

Fig. 2 Automatic-focusing system.

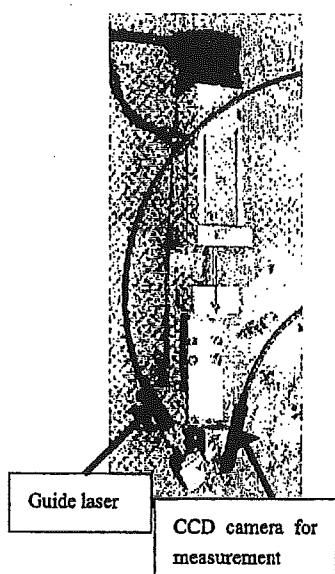


Fig. 3 Automatic-focusing device.

モータのストロークは15mmであり、脳表の起伏に対し十分な駆動範囲を持っている。また、波長532nmの緑色ガイドレーザおよび計測用の1/4インチ小型CCDカメラ各々の軸が、マイクロレーザの焦点位置(レーザプローブ先端より19mm)で交わるように30°の傾斜を付けて設置されている。PCに取り込まれる画像の解像度は512×480であり、焦点位置を中心に

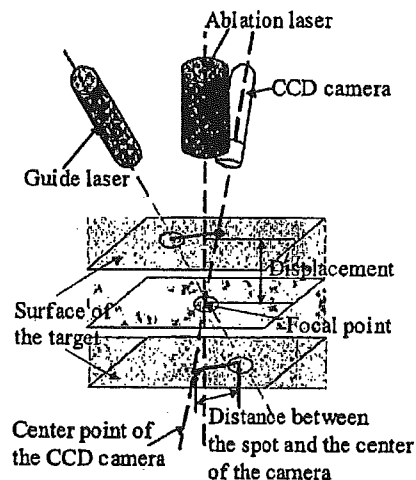


Fig. 4 Mechanism of focusing.

±4mmが測定範囲になっている。これにより、得られる限界の分解能は要求する精度よりも1桁小さい値となっている。ガイドレーザとカメラの設置角度は、この測定範囲および分解能を考慮して設定した。装置の全長は270mm、重量は、自動X-Yステージ、マイクロレーザを除いた状態で470g程度となっている。

#### 2. 4 フォーカシング方法

Fig. 4に示すように、ガイドレーザの光軸およびCCDカメラの画面の中心軸がそれぞれ蒸散レーザの焦点位置で交差するよう取り付けられている。よって、

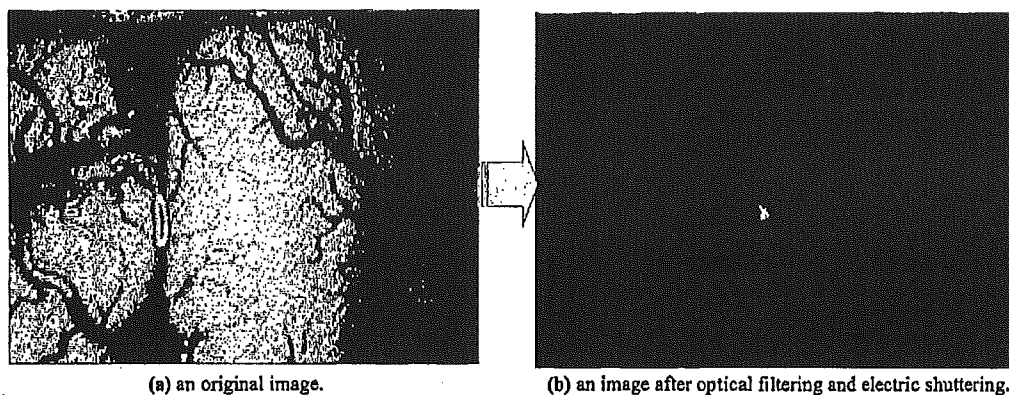


Fig. 5 Filter processing.

対象となる面が焦点位置を通る時は、ガイドレーザのスポットが CCD カメラの画面上の中心に観察される。対象が焦点位置から離れると、それに従い CCD により観察されるスポットの位置も画面中心よりずれていく。対象面が変化することなく一定であれば、ガイドレーザスポットの画面中心からの変位と、対象面と焦点位置の変位には 1 対 1 の対応関係が成立する。この対応関係を用いてフォーカシングを行なっている。上述の対応関係は、装置を組み立てた段階でのキャリブレーションにより、導出している。

### 2. 5 スポット抽出処理

ガイドレーザスポット座標の具体的な導出方法を示す。まずは、画像処理を容易にするためのハード部でのフィルタリング処理について説明する。脳表は血液によって赤味がかっており、血管も走っているため、計測用 CCD カメラに波長 740~910nm をカットする半導体レーザ光用遮光カーテン (Yamamoto Kogaku Co.Ltd 製, YL-600) を取り付け、それら赤色領域のノイズを軽減している。さらに、1/10000s の電子シャッター処理を施すことで、光の強度が非常に高い部分だけを取り出している。これら 2 種類のフィルタリングによって Fig. 5 に示すようにガイドレーザのスポットのみを抽出している。こうして得られた画像を画像処理ボードに取り込み、色抽出 (YUV 値を指定) による 2 値化、エリア抽出などの処理を行ない、重心座標を算出している (Fig. 6)。この際複数のエリアが抽出される場合もあるが、最もエリア面積の大きいものを選択している。

## 3. 実験結果

### 3. 1 精度評価

焦点位置よりある一定の距離だけ離れた場所から、

1 回だけフォーカシングしたときの焦点位置からのずれを計測し、これをフォーカシングの精度として評価を行なった。距離は、焦点位置より  $\pm 2.40\text{mm}$ ,  $\pm 1.60\text{mm}$ ,  $\pm 0.80\text{mm}$ ,  $\pm 0.40\text{mm}$ ,  $0.00\text{mm}$  とし、それぞれ 4 回ずつ行なった。測定にはレーザ変位計 (KEYENCE 製, LB-02, LB-62) を用いた。フォーカシング対象には金属板を用いた。結果を Table 1 に示す。結果は、「(フォーカスによって移動した距離) - (焦点位置までの真の距離)」についてまとめたものである。誤差は平均で  $0.08 \pm 0.06\text{mm}$  であった。また焦

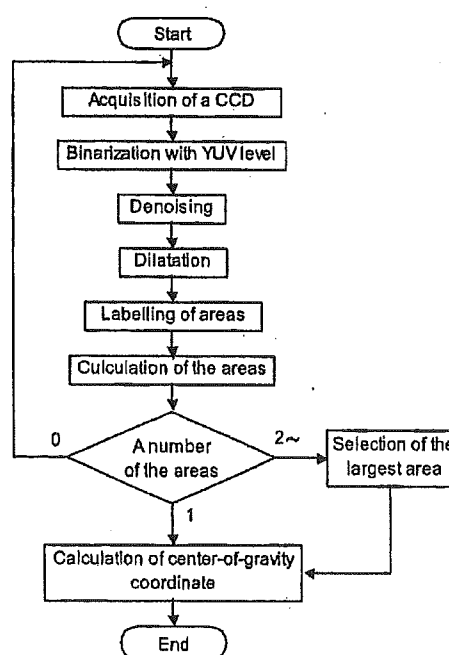


Fig. 6 Flow chart of the image processing.

Table 1 Result of the experiment for evaluation in precision.

Distance from the focal point[mm]	-2.40	-1.60	-0.80	-0.40	0.00	0.40	0.80	1.60	2.40	Total
Average of positioning errors[mm]	-0.11	-0.07	-0.10	-0.04	-0.04	-0.05	-0.01	-0.17	-0.13	-0.08
Standard deviation of positioning errors[mm]	0.03	0.02	0.03	0.06	0.01	0.04	0.04	0.07	0.06	0.06

点に近い位置のほうが、精度が良い傾向が見られた。焦点位置の上と下では有意な差は見られなかった。

### 3. 2 追従性評価

角度一定のアルミ板の斜面に対し、傾斜方向に一定の速度で進みながらフォーカシングを行ない、装置の斜面に対する追従性を評価した(Fig. 7)。斜面の角度は  $45^\circ$ 、水平方向の移動速度はアブレーションレーザーの走査速度を考慮し  $2\text{mm/s}$  とした。3.1の実験と

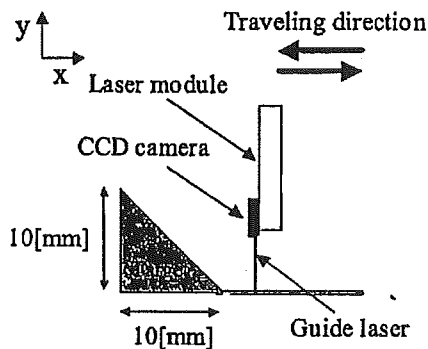


Fig. 7 Experiment for evaluation of follow-up performance.

同様、変位の計測にはレーザー変位計を用いた。

結果、上り下りともある程度の遅れを持ちながら、離されることなく追従していく様子が観察された(Fig. 8)。斜面位置と焦点位置との差を誤差としたとき、上り時の誤差の平均値は約  $0.56\text{mm}$ 、下りでは約  $0.50\text{mm}$  となり、上り下りでの大きな差はなかった。この誤差の主な要因は、画像を取得してからその結果が反映されるまでに、画像処理+モータ駆動分の時間を要するからと考えられる。この遅れ時間は実際には  $100\text{ms}$  (モータ駆動)+ $80\text{ms}$  (画像処理)= $180\text{ms}$  程度であり、今回の実験条件では、この時間遅れによるものだけでも  $2 \times 0.18 = 0.36\text{mm}$  程度の誤差が出るものと考えられる。

### 3. 3 In vivo 実験

麻酔下でブタを開頭し、露出した脳に対して動作実験を行なった。これにより、In vivo における明視下での動作を確認した。また、フォーカシングと同時にマイクロレーザーによる蒸散をした際の動作も確認した。蒸散中の術野を観察することを目的として、装置には顕微内視鏡を搭載した。顕微内視鏡の全長が  $345\text{mm}$

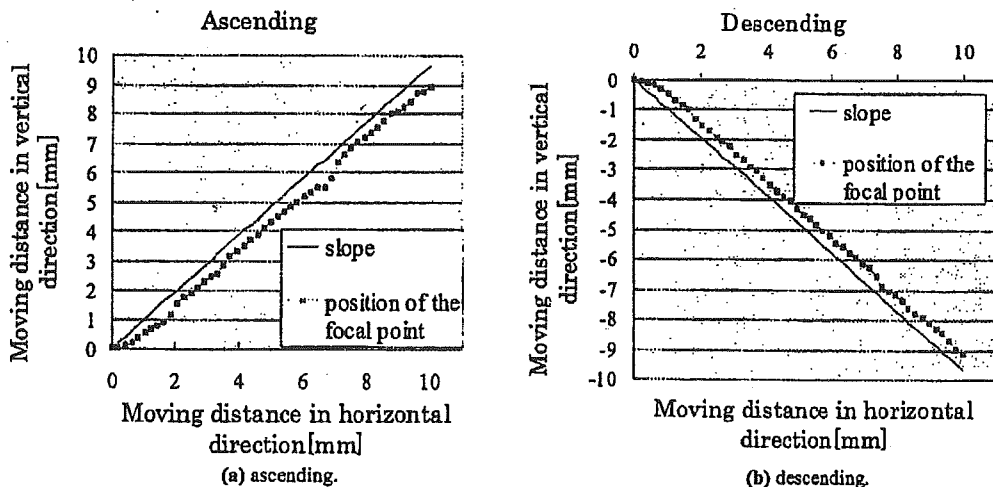


Fig. 8 Result of the experiment for evaluation of follow-up performance.

