

ュレーションおよび評価. 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会 第 17 回コンピュータ支援画像診断学会大会 合同論文集: pp37-38, 2007.

- 4) 芦田秀一, 小林英津子, 佐久間一郎: 超弾性合金を用いた多自由度屈曲鉗子の開発. 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会 第 17 回コンピュータ支援画像診断学会大会 合同論文集: pp45-46, 2007.
- 5) 王凱濛, 安藤岳洋, 島谷浩二, 野口雅史, 青木英祐, 廖洪恩, 小林英津子, 丸山隆志, 村垣善浩, 伊関洋, 佐久間一郎: 脳神経外科手術支援のための手術ナビゲーションシステムに関する研究. 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会 第 17 回コンピュータ支援画像診断学会大会 合同論文集: pp117-118, 2007.
- 6) 安藤岳洋, 島谷浩二, 野口雅史, 小林英津子, 丸山隆志, 村垣善浩, 伊関洋, 佐久間一郎: 5-ALA 誘導 PpIX を用いた術中局所的脳腫瘍識別システムに関する研究. 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会 第 17 回コンピュータ支援画像診断学会大会 合同論文集: pp137-138, 2007.
- 7) 鈴木孝司, 廖洪恩, 小林英津子, 佐久間一郎: MRI 誘導下手術支援マニピュレータにおける同期制御を用いた MRI 対応性の基礎検討(第 2 報). 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会 第 17 回コンピュータ支援画像診断学会大会 合同論文集: pp147-148, 2007.
- 8) 島谷浩二, 野口雅史, 小林英津子, 丸山隆志, 村垣善浩, 伊関洋, 佐久間一郎: 5-ALA 誘導型 PpIX による蛍光画像を用いた脳腫瘍の術中同定に関する研究. 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会 第 17 回コンピュータ支援画像診断学会大会 合同論文集: pp159-160, 2007.
- 9) C.Chui, I.Sakuma: Topology Independent Model for Medical Robotic simulation. 第 16 回日本コンピュータ外科学会大会 第 17 回コンピュータ支援画像診断学会大会 合同論文集: pp177-178, 2007.

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

OpenMRI手術室における手術ロボティクス開発に関する研究

(分担)研究者 村垣善浩
東京女子医科大学 先端生命医科学研究所

研究要旨 OpenMRI 手術室での手術ロボティクス及び情報誘導下手術に関する基盤的要素開発研究を行った。具体的には、1) 新たなロボティクスの構成要素として、MRI 対応レーザー手術ロボットシステムの開発・試作、2) ロボットを始めとする先端医療機器の性能・ロバスト性を担保するための最適配置・2重化技術の開発・試作を引き続き行った。その結果、1) OpenMRI 対応レーザー手術ロボットシステムの新機能として、MRI 等の3次元診断画像情報をベースにした3次元 Volume データをレーザーロボット装置に読み込み、光学式位置計測装置を備えたナビゲーションシステムを介して患者・診断データ・手術ロボットをレジストレーションし、顕微内視鏡画面に診断情報を重畳することで、治療計画時に画像診断情報を直接利用できるようにした。レジストレーションの精度は誤差 0.5mm 以下を達成した。2) 手術ナビゲーションシステムにおけるセンサ系のロバスト性向上を目指し、ナビゲーションシステムに Polaris と Polaris Vicra の2台の光学式位置計測装置を実装し計測の2重化を達成した。

A. 研究目的

2000年3月に本学に開設したインテリジェント手術室(OpenMRI手術室)では現在までの200例を越す臨床経験と、それに伴って来た術中情報可視化・統合技術により、悪性脳腫瘍手術において平均摘出率及び全摘率の向上という顕著な臨床的知見を得ることが出来た。また、精緻な腫瘍情報の可視化の成功に伴い、その情報に見合う精緻な手術手技の確立が新たに必要不可欠となった。

精緻な医療情報を元に精緻な治療を行う精密誘導手術(Precision-guided Surgery)を実現する新たな手術ロボットを開発するに当たり、我々は以下の点に着目した。

1) 手術ロボットシステムの多機能・高機能化、治療戦略デスクとの統合

現在の外科的手技にとらわれない、ロボットならではのAdvanced Handの開発が必要である。また、手術ロボットを単なる「マニピュレータ・高機能メス」でなく、外界からの入力に対し自己の判断・変換に基づいて適切な出力を実現するという「ロボット」としての特性を持つものとして完成させるためには、術中の術や情報・診断情報の統合に基づく手術戦略構築システム(戦略デスク)との統合が必要である。

2) 手術ロボット・機器の形状・配置の最適化

ロボットの治療上の機能だけでなく、手術場での空間的制約(物理的な空間の制限)、機能的制約(MRIの高磁場・放射線環境による制限)を鑑みた上での手術ロボット設計が不可欠である。また、精密誘導手術を支援する様々な機器

を手術室に導入するにあたり、その機能を損なうことなく既存の機器・人員との干渉を防ぐための最適配置を検討する必要がある。

本年度の研究においてはこれらの要素技術検討を通じ、新たな手術ロボット開発に必要な技術基盤の確立を目指した。

B. 研究方法

目的にあげた2要素に対し、具体的に以下の方法で研究を行った。

1) 手術ロボットシステムの多機能・高機能化、治療戦略デスクとの統合
- レーザ手術ロボット用診断・治療プラットフォームの開発 -

脳外科手術における悪性脳腫瘍の切除率向上を目指し、波長 $2.8\mu\text{m}$ マイクロレーザを用いたコンピュータ制御レーザー手術システムの試作検討を行ってきた。これまでの実験において、周辺組織への熱ダメージを抑えた蒸散エッチングが、脳表上の任意の指定領域へ精度良く行えることを確認している。平成17年度には5-Aminolevulinic acid(5-ALA)経口投与による術中腫瘍領域同定法を用いて、腫瘍細胞が発する蛍光を検出して、術者の指定したレーザー照射領域の内部で腫瘍細胞が存在する領域のみにレーザー照射する機能を開発した。

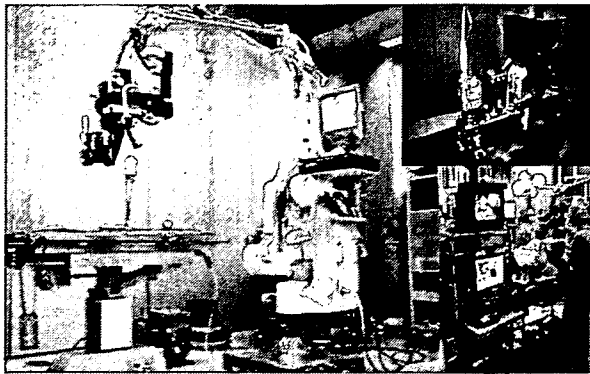


Fig.1 OpenMRI対応レーザー手術ロボットシステム
左：全体図。MRI対応顕微鏡架台にレーザーユニット・画像ユニットを備える。右上：昨年度製作したレーザー・AFユニット。右下：レーザー手術ロボットコントロール装置。

また昨年度本研究ではシステムに搭載した治療レーザー用オートフォーカス装置の駆動ログを利用した、対象脳表面3次元計測機能を実装した。

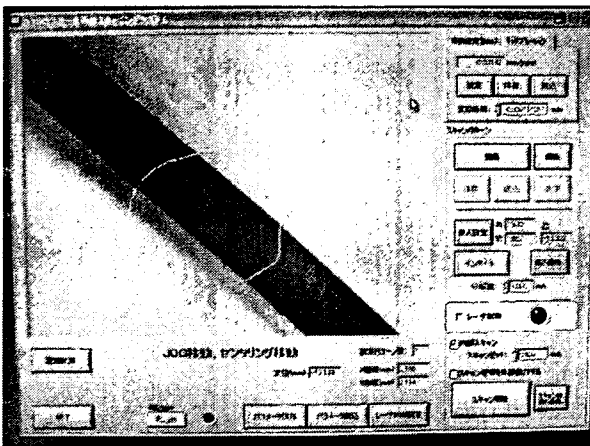


Fig.2 操作画面。顕微内視鏡でφ3mmのゴムチューブを捕らえ、マウスにて測定領域(緑線)を指定。

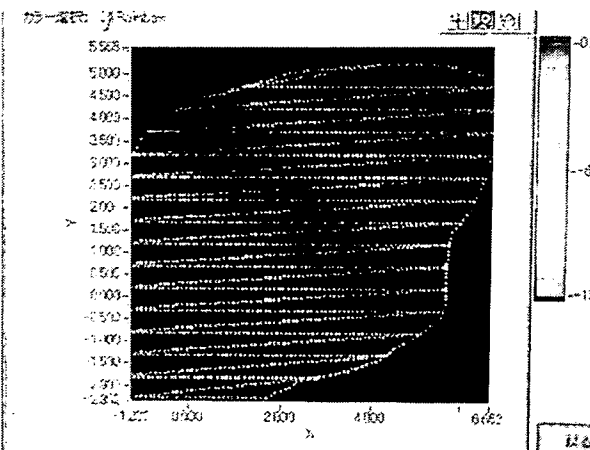


Fig.3 測定結果。ゴムチューブに沿って高低のある立体的なサーフェスが構成されていることが確認できる。

このように治療システムとしてのレーザー駆動系と、診断システム系の研究を行ってきたが、これまで、OpenMRI や5ALA 蛍光計測系により得られた3次元デジタルデータとしての診断情報と CCD カメラを用いたレーザー手術ロボットは分離した系であり、サーバを解しての同期のみを開発してきた。そのため、現在の機能として

