

- 2) Y.Haga et al. : Smart Materials and Structures、14 (2005) p.266
- 3) 水島昌徳、他 : 日本コンピュータ外科学会誌、5、(2004) p.23
- 4) 牧志渉、他 : 第14回日本コンピュータ外科学会大会、東京 (2005) p.59
- 5) K.Park et al. : J. of Microelectromechanical Systems、8 (1999) p.349
- 6) K.Murakami et al. : Proc. of SPIE、Vol.5721、Bellingham (2005) p.119
- 7) H. Xie et al. : Sensors and Actuators、A103 (2003) p.237
- 8) H.Akahori et al. : Tech. Digest MEMS2005、Miami (2005) p.76
- 9) H.Takizawa et al. : Tech. Digest MEMS99、Orlando (1999) p.412
- 10) E.Kalvesten et al. : Tech. Digest MEMS98、Heidelberg (1998) p.574
- 11) K.Totsu et al. : J. of Micromechanics and Microengineering、15 (2005) p.71
- 12) J.J.Chen et al. : Proc. of IEEE-EMBS Conf. on Microtechnologies in Medicine & Biology、Hawaii (2005) p. 345
- 13) R.O.Guldiken et al. : Tech.Digest of MEMS2005、Miami (2005) p.315
- 14) K.D.Wise et al. : Proc.IEEE、92 (2004) p.76
- 15) M.Schwarz et al. : Sensors and Actuators、A83 (2000) p.40
- 16) G.E.Loeb et al. : Proc. of IEEE-EMBS Conf. on Microtechnologies in Medicine & Biology、Lyon (2000) p.455
- 17) D.A.LaVan et al. : Nature Biotechnology、21 (2003) p.1184
- 18) 三澤裕、他 : 国際マイクロマシンシンポジウム (1995) p.123
- 19) 峯田貴、他 : 電気学会論文誌E、123 (2003) p.158
- 20) S.Goto et al. : Proc. of Sensor Symposium on Sensors, Micromachines, and Applied Systems、Tokyo (2005) p.112

## Robotic Surgery

### 脳神経外科における Robotic Surgery

- 1) 東京女子医科大学先端生命医科学研究所大学院医学研究科先端生命医科学系専攻先端工学外科学分野,  
 2) 東京女子医科大学脳神経センター脳神経外科, 3) 日立製作所, 4) テルモ

伊関 洋<sup>1)2)</sup>, 村垣 善浩<sup>1)</sup>, 中村 亮一<sup>1)</sup>, 西澤 幸司<sup>1)3)</sup>  
 大森 繁<sup>1)4)</sup>, 林 基弘<sup>1)2)</sup>, 堀 智勝<sup>2)</sup>, 高倉 公朋<sup>1)</sup>

**キーワード** CAS, precision guided surgery, robotic surgery, laser ablation, medical traceability

#### I. はじめに

コンピュータ外科は、1980年代後半からコンピュータ統合による診断・手術プランニングに臨床応用することから始まり、手術ナビゲーションシステムへと発展してきた<sup>2)</sup>。更に90年代初頭より、外科医の新しい手であるインテリジェントデバイスとしてのロボット手術が始まった。低侵襲手術におけるマニピュレーション（ロボット技術）の活用が、これからの脳外科手術の鍵である。しかし、人間の手やはしができることをロボットがしても意味は無い。重要なのは、ロボットでしかできないことをすることである。術中診断画像機器の発展とともに、オープンMRIも手術室に設置され、外科医の新しい眼である術中画像診断が当たり前の時代となった。診断・ナビゲーションは既に、術中にリアルタイムになされる事が要求されている。取得した術中情報を基に、正確にCAD (Computer aided design) でプランニングしたとおりに治療装置をCAM (Computer aided manipulation) でコントロールする診断即治療の時代となった。

#### II. 外科医の新しい手をコントロールするための情報処理技術

医者（オペレータ）がロボット手術をするにあつ

ては、現時点では手術操作の情報のやり取り、すなわち作動するマニピュレータをどうコントロールするかとか、決められた単純なワークをいかに効率的にするかなど視覚情報のみでマニピュレータを操作している。しかし、手術を完遂するにあたっては、術野の視覚情報だけで手術をするのではなく、患者の生理情報や手術の工程解析など様々な医療情報が必要である。特に重要なのは、治療の過程を可視化することで情報の共有化し、手術スタッフ各自の役割と操作している内容が関係者全員で理解されていることにある。手術治療ロードマップを作成し、患者をどんな状態に持っていくかを定量的目標として設定する。そして、ロボット治療の選択肢を事前に評価して、ロボットにすべきか通常の手術操作にするかの選択を行う。手術計画にしたがって、手術戦略デスクは術中モニターや術中撮影の情報を収集して、執刀医に手術戦略地図やナビゲーション情報をオンラインで供給する。執刀医は手術戦略地図を使って、操作部位を計画と照合しつつ操作を行うのである<sup>3)4)</sup>。

#### III. 精密誘導手術のための外科医の新しい手の概念

我々の開発しているロボットは、端的に言うとインテリジェントデバイスである。その仕様は、①デバイ

#### ROBOTIC SURGERY IN NEUROSURGICAL FIELD

Hiroshi Iseki<sup>1,2)</sup>, Yoshihiro Muragaki<sup>1)</sup>, Ryoichi Nakamura<sup>1)</sup>, Kouji Nishizawa<sup>1,3)</sup>, Shigeru Omori<sup>1,4)</sup>, Motohiro Hayashi<sup>1,2)</sup>, Tomokatsu Hori<sup>2)</sup> and Kintomo Takakura<sup>1)</sup>

Division of Advanced Biomedical Engineering & Science, Graduate School of Medicine, Institute of Advanced Biomedical Engineering & Science<sup>1)</sup>/Dept. of Neurosurgery<sup>2)</sup>, Tokyo Women's Medical University Hitachi, Ltd.<sup>3)</sup>, Terumo Corporation<sup>4)</sup>

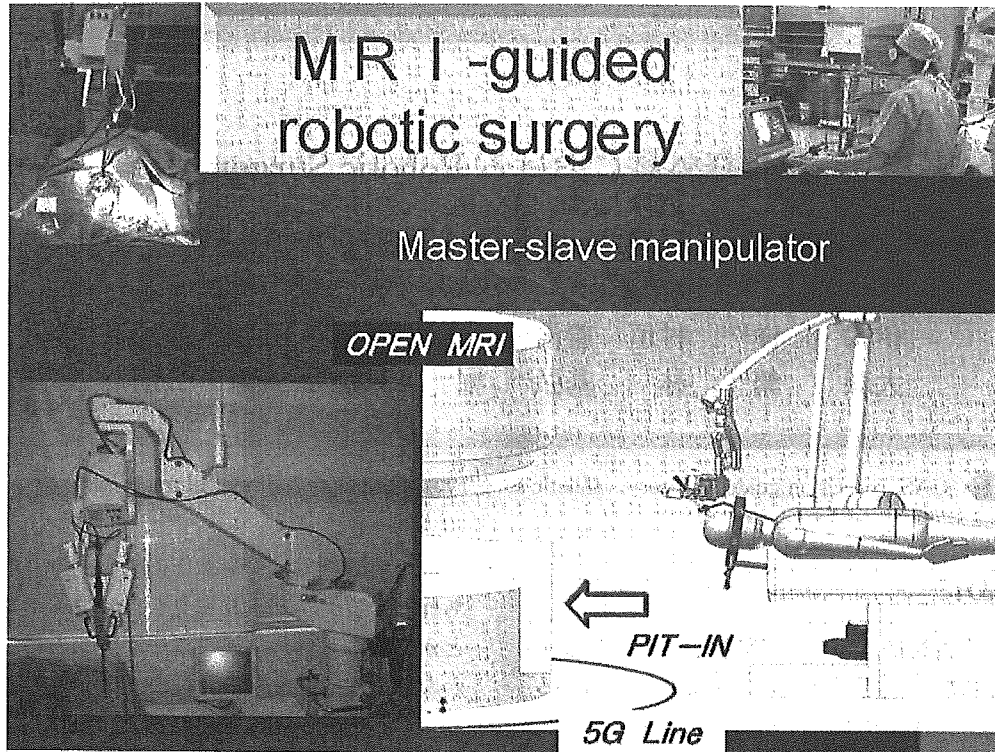


Fig. 1 MR compatible micro-manipulator system

スの三次元動作ログを常に時系列的に記録することで、常に医療トレーサビリティを保障する機能。②設定された三次元空間・目標に対して一定の（できれば6軸以上の）自由度で、コンピュータでデザインされたとおりに、コントロールできる機能。③微細にコントロールすることもできる機能。④対象に対しては、必ずしも接触しない、できれば非接触で物理的エネルギーを照射するか、対象に導入してある物質を励起することで対象物を破壊することもできる機能。⑤放射線被曝環境下での治療を想定する場合には、既存の技術の代替もしくは補完するようなシステムで、遠隔医療システムでコントロールされる機能がある<sup>9)</sup>。

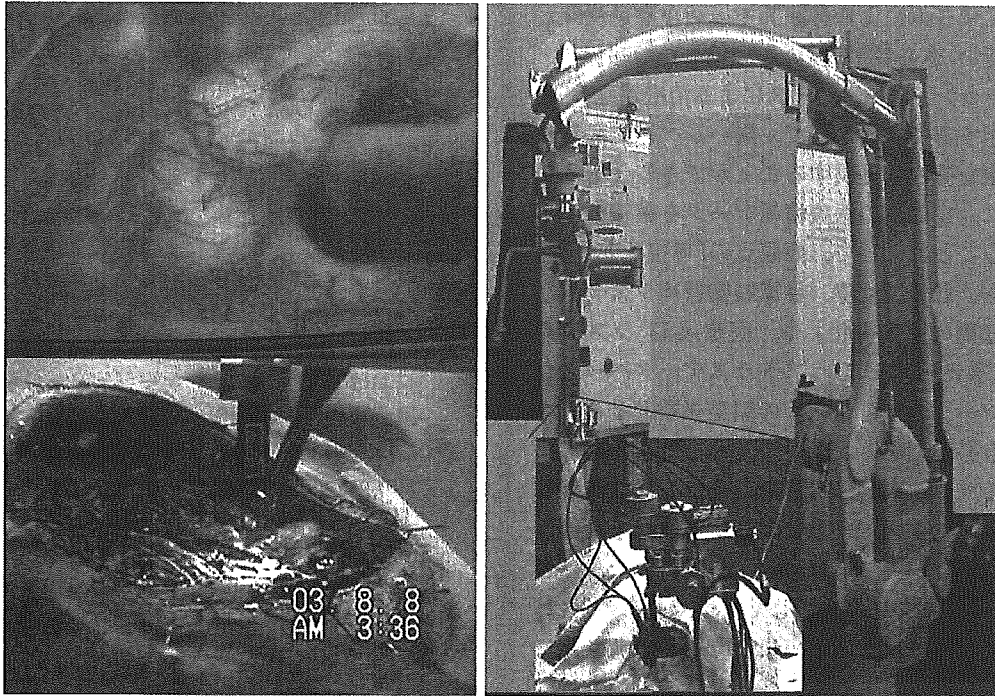
#### IV. 精密誘導手術操作デバイス

脳外科は、顕微鏡手術から、内視鏡手術に移行する時期に来ている。内視鏡手術においては、内視鏡手術操作に適した微細マニピュレータの開発が必須である。先端1mm、外径3mmの3本のマニピュレータを持った微細マニピュレータは、信州大学、東京女子医科大学、日立製作所と共同で開発され（HUMAN:Hyper Utility Mechatroic AssistaNt）、Neurobotとして、2002年8月に信州大学で世界初の脳外科ロボット手術を実

