

図8 実験用 RPT 装置概観

今回スクリーンとして用いた再帰性反射材はマイクロビーズタイプのレフライト社製#9000である。

#### B-4-2 融像可能範囲に関する検証実験

被験者は、図9のような配置の実験装置の視点位置に頭部を顎台によって固定された。そして、左右眼に対して視差のついた画像を提示され、まず、提示画像が一つの円に見えるかどうかを確かめた。一つの円に見えたならば、そこから自分で提示画像の両眼視差の量を変化させ、一つの円に見えなくなる点を融像可能限界とした。これを遠方限界と近方限界について測定し、同様の操作を後述の各条件に対して繰り返した。

最初の段階で一つの円に見えない場合は、自由に両眼視差量を増減させ、一つに見える範囲を求めた。

実験条件として以下の通り、スクリーンの大きさ、スクリーンまでの距離、提示円板の直径の各パラメータを3段階に変化させて行った、

- スクリーンの大きさ（視覚換算）：  
10, 20, 40[deg]
- スクリーンまでの距離：25, 50, 100[cm]
- 提示円板の直径（視覚換算）：  
1, 5, 10[deg]

各条件に対して6回ずつ測定を行い、被験者は6名とした。

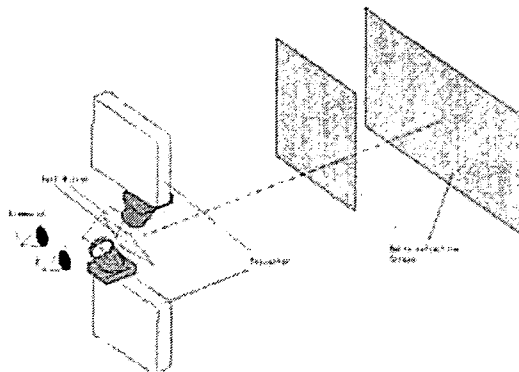


図9 融像可能範囲検証実験装置

#### B-4-3 奥行き知覚に関する検証実験

人間が物体の奥行きを知覚する際、輻輳による絶対距離の知覚と、両眼視差による相対距離関係による知覚が行われていると考えられる。本実験では実物体とバーチャル物体を提示しその奥行き距離が等しく見えるように操作するという手順により、バーチャル物体の位置する奥行き知覚について評価を行った。

B-4-2 で用いた実験装置において、光学系とスクリーンの間に光軸と45[deg]をなすようにハーフミラーを設置し、実物体とスクリーン上の提示物体両方を視認できるようにした。(図10)

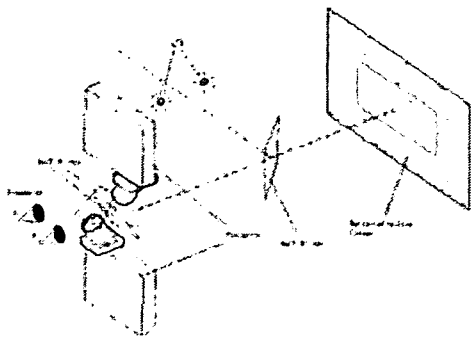


図 10 奥行き知覚検証実験装置

実物体として LED を用い、中心から左右に 7.5[cm]離れたレール上に固定した。この際、見える光点の明るさと大きさが距離によって変化しないよう調整した。また、LED の背景には暗幕を設置した。

被験者は、B-4-2 の実験と同様に頭部を顎台によって固定された。まず中央に画像が提示され、次に被験者から等距離にある一組の LED を点灯する。被験者は提示画像の両眼視差量を調整し、中央の提示物体が両端の LED と等距離に見えるように視差量を調整した。

事前に行った予備実験より、奥行き知覚がスクリーンの大きさと提示物体の大きさに影響されないことが示されたため、スクリーンの大きさ（視角）を 40[deg]、提示物体は直径 1[deg]の円板とした。

実験条件として以下の通り、スクリーンの大きさ、スクリーンまでの距離を 2 段階に、LED までの距離を 2 段階に変化させて行った。

- スクリーンまでの距離：25, 50, 100[cm]
- LED までの距離：50, 100[cm]

各条件に対して 6 回ずつ測定を行い、被験者は 6 名とした。

#### B-4-4 大きさ知覚に関する検証実験

ある物体の奥行き距離が 2 倍になるとすると網膜像の大きさは 1/2 になるが、人間は物体の大きさが 1/2 になったとは感じない。これを大きさの恒常性と呼び、人間が物体の奥行き距離から知覚される物体の大きさを補正していると考えられる。

また、逆に網膜像の大きさが等しい場合でも、奥行き距離が大きくなると知覚される大きさが大きくなる。これは大きさ-距離不変仮説 (size-distance invariance hypothesis) として提唱されている。人間は前述のように複雑な認識過程を経て物体の大きさを知覚している。RPT が人間の知覚機構を考慮した際にも大きさ知覚において有効であるかを検証する。

B-4-2 で用いた実験装置において、実物体として白色プラスチック製の球体（直径 40[mm]）を用い、観察者からの奥行き距離が 50[cm]の位置に固定した。(図 11)

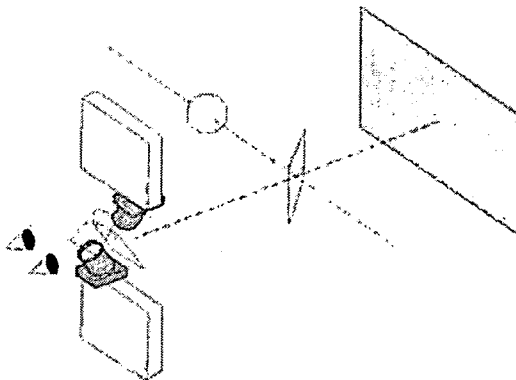


図 11 大きさ知覚検証実験装置

被験者は、前の 2 実験と同様に頭部を顎台によって固定された。まず、被験者に比較用の実物体と提示物体が同時に見えるようにし、被験者は実物体の棒の長さと同提示物体の円板の直径が同じに見えるように提

示物体の大きさを調整した。この際、提示物体の大きさは縦横とも同じ割合で増減し、大きさの変化によって両眼視差量が変わらないようにし、実物体と提示物体がともにそれぞれの距離に固定された状態で大きさのみを比較するようにした。事前に行った予備実験より、大きさ知覚がスクリーンの大きさに影響されないことが示されたため、スクリーンの大きさ（視角）を 40[deg]とした。

実験条件として以下の通り、スクリーンまでの距離を 2 階に、提示物体までの距離を 3 段階に変化させて行った。

- スクリーンまでの距離： 50, 100[cm]
- LED までの距離： 50, 75, 100[cm]

各条件に対して 6 回ずつ測定を行い、被験者は 4 名とした。

#### (倫理面への配慮)

本年度における本研究は機械的・光学的な要素および理論的要素のみを扱い、研究対象者に対する人権擁護上の配慮、研究方法による研究対象者に対する不利益、危険性の排除や説明と理解（インフォームド・コンセント）に関わる状況、実験動物に対する動物愛護上の配慮などは行う必要がある実験等は一切扱っていない。

