光 MEMS 実装技術のこれまでの進展と展望

澤田 廉士*, 野上 大史*, 日暮 栄治****

Progress and Perspective of Optical MEMS Packaging Technology

Renshi SAWADA*, Hirofumi NOGAMI*, and Eiji HIGURASHI****

* 九州大学 (〒 819-0395 福岡市西区元岡 744)

** 東京大学 (〒 113-8654 東京都文京区本郷 7-3-1)

*** 産業技術総合研究所 (〒 305-8564 茨城県つくば市並木 1-2-1)

*Kyushu University (744 Motoooka, Nishi-ku, Fukuoka 819-0395)

** University of Tokyo, Japan (7-3-1, Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113-8654)

*** National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST) (1-2-1, Namiki, Tsukuba, Ibaraki 305-8564)

はじめに

近年, MEMS (Micro-electro-mechanical Systems) 技術の発展により^{1),2)}, これまで大型であった計測装置は機能や性能を劣化させることなく小型化, 高集積化され, 携帯可能な装置の開発が可能となった。また, これらの装置に内蔵されるセンサは高精度, 多機能, 低コスト化に向かって急速に展開されている。高機能なセンサの発達, 生活に密着したセンサの実現に向けて MEMS 技術の発展は必要不可欠になっている。私たちの研究では, 従来の個別部品を使用せず, 光学素子やオペアンプなどのベアチップを用い高集積化を図ることをコンセプトに, 高感度で超小型の集積型レーザドップラ血流計 (MEMS 血流量センサ)^{3)~12)}, マイクロエンコーダおよびマイクロドップラーセンサ^{13)~19)}, VCSEL (Vertical Cavity Surface Emitting Laser) とモノリシックに集積化した PD (Photodiode) からなる超小型変位センサ^{20),21)}, せん断力センサ^{22),23)}, 1,024×1,024 マイクロミラースイッチ²⁴⁾, 高アスペクト比でプリントパターン化したコイルからなる MEMS レゾルバなどの研究開発を行っている。

1960 年に発明されたレーザも, 1980 年代には計測装置に組み込まれ商品化されている。レーザの飛躍的な発展とともに, 光学の分野はめざましく発展した。光計測装置についても然りである。光計測装置やそれを用いたシステムは, 高感度でノイズにも強いいため, さまざまな分野で使われている。しかし, エレクトロニクスとは異なる光の特殊性のため, これらの製造にかかるコストの多くは実装工程が占めている。例えばレーザ血流計は, ヒートシンクに実装されて缶に封入された半導体レーザ (LD: Laser diode) やフォトダイオード (PD: Photodiode), レンズ, 光ファイバなどのバルク個別光学部品を高精度に光軸合わせ・調芯することにより作製されるため, 組立工程に時間がかかり大幅なコストの削減や小型化が課題であった。すでに従来の個

別光学部品の 3 次元アライメントによる構成法では限界にきておてり, 光システムを低コストでマイクロ化するための集積技術や異種材料を混載し高機能化するための接合・実装技術の開発が強く求められている。

マイクロマシニング技術 (フォトリソグラフィ, 膜堆積, エッチングなどの技術の総称)¹⁾は光学システムの作製に都合が良い。なぜならば, フォトリソグラフィによるマイクロマシニング技術を用いると, 個別光学部品のアライメントに面倒な作業を必要としないからである。とはいっても, 現状では光学装置をフォトリソグラフィによるマイクロマシニング技術のみで作製するには限界がある。マイクロマシニング技術と光学素子の表面実装技術を組み合わせることにより, 応用範囲を格段に拡大させることができる。マイクロマシニング技術を用いたモノリシック形成の良さと光学素子の表面実装によるハイブリッド形成の良さを取り入れて, 信頼性が高くかつ従来の個別部品の組み立て調整で構成する光学装置より超小型の光計測装置の実現が期待できる。

本稿では, これら MEMS 技術を用いた, 集積型マイクロエンコーダ, 血流量センサ, 変位センサなどの光集積型デバイスの作製を例にして実装について概説し, その上で今後の光計測装置について展望する。

1. 光 MEMS 実装技術を用いて作製した光学モジュール

これまで, ハイブリッド光集積化技術により光通信モジュール^{25)~27)}やマイクロセンサなどさまざまな光デバイスが作製されている。これはマイクロマシニングされた Si ベンチ上にベアチップの LD や PD といった光素子を高精度に表面実装することにより, デバイスの超小型化, 低コスト化, 多機能化, 信頼性向上を実現するものである。図 1(a) はマイクロエンコーダ&マイクロドップラーセンサの断面図である。マイクロエンコーダ&マイクロドップラー