であるため、Fig. 3 の状態とは異なり、ステッピングモータの全面にせり出すような形で、内視鏡及びアブレーションレーザーなどを設置した(Fig. 9)。本実験では、動作について定性的な評価を行ない、ガイドレーザーのスポットが実際に抽出できていたかどうかを判断基準とした。装置の走査速度は2mm/sとした。

結果、脳表の状態によって、正常にフォーカシングされる部位と、フォーカシングに誤動作を生じる部位とに分かれた。大脳皮質上では脳表に対しフォーカシングするように動作していたが、血管や脳溝、出血が起こった部位などでは、フォーカス状態から大きく外れるなどの誤動作を生じていた。また、出血による血液を洗い流す目的で生理食塩水をかけた場合、過度にかけすぎると動作が不安定になることがあった。

Table 2 は、大脳皮質、血管、脳溝、出血を起こしている部位、またその際、血を洗い流すために食塩水をかけた場合の5通りにおけるスポット抽出の可否について調べたものである。大脳皮質においてはスポットを抽出することができたが、それ以外の部位においては、抽出が困難であった。この結果から、大脳皮質以外で誤動作を生じたのは、スポット抽出がうまく行なわれなかったことが原因であると分かる。スポットの抽出ができなかった理由としては以下のことが考えられる。

- A) 血管および出血部位・・・血液によるガイドレーザーの吸収が非常に大きい。
- B) 脳溝・・・ガイドレーザーが脳溝の急斜面に入り込み、計測用カメラへ反射して戻ってくる光が非常に弱くなる。

また、過剰な生理食塩水で浸した場合は、ガイドレーザーや照明光の乱反射によるノイズが非常に大きく、それによって若干動作が不安定になっていたと考えられる。

次に、フォーカシングと同時にマイクロレーザーによる蒸散を行なった結果を Fig. 10 に示す。指定したエリア上に対し、均一に蒸散することができた。

#### 4. 考察

##### 4. 1 精度、追従性評価実験

精度評価実験では平均  $0.08 \pm 0.06\text{mm}$  という高精度を得た。しかし一方で追従性実験では、 $0.5\text{mm}$  よりもやや大きな誤差となった。実際の脳表面では大部分が  $45^\circ$  よりも傾斜が緩やかであると考えられるが、



Fig. 10 Result of the laser ablation with automatic-focusing.

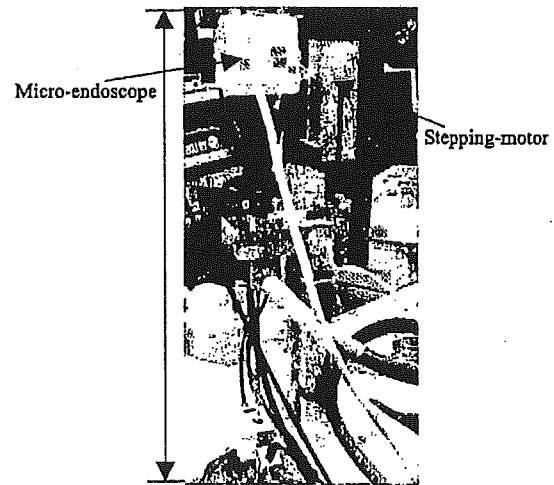


Fig. 9 Auto-focusing device with micro-endoscope.

Table 2 Possibility of the spot extraction.

Cerebral cortex	Blood vessel	Sulcus of the brain	Bleeding lesion	Saline for irrigation
○	×	×	×	△(Errors by diffuse reflection in excess saline)

腫瘍を除去した後にできる、くぼ地の斜面上についてもフォーカシングを行なうことを考慮すると、追従性のさらなる向上が必要となる。今回の実験条件では、画像処理およびモータ駆動にかかる時間遅れによる計算上の誤差は 0.36mm であり、これが最も大きな誤差の要因と考えられる。よって、これを改善することで、追従性を大きく向上させることができる。また、時間遅れによる計算上の誤差 0.36mm よりも、実際の誤差の方が大きかった。この差分の原因としては、精度評価実験に基づく誤差の加算が考えられる。計算上の誤差に対し、精度評価の誤差を単純に加えると、 $0.44 \pm 0.06$ mm となる。また 0.36mm という値はあくまで、画像処理およびモータ駆動時間の和からなる最低限生じるであろう誤差である。これらの要因が重なり、今回の追従性試験の結果が得られたと考えられる。

#### 4. 2 In vivo 実験

大脳皮質に関しては、本システムを用いてフォーカシングすることが可能であり、レーザーによりアブレーションをしながらのフォーカシングに関しても良好に行なわれた。

脳表の状態によってフォーカシングの安定性が大きく異なったが、主な原因はスポット抽出の可否であると考えられる。問題となるのは、血液によるガイドレーザーの吸収が起きた場合と、レーザーが脳溝に入り込んでしまった場合であり、両方ともガイドレーザーの反射光が著しく弱くなり、スポットの抽出が困難になっていた。本実験では、ガイドレーザーの強度、電子シャッタの速度などの条件は変えず、常に一定の値で行なっていたので、これらの最適な条件をリアルタイムに調整することで、スポットの抽出率が向上するのではないかと考えられる。ただし、電子シャッタの速度を落とした場合は、ノイズも増加するので、適度な調節を要する。さらに、フィルタリング方法の変更、脳表の状態によらず安定したスポットの抽出が可能なるガイドレーザー波長帯の検討などについても進めていく必要がある。

また逆に、スポットの計測状態の変化を利用し、現在の脳表の状態を判別できる可能性があることが分かった。将来的には、MRI などの他のナビゲーション情報と合わせて、より細かい治療の誘導を行なうことも考えられるので、これについても検討の余地がある。

本実験において顕微内視鏡を搭載したが、臨床の場で用いるには装置が大きくなりすぎると思われた。術野を観察するには、より小型な CCD カメラを選択す

る必要があると考えられる。

#### 5. 結論

脳腫瘍治療に用いるマイクロレーザーのフォーカシングを可能とする小型・軽量な手術装置の機構を考案し、その試作機を製作した。

フォーカシング精度および追従性に関する評価実験を行なった結果、精度に関しては要求仕様を充分満たすものであった。追従性については、画像処理時間およびモータ駆動時間の短縮により向上を図る必要があった。

明視下において *in vivo* の実験を行なった結果、大脳皮質に対する本装置の有効性を示すことができた。血管や脳溝、出血が起こった部位では、スポットの抽出ができず、正常なフォーカシングをすることができなかった。これについては、フィルタリングやガイドレーザーなどに改良、検討の余地があるので、現システムの限界を示す意味でも、実験、改良をしていく予定である。

本研究の一部はテルモ科学技術振興財団・文部科学省科学研究費 (#15700349) による。

#### 文献

- 1) 猪股崇, 村垣善浩, 伊関洋, 土肥徳純, 波多伸彦. Open MRI 誘導手術における脳腫瘍術中セグメンテーション. 日本コンピュータ外科学会誌 2003; 5(3): 393-394.
- 2) Shimizu K, Toyonori S, Kobayashi E, Inada H, Muragaki Y, Maruyama T, Iseki H, Sakuma I. Application of Blue Semiconductor Laser to Measurement of 5-ALA induced Fluorescence for Intraoperative Detection of Brain Tumor. Proceedings of 6th Japan-France Congress on Mechatronics and 4th Asia-Europe Congress on Mechatronics 2003; 135-140.
- 3) 加藤天美, 平田雅之, 吉峰俊樹, 早川徹. 光学方式/磁場方式ハイブリッド型顕微鏡ナビゲーションシステム. 医科器械学会誌 1999; 6: 279-285.
- 4) 大森繁, 伊関洋, 村垣善浩, 中村亮一, 佐久間一郎, 小林英津子, 高倉公朋. コンピュータ制御による脳外科レーザー処置の実験的検討. JJSCAS 2003; 3: 189-190.
- 5) 大森繁, 伊関洋, 村垣善浩, 丸山隆志, 堀智勝, 高倉公朋. 波長 2.8  $\mu$ m レーザによる脳腫瘍組織のエッチング. JJSCAS 2002; 3: 147-148.

# 脳腫瘍の最大摘出を実現する マイクロレーザー手術ロボットシステムの開発

中村 亮一\* 村垣 善浩 伊関 洋 (東京女子医科大学)  
大森 繁 (テルモ) 佐久間 一郎 (東京大学)

## Micro Laser Surgical Robot System for Maximization of Removal Rate of Brain Tumor

Ryoichi Nakamura\*, Yoshihiro Muragaki, Hiroshi Iseki, (Tokyo Women's Medical University)

Shigeru Omori, (Terumo Corporation), Ichiro Sakuma, (The University of Tokyo)

There are higher needs for robotic surgery system to treat malignant brain tumors, because the area close to the boundary between tumors and normal tissue is usually left in order to keep away from invasion of functional region. To treat such the boundary area, a computer controlled robotic laser surgery system has been developed. This system is characterized by  $\lambda=2.8 \mu\text{m}$  Micro-Laser device which can perform less invasive precise surgery, and the computer controlled system which can realize the ablation of defined area on brain surface. In vitro and in vivo study was performed to confirm the ability of computer controlled laser ablation and coagulation. From the results of our experiments, this system is applicable to extract the sensitive brain area.

キーワード：手術ロボット、脳腫瘍、マニピュレータ、レーザー  
(Keywords, Robotic surgery, Brain tumor, Manipulator, Laser)

### 1. はじめに

悪性脳腫瘍(malignant brain tumors)を脳外科手術により切除(excision)した場合の5年生存率は、腫瘍部分の75%までの摘出率において大差が無い。しかしながら、95%以上を摘出した場合では摘出率依存性がみられ、摘出率95%で22.5%、摘出率100%では40.9%まで5年生存率が上昇することが報告されている<sup>(1)</sup>。しかしながら、大半の脳腫瘍を切除した後の、残存腫瘍組織と正常脳組織との境界部分の識別は難しく、機能領域近傍にある脳腫瘍で90%以上の摘出率を得るのは容易ではない。この領域において正常組織を損傷すると、言語野障害や運動麻痺などを起す事になるためである。このため、オープンMRI(Magnetic Resonance Imaging)を用いた術中撮影やナビゲーションシステム等を用い、腫瘍を画像データとして可視化する手法が効果を上げており<sup>(2)-(4)</sup>、平均摘出率で90%を超える成績が得られている<sup>(5)</sup>。安全かつ正確に腫瘍組織の100%摘出率を目指すためには、撮影する画像の分解能と同等以下の寸法単位で切除作業を行うことが必要となる。更に、正常組織に損傷を与えないことが絶対条件となる。目標精度としては0.5mm単位で残存腫瘍脳組織を取り除くことが求められ、従来通りの手作業による剥離操作手法では限界である。

0.5mm単位で組織の切除を行うためには、位置決め技術と切除技術の双方に対して0.5mm以下の精度が要求される。前者に対しては、ロボット技術が有用であると考えられる。また後者に対しては、脳組織は変形しやすい性質を有しているため、非接触手段が効果的であると考えられ、本研究ではレーザー技術を用いることを検討した。近年、脳腫瘍の治療を目的とし、レーザーを用いたロボット手術の実験例が幾つか報告されている<sup>(6)(7)</sup>。既存のレーザー装置を用いながら、正常組織を侵襲しないような装置設計が成されているが、組織切除に際しては、生理食塩水中でレーザー照射を行なうことになり、空間を介した非接触での処置には構造上不向きとなる。

本研究では、術中MRI撮影やナビゲーションシステムと組み合わせることを想定し、脳腫瘍腔深部や側壁にある残存腫瘍部位への手術装置のセッティングと画像観察が容易となるように、空気中で非接触にレーザーを照射して組織切除を行うことを目標とした。そのために、0.5mm単位での切除が可能となる新たなレーザー装置と、レーザービームを位置決めするためのロボット技術(レーザーマニピュレーションシステム)の検討を行った。試作したシステムは、CCDカメラで照射部位を観察しながら領域指定し、脳組織を表面より蒸散エッチングすることを特徴としている。ブタ摘

