

前立腺がん凝固後切除マニピュレータの基礎的開発

西澤 暁¹・松宮 潔¹・正宗 賢¹・廖 洪恩²・土肥 健純¹

東京大学大学院 情報理工学系研究科¹

東京大学大学院 工学系研究科²

Design of Transurethral Prostate Cancer Resection Manipulator with Prostate Coagulator

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

Graduate School of Information Science, The University of Tokyo¹

Graduate School of Engineering, The University of Tokyo²

1. 背景

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

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

2. 方法

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

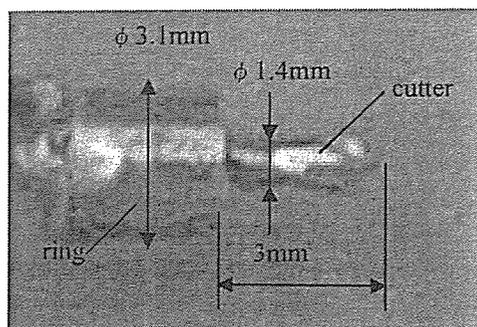


Fig.1 End effector of the manipulator

3. 評価実験

製作したマニピュレータを用いて凝固および切除実験を行った。実験には前立腺フ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.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。

4. 結論

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

謝辞

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

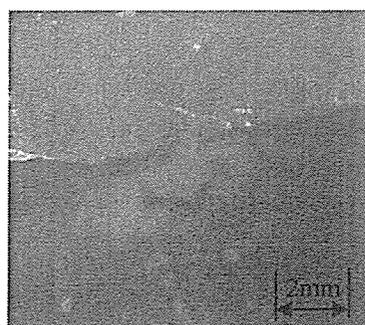


Fig.2 Coagulation of porcine soft tissue

5 自由度両眼 RPT ディスプレイの研究

5DOF Binocular RPT Display

吉田匠¹⁾, 山崎潤¹⁾, 梶本裕之¹⁾, 川上直樹¹⁾, 館暲¹⁾

Takumi YOSHIDA, Jun YAMAZAKI,

Hiroyuki KAJIMOTO, Naoki KAWAKAMI and Susumu TACHI

1) 東京大学 大学院情報理工学系研究科

(〒 113-0033 東京都文京区本郷 7-3-1, {Takumi_Yoshida, Jun_Yamazaki}@ipc.i.u-tokyo.ac.jp, {kaji, kawakami, tachi}@star.t.u-tokyo.ac.jp)

Abstract : RPT that projects a virtual object to the retroreflective screen has been proposed as a technology that unites the VR world and the real world. We developed a 5DOF Binocular type RPT Display (X'tal Scope) that enabled the presentation of 3D image. As a result, the VR world in the real world was observed from arbitrary viewpoint.

Key Words: Retroreflective Projection Technology, 3D Display

1. 序論

VR 世界と現実世界を視覚的に融合させる技術として、再帰性反射材のスクリーンにバーチャルな物体を投影する再帰性投影技術 (RPT: Retroreflective Projection Technology) が提案されている。我々は、各関節にエンコーダを配置した 5 自由度のアームにプロジェクタを 2 台設置することで、観察者の視点の三次元位置及び視線方向に応じた両眼立体映像の提示を可能にするシステム、X'tal Scope を開発した。これにより、任意視点から現実世界に重畳された VR 世界を観察することができる。本稿ではシステムの試作について述べる。

2. 従来研究

これまで RPT の提示デバイスとして、頭部位置を計測してそれに応じた映像を提示する “HMP (Head-Mounted Projector)” [1] や、目を覆わない形で映像の提示を可能にする “X'tal Visor” [2] などが開発されてきた。だがこれらは頭部搭載型であり、頭部への違和感無く装着できるような小型化は未だ達成されているとは言えない。また、頭部搭載型の視覚提示デバイスは頭部の位置計測に磁気センサを使用しているため、計測誤差や時間遅れといった解決すべき問題が残っている。

これに対し、NASA のエイムズ研究センターの「仮想風洞プロジェクト」 [3] にて用いられたシステム “Boom” のように、多自由度のアームの先端に小型 CRT を取り付け付けたディスプレイ方式がある。この方式の利点は、第

一にリンク保持のため重量の大きなディスプレイが使用できるという点、第二に、ディスプレイ位置がアームの関節のエンコーダ値によって測定できるという点である。これにより、磁気センサを用いた場合に比して高速かつ正確にディスプレイ位置を測定することができる。

X'tal Scope は “Boom” の方式を RPT システムに応用したものであると言える。

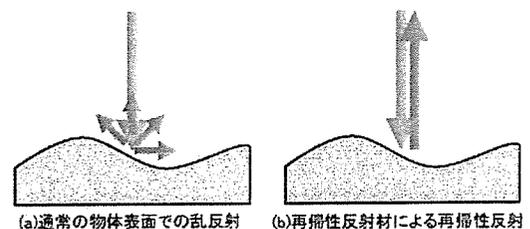


図 1: 再帰性反射材の反射特性。

3. 原理

本節では、X'tal Scope の動作原理について述べる。

3.1 RPT システムの原理

まず、RPT システムの基本原理解について述べる。RPT ではスクリーンとして再帰性反射材を用いる。図 1 に示すように、通常の物体表面に入射してきた光は (a) のように乱反射するが、再帰性反射材は (b) のように光が入射した方向に反射 (再帰性反射) する特性を持つ素材である。そして図 2 のようにハーフミラー等を介し

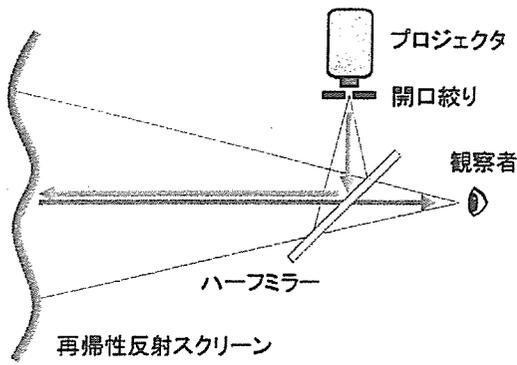


図 2: RPT システムの基本原理.

て観察者の目と光学的に共役な位置から映像を投影することで、観察者に映像を提示する。さらに、プロジェクタに開口径に絞りを設け、可能な限り絞りを小さくすることによって深い焦点深度を得ることができる。再帰性反射材の持つ高い指向性反射特性により左右の目に別々の映像を提示することができ、これによって両眼立体視が可能となる。

3.2 X'tal Scope のシステム構成

X'tal Scope のシステム構成は図 3 のようになっている。X'tal Scope 本体は 5 自由度のアームと、頭部に設置された 2 台のプロジェクタから成る。アームの自由度配置を図 4 に示す。アームの各関節に配置されたエンコーダの値から観察者の視点位置及び視線方向を計算し、それに応じた映像を、観察者の視点と光学的に共役な位置に置かれた 2 台のプロジェクタによって再帰性反射材のスクリーンへ投影する。これによってバーチャルな物体があたかもスクリーン位置に存在するように、立体感を持って提示することができる。

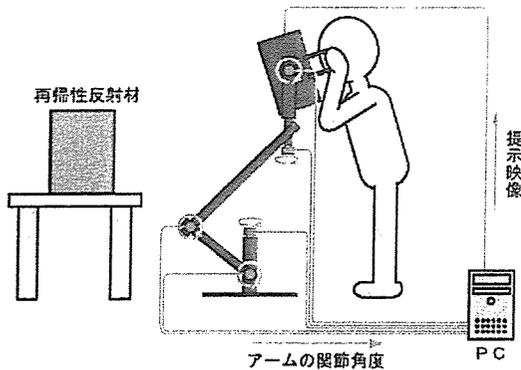


図 3: X'tal Scope のシステム構成.

4. 実装

X'tal Scope を設計、作製した。全体像及び頭部を裏側から見た写真を図 5 に、スペックを表 1 に示す。

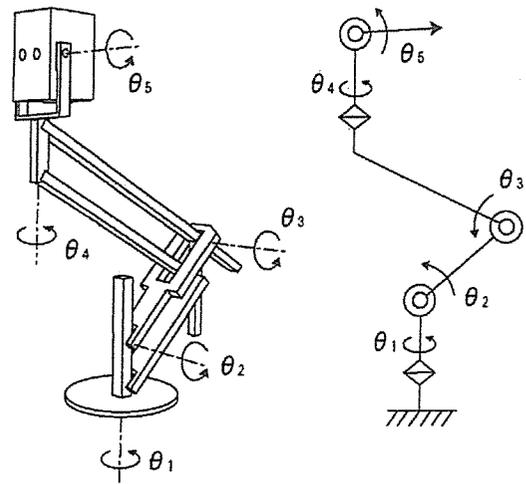


図 4: 自由度配置.

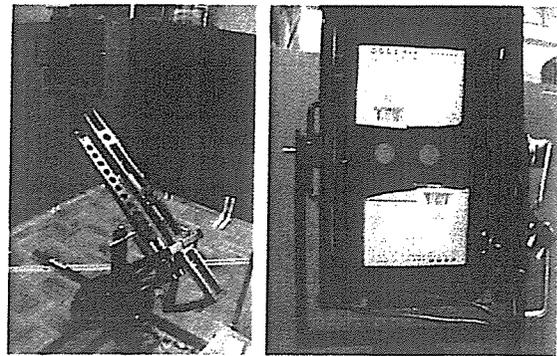


図 5: 左: 全体像, 右: 頭部 (裏側).

表 1: スペック

頭部稼動範囲	140×140×45[cm]
頭部ピッチ角	上方向 60[deg], 下方向 90[deg]
水平画角	30[deg]
垂直画角	22[deg]

4.1 プロジェクタとハーフミラーの配置

2 台のプロジェクタの投影部間の水平方向の距離は、人間の平均的な眼間距離である 65mm としなければならない。また、人間の視野は水平方向に広い横長の形であるため、投影する映像も同様に横長であることが望ましい。本試作機で用いたプロジェクタ (東芝 TDP-FF1A) の場合、左右に横向きに並べる配置では投影部間の水平方向の距離が眼間距離より大きくなってしまい、縦向きに並べる配置では投影映像が縦長になってしまう (図 6)。

そこで図 7 に示されるように 2 台のプロジェクタを上下に配置し、ハーフミラーを交差させて置くことで上記の問題を解決した。

プロジェクタを上下に配置する場合、プロジェクタ間

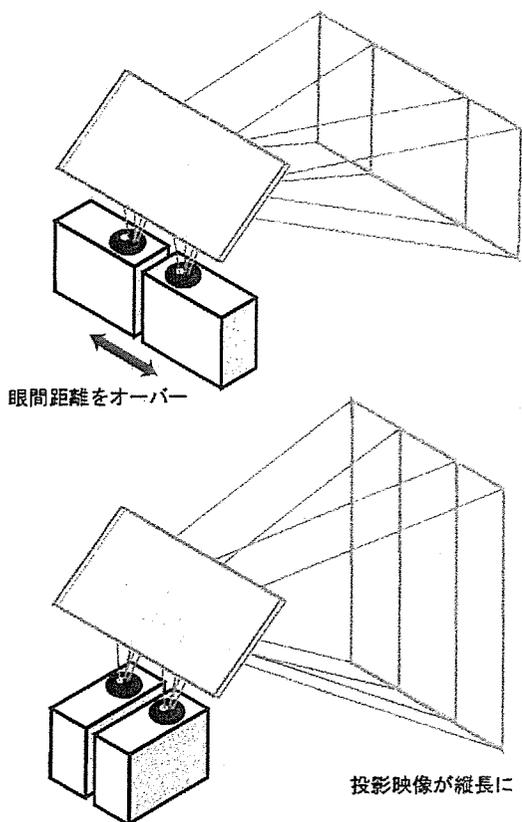


図 6: プロジェクタの配置案.

