

リティ学会第 12 回大会論文集,  
pp.211-212, Sep. 2007.

- 城, 菊田, 吉田, 南澤, 新居, 川上,  
館, "光学迷彩のための撮影対象物  
体の距離情報に応じた画像補正",  
日本バーチャルリアリティ学会第

12回大会論文集, 福岡, pp.159-160,  
2007 (Sep. 19-21)

- 実用新案登録  
なし
- その他  
なし

厚生労働科学研究費補助金(医療機器開発推進研究事業：身体機能解析・補助・代替機器開発研究)  
分担研究報告書

新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究

分担研究者 橋爪 誠 九州大学大学院医学研究院 教授

研究要旨

九大病院先端医工学診療部では、手術支援ロボット da Vinci の臨床・研究で活用している。また、東京大学工学部と共同で、独自に開発したマスタースレーブ型手術ロボットを用いた遠隔手術実験を行っている。本研究ではロボットの微細手術における有用性をラットを用いた実験で検討し、また国際間ロボット手術として、インターネット回線を用いた動物実験を行い、伝送遅延、映像品質が手術に及ぼす影響を検討した。現時点では手術支援ロボットは微細手術においては、従来手術に対して手技の安定性、技術習得の容易さで利点がある。また、距離に関係なくインターネット回線を用いた遠隔ロボット手術が可能で、高度先進医療における地域間格差解消の一助となる発展性を有することが明らかとなった。

A. 研究目的

本研究の目的は、新しい内視鏡型手術ロボット装置を開発に応用するために、マスタースレーブ型手術ロボットの微細手術および遠隔手術における有用性を明らかにすることである。

B. 研究方法

以下の研究テーマ別に研究を推進する。

テーマ1：既存のロボットシステムの有用性の検討。ラットを用いた動物実験にて通常の顕微鏡下手術と比較検討する。

テーマ2：東京大学工学部と共同で独自に開発した遠隔手術が可能なマスタースレーブ型手術支援ロボットを用いて、ネットワーク介した遠隔ロボット手術を行い評価する。

(倫理面への配慮)

本研究は動物実験であり、個人情報を用いていない。動物愛護の観点から、動物実験施設の基準どおりの厳重な管理を行った。

C. 研究結果

マイクロサージェリにおける有用性の検討では、ロボット手術(da Vinci 使用)では、通常の手技に比べて Learning Curve が短縮し、操作時間のばらつきが小さく、手技の安定性に優れていた。遠隔手術においては、開発したロボットを用いた腹腔鏡下胆嚢摘出術 2 例に成功し、手術時間は平均 76 分で安全に施行可能であった。

ロボット動作指令伝送は UDP/IP プロトコルを用いて、時間遅れは、往復 100msec 前後であった。インターネットを介した映像品質は外科医 4 名の評価で手術の遂行に耐えうるものと考えられた。映像伝送時間遅れも codec を変更すると短縮効果が見られた。

D. 考察

振戦除去や、ソフトウェアの付加により、微細操作などの特殊手技では、手術支援ロボットは通常の手技を超える操作性を獲得することができる。3700km 離れた日本一タイ間のインターネットを介した遠隔ロボット手術に成功し、汎用回線をもちいた遠隔手術は既に実用段階にあると考えられた。

E. 結論

マスタースレーブ型手術は従来手術を凌駕する能力を有しており、微細手術の成績向上に寄与しうる。また、ネットワークを介した遠隔ロボット手術は技術的には既に実用段階にある。

F. 健康危険情報

なし

G. 研究発表

1. 論文発表

1. Muragaki Y, Hashizume M, Hashimoto D, et al, A new concept of

- three-dimensional endoscope for practical use of endoscopic surgery, Surg Endosc. 17(11):1838-9, 2003
2. Hashizume M: Robot-Assisted Gastric Surgery. Primer of Robotic and Telerobotic Surgery. ed by Garth H. Ballanryne, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 1429-1444, 2003
  3. 安永武史、橋爪 誠、奥山稔朗他: 内視鏡把持装置 Naviot® 58 臨床適用例の検討、第12回日本コンピュータ外科学会大会合同論文集. 137-138, 2003
  4. 小西晃造、橋爪 誠: 一般外科におけるコンピュータ外科の現状と将来 現代医療 135(3):625-630, 2003
  5. 小西晃造、橋爪 誠、中本将彦他: 光磁気ハイブリッド三次元位置センサによる鏡視下手術ARナビゲーションの開発-実時間磁場歪み補正のin vivo精度検証-. 日本コンピュータ外科学会大会論文集. 165-166, 2003
  6. Hashizume M, Tsugawa K: Robotic Surgery and Cancer: the Present State, Problems and Future Vision. Jpn J Clin Oncol 34(5):227-237, 2004
  7. 橋爪 誠: 手術支援ロボットの現状と未来. 日本ロボット学会 22(4):423-425, 2004
  8. 橋爪 誠: 日本発手術ロボット開発の現状と未来: 「臨床応用」. 第13回日本コンピュータ外科学会大会/第14回日本コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集 281-282, 2004
  9. 小西晃造、掛地吉弘、安永武史、家入里志、田上和夫、橋爪 誠: マイクロサージェリーにおけるロボット手術システムの有用性の検討. 第13回日本コンピュータ外科学会大会/第14回日本コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集 147-148, 2004
  10. 橋爪 誠: 先端技術の外科学の応用 4. ロボット手術. 日本外科学会雑誌 106(11): 689-693, 2005
  11. Hashizume M: Image-guided Surgical Robotic System for the Future Minimally Invasive Surgery. Journal of Japan Society of Computer Aided Surgery 7(2):132, 2005
  12. 橋爪 誠: 3. 医療ロボットの臨床応用 3.1 腹部手術への応用. 医療機器と再生医療 - 開発最前線と今後の動向 -: 121-130, 株式会社情報機構, 東京, 2005
  13. Hashizume M: MR image-guided surgical robotic system. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 1(1): 203-205, 2006
  14. 小西晃造、中本将彦、佐藤嘉伸、田村進一、橋爪 誠: 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~. 日本コンピュータ外科学会誌 8(2): 81-87, 2006
  15. 荒田純平、小西晃造、橋爪 誠他: 低侵襲手術支援システムによる日本-タイ遠隔手術実験. 第15回日本コンピュータ外科学会大会/第16回日本コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集 33-34, 2006
  16. Konishi K, Hashizume M, et al: A real-time navigation system for laparoscopic surgery based on three-dimensional ultrasound using magneto-optic hybrid tracking configuration. International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery 2(1): 1-10, 2007
  17. 荒田純平、小西晃造、橋爪 誠他: 低侵襲手術支援システムによる日本-韓国間遠隔手術実験. 日本コンピュータ外科学会誌 8(4): 401-407, 2007
2. 学会発表
    1. 小西晃造、橋爪 誠他: 腹腔鏡下脾臓摘出術: 難治性食道胃静脈瘤出血に対する新しい試み. 第 39 回日本腹部救急医学会総会. 2003年4月17-18日, 青森
    2. 小西晃造、橋爪 誠他: 3D-CT 及び MR Angiography を用いた腹腔鏡下脾臓摘出術中ナビゲーションシステムの試み. 第 16 回日本内視鏡外科学会総会. 2003年12月4-5日, 岡山
    3. 小西晃造、橋爪 誠: 腹腔鏡下手術支援ナビゲーションシステムの開発. 第 8 回 MRI 研究会. 2003年12月15日, 東京
    4. Yasunaga T, Hashizume M, et al: Sixty endoscopic procedures assisted by remote-controlled laparoscope manipulator system, NaviotR, for endoscopic surgery. Computer Assisted Radiology and Surgery 18th

- International Congress and Exhibition. June 23-26, 2004, Chicago, USA
5. 橋爪 誠:日本発“低侵襲手術”支援ロボット. 第104回日本外科学会定期学術集会. 2004年4月8日、大阪
  6. 橋爪 誠:日本発手術ロボット開発の現状と未来:「臨床応用」. 第13回日本コンピュータ外科学会大会. 2004年12月11日、東京
  7. 小西晃造、掛地吉弘、安永武史、家入里志、田上和夫、橋爪 誠:マイクロサージェリーにおけるロボット手術システムの有用性の検討. 第13回日本コンピュータ外科学会大会. 2004年12月12日、東京
  8. 橋爪 誠:内視鏡外科手術の教育訓練について. 第18回日本内視鏡外科学会総会. 2005年12月7~9日、東京
  9. 橋爪 誠:腹部外科領域におけるコンピュータ外科手術の実際. 第14回日本コンピュータ外科学会大会. 2005年11月19~21日、千葉
  10. Ieiri S, Konishi K, Hashizume M, et al: Analysis of endoscopic surgical skill training using the da VinciR surgical system -Comparison between medical doctors and robotics engineers-. The 1st Asian Symposium on Computer Aided Surgery. April 28, 2005, Ibaraki, Japan
  11. 掛地吉弘、小西晃造、橋爪 誠他:コンピュータ支援手術装置による胃切除術の進歩. 第105回日本外科学会定期学術集会. 2005年5月11~13日、名古屋
  12. 家入里志、小西晃造、橋爪 誠他: daVinciを用いたロボット手術トレーニングの有効性の検討. 第106回日本外科学会定期学術集会. 2006年3月29~31日、東京
  13. 掛地吉弘、小西晃造、橋爪 誠他:三次元画像誘導技術を用いたコンピュータ支援手術の開発と展望. 第106回日本外科学会定期学術集会. 2006年3月29~31日、東京
  14. Hashizume M: Image-guided surgical robotic system. Computer Assisted Radiology and Surgery 20th International Congress and Exhibition. June 28-July 1, 2006, Osaka, Japan
  15. Hashizume M: Augmented reality. 24th World Congress of Endourlogy. August 17-20, 2006, Cleveland, USA
  16. Hashizume M: Image-guided robotic surgery. The Congress of Endoscopic & Laparoscopic Surgeons of Asia 2006. October 18-21, 2006, Seoul, Korea
  17. 橋爪 誠: コンピュータ外科と精密誘導手術. 第19回日本内視鏡外科学会総会. 2006年12月5-7日、東京
  18. Hashizume M: Image-guided Robotic-Assisted Minimally Invasive Surgery. 3rd Asia Conference on Computer Aided Surgery 2007. December 1-2, 2007, Singapore
  19. Konishi K, Nakamoto M, Kakeji Y, Tanoue K, Kawanaka H, Ieiri S, Yoshino I, Sato Y, Maeda T, Maehara Y, Hashizume M: A realtime navigation for endoscopic surgery based on multimodality medical imagings: Experiences with 30 clinical cases. The 19th International Conference of Society for Medical Innovation and Technology. November 20-22, 2007, Sendai, Japan
  20. Ieiri S, Konishi K, Hashizume M, et al: Experience of remote robotic Tele-Surgery using minimally invasive surgical system made in Japan. The 19th International Conference of Society for Medical Innovation and Technology. November 20-22, 2007, Sendai, Japan
- H. 知的財産権の出願・登録状況
1. 特許取得 なし
  2. 実用新案登録 なし
  3. その他 なし

