

図 10: システム概要。大きく分けて、RPT 部と指し棒部から成る。指し棒部では指し棒と再帰性反射材までの距離計測と、指し棒の長さ制御を行う。RPT 部の PC は、プロジェクタにより投影される画像を生成する。このとき、必要に応じ指し棒部からの情報に基づき指し棒を描画する。

システムは、大きく分けて RPT 部と指し棒部から構成される。指し棒部では、指し棒の長さや再帰性反射材までの距離を計測する。指し棒部の長さはロータリーエンコーダを用いて、再帰性反射材までの距離はサーコイルを用いて計測する。そしてこれらの情報を用いて指し棒の長さを制御する (Fig. 11)。制御は AVR マイコン (Atmel 社の ATTiny26L) を用いている。駆動周波数は 8MHz である。なお、金属探知機からの出力は周波数情報であるため、周波数/電圧変換回路を通して制御用マイコンに渡している。

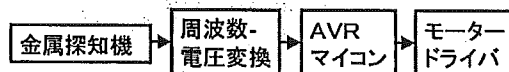


図 11: 指し棒制御回路概要。金属探知部からの出力は周波数変化であるため、電圧に変換している。制御は AVR マイコンにより行われる。

指し棒部で得られた情報のうち、指し棒の長さの情報は RPT 部に送られ、描画に利用される。RPT 部は、提示すべき画像を生成し投影する (Fig. 12)。このとき、画像を立体視することができるように投影が行われる。画像の生成は RPT 部の PC により行われる。このとき、必要に応じて指し棒の映像が生成される。この画像は、右目用プロジェクタ及び左目用プロジェクタにより投影される。

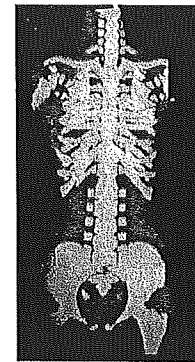


図 12: 観察位置において見える映像の例。実際には立体視できる。

#### 4. まとめ

本研究では、複合現実感、特に RPT システムにおいて顕著となる入力デバイスにおける問題点の解決方法を提案した。すなわち、RPT での複合現実感の提示において実空間上のポインタが実物体内部にある仮想物体を指し示す際に起きる衝突を回避する機構とそのためセンサを提案した。現在、今回提案した方法の実証のためのシステムを構築中である。

#### 参考文献

- [1] Susumu Tachi, "Telexistence and Retro-reflective Projection," Proceedings of the 5th Virtual Reality International Conference (VRIC2003) pp.69/1-69/9, Laval Virtual, France, May 13-18, 2003 Technology (RPT)
- [2] 村元, 稲見, 川上, 館 "把持型力覚提示デバイスの研究," 日本バーチャルリアリティ学会第 7 回論文集, pp. 451-452, 2002.
- [3] TDK Techno Magazine, "第 73 回「磁気による非破壊検査」の巻," <http://www.tdk.co.jp/techmag/ninja/daa00651.htm>

## 頭部搭載型プロジェクタ第9報

### フルオープン型 HMP 「X'talVisor の光学的特性」

Head Mounted Projector (IX)

The optical properties of full-open type HMP "X'talVisor"

園田哲理<sup>1)</sup>, 吉田匠<sup>1)</sup>, 川上直樹<sup>1)</sup>, 館暲<sup>1)</sup>

Tetsuri SONODA, Takumi YOSHIDA, Naoki KAWAKAMI and Susumu TACHI

1) 東京大学

(〒113 東京都文京区本郷 7-3-1, {tetsuri, kawakami, tachi}@start.u-tokyo.ac.jp)

**Abstract:** Head-mounted projector "X'talVisor" can display stereoscopic image without covering wearer's face. This system uses improved retro-reflective projection technology (RPT) consisting of an image projector that is placed on conjugate eye-point and retro-reflector as a projection screen. In comparison with conventional RPT, improved system replaces half-mirror for projection image reflection in conventional system by micro full-reflection mirror. We analyzed this projective system's optical property that is changed by improvement and demonstrated by experiment.

**Key Words:** Augmented Reality, head-mounted projector, retro-reflector

#### 1. はじめに

現実世界とバーチャルな世界をシームレスに融合するオーグメンテッドリアリティ (AR) の分野において、視覚的な融合を担う視覚ディスプレイは非常に重要である。我々はこれまでに、AR 向け視覚ディスプレイとして、再帰性投影技術を用いた頭部搭載型プロジェクタ (Head Mounted Projector: HMP) を開発してきた [1]。HMP では、再帰性反射材のみに選択的に立体画像を表示させることができ、実物体との遮蔽関係を維持したままバーチャルな画像の提示が可能となっている。また、プロジェクタに絞りを設けることでパンフォーカス化し、スクリーンの距離が大きく変化しても鮮明な画像を投影することが可能である。

我々は、この再帰性投影技術を拡張し、新たに頭部搭載型プロジェクタ「X'talVisor」を開発した (Fig. 1) [2]。X'talVisor では、これまで大きく顔を覆うことで快適さを損ない、映り込みによって画質の低下の原因となっていたハーフミラーを、小型の全反射ミラーに置き換える改良を行った。それに伴った光学系の大幅な変更により、これまでの再帰性投影技術と比較して焦点深度も含めた結像特性が大きく変化している。本稿では、改良された X'talVisor の光学系に関して、主に焦点深度に大きく影響を及ぼしている回折光の影響を考慮した解析を行う。

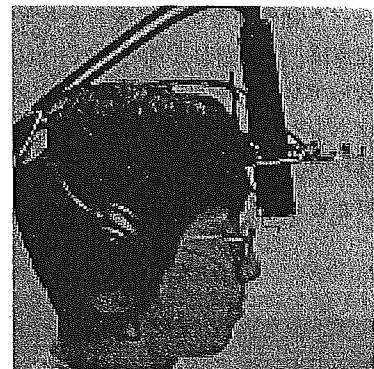


Fig. 1 X'talVisor

#### 2. X'talVisor の光学系

X'talVisor の光学系を Fig. 2 に示す。光ファイバーによって誘導されたメタルハライドランプを光源として、 $f=50\text{mm}$  のコリメータレンズによって光束を平行化し、液晶へ入射させる。画像素子は 0.7 型で  $800 \times 600$  の解像度を持ち、ドットピッチ  $1.778 \times 10^{-2} \text{mm}$  の透過型カラー液晶パネルを使用している。液晶を通った光を  $f=30\text{mm}$  の投影レンズによって一点に集中させ、集中する点に光軸を  $90^\circ$  変換する  $\phi 2\text{mm}$  の微小ミラーを配置している。ミラーによってスクリーンへ向けて投影された光は、再帰性反射によってミラーの位置に大部分が戻ってきて、ミラー付近にあ

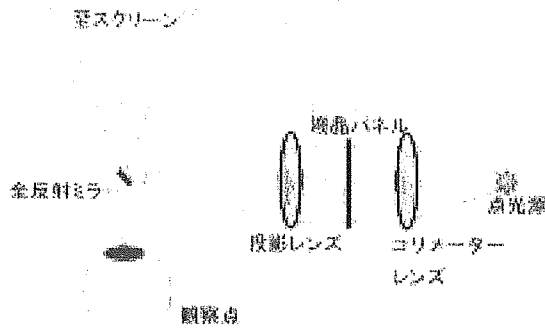


Fig. 2 X'talVisor 光学系

る観察者の目の中に入り、網膜上で結像する。この時、全てのレンズが理想的に働き、液晶を通過した光が平行を維持していると仮定した場合には、投影光はミラーの上に光源像と同じ大きさで収束する。ミラーもしくは光源像の小さい方の径を  $\phi$  [mm] として、距離  $w$  [mm] の位置にある再帰性反射スクリーンに対し、許容錯乱円の半径  $e$  [mm] の鮮明さで画像を投影することを考えた場合、焦点深度  $d$  [mm] は以下の式で表される

$$d = \frac{2ew}{\phi}$$

X'talVisor で、1000mm 離れた位置にあるスクリーンへ画像を投影したとき、解像度を維持する許容錯乱円半径  $e$  は 0.5926mm となる。このときの焦点深度は  $d = 592.6\text{mm}$  となり、通常の投影型ディスプレイと比較して、広い範囲でピントの合った画像の投影が可能となっている。

