

光ファイバーを用いた低侵襲医療用マイクロデバイス

*東北大学大学院医工学研究科, **東北大学大学院工学研究科, ***東北大学原子分子材料科学高等研究機構

芳賀 洋一*, 松永 忠雄*, 小野 崇人**, 江刺 正喜***

Minimally Invasive Therapeutic Microdevices Using Optical Fiber

Yoichi Haga*, Tadao Matsunaga*, Takahito Ono**, Masayoshi Esashi***

*Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University, **Graduate School of Engineering, Tohoku University

***WPI, Tohoku University

1.はじめに

低侵襲医療は、体を大きく切開せずに内視鏡や、カテーテルと呼ばれる医療用チューブなどを体内に挿入して従来の手術に匹敵する検査や治療を行うもので、患者の身体的、精神的負担を減らせる他、入院期間を短縮し医療費の削減にも役立つ。この際に体内で用いられる医療機器において、体内のイメージを得る目的でファイバースコープが、体内におけるレーザー治療においてレーザーエネルギーを体内に伝送する目的で光ファイバーが利用され用いられている。利用される場所は胃や腸などの消化管の他、血管内、腹腔、脳脊髄腔内、肺・気管支、尿管や腎臓内など様々である。

低侵襲医療に用いられる医療機器は患者の負担を減らすために、なるべく細く小さいことが

望ましいが、手技の進歩や治療対象の広がりに伴い、細く小さくとも、精度良く、安全かつ確実に検査治療が行えることが求められている。半導体微細加工技術を発展させ、微小な機械要素までも一括作製するMEMS（微小電気機械システム）技術などを用いることで、小さくとも高機能・多機能なデバイスを一括で作製できる。ここでは、MEMS技術と光ファイバーなどの光学技術を組み合わせた新しい医療機器開発の試みについて述べる。

2.光ファイバー圧センサ

血圧は臨床検査において重要な情報を与えてくれるが、病的に狭くなった血管内や心臓内など、体内局所の圧力は血行動態を把握する上で重要である。光ファイバーを用いた直径125 μm程度の極細径血圧センサを図1に示す¹⁾。MEMSプロセスにより作製された0.7 μm厚のシリコン酸化膜ダイヤモンドが直径125 μmの光ファイバー端面に形成されており、圧力によるダイヤモンドのたわみを白色光の干渉スペ

〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉 6-6-04

TEL 022-795-5250

FAX 022-795-5253

E-mail: haga@bme.tohoku.ac.jp

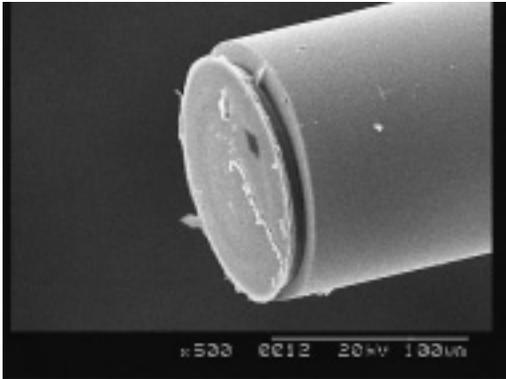


図1 光ファイバー圧センサ (外径 125 μm)

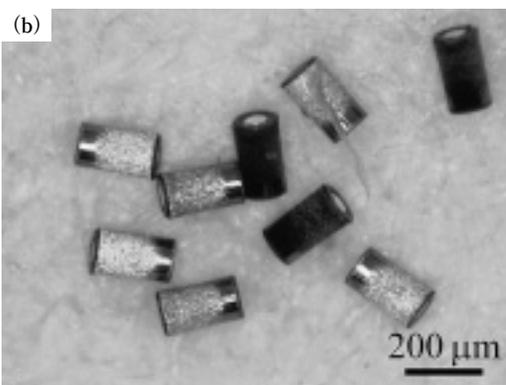
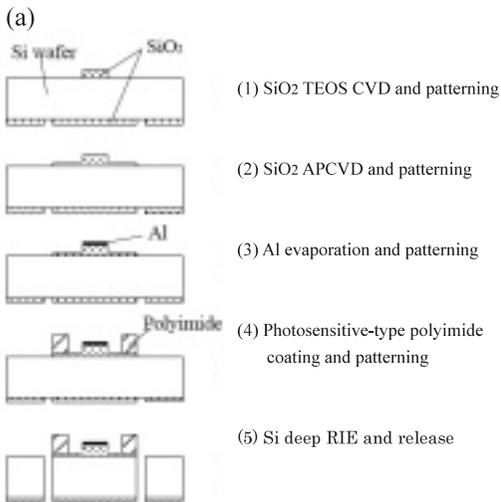