出脳を用いた機能実験を行い、レーザーによる処置の性能とマニピュレーションシステムにおける照射領域の位置決め精度の評価を行った。動物実験により、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た。またレーザー集光点のパワー密度を変化させることで血管の脱血凝固が可能であることを確認した。

## 2. 方法

(2.1) レーザ装置の選定 一般的に外科手術に利用されるレーザーの作用は、蒸散(ablation)と凝固(coagulation)に大別される。本研究の目的である、脳腫瘍の摘出術(extraction)では、手術中に腫瘍組織を物理的に取り除くことが原則であるため、蒸散作用が必要となる。その際、腫瘍細胞を生かしたまま周囲に飛散させることは避けなければならない。また正常脳組織に熱もしくは機械的ダメージを与えないことも必要条件となる。近年、こうした課題に対し、蒸散創周辺へ熱の影響が及ぶことを避けるため、組織吸収が低い近赤外波長の Nd:YLF レーザを短パルス化して用いる方法も提案されている<sup>(6)</sup>、生理食塩水中でプラズマを誘起して脳組織を破碎し、吸引で取り除く方式であるため非接触性が損なわれる。

本研究においては、中赤外の連続波レーザーを用い、局所の熱作用により腫瘍組織を高効率で蒸散させ、ガス化して消滅させることを基本メカニズムとして選択した。また、先に述べたように、残存腫瘍組織の除去を目的とするため、0.5mm 以下の位置精度で処置を行うことが要求仕様となり、したがって 0.1~0.2mm 単位で蒸散深さとレーザービームの位置決め、および蒸散領域の制御を行うことを目標においた。

これらの条件を満足させるためのレーザー装置としては、脳組織に対し吸収が優れるレーザー波長として、2.8  $\mu\text{m}$  を選定した。3  $\mu\text{m}$  前後の波長領域には、水の吸収ピークが存在し<sup>(8)</sup>、白色を呈した脳組織に対しても、表層で水由来の吸収が起こるため深達性が低くなり、熱の発生を局所に留めることができる。これまでの研究において、照射レーザービームをレンズで  $\phi 0.1\sim 0.15\text{mm}$  のスポットに集光した場合、光出力 0.2W 以下の低いパワーで、生体軟組織に対しスポット径相当の蒸散溝を形成できることを確認している<sup>(9)</sup>。

本研究で用いたレーザー装置は、波長 2.8  $\mu\text{m}$  の連続波レーザー光を、石英光ファイバーの先端部に実装したマイクロチップ型固体レーザー(波長 2.8  $\mu\text{m}$  マイクロレーザー)より出力する<sup>(10)</sup>。装置本体は、この固体レーザーの励起光源である近赤外半導体レーザー(波長 970nm)で構成され、コンピュータによりレーザー駆動条件を直接制御することが可能である。

### (2.2) ロボティックレーザーマニピュレーションシステム

手術中に MRI 等で画像化される腫瘍の大きさと位置の情報を基に、その場で照射領域を設定し、自動でレーザービームをスキャンするレーザーマニピュレーションシステムを試作した。その基本構成を Fig.1 に示す。波長 2.8  $\mu\text{m}$  マイクロレーザー装置と、そこから出力されるレーザー光を走査するための XY 軸移動ステージ、並びに撮像用 CCD カメラとパーソナルコンピュータ(PC)から構成されている。レーザー照射の対象となる表面は、CCD カメラで撮影し、画像データとして PC に取り込み、モニタ画面に表示させる。オペレーターはその画像を見ながらマウスを用いて画面上で輪郭を重ね描きし、レーザー照射の対象となる領域を指定する。次いで、キー入力を行うことで XY ステージが移動し、レーザーによる指定領域の輪郭線描画と輪郭内部の蒸散エッチングを開始する。一通り輪郭内部をエッチングし終わると自動的にレーザーとステージが停止する。

脳組織を 0.5mm 単位の寸法精度で蒸散エッチングさせるためには、レーザーヘッドの位置決めを少なくともそれ以下の精度で行なうことが必要となる。本システムではオペレーターが観察する画像の分解能がこの位置決め精度を左右することになるため、CCD カメラにはズームレンズを取り付け、目視にて 0.1mm 程度の画像まで識別可能にした。また、用いるズームレンズには、画面全域に渡って歪みの無い画像が得られるものを選定し、画面上での寸法と実物寸法とのキャリブレーションを行った。更に、画面上に表示させるレーザースポット位置を示すマーカーの位置を、実際のレーザー照射ポイントに合わせる操作も事前に行う。蒸散エッチングの精度には、これらソフトウェアで行なうキャリブレーション操作とハードウェアであるステージの移動性能が反映されたものとなる。Fig.2 に構築したレーザー手術マニピュレーションシステムを示す。

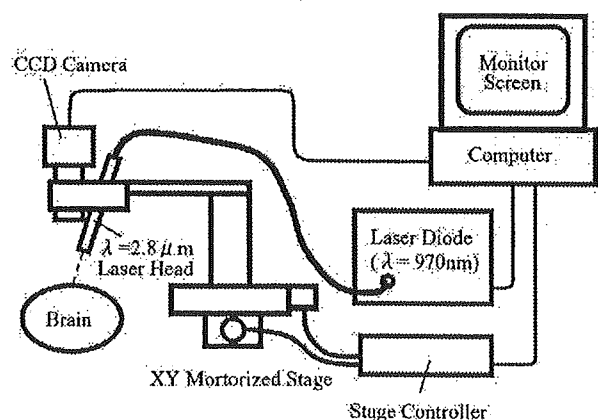


Fig. 1. Schematic diagram of the experimental setup of the computer controlled laser surgery system.

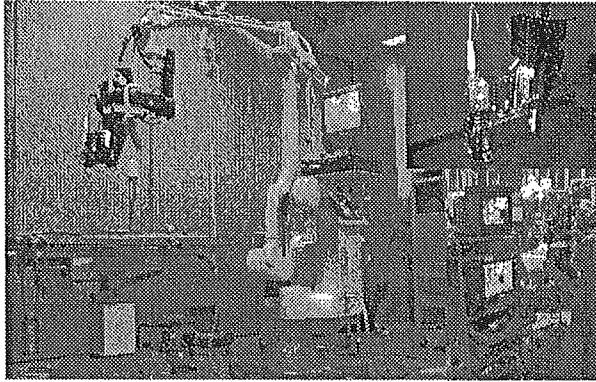


Fig. 2. Overview of the computer controlled laser surgery system.

〈3・3〉 確実な蒸散エッチングのための止血プロトコル  
 本装置の特長は、中赤外波長領域の低出力レーザー光をレンズで集光することによって実現できるピンポイントな脳組織蒸散特性であるが、一方、大きな凝固能力は期待できない。このため、*In vivo* の生体組織では、ビームスポットが血管を横切った際に血管壁を損傷して出血を引き起こすことで、その後の蒸散プロセスが中断されることが予想される。こうした場合、一旦出血が起こると、非接触での凝固止血には困難が伴い、血液成分にレーザー光が吸収されて発生する炭化層のため、組織中の水分吸収を利用している本レーザーにおいては、それ以降の蒸散エッチング行えなくなる。そこで我々は、本レーザーシステムを用いた手術プロトコルとして、蒸散エッチングを行う前段階において、指定領域内に存在する血管を予め凝固しておき、十分な止血処置を行った上で表層よりのエッチングを行う方法を試みた。一般に、蒸散目的で非接触レーザー照射を行う場合、蒸散閾値以下までレーザー集光点のパワー密度を下げることで凝固作用に移行できることが知られている<sup>(4)</sup>。そこで、本検討では、これまで用いてきたコンピュータ制御レーザー照射システム<sup>1)</sup>において、レーザーヘッドの位置を蒸散時と比べて5mm遠ざけることでデフォーカス状態にさせた。この時のビームスポット径は、約600 $\mu$ mである。

### 3. 実験

〈3・1〉 波長 2.8 $\mu$ mレーザー照射実験 蒸散精度と周辺組織への熱の影響を調べる目的で、死後12時間以内のブタ頭部より摘出した脳を用い、表層へのレーザー照射を行った。レーザーヘッド先端部には集光レンズを取り付け、レーザービームスポットを直線的に移動させることで蒸散ラインを描かせた。集光レンズの焦点距離は15mm、集光点でのスポット径は0.16mm (1/e<sup>2</sup>)であった。

まず、蒸散深さの制御性を評価するため、集光レンズ後において、平均パワーを0.2W、0.3W、0.4Wに設定し、それぞれのパワーにおいてブタ脳表面に4本の蒸散ラインを描かせた。この時のレーザービームの移動速度は、4mm/sと

した。レーザー照射を終えたサンプルは、ホルマリン固定した上で蒸散ラインに対して垂直に切り出し、顕微鏡下で蒸散深さを計測した。

また、蒸散創周辺組織への熱の影響を調べる実験については、集光スポット径を0.13mm (1/e<sup>2</sup>)、レーザー平均パワーは本装置の出力上限である0.45W、レーザービームの移動速度を蒸散ラインに炭化が発生しない下限条件として2mm/sに設定した。評価サンプルとしては、長さ5mmの蒸散ラインを0.15mmピッチで複数本描かせたものを作成した。レーザー照射後のサンプルはホルマリン固定し、蒸散ラインと垂直方向に薄切標本にした後、HE染色を施し、光学顕微鏡にて蒸散創および周辺組織の観察を行った。

〈3・2〉 レーザマニピュレーションシステムの動作実験  
 本システムの性能評価として、PC画面上で指定した領域と実際に蒸散エッチングされた領域との差異を測定する実験を行なった。性能評価の第一ステップとして、輪郭線描画機能を作動させた場合におけるレーザー照射の位置決め精度(正確さ)を測定した。次いで、第二ステップとして、摘出ブタ脳を用いた指定領域内の蒸散エッチングを行い、第一ステップで評価した精度が反映できているか検証を行った。

(1) 位置決め精度の評価実験 レーザー照射の位置決め精度を評価する実験では、定量評価を行なうため、照射対象として普通紙を選び、そこへ一辺10mmの正方形内に1mm間隔で格子縞を印刷したものをランドマークとして用いた。また、レーザー描画パターンとしては、マニピュレーションステージの追従性を試す目的により、Fig.3に示したように様々な角度を含む閉曲線を用いた。

評価サンプルは以下のような手順で作成した。格子縞を描いた普通紙をPCモニター画面に映し、Fig.3に示すAからHの8箇所の格子点を順番に通過するように、自由曲線による輪郭パターンをマウスを使って描いた。次いで、本システムの輪郭線描画機能を作動させ、普通紙上にその輪郭パターンに沿ったレーザー描画線(蒸散軌跡)を形成させた。レーザー出力は、ビームスポットの軌跡に従って非貫通

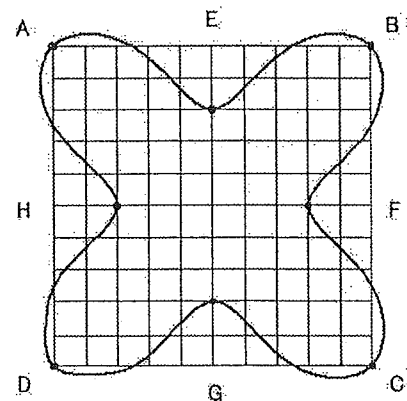


Fig. 3. Test pattern for evaluating the accuracy of laser drawing. 1div=1mm. "A" to "H" are the measuring points of the aberration.



