

電極埋め込み型 PDMS 微細流路無線駆動水晶振動子マイクロバランス Wireless Quartz Crystal Microbalance Characterized by PDMS Microchannel with Embedded Electrodes

日工大¹, 大阪大², パール光学工業(株)³ °干 琦¹, 加藤 史仁¹, 須藤 豪己¹, 関 翔太¹,
増本 憲泰¹, 野口 裕之¹, 荻 博次², 松本 大³, 松本 輝義³

Nippon Inst. of Tech.¹, Osaka Univ.², Pearl Optical Industry Co., Ltd.³

°Qi Yu¹, Fumihito Kato¹, Goki Suto¹, Shota Seki¹, Noriyasu Masumoto¹, Hiroyuki Noguchi¹,

Hirotsugu Ogi², Dai Matsumoto³, Teruyoshi Matsumoto³

E-mail: kato.fumihito@nit.ac.jp

近年、癌やアルツハイマー病などの難病の早期発見や副作用の少ない免疫治療のための抗体薬剤の創薬にバイオセンサが用いられている。抗体薬剤の創薬において、生体分子間の相互作用を定量的に評価する必要があり、生体分子反応の親和性を定量評価可能なセンサの一つに、水晶振動子マイクロバランス(Quartz Crystal Microbalance (QCM))センサがある。QCM センサは、板厚せん断共振振動する水晶振動子の表面に、検出目的物質が吸着することによる質量変化を共振周波数として検出する質量検出型センサである。生体分子反応をリアルタイムに計測でき、捕捉した検出目的物質の分子量同定や親和性パラメータの同定が可能である。しかし、QCM センサは、質量検出型センサであるため、低分子量物質の検出が困難である。QCM センサの感度は、水晶板厚の2乗に反比例するため、薄くすることで飛躍的に感度が向上する。既存のQCM センサは、水晶振動子を励振するために、水晶表面に金属電極が形成されており、板厚が薄くなるにつれて、電極の慣性抵抗が相対的に増加し、水晶振動子は振動しなくなる。そのため、板厚 55-330 μm の水晶振動子が使用されている。前述の問題を改善するために、シリコン樹脂(Polydimethylsiloxane (PDMS))を使用したナノインプリントリソグラフィを用いて、無線 PDMS-QCM センサが開発された¹⁾。本センサは、板厚 30 μm 以下の水晶振動子を使用できるため、既存のQCM に比べ、高周波化(高感度化)が可能である。しかし、無線 PDMS-QCM センサチップの基材は、シリコン樹脂であるため、ハンドリングの際、湾曲を生ずることから、チップ厚さ 3-4 mm が必要となる。その結果、水晶振動子の励振・信号受信のためのチップ表面に設置した電磁波送受信銅箔電極と水晶との距離が 1-2.5 mm 離れるため、低出力のネットワークアナライザを用いた励振・信号受信は、溶液中では困難であった。そこで、本研究では、無線 PDMS-QCM センサの上下微細流路基板に柱状電極を埋め込み、水晶と電極間距離を短縮し、効果的に電磁波の送受信を行う構造を提案する(Fig. 1)。また、センサチップを試作し、動特性評価を行った。その結果、Fig. 2 に示すように、ネットワークアナライザを用いた純水中の計測において、明瞭な共振スペクトルの検出に成功した。

<参考文献>

1. F. Kato, H. Noguchi, Y. Kodaka, N. Oshida, and H. Ogi, Jpn. J. Appl. Phys. **57**, 07LD14 (2018).

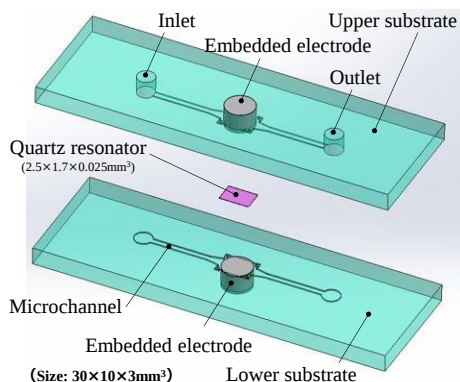


Fig. 1 Schematic of wireless PDMS-QCM sensor chip

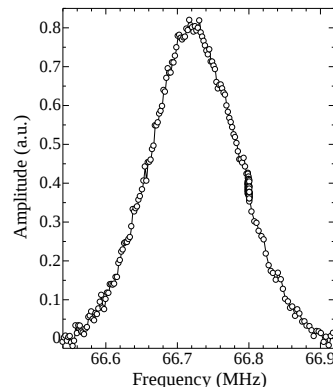


Fig. 2 Resonance spectrum in pure water