## 磁場駆動型ロボット制御技術開発、臓器力学モデル作成、 オープンMRI対応小型マニピュレータ制御技術開発

分担研究者 藤江 正克 早稲田大学理工学部機械工学科 教授

**研究要旨.** 本研究では診断から治療に至る流れを支援する機器の開発を大きく4つに分けて行った。1) 非侵襲の診断のための、体外から体内の患部付近へフレキシブルにアプローチする磁場駆動のカテーテル型のマニピュレータ 2) 診断から治療の流れをつなぐ、肺の形状モデル 3) 患部を内視鏡で確認しながら組織に埋もれている腫瘍位置をリアルタイムで正確に同定する、マニピュレータの開発 4) 腫瘍位置同定アルゴリズムの構築である。これらの研究成果により、非侵襲による診断の後に、肺モデルにより術前計画を立て、術中支援として低侵襲でマニピュレータによる腫瘍位置を精度高く同定することが可能になった。

### A 研究目的

低侵襲で癌の診断を行う、能動カテーテルの研究が近年行われている。従来研究の能動カテーテルは体内へ電流を流して屈曲する機構や、非常に複雑な制御を必要とすることから、体内の組織を損傷する危険性があることが課題となっていた。また、カテーテルでの診断により明らかになった腫瘍に対して、外科的治療を必要とする場合、低侵襲で腫瘍位置を同定することは技術的課題が多く、困難とされていた。従来、術中に腫瘍位置を同定する際、医師は切開を行い直接手で触診することによって、その感覚と経験から肺の癌位置を同定してきた。

本研究では、体外から体内の患部付近へ周囲の組織を傷つけずフレキシブルにアプローチして組織表面の診断を行うために、MRIのような体外からの磁場で駆動する、シンプルな機構のカテーテル型のマニピュレータの研究を行った。また、診断によって明らかになった腫瘍に対して外科的処置を行う際の、手術計画を立てるためのMRIなどの画像診断装置の術前画像による肺形状モデルの構築を行った。さらに、手術中において肺の腫瘍を対象として、MRIによる画像情報と内視鏡で確認しながら、力学的情報により組織に埋もれている癌位置をリアルタイムで正確に同定するシステムとして、腫瘍位置同定支援マニピュレータの開発とその同定アルゴリズムの構築を行った。

本報告では、これら4つの成果について、研究方法、結果、考察において各項目に分けて述べ、最後の結言でまとめることとする。

- (1) 磁場駆動型マニピュレータ
- (2) 肺形状モデル
- (3) 腫瘍位置同定支援マニピュレータの開発
- (4) 腫瘍位置同定アルゴリズムの構築

### B 研究方法

#### B.1 磁場駆動型マニピュレータ

##### 駆動原理

マニピュレータはチューブの先端部に磁石の装着された構造をしており、体外からの磁場との相互作用を利用して体内で駆動する。この概念図を Fig.1 と Fig.2 に示す。

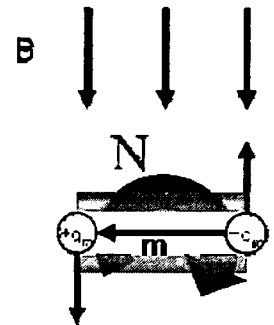
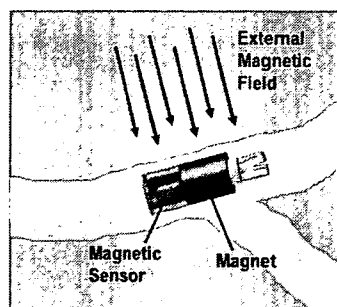


Fig.1 Manipulator Scheme

Fig.2 Generated Moment

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(Fig.2)。磁石を磁気双極子と考えた場合発生するモーメントは

$$\mathbf{N} = \mathbf{m} \times \mathbf{B}$$

$\mathbf{N}$ :発生するモーメント

$\mathbf{m}$ :磁気双極子モーメント

$\mathbf{B}$ :外部磁場の磁束密度

で表される。この式より磁気双極子モーメントは磁石によって決定される定数であるため、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。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磁石の直進方向の推進力によって行なう。本駆動方式の利点としては以下の点が挙げられる。

- ・ 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。

### マニピュレータシステム概要

提案した制御を行うために、本研究で開発したシステムの概要を Fig.3 に示す。システムは外部磁場発生装置・マニピュレータ・それぞれを制御するコントローラからなる。外部磁場発生装置は向かい合わせたコイルに同じ向きで電流を流すヘルムホルツコイルを多軸配置したものであり、マニピュレータを囲う形で配置されている。この外部磁場発生装置を体外に置き、体内のマニピュレータに磁場をかける。マニピュレータに装着された磁気センサより外部磁場に対するマニピュレータ先端部の角度を検出し、その角度をコントローラに返す。コントローラは目標角度から必要な外部磁場の方向・強さを計算し、外部磁場発生装置のコイルへ流す電流の値を決定する。

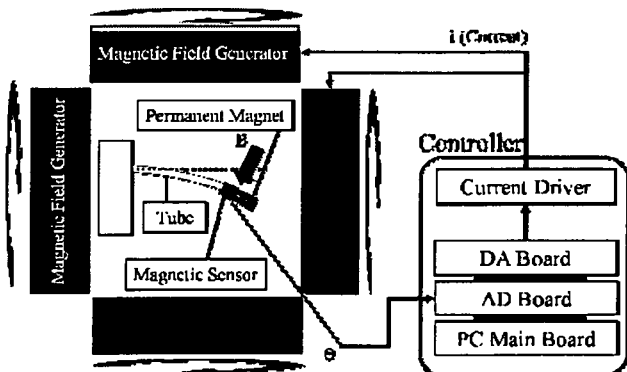


Fig.3 System Component

### 外部磁場発生装置

曲げモーメントでマニピュレータ先端の角度を制御するためには、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。そこで、Fig.4 のような 3 軸のヘルムホルツコイルを構想した。磁気解析の結果、人体が収まる最低限の大きさである一辺 400[mm]の装置を作った場合、磁場の強さは中央部の 100[mm]四方で平均から±5[%]以内に収まり、方向は中央の 180[mm]四方で±5[deg]に収まることが確認された。さらに磁場の強さは中央部で各軸最大 25[mT]となることが確認された。なお、このときの一様な部分の範囲は装置の大きさが変化した場合も、同じ割合で変化する。実際の手術においては対象とする部位、手技によってマニピュレータを動かす範囲は定まるため、この範囲を外部磁場

発生装置の設計の指標とすることが出来る。マニピュレータに 3 軸の動作を可能とするには、現在の姿勢と目標とする姿勢とのなす平面座標を定義し、座標の回転を行えば可能であると考えられる。本報告では動作原理を確認するため、臨床を想定するより小さい実験用の 2 軸の外部磁場発生装置 (Fig.6) を試作し、平面座標での動作の構築を目指した。

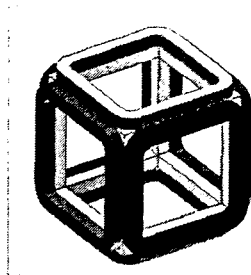


Fig.4 Magnetic field generator

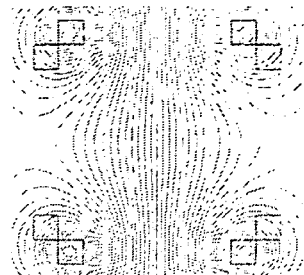


Fig.5 Analysis of magnetic field

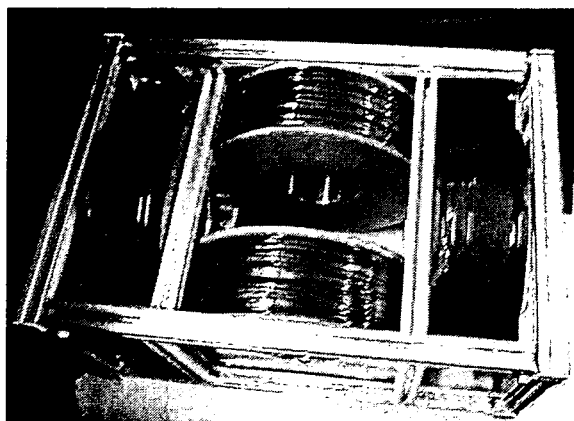


Fig.6 Prototype of 2 axis magnetic field generator

### 磁気駆動型マニピュレータ

先端部はチューブ、永久磁石および磁気センサからなる。先端に手術具デバイスを付けた際に、その動力伝達を可能とするために、永久磁石は中空のパイプ状のものを用いている。マニピュレータは先端部、磁石部、センサ部、チューブ部の 4 つに大分される (Fig.7 左図)。それぞれの概要について以下に示す。

