laparoscopic surgery. In: Proceedings of the ICMA2004, pp 35–40
2. Yamashita H et al (2003) Multi-slider linkage mechanism for endoscopic forceps manipulator. In: Proceedings of the IEEE/RSJ IROS 2003, vol. 3, pp 2577–2582
3. Nishizawa K et al (2004) Development of interference-free wire-driven joint mechanism for surgical manipulator systems. J Robot Mechatron 16(2):116–121

Evaluation experiments on wide FOV wedge prism endoscope

Keri Kim · Kiyoshi Matsumiya · Ken Masamune · Takeyoshi Dohi

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

Keywords Endoscopic surgery · Minimally invasive surgery · Wide field of view · Wedge prism · Medical robot

1 Introduction

We have developed the endoscope system that can be used to observe a wide field of view without moving or bending the whole endoscope system [1, 2]. By attaching two wedge prisms at the distal tip of general rigid endoscope and rotating them respectively, the direction of view can be changed. Accordingly it is possible to observe a wide field of view with the endoscope being fixed, and it does not damage body tissues or internal organs. In this study, a couple of evaluation experiments have been conducted to confirm that this endoscope system would be acceptably used in clinical use.

2 Methods

Firstly, the maximum moving angle of local field of view and the global field of view was measured so that we could check that this endoscope system is able to observe sufficiently wide field of view. Secondly, we conducted image quality evaluation about chromatic aberration, resolution, and distortion. Finally, we conducted a performance evaluation about moving field of view because it is important to observe the area which the surgeon needs to see.

3 Results and conclusion

As a result, 93° FOV was obtained by using 55° FOV rigid endoscope, and the direction of view can be changed from 0 to 19°. In the image quality evaluation, there is no significant problem now, but to improve image quality, the distortion is desired to be corrected. In the performance evaluation, field of view is moved in allowable range, but return-to-the-origin-error may as well be corrected because it might affect to degrade the accuracy of the movement.

References

1. Kobayashi E, Masamune K, Sakuma I, Dohi T (2000) A wide-angle view endoscope system using wedge prisms. In: MICCAI 2000, pp 661–668
2. Kim K, Kim D, Matsumiya K et al (2005) Wide FOV wedge prism endoscope. In: EMBC05, Shanghai, China, September 1–4, pp 390