

文章编号 1004-924X(2013)09-2272-07

分子印迹型薄膜体声波谐振毒品检测传感器

陈剑鸣¹, 吕启蒙¹, 吴光敏¹, 楚合群¹, John D Mai^{2*}

(1. 昆明理工大学 MEMS 实验室, 云南 昆明 650500;

2. 香港城市大学 机械与生物医学工程学系, 中国 香港)

摘要:针对毒品探测的需求,对高灵敏度、高选择性及可工作于液相环境中的传感器进行了研究,利用分子印迹技术(MIT),结合薄膜体声波谐振器(FBAR)和微流体(micro fluidics)技术构造了新型传感器。首先,阐述了用分子印迹技术制作 FBAR 吸附层材料的原理,利用分子印迹技术制备了对特定毒品分子具有专一吸附性的印迹材料,将其作为吸附层涂覆在基于微机电系统(MEMS)及微流体技术的 FBAR 上。根据压电方程和运动学方程推导出了 FBAR 压电振子的等效电路及电学端口输入阻抗公式,构建了以 AlN 为压电材料的微流体结构 FBAR 毒品检测传感器模型。对该结构的 FBAR 传感器进行了理论研究和公式推导,并在理论模型的基础上进行了仿真实验,得到了单位面积质量响度达 $0.8 \text{ pg/Hz} \cdot \text{cm}^2$ 的 FBAR 传感器。得到的实验结果远高于石英晶体微天平这一传统的质量敏感型传感器,可实现对溶液中毒品分子的快速检测。

关键词:微机电系统;薄膜体声波谐振器;分子印迹技术;微流体技术;毒品检测传感器

中图分类号:TP212;TN409 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20132109.2272

Molecularly imprinted sensor integrated with thin-film bulk acoustic resonator for drug detection

CHEN Jian-ming¹, LÜ Qi-meng¹, WU Guang-min¹, CHU He-qun¹, John D Mai^{2*}

(1. MEMS Laboratory, Kunming University of Science and Technology, Kunming 650500, China;

2. Department of Mechanical and Biomedical Engineering,

City University of Hong Kong, Hong Kong SAR, China)

* Corresponding author, E-mail: johnmai@cityu.edu.hk

Abstract: A highly sensitive and high selective sensor which can detect drug molecules in a liquid environment was explored. By combining the Molecular Imprinting Technique (MIT), Film Bulk Acoustic Resonator (FBAR) and the micro fluidic technology, the new sensor was constructed. The preparing principle of adsorption layer materials for FBAR by the MIT was introduced and the Imprinting material with special adsorption properties for the special drug was developed by the MIT. Then, the material was coated on a FBAR as a adsorption layer based on a Micro-electrical-mechanical System and the micro fluidic technology. According to the piezoelectric equation and dynamic equation, the input impedance formulas of the equivalent circuit and electric port for the FBAR piezoelectric vibrator were derived. Furthermore, a model of the micro fluidic system with the MIT plus FBAR-based drug detec-

收稿日期:2013-05-02;修订日期:2013-06-17.

基金项目:昆明理工大学 MEMS 学科建设基金资助项目(No. 14078024)

tion sensor was designed and a detailed theoretical derivation and analysis was performed. Finally, the sensor model was simulated using practical operating parameters. The results show that the quality of the mass loudness per unit area of the sensor is up to $0.8 \text{ pg/Hz} \cdot \text{cm}^2$, which is much higher than the quality of a conventional Quartz Crystal Microbalance (QCM) sensor. This advantage can greatly enhance the performance of the sensor for drug detection in the liquid environment.

Key words: Micro-electro-mechanical Systems (MEMS); Film Bulk Acoustic Resonator (FBAR); Molecular Imprinting Technique (MIT); microchannel; drug detection sensor

1 引言

当今社会,毒品泛滥导致毒品犯罪十分猖獗,严重危害人类健康和社会稳定,已成为当今世界上最严重的社会问题之一。近几年化学合成技术的发展使得毒品的种类进一步增多,被滥用的毒品从传统的海洛因、大麻、吗啡等迅速地向兴奋剂、致幻剂等精神药物扩展,从而使毒品犯罪形势日趋复杂和严峻^[1],迫切需要解决毒品检测的问题,以便为打击毒品犯罪提供证据。近年来,毒品检测的常规方法主要有气相色谱法、免疫学检测法以及化学检测法等,这些方法均需要对样品进行预处理,需要大量昂贵的仪器及专业技术人员,不能实现对犯罪现场的快速检测。分子印迹技术(Molecular Imprinting Technique, MIT)由于具有高效、快速、识别率高、价格低且简单易行等特点在微量物质检测方面得到了广泛关注^[2],将它和微质量传感器联合应用,能够实现精确、快速的现场毒品检测,摆脱传统毒品检测手段的不足。