#### 先端部

患部を直接扱うエンドエフェクタを装着する。エンドエフェクタとしては、鉗子や穿刺用の針のほか内視鏡のレンズなどが考えられる。これらの駆動を伝達するためのワイヤやトルクチューブを想定している。

### 磁石部

磁石部は外部磁場との相互作用でマニピュレータ駆動のためのモーメントを作り出す。装着された磁石の強さと外部磁場の強さによって発生するモーメントが決定される。モーメントを大きくするには、出来るだけ強力な磁石であることが望ましい。また先端部の動力伝達のために中空構造の磁石である必要がある。

### センサ部

センサには、外部磁場とセンサ本体の成す相対角度が測定可能な磁気センサ（ホール素子）が使用されている。このセンサで読み取った角度を制御に用いる。センサの入力・出力のための導線はチューブ部の内部を通る。マニピュレータの角度は、電流から計算可能な外部磁場の発生方向および、センサからの角度により絶対位置を算出することができる。

### チューブ部

チューブ部は人体への圧迫などの物理的影響を出来るだけ少なくし、曲がりやすくするために柔らかいゴムチューブで出来ている。チューブ部の内部には、エンドエフェクタの駆動伝達のためのワイヤやセンサの導線等が通る程度のスペースが必要となる。

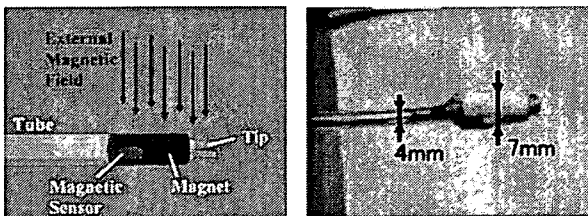


Fig.7 Magnetic driven manipulator

### 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き、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必要がある。仮に  $90[\text{deg}]$  曲げるためには、チューブの弾性を考慮すると、磁場の方向を変えない場合、Fig.8のUncontrolledに示すようになる。また、常に外部磁場の方向と磁石の磁化方向を  $90[\text{deg}]$  になるように制御した場合について、チューブ必要となる外部磁場は、Controlledに示す。

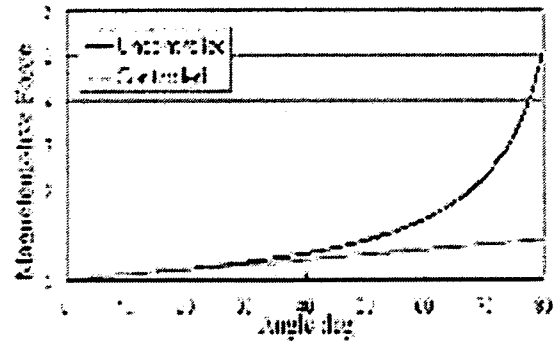
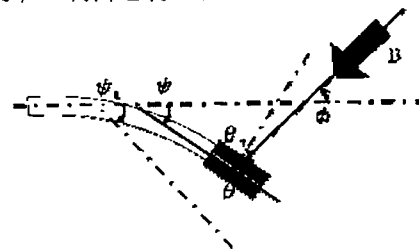


Fig.8 Relationship between magnetic force value and bending angle of the manipulator in controlled or not controlled magnetic direction

これにより外部磁場の強さだけでなく、永久磁石との相対角度の制御を行なうことで、必要な外部磁場の起磁力を大幅に減少していることを示すことが出来、効率があげることが可能である。このように磁場の方向を決定し、目標マニピュレータ角度と現在角度との偏差から外部磁場の強さを決定することで、マニピュレータの姿勢制御を行なう。

### 制御アルゴリズム

制御は磁場とマニピュレータ先端の永久磁石の相対角度を常に  $90[\text{deg}]$  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の決定を行っている。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  $90[\text{deg}]$  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つの制御系に大分される。Fig.9にパラメータを示す。この制御の概略のブロック線図をFig.10に示す。Fig.10において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  $\psi$  の制御を行った。



- $\psi$  : 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 ( $\theta_t = 90$  で一定)
- $B$  : 外部磁場の磁束密度の絶対値

Fig.9 Parameter

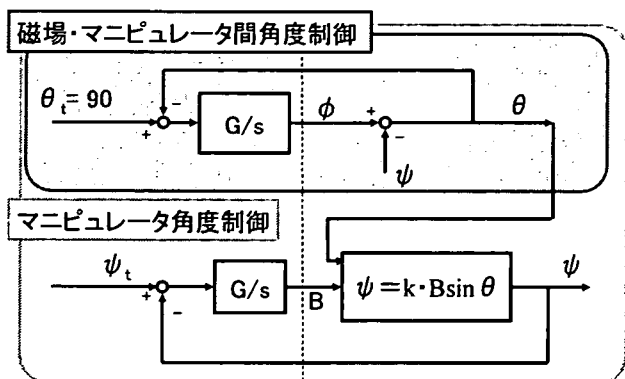


Fig.10 Control Algorithm

### B.2 肺形状モデル

肺の手術では、術前画像として X 線 CT などのモデルを用いることが多い。このとき、息を吸った状態、つまり肺が大きく膨らんでいる状態で撮像される。しかし、実際の手術では、肺の空気を抜いて虚脱状態にして組織の切断や縫合を行う。肺が虚脱状態になった時、術前画像の腫瘍の位置は大きく移動してしまう。そこで、肺の膨張状態から虚脱状態に変化する過程をモデリングし、虚脱状態での腫瘍位置を特定する方法を開発した。

まず、ブタの肺組織に対して、粘弾性測定を行い、肺の組織特性を求めた。次に、人間の肺の術前画像から肺の外形を抽出し、有限要素シミュレーターにより肺の 3D モデルを構築した。このモデルを用いて、虚脱状態を CG 上で再現できる可能性が示唆される。

### B.3 腫瘍位置同定支援マニピュレータ

従来、医師は切開を行い直接手で触診することによって、その感覚と経験から肺の癌位置を同定してきた。本研究で開発したマニピュレータは、低侵襲で体内の癌にアプローチして直接触れ、体外に配置した力センサで癌と触れている力とその組織の変位を正確にセンシングすることを目的とした。

術具先端にかかる力の検出方法について、多くの従来研究は、術具の外套や、術具先端を駆動させるロッドにひずみゲージを貼り付け、そのひずみゲージの変位量から術具先端にかかる外力を推定している。この方法を用いた場合、力のセンシングは、ひずみゲージを貼り付けた術具に対してのみ行うことができる。それに対して本研究における力の検出方法は、術具を力センサユニットに装着するだけで先端の力が検出できることから、内視鏡や様々な術具に対して力のセンシングが可能であるという利点をもつ。

### 機構

本年度開発した力センサユニットの全体図と拡大図を Fig. 11 示す。なお、Fig. 11 の左の図の四角で囲まれた以外のマニピュレータは分担研究者の研究室にて所属する位置決めマニピュレータであり、本研究の成果とは別のものであるが、将来的にこれと同形状の位置決めマニピュレータを作することを想定し、今回は代用品として議論を進めることとする。以下力センサユニットの詳細について述べる。まず力センサユニット全体の寸法は、全長 180[mm]、装置直径は  $\phi 58$ [mm] となっている (Fig. 12)。力センサに取り付けられている術具保持用の部材はシャフトホルダの形状をしており、面と術具外套とで摩擦力が生じることで、術具が固定される機構となっている (Fig. 13)。

力センサに取り付けられた術具保持用の部材で術具を保持することで、術具保持用の部材と術具を 1 つの剛体とみなしている。これにより、術具先端に負荷される力が力センサで検出できる。このような機構としたことで、術具挿入方向の自由度に関しては 1 つの剛体とみなした術具・術具保持用の部材および力センサの 3 つを同時に直動させる必要がある。そこで、力センサが固定されているプレートごと直動させることにより術具挿入方向の自由度を実現した (Fig. 14)。

腫瘍位置同定支援マニピュレータ（以下、鉗子マニピュレータと称する）は、先端に 2 自由度を有しており、位置決めマニピュレータは挿入孔を中心とする回転 2 自由度と軸回りの回転 1 自由度を有している。これに、術具挿入方向の 1 自由度が加わり、合計 6 自由度有していることから、任意の位置・姿勢をとることができ、本研究で対象とする腫瘍位置の同定と腫瘍摘出という複雑な動作を実現できるといえる (Fig. 15)。

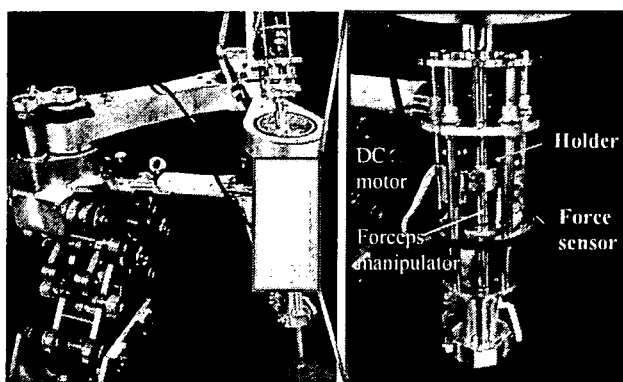


Fig.11 Positioning manipulator and Device manipulator.