- ・ 治療中のレーザー照射位置をナビゲーション画面上の診断データマップで確認すること

は可能であるが、

- ・ レーザ治療システム上でレーザー照射位置を医師が設定する際に、診断情報を指令装置内に導入し正確な診断情報に基づいて治療プランニングを行うこと

は不可能である。

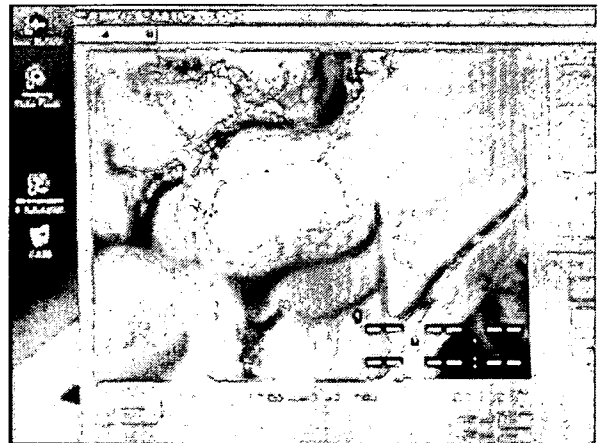


Fig.4 レーザ治療システム指令画面。マウスにて治療エリアを描画入力する。診断情報は医用画像そのもの若しくはナビゲーションシステム上で確認する。ナビゲーションシステム上でマウス入力治療エリアを確認することは現在不可能である。

そこで昨年度より、この統合システム研究開発を基に更に診断データを治療システム指令系に組み込み、指令画面上に重畳された診断情報に基づき精密に治療エリアを決定する技術について検討を行っている。昨年度の段階では診断 Volume データの座標系を患者座標系・ロボット座標系にレジストレーションし、ロボット指令画面において患者の位置姿勢に対応した形で診断情報を表示する機能は未実装であった。そこで本年度は、これら座標系の投合方法とシステムソフトウェアを新たに開発し、指令画面上に診断情報から得られた正確なターゲット情報を重畳して治療計画の支援を行うシステムを構築した。また、その

レジストレーション制度について評価を行った。

1.1) システムの構築

診断情報誘導下レーザー手術システムの構成を Fig. 5 に示す。波長 $2.8\mu\text{m}$ マイクロレーザー・CCD カメラ・XY 走査ステージ・オートフォーカスユニット等から構成されたレーザーロボットとその制御 PC、光学式三次元位置計測装置 Polaris Vicra (Northern Digital Inc)、医療診断画像収集装置である MRI、そして手術ナビゲーション PC により構成される。本研究では、誘導方法としてレーザー手術システムの CCD カメラ映像上に、診断画像上で確認される腫瘍位置を重畳表示することとした。

まず術中に OpenMRI 等を用いて診断情報を撮影し、画像 DICOM データとして取得したナビゲーション PC において、3D-Slicer を用いたセグメンテーションを行い、腫瘍部位のボリューム画像を得る。ただし診断座標系とレーザー手術システムの座標系は異なるため、腫瘍ボリュームデータの座標系を変換するために座標系統合(レジストレーション)を行う必要がある。レーザー手術システムのロボット操作系の三次元制御の目標精度は $0.50[\text{mm}]$ と定めていることから、診断情報誘導下レーザー手術システムの精度の目標値としてレジストレーション誤差 $0.50[\text{mm}]$ を目指した。

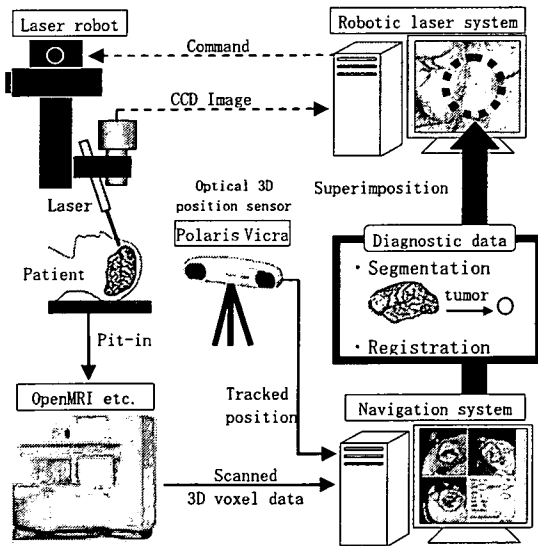


Fig. 5 システム構成

1.2) 座標系統合方法

本システムで統合する座標系について Fig. 6 に示す。レジストレーションではマーカを設置し光学式三次元位置計測装置 Polaris Vicra を用いてマーカ位置を計測する。手術空間のマーカ位置を P_i (マーカ数 $i \geq 3$)、画像座標系のマーカ位置を Q_i としたとき、 $\sum |f(P_i) - Q_i|$ を最小とする写像関

数 f を算出する。この rigid body point-based レジストレーション法により (1)患者と診断画像のレジストレーション、(2)Polaris Vicra とレーザーロボットのキャリブレーションを行なう。そして (1)と (2)の結果から (3)レーザーロボットと診断画像のレジストレーション結果である変換行列を算出する。診断情報の腫瘍ボリュームの座標系を変換し、レーザー手術システム画面上に重ね合わせる。

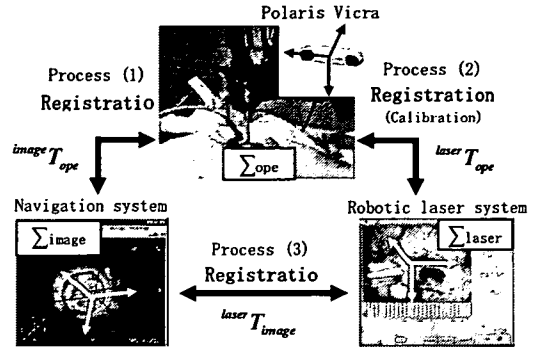


Fig. 6 レジストレーション方法。患者座標系 (Polaris 座標系) を中心に、画像空間座標系、ロボット座標系の統合を行う。

2) 手術ロボット・機器の形状・配置の最適化 - 死角低減のための複数カメラを備えたナビゲーションシステム -

ロボット手術システムの導入により、伝統的顕微鏡下手術に比して作業・視野空間上の死角が増加していることを考慮した、新しいナビゲーションシステムの要素技術開発を行う。特に複数の光学式トラッキングの採用によりセンサ認識能力の向上について本年度は開発を行った。

本学におけるナビゲーションシステム：PRS ナビ (東芝メディカルシステムズ) は現在 RS232C 接続の光学式三次元位置計測装置 Polaris (Northern Digital Inc.) をセンサとして用いている。このナビゲーションシステムに3次元座標・姿勢データを送るソフトウェアモジュールを開発し、このモジュール内で Polaris と Polaris Vicra 双方で取得したターゲットの座標姿勢情報を世界座標基準マーカ (2次マーカ) を用いて変換し、PRS ナビゲーションに送る構成とした。

(倫理面への配慮)

C. 研究結果

- 1) 手術ロボットシステムの多機能・高機能化
 - レーザ手術ロボット用診断・治療プラットフォームの開発 -
 - レジストレーションした腫瘍座標の平均位置

誤差を次式により算出し、その値により精度評価を行った。

$$\text{腫瘍座標の平均位置誤差} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |f(P_i) - Q_i|$$

頭部を模擬したファントムに、寒天を用いて腫瘍領域を作成し、実際の手術用マーカを設置したものをを用いてレーザ手術システムとのレジストレーションを行った (Fig. 7)。診断情報として①ファントム製作設計値に基づく理想的な高精度 Volume データ (分解能 0.10mm) と、②OpenMRI により術中と同じ撮影条件であるピクセル間隔 0.90 [mm]、スライス厚 1.50 [mm] で撮影した MRI データから作成した Volume を用いた。