以上の仮定は、投影光がミラー上の一点に収束することが前提となっているが、実際には収束するはずの点に規則的なパターンが投影されて、収束しない (Fig. 3)。これは、使用している小型・高密度な液晶の格子による回折光の影響であると考えられる。

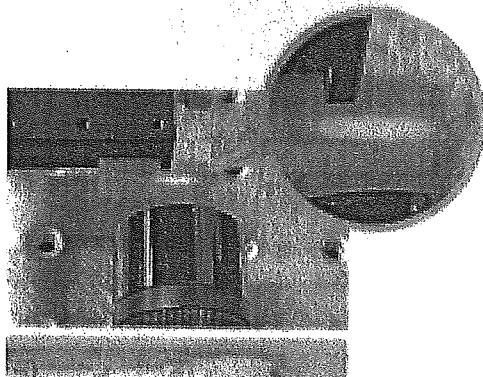


Fig. 3 焦点で収束しない投影光

### 3. 回折光の検証

投影光が収束しない原因が、回折光の影響であることを検証するため、投影レンズの焦点上に現れた格子状の像の間隔を測定し、液晶の格子間隔によって理論的に発生する回折光の間隔と比較を行った。

波長  $\lambda$  [nm] の平行光を、格子間隔  $z$  の回折格子へ入射さ

せ、焦点  $f$  [mm] の投影レンズによって一点に集中させたとき、干渉によって強い光が現れる間隔  $\Delta x$  は

$$\Delta x = \frac{f\lambda}{z}$$

で表される。投影レンズの焦点から  $f=30\text{mm}$ 、液晶のドットピッチから  $z=1.778 \times 10^{-2}\text{mm}$  で、光源の白色光を赤の  $7.000 \times 10^{-4}\text{mm}$  から青の  $4.358 \times 10^{-4}\text{mm}$  の波長域を含む光と考えた場合、 $\Delta x = 0.735 \sim 1.181\text{mm}$  となる。実際に計測した模様の間隔は約 1.0mm であり、よく一致している。微小ミラーの中心に集中する 0 次の回折光によって投影像が結像する場合、周辺の 1 次以降の回折光はスクリーンがどの距離にあっても 0 次回折光と一点に像を結ばないため、結像性能に悪影響を及ぼすと考えられる。実際に、1000mm 先のスクリーンへミラーの径を変えて投影した画像を Fig. 4a, b, c に示す。a が投影した元画像、b が  $\phi 2\text{mm}$ 、c が  $\phi 25\text{mm}$  の場合で、ミラー径の拡大によって 1 次以降の回折光が投影され、鮮明さが低下している。以上から、鮮明な画等の投影を行うには、微小ミラーの径は 0 次回折光のみを反射するように  $2\Delta x$  以内であることが望ましいと考えられる。

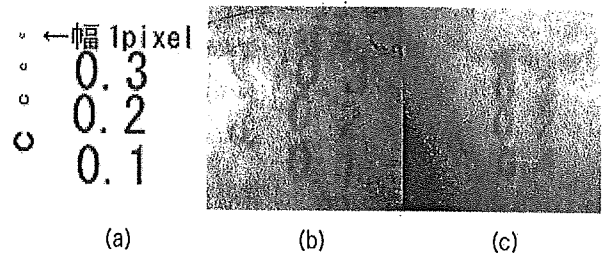


Fig. 4 ミラーを変えたときの投影像

### 4. まとめ

「X'talVisor」では、微小ミラーの径によって焦点深度が変化するだけでなく、液晶の格子によって生じる回折光が、結像性能に影響を及ぼしている。本稿では、回折光を考慮した際の設計指針を示した。今後は、ミラー径による輝度の変化も含めた詳細な検討を行い、X'talVisor の更なる改良を行う予定である。

### 5. 参考文献

[1] M. Inami, N. Kawakami, D. Sekiguchi, Y. Yanagida, T. Maeda, K. Mabuchi and S. Tachi, Head-Mounted Projector, ACM SIGGRAPH '99 Conference Abstracts and Applications, p.179(Emerging Technologies), 1999.  
 [2] T. Sonoda, T. Endo, Y. Suzuki, N. Kawakami and S. Tachi, "X'talVisor", ACM SIGGRAPH 2005 Emerging Technologies, 2005.

## Image-guided Surgical Robotic System for the Future Minimally Invasive Surgery

Makoto Hashizume, MD, PhD, FACS

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

Department of Integration of Advanced Medicine and Innovative Technology,  
Kyushu University Hospital, Japan

Robotic surgery is now developing all over the world. The number of installation of the da Vinci surgical system is now more than 300 in the world. The system provides you less limitation in the movement of the instruments due to 7 degrees of freedom of Endo-Wrist, and better three dimensional endoscopic images at the console. The surgeons can operate the robot in the virtual reality of the human's intra-abdominal cavity. However, there are still some future problems to be solved so far as safety is concerned. The conventional surgical robotic system does not have navigation system nor force feedback system. The intra-operative image is visualized only within the limited area, transmitted through the endoscope so that there is a possibility for the operator to miss unusual accidents. The tissues or surgical strings are easily damaged with the instruments without any force feedback. The operators are required to be well trained and familiar with the robotic system. The size is as large as almost 2m in height and width, and the weight is as heavy as 500kg. Robotic surgery is good indicated to the microsurgery or endoscopic surgery. Laparoscopic total prostatectomy is the best indication now, but there is still controversy in the other indications. Surgeons want more innovative advantages in the robotic surgery than in the conventional surgery. Robotic surgery should provide us what the conventional surgery can not do. Cost effectiveness is the other important issue to be solved. Not only technical assessment, but also socioeconomic

assessment should be established in the advanced medicine in order to develop the robotic surgery as a standard operation.

We are now developing new image-guided robotic systems with navigation system. MRI-guided surgical robotic system is one of them. Operator can confirm the targeting point as well as the results by using a real-time navigation system while puncturing the lesion. Remote tele-surgery of robot-assisted cholecystectomy has been successfully performed on a pig with an internet connected between Seoul and Fukuoka. The distance between the two institutes; Hanyan University Hospital, and Kyushu University Hospital, was 700Km. The time delay was almost 600msec. Three dimensional intra-operative endoscopic images were transmitted with a high quality level by using digital video transmission system. Kyushu University Endoscopic Training Center has been also established in Kyushu University Hospital. Virtual reality simulator and box trainer as well as animate training lab are facilitated in a two day course. Simulator would be shown to have a key role on the education of skill

No human errors and more precise procedures under imaged-guided system are what we sincerely want in the future minimally invasive surgery as a patient-oriented management.

Key Words: Navigation, Simulation, Training, Robotic Surgery, Precision Surgery

## 先端技術の外科学への応用

### 4. ロボット手術

九州大学病院先端医工学診療部・救急部, 九州大学大学院医学研究院災害救急医学

橋爪 誠

## 先端技術の外科学への応用

### 4. ロボット手術

九州大学病院先端医工学診療部・救急部, 九州大学大学院医学研究院災害救急医学

橋爪 誠

**キーワード** ロボット手術, コンピュータ外科手術, シミュレーション, ナビゲーション, 精密手術

#### I. 内容要旨

現在世界で臨床応用されている手術支援ロボットには, ダビンチ, ゼウス, ロボドッグ, ニューロボット, ナビオットなどがある。ダビンチはすでに全世界に 331 台設置され, 腹部外科, 呼吸器外科, 心臓外科, 泌尿器科, 婦人科で FDA の認可を受け, 内視鏡外科手術のほとんどすべての術式が実施可能となった。ロボット手術症例は, 2000 年には 1,500 例であったのが, 2004 年には 20,000 例に達している。

一方, 我が国ではダビンチの治験は終了したが, 医療機器としての認可は下りていないのが現状である。我が国でロボット手術を普及するためには, 医療機器の認可制度や保険医療制度の見直しも重要である。

研究開発では, より小型の手術支援ロボットの開発が行われており, 日本製の手術支援ロボットを用いた動物実験で, 東京-富士宮間, 福岡-ソウル間を電話回線やインターネットで接続して, 遠隔手術に成功した。

今後, 術前計画シミュレーションシステム, 外科医の教育訓練シミュレーションシステム, 画像誘導システム等の開発と相俟って, ロボット手術により患者に優しい未来型医療が実現されるものと期待される。

