

シリコンフォトニクス技術と光バイオセンサーへの展開

高橋
志村

博之
大輔

太縄 陽介
増田 誠

佐々木 浩紀

2030年までに達成すべき国際社会共通の17の目標として掲げられたSustainable Development Goals (SDGs)に取り組む企業が増えている。OKIでも、SDGsに掲げられた社会課題を解決するため新規分野に挑戦し、これまで光通信用に開発してきたシリコンフォトニクス技術をヘルスケア向けの超小型の光バイオセンサーへと技術展開し、ウィルス類の高精度なリアルタイムセンシングなどへの応用を目指している。

シリコンフォトニクス技術とは、CPUやメモリーの量産に使用されるComplementary Metal Oxide Semiconductor (CMOS) 技術を応用して、シリコンを主材料とした超微細な光回路をSilicon On Insulator (SOI) ウェハ上に低コストで製造する技術である。一方、バイオセンサーとは、生体起源の分子認識機構を利用した化学センサーの総称である。抗原抗体反応のような生体分子の特異な反応を電気信号に変換し、検出するのがその基本原理である。この特異な反応をなんらかの手段を用いて電気信号に変換する部分をトランジューサーといい、シリコンフォトニクス技術が応用できる部分である。

光を用いたバイオセンサーとしては、表面プラズモン共鳴 (SPR) を利用したセンサーが実用化されているが、反射光の角度依存性を測定する都合上、装置が大きくなるのに対し、シリコンフォトニクスを用いたバイオセンサーは、原理的に可動部が無く装置が小型になることが期待される。また、センサーチップが極めて小さいためアレイ化による多数同時測定が容易という特徴がある。

バイオ技術は測定物質に依存し対象が非常に広いため、本稿では、測定対象によらず共通の基礎技術となるシリコンフォトニクス技術を中心に紹介する。

シリコンフォトニクスの概要と成果

シリコンフォトニクスは、シリコンをベースとすることで、光導波路や波長合分波フィルターなどのパッシブ素子だけでなく、変調器や受光器といった電氣的に駆動できるアクティブ素子も同時に一括形成できることが大きな特徴である。OKIは、このようなシリコンフォトニクスの特徴を生か

して、Internet of Things (IoT) ネットワーク向けの超小型光トランシーバーへの適用を目指し、国立研究開発法人新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) より委託を受けた「超低消費電力型光エレクトロニクス実装システム技術開発」(光エレクトロニクス実装PJ) に参画し、シリコンフォトニクスの技術開発を進めてきた¹⁾。

図1に開発した一芯双方向光送受信チップの構成と製作したモジュールの写真を示す。IoTを支えるアクセスネットワークとして期待される第5世代モバイルネットワークの膨大な通信容量を収容するため、上り下り各4波長の波長多重を組み合わせたTime and Wavelength Division Multiplexing (TWDM) に対応した集積チップ構成となっている²⁾。光エレクトロニクス実装PJを通して、多くの光機能デバイスを開発してきたが、中でも偏波無依存を実現した波長フィルターや微弱な信号を内部増幅できる高感度なアバランシェフォトダイオード (APD) は、独自の構造を持つ大きな成果であり^{3) 4)}、光バイオセンサーの基本構成にも利用できる重要なデバイスである。なお、シリコンベースの光源は物理的に実現が困難なため、別途作製した半導体レーザーアレイをフリップチップ実装している。

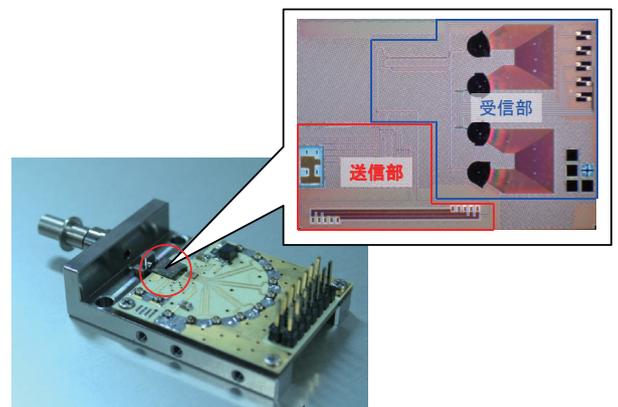


図1 TWDM-PON 用送受信モジュールとチップ構成

シリコンフォトニクスを用いた光バイオセンサー

本稿では、「測定対象の物質を選択的に吸着し、その際に構造変化(屈折率変化)を起こすバイオ技術」と、「微小

な屈折率変化を検出し、その光学的変化を受光器で電気信号に変換するシリコンフォトニクス技術」を組み合わせることで構成されたセンサーデバイスを光バイオセンサーと定義する。