传统的微质量传感器以石英晶体微天平(Quartz Crystal Microbalance, QCM)为主^[3]。QCM是典型的体声波质量传感器,但其工作频率较低,只有几兆赫兹到几十兆赫兹,导致其质量敏感度较低^[4]。近几年来,基于射频MEMS技术的薄膜体声波谐振器(FBAR)^[5]在无线通信领域成功实现了商业化以后,由于其具有厚度薄、体积小、工作频率在GHz以上且制造工艺与集成电路工艺兼容等特点,在传感器领域崭露头角,高工作频率使FBAR的灵敏度远高于QCM,显示了在高灵敏度应用领域取代QCM的趋势^[6]。本文提出利用MIT+FBAR+Microchannel技术来构造新型传感器的新思路。首先通过MIT技术制备针对特定毒品分子的印迹材料,将其作为吸附层,

涂覆在基于微流体结构的FBAR上来制作对液相环境毒品检测的传感器。通过仿真得到了单位面积质量响度达 $0.8 \text{ pg/Hz} \cdot \text{cm}^2$ 的FBAR传感器,其探测灵敏度远高于传统的QCM质量敏感型传感器,可更好地用于毒品检测。

2 分子印迹技术原理

分子印迹技术(Molecular Imprinting Technique, MIT)是为了获得一种在空间结构和结合点位与印迹分子完全匹配的聚合物而产生的一种前沿的制备、分离和检测的实验技术,所获得的聚合物称为分子印迹聚合物(Molecularly Imprinted Polymers, MIPs)^[7],它具有选择性分子识别功能,属于人工合成分子识别系统,与天然的分子识别体系(如单克隆抗体或受体)相比,有着选择性高、识别性强、稳定性高以及制备简单等优

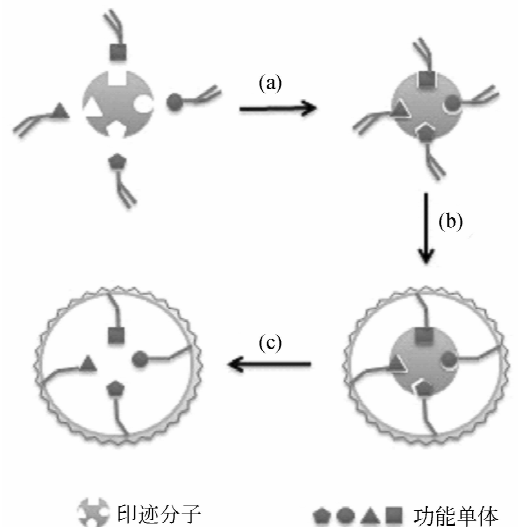


图1 分子印迹聚合物制备原理图

Fig. 1 Illustration of preparation process for molecularly imprinted polymers

点^[8]。这些优点使得分子印迹技术被广泛应用于毒品的检测研究,主要用途是将获得的分子印迹聚合物作为传感器的敏感材料,其制备原理如图 1 所示。

首先在一定条件下将印迹分子加到带有适当功能的功能单体中使其形成主客体复合物,它们通过共价键/非共价键的作用连接在一起如图 1(a);加入交联剂通过引发剂、光或热的作用来引发单体聚合,使主客体复合物与交联剂通过自由基在印迹分子周围形成高联的刚性聚合物如图 1(b);最后去除印迹分子如图 1(c)。这样就形成了一个与印迹分子在空间结构和结合点位上完全匹配且拥有与印迹分子专一结合的功能基空穴,即分子印迹。它可以和印迹分子重新结合,从而具备对印迹分子的识别能力。

通过分子印迹技术制备出针对毒品的分子印迹聚合物来作为对于该毒品具有高选择性的吸附材料,其专一吸附效果会很好,将其用在 FBAR 传感器上作为吸附层,实现对该毒品的检测。