その結果、①における腫瘍座標の誤差は 0.29 ± 0.04 [mm] となり②における誤差は 1.44 ± 0.31 [mm] となった。②の誤差は Open MRI の画像分解能の粗さによる影響が大きいと考えられることから、システム上では要求精度 0.50 [mm] を満たしているといえる。



Fig. 7 実験用頭部ファントム。MRI 画像マーカポストを 4 つ備えた φ150mm 半球上の頭部モデル内に 30mm 角シリコンケース (中心黒角部) と擬似腫瘍領域である 10mm 角寒天ファントム (中心白各部) を備える。

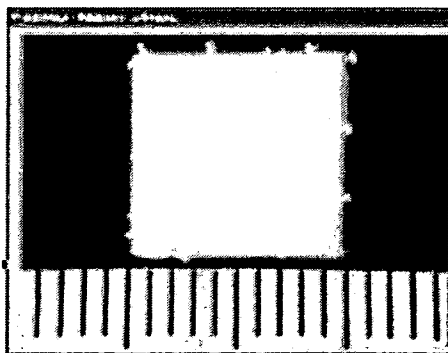


Fig. 8 レーザ手術ロボットシステム指令画面上的ファントム内擬似腫瘍領域映像。

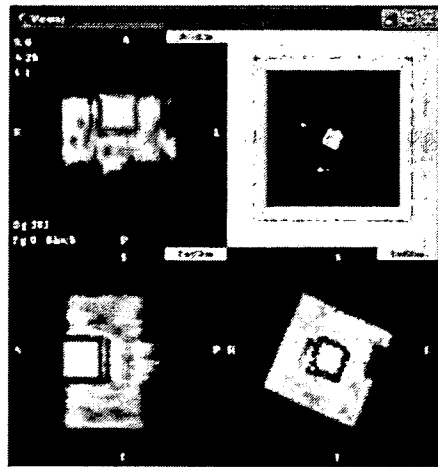


Fig. 9 MRI により取得した頭部ファントム画像。医用画像ビューア 3D Slicer (<http://www.slicer.org/>) にて表示。3D Slicer 上にて擬似腫瘍領域を抽出しデジタルデータ化する。

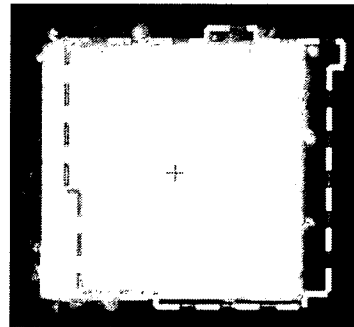


Fig. 10 ファントム・MRI データ・ロボットのレジストレーションに基づく診断情報統合結果。レーザ手術ロボットシステム指令画面上に MRI データより作成した擬似腫瘍領域データの輪郭を重畳した。

3) 手術ロボット・機器の形状・配置の最適化 - 死角低減のための複数カメラを備えたナビゲーションシステム -

Fig. 11 にソフトウェア制御画面を示す。本モジュールを用いることにより、ナビゲーションシステムは Polaris・Polaris Vicra 双方からの座標姿勢情報を取得することが可能である。

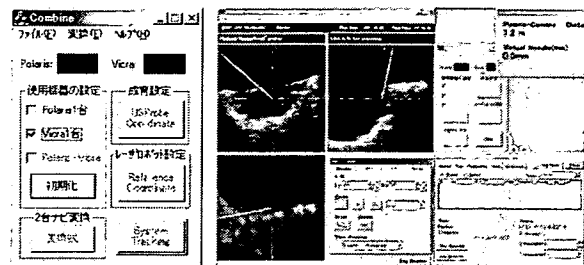


Fig. 11 Polaris/Polaris Vicra 併用位置計測における位置姿勢情報変換統合モジュール (左) と、

モジュール制御下で駆動するナビゲーションシステム(右)

D. 考察

これまで、手術ロボットへの蒸散エリア指令系と診断情報提示系はシステムとしては統合されているものの、それぞれが異なるディスプレイ上に提示されているためにロボットへの医師からの指令は術野映像を中心に別のMRIナビゲーション&蛍光診断結果ディスプレイを参照しながら行っていた。医師が治療計画を指令に変換する際に、統合された術野・診断情報を元に正確な指令を実行させるためには、表示系の統合も必要である。

今年度は、OpenMRIや5ALA蛍光計測系により得られた3次元デジタルデータを統合し、精密な診断・手術計画・治療デバイスの融合によるMRI対応精密レーザー手術ロボットシステムを開発した。手術ナビゲーションすなわち診断情報に基づく治療法的意思決定補助装置の高度化により、手術ロボット導入による高品質な治療の実現が可能になると考えられる。

しかし一方で、レーザー手術ロボットの精緻な治療能力に対し、診断の精密度が追いついていないのが現状である。本研究ではOpenMRI誘導下脳腫瘍手術における残存脳腫瘍の摘出を、サブミリ以上の分解能・高精度をもつ治療装置により実現し、摘出率の向上と合併症の最小化を目指している。本研究により、レーザー手術ロボットシステムの作業精度と、患者・診断情報・治療装置のレジストレーション精度において目標を達成しているが、診断情報であるMRIや5ALA腫瘍蛍光同定の分解能・精度がこれに追いついていないため、システムの能力を発揮することが困難である。今後の手術ロボットによる精密誘導治療において、精緻な術中診断情報を得ることが非常に需要となると考えられる。

手術場という特殊環境における機器・人員の最適配置の検討は、安全で効率のよい高品位の手術を行ううえで非常に重要である。特に本事業では術中にOpenMRIを始めとする多次元・多プロトコルの医用画像・情報を取得し、手術ロボットを用いて行う新しい手術の創出を目標としていることから、現状の手術室よりもさらに多くの空間的・機能的制限が存在することは明白である。先端技術を駆使した手術においても高い安全性・信頼性を得る上で、本研究の重要性は高い。

今年度の研究では、手術ナビゲーションシステムにおけるセンサ系のロバスト性向上を目指し、光学式位置計測装置の2重化を達成した。今後、このシステムとこれまで検討を重ねてきた手術

機器最適配置シミュレーションシステムを併用し実用化に向け技術開発を継続し、

E. 結論

本年度は以下の2つについて研究を行い、以下の結果を得た。

- 1) OpenMRI対応レーザー手術ロボットシステムの新機能として、MRI等の3次元診断画像情報をベースにした3次元Volumeデータをレーザーロボット装置に読み込み、光学式位置計測装置を備えたナビゲーションシステムを介して患者・診断データ・手術ロボットをレジストレーションし、顕微内視鏡画面に診断情報を重畳することで、治療計画時に画像診断情報を直接利用できるようにした。レジストレーションの精度は誤差0.5mm以下を達成した。今後本技術を有効に応用するためには、現在のMRI診断を越えた精密な診断情報が必要である。
- 2) 手術ナビゲーションシステムにおけるセンサ系のロバスト性向上を目指し、ナビゲーションシステムにPolarisとPolaris Vicraの2台の光学式位置計測装置を実装し計測の2重化を達成した。

G. 研究発表

1. 論文発表

西澤幸司、村垣善浩、藤江正克、佐久間一郎、伊関洋、狹隘術野での精密低侵襲手術を支援するマニピュレータシステムの開発、日本コンピュータ外科学会誌、9(1):7-14、2007

Eisuke Aoki, Masahumi Noguchi, Jae-Sung Hong, Etsuko Kobayashi, Ryoichi Nakamura, Takashi Maruyama, Yoshihiro Muragaki, Hiroshi Iseki, Ichiro Sakuma, Development of the intra-operative information integration system and implementation for a neurosurgery, Journal of Robotics and Mechatronics, 19(3):339-352, 2007

伊関 洋、村垣善浩、丸山隆志、中村亮一、堀 智勝、脳外科領域における術中ナビゲーションシステム 術中ナビゲーションシステムの現在、映像情報 Medical、39(6):578-583、2007

2. 学会発表

Shigeru Omori, Ryoichi Nakamura, Yoshihiro Muragaki, Hiroshi Iseki, Robotic laser surgery system with volume mapping in Neurosurgery,

IEEE/ICME International Conference on Complex
Medical Engineering - CME2007, Beijing, China,
May 23-27, 2007

Mikiko Hara, Ryoichi Nakamura, Shigeru Omori,
Yoshihiro. Muragaki, Miyuki Uematsu, Kodai
Matsukawa, Yoshitaka Nakano, Hiroshi Iseki,
Mitsuo Umezu, Development of an Image-guided
System for Robotic Laser Surgery, The 3rd Asian
Conference on Computer Aided Surgery,
Singapore, Dec 1-2, 2007 (CDROM)