#### II. はじめに

「ロボット手術」は, 従来の人間の手を用いた方法ではできなかった治療を可能とするために, 最新のコンピュータ技術を駆使して体系化されたもので, 別名

「コンピュータ外科手術 computer-aided surgery」, あるいは「精密手術 precision surgery」と呼ぶのが相応しい。

手術支援ロボットには, 一般外科領域では, 米国のベンチャー企業が開発したダビンチ<sup>1)</sup>やゼウス, 日本で開発したナビオット<sup>2)</sup>などがある。他の外科領域では, 脳外科領域のニューロボット, 整形外科領域のロボドッグ<sup>3)</sup>などが知られている<sup>4)</sup>。ここでは, 一般外科領域におけるマスタースレーブ型手術支援ロボットの最近の動向について概説する。

#### III. 世界の動向

世界で臨床応用されている手術支援ロボットには主に, ゼウス<sup>5)</sup>とダビンチ (図 1) があるが, ゼウスを開発した Computer Motion は, ダビンチを開発した Intuitive Surgical 社に合併吸収され, 現在の市場は事実上後者の独占場となっている。

##### 1. 世界への普及

ダビンチは, 平成 17 年 6 月現在世界に 331 台納入されている。このうち, 約 60% が米国, 約 20% が欧州に設置されている (図 2)。しかしながら, 東南アジアでは各国に 1-2 台程度の普及にすぎない。普及が遅れている主な理由は, 高価であることの他に, 各国により医療機器の認可制度や保健医療制度に大きな隔りがあることにも起因している。

##### 2. 早い開発から製品化まで

ダビンチは, 95 年 12 月に外科医の Frederic Moll とエンジニアの Robert Younge, John Freund が Stan-

ROBOT-ASSISTED SURGERY

Makoto Hashizume

Department of Disaster and Emergency Medicine,

Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, Fukuoka, Japan

#### 4. ロボット手術



図1 ダビンチ

ford Research International (旧 Stanford Research Institute)で築かれた技術をベースにベンチャー企業を設立し作製したものである。この技術は、IBM, MIT, Hear port, Inc, Johnson & Johnson, Olympus Optical, Medtronic, Inc など多くの企業や大学、政府機関などと技術協力がなされている。注目すべき点は、世界のトップの技術を短期間に製品としてまとめあげ、医療レベルにまで押し上げた点で、我が国が学ぶべき点である。

97年3月にはベルギーのCadiere教授とHimpence教授により最初の臨床試験、胆嚢摘出術に成功、98年6月にはパリのCarpentier教授とライブツヒのMohr教授らにより世界初めての冠動脈バイパス手術に成功している。正に「外科の革命」である。

#### 3. 手術適応

現在、腹腔鏡下手術や胸腔鏡下手術の他に、心臓外科手術(弁形成術、冠動脈バイパス手術)、泌尿器科手術(根治的前立腺切除術)、婦人科手術(子宮全摘術、子宮筋腫切除術)など数多くのロボットを用いた内視鏡手術がFDA (the United States Food and Drug Administration)により認可を受けている。

2000年には1,500例であったロボット手術が、2004年には20,000例以上に達している。特に、ロボット手術の利点を最大に生かせるのが前立腺手術の膀胱尿道吻合で、急速な普及が認められている。2004年に全米で試行された前立腺手術75,000例の約10%, 8,000例にロボット手術が施行されている。

一般外科領域では、欧米を中心に多くの臨床報告がなされている。食道癌<sup>4)</sup>や平滑筋腫<sup>6)</sup>、アカラシア<sup>7)</sup>に対する手術、胃ガンに対する手術<sup>8)</sup>、脾臓摘出術<sup>9)</sup>、胆嚢摘出術<sup>10)</sup>、総胆管切開術<sup>11)</sup>、脾腫瘍摘出術<sup>12)</sup>、脾頭十

二指腸切除術<sup>13)</sup>、大腸癌手術<sup>14)</sup><sup>15)</sup>など、多くが従来の腹腔鏡手術よりも良好な結果を得ている<sup>16)</sup>。

#### 4. 長所と短所

ダビンチの性能に関しては、従来報告されているので詳細は省く。内視鏡手術では、鉗子の自由度が低いために、狭い空間で複雑な動きの鉗子操作は難しい。ダビンチは鉗子の動きが7自由度あり、術者は開腹手術時と同様な手術操作が可能となった。モニタも2次元でなく、3次元画像で観察できるために、奥行き感覚情報が得られ、eye-hand coordinationに優れ、より正確な手術が可能となった(図3)。特に、縫合、結紮操作など複雑な操作を容易に行えることが最大のメリットといえる。また、手の震えをキャンセルする機能や、手と鉗子の動き幅を変えるmotion scaling機能があるために今後移植手術などのmicrosurgeryに良い適応と考える<sup>17)</sup>。

術中出血量も少なく、「より正確」な手術操作が可能で手術時間の短縮にも繋がっている。前立腺手術では、従来の手術後に25-60%にインポテンスがみられていたのが、ロボット手術では神経を確認しながら手術を行うことができるために有意に少なくなったという報告もある。入院期間の短縮と早期社会復帰の点では、例えば心臓手術では、傷が小さくなったというだけでなく、術後2カ月かかっていた社会復帰が1カ月で社会復帰できるようになったと報告されている。ロボット手術の導入が、社会経済にどの程度のベネフィットとなるかは、今後の検討を要する。

#### IV. 我が国の動向

我が国では、2000年3月にダビンチを用いたロボット手術が慶応大学で最初に施行され、その後九州大学と共に臨床試験を実施し、2002年6月に終了した。しかし、ダビンチの医療機器としての認可は未だ下りていないのが現状である。現在では、国立循環器病センターと九州大学に設置されているのみである。

九州大学では、2000年7月から2002年6月までにダビンチを用いたロボット手術を62例に施行、また、ゼウスを用いたロボット手術を25例に施行した。症例は、胆嚢摘出術や、Nissen手術、鼠径ヘルニア根治術の他、遠位胃切除術、食道切除術、大腸切除術、脾臓摘出術、Hassab手術、乳腺腫瘍切除術、卵巣切除術、縦隔腫瘍切除術、胸部交感神経節切除術、食道裂孔ヘルニア修復術等を施行し、良好な結果を得た<sup>9)</sup>。