の溝が形成される強さとして0.1Wに設定した。また、レーザ描画速度は、移動ステージが脱調を起さない最大速度として3mm/sで行った。同じ手順で6個の格子縞上に自由曲線を反映したレーザ描画線を作成し、それぞれのサンプルのAからHの8箇所の格子点とレーザ描画線との位置ずれ量を測定した。

(2) 脳組織を用いたシステム動作実験 プタ摘出脳を照射対象とし、システム動作実験を行った。前項の普通紙を対象とした場合と異なり、表面が平坦でなく、またランドマークとして格子縞を用いることができないため、描画位置の精度を定量的に評価することは困難となる。そこで、脳表上の血管走行や凹凸をランドマークとして参照し、マウスで描いた輪郭パターンとレーザ照射後のエッチングされたパターンとを比較し、指定した通りの領域が蒸散エッチングできるかどうかPCモニタ画面上での観察を行った。レーザ照射条件は、平均パワー0.36W、ビームスポット径は0.16mmで行った。また、描画速度は、輪郭については3mm/s、輪郭内については、表層を薄く均一に蒸散エッチングできる速度として8mm/sに設定し、0.1mmピッチで順次走査を行って指定領域内を埋めた。

(3) 脳組織を用いた止血プロトコル動作実験 全身麻酔下において開頭したブタ頭部上方にレーザヘッドを位置決め固定し、パソコン画面上で脳表をモニターしながら太さ0.5mm前後の露出した血管を選び、画面中央に位置決めした。次いで、その血管を2箇所を横切るような輪郭線の描画パターンを画面上で指定し、レーザ照射プログラムをスタートさせた。

#### 4. 結果

(4.1) 脳組織の蒸散特性 Fig.4に、ブタ脳表に形成した蒸散創の深さを計測した結果を示した。平均パワー0.2Wから0.4Wにおいて、深さ0.2mmから0.5mmの蒸散創が得られている。深さの制御精度としては、±0.1mm前後となった。レーザパワーとビームの移動速度が一定であっても、照射表面の凹凸や水分の状態によりレーザの吸収度が変化し、形成される蒸散深さの精度に影響したものと考えられる。

Fig.5に摘出ブタ脳にレーザ照射したサンプルの病理写真を示した。蒸散創は、レーザスキャンしたラインに沿って、深さ約1mmの鋭利な切開創となっており、0.15mmピッチで正確に刻まれていることがわかる。また、ピッチ間に残存している脳神経細胞に、熱による変化は観察されなかった。レーザパワーが0.5W以下と低出力であり、その波長特性により、レーザエネルギーの吸収が脳表面に限られたことが理由と考えられる。

また、脳の神経組織は水分に富みかつ脆弱なために、蒸散過程に基づく表層部分の切開創が亀裂状に深く形成されたものと推定される。

本実験の結果より、波長2.8μmマイクロレーザを用いれば、面方向において0.1mm以下の分解能で、周辺組織に熱

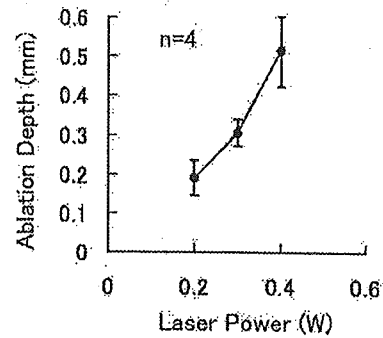


Fig. 4. Depth of the linear ablated lesions on pig brain. The laser beam spot diameter was 0.16mm. The scanning speed was 4.0mm/s.

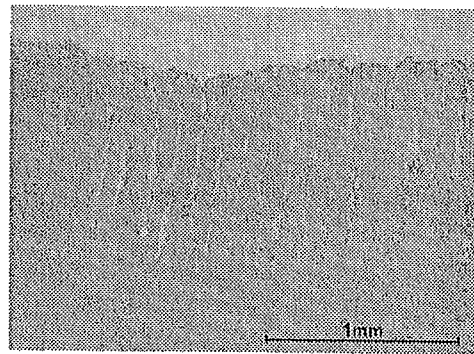


Fig. 5. Hematoxylin and eosin stained histological sections taken from sites of laser ablation in vitro on pig brain. The laser output power was 0.45W. The scanning pitch was 0.15mm and its speed was 2.0mm/s.

によるダメージを与えず切開創状の蒸散創を形成することが可能であることが判明した。

(4.2) レーザ描画位置精度 普通紙上にレーザ描画を終えた6個の評価サンプルの内、1つの写真をFig.6に示した。モニタ画面上で格子縞に対して位置決め指定した輪郭パターンに沿って、幅0.14mmのレーザ描画線が形成された。AからHの格子点に対し、そこを通るレーザ描画線の位置ずれ量を、描画線の法線方向に測定した結果をFig.7に示した。全ての格子点において位置ずれ量は0.2mm以内に収まっており、目標精度が満足できることが判明した。前述したように、実験に用いた6個の輪郭パターンはPCモニタ画面上において、オペレーターが格子縞を見ながら手書きで作成した自由曲線である。したがって、本実験で得られた精度は、オペレーターによる画像識別精度と作業精度および、レーザ照射の機械的精度が協調された結果とみなすことができる。

(4.3) 脳組織でのシステム機能評価 摘出ブタ脳を用いた実験につき、PCモニタ上に表示されたレーザ照射前後での画像を写真撮影し、Fig.8(a)~(f)に示した。レーザ照射は2回実施し、2回目の照射は1回目の領域の内側に設定し

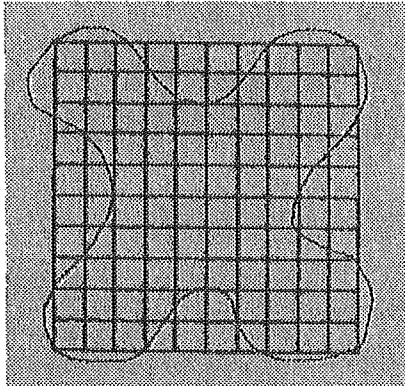


Fig. 6. A sample of laser ablated curved line on the paper with crosshatch. 1div =1mm.

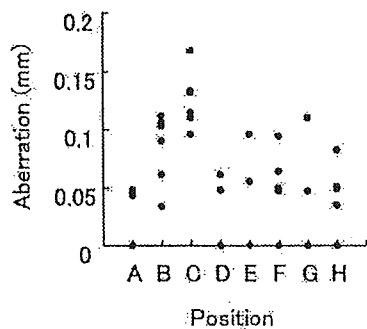


Fig. 7. Aberration value at the measuring points "A" to "H". The number of laser drawing sample was 6.

た。写真左端の筒状のものはレーザーヘッド先端部である。(a)は、1回目の照射において、マウスで描いた輪郭パターンが画面上に表示された状態を示している。血管走行等をランドマークとして参照しながら、約7mm四方の領域を指定した。(b)はレーザーによる輪郭の描画と輪郭内部のレーザー走査が終了した直後の状態を示した。領域指定した輪郭通りに脳表面の皮膜状組織が均一にエッチング除去されていることが確認できる。(c)は(a)の過程で領域指定のために描いた輪郭パターンを画面から消去した様子を示したもので、これらの画像を比較することにより位置ずれ量を見積もることができる。脳表面の蒸散領域に隣接して置いたスケールにより、画面上で位置ずれ量を目視観察したところ0.5mm以内であった。

Fig.8(d)~(f)は、1回目にエッチングした領域に更に重ねて2回目のレーザー照射を行なった結果を示したもので、(e)は領域指定した状態を示し、(e)と(f)にはレーザー走査が終了した状態を示した。2回目の照射では、より深く蒸散エッチングさせるため、走査速度を4mm/sと遅くした。1回目同様、指定した形状通りに蒸散が行なわれ、脳実質に向かって掘り進められることが確認できた。この時の深さは約0.5mmであった。また、位置ずれ量は、画面上で観察する限り0.5mm以内に収まっていた。ここで得られた蒸散エッチングの精度は、本マニピュレーションシステムの位置決

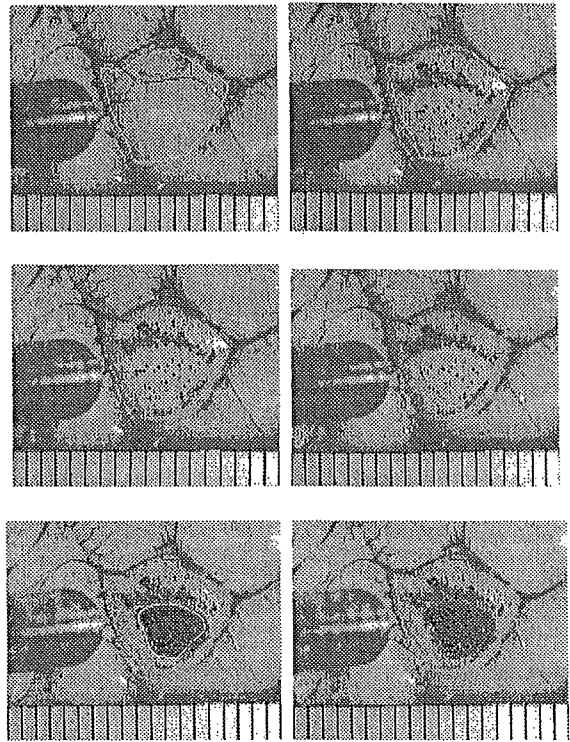


Fig. 8. Photographs of the pig brain surface displayed on the monitor screen. The etching process of first scan is shown in (a) to (c) and the second one is shown in (d) to (f). The laser output power was 0.1W for (a) to (c), 0.36W for (d) to (f). 1div =1mm.

め精度と、用いたレーザーによる蒸散精度が組み合わされた結果であると解釈できる。

なお、これらの性能を再現性よく発揮させるためには、位置決め精度に関わる CCD カメラの撮像倍率と、蒸散精度に関わる照射点でのレーザーパワー密度を一定に保つことが必要であるところが本実験を通じて明らかとなった。この問題を解決するためには、撮像カメラおよびレーザーヘッドと照射面との距離を一定に保つことが必要であり、オートフォーカス等の機構が必要になるものと考えられる。

〈4.4〉止血プロトコル機能評価 Fig.9(a)~(c)3に、CCD カメラで捕らえたレーザー照射領域の映像を示した。Fig.9(a)の中央を縦に走行している血管を照射対象とした。Fig.9(b)がレーザー照射中の画像であり、パソコン上で指定した描画パターンが映っている。Fig.9(c)はそのパターンに沿って2回レーザー照射を実施した後の画像である。レーザービームが横切った箇所の血管が部分的に脱血凝固し、血流が無くなっていることが分かる。本実験を通じ、レーザービームスポットをデフォーカスさせることにより、蒸散エッチング領域に存在する血管を予め凝固止血できる可能性が確認できた。レーザー照射領域は常に画面上でモニタ可能であるため、事前の止血と続くプロセスでの蒸散位置の指定は容易に行える。今後は、止血可能な最大血管径の見極めと、血管止血を行った後の脳表領域において、出



Fig. 9. Photographs of the pig brain surface displayed on the monitor screen. (a) is before laser exposure on pig brain. (b) is during laser exposure. (c) is completed hemostasis.