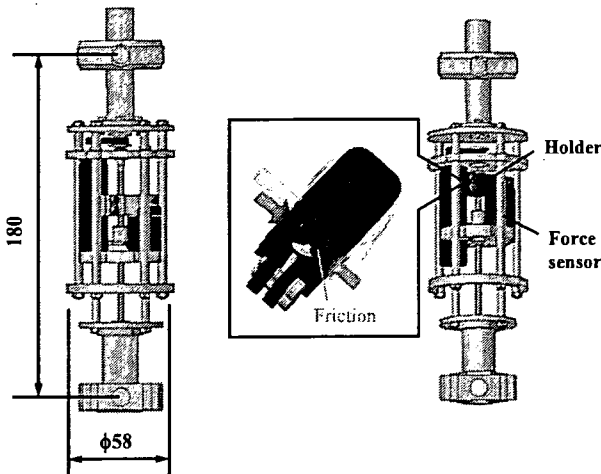


Fig. 12 Overview of force sensor unit

Fig. 13 Holder of the forceps manipulator

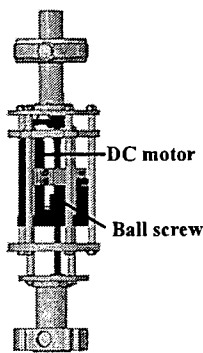


Fig. 14 Translation

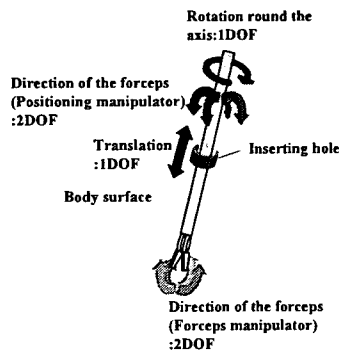


Fig. 15 Degrees of freedom in motion of forceps

### 力の検出方法

力センサに取り付けられた術具保持用の部材と術具を1つの剛体とみなすことで、術具先端にかかる力を力センサで検出している。そのため、力センサの示す値は常に術具の重さ分追加された値を示す。そこで、任意の姿勢において術具先端に作用する力を正確に検出するために、術具の重さを力センサの示す値から補正する必要がある (Fig. 16 (a) および (b))。

ここで、力センサの示す力  $\vec{F}_{Sensor}$  の座標系を  $\Sigma_{Sensor}$ 、絶対座標系において術具先端にかかる力  $\vec{F}_{World}$  の座標系  $\Sigma_{World}$  と定める。変換する座標系力センサの示す力の座標系を絶対座標系に変換する回転行列を  $R$ 、術具の重さを  $M$  [kg]、重力加速度を  $g$  [m/s<sup>2</sup>] とする。力センサ座標系の示す力を絶対座標系の力に変換するには式 1 に示すように、術具の姿勢に関する回転行列を力センサ座標系の示す力に掛

けて、術具の重さ分を差し引くことで求められる。

$$\vec{R} \cdot \vec{F}_{Sensor} - M\vec{g} = \vec{F}_{World} \quad (1)$$

力センサ座標系の姿勢は位置決めマニピュレータにより決まる術具の姿勢、すなわち位置決めマニピュレータのジンバルとピボット点により決定する角度  $\theta$  のなす姿勢と同一である (Fig. 17)。そのため、位置決めマニピュレータのモータに取り付けられたエンコーダから術具の姿勢を算出することが可能である。その値から回転行列  $R$  を求め力センサ座標系の力を絶対座標系の力に変換する。

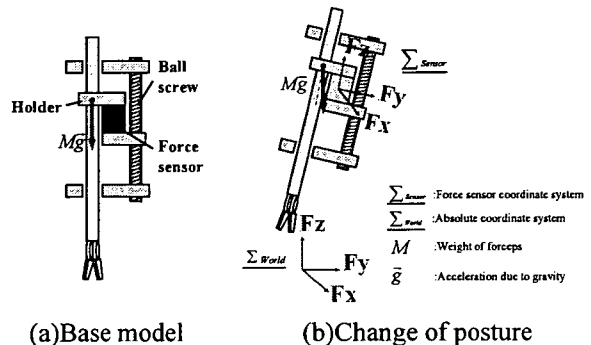


Fig. 16 The sensor and the tip coordinate systems

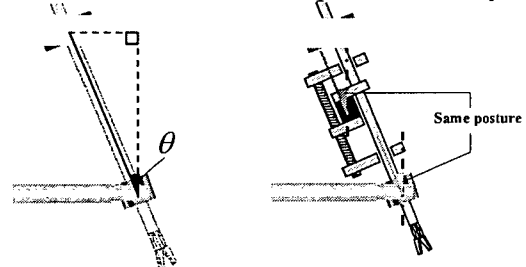


Fig. 17 Posture of the sensor coordinate system

### B.4 腫瘍位置同定アルゴリズム

#### 触診マニピュレータ実験機

本研究では、触診のための制御アルゴリズムに焦点を絞り基礎検討を行うため、Fig. 18 に示す水平多関節型の触診マニピュレータを用いる。触診マニピュレータの先端には6軸力覚センサが装着されており、それを用いて力の計測を行うことができる。マニピュレータの動作としては、x-y 平面を動く回転関節の2自由度とz軸方向の直動関節の1自由度を有する。

#### 触診ファントム

癌位置や癌形状といった癌情報を取得可能な触診システムを構築するためには、実際の臓器・癌特性、また手術時における臓器周辺の環境といった、臨床現場での手術対象物の特性や境界条件により近い特

性や境界条件を有した触診対象を用いて、システムの検討・評価実験を行う必要がある。しかし、現状においては、転移性癌が存在する肺を入手することは不可能であり、転移性癌が存在する実肺を用いて触診試験を行うことはできない。

医師が直接手で触診を行う場合、得られる対象組織の硬さ情報は、主に弾性率によるといわれている。したがって、実際の肺実質・転移性癌と近い弾性率で構成された触診ファントムを用いることによって、転移性癌が存在する肺を入手することができなくても、必要とされる情報が得られる触診システムについて検討することが可能と考えられる。よって本研究では、肺実質の弾性率を模擬するシリコン製の触診ファントムを用いて実験を行った。Fig. 19 に用いた触診ファントムを示す。Fig. 19 において、無色透明部が模擬肺臓にあたり、着色部が模擬肺癌にあたる。これらの詳細を以下に記す。

シリコンゴム原料とシリコンオイルの混合比を変えることでシリコンゴムの硬軟は調節することができる。シリコンオイル重量をシリコンゴム重量で除した値をオイル混合率として定義すると、肺実質はオイル混合率 800%のシリコンで近似できること、さらに、実際の肺臓は、肺実質の約 4 倍の弾性率をもつ胸膜で覆われており、その胸膜はオイル混合率 300%のシリコンで近似できることがわかっている。よって、肺実質を模擬したシリコンの上面を、胸膜を模擬したシリコン膜で覆うことで、触診ファントムの模擬肺臓部分を製作した。触診ファントムの厚さは、胸腔鏡下手術の適応対象となるのが肺末梢 3 分の 1 に存在する癌であることから、実際にブタ肺の厚みを測定し、約 25[mm]が適当であると考えた。また、胸膜を模擬したシリコン膜の厚さは、胸膜の厚さやシリコンの強度を考慮し、約 1[mm]とした。触診ファントムの 4 側面と底面は、アクリル製の透明容器の境界壁に面しており、シリコンは境界壁に粘着している。

転移性肺癌の代表的な形状は球状であるが、今回実験対象とした模擬転移性肺癌の形状は、底面に完全に固定できる様に半球状とした。また、変形のないアクリル製の半球を模擬転移性癌とみなし、さらに、触診ファントムのケースの底面に接着することで、触診する際に生じる力により、癌位置が移動しないものとした。模擬転移性肺癌の寸法は、胸腔鏡下手術の対象となる、医師の触診によって癌の有無が 100%指摘可能と言われている 10[mm]を今回の実験対象とした。

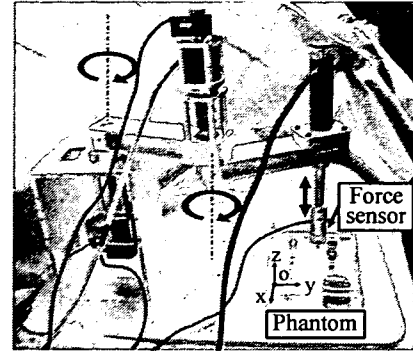


Fig. 18 A prototype of a palpation manipulator for the experiment

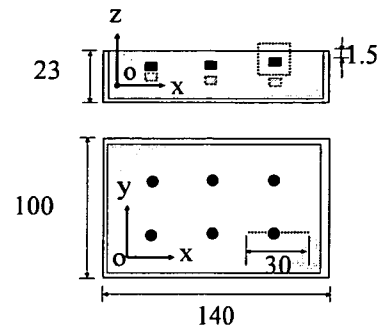


Fig. 19 Phantom of lung tissues with cancers

#### 動作方法 (アルゴリズム)

$x-y$  平面では、回転関節 2 自由度での位置制御により腫瘍周辺の領域を一定の間隔で位置決めを行う。 $z$  軸方向では、 $x-y$  平面での各の位置で力センサの情報をモータにフィードバックして力制御を行い、制御した力で押された対象の変形をエンコーダで読み取る。これにより、 $x-y$  平面の任意の位置で一定の力で押した場合の変形量が分かる。腫瘍が周囲の正常組織に対して硬い特性を有することを利用し、変形量の少ない  $x-y$  座標位置を探すことで、腫瘍位置を同定する。

(倫理面への配慮)

当研究はマニピュレータの駆動原理の構築が目的であるため、生体等を用いていない。よって研究に関係するものの倫理面、危険性は特になく、倫理面への配慮は特に必要ない。

#### C. 研究結果

##### C.1 磁場駆動型マニピュレータの位置制御精度検証実験

###### センサの精度検証

本マニピュレータは臓器内部や血管内部を移動するため、可能な限り小型であることが要求される。永久磁石としては、小型で外部磁場との相互作用から十分な曲げモーメントを発生できるものを選択した。仕様を Table 1 に示す。また、センサは、同様に小型のもので、十分な出力電圧を得られるものを