図 1. 異方性エッチングで作製した Si キャビティに Au マイクロミラー、立体配線、Cu 貫通電極を形成したマイクロエンコーダあるいはマイクロドップラーセンサ写真。(a) センサ断面と測定原理図、(b) 封止ガラス裏面、(c) Si キャビティ内、(d) Si キャビティ底面(裏面)

センサは外付けの移動(変位)対象物に回折格子スケールを使用すると、ピッチの相対移動量に対して2周期の正弦波を検出される。この正弦波を位相分割することにより、数10 nmの分解能を得ることができ、モータの回転角やリニアステージの直線変位を高精度に測定できる。また、回折格子の代わりに散乱物体を用いると、ドップラーセンサ、すなわち、速度センサとなる。この光マイクロセンサはガラス基板とSi基板の積層により形成される。ガラス基板側には配線や非球面屈折率型マイクロレンズが形成され、フリップチップ実装用InGaAsPIN PDが接合される。Si基板側には(111)面により形成されたキャビティ、Auマイクロミラー、およびCu貫通電極が形成され、熱伝導率が高い炭化ケイ素(SiC)サブマウント部分に端面発光InGaAsP/InP LDチップが接合される。図1(b), (c), (d)に異方性エッチングで作製したSiキャビティに立体配線や貫通電極を形成したSi基板の写真を示す。

さらに、ガラス基板とSi基板をAgSnなどの薄膜はんだや直接常温で積層・接合することにより、PD配線とSi基板側の配線の接続と気密封止を同時に行い、サイズ2.8 mm×2.8 mm×1.0 mm、体積比6/100程度まで小型化を実現した。このように、Siキャビティがガラスにより気密封止できるのはSiの平滑性に優れているからである²⁸⁾。また、Siキャビティとガラスアライメントの精度が悪くても10 μm以下のため調心工程を省ける。一方、セラミックキャビティの場合精度そのものが、Si基板と比べ劣るため、セラミック基盤の形成したアライメントマークなどに基づく位置合わせでの高精度実装は難しい。Cu貫通電極によりセンサチップ底面(図1(d))に電極が取り出せるので、後述するように、プリアンプやLD駆動回路などのような電子素子(IC)との集積化による3次元スタック・システムインパッケージ(System in Package: SiP)も可能である。

図 2. 従来のドップラーセンサの原理とその構成

図 3. CMOS オペアンプと温度センサを Si チップ上に集積した超小型変位センサ

光ビームの光路を図1(a)に示す。LDチップの両端面から出射されたレーザ光はSiキャビティ内壁の(111)面を利用したAuマイクロミラーによって反射され、ガラス基板に一体形成された非球面屈折型マイクロレンズを通過する。その際、レーザ光はコリメートされ、計測物体からの信号光(回折光)は、再びガラス基板を透過し、PDで検出される。LDチップの両端面から出射される2本のビームを用いることにより、従来装置(図2)と比べると、ビームスプリッターなどのバルク部品が除去され、部品点数を大幅に削減できているのが一目瞭然である。

2. 変位センサと変位センサの接触圧測定への応用

図3は、後述の血流量センサの接触圧測定にも利用できる変位センサを示したものである。従来製品(図3左上)の変位センサは、三角測量の原理で変位を検出するもので、長辺は70 mmもある。これに対してMEMS技術により、3 mm角×0.7 mm厚の超小型変位センサを実現している。この小型変位センサ(図3右上)の中心にあるVCSELから放射された光ビームは、外部ミラーで反射された後、ビーム径が広がって、VCSEL周辺の4つのPDでモニタされる。4つのPD(図3右下)はVCSELを中心とした円周上を4分割した位置に配置される。外部ミラーまでの距離や傾きによって、PDの受光量や4つのPDの受光バランスが変化するので、外部ミラーの変位や回転角度が測定できる。図3左下に示したように、信号増幅用のオペアンプ4つと温度センサ1つも含めて、3 mm角のSiチップ上にモノリシック集積した超小型変位センサが実現できている。

図 4. ミラーの変位量に対する 4 つの PD による光量検出の総和電圧の関係

集積化した温度センサは、MOS トランジスタの温度特性を利用したものである。

図 4 は、ミラーの変位量に対する 4 つの PD による光量検出の総和電圧の関係を示す。Front slope および Back slope で示す直線関係の部分において外部ミラーの変位を測定することが可能である。

Si は、トランジスタ、PD などを搭載できるのみならず、高熱伝導性のヒートシンクとしての機能、熱酸化による絶縁膜形成や異方性エッチングの可能性など、無限とっていいほどさまざまな特性を有しているからである。このように、Si 基板の特性を有効に使えることがモノリシックにはないマイクロ実装の長所でもある。