現した<sup>1)</sup>。現在、オープンMRI対応マニピュレータを開発中である（Fig. 1）<sup>6)</sup>。レーザーは、1960年代末に手術器具として導入され、脳神経外科でも脳腫瘍などに使われ好成績をおさめている。半導体レーザー（micro Laser）は、照射径が120 $\mu$ mで浸透度か300 $\mu$ mと小さくピンポイントサージェリーに最適である。オートフォーカス機構を組み込んだレーザー照射装置により、eloquent areaのより微細な手術が可能で、動物実験の段階であるが臨床使用も射程距離にある（Fig. 2）<sup>7)</sup>。低侵襲デバイスとしては、放射線治療ロボット（Cyber knife: CKとgamma knife: GK）が既に市販され、臨床において活躍している。両者の設計思想・機器システムの違いそのものが適応・効果にそのまま反映されている。CKはフレームレスでかつ照射ヘッド（装置）が動いて行う radiosurgery である。一方、GKはフレーム必須でかつ照射装置が動かない radiosurgery である。CKは、頭蓋外の病変や大きい腫瘍などに対する分割照射などが優れている。GKは、特に機能的疾患に高い優位性がある（Fig. 3）<sup>8)</sup>。

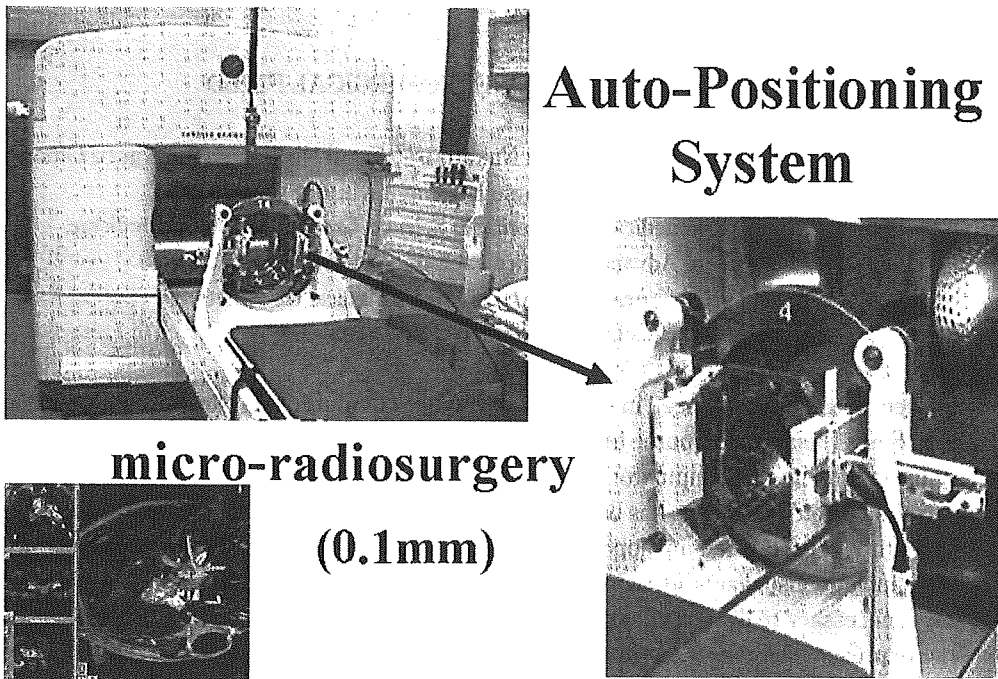
#### V. おわりに

21世紀の医療システムは、「可視化」された情報をチー



## Laser ablation based on CAD-CAM

Fig. 2 Laser ablation system



## $\gamma$ -knife Model C - APS(2002.12~ )

Fig. 3 Gamma knife Model C auto-positioning system

ムで共有し、チームによる客観的で適切な意思決定と作業分担を行い、さらに IT 技術を駆使した情報管理・シミュレーション・データベースによる治療過程の「可視化」を活用することによって、高いレベルで品質が安定した医療を確実に提供することができる仕組みである。同時に、高品質の医療情報データを継続的に集積し分析することによって、問題点の「可視化」、医学研究（診断学、低侵襲治療、目標制御管理システムなど）による知識の「可視化」や、医療用 IT システム（デジタル病態データモデル、アトラスデータベースなど）によるデータの「可視化」の開発を推進するための基盤整備も必要である。術中の状況を可視化して提供する術中オープン MRI 手術室は、術前画像を利用したナビゲーション手術で一番の問題であった手術操作による脳の変形と移動 (brain shift) を解決した。さらに、腫瘍の位置情報を必要に応じて提供できることは、手術スタッフだけではなく、当事者である患者さんにも大きな福音である。これらの基盤を基に、脳外科におけるロボット技術は花開き、ニューロエンジニアリングでの微細操作技術として発展していくと思われる。

文 献

1) Hongo K, Kobayashi S, Kakizawa Y, et al.: NeuRobot: Telecontrolled Micromanipulator System For

Minimally Invasive Microneurosurgery-Preliminary Results. *Neurosurgery*, 51:985—988, 2002.  
 2) 伊関 洋, 堀 智勝, 高倉公朋, 他: 脳神経外科領域のナビゲーションサージェリー. 特集 ナビゲーションサージェリー. *手術*, 54 (12): 1665—1673, 2000.  
 3) 伊関 洋, 南部恭二郎, 菅 和俊, 他: オグメントドリフトによる先端工学外科. 特集 21 世紀の医療とロボティクス. *日本ロボット学会誌*, 18 (1): 20—23, 2000.  
 4) 伊関 洋, 村垣善浩, 川俣貴一, 他: 脳神経外科におけるロボティックサージェリーの現状と将来. *臨床放射線*, 47: 431—439, 2002.  
 5) Iseki H, Muragaki Y, Nakamura R, et al.: Robotic surgery in neurosurgical field. In: Buzug TM, Lueth TC (eds), *Perspective in Image-Guided Surgery*. (Proceedings of the Scientific Workshop on Medical Robotics, Navigation and Visualization, World Scientific, pp330—337, 2004.  
 6) 西澤幸司, 菅 和俊, 藤江正克, 他: 三本のマニピュレータと内視鏡を直径 10mm の挿入部に装備した脳神経外科用 HUMAN システム. *日本機学会論文* 集, 70 巻 692 号. 212—218, 2004.  
 7) Omori S, Muragaki Y, Sakuma I, et al.: Robotic Laser Surgery with  $\lambda = 2.8\mu\text{m}$  Microlaser in Neurosurgery. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 16 No. 2, 2004.

ROBOTIC SURGERY IN NEUROSURGICAL FIELD

Hiroshi Iseki<sup>1,2</sup>, Yoshihiro Muragaki<sup>1</sup>, Ryoichi Nakamura<sup>1</sup>, Kouji Nishizawa<sup>1,3</sup>, Shigeru Omori<sup>1,4</sup>,

Motohiro Hayashi<sup>1,2</sup>, Tomokatsu Hori<sup>2</sup> and Kintomo Takakura<sup>1</sup>

Division of Advanced Biomedical Engineering & Science, Graduate School of Medicine,

Institute of Advanced Biomedical Engineering & Science<sup>1</sup>,

Dept. of Neurosurgery<sup>2</sup>, Tokyo Women's Medical University

Hitachi, Ltd.<sup>3</sup>, Terumo Corporation<sup>4</sup>

Computer-aided surgery commenced in the late 1980s when computer was clinically used for diagnosis and surgical planning. Since then the computer has been used in a surgical navigation system. In the early 1990s a robotic surgery using intelligent manipulator as surgeon's new hands took place. Nowadays intraoperative diagnostic imaging as surgeon's new eyes has become ubiquitous. Diagnosis, surgical planning, and navigation are required to be real-time performed intraoperatively. The time has really come to concurrently diagnose and treat, in which technology visualizing intraoperative medical information and minimally invasive surgery are fused. For that it is necessary to develop a system that real-time updates information for decision making, and at the same time to present the timely, optimum treatment to be done according to the results of instant evaluation of ongoing treatment. To realize and support above system it is essential to combine a sensor which can precisely distinguishes a focal area from a normal tissue intraoperatively, and a manipulator which participates the treatment. In addition, the manipulator should be accurately controlled using a computer (computer-aided manipulation) according to the surgical plan made by a method aided by a computer (computer-aided design) based on intraoperatively acquired information. It is about to change quality of life to quality of treatment.

## 特集 第39回脳のシンポジウム

### 脳神経外科領域の先端医療

### インテリジェント手術室\*

伊 関 洋<sup>1,2)</sup> 村 垣 善 浩<sup>1)</sup> 丸 山 隆 志<sup>2)</sup> 中 村 亮 一<sup>1)</sup>  
 南 部 恭二郎<sup>1)</sup> 大 森 繁<sup>1)</sup> 堀 智 勝<sup>2)</sup> 高 倉 公 朋<sup>1)</sup>

キーワード：intraoperative MRI, manipulation, navigation, visualization, strategy desk

#### はじめに

情報技術、可視化、マニピュレーションが、今後の外科治療の目指す方向である。さらに、医療（特に手術・治療）の安全をいかに確保するかが重要なトレンドとなってきた。1980年代後半より、コンピュータの能力向上とともにコンピュータ外科領域においても、コンピュータ支援システムが発達してきた。初期には、画像統合による診断から始まり、手術シミュレーション、ナビゲーションと進展し、現在に至っている。術中画像の利用も、初期の超音波画像から、モバイルCTやオープンMRIの手術室への導入がなされている。最近では、小型ガンマカメラやpositron emission tomography (PET)の導入も視野に入っている。また、術前画像を基にしたナビゲーションも、術中画像をほぼリアルタイムに利用する、術中画像ナビゲーションの時代となった。さらに、術前DTI (diffusion tensor imaging) 診断による錐体路の描出が一般的となり、術者は錐体路の位置を術中に想定することも可能となった。しかし同様に、術前画像のナビゲーションの問題である brain shift を解決するためには、術中に錐体路を可視化することが、とりもなおさず、重要課題であっ

た。この課題は、錐体路を可視化できる術中拡散強調画像 (diffusion weighted imaging : DWI) と連動した、ナビゲーションの実用化とともに克服されつつある。術前手術プランニングが精緻になればなるほど、実際の手術との整合性が問題となってくる。これを解決する誘導技術として、画像誘導手術・情報誘導手術を経て、精密誘導手術の確立する時期がきたのである。現在、ロボット技術の進展とともに、マニピュレータ制御術が発達し、da Vinci・Zeus・Robodocなどの手術マニピュレータが普及しつつある。特に、計画した通りに正確に手術操作を実行することは、人間の手では困難なことが多い。それを解決する手段の1つである手術マニピュレータは、精密手術を遂行する外科医の新しい手である。手術を遂行する上で、各局面における決断のための情報は即時に更新され、治療行為の結果は直ちに評価され、手術スタッフに時々刻々の変化に対応した、次の最適な解決法が提示される仕組みである。術中にリアルタイムに治療行為を支援するシステムの中核である手術戦略デスクは、外科医の新しい目・手・脳<sup>1,2)</sup>が三位一体となった、精密誘導手術の幕開けである。

2004年8月3日受稿

\* Intelligent operating theater.

<sup>1)</sup> 東京女子医科大学先端生命医科学研究所大学院医学研究科先端生命医科学専攻先端工学外科学分野, <sup>2)</sup> 東京女子医科大学脳神経センター脳神経外科 (〒162-8666 東京都新宿区河田町8-1) Hiroshi ISEKI<sup>1,2)</sup>, Yoshihiro MURAGAKI<sup>1)</sup>, Takashi MARUYAMA<sup>2)</sup>, Ryoichi NAKAMURA<sup>1)</sup>, Kyojiro NANBU<sup>1)</sup>, Shigeru OHMORI<sup>1)</sup>, Tomokatsu HORI<sup>2)</sup>, Kintomo TAKAKURA<sup>1)</sup>: <sup>1)</sup> Faculty of Advanced Techno-Surgery (FATS), Division of Advanced Biomedical Engineering & Science (R & D), Graduate School of Medicine, <sup>2)</sup> Institute of Advanced Biomedical Engineering & Science (ABME & S) Department of Neurosurgery, Neurological Institute (Clinical Division); Tokyo Women's Medical University, 8-1 Kawada-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-8666, Japan.

