

Fig.9 Time variation of the network bandwidth.

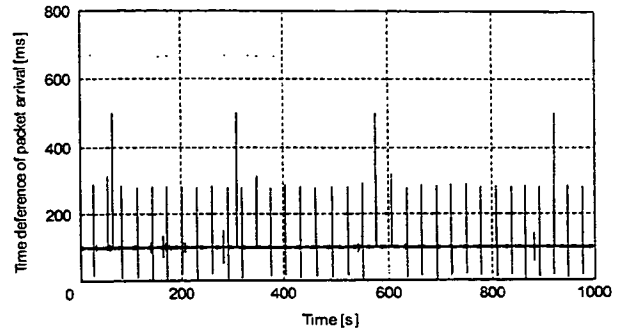


Fig.10 Time difference of packet arrival.

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(Table 6). これらは実用に足るとされる遠隔操作システムの要件を満たしている<sup>11)</sup>. しかしながら, 伝送時間遅れは操作感に大きく影響を与える要素であり, さらなる遅延の低減が望まれる. Marescauxらは, 許容可能な遅延はおおよそ 330ms程度であると報告している<sup>10)</sup>. この値は伝送時間遅れのみを考慮しており, 送信周期, ロボットの機械的応答速度までを考慮した本研究での結果と単純に比較することは出来ない. 本実験中, 執刀医師は明らかに伝送遅延を認識しているものの, 操作入力から映像が追従するのを待機するまでの遅延は生じなかったことが実験後の聞き取りにより確認された.

伝送時間遅れが操作性における大きな障害となる場合, フレームレートを低減する, または MPEG 等を用いる場合において圧縮進展時間を考慮した上で伝送映像の圧縮率を上げる, 等により伝送情報量を低減させ, 伝送時間遅れを軽減することが可能となる. しかし一方で, 伝送映像品質は手術を行なう上で重要な要素である. よって伝送する映像の系統数, 品質は, 伝送時間遅れとトレード・オフの関係にあり, 使用帯域に適合した映像条件を選択することで, 伝送時間遅れを減少させることが可能となる.

回線品質の変動: Fig.9 にネットワーク帯域測定ツール iperf<sup>9)</sup>を用い, 両サイト間のロボット制御器を含むネットワーク・セグメント(上限 11Mbps)について, 実験中の帯域を測定した結果を示す. 本実験で用いたネッ

トワーク環境においては, 他のユーザの影響による回線品質の変動が予測されたが, 実験中, 午前 9 時以降に多少の帯域低下を生じたものの, 大きな変動は観測されなかった. しかしながら, マスタからスレーブへの位置情報伝送において, スレーブでのデータ・パケット到着時間を測定したところ, 動作には支障とならなかったものの, 約 30s ごとに大きな遅れを生じていることが確認された(Fig.10). この原因については, RIP によるルーティング, スパニングツリーの定期的動作等が考えられるが, 本実験で行なったような End-to-End での測定結果では明らかにできなかった. 本実験では Hop Count が 14 と大きな値である. 手術動作中, これらのルータを動作保証する手段, また回線品質の異常を検知するシステムの開発が必要と考えられる. 手術のようなリアルタイム性を要するクリティカル・アプリケーションを大規模ネットワーク回線を介して利用する場合, 回線品質の確保が重要となる. 特に本実験で用いたような専用線以外の回線を使用する場合, QOS(Quality Of Service)制御等による回線品質確保が重要となる.

### 5. まとめ

日本-韓国を結ぶ学術研究用インターネットを使用し, 低侵襲手術支援システムを用いた遠隔手術実験によって, ブタを対象とした腹腔鏡下胆嚢摘出術に成功した. 本実験では, ロボット動作情報に加え, 映像を DV 品質で 4 系統伝送した. 伝送時間遅れはロボット動作情報伝送において 6.5ms, 映像伝送において 435ms であった. 本実験により, ロボットによる海外とを結ぶ遠隔手術が可能であることが確認された. しかしながら, 伝送時間遅れは操作感に大きく影響を与える要素であり, さらなる遅延の低減が望まれる. 伝送映像系統数, 品質と伝送時間遅れはトレード・オフの関係

Table 6 Sensible time-delay of operator.

Network	Op. site - Surg. site	Time-delay
ISDN(2B+D)	Tokyo - Shizuoka	540.0 ms
ISDN(23B+D)	Tokyo - Shizuoka	592.5 ms
APII	Seoul - Fukuoka	592.5 ms

にあり、使用可能帯域に適合した映像条件を選択することで、伝送時間遅れの影響を軽減することが可能となる。遠隔手術において情報通信設備への要求は非常に高く、今後のさらなる整備が期待される。現状では、本実験で用いたような専用線以外の回線使用を使用する場合、QOS制御等による回線品質確保に加え、通信経路の異常を検知するセーフティ・システム等が重要となる。

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」、九州大学教育研究プログラム・研究拠点形成プロジェクト(P&P)「ロボット医学教育研究の戦略的拠点の形成」の支援のもと実施された。

#### 文献

- 1) Gary S, Guthart J, K Salisbury Jr. The Intuitive Telesurgery System: Overview and Application. ICRA2000, San Francisco, 2000; 618-621.
- 2) Kumar R, Whitcomb L L, Taylor R H, et al. Preliminary Experiments in Cooperative Human/Robot Force Control for Robot Assisted Microsurgical Manipulation. ICRA2000, San Francisco, 2000; 610-617.
- 3) Ikuta K, Daifu S, Hasegawa T, Hashikawa H. Hyper-finger for Remote Minimally Invasive Surgery in Deep Area. MICCAI2002, Tokyo, 2002; 173-181.
- 4) 佐久間一郎. 外科手術支援ロボティックシステムの開発. 日本ロボット学会誌 2005; 23(5): 535-537.
- 5) Fujie M, Iseki H, Takakura K, et al. NeuRobot: telecontrolled micromanipulator system for minimally invasive microneurosurgery-preliminary results. Neurosurgery 2002; 51(4): 985-988.
- 6) Green P S, et al. Mobile Telepresence Surgery. MACAS'95, Baltimore, 1995; 97-103.
- 7) Arai F, et al. Multimedia Tele-surgery Using High Speed Optical Fiber Network and Its Application to Intravascular Neurosurgery. ICRA'96, Minneapolis, 1996; 878-883.
- 8) Rovetta A, et al. Robotics and Telerobotics Applied to a Prostatic Biopsy on a Human Patient. MRCAS'95, Baltimore, 1995; 104-110.
- 9) Salcudean S E, et al. Performance Measurement in Scaled Teleoperation for Microsurgery. CVRMed-MRCAS'97, Grenoble, 1997; 789-798.
- 10) Marescaux J, et al. Transatlantic robot-assisted telesurgery. NATURE 2001; 413: 379-380.
- 11) Kim W S, Bejczy A K. Demonstration of a High-Fidelity Predictive/Preview Display Technique for Telerobotic Servicing in Space. IEEE Trans. on Robotics and Automation 1993; 9(5): 698-702.
- 12) Sano A, Fujimoto H, Takai T. Network-Based Force-Reflecting Teleoperation. ICRA2000, San Francisco, 2000; 3126-3131.
- 13) Mitsuishi M, et al. Tele-micro-surgery system with intelligent user interface. ICRA2000, San Francisco, 2000; 1607-1614.
- 14) Mitsuishi M, Arata J, Hashizume M, et al. Development of a Remote Minimally-Invasive Surgical System with Operational Environment Transmission Capability. ICRA2003, Taipei, 2003; 2663-2670.
- 15) Arata J, Hashizume M, Mitsuishi M, et al. A remote surgery experiment between Japan-Korea using the minimally invasive surgical system. ICRA2006, Orlando, 2006; 257-262.
- 16) 田中勝弥, 荒田純平, 宮本学, 割澤伸一, 光石衛, 堀健太, 黒田知宏, 小山博史. 高速ネットワークを用いた遠隔微細手術システムにおける三次元視覚情報提示. 日本機械学会ロボティクスメカトロニクス講演会 2003 予稿集 2003; 2P2-2F-C2.
- 17) APII, <http://www-tc.tky.apii.net/>
- 18) WIDE, <http://www.wide.ad.jp/>
- 19) iperf, <http://dast.nlanr.net/Projects/Iperf/>

# 磁力駆動手術マニピュレータの開発

## Development of a Magnetic Driven Surgical Manipulator

○ 元吉 正樹 (早大)      正 岡本 淳 (早大)      正 藤江 正克 (早大)

Masaki MOTOYOSHI, Jun OKAMOTO, Masakatsu G. FUJIE  
Waseda University, 3-4-1, Ohkubo, Shinjuku-ku, Tokyo 169-8555, Japan

**Abstract.**

This paper proposes a manipulator for depths of internal organs such as lungs. This manipulator is based on minimally invasive surgery. The manipulator is driven by Magnetic force. The small coils on the manipulator produce the force by passing current in a generated external magnetic field. By using magnetism, the manipulator is safe as low voltage in the body and structure is simple. As a basis, 1-DOF prototype was designed and made, and then evaluated.

*Key Words:* Minimally invasive surgery, Computer assisted surgery, Magnetic drive system

**1. 序論**

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、現在使用されている手術支援ロボットには鉗子が直線状で臓器深部へアプローチできないという問題がある。そこで本研究では、従来手術を行うことのできなかつた肺の内部などに進入でき、複雑な分岐点において正確かつ素早く目的とする進路を選択して手術を行うことのできるカテーテル状のフレキシブルな手術用マニピュレータの開発を行う。

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した技術として能動カテーテルの研究が行われている。これまで形状記憶合金アクチュエータを利用した研究<sup>(1)</sup>や液圧を利用した研究<sup>(2)</sup>がなされているが、形状記憶合金アクチュエータを利用したものでは体内で高電圧が必要となり、液圧を利用したものでは制御がやや難しいという問題点がある。本研究では、これらの問題を解決するため、磁力駆動のマニピュレータの機構を提案した。

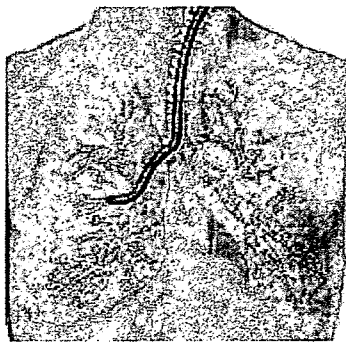


Fig.1-1 Basic concept

**2. 駆動原理**

マニピュレータを患部へ誘導するための駆動には磁力を用いる。これは外部から強力な磁場をかけ、その磁場内で柔らかなチューブ状のマニピュレータに複数個ついたコイルへそれぞれ電流を流すことにより別の方向の磁場を発生させ、その磁力による曲げモーメントでマニピュレータを駆動させるものである。本研究では外部磁場の方向によってマニピュレータの曲がる方向を変え、コイルの電流によって曲げ角度を変える。