従来の内視鏡手術に比べ、比較的従来法でも問題の

#### 4. ロボット手術

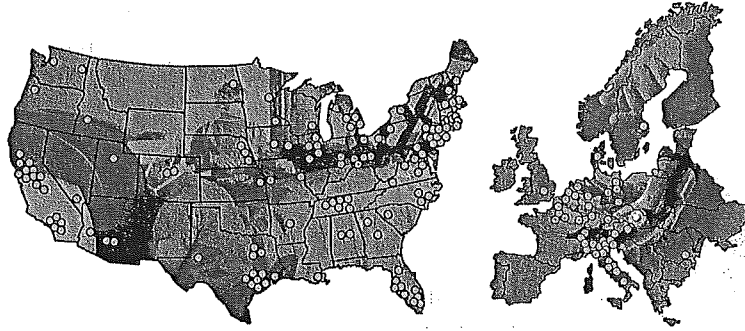


図2 米国（左）および欧州（右）でのダビンチ設置箇所

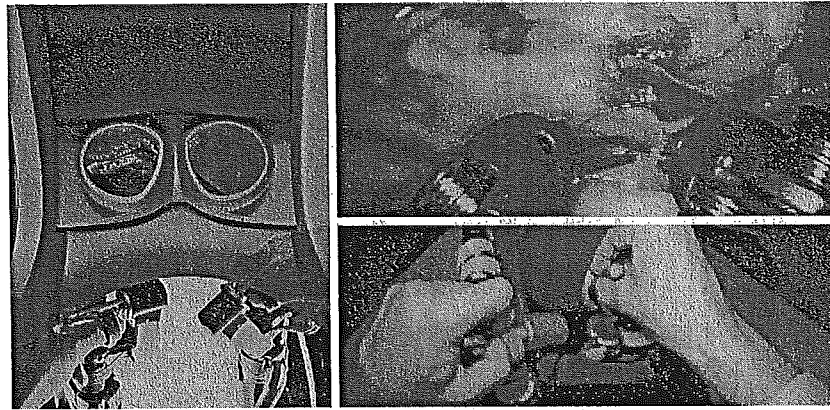


図3 良好な eye-hand coordination が得られ、作業効率がよく考えられたコンソール。

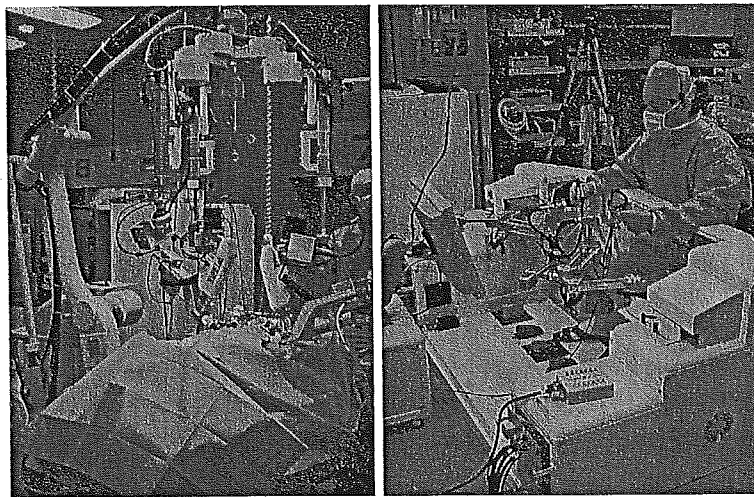


図4 日本製手術支援ロボット：東京－富士宮間（平成14年8月8日）、福岡－ソウル間（平成17年3月2日）の遠隔手術に成功。



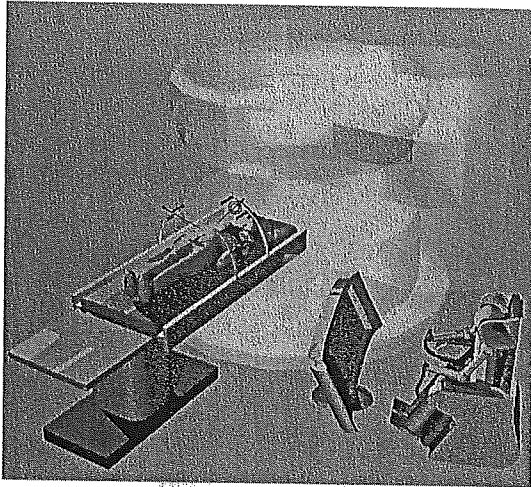


図5 open MR下画像誘導手術支援システム。術中のリアルタイムな画像を取得しながらより精度の高い低侵襲治療を可能とする。

少ない症例では有意な差は認められないものの、内視鏡手術を施行するのが難しいDIC陰性の胆石症例の検討では、手術時間や出血量などがロボット手術の方が有意に少なく全例で手術可能であった。

手術経験のない医学生を対象に、内視鏡手術とダビンチを用いたロボット手術をラットの腸管吻合で比較すると、有意に後者の方がlearning curveが早期から低いことがわかった。すなわち、外科医全体の技術力を押し上げるのにロボット手術は貢献するものと考えられる<sup>18)</sup>。

遠隔手術は既に臨床応用の時代に入っているが<sup>19)</sup>、我が国の手術支援ロボット開発は、現在プロトタイプが既に完成し、東京—富士宮間(平成14年8月8日)や福岡—ソウル間(平成17年3月2日)を電話回線やインターネットで結び、遠隔操作による動物実験に成功した(図4)。

我が国の研究開発上の問題点は、製品化し医療機器として認可を受けるまでの行程が極めて長く社会経済的なリスクが高いことである。厚生労働省を中心に、経済産業省や学会が協力して技術ガイドラインを策定し、一刻も早く欧米並みの速やかな医療機器の認可制度が設置され、併せて保険診療制度の見直しがなされることを期待する。

## V. 今後の展望

内視鏡外科は、直接外科医の目や手を用いた「病氣

を治す医療」から、間接的にモニタや鉗子を用いた「患者を治す医療」へと外科治療を変える契機となった。今、ロボット手術は、最先端のコンピュータ技術を導入し、精密手術を可能とすることで、患者に優しい低侵襲治療を実現しようとしている。今世紀は外科治療学の大変革の時代となるかもしれない。

外科治療は、遠隔指導(tele-mentoring)や、最先端コンピュータ技術を用いたsurgical simulatorによる教育訓練が可能となった。ロボット手術は、単に精密な動きを可能とするだけでなく、surgical navigation機能により、術前画像を術中内視鏡画像の上に3次元的に重畳して示し、より安全で確実な手術が可能となった<sup>20)</sup>。さらに、術中の臓器変形に対応するために、リアルタイムな画像を取得できる術中超音波画像誘導や、術中Open MR画像誘導のロボット手術システムの研究開発が進んでいる(図5)。

## VII. おわりに

ロボット手術は、最先端のコンピュータ技術を外科治療学の中に取り入れることで、内視鏡外科手術が従来なしえなかった治療を可能とする未来型医療といえる。今後、simulatorを用いた術前計画システム、外科医の術前教育訓練システム、navigation systemを用いた術中画像誘導システム、手術結果を予測できるシミュレーションシステムなど次々と研究開発が進み、患者に優しい外科治療のあり方が追求され、未来に相応しい新たな外科学が創造されていくものと期待される。

## 文 献

- 1) <http://www.intuitivesurgical.com>.
- 2) Hashizume M, Tsugawa K: Robotic surgery and cancer: the present state, problems and future vision. *Jpn J Clin Oncol*, 34: 227-237, 2004.
- 3) Marescaux J, Rubino F: The ZEUS robotic system: experimental and clinical applications. *Surgical Clinics of North America*, 83: 1305-1315, 2003.
- 4) Espat NJ, Jacobsen G, Horgan S, et al: Minimally invasive treatment of esophageal cancer: laparoscopic staging to robotic esophagectomy. *Cancer Journal*, 11: 10-17, 2005.
- 5) Kernstine KH, DeArmond DT, Karimi M, et al: The robotic, 2-stage, 3-field esophagolymphadenectomy. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 127: 1847-1849, 2004.
- 6) Elli E, Espat NJ, Berger R, et al: Robotic-assisted thoracoscopic resection of esophageal leiomyoma. *Surgical Endoscopy*, 18: 713-716, 2004.

#### 4. ロボット手術

- 7) Undre S, Moorthy K, Munz Y, et al.: Robot-Assisted Laparoscopic Heller Cardiomyotomy: Preliminary UK results. *Dig Surg*, 21 : 396—400, 2004.
- 8) Hashizume M, Sugimachi K: Robot-assisted gastric surgery. *Surgical Clinics of North America*, 83 : 1429—1444, 2003.
- 9) Hashizume M, Shimada M, Tomikawa M, et al.: Early experience of endoscopic procedures in general surgery assisted by a computer-enhanced surgical system. *Surg Endosc*, 16 : 1187—1191, 2002.
- 10) Miller DW, Schlinkert RT, Schlinkert DK: Robot-assisted laparoscopic cholecystectomy: initial Mayo Clinic Scottsdale experience. *Mayo Clinic Proceedings*, 79 : 1132—1136, 2004.
- 11) Royen G, Chapelle T, Ysebaert D: Robot-assisted choledochotomy: feasibility. *Surg Endosc*, 18 : 165—166, 2004.
- 12) Melvin WS, Needleman BJ, Krause KR, et al.: Robotic resection of pancreatic neuroendocrine tumor. *Journal of Laparoendoscopic & Advanced Surgical Techniques Part A*, 13 : 33—36, 2003.
- 13) Guilianotti PC, Coratti A, Angelini M, et al.: Robotics in general surgery: personal experience in a large community hospital. *Arch Surg*, 138 : 777—784, 2003.
- 14) D'Annibale A, Morpurgo E, Fiscon V, et al.: Robotic and laparoscopic surgery for treatment of colorectal diseases. *Dis Colon & Rectum*, 47 : 2162—2168, 2004.
- 15) Talamini MA, Chapman S, Horgan S, et al.: A prospective analysis of 211 robot-assisted surgical procedures. *Surg Endosc*, 17 : 1521—1524, 2003.
- 16) Hanly EJ, Talamini MA: Robotic abdominal surgery. *Am J Surg*, 188 : 19S—26S, 2004.
- 17) Prasad SM, Maniar HS: Surgical robotics: impact of motion scaling on task performance. *Journal of the American College of Surgeons*, 199 : 863—868, 2004.
- 18) Hernandez JD, Bann SD, Munz Y, et al.: Qualitative and quantitative analysis of the learning curve of a simulated surgical task on the da Vinci system. *Surg Endosc*, 18 : 372—378, 2004.
- 19) Anvari M, McKinley C, Stein H: Establishment of the world's first telerobotic remote surgical service for provision of advanced laparoscopic surgery in a rural community. *Ann Surg*, 241 : 460—464, 2005.
- 20) Hattori A, Suzuki N, Hashizume M, et al.: A robotic surgery system (da Vinci) with image guided function—system architecture and cholecystectomy application. *Studies in Health Technology & Informatics*, 94 : 110—116, 2003.