### C. 研究結果

#### C-1 視野外情報提示システムの実装

B-3-1からB-3-5の内容に基づき視野外情報提示システムを実装した。実装したシステムを図 1 2 に示す。再帰性反射材を貼付した物体（トルソあるいは人体に対応）の後ろ側にカメラを配置し、背景を撮影する。HMP の視点位置には視点カメラを取り付け

ている。使用した機材の緒元は以下の通りである

#### 再帰性反射材

レフライト反射クロス8313（レフライト株式会社）

#### プロジェクタ

- TDP-FF1A（東芝）
- 解像度：800×600（SVGA）
- 輝度：400lx/151m
- リフレッシュレート：60Hz

#### カメラ

- FireflyMV（Point Grey Research）
- 解像度：640×480（VGA）
- リフレッシュレート：30Hz
- インタフェース：IEEE 1394

#### PC

- ThinkPad T42（IBM）
- CPU：Intel Pentium M 1.70GHz
- メモリ：512MB

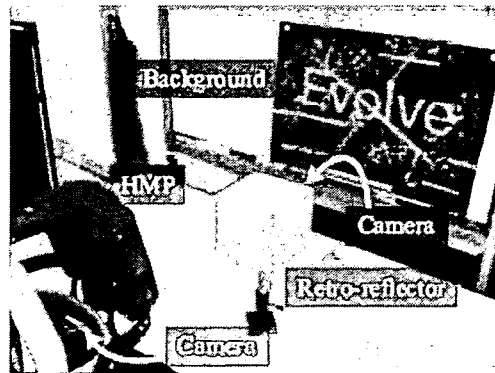


図 1 2 視野外情報提示システム

B-3-3 で提案した処理の流れに従い、視野外情報を遮蔽物体に投影する実験を行う。本実験では、まず背景カメラと視点カメラの画像を取得し、各カメラ画像に対してレンズ歪み補正を行う。続いて SIFT 特徴量

に基づく対応点探索により両画像間の対応点を得る。そして得られた点から RANSAC アルゴリズムによって射影変換行列を算出し、背景カメラ画像を観察者視点の画像に変換する。これを HMP によって遮蔽物体に投影する。図 1 3 は、カメラ画像の取得から観察者視点映像を生成するまでの処理の結果である。SIFT 特徴量を用いた対応点探索により、大きく位置の異なるカメラの画像間においても、対応が概ね正確に取れていることがわかる。また、対応には誤対応が含まれているが、RANSAC アルゴリズムを適用することにより適切な射影変換行列が求められており、背景カメラ画像を射影変換した結果と視点カメラ画像の対応がよく一致している。

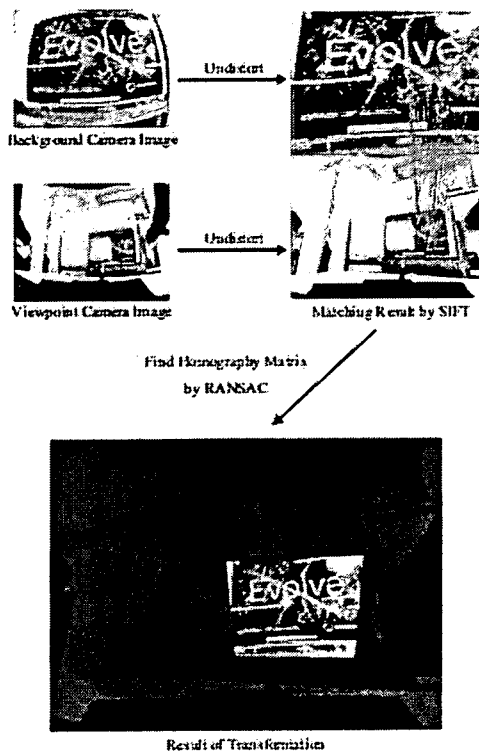


図 1 3 カメラ画像の取得から提示画像生成までの流れ

次に、生成された画像を遮蔽物体に投影した様子を図 1 4 に示す。背景の画像の変換が正しく行われ、適切な視野外情報の提示ができていることがわかる。この結果から、本手法を用いることにより回り込み動作が適用できるような環境では観察者の頭部の位置を測定せずに、観察者視点の映像を生成し、視野外情報を提示可能であることが示された。

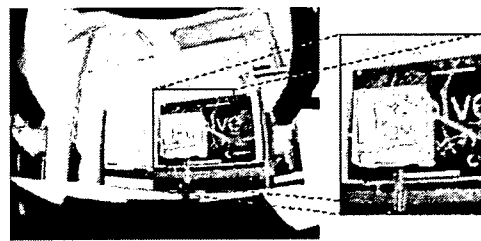


図 1 4 遮蔽物体に視野外情報を提示した様子

## C-2 RPT を用いた視覚提示系の心理物理学的検証

前章で論じた各実験の結果を以下に示す。

### C-2-1 融像可能範囲に関する検証実験

まずスクリーン位置、提示物体の大きさを一定とし、スクリーンの大きさを変化させた結果について述べる。

図 1 5, 図 1 6 は、スクリーン位置 100, 50[cm]、提示物体の大きさが直径 1[deg]の場合の、スクリーンの大きさ(視角)と融像可能な両眼視差の関係を示す。プロットした点は各回の値の平均であり、誤差棒は標準偏差を表す。

ここで、融像可能範囲は図 1 7 に示す両眼視差の値により表す。これはスクリーン

面上の点と提示物体の間の両眼視差を表し、絶対値が大きくなるほど、物体の提示位置がスクリーン面から離れる。非交差性視差の場合は両眼視差は正の値を、交差性視差の場合は負の値をとるものとする。

よって、図15、図16のグラフ内で一つのスクリーンの大きさ(視角)に対して、2点がプロットされているが、青点で示される値の小さな方(負の値をとる方)がスクリーンより近い物体を見る限界の場合の両眼視差を、赤点で示される値の大きな方(正の値をとる方)がスクリーンより遠い物体を見る限界の場合の両眼視差を表している。

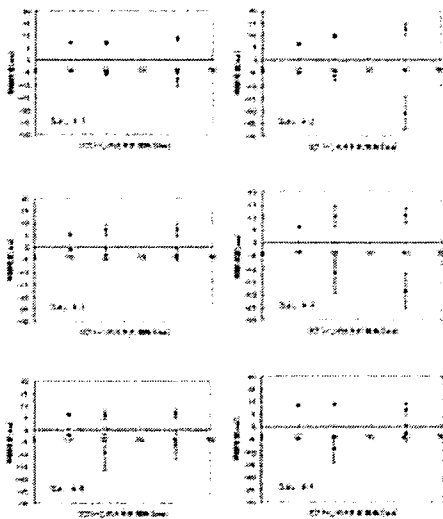


図15 スクリーンの大きさと融像可能範囲の関係(スクリーン距離:100[cm], 提示物体の大きさ:直径1[deg])