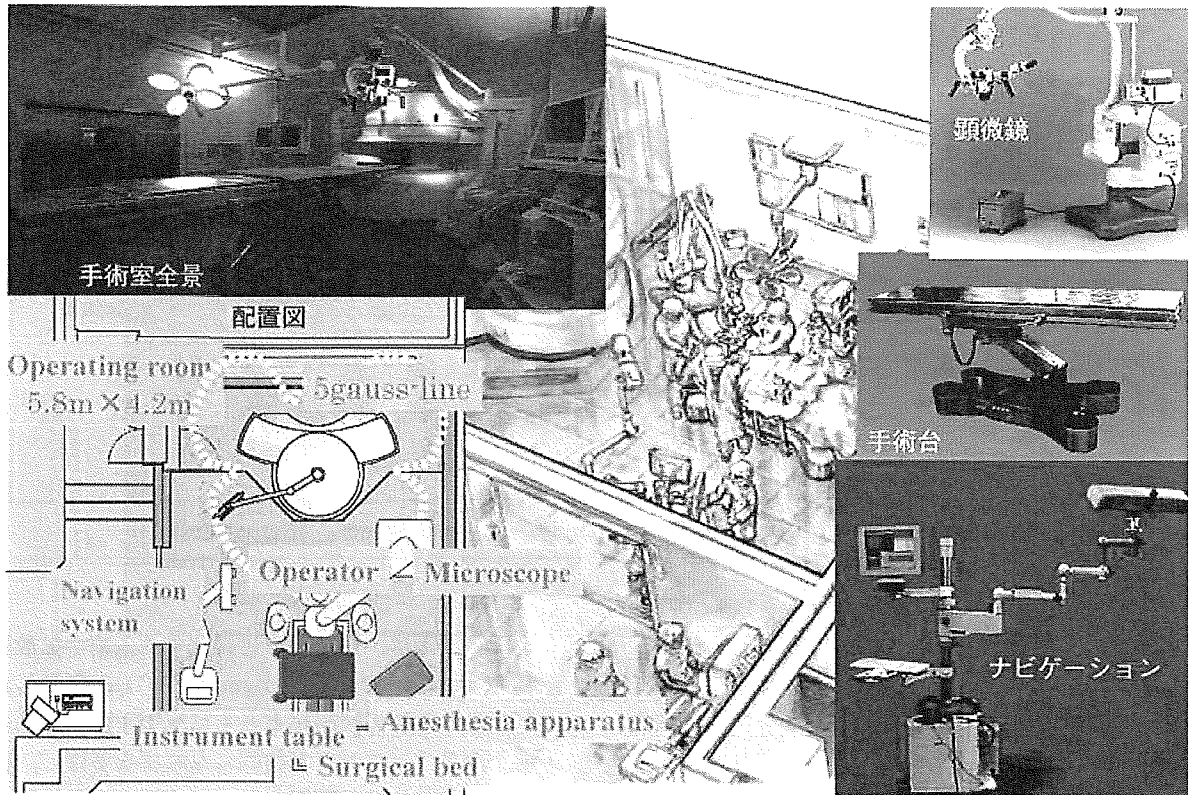


図1 インテリジェント手術室の概要

### I. 術中に MR 画像で脳および手術の状態を 検査する利点

従来の悪性脳腫瘍の手術では、術者は術前の画像診断を基に手術計画を立て、手術室ではその計画に基づいて手術を実行する。術中においては、脳腫瘍の残存や brain shift については、手術スタッフの経験に基づき、術前の画像と勘案しながら、状況を予想し判断するのが普通である。すなわち、職人芸と経験の世界である。術後において、MR や CT などの画像診断を見てはじめて、術中の状態を知り、そのときの決断について、どこがよくてどこが問題であるか判断し、次の手術に生かすこととなる。残念ながら、終わってしまった手術には、その結果を反映することができないのである。残存腫瘍に対しては、再手術を考えるか、別の手段を選択することになる。術中に、MR 画像を撮像することは、常に現在の状況を正確に、かつ的確に把握することができる。術中 MR 画像で腫瘍の残存部位が判明した時点で、その残存腫瘍を術中に摘出すればよいのである。常に、手術操作の結果を MR 画像で評価し、最適な手段を実行するだけである。すなわち、手術スタッフは、その手術を納得して終了することが最大の利点である<sup>3,4)</sup>。

### II. 外科医の新しい目としての インテリジェント手術室

インテリジェント手術室では、術中画像、特に MRI を用い、また形態を見るために画像だけではなく、機能や代謝を反映するような種々のイメージングを活用することが必須である<sup>5)</sup>(図1)。

脳神経外科手術においては、術後の機能温存のためには病変部位を必要なだけ、かつできるだけ少なく切除することが求められている。悪性脳腫瘍手術においては、腫瘍が周辺組織に浸潤し、腫瘍組織と健常組織の境界が不明瞭なことが一般的である。再発を抑えるためには、通常は腫瘍組織の完全除去を優先し、疑わしき部分を含めて切除する方法が幅広く採られている。しかし、必要以上の切除は望ましいものではなく、不用意な切除は脳機能に対して深刻な打撃を与えかねないので、積極的な治療が困難である。このような境界に関する情報を MRI, X 線 CT 等の術前三次元画像情報、ならびに肉眼による観察のみにより手術を行うにはおのずから限界があり、術中における新たな病変部位同定方法の開発が望まれている。術中の MRI は、現在の状況をリアルタイムで術者に提示することで、現状の認識を容易に理解させ、次の手術操作を行う上

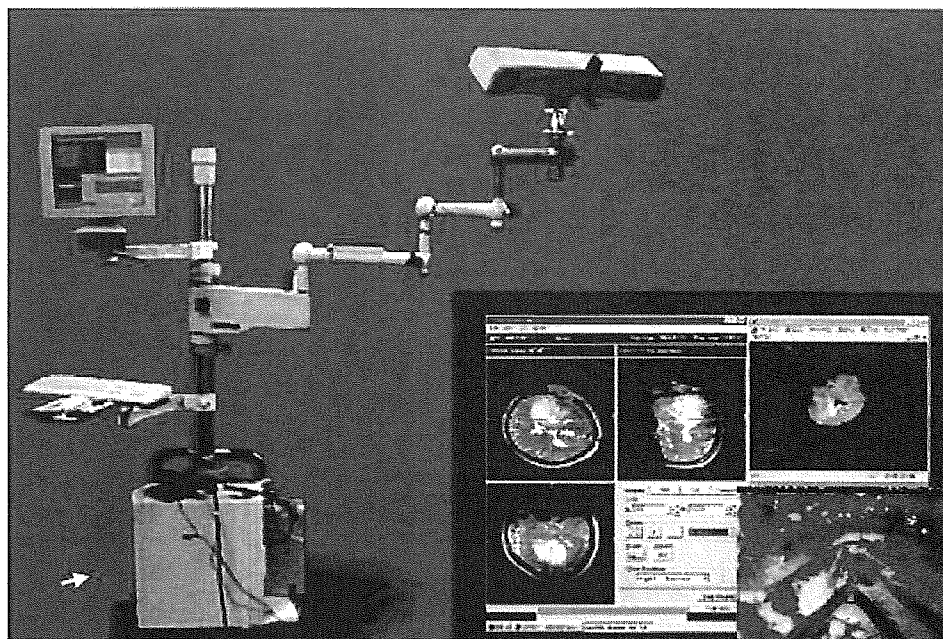


図2 リアルタイムアップデートナビゲーション

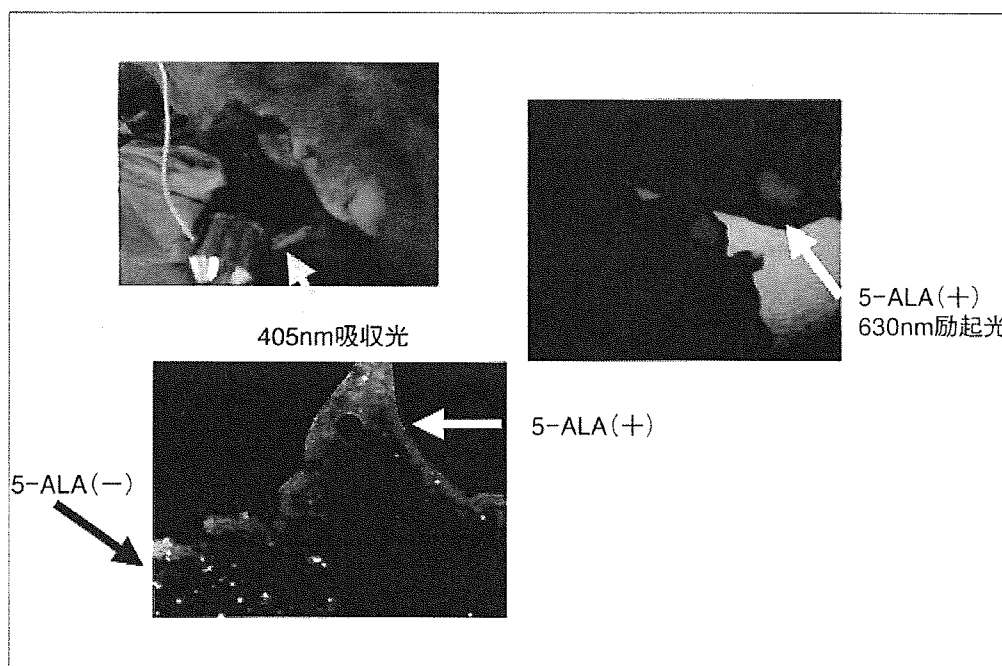


図3 5-ALAによるケミカルナビゲーション

での option を決断させる役割を持っている。手術操作による臓器の変形や移動に追従するには術前画像だけでは不足で、術中に撮影装置を移動させて術中画像を取得し、ナビゲーション情報を更新する必要がある。リアルタイムアップデートナビゲーションは、残存腫瘍を可視化し全摘出を可能とする。また、運動神経の経路である錐体路を可視化できる拡散強調画像によ

る DWI ナビゲーションを併用することで、錐体路などを術中に温存する手術が可能で、運動麻痺の合併症を避けつつ最大限の腫瘍摘出が可能である(図2)。また、術中病変部位同定手法の1つとして、5-ALA を経口投与し、術中に 405 nm の青色光を術野に照射することで、腫瘍部分を選択的に蛍光染色し、光学的に病変部位を同定するケミカルナビゲーションが普及してい



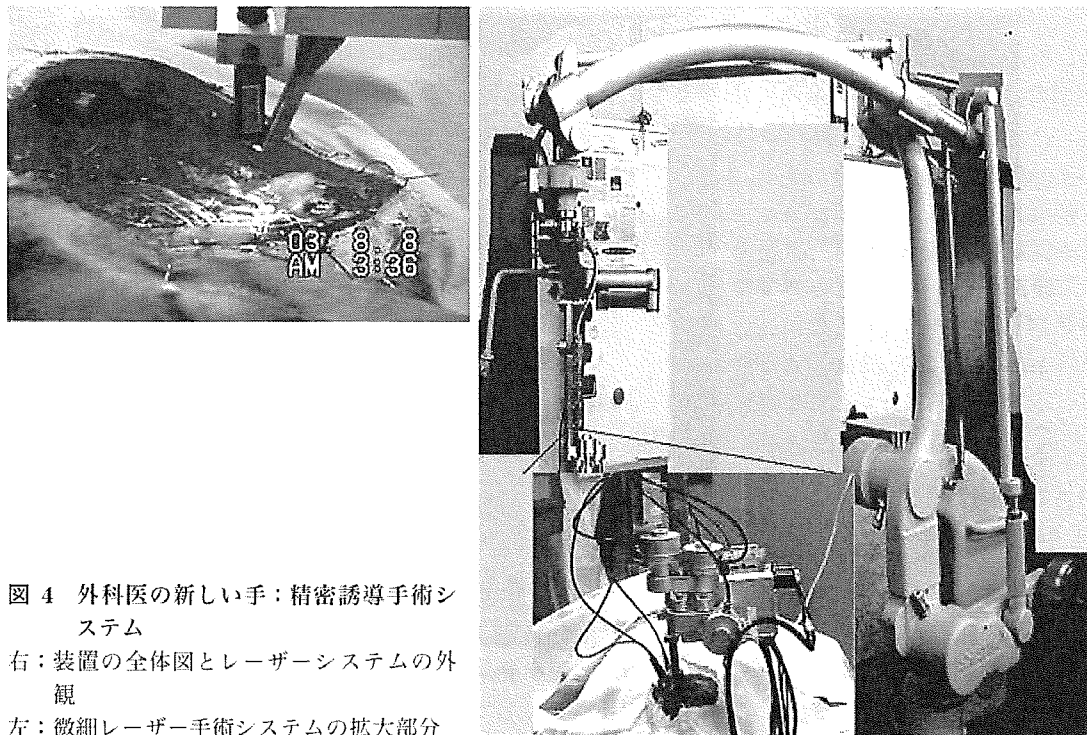


図4 外科医の新しい手：精密誘導手術システム  
 右：装置の全体図とレーザーシステムの外観  
 左：微細レーザー手術システムの拡大部分

る。インテリジェント手術室では、医療スタッフの要望に応じて、腫瘍を蛍光画像や必要な鳥瞰図や手術経路に沿った三次元断面像などをリアルタイムに表示することもできる。術中画像による手術支援は、安全かつ正確に手術を終了させるためには必須な支援技術なのである<sup>6,7)</sup>(図3)。