伊関 洋、村垣善浩、丸山隆志、中村亮一、鈴木
孝司、外科医の新しい目・手・脳を創る、第5回
日本神経疾患医療福祉従事者学会、福岡、
8/31-9/1、2007、プログラム・抄録集 p. 81、2007

伊関 洋、村垣善浩、中村亮一、大森 繁、西澤
幸司、佐久間一郎、脳神経外科分野へのロボット
技術応用の将来像、第27回日本医学会総会シン
ポジウム「夢-S08ロボットが担う医療、福祉、介
護一人と共に活躍するロボットー」、大阪、4月8
日、2007、学術講演要旨、p. 306、2007

伊関 洋、村垣善浩、中村亮一、佐久間一郎、脳
神経外科分野へのロボット技術応用の将来像-外
科医の新しい目、手、脳を創る-、第27回日本医
学会総会 ツイン21アトリウム「夢シンポジウ
ム」、大阪、4月8日、2007

H. 知的財産権の出願・登録状況
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）
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 土肥健純 東京大学大学院情報理工学系研究科 教授

研究要旨 <テーマ>腹部外科手術支援を目的とした柔剛可変型内視鏡手術ロボットおよび、前立腺がん外科的治療支援ロボットの開発を行う。また、これら手術ロボットの MRI 誘導下で位置制御を目標として MR 対応化に関する検討も行う。<背景>生活習慣の変化による胃がん、前立腺がんの増加が報告されており、低侵襲手術へのニーズも高まってきている。さらに、従来の開腹手術による摘出術に対して、手術時間の低下、合併症の低減、さらには術後 QOL の向上などの余地は残されており、これらは内視鏡を中心とした手術デバイスの高度化、さらには手術ロボットの導入で実現可能である。<目的>主として以下の項目について開発・評価を行った。(1)多節スライダ・リンク機構による電気メス搭載型ロボットデバイス群の開発。(2)手術デバイス誘導用多関節外套管の開発評価。(3)前立腺がん治療デバイス操作用マニピュレータの開発評価。(4)手術用デバイス・マニピュレータの MRI 対応化。

A. 研究目的

(1)MR 対応型柔剛可変外套管デバイスの開発

前年度までにおいて、内視鏡下手術においてデバイスを体内深部に導くための柔剛可変外套管デバイスを開発し、ファントム実験等を通じ位置決め精度や外力に対する姿勢保持の耐久性について評価した。また、動物実験を通じ、臨床において体内深部の組織へのアプローチと姿勢保持が可能であること、デバイスに挿入する手術ツールの位置決めが簡便に行えることが示された。

本年度においては MR 下外科手術において使用可能な外套管デバイスのプロトタイプを製作し、これを用いた諸実験により MR 下外科手術において手術ツールを体内深部へ誘導することの可能性と課題について検討する。

(2)前立腺がん切除用デバイスの開発

前年度までにおいて、前立腺がん切除用デバイスのアブレータとマニピュレータを製作した。今年度はアブレータの焼灼能力とマニピュレータの位置決め精度について実験を行い、総合的な評価を行う。

B. 研究方法

B.1 MR 対応型柔剛可変外套管デバイスの開発

MRI 下での使用に対応するため、外套管デバイスは基本的に MR 対応性のある素材を用いて製作する必要がある。本研究では、各種軟性手術デバイスを挿入するための蛇腹管の谷部にくさびを出し入れすることにより外套管デバイスの柔剛

特性を切り替える機構を開発した (Fig.1)。素材は全て樹脂とした。

製作したプロトタイプは外径 20mm、内径 8mm、長さ 300mm であり、曲率半径 85mm の屈曲が可能である (Fig.2)。蛇腹管の外側に一定間隔でくさびを取り付けたロッドを配し、蛇腹管とロッドは樹脂膜で包まれ密閉されている。樹脂膜内側の空気をポンプにより注入あるいは排出することにより、蛇腹管の谷部と外側くさびの脱着が行われ、外套管デバイス全体の柔剛特性が切り替わる仕組みである。

B.2 前立腺がん切除用デバイスの開発

デバイス (Fig.3,4) を評価するため、試作機のアブレータおよびマニピュレータのそれぞれについて評価を行った。

アブレータの未変性状態のままにすることなくがん組織を切除する性能について評価するため、トリ筋肉ファントムに対し、事前テストをもとに決定した周期的プロセスによりトンネル切除を行った。アブレータ先端がファントム表面にある状態から深さ 16mm に至るまで、次に示す 2 ステップサイクルを繰り返した：(ステップ 1) 生理食塩水を滴下させながら電気凝固装置により焼灼を行った。焼灼時間、出力はそれぞれ 60s、25W とした。(ステップ 2) アブレータを 2.5mm/s で 4mm まで送りながらドリルを 1200rpm で回転させ切削を行った。この間、切除片を連続的に吸引した。トンネル切除の後、長軸を含む断面でトンネルを切断し、目視により観察した。

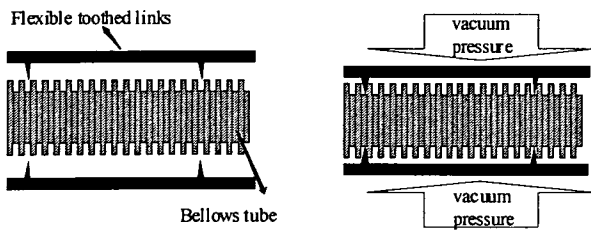


Fig.1 Design concept

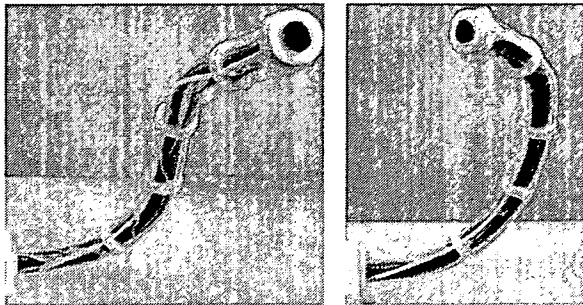


Fig.2 The outer sheath prototype

マニピュレータの位置決め精度を評価するため、3自由度の各動作について独立に位置決め誤差を測定した。測定中、マニピュレータを軸周回転については10deg、屈曲については5mm、アブレータ並進については10mmのステップ幅で動作させた。このとき、各基準位置から開始し、各動作範囲の一端に至った後、他端を通り、最後に基準位置に戻る動作パターンを3-5回繰り返した。各停止時におけるデバイス上の固定点の位置決め誤差を、デジタルスチルカメラ(画素数8mega pixels)による実測値と理論計算値の差分をとることにより得た。

C. 研究結果

C.1 MR 対応型柔剛可変外套管デバイスの開発

外套管デバイスの剛性、すなわち外力に対する姿勢保持力を評価するため、デバイス先端部に横方向荷重を加えたときのデバイス全体の屈曲角を測定した。測定は柔軟モードおよび剛体モードのそれぞれの場合について行った。結果を Fig.5,6 に示す。

また、MR 対応性を評価するため MR ファントム内に外套管デバイスを挿入して撮像を行い、S/N 比を測定した。結果を Fig.7,8 に示す。

C.2 前立腺がん切除用デバイスの開発

切除により生じたトンネルの長軸断面において、トンネル内表面から距離1-3mmまでの領域において組織の色に変化が見られた。

軸周回転の位置決め誤差は 1.1deg (S.D. ± 0.8deg, n=216)であり、この結果から計算されるアブレータ先端における位置決め誤差は 0.5mm

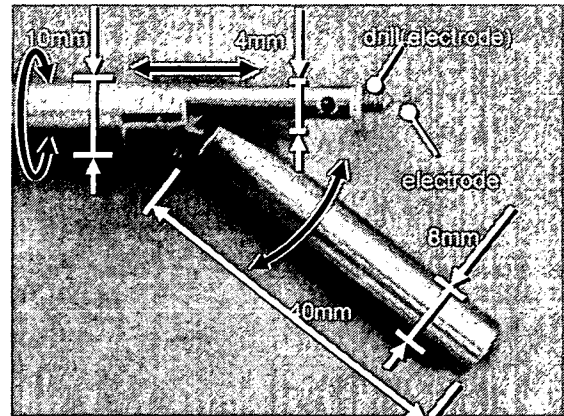


Fig.3 Ablator

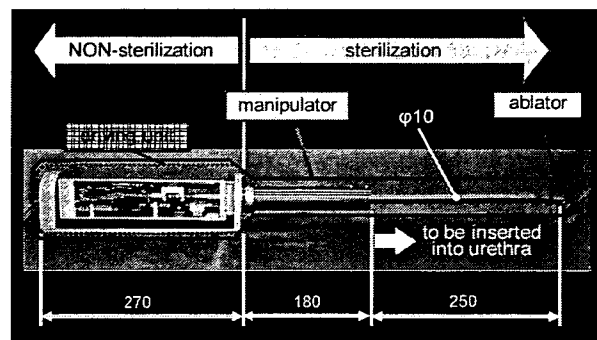


Fig.4 Ablator on the manipulator

(S.D. ± 0.4mm, n=216)であった。屈曲の位置決め誤差は 0.6deg (S.D. ± 0.3deg, n=90)であり、この結果から計算されるアブレータ先端における位置決め誤差は 0.4mm (S.D. ± 0.2mm, n=90)であった。アブレータ並進の位置決め誤差は 0.1mm (S.D. ± 0.2mm, n=80)であった。これはアブレータ先端における位置決め誤差に等しい。