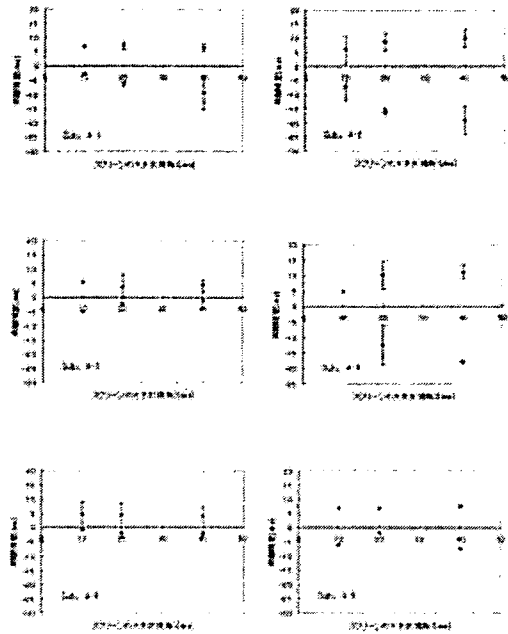


図16 スクリーンの大きさと融像可能な両眼視差の関係(スクリーン距離:50[cm], 提示物体の大きさ:直径1[deg])

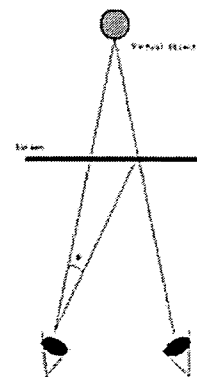


図17 両眼視差

次にスクリーンの大きさと提示物体の大きさを一定とし、スクリーン距離を変えた場合の結果を図18、図19に示す。これらの図はスクリーンの大きさ(視角)が40, 20[deg]提示物体の大きさが直径1[deg]の場合のスクリーン距離と融像可能な両眼視

差の関係を示す。

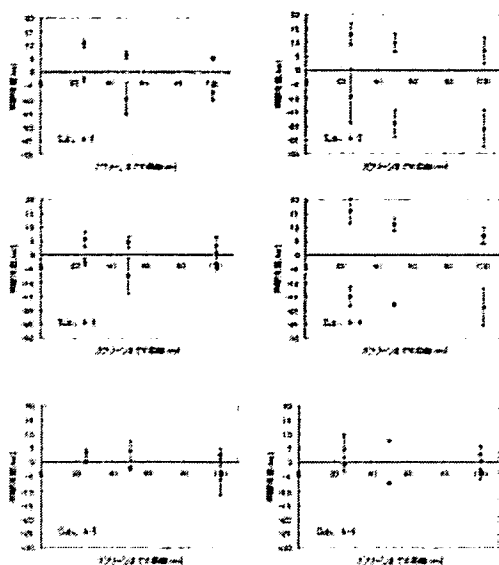


図 18 スクリーン距離と融像可能な両眼視差の関係 (スクリーンの大きさ (視角) : 40[deg], 提示物体の大きさ : 直径 1[deg])

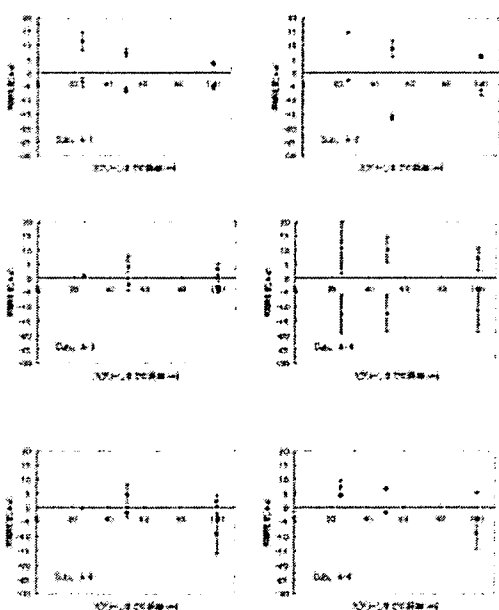


図 19 スクリーン距離と融像可能な両眼視差の関係 (スクリーンの大きさ (視角) : 20[deg], 提示物体の大きさ : 直径 1[deg])

次に、スクリーンの距離と大きさを一定とし、提示物体の大きさを変えた場合の結果について図 20 に示す。図はスクリーン距離を 100[cm], スクリーンの大きさ (視角) を 40[deg]とした場合の、提示物体の大きさと融像可能範囲の関係を示す。

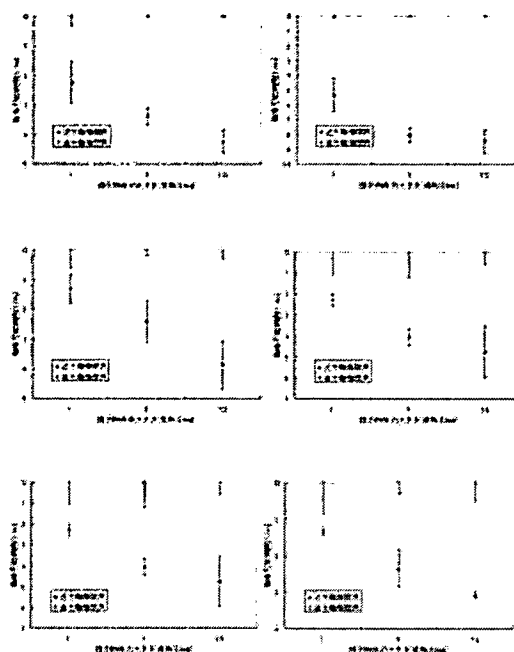


図 20 提示物体の大きさと融像可能範囲の関係 (スクリーンの大きさ (視角) : 40[deg], 提示物体の大きさ : 直径 1[deg])

### C-2-2 奥行き知覚に関する検証実験

図 21、図 22 は、実物体の距離を 50,100[cm]とした場合の、各スクリーン位置において被験者が調整した提示物体の位置を表した結果である。

縦軸は被験者が調整した両眼視差量を眼間距離 65[mm]として提示物体の奥行距離に変換したものである。

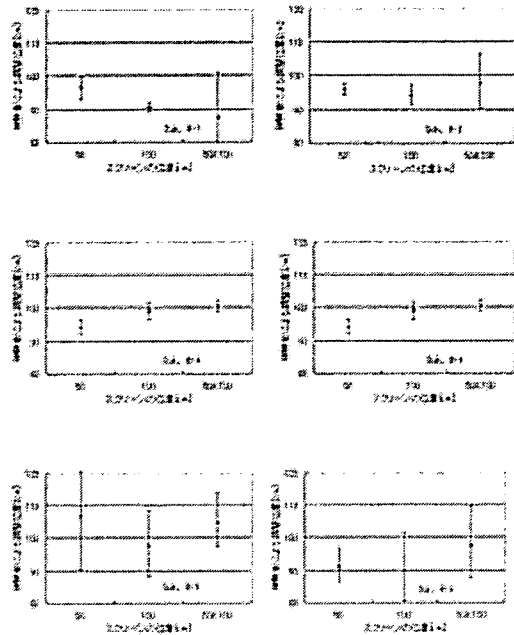


図 2 1 スクリーン位置と被験者の調整した提示物体位置の関係 (実物体位置 : 100[cm])