このような磁力を利用してマニピュレータの駆動を行うことにより

- 外部磁場を強くすることにより体内に入るマニピュレータの電圧が小さくすむ。
- 単純な構造であり小型化が容易である。
- 制御が比較的容易である。

といった利点を持つ。

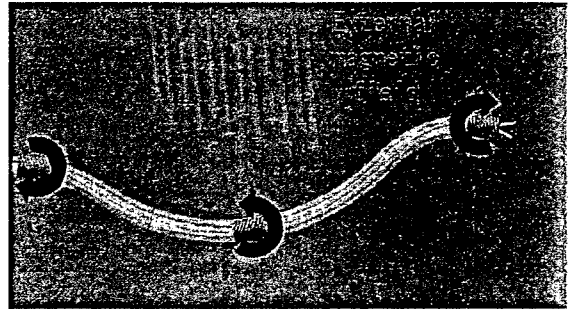


Fig.2-1 Conceptual design

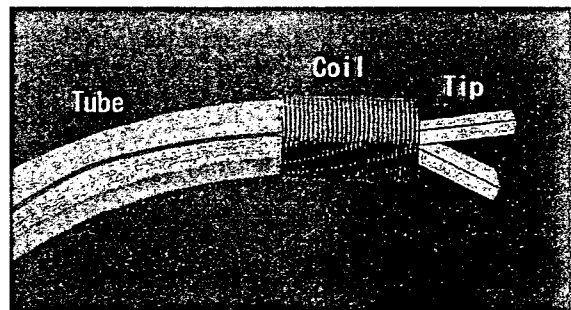


Fig.2-2 Enlarged view of conceptual design

マニピュレータの先端部の詳細図を Fig.2-2 に示す。

マニピュレータは大きく先端部・コイル・チューブの3部分に分類される。先端部には患部を扱うエンドエフェクタが装着される。コイルは電流を流すことによりマニピュレータ駆動用の曲げモーメントを発生させる。また、コイルには直接電流が流れるため漏電対策の必要がある。チューブはシリコンゴムチューブで構成され、内部をエンドエフェクタの駆動のための伝達要素やコイルの導線が通る。

### 3. 実験

#### 3.1 動作確認

マニピュレータを患部へ誘導するための曲げ動作の確認および特性把握のため1自由度試作を行った。先端部以外はアルミパイプに装着・固定し、先端のチューブ部のみを可動部とした。マニピュレータの全体図を Fig.3-1 に、外部磁場をかけマニピュレータ上のコイルに電流を流した際の曲げ動作の様子を Fig.3-2 に示す。

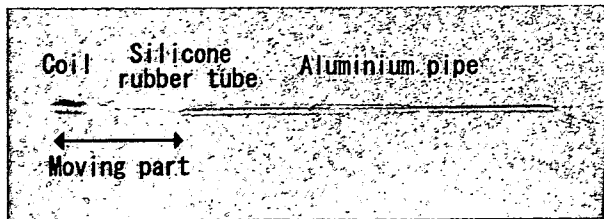


Fig.3-1 Prototype of the manipulator

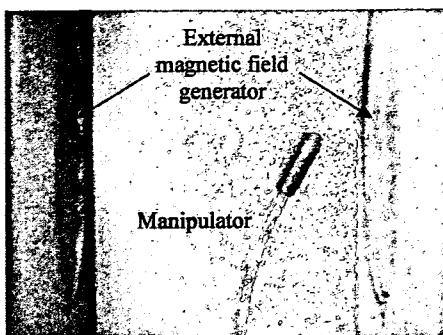


Fig.3-2 Bending motion

#### 3.2 曲げモーメント

マニピュレータ先端部にかかる曲げモーメントをロードセルを用いて測定した。測定の際にロードセルが磁気の影響を受けないようワイヤを用いて離れた場所から測定を行った。外部磁場の磁束密度を 25, 50, 75, 100[mT]で一定にしてコイルの電流を変化させた場合の曲げモーメントの値を Fig.3-3 に示す。

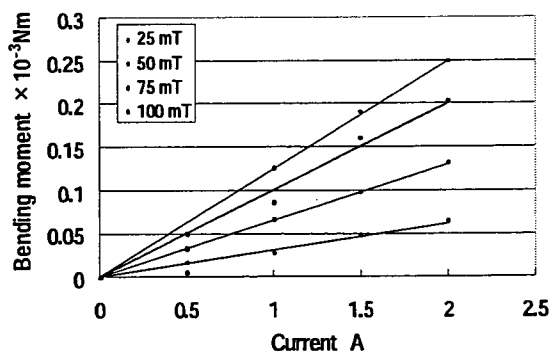


Fig.3-3 Relation between current and Bending moment

コイルの電流と曲げモーメントの間に線形性が確認された。

次にコイルの電流を 0.5, 1.0, 1.5, 2.0[A]で一定にして外部磁場の磁束密度を変化させた場合の曲げモーメントの値を Fig.3-4 に示す。

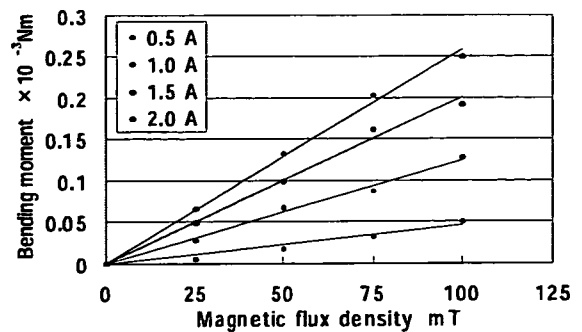


Fig.3-4 Relation between Magnetic flux density and Bending moment

これより、外部磁場の磁束密度と曲げモーメントの間には線形性が確認された。

#### 3.3 曲げ角度

マニピュレータのコイルの電流を変化させ、曲げモーメントを変化させたときの曲げ角度を画像より測定した値を Fig.3-5 に示す。

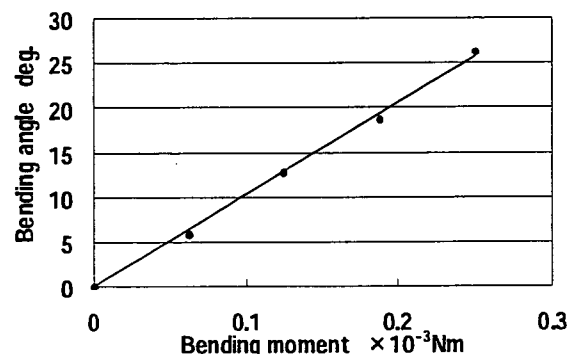


Fig.3-5 Relation between Bending moment and Bending angle

これより、曲げモーメントと曲げ角度の間に線形性があることが確認された。

したがって3.2節より曲げ角度はコイルの電流および外部磁場の磁束密度に線形性があることが確認された。

#### 4. 結言

本研究では、従来手術を行えなかった肺などの部位の手術を対象とした、磁気駆動のマニピュレータの考案を行い、その1自由度要素試作を行った。その結果、マニピュレータの曲げ角度はコイルの電流および外部磁場の磁束密度と線形であることが確認された。今後はエンドエフェクタを装着した際の反力の影響も考慮に入れ制御システムの確立に努める。

#### 5. 参考文献

- (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) 生田幸士, 市川尊信, 山本隆弘, 鈴木克也, “高安全能動カテーテルのトータルシステムの構築”, ロボティクス・メカトロニクス講演会, '01 講演論文集, 2P1-D3, 2001

○原田香奈子<sup>a</sup>, 坪内広太<sup>a</sup>, 千葉敏雄<sup>b</sup>, 藤江正克<sup>a</sup><sup>a</sup>早稲田大学大学院理工学研究科, <sup>b</sup>国立成育医療センター

## Manipulators for intrauterine fetal surgery in an Open MRI

K.Harada<sup>a</sup>, K.Tsubouchi<sup>a</sup>, T.Chiba<sup>b</sup>, M.G.Fujie<sup>a</sup><sup>a</sup> Graduate School of Science and Engineering, Waseda University, Tokyo, Japan<sup>b</sup> Department of Strategic Medicine, National Center for Child Health and Development, Tokyo, Japan

**Abstract:** We propose a new surgical robotic system for intrauterine fetal surgery in an Open MRI. The target disease of the fetal surgery is spina bifida or myelomeningocele that is incomplete closure in the spinal column and one of the common fetal diseases. In the proposed surgical process, the abdominal wall and uterine wall would not widely be opened but rather surgical instruments inserted through the small holes in both walls to perform minimally invasive surgery. In this paper, a prototype of the micro manipulator of diameter is 2.4mm and bending radius 2.45 mm is presented. The diameter and bending radius of this manipulator is the smallest ever developed among surgical robots to the best of the knowledge of the investigating authors. The mechanism of the manipulator includes two ball joints and is driven using four wires able to bend through 90 degrees in any direction. The features of the mechanism include a small diameter, small bending radius, ease of fabrication, high rigidity and applicability for other surgical applications. Although the manipulator is not yet MRI compatible, the feature of the prototype demonstrated the feasibility of robotic intrauterine fetal surgery.

**Key words:** Surgical robot, Fetal surgery, Spina bifida, Intrauterine repair, Open MRI

## 1. 胎児手術

本研究では、二分脊椎(Spina bifida)を対象とした Open MRI 下の低侵襲胎児手術を対象とする。二分脊椎症は、脊髄の脊柱正中線上の骨形成不全により脊髄の一部が露出する疾患であり、主に下半身背部に発生しやすい。二分脊椎は命に関わる疾患ではないが、出生後に下半身不随や脳の障害と伴うことが多く、妊娠中の脊髄縫合手術により、出生後の障害が軽減する。既に数百例の手術実施例があるものの、手術による効果や手術方法については未だ議論の余地がある<sup>1)~4)</sup>。

他の分野の手術と比較した場合の胎児手術の課題を以下に示す。

- 1)胎児が小さく、(250-650g) 脆弱である。
- 2)胎児は羊水中に浮遊しており、位置や姿勢が不安定である。
- 3)術具の挿入位置は胎盤の位置に依存し、子宮内の作業スペースが限られる。
- 4)羊水は混濁しており、明瞭な内視鏡画像を得ることが困難である。
- 5)羊水中では、電気メスなど汎用の術具の性能が十分発揮できない。
- 6)子宮や胎児への刺激は、早産を誘発する、または帝王切開による出産を余儀なくする。
- 7)麻酔下の弛緩した子宮は、常に大量出血のリスクを

伴う。

8)母親側にも、感染症にかかるまたは次回妊娠の可能性を失うというリスクがある。

上記課題を解決するため、我々は Open-MRI 下におけるロボット支援手術を提案する。

## 2. Open MRI 下での手術プロセス

本研究において提案する手術プロセスを以下に示す。1)-7)のプロセスは、Open-MRI の外部で行う。手術のプロセスを Fig.1, 手術全体のコンセプトを Fig.2 に示す。