図2 センサ構造体の作製
(a) 作製プロセス
(b) 作製されたセンサ構造体

クトル変化を用い計測することで体内局所の血圧を計測する。従来の血圧センサでは挿入不可能な狭い空間に挿入できるので、血管内狭窄部をバルーンカテーテルで広げることや、逆に血管を塞栓するといった治療前後の血行動態を把握する際、さらに1本のカテーテルやガイドワイヤーに複数のセンサを搭載し、場所による圧力の違いを同時測定することなどが可能になる。センサ構造体は図2のようにMEMSプロセスを用いてシリコン基板上に多数のダイヤフラム構造を一括で作製し、その後、反応性イオンエッチング (RIE) で貫通エッチングを行いダイヤフラムを持った多数の円柱形状パーツを一括作製する。図3に示すように、ガラス毛細管内で光ファイバー端面にポリイミド層を介して円柱パーツを熱圧着した後、二フッ化キセノン (XeF₂) によるエッチングでシリコン円柱部を選択的に除去する。センサ部が小さいので1回のプロセスで1枚のシリコンウェハーから

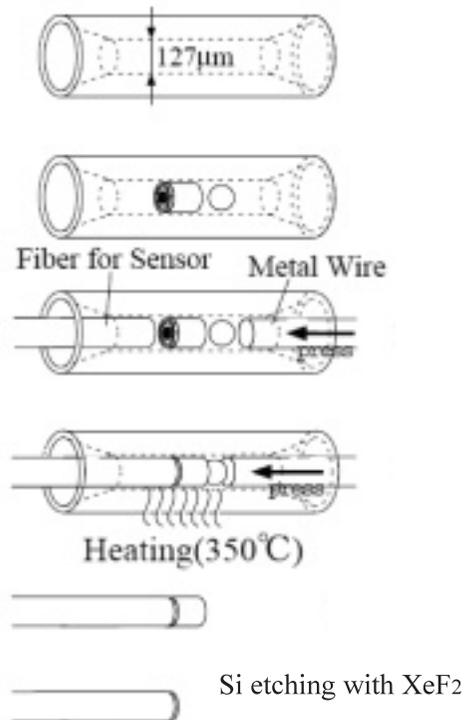


図3 接合プロセス

数十万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。体内で用いられる医療機器は血液や体液を介した感染を防ぐために基本的に使い捨て(ディスポーザブル)であるので、MEMS プロセスのような量産性が有効である。

医療応用ではないが、前述の光ファイバー圧センサの作製プロセスを応用し、近接場光を計測するアパチャー付きカンチレバーを光ファイバー端面に形成した例を図4に示す²⁾。作製したプローブを用いてコンタクトモードにおける近接場光イメージングを行った。また、光ファイバー端面にマイクロレンズを一括で形成するために、図5(a)のように光ファイバーに入射した紫外光を用いて光ファイバー端面上のレジストを局部的に感光させパターニング形成した結果を図5(b)に示す³⁾。パターニングされたレジストは加熱溶融によりレンズ形状になる。これを型としてFAB(高速原子線)などでエッチングすることで光ファイバー端面がレンズ形状に加工される。この際に用いた光ファイバーは外径125 μm 、コア径10 μm である。

3. 超音波音源と超音波センサ

光ファイバーを用いてレーザーエネルギーを体内に伝送できるが、体内においてレーザーエネルギーを音響エネルギーに変換することで治

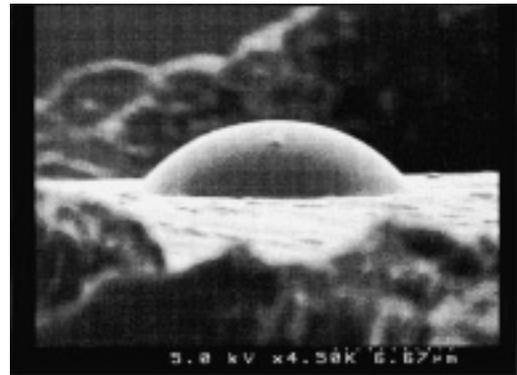
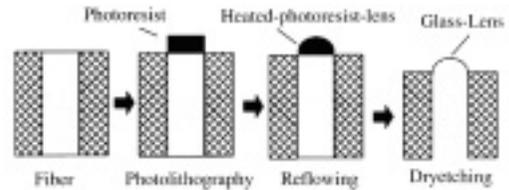