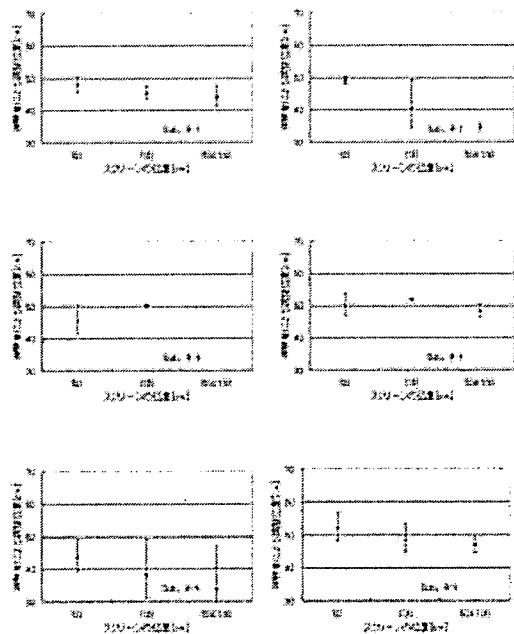


図 2 2 スクリーン位置と被験者の調整した提示物体位置の関係 (実物体位置 : 50[cm])

### C-2-3 大きさ知覚に関する検証実験

結果を図 2 3 に示す。縦軸は比較対照の実物体の大きさ (直径) を 1 としたときの、正規化された提示物体の大きさである。

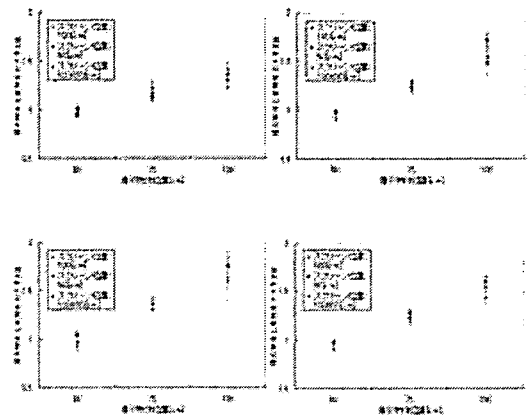


図 2 3 提示物体位置と提示物体-実物体の大きさ比の関係 (実物体位置 : 100[cm])

## D. 考察

### D-1 視野外情報提示システムの検証

本手法の問題点として、処理速度の遅さが挙げられる。現状では射影変換行列の算出のループ速度が 1fps 程度であるため、観察者が移動してから画像が更新されるまで 1 秒ほどの遅れが生じてしまう。観察者が自由に移動しながら提示画像を観察するためには少なくとも 10fps 程度の処理速度が必要である。処理速度の高速化は、画像処理部分を GPU を用いてハードウェア化することで実現可能であると考えられる。今後の課題として、処理速度の向上に加え、背景カメラを複数台にして、どの方向からでも視野外情報を観察可能にすること、複数人に対応した提示システムを構築することなどが挙げられる。

今後は、カメラの取り付け位置や HMP

のレンズ歪みなど様々な要素を考慮に入れたキャリブレーション機構を構築する必要があると考えられる。さらに、ステレオマッチングの精度や速度の向上も課題として挙げられる。

## D-2 RPT を用いた視覚提示系の心理物理学的検証

### D-2-1 融像可能範囲に関する検証実験

スクリーンの大きさに関して、被験者ごとの結果を見比べると、遠方の融像限界はどの被験者も5~10[deg]程度であり差がないのに対し、近方の融像限界は被験者によってかなりの差が見られる。これは、スクリーンから近方に飛び出して見える立体像を見る場合、立体視に慣れた被験者は像の移動にあわせて寄り目をして、かなり近くまで融像することができるのに対し、立体視に慣れていない被験者は寄り目をして融像することができないためだと考えられる。

また、遠方の融像限界は被験者ごとの値のばらつきが小さいのに対し、近方の融像限界は同じ被験者でもかなり値にばらつきが出ている。これは、近くの物体を見ようとするとき眼筋を使って寄り目をするため、実験がすすむと疲労が蓄積されて近くが見えなく場合があるためと考えられる。

スクリーンとの距離に関しては、スクリーンまでの奥行距離が小さくなるほど、近方融像限界も遠方融像限界も観察者にとって近い位置になる傾向が見られる。つまり、観察者に近いスクリーンでは近方の提示物体を融像しやすいが遠方の提示物体は融像

しにくい。逆に、観察者から遠いスクリーンでは遠方の提示物体を融像しやすいが近方の提示物体は融像しにくいとすることができる。これはスクリーン面の位置から生じる調節反応と提示される物体に対する両眼視差・輻輳の反応とに齟齬が生じるので、スクリーンから奥行距離の離れた提示物体は融像しにくいためだと考えられる。

Nagata らによる過去の知見によると融像可能範囲は提示面の位置に影響されないが本実験では上述のように融像可能範囲がスクリーン位置に影響を受けている。この違いの原因として、まず、提示面（スクリーン面）の位置の違いが考えられる。提示面（スクリーン面）の位置が過去の知見では数[m]であるのに対し、本実験では1[m]以内である。よって、スクリーン面が観察者により近いこと、調節反応の影響が大きくなったと考えられる。また、過去の知見では被験者は提示画面のみを見ることができのに対し、本実験では画像提示が行われるスクリーン面の周囲に実環境を見ることができ。このため、スクリーンの端部による画枠効果が強く表れていると考えられる。

提示物体の大きさに関して、どの被験者においても提示物体の大きさが大きいほど融像可能範囲が広がっていることが分かる。これは以下のように説明することができる。提示物体の大きさが小さいとき、視差の手がかりとなる提示物体のエッジは視野の中心付近に存在する。これに対して提示物体の大きさが大きいときは、視差の手がかりとなる提示物体のエッジは視野の周辺部に多く存在する。ここで Panum の融



合域が周辺視野で広がることにより、提示物体が大きいほど融像が可能となる範囲が広くなるといえる。

#### D-2-2 奥行き知覚に関する検証実験

実験結果より、全ての被験者のほぼすべての試行において奥行き知覚誤差が 5[cm]以内となっている。

正確な奥行き知覚を達成するためには当然融像可能範囲が広く、提示物体の融像が容易となるシステムを構築する必要があるといえる。しかし、本実験の条件下では全ての被験者のほぼ全ての条件で、提示物体の調整位置の平均値と実物体の奥行き距離と距離の誤差が 10[cm]以内であり提示物体の奥行き距離を知覚できている。このことは RPT による視覚提示が奥行きの提示を正確に行えていることを実証している。