- 1)羊水の量を調整し、手術の作業空間を確保する。
- 2)超音波下で観察しながら内視鏡を挿入する。
- 3)超音波・内視鏡下でスタビライザー用トロカール(外径 3mm 以下)を挿入する。
- 4)超音波・内視鏡下でスタビライザーを挿入する(患部がスタビライザーの中心にくるように吸着する)。
- 5)内視鏡とスタビライザーを固定する。
- 6)鉗子ロボット用トロカール(外径 3mm 以下)の挿入位置と角度を算出する(鉗子駆動範囲が術野をカバーするように算出する)。
- 7)超音波下・内視鏡下で術具用トロカールと鉗子ロボットを挿入し、固定する。
- 8)ベッドを Open MRI 下へ移動する。
- 9)Open MRI 下で鉗子ロボットを操作する。

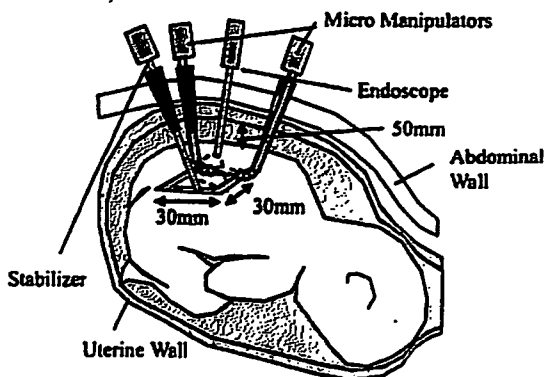


Fig.1 Surgical instruments for the proposed fetal surgery  
(The outer diameter of each cannula is less than 3mm)

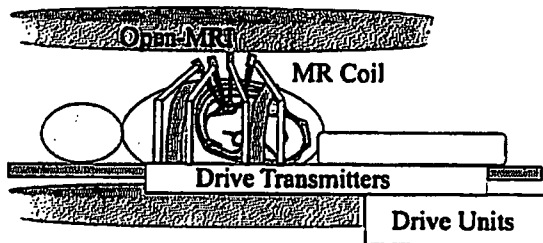


Fig.2 Surgical robotic system for intrauterine fetal surgery in Open MRI

### 3. 鉗子マニピュレータの試作

前述の手術プロセスを想定し、細径の鉗子屈曲先端部を試作した。設計図を Fig.3、部品の写真を Fig.4、試作した屈曲部を Fig.5 に示す。本機構の特徴としては、直径2.4mm・曲げ半径2.45mmと胎児手術にとって十分小さいこと、任意の角度に90度の屈曲が可能であること、組み立てが容易であること、剛性が高いこと、ボールジョイント内部も中空のため他のアプリケーション開発が容易であることが挙げられる。MRI での評価は行っていないが、部品はチタン製であり、今後 MRI Compatibility を評価する予定である。

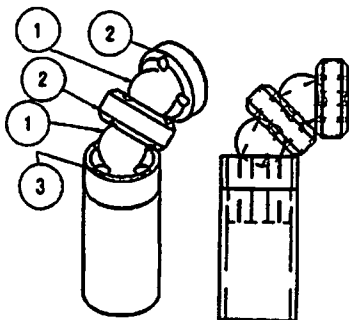


Fig.3 New design of the mechanism  
(In Fig.3, No.1: ball with a through-hole, No.2: parts of the bending mechanism, No.3: a part inserted into a pipe. All of them have four holes for the wire path. Nos.2 and .3 are made of Titanium with MRI compatibility)

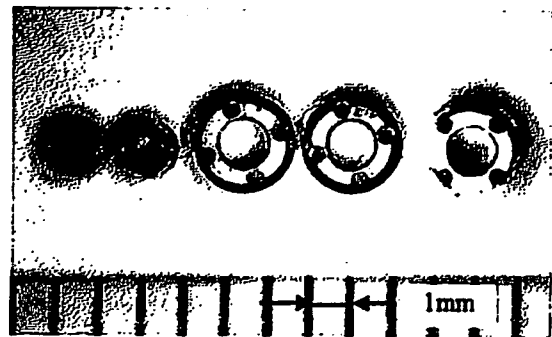


Fig.4 Each part of the bending mechanism

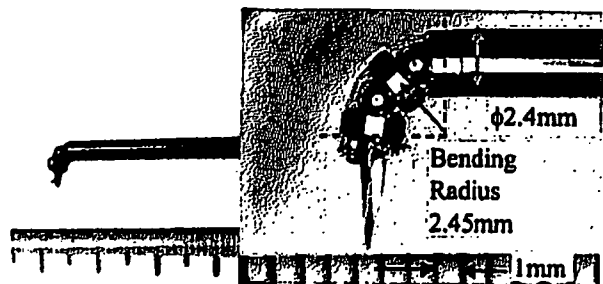


Fig.5 The tip of the fabricated prototype (bending position)

### 4. 考察とまとめ

本論文では、Open MRI 下の低侵襲胎児手術のプロセスを提案し、試作した鉗子ロボット先端部を示した。MRI 対応、滅菌のための分離機構の設計等、課題はあるものの、ロボット支援低侵襲胎児手術の可能性を示すことができた。

今後は、胎児手術にとって最も重要とされるスタビライザーの開発と、手術システム全体の開発、Open MRI 下での評価に重点を置いて研究を進めていく。

### 文献

- 1) T.Chiba, M.R.Harrison, C.T.Albanese and D.L.Farmer, "Fetal Surgery: Past, Present, and Future", Fetal Surgery Japan Society of Prenatal and Neonatal Medicine, Vol.36, No.4, pp.524-539, 2000
- 2) N.Tulipan, "Intrauterine closure of myelomeningocele : an update", Neurosurgery Focus, Vol.16, pp1-4, February, 2004
- 3) Oran S. Aaronson, Noel B. Tulipan, Robert Cywes, Hakan W. Sundell, Georges H. Davis, Joseph P. Bruner, William O. Richards, "Robot-Assisted Endoscopic Intrauterine Myelomeningocele Repair : A Feasibility Study", Pediatric Neurosurgery, 2002 36: pp85-89.
- 4) T. Kohl, et al., "Percutaneous fetoscopic patch coverage of experimental lumbosacral full-thickness skin lesions in sheep", Surg Endosc (2003) 17 :pp1218-1223.

# Micro Manipulators for Intrauterine Fetal Surgery in an Open MRI

Kanako Harada, Kota Tsubouchi,  
Masakatsu G. Fujie

Graduate School of Science and Engineering  
Waseda University  
3-4-1 Okubo, Shinjuku-ku, Tokyo, 169-8555 JAPAN  
hkanako@suou.waseda.jp

Toshio Chiba

Department of Strategic Medicine  
National Center for Child Health and Development  
2-10-1 Okura, Setagaya-ku, Tokyo, 157-8535 JAPAN  
chiba-t@sea.plala.or.jp

**Abstract** – We propose a new surgical robotic system for intrauterine fetal surgery in an Open MRI. The target disease of the fetal surgery is spina bifida or myelomeningocele that is incomplete closure in the spinal column and one of the common fetal diseases. In the proposed surgical process, the abdominal wall and uterine wall would not widely be opened but rather surgical instruments inserted through the small holes in both walls to perform minimally invasive surgery. In this paper, a prototype of the micro manipulator of diameter is 2.4mm and bending radius 2.45 mm is presented. The diameter and bending radius of this manipulator is one of the smallest ever developed among surgical robots to the best of the knowledge of the investigating authors. The mechanism of the manipulator includes two ball joints and is driven using four wires able to bend through 90 degrees in any direction. The features of the mechanism include a small diameter, small bending radius, ease of fabrication, high rigidity and applicability for other surgical applications. Although the manipulator is not yet MRI compatible, the feature of the prototype demonstrated the feasibility of robotic intrauterine fetal surgery.

**Keywords** – surgical robot, fetal surgery, spina bifida, intrauterine repair, Open MRI.

## I. INTRODUCTION

Over the last decades, developments of surgical robots have considerably progressed, with some commercially available and clinically applied for many cases around the world described in many papers for example [1, 2]. The development of surgical robots has contributed to a widespread rise in the use of minimally invasive surgery, resulting not only decreased patient pain but also reduced medical costs due to a shorter stay required in hospital. Over last several years, many surgeries have been conducted under Open MRI (Magnetic Resonance Imaging) conditions and research has studied on the robotic surgery using Open MRI in many surgical fields [3-11].

In this paper, the clinical target of this study is fetal surgery. This type of surgery is a relatively new procedure, with only a few hundreds operations around world, because of the risk of premature delivery caused by the stimulation on the uterus.

This paper is organized as follows. The next sections review the background to surgical robotics and fetal surgery. Following the proposed concept and procedure of intrauterine fetal surgery in Open MRI are described, and the design of a micro manipulator and its prototype are presented. Finally the future works are discussed.

## II. FETAL SURGERY

### A. Fetal surgery for spina bifida or myelomeningocele

Spina bifida or myelomeningocele is a neural tube defect resulting in incomplete closure within the spinal column, usually found on the lower parts of the fetus back. Recent progresses in technologies for prenatal checks such as MRI, ultrasonic imaging and amniocentesis lead to an increased detection of defects in the early stages of the gestation. The exposure of the opened spinal code to amniotic fluid worsens the disabilities of the baby after birth and the disabilities usually include paralysis of the lower limbs, urinary dysfunction and hydrocephalus (brain disorder).

Although Spina bifida is not life-threatening, it is one of the most common birth defects. The closure of the spinal in the early stage of gestation could be the best way to alleviate the disabilities, but the means of conducting such surgical procedures remain controversial and the effect differences in surgical procedures used are still under study such as described in [12-33].

The difficulties of the fetal surgery compared with other forms of surgery are the following:

- 1) The fetus in the target gestation is very small (the weight of 250-650g) and fragile.
- 2) A fetus is floating in amniotic fluid in the uterus with unstable position and posture.
- 3) Insertion sites for surgical instruments into the uterus depend on the position of the placenta and the allowable space for instruments within the uterus is limited.
- 4) The endoscopic view is unclear due to the cloudy nature of the amniotic fluid.
- 5) The performance of common surgical instruments, such as an electric scalpel, is limited when they are used in amniotic fluid.
- 6) Damage to the uterus and fetus could cause premature delivery or lead to the need for caesarean delivery.
- 7) A flaccid uterus under anesthesia is always at risk of massive bleeding.
- 8) The mother under surgical operation is also at risk of infection and a lost next chance of pregnancy.

**B. Robotic approach for fetal surgery**

Some researchers have studied the feasibilities of using robotic procedures for fetal surgery, using animal fetuses such as sheep. The result showed the robotic approach for fetal surgery has many problems to overcome.

The diameter of commercially available surgical manipulators is too big for the fetal size and surgical space allowable. The long setup time for a robotic operation was also time-consuming and the advantages of surgical results were not demonstrated in comparison to the manual operative approach. The gas insufflation of the amniotic cavity to retain surgical space and a clear view also result in the possibilities of maternal or fetal complications. Gas insufflation also makes it difficult to maintain the fetal position and posture during extended operation time.

Our motivation is to overcome the aforementioned problems and propose new procedure allowing robotic fetal surgery in a minimally invasive manner.