3. 超小型接触圧センサ・皮膚温度センサー一体血流量センサ

生体情報のウェアラブル計測は、健康管理や予防医学、または運転中やスポーツ中の危険防止などの観点から非常に有用である。特にレーザ血流量計はさまざまな情報を含んでいる末梢組織血流量を非侵襲に測定できるため、臨床医だけでなくヘルスケア分野において期待されている²⁹⁾。最新の血流量センサには Si 基板ではなく多層配線が可能なセラミック基板を用いることで、光学素子だけではなく増幅回路を含めた集積化を行い、センサのさらなる小型化、高性能化を目指している。しかし、これまでマイクロエンコーダ&マイクロドップラーセンサの場合には Si キャビティをガラス封止しているのに対して、血流量センサの場合には、多層配線が比較的容易なキャビティ構造のセラミック基盤にガラス封止をする必要がある。

光計測への応用のセンサでは、セラミック基盤では製造時にける熱収縮の誤差が提要の際の大きな問題となる。セラミック基盤のガラス封止面の面精度や熱収縮による寸法誤差があることを考慮した設計が必要である。

これまで開発してきた携帯可能なマイクロ血流量センサの開発の推移を図 5 に示す。従来のバルクタイプの血流量計と比べて小型化のみならず低消費電力になっているのが分かる。また、この血流量センサはスペクトル分布を基に

図 5. これまでの血流量センサの開発推移

図 6. 試作した接触圧センサ・皮膚温度センサー一体血流量センサ (a) と変位センサによる接触圧測定と血流量測定を同時に可能にした接触圧センサ・皮膚温度センサー一体血流量センサ (b), 接触圧と血流量の同時測定結果 (c)

血流量に比例した値を算出していることから、体動による周波数スペクトルと分離できる特徴があり、脈波センサと使用した場合にもこれまでの吸光度に基づいた脈波センサよりも体動の影響を小さくできる。この光 MEMS 血流量センサのアプリケーションは多岐にわたり、すでに強皮症³⁰⁾や脱水症³¹⁾の診断、ストレス検知^{32)~34)}、鳥インフルエンザ感染鶏の早期発見^{34),35)}や飲酒の検知³⁶⁾、走行中の血流量変化³⁷⁾などへの応用を試みている。

携帯可能な MEMS 血流量センサと前述の変位センサを合体させることにより接触圧センサー一体型の装着可能なウェアラブル血流量計の試作を行った。図 6 に試作した接触圧セ

ンサ・皮膚温度センサー一体型血流量センサ³⁸⁾を示す。

4. SiP 技術によるプローブの小型化³⁹⁾

SiP 技術を適用して小型化したプローブは (SiP-MEMS プローブ), PCB (Printed Circuit Board) 表面に実装された IC (Integrated Circuit) の層 (レイヤ 1), レイヤ 1 の上に配置された光 MEMS チップからなる層 (レイヤ 2), PCB 基板裏面に実装された IC からなる層 (レイヤ 3) の 3 層構造からなる (図 7(b) 参照)。レイヤ 1 の層に IC を表面実装し, ワイヤボンディングにより配線する。そしてそのレイヤ 1 をエポキシ樹脂で充填し, 表面をポリッシングする。そのポリッシングした面に光 MEMS チップをボンディングし, ワイヤボンディングで配線し, レイヤ 1 とレイヤ 2 をさらにエポキシ樹脂で充填しポリッシングする。そしてこれらを個別のチップにダイシングし, 最後に PCB 裏面にレイヤ 3 の IC をボンディングすることで完成する (図 7(a))。このダイシングするまでの工程も光 MEMS チップの場合と同様に同一基板上で行うことができる。市販装置のプローブ, SiP を適用していない MEMS プローブと SiP-MEMS プローブのサイズと体積の比較を図 7(c) に示す。MEMS 技術の適用により, プローブ体積は約 1/40 に小型化され, SiP 技術の適用により MEMS プローブの体積をさらに約 1/6 に小型

化することに成功している。

5. 光学素子のボンディング

電気部品のボンディングはリフローによる自己アライメントを行い, 現状では $50\ \mu\text{m}$ 程度の精度で十分であることから, 以下に示す高精度アライメントおよびボンディングは要求されない場合が多い。しかし, 光学素子のボンディングに対して多くは, 以下の要求条件がある。

- ①最も高精度で $\pm 1\ \mu\text{m}$ 以内 (場合によるが, 光学計測の用途の場合, 通常 $10\ \mu\text{m}$ 以下の精度が要求されることが多い) のアライメント精度
 - ②短時間のターンアラウンドタイム
 - ③ボンディング後の位置誤差測定が可能なこと
 - ④両合せマークをボンディング中観察可能なこと
- 高精度ボンディングの主な方法を以下に列挙する。