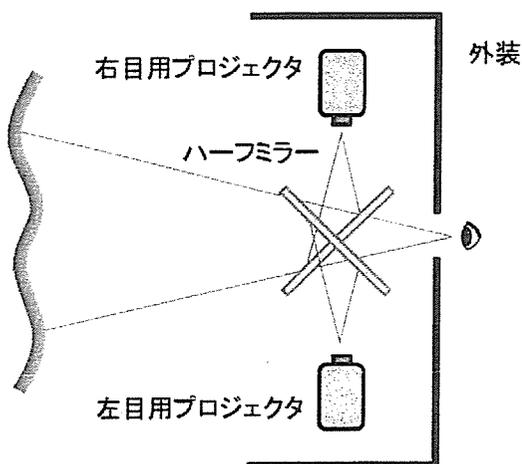


図 7: X'tal Scope 頭部のプロジェクタとハーフミラーの配置.

の上下方向の距離が問題となる。上下間の距離が近いほど、要求されるハーフミラーのサイズは小さくなり、装置をコンパクトにすることができる反面、ハーフミラーを透過した光がもう一方のプロジェクタに当たった反射光の影響が大きくなる。よって、反射光の影響という観点からは上下間の距離は装置の大きさの許す限り離して配置するのが望ましい。

しかし、左右のハーフミラーを交差させた配置であるため、左右それぞれのハーフミラーにプロジェクタが

ら映像を投影できる範囲は限られている。上下間の距離が遠ければ、投影映像がもう一方のハーフミラーの領域に入り、その結果画像が途切れることになるため、上下間の距離には上限がある。この上限はプロジェクタの水平面角によって求めることができる。

X'tal Scope の頭部では以上の点を考慮し、画像の途切れない範囲でできるだけ離れた位置に上下のプロジェクタを配置している。

また、反射光の影響は吸光材として黒色のフェルトを反射部に貼ることによって多少軽減が可能である。

4.2 ハーフミラーの選択

ハーフミラーは従来手法では輝度の最も高くなる透過率 50% の物が使われていた。しかし透過率 50% の物は提示映像の輝度は高くなるものの、周囲の環境の明るさも 50% になってしまうという欠点がある。屋外のように周囲が十分な明るさの場所ならば問題は無いが、室内では周囲の暗さが目立ち、VR 世界の現実世界への自然な重畳が成り立たない場合がある。そのため、環境に合った適切な透過率のハーフミラーを用いることが必要である。

そこで、VR 世界と現実世界の明るさが十分に得られる最適なハーフミラーを選択するため、いくつかの透過率の異なるハーフミラーの比較を行った。図 8 にその結果を示す。A は透過率の低いアクリル製ハーフミラー、B は透過率 60% のガラス製ハーフミラー、C は透過率 70% のガラス製ハーフミラー、D は透過率の高い透明アクリル板を用いた場合である。D の透明アクリル板を用いた場合が最も周囲が明るく、かつ提示映像の輝度も十分に得られていることがわかる。

この結果から、X'tal Scope では室内で十分な輝度を得られ、かつ周囲の環境の光量も阻害しないように透明アクリル板を使用することとした。

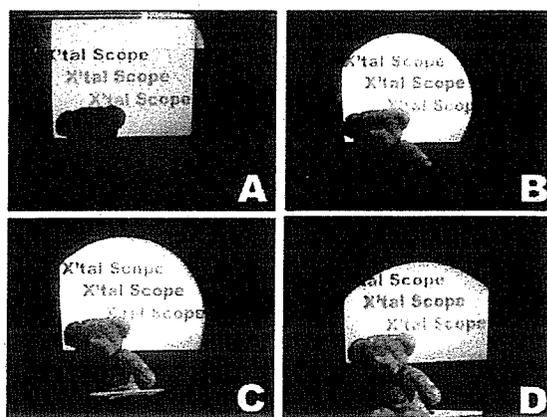


図 8: ハーフミラーの違いによる輝度の比較.

5. 評価

本手法の最大の特徴は両眼立体視ができる点である。両眼立体視においてクロストーク（左目に右目の画像が入り、右目に左目の画像が入る現象）の有無は自然な立体視に大きな影響を及ぼす。そこでクロストークが生じていないかどうかの評価を行った。

左右の目にそれぞれ“L”、“R”の文字を提示した写真を図9に示す。左目には“L”、右目には“R”の文字しか見えておらず、クロストークがほとんど生じていないことが確認できる。これによって、本手法を用いて自然な立体視が可能であることが示された。

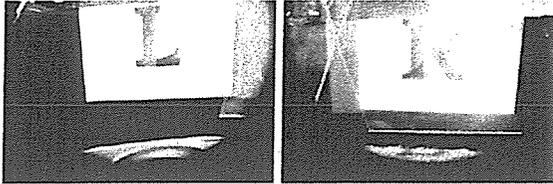


図 9: クロストークの評価。

6. アプリケーション

本システムは医療や建築など、様々な分野での応用が考えられる。例えば、患者の人体にMRI等の技術によって得られた人体内部の3次元画像を投影したり、設計・開発段階の建造物や製品のCGを投影し、プレゼンテーションを行うなどが考えられる。

我々はシステムの一例として、車・住宅・人骨のCGを表示するアプリケーションを作製した。図10-12にそれぞれ実際に投影した様子を示す。視点の位置に応じた適切な画像が表示されていることがわかる。

7. 結論

覗き込む方式で現実世界にVR世界を重畳する立体視可能な5自由度両眼RPTディスプレイを提案し、実機の試作を行った。その結果、任意視点に応じた自然な立体視ができることが確認された。

今後は、装置とVR空間の座標のキャリブレーションをより正確にする、より視野角の大きい光学系を設計するなどの課題が考えられる。

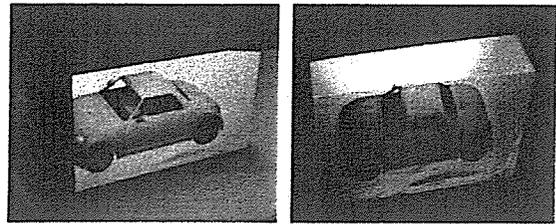


図 10: アプリケーションの例 (車)。

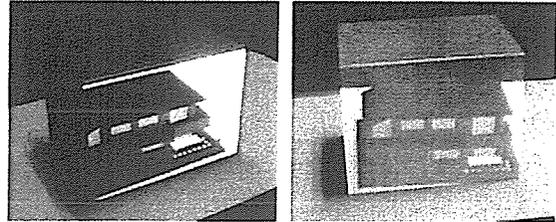


図 11: アプリケーションの例 (住宅)。

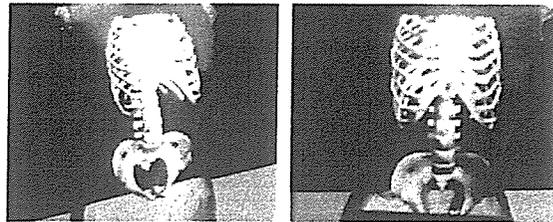


図 12: アプリケーションの例 (人骨)。

参考文献

- [1] M. Inami, N. Kawakami, D. Sekiguchi, Y. Yanagida, and S. Tachi: "Visuo-Haptic Display Using Head-Mounted Projector", in Proc. of IEEE Virtual Reality 2000, pp. 233-240, 2000.
- [2] T. Sonoda, T. Endo, Y. Suzuki, N. Kawakami, and S. Tachi: "X'tal Visor", ACM SIGGRAPH 2005 (Emerging Technologies), 2005.8
- [3] S. Bryson and C. Levit: "A Virtual Environment for the Exploration of Three Dimensional Steady Flows", Proc. of Intl. Conf. on Artificial Reality and Tele-Existence, pp.15-23, 1991

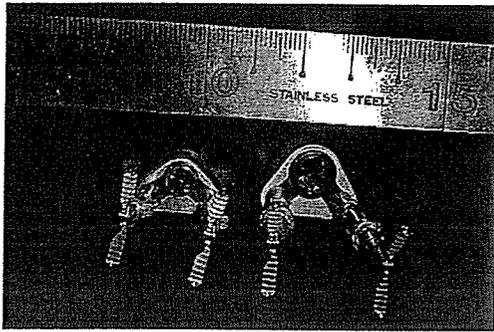


Fig. 8 Comparison of the size of robot. *Left* Miniaturized robot, *Right* prototype robot

robot manipulators and perform surgical procedures in the abdominal cavity in safety. Furthermore, we are expanding the concept of the robotic surgery application and developing a new robot for the endovascular surgery. The robot has a small-size stereoscopic CCD camera and manipulators that enable endovascular repair of aortic aneurysm. To obtain a situation of the robot and the surgical field in the blood flow, a 4D ultrasound imaging system is integrated into the robot system. Following safety evaluations with animal experiments, we plan to clinically apply the system and examine its efficiency.

References

1. Suzuki N, Sumiyama K, Hattori A et al (2003) Development of an endoscopic robotic system with two hands for various gastric tube surgeries. *MMVR* 11:349–353
2. Suzuki N, Hayashibe M, Suzuki S et al (2003) Dual manipulator endoscopic robotic system for intraluminal gastrointestinal surgery. In: *World congress on medical physics and biomedical engineering 2003*, 3916.pdf (CD-ROM)
3. Murakami EAY, Suzuki N, Hattori A et al (2003) Design and evaluation of a man-machine interface for endoscopic surgery robot. In: *World congress on medical physics and biomedical engineering 2003*, 3973.pdf (CD-ROM)
4. Hattori A, Suzuki N, Hayashibe M et al (2004) Navigation system for a developed endoscopic surgical robot system. In: *International congress series 1268* pp 539–44
5. Hattori A, Suzuki N, Hayashibe M et al (2005) Development of a navigation function for an endoscopic robot surgery system. *MMVR* 13:167–171

MR image-guided surgical robotic system

M. Hashizume^a · T. Yasunaga^a · K. Konishi^a · S. Jeiri^a · K. Tanoue^a · K. Kishi^b · H. Nakamoto^c · D. Ikeda^d

^aDepartment of Disaster and Emergency Medicine, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, Fukuoka, Japan

^bMechanical Engineering Research Lab., Hitachi, Ltd., Hitachinaka, Japan

^cResearch & Development Center, Hitachi Medical Corp., Tokyo, Japan

^dMizuho Ikakogyo Co.,Ltd., Tokyo, Japan

Abstract We have developed an MR image-guided robotic system for laparoscopic local ablation therapy. This system consists of small surgical manipulators, real-time MR image guidance and an operation table for the small surgical manipulator. We planned the protocol of the laparoscopic radiofrequency ablation therapy using this robotic system and tested it with a phantom included as a target. The operator can easily control the manipulator in eight directions using the MR-compatible hand-held switch with Interactive Scan Control (ISC) and a three-dimensional high-resolution image-guide to puncture the target. Puncturing the target by this system was easier than by hand. The MR image-guided robotic system for laparoscopic local ablation therapy can help by enabling the operator to precisely puncture the target.