**III. CONCEPT FOR FETAL SURGERY IN OPEN MRI**

**A. Characteristics of Surgical Target of the proposed surgical procedure**

*1) Characteristics of the target fetus and uterus*

The characteristics of the target fetus are described in TABLE I. When the maximum outer diameter of the inserted cannula is 3mm, the hole need not sutured, since the contractive force of the uterus itself closes the small hole unaided. The larger hole needs to be sutured, which may result in a leak of amniotic fluid and severe pain to the mother.

TABLE I  
The Characteristics of the Target Fetus

Characteristics	Value
Gestation weeks	20-24 weeks
Height	180-340mm
Weight	250-650g
Longitudinal length in bending posture	210-240mm
Transversal length in bending posture	47-69mm
Area of the damaged spinal-	usually smaller than 30mmx30mm
The maximum outer diameter of a cannula	3mm
The maximum number of allowed holes on the uterine wall	4 (a endoscope, a stabilizer and two forceps)
The distance between inner side of uterine wall and surgical area	50mm (the amount of amniotic fluid is controlled)

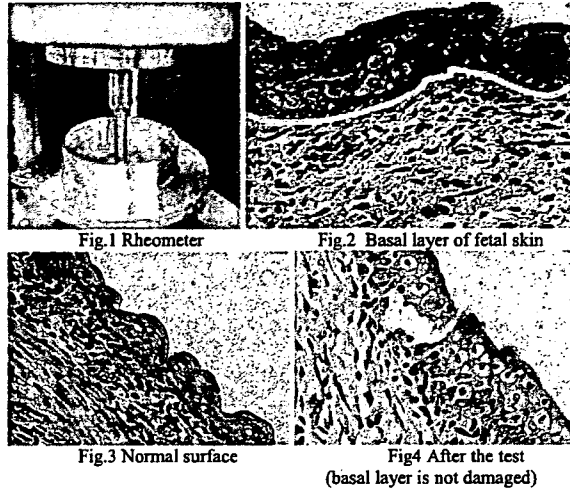
The characteristics of the target uterus are described in TABLE II.

TABLE II  
The Characteristics of the Target Uterus

Characteristics	Value
Weight	900g
Width	190-200mm
Depth	180mm
Width of uterine wall	60-70mm

**2) Fragility of fetal skin**

As the first trial, viscoelasticity experiments using a rheometer (TA-Instruments: AR-500) (Fig.1) and observation apparatus for the fetal rat's skin (Figs.2-4) were carried out [29].The result showed that the surface of fetal rat's skin was torn when exposed to 4kPa stress, but the basal layer was undamaged. This means that the fetal skin would recover, even if subject to surface damage during surgical procedures.



**B. Proposed Process of Fetal Surgery in Open MRI**

We propose the following surgical procedures for intrauterine fetal surgery in an Open MRI. Fig.5 shows surgical instruments for the proposed fetal surgery and Fig. 6 shows surgical robotic system for intrauterine fetal surgery in Open MRI.

- 1) Place the pregnant patient under anesthetic on the bed for Open MRI.
- 2) Set the specially designed MR Coil including large holes for the insertion of surgical instruments(not yet developed)
- 3) Control the amount of amniotic fluid to make surgical space and facilitate relative ease of movement for the surgical instruments.
- 4) Place a 3D ultrasonic probe on the abdominal wall to decide the position and direction of the instruments' insertion.
- 5) Insert an Endoscope to penetrate both the abdominal and intra uterine walls at the same time under ultrasonic monitoring. Slow access into uterus could cause the amniotic membrane to peel off from the uterine wall and cause premature delivery.
- 6) Insert a cannula during the ultrasonic and endoscopic monitoring.
- 7) Insert a stabilizer through the cannula and stabilize the fetus to avoid over-pushing.
- 8) Fix the endoscope and the stabilizer.
- 9) Determine the position and direction of the two cannulas for insertion so that the driving



dimensions of the micro manipulators could cover the stabilized surgical area.

- 10) Insert two cannulas and micro manipulators into the cannulas under ultrasonic and endoscopic monitoring and fix them.
- 11) Move the bed into the Open MRI slowly and carefully to avoid exposing it to any vibration.
- 12) Operate the micro manipulators in the Open MRI

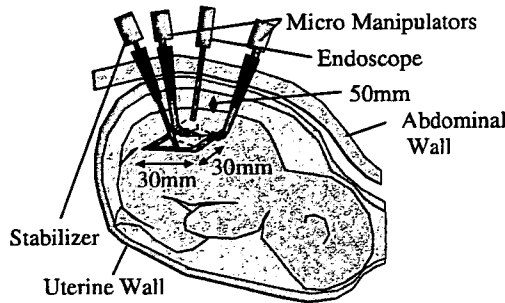


Fig. 5 Surgical instruments for the proposed fetal surgery (The outer diameter of each cannula is less than 3mm)

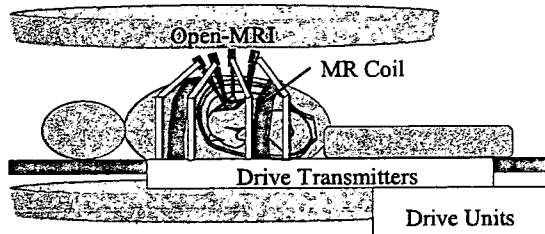


Fig. 6. Surgical robotic system for intrauterine fetal surgery in Open MRI

#### IV. PROTOTYPES OF MICRO MANIPULATORS

##### A. Bending mechanism

We designed a micro grasping manipulator with a ball joint and developed a surgical unit for minimally invasive neuroendoscopic surgery [30-32]. Fig. 7 shows the tip of the micro grasping manipulator and Fig. 8 shows the tip of the surgical unit for neuroendoscopic surgery. Fig. 9 shows the whole view of the micro grasping manipulator. The result of the research demonstrated the advantages of the bending mechanism with a ball joint. The features of this mechanism include small diameter and bending radius, ease of fabrication, and high rigidity compared with other bending mechanism for example [33-36], while the disadvantage was the maximum bending angle is limited to 30 degrees. To adopt this mechanism to intrauterine fetal surgery, the diameter need to be smaller for insertion into a cannula whose outer diameter is less than 3mm. For the dexterity needed for fetal surgery, the degrees of bending angle were to be added.

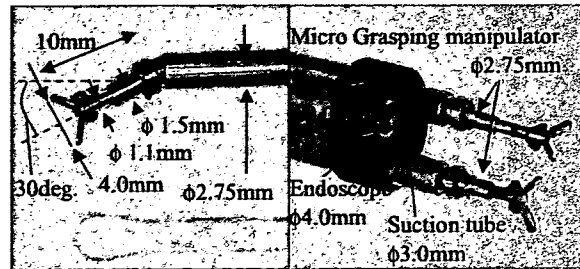


Fig. 7 Micro grasping manipulator

Fig. 8 Surgical unit

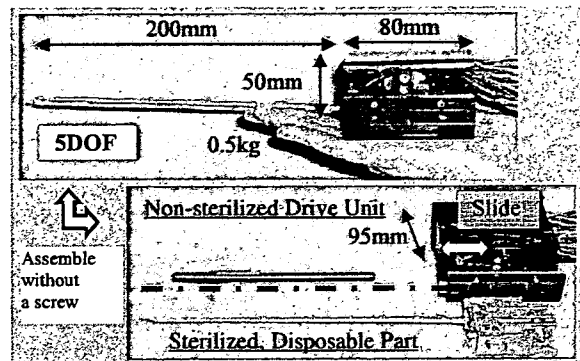


Fig. 9 Micro grasping manipulator for neuroendoscopic surgery

The Fig. 10 represents the new design of the bending mechanism. The mechanism of the manipulator includes two ball joints and is driven using four wires (each of diameter is 0.27mm) enable a bend of 90 degrees in any direction. The diameter is 2.4mm and the bending radius is 2.45 mm, which is one of the smallest ever for a surgical robot to the best of the authors' knowledge. The manipulator includes an inner hole through all ball joints, making it easy to develop other types of surgical applications.

In the Fig. 11, the following symbols are defined:

- t - pull length of the wire
- R- distance form the center of a ball to a guide hole for each wire
- $\alpha$  - angle of a isosceles triangle shown in Fig. 11
- $\theta$  - angle of each bending joint
- O - center of the ball

The relation of wire pull length and bending angle is described in Eq.(1)

$$t = 2R (\sin (\alpha-\theta/2) ) \quad (1)$$

The result of the experiment of the former prototype of the bending mechanism with one ball joint showed that the pull length highly depends on the application inserted through the hole in the joint. We are planning to control the movement with adoptive control algorithms using some kind of sensors or an endoscopic view.

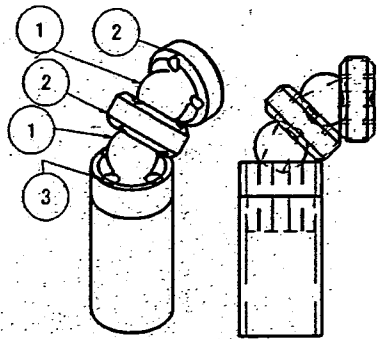


Fig.10 New design of the mechanism  
(In Fig10, No.1: ball with a through-hole, No.2: parts of the bending mechanism, No.3: a part inserted into a pipe. All of them have four holes for the wire path. Nos.2 and 3 are made of Titanium with MRI compatibility)

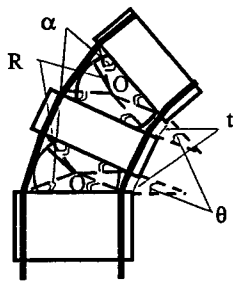


Fig.11 Relation of the wire pull length and bending angle

Fig.12 shows each part of the bending mechanism. The hole in the ball is manufactured using a micro electric discharge machine (micro EDM) and it took about one day to penetrate the ball. The assembly without any screws or gears results in easy assembly, rigidity and low cost. The cost of a surgical robot is a hot topic in the field of robotic surgery. The robotic surgery will become popular when the cost is low. The total cost to make this first prototype of bending mechanism is about the same as the price of a common forceps for manual surgery.

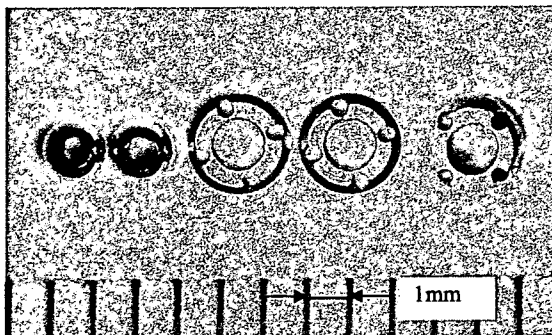


Fig.12 Each part of the bending mechanism

Fig.13 and Fig.14 show the tip of the fabricated prototype of the direct position and bending position. The smooth movement and high rigidity are confirmed.