バイオ技術で生じた屈折率変化を検出するには、マッハツェンダー干渉計(MZI)やリング共振器の波長シフトで検出するのが基本である。MZIは、入射光を等分岐し、一方に屈折率差をつけた後に合波し、その位相差を光強度変化として検出するデバイスである。バイオ技術で生じる屈折率変化は小さいため、十分な位相差をつけるには、光路長を数mm程度と長くする必要があり、デバイスサイズが大きくなってしまふ。一方、リング共振器は、半径が～数10μm程度と非常に小さく、Q値(共振波長ピークの鋭さの指標)が非常に高いため、微小な波長シフトでも大きな強度変化が得られる。したがって、将来のアレイ化による一括同時検査などを考慮して、本研究ではリング共振器を基本構造として選択した。

次にリング共振器を用いた光バイオセンサーの構造と原理について説明する。図2(a)は、リング共振器の電子顕微鏡写真である。直線導波路に近接して、リング共振器が配置されている。入射光は、方向性結合器部を介して、共振波長のみがリング共振器に結合される。リング共振器を周回する共振波長は、

$$\lambda_{res} = \frac{2\pi n_{eff} R}{m}$$

と表される。 n_{eff} は光導波路の等価屈折率、 R はリング共振器の半径、 m は次数(正)である。共振波長は、等価屈折率に比例するので、等価屈折率の変化が大きくなる構造の模索が大きな設計指針である。(b)は、リング共振器部の導波路断面構造である。光導波路の直上の上部クラッドをエッチングで除去して開口部を形成した。

このようなリング共振器を用いた光バイオセンサーの動作原理を図3に示す。形成したクラッドの開口部にSi-tag⁵⁾と呼ばれる抗体結合タンパク質を介して抗体がシリコン導波路上に固定される(図3(a)、図3(b))。このとき、別途形成したマイクロ流路を介して検出対象の抗原が抗体に補足されると、その濃度に比例して導波路周辺の屈折率が瞬時に変化することになる(図3(c))。導波路周辺の屈折率が変化したときの等価屈折率の変化は、

$$\Delta n_{eff} = \iint |E(x,y)|^2 \Delta n(x,y) dx dy$$

で表すことができる。したがって、屈折率変化の空間分布 $\Delta n(x,y)$ と光の電界分布 $E(x,y)$ が重なる部分が多いほど

等価屈折率の変化も大きく、観測される波長シフト量も大きくなる。図2(b)の断面構造を考慮すると、シリコン導波路からクラッド上部に染み出した電界成分(エバネッセント波)の影響が大きいことは明らかである。ゆえに、上部クラッドのエッチング深さとその再現性は、デバイス構造の重要な制御パラメーターである。

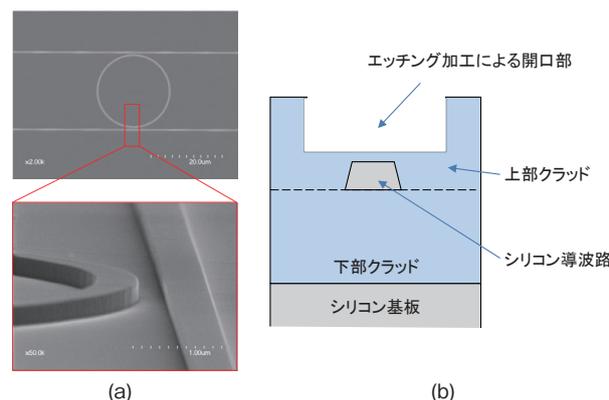


図2 光バイオセンサーの構造

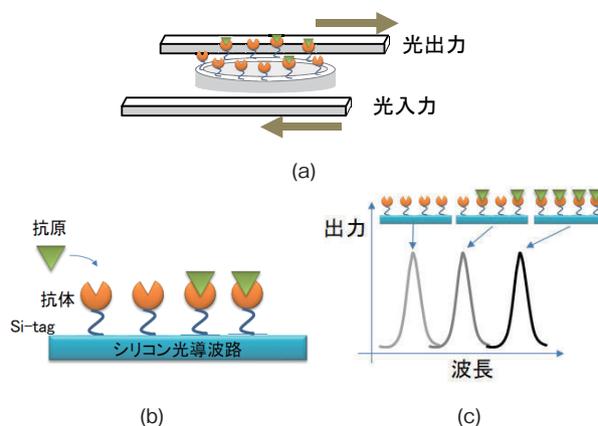


図3 光バイオセンサーの動作原理

光バイオセンサーチップの設計と試作

前章で述べたように、リング共振器型光バイオセンサーの設計で重要なことは、屈折率変化による波長シフト量とQ値の大きさである。

本研究で採用している光導波路は、幅440nm、高さ220nmの扁平な断面形状をし、偏波依存性が存在する。すなわち、電界が水平方向であるTransverse Electric(TE)モードと垂直方向であるTransverse Magnetic(TM)モードで伝搬特性が大きく異なる。通常の通信波長帯では、扱いやすいTEモードを用いるのが一般的であるが、本研究ではTMモードを利用する。これは、導波路上に開口部を設けた場合、TM