Keywords MRI-guided therapy · Robotic system · Ablation therapy

1 Introduction

The development of endoscopic and other minimally invasive surgical techniques has led to reductions in both patient morbidity and mortality. Performing surgery through small incisions or ports reduces infection rates, the need for pain medication, and recovery time. In addition, the quality of life in patients with early gastric cancer has been reported to be significantly better after laparoscopic procedures than after open surgery [1]. The principal disadvantage of the conventional endoscopic technique is that it is difficult to maintain precise control of the endoscopic instruments due to limitations related to the movement of the instruments, the visualization of the operative field, and the haptic input. If complex minimally invasive procedures are to become more widely adopted by surgeons, significant improvements must therefore be made in the operating environment.

The da Vinci[®] and the ZEUS[™] Robotic Surgical System have been introduced into clinical use. However, these robotic systems do not apply to general surgical operation room because of their size, less applicability, absence of image guide systems and restricted forceps device movement. The purpose of this project is to develop a Magnetic Resonance (MR) image-guided surgical robotic system that consists of a small surgical manipulator, real-time MR image guidance and an operation table for the small surgical manipulator. The general view of this system is shown in Fig. 1. To progress this development, we divided the project into four phases.

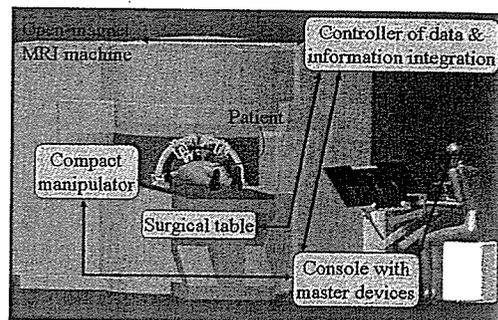


Fig. 1 MR image-guided surgical robotic system

- Phase 1: MR image-guided robotic puncture system
- Phase 2: MR image-guided robotic system for laparoscopic local ablation therapy
- Phase 3: MR image-guided surgical robotic system for laparoscopic surgery
- Phase 4: MR image-guided surgical robotic system loaded with multi DOF forceps

In this document we report on the second phase of this project, Phase 2: MR image-guided robotic system for laparoscopic local ablation therapy.

2 Methods

We considered that the MR Image-guided surgical robotic system must have the following properties:

1. A small surgical manipulator system which is MR-compatible
2. MR-compatible surgical tools
3. A MR image-guidance system
4. An operation table for the small surgical robotic system

2.1 The small surgical manipulator system

The small surgical manipulator system was designed so it did not interfere with the receiving coil or a patient body surface in the 430 mm gap of the open MRI system (0.3T Airis-II, Hitachi Medical Corporation) and it must be made of MR-compatible material. It can be attached to any position on the guide rail of the operation table for the small surgical robotic system. The manipulator system consists of the surgical tool grip manipulator and the MR-compatible

surgical tool. The surgical tool grip manipulator has the guide frame to attach the surgical tool grip mechanism and MR-compatible transmission mechanism. The guide frame is placed on the guide rail of the operation bed and the surgical tool grip mechanism can be attached on the guide frame every 10°. We adopted a Remote Center of Motion mechanism as the surgical tool grip mechanism with a moving range of 60° around the pivot point. We equipped the surgical tool grip manipulator with two joints for the back-and-forth movement and rotation of surgical tool axis. The surgical tool was equipped with three joints to achieve flexion, head bobbing, and opening and closing movement at the leading edge. We designed the MR-compatible drive unit in detail and housed these units in the surgical tool drive manipulator. In the future it could be controlled from outside the MRI room.

2.2 The MR image guidance system

To be able to place the surgical devices on the target, an MR imager to trace them was developed. This system, the Interactive Scan Control (ISC), gives the operator the MR image plane with respect to the device path detected by the optical tracking system (Polaris®, Northern Digital Inc., Canada). This image changes in near real-time. Another image-guided system, a three-dimensional high-resolution image guide, was developed to display the placement of the devices on volume rendering and three reformatted images from three-dimensional data. These systems are linked and the operator can correctly place the device on the target by utilizing both these systems.

2.3 Radiofrequency (RF) receive coil

We made the RF receive coil not to interfere with the small surgical manipulator and operation field, and a part of the coil was connected to the surgical operation table for the small manipulator system to keep space for the patient.

2.4 The surgical operation table for the small manipulator system

This is similar to the conventional operation table and has a slide table to be moved into the gantry to 1,200 mm. It can be incorporated with the RF receive coil and equipped with the guide rail on the both sides to attach the surgical manipulator which is attached every 30 mm. The materials are MR-compatible except for the motor.

2.5 Control unit for Phase 1 system

To control the Phase1 system (MR image-guided robotic puncture system) we made a hand-held MR-compatible switch controller using an optical fiber sensor. The operator can control the ablation needle in eight different directions by manipulating the small surgical manipulator with the switch.

2.6 Laparoscopic radiofrequency ablation therapy protocol for the MR image-guided robotic system

The planned protocol for laparoscopic radiofrequency ablation therapy using MR image-guided robotic system is shown in Table 1.

2.7 Phantom and ex-vivo testing

The protocol (Table 1) was tested using phantom and ex-vivo samples and the Phase 2 system (Fig. 2), MR image-guided robotic system for laparoscopic local ablation therapy, was tested. Two surgical manipulators were positioned. One for the MR-compatible RF probe and the other for the MR-compatible laparoscope. The phantom was made from agar and included cherries as the target.

Initially we took the MR image for the three-dimensional high-resolution image-guide system. The operator controlled the manipulator for the ablation needle using the hand switch, the 3D navigation and ISC for viewing and tried to puncture the target. The ISC image was updated every 2.0 s. In addition, RF ablation (a Cool-tip system from Radionics, 120–125 W, 4 times roll off) was performed on an ex-vivo pig liver and the ablated area in the MR image was compared with the macroscopic specimen.

3 Results

The operator could easily control the manipulator in the eight directions using the hand-held MR-compatible switch utilising ISC and a three-dimensional high-resolution image-guide, and suc-

Table 1 The protocol of laparoscopic radiofrequency ablation therapy using MR image-guided robotic system

Action	Staff
1 Fix the patient's position	Everyone
2 Prepare vital monitor, draping of the patient, etc	Anesthesiologist
3 Fix the surgical field and placement of the RF receive coil	Assistant
4 Begin the pneumoperitoneum	Assistant
5 Registration of the operation table and the MRI	Assistant
6 Slide the slide table into the gantry	Technologist
7 Obtain of the 3D MR image	Technologist
8 Slide the slide table from the gantry	Technologist
9 Preoperative planning from the 3D MR image	Operator
10 Attach the surgical manipulator to the proper position on the guide rail	Assistant
11 Insert the trocar	Assistant, Operator
12 Adjust the manipulator	Operator, Assistant
13 Insert the laparoscope, needle, and forceps	Operation, Assistant
14 Slide the slide table into the gantry	Technologist
15 Begin the ISC	Technologist
16 Control the manipulator to obtain the proper needle path with the hand switch	Operator
17 Puncture the target	Operator
18 Obtain of the 3D MR image to assess the accuracy of the puncture	Technologist
19 Ablation	Technologist
20 Obtain the 3D MR image to assess the effect of the treatment	Technologist
21 Assessment	Operation
22 (Retreat if it is necessary)	
23 Treatment is completed	

ceeded to puncture the target. Three-dimensional MR image was not influenced by the manipulator and the operator could catch the placement of the needle in a treatment every time. ISC provided the operator with a near real-time MR image while the manipulator worked. The 17G needle was shown as an artifact of around 10 mm thickness.

Regarding the ex-vivo testing, the MR images showed a hypointense lesion with the longest axis of about 30 mm. However, the contrast



Fig. 2 The prototype of the MR image-guided robotic system for laparoscopic local ablation therapy

between the ablated area and normal liver was indistinct and the border of the ablated area was not clear. When the pre-treat image was subtracted from the post-treat image, the border became clear. On the other hand, the longest axis of ablated area was about 40 mm when we sliced the liver with a plain needle.

4 Discussion

We have successfully developed a MR image-guided robotic system for laparoscopic local ablation therapy which is the second phase in our total project of MR image-guided therapeutic systems.

The operator could easily puncture the target using the MR image-guided robotic system for laparoscopic local ablation therapy. On the other hand, it seemed more difficult to operate a needle by his own hand in near real-time imaging. This is because the image update time of the ISC is slightly longer than that of ultrasound, and it is easy to lose sight of a target if he has a slight hand tremor. We think that the manipulator is effective in shortening the time to place the needle in the target because the tremor is filtered and delicate control is possible via the hand switch. Alexis et al. [2] reported that the time required for needle placement was 30–50 min per lesion in spite of MR guidance. We think that the time of needle placement can be shortened by utilising the manipulator. We will evaluate the feasibility of this system in vivo from now on. When the in-vivo experiment is performed, it needs to test MR compatibility with operation equipment. For example, an anaesthesia device, a vital sign monitor, electrosurgical devices, pneumoperitoneum equipment, an optical tracking system, in-room monitor, etc.

The control unit for MR image-guided surgical robotic system (Phase 3, 4) is progressing now. Furthermore, it is often said that it is important to plan the proper position of the manipulators before the operation in robotic surgery, so they do not interfere with each other, do not disturb the operation, and have enough moving range. The greater the numbers of manipulators, the more difficult it is to position them. We are developing a preoperative simulation system. It allows us to plan the placement of the manipulator and trocars for each procedure. Also, this system will enable us to plan the proper needle path for puncture, so as not injure important vessels and be minimally invasive. We will investigate the function to automatically set the direction and position of the manipulator on the basis of the result of preoperative simulation.

5 Conclusion

MR image-guided robotic system for laparoscopic local ablation therapy can help the operator precisely puncture the target.

Acknowledgment This work is supported by NEDO Grant #14 K258 to M.Hashizume, Research and development of the MR Image-guided surgical robotic system for laparoscopic surgery to realize future model medical care.

References

- Adachi Y, Suematsu T, Shiraishi N, Katsuta T, Morimoto A, Kitano S, Akazawa H (1999) Quality of life after laparoscopy-assisted Billroth I gastrectomy. *Ann Surg* 229:49–54
- Kelekis AD, Terraz S, Roggan A, Terrier F, Majno P, Mentha G, Roth A, Becker CD (2003) Percutaneous treatment of liver tumors with an adapted probe for cooled tip, impedance-controlled radio-frequency ablation under open-magnet MR guidance: initial results. *Eur Radiol* 13:1100–1105

A soft robotics approach for navigated pedicle screw placement: first experimental results

T. Ortmaier^a · H. Weiss^a · C. Ott^a · G. Hirzinger^a · U. Schreiber^b

^aGerman Aerospace Center, Institute of Robotics and Mechatronics, Wessling, Germany

^bDept. of Biomechanics, Clinic of Orthopedics and Traumatology, University Hospital Rechts der Isar, Munich, Germany

Abstract In this article experimental results for robot assisted navigated drilling and milling for pedicle screw placement are presented. First, the clinical motivation is given. Thereafter, the

experimental set-up is described which consists of a navigation system and an impedance controlled light-weight robot holding the propulsion unit of the surgical instrument. The navigation system is used to position the surgical instrument as well as to compensate for pose errors during machining. Holes are drilled in artificial bone to obtain similar experimental conditions as well as in bovine spine. The interaction forces and pose errors are discussed with respect to the chosen machining technology. It is shown that milling is superior to drilling.