血無く蒸散エッチングが進められることの実証が必要になるものと考えられる。

## 5. 結論

悪性脳腫瘍の摘出術において、残存腫瘍組織を0.5mm単位で取り除くことを目標とし、レーザマニピュレーションシステムの試作検討を行なった結果、以下の結論が得られた。

- ・ 脳組織切除用ツールとして、波長  $2.8\mu\text{m}$  マイクロレーザを用いることにより、面方向に対し0.1mm以下、深さ方向に対し $\pm 0.1\text{mm}$ の蒸散制御性が得られ、周辺組織に熱ダメージを及ぼさない非接触での脳組織切除が可能であることが判明した。

- ・ オペレーターがPCモニター画面を見ながら任意形状のレーザ照射領域を指定するマニピュレーションシステムにおいて、蒸散エッチング領域として0.5mm以下の位置決め精度が得られ、ほぼ目標とした精度を得ることができた。

- ・ デフォーカスによる凝固モード照射により、システムに改変を加えることなく欠陥止血を行えることを額入した。

本システムを用いれば、処置中の状況変化を画像および座標データとして観察・記録することができる。今後はそうした状況変化が起こった場合の具体的な対処方法につき、安全管理の面からも検討を加えた上で、非接触処置が行える手術ロボットの実用化を図っていきたい。また、本システムは、将来的にはMRI画像やナビゲーションシステムから得られた腫瘍組織の座標データを入力し、自動で蒸散エッチングを行う手術ロボットシステムに発展させることが可能であると考えている。

謝辞 本研究の一部は、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「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究」および文部科学省科学研究費補助金若手研究B「低侵襲脳外科手術のための探査型マイクロ手術ロボットの開発」により行われた。

## 文 献

- (1) The Committee of Brain Tumor Registry of Japan: Report of brain tumor registry of JAPAN (1969-1993) 10th edition. Neurologica medico-chirurgica. Supplement 40: 54, (2001)
- (2) Iseki H. *et al*: Intraoperative Examinations for Tumors required in the Neurosurgical Operating Theater of the 21st Century. Japanese Journal of Neurosurgery 11 (8): 608, (2002)
- (3) Muragaki Y. *et al*: Intraoperative brain mapping and intraoperative MRI for Glioma surgery, BRAIN MEDICAL 13 (3): 255, (2001)
- (4) Iseki H. *et al*: New Possibilities for Stereotaxis Information-Guided Stereotaxis. Stereotactic and Functional Neurosurgery 76: 159, (2001)
- (5) Iseki H. *et al*: Neurosurgen in open MRI operating theater. New Horizon for Medicine. 36 (1):111, (2003)
- (6) M H Goetz *et al*: Computer-guided laser probe for ablation of brain tumours with ultrashort laser pulses. Physics in Medicine and Biology 44: N119, (1999)
- (7) Goto T. *et al*: Feasibility of using the potassium titanyl phosphate laser with micromanipulators in robotic neurosurgery: a preliminary study in the rat. Journal of Neurosurgery 98: 131, (2003)
- (8) Bayly J.G., Kartha V.B., Stevance W.H.: The absorption spectra of liquid phase H<sub>2</sub>O, HDO and D<sub>2</sub>O from  $0.7\mu\text{m}$  to  $10\mu\text{m}$ . Infrared Physics 3, 211, (1963).
- (9) Omori S.:  $2.8\mu\text{m}$  Micro Laser for Therapy. Proceedings of the 36th Conference the Japan Society of Medical Electronics & Biological Engineering, 417, (1997)
- (10) Omori S.:  $\lambda=2.8\mu\text{m}$  Solid-State Micro Laser. Reports on the 289th Topical Meeting of the Laser Society of Japan, 52, (2001).
- (11) S.Krishnamurthy *et al*: Lasers in Neurosurgery, Lasers in Surgery and Medicine 15: 126 (1994)
- (12) Shigeru Omori, Yoshihiro Muragaki, Ichiro Sakuma, Hiroshi Iseki, Robotic Laser Surgery with  $\lambda=2.8\mu\text{m}$  Microlaser in Neurosurgery, Journal of Robotics and Mechatronics, 16(2), pp122-128 (2004)

原稿受付日

平成17年 11月 30日

## 多自由度屈曲型バイポーラ電気メスマニピュレータの開発

○山下 紘正<sup>a</sup>, 松宮 潔<sup>a</sup>, 正宗 賢<sup>a</sup>, 小林 英津子<sup>b</sup>, 佐久間 一郎<sup>b</sup>, 廖 洪恩<sup>c</sup>,  
橋爪 誠<sup>d</sup>, 土肥 健純<sup>a</sup>

<sup>a</sup> 東京大学大学院 情報理工学系研究科, <sup>b</sup> 東京大学大学院 新領域創成科学研究科,  
<sup>c</sup> 東京大学大学院工学系研究科, <sup>d</sup> 九州大学大学院 医学研究院

### Bipolar Electric Scalpel Manipulator with Multi-DOFs Bending Mechanism

H. Yamashita<sup>a</sup>, K. Matsumiya<sup>a</sup>, K. Masamune<sup>a</sup>, E. Kobayashi<sup>b</sup>, I. Sakuma<sup>b</sup>, H. Liao<sup>c</sup>,  
M. Hashizume<sup>d</sup>, T. Dohi<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Graduate School of Information Science and Technology, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

<sup>b</sup> Graduate School of Frontier Science, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

<sup>c</sup> Graduate School of Engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

<sup>d</sup> Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University, Fukuoka, Japan

**Abstract:** This paper proposes multiple functionalizing of multi-DOFs laparoscopic forceps manipulator with maximum power of 0.85 [kgf]. Specifically for more secure, rapid and efficient operations we installed bipolar electric scalpel function into the forceps manipulator to seal blood vessels. Dimension of the electrode we loaded on the forceps blades was 1 [mm] x 5 [mm] x 0.1 [mm] x 2 lines with 0.5 [mm] space to generate high current density between two forceps blades. System integration of this manipulator consisted of multi-DOFs end-effector, linear-drive unit, computer-based control unit, dial-type interface and bipolar coagulator. In vivo experiment, using swine, we approached to mesenteric surface tissue to evaluate the ability of sealing blood vessels, adjusting approach path, output electric power, grasping power and ablation time. In order to confirm whether the blood vessels were sealed or not, we cut ablated tissue and checked leak of blood. This manipulator performed approaching blood vessels from various directions safely, and sealing blood vessels steadily, however, sometimes several ablations made electric shield with coagulated tissues on electrodes, which interrupted effective function. In conclusion we were sure of feasibility of the bipolar electric scalpel function with multi-DOFs bending manipulator for clinical applications.

**Key words:** Bipolar electric scalpel, Multi-DOFs forceps manipulator, Laparoscopic surgery

### 1. はじめに

より低侵襲な腹腔鏡下外科手術の実現のため、著者らはこれまでに 2 自由度の屈曲機構と 1 自由度の把持機構を有する多自由度屈曲鉗子マニピュレータを開発してきた。このマニピュレータは腹腔内で自由な方向にアプローチを行なうことができ、臓器の持ち上げや組織・針・糸の強固な把持が可能である<sup>1)</sup>。しかしエンドエフェクタとしては把持鉗子機能しか持たないため、多種多様な手術手技への対応は難しい。そこで多自由度を有するマニピュレータのエンドエフェクタに多機能化を加えることにより、術中に使用する術具、腹壁に挿入するポートの本数を低減し、また、術中に術具を交換することの煩わしさを解消し、手術手技の安全性や効率を高めることを目的とする。

あらゆる腹腔鏡下外科手術においては、患部周辺組織の血管処理を安全に、かつ迅速に行なうことが重要である。現在、術中の血管処理には電気メスが頻繁に用いられているが、電気メス機能に多自由度を加えることにより、無理な方向からの処理を防ぎ、また、組織の剥離や凝固、閉塞といった作業を効率よく行なうようになると思われる。

本研究では、多自由度鉗子マニピュレータに電気メス機能を追加することで、多自由度屈曲、把持鉗子、電気メスを併せ持つことによる有用性の評価を行なう。特に今回は予備実験として、In vivo 実験にて生体における基本的な手術手技能力の評価を行なったので報告を行なう。

### 2. バイポーラ電気メスマニピュレータ

#### 2.1 バイポーラ電極の搭載

バイポーラ電気メス機能の搭載には、最大で 0.85 [kgf] の把持力を有する多自由度屈曲マニピュレータを用いる。電気メスによる組織の焼灼能力は、把持力に依るところが大きいため、この強固な把持力は有利に働くと考えられる。鉗子部に取り付ける電極としては、管状組織の閉塞に最適なバイポーラ電極形状についての研究<sup>2)</sup>や、血管閉塞用として開発された LigaSure<sup>TM</sup> (Valleylab, USA)<sup>3)</sup>を参考にし、Fig. 1 で示す形状に決定した。電流密度を高めるため、1mm x 5mm x 0.1mm の電極を 0.5mm 間隔で 2 列並べ、鉗子部の把持面へと貼付を行なった。

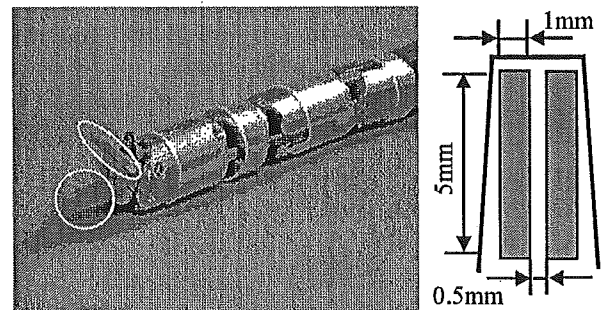


Fig. 1 Shape of bipolar electrode on the Multi-DOFs forceps blades. Material of electrode is nickel overlaid with gold.

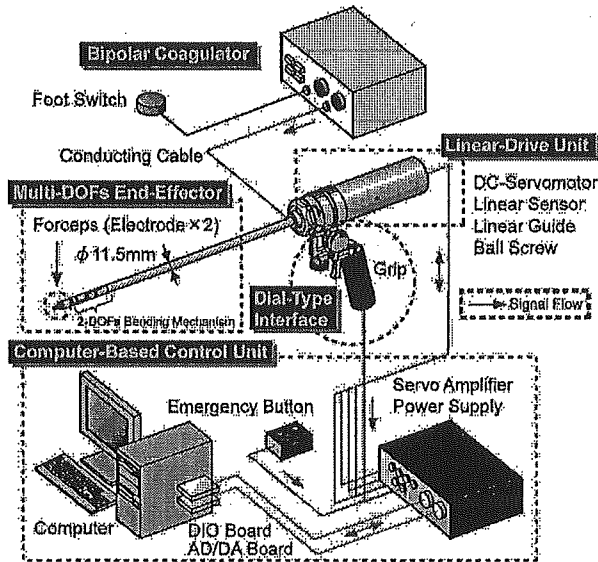


Fig. 2 System configuration of the bipolar electric scalpel manipulator.

