

CMOS互換Si光共振器バイオセンサーによるPSA検出 Prostate Specific Antigen Detection Using CMOS Compatible Si Optical Resonator Biosensors

広島大学ナノデバイス・バイオ融合科学研¹,
大学院先端物質科学研究科半導体集積科学専攻², 分子生命機能科学専攻³

○中島 悠人^{1,2}, 前田 準¹, Amrita Kumar Sana¹, 雨宮 嘉照¹, 池田 丈^{3,1}, 黒田 章夫^{3,1}, 横山 新^{1,2}
Res. Inst. for Nanodevice and Bio Systems, Hiroshima Univ.¹ Dept. of Semiconductor Electronics and
Integration Science², Dept. of Molecular Biotechnology³, AdSM Hiroshima Univ.

○Y. Nakashima^{1,2}, J. Maeda¹, A. K. Sana, Y. Amemiya¹, T. Ikeda^{3,1},
A. Kuroda^{3,1}, and S. Yokoyama^{1,2}

E-mail: nakashima-yuuto@hiroshima-u.ac.jp

[はじめに]

我々の研究グループでは小型で高感度の Si 光共振器を用いたバイオセンサーの研究を行っている[1,2,3]。検出感度向上のためにフォトニック共振器バイオセンサーを作製し(図 1(a))、検出感度 0.01 ng/ml を達成した(図 1(b))。しかし、光ファイバーと上記の光デバイスを結合させたときに生じる結合損失が再現性の障害となる。そこで、光ファイバーと導波路の結合効率を向上させる素子であるスポットサイズコンバータ(SSC)[4,5]を作製し、バイオセンサーに搭載させ、生体物質を検出することを試みた。今回作製した SSC は第 2 コアとなる SiN の厚膜が 700nm であり、容易に CMOS プロセスと整合することができる。

[実験]

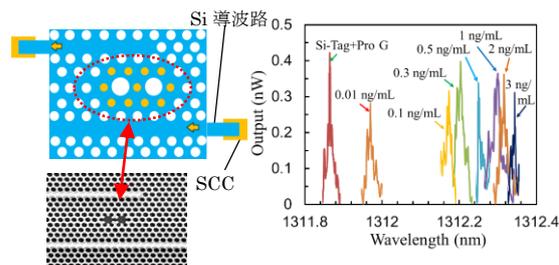
SSC はテーパ-Si 導波路と Si と下地の SiO₂ の中間の屈折率を持った SiN 導波路で構成される(図 2)。まず、SOI 基板上にテーパ-Si 導波路を形成する。次に Si 導波路上に SiO₂ 膜(屈折率 1.45)と SiN 膜(屈折率 1.75)を成膜する。その後ドライエッチングによって Si 導波路と平行に SiN 導波路を形成し、最後に SiO₂ 膜で覆い完成する(図 3)。

[結果、考察、結論]

作製した SSC の光学顕微鏡写真を図 4 に示す。Si 導波路と平行に SiN 導波路を作製することができた。しかし、SiN、SiO₂ をプラズマ CVD で堆積させたところ、発生したパーティクルの影響により出力光が極めて小さくなった。そこで、LPCVD 法を用いて良質な SiN 導波路の作製を試みる。当日は、SSC の評価と SSC 付き Si 光共振器バイオセンサーによる PSA の検出結果について述べる。

[参考文献]

- [1] T. Taniguchi *et al.*, Opt. Comm. **365**, 16 (2016).
- [2] T. Taniguchi *et al.*, Jpn. J. Appl. Phys. **55**, 04EM04 (2016).
- [3] A.K. Sana *et al.*, Jpn. J. Appl. Phys. **55**, 04EM11 (2016).
- [4] T. Shoji *et al.*, ELECTRONICS LETTERS **38**, 1669 (2002).
- [5] Y. Maegami *et al.*, Opt. Express **24**(15), 16856 (2016).



(a) SEM 像 (b) PSA 測定結果
図 1. フォトニック共振器バイオセンサー

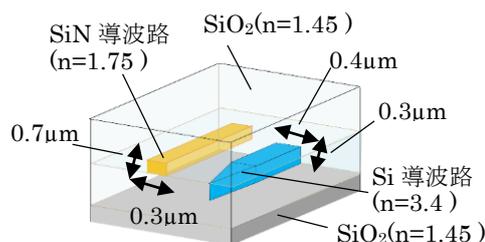


図 2. SSC の構造

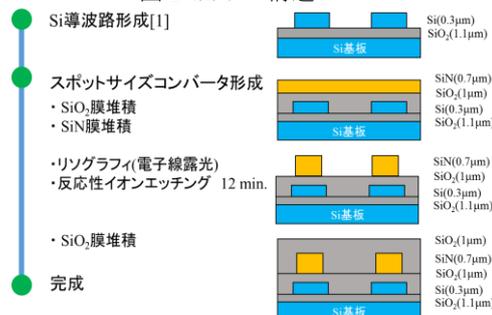


図 3. 作製プロセス



図 4. 作製したサンプルの光学顕微鏡写真