

MEMS 光干渉型バイオセンサにおける 分子吸着に対するダイアフラムの変形評価

Estimation of diaphragm deformation induced by molecular adsorption
on a MEMS optical interferometric biosensor

豊橋技科大¹, JST-CREST² 高橋 一浩^{1,2}, 小澤 遼¹, 石田 誠¹, 澤田 和明^{1,2}

Toyohashi Univ. of Tech.¹, JST-CREST² K. Takahashi^{1,2}, R. Ozawa¹, M. Ishida¹, K. Sawada^{1,2}

E-mail: takahashi@ee.tut.ac.jp

1. はじめに

MEMS 技術を用いて分子同士の相互作用を機械的な変位に読み替えて検出する技術は、生体分子の非標識検出法として、疾患の診断や創薬分野への期待が高い[1,2]。本研究では、膜の変位を電気信号に変換する技術として、Fabry-Perot 干渉を利用したトランスデューサを提案している[3] (図 1)。この MEMS Fabry-Perot 干渉型センサへ単波長の光を照射すると、膜の変位に対して透過率が大きく変化し、干渉計の直下に形成したフォトダイオードによって光電流の変化として検出する。光干渉を利用した非線形な透過特性を信号変換に利用することにより、ピエゾ抵抗を用いた従来方式と比較し、2 桁上回る検出限界値が解析的に得られている。また、ダイアフラム材料には半導体材料に限定されないため、本研究では低ヤング率の材料であり残留応力の小さいパリレン C を用いている。本報告では MEMS Fabry-Perot 干渉センサ上にタンパク質を付着させたときの形状測定結果をまとめる。

2. デバイス構造と実験方法

生体分子の吸着による MEMS 構造の変形メカニズムは、分子の持つ電荷によるクーロン反発力が支配的であると報告されている[1]。したがってダイアフラム構造を持つ本センサでは、このクーロン反発力が引張応力としてダイアフラムに伝わることにより、膜中央部が上に膨らむ方向に変形が発生する。MEMS センサ上にインクジェットパターンニング装置を用いて、ウシ血清アルブミンを 1 $\mu\text{g/mL}$ 含む溶液を滴下する実験を行った。MEMS センサは直径 100 μm 、ダイアフラムとなるパリレン C の厚さは 300 nm、エアギャップ 300 nm で形成されている。また、使用したセンサはエアギャップにつながるエッチングホールが封止されていないため、洗浄工程を行うことができない。したがって、抗原抗体反応のアフィニティは議論できないが、可動構造の表面に分子が付着したことによるストレス変化を評価している。液滴の量はセンシングエリア 100 μm 以上に広がらないようにしたため、1 回の吐出量は 10 pL 以下に調整されている。

3. 測定結果

白色干渉顕微鏡を用いてダイアフラムの形状測定を行った結果を図 2 に示す。バッファ溶液を滴下した後のセンサの形状は変化がなかったのに対し、BSA 溶液 30 pL を滴下したセンサでは、センサの中央付近が上に凸形に形状変化している様子が観察された。Z 方向の変形量は最大 70 nm 程度であることが示された。変形形状が一樣ではなく中央が窪んでいるのは、溶液が乾燥するときに BSA が凝集し、分子数にばらつきが発生したためと考えられる。センシングエリアからの反射スペクト

ルを測定した結果を図 3 に示す。BSA 溶液の滴下量を増やすに従って、干渉ピークが長波長側にシフトする様子が確認された。これは光路長であるエアギャップが拡大していることを示唆する結果であり、形状測定結果と一致するものである。

参考文献

- [1] M. Watari, et al., *J. Am. Chem. Soc.* 129 pp. 601-609 (2007)
- [2] G. Yoshikawa, et al., *Nano Letters* 11, pp. 1044-1048 (2011)
- [3] K. Takahashi, et al., *Sens. Actuat. B* 188, pp. 393-399 (2013)

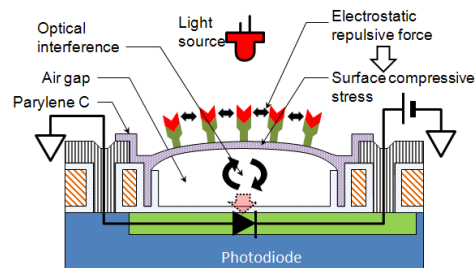


図 1 MEMS 光干渉型バイオセンサの構造とダイアフラム変形モデル

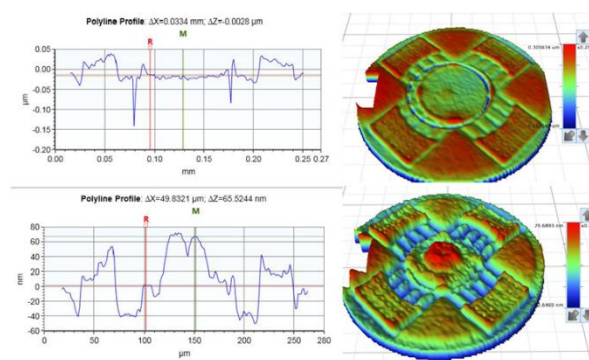


図 2 ダイアフラムの形状測定結果

(a) バッファのみ (b) BSA 溶液滴下後

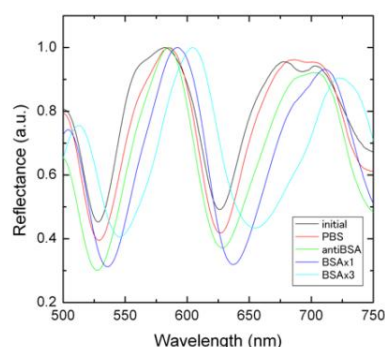


図 3 センシングエリアからの反射スペクトル