## 2.2 システム構成

Fig. 2 に本電気メスマニピュレータのシステム構成を示す。基本的な構成は従来のマニピュレータのものを踏襲している。また、電気メスのコアギュレータには瑞穂医科工業株式会社の SS-2100 を用い、焼灼の ON/OFF にはフットスイッチを用意した。

## 3. In vivo 実験

動物 (ブタ, 39kg, オス) を用い、本電気メスマニピュレータの生体における基本的な手術手技評価を行なった。主に血管の閉塞能力を検証するため、焼灼対象に大小の血管が存在する腸間膜を選択した。実験で使用したコアギュレータの設定は、周波数 450 kHz, パースト波使用, 繰返し周期 40  $\mu$ s, デューティサイクル 50 % とし、最終的には電気メスの出力を 20 W まで上げながら数箇所の血管閉塞を試みた。マニピュレータのアプローチ方向、電気メスの出力、鉗子部の把持力、焼灼時間を調整しながら行ない、血管周辺組織の焼灼を行なった後に凝固箇所を切断することで血管の閉塞状態を確認した (Fig. 3)。

屈曲自由度をうまく使うことにより、閉塞したい血管組織に対して垂直の方向から無理な力をかけずにアプローチすることが可能であった。1 箇所の閉塞につき 2~3 秒での焼灼を数回行ない、組織の変性を確認した後に凝固箇所を切断した。時間をおいても出血は認められず、完全に血管を閉塞できたことを確認した。

一方、今後改善すべき点としては、(1) 焼灼の繰返しにより電極上に組織が膜状に付着し、通電効率が低下することがあったため、電極表面に凹凸をつけ、配列を改善する、(2) マニピュレータ本体術中での取り扱いを容易にするため、細径化や小型軽量化、先端の鉗子部に回転自由度の追加を検討する、等が挙げられる。

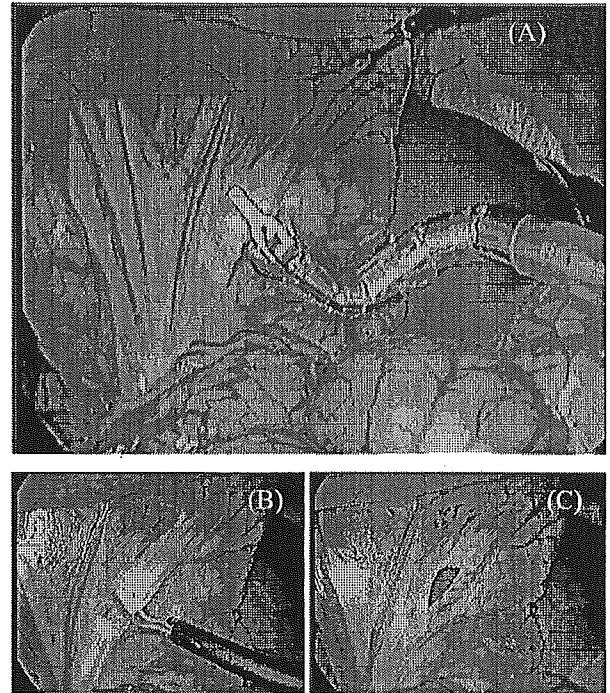


Fig. 3 Sealing mesenteric blood vessels. (A): Ablation of vessels with 2-DOFs bending motion of the bipolar electric scalpel manipulator. (B) and (C): Confirming vascular occlusion with cutting ablated tissue.

## 4. 結論

本研究ではバイポーラ電気メスマニピュレータの開発を行い、焼灼対象へと自由にアプローチを行ないつつ、血管を閉塞する能力を有することを確認した。今後はより臨床での使用に適したマニピュレータの開発を進めていく。

本研究の一部は、平成 17 年度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) 「新たな手術ロボット用ロボット装置の開発に関する研究 (H15-フィジ-002)」ならびに日本学術振興会特別研究員制度の支援を受けている。

## 文献

- 1) H. Yamashita et al.: Handheld Laparoscopic Forceps Manipulator Using Multi-slider Linkage Mechanisms, In Proc. of The 7th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI 2004), Lecture Notes in Computer Science (LNCS) 3217 Springer, pp. 121-128, Sep. 2004
- 2) Y. Kim et al.: Study on bending forceps manipulator with electric-cautery function for aparoscopic surgery, Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS 2002), Paris, pp.1089, Jun. 2002
- 3) H. Hasegawa et al.: CLIPLESS LAPAROSCOPIC RESTORATIVE PROCTOCOLECTOMY USING AN ELECTROTHERMAL BIPOLAR VESSEL SEALER, Digestive Endoscopy, 15, pp. 320-322, 2003

## スライダリンク機構及び空気圧を用いた可撓性外套管のための柔剛可変機構における基礎的検討

○八木 昭彦<sup>a</sup>, 松宮 潔<sup>a</sup>, 正宗 賢<sup>a</sup>, 廖 洪恩<sup>b</sup>, 土肥 健純<sup>a</sup>

<sup>a</sup>東京大学大学院情報理工学系研究科, <sup>b</sup>東京大学大学院工学系研究科

### A mechanism to switch rigid and flexible using slider-linkage mechanism and air pressure for Rigid-Flexible outer sheath

A.Yagi<sup>a</sup>, K. Matsumiy<sup>a</sup>, K. Masamune<sup>a</sup>, H. Liao<sup>b</sup>, T. Dohi<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Graduate school of information science and technology, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

<sup>b</sup>Graduate school of engineering, The University of Tokyo, Tokyo, Japan

**Abstract:** In this paper, we report the mechanism that long outer sheath has stiffness and flexibility simultaneously, and switches two modes, rigid and flexible. This outer sheath can become any given shape in flexible mode, and keep its own shape from external force in rigid mode. The outer sheath is able to enter narrow path and holds its shape, and then manages rigid curved path for flexible manipulators to deep, narrow area in human body. Our mechanism consists of multi serial joint model. Each joint rotates freely, and then the outer sheath is able to change its shape, and each joint has one slider that moves in conjunction with the rotation of the joint. When air pressure is added, the slider is locked by the stopper which is in the piece, and then the outer sheath holds its shape. We made the prototype that has 3-pieces model. The diameter of outer frame is 16[mm], and the inner diameter is 7[mm]. We evaluated the relation between the stiffness and air pressure. The outer sheath model switches flexible mode and rigid mode when the air pressure is about 130[kPa]. We confirmed that our mechanism can switch flexible mode and rigid mode, and useful for the rigid-flexible outer sheath.

**Key words:** Rigid-flexible outer sheath, flexible manipulator, slider-linkage mechanism, air pressure

## 1. 背景

近年の内視鏡下外科手術の発達により多くの手術が開腹手術に置き換わって行われるようになってきている。しかし、この内視鏡手術の問題点として、多くの器具が直線的であるため、気腹、吊り上げ等何らかの方法で術野を確保する必要がある。また体内深部に対するアプローチは困難である。このような問題を解決するためには体内の重要臓器を迂回して侵入することが可能な柔軟なマニピュレータが必要であり、現在開発研究が行われている<sup>1)</sup>。このような柔軟なマニピュレータは途中の重要な組織を傷つけずにアプローチすることが可能であるが、一方で器具自体の体内への挿入、術野への侵入が困難である事が問題となる。このため、あらかじめ器具の進入経路を確保するための機器の開発が求められる。

本研究では進入経路を確保するための機器として、柔剛可変型の可撓性外套管を提案する。これは柔らかい状態で体内へ侵入し、体内で任意の形状で硬くなる。それにより後に手術器具が通過するための経路を確保することが可能となる。本報では提案する外套管が実際に柔と剛の切り替えるための機構を開発し、試作を行った。そして柔と剛に関するそれぞれの特性、及び切り替えに関する評価実験を行ったので報告する。

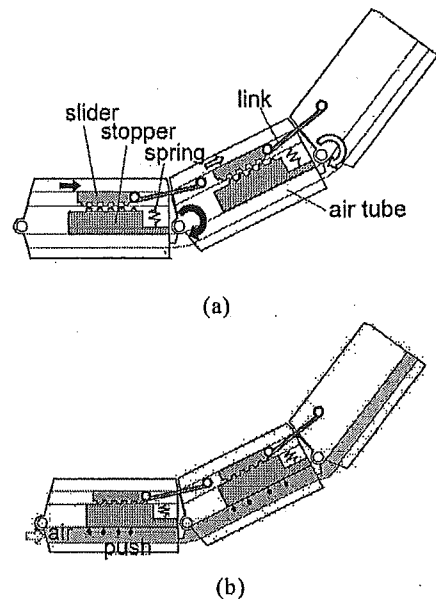


Fig. 1 Mechanism to switch rigid and flexible: a) flexible mode. b) rigid mode.

## 2. 方法

### 2.1 柔剛可変機構

提案する外套管は一定間隔で関節を有しており、それぞれの関節が自由に回転できる。

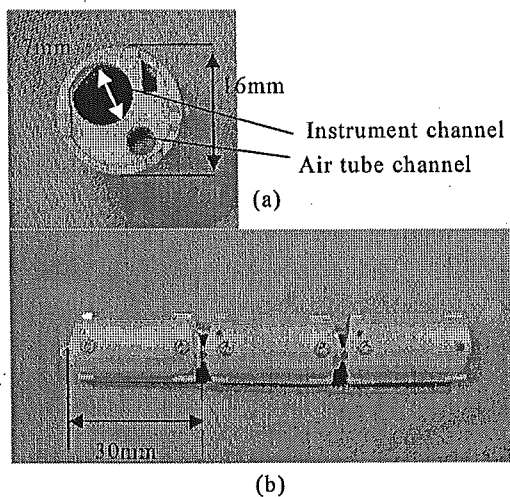


Fig. 2 Outer sheath model: a) cross section image. b) side view.

それにより外套管全体としてさまざまな形状を取ることが可能となる。任意の形状でその形状を維持するための剛性を発生させる方法としては、スライダリンク機構を用いた。それぞれの外套管小片の中にスライダが存在し、関節ごとの回転角度に連動して運動する(Fig. 1a)。このスライダにはラックがついており、外套管小片内に組み込まれたストッパーのラックとかみ合うことでロックされ、全体として形状が固定される(Fig. 1b)。このストッパーを動かす方法として、空気圧による駆動方法を用いた。空気圧を使用することで、伝達させる外套管の形状に依存せずに動力を伝えることが可能である。ストッパーにはバネが組み込まれており、空気を抜くと、元の位置に戻る。

## 2. 2 外套管モデル

Fig. 2 に今回試作した外套管モデルを示す。試作した外套管は外形 16mm であり、直径 7mm までの器具を通過させることができる。関節間の 30mm であり、それぞれの関節で $\pm 30^\circ$ の屈曲が可能であり、最小曲率半径は 58mm となる。今回は三つの外套管小片をつなぎ合わせたモデルを作成した。このモデルは二つの関節を有することになる。このモデルでは一平面内での屈曲が可能である。

## 3. 評価実験

試作したモデルに対し、本機構の特徴である剛性に関する評価実験を行った。実験方法は一つの

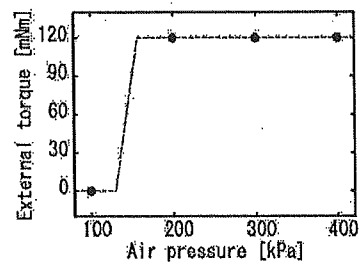


Fig. 3 Relation between torque and air pressure.

関節に対して外力を加え、関節が動くことなく形状を維持できる限界の外力と、空気圧との関係を測定した。Fig. 3 に測定結果のグラフを示す。今回の実験では最大の保持トルクが 120mNm となっているが、これは一関節間隔である 30mm 先で 400gf の力が垂直にかかった場合に相当する。さらに実際はそれ以上の外力にも耐えることが可能であることが予想される。また柔の状態と剛の状態とが切り替わる圧力は 130kPa であった。

## 4. 考察・結論

本研究では体内深部へ重要な臓器を迂回して侵入するための経路を確保する方法として、柔剛可変型可撓性外套管を提案し、そのための機構に関する試作を行った。そして、剛性に関する評価を行った結果、一関節分ではあるが 400gf 以上の外力に対して姿勢を保持できることを確認した。これは先端多自由度マニピュレータ<sup>2)</sup>が 500gf の発生力を要求しようとし、それ以下でも十分な機能を持っていることから考えても十分な剛性を有するものと考えられる。

## 謝辞

本研究の一部は、平成 16 年度厚生労働科学研究費補助金、身体機能解析・補助・代替機器開発事業「新たな手術用ロボット装置の開発に関する研究」による。

## 参考文献

- [1] Ikuta, K., Sasaki, K., Yamamoto, K., Shimada, T. "Remote Microsurgery System for Deep and Narrow Space - Development of New Surgical Procedure and Micro-robotic Tool." Proc. of 5th International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention. pp. 163-172, 2002, Japan.
- [2] 山下紘正, 金 大永, 波多伸彦, 土肥健純「多節スライダ・リンク機構を用いた腹部外科手術用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, Vol. 5, No. 4, pp. 421-427, 2004

## MR 対応型穿刺ロボットシステムにおけるナビゲーションの基礎的評価

○小原 太<sup>a</sup>, 松宮 潔<sup>a</sup>, 正宗 賢<sup>a</sup>, 橋爪 誠<sup>b</sup>, 土肥 健純<sup>a</sup>

<sup>a</sup>東京大学 情報理工学系研究科 知能機械情報学専攻

<sup>b</sup>九州大学 大学院 医学研究院

### Design and evaluation:

### Navigation in MR-compatible robot system for needle insertion

Futoshi Ohara<sup>a</sup>, Kiyoshi Matsumiya<sup>a</sup>, Ken Masamune<sup>a</sup>, Makoto Hashizume<sup>b</sup>, Takeyoshi Dohi<sup>a</sup>

<sup>a</sup>Graduate School of Information Science and Technology, the University of Tokyo

<sup>b</sup>Graduate School of Medical Sciences, Kyushu University

**Abstract:** This paper reports the MRI-guided navigation system using robot for horizontal gap open MRI which controls needle orientation effectively in the vertically limited gantry space. We locate the robot including actuators wholly in MR gantry and puncture needle from side of patient's body. We get needle orientation controlled by robot using Polaris, optical position locator and insert the needle to the target tumor displayed on MRI on PC display. In order to realize the navigation system, we acquire the transformation matrices among MRI coordinate system and Polaris coordinate system and among Polaris coordinate system and Robot coordinate system to get transformation matrix among MRI coordinate system and robot coordinate system to control the robot by the tumor location of MRI. We are planning to complete this registration and to measure the precision of needle control under MRI navigation.