Keywords Soft robotics · Hands on robotics · Robotic surgery · Spine surgery · Pedicle screw placement · Intraoperative navigation · Machining force · Pose error

1 Clinical motivation

Serious diseases of the spine such as instable fractures of the lower thoracic and lumbar spine or severe spinal defects after tumor resections are increasingly treated with a so-called transpedicular fixation with fixateur interne: screws are placed into the nearest intact vertebral bodies above and below the lesion and stiffened with each other by means of titanium rods. The screws must be placed very accurately since they are close to delicate structures, such as the spinal canal or the aorta.

In order to support the surgeon surgical navigation systems have recently been introduced: The pose of the tracked instrument is displayed on preoperatively acquired images, thus helping the surgeon to avoid delicate areas. Despite a significant reduction of mal-positioned screws [1–3], some severe disadvantages still remain: (a) cumbersome hand-eye coordination, (b) frequent changes of the field of view in combination with new eye accommodation, and (c) display of a 3D pose error on a 2D screen. Additionally, the unintentional slipping of the drill tip can not be avoided.

The combination of a robot with a navigation system enables an important step for closing the gap in the flow of information between therapy planning and therapy execution. With such a combination the data gained from navigation can be optimally and directly integrated into the therapy and the before mentioned disadvantages can be avoided. The proposed system does not execute the task autonomously (such as RoboDocTM or CasparTM) but is rather manually guided by the surgeon (i. e. soft robotics) along trajectories defined by the planning system. Thus the surgeon keeps full control over the system at any stage of the medical workflow. The authors believe that this approach combines the advantages of both, navigation and robotics but avoids at the same time their respective disadvantages. This paper focuses on first drilling/milling experiments performed with such a system, discusses the achieved accuracy, and tries to find the optimal bone machining technology.

2 Experimental set-up

The complete experimental set-up consisting of the DLR light-weight robot [4] holding the surgical instrument, a VectorVisionTM navigation system from BrainLAB, and a registered patient is shown in Fig. 1. The impedance controlled robot is equipped with joint torque sensors, allowing for the measurement of forces/torques applied to

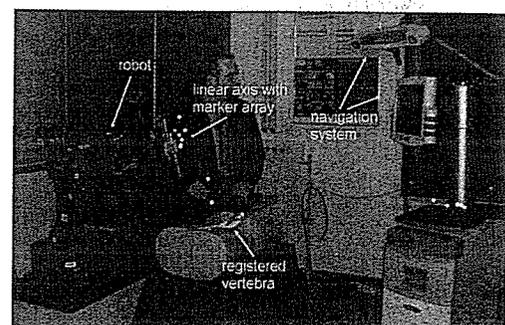


Fig. 1 Experimental setup with torque controlled light-weight robot

光磁気ハイブリッド三次元位置センサによる内視鏡外科手術 AR ナビゲーションシステム ~in vivo 精度検証~

Augmented Reality Navigation System for Laparoscopic Surgery ~ in vivo Accuracy Verification ~

小西 晃造^{a*}, 中本 将彦^b, 佐藤 嘉伸^b, 田村 進一^b, 橋爪 誠^c

^a 九州大学大学院 医学研究院 次世代低侵襲治療学

^b 大阪大学大学院 医学系研究科 画像解析学

^a 九州大学大学院 医学研究院 災害・救急医学

Kozo Konishi^a, Masahiko Nakamoto^b, Yoshinobu Sato^b, Shinichi Tamura^b, and Makoto Hashizume^c

^a Department of Innovative Medical Technology, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

^b Division of Image Analysis, Osaka University Graduate School of Medicine

^c Department of Disaster and Emergency Medicine, Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

Abstract

In the endoscopic surgical fields, much information which could be used intraoperatively is strongly demanded. We formulated a new magneto-optic hybrid 3D sensor configuration, and have developed an augmented reality navigation system using the accurate three dimensional sensor system that can be utilized in the endoscopic surgeries. This system measures the 3D position of the tip of ultrasound probe in the abdominal cavity using magnetic 3D position tracker. Accuracy of the magnetic tracker is affected by metallic objects such as surgical tools that distort the magnetic field. We propose real-time distortion correction of the magnetic fields using a magneto-optic hybrid 3D position tracker aiming to acquire the accurate 3D ultrasound image. In this paper, we evaluated the effectiveness of the navigation system especially that of our method of rapid distortion correction of magnetic fields in the operative environment. The error caused by magnetic distortion was reduced from 34.6 mm to 2.59 mm in position and from 9.08 degrees to 0.82 degrees in orientation. The time to obtain the calibration data was 69 seconds. Three dimensional ultrasound imaging has the advantage that real time imaging is acquirable, regardless of organ shift or distortion. Our experimental results showed the proposed method was effective.

Key words

Augmented reality Navigation, Magnetic distortion correction, 3D-US, Endoscopic Surgery.

* 九州大学大学院 医学研究院
〒812-8582 福岡市東区馬出 3-1-1

konizou@surg2.med.kyushu-u.ac.jp

受付 2005 年 12 月 14 日 ; 採択 2006 年 6 月 14 日

1. 背景

内視鏡外科手術では術中に取得される情報や手術の操作性が限られており、画像誘導(ナビゲーション)は大きな役割を担う。腹部臓器は術中に容易に移動、変形してしまうために術前情報の有効利用、術中情報ナビゲーションシステムの構築には多くの課題がある。われわれはこれまでに、術前および術中に取得した三次元モデルを腹腔鏡の視野移動に連動させ、内視鏡の実画像に重畳 (AR : Augmented Reality) 表示するAR内視鏡外科手術ナビゲーションシステムを開発してきた¹⁾²⁾ 本研究のナビゲーションシステムでは磁気式三次元位置センサで体腔内の超音波プローブの位置姿勢を計測して三次元超音波画像を作成し、実時間にて内視鏡の視野への重畳表示を行なうが、手術場環境では手術台や金属製手術器具の影響により磁場に歪みが生じるために無視できない測定誤差が生じる。手技が複雑で難しい手術ほどナビゲーション技術の補助が有効であるが、難しい手術ほど用いられる機器は多様化し、手術室に持ち込まれる医療機器は増加してしまう。これらが磁場に与える影響は少なくなく、ますます術中ナビゲーションを困難にしていると考えられる。われわれは磁気式センサを用いたナビゲーションシステムの臨床応用のために、事前の準備を必要とせず簡便な磁場歪みの実時間補正手法を提案した³⁾⁴⁾。また、臨床においては精度だけではなく、機器の滅菌への対応やデータ取得に要する時間など、多くの条件が求められてくる。本論文では、臨床的に有用なシステムの開発を目的として、臨床と同じ環境を構築し、動物実験にて歪み補正を中心としたナビゲーションシステムの精度検証及び有用性の検討を行なったので報告する。

2. 三次元超音波画像の獲得

システムは光学式三次元位置計測装置 POLARIS (Northern Digital Inc.)、磁気式三次元位置計測装置 miniBIRD (Ascension Technology Inc.)、計算機 (Pentium 4 Dual CPU, 2GB RAM)、超音波装置 (ALOKA SSD-3500)、腹腔鏡装置 (Olympus 社製) で構成される。

計測範囲が広い遮蔽された腹腔内の軟性器具(超音波プローブ)の位置計測には光磁気ハイブリッド方式²⁾³⁾を採用している。磁気センサは視線遮断がないことで腹腔内の計測に適しているが、金属や電磁機器類による磁場空間の歪みの影響を受けること、計測範囲が狭い

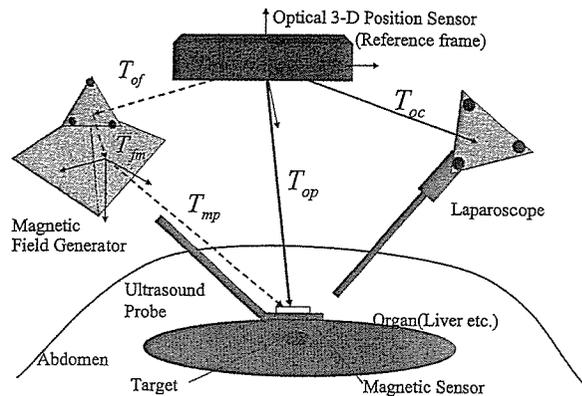


Fig.1 Relations among the coordination system.

ことが欠点として挙げられる。一方で光式センサは磁気式センサとは比較して精度が良く、歪みがないのが利点であるが、光の到達しない部位の計測はできない。本手法では、両方のセンサの欠点を相互に補完するべく、光学式位置計測装置により、腹腔鏡および磁気式位置計測装置センサ部の位置を計測し、双方の座標系を統合する (Fig.1)。また同時に磁気式位置計測装置により、腹腔内の超音波プローブの位置を計測し、位置情報を有する内視鏡画像をワークステーション上で再構成することで三次元超音波画像を生成する。

3. 斜視鏡に対応した拡張現実感表示ナビゲーション

内視鏡外科手術において、術野の情報はモニタを通してのみ提示される。このため、取得した三次元超音波を最も効果的に活用するために、三次元位置計測装置で計測した内視鏡の三次元運動に連動させ、術前モデルに基づく仮想内視鏡像を、実内視鏡像の視野に重畳表示する拡張現実感 (Augmented Reality) 表示ナビゲーションシステムを開発した。

従来、このようなシステムは、通常のビデオカメラと同じカメラモデルに基づく直視鏡にしか対応しておらず、腹腔鏡、関節鏡、副鼻腔などにおいて、臨床で頻りに用いられている斜視鏡に対応していないことが、臨床への普及の障害となっていた。われわれは、新たに斜視鏡のカメラモデルを開発し⁵⁾、斜視鏡対応を実現した。斜視鏡にロータリーエンコーダを装着し、斜視鏡の鏡頭回転角を測定することで視線方向を知ることができる (Fig.2)。

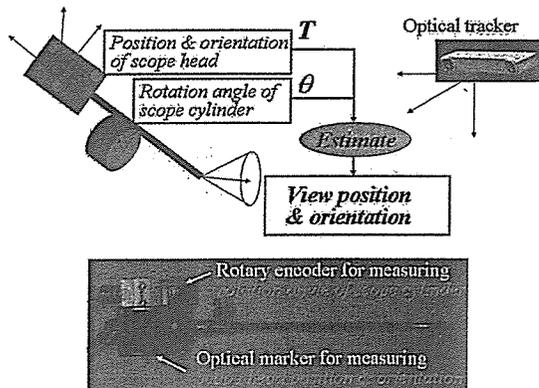


Fig.2 Calibration system of oblique-viewing endoscope : View position was measured from optical tracking and rotary encoding.

