# フォトニック結晶ナノレーザでの電気化学センシング

## Electrochemical Sensing by Photonic Crystal Nanolaser Sensors

○渡部工，古田祐樹，髙橋大智，長谷川湧，馬場俊彦（横国大・院工）
○T. Watanabe, Y. Furuta, D. Takahashi, Y. Hasegawa and T. Baba (Yokohama Nat'l Univ.)
E-mail: watanabe-takumi-dk@ynu.jp

医療・バイオ応用に向けて様々なフォトニックセンサが研究されている．我々は GaInAsP フォトニック結晶 (PC) ナノレーザバイオセンサ [1] を用い，ストレプトアビジン (SA) などの汎用タンパク質のサブ aM からの超高感度検出を報告しており [2]，最近，同様の検出が Si パッシブ共振器においても報告されている [3]．このときの検出原理は，共振モードがタンパク質の吸着による等価屈折率の上昇を感じ，その波長がレッドシフトした，とされている．しかし，前回，タンパク質自身の屈折率によるシフト量を計算し，pM 以下の極低濃度では 0.1 nm 以上の有意なシフトは生じないことを報告した．つまり屈折率とは異なる原理を見いだす必要があり，我々はその候補として FET センサのようにタンパク質の電荷が関与している可能性を考察した．今回はナノレーザの波長シフトと電荷の関係についてさらに調査したので報告する．

実験ではまずナノレーザ表面に 3 nm の $ZrO_2$ を原子層堆積させ，化学的安定性を確保した．この状態で，水中でレーザを動作させ続けても 0.1 nm 以上の有意なシフトは生じない．次にプラズマ親水化処理，または塩溶液 (KCl) の濃度変化という変化を与え，波長シフトを測定した．前者は，プラズマ処理後の水中測定において，約 90 分かけて波長が 1 nm もシフトし，飽和した．一方，処理後，純水に 90 分浸漬してから測定するとこのシフトは見られない．これは負に帯電した表面の親水基が時間と共に液中の $H^+$を取り込み，正の帯電に変化した結果だと考えられる．後者では，ナノレーザを浸漬する KCl 溶液の濃度を変えて測定した．濃度が $10^{-12}$ – $10^{-2}$ M の範囲では，溶液の屈折率変化だけでは有意なシフトは生じないはずだったが，実際は $10^{-12}$ M からシフトが現れ始め，$10^{-5}$ M で 0.1 nm 以上に達した．以上は表面電荷と波長シフトに関係があることを示唆するため，我々は Fig. 1 に示すようなモデルを考えた．すなわち，タンパク質が抗体を介してナノレーザに吸着するとダイポールモーメントが形成され，周囲のイオン分布（帯電状況）を変化させる．すると，半導体表面近傍にショットキー障壁が形成され，内部電界が発生する．これがキャリアプラズマ効果やフランツケルディッシュ効果によって半導体の屈折率変化を引き起こし，それが波長シフトとなって現れる．この現象は二光子吸収キャリアを発生させる Si パッシブ共振器にも当てはまる可能性があり，物理的理解を深めることで，より安定した超高感検出に貢献すると考えられる．本研究は科研費基盤(S)の援助を得て行われた．

**参考文献** 1) S. Kita et al., Opt. Express, **97**, 161108 (2011). 2) S. Hachuda et al., Opt. Express, **21**, 12815 (2013). 3) D. Yang, et al., Appl. Phys. Lett. **105**, 063118 (2014).

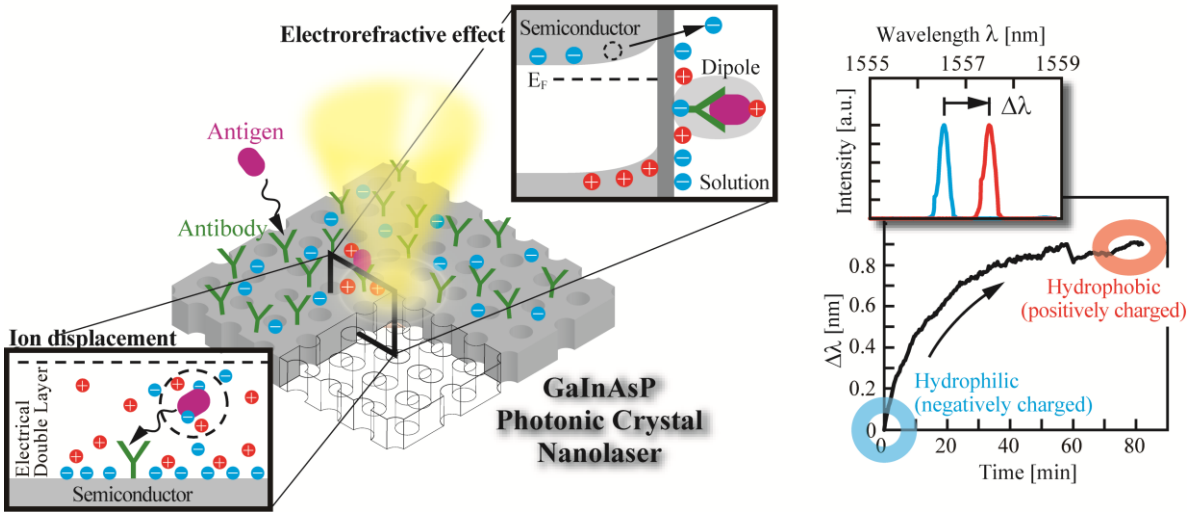


Fig. 1 A mechanism of the wavelength shift due to the electrical changes.

© 2016年 応用物理学会