### III. 外科医の新しい手

低侵襲手術治療を推進する上では、微細操作における外科医の技能の限界を超えるための道具装置が必要である。手術支援マニピュレータは、人間の手の動きや形態を模倣する必要はない。また設定された命令だけを忠実に遂行する産業用ロボットのようなものも適さない。むしろ、思うがままに動く道具であって、外科医の肉体的技能によらず、一定の微細操作能力で手術ができるシステムが望ましい。さらに、非接触で手術計画通りに機能領域の残存腫瘍に対して、100ミクロン単位で微細手術が可能な精密レーザー手術システム (computer aided design & computer aided manipulation: CAD-CAM) が必須である。脳神経外科手術領域では、手術前に撮影したMRI、CTなどの三次元画像を用いて術前計画を行い、術者を誘導するナビゲーションシステムが普及し始めている。これは脳の内部の腫瘍位置を定量的に把握した後、ディスプレイ表示もしくはマニピュレータにより術具を誘導する。腫瘍

を取り除く方法としては、放射線治療器を患部まで誘導し、物理的に腫瘍にダメージを与えるか、もしくは鉗子を用いて術者の手により取り除くのが一般的である。しかしながら、いずれの方法でも正常組織を傷つけずに、腫瘍を全て取り除くことは困難であった。特に脳神経外科分野では、腫瘍の除去率と5年後の生存率は密接に関係しており、除去率の向上は治療の上では重大な問題であった。

手術支援マニピュレータは少なくとも以下の3つの機能を持っていないといけない。(1) 対象組織を的確に手術する「手」を提供する、(2) 外科医が手術対象物をしっかり確認し・観察するための「目」を提供する、(3) 手術中に手術を誘導(ナビゲーション)するための情報を「目」の情報と統合して提供する。われわれが目指す手術支援マニピュレータとは、外科医の新しい目と手となるインテリジェント・マニピュレータシステムである。すなわち、手術デバイス単体ではなく、上記の3つの機能を持つ総合的システムである。たとえば、普通の手術器具を手を持って操作する際、外科医は視覚と並んで「手応え」の微妙な感覚に依存している。しかし手術マニピュレータにおいては、手応えを人工的に作り出してフィードバックしなくてはならない。このようなフィードバックには、代行感覚を用いるのが適当である。手術マニピュレータの先端に自分の手と目があるかのように感じられる操作環境

## インテリジェント手術室での 235 症例 症例内訳

- グリオーマ (149)
- 下垂体近傍腫瘍 (40)
- 水頭症 (3)
- 脳動静脈奇形 (7)
- 血管芽腫 (14)
- 髄膜腫 (4)
- その他 (18+ (1))

### 235 症例

- ナビゲーション (157)
  - 覚醒下手術 (27)
  - 5-ALA 化学的ナビゲーション (76)
- (2003年3月13日～2004年7月23日)

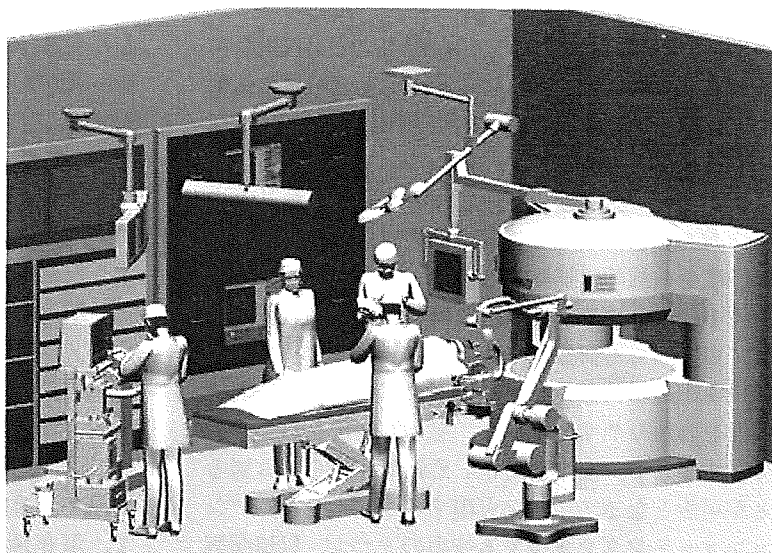


図5 インテリジェント手術室の情景

(tele-existence)を提供することによって初めて、外科医はマニピュレータを自在にあやつて安全・確実に操作できるようになる。

精密レーザー手術システムは、CAD (computer-aided design) にて手術対象部の状態を特定し、その部位を正確に蒸散する CAM (computer aided manipulation) の機能を有す。ケミカルナビゲーションである 5-ALA を用いて、蛍光染色された残存腫瘍部位の三次元位置・形状を計測し、segmentation することで蒸散すべき範囲をコンピュータ上で指定する。指定された範囲に微細手術器具 (波長  $2.8\mu\text{m}$  の微細レーザー) を位置決めした後、蒸散治療を行う。本システムは、レーザー位置決めマニピュレータと、患部の三次元位置・形状データ計測部から構成される。機能画像と位置情報および、微細作業を可能とするロボット技術、レーザー技術が融合し、より安全、確実、かつ精密に腫瘍を切除することが可能となるシステムである<sup>8)</sup>(図4)。

## IV. 外科医の新しい脳

手術に際しては、戦略デスクはその機能を拡張した手術戦略デスクになる。これは手術プロセスを管理する中枢である。手術戦略を立案し、手術の進捗をチェックしつつ執刀医を誘導し、状況に合わせて戦略を修正する。もちろん執刀医自身も手術戦略デスクに参画する。

術前に手術計画を立案する。医療情報・画像情報を収集して分析し、手術の経過をシミュレーション等で予想して、手術の手順を組立て、目印を設定するなどして計画を立案する。さらに術中に計画の手直しが必

要になった時に備えて、判断の材料となる情報を整理して、手術戦略 (strategy) を準備する。そして手術時に観察されるであろう形態情報・機能部位の位置・手術予定部位の範囲・手術の過程に伴う形態の変化の予想図などの様々な情報を、相互に位置的に対応付けてコンピュータの IT 空間に蓄積し、1つの三次元的手術戦略地図に集約する。

手術中には、手術戦略デスクは術中モニターや術中撮影の情報を収集して、執刀医に手術戦略地図やナビゲーション情報をオンラインで供給する。執刀医は増強現実映像 (augmented reality) として表示された手術戦略地図を使って、操作部位を計画と照合しつつ操作を行う。手術戦略デスクは手術の過程をモニターし、必要に応じて術中撮影で得た情報を地図に付け加えて、計画を修正したり、術中の予期せぬ問題に対する手術戦略の修正・再構築を行い、必要に応じ Doc On Demand を介して助言する。執刀医との連携には、マルチメディアを利用した双方向的インターフェイスを用いる。さらに手術戦略デスクは、医療情報ネットワークにリンクして、低侵襲手術に必要な手術精度の向上、検査診断システムの低侵襲化・多角化・迅速化などの技術改良に寄与し、また遠隔手術 (tele-operation) を含む遠隔医療 (tele-medicine) を支援することが期待される。

「手術イベントレコーダ」は、術中のすべての医療情報を経時的に記録し保存するシステムで、特に術後の回復期の管理を最適かつ効率的にするのに有効と考えられている。麻酔管理情報・生体情報・手術情報 (術野映像) を経時的デジタル情報として収集し、記録する。

記録は手術の評価や潜在的な問題点の洗い出しのほか、手術中に危険な状況(ニアミス)などが発生した場合の事後分析にも用いられる。手術イベントデータを蓄積して、最終的には術中の患者の状態を予測できるデジタル病態生体モデル「手術イベントシミュレータ」を構築することを目指している。これを用いて手術計画の事前検討を行い、問題点や留意点をピックアップし、手術戦略を系統的に構築する。

処置中にトラブルが発生した時には、程度の差こそあれ、専門医でも研修医でもその対処にリアルタイムでの決断が迫られる。コンピュータ支援技術で、現状の事態をわかりやすく提示し、その解決法をわかりやすく示すことで、混乱を防止し悪循環の輪を断ち切ることが可能となる。これを実現するリアルタイムデジジョンメーカーを支援する技術の1つが、目標制御管理システム(target-controlled management: TCM)である。TCMとは、治療に対する患者の反応の予測と実際の反応との違いを測定してフィードバックすることで、治療手段を調節し最適化する手法である。このためには、治療プロセスを可視化することが本質的に重要である。逆に、治療チームの一員として患者自身が参画するケースが増えるにしたがって、治療プロセスの可視化は否応なく進むであろう。まず、長期的治療計画と当面の計画を組み合わせた治療ロードマップを作成し、患者をどんな状態に持っていかを定量的目標として設定する。そして、治療の選択肢を事前に評価して、選択を行う。実際に治療を行ったあと、患者の反応を治療動態パラメータとして計測し、これに基づいて次の選択肢を検討する。選択肢の事前評価には、治療操作に対する患者の反応の因果関係モデル(効果部位コンパートメント, effect-site compartment)を使い、強く期待される反応、および、たとえ可能性が低くても留意すべきリスクを、患者の治療動態パラメータから予測する<sup>1,2)</sup>。

### おわりに

将来の術中三次元画像に基づく治療技術として、残存腫瘍の確認にも術中のリアルタイムセグメンテーションが可能となりつつあり、腫瘍の切除率に貢献することは間違いない。現在、超小型ガンマカメラの開発が進められ、術中に使用されているガンマカメラの小型化とともに、RI (radio isotope) を利用して病変部を標識し、術中に標識組織を可視化しながら、病変部の的確にかつ容易に摘出する術中臨床応用が進められ、センチネルリンパ節を同定する RI-guided surgery が脚光を浴びている。術中に大腸がんや直腸がんをよ

り精度よく、正確に摘出する目的で免疫核医学を応用した免疫 RI ガイド手術 (radioimmunoguided surgery) や、乳がんのセンチネルリンパ節生検への臨床応用が始まり、さらに脳腫瘍への応用も試みられている。SPECT (single photon emission tomography) は、PET (positron emission tomography) に比べて空間分解能は劣るが、放射性医薬品を注射後 24 時間後に術中で検出しながら手術することも可能で、逆に PET の被曝問題を解決することができる。悪性腫瘍そのものをガンマカメラで検出する免疫 RI ガイド手術の進展や、病変の組織部位などや手術スケジュールなどにより、適切な放射性医薬品の選択がなされれば、RI 誘導手術が、CT MRI 誘導手術と並んで使われる日も近い。また、X 線平面検出器を基にした術中イメージング装置として、現在開発が進められている DVT (digital volume tomography) は、第 3 のボリューム CT ともいべきものである。透視装置のように上部開口部は広く、腹部領域をもカバーできる側部の開口部は、全身の CT ともいべきスペックを持っている。現在、MR 対応として開発されており、オープン MRI 室で、近未来の MRI-DVT 誘導手術が行われる日も近い<sup>9)</sup>(図 5)。