3 FBAR 原理

与传统的石英晶体微天平相比,FBAR 由于谐振频率高、灵敏度高、体积小、可集成等优点而成为传感领域的研究热点^[9]。它由上电极层、压电层、下电极层组成典型的三明治结构^[10],其结构如图 2 所示。当在 FBAR 上下电极间加上射频 RF 电压时,在压电振荡堆内会产生交变电场,由于压电薄膜的逆压电效应,会产生沿厚度 z 方向传播的体声波,并在电极间来回反射,当其传播路径为半波长或半波长的整数

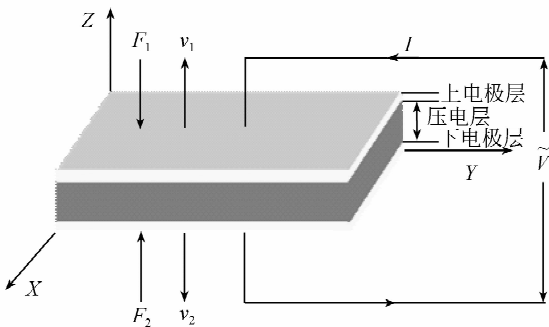


图 2 FBAR 结构示意图

Fig. 2 Schematic view of FBAR structure

倍时就会产生谐振。

FBAR 的压电层可以用 Mason 模型来等效。通过 Mason 模型对 FBAR 压电层进行理论推导,由压电方程及运动学方程,其数学模型为:

$$F_{1p} = -\frac{Z_p}{j} \frac{v_{1p} \cos \gamma_p + v_{2p}}{\sin \gamma_p} + \frac{hI}{j\omega}, \quad (1)$$

$$F_{2p} = -\frac{Z_p}{j} \frac{v_{1p} + v_{2p} \cos \gamma_p}{\sin \gamma_p} + \frac{hI}{j\omega}, \quad (2)$$

$$V = -\frac{h}{j\omega} (v_{1p} + v_{2p}) + \frac{I}{j\omega C}, \quad (3)$$

其中: F_{1p} 为压电层上表面所受到的力, F_{2p} 为压电层下表面所受到的力, V 为压电层上下两电极间的电压。由此可见这是一个三端口网络,即两个机械端口 (F_{1p}, v_{1p}) 和 (F_{2p}, v_{2p}), 以及一个电学端口 (V, I)。可绘出压电振子三端网络等效电路如图 3 所示。

根据式(1)、(2)、(3)及等效电路,推出压电层电学端口输入阻抗表达式为:

$$Z_i = \frac{V}{I} = \frac{1}{j\omega C} \times \left[1 - \frac{k_t^2}{\gamma_p} \frac{\left(\frac{Z_1}{Z_p} + \frac{Z_2}{Z_p} \right) \sin \gamma_p + 2j(1 - \cos \gamma_p)}{\left(\frac{Z_1}{Z_p} + \frac{Z_2}{Z_p} \right) \cos \gamma_p + j \left(1 + \frac{Z_1 Z_2}{Z_p^2} \right) \sin \gamma_p} \right], \quad (4)$$

其中: $Z_1 = \frac{F_{1p}}{v_{1p}}; Z_2 = \frac{F_{2p}}{v_{2p}};$

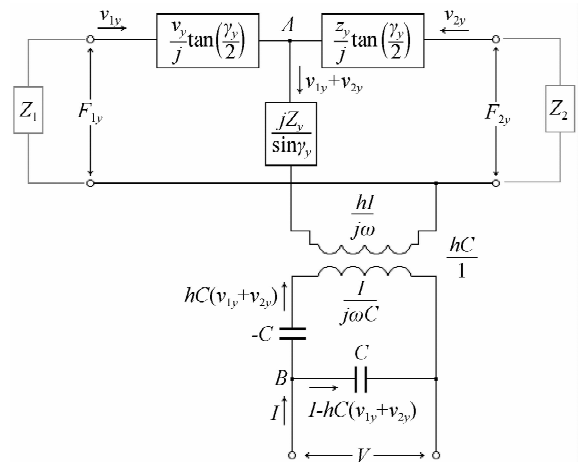


图 3 FBAR 压电振子三端网络等效电路

Fig. 3 Three-terminal network equivalent circuit for FBAR piezoelectric vibrator

机电耦合系数: $k_t^2 = \frac{h^2 \epsilon_0 \epsilon_r}{c_p}; Z_p = \frac{S \rho_p v_p^2 k_p}{\omega}$