5.1 アライメントマークに基づいてボンディングする方法^{40)~44)}

アライメントマークに基づいた高精度ボンディング装置の模式図を図 8 に示す。赤外線顕微鏡を用いてキャビティと光学素子の合わせマークに手でピントを合わせて半導体を透過する約 $1\ \mu\text{m}$ 以上の波長の光 (赤外線) で観察する必要がある。生産性を考慮するとボンディング時間の短

図 7. SiP を適用した MEMS 血流量センサのプローブ

図 8. アライメントマークに基づいてボンディングする方法 (PLC: Planar Lightwave Circuit)

縮化が必須である。そこで、動的 2 値化法や合わせマークのエッジを精度良く検出するために画像を微分し、予めパターンの寸法を入力したモデルパターンと比較するパターンマッチング法を用いることにより、高精度かつターンアラウンドタイムの短縮化を図っている。位置する方法や、キャビティと光学素子との隙間に顕微鏡を挿入して両マークを同時に見る方法が市販されている (図 8(a))。ボンディングをしながら、終了するまで両マークを見続けることが困難である、あるいは光学素子とキャビティや PLC 間のギャップを大きくとる必要があることで、位置合せ精度が良好でないという問題がある。また、ボンディング後のアライメント精度の測定が同じ装置を用いて行うことができると都合がよい。

ここで厚さ方向 (Z 方向) は、光学素子の作製で厚さを制御しておく。特に、高さ方向の精度良いアライントが要求される半導体レーザの場合、素子全体の厚さよりも結晶成長の厚さ精度が良好であるので、活性層を下側に、すなわちジャンクションダウンにしてボンディングする。半導体レーザの活性層中心位置の深さ、電極膜厚さ、ならびにキャビティ側のはんだ膜厚さと電極厚さの合計厚さを考慮して予め設計しておけば、ボンディング時に位置決めする必要はない。2 次元的な位置合せのみでよい。その 2 次元的なアライメントはキャビティと光学素子の間にギャップを保ちながら、光学素子の下面とキャビティの上面に形成した合わせマークに基づいて行う。

キャビティのアライメントは予め入力したパターンと比較して、光学素子のアライメントは画像を 2 値化して輪郭を抽出する^{42),43)}。実際には照明むらがあるために、画像全

図 9. 動的 2 値化の際のパターン分割
ここで示す Guide は、ボンディングする光学素子がある一定の方向に載置されるための溝である。

体をあるしきい値でデジタル化すると、光学素子の一部の輪郭が抽出されなくなる。そこで、動的 2 値化と呼ばれる方法で、全体の象を、輪郭を含む数個のブロックに分割して、各ブロックで 2 値化し、各ブロック間をスムーズにつなぎ合わせることで、光学素子全体の輪郭を得るようにしている (図 9)。ここでの光学素子のアライメントは、素子の吸着する部分を認識するために行う。

高精度のアライメントを行うには、合わせマークを明瞭に観察することが重要である。そのためには、キャビティと光学素子の両マークに高精度のフォーカシングを同時に、しかも自動的に行うことである。フォーカシングの原理を図 10 に示す。レンズの周辺のみに入射された平行光線が、焦点が合った場合には分割 PD (Split PD) の中心に結像

図 10. オートフォーカシング

図 11. 赤外顕微鏡にフォーカシング機構を用いて光学素子を通じた光ビームにより光学素子の裏面と光学素子を載置する Si 基板上部にフォーカシングして高精度にボンディングした例

し、焦点がはずれた場合には、分割 PD のどちらか側に結像するために分割 PD における各 PD 出力に差が生じる。言い換えれば、各 PD の出力に差がないように光学系を動かすことで焦点を合わせる（フォーカシング）ことになる。この赤外顕微鏡にフォーカシング機構を用いて光学素子を通じた光ビームにより光学素子の裏面と光学素子をマウントする Si 基板上部にフォーカシングして高精度にボンディングした例を図 11 に示す。

5.2 素子などの端面に基づいてアライメント後にボンディングする方法⁴⁴⁾

側面観察によるボンディング法は、通常の実体顕微鏡を斜めに傾けて、素子とキャビティや PLC の端面ならびに表面も同時に観察しながら目視で合わせていたものを、素子ならびにキャビティの端面あるいは導波路側面などに横からオートフォーカシング用の光ビームを照射して対象物を互いに平行にし、両者を高精度に合わせた後にボンディングする。この方法は、へき開精度が $\pm 10 \mu\text{m}$ しか保証されない LD に対して、ヘッダなどの側面に対して高精度に位置合せするには有力な方法である。