### 文 献

- 1) 伊関 洋, 杉浦 円, 村垣善浩: 術中オープン MRI での脳外科手術, 第 10 回コンピュータ支援画像診断学会大会, 第 9 回日本コンピュータ外科学会合同論文集, pp.117-118, 2000
- 2) Iseki H, Muragaki Y, Taira T, et al: New possibilities for stereotaxis information-guided stereotaxis. *Stereotact Funct Neurosurg* 76: 159-167, 2001
- 3) 伊関 洋, 村垣善浩, 丸山隆志, 他: 脳腫瘍摘出手術に必要な検査法—術中検査—, *脳神経外科ジャーナル* 11: 508-514, 2002
- 4) 伊関 洋, 村垣善浩, 中村亮一, 他: 手術における医療トレーサビリティと戦略デスク, *泌尿器外科* 16: 731-737, 2003
- 5) 伊関 洋, 村垣善浩, 中村亮一, 他: インテリジェントオペ室・MRI 誘導手術対応システム, *MEDIX* 39: 11-17, 2003
- 6) Iseki H, Muragaki Y, Naemura K, et al: Clinical application of augmented reality in neurosurgical field. *Proceedings Computer Graphics International* 2003, pp44-49, 2003
- 7) 村垣善浩, 丸山隆志, 伊関 洋, 他: 機能的マッピングと術中 MRI を併用したグリオーマの手術, *Brain Medical* 13: 255-263, 2001
- 8) Maruyama T, Muragaki Y, Iseki H, et al: Intraoperative detection of malignant gliomas using 5-Aminolevulinic acid induced protoporphyrin fluorescence, open MRI and real-time navigation system. In *Computer Assisted Radiology and Surgery, CARS2001, Berlin*, eds by Lemke HU

- et al, Elsevier, Amsterdam, 2001, pp279
- 9) Nambu K, Nomura S, Ohryu S : Digital volume tomography : a new three-dimensional imaging apparatus designed for intraoperative examination. In Computer Assisted Radiology and Surgery ; CARS2003, London, eds by Lemke HU et al, Elsevier, Amsterdam, 2003, pp1295
- 10) 杉浦 円, 伊関 洋, 村垣善浩, 他 : オープン MRI を中心とするインテリジェント手術室の構築. 第10回コンピュータ支援画像診断学会大会, 第9回日本コンピュータ外科学会合同論文集, 2000, pp121-122

## Abstract

### Intelligent operating theater

Hiroshi Iseki<sup>1,2)</sup>, Yoshihiro Muragaki<sup>1)</sup>, Takashi Maruyama<sup>2)</sup>, Ryoichi Nakamura<sup>1)</sup>,  
Kyojiro Nambu<sup>1)</sup>, Shigeru Ohmori<sup>1)</sup>, Tomokatsu Hori<sup>2)</sup>, Kintomo Takakura<sup>1)</sup>

from

<sup>1)</sup> Faculty of Advanced Techno-Surgery (FATS), Division of Advanced Biomedical Engineering & Science (R & D),  
Graduate School of Medicine, Tokyo Women's Medical University,

<sup>2)</sup> Institute of Advanced Biomedical Engineering & Science (ABME & S) / Department of Neurosurgery,  
Neurological Institute (Clinical Division), Tokyo Women's Medical University,  
8-1 Kawada-cho, Shinjuku-ku, Tokyo 162-8666, Japan.

Computer-aided surgery commenced in the late 1980s when computer was clinically used for diagnosis and surgical planning. Since then the computer has been used in a surgical navigation system. In the early 1990s a robotic surgery using intelligent manipulator as surgeon's new hands took place. Nowadays intraoperative diagnostic imaging as surgeon's new eyes has become ubiquitous. Diagnosis, surgical planning, and navigation are required to be real-time performed intraoperatively. The time has really come to concurrently diagnose and treat, in which technology visualizing intraoperative medical information and minimally invasive surgery are fused. For that it is necessary to develop a system that real-time updates information for decision making, and at the same time to present the timely, optimum treatment to be done according to the results of instant evaluation of ongoing treatment. To realize and support above system it is essential to combine a sensor which can precisely distinguishes a focal area from a normal tissue intraoperatively, and a manipulator which participates the treatment. In addition, the manipulator should be accurately controlled using a computer (computer-aided manipulation) according to the surgical plan made by a method aided by a computer (computer-aided design) based on intraoperatively acquired information. It is about to change quality of life to quality of treatment.

(Received : August 3, 2004)

## 低侵襲医療のための光MEMS

芳賀 洋一<sup>1</sup>, 赤堀 寛昌<sup>2</sup>, 戸津 健太郎<sup>2</sup>, 和田 仁<sup>2</sup>, 江刺 正喜<sup>2</sup>

<sup>1</sup>東北大学 先進医工学研究機構(TUBERO) (〒980-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-01)

<sup>2</sup>東北大学大学院 工学研究科 (〒980-8579 宮城県仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-01)

### Optical MEMS for Minimally Invasive Therapy

Yoichi HAGA,<sup>1</sup> Hiromasa AKAHORI,<sup>2</sup> Kentaro TOTSU,<sup>2</sup>

Hiroshi WADA,<sup>2</sup> and Masayoshi ESASHI<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Tohoku University Biomedical Engineering Research Organization (TUBERO),

6-6-01 Aza Aoba, Aramaki, Aoba-ku, Sendai, Miyagi 980-8579

<sup>2</sup>Graduate School of Engineering, Tohoku University,

6-6-01 Aza Aoba, Aramaki, Aoba-ku, Sendai, Miyagi 980-8579

(Received April 26, 2005)

Several optical MEMS devices have been developed for minimally invasive diagnosis and therapy. Micro MEMS scanners have been developed for new endoscopes which enable high resolution inspection in the human body using a confocal microscopic system or optical coherence tomography. For realizing precise laser treatment in the human body, a two-dimensional laser scanning micro tool has been also developed. Fiber-optic sensors have been developed for mechanical sensing, for example, local pressure or forces in the human body. Micro-mechanical sensing structures are fabricated using the MEMS process and installed at the tip of the optical fiber. This paper reviews optical MEMS devices developed for minimally invasive diagnosis and therapy.

**Key Words:** MEMS, Minimally invasive therapy, Laser treatment, Scanner, Sensor

#### 1. はじめに

医療の分野では光技術を用いた様々な臨床検査・治療が広く行われている。低侵襲医療とは、体を大きく切り開かず細く小さな医療器具を挿入して手術に匹敵する検査・治療を行うもので、患者への負担が少ないなどの利点から広く行われるようになった。低侵襲医療の分野においても、内視鏡による体内の観察や、光ファイバを用いたレーザー治療に代表されるように様々な光技術が用いられている。その一方で、集積回路作製に用いられるフォトリソグラフィやエッチングなど様々な微細加工技術を用いて、微小機械構造体や電気回路をシリコン基板やガラス基板上に形成するMEMS(微小電気機械システム)技術を用い、様々なマイクロ光デバイス、たとえば光スイッチ、光スキャナ、波長フィルターなどが主に光通信用途に向けて開発されてきた。近年、これらの光MEMSデバイスが小さくかつ高性能・多機能という利点から内視鏡やカテーテルなど低侵襲医療用ツールと組み合わせた新たな検査・治療機器として応用が試みられている。自身の研究開発例を交えながら、光MEMS技術を低侵襲医療に応用する試みについて概説する。

#### 2. マイクロレーザーสキャナ

体内において精密にレーザー治療を行うマイクロデバイスができれば、患者の負担が少なく、かつ効果の高い治療が可能になる。例えば脳神経手術において腫瘍を除去する際に、周辺の正常組織を傷つけずに、精密に3次元的に除去する技術が求められている。また、開頭せずに内視鏡的に手技が行えることが望ましい。光ファイバを体内に挿入しレーザーを体内に導入し、組織に照射して切開、蒸散、癒合を行う治療が行われているが、光ファイバのコア径よりも小さな照射は難しい。たとえマイクロレンズ等を使って照射スポットを小さくしたとしても、体内において患部へ精密な位置合わせをすることは難しい。そこで、体内で小さなレーザービームスポットを作り、そのスポットを自由に位置合わせするマイクロレーザースキャナを開発した<sup>1)</sup>。スキャナプローブには小さなビームスポットを作るためのマイクロレンズと、体内においてスポットを自由に位置合わせできるようにする2次元スキャン機構が内蔵されている。また、内視鏡の鉗子孔を通して容易に患部にアプローチできるように、プローブを外径数mm以下の円筒内にパッケージングする。

Fig. 1に構造を示す。光ファイバから出射したレーザー光は円筒レンズ(GRINレンズ)を通り固定ミラーで反射されて、2次元マイクロスキャナのシリコン(Si)製ミラーの中心で走査、反射され、患部で焦点を結ぶ。2次元マイクロスキャナを駆動することで、小さなビームスポットを体内において自由に位置合わせできる。また、そのスポットを、さまざまな大きさや形の患部に合わせて走査することも可能である。電圧印加により下にたわむ圧電ユニモルフカンチレバーの先端で、ピボットに下側から支えられたミラーを上側から押すことにより駆動する(Fig. 1 (a))。Fig. 1 (b)のように3本のカンチレバーを独立に駆動し3点でミラーを押し下げることにより、ミラーを2次元に傾けることができる。この構成により、内径の小さなチューブの中に収めることができる。また、長い圧電ユニモルフカンチレバーを使用できるので、大きな変位を得ることができる。圧電ユニモルフカンチレバーの先端にはそれぞれガラスボールが付いている。ガラスボールとミラーによる球体関節により、ミラーとカンチレバーの間に生じる空間上のひずみを解消し、ミラーをスムーズに動かす事ができる。また、厚いミラーを利用する事で、治療用レーザーのように比較的パワーの強いレーザーを反射、スキャンさせることができる。なお、レーザー治療の際は、レーザーパワーやパルス幅等、レーザーの照射条件を変えたい。共振によるミラーの傾きを利用していないので、カンチレバーに電圧を加え続けることでミラーの傾き角度を固定することができ、ミラーの傾きを固定してレーザー照射条件を自在に変えることができる。

実際に作製したマイクロレーザー・スキャナは、幅0.44 mm、長さ7.0 mmの圧電ユニモルフカンチレバーが並列に三本並び、レーザーを反射し走査するための厚さ200  $\mu\text{m}$ 、直径1 mmのシリコン製ミラーがその下に位置する。

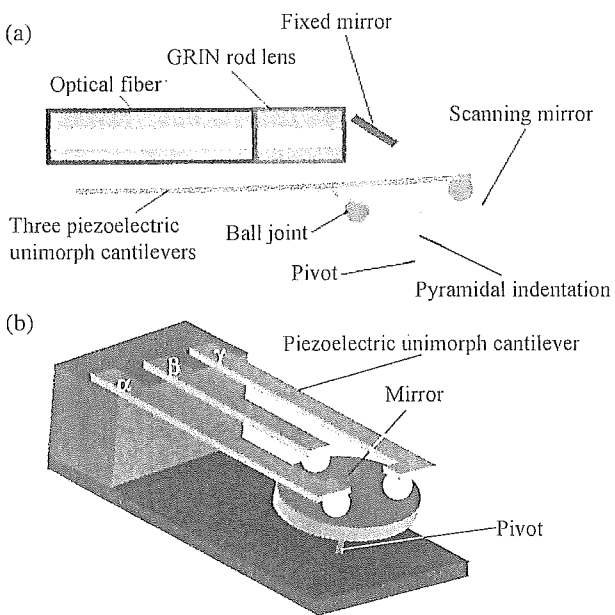


Fig. 1 Structure of the 2D laser scanning micro tool. (a) Cross section of the 2D laser scanning micro tool and (b) Schematic of the 2D scanning mechanism.