#### ROBOT-ASSISTED SURGERY

Makoto Hashizume

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

Computer-enhanced surgical systems are becoming common worldwide. Currently, 331 da Vinci surgical systems have been installed. Robotic surgery was successfully performed on more than 20,000 patients in 2004. Intuitive Surgical has received FDA clearance for laparoscopic and thoracoscopic procedures, including hysterectomy or prostatectomy, as well as cardiac revascularization.

The Japanese "Future Project" team has developed a prototype of a smaller surgical robotic system and successfully performed telesurgery on animals between Tokyo and Fujinomiya on August 8, 2002, and between Fukuoka and Seoul on March 2, 2005.

Robotic surgery will lead to dramatic progress in medicine with the development of surgical navigation systems, simulation systems, and telementoring systems.

# 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。

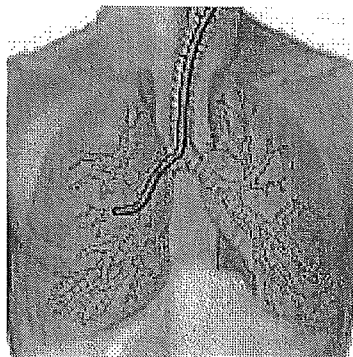


Fig.1 Basic Concept

## 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。

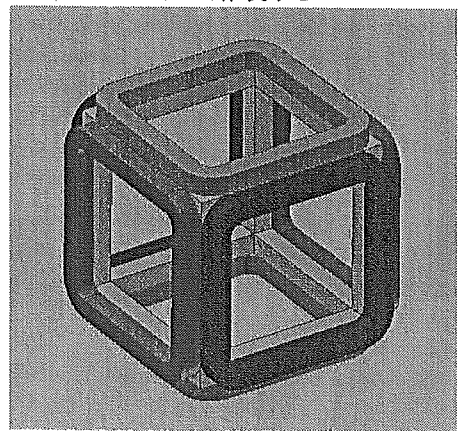


Fig.2 Magnetic Field Generator

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。

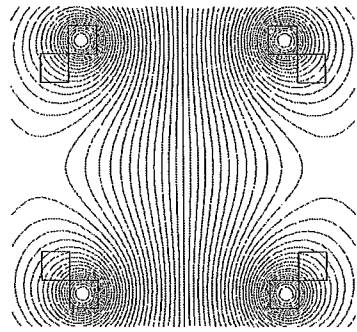


Fig.3 Magnetic Analysis

#### 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。

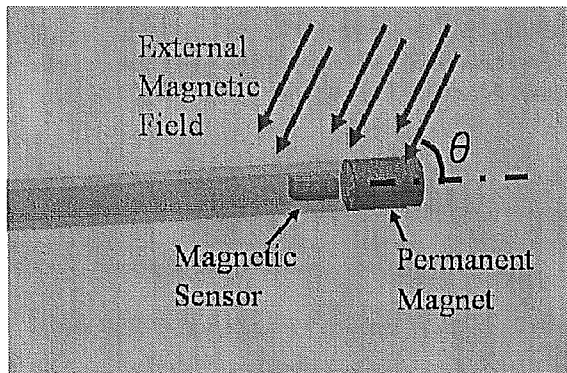


Fig.4 Manipulator Detail

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  $90^\circ$  近くに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。

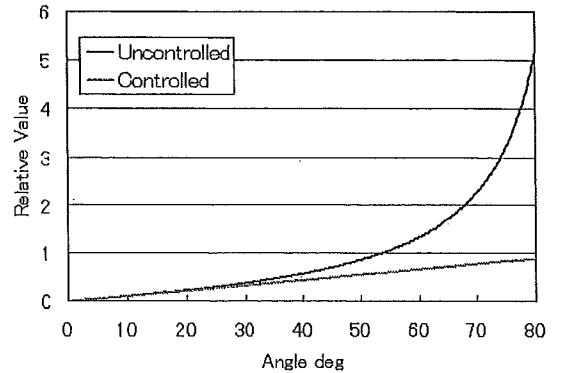


Fig.5 Required Magnetomotive force

#### 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



ELSEVIER

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

SCIENCE @ DIRECT®

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

Journal of  
magnetism  
and  
magnetic  
materials[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).

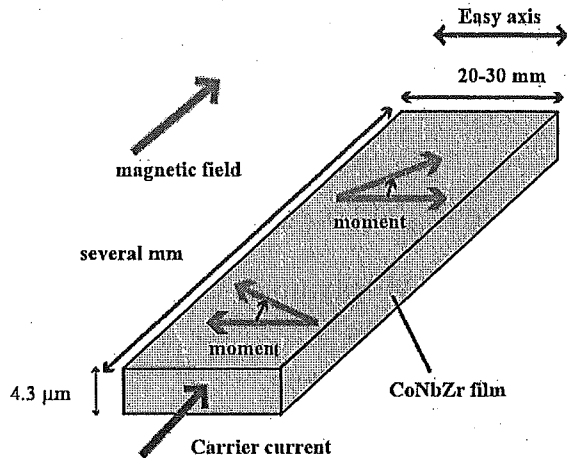


Fig. 1. Schematic view of sensor element.

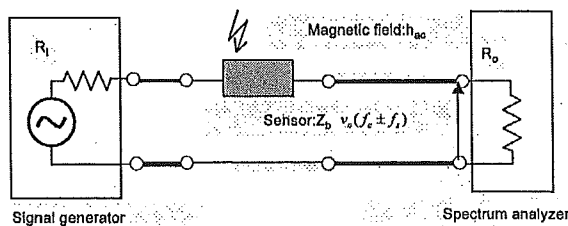


Fig. 2. Equivalent circuit.

where  $f_c$  is the carrier frequency,  $f_s$  is the signal frequency,  $J$  is the current density of the sensor,  $S$  is the cross section of the sensor,  $R_o$  is the input impedance of the spectrum analyzer,  $R_i$  is the input impedance of the signal generator,  $Z_b$  is the impedance of the sensor at a bias point, and  $dZ/dH$  is the impedance change. The sideband level is proportional to the impedance change of the sensor.

On the other hand, white noise increased when the current density  $J$  reached over  $10^7$ – $10^8$  A/m<sup>2</sup>. Therefore, the current density was set to be constant at  $10^7$ – $10^8$  A/m<sup>2</sup> in order to obtain the highest signal-to-noise ratio [6].

### 2.2. Calculation method

Fig. 3 shows a flow chart of the analysis. Parameters are width, thickness of the strip. The magnetic film is a CoNbZr monolayer film with a resistivity of  $120 \times 10^{-8}$  Ωm, and a length of almost several millimeters. Relative permeability was taken into account for eddy current generation, LLG equation, and magnetic dispersion [7]. The dispersion value was decided so that the theoretical permeability agreed with the measured permeability.