図 12. 表面活性化接合（接合温度：150°C）した PD のダイシエ強度

図 13. ダイシエテスト後のスタッドバンプ側の破断面 SEM 写真

6. 常温接合プロセス^{45)~47)}

MEMS の場合、しばしば LD などの光学素子が 300°C 以上になると劣化することから、MEMS の作製でたびたび使用されるアノードイクボンディング⁴⁸⁾は使用できない。故に、Si の平滑性を使用する常温接合は高温のボンディングを嫌う光学素子のボンディングにとって有用である。

特に Au マイクロバンプを利用した場合は、マイクロバンプが塑性変形し、相手側の Au 薄膜との密着が達成され、大気中・常温での接合も可能である。

図 12 は、Ar 高周波プラズマ照射の有無とダイシエ強度の関係である。表面活性化を行わない（プラズマ照射無し）場合（接合温度：150°C、荷重：0.25 kgf）は、平均 3.3 MPa（シエ強度／電極パッド面積）とほとんどダイシエ強度が得られなかったが、プラズマ照射を行った場合（接合温度：150°C、荷重：0.25 kgf、プラズマ照射時間：180 s）には、平均 46.3 MPa の接合強度が得られた。図 13 は、ダイシエテスト後のマイクロバンプ側の破断面 SEM 写真である。プラズマ照射なしの場合は、マイクロバンプが潰れて変形しているのが観察できるが、破断面は接合界面である。一方、プラズマ照射がある場合は、PD チップ内部で破断が生じ、Au マイクロバンプへの移着が観察され、表面活性化接合界面 (Au-Au) では強固な接合が実現されているのがわかる。

LD チップは、表面活性化接合前後の光出力－電流－電圧 (L-I-V) 特性を評価した。図 14 は典型的な表面活性化接合前後の LD チップの L-I-V 特性である。接合前後を比較すると、L-I-V 特性に変化は見られなかった。

図 14. 表面活性化接合（接合温度：150°C）前後における LD チップの L-I-V 特性

展 望

- ・ Si キャビティの中に光学素子をマウントしたマイクロエンコーダ&マイクロドップラーセンサを実現した。また、血流量センサはセラミックキャビティの中に光学素子をマウントし、両者ともガラス封止により気密性を確保している。Si の高い平滑性は高精度や高い接合性を得るには欠かせない。一方セラミックキャビティは Si と比べると平滑性や寸法精度が劣るが、多層配線などの多機能化を実現できる。両者の利点を活かした新しいセンサが期待される。
- ・ 低温接合は、Ar 高周波プラズマによる表面活性化プロセスを組み合わせたフリップチップボンダーを用いて実現した。本技術が、将来、小型・高機能で安価なさまざまな光マイクロシステムを実現する有力な手段になることを期待している。
- ・ 市場で要求されるデバイスに関連した企業であっても、その市場においてそのデバイスを手掛けられる企業とそうでない企業があるとのこと。昔そうであったように、高信頼性という条件が市場に使ってもらえるデバイスのキーの一つになるものと確信する。

(2018.8.7- 受理)