通过 FBAR 的阻抗表达式可以求出 FBAR 的电学阻抗特性,从而得到 FBAR 的谐振频率。

4 FBAR 分子印迹型毒品检测传感器

4.1 结构设计及检测原理

对于 FBAR 分子印迹型毒品检测传感器,首先利用分子印迹技术来制作针对特定毒品分子具有专一吸附性的分子印迹聚合物,将其涂覆在 FBAR 的上电极层作为吸附层。由于毒品的检测通常是在溶液中进行,而纵波模式下 FBAR 在液相环境中的品质因数(Q 值)较低,故利用微流体技术在 FBAR 上增加了微流体通道^[11],使 FBAR 只有一层与溶液接触,从而提高了其 Q 值。结构如图 4 所示。



图 4 FBAR 毒品检测传感器结构示意图

Fig. 4 Schematic of layers which form FBAR sensor for drug detection

当溶液中有该毒品分子存在时,对该毒品分子具有专一吸附性的吸附层就会吸附此毒品分子从而使 FBAR 上电极层上质量发生变化。同时声波在 FBAR 内传播路径的变化会引起谐振频率的漂移,通过检测谐振频率的漂移就可以检测出该物质的存在,并可以通过谐振频率漂移量计算出其质量。

4.2 理论研究及公式推导

对于式(1)和(2),如果取压电刚度系数 $h=0$,

则压电层就变成了普通介质,其结果可以用于电极层、吸附层或基底层。因此,对于下电极层,由式(1)和(2)有:

$$F_{2e} = -\frac{Sc_e k_e}{j\omega} \frac{v_{2e} \cos \gamma_e + v_2}{\sin \gamma_e}, \quad (5)$$

$$F_2 = -\frac{Sc_e k_e}{j\omega} \frac{v_{2e} + v_2 \cos \gamma_e}{\sin \gamma_e}, \quad (6)$$

其中: F_{2e} 和 F_2 分别为下电极层的上下两个表面上的受力, v_{2e} 和 v_2 为电极层上下两个表面的振动速度。

下电极层上表面与压电层接触,则在同一时刻 v_{2e} 应该与 v_{2p} 同方向,可推出下电极层的矩阵方程为:

$$\begin{bmatrix} F_{2p} \\ v_{2p} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} F_{2e} \\ v_{2e} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \gamma_{e2} & jZ_{e2} \sin \gamma_{e2} \\ j \sin \gamma_{e2} / Z_{e2} & \cos \gamma_{e2} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F_2 \\ v_2 \end{bmatrix}. \quad (7)$$

下电极下表面与支撑层上表面接触,则对于支撑层有:

$$\begin{bmatrix} F_2 \\ v_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \gamma_{sb} & jZ_{sb} \sin \gamma_{sb} \\ j \sin \gamma_{sb} / Z_{sb} & \cos \gamma_{sb} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} F'_{sb} \\ v'_{sb} \end{bmatrix}, \quad (8)$$

其中:“sb”是支撑层的下表面,因为 FBAR 支撑层下底面与空气接触对声波全反射,故 $F'_{sb}=0$ 。

由式(7)和(8)可推出,此结构的 FBAR 压电层电学端口输入阻抗式(4)中的 Z_2 为:

$$Z_2 = j \frac{Z_{sb} \tan \gamma_{sb} + Z_{e2} \tan \gamma_{e2}}{1 - (Z_{sb} / Z_{e2}) \tan \gamma_{sb} \tan \gamma_{e2}}, \quad (9)$$

$$\text{其中 } Z_{e2} = \frac{S\rho_{e2} v_{e2}^2 k_{e2}}{\omega}, Z_{sb} = \frac{S\rho_{sb} v_{sb}^2 k_{sb}}{\omega}.$$

对于上电极层及吸附层,具有同样类似的矩阵方程,但吸附层上为微流体通道,即吸附层上表面与所需检测的溶液接触,声波到达吸附层上表面会有一部分声波能量传递到液体中造成损耗。则吸附层上表面不再对声波进行全反射,上表面产生的压力 $F_d = S\rho_0 v_0 v_d$ 。

$$\text{则声阻 } Z_d = \frac{F_d}{v_d} = S\rho_0 v_0.$$

其中: ρ_0 是液体密度, v_0 是液体中的声速。

则可推出此结构的 FBAR 压电层电学端口输入阻抗公式(4)中的 Z_1 为:

$$Z_1 = \frac{[S\rho_0 v_0 (1 - (Z_d / Z_{e1}) \tan \gamma_{d1} \tan \gamma_{e1}) + jZ_d \tan \gamma_{d1} + jZ_{e1} \tan \gamma_{e1}]}{[jS\rho_0 v_0 (\tan \gamma_{d1} / Z_d + \tan \gamma_{e1} / Z_{e1}) + 1 - (Z_d / Z_{e1}) \tan \gamma_{d1} \tan \gamma_{e1}]}, \quad (10)$$

$$\text{其中: } Z_{e1} = \frac{S\rho_{e1}v_{e1}^2k_{e1}}{\omega}; Z_d = \frac{S\rho_d v_d^2 k_d}{\omega}.$$