図5 光ファイバー端面へのマイクロレンズ一括形成
(a) 作製プロセス
(b) FABエッチングにより形成されたマイクロレンズ

療用の衝撃波やイメージング用超音波の音源とすることができる。水や血液によく吸収されるHo:YAGなどの赤外パルスレーザーを血液などに照射した際にLaser Induced Breakdown (LIB)が生じる。この際に生じる衝撃波の中に超音波成分が含まれ、これを超音波イメージングの音源として利用できる。開発中の血管内前方視超音波イメージャーと光ファイバー出力のHo:YAGレーザーを組み合わせ基礎的な撮像実験に成功している⁴⁾。この際に用いた超音波イメージャーは圧電トランスデューサを用いているが、光ファイバー先端面上に音圧により厚さが僅かに変化するポリマー層を形成すると電気的な計測を用いない光学的な細径超音波センサができる⁵⁾。図6に構造と原理を示す。試作したセンサは外径125 μm 、コア径50 μm のマルチモード光ファイバーの端面上に厚さ10nmのクロムのハーフミラー、厚さ10 μm のポリレンの変形層、厚さ100nmのアルミニウムのミラーを順に形成しており、ファブリ・ペロー干渉計として機能する。光ファイバーには波長632.8nmのHeNeレーザーを導入してお

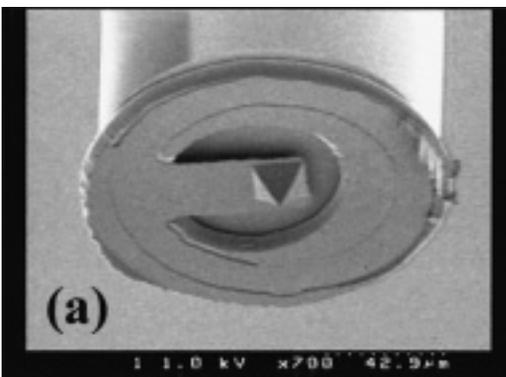


図4 光ファイバー端面にカンチレバーを実装した近接場光計測プローブ(外径125 μm)

り、超音波の音圧を受けることでパリレン層が圧縮されると光路長が短くなり、干渉計から光ファイバーを通して戻る光強度が変化する。この変化をフォトダイオードで電流に変換し信号処理することで超音波を検出する。前述の Ho:YAG レーザーによる LIB を音源として用い、水中において音源から約 7 mm 離れた位置に置いたセンサと、比較のための市販のハイドロフォンで計測した結果を図 7 に示す。市販のハイドロフォンと同様に、LIB 発生から所定の伝搬時間遅れの後に超音波が計測できた。

4. マイクロスキャナー

4-1. レーザー治療用スキャナー

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を用いることで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。光ファイバーを体内に挿入しレーザーを体内に導入し組織に照射し切開、蒸散、癒合を行う治療が行われているが、光ファイバーのコア径よりも小さな照射は難しい。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ーを開発している⁶⁾。スキャナー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 次元スキャンニング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