圧電ユニモルフカンチレバーは、真鍮とPZTをエポキシで貼り合わせた厚さ約60  $\mu\text{m}$ のユニモルフ板をフェムト秒レーザーを用いて加工し、ミラーのピボット穴はTMAHを用いたシリコンの結晶異方性エッチングで、全体の形状は反応性イオンエッチング(RIE)を用いて作製した(Fig. 2)。カンチレバーの先端には球体関節として用いるガラスボールを接着剤で固定している。

試作した2次元マイクロスキャナを用いて、それぞれのカンチレバーを動かした際のミラー傾き角をFig. 3に示す。Fig. 4のように最大傾き角30 °Cを実現できた。体内レーザー治療に用いられるKTPレーザーを、作製した2Dマイクロスキャナを用いてスキャンした。シングルモードファイバから出射したレーザー光はレンズを通り、マイクロスキャナのミラー中心で走査、反射される。そしてトレーシングペーパーに照射され、その位置で焦点を結ぶ(Fig. 5 (a))。そのレーザースポットを、裏側からCCDカメラで観察した。電圧を制御する事で、スポットの位置を制御でき、さらにFig. 5 (b)の矢印のようにラスタースキャンを行うことができた。スポットサイズの大きさは約100  $\mu\text{m}$ であった。また、Fig. 6 (b)のように、作製した2次元マイクロスキャナを外径3.8 mmのテフロンチューブ内にパッケージングした。Fig. 6 (a)にシングルモード光ファイバとレンズ、および固定ミラーをアクリル樹脂で作製したパーツにアライメントし固定した様子を示

### Pyramidal indentation

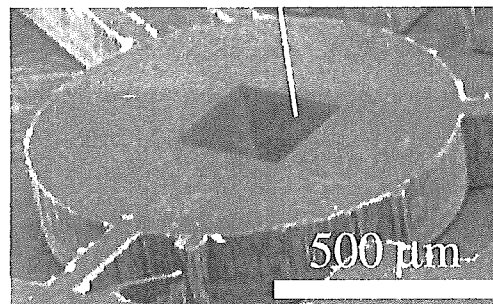


Fig. 2 Backside of Si mirror.

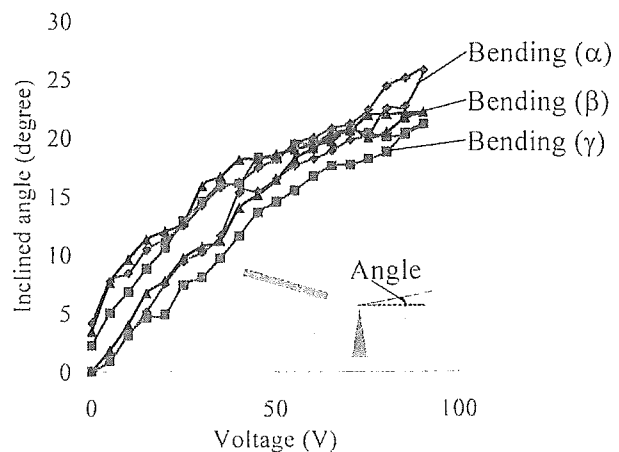


Fig. 3 Inclined angle of the scanning mirror. Each piezoelectric unimorph cantilever of the 2D microscanner is named as  $\alpha$ ,  $\beta$  and  $\gamma$  as shown in Fig. 1 (b).

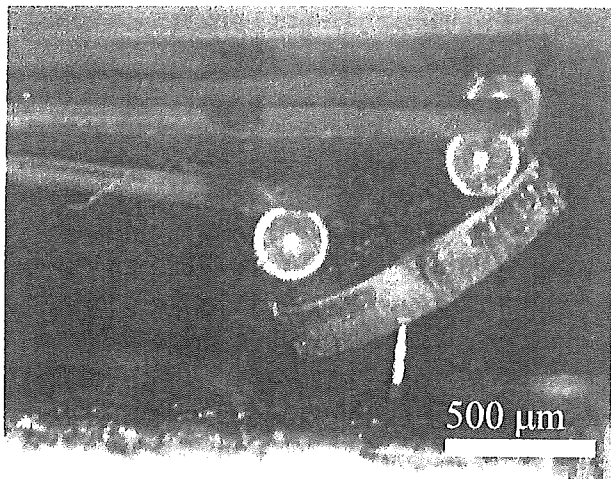


Fig. 4 Inclined scanning mirror.

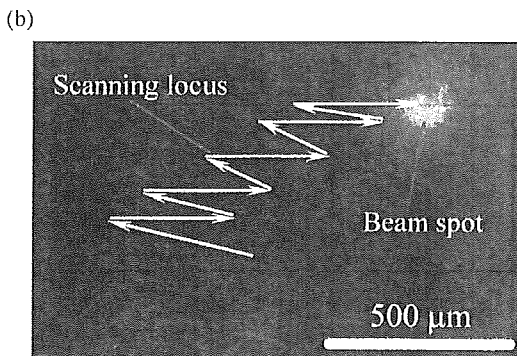
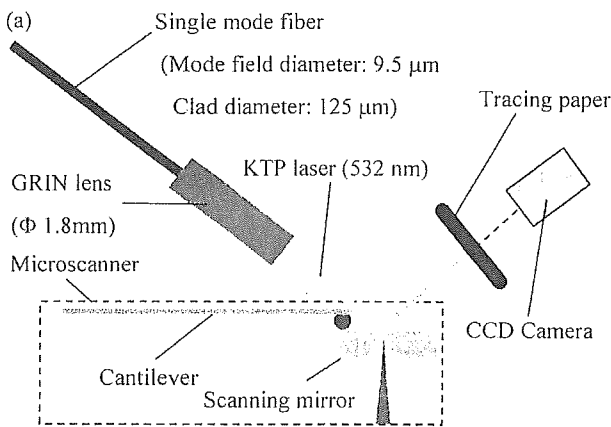


Fig. 5 2D scanning of KTP laser. (a) Laser scanning system and (b) locus of the 2D scanning.

す。その後、スキャナと光学部品を組み合わせ、テフロンチューブ内に挿入した。

また、光ファイバ端面前方に置いたマイクロレンズを長軸方向に移動させ、焦点位置調節を行う目的で、形状記憶合金と磁気ラッチを用いたマイクロリニアアクチュエータのマクロモデルを試作し動作を確認した<sup>2)</sup>。

### 3. MEMSスキャナを用いたイメージャー

体内を光学的に観察しようとする試みは19世紀末頃から行われ、現在では内視鏡というかたちで広く臨床に用いられている。一方、光MEMSの分野では、光通信用途

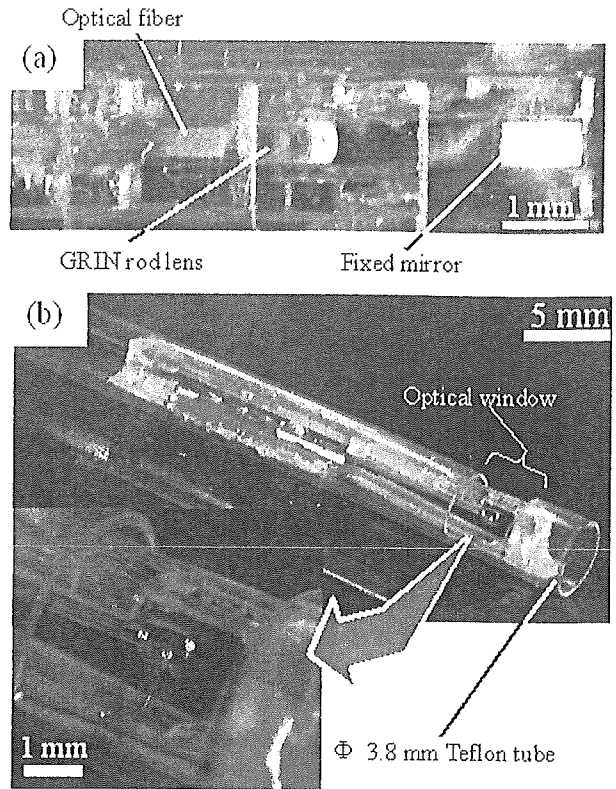


Fig. 6 2D laser scanning micro tool. (a) 2D microscanner and assembled optical components and (b) packaged 2D laser scanning micro tool.

に様々なマイクロスキャナが開発されている。近年、マイクロ光スキャナを内視鏡やカテーテルなどの先端に搭載して、今までにない高解像度のイメージを得る新しい内視鏡の開発が行われている。

例えば、1本の光ファイバを体内に挿入し、その先端を機械的に振動させ2次元に動かすことで前方の画像を得るマイクロ光スキャナが開発されている。電極で4分割されたPZT製圧電アクチュエータチューブ内に1本のシングルモード光ファイバが挿入されており、圧電チューブに電圧を印加して駆動することにより光ファイバを2次元に振動させる<sup>3)</sup>。このシステムにMEMS技術は用いられていないが、同じ開発者らによって光ファイバの代わりにMEMS技術を用いて作製したカンチレバー型光導波路を圧電素子で振動させるスキャナが開発されている<sup>4)</sup>。

また、光ファイバ先端に可動ミラーを置いて反射光をスキャンするMEMSスキャナが新しい医療用内視鏡として開発されている。これらのスキャナでは、共焦点光学系、または光コヒーレンストモグラフィー(OCT)の原理を用いることで、体内において組織レベル、また細胞レベルに迫る高解像度の内視鏡像や、光学的内視鏡では得られない断層像などを体内で得ることを目指している。

共焦点光学系は、点光源で観察対象を照射し、観察対象からの反射光を点検出器(ピンホール)で検出する光学系であり、非焦点面からの光や隣接点からの光がピンホールで遮断されるのでコントラストの良い像が得られる。生体組織や細胞をデスクトップで観察するレーザー共焦点顕微鏡が広く用いられているが、光ファイバを用いた

プローブを体内に挿入することで内視鏡的な観察もできる。一般の内視鏡検査で癌など悪性の病変が疑われる場合、その部位を生検鉗子などで体外に取り出し、後日、顕微鏡観察によって診断を確定するが、直接体内において顕微鏡レベルの観察ができれば時間遅れや手間暇のない検査ができるようになる。内視鏡下では顕微鏡観察の際のようにサンプルを薄い切片にすることができないので、特定の深さの画像情報だけを得ることができる共焦点光学系が有効である。共焦点観察の分解能は組織の状態、ピンホールの大きさや観察条件によって変わるが、原理的には光学顕微鏡に近い高解像度の観察ができる。

共焦点観察用プローブを用いて体内で2次元のイメージを得るためには、体内において観察光を2次元スキャンする必要がある。体内に持ち込めるほど小さなマイクロ光スキャナが有効である。光源にはHe-Neレーザーや波長400 nm程度のレーザーダイオードなどが用いられ、シングルモード光ファイバを通して体内に導かれ、ファイバ端面近くに置いたマイクロレンズで観察組織上に集光され、その反射光を同じ光ファイバで体外に取り出す。光ファイバからの出射光をスキャンする構成として、プローブ側方を観察する側視型と、プローブ前方を観察する前方視型がある。側視型の一例<sup>5)</sup>ではMEMS技術により作製された2つの可動ミラー、シリコン構造体、石英をエッチングして作られたグレーティングレンズで構成される。光ファイバから出射したレーザー光はシリコン構造体の中でジグザグに反射しながら長軸方向に可動するミラーとそれに直行して可動する2つのミラーで2回反射され2次元にスキャンされる。スキャンされた光は石英ガラスをエッチングして作られたグレーティングレンズを通して集光されプローブ側方に射出する。2個の可動ミラーはトーションバーで支えられ、電圧印加による静電引力によりミラーが共振駆動される。デバイスのサイズは6.5 mm × 2.5 mm × 1.2 mm、レンズから観察組織までの距離が1.1 mmであり、観察範囲90 μm × 90 μmで1 μmの分解能である。前方視型の例<sup>6,7)</sup>では光ファイバ端面前方に可動ミラーが、更にその前方に対物レンズが位置し、ミラーは対物レンズ側を向いている。可動ミラー中心にはピンボールが設けられている。光ファイバから出射した光はミラー中心のピンホールを通り対物レンズ上に設けられた固定ミラーで反射され、可動ミラーで反射、スキャンされた後に対物レンズで観察組織上に集光される。ミラーは中心部とその周囲がそれぞれトーションバーで支えられた静電アクチュエータになっており、2軸の機構を組み合わせて観察光を2次元走査することができる。ミラーの直径は500 μmであり、100 μm × 100 μmの範囲を数μmの分解能で観察することができる。なお、MEMS技術を用いていないが、電圧印加によってたわむ2本の圧電カンチレバーを直交して配置し、光ファイバ端面前方に置いた対物レンズを2次元に動かして焦点位置をスキャンするものも試作されている<sup>8)</sup>。また、MEMS技術を用いていないが、光ファイバを束ねたイメージングバンドル先端にマイクロレンズを取り付けて直径数mmのプローブ形状とし、レーザースキャナを用い