D. 考察

D.1 MR 対応型柔剛可変外套管デバイスの開発

剛体モードにおいては、軟性モードに比して数倍の剛性を有し、先端に 100gf 程度の外力が加わった場合 ±5deg 程度の変形が起きた。開発したデバイスは臓器同士に存在する間隙に挿入した際の姿勢を保持することをねらいとしており、外套管デバイスへの軟性手術デバイス挿入時に加わるであろう外力が比較的小さいことから、開発したプロトタイプが一定の姿勢保持力を有することが示されたと言える。

MR 対応性については、デバイス挿入による画質の低下は目視では確認されず、また、S/N 比の低下も 5%以下であった。これらにより、開発したデバイスが現段階では十分な MR 対応性を有していると言える。

D.2 前立腺がん切除用デバイスの開発

結果からはトンネル表面の組織が十分変性していることがわかる。一方、アブレータからその外側にかけて変性が広がっていったと考えられる。したがって、切削によって除去された組織は、病理検査によって確認されたわけではないといえ、切削されたときにはすでに焼灼によって十

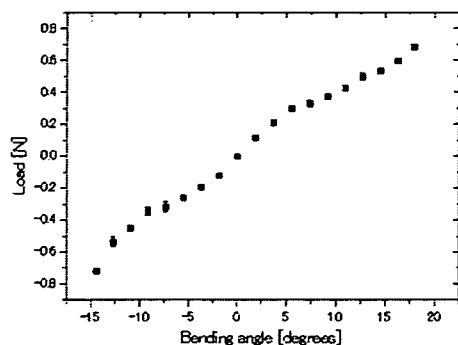


Fig.5 Bending angle & load in flexible mode

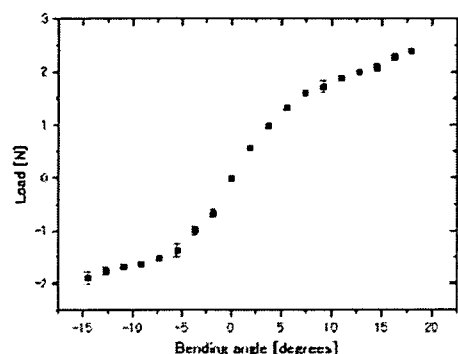


Fig.6 Bending angle & load in rigid mode

分変性していたものと推定される。結果からはまた、2-3mmより遠い位置にある組織は変性していないことがわかる。結果が示す以上のことから、本研究で考案したアブレータを適切な条件で動作させることで、周辺組織の過焼灼による熱損傷を回避しつつ、経路上にある組織を確実に変性させながら除去することができるものと考えられる。

結果からアブレータ操作時の位置決め誤差はほぼ0.5mm以下であり、キャリブレーションにより解決できる程度小さいことがわかる。また、結果から誤差のバラつきはほぼ0.4mm以下であったが、アブレータの外径が4mmであること、および考案手順において2つの隣り合う切除トンネルが最大約1mm程度重なり合うことを併せて考慮すると、アブレータ操作時のバックラッシュは周辺組織の損傷を回避しつつ目標領域にある組織を全て除去する際の障害とならない程度小さいこともわかる。結果が示す以上のことから、ファントムを用いた追試の必要があるとはいえ、本研究で考案したマニピュレータはそれ自体十分な位置決め精度を有しており、精確に組織を切除できるものと考えられる。

本研究で考案したデバイスはアブレータと操作マニピュレータからなる。上述の通り、考案したアブレータは、未変性の前立腺がん組織を飛散させることなく、また、周辺組織を損傷することなく、経路上にある組織を切除することができる。さらに、考案したマニピュレータはアブレータを精確に位置決めすることができる。以上のことから、考案したデバイスがそれ自体安全で高精

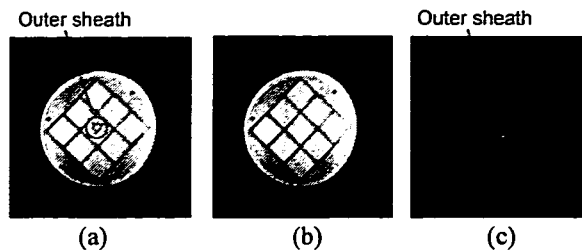


Fig.7 Measurement result about MRI image distortion: a) the image with outer sheath. b) the image only phantom. c) subtraction (a)-(b)

Table 8 Average and standard deviation of Signal-to-Noise ratio and decreasing ratio.

		evaluated value	
		S/N ratio	S/N decreasing ratio (%)
Scan condition	Only phantom	73.92±0.17	
	With outer sheath	70.74±0.20	4.31±0.11

度であり、術前あるいは術中に撮影された医用画像をもとに設定された目標領域、およびマニピュレータの前立腺へのレジストレーションが精確であれば、考案したデバイスを用いてがん転移リスクの小さい前立腺がん切除を精確に行えることが可能であるものと考えられる。

E. 結論

MR 対応柔剛可変外套管デバイスを開発し、十分な姿勢保持力およびMR対応性を有することが示された。また、開発した前立腺がん切除用デバイスにより高精度かつ低がん転移リスクの切除が可能であることが示された。

F. 健康危険情報

特になし。

G. 研究発表

G.1 論文発表

- 1) 八木昭彦、松宮潔、正宗賢、廖洪恩、土肥健純: スライダリンクと空気圧を用いた手術器具挿入支援用柔剛可変外套管の開発、日本コンピュータ外科学会誌;9(1):15-22. 2007
- 2) 山下紘正、松宮潔、正宗賢、小林英津子、佐久間一郎、廖洪恩、橋爪誠、土肥健純. バイポーラ型電気メスを搭載した細径多自由度屈曲鉗子マニピュレータの開発. 日本コンピュータ外科学会誌;9(2): 91-101. 2007.

G.2 学会発表

- 1) 松宮潔、西澤暁、正宗賢、廖洪恩、土肥健純. 焼灼と切削の組み合わせによる経尿道的前立腺が

ん切除のためのロボットデバイス：切除性能と位置決め精度に関する基礎的検討. 第16回日本コンピュータ外科学会大会・第17回コンピュータ支援画像診断学会大会合同論文集. pp139-140. 2007.

- 2) Kiyoshi Matsumiya, Satoshi Nishizawa, Ken Masamune, Hongen Liao, Takeyoshi Dohi. Design of a Surgical Robot Device for Non-Metastasis Mechanical Transurethral Resection of the Prostate by Repetitive Minute Cauterization and Milling. Proceedings of The 3rd Asian Conference of Computer Aided Surgery(CD-ROM). 2007.
- 3) Siyang Zuo, Ken Masamune, Hongen Liao, Kiyoshi Matsumiya, Takeyoshi Dohi. MRI Compatible Rigid-flexible Outer Sheath Device Using Pneumatic Locking Mechanism for Endoscopic Treatment. 4th Asian Conference of Computer Aided Surgery. 2007(in print).