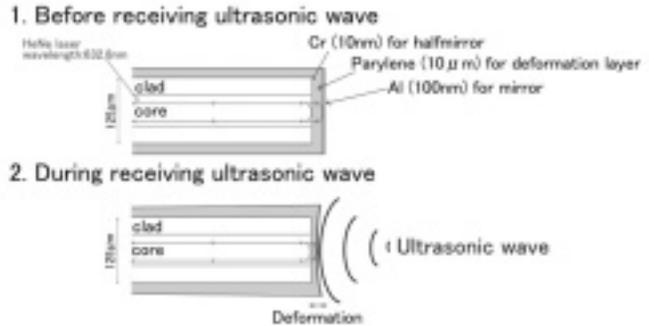


図 6 光ファイバー超音波センサの構成と原理

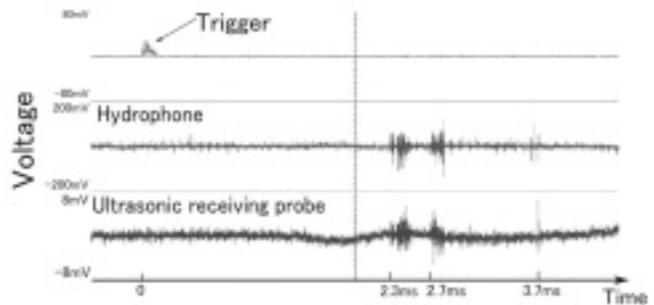


図 7 LIB 音源の受信

ローブを外径数 mm 以下の円筒内にパッケージングしている。

図 8 に構成を示す。光ファイバーから出射したレーザー光は円筒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ーのシリコン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ーを駆動することで、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。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、ピボットで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 (図 8 (a))。図 8 (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、長い圧電ユニモルフカンチレ

バーを使用できるので、大きな変位角度が得られる。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おり、ガラスボールとミラーによる球体関節によりミラーをスムーズに動かせる。試作したマイクロレーザースキャナーは幅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 μm 、直径1 mmのシリコン製ミラーがその下に位置する。ミラーは反応性イオンエッチング(RIE)を用いて作製され、裏面のピボット穴はシリコンの結晶異方性エッチングにより形成される(図9)。体内レーザー治療に用いられるKTPレーザーを用いて作製した2次元マイクロスキャナーを用いてスキャンし CCDカメラで観察した様子を図10に示す。駆動電圧制御によりスポットの位置を制御でき、図10(b)のようにラスタースキャンを行うことができた。また、図11のように作製した2次元マイクロスキャナーを外径3.8 mmのテフロンチューブ内にパッケージングした。

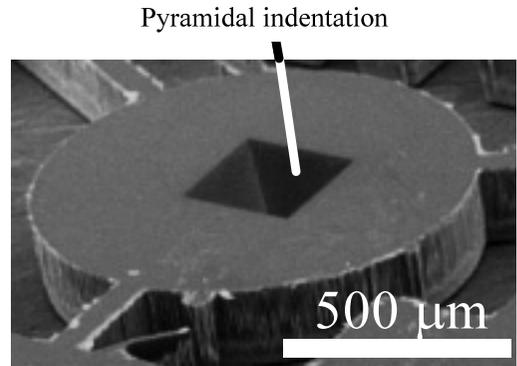


図9 シリコンミラーの裏面

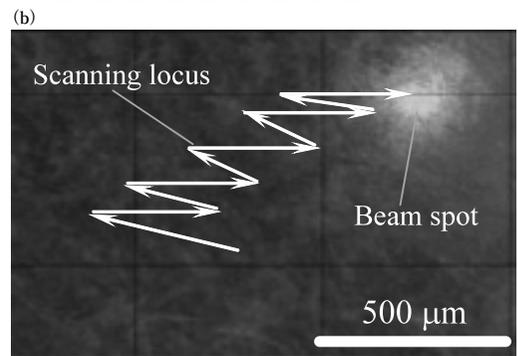
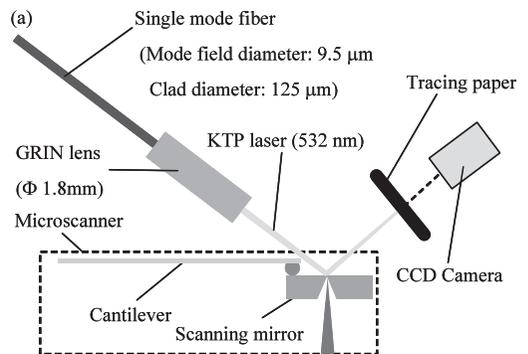


