

マイクロ流路を一体化した MEMS Fabry - Perot 干渉型表面応力センサの製作 Fabrication of MEMS Fabry-Perot interferometric surface-stress sensor with microfluidic channel

豊橋技科大¹, JST-CREST² ○榎屋 善光¹, 小澤 遼¹, 石田 誠¹, 澤田 和明^{1,2}, 高橋 一浩^{1,2}
Toyohashi Tech.¹, JST-CREST² Y. Masuya¹, R. Ozawa¹, M. Ishida¹, K. Sawada^{1,2}, K. Takahashi^{1,2}
E-mail: masuya-y @ int.ee.tut.ac.jp

1. はじめに

光学検出や電氣的検出を用いた MEMS 表面応力センサは非標識で、高速かつ多量の検体のセンシングが可能であると期待されている。そこで本研究室では表面応力の検出感度向上のために、光透過強度変化を用いた MEMS Fabry-Perot 干渉型表面応力センサの開発を行っている [1]。本センサは、解析的検出限界が従来のセンサよりも 2 桁ほど優れていることが示唆されており、CMOS 集積回路上への一体化が可能である [2]。一般にタンパク質などの生体高分子は拡散係数が小さく、拡散速度は 10 $\mu\text{m/s}$ 程度であることが知られている。したがって、センサ上へマイクロ流路を形成することにより拡散距離を短くし、検出時間を短縮することができる [3]。本稿では液中バイオセンシングに向けて、マイクロ流路と MEMS Fabry-Perot 干渉型表面応力センサの一体化について報告する。

2. マイクロ流路一体型 MEMS 光干渉型表面応力センサ

図 1 にマイクロ流路を集積化した MEMS Fabry-Perot 表面応力センサの構造および動作原理図を示す。センサの構造はシリコンフォトダイオード上に抗体を固定した可動膜によりエアギャップを形成し、光干渉計を構成している。可動膜上に固定されている抗体に吸着した抗原分子同士が反発しあうことによる表面応力に比例して可動膜が変位する。可動膜が変形することによる光干渉計の透過光強度変化を光電流として検出する。マイクロ流路を一体化することにより拡散距離を短くし、センシングダイアフラムへのターゲットの吸着時間を短縮することができる。マイクロ流路はフィルムレジスト (TOK, TMMF2030) で形成し、ベース層、流路形成層、ルーフ層の 3 層で構成する。

3. 実験結果

図 2 に製作したマイクロ流路一体型センサの写真を示す。センサチップのサイズは 5 mm $\times$ 5 mm であり、Inlet と Outlet は他のシリコンチップ上に設けている。1 チップ上に 4 つの流路があり、1 つの流路上に 4 つのセンサが含まれている。センサの測定は Outlet を大気に開放した状態で、Inlet からシリンジポンプにより 1 $\mu\text{L/min}$ で PBS を送液し、その後 100 ng/ml anti-BSA を送液した。その時の光電流の変化を測定した結果を図 3 に示す。PBS が送液されている間の光電流は約 400 nA である。その後 100 ng/ml anti-BSA を送液すると約 250 sec で 6 nA の光電流変化の検出を確認した。光電流変化に約 250 sec かかっていることから anti-BSA が吸着したことによるダイアフラムの変形に起因した光電流変化と考えられる。この結果から MEMS Fabry-Perot 干渉型表面応力センサの液中バイオセンシングが可能であることが示唆された。

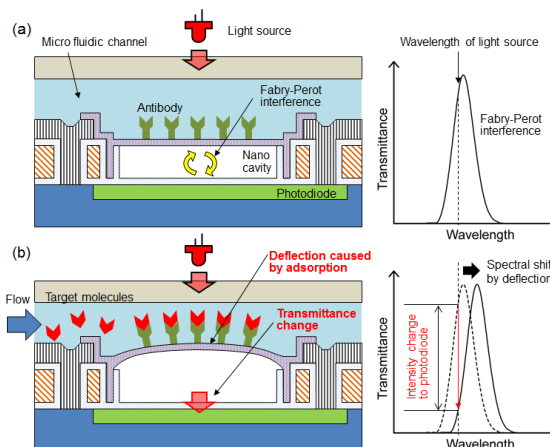


図 1 MEMS 光干渉型表面応力センサの動作原理

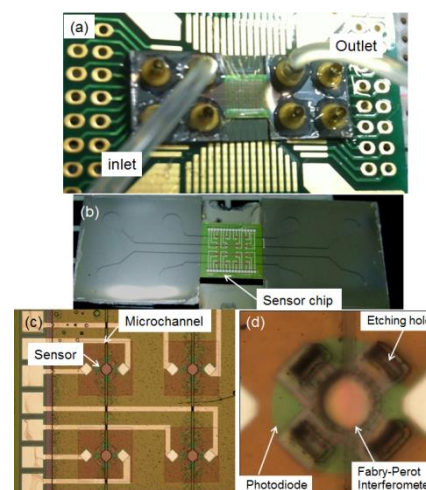


図 2 センサ写真 (a) 実装後センサ, (b) 実装前センサチップ, (c,d) マイクロ流路一体化センサの拡大写真

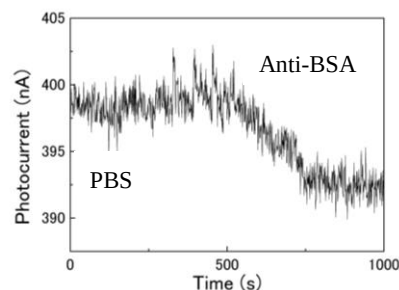


図 3 センサの液中光電流測定結果

参考文献

- [1] K. Takahashi, et al., Sens. Actuat. B, 188, p. 393 (2013)
- [2] K. Takahashi, et al., Tech. Dig. IEDM'12, p. 553.
- [3] J.L. Arlett, et al., Nat. Nanotech., 6, p. 203 (2011)