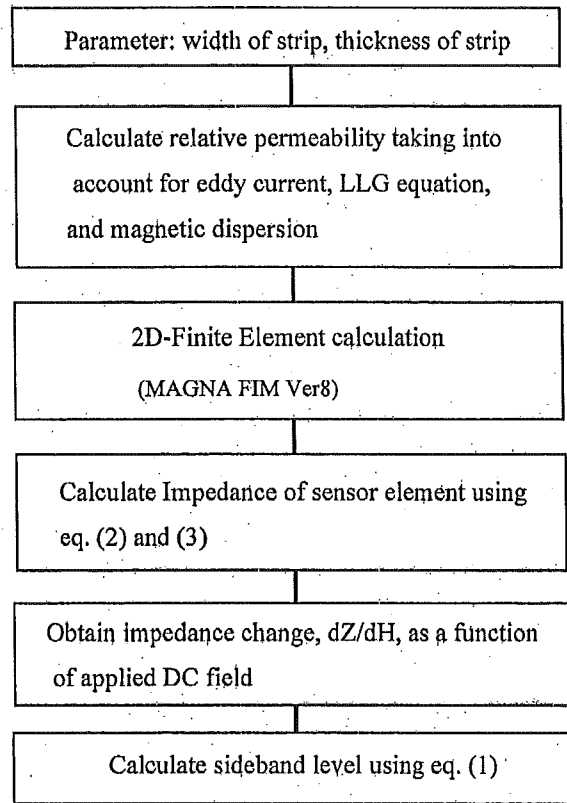


Fig. 3. Flow chart to calculate signal-to-noise ratio.

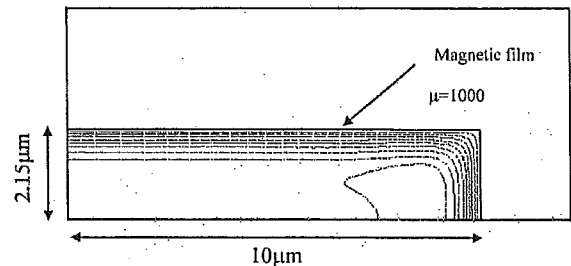


Fig. 4. Flux line of sensor element.

Fig. 4 shows the calculated flux line in cross-sectional view of the sensor strip (2D model) when the width of the strip was 20 μm, the thickness of the strip was 4.3 μm, the relative permeability was 1000 and the frequency was 500 MHz. The model is 1/4 of the total cross section. The carrier current flows through the cross section perpendicularly. The magnetic field was calculated using MAGNA FIM ver. 8 (CRC SOLUTIONS). Most of the magnetic flux existed at the edge of the magnetic film due to the skin effect. There was a closed magnetic loop inside the magnetic film.

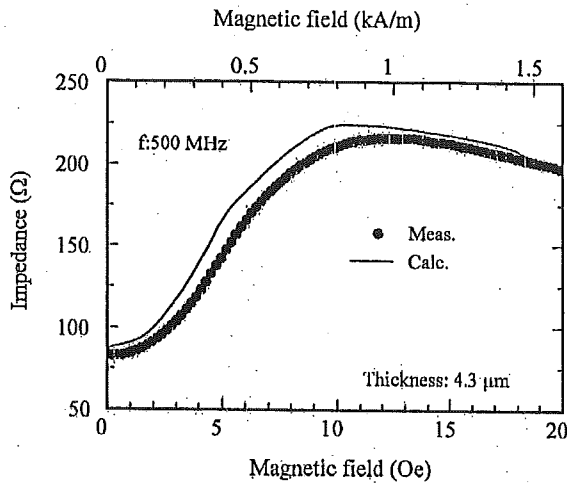


Fig. 5. Strip impedance as a function of DC field.

The inductance was obtained by using Eq. (2) as a sum of the magnetic energy, while the resistance was obtained using Eq. (3) as a sum of Joule's loss.

$$\frac{1}{2} LI^2 = \int_v BH \, dv, \quad (2)$$

$$\frac{1}{2} RI^2 = \int_v \rho J^2 \, dv, \quad (3)$$

where  $L$  is inductance,  $I$  is current,  $B$  is flux density,  $H$  is magnetic field,  $R$  is resistance,  $\rho$  is resistivity of magnetic film, and  $J$  is current density.

Fig. 5 shows a strip impedance as a function of the applied DC magnetic field. The symbols show the measured impedance and the solid line shows the theoretical impedance. The dispersion of magnetic anisotropy was set at about 2.6 Oe, and the dispersion of angle in the easy direction was set at about 2.0°. Measured impedance is in good agreement with theoretical impedance.

### 2.3. Optimum size

An optimum width of 20–30  $\mu\text{m}$  and an optimum thickness of 4.3  $\mu\text{m}$  was obtained from the following analysis: Optimum width of the strip was set at about 20–30  $\mu\text{m}$  by experimental analysis. In the narrow strip, it is difficult to apply an easy axis along the width of the strip. However, the impedance change,  $dZ/dH$  of Eq. (1), increased as the magnetic anisotropy in the direction of width decreased. We applied the easy axis parallel to the direction width when the width of the strip was larger than around 20  $\mu\text{m}$ . We obtained the smallest

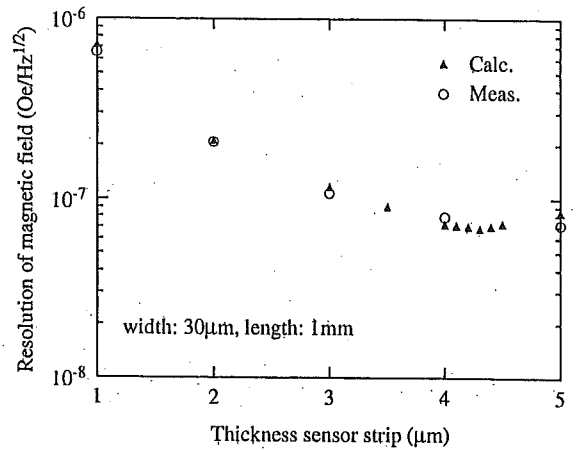


Fig. 6. Resolution as a function of strip thickness.

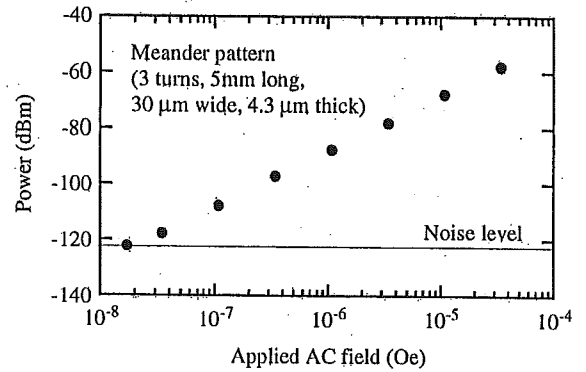


Fig. 7. Resolution as a function of AC field.

anisotropy field with a width of around 20  $\mu\text{m}$  to achieve higher impedance change.

Fig. 6 shows the magnetic field resolution as a function of the optimum thickness when the width was around 20  $\mu\text{m}$ . The circles show the measured resolution and the triangles show the theoretical resolution. Theoretical resolution was in good agreement with the measured data. An optimum thickness of around 4.3  $\mu\text{m}$  was obtained. Impedance change  $dZ/dH$  decreased over the thickness of 4.3  $\mu\text{m}$  because the perpendicular magnetic flux at the edge of the film decreased the effective permeability. Resolution decreased under a thickness of 4.3  $\mu\text{m}$  because the impedance of the sensor element was too high.

### 3. Experimental results

Fig. 7 shows the measured resolution of magnetic field. The CoNbZr sensor element had a width of 30  $\mu\text{m}$ ,

3 turns and a meander pattern, and the thickness of each component strip was 4.3  $\mu\text{m}$ . It was DC biased with 5 Oe and a current at a carrier frequency (370 MHz) was passed through the sensor. A bias field and an AC field were applied in the longitudinal direction of the meander pattern. A small magnetic field was detected using a carrier suppression circuit [8]. The AC magnetic field and the bias field are applied using helmholtz coils. The experiments were carried out in a magnetically shielded room (Attenuation: 40 dB at 1 Hz, 60 dB at 1 kHz). A resolution of  $1.7 \times 10^{-8} \text{ Oe/Hz}^{1/2}$  was obtained at 501 kHz.

#### 4. Conclusion

1. We optimized a sensor structure using FEM analysis to obtain good signal-to-noise ratio.
2. A field resolution of  $1.7 \times 10^{-8} \text{ Oe/Hz}^{1/2}$  were obtained at 501 kHz. The limit was determined by thermal noise at room temperature.

#### Acknowledgement

A part of this research was supported by scientific research fund from the Ministry of Welfare of Japan (16206041).