文 献

- 1) 澤田廉士, 羽根一博, 日暮栄治: “光マイクロマシン,” オーム社, 2002 年出版
- 2) 日暮栄治, 澤田廉士, 須賀唯知: “小型生体計測センサの実装技術,” 精密工学会誌, Vol. **73**, No. 11, pp. 1190–1194, 2007
- 3) E. Higurashi, R. Sawada, and T. Ito: “An integrated laser Doppler blood flowmeter for wearable health monitoring system,” Proc. 2001 IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS, pp. 49–50, 2001
- 4) Y. Kimura, M. Goma, A. Onoe, E. Higurashi, and R. Sawada: “Integrated Laser Doppler Blood Flowmeter Designed to Enable Wafer-level Packaging,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. **57**, No. 8, pp. 2026–2033, 2010
- 5) V. Rajan, B. Varghese, T. G. van Leeuwen, and W. Steen Bergen: “Review of methodological developments in laser Doppler flowmetry,” Laser in Medical Science, Vol. **24**, pp. 269–283, 2009
- 6) T. P. Newson, A. Obeid, R. S. Wolton, D. Bogget, and P. Rolfe: “Laser Doppler velocimetry: The problem of fiber movement artefact,” J. Biomed. Eng., Vol. **9**, pp. 169–172, 1987
- 7) R. Bonner and R. Nossal: “Model for laser Doppler measurements of blood flow in tissue,” Appl. Opt., Vol. **20**, pp. 2097–2107, 1981
- 8) C. Hartley and J. Cole: “An ultrasonic pulsed Doppler system for measuring blood flow in small vessels,” J Appl. Phys., Vol. **37**, pp. 626–629, 1974
- 9) R. Matsui, Y. Takei, N. Minh-Dung, T. Takahata, K. Matsumoto, and I. Shimoyama: “Flow speed measurement with Doppler effect using ultrasonic receiver for small-sized smart catheter,” in Proc. 28th Int. Conf. Micro Elect. Mechan. Sys., pp. 640–642, 2015
- 10) C. C. Lu, M. H. Li, T. C. Lin, T. L. Chen, R. M. Chen, C. S. Tung, et al.: “Water ingestion reduces skin blood flow through sympathetic vasoconstriction,” Clin. Auton. Res., Vol. **22**, pp. 63–9, 2012
- 11) T. W. C. J. B. Abbiss and E. R. Pike: “Laser Doppler anemometry,” Optics Laser Technol., Vol. **6.6**, pp. 249–261, 1976
- 12) E. Higurashi, R. Sawada, and T. Ito: “An Integrated laser blood flowmeter,” J. Lightwave Tech., Vol. **21**, No. 3, pp. 591–595, 2003
- 13) R. Sawada: “Integrated optical encoder,” Digest Tech. Papers, 8th Int. Conf. Solid-State Sensors, and Actuators (Transducers '95), Stockholm, Sweden, 281–284, 1995
- 14) R. Sawada, E. Higurashi, T. Ito, O. Ohguchi, and M. Tsubamoto: “Monolithic-integrated microlaser encoder,” Appl. Opt., Vol. **38**, pp. 6866–6873, 1999
- 15) R. Sawada, E. Higurashi, and Y. Jin: “Hybrid microlaser encoder,” J. Lightwave Tech., Vol. **21**, No. 3, pp. 815–820, 2003
- 16) E. Higurashi and R. Sawada: “Micro-encoder based on higher-order diffracted light interference,” J. Micromech. Microeng., Vol. **15**, No. 8, pp. 1459–1465 (2005)
- 17) R. Sawada, E. Higurashi, T. Ito, and I. Ishikawa: “An accelerometer incorporating a laser microencoder for a wide measurable range,” Sensors and Actuators A, Vol. **136**, No. 1, pp. 161–167, 2007
- 18) N. Morita, H. Nogami, E. Higurashi, T. Ito, and R. Sawada: “Development of a Built-In Micro-Laser Doppler Velocimeter,” Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. **25**, No. 2, pp. 380–387, 2016
- 19) N. Morita, H. Nogami, E. Higurashi, and R. Sawada: “Grasping Force Control for a Robotic Hand by Slip Detection Using Developed Micro Laser Doppler Velocimeter,” Sensors, 18, 326, 2018; doi:10.3390/s18020326