選択した。仕様を Table 2, Table 3 に示す。チューブは十分に柔らかい、外径 4mm, 内径 2mm のものを使用した。センサと永久磁石を内蔵したマニピュレータ先端は直径 7mm になった。

材質	ネオジム
形状・サイズ	リング型 $\phi 4 \times \phi 2 \times 5$ mm を 2 つ繋げて長さ 10 mm として使用
寸法公差	$(\pm 0.1) \times (\pm 0.1) \times (\pm 0.05 \times 2)$ mm
磁化方向	長さ方向
表面処理	Ni メッキ
表面磁束密度	350 mT
吸着力 (質量)	0.27 kg

製造	旭化成電子
型名	HG-106A
寸法	1.5 × 1.5 × 0.6 mm

項目	定格
制御電圧	8V
許容損失	150mW
動作温度	-40 ~ 125°C

この試作機のセンサが検出する角度は、外部磁場だけでなく、駆動用の永久磁石の影響による誤差も含まれる可能性がある。そこで、その永久磁石による誤差を調べるための実験を行った。実験概要を Fig.20 に示す。一定の外部磁場内でセンサの姿勢を変化させ、そのときの出力電圧を測定した。このときセンサの姿勢を三次元位置計測装置で測定し、磁気センサによって出力された姿勢との比較を行なった。

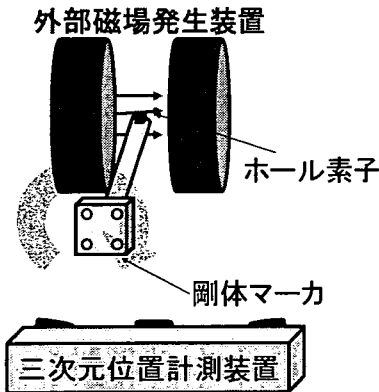


Fig.20 Experimental setting

条件は、以下の2つである。

- 1) 磁気センサのみの場合
- 2) 磁気センサの近くに永久磁石がある場合

この条件において、外界センサの示す角度と磁気センサから計算される角度を静的な状態で測定した。

1) の姿勢と電圧の関係を Fig.21 に示す。横軸が角度、縦軸が電圧を表している。3本のグラフは3軸に配置した磁気センサのそれぞれの出力を表している。各軸ともサインカーブを描いており、軸中心に回転させたときの波形を示している。

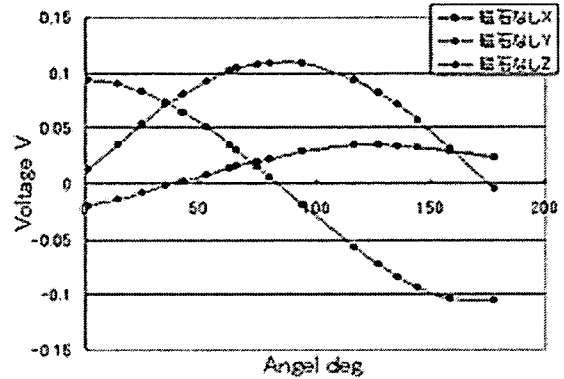


Fig.21 Output of Sensor

3軸のセンサの出力電圧より、磁場をベクトルとして表示し、部材の軸を回転させた角度を測定する。センサによって測定された角度と3次元位置計測装置によって外界から測定された角度を Fig.22 に示す。横軸に外界から測定された角度、縦軸にセンサより測定された角度を示している。これより磁気センサによって測定された電圧から角度が求まることが分かった。さらにその精度は外界センサより測定された値と比較することにより、誤差は最大±3[deg]であることが確認された。

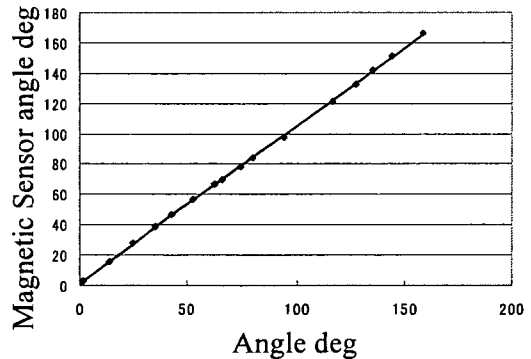


Fig.22 Characteristic of Sensor

次に2) の傍に永久磁石がある場合について述べる。傍に永久磁石がある場合は外部から磁場がかかっていない場合でも永久磁石によって発生した磁場で、センサに初期電圧が発生している。

この状態のセンサを一様磁場中で回転させたときの出力電圧、および Fig.21 で示した傍に磁石がないセンサ単体の出力電圧の出力波形を Fig.23 に示す。近くに永久磁石がある場合の出力は、近くに無い場合の波形から一定電圧分離れた波形をしている。この電圧が永久磁石による初期電圧であると考えられる。Fig.23 から初期電圧を補正した図を Fig.24 に示す。

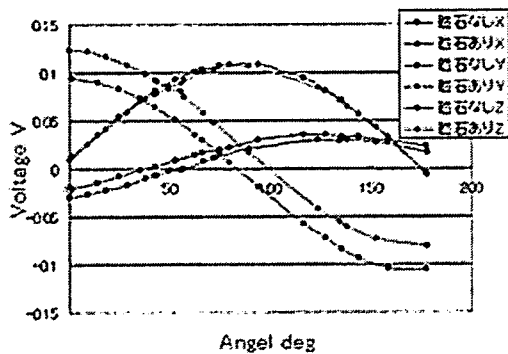


Fig.23 Output of Sensor with Magnet

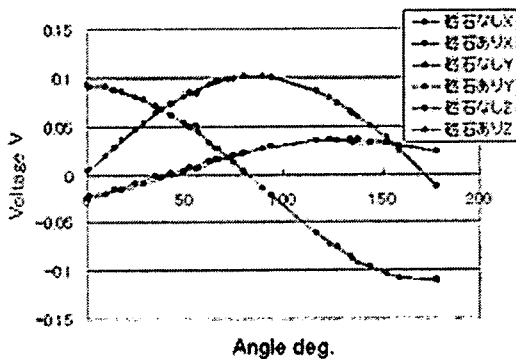


Fig.24 Corrected Output of Sensor with Magnet

Fig.24 よりセンサ単体の場合とセンサの傍に永久磁石がある場合を補正したものは、ほぼ同じ波形を示していることが確認される。このときのセンサの実際の回転角とセンサ出力電圧より求めた角度の関係、および Fig.22 に示したセンサ単体のときの値を Fig.25 に示す。

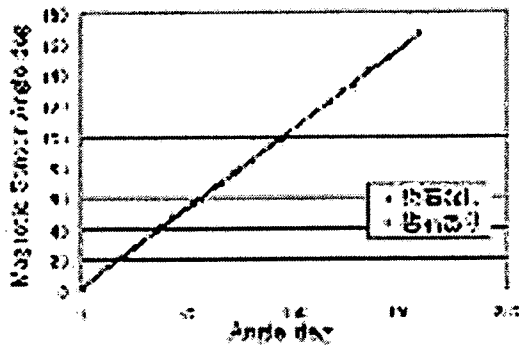


Fig.25 Characteristic of Sensor with Magnet

これより、2つのグラフはほぼ一致していることが確認された。また、センサの傍に磁石があるときの、センサ出力より求めた角度と実際の値とのずれは±5[deg]以内となることが確認された。以上のことから永久磁石による影響を考慮して、あらかじめオフセットをとることで先端部の姿勢を測定できることが確認された。

### 磁場角度制御の検証

磁場・マニピュレータ先端間の角度を 90[deg]に保つための制御について、検証を行った。磁場の強さを一定として、センサにマニュアルで動かし、相対角度が追従する際の応答の様子を Fig.26 に示す。

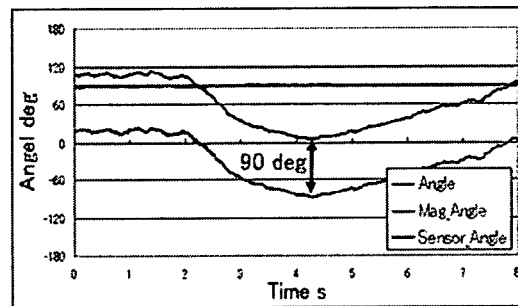


Fig.26 Control of Angle between Magnetic Field and Manipulator

制御を行った場合、マニピュレータの現在の角度を回転させると磁場の方向がマニピュレータの角度に追従して変化し、磁場・マニピュレータ間角度を示しているセンサの角度は 90[deg]で一定値を取ることが確認された。

磁場・マニピュレータ先端間の角度を 90[deg]に制御した場合、制御を行わず 1 方向のみから磁場を加えた場合よりも、実際にマニピュレータの曲げ角度を大きくすることが可能かを検証するために検証を行った。各軸の磁場の強さの最大値を一定として、磁場・マニピュレータ先端間の角度を 90[deg]に保つための制御を行った際の曲げ動作の様子を Fig.27(a)に、制御を行わず一方向のみから磁場を加え続けた際の曲げ動作の様子を Fig.27(b)に示す。これより磁場・マニピュレータ先端間の角度の制御を加えた場合はマニピュレータ先端角度が 56[deg]曲がり、一方向のみから磁場を加え続けた場合は 30[deg]曲がった。以上より磁場・マニピュレータ先端間の角度を 90[deg]に保つ制御を行うことで、同じ強さの磁場をかけた場合でもマニピュレータの曲げ角度を大幅に大きくすることができ、この制御が有効であると考えられる。