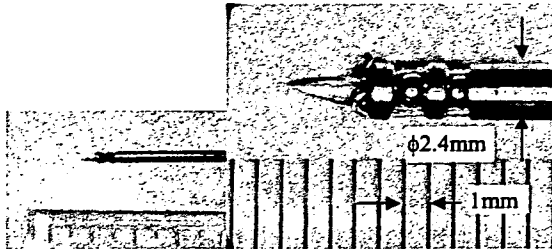


Fig.13 The tip of the fabricated prototype (direct position)

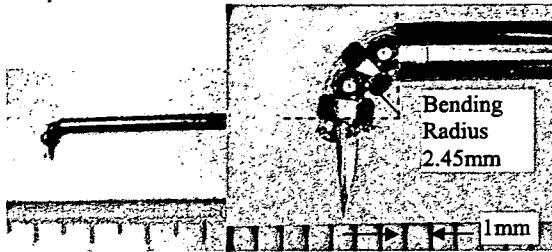


Fig.14 The tip of the fabricated prototype (bending position)

#### B. Flexible Type of Bending mechanism

The rigid pipe of the prototype shown in Fig.10 is replaced with a flexible coil tube to demonstrate the possibility of the insertion through a flexible endoscope or a curved cannula (Fig15, Fig16). The result shows that this type of manipulator is applicable in many cases such as biopsy using a gastro camera.

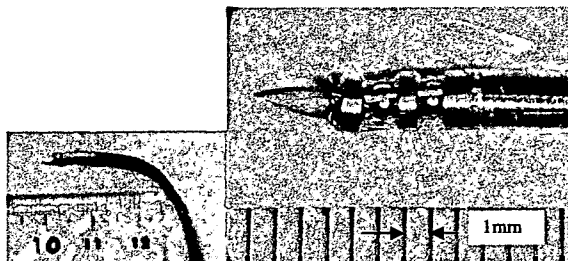


Fig.15 The tip of the fabricated prototype (flexible: direct position)

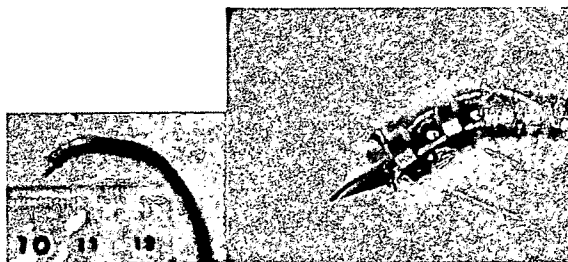


Fig.16 The tip of the fabricated prototype (flexible: bending position)

The driving unit with two ultrasonic motors is fabricated using a photo molding machine. The size of the molded unit is 85mm x 95mm x 110mm (Fig.17 and

Fig.18). The ultrasonic motors are controlled using PC104 (Fig.19).

Fabrication a prototype using a photo molding machine is very useful to check advantages and disadvantage of the design. The opinions given by medical doctors could be reflected to the design in very short time. This is important for the collaboration with the medical doctors and the early use of robotic surgery.

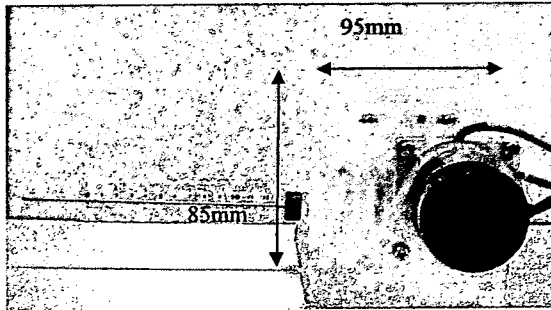


Fig.17 Drive Unit (Side View)

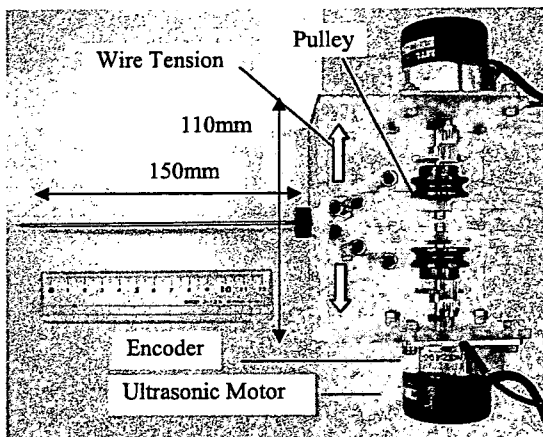


Fig.18 Drive Unit (Upper View)

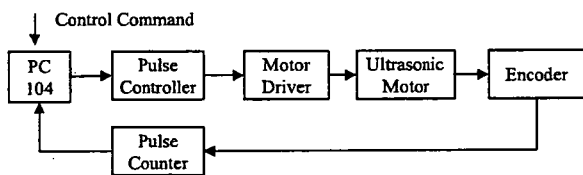


Fig.19 Motor Control system

## V. DISCUSSION AND FUTURE WORKS

### 1) MRI Compatibility

We are now working on the design for an MRI compatible type of developed prototype. Some researchers have experimented on MRI compatible surgical robots and the results showed a high potential for robotic operations in an Open MRI. The major focus of this research is to demonstrate how close the actuators including ultrasonic motors and mechanical parts are placed in the center of MRI

Coil. The Differences, depending on the material, will be also proved. The result of the undergoing research is necessary to design driving unit and transmitter.

### 2) Development of MRI Coil for Fetal Surgery

The MRI Coil for fetal surgery in Open MRI is not yet commercially available. Cooperation with MRI developers is still in the planning stage.

### 3) Mechanism for sterilization

The presented prototype cannot yet be sterilized. A separable mechanism will be designed, since the mechanical parts using oil cannot be sterilized. The ease of assemble is important to shorten the surgical robot setup time.

### 3) Development of Stabilizer

The first prototype of the stabilizer to keep the stable surgical area is being designed. Its outer diameter should be also less than 3mm. The stress to the fetal skin need precisely controlled, since the stabilizer is in touch on the fetal body through the long surgical operation time. The specification was determined using the aforementioned results of the viscoelasticity experiments using a rheometer.

### 4) Other potential applications for surgical manipulators

The designed manipulator includes inner hole through all ball joints, which make it easy to develop other surgical applications such as a gripper or bipolar. To develop an application of the developed mechanism, a tube or wires in the joints affects the trajectory of the tip movement. The adoptive control algorithms could be a possible way to overcome this problem.

The other potential applications of the size would be also available for micro surgeries including neurosurgery and orthopedic surgery.

## VI. CONCLUSION

A new concept and surgical procedures for intrauterine fetal surgery in Open-MRI is proposed in this paper. A prototype of the micro manipulator of diameter is 2.4mm and bending radius 2.45 mm is presented. The diameter and bending radius of this manipulator is the smallest ever developed among surgical robots to the best of the knowledge of the investigating authors. The features of the mechanism include a small diameter, small bending radius, ease of fabrication, high rigidity and applicability for other surgical applications.

Although the manipulator has some problems to overcome, the demonstrated smooth movement and high rigidity put the minimally invasive fetal surgery into possible reality. We believe that the Computer Aided Surgery (CAS) and surgical robotic technologies would lead to the major break through to conquer the severe difficulty in fetal surgery.

## ACKNOWLEDGMENT

This research is partly supported by the 21st Century Center of Excellence (COE) Program "The innovative research on symbiosis technologies for human and robots in the elderly dominated society", Waseda University, Tokyo, Japan. and by "Establishment of Consolidated Research Institute for Advanced Science and Medical Care", Encouraging Development Strategic Research Centers Program, the Special Coordination Funds for Promoting

Science and Technology, Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan..

The authors would like to thank to Professor T. Dohi and Professor I. Sakuma in the University of Tokyo and Assistant Professor H. Iseki and Dr. R. Nakamura for their advices. K. Harada would also like to thank to their colleagues, Mr. Yanagihara and Mr. Kida for their help.