#### D-2-3 大きさ知覚に関する検証実験

実験結果より、提示物体までの距離が大きい場合は知覚された実物体の大きさが大きく、距離が小さい場合は知覚された大きさが小さくなる傾向が全ての試行に対して見られる。これは、スクリーンの手前では提示物体の大きさが大きく知覚され、スクリーンの後方では提示物体の大きさが小さく知覚されているといえる。この結果は Nagata らによる過去の知見と一致する。

また、スクリーン配置が異なる場合の知覚される大きさの違いは、奥行き 50[cm]の位置で 10[%]以下、奥行き 100[cm]の位置で 20[%]以下である。

以上は、RPT による視覚提示が大きさの提示を正確に行えることを実証している。

#### E. 結論

本年度は「患者・医療情報統合システム」として、昨年度試作したインフォームド・コンセントなどの際に患者に対して可視化する実世界指向型ディスプレイシステムの最終システム構築のためのより高度な提示技術を開発した。

RPT をインタフェースとして用いた際のヒューマンファクタに依存する検証として、融像可能範囲や奥行き・大きさの知覚に着目し、心理物理学的手法を用いて検証を行った。その結果、本研究が想定する実世界指向型ディスプレイシステムの利用環境において融像可能範囲、奥行き知覚・大きさ知覚において視点とスクリーン部の距離が近すぎない（着座時の手のワークエリア内）限り、所望の性能を満たすことが実証された。

#### G. 研究発表

- 論文発表
  - 山崎, 園田, 吉田, 川上, 舘 暉, "X' tal Visor : 頭部搭載型小型プロジェクタの設計と評価," 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.12, No.2, pp.119-126, June. 2007
- 学会発表
  - 山崎, 新居, 川上, 舘, "レイグジスタンスの研究 (第 54 報) -再帰性投影技術を用いた両眼立体視システムにおける手元への視覚提示の効果-" 日本バーチャルリアリティ学会第 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、東京大学工学部と共同で、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。本研究では昨年度から引き続き、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。現時点では距離に関係なくインターネット回線を用いた遠隔手術が可能であった。また、手術に大きく影響する映像品質が、codecの改良により大きく改善し、遠隔手術を実現するインフラが実用段階にあることが明らかとなった。

A. 研究目的

本研究では、遠隔ロボット手術実現のための知見を得るために、低侵襲手術支援システム[1]を用い、国際間(日本-韓国、日本-タイ間)でインターネットを用いた遠隔手術実験を行う。

B. 研究方法

低侵襲手術支援システムは、東京大学工学部で開発され LAN や ISDN 等様々な回線種別に介した遠隔操作が可能なマスタースレーブ型マニピュレータである。スレーブ・マニピュレータは、内視鏡用アーム1腕、手術ツール用アーム2腕の計3腕から構成され、各アームは曲率ガイドを用いた機構的不動点を中心とする回転2自由度、長軸方向の並進1自由度を持つ(Fig. 1)。今年度はネットワーク介した実験を日本(九州大学)-タイ(チュラロンコン大学)間で2回施行し、ロボットの動作遅れ、映像品質、遅延が手術に及ぼす影響を評価した。

(倫理面への配慮)

本研究は動物実験であり、個人情報はいない。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。



Fig. 1 The minimally invasive surgical system

C. 研究結果

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。

映像品質はMPEG2によるCODECを用いたが、昨年と比較すると大幅な画質が向上し、外科医4名の評価では、インターネットを介した画像が遠隔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

今回3700km離れた日本-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、汎用回線もちいた遠隔手術は既に実用段階にあると考えられた。伝送時間遅れに関しては、映

像の遅延が手術ロボットの操作性に及ぼす影響が大きく、これらは回線の品質よりも codec 性能の向上により改善できることが明らかになった。

#### E. 結論

ネットワークを介した遠隔ロボット手術は既に実用段階にある。マスタースレーブ間の動作指令の遅延よりも映像品質が手術に及ぼす影響が大きいが、圧縮技術による向上が認められた。

#### F. 健康危険情報

なし

#### G. 研究発表

##### 1. 論文発表

1. 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
2. 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. Hashizume M: Image-guided Robotic-Assisted Minimally Invasive Surgery. 3rd Asia Conference on Computer Aided Surgery 2007. December 1-2, 2007, Singapore
2. 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

3. 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.** 本研究ではこれまで、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、磁場で駆動するカテーテル型のマニピュレータの研究を行ってきた。本年度は、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とその制御アルゴリズムの構築を行った。マニピュレータは体内で腫瘍と触れている力を体外からセンシングする機構を有する。0.1N 以内の精度でセンシング可能であることを確認した。また、位置同定アルゴリズムについては、肺およびその腫瘍と同等の力学的特性を有するphantomを作成し、接触力情報から誤差2mmで腫瘍位置を同定可能であることを確認した。

### 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。そこでこれまで本研究では、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 などを用いた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てきた。試作機を開発し、体外からの押し込みと外部磁場による姿勢制御により、体内においてフレキシブルなアプローチと先端位置の制御が可能であることを示した。

本年度は、肺の腫瘍を対象として、MRI や内視鏡による視覚情報と力学的情報を合わせて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を目標とし、その要素として、以下の二つの研究を行った。

- (1) 腫瘍位置同定支援マニピュレータの開発
- (2) 腫瘍位置同定アルゴリズムの構築

### B 研究方法

#### B.1 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する。

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. 1 示す。なお、Fig. 1 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製することを想定し、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. 2)。力センサに装着した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. 3)。

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。この機構により、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. 4)。

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. 5).

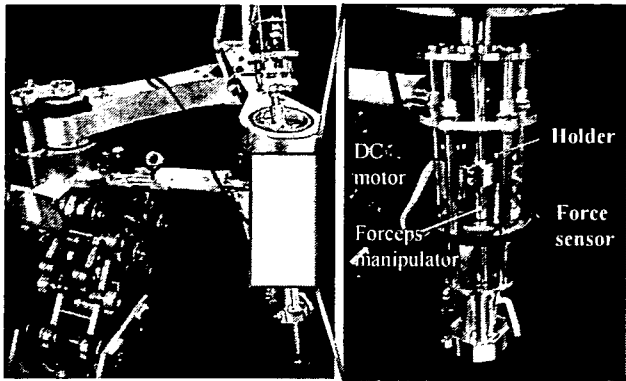


Fig.1 Positioning manipulator and Device manipulator.