モードの方がより大きな屈折率変化を感じるからである。図4(a)はTEモードの電界分布、図4(b)はTMモードの電界分布を計算したもので、両者を比較すると、TMモードの方が導波路の上下方向に広く分布していることがよく分かる。

図5に、実測した開口部のエッチング残し厚と波長シフト係数の関係を示す。TEモードよりもTMモードの感度が高いこと、残し厚が薄くなるほど波長シフト係数が大きくなり、感度が高いことが確認できる。シリコン導波路直上のクラッドを全て除去することが理想だが、実用上は、面内均一性とエッチング加工時のダメージを考慮し、わずかに上部クラッドを残すのが良い。

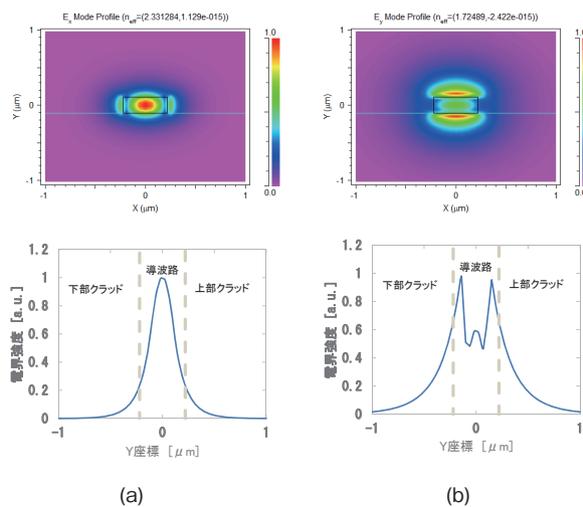


図4 TEモードとTMモード

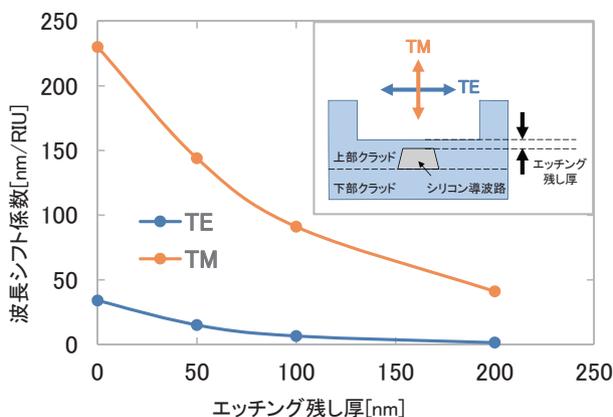


図5 波長シフト係数とエッチング残し厚

次に、波長シフト係数を求めるために、リング共振器の共振波長の屈折率依存性を調べた。ここでは、屈折率調整液 ($n=1.49, 1.50, 1.51, 1.52$) を用いて、疑似的に屈折率

変化を再現した。また、測定には、エッチング残し厚を50nm以下に調整したリング共振器を使用した。

図6(a)に示すリング共振器の透過スペクトルの測定結果から、ピーク波長を屈折率に対してプロットした図が図6(b)である。傾きが、波長シフト係数を表し、およそ224nm/RIUであった。この値は、図5の計算値と概ね一致する。また、図6(a)の共振ピークの半値幅から見積もったQ値は、およそ4000であった。この値は、シリコンリング共振器として妥当ではあるが決して高くはなく、伝搬損失の低減、共振器長の増大、結合効率の低減によって、1桁程度の増大が期待できる⁶⁾。

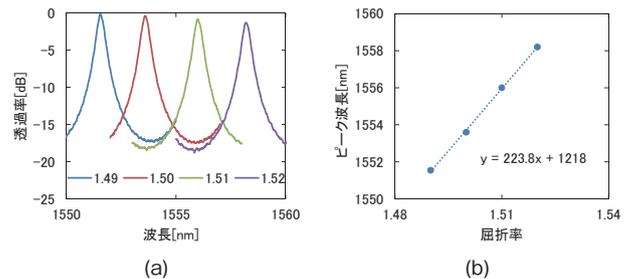


図6 屈折率変化と共振波長シフト

最後に、扱いやすいようにモジュール化した光バイオセンサーについて紹介する。特性の良かった光バイオセンサーチップ(シリフォトチップ)に、入出力用光ファイバー、結合用レンズ、温度調整用ペルチェ素子などを取り付けて光バイオセンサーモジュールを試作した(図7)。これにより、実際に抗原抗体反応を評価することが可能となった。モジュール化前後で特性に大きな変化はなく、微細なリング共振器デバイスの評価が簡単にできることを確認している。