- 20) I. Ishikawa, R. Sawada, E. Higurashi, S. Sanada, and D. Chino: "Integrated micro-displacement sensor that measures tilting angle and linear movement of an external mirror," *Sensors and Actuators A*, Vol. **138**, No. 2, pp. 269–275, 2007
- 21) M. Inokuchi, H. Ando, M. Kinoshita, K. Akase, E. Higurashi, and R. Sawada: "Development of a Micro Displacement Sensor with Monolithic-integrated Two-dimensionally Distributed Photodiodes," *Proc. 2009 IEEE/LEOS International Conference on Optical MEMS & Nanophotonics*, pp. 119–120, 2009
- 22) T. Iwasaki, T. Takeshita, Y. Arinaga, K. Uemura, H. Ando, S. Takeuchi, M. Furue, E. Higurashi, and R. Sawada: "Shearing force measurement device with a built-in integrated micro displacement sensor," *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. **221**, pp. 1–8, Jan. 2015
- 23) T. Takeshita, K. Harisaki, H. Ando, E. Higurashi, H. Nogami, and R. Sawada: "Development and evaluation of a two-axial shearing force sensor consisting of an optical sensor chip and elastic gum frame," *Precision Engineering*, Vol. **45**, pp. 136–142, 2016
- 24) R. Sawada, J. Yamaguchi, E. Higurashi, A. Shimizu, T. Yamamoto, N. Takeuchi, and Y. Uenishi: Single Crystal 1024ch MEMS Mirror Based on Terraced Electrodes and High-Aspect Ratio Torsion Spring for 3-D Cross-Connect Switch, *Technical Digest of IEEE/LEOS Optical MEMS'2002*, (Aug. 20–23, Lugano, Switzerland), pp. 11–12, 2002
- 25) Y. Yamada, S. Suzuki, K. Moriwaki, Y. Hibino, Y. Tohmori, Y. Akatsu, Y. Nakasuga, T. Hashimoto, H. Terui, M. Yanagisawa, Y. Inoue, Y. Akahori, and R. Nagase: Application of planar lightwave circuit platform to hybrid integrated optical WDM transmitter/receiver module, *Electron. Lett.*, Vol. **31**, No. 16, pp. 1366–1367, 1995
- 26) T. Hashimoto, Y. Nakasuga, Y. Yamada, H. Terui, M. Yanagisawa, Y. Akahori, Y. Tohmori, K. Kato, and Y. Suzuki: Multichip optical hybrid integration technique with planar lightwave circuit platform, *J. Lightwave Technol.*, Vol. **16**, No. 7, pp. 1249–1258, 1998
- 27) T. Hashimoto, et al.: "Full duplex 1.3/1.55 in wavelength division multiplexing optical module using a planar lightwave circuit platform," *Technical Digest of IEEE/LEOS Summer Topical Meetings, Optical MEMS (July 20–23, Monterey, USA)* pp. 59–60, 1998
- 28) R. Chutani, N. Passilly, J. Alberio, M. Baranski, and C. Gorecki: "Deep wet-etched silicon cavities formed-optical sensors: Influence of Masking on {111} Sidewalls Surface Quality," *J. Micro electro mech. Syst.*, Vol. **23**, pp. 585–591, 2014
- 29) R. D. Hawkins and H. Kalant: "The Metabolism of Ethanol and Its Metabolic Effects," *Pharmacological Reviews*, Vol. **24**, pp. 67–157, 1972
- 30) M. Kido, S. Takeuchi, S. Hayashida, K. Urabe, R. Sawada, and M. Furue: "Assessment of abnormal blood flow and efficacy of treatment in patients with systemic sclerosis using a newly developed microwireless laser Doppler flowmeter and arm-raising test," *British Journal of Dermatology*, Vol. **157**, pp. 690–697, 2007
- 31) H. Nogami, W. Iwasaki, F. Matsuoka, K. Akase, Y. Kimura, A. Onoe, E. Higurashi, S. Takeuchi, M. Kido, M. Furue, and R. Sawada: "Micro Integrated Laser Doppler Blood Flow Sensor and Its Application to Dehydration Prevention," *3rd IEEE International Conference on Nano/MolecularMedicine and Engineering 2009*, pp. 1–6, 2009
- 32) H. Sasano, J. Hayano, T. Tsuda, and H. Katsuya: "Effects of sympathetic nerve blockades on low-frequency oscillations of human earlobe skin blood flow," *Journal of the Autonomic Nervous System*, Vol. **77**, pp. 60–67, 1999
- 33) T. Akiyama, T. Miyazaki, H. Ito, H. Nogami, E. Higurashi, S. Ando, and R. Sawada: "Comparable Accuracy of Micro-Electromechanical Blood Flowmetry Based Analysis versus Electrocardiography Based Analysis in Evaluating Heart Rate Variability," *Circulation Journal*, Vol. **79**, April, pp. 794–801, 2015
- 34) R. Seto, F. Matsuoka, T. Soh, T. Itoh, H. Okada, T. Masuda, T. Umeda, I. Maeda, K. Tsukamoto, K. Suzuki, Y. Kimura, A. Onoe, E. Higurashi, R. Maeda, W. Iwasaki, and R. Sawada: "A micro optical blood flow sensor and its application to detection of avian influenza," *Digest of Technical Papers The 15th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*, pp. 2326–2329, 2009
- 35) K. Nishihara, W. Iwasaki, M. Nakamura, E. Higurashi, Member, IEEE, T. Soh, T. Itoh, H. Okada, R. Maeda, and R. Sawada: "Development of a Wireless Sensor for the Measurement of Chicken Blood Flow Using the Laser Doppler Blood Flow Meter Technique," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. **60**, No. 6, pp. 1645–1653, 2013
- 36) W. Iwasaki, H. Ito, H. Nogami, R. Sawada, Y. Kimura, A. Onoe, S. Takeuchi, M. Furue, and E. Higurashi: "Influence of Alcohol Consumption on Blood Flow as Detected Using a Micro Integrated Laser Doppler Blood Flowmeter," *Proc. 2010 First International Conference on Sensor Device Technologies and Applications*, pp. 236–241, 2010
- 37) W. Iwasaki, H. Nogami, S. Takeuchi, M. Furue, E. Higurashi, and R. Sawada: "Detection of Site-Specific Blood Flow Variation in Humans during Running by a Wearable Laser Doppler Flowmeter," *Sensors*, 15, pp. 25507–25519, 2015
- 38) R. Inoue, H. Nogami, E. Higurashi, and R. Sawada: "Simultaneous Measurement of a Blood Flow and a Contact Pressure," *BIOSIGNALS 2018 - 11th International Conference on Bio-inspired Systems and Signal Processing*, (19–22, January, 2018, Funchal), pp. 48–52