図10 KTPレーザーのスキャンニング
(a) 実験構成
(b) 2次元スキャンの軌跡

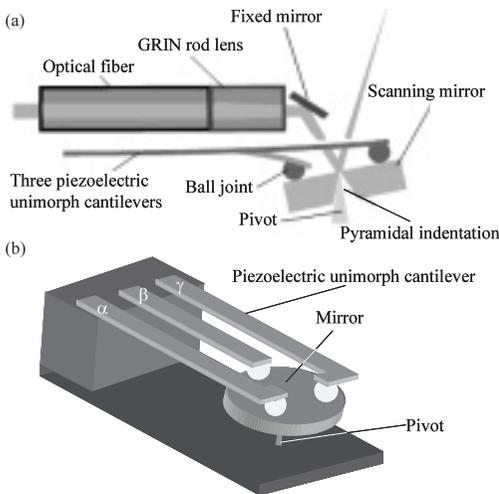


図8 レーザー治療用マイクロスキャナーの構成
(a) マイクロスキャンニングツールの断面
(b) スキャナー機構

4-2. 光ファイバー電磁駆動細径内視鏡

光ファイバー1本を電磁振動させ、細径でも高画質の光学的観察を行える内視鏡を開発している。コリメートレンズ付き光ファイバー1本を電磁的に2次元走査させることで十分に速い

取り込み速度により時間的に多数の光ファイバーを仮想的に並べることになり、高解像度の2次元画像を得られるファイバースコープになる。試作したデバイスを図12に示す。コイルは円筒面上へフォトレジストのパターニングと、レジストを型にした銅の電解めっきを用いてポリイミドチューブ上へ作製される。長軸方向に磁化された永久磁石が光ファイバーに取り付けてあり、傾斜コイルに電流を流すと光ファイバーが斜めに傾く。直交した2層の傾斜コイルを用いて光ファイバーを2次元走査すること

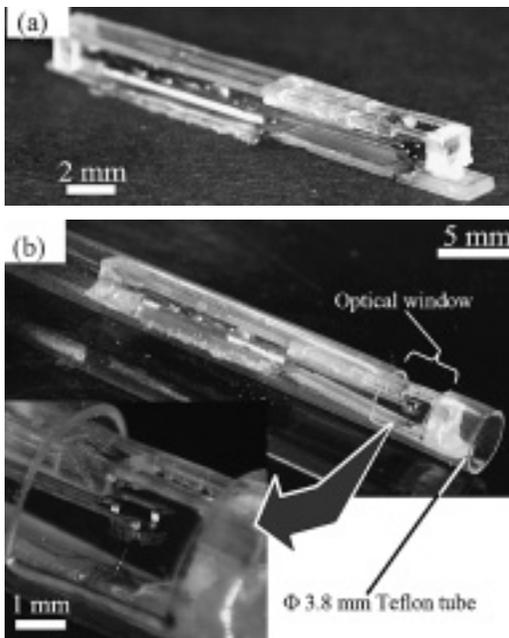


図11 2次元マイクロレーザースキャナーツール
(a) 光学部品を含む内部の構成
(b) パッケージングされたスキャナー

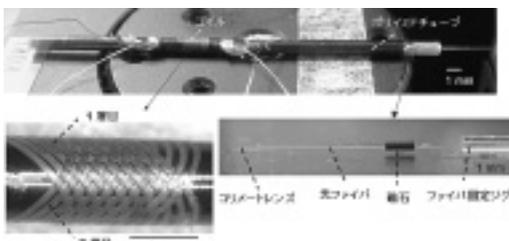
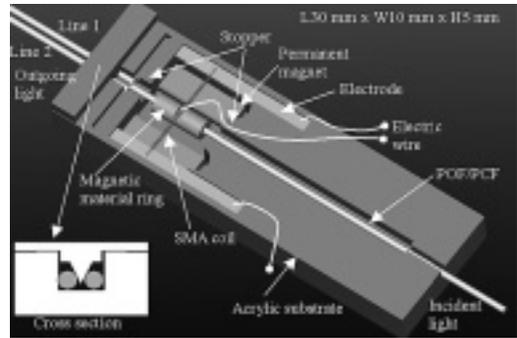
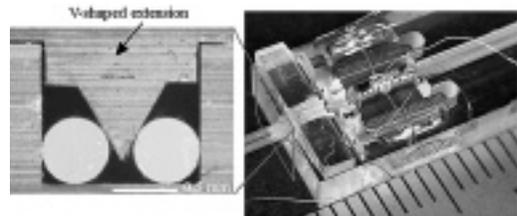