H. 知能財産権の出願・登録状況

- 1) 特許出願名：柔剛可変装置
整理番号：37426
出願番号：特願2008-049701
出願日：平成20年2月29日
発明者：土肥 健純, 正宗 賢, 松宮 潔,
左 思洋, 山中 紀明

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

「患者・医療情報統合システムの構築」

分担研究者 舘 暉 東京大学大学院情報理工学系研究科教授

研究要旨：

医療情報を患者に対し効果的に提示する手法として AR(Augmented Reality: 拡張現実感)技術を利用した「患者・医療情報統合システムの構築」を目指す。本年度は過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ためのレジストレーション手法の実装、ならびに光学系の心理物理学的な検証を行った。

A. 研究目的

本研究ではバーチャルリアリティやオーグメンティド・リアリティ(Augmented Reality: 拡張現実感)の技術を医療へ応用することで、より高度で直感的な視覚情報の提示環境を構築し、患者に対する医療情報画像提示技術の開発を目指す。本研究はオーグメンティド・リアリティやバーチャルリアリティの技術を利用した医用データの可視化をより高度かつ自然に行い、術部の情報（空間的・医療的）把握を精確かつ容易にならしめ、診断時やいわゆるインフォームド・コンセントにおける病状の説明・解説や医療の教育、医療情報の普及や啓蒙、医療過誤の防止など広い分野での応用を目指す。

医療情報を患者に提示するにあたって、体内の器官の部位など、特に3次元情報を直感的に提示するために、身体などの実世界情報にMRIなどで得られた情報を重畳表示し、より直感的でわかりやすい医療情報を提示することが本研究の最終目標である。この目標を実現するため、バーチャル

リアリティの技術の中で、特に現実空間にバーチャルな情報を重畳表示する技術である「オーグメンティド・リアリティ」を応用する。AR技術は、バーチャルな存在を提示することで現実世界での行動を補助することを目的としており、その特性上特に視覚に関する研究が多い。例えば手術の際に患者の皮膚をバーチャルに透明化する手法や、機械の利用に際して説明表示を実世界と重畳して提示する、などの応用が検討されている。昨年度は過年度に構築したテストベッドシステムに関して改良を施すとともに、投影光学系の改良設計を行った。本年度は、最終システム構築のためのより高度な提示技術として視野外情報提示に着目した。トルソや人体に医療情報を提示する際、背景をあえて映し出すことで、身体の擬似的な透明感をより増強し、より実体性を持った医療情報の提示を可能とした。さらに、頭部運動に対応した適切な映像を提示することで運動視差による自然な立体提示も可能となり、特に3次元的な位置関係、大小関係、奥行き関係の提示をより、高品質

位に行うし野外情報提示システムの実装をおこなった。

また、過年度において RPT 光学系の光学的検証は行っている。本年度は、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を心理物理学的手法を用いて行った。

B. 研究方法

B-1 医療情報提示のための実体型ディスプレイシステムの概略

(B-1,B-2 節は平成 16～18 年報告書と同内容であるが、本報告書の理解のため再掲する。)

医療の分野において、患者と医者との間で治療法についての意思疎通を図ることは非常に重要である。そのためには、言葉や文字による説明だけでなく視覚的な説明も重要である。現在用いられている視覚的な説明方法としては、二次元メディアを用いたもの（紙、コンピュータのディスプレイ画面等）や、三次元メディアを用いたもの（模型等）がある。近年の医療の高度化、医療情報説明に対する患者側の意識の向上などに伴い、より複雑な内容を正確にわかりやすくそしてインタラクティブに提示することが求められている。印刷された図などでは事前に用意した図しか用いることができないため、インタラクティブな説明を行うことは困難である。また 2 次元メディアは本来 3 次元である情報を 2 次元に変換しているため例えば断面図から立体構造を推定するには慣れが必要である。これらの問題点を解決するために、2 次元画面上に CG を描画するシステムも開発、使用されている。しかし、体内の臓器など複雑な形

状を持った立体構造を提示するには限界がある。

また、立体模型を用いた説明の場合は立体構造の推定が容易で、さまざまな視点から観察することが容易である。しかし、模型を分割するなどの限定されたインタラクティブな説明が限界であり、例えば MRI による計測結果を重畳させることなどは困難である。またより高度な提示のために時間変化を提示する、すなわちアニメーション機能を付与する場合には困難を伴う。

これらの問題点を克服するために、バーチャルリアリティの視覚技術を用いた方法が研究されている。バーチャルリアリティで用いられている技術には、HMD(Head Mounted Display)、IPT(Immersive Projection Technology)、RPT(Retro-reflective Projection Technology) などがある。インタラクティブ性などの前記の問題を解決するためには、模型等に映像を重畳させることなどを実現させる複合現実感を用いるのが最適だと考えられるが、これに適した視覚技術としては HMD を用いたものや RPT を用いたものが挙げられる。

HMD を用いた際の問題点として、HMD は眼を覆ってしまうという点がある。特に、患者と医者との間で治療法についての意思疎通を図る際には、医者側が患者を観察し、理解の度を把握しながら説明を臨機応変に変更し、患者側も医者態度などから安心感を得たりなどの非常に高度な対面コミュニケーションが行われている。HMD が目隠しであるということは、この対面コミュニケーションにおいて最も重要な相手の眼を見たり視線を感じたりというノンバーバルコミュニケーションの主要部分を著し

く阻害してしまう。

また、旧来説明に用いられてきた紙(図)と模型の大きな違いとして「実体性」がある。人間は複雑な3次元情報を知覚するには2次元の「図」よりも実体としての構造をもつ「物体」がはるかに効率的である。

これらの点から本研究では、RPTを用いた「医療情報提示のための実体型ディスプレイシステム」の実装を目指した。

B-2 再帰性投影技術(RPT)の概略

本研究はそのキーとなる技術としてRPTを用いている。ARを実現する視覚ディスプレイとしてさまざまな手法が提案されているが、その中に単純かつ確実性の高い手法としてRPT(Retro-reflective Projection Technology:再帰性投影技術)がある。これは再帰性反射材とよばれる素材をスクリーンとして用いて物体を提示しようという技術である。本節では、RPTの概要を説明する。

B-2-1 再帰性反射材の概略

再帰性反射材とは入射してきた光を、入射方向とほぼ同一の方向へ反射する素材である。(図1)



図1 再帰性反射

表面を微細なガラスビーズで覆い、ガラスビーズと外気の相対屈折率をほぼ2:1に保つことでこのような反射性能を実現している。(図2)

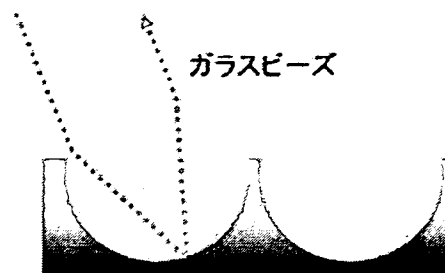


図2 ビーズ式再帰性反射材

ビーズを使うものの他に微小なプリズムを用いる物もあり、反射輝度は高いが広角の反射において再帰性反射の能力がビーズのものに比較すると低い。また、ビーズのものは反射に際して偏光を保存するが、プリズムのものは内部で何回か反射が行われるために偏光を壊してしまう性質がある。再帰性反射材は本来工事や、交通関連の安全用品として販売、開発されていた物である。ビーズで覆う素材としても様々なものが研究されており、一番輝度が高いものは、アルミを蒸着したものである。しかし、それより反射性能は落ちるが様々な色の再帰性反射材が開発されており手軽に用途に応じて利用することができる。例えば、スクリーンに投影するという特性上にも投影していないスクリーンの反射輝度がRPTで表現できる最低の輝度であり、そのため輝度のダイナミックレンジ確保のためには特に黒色の再帰性反射材は有効である。なお、再帰性反射材は水など表面のビーズの構造を壊してしまうような物質が付着すると著しく反射性能が落ちてしまう。これを解決した製品としてはクロードタイプやカプセルレンズタイプといった表面に保護膜をつけたものもある。これに対し従来のビーズが剥き出しの反射材をオープンタイプと呼ぶ。オープンタイプに比較すると、

クローズドタイプやカプセルレンズタイプの反射輝度は落ちる。

B-2-2 RPT の原理

特性上、再帰性反射材は反射に関して非常に高い指向性を持つ素材となっている。RPTはこの特性を利用し、再帰性反射材を塗布あるいは貼り付けることにより任意形状の物体をスクリーンとして用い、プロジェクタにより提示物体を投影するというものである。再帰性反射材は光源と同方向に大部分の光が返ってくるので、ユーザはハーフミラーによって作られたプロジェクタと光学的共役点にある地点から映像を観測することになる。非常に高輝度な映像が得られる為、たとえ日中であってもスクリーン上への投影・提示が可能である。(図3)

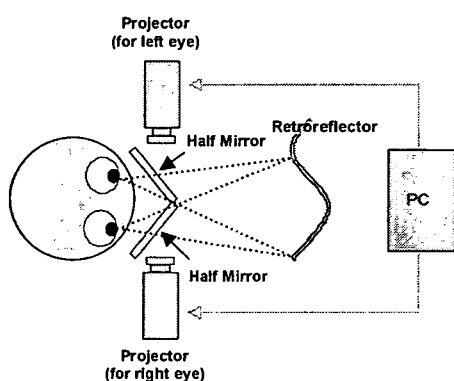


図3 RPTの構成図

このシステムの特長としては以下のよう
な点が挙げられる。

- (1) 再帰性反射の特性上高輝度・高指向性であり、小型プロジェクタで日中でも映像を提示可能
- (2) スクリーン形状に起因する像の歪みが

生じない

- (3) 大きな焦点深度を持ち、任意形状、任意位置のスクリーンに対し、広い範囲で結像可能

- (4) 再帰性反射材を塗布可能な任意の物体をスクリーンとして利用可能

- (5) 水晶体調節・相互遮蔽問題を解決可能

これらの特長に加え、さらに、それぞれの要素を融合することで、スクリーン輝度の距離依存性の減少(1)+(2)、手などの物体とスクリーン面との大きな輝度差による適切な遮蔽関係(1)+(3)、両眼像の空間的分離による裸眼立体視(1)+(2)+(3)といったような単独では生まれ得ない効果も各要素を同時に満たすことにより、発生する。