4. 歪み補正

(1) 歪みを生じる原因

本論文の手法では、腹腔内でプローブ先端の位置姿勢を測定するために小型磁気式センサを使用している。腹腔鏡下手術では画像機器など、多くの磁気式センサに影響を及ぼす手術機器が用いられる。われわれは、特に電動の手術台が磁場歪みの発生源となっていることを確認したが、これは、支柱部分に内蔵されるモータに起因するものと考えられた⁴⁾。その他、金属製の術具が計測範囲に近づくだけで磁気式センサの誤差は増大することが確認された⁴⁾。

(2) 歪み補正手法

医療機器の配置など、手術室の環境は症例毎に異なっており、計測範囲の磁場歪みは毎回異なっていると考えられるため、手術中に実時間で歪み補正を行なう必要がある。臨床では計測時間、計測時間が遷延すると手術の進行を妨げることになるため、高速な補正法が必要となる。本研究では、術中にフリーハンドで関心領域の磁場歪みを測定し、多項式近似により歪みモデルを推定し、その結果に基づく歪み補正を行う手法を用いる³⁾⁴⁾。補正データを取得するには正解値となる歪みの影響を受けない計測値が必要となるため、磁気式センサと光学式センサの双方を備える計測装置(ラーニングプローブ)を作成して使用する。ラーニングプローブは光学式センサのマーカ付きのリジッドボディと体腔内に挿入するシャフトからなり、シャフトの先端部分に磁気式センサが挿入されている(Fig. 3)。手順と

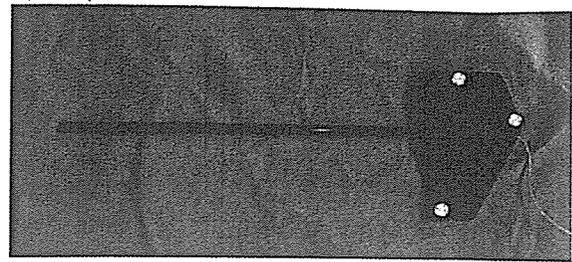


Fig.3 Endoscopic apparatus for distortion measurement.

しては、術中三次元超音波画像獲得操作の前に予めラーニングプローブを用いて関心領域を中心とする空間を2回なぞり、歪み補正のためのデータ(光学式、磁気式センサによる座標計測値)取得を行なう。磁気式センサの計測値は磁場歪みの影響を受けるが、光学式センサの計測は歪みの影響を受けないため、その差分を計算することで関心領域に生じている磁場歪みを計測することができる。次に得られた磁場歪みのサンプル点を多項式で近似し、磁場歪みモデルを推定する³⁾⁴⁾。近似次数の決定は、補正データを0次から4次までの多項式で近似し、それぞれ交差検定によって最も補正効果が高い次数を選択する³⁾。なお、センサ自体の精度は、Polaris : 0.35mm RMS, miniBird : 1.8mm RMSである。

5. 実験

(1) 呼吸性移動の再現性の in vivo 検証

腹腔内臓器は、絶えず呼吸性移動をしている。特に横隔膜に接した肝臓は特に呼吸性移動により、体軸方向の移動量大きい。ナビゲーションのための三次元超音波画像の取得と、レジストレーションは同一の呼吸相で行なう必要がある。呼気相の方が吸気相より、横隔膜の変位の再現性が高いため⁸⁾、われわれは、ナビゲーションに必要な腹腔内の計測は、すべて呼気相に統一して行なっている。肝臓の変位に関して、呼気における再現性を調べる目的で以下の実験を行なった。まずブタ肝臓表面に電気メスにて6カ所の参照点をマーキングした。人工呼吸器の動作を停止させることで呼気の状態を作成し、各点の位置座標をPolarisで計測した。各点を30回ずつ計測したものを1セットとし、別々の呼気相3回分のデータを取得した。6点それぞれ位置および6点の重心位置を計測し、バラツキを評価した。なお、呼吸筋の影響による誤差を減じる目的で筋

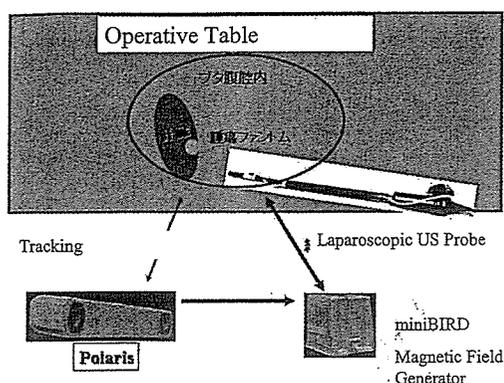


Fig.4 Experimental Environment of in vivo evaluation.

弛緩薬を充分投与しておいた。

(2) 歪み補正の in vivo 検証

歪み補正の有用性を検討する目的で、以下の実験を行った。臨床で使用されるものと同じ手術台 (MIZUHO MOT-5000) を使い、電気メス、モニタなど手術室と同じ環境を作成し、動物実験環境を構築した (Fig.4)。ブタ ($n=12$) を全身麻酔下に腹腔鏡を挿入気腹し、超音波プローブ、ラーニングプローブは 18mm トロツカーより腹腔内に挿入した。歪み補正の手順は以下の 2 つの段階で行ない、歪み補正効果を検討した。

1) フリーハンドによる歪み計測

肝臓表面の概ね $10\text{ cm} \times 10\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ の空間をラーニングプローブにて 2 度スキャンしてサンプリングし、実時間磁場補正のためのデータ (関心領域空間内の Polaris および磁気式センサの計測値) を取得した。実験中は呼吸を呼気相にて停止させておいた。

2) 空間に応じた歪みモデルモデル選択

0 次から 4 次まで、5 つの歪み補正近似モデルを作成し、交差検定にて最も補正効果の高い歪み補正近似次数を選択した。

また、臨床応用の際に重要視されるデータ取得にかかる時間や簡便性についても評価した。

実験風景を Fig.5 に示す。

(3) 3D-US の in vivo 精度検証

5.2 と同じ実験環境にてブタの上腹部に小切開を加えて開腹し、肝臓内に疑似腫瘍を注入した (直径 7~20mm)。疑似腫瘍注入後に創を密封できる器具 (ラップディスク) を装着し、再度気腹を行ない腹腔鏡下手術の環境を構築して以下の実験に使用した。まず疑似腫瘍周辺の三次元超音波画像を取得した。次にナビゲーション画



Fig.5 Scenery of in vivo experiment.

として、内視鏡画面上に腫瘍の位置を重畳表示させ、ナビゲーションで提示された腫瘍の中心位置を、歪み補正の有無および対照として Polaris ペンプローブによる直接計測し、3 者で比較検討した。

6. 結果

(1) 呼吸性移動の再現性の in vivo 検証

参照点各点および重心の誤差：6 点の誤差は $2.96 \pm 0.74\text{ mm}$ 、6 点の重心の誤差は $2.11 \pm 0.83\text{ mm}$ であった。各点を 30 回ずつ計測した、バラツキ (各点の計測誤差の標準偏差) はいずれも 0.5 mm 以下であった。

(2) 歪み補正の in vivo 検証

歪み補正に使用したサンプル数は 1751 ± 804 点であった。交差検定で誤差の少ない次数を求めた結果、一次近似を 4 回、二次近似を 8 回採用した。歪み補正の歪み補正前後の比較では、補正前は位置誤差 $34.6 \pm 15.3\text{ mm}$ 、角度誤差 9.08 ± 4.57 度、補正後は位置誤差 $2.59 \pm 0.91\text{ mm}$ 、角度誤差 0.82 ± 0.78 度と著明な補正効果を認めた (Fig.6)。また、歪み補正に必要なデータの取得時間は平均 69 秒、交差検定による歪みモデルの推定のための計算時間はすべて 60 秒以内で完了した。

(3) 3D-US の in vivo 精度検証

腫瘍の位置を触診で確認して直接計測した座標と、肝表面に重畳表示される腫瘍の三次元超音波画像の位置を歪み補正前後で比較した。歪み補正により、実際の腫瘍の位置とほぼ一致していた (Fig.7)。Polaris のペンプローブで計測した結果、歪み補正前は 14.7 mm の位置誤差を生じていたが、歪み補正後は 1.96 mm (誤差の変化 -86%) と著明な誤差の改善を認めた。

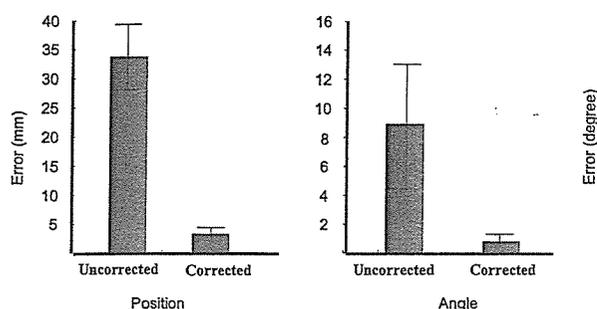


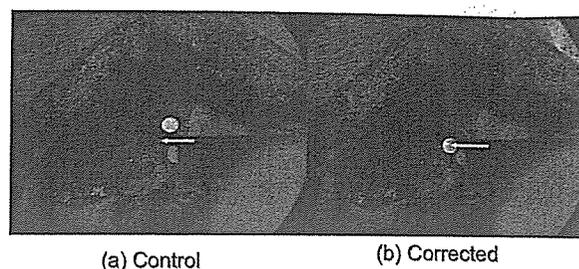
Fig.6 Results of Magnetic Distortion Correction
Measurement Error of Magnetic Tracker.

7. 考察

本論文では光磁気ハイブリッドセンサを用いた磁場歪みの実時間補正の効果を臨床とほぼ同じ環境の動物実験で検証した。腹部一般外科領域においては、臓器の変形、変位が問題となり、正確なナビゲーションを実現する大きな障壁となっている。特に、腹腔鏡下手術などの内視鏡外科では、遮蔽空間内での計測技術が必須であり、ますますナビゲーションの実現を困難としていると考えられる。われわれの研究では、内視鏡外科手術の低侵襲性を損なわずに術中情報のみを増加させ、手術の安全性を向上させることを目的としている。このため、腹腔内での計測に、小型の磁気式センサを採用している。

(1) 歪み補正の必要性と効果

磁気式センサを用いた気管支鏡ナビゲーションの臨床応用が多く報告されているが、レジストレーションの精度は4.2~5.6mmとセンサ自体の持つ精度よりも劣っている⁶⁷⁾。これは磁場の歪みに起因すると考えられる。気管支鏡ナビゲーションにおいては、画像同士のマッチングを用いる補正が行なわれることでこの問題の解決が図られている。われわれの手術環境における実験では、補正前のデータは誤差が大きく、磁気式センサを、補正の手順を省略して単独で内視鏡外科手術中に使用することは事実上不可能と考えられた。腹腔鏡や胸腔鏡の画像では位置の変化しない特徴点に乏しく、術中のリアルタイムの補正は困難である。このため、歪み補正は本システムの実用化には必須の技術である。In vivoにおける補正前後の比較は3度行ない、著明な効果を認めた。本論文の手法では、磁気レーザ位置を光式センサで計測し、「歪みを含む計測値」から「歪み」を求める方法をとっているが、現在のシステムでは、術中に磁場発生器の位置計測を行わずに、



(a) Control
Tumor Location=Polaris (white arrow)
Tumor 3D US Visualization (Yellow dot)

Fig.7 Results of magnetic distortion Correction evaluation on augmented reality navigation.