**Key words:** MR-compatible Robot, Navigation

### 1. はじめに

核磁気共鳴診断画像装置(MRI)は軟部組織の鮮明な画像が得られる, 温度モニタリングが行えるなど利点が多く[1], Open MRI の登場により, 肝臓がん手術におけるマイクロ波凝固療法やラジオ波凝固療法は術中 MRI を用いて, より正確な穿刺と腫瘍の焼灼を行うことが期待できる.

垂直磁場型 MR 対応の腹部穿刺ロボットとして, 小型で手術スペースを確保するため, 全体をガントリ内に設置したロボットが開発された[2]. 本研究では, この開発されたロボットを MRI 誘導下で制御するためのナビゲーションシステムを構築し基本的精度評価を行う.

### 2. 穿刺ロボットと MRI 誘導下ロボット制御

#### 2.1 ロボット仕様

本ロボットは穿刺針を保持し, 穿刺経路を決定するために穿刺針の姿勢制御を行うものであり, これらの制御を行うために, 5 節リンク機構とジンバル機構を用いた[Fig.1].

5 節リンク機構は 2 自由度で, リンク先端を 2 次元平面内に位置決めすることができるシンプルな機構で, 駆動源をリンク先端の位置決め部から離すことができ, MR 対応性の向上が期待できる点と, 駆動部の取り外しが容易で滅菌性に優れている点から採用した.

本ロボットは, 5 節リンク機構の駆動に合わせて, 穿刺針が回転の 2 方向に姿勢を変化させるため, 穿

刺針の回転の 2 方向をフリーにした安定した保持が行えるジンバル機構を採用した.

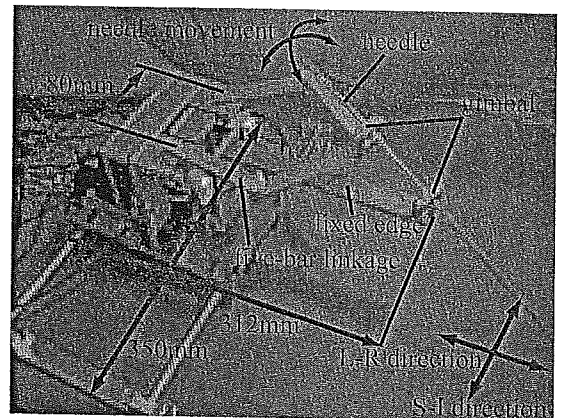


Fig.1 MR compatible robot which holds needle

ロボットの高さは MR ガントリ高さ 420[mm] に対して, 最大 240[mm], 5 節リンクの駆動範囲は, superior-to-inferior (S-I)方向に 110[mm], left-to-right (L-R) 方向に 92[mm]であり, MR 対応性を満たすため, 構成材料として, ステンレス・樹脂・セラミックス・アルミニウムを用いた.

#### 2.2 システム構成

MRI 誘導下のロボット穿刺制御のシステム構成図を Fig.2 に示す.

Polaris は MR に取り付けたマーカからの相対位置



として他のマーカの位置を取得することにより、自身が移動に関わらず Needle の姿勢を取得できる。PC には Polaris のマーカ位置から計算した針姿勢と MR から得られた画像を表示するとともに、MRI 座標系とロボット座標系の変換行列を利用して、MRI 上に表示された腫瘍位置から、腫瘍位置をロボット座標に変換し、針を制御して腫瘍への穿刺を行う。

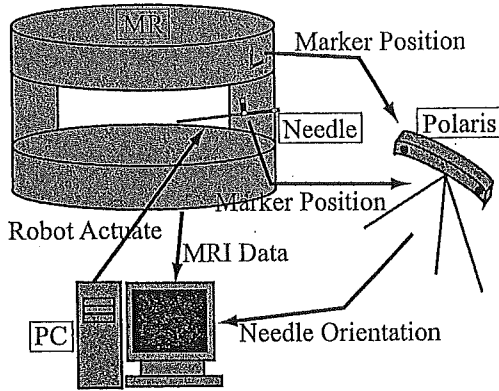


Fig.2 System of MRI guided navigation

### 2.3 MRI 誘導下ロボット制御

MRI 誘導下でロボットを制御するため、Polaris を用い、①MRI 座標系・Polaris 座標系変換行列、② Polaris 座標系・Robot 座標系変換行列を求める。

①を求めるため、格子状にφ6mmの半球状の穴を配置したアクリル製ファントムを製作する[Fig.3].

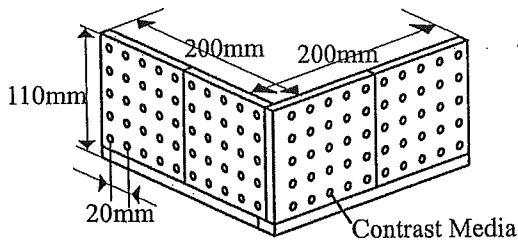


Fig.3 phantom for MRI-Polaris registration

各半球状穴に MR の造影物を挿入し、MR で撮像し、各造影物の MRI 上での座標  $X_{MRI}$  を計測する。次に、造影物を取り除いた半球状の穴を、先端がφ6mmの球状になった Polaris 用プローブでポイントし、各半球状穴の Polaris 座標  $X_{Polaris}$  を求める。 $X_{MRI}$ 、 $X_{Polaris}$  はともに、

$$X_{MRI}, X_{Polaris} = \begin{pmatrix} X_1 & X_2 & X_3 & \dots & X_{100} \\ Y_1 & Y_2 & Y_3 & \dots & Y_{100} \\ Z_1 & Z_2 & Z_3 & \dots & Z_{100} \\ 1 & 1 & 1 & \dots & 1 \end{pmatrix}$$

と表される。各列は、各造影物の座標を表す。MRI 座標系と Polaris 座標系間の変換行列を  $T_{MRI \rightarrow Polaris}$  と

すると、

$$X_{Polaris} = T_{MRI \rightarrow Polaris} X_{MRI}$$

となるので、

$$T_{MRI \rightarrow Polaris} = X_{Polaris} X_{MRI}^{\#}$$

として変換行列を求める。ここで、 $X_{MRI}^{\#}$  は、 $X_{MRI}$  の擬似逆行列(pseudo inverse)である。

次に②を求めるため、ロボットが Polaris 用のマーカ付きの穿刺針を 4 姿勢に制御し、各姿勢におけるロボット座標系の針先端座標  $X_{Robot}$  と、マーカの姿勢を Polaris が読み込み、その姿勢から針先端位置を計算することで、Polaris 座標系各姿勢における針先端座標  $X_{Polaris}$  を取得する。 $X_{Polaris}$  と  $X_{Robot}$  はともに各要素が先ほどの  $X_{MRI}$ 、 $X_{Polaris}$  の各要素と同じ意味を持つ 4×4 行列である。Polaris 座標系とロボット座標系間の変換行列を  $T_{Polaris \rightarrow Robot}$  とすると、

$$X_{Robot} = T_{Polaris \rightarrow Robot} X_{Polaris}$$

となるので、

$$T_{Polaris \rightarrow Robot} = X_{Robot} X_{Polaris}^{-1}$$

して変換行列を求める。

以上で求めた①②の変換行列を掛け合わせることで MRI 座標系・ロボット座標系間変換行列  $T_{MRI \rightarrow Robot}$  を求める。

$$T_{MRI \rightarrow Robot} = T_{MRI \rightarrow Polaris} T_{Polaris \rightarrow Robot}.$$

### 3 結論

本研究では、垂直磁場型 Open MR のスペースの限られたガントリ内で、腹部穿刺用ロボットを用いて、MRI ナビゲーション下の制御を実現するための手法を構築した。

今後、開発した MRI 誘導下ナビゲーションを用い、ナビゲーション下での穿刺精度を測定し、座標系レジストレーションの有用性、本ロボットの有用性を検証する。

### 4 謝辞

本研究の一部は、平成 14 年度 NEDO 基盤技術研究促進事業「未来型医療を実現する小型手術用ロボティクスシステムの研究開発」による。

### 参考文献

- [1] Kettenbach J, Silverman SG, Hata N, et al. Monitoring and visualization techniques for MR-guided laser ablations in an open MR system. J Magn Reson Imaging 1998;8:933-943
- [2] 小原太, 波多伸彦, 松宮潔, 橋本隆二, et al. MRI 誘導下外科手術用肝腫瘍焼灼手術穿刺ロボットの基礎的評価. 日本コンピュータ外科学会誌 2004 Dec Vol.6 No.3:271-272

# 再帰性投影技術における入力用デバイスの研究

Research of Input Devices for Retro-reflective Projection Technology  
for Proceedings of the Virtual Reality Society of Japan

坂部啓, 園田哲理, 川上直樹, 館暲

Kei SAKABE, Tetsuri SONODA, Naoki KAWAKAMI, and Susumu TACHI

東京大学 情報理工学系研究科 システム情報学専攻

(〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1 東京大学工学部 1号館, Kei.Sakabe@ipc.i.u-tokyo.ac.jp)

**Abstract :** This paper introduces a pointing device for Augmented Reality. When the user uses the real-world object as the pointing device at Augmented Reality, a conflict occurs when the user tries to point at the virtual-world object inside the real-world object. Our solution to this problem is to develop a stick which automatically shrinks to avoid conflict, while the AR system shows the virtual pointer at the position where the stick's tip was supposed to be. By this, smooth shift from real world to virtual world and a shift from virtual world to real world are realized.