B-3 医療情報提示のための実体型ディスプレイシステム

本研究の「患者・医療情報統合システム」は患者への医療情報の提示において、ARの技術を用いて、トルソや人体などの実体に各種医療データを重ね合わせて提示することを目指す。本年度は、最終システム構築のためのより高度な提示技術として視野外情報提示に着目した。トルソや人体に医療情報を提示する際、背景をあえて映し出すことで、身体の擬似的な透明感をより増強し、また、従来は空虚な空間に突然医療情報が提示され、いかにもVR然とした提示であったが、より実体性を持った医療情報の提示が可能である。さらに、頭部運動に対応した適切な映像を提示することで運動視差による自然な立体提示も可能となり、特に3次元的な位置関係、大小関係、奥行き関係の提示に劇的な効果が期待される。そこで回り込み動作に対応した視野外情報

提示手法の実装を行った。また、RPT 技術におけるスクリーン位置形状や提示物体位置大きさ等による立体視可能性の制約条件について心理物理学実験によりその制約条件を求め、両眼立体システムの性能評価を行い、特に立体情報の認識のために重要な奥行き知覚特性、大きさ知覚特性について検証を行った。

B-3-1 視野外情報提示手法

人間は物体を観察するとき、少なからず頭部や体を動かし、美術館で彫刻を見るときのように覗き込んだり対象の周囲に回り込んだりして観察する。これは、特に複雑な立体構造や前後関係を正しく把握するための動作である。本研究では、この観察者の視点の動作を『回り込み動作』と定義する。そして回り込み動作における頭部運動に対応した適切な視野外情報を提示することで医療データとして視覚的に何もない(=透明な)部分が透明として知覚できることを可能とする。このことによって、運動視差による自然な立体提示を可能とし、特に医療情報などの 3 次元的な位置関係、大小関係、奥行き関係の提示がきわめて重要なシステムにおいてより実体性を持たせることが可能となる。上記の機能を実現する手段として RPT を用いた視野外視覚提示手法の提案と実装を行う。

観察者の視野に対して遮蔽物が十分に小さい場合、向こう側の背景は遮蔽されている場所を除いて観察可能である。このため、視点から見た画像と、背景の画像を比較することにより提示すべき画像を生成することができる。そこで本手法では、以下のように視野外情報を提示することを提案する。

まず、背景を撮影するための遮蔽物の背後に設置するカメラに加え、観察者の視点と等価な位置にもカメラを設置する。それぞれのカメラが撮影した画像から画像認識によって対応点を検出し、両画像間の対応を得る。そして背景画像を観察者視点の画像に変換し、遮蔽物体に投影することによって視野外情報を提示する。

本手法の特徴は、カメラや HMP、及び背景物体の位置情報を取得しなくてもよい点である。このため、観察者は自由に現実空間内を移動することができるようになる。

さらに、HMP を複数台用いれば、複数の観察者にも対応することが可能である。

B-3-2 視点カメラの追加

本システムでは、観察者の視点と等価な位置にカメラを設置する必要がある。そのため、ハーフミラーを 2 枚用いて観察者の視点と光学的に共役な位置にカメラを配置した図 4 に示す光学系の HMP を用いる。本光学系を用いることにより、観察者の視点からの映像投影と映像取得を両立することができる。以降、観察者の視点位置に配置したカメラを視点カメラと呼ぶ。

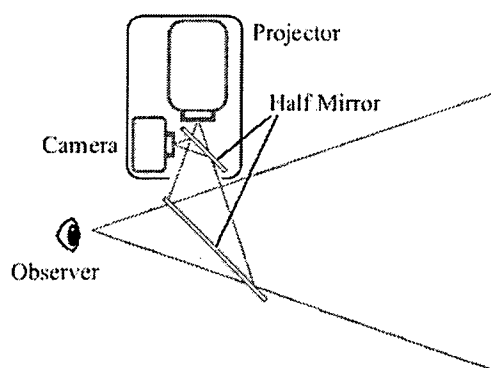


図 4 視点カメラを追加した HMP 光学系

B-3-3 システム構成

提案手法のシステム構成を図5に示す。本システムは、背景の映像を撮影するためのカメラ（以下これを背景カメラと呼ぶ）、観察者の視点位置から映像を投影・取得をする HMP、それらを統合するコンピュータから成る。

以下に本システムの処理の流れを示す。

1. 背景カメラと視点カメラの画像を取得する。
2. 各カメラ画像に対して歪み補正を行う。
3. 両画像間の対応点を探索する。
4. 射影変換行列を算出する。
5. 背景カメラの画像を射影変換し、観察者視点の画像を生成する。
6. HMP を用いて遮蔽物体に画像を投影する。

こうして、観察者は遮蔽物体に投影された視野外情報を観察することができる。背景カメラ画像と視点カメラ画像間の対応点の探索、及び背景画像の射影変換に関しては次節以降で詳しく述べる。

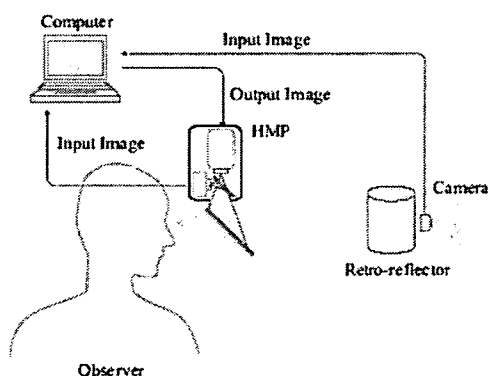


図5 視野外情報提示システムの構成

B-3-4 SIFT 特徴量に基づく対応点探索

異なる位置にあるカメラによって撮影された画像間の対応を得るのは、一般に難しい問題である。本システムでは背景物体が平面である、あるいは十分に離れていると仮定し、背景カメラ画像と視点カメラ画像の対応を求めるために、Lowe らによって提案された Scale-Invariant Feature Transform (SIFT) と呼ばれる手法を用いる。

SIFT とは、特徴点の検出と特徴量の記述を行うアルゴリズムである。SIFT は画像の回転・スケール変化・照明変化等に頑健な特徴量を記述するため、本システムのような異なる視点からの画像間の対応を求めるのに適している。また、SIFT は画像の線形変換が行われても対応を検出できるため、背景物体が平面であるか、もしくは十分に離れていれば非常に精度よく対応を得ることができる。また、背景物体が平面で無い場合でも、画像間で特徴的な点を対応付けるため、人間が見た場合に最適に近い画像を生成できると考えられている。以下に、SIFT のアルゴリズムを概説する。

SIFT の処理は、特徴点の検出と特徴量の記述の2段階から成る。

特徴点の検出：特徴点の検出ではまず、スケールの異なる平滑化画像の差分である Difference of Gaussian (DOG) 画像から極値を探索することで候補点の位置とスケールを決定する。次に、検出された候補点に対して主曲率とコントラストによる絞り込みを行う。さらに、サブピクセル推定により特徴点の位置とスケールを算出する。

特徴量の記述：次に、特徴量の記述を行う。まず、検出した特徴点近傍の輝度勾配から、オリエンテーションを求める。オリ

エンターションの方向に回転して特徴量を記述することで、回転に不変となる。そして、特徴点を中心とした特徴点のスケールを半径とした円領域内の輝度勾配情報を特徴ベクトルとして記述する。

B-3-4 RANSAC による射影変換行列の算出

2 台のカメラで 1 つの平面を撮影した場合、得られる 2 枚の画像間の対応は、平面射影変換によって関係づけられる。2 次元平面上の点 $x = [x, y]^T$ から同じく 2 次元平面上の点 $x' = [x', y']^T$ への射影変換は、

$[x_1, x_2, x_3]^T \approx [x, y, 1]^T$ なる同値関係が成

り立つような斉次座標 $\tilde{x} = [x_1, x_2, x_3]^T$ を

用いれば、 $s\tilde{x}' = H\tilde{x}$ と書ける。ここで、 s は任意の実数であり、 H は次のような 3×3 行列である。

$$H = \begin{bmatrix} h_{11} & h_{12} & h_{13} \\ h_{21} & h_{22} & h_{23} \\ h_{31} & h_{32} & h_{33} \end{bmatrix}$$