磁場発生器の位置と歪みを同時に推定する手法に改良されている。従来は、磁場発生器を術野の近く、かつ光式センサの計測範囲に設置する必要があり、設置場所の決定に難渋することが多かったが、この改良により、磁場発生器を光式センサの計測範囲の制限を受けることなく手術台の下などへの設置が可能となった。本改良後は補正前後の比較ができなくなっているが、歪み補正後のデータは、位置誤差 2.40 ± 0.66 mm、角度誤差 0.60 ± 0.24 度 ($n=12$) と満足いく補正結果が得られている。

(2) 歪み補正の臨床適応性

本システムでは、手術中に歪み補正を簡便迅速に行なうためにフリーハンドで歪みを計測する。これによって歪み計測が1~2分程度で行なえるようになった。モデル選択および補正精度推定にかかる計算時間との合計も3分以内と短時間である。臨床においては、手術進行の妨げになるために精度検証に費やす時間は厳しく制限されるが、本手法は十分許容範囲であると考えられた。

(3) 補正精度の推定

本システムでは複数の歪みモデルに対して検定を行い最も高精度なモデルを選択する。これによって、状況に応じたモデル選択ができると同時にその時点での歪み補正精度が推定される。この推定精度から本システムの適用可能性をその場で判断することが可能である。十分な精度が得られていない場合は再度その場で補正データの再取得およびモデル作成をやりなおすことができる。ナビゲーションに求められる精度は、対象臓器や手技により大きく異なるため、その場で精度を確認できることはナビゲーションに対する信頼度決

定の大きな手がかりとなる。また、12回の実験の結果、一次～二次近似が最も補正効果が高く、腹腔鏡下手術ナビゲーションに必要な歪み補正モデルに高次の近似は不要であることがわかった。

(4) 斜視鏡対応の拡張現実感表示機能

腹腔鏡手術ではより広い視野を確保できる斜視鏡が用いられることが多い。特にナビゲーションの補助を必要とする手術は難しい手術が多く、斜視鏡や軟性鏡など、広い視野が得られる内視鏡はほぼ必須である。従来の拡張現実感表示技術が対応していたのは直視鏡のみだったため腹腔鏡手術で適用できる状況は非常に限られていたが、本システムで斜視鏡に対応することにより臨床的な実用性が大きく高まった。

(5) 呼吸性移動の再現性

腹部臓器、特に肝臓など横隔膜に接する臓器は呼吸性移動が大きく、レジストレーションは呼吸相を統一しないと十分な精度が得られない。麻酔下では呼気の方が再現性が高く⁸⁾、われわれも呼気の状態で統一してデータの取得、レジストレーションを行なっている。全身麻酔、気腹の環境下で呼気相における肝臓の位置の再現性を計測した結果、約3mmの位置誤差が確認された。

治療対象となる肝腫瘍は1cmを超えるものがほとんどであり、ナビゲーションの精度約3mmを加算しても充分臨床導入可能な精度が確保されるものと考えられる。また、このデータは、今後ナビゲーションシステム全体の精度評価および改良を行なう際の参考値としても重要であると考えられる。

(6) 本研究の特色と発展性

本研究では、腹腔鏡手術に臨床適用するために、体内という閉空間で精度よく三次元位置姿勢計測を行なうための簡便迅速な歪み補正とその精度推定、斜視内視鏡という特有のカメラでの拡張現実感表示を実現していることが従来の画像誘導システムと異なる点である。特に歪み補正技術は磁気式センサを術中使用するという目的のためには必須の技術で、計測時間や精度は臨床適応可能な段階に達していると考えられる。また、ナビゲーションで使用する画像はCTやMRIなどの術前画像が用いられることが多い⁹⁾。超音波画像は、CT、MRI等に比べると空間分解能が低い、立体構築の把握が困難であるという欠点があるものの、腹部領域、特に肝臓外科領域では切除範囲決定の最終診断に用いられ

ることが多い。本研究では三次元超音波画像を作成することで、脈管などの立体構築の把握を容易にし、さらに術中臓器をあるがままの状態でスキャン、三次元画像構築、レジストレーションを一度に行なうことで、臓器変形、臓器変位に関わらないナビゲーションシステムを実現しているのが最大の特徴である。将来的には画像同士の非剛体レジストレーションを併用することで術前画像との統合を行ない、より多くの診断モダリティを統一することも可能で、現在研究を進めているところである。

三次元超音波はカラードブラ内視鏡画面に重畳表示させた状態での精度評価は、厳密には内視鏡の視線方向と穿刺点との関係をより精密に規定する必要もあり、多くの問題がある。このため、われわれは術中リアルタイムにMRI画像を取得し、針の先端と腫瘍の位置を三次元的に測定することでより精密な精度評価を行っている(未発表データ)。

現在、本システムは、厳密な誤差が求められる腫瘍穿刺ではなく、腹腔鏡下胆嚢摘出における総胆管走行の確認や脾臓摘出における脾門部脈管の可視化、胸腔鏡下肺部分切除術などで臨床応用し、システム全体の有用性を検討しているところである。ナビゲーション単独の誘導による穿刺など、精密なナビゲーションを実現するためにはさらに精度向上を図る研究が必要である。

8. 結論

本稿では、臨床とほぼ同じ環境下の動物実験にて、光磁気ハイブリッド三次元位置センサによる内視鏡外科手術ARナビゲーションシステムの精度を検証し、充分臨床導入可能であることを確認した。現在のところ、臨床実験を継続して、さらなる精度の検証、および製品化に向けた改良を検討している。

謝辞：本研究の一部は日本学術振興会 未来開拓推進プロジェクト「外科領域を中心とするロボティックシステムの開発」、日本学術振興会未来開拓推進事業「外科領域を中心とするロボティックシステムの開発」(JSPS-RFTF99100903) 日本学術振興会科学研究費補助金基盤研究B「多次元医用画像誘導による内視鏡下手術支援システムの開発(課題番号 16300172)」の援助を受けている。

文献

- 1) Konishi K, Nakamoto M, Miyamoto M, Hashizume M, Sato Y, Tamura S. Development of AR Navigation System for Laparoscopic Surgery using Magneto-optic Hybrid Sensor: Experiences with 3 Cases. Proc of CARS 2002:1093-2002.
- 2) 中本将彦, 山口鉄蔵, 中田和久, 宮本仁樹, 榎本潤, 小西晃造, 畦元将吾, 橋爪 誠, 佐藤嘉伸, 田村進一. 斜視鏡に対応した腹腔鏡下手術ナビゲーションシステムの開発. 日本コンピュータ外科学会誌 2002;4-3:243-244.
- 3) 中田和久, 中本将彦, 佐藤嘉伸, 小西晃造, 橋爪 誠, 田村進一. 光磁気ハイブリッド方式による磁気式3次元位置センサの簡便迅速な磁場歪み補正法. 電子情報通信学会論文誌 2004;J87DII:302-312.
- 4) Nakada K, Nakamoto M, Sato Y, Konishi K, Hashizume M, Tamura S. A rapid method for magnetic tracker calibration using a magneto-optic hybrid tracker. Lecture Notes on Computer Science 2003; 2879:285-293.
- 5) Yamaguchi T, Nakamoto M, Sato Y, Konishi K, Hashizume M, Sugano N, Yoshikawa H, Tamura S. Development of a camera model and calibration procedure for oblique-viewing endoscopes(dagger). Comput Aided Surg 2004; 9(5):203-14.
- 6) Hautmann H, Schneider A, Pinkau T, Peltz F, Feussner H. Electromagnetic catheter navigation during bronchoscopy: validation of a novel method by conventional fluoroscopy. Chest 2005; 128(1):382-7.
- 7) Turcza P, Duplaga M. Navigation systems based on registration of endoscopic and CT-derived virtual images for bronchofiberoptic procedures. Stud Health Technol Inform 2004; 105:253-63.
- 8) Nill S, Unkelbach J, Dietrich L, Oelfke U. Online correction for respiratory motion: evaluation of two different imaging geometries. Phys Med Biol 2005; 50(17):4087-96. Epub 2005 Aug 17.
- 9) Lamade W, Vetter M, Hassenpflug P, Thorn M, Meinzer HP, Herfarth C. Navigation and image-guided HBP surgery: a review and preview. J Hepatobiliary Pancreat Surg 2002; 9(5):592-9.

低侵襲手術支援システムによる日本-タイ遠隔手術実験

○荒田純平^a, 高橋弘樹^b, Phongsan Pitakwatchara^b, 割澤伸一^b, 田上和夫^c, 小西晃造^c, 家入里志^c, 清水周治^c, 中島直樹^c, 岡村耕二^c, 藤野雄一^e, 上田幸宏^f, Pornarong Chotiwan^d, 光石衛^b, 橋爪誠^c

^a名古屋工業大学, ^b東京大学, ^c九州大学, ^dChulalongkorn University, ^eNTT, ^fNTTコミュニケーションズ

A remote surgery experiment between Japan-Thailand using the minimally invasive surgical system

J. Arata^a, H. Takahashi^b, P. Pitakwachara^b, S. Warisawa^b, K. Tanoue^c, K. Konishi^c, S. Ieiri^c, S. Shimizu^c, N. Nakajima^c, K. Okamura^c, Y. Fujino^c, Y. Ueda^f, P. Chotiwan^d, M. Mitsuishi^b, M. Hashizume^c

^aNagoya Institute of Technology, ^bThe University of Tokyo, ^cKyushu University, ^dChulalongkorn University, ^eNTT, ^fNTT Communications

Abstract: This paper describes a remote surgery experiment, which was conducted between Japan and Thailand by using the minimally surgical system. A laparoscopic cholecystectomy was successfully performed on a pig. Network measurements were conducted for the evaluation of the remote surgery.

Keywords: Remote surgery, Surgical robot, Master slave system

1. はじめに

ネットワークを介した遠隔手術検証のため、日本-タイを結ぶ遠隔手術実験として低侵襲手術支援システムを用いた、ブタを対象とする腹腔鏡下胆嚢摘出術を行った。本稿では実験で得られたデータを示し、過去に行った実験結果[2]との比較検証を行う。これにより、遠隔手術実現のための知見を得ることが本実験の目的である。

2. 実験方法

2.1 低侵襲手術支援システム

本実験で用いた低侵襲手術支援システムは、2つのサイト(場所)により構成される。オペレーション・サイトは、執刀医が存在し、操作を行う場所であり、また、サージェリ・サイトは、患者が存在し、実際の手術が行われる場所である。

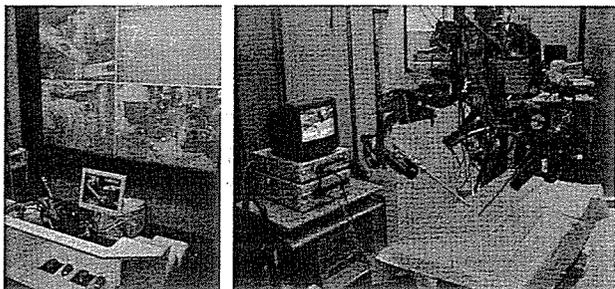


Fig. 1 The minimally invasive surgical system

2.2 実験施設

実験施設として、医師がロボットを操作するオペレーション・サイトをチュラロンコン大学、また実際に手術が行われるサージェリ・サイトを九州大学として実験を行った。両サイト間の直線距離は約 3700km である。

2.3 情報伝送

ネットワーク伝送経路は、九州大学から学内 LAN を経由し、日本-タイ間における光ファイバ回線による学術研究用テストベッドネットワーク Japan Gigabit Network II (JGNII)へ乗り入れる。JGNII はタイ国内基幹学術ネットワーク ThaiSARN へ接続されており、大学間ネットワーク UniNet を介してチュラロンコン大学へ情報伝送が行われた。