5 仿真实验

设计了尺寸为 $100 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$ 的基于氮化铝 (AlN) 压电薄膜的 FBAR 分子印迹型毒品检测传感器, 它以 AlN 为压电层, 厚度为 $2 \mu\text{m}$; 以铝 (Al) 为下电极, 厚度为 $0.1 \mu\text{m}$; 以金 (Au) 为上电极厚度为 $0.1 \mu\text{m}$; 以二氧化硅 (SiO_2) 为支撑层, 厚度为 $0.5 \mu\text{m}$; 在上电极 Au 上涂覆一层 $0.01 \mu\text{m}$ 的由分子印迹技术制备的能对某一毒品进行专一反应的吸附层; 在吸附层上面加上微流体技术制作的微流体通道, 加入待检测溶液。仿真实验目的是为了探究微流体通道结构的 FBAR 传感器的灵敏度, 由于吸附层厚度相比压电层很薄, 仿真实验中使用其它物质代替吸附层不会对传感器灵敏度造成大的影响, 这里我们使用 $0.01 \mu\text{m}$ 的 Au 层来代替吸附层, 用 Au 层厚度的增加代替吸附层吸附了待检测物质, 并假设吸附层对待检测物有专一吸附性, 具体参数见表 1。

表 1 实验参数表

Tab.1 Device parameters used in numerical simulations

名称	种类	$\rho/(\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	$d/\mu\text{m}$	$v/(\text{km} \cdot \text{s}^{-1})$
上电极 (e_1)	Au	19 300	0.1	3.104
下电极 (e_2)	Al	2 700	0.1	6.526
压电层 (p)	AlN	3 260	2	11.350
支撑层 (sb)	SiO_2	2 000	0.5	6.253
吸附层 (d)	Au	19 300	0.01	3.104
液相环境	水	1 000		1.5

结合 AlN 的声学特性及以上理论推导, 对表 1 参数下的 FBAR 分子印迹型毒品检测传感器进行了仿真, 可以得到在纵波模式下, 吸附层没有吸附到毒品分子时 FBAR 传感器的电学阻抗特性曲线如图 5 所示。

由阻抗特性曲线可知, 此 FBAR 的串联谐振频率在 1.75 GHz 附近。且其品质因数 (Q 值) 相比没有加入微流体通道时提高了 9 倍。当微流

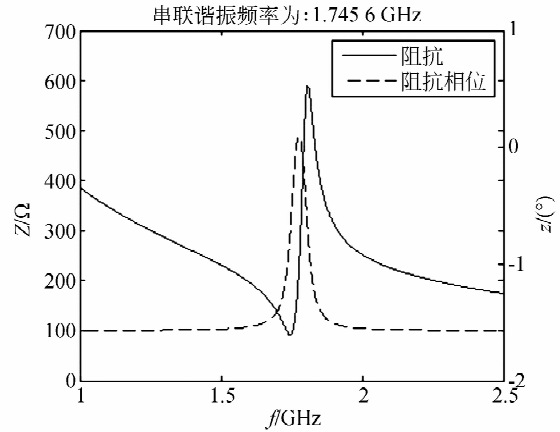


图 5 FBAR 电学阻抗特性

Fig. 5 Electrical impedance characteristics of FBAR

体通道内的溶液中含有待测的毒品分子时, 对该分子有专一吸附性的分子印迹聚合物吸附层就会吸附该毒品分子, 随着时间的增加, 吸附量也增加, 吸附层厚度在不断增加, 直到达到吸附饱和。仿真绘制了当厚度增加了 10 nm 时吸附前后 FBAR 阻抗特性的变化图, 如图 6 所示。

由图 6 可见在 FBAR 毒品分子传感器在吸附了 10 nm 厚的毒品分子后, 其谐振频率由 1.7456 GHz 变为 1.7226 GHz , 减小了 23 MHz 。