#### References

- [1] H. Yamadera, Y. Nishibe, T. Morikawa, Y. Nonomura, Trans. IEE Japan 118-A (1998) 689.
- [2] D. Atkinson, P.T. Squire, IEEE Trans. Magn. 33 (1997) 3364.
- [3] A. Takayama, T. Uehara, A. Yuguchi, H. Kato, K. Mohri, T. Uchiyama, IEEE Trans. Magn. 35 (1999) 3643.
- [4] D. Robbes, C. Dolabdjian, Y. Monfort, P. Ciureanu, Physica C 372–376 (2002) 249.
- [5] H. Kikuchi, Doctor Paper, Tohoku University, 2002.
- [6] H. Mawatari, H. Kikuchi, S. Yabukami, M. Yamaguchi, K.I. Arai, J. Magn. Soc. Japan 27 (2003) 414.
- [7] K. Ishiyama, A. Toyoda, K.I. Arai, K. Okita, IEEE Trans. Magn. 31 (6) (1995) 3841.
- [8] S. Yabukami, T. Suzuki, N. Ajiro, H. Kikuchi, M. Yamaguchi, K.I. Arai, IEEE Trans. Magn. 37 (2001) 2019.







ELSEVIER

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

SCIENCE @ DIRECT®

Journal of  
magnetism  
and  
magnetic  
materials

Journal of Magnetism and Magnetic Materials 290–291 (2005) 1330–1333

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

## Wireless motion capture system using magnetically coupled LC resonant marker

S. Hashi<sup>a,\*</sup>, Y. Tokunaga<sup>a</sup>, S. Yabukami<sup>b</sup>, T. Kohno<sup>b</sup>, T. Ozawa<sup>b</sup>,  
Y. Okazaki<sup>a</sup>, K. Ishiyama<sup>b</sup>, K.I. Arai<sup>b</sup>

<sup>a</sup>Department of Materials Science and Technology, Gifu University, 1-1 Yanagido, 501-1193 Gifu, Japan

<sup>b</sup>Research Institute of Electrical Communication, Tohoku University, 2-1-1 Katahira Aoba-ku, 980-8577 Sendai, Japan

Available online 15 December 2004

### Abstract

A novel motion capture system using magnetically coupled LC resonant marker have been developed. This system composed from the LC marker, a driving coil and a pickup coil array. The marker consists only of an inductor and a capacitor without battery or electric wires, and driven wirelessly by the action of electromagnetic induction. The position accuracy was around 2 mm when the marker was located within the space of 50 mm apart from the pickup coil array. The system is applicable for highly accurate motion capturing without magnetic shielding because the system is free from the earth field. Additionally, it has a possibility of a multi-point motion capturing because the system allow markers to have an individual frequency band.

© 2004 Elsevier B.V. All rights reserved.

**Keywords:** Wireless sensing; Motion capture; Magnetically coupled LC resonant marker; Electromagnetic induction

### 1. Introduction

Magnetic motion capture is useful to detect invisible objects in optically isolated space such as in or on a human body. It is desirable to the marker, which puts on a body, is free from electric wiring in order to capture human motions. Particularly, an exact localization and direction will be required for a medical field or a human interface of the next generation.

There have been several investigations to determine the position of a magnetic object by measuring the magnetic field of the object [1–8]. However, conventional magnetic motion captures require comparatively large markers and markers are not free from electric wiring as to obtain a high SN ratio for magnetic signal of markers.

Accordingly, we propose a new kind of magnetic motion capture system utilizing magnetically coupled LC resonant marker. The system is composed of a driving coil, LC marker and a matrix designed pickup coil array. The small marker composed of a minimal LC circuit with no battery driven wirelessly by the action of electromagnetic induction. An investigation of position sensing system using magnetically coupled LC resonance was reported [9]. However, this system is unable to realize the position accuracy in millimeter unit, furthermore, hard to detect the orientation of the marker.

The objective of the present investigation is, therefore, the development of a more accurate method for capturing motion of the markers. In this paper, the fundamental of the proposed motion capture system is described for accurate positioning, position detection of the marker is demonstrated, and then both an induced voltage from the marker responsible for the position accuracy is discussed.

\*Corresponding author. Tel./fax: +81 58 293 2722.

E-mail address: [hashi@cc.gifu-u.ac.jp](mailto:hashi@cc.gifu-u.ac.jp) (S. Hashi).

2. System setup and theory of sensing

Fig. 1 shows a schematic diagram for the motion capture system. The system is composed of a driving coil, a marker and a pickup coil array. The magnetically coupled LC marker that we have prepared is shown in Fig. 2. The marker consists of a high permeability ferrite core ( $1 \times 1 \times 10 \text{ mm}^3$ ) inductor with wound coil and a chip capacitor, which represents LC series circuit designed for a resonant frequency of 175 kHz. Total size of the marker is 4 mm in diameter and 10 mm long. The pickup coil array consists of 25 coils (70 turns of copper wire around acryl bobbin 10 mm in diameter) placed at interval of 45 mm on an acryl board to configure a matrix layout ( $5 \times 5$ ). The excitation is a 25-V sinusoid applied to the driving coil (10 turns of copper wire around Teflon ring 200 mm in diameter), sweeping linearly from 100 to 250 kHz at interval of 20 Hz. The marker is strongly excited at around its own resonant frequency by the action of electromagnetic induction.

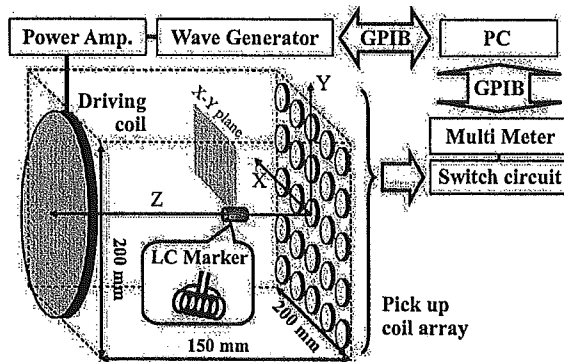


Fig. 1. Schematic diagram for the motion capturing system.

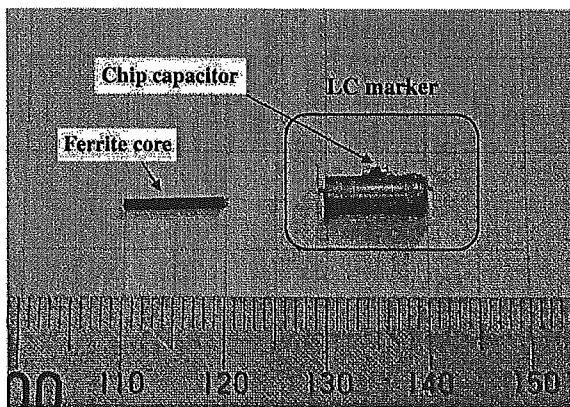


Fig. 2. Photograph of LC resonant marker with high permeability ferrite core.

The induced voltage from the marker is required to detect position and orientation of the marker. Induced voltage from the marker, however, which can be measured with the pickup coil, is associated with the contribution of driving coil. It is necessary to extract only induced voltage of the marker's contribution. In order to extract the desired voltage, first, electromagnetic induced voltage between driving coil and pickup coil without marker, then, induced voltage with the marker was measured, respectively. It is therefore possible to obtain the desired voltage by vectorially subtract induced voltage with the marker from induced voltage without the one.

The position and orientation of the marker is obtained by the use of Eqs. (1)–(3) make an optimization using the Gauss–Newton method [10]:

$$S(\vec{p}) = \sum_{i=0} (\vec{B}_{\text{meas}}^{(i)} - \vec{B}_{\text{cal}}^{(i)}(\vec{p}))^2 \rightarrow \text{Minimum}, \quad (1)$$

$$\vec{B}_{\text{cal}}^{(i)}(\vec{p}) = \frac{1}{4\pi\mu_0} \left\{ -\frac{\vec{M}}{r_i^3} + \frac{3(\vec{M} \cdot \vec{r}_i) \cdot \vec{r}_i}{r_i^5} \right\}, \quad (2)$$

$$\vec{p} = (x, y, z, \theta, \phi, M), \quad (3)$$

where  $S(\vec{p})$  is an objective function (the least-square value),  $i$  is coil number,  $\vec{B}_{\text{meas}}^{(i)}$  is the measured flux density,  $\vec{B}_{\text{cal}}^{(i)}$  is the theoretical flux density which is taken into account of the dipole field and  $\vec{p}$  is the parameters of marker.  $\vec{M}$  is the magnetic moment,  $(x, y, z)$  is the position of the marker and  $\vec{r}$  is a position vector.  $\theta$  and  $\phi$  are the orientation angles of the marker. Eq. (2) shows the algorithm based on the equation of an ideal dipole field, which expressed as a function of the position and orientation. More than six of pickup coils are needed to solve the equation due to six valuables in  $\vec{p}$ .