ロボット動作情報の通信は、UDP/IP ソケット通信により行った。マスタ・スレーブ間の通信として、マスタ側リアルタイム・コントローラより、スレーブ側リアルタイム・コントローラへ 10Hz の周期で位置情報が伝送された。このとき、スレーブ制御期において常に到着パケットを監視し、異常パケットを棄却する処理を行った。

Table. 1 Data transfer bandwidth

Image / Data	bandwidth
From surgery site to operation site :	
Communication	4 Mbps
Laparoscope	4 Mbps
Robot control	5 Kbps
Visual Phone	128 Kbps
From operation site to surgery site :	
Communication	4 Mbps
Visual Phone	128 Kbps
Total	10.3 Mbps

伝送された映像・音声はオペレーション・サイトからサージェリ・サイトへ術者の操作状況映像が 1 系統、また逆方向へは内視鏡映像、手術室環境映像の 2 系統が UDP/IP により伝送された (Table. 1)。本実験では、新興光器社製

立体視腹腔鏡を低侵襲手術支援システムへ組み込み、左右眼映像をコンポジットで1系統として伝送し、オペレーション・サイトにおいて3次元映像として合成した後、操作者へ提示を行った。伝送手法として、ハードウェア MPEG2 CODEC を使用し、エンコーダとして NTT エレクトロニクス社製 RU1000E、デコーダとして同社製 RR1000D を使用（以下、Normal）した。このとき、より低遅延性を高めるため同社で開発された MPEG2 エンコーダである MP2000 を切替えにより排他利用できるよう設定（以下、Low Latency）を行った。

3. 実験結果・考察

日本-タイを結ぶ学術研究用テストベッドネットワークを介して低侵襲手術支援システムにより、ブタを対象とした腹腔鏡下胆嚢摘出術を行うことに成功した。手術に要した時間は約1時間半程度であり、従来の腹腔鏡下胆嚢摘出術とほぼ同等の時間で手術は可能であった。

3.1 ロボット動作指令伝送時間遅れ

ping による Round-trip time の測定より、124.7msec の伝送時間遅れがロボットとほぼ同じパケットサイズで発生していたことが確認された。過去の実験では東京-静岡間において ISDN(2B+D)を用いて 99.8msec、福岡-ソウル間において学術研究用インターネットによる接続で 13.0msec であった。今回、実際にロボット動作指令を伝送したプロトコルは UDP/IP であるが、ICMP での測定結果を指標とすると、マスタ・スレーブ間における位置指令は約 62.4msec で到達していたと考えられる。

3.2 映像伝送品質

本実験で用いたのは MPEG2 による CODEC であるため、過去の日本-韓国間での DVTS を用いた実験と比較すると、画面上に動きの多い場面等には映像品質には劣化が見られたものの、伝送に必要な帯域は大幅に減少した (Fig. 2)。Low Latency は Normal と比較してほぼ同じ映像品質であるものの、ブロックノイズ等が一部観察されたため、本実験では Normal の CODEC 環境を主に利用して実験を行った。しかしながら、Low Latency は通信設定条件の最適化により、映像品質、伝送遅延が改善する可能性がある。

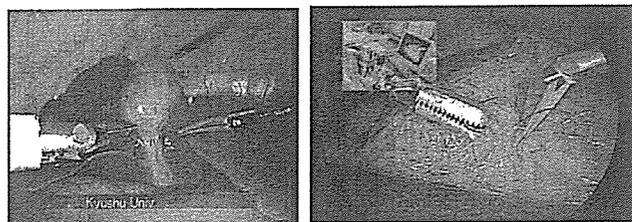


Fig. 2 Comparison of image quality
(left: Japan-Thailand (Normal), Right: Japan-Korea)

3.3 映像伝送時間遅れ

ストップ・ウォッチ映像をループバックさせることに

より、映像伝送時間遅れを測定した。実験結果より、Normal の往復での遅延時間は 740msec であった。また、Low Latency では 640msec であり、100msec の遅延時間改善が確認された。また、LAN 環境下での伝送時間遅れは Normal、Low Latency のそれぞれ場合について、590 msec、312msec であることから、本実験による情報伝送により生じた遅延はおおよそ 250msec 程度であったことが確認された。過去の実験では、東京-静岡間において ISDN(2B+D)2 回線で CODEC として SONY 社製 PCS-P500 を用いて 676.0msec、福岡-ソウル間において学術研究用インターネットで DVTS による接続で 740.0msec であった。これらの結果は使用したネットワーク構成、CODEC、伝送した映像系統数等、条件が大きく異なるため一元的な比較はできないが、今回の実験では過去の実験と比較して、伝送距離が大幅に増加したにもかかわらず、ほぼ同等の遅延時間で高品質な映像を伝送することが可能であった。

3.4 操作者が体感する時間遅れ

操作者が体感する時間遅れは、マスタ・スレーブ間の送信周期、位置情報伝送時間遅れ、スレーブ・マニピュレータの機械的応答速度、マスタ・スレーブ間の映像伝送時間遅れの総和によって得られる。本実験では、582.4 msec の時間遅れを操作者は感じていたことが確認され、これまでの実験と比較してほぼ同程度の結果であった。この理由としては、低遅延 CODEC の寄与が最も大きく、これらの技術の導入により、遠く離れた地点間を結ぶ遠隔手術が有効に行える可能性が示された。

4. まとめ

日本-タイを結ぶ JGNII を用い、低侵襲手術支援によるブタを対象とした遠隔での腹腔鏡下胆嚢摘出手術に成功した。広範な遠隔手術の普及のためには、本実験で用いたようなインターネット回線による遠隔手術実現が必要と考えられる。伝送時間遅れに関して、ロボット動作情報通信はプリミティブな通信様式であることから回線品質に大きく依存するのに対し、映像通信は CODEC 性能の向上により改善する可能性がある。

謝辞

本研究の一部は、東京大学 21 世紀 COE プログラム「機械システム・イノベーション」の支援のもと実施された。また、本研究は平成 17 年度総務省プロジェクト「国際情報通信ハブ形成のための高度 IT 共同実験」との連携として実施されたものである。

文献

- 1) Jacques Marescaux et al., "Transatlantic robot-assisted telesurgery," NATURE, VOL.413, 27 Sept., pp.379--380, 2001.
- 2) Jumpei Arata et al., "A remote surgery experiment between Japan-Korea using the minimally invasive surgical system," Proc. of IEEE Int. Conf. Robotics and Automation 2006, pp.257--262, 2006.

低侵襲手術用磁気駆動方式マニピュレータの開発

Development of a Magnetic Driven Surgical Manipulator

元吉 正樹 (早大) ○正 岡安 はる奈 (早大) 正 岡本 淳 (早大) 正 藤江 正克 (早大)

Masaki MOTOYOSHI, Waseda University, moto@moegi.waseda.jp
Haruna OKAYASU, Waseda University
Jun OKAMOTO, Waseda University
Masakatsu G FUJIE, Waseda University

This research proposes a manipulator which is able to approach to deep area of internal organs such as lung, and furthermore realize minimally invasive surgery. This manipulator is driven by Magnetic force, that is, the small permanent magnet on the manipulator produces force a generated external magnetic field. By using magnetism, the manipulator is safe due to low voltage in the body and structure is simple. In this paper, we suggested the control to manipulate the direction and the strength of external magnetic field to generate large bending angle of manipulator.

Key Words : Minimally invasive surgery, Active catheter, Magnetic drive

1. 緒言

近年、外科分野において患者への負担の少ない低侵襲手術が求められており、手術支援ロボットが臨床に用いられるようになりつつある。しかし、現在開発されている多くの手術支援ロボティックシステムはマニピュレータ部が直線状となっており、臓器深部へアプローチできないという問題点がある。本研究では、肺の中など、直線的な器具では届かない部位にアプローチすることのできる手術用マニピュレータの開発を目的とし、その誘導のための駆動方法を提案する。このような部位へのアプローチを可能とするためには、従来開発されているような冗長自由度を有した多関節マニピュレータの延長では、機構が複雑となり、また関節部での引っ掛かり、力の集中が起きてしまうため不向きであると考えられる。そこでカテーテルのような柔軟なチューブ状の構造を持つマニピュレータが必要となる。

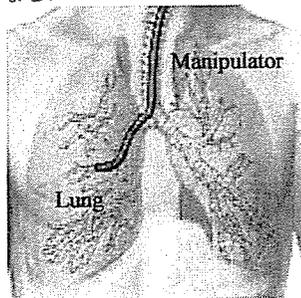


Fig.1 Approach to Inside the Organ

進路を選択し、目的とする場所へ誘導するという点で類似する技術としては、過去に能動カテーテルの研究などが行われてきている。形状記憶合金を利用した能動カテーテル^{[1][2]}では、分岐点で自由に進路を選択できるが、冷却による応答遅れ、高電圧による体内での漏電の危険性、機構が複雑であり加工・組み立てが難しく手間・コストがかかる、という問題がある。そこで、本研究では新たに磁気駆動による駆動方式を提案した^[3]。

2. 駆動原理

本駆動方式は体外からの磁場を利用して体内に挿入したマニピュレータの駆動を行うものである。マニピュレータはチ

ューブの先端部に永久磁石（中空構造）が装着された構造であり、この概念図を図2に示す。

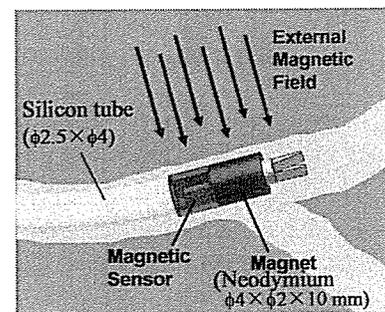


Fig.2 Manipulator Scheme

曲げ方向の動作に関しては、一様磁場内に磁石をおいたときに発生するモーメントを利用して行なう。一様磁場中に磁石があると、磁場に対してモーメントが発生する。このとき発生するモーメントの方向は外部磁場の強さと方向によって決定される。また、マニピュレータの直動動作はマニピュレータ根元からの押し引きとマニピュレータに傾斜磁場をかけた際の直進方向の推進力によって行なう。

3. 制御方法

永久磁石に発生するモーメントは、外部磁場の方向と永久磁石の磁化された方向とのなす角度 θ に依存し、角度が $90[\text{deg}]$ に近いほど曲げモーメントは大きくなり、 $0[\text{deg}]$ に近いほど小さくなる。このため曲げモーメントで先端の姿勢が変わり永久磁石の磁化の方向が外部磁場と平行に近づくと、発生する曲げモーメントは小さくなる。したがって一定の方向から外部磁場をかけるだけでは外部磁場発生装置^[3]に必要な起磁力を大きくしなければならぬ。そこで本研究では磁気姿勢センサ（旭化成電子製ホールセンサ: HG-106A）を用い、その姿勢情報より外部磁場の方向を常に磁石の磁化方向と $90[\text{deg}]$ に近くなるよう動的に変化させる方法を用いる。図3にマニピュレータを $90[\text{deg}]$ 曲げるのに必要な起磁力について、外部磁場の方向を制御せず1方向から加えた場合と、外部磁場の方向と磁石の磁化方向を常に $90[\text{deg}]$ 一定とする制御を加えた場合とで必要となる外部磁場の磁束密度との関係を示す。制御を加えた場合では、チューブの曲げ剛性のみを考慮するだけでよいことが分かる。