同时计算了随着毒品分子吸附量的增加, 吸附层厚度变化与谐振频率变化的关系, 如图 7 所示。

由图 7 可见, 吸附层厚度的变化与频率漂移成线性关系。即随着时间的增加, 吸附层吸附的毒品分子的质量与频率变化量成正比。

吸附毒品分子前后的串联谐振频率分别为: 1.74566 、 1.7226 GHz

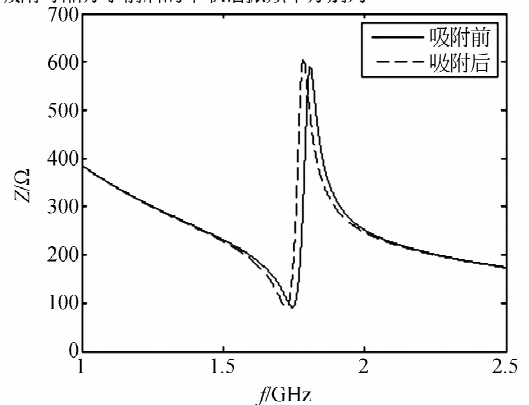


图 6 FBAR 传感器吸附毒品分子前后的阻抗特性

Fig. 6 Shifting of resonant frequency of FBAR as MIP absorbs drug molecules

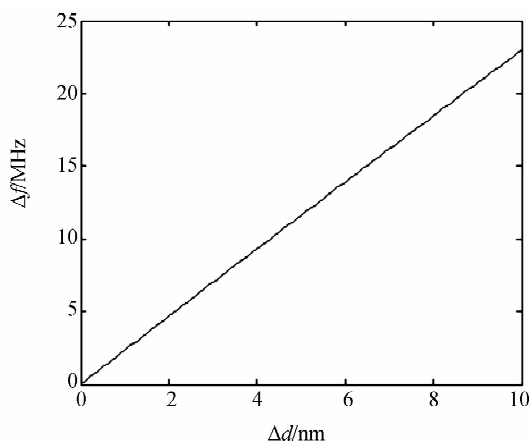


图7 吸附层厚度变化与谐振频率变化的关系

Fig. 7 Relationship between the variations in adsorption layer thickness and FBAR resonant frequency

应用于 QCM 传感器的 Sauerbrey 方程^[12]指出当所沉积的负载质量小于谐振器总质量的 2% 时,频率变化量和增加的质量呈线性关系,FBAR 同样符合此公式。此处的吸附层厚度最大只增加了 10 nm,所增加的质量没有超过总质量的 2%,当增加的质量超过总质量的 2% 时,将不再是线性关系。

对于此 FBAR 分子印迹型 TNT 传感器的性能,可以用单位面积的质量响应度 r_m 来表示^[13]:

$$r_m = \frac{1}{f_0 \times \lim_{\Delta m \rightarrow \infty} \frac{1}{f_0} \left(\frac{\Delta f}{\Delta m} \right)}, \quad (11)$$

其中: f_0 为吸附层没有吸附毒品分子时的谐振频率。

参考文献:

- [1] 郝红霞, 刘建军, 韦天新. 分子印迹技术在毒品检测中的应用[J]. 中国法医学杂志, 2009, 24(5): 315-317.
HAO H X, LIU J J, WEI T X. Application of molecular imprinting technique in drug detection [J]. *Chin. J. Forensic Med.*, 2009, 24(5): 315-317. (in Chinese)
- [2] TOKONAMI S, SHIIGI H, NAGAOKA T. Review: Micro- and nanosized molecularly imprinted polymers for high-throughput analytical applications [J]. *Analytica chimica acta*, 2009, 641(1): 7-13.
- [3] COOPER M A, SINGLETON V T. A survey of

经计算得此 FBAR 分子印迹型毒品检测传感器的单位面积质量响应度为 $0.8 \text{ pg/Hz} \cdot \text{cm}^2$, 即面积为每平方厘米的吸附层每吸附 0.8 pg 的毒品分子会导致 FBAR 谐振频率漂移 1 Hz , 对于 QCM 来说, 谐振频率为 40 MHz 左右时, 其单位面积的质量响应度数量级才为 ng/Hz/cm^2 。因此, 用微流体结构的 FBAR 传感器来的灵敏度很高, 再结合分子印迹聚合物的专一吸附性, 可以更好的实现对某一特定毒品的现场检测。