#### REFERENCES

- [1] Deon F. Louw, M.D., et al., "SURGICAL ROBOTICS: A REVIEW AND NEUROSURGICAL PROTOTYPE DEVELOPMENT", *Neurosurgery*, Vol.54, No.3, March 2004.
- [2] Kevin Cleary, Charles Nguyen, "State of the Art in Surgical Robotics: Clinical Applications and Technology Challenges", *Computer Aided Surgery*, November 2001.
- [3] F.Tajima, K.Kishi, K.Nishizawa, K.Kan,H.Ishii, K.Sudo, M.G.Fujie and T.Dohi," A Prototype Master-Slave System Consisting of Two MR-Compatible Manipulators with Interchangeable Surgical Tools", *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation*,pp.2505-2510,2004
- [4] Y.Okada et al., "Initial Experience of Open MRI System in the Operation room of NCCHD (National Center for Child Health and Development)",*MEDIX*,Vol.37,pp8-12
- [5] John Vogan, et al., "Manipulation in MRI Devices using Electrostrictive Polymer Actuators: With an Application to Reconfigurable Imaging Coils", *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp2498-2504.
- [6] A. Krieger, R. C. Susil, G. Fichtinger, E. Atalar, L. L. Whitcomb, "Design of A Novel MRI Compatible Manipulator for Image Guided Prostate Intervention", *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp377-381.
- [7] Fujio Tajima, et al., "An MR-compatible master-slave manipulator with interchangeable surgical tools", *International Congress Series 1256 (2003)* pp529-537.
- [8] Ken Masamune, Takafumi Inagaki, Nobuharu Takai, Ichiro Sakuma, Takeyoshi Dohi, "MRI compatible manipulator: image distortion estimation and correction method", *International Congress Series 1230 (2001)* pp1249-1250.
- [9] Garnette R. Sutherland, Paul B. McBeth, Deon F. Louw, "NeuroArm: an MR compatible robot for microsurgery", *International Congress Series 1256 (2003)* pp504-508.
- [10]Kiyoyuki Chinzei, Ron Kikinis, Ferenc A.Jolesz, "MR Compatibility of Mechatronic Devices: Design Criteria"
- [11] Kiyoyuki Chinzei, Nobuhiko Hata, Ferenc A. Jolesz, Ron Kikinis, "MR Compatible Surgical Assist Robot: System Integration and Preliminary Feasibility Study"
- [12]Michael R. Harrison, et al., *The Unborn Patient: The Art and Science of Fetal Therapy*, Elsevier Science Health Science div, 2001.
- [13] Michael R. Harrison, *The Unborn Patient: Prenatal Diagnosis and Treatment*, Elsevier Science Health Science div, 1991.
- [14]T.Chiba, M.R.Harrison, C.T.Albanese and D.L.Farmer, "Fetal Surgery: Past, Present, and Future", *Fetal Surgery Japan Society of Prenatal and Neonatal Medicine*,Vol.36,No.4, pp.524-539,2000
- [15]N.Tulipan, "Intrauterine closure of myelomeningocele : an update", *Neurosurgery Focus*, Vol.16, pp1-4,February,2004
- [16]J.P.Bruner, N.B.Tulipan, W.O.Richards, W.F.Walsh, F.H.Boehm and E.K.Vrabcak, "In utero Repair of Myelomeningocele : A Comparison of Endoscopy and Hysterotomy", *Fetal Diagnosis and Therapy*,Vol15, pp.83-88,2000
- [17]J.P.Bruner, N.B.Tulipan, W.O.Richards, W.F.Walsh, F.H.Boehm and E.K.Vrabcak, "In utero Repair of Myelomeningocele : A Comparison of Endoscopy and Hysterotomy", *Fetal Diagnosis and Therapy*,Vol15, pp.83-88,2000
- [18]<http://www.fetal-surgery.com/>
- [19]Danielle S. Walsh, N. Scott Adzick, "Foetal surgery for spina bifida", *Seminars in Neonatology*, (2003)8,pp197-205.
- [20] Mark P. Johnson, MD, et al., "Fetal myelomeningocele repair; Short-term clinical outcomes", *Am J Obstet Gynecol*, August 2003.
- [21] <http://www.spinabifidamoms.com/english/overview.html>
- [22] Nabil Simaan, Russell Taylor, Paul Flint, "A Dexterous System for Laryngeal Surgery", *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp351-357.
- [23] Joseph P Bruner, MD,et al., "Intrauterine repair of spina bifida: Preoperative predictors of shunt-dependent hydrocephalus",*American Journal of Obstetrics and Gynecology*, (2004) 190, pp1305-12.
- [24] Joseph P Bruner, MD, William O. Richards, MD, Noel B. Tulipan, MD, Timothy L. Arney, MD, "Endoscopic coverage of fetal myelomeningocele in utero", *Am J Obstet Gynecol*, January 1999.
- [25] Oran S. Aaronson, Noel B. Tulipan, Robert Cywes, Hakan W. Sundell, Georges H. Davis, Joseph P. Bruner, William O. Richards, "Robot-Assisted Endoscopic Intrauterine Myelomeningocele Repair : A Feasibility Study", *Pediatric Neurosurgery*,2002 36: pp85-89.
- [26] T. Kohl, et al., "Percutaneous fetoscopic patch coverage of experimental lumbosacral full-thickness skin lesions in sheep", *Surg Endosc (2003)* 17 :pp1218-1223.
- [27] Joseph P. Bruner, et al., "In utero Repair of Myelomeningocele : A Comparison of Endoscopy and Hysterotomy", *Getal Diagnosis Therapy*, 2000,15: pp83-88.
- [28] Noel Tulipan, M.D. "Intrauterine closure of myelomeningocele : an update", *Neurosurg Focus* 16 (2) ;Article 2,2004.
- [29]K.Tsubouch, J.Okamoto and M.G.Fujie, "Development of a Manipulator for Fetal Surgery", *Proceedings of JSME Conference on Robotics and Mechatronics*,2P2-H-56,p.172,2004
- [30]K.Harada, K.Masamune, I.Sakuma, N.Yahagi, T.Dohi,H.Iseki and T.Takakura, "Development of a micro manipulator for minimally invasive neurosurgery" *Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery*, pp. 116-120, 2000.
- [31]K. Harada, K. Masamune, I. Sakuma, N. Yahagi, T. Dohi, H. Iseki, K. Takakura, "Development of a micro manipulator for minimally invasive neurosurgery",*Proceedings of the International Conference on Machine Automation ICMA2000 2000*:291.
- [32]N.Miyata, K.Harada, K.Masamune, I.Sakuma, N.Yahagi, T.Dohi, H.Iseki, T.Hori, K.Takakura: Development of a micro forceps manipulator for minimally invasive neurosurgery. *J Soc Mech Eng Conference on Robotics and Mechatronics*, 2A1-D6(1)-2A1-D-6(2)(2001)
- [33]Nakamura R, Oura T, Kobayashi E, Sakuma I, Dohi T, Yahagi N, Tsuji T, Shimada M, Hashizume M " Multi-DOF Forceps Manipulator System for Laparoscopic Surgery - Mechanism miniaturized & Evaluation of New Interface " , *Proc of Fourth International Conference on Medical Image Computing and Computer assisted Interventions(MICCAI2001)*, Utrecht, the Netherlands, October 14-17, 2001: pp.606—613,2001.
- [34]Nabil Simaan, Russel Taylor and Paul Flint,"A Dexterous System for Laryngeal Surgery", *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation*,pp.2505-2510,2004
- [35]Kouji Nishizawa, Kousuke Kishi, "Development of Interference-Free Wire-Driven Joint Mechanism for Surgical Manipulator Systems", *Journal of Robotics and Mechatronics*, Vol.16, No.2,2004.
- [36]Y. Haga, M. Esashi, "Biomedical Microsystems for Minimally Invasive Diagnosis and Treatment", *IEEE Proceedings of the IEEE*, 92(1), (2004), pp98-114.

## Manipulators for intrauterine fetal surgery in an Open MRI – report on first prototype

Kanako Harada<sup>a,\*</sup>, Kota Tsubouchi<sup>a</sup>, Toshio Chiba<sup>b</sup>, Masakatsu G. Fujie<sup>a</sup>

<sup>a</sup>*Graduate School of Science and Engineering, Waseda University, Tokyo, Japan*

<sup>b</sup>*Department of Strategic Medicine, National Center for Child Health and Development, Tokyo, Japan*

---

**Keywords:** Surgical robot; Fetal surgery; Spina bifida; Intrauterine repair; Open MRI

---

### 1. Introduction

Spina bifida is incomplete closure in the spinal column and one of the common fetal diseases. The exposure of the opened spinal code to amniotic fluid worsens the disabilities of the baby after birth. The closure of the spinal column in the early stage of gestation could be the best way to alleviate the disabilities. In the usual fetal surgery, the abdominal wall and uterine wall are widely opened; therefore, we propose a new surgical robotic system for intrauterine fetal surgery in an Open MRI.

### 2. Methods

The detailed surgical procedures are proposed and a prototype of the micro manipulator of diameter 2.4 mm and bending radius 2.45 mm is presented. The mechanism of the manipulator includes four ball joints and is driven using four wires which enable a bend of 180° in any direction. The diameter of the manipulator is small enough for fetal surgery since the contractive force of the uterine itself closes the small hole unaided if the hole in uterine is less than 3mm.

### 3. Conclusion

A new concept and surgical procedures for intrauterine fetal surgery in Open MRI are proposed. A prototype of the micro manipulator of diameter is 2.4 mm and bending radius of 2.45 mm is presented. The demonstrated smooth movement and high rigidity put the minimally invasive fetal surgery into possible reality.

### Acknowledgement

This work was supported in part by the 21st Century Center of Excellence (COE) Program "The innovative research on symbiosis technologies for human and robots in the elderly dominated society", Waseda University, Tokyo, Japan, and in part by "Establishment of Consolidated Research Institute for Advanced Science and Medical Care", Encouraging Development Strategic Research Centers Program, the Special Coordination Funds for Promoting Science and Technology, Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan.

---

\* Corresponding author. Tel.: +81 3 5286 3412; fax: +81 3 5291 8269.

E-mail address: hkanako@suou.waseda.jp (K. Harada).

## Open MRI 下胎児手術支援システムの開発 (第一報) - 微細マニピュレータと鉗子ナビゲーション -

### Surgical assistant system for intrauterine fetal surgery in an Open MRI (1<sup>st</sup> Report) - A micro manipulator and forceps navigation system -

○正 原田 香奈子 (早大) 岩瀬 健太郎 (早大) 坪内 広太 (早大)  
千葉 敏雄 (国立成育医療センター) 正 岸 宏亮 (早大、日立) 正 藤江 正克 (早大)

Kanako HARADA, Waseda University, hkanako@suou.waseda.jp  
Kentaro IWASE, Waseda University  
Kota TSUBOUCHI, Waseda University  
Toshio CHIBA, National Center for Child Health and Development  
Kousuke KISHI, Waseda University, HITACHI Ltd.  
Masakatsu G FUJIE, Waseda University

We propose a surgical assistant system for intrauterine fetal surgery in an Open MRI. In this paper, prototypes of a micro manipulator of diameter are 2.4mm and bending radius 2.45 mm are presented. The mechanism of the manipulator includes two or four ball joints and is driven using four wires able to bend in any direction. A forceps navigation system by using CG has also been developed. The CG navigator is shown around the real endoscopic view to indicate the positions of forceps outside the endoscopic view. The result of evaluation demonstrated that this navigation can achieve the endoscopic surgery more safely and easily.

**Key Words:** Surgical robot, Fetal surgery, safety, navigation, Open MRI

#### 1. 序論

本研究では、二分脊椎(Spina bifida)を対象とした Open MRI 下の低侵襲胎児手術を対象とする。二分脊椎症は脊髄の骨形成不全により、脊髄の一部が露出する疾患であり、胎児の下半身に生じやすい。この疾患は、超音波または羊水穿刺により、妊娠中の診断が可能である。この疾患は、命にかかわるものではないが、生後に下半身不随や脳障害を引き起こす可能性が高い。しかし、胎児の段階で外科的に脊髄の露出部分を縫合することにより、生後の障害のレベルを軽減することができる。このような胎児手術は、既に世界で数百の手術実施例があるものの、現在は母体の腹壁と子宮を大きく切開して縫合する手法が主流であり、母子ともにリスクに晒される。内視鏡や既存の手術ロボットを用いた例もあるが、鉗子のサイズが大きく自由度が低いこと、操作性が悪いことが課題として挙げられている[1-4]。

そこで、より低侵襲かつ正確に胎児手術を行うため、手術支援システムを提案する。対象とする患部が 10mm 程度と小さいため、術中に患部を観察しながら手術ができるように、Open MRI と内視鏡を併用することとした。本報では、手術用微細マニピュレータの試作と、CG を用いた鉗子ナビゲーションのシステムを報告する。

#### 2. システム構成

##### 2.1 全体概要

提案する胎児手術システムの概要を Fig.1 に示す。手術のセットアップでは、まず子宮内の羊水の量を調整し、手術空間を確保し、内視鏡を挿入する。次にスタビライザーを挿入し、患部周辺の領域を固定した後、2本の微細マニピュレータを挿入する。セットアップの後に Open MRI 下へ移動し、MRI と内視鏡で観察しながら、患部の縫合を行う。この時、子宮の切開口が 3mm 以下であれば、子宮自体の収縮力により、縫合しなくとも切開口が閉じることがわかっている。不完全な縫合に起因する腹腔内への羊水の漏れは、母体に強い痛みを生じる。そこで、子宮に直接挿入される内視鏡とカニューレ

の外径を 3mm 以下とする。カニューレに挿入するマニピュレータの直径は 2.4mm とした。

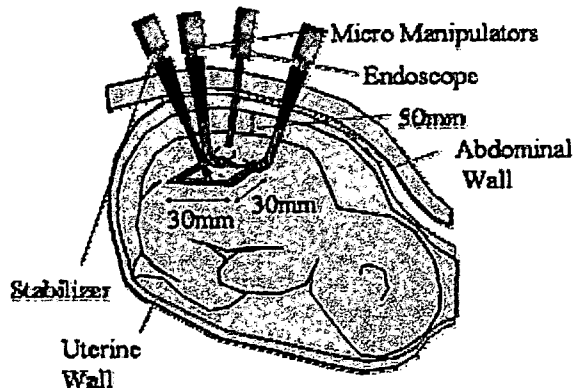


Fig.1 Surgical System for intrauterine fetal surgery

##### 2.2 微細マニピュレータ

微細マニピュレータとして、Fig.2 に示す微細マニピュレータを試作した。直径は 2.4mm、曲げ半径は 2.45mm である。各関節はボールジョイントにより構成され、4本のワイヤにより、任意の方向への屈曲が可能である。各関節とボールの中央には貫通穴が開いており、術具や、先端のアプリケーションを駆動するためのワイヤを通すことができる設計とした。構成部材を MRI 対応の非磁性材料とし、駆動部に超音波モータを用いることで、MRI 内での駆動を可能にする。