て体外から他端の光ファイバを1本1本照射することで体内の2次元共焦点像を得るものが開発されている<sup>9,10)</sup>。

共焦点光学系による観察は観察組織の正面視2次元画像を得るのに対し、光コヒーレンストモグラフィー(OCT)は体内において組織の断層像(深さ方向)の高解像度観察を可能にする。OCTでは低コヒーレンス干渉を用い、生体の組織断層イメージを1~2 mmの深さ範囲で10~20 μmの空間分解能で得ることができる。光源には低コヒーレンス性を特長とする波長0.8 μm帯または1.3 μm帯の赤外領域のスーパーluminescentダイオード(SLD)などが用いられる。OCTの原理をFig. 7に示す。光源からのビームは基準光と測定光に二分され、基準光は可動性の反射鏡に反射して反射基準光となり、測定光は組織に照射される。測定光は組織内へ乱反射を繰り返しながら浸透し、組織内の微細構造各層に反射され反射測定光となり、反射基準光と反射測定光が再び合流して検知器に入る。反射基準光と反射測定光による干渉現象を利用して時間的ずれと強度を計測し、電気信号に変換し、これを空間的位置関係に換算することでビームの深さ方向の輝度分布が得られる。光ファイバを用いて測定光を体内に導き、さらにビームを体内でスキャンすることにより2次元断層像が得られる。

体内観察の場合、光ファイバとマイクロレンズ、反射ミラーを一体化したプローブを体内で回転させることでラジアルスキャンしプローブ側方の断層像を得るEOCT(内視鏡的OCT)がある<sup>11,12)</sup>。また、光ファイバ先端にMEMSにより作製したマイクロ光スキャナを置き、OCT測定光を体内でスキャンしプローブ前方の断層像を得る試みがなされている。電熱駆動によるスキャナの例<sup>13)</sup>では、1 mm × 1 mmのシリコン製ミラーの一例が、ポリシリコン製ヒーターが組み込まれたバイモルフアクチュエータで支えられており、ヒーターに電流を流してアクチュエータを駆動することによりマイクロミラーが30°近く傾く。ミラーを用いて光ファイバからの出射光をスキャンすることによりプローブ前方の断層像を得る。電圧印加により収縮する積層型静電アクチュエータ<sup>14)</sup>を用いた例では、中心で固定されたミラーの縁に静電アクチュエータの一端を固定し、アクチュエータを繰り返し収縮させることでミラーを動かし、プローブ前方の断層像を得る<sup>15)</sup>。また、MEMSの技術を用いてはいないが、圧電アクチュエータを用いて1本の光ファイバを振動させプローブ前方の断層像を得る試みも行われている<sup>16)</sup>。

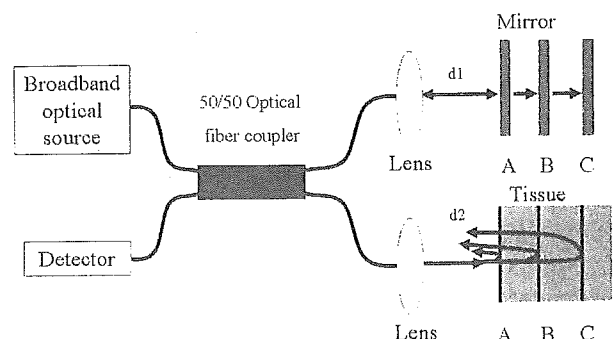


Fig. 7 Principle of optical coherence tomography.



なお、SLDを用いたOCTの空間分解能は10 $\mu\text{m}$ 程度であるが、空間分解能を向上させるには波長幅の広い光源が有効であり、その候補としてモード同期によるフェムト秒レーザー、フォトリソニック結晶ファイバを用いた連続白色光などが検討されている。フェムト秒レーザーを用いた例では、3 $\mu\text{m}$ の空間分解能が得られ、生体皮膚組織のイメージングが行われている<sup>17)</sup>。

一方、レーザー治療においては照射部の奥行き方向の情報が分からないために危険が伴い、そのことがレーザー治療の普及を妨げている。前節で述べたマイクロレーザーキャナとOCTによる光学的観察装置を組み合わせると、OCTにより組織の奥行きを観察できるビームを2次元に走査できることから、体内局所における精密な3次元観察が可能になると期待される。これにより、例えば血管の直前で焼灼を止め出血を防ぐといった、より安全で精密な治療が実現する。

#### 4. 光MEMSを利用した医療用センサー

体内で用いる様々なマイクロセンサーがMEMS技術を用いて開発されている。光を体内に伝送する容易さから光ファイバと組み合わせるものが多く、例えば光ファイバ先端に圧力や力などの機械量を光学的な情報に変換するマイクロ構造体を取り付けたものがある。代表的な例として圧力センサーが挙げられる。その他、力、超音波、血中の酸素飽和度を測定するマイクロセンサーなどが開発されている。

血圧は臨床検査において重要な情報を与えてくれるが、血管や心臓内など、体内局所の圧力は血行動態を把握する上で重要である。臨床的には、カテーテルと呼ばれるポリマーチューブを用いた心臓血管系の検査で多用されている。一般には、カテーテル(ポリマー製の医療用チューブ)を用いた圧力計測は生理食塩水を満たしたカテーテル先端部にかかった圧力を、体外に接続された圧力トランスデューサーに伝えて電気信号に変換して測定する液体封入カテーテル法が行われている。この方法は簡便で費用もあまりかからないものの、カテーテル壁や液中のコンプライアンス、気泡や異物の混入などで精度や周波数応答性が低下する。また、細径化に限界があり、血管内狭窄部や細血管に挿入して圧力を測ることは難しい。これらの問題を解決するために、カテーテル先端にマイクロ圧力センサーを搭載したものが開発された。市販されているものは主にピエゾ抵抗効果を用いたものと光ファイバを用いたものであるが、ピエゾ抵抗効果を用いたものはプローブの値段が高い、比較的大きく用途に限られる、という欠点がある。感電の危険性や、周囲の医療機器からの電氣的ノイズの影響を受ける可能性があることも問題である。一方、光ファイバを用いた圧力センサーはピエゾ抵抗効果を用いたものと同等の性能が得られており<sup>18)</sup>、感電の心配がなく電氣的ノイズの影響を受けることもない。また、細径化や低価格化が比較的容易であり、これにはMEMS技術が有効である。

MEMS技術を用いて作製した微小ダイヤフラムを光

ファイバ端面に取り付けると微小な圧力センサーを実現できる。ダイヤフラムと光ファイバの間にギャップを形成し、光ファイバを通してセンサーヘッドまで導かれた光はミラーによって反射され、同じ光ファイバの中を通過して体外に導かれる。外部の圧力印加によりダイヤフラムがたわみ、ミラーが光ファイバ端面に近づくことによる反射光の強度変化を体外の検出器で読み取る<sup>19,20)</sup>。

その他、カンチレバーとその先に作製されたミラー構造体が光ファイバの側面に固定された構成のものがあり、光ファイバ端面とミラー面が向かい合うように配置されている<sup>21)</sup>。このカンチレバーとミラーが一体化したセンサー構造体はシリコンの結晶異方性エッチングを用いて一括で多数作製される。光ファイバを通してセンサーヘッドまで導かれた光はミラーによって反射され、同じ光ファイバの中を通過して体外にてその強度が検出される。外部の圧力印加によりカンチレバーがたわみ、ミラーが光ファイバ端面で移動しミラーがファイバ端面と向かい合う面積が変化することにより反射光の強度が変化する。

Fig. 8に我々の開発した外径125 $\mu\text{m}$ の極細径光ファイバ圧力センサーを示す<sup>22)</sup>。マイクロマシニング技術により作製された0.7 $\mu\text{m}$ 厚のシリコン酸化膜( $\text{SiO}_2$ )ダイヤフラム構造がリング状のスペーサーを介して直径125 $\mu\text{m}$ の光ファイバ端面に形成されており、圧力によるダイヤフラムの変位を光学的に検出する。従来の血圧センサーでは挿入不可能な狭い空間に挿入できるので、例えば血管内狭窄部を血管内から広げたり、動脈瘤を塞栓するといった血管内治療前後の血行動態を把握するのに役立つ。また血管が細く小さい小児や小動物の血管内圧測定にも適している。このセンサーの作製はFig. 9のようにダイヤフラムを形成したシリコン基板を反応性イオンエッチング(RIE)で貫通エッチングしシリコン円柱形状にし、これをFig. 10のようにガラス毛細管内で光ファイバ端面にポリイミド層を介して熱圧着した後、二フッ化キセノン( $\text{XeF}_2$ )によるガスエッチングでダイヤフラムだけを残してシリコン部を除去することで行っている。センサー部が小さいので、1回のプロセスで1枚のシリコンウエハから数十

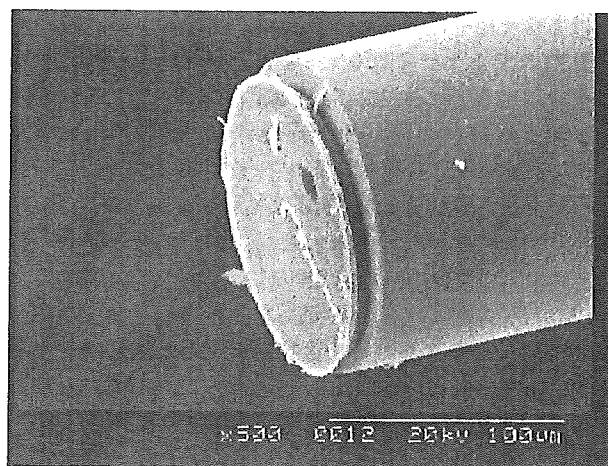


Fig. 8 SEM photograph of fabricated pressure sensor of 125 $\mu\text{m}$  in diameter.

万個という膨大な数のダイヤフラム構造体を得ることができる。我々のセンサーはセンサー構造体が光ファイバの外径と同じであり、構造の単純化と細径化を実現している。分解能は -100~400 mmHgの範囲で4 mmHgであった。

前述したいずれの方法も反射光の強度変化を計測するもので、光源としてレーザーまたはLEDが用いられる。しかし、光ファイバの曲げや光源の不安定性が反射光の強度に影響し検出誤差を招く。これを避けるためにダイクロ比(2波長の比)の利用<sup>23)</sup>または波長成分の広い光の干渉<sup>24,25)</sup>が有効であり、検出感度を向上させることができる。光ファイバの端面にファブリ・ペロー干渉計を形成し、白色光のような波長成分の広い光を光源として用いると、圧力印加によるダイヤフラムの変位に伴いファブリ・ペロー干渉計のギャップが変化するので反射光の波長成分が変化する。これをダイクロ比または干渉計を用いて検出することで、間接的に圧力を測定する。Fig. 11に我々の開発したセンサーに白色光を用いた検出システムを組み合わせた例を示す<sup>25)</sup>。センサーヘッドからの反射光はファイバカプラーを介して干渉計に導かれ計測される。ダイヤフラムの変位に伴って移動するスペクトログ

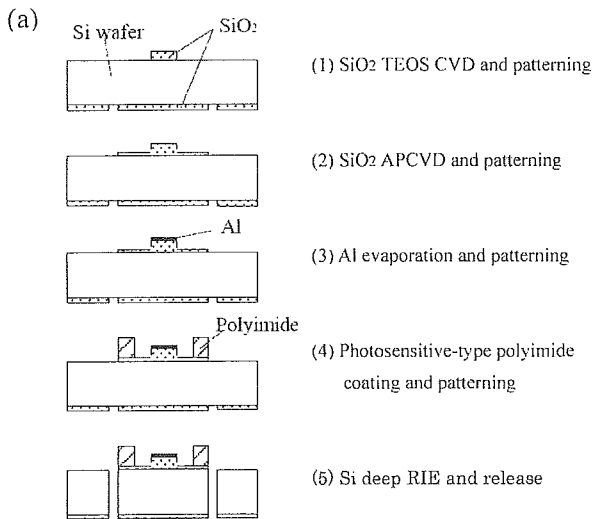


Fig. 9 Schematic of process for micromachined sensor structure. (a) Process for micromachined sensor structure and (b) fabricated sensor structures.