H を射影変換行列と呼ぶ。各フレームごとに H を求め、背景カメラで撮影した画像を射影変換することによって、観察者視点の画像が得られる。射影変換行列 H の要素数は 9 であるが、全ての要素を定数倍しても同じ変換を表すため、自由度は 8 である。よって $h_{33} = 1$ としてもよい。対応点を 1 組与えれば、

$$x' = \frac{h_{11}x + h_{12}y + h_{13}}{h_{31}x + h_{32}y + 1}$$

$$y' = \frac{h_{21}x + h_{22}y + h_{23}}{h_{31}x + h_{32}y + 1}$$

が得られ、整理すると

$$h_{31}xx' + h_{32}yx' + x' - h_{11}x - h_{12}y - h_{13} = 0$$

$$h_{31}xy' + h_{32}yy' + y' - h_{21}x - h_{22}y - h_{23} = 0$$

の 2 式が得られるため、4 組以上の対応があれば最小二乗法により射影変換行列 H を求められる。しかし、SIFT 特徴量を用いて検出した対応点には、誤対応が含まれている可能性がある。誤対応があると、外れ値の影響で射影変換後の画像が大きく歪んでしまう場合がある。そこで、Fischler らの提案した RANSAC (RANdom SAMple Consensus) を用いて射影変換行列を求める。RANSAC は、外れ値を含むデータの中から外れ値を排除してフィッティングを行う手法である。RANSAC のアルゴリズムを以下に示す。

1. 幾つかの対応点をランダムに選択する。
2. 最小二乗法によりパラメータを計算する。
3. 求めたパラメータを適用したとき、設定した誤差範囲にある点の個数を評価値とする。
4. 評価値が十分に大きければ求めたパラメータを採用し、終了する。
5. 1~4 を有限回繰り返す。
6. 十分大きな評価値が得られなければ失敗とみなし、終了する。

こうして、正しいパラメータを推定できる。

SIFT 特徴量に基づく対応点探索と、RANSAC による射影変換行列の算出を併用することによって、非常に頑健な画像間の対応が得られる。

B-3-5 HMP の仕様

試作システムでは、重量 565g の LED プロジェクタ TDP-FF1A (東芝) を元に作製

した HMP を使用した。(本 HMP は戦略的創造研究推進事業の研究成果として作成されたものを一部改造している。) HMP の外形及び写真を図 6, 図 7 にそれぞれ示す。本実装において作製した HMP は総重量が約 900g である。また、使用したプロジェクタの投影画角は水平画角が約 30deg 程度しかなく、そのままではごく狭い領域にしか投影できないため新たにレンズユニットを追加し、投影画角を水平画角約 60deg、垂直画角約 50deg を実現している。

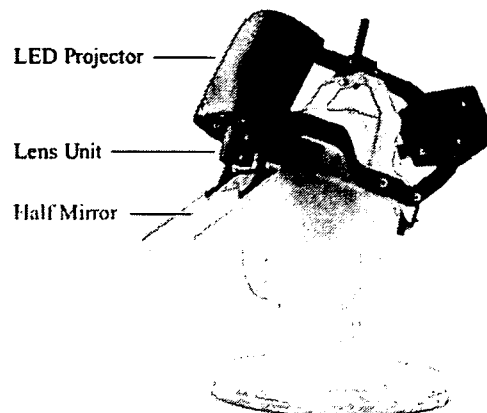


図 7 HMP の概観

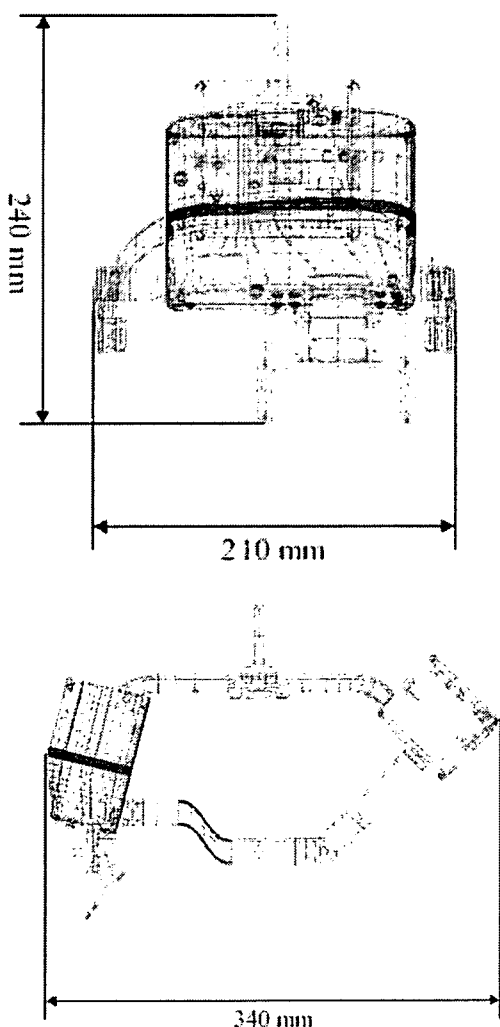


図 6 HMP の外形

B-4 RPTを用いた視覚提示系の心理物理学的検証

RPT を用いて両眼視を行う場合、スクリーン位置の任意性と両眼立体視可能性の両立において、ある再帰性反射スクリーンと十分画角の大きい RPT による両眼立体視光学系が与えられたとき、図 7 の緑色の線で囲まれた領域にある物体については両眼視差画像が提示可能である。

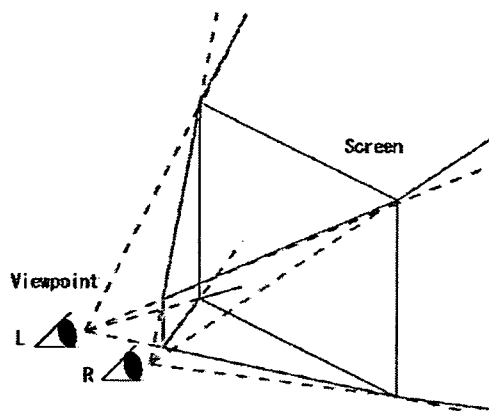


図 7 スクリーンに対する物体提示可能範囲

しかし、この領域内に提示されたバーチャル物体全てにおいて立体視が可能であると簡単に結論付けることはできない。それ

は、人間のヒューマンファクタによるものであり、まず融像可能範囲の問題が考えられる。

RPT を用いた両眼立体視システムは立体視要因のうち、両眼視差、輻輳、運動視差を満たすものである。しかし、調節位置は投影されるスクリーン面の奥行位置に依存する。輻輳と調節は連動して働くことが知られており、輻輳位置と調節位置の隔たりが大きくなりすぎると、自然な立体視が不可能となり、視野闘争や眼精疲労の原因になると考えられる。

また、融像した場合でもスクリーンの位置によって、知覚される提示物体の奥行位置や大きさが影響を受けるため観察者が正確な立体知覚を行うことが困難になる。

以上の点を勘案し、RPT を用いた視覚提示系の心理物理学的検証として（1）立体視ディスプレイにより提示された物体を一つに知覚できるかどうかを調べるために融像可能範囲の検証、（2）立体知覚に関して奥行知覚と大きさ知覚の二つについて心理物理学的実験による検証を行った。

B-4-1 実験環境

本実験は全て 400[lx]程度の蛍光灯による照明下で行われた。また、実空間とバーチャル空間の両方を視認できる AR ディスプレイとして用いることを前提としているため、スクリーンが設置されている周囲には数[m]離れた所に部屋の壁や机の表面等が見える状況で実験が行われた。

画像の投影を行う両眼立体視光学系は以下のように構成した。

プロジェクタ

V-1100Z (PLUS Vision 社)

投影方式 : DLP (Digital Light Processing) 方式

画面サイズ:最小 26 型(投影距離 1.2[m])

テレ時 / 最大 200 型 (投影距離 7.9[m])

ワイド時

画素数 : 1024×768[dot]

明るさ : 1000[lm]

コントラスト比 : 2200:1 (フルオン・オフ)

投影距離 : 1.2~9.44[m]

このプロジェクタを 2 台並べ、ハーフミラーを介した 2 投影光の光軸が、眼間距離である 65[mm]だけ離れた平行線になるように配置した。

また、両眼視差量を広い範囲で変化させ、バーチャル物体の奥行位置をできるだけ大きく変化させて実験・考察を行うため、上記プロジェクタに凸レンズと凹レンズからなるレンズ部を装着し、投影画角を拡大した。投影画角は装着前の横 24.9[deg]×縦 18.9[deg]から横 54.0[deg]×縦 35.6[deg]に拡大された。このとき、十分大きいスクリーンを用いて光点の両眼視差画像を提示したとき、提示可能な奥行位置は 6.4[cm]から無限遠までである。

上述のプロジェクタにレンズ部を組み合わせたものを 2 組用い、図 8 のような両眼立体視光学系を作成した。