屈曲機構のデザインをシンプルにしたことにより、剛性を高めることができ、更に加工と組み立てを容易にすることができた。製作が容易な設計にすることにより、手術ロボット自体のコストを削減し、臨床への早期普及を目指すことを意図した設計である。

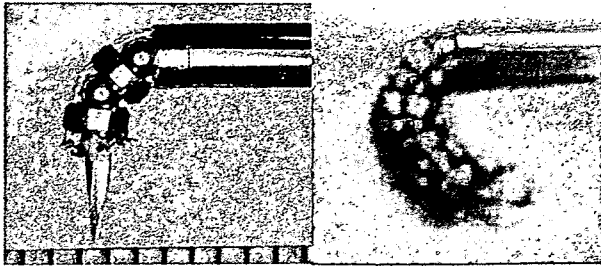


Fig.2 Prototypes of a micro manipulator

### 2.3 安全確保ナビゲーション

胎児手術のように患部が小さい場合、内視鏡の拡大率は大きく設定される。この場合、鉗子を少し動かすだけで、または、拡大率を少し上げるだけで、鉗子が内視鏡視野から容易に外れてしまい、視野外の周辺組織を傷つける可能性がある。さらに、内視鏡の視野外から視野内に鉗子が侵入するタイミングと速度を予測することは難しく、術具の操作性を悪くしているという問題がある。

そこで、術者に提示する内視鏡画面に、CGを用いた鉗子ナビゲーション画面を組み込むことを提案する。一般に、内視鏡画像は、レンズの歪曲収差により歪んだ画像縁部を円形に切り取った形で術者に提示される。そこで、この切り取られた領域にOpenGLを用いて、鉗子先端の位置を表示する設計にした。鉗子位置の検出には、光学式位置測定器OPTOTRAK™を用いた。実験システムの概要をFig.3、術者に提示する画面の例をFig.4に示す。

Fig.3では、鉗子の根元部分にOPTOTRAK™のマークがつけられており、体内にある鉗子先端の位置を算出することができる。Fig.4の中心の円は内視鏡からの実画像であり、その周囲にCGにより作成した鉗子先端の位置情報を提示している。CGで示した同心円の中心は内視鏡視野外にある鉗子先端位置を示しており、円の直径は画面奥行き方向の距離に応じて変化する。円の中心を通る直線は、鉗子の進行方向を示す。このように、地図の等高線のような表示形式を取ることにより、医師に対して、直感的に鉗子の位置を示すことを目的とした。さらに、2次元のシンプルなCGを用いて表示することにより、位置検出の誤差やノイズを医師に意識させないように工夫した。

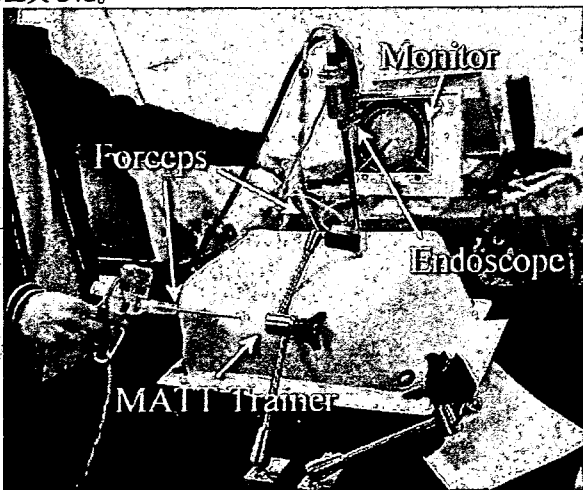


Fig.3 Experimental view

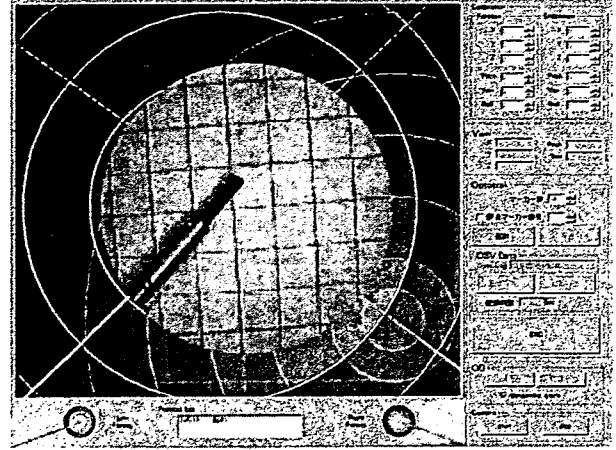


Fig.4 forceps navigation with CG

### 3.評価

鉗子ナビゲーションシステムについて、アンケートによる評価を行った。CGの補助が無い場合と比較して、操作性、奥行き感、位置予測、鉗子操作速度、疲労感のすべての項目について評価が高いことがわかった。特に操作性と位置予測の評価の伸びが大きく、内視鏡視野外での鉗子位置把握が、内視鏡手術の安全性確保に有益であることを示した。

### 4.結論

OpenMRI 下で低侵襲胎児手術を実現することを目的として、微細マニピュレータと鉗子ナビゲーションシステムを開発し、より低侵襲かつ安全な手術が可能な見通しを得た。これらの技術は、胎児手術だけでなく、他の低侵襲内視鏡手術にも応用可能であると考えられる。

### 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の形成」、および岐阜・大垣地域的のクラスター創成事業の支援を受けて行われた。

### 参考文献

- [1] T.Chiba, M.R.Harrison, C.T.Albanese and D.L.Farmer, "Fetal Surgery: Past, Present, and Future", Fetal Surgery Japan Society of Prenatal and Neonatal Medicine, Vol.36, No.4, pp.524-539, 2000
- [2] N.Tulipan, "Intrauterine closure of myelomeningocele: an update", Neurosurgery Focus, Vol.16, pp1-4, February, 2004
- [3] Oran S. Aaronson, Noel B. Tulipan, Robert Cywes, Hakan W. Sundell, Georges H. Davis, Joseph P. Bruner, William O. Richards, "Robot-Assisted Endoscopic Intrauterine Myelomeningocele Repair: A Feasibility Study", Pediatric Neurosurgery, 2002 36: pp85-89.
- [4] T. Kohl, et al., "Percutaneous fetoscopic patch coverage of experimental lumbosacral full-thickness skin lesions in sheep", Surg Endosc (2003) 17, pp1218-1223.

# 磁気駆動方式による手術マニピュレータの開発

○元吉 正樹<sup>a</sup>, 藤江 正克<sup>a</sup>

<sup>a</sup>早稲田大学,

Development of Surgical Manipulator Driven by Magnetism

Masaki Motoyoshi<sup>a</sup>, Masakatsu G.Fujie<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Waseda University, Tokyo, Japan

**Abstract:** Recently, minimally invasive surgery is applied in various fields. But the operation inside the organs is not enough to meet the various requirements. So we propose a surgical manipulator driven by magnetic force for depths of internal organs. By magnetic field from outside the body, the manipulator with permanent magnet is used in the body. This mechanism is considered minimally invasiveness, safety and compactness. In this paper, we propose the concept of magnetic driven manipulator and report the method of control.

**Key words:** Surgical robot, Magnetic driven, Magnetic sensor

## 1.序論

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, 現在は肺や大腸など臓器内部での手術では十分な動作を行なうことはできていない。そこで本研究では, 従来手術を行うことのできなかつた肺の内部などの臓器内部に進入でき, 複雑な分岐点において正確かつ素早く目的とする進路を選択して手術を行うことのできるカテーテル状のフレキシブルな手術用マニピュレータの開発を行うことを目的とする。

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した技術として, 能動カテーテルの研究が行われている。これまで形状記憶合金アクチュエータを利用した研究<sup>(1)</sup>や液圧を利用した研究<sup>(2)</sup>がなされているが, 形状記憶合金アクチュエータを利用したものでは体内で高電圧が必要となり危険性があり, 液圧を利用したものでは制御がやや難しいという問題点がある。本研究では, これらの問題を解決するため, 磁気駆動のマニピュレータの機構を提案する。本報では外部磁場発生装置の提案および磁気センサによる制御の有用性についての報告を行なう。

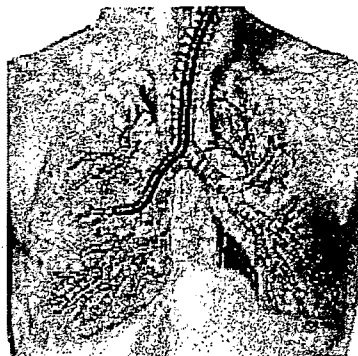


Fig.1 Basic Concept

## 2.駆動原理

マニピュレータを患部へ誘導するための駆動には磁力を用いる。これは体外から磁場をかけ, その磁場を利用して柔らかなチューブ状のマニピュレータに装着された永久磁石へ曲げモーメントを発生させ, マニピュレータを駆動させるものである。その際に外部磁場の発生させる方向を変化させることでマニピュレータの曲げる方向を, 発生させる強さを変化させることで曲げる角度を制御することができる。

このように磁力を利用してマニピュレータの駆動を行うことにより

- 体外からの磁場を利用して操作するために安全性に優れる。
- 単純な構造であり小型化が容易である。
- 制御が比較的容易である。

といった利点を持つ。

## 3.外部磁場発生装置

外部磁場発生装置は任意の方向に均一性の高い磁場を発生させる必要があるために, Fig.2 のような3軸のヘルムホルツコイルを作製する。

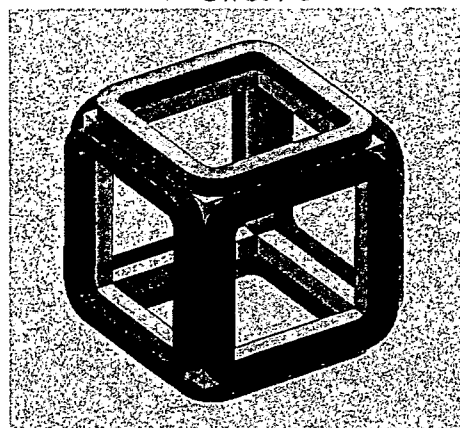


Fig.2 Magnetic Field Generator



設計に際して磁気解析を行なった。その結果一辺400mmの装置に対して中央の100mm四方で磁場の強さ、方向が±5%以内に収まることが確認できた。Fig.3は装置のある断面についての磁気解析の様子である。これは装置の大きさが変化した場合も、均一な部分は同じ割合で変化するため必要とする駆動範囲によって外部磁場発生装置の大きさを定めることが可能である。