Fig. 3 shows an example of frequency dependence of the induced voltage with a magnetic marker's

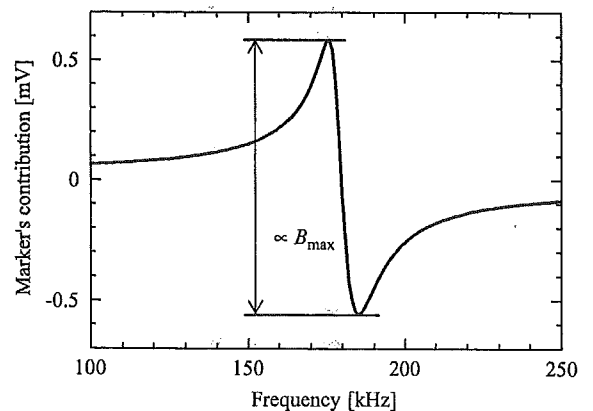


Fig. 3. Marker's contribution extracted from the induced voltage measured with a pickup coil.

contribution. It is measured by a pickup coil which is placed at center of pickup coil array, when the marker was located on the center between the driving coil and pickup coil array parallel to the both coil's axis (Z-axis in Fig. 1). It is subtracted voltage in vector as described before. An abrupt voltage variation is observed around the resonant frequency at 175 kHz of the marker in Fig. 3. The signal is maximal when the coil's axis is aligned with the local magnetic field, which tends to run along the pickup coil's axis. The peak–peak voltage is proportional to the intensity of magnetic flux and depends on the location of the each pickup coils. These peak–peak values were used in the calculation for the position and orientation of the marker.

### 3. Results and discussion

The position accuracy was verified experimentally for the system. Fig. 4 shows the position accuracy when the marker is located parallel to the Z-axis. Marker swept along A–F directions in X–Y plane (Ref. in Fig. 1) at Z-axis coordinates is 25, 35, 45 and 55 mm, respectively.

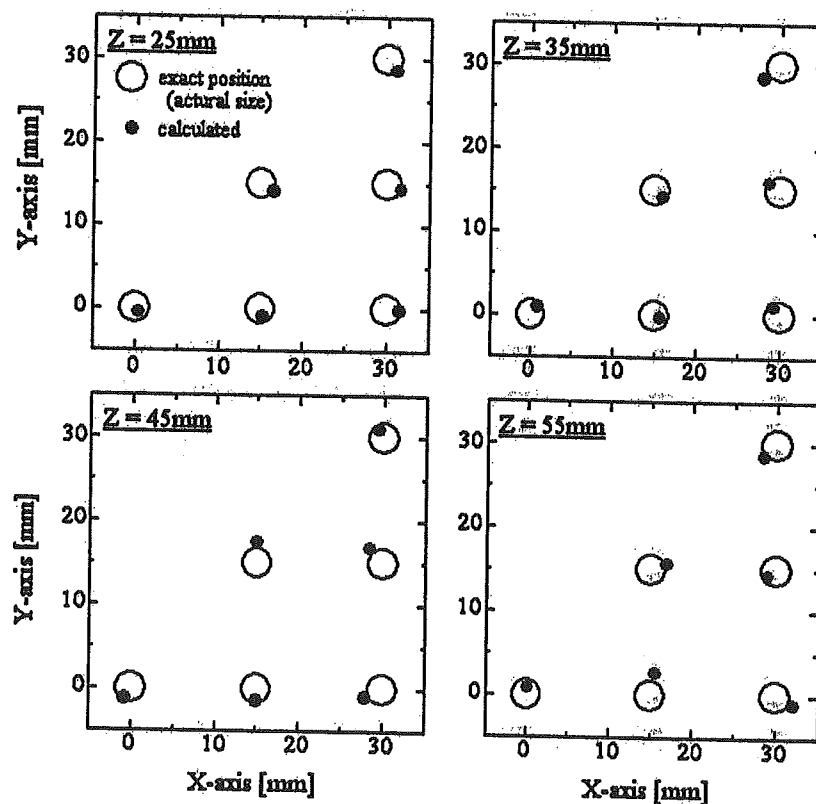


Fig. 4. Calculated and actual position of the marker displaced along A–F directions in X–Y plane at various Z coordinates.

The positions calculated from measured induced voltage are represented by filled circle and the actual positions with the exact dimension of the marker are shown as rather large open circle. As shown in Fig. 4, the position accuracy after considering the size effect of the marker was within 2 mm.

Fig. 5 shows the position accuracy plotted against a geometric mean of the peak–peak voltage with marker's contribution for all 25 pickup coils. According to Fig. 5, the position accuracy is obtained within 2 mm at average voltage above 0.4 mV.

### 4. Conclusion

We have proposed and demonstrated magnetic motion capture system using magnetically coupled LC resonant marker. It has shown that the theory of the system was able to realize, using approximation where the marker is as a magnetic dipole. The position accuracy of the system was about 2 mm when the marker was located within 50 mm from pickup coil array.

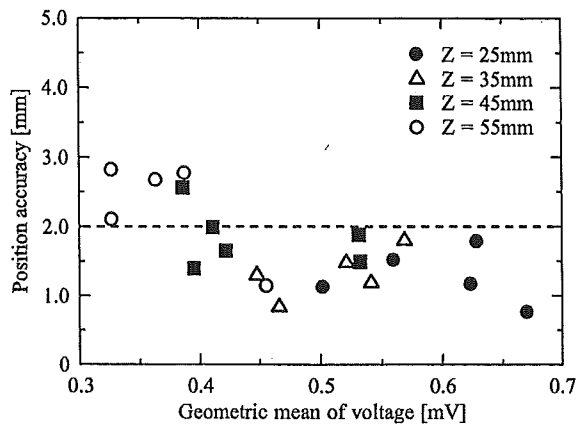


Fig. 5. Position accuracy as function of the average for all signal of the marker measured in pickup coils.

#### Acknowledgements

This study was supported by the Industrial Technology Research Grant Program in 03A47063a from the New Energy and Industrial Technology Development Organization (NEDO) of Japan. This study was also supported by Strategic Information and Communications R&D Promotion Programme (SCOPE) in the

Ministry of Public Management, Home Affairs, Posts and Telecommunications (MPHPT).

#### References

- [1] F. Grant, G. West, *Interpretation Theory in Applied Geophysics*, McGraw-Hill, New York, 1965.
- [2] S.V. Marshall, *IEEE Trans. Vehicular Technol.* VT-27 (1978) 65.
- [3] W.M. Wynn, C.P. Frahm, P.J. Carroll, R.H. Clark, J. Wellhoner, M.J. Wynn, *IEEE Trans. Magn.* MAG-11 (1974) 701.
- [4] J.E. Mcfee, Y. Das, *IEEE Trans. Antenn. Propag.* AP-29 (1981) 282.
- [5] S.V. Marshall, *IEEE Trans. Vehicular Technol.* VT-27 (1978) 65.
- [6] W.M. Wynn, C.P. Frahm, P.J. Carroll, R.H. Clark, J. Wellhoner, M.J. Wynn, *IEEE Trans. Magn.* MAG-11 (1975) 701.
- [7] J.E. Mcfee, Y. Das, *IEEE Trans. Antenn. Propag.* AP-29 (1981) 282.
- [8] S. Yabukami, K. Arai, H. Kanetaka, S. Tsuji, K.I. Arai, *J. Magn. Soc. Jpn.* 28 (2004) 711.
- [9] J.A. Paradiso, K. Hsiao, J. Stricken, J. Lifton, A. Adler, *IBM Systems Journal* 39 (2000) 892.
- [10] T. Nakagawa, Y. Koyanagi, *Experimental Data Analysis by the Least Square Method*, The University of Tokyo Press, 1982.