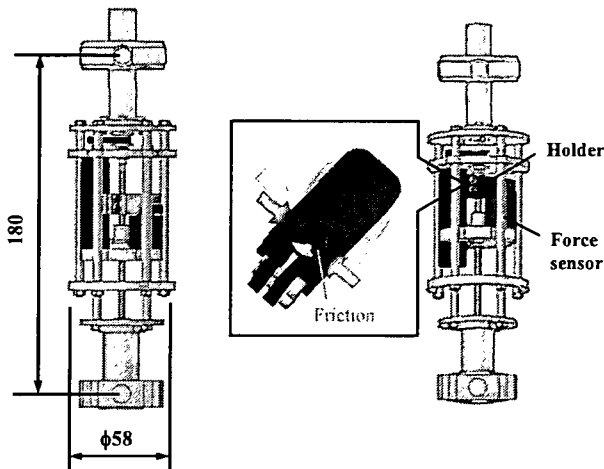


Fig. 2 Overview of force sensor unit

Fig. 3 Holder of the forceps manipulator

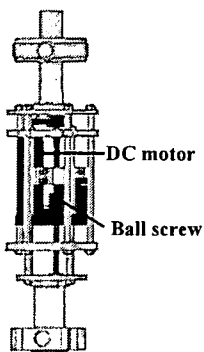


Fig. 4 Translation

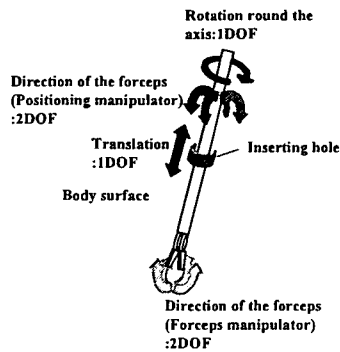


Fig. 5 Degrees of freedom in motion of forceps

### 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. 6 (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. 7)。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。

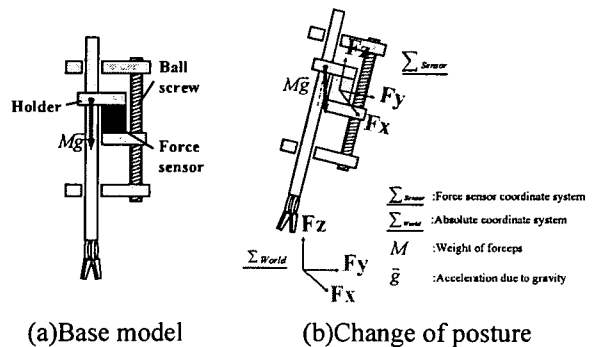
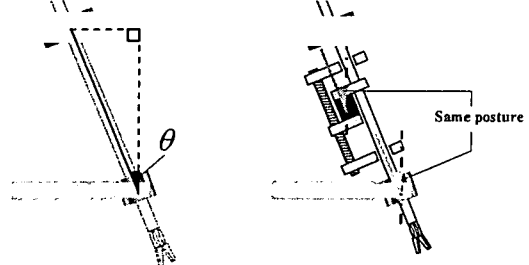


Fig. 6 The sensor and the tip coordinate systems



(a) Posture on the tip of positioning manipulator (b) Posture of the force sensor and pivot

Fig. 7 Posture of the sensor coordinate system

## B.2 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. 8 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. 9 に用いた触診ファントムを示す。Fig. 9 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。

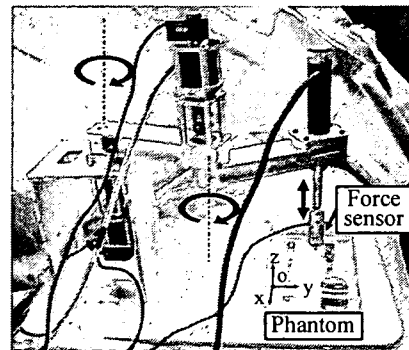


Fig. 8 A prototype of a palpation manipulator for the experiment

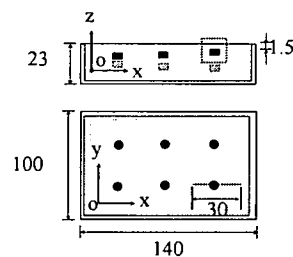


Fig.9 Phantom of lung tissues with cancers

### 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

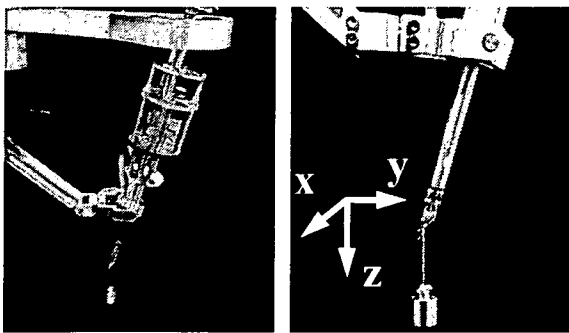
### C.1 腫瘍位置同定支援マニピュレータの力センシング精度検証

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. 10(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. 10 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。



(a) Overview (c) Tip view

Fig. 10 Experiment of detecting force accuracy

Fig. 11, Fig. 12 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. 11 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. 12 に 50[g](0.49[N] 0.5[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. 10(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. 11 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. 12 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。

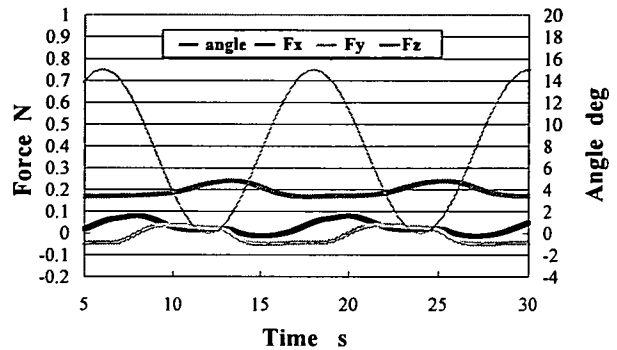


Fig. 11 Detection accuracy(20[g])

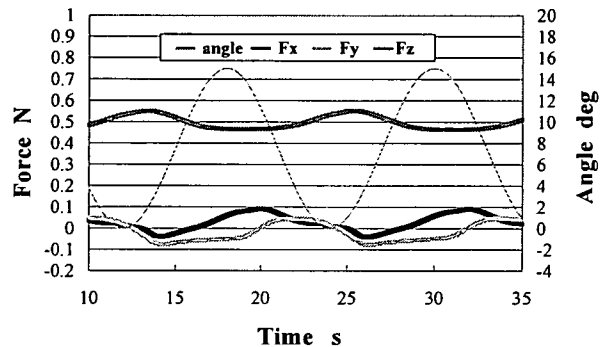


Fig. 12 Detection accuracy(50[g])

### C.2 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(Fig.2の赤)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.13 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.14 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。



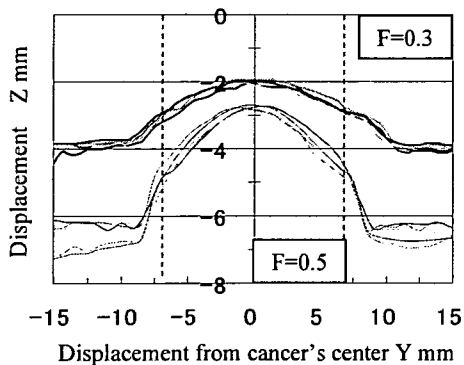


Fig. 13 Evaluation result on detecting capability of cancer position

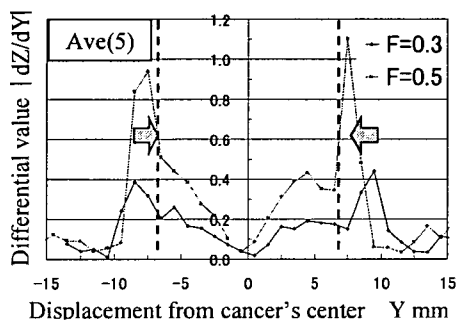


Fig. 14 Differential value of z-axis displacement to y-axis displacement

## D. 考察

### D.1 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.11 と Fig.12) より,  $F_z$  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.  $F_x$ ,  $F_y$  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  $5.0[gf](0.0049[N] \sim 0.05[N])$  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的影響も考えられる.