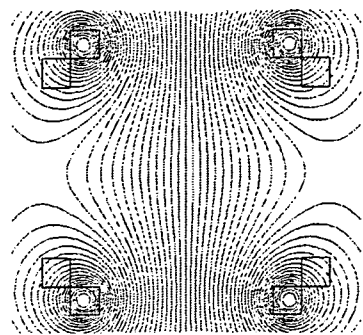


Fig.3 Magnetic Analysis

#### 4. マニピュレータ駆動部

マニピュレータの駆動部の詳細図をFig.4に示す。

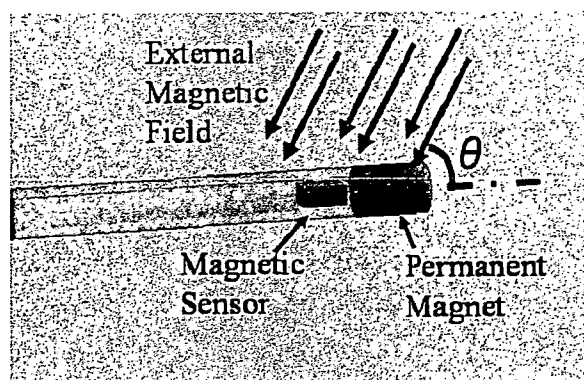


Fig.4 Manipulator Detail

駆動部は永久磁石および磁気センサからなる。永久磁石は中空のパイプ状のものを用い、先端のデバイスへの動力の伝達が容易な構造となっている。磁気センサは外部磁場に対してのマニピュレータの姿勢を測定することができる。

#### 5. 制御

永久磁石に働くモーメントは、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 $\theta$  (Fig.4)に依存し、角度が $90^\circ$ に近いほど曲げモーメントは大きくなり、 $0^\circ$ に近いほど小さくなる。このため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に必要な起磁力が非常に大きくなる。そこで磁気センサの情

報を基に外部磁場の方向を常に $90^\circ$ に近くなるよう動的に変化させる必要がある。Fig.5に外部磁場の方向を常に $90^\circ$ に近くなるよう制御した場合と制御していない場合にマニピュレータを $90^\circ$ 曲げるのに必要な起磁力の相対値を示す。これによりセンサを用いたマニピュレータの姿勢制御が可能であることを示した。

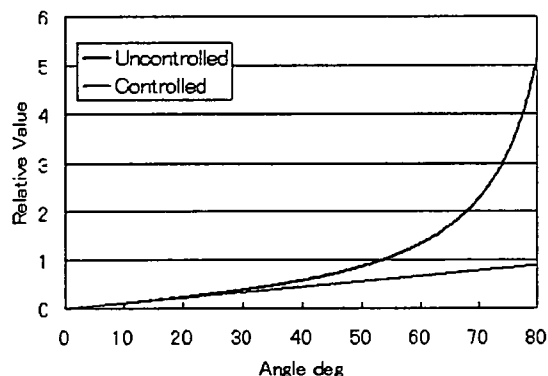


Fig.5 Required Magnetomotive force

#### 6. 結言・展望

本論文では、磁気を用いて体外から操作を行なうことのできるフレキシブルなマニピュレータの駆動方式を構想し、その際に必要となる外部磁場発生装置およびセンサを用いたマニピュレータの姿勢制御の提案およびその有効性を示した。

今後はマニピュレータに先端デバイスを装着し、より臨床に近い環境での使用を目指す。

#### 7. 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。

#### 8. 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) 生田幸士, 市川尋信, 山本隆弘, 鈴木克也, “高安全能動カテーテルのトータルシステムの構築”, ロボティクス・メカトロニクス講演会, '01 講演論文集, 2P1-D3, 2001

# 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。

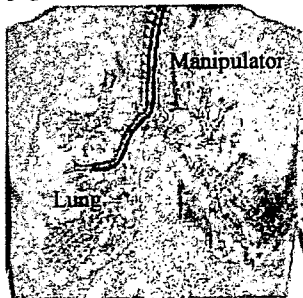


Fig.1 Approach to Inside the Organ

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<sup>[1][2]</sup>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<sup>[3]</sup>。

### 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。

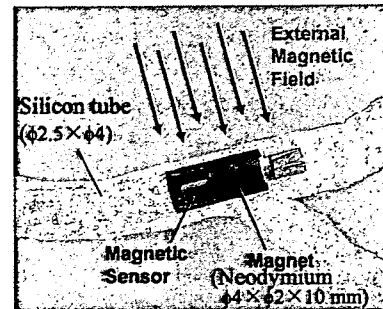


Fig.2 Manipulator Scheme

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 $\theta$ 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<sup>[3]</sup>に必要な起磁力を大きくしなければならない。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。

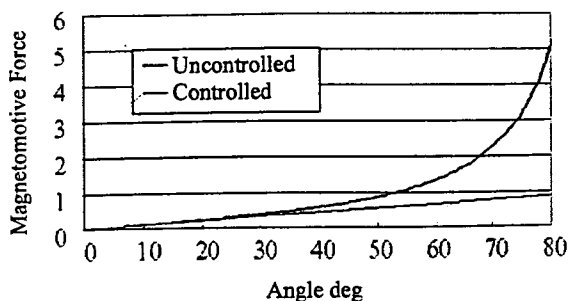
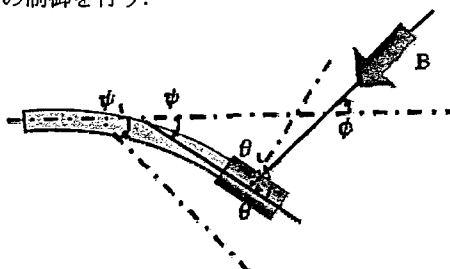


Fig.3 Relation between Bending Angle and Magnetic Flux Density

#### 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  $\phi$  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  $\psi$  の制御を行う。



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

Fig.4 Parameter definition

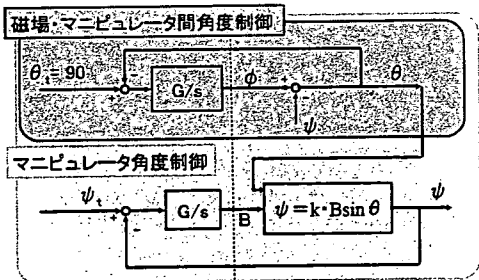


Fig.5 Control Algorithm

#### 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  $\psi$  は磁場の方向  $\phi$  および磁場方向・マニピュレータ間の角度  $\theta$  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。

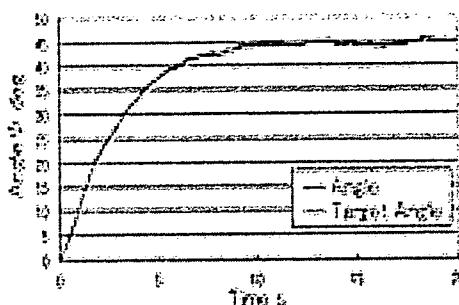


Fig.6 Manipulator Response

##### 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  $\pm 6$ [deg]以内にとまることが確認された。

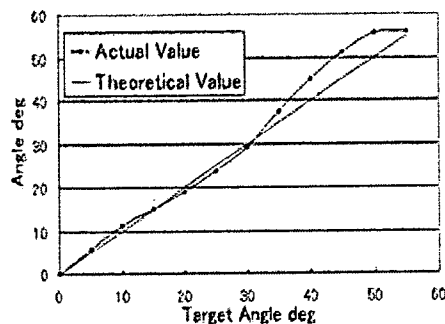


Fig.7 Manipulator Accuracy

#### 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



ELSEVIER

Available online at [www.sciencedirect.com](http://www.sciencedirect.com)

SCIENCE @ DIRECT®

Journal of Magnetism and Magnetic Materials 290–291 (2005) 1318–1321



[www.elsevier.com/locate/jmmm](http://www.elsevier.com/locate/jmmm)

# A design of highly sensitive GMI sensor

S. Yabukami\*, H. Mawatari, N. Horikoshi, Y. Murayama, T. Ozawa,  
K. Ishiyama, K.I. Arai

*RIEC Tohoku University, 2-1-1 Katahira Aoba-ku Sendai 980-8577, Japan*

Available online 15 December 2004

## Abstract

Employing amplitude-modulation technique, we have optimized the giant magnetoimpedance (GMI) sensor. Our approach was to optimize the sensor structure so as to obtain a high signal-to-noise ratio by using finite element analysis. The optimum size of sensor strip is as follows: a thickness of 4.3  $\mu\text{m}$ , a strip width of 20–30  $\mu\text{m}$ , a length of several mm. The meander sensor element [CoNbZr (thickness, 4.3  $\mu\text{m}$ ; length, 5 mm; width, 30  $\mu\text{m}$ ; number of turns, 3) was fabricated using the lift-off process. A high impedance change over 200% was obtained at several hundred MHz. When a small AC magnetic field was applied to the sensor element, a very small AM signal was detected by the sensor system in a magnetically shielded room. A resolution of  $1.7 \times 10^{-8} \text{ Oe/Hz}^{1/2}$  was obtained at 501 kHz.  
© 2004 Elsevier B.V. All rights reserved.

*Keywords:* Magnetic field; Sensors; Skin effect; Finite element method

## 1. Introduction

High-frequency carrier-type sensors (GMI sensors) are expected to achieve very high sensitivity [1–4]. The thermal noise limit of magnetic moment is expected to be about  $10^{-9} \text{ Oe}$ . Most reports concerning giant magnetoimpedance (GMI) effects have focused on the sensor materials. Very few studies have achieved a resolution in the range of  $10^{-8} \text{ Oe}$ .

In this study our approach is to optimize the sensor structure so as to obtain high impedance change using finite element analysis. Material parameters (composition, resistivity, etc.) were constant and given. In addition, we have obtained a resolution of magnetic field detection of about  $1.7 \times 10^{-8} \text{ Oe}$  range at 500 kHz.

## 2. Optimization of sensor structure

### 2.1. Amplitude-modulation of GMI sensor

Fig. 1 shows the standard structure of a sensor strip. An easy axis of the magnetic film was applied in the width direction of the strip. A bias field and an AC detected field were applied in the longitudinal direction. The parameters were the width and the thickness of the strip. Fig. 2 shows the equivalent circuit of an amplitude-modulation type GMI sensor. The circuit is composed of a signal generator, a sensor element, a spectrum analyzer and a 50  $\Omega$  coaxial cable. The signal generator generates a carrier signal. The AC magnetic field signal (501 kHz) is applied to the sensor by a solenoid coil and an amplitude-modulated signal appears due to the change in impedance of the sensor. Eq. (1) shows the sideband level of the amplitude-modulation signal [5].

$$|v_o(f_c \pm f_s)| = \frac{JR_o Sh_{ac}}{2(Z_b + R_o + R_i)} \left( \frac{dZ}{dH} \right), \quad (1)$$

\*Corresponding author. Tel.: +81 22 217 5489; fax: +81 22 217 5728.

*E-mail address:* [yab@riec.Tohoku.ac.jp](mailto:yab@riec.Tohoku.ac.jp) (S. Yabukami).