**Key Words:** Augmented Reality, RPT, Input device, Pointer

## 1. 序論

本研究は、複合現実感、特に再帰性投影技術用の入力デバイスとして能動的に伸縮するポインタを開発、評価するものである。

現在本研究室において研究されている、再帰性投影技術 (Retro-reflective Projection Technology、以下 RPT)[1] という映像提示技術では再帰性反射材と呼ばれる、散乱や正反射ではなく再帰性反射を行う素材を用いている。この技術の特徴を要約すると、再帰性反射材が塗布された任意形状の表面に立体視可能な映像を投影することにより、映像の投影位置と眼の実物体に対する焦点位置を一致させ、自然な立体視ができることである。

RPT に対する研究はいくつも行われているが、しかし RPT にて提示された映像とやりとりしながら人間が何かする、というようなものはあまりされていない。たとえば、三次元空間上でのカーソル等ポインタ位置情報入力方法についてどの程度研究されているかという、力覚提示装置と組み合わせた Touch Drum[2] などしかない状態である。これは、RPT において頻繁に実物体内部に仮想物体が提示されることに起因していると考えられる。すなわち、実物体 (指し棒など) を用いたポインタでは、実物体の内部に配置された仮想物体を指そうとしてもポインタが実物体内部に入り込めないため、仮想空間上のポインタを常時利用するような仕様にせざるを得なかったためである。この問題は、人間が完全に仮想世界に没入する型の提示を行うものでは発生しない。なぜならば、すべての物体は仮想空間上のみであるため、ポインタ部と提示物体との干渉が発生しないか

らである。また、Mixed Reality の場合でもポインタ位置を間接的に (ボタンなどによって) 操作するものでもこの問題は発生しない。発生するのは、ポインタ位置を実空間上で直接操作する場合のみであるが、これは自然にポインタを操作することができる方法であるためこの問題を解決することは重要であると考えられる。

この問題に対して、本研究ではポインタ把持部とポインタ部との間に距離が存在する場合の解決方法を提案する (Fig. 1)。

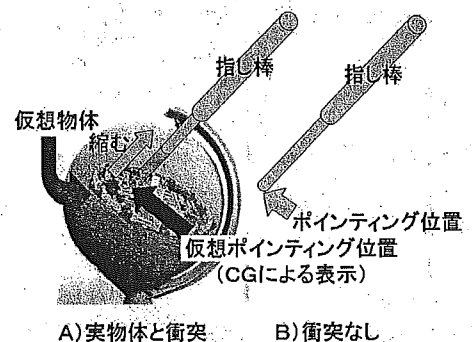


図 1: 問題解決方法。ポインタが実物体と干渉しそうになったら何らかの衝突回避行動を自動的にを行い、かつ本来ポインタがあるべき場所には仮想ポインタを表示する (図中 A)。干渉が発生しない状況では、実空間上のポインタ位置と仮想空間上のポインタ位置は一致している (図中 B)。

この方法では、ポインタ把持部と仮想空間上でのポイン

タの相対位置を常に一定になるようにした上で、平常時（無干渉時）の仮想空間上のポイント位置と実空間でのポイント位置とが一致するようにし、衝突（干渉）が発生しそうな場合は実空間上でのポイント把持部とポイントとの距離が小さくなるようにする。

このとき、ポイント把持部と仮想空間上のポイント位置の相対関係は無干渉時と変わらないため、使用者は実物体がそこに存在しないかのようにポイントを動かすことができる。

この方法を実証するため、本研究ではトルソー内部に物体の投影を行う RPT システムと、このための指し棒型ポイントを製作している。このポイントにおいて、実物体との干渉を防ぐためには測距等によるポイント先端と障害物との衝突予測を行う必要がある。しかし、超音波センサなどは指し棒先端に搭載するには大きすぎ、小型なものが存在する、一般的によく用いられる光学的な小型センサは後述される再帰性反射材の反射特性上ほとんどのものが使用不可能となる。そのため、本研究では再帰性反射材の下に金属箔を敷き、これをサーチコイルにより検知する方法を提案する。今回の利用目的が衝突回避であるため、この方法は距離の精度は出ないがこのことは問題にならないと考える。

## 2. 使用されている技術について

### 2.1 再帰性投影技術 (RPT) について

RPT とは、再帰性反射材を用いることにより特定の観察者にのみ画像が見えるという技術である。スクリーンに用いられる再帰性反射材は、反射光がほぼすべて入射方向へ反射（再帰性反射）するという特性をもっている。具体的には、反射光は入射方向から一度ずれると強度が 1% 以下になる。基本構成を Fig. 2 に示す。

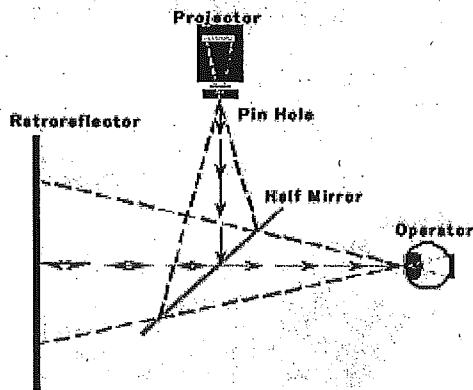


図 2: RPT システム構成 (館ら、Telexistence and Retro-reflective Projection Technology (RPT)[1]より)

この再帰性反射材の特性ゆえに、映像を視点位置より投影した場合、再帰性反射材スクリーンにより反射された映像の光は視点位置へ向かう。現実には視点位置から投影することは困難であるので、本システムではハーフミラーを用いて視点と光学的に等価な位置からピンホールを介して

映像を投影した。なお、投影光が投影位置へと再帰性反射する特性をもった技術であるため複数の光源から別々の映像を投影しても、それらは混ざることなくそれぞれの投影位置へと反射される。このため、立体視のためのシステムを組むことや、多人数のためのシステムを組むことが容易である。

### 2.2 サーチコイルについて

サーチコイルは、磁束センサであるフラックスメータに用いられている。また、これに交流電流を印加し、金属探知機として利用している製品もある。本研究では、サーチコイルを金属探知機として利用している。図 3 に金属探知機の原理図を示す。

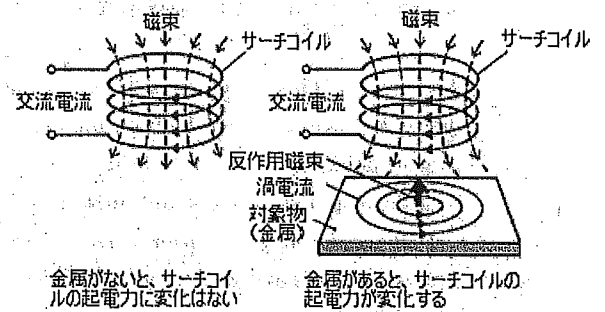


図 3: 金属探知機原理図。交流電流の流されたサーチコイル付近に金属が存在すると、金属上に発生した渦電流による反作用磁束によりコイル自身の起電力が変化し、金属が検出できる。TDK Techno Magazine[3]より改変

サーチコイルに交流電流を流すと、近傍にある金属に渦電流が流れる。このとき、この渦電流は反作用磁束を発生する方向に流れるため、サーチコイルの起電力を変化させる。この起電力は近傍の金属の種類・距離・面積・体積のそれぞれに依存するため、これを検知することによりセンサから金属までのおおまかな距離を測定することが可能となる。

## 3. 提案するシステムについて

本研究にて製作している装置は、映像投影部、トルソー部、指し棒部から成る。映像投影部は懸架装置により支持されている。映像投影部はトルソー部へと映像を投影する。また、反射光の返ってくる位置に視点が自然にくるように設計されている。トルソー部はトルソーの上にアルミ箔、再帰性反射材の 2 層の膜が作られている。指し棒部は、トルソーに衝突しそうなるとこのアルミ箔を検知し、伸縮する。Fig. 4 に装置の概要を示す。

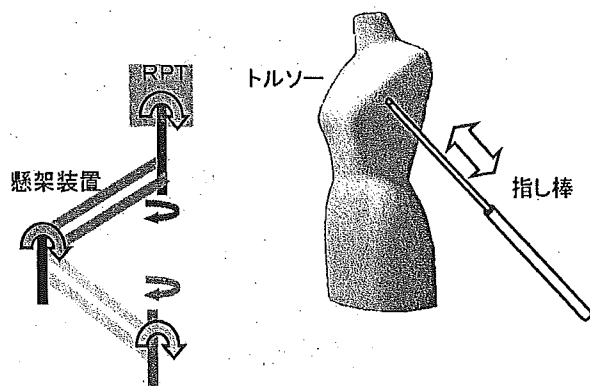


図 4: 装置概要。大きく分けて、映像投影部とトルソー部、指し棒部から成る。投影部は 5 自由度を持つ懸架装置により支持されている。トルソーにはアルミ箔が張られ、さらにその上に再帰性反射材が張られている。指し棒部には測距センサと伸縮用アクチュエータが組み込まれており、トルソー内部に表示させた物体やトルソー外部の実物体を指し示すことができる。

映像投影部は RPT システムのプロジェクタとハーフミラーにより構成される。プロジェクター、ハーフミラーはそれぞれ 2 セット設置されており、立体視が可能となっている。この映像投影部は x 軸、y 軸、z 軸の計 3 自由度とピッチ軸、ヨー軸の計 2 自由度、あわせて 5 自由度を持つ懸架装置により支持されている (Fig. 5)。各自由度は 40 パルス/度の精度をもつエンコーダにより計測されており、視点位置および姿勢を計測することが可能となっている。

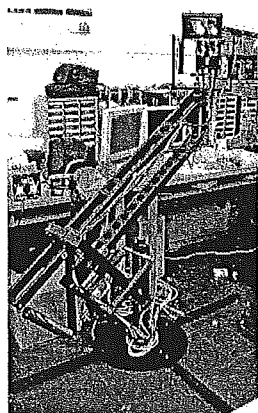


図 5: RPT 懸架装置。x 軸、y 軸、z 軸、ピッチ軸、ヨー軸の計 5 自由度を持つ。各軸の計測可能。

トルソー部は、アルミ箔及び再帰性反射材により覆われたトルソーにより構成される。すなわち、トルソー表面にアルミ箔が張られ (Fig. 6)、さらにその上に再帰性反射シートが張られている (Fig. 7)。

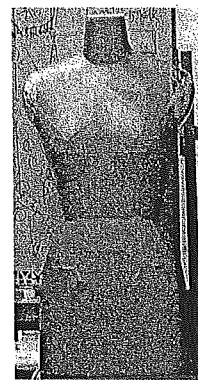
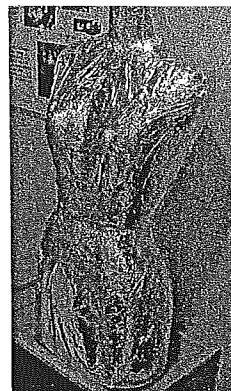


図 6: トルソー表面に張られたアルミ箔。この上に再帰性反射シートが張られている。  
図 7: トルソー表面に張られた再帰性反射シート。この下にはアルミ箔が張られている。

指し棒部 (Fig. 8) は、棒部 (図中における伸縮部と固定部) とアクチュエータ部 (Fig. 9)、棒部先端に設置されるサーチコイルから構成される。棒部は、500(mm) から 950(mm) の間で伸縮可能である。アクチュエータ部にはロータリーエンコーダも組み込まれており、伸縮量を計測することが可能となっている。アクチュエータ部の寸法は、35×187×35(mm) となっている。

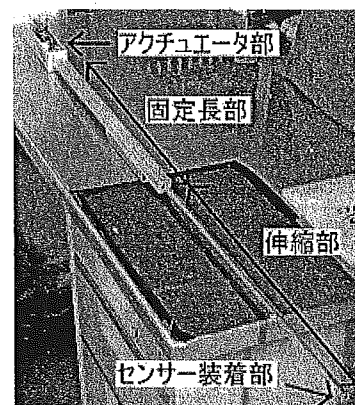


図 8: 伸縮可能な指し棒部全体像。

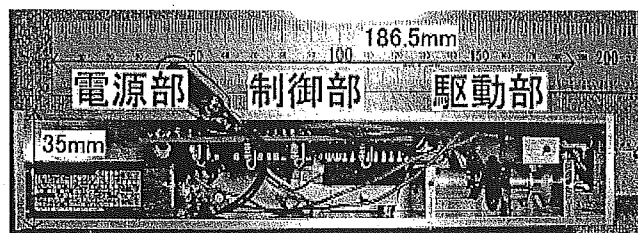


図 9: アクチュエータ部。棒を伸縮させるメカ部、それを制御する制御部、そして電源 (006P 電池) から成る。

次に、Fig. 10 に本装置のシステム構成を示す。