### D.2 腫瘍位置同定アルゴリズムの同定精度検証

実験結果 (Fig.13 と Fig.14) 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

本研究で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,  $0.1N$  以内の精度であることを確認した.

また, 腫瘍位置同定アルゴリズムについては, 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. この制御アルゴリズムによる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  $2mm$  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.

これにより, 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, MRI による視覚情報と力学的情報を用いた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. 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.

## G. 研究発表

なし

### 1. 論文発表

なし

### 2. 学会発表

なし

## 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。本報告はこれらの成果についてまとめたものである。

A. 研究目的

高透磁率磁性体へ高周波電流やパルス波を直接通電し、外部磁界を印加することで、その透磁率変化を介し、表皮効果及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、MI センサあるいは高周波キャリア型磁界センサと呼ばれ、高感度化の研究及び産業応用が議論されている<sup>1)2)</sup>。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<sup>3)</sup>。

筆者らは先に、磁性薄膜を短冊状に加工することで素子に形状磁気異方性を付与した高周波キャリア型磁界センサの研究を行ってきた<sup>4)5)</sup>。これらの研究において、磁性薄膜の寸法比や配置する間隔によって素子の異方性強度を制御し、その結果センサ特性が制御可能である事を示した。しかしセンサの高感度化を図るためには、素子の異方性強度をより低減させる必要があった。

本研究は素子の異方性強度を更に低減させた素子寸法を検討することを目的とした。従来より磁性薄膜の配列を利用した異方性制御に関する検討は行われており、例えば素子の異方性強度を大きくすることで強磁性共鳴周波数を制御する試みが行われている<sup>6)</sup>。本研究では、磁性薄膜の配列構造を制御し異方性強度を低減させることを目的として、実験と理論の2つの観点から検討を行った。実験による検討で素子の異方性強度を0付近で制御可能であることを示し、理論による検討と比較することでその妥当性を示した。また、異方性強度が0となる素子寸法を計算し、その寸法が素子の最適設計を行う上での設計指針となる事を示した。

(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。

B. 素子の異方性制御

2.1 形状磁気異方性を用いた高周波キャリア型磁界センサ

形状磁気異方性を用いた高周波キャリア型磁界センサは短冊状に加工した磁性薄膜を一定の間隔で配置した構造である。このような構造とすることで素子に形状磁気異方性を付与した。更に、磁性薄膜の寸法比と磁性薄膜を配置する間隔を変化させることによって素子の異方性強度が制御可能となる。そこで、本研究で用いた異方性強度を制御する2つの方法について説明する。

2.2 磁性薄膜の寸法比による異方性制御

Fig. 1 に短冊状に加工した1枚の磁性薄膜を示す。この磁性薄膜において、磁性薄膜長軸方向の反磁界強度  $H_{\text{long}}$  と磁性薄膜短軸方向の反磁界強度  $H_{\text{short}}$  では差が生じる。ここで、磁性薄膜の膜厚が十分に小さく磁気モーメントが全て面内を向いて

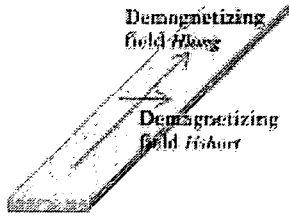


Fig. 1 Case of a single magnetic film.

いるとすると、磁性薄膜の異方性強度は長軸方向と短軸方向の反磁界強度の差で表すことが出来る。磁性薄膜の寸法比を変化させると長軸方向と短軸方向それぞれの反磁界強度も変化するため、結果的に磁性薄膜の寸法比による異方性制御が可能となる。

### 2.3 磁性薄膜の間隔による異方性制御

Fig. 2 に複数の磁性薄膜を一行に配置した場合について 2 枚の磁性薄膜に注目した模式図を示す。ここで、(a) は全ての磁気モーメントが磁性薄膜長軸方向を向いていると仮定したときの模式図であり、(b) は全ての磁気モーメントが磁性薄膜短軸方向を向いていると仮定したときの模式図である。Fig. 2 において 1 枚の磁性薄膜に生じる磁界について注目すると、磁性薄膜自身の反磁界( $H_{long}$ ,  $H_{short}$ )と他の磁性薄膜が作り出す磁界( $H_1$ ,  $H_2$ )の 2 つが考えられる。本報告ではこの 2 つの磁界の和を見かけ上の反磁界と定義し検討を行った。この場合、2.1 の異方性制御の考え方と同じように素子の異方性強度は長軸方向と短軸方向の見かけ上の反磁界の差と考える事が出来る。そのため磁性薄膜を配置する間隔を変化させると、他の磁性薄膜が作る磁界( $H_1$ ,  $H_2$ )が変化するため見かけ上の反磁界が変化する。その結果、磁性薄膜を配置する間隔によって異方性制御が可能となる。

## C. 実験による検討

### 3.1 素子作製

Fig. 3 に作製した素子の模式図を示す。本研究では磁性体として  $Co_{85}Nb_{12}Zr_3$  を使い、先行研究である誘導磁気異方性を付与した場合の素子 7) を参考に素子の全長を 4800  $\mu m$  とした。  $CoNbZr$  の寸法は長さ 500  $\mu m$ 、幅  $w$  を 50  $\mu m$ , 100  $\mu m$ , 200  $\mu m$ , 400  $\mu m$ 、膜厚 0.21  $\mu m$  とした。このように磁性薄膜の幅  $w$  を可変とすることで磁性薄膜の寸法比を変化させた。また磁性薄膜の間隔  $d$  は 1  $mm \sim 2w$  までの範囲で変化させた。この素子をセンサとして用いる場合は、磁性薄膜の上に Cu を成膜することでここに高周波キャリアを通电でき

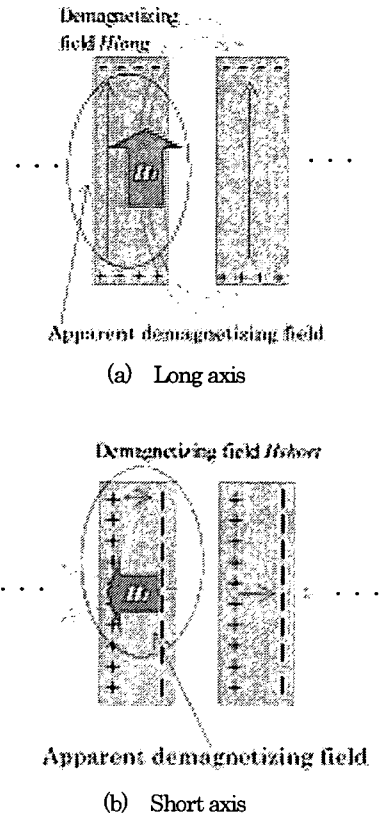


Fig. 2 Case of multiple magnetic thin films.