図12 光ファイバー電磁駆動細径内視鏡



(a) POFスイッチの構成



(b) 作製されたPOFスイッチ
図13 POFスイッチ

ができ、正面視（直視）観察が可能となる。また、深さ分解能 $10\mu\text{m}$ 程度の観察ができるOCT（光干渉断層撮像法）と組み合わせると、1次元走査すれば組織の断面が⁷⁾、2次元走査すれば3次元の組織像を得ることができる。このような細径で解像度の良い内視鏡は血管内や乳管内、さらに歯根部の根尖病巣の観察治療などに役立つと期待される。

最後に医療用ではないが光ファイバーを形状記憶合金によって移動させる原理の光スイッチについて簡単に述べる。屋内LAN（local area network）などに用いられる plastic optical fiber（POF）はガラス製の光ファイバーよりもコア径が大きいため、図13のように光ファイバー端面を対向させた1×2型タイプの切り換えスイッチでは比較的大きな変位量が必要となる。形状記憶合金マイクロコイルアクチュエータは発生力と変位量が大きいため、これを用いて光ファイバーを移動させる光ファイバースwitchを開発した⁸⁾。形状記憶合金に電流を流すと通電加熱により縮んだ形状記憶合金が光ファイバーを動かす。その後形状記憶合金を駆動す

る電流を切っても周囲に置いた永久磁石が光ファイバーに被せた磁性体を固定するので、安定した光ファイバー同士の接続が維持される。

5. おわりに

光ファイバーを用いた光学技術と MEMS などの微細加工技術を組み合わせた開発の試みについて、特に低侵襲医療への応用を中心に述べた。光学技術は医療分野において重要な位置を占めているが、光ファイバーやマイクロレンズなどの光学部品に微細加工技術・組立技術によるマイクロデバイスを組み合わせることで、小さくとも高機能な、今までにない新しいデバイスが開発できる。

一方で光ファイバーやマイクロレンズにおいても新たな材料技術、例えばフォトニック結晶ファイバーなどの機能性光ファイバーなどが登場しており、今後さまざまな可能性が広がると期待される。

参考文献

1) K. Totsu, Y. Haga and M. Esashi, "Ultra-miniature fiber-optic pressure sensor using white light interferometry," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 15, No. 1 (2005), pp. 71-75

- 2) P. N. Minh, T. Ono, H. Watanabe, S. S. Lee, Y. Haga and M. Esashi, "Hybrid optical fiber-apertured cantilever near-field probe," *Applied Physics Letters*, Vol. 79, No. 19 (2001), p 3020-3022
- 3) P. N. Minh, T. Ono, Y. Haga, K. Inoue, M. Sasaki, K. Hane and M. Esashi, "Batch Fabrication of Microlens at the end of Optical Fiber using Self-photolithography and Etching Techniques," *Optical Review*, Vol. 10, No. 3 (2003), pp. 150-154
- 4) J. J. Chen, Y. Haga, H. Akahori, O. Oshiro, K. Chihara and M. Esashi, "Fabrication of Low Directional Acoustic Transducers for Intravascular Forward-looking Imaging," in *Technical Digest of the 17th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS 2004)*, Maastricht (2004, Jan.), pp. 857-860
- 5) 石川真矢, 戸津健太郎, 中野琢磨, 芳賀洋一, 江刺正喜, "極細径光ファイバ超音波受信プローブ," *生体医工学シンポジウム 2006*, 新潟 (2006年9月), pp. 133-137
- 6) 芳賀洋一, 赤堀寛昌, 戸津健太郎, 和田 仁, 江刺正喜, "低侵襲医療のための光 MEMS," *レーザー研究*, 第 33 卷 11 号 (2005), pp. 754-760
- 7) T. Matsunaga, R. Hino, W. Makishi, M. Esashi, Y. Haga, "Endoscopic Optical Coherence Tomography Probe Using Electromagnetically Vibration of Single Fiber," in *Technical Digest of the 25th Sensor Symposium*, Ginowan (2008, Oct.), pp. 659-662
- 8) M. M. I. Bhuiyan, Y. Haga and M. Esashi, "Design and Characteristics of Large Displacement Optical Fiber Switch," *IEEE Journal of Quantum Electronics* Vol. 41, No. 2 (2005), pp. 242-249