ラム中のピーク位置をモニターすることで圧力を測定する。印加した圧力と検出されたダイヤフラム変位の関係を図. 12に示す。

さらに前述の光ファイバ圧センサーとほぼ同様の構成で、光ファイバ先端に音圧により変位する構造体を置くことで超音波などの音響センサーとすることができる<sup>26-28)</sup>。この場合、センサーキャビティに水を封止することや、ポリマーフィルムそのものがキャビティを兼ねることがある。

また同様の構成で、光ファイバ先端に外力によりたわむ構造を置くことで、内視鏡ツール用の力センサー<sup>29)</sup>や触覚センサー<sup>30)</sup>として用いることができる。触覚センサーではMEMS技術を用いて作製した光ファイバ圧力センサー<sup>19)</sup>をポリウレタンチューブの壁内に内蔵して、イメージファイバを対象物に直接接触させてイメージを得

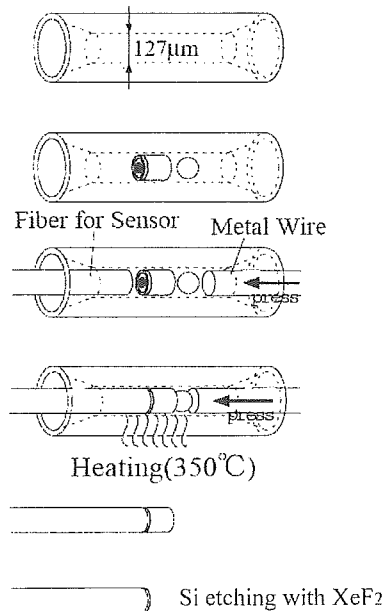


Fig. 10 Schematic of process for sensor assembly.

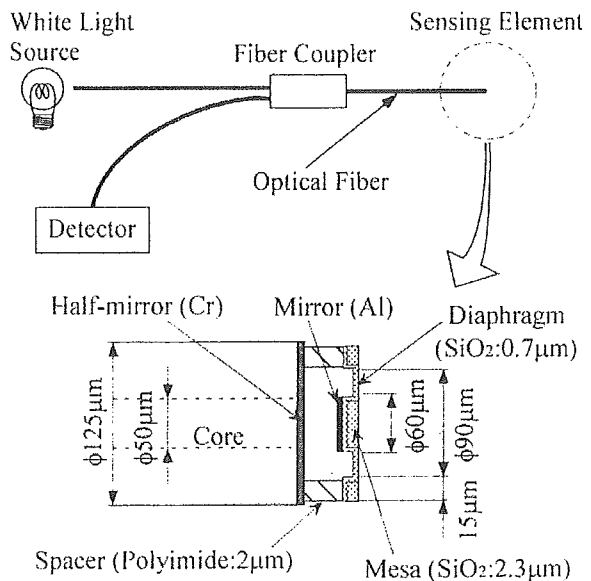


Fig. 11 System of ultraminiature fiber-optic pressure sensor using white light source.

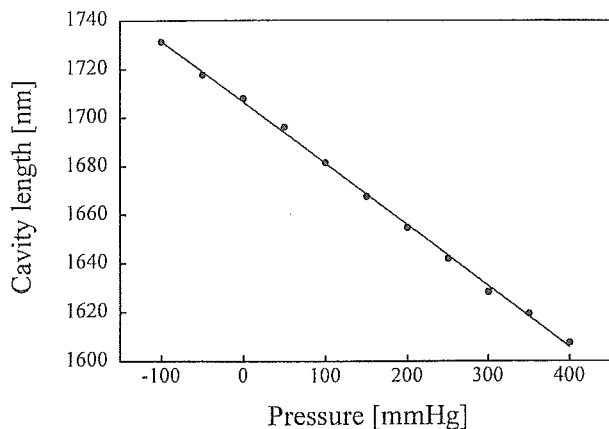


Fig. 12 Detected sensor cavity length as a function of pressure.

るコンタクトスコープの触覚センサーとして用いている<sup>30)</sup>。

赤血球中のヘモグロビンと、酸素と結合したオキシヘモグロビンの比は血中酸素飽和度として、組織に対し酸素が充分行き渡っているか否かを判断するのに用いられる。一般に酸素飽和度は皮膚を通して体外から光学的に測定されるが、センサーをカテーテルに搭載し、血中の酸素飽和度を直接測定するためのマイクロ酸素飽和度センサーがMEMS技術を用いて開発されている<sup>31)</sup>。既に確立されたオキシメトリーの原理を利用して、ヘモグロビンとオキシヘモグロビンの吸光度の差が660 nmの波長で最大であり、800 nmでほとんど同じであることを利用している。センサーは重ね合わされた2つのフォトダイオードから構成されており、赤外光がシリコン内を透過しやすい性質を利用し、下部のフォトダイオードは波長800 nmの光を、上部のフォトダイオードは波長660 nmと800 nmの両方を検出し、その比を求める。血液を照射する光は光ファイバを用いて体内に導入される。

## 5. まとめ

光MEMS技術の低侵襲医療への応用について、筆者のグループの成果を交えて紹介した。今後も光MEMS技術が医療の現場で様々なかたちで用いられ、その果たす役割は大きくなるであろう。蛍光や吸光を用いた微小な癌の検出が内視鏡的に試みられているが、様々なマイクロセンサーを体内に挿入し病変に近づけることによって、今までにない新たな検査・治療が期待される。たとえばレーザー治療の際に組織との反応に伴って生じる様々な情報や、組織に微弱なレーザーを照射した際に熱膨張に伴って発生する音響波なども、体内に高感度なセンサーを持ち込むことで臨床上意味のある情報になるかもしれない。光MEMS技術を用いることで今までにない精密で信頼性の高い低侵襲検査・治療が可能になると期待される。

## 参考文献

- 1) H. Akahori, H. Wada, M. Esashi, and Y. Haga: *Technical Digest of The 18th IEEE Int. Conf. on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS 2005)*, Miami Beach, 2005 p. 76.
- 2) 櫻井 正博, 松永 忠雄, M. M. I. Bhuiyan, 芳賀 洋一: 第38回日本エム・イー学会 東北支部大会予稿集(2004, 秋)p. 12.
- 3) E. J. Seibel and Q. Y. J. Smithwick: *Lasers in Surgery and Medicine*. **30** (2002) 177.
- 4) W. C. Wang, M. Fauver, J. N. Ho, E. J. Seibel, and P. G. Reinhall: *Sens. Actuators, A*. **102** (2002) 165.
- 5) D. L. Dickensheets and G. S. Kino: *Journal of Microelectromechanical Systems*. **7** (1998) 38.
- 6) H. Furihata: *Min Invas Ther & Allied Technol*. **10** (2001) 199.
- 7) K. Murakami, A. Murata, T. Suga, H. Kitagawa, Y. Kamiya, M. Kubo, K. Matsumoto, H. Miyajima, and M. Katashiro: *Digest of Technical Papers of The 12th Int. Conf. on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (Transducers '03)*, Boston, 2003 p. 587.
- 8) 堀井 章弘: *光技術コンタクト* **42** (2004) 384.
- 9) E. Laemmel, M. Genet, G. L. Goualher, A. Perchant, J. F. L. Gargasson, and E. Vicaut: *J. Vascular Research* **41** (2004) 400.
- 10) J. Knittel, L. Schnieder, G. Buess, B. Messerschmidt, and T. Possner: *Opt. Commun.* **188** (2001) 267.
- 11) G. J. Tearney, M. E. Brezinski, B. E. Bouma, S. A. Boppart, C. Pitris, J. F. Southern, and J. G. Fujimoto: *Science* **276** (1997) 2037.
- 12) A. M. Rollins and R. Ung-arunyawee: *Opt. Lett.* **24** (1999) 1358.
- 13) H. Xie, Y. Pan, and G. K. Fedder: *Sens. Actuators, A* **103** (2003) 237.
- 14) J. D. Jacobson, S. H. Goodwin-Johansson, S. M. Bobbio, C. A. Bartlett, and L. N. Yadon: *J. Microelectromechanical Systems* **4** (1995) 139.
- 15) J. M. Zara, S. Yazdanfar, K. D. Rao, J. A. Izatt, and S. W. Smith: *Opt. Lett.* **28** (2003) 628.
- 16) S. A. Boppart, B. E. Bouma, C. Pitris, G. J. Tearney, and J. G. Fujimoto: *Opt. Lett.* **22** (1997) 1618.
- 17) 近江 雅人, 山崎 良, 国津 直美, 高橋 元次, 春名 正光: *生体医工学* **42** (2004) 404.
- 18) K. D. Reesink, T. Nagel, J. Boveland, J. R. C. Jansen, F. H. Veen, and J. J. Schreuder: *Catheterization and Cardiovascular Interventions* **57** (2002) 272.
- 19) O. Tohyama, M. Kohashi, M. Sugihara, and H. Itoh: *Sens. Actuators, A* **66** (1998) 150.
- 20) S. Sondergaard, S. Karason, A. Hanson, K. Nilsson, S. Hojer, S. Lundin, and O. Stenqvist: *Pediatric Res.* **51** (2002) 339.
- 21) C. Strandman, L. Smith, L. Tenez, and B. Hok: *Sens. Actuators, A* **63** (1997) 69.
- 22) T. Katsumata, Y. Haga, K. Minami, and M. Esashi: *Trans. IEE Jpn* **120-E** (2000) 58.
- 23) R. A. Wolthuis, G. L. Mitchell, E. Saaski, J. C. Hartl, and M. A. Fromowitz: *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **38** (1991) 974.
- 24) S. Heiden, C. Schmidt, B. Fink, M. Hiller, and F. K. Biller: *World Microtechnologies Congress 2* (2000) 325.
- 25) K. Totsu, Y. Haga, and M. Esashi: *J. Micromech. Microeng.* **15** (2004) 71.
- 26) P. C. Beard and T. N. Mills: *Appl. Opt.* **35** (1996) 663.
- 27) A. Acquafresca, E. Biagi, L. Masotti, and D. Menichelli: *IEEE Trans. Ultrason. Frequency Control* **50** (2003) 1325.
- 28) Y. Uno and K. Nakamura: *T. IEE Jpn* **118-E** (1998) 487.
- 29) H. Fischer, M. Vallendor, and R. Trapp: *Proc. Society for Minimally Invasive Therapy 9th Annual International Meeting*, Kyoto, 1997, *Min. Invas. Ther. & Allied Technol.* **6** (1997) Suppl. p. 57.
- 30) O. Tohyama, S. Maeda, and H. Itoh: *IEEE J. Selected Top. Quantum Electron.* **5** (1999) 115.
- 31) J. F. L. Goosen, P. J. French, and P. M. Sarro: *Proc. of The 13th IEEE Int. Micro Electro Mech. Syst. Conf. (MEMS 2000)* Miyazaki, 2000 p. 537.