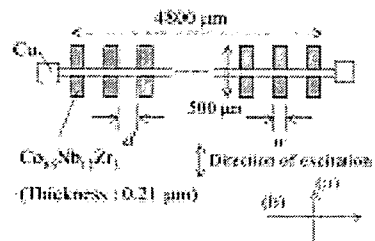


Fig. 3 Schematic view of the sensor element.

る構造としているため、素子の励磁方向は磁性薄膜長軸方向となる。

素子作製はフォトリソグラフィーの技術を用いて、リフトオフ法による作製を行った。作製手順は以下の通りである。

1. レジストを 1 インチ角のガラス基板の上に厚さ約 0.5 mm 塗布しフォトリソグラフィー技術によりレジストパターンニングを行う。
2. RF スパッタ法により  $CoNbZr$  薄膜を成膜する。  $CoNbZr$  薄膜の成膜条件は 投入電力 200 W, Ar ガス圧 10 mTorr とした。
3. 有機溶剤によりレジストおよびレジスト上に成膜された磁性薄膜を同時に剥離(リフトオフ), パターンニングを行う。
4. 成膜時に導入された誘導磁気異方性を解消するために、3000 Oe の回転磁界中で 400°C

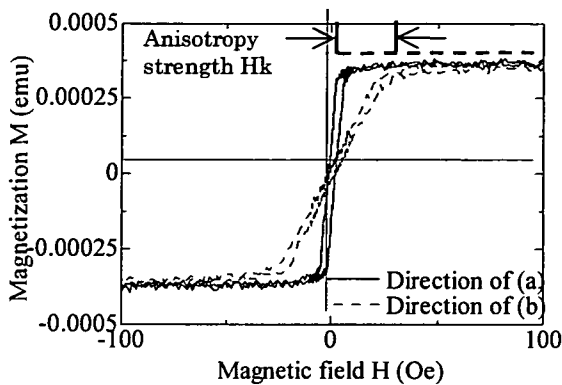


Fig. 4 Measurement results for M-H loops.

の熱処理を 2 時間行う。

なお予備実験として直径 5 mm の円形に加工した CoNbZr 薄膜の磁気特性がこれらの処理の後に等方性となっている事を確認した。

### 3.2 実験方法

磁性薄膜の寸法比と間隔を可変パラメータとして素子の異方性強度を測定した。本研究では振動試料型磁力計(VSM)を用いて素子の磁気特性を測定し、得られた結果から素子の異方性強度を計算した。Fig. 4 に素子の一例として磁性薄膜の幅 50 mm, 磁性薄膜の間隔 5 mm である素子の磁気特性を示す。ただし Fig. 4 の(a) 方向と(b) 方向は Fig. 3 に示した方向である。異方性強度は、Fig. 4 から(a) 方向と(b) 方向それぞれについて磁化が飽和するときの磁界強度を測定し、その差を求めることで計算した。

### 3.3 実験結果

磁性薄膜の寸法比と間隔を可変パラメータとして素子の異方性強度を測定した結果を Fig. 5 に示す。ただし、縦軸の異方性強度は Fig. 6 に示したように磁性薄膜長軸方向が磁化容易軸の場合は正、磁化困難軸の場合は負としてプロットしている。Fig. 5 において丸プロットは磁性薄膜の幅 50 mm の結果、三角プロットは幅 100 mm の結果、四角プロットは幅 200 mm の結果、菱形プロットは幅 300 mm の結果である。

Fig. 5 から磁性薄膜の幅を大きく、かつ磁性薄膜の間隔を小さくすることで素子の異方性強度が小さくなっていることが分かる。これは、異方性制御の原理を考えると妥当な結果といえる。すなわち、磁性薄膜の幅を大きくすると、Fig. 1 において磁性

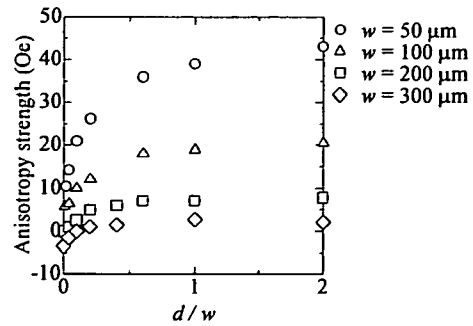


Fig. 5 Measurement results for anisotropy strength.

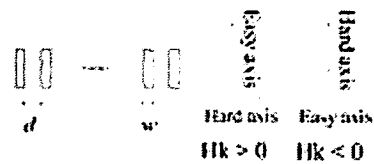


Fig. 6 Direction of the axis of easy magnetization.

薄膜の短軸方向と長軸方向の反磁界強度の差が小さくなるため異方性強度が小さくなる。また磁性薄膜の間隔を小さくすると、Fig. 2 に示すように磁性薄膜の長軸方向では見かけ上の反磁界が大きくなり、磁性薄膜の短軸方向では見かけ上の反磁界が小さくなるため、磁性薄膜の間隔を小さくすると異方性強度が小さくなるのである。

また Fig. 5 から磁性薄膜の幅  $w = 300 \text{ mm}$ , 間隔  $d = 1 \text{ mm}$ ,  $12 \text{ mm}$  の素子では異方性強度が負になる、つまり他の素子に対して磁化容易軸と磁化困難軸が反転していることが分かる。これは磁性薄膜の間隔を小さくすることでマクロ的には磁性薄膜の間隔が 0 である 1 枚の磁性薄膜と考える事が出来るため、磁性薄膜の長軸方向と短軸方向があたかも反転したかのように見えるためと考えられる。この結果から形状磁気異方性を用いた高周波キャリア型磁界センサにおいて、磁性薄膜の間隔を小さくすることで素子の異方性強度を正の値から負の値まで制御可能であることを示した。これは磁性薄膜の間隔を調整することで素子の異方性強度が 0 付近となる素子を製作可能であることを示す結果であると考えられる。

## D. 理論による検討

### 4.1 理論計算

#### 4.1.1 見かけ上の反磁界強度の計算

素子の異方性強度は方向による見かけ上の反磁界の差で表される。そこで磁性薄膜の膜厚が非常に薄いと仮定して見かけ上の反磁界を 2 次元で計算