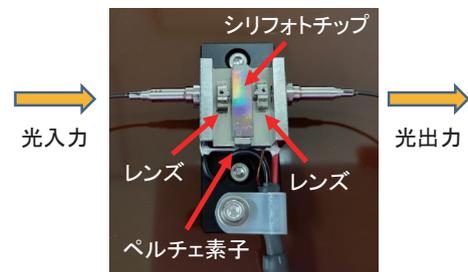


図7 モジュール化した光バイオセンサー

まとめ

これまで、光通信用に開発してきたシリコンフォトニクス技術のヘルスケア分野への技術展開を検討した。シリコンフォトニクス技術を用いた微細なリング共振器の基礎評価を行い、超小型あるいは多チャンネルの光バイオセンサー

の実現に向けた確認ができた。ウイルス類の高精度なリアルタイムセンシングを可能にし、日々の体調管理や感染症の拡大防止への応用を目指すことが今後の方針である。また、同様に抗原抗体反応が利用できるアレルギー物質や環境ホルモンなどのセンシングへの応用も期待できる。さらに、食品や医療、セキュリティなど幅広い応用が期待される匂い検知への適用も検討している。

謝辞

この成果の一部は、国立研究開発法人 新エネルギー・産業技術総合開発機構 (NEDO) の委託業務 (JPNP13004) の結果得られたものです。

広島大学ナノデバイス・バイオ融合科学研究所の雨宮嘉照特任助教には、光バイオセンサーチップの加工でご協力していただきました。この場を借りて深くお礼申し上げます。

参考文献

- 1) 「超低消費電力型光エレクトロニクス実装システム技術開発」プロジェクト
http://www.petra-jp.org/pj_pecjs/index.html
- 2) 八重樫浩樹: シリコンフォトニクス技術を用いたIoTネットワーク向け超小型トランシーバーの開発, OKIテクニカルレビュー第229号, Vol.84 No.1, pp.56-59, 2017年5月
- 3) Y. Onawa, et al.: Polarization insensitive wavelength demultiplexer using arrayed waveguide grating and polarization rotator/splitter, Electro. Letters, Vol.55, Issue.8, pp.475-476 (2019)
- 4) H. Ono, et al.: Si Photonics Butt-Coupled Waveguide Germanium Avalanche Photodiodes with Lateral SAM Structures, OFC 2019.Th2A.9
- 5) 池田丈、本村圭、阿部陽介、雨宮嘉照、福山正隆、廣田隆一、横山新、黒田章夫: シリカ結合タンパク質を用いた半導体バイオ融合デバイス開発, 第62回日本生物工学会大会、トピックス集, pp.43-44, 2010年9月
- 6) W. Bogaerts, et al.: Silicon microring resonators, Laser Photonics Rev.6, No.1, pp.47-73 (2012).

筆者紹介

高橋博之: Hiroyuki Takahashi. イノベーション推進センターセンシング技術研究開発部

太縄陽介: Yosuke Onawa. イノベーション推進センターセンシング技術研究開発部

佐々木浩紀: Hironori Sasaki. イノベーション推進センタービジネス推進部

志村大輔: Daisuke Shimura. イノベーション推進センターセンシング技術研究開発部

増田誠: Makoto Masuda. イノベーション推進センターセンシング技術研究開発部

TiPO 【基本用語解説】

シリコンフォトニクス

Complementary metal oxide semiconductor (CMOS) 技術を用いて、SOI (Silicon On Insulator) 基板上にシリコンを主材料とした光機能素子を高密度に集積する技術。

フリップチップ実装

半導体LDチップをひっくり返して (= フリップ) 実装する方法。シリコンフォトニクス集積チップ上の電極と半導体LDの表面に形成された電極をはんだバンプを介して直接接合するため、ワイヤが不要で実装面積を小さくできる。

抗原抗体反応

生体に侵入した異物 (抗原) と抗体の特異な結合によって生じる反応のことで、免疫反応ともいう。

Q値 (Quality Factor)

共振器の共振波長の鋭さを表す。共振波長 λ_0 、半値幅 FWHM とすると、

$$Q \text{ factor} = \frac{\lambda_0}{FWHM}$$

と表せる。