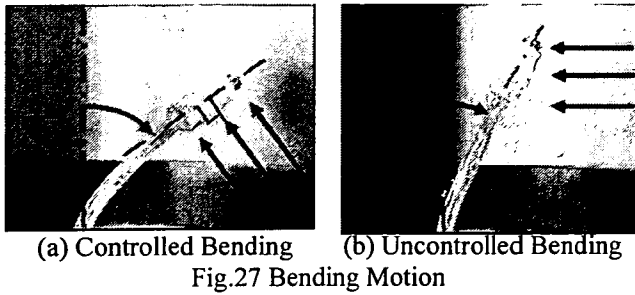


Fig.27 Bending Motion

### 磁場駆動型マニピュレータ角度制御の応答性検証

磁場・マニピュレータ先端間の角度を  $90[\text{deg}]$  に保つ制御に加えて、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してマニピュレータ角度を決定する制御 (Fig.10) を行った。そのときのマニピュレータの応答性を Fig.28 に示す。Fig.28 は目標値を  $45[\text{deg}]$  となるようステップ状に目標角度を変化させたときのマニピュレータ角度の応答性を示したものである。なお、このときの角度  $\phi$  は磁場の方向  $\theta$  および磁場・マニピュレータ間の角度  $\theta$  より算出したもの (外部磁場発生装置の座標系で、初期位置を  $0[\text{deg}]$  とした場合) であり、磁場の方向の乱れによる誤差は含まれていない。これより 10 秒程度で収束していることが確認される。これは磁気駆動方式の原理的な遅れではなく、マニピュレータの動作の安定性を重視して制御のゲインを小さくしたためである。しかし、遅れはややあるものの手術中のマニピュレータ誘導動作には高速な追従性は要求されないため、十分な応答時間であると考えられる。

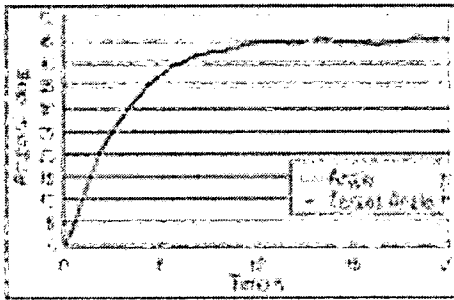


Fig.28 Manipulator Response

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 Fig.29 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。

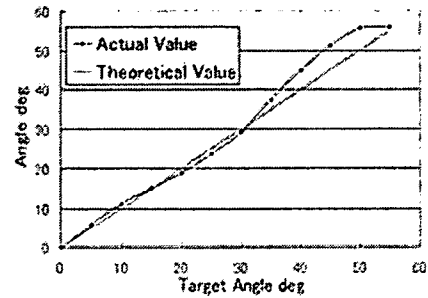


Fig.29 Manipulator Accuracy

これより誤差は最大で  $6[\text{deg}]$  となった。その中でも特に  $35\sim 55[\text{deg}]$  では誤差が大きくなっている。これは、マニピュレータは磁場の方向の誤差が  $\pm 5[\text{deg}]$  に収まる部分内で動作検証を行なったが、外部磁場発生装置のシミュレーション結果をみると、特に  $45[\text{deg}]$  方向では磁場の様性の乱れが大きいことが確認される。したがって、一樣な方向と大きさの磁場がかかっているものとして処理を行っているが、実際はやはずれた方向に磁場が発生している場所があり、これを制御上、誤差  $0[\text{deg}]$  として入力していることに磁場が発生していることに原因であると考えられる。しかしこの磁場の乱れによる誤差は同じ場所では一定であるため、術者が画像を見ながら、偏差の角度だけ磁場の方向や大きさを調整することで修正できるものであると考えられる。以上より、管内では誤差  $\pm 5[\text{deg}]$  程度の大まかな方向を決定することが出来れば、管壁に沿わせてマニピュレータの進路を決定することが出来るため、進路の決定には十分な精度が出ていると考えられる。したがって、この制御方を用いたシステムは管内部誘導に用いることができる。

### C.2 肺形状モデルの生成

ブタ肺の組織を用いて、静的・動的的特性試験結果を実施し、肺の特性データを計測した。また、人間の肺の CT 画像をセグメンテーションし、肺を実質と気管支に分けて、モデル化した。これにより、肺の 3D モデルを構築することができた (Fig.30, Fig.31)。

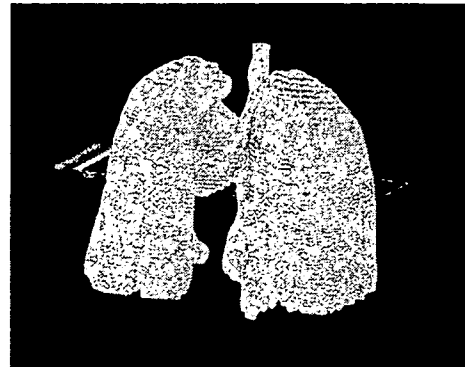


Fig. 30 A shape model of lung tissues

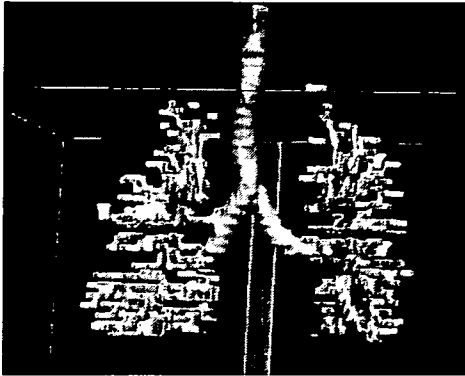


Fig. 31 Airways blanch of lung tissues

### C.3 腫瘍位置同定支援マニピュレータの力センシング精度検証

力センサユニットを用いた鉗子マニピュレータ（腫瘍位置同定支援マニピュレータ）先端の力の計測精度を評価した。計測の際には先に示したように、力センサユニットは姿勢に応じて術具の自重を差し引く必要があるため、姿勢を変化させながら計測精度を評価することとした。

まず、検出する錘には同定アルゴリズムの検証で用いる力の値を参考に、20[g](0.20[N])および50[g](0.49[N])の分銅を選択した。

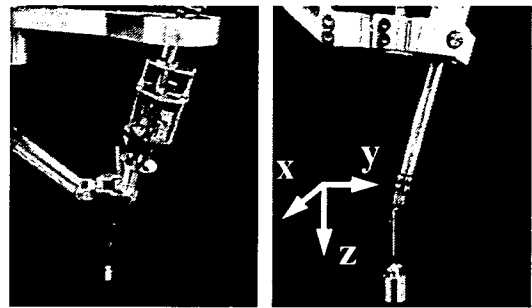
座標系に関しては、Fig. 32(c)のように重力方向を+z軸方向とするように絶対座標系を定めた。錘は重力方向のみに影響することから、Fzに関しては常に錘の重さしか負荷がかかっていない状態であり、Fx, Fyに関しては何も負荷がかかっていない状態となっている。そのため、負荷を加えた際の計測精度の評価が容易となっている。

姿勢の変化に関しては、低速で術具の姿勢を変化させることとした。低速で駆動させたのは、今回の評価実験では術具の重さによる慣性などの動的状態を評価するのではなく、静的な状態で先端にかかっている力の検出精度を評価するためである。位置決めマニピュレータに Fig.32 で示す y 軸方向に振幅15[deg]のsin波を入力として加え、力センサユニットおよび鉗子マニピュレータの姿勢を変化させた。

Fig.33, Fig.34 に実験結果を示す。左側の縦軸に先端にかかる外力、右側の縦軸に鉗子マニピュレータの姿勢角度、横軸に時間を示している。Fig.33 に20[g](0.20[N])の分銅を負荷したときの実験結果を示す。そして、Fig.34 に50[g](0.49[N])の分銅を負荷したときの実験結果を示す。力センサのノイズをカットするために実験結果には2次のローパスフィルタを用いた処理を行った。重力方向を+z軸方向とし、絶対座標系を Fig. 32(c)のように取った。Fzに関しては、錘の重さ(0.2[N], 0.5[N])を基準に誤差を評価し、

Fx, Fy に関しては錘の重さ影響しないことから0[N]を基準に誤差を評価することとする。

Fig.33 の実験結果より、Fz は0.2[N]を基準とし±0.05[N]の誤差が生じており、Fx, Fy は0.0[N]を基準とし±0.1[N]の誤差が生じている。同様に Fig.34 の実験結果では、Fz は0.5[N]を基準とし±0.05[N]の誤差が生じており Fx, Fy は0.0[N]を基準とし±0.1[N]の誤差が生じていることがわかる。



(a) Overview (c) Tip view  
Fig. 32 Experiment of detecting force accuracy

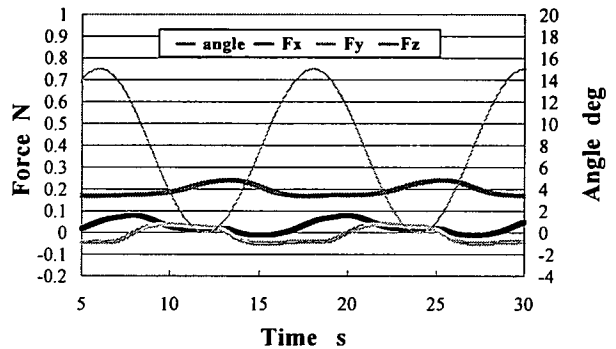


Fig. 33 Detection accuracy(20[g])

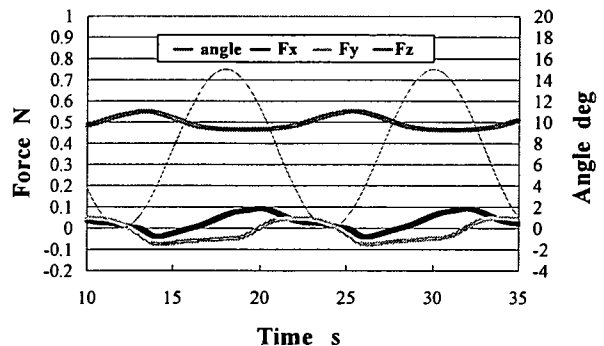


Fig. 34 Detection accuracy(50[g])