- 39) W. Iwasaki, H. Nogami, E. Higurashi, and R. Sawada: "Miniaturization of a Laser Doppler Blood Flow Sensor by System-in-Package Technology: fusion of an optical Microelectromechanical Systems Chip and Integration Circuits," IEEJ Transactions on Electrical and Electronic Engineering, Vol. **5**, pp. 137–142, 2010
- 40) R. Sawada, H. Nakada, E. Higurashi, and T. Ito: "Highly accurate and quick bonding of a laser-diode chip onto a planar lightwave circuit," Precision Engineering, Vol. **25**, pp. 293–300, 2001
- 41) T. Shoji, F. Shimokawa, and Y. Nishida: "Optical device positioning by using Becke lines," Proc. SPIE, 2860, pp. 287–294, 1996
- 42) J. Nieweglowski, et al.: "A Novel Coding Scheme Based on Temporal Prediction Using Digital Image Warping," IEEE Trans, on Consumer Electronics. Vol. **39**, No. 3, pp. 141–150. 1993
- 43) 塩 昭夫: "拝啓中文字の検出のための動的2値化処理法," 電子情報通信学会雑誌 D, Vol. **J7-D**, No. 5, pp. 863–873, 1988
- 44) S. Hara, H. Nakada, R. Sawada, and Y. Isomura: "High-Precision Bonding of Semiconductor Laser Diodes," Int. J. Japan Soc. Prec. Eng., Vol. **27**, No. 1, pp. 49–53, Mar, 1993
- 45) E. Higurashi, D. Chino, T. Suga, and R. Sawada: "Au-Au surface-activated bonding and its application to optical microsensors with 3-D structure," IEEE J. Sel. Topics Quantum Electron., Vol. **15**, pp. 1500–1505, 2009
- 46) T. Suga, T. Itoh, Z. Xu, M. Tomita, and A. Yamauchi: "Surface activated bonding for new flip chip and bumpless interconnect systems," in Proc. 52nd Electron. Components. Technol. Conf, pp. 105–111, 2002
- 47) E. Higurashi, T. Imamura, T. Suga, and R. Sawada: "Low-temperature bonding of laser diode chips on silicon substrates using plasma activation of Au films," IEEE Photon. Technol. Lett., Vol. **19**, pp. 1994–1996, 2007
- 48) H. Henmi: "Vacuum Packaging for microsensors by glass-silicon anodic bonding," Sensors and Actuators, A, Vol. **43**, pp. 243–248, 1994

著者紹介

澤田 廉士 (さわだ れんし)
九州大学大学院工学研究科修士課程機械工学専攻修了。1978年、NTT 日本電信電話株式会社 (旧名 日本電信電話公社, 昭和60年4月1日社名変更) 入社。2004年1月国立大学法人九州大学教授就任。現在、九州大学九州大学大学院工学研究科、機械工学部門システム生命科学専攻、教授。NTT 電気通信研究所並びに九州大学において、Si 半導体の結晶欠陥のゲッターリング、赤外光切断による Si 基板厚さ測定装置の開発、複合基板 (SOI) 構成法の研究を手がけ、1980年後半から、集積型変位センサ、集積型血流量センサなど光集積センサ、化合物半導体加工、ボンディング装置、光マイクロ実装、アレイマイクロミラーなどの光マイクロマシンの研究開発に従事。最近では、鶏などの動物の健康管理用無線伝送センサの研究開発にも従事。1982年精機学会技術賞。1992年精密工学会技術賞。2003年MOC国際会議論文賞。2003年大川出版賞。2018年エレクトロニクス実装学会功労賞。産業技術総合研究所客員研究員、ナノクラフトテクノロジーズ (株) 非常勤取締役、エレクトロニクス実装学会理事、Optical MEMS 運営委員、日本計測自動制御学会理事ならびに評議委員、エレクトロニクス実装学会理事、イギリス物理学会 IOP フェローなど多数の委員を務める。

野上 大史 (のがみ ひろふみ)
2014年4月に九州大学大学院機械工学部門の助教に着任し現在に至る。ナノ・マイクロ医工学研究室に所属し、MEMS (Micro Elector Mechanical Systems) センサおよび光計測センサの設計・開発に従事する。またこれらのセンサによる生体情報解析ならびに、低消費電力センサの開発を行い、人間・動物の健康管理への応用研究を行う。

日暮 栄治 (ひぐらし えいじ)
1991年東北大学大学院博士前期課程修了、日本電信電話株式会社入社。2003年東京大学着任。2017年産業技術総合研究所入所。現在、産業技術総合研究所集積マイクロシステム研究センター研究チーム長および東京大学大学院工学系研究科准教授。博士 (工学)。低温接合、異種材料集積、光マイクロシステムの研究に従事。精密工学会、応用物理学会各会員。電子情報通信学会シニア会員。電気学会上級会員。IEEE Senior Member。本会常任理事・編集委員会委員長。