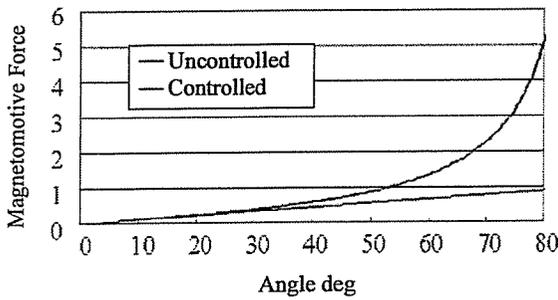
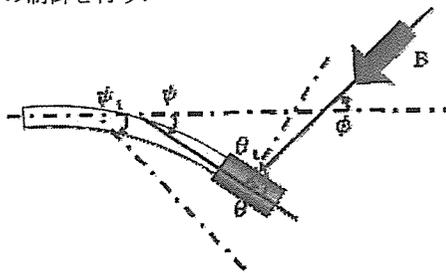


Fig.3 Relation between Bending Angle and Magnetic Flux Density

4 制御アルゴリズム

前節で示したように、磁場方向とマニピュレータ先端方向の角度を常に 90[deg]に保ちながら、磁場の磁束密度の大きさを操作することで曲げ角度を決定する。したがって磁場とマニピュレータ先端磁石の間の角度を 90[deg]に保つための制御と、磁場の磁束密度を決定するマニピュレータの角度制御の 2つの制御系に大別される。この制御の概略図を Fig.4 に、ブロック線図を図 5 に示す。図 5 中の破線より左がコントローラ内、右側が実機の動作を示している。このうちの外部磁場の方向 ϕ と磁束密度の絶対値 B を操作することでマニピュレータ角度 ψ の制御を行う。



- ϕ : マニピュレータの曲げ角度
- ϕ_t : ϕ の目標値
- ϕ : 外部磁場の方向
- θ : マニピュレータと外部磁場のなす角度
- θ_t : θ の目標値 ($\theta_t=90$ で一定)
- B : 外部磁場の磁束密度の絶対値

Fig.4 Parameter definition

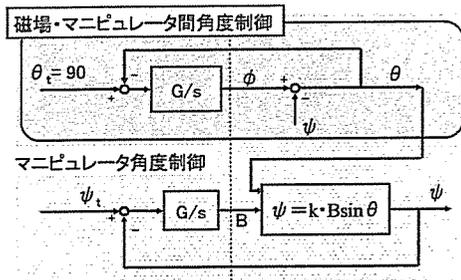


Fig.5 Control Algorithm

5 マニピュレータ角度制御

5.1 応答性検証

マニピュレータの目標角度と現在角度との偏差より磁場の強さを決定することにより、マニピュレータ角度の制御を行った。目標値を 45[deg]とし、ステップ状に入力した際のマニピュレータ角度の応答を図 6 に示す。なお、このときの角度 ψ は磁場の方向 ϕ および磁場方向・マニピュレータ間の角度 θ より算出したものであり、磁場方向の乱れによる誤差は含ま

れていない。この結果よりマニピュレータ角度はおよそ 10 秒程度で収束していることが確認される。本研究で目指す術式では手術中のマニピュレータ誘導動作に即応性はそれほど要求されないため、十分な応答時間であると考えられる。

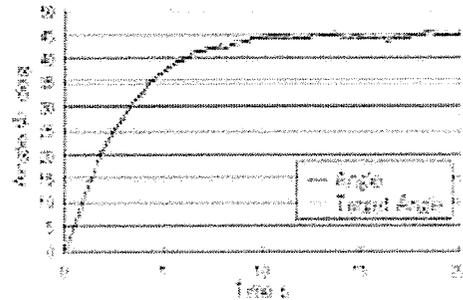


Fig.6 Manipulator Response

5.2 精度検証

5.1 節に示すように目標値をステップ状に与え、十分収束した後のマニピュレータ先端の目標角度と測定した角度の関係をプロットしたものを図 7 に示す。これは外界から画像により測定した値となっており、すべての誤差を含んだ値となっている。この結果より誤差は ± 6 [deg]以内に収まることが確認された。

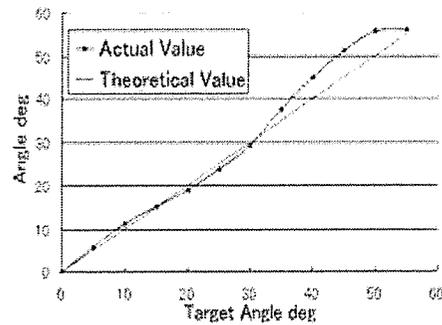


Fig.7 Manipulator Accuracy

6. 結言

柔軟構造マニピュレータの磁気による駆動方法を提案し、その動作確認を行った。磁場方向を変化させることで曲げ角度を大きくするための制御法を提案し、実験により、その方式が十分な精度を持っており誘導に有効であることを確認しました。今後は直動の運動制御アルゴリズムも組み込み、また先端のデバイスを装着させ、トータルのシステムを確立させることが課題となる。

謝辞

本研究の一部は、日本学術振興会 21 世紀 COE プログラム「超高齢化社会における人とロボット技術の共生」、文部科学省科学技術振興調整費戦略的研究拠点プログラム「先端科学と健康医療の融合研究拠点形成の形成」および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）の支援を受けて行われた。

文献

- [1] Toshio Fukuda, Shuxiang Guo, Kazuhiro Kosuge, Fumihito Arai, Makoto Negoro and K.Nakabayashi, "Micro Active Catheter System with Multi Degrees of Freedom", IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp2290-2295 vol.3
- [2] 芳賀洋一、江刺正喜, "形状記憶合金コイルを用いた細径能動カテーテル", 電気学会論文誌 E, 120 巻 11 号, p509-514, 2000
- [3] 元吉正樹, 藤江正克, "磁気駆動方式による手術マニピュレータの開発", 第 14 回日本コンピュータ外科学会大会論文集, 133-134, 2005

Improvement of the Sensitivity of a High-Frequency Carrier-Type Magnetic Field Sensor Through the Use of an Edge Extension Structure

M. Sendoh, T. Nakai*, N. Tachibana**, N. Hoshi**, H. Suzuki**, N. Horikoshi***,
S. Yabukami***, K. Ishiyama***, and K. I. Arai***

Miyagi Organizaition for Industry Promotion, 1-14-2 Kamisugi, Aoba-ku, Sendai 980-0011, Japan

*Industrial Technology Institute, Miyagi Prefectural Government, 2-2 Akedori, Izumi-ku, Sendai 981-3206, Japan

** NEC Tokin Co., Ltd., 6-7-1 Koriyama, Taihaku-ku, Sendai 982-8510, Japan

***Research Institute of Electrical Communication, Tohoku Univ., 2-1-1 Katahira, Aoba-ku, Sendai 980-8577, Japan

Improvement of the sensitivity of a high-frequency carrier-type (HFC-type) magnetic field sensor through the use of an edge extension structure is reported. The HFC-type magnetic field sensor is composed of a rectangular CoNbZr thin film with a coplanar-structure Cu thin film as an electrode. The edge extension structure causes reduction of the sensor's demagnetization field effect. A variation in the sensor impedance was obtained as a function of the external magnetic field for edge extension lengths ranging from $X = 0$ mm to $X = 1$ mm. The length of the sensor was 1 mm, the thickness was 2 μm , and the widths were 20 and 80 μm . It was demonstrated that the gain of an HFC-type magnetic sensor with an edge extension length of $X = 1$ mm was three times higher than that of a sensor with an edge extension length of $X = 0$ mm. This result shows that an edge extension structure improves the sensitivity of an HFC-type magnetic field sensor.

Key words: high-frequency carrier-type magnetic field sensor, edge extension structure, impedance characteristic, improvement of sensitivity, magnetic thin film

端部磁性体を配置した高周波キャリア型磁界センサの感度向上に関する研究

仙道雅彦・中居倫夫*・橋奈緒子**・星則光**・鈴木秀夫**・堀越直***・

藪上信***・石山和志***・荒井賢一***

財団法人みやぎ産業振興機構, 仙台市青葉区上杉 1-14-2 (〒980-0011)

*宮城県産業技術総合センター, 仙台市泉区明通 2-2 (〒981-3206)

**NEC トーキョー株式会社, 仙台市太白区郡山 6-7-1 (〒982-8510)

***東北東大学電気通信研究所, 仙台市青葉区片平 2-1-1 (〒980-8577)

1. はじめに

高周波キャリア型磁界センサは GMI (Giant Magneto Impedance) センサとも呼ばれ, 室温動作する磁界センサとして非常に高い磁界検出分解能を有し¹⁾, 生体磁気計測や非破壊検査などへの応用が期待されている。しかしながら, このセンサを素子長 1 mm 程度まで小型化すると, 反磁界によりセンサの実効磁界が減少し, 感度が低下するという問題が顕著になる。

一方, 高周波キャリア型磁界センサの高感度化手法として, 以下の 2 点が報告されている。一つは, 薄膜プロセスを用いて作製した高周波キャリア型磁界センサ幅方向に対して 40 度から 70 度の間に角度制御された傾斜磁区構造を形成することで, 素子幅方向の相対的な異方性磁界を減少させ, これに伴い, インピーダンス変化を高感度化する方法²⁾。もう一つは, センサ端部の磁性体を伸ばすことで, センサ端部に局在する反磁界影響部分を除去し, センサ感度を増加させる方法である³⁾。

本研究では, 前述した 2 つの高周波キャリア型磁界センサの高感度化手法を組み合わせることで, 高感度な小型素子を実現することを目的に, 特にセンサ端部の磁性体を伸ばすことによりセンサ感度の向上ができることを実験的に確認した結果を報告する。

2. 素子構成・作製プロセス

Fig.1 に本研究で作製した素子の概略図を示す。図中アモルファ

ス $\text{Co}_{85}\text{Nb}_{12}\text{Zr}_3$ 薄膜は 1.2 mm + 2X mm の連続した矩形形状構造となっている。その内訳は, 中央部の長さ 1 mm のセンサ部 (磁界検出部), 電極となる Cu 薄膜との接触部分が 2ヶ所合わせて 0.2 mm, 伸長した磁性体部分が 2X mm である。以後, X の部分を端部磁性体と呼ぶことにする。なお, この $\text{Co}_{85}\text{Nb}_{12}\text{Zr}_3$ の組成にお

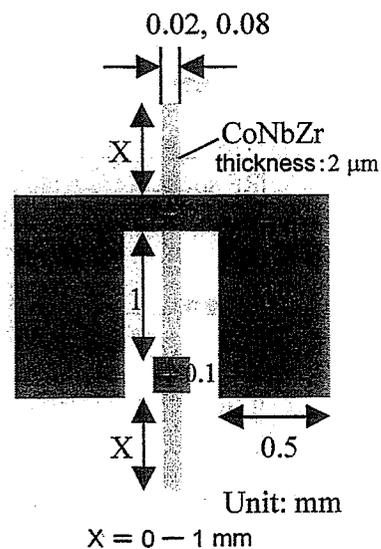


Fig. 1 Schematic illustration of the HFC-type sensor with an edge extension structure.