### C.4 腫瘍位置同定アルゴリズムの同定精度検証

深さ1.5[mm]に位置する、径14[mm]の模擬癌の真上を中心とし、1.0[mm]間隔で線状に30[mm]の範囲を触診する。触診方法は各点押し込み動作で、触子先端で一定力Fを負荷する。その時のファントム表面からの深さZを縦軸、測定方向を横軸でグラフ化する。今回は、F=0.3, 0.5[N]の2条件において測定を

行った。

Fig.35 横軸に y 軸方向の実際の模擬癌中心からの距離、縦軸に z 軸方向の触診マニピュレータ先端の変位を示す。点線で示されたところが模擬癌の位置である。実験は5回行った。

Fig.36 横軸に y 軸方向の実際の模擬癌中心からの距離、縦軸に z 軸方向の変位を y 軸方向の変位で微分した値の変化を示す。

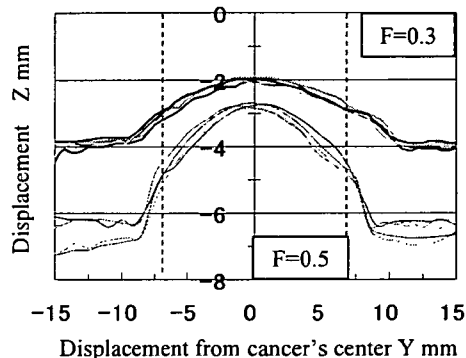


Fig. 35 Evaluation result on detecting capability of cancer position

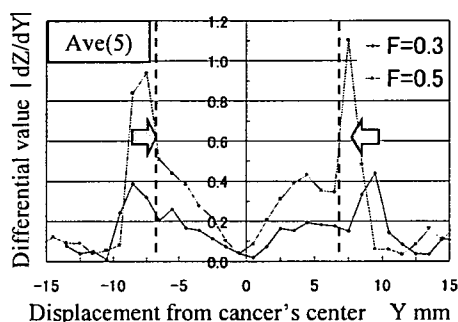


Fig. 36 Differential value of z-axis displacement to y-axis displacement

## D. 考察

### D.1 磁場駆動型マニピュレータの位置制御精度検証実験

構築した磁気駆動マニピュレータシステムにより、体内に柔軟にアプローチが可能であると考えられる。しかし、本報告における検討は、理想的な状態においてである。システム外部にある磁性体がシステム内部の磁場に及ぼす影響などの外乱が予想される。また、チューブと先端の持つ慣性、臓器からの反力と曲げモーメントを含めた運動方程式の検討などにより、先端角度を制御するための適切な制御方法の構築が必要になると考えられる。

### D.2 肺形状モデルの生成

構築した肺の形状モデルによって、術前の画像診断装置による手術計画が可能となることが示唆され

た。さらなる展望としては、肺の虚脱の前後における腫瘍位置の変化など、実環境においてさらに精度を高める技術の構築が挙げられる。

### D.3 腫瘍位置同定支援マニピュレータの力センシング精度検証

実験結果 (Fig.33 と Fig.34) より、Fz においては 0.2[N] および 0.5[N] の入力に対して、先端にかかる力を  $\pm 0.05$ [N] の誤差で検出できたことがわかる。Fx, Fy に関しては  $\pm 0.1$ [N] の誤差が生じていた。

誤差の主な原因としては、用いた力センサの分解能が 5.0[gf](0.0049[N] 0.05[N]) であることが考えられる。また、力センサユニットの有する感性の影響も考えられる。

### D.4 腫瘍位置同定アルゴリズムの同定精度検証

実験結果 (Fig.35 と Fig.36) より、0.3[N] よりも 0.5[N] でセンシングした方が、境界を示す微分値が 2 倍以上になることが分かった。また、実際の癌の位置となる境界線と微分値の最大になる点を比較すると、1.5[mm] から 2.5[mm] 程度ずれていることが分かった。これより、0.5[N] の力でセンシングを行えば、2[mm] 程度の精度で腫瘍の位置を同定することが可能であることが示唆された。

## E. 結言

MRI などの外部磁場発生装置の磁場を用いて体外から操作可能なフレキシブルなマニピュレータの駆動方式を提案した。更に外部磁場発生装置とセンサを用いたマニピュレータの試作を行い、その姿勢制御の構想を示した。これにより、軟性内視鏡を先端に装着することによって、直視による術前の診断が可能となる。さらに、MRI などの画像診断装置から構築した肺形状モデルによって、低侵襲での腫瘍位置の同定と摘出を計画することが可能となることが示唆された。術中では、MRI などの視覚的情報に加えて、腫瘍位置同定支援マニピュレータとその制御方法により力学的情報を用いて腫瘍位置を高精度に同定が可能である。開発した腫瘍位置同定支援マニピュレータは、低侵襲で体内の癌にアプローチして直接接触し、体外に配置した力センサで癌と触れている力とその組織の変位を正確にセンシングすることが可能である。力のセンシング精度を実験室環境で検証したところ、0.1[N] 以内の精度であることを確認した。この腫瘍位置同定支援マニピュレータに腫瘍位置同定アルゴリズムを組み込むことにより、マニピュレータ先端が接触している力と組織の変位の情報を用いて、周囲の組織と癌組織の力学的特性との違いから、埋もれている癌の位置を同定することが可能である。制御アルゴリズムに関しては、癌の位置の同定精度を検証するため、肺およびその癌の力

学的特性を模擬した、ファントムを作成した。検証実験はファントムを用いて行い、マニピュレータ先端が組織と接触している力と変位の情報から誤差2[mm]で正常組織に埋もれている癌の位置を同定可能であることを確認し、熟練医師と同等かそれ以上の精度で同定可能であることを証明した。

展望としては、一部MRIに対応する材料を試作機では用いていないことから、その改良が挙げられる。さらにこれを外部磁場駆動型マニピュレータと組み合わせて診断から治療まで用いることにより、オープンMRI下でのより安全で低侵襲な治療が可能になると考えられる。以上より、本研究で開発したマニピュレータと制御アルゴリズムを用いることにより、低侵襲で癌位置を正確に同定でき、より患者に負担の少ない治療が可能になると考えられる。

## G.研究発表

### 1.論文発表

なし

### 2.学会発表

1. 元吉正樹, 岡本淳, 藤江正克, “磁力駆動手術マニピュレータの開発”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会’04 講演論文集 (CD-ROM), 2P2-H-54, 2004-6
2. 原田香奈子, 坪内広太, 千葉敏雄, 藤江正克; Open-MRI 下における低侵襲胎児手術用マニピュレータの開発, 第13回日本コンピュータ外科学会論文集, pp.111-112, 2004-12
3. Kanako Harada, Kota Tsubouchi, Toshio Chiba, Masakatsu G. Fujie; Manipulators for intrauterine fetal surgery in an Open MRI, ICRA 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp.502-507, 2005-4
4. Kanako Harada, Kota Tsubouchi, Toshio Chiba, Masakatsu G. Fujie; Manipulators for intrauterine fetal surgery in an Open MRI -Report on first prototype-, CARS 2005 Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.1365, 2005-6
5. 原田香奈子, 岩瀬健太郎, 坪内広太, 千葉敏雄, 岸宏亮, 藤江正克; 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-, ロボティクス・メカトロニクス講演会’06 講演論文集 (CD-ROM), 2A1-N-117, 2005-6
6. 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, 05(X)-046, 2005-11
7. 元吉正樹, 岡安はる奈, 岡本淳, 藤江正克, “低侵襲手術用磁気駆動方式マニピュレータの開発”, 日本機械学会ロボティクス・メカトロニクス講演会2006論文集 (CD-ROM), 2A1-A11, 2006-5

## H.知的財産権の出願・登録状況

特になし



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)  
分担研究報告書

新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究

分担研究者 石山和志 東北大学電気通信研究所教授

研究要旨

手術用ロボット機器を安全に使用するためには、ロボット自体の研究に加えて、ロボットの発生する磁界による機器の誤動作を防ぐことが必要である。そのためにはロボットが発生する磁界の正確な計測、さらにはロボットの設置された手術室への磁性体の持ち込みを防ぐためのセンサ技術などが必要となる。そこで本研究では、小型で高感度の磁界センサに関する検討を行い、常温で動作し高い感度を有するセンサを実現するための要素技術を明らかにした。本報告は全研究期間(3年間)の成果についてまとめたものである。

A. 研究目的

新たな手術用ロボットの導入においては、MRI、あるいは磁気アクチュエータなど磁気を利用する機器が必要となると考えられている。そのため、手術室に持ち込まれる機器には、磁気装置の誤動作や磁気装置からの漏洩磁界により思わぬ力がかかるなどの事故を防ぐために、磁性体の存在を事前に精密に計測しておく必要がある。しかしながら従来このような用途の検査機器は開発されておらず、新たな磁気センサの開発が必要となる。東北大学電気通信研究所においては、これまで微小な磁界を計測するためのセンサの開発を行ってきており、そこで蓄積された知見を生かして、新たな手術室に持ち込む機器の検査用のセンサシステムを実現するための検討を行った。具体的には、磁性体薄膜に高周波電流を通電した際の高周波電気抵抗が外部磁場に依存して変化することを利用したセンサに関して詳細な検討を行った。

B. 研究方法

高透磁率磁性体に高周波電流やパルス波を直接通電し、外部磁界による透磁率変化を介し、表皮効果および自然共鳴によりインピーダンスが大きく変化することを利用した磁界センサは、GMI センサあるいは高周波キャリア型磁界センサと呼ばれ、高感度化の研究および産業応用が議論されている。このセンサ素子の磁界検出の感度限界は熱による磁化のゆらぎで決定され、その値は室温で  $10^{-13}$  T

台に達するとの報告がある。この磁界センサの高感度化においては、微小信号検出回路の開発および検出回路を考慮した素子設計するとともに、センサ素子自体の感度を高めることが重要となる。高周波キャリア型薄膜磁界センサを用いた交流磁界の検出回路として搬送波抑制回路が提案されており、搬送波の位相雑音を熱雑音以下に低減させることで、501 kHz において  $1.7 \times 10^{-12}$  T ( $1.7 \times 10^{-8}$  Oe) の微小交流磁界の検出を実現している。

しかしながらこれらのセンサでは前述のような機器検査用センサシステムへの適用を考えた場合には感度が不足しており、より高感度のセンサ開発が必要となる。そこで本研究では、センサの構造を検討することによりセンサの感度を高め、手術用ロボットの安全性をより高めるためのシステムの実現を目指した。具体的には、初年度においてセンサが高い感度を示すために必要な構造に関する検討を行った。次年度ならびに最終年度においては、初年度の結果から材料の磁気異方性とと呼ばれる特性を制御することがセンサ感度向上のために重要であることが明らかになったことから、特に複雑なプロセスを必要としない磁性薄膜の形状制御により高い感度を得るための検討を行った。

(倫理面への配慮)

現在の研究は基礎研究の段階にとどまっており、人体あるいは動物を利用した実験の予定はないため、倫理面への特段の配慮は行っていない。また、実験の今後の発展を考えても、我々が医学的実験を行う予定はなく、倫理面の配慮が必要な実験を行う

予定はない。

## C. 研究成果

成果の詳細は、年度ごとの報告書で述べているのでここでは概略のみを記す。

初年度には、手術用ロボット開発のために必要不可欠な室温で動作する超高感度磁界センサを開発するための構造設計に、シミュレーション技術が適用可能であることを示し、それを通じて高いセンサ出力を得るための最適なセンサ構造を明確にした。次年度はセンサに用いる磁性薄膜材料の特性に着目し、磁化の方向によって材料の特性が変化する磁気異方性と呼ばれる特性がセンサ特性に重要な役割を果たしていることを明確にするとともに、一般に高温下で強い磁界を与えるなどの複雑かつ不安定な処理を行うことで制御されてきた異方性を、磁性薄膜の形状を制御するだけで従来以上に正確な制御ができることを提案した。最終年度である三年目では、前年に提案した手法の妥当性を実験ならびに理論から明らかにし、より高いセンサを実現するための指針を明確にした。

## D. 考察

前述のように全期間を通じて新たな超高感度センサの開発に関する検討を行い、その高感度化のための手法を提案するとともに、実証実験を行った。しかしながらその感度は超伝導を利用して液体ヘリウムで冷却しながら使用するSQUIDセンサに比べて約1桁程度劣るものであった。冷却が不要で、センサ部分を体積比で百万分の一程度まで小型化できるというメリットはあるものの、当初の目的であったSQUID並みの感度を室温で実現することはできなかった。しかしながら本研究で得られた成果は、このセンサの感度を一層高めることが可能であることを示すことから、本事業終了後も引き続いて高感度センサに関する研究を行うことで、近い将来には目標とした感度の磁気センサが実現できると考えられる。

## E. 結論

手術用ロボットを安全に使うための磁気センサとして、室温で使用可能な超高感度磁気センサの開発を行った。現在のところ、室温で動作するセンサとしては世界最高の感度を実現しているが、それでも微小な磁性体が手術室に持ち込まれることを防

ぐためのセンサとしては満足できる感度には達していない。しかしながら本研究で得られた知見をもとにさらなる検討を進めることにより、より高い感度のセンサを実現し、手術用ロボットを安全に使用するためのシステムを実現できると考えられる。

## G. 研究発表

### 論文発表

1. S. Yabukami, H. Mawatari, N. Horikoshi, Y. Murayama, T. Ozawa, K. Ishiyama, K. I. Arai, "A design of highly sensitive GMI sensor," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol.290-291, pp.1318-1312, (2005).
2. S. Hashi, Y. Tokunaga, S. Yabukami, T. Kouno, T. Ozawa, Y. Okazaki, K. Ishiyama, K. I. Arai, "Wireless motion capture system using magnetically coupled LC resonant marker," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol.290-291, pp.1330-1333, (2005).
3. 堀越直、藪上信、村山芳隆、小澤哲也、石山和志、荒井賢一、「振幅変調による高周波キャリア型薄膜磁界センサの設計」、*日本応用磁気学会誌*、vol.29, pp.472-476, (2005).
4. 小澤哲也、横田周子、堀越直、藪上信、石山和志、荒井賢一、「高周波キャリアを用いた位相検出型薄膜磁界センサの開発」、*日本応用磁気学会誌*、vol.29, pp.663-666, (2005).
5. 小澤哲也、馬渡宏、藪上信、石山和志、荒井賢一、「高周波キャリア型薄膜磁界センサの位相差検出による交流磁界測定装置の開発」、*日本応用磁気学会誌*、vol.29, pp.831-837, (2005).
6. Shuichiro Hashi, Yuuki Tokunaga, Shin Yabukami, Masaharu Toyoda, Kazushi Ishiyama, Yasuo Okazaki, Ken Ichi Arai, "Development of Real-Time and Highly Accurate Wireless Motion Capture System Utilizing Soft Magnetic Core," *IEEE Trans. Magnetics*, vol.41, No.10, pp.4191-4193, (2005).
7. 仙道雅彦、中居倫夫、橘奈緒子、星則光、鈴木秀夫、堀越直、藪上信、石山和志、荒井賢一、「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」、*日本応用磁気学会*、vol.28, pp.225-228, (2006).
8. 村山芳隆、小澤哲也、堀越直、藪上信、石山和志、荒井賢一、「熱処理温度制御による高周波キャリア型薄膜磁界センサの高感度化」、*日本応用磁気学会*、vol.28, pp.237-242, (2006).

9. 豊田征治、栢修一郎、藪上信、大矢雅志、石山和志、岡崎靖雄、荒井賢一、「複数 LC 共振型磁気マーカを用いた多点位置検出システム」、日本応用磁気学会、vol.28, pp.391-395, (2006).
10. S. Hashi, M. Toyoda, S. Yabukami, K. Ishiyama, Y. Okazaki, K. I. Arai, "Wireless Magnetic Motion Capture System for Multi-Marker Detection," IEEE Trans. Magnetism, vol.42, No.10, pp.3279-3281, (2006).
11. 村山芳隆、小澤哲也、藪上信、石山和志、荒井賢一、「 $10^{-13}$ T台の磁界検出分解能を有する高周波伝送線路型薄膜磁界センサ」、日本応用磁気学会誌、vol.31, pp17-22, (2007).
12. 中居倫夫、高田賢一、阿部宏之、星則光、鈴木秀夫、石山和志、荒井賢一、「不連続インピーダンス変化特性を有した薄膜GMIセンサと微分回路を組み合わせた磁界検出方法に関する検討」、日本応用磁気学会誌、vol.31, pp216-220, (2007).
13. 加藤智紀、石山和志、荒井賢一、「形状磁気異方性による高周波キャリア型磁界センサの異方性制御」、vol.31, pp227-230, (2007).

#### H. 知的所有権の取得状況

なし

厚生労働省科学研究費補助金（身体機能解析・補助・代替機器開発研究事業）  
分担研究報告書

軟性内視鏡的構造の手術器具の開発評価に関する研究

分担研究者 雨宮隆太 茨城県立中央病院・茨城県地域がんセンター長

**研究要旨** 軟性内視鏡的構造を有する手術機器の開発コンセプトが外科手術の侵襲性の軽減・内視鏡下手術の適応拡大に寄与するかを検討するために、本コンセプトの元に開発された内視鏡的構造を有する手術機器を用いて動物実験を行った。また、胸腔鏡下手術機器に必要な構造設計、処置具の開発を目的としてトレーニングボックスを使用したドライラボに於ける検討を行った。動物実験では従来の鏡視下手術に比べて手技の確実性・安全性の向上を得ることができ、開発コンセプトの妥当性が確認出来た。ドライラボでは胸腔鏡下手術に於いては本体部の形状は従来の円柱状ではなく、楕円状あるいは幅の細い長方形様の機器にした方が良く、現在使用されている鉗子では強度不足は否めなく、改善していく必要があることが判明した。

A. 研究目的

軟性内視鏡による各種手技の発展は目覚ましく、従来は外科手術でしか対処出来なかったような病態・疾患に対してもその適応は拡大している。これは軟性内視鏡の進歩により従来は到達できなかった部位への挿入が可能になったことや、内視鏡に用いる鉗子の進歩によるものである。現状では処置孔の数と形状から鉗子の挿入は2本が限度であり、鉗子は直線的にしか動かすことが出来ない。多数のしかも軟性内視鏡と同様の動きが可能な鉗子が開発された場合、内視鏡下の処置は格段に進歩するものと予想される。さらにこの軟性内視鏡と同様の構造を持った手術器機器が開発された場合、先に述べた手術に於ける術野の展開の問題・侵襲性の問題が解決されると思われる。このような開発コンセプトの有益性・妥当性の検討を行い、さらにどのような軟性内

視鏡の構造や使用する鉗子が必要となるかを検討した。

B. 研究方法

2本の細径軟性内視鏡ユニット（子ファイバー）の挿入可能な太径軟性内視鏡（親ファイバー）を使用し、豚の胃粘膜切除、鏡視下胆嚢摘出術を施行する。従来の手術術式と対比し、本手術機器の開発の妥当性・有用性・発展性を検討した。次に軟性内視鏡の先端に上下左右に屈曲可能な滑脱自在な4本の操作アームを装着した新しい軟性内視鏡の試作器を使用して、腸管をアームで避けながら骨盤底・肝下面からウィンスロー孔・左右横隔膜下に到達することの可能性をブタ腹腔内で検索した。さらに動物実験の結果を踏まえつつ、トレーニングボックスを使用して胸腔鏡下肺葉切除を想定した操作を軟性胸腔鏡の周囲に気管支