6 结 论

本文提出了利用 FBAR+MIT+Microchannel 构建新型传感器的新思路。利用分子印迹技术制作对特定毒品分子有专一吸附性的分子印迹聚合物作吸附层, 结合具有微流体结构的纵波模式下 FBAR 微质量传感器对溶液中的毒品分子进行检测。首先阐述了用分子印迹技术来制作 FBAR 吸附层材料的原理。根据 Mason 模型及压电方程和运动学方程推导出了 FBAR 压电振子的等效电路及电学端口输入阻抗公式, 构建了以 AlN 为压电材料的微流体结构 FBAR 传感器模型。然后对微流体结构的 FBAR 传感器理论公式进行了推导, 最后仿真得到了单位面积质量响应度达 $0.8 \text{ pg/Hz} \cdot \text{cm}^2$ 的高灵敏度毒品检测传感器。此传感器有着谐振频率高、体积小、灵敏度高并可与传统 IC 工艺兼容等特点。与 QCM 相比, 该传感器可以更好更快地检测出溶液中存在的毒品分子。

the 2001 to 2005 quartz crystal microbalance biosensor literature: applications of acoustic physics to the analysis of biomolecular interactions [J]. *Journal of Molecular Recognition*, 2007, 20(3): 154-184.

- [4] FU Y Q, LUO J K, DU X Y, *et al.*. Recent developments on ZnO films for acoustic wave based biosensing and microfluidic applications: a review [J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2010, 143(2): 606-619.
- [5] 莫绍孟, 陈剑鸣, 吴光敏, 等. 独特谐振模式下薄膜体声波谐振器的设计[J]. 光学精密工程, 2009, 17(6): 1251.

- MO SH M, CHEN J M, WU G M, *et al.*. Design of thin film bulk acoustic resonator under unique mode [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2009, 17(6): 1251. (in Chinese)
- [6] LIN R C, CHEN Y C, CHANG W T, *et al.*. Highly sensitive mass sensor using film bulk acoustic resonator [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2008, 147(2): 425-429.
- [7] KANDIMALLA V B, JU H. Molecular imprinting: a dynamic technique for diverse applications in analytical chemistry [J]. *Anal Bioanal Chem.*, 2004, 380(4): 587-605.
- [8] TOAL S J, TROGLER W C. Polymer sensors for nitroaromatic explosives detection [J]. *J. Mater. Chem.*, 2006, 16(28): 2871-2883.
- [9] ZHANG H. *Micromachined Bulk Acoustic Resonators for Radio-frequency Systems and Biochem Mass sensing* [D]. California: University of Southern California, 2006.
- [10] CHU H Q, WU G M, CHEN J M, *et al.*. Design and simulation of self-powered radio frequency identification (RFID) tags for mobile temperature monitoring [J]. *Sci. China Tech.*, 2013, 56(1): 1-7.
- [11] 傅建中, 贺永, 陈子辰. 微流体芯片中流体温度软测试技术研究 [J]. *光学 精密工程*, 2004, 12(3): 140-143.
- FU J ZH, HE Y, CHEN Z CH. Research on softening of fluid temperature in microfluidic chip [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2004, 12(3): 140-143. (in Chinese)
- [12] VOGT B D, LIN E K, WU W, *et al.*. Effect of film thickness on the validity of the sauerbrey equation for hydrated polyelectrolyte films [J]. *The Journal of Physical Chemistry B*, 2004, 108(34): 12685-12690.
- [13] 李侃. FBAR 微质量传感器若干关键问题的研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2011.
- LI K. *A Study on Thin Film Bulk Acoustic Resonator (FBAR) for Mass Sensor Application* [D]. Hangzhou: Zhejiang University, 2011. (in Chinese)

作者简介:



陈剑鸣(1962—),男,云南昆明人,副研究员、硕士生导师,2000年~2002年于香港中文大学攻读博士学位,主要从事 RF MEMS、模式识别、图像与雷达信号处理等方面的研究。E-mail: jm-chen@inems.com



吕启蒙(1988—),男,山东阳谷人,硕士研究生,2011年于昆明理工大学获得学士学位,主要从事 RF MEMS 和 FBAR 微质量传感器方面的研究。E-mail: qmlv@inems.com



吴光敏(1957—),男,云南昆明人,教授、硕士生导师,1982年于云南大学获得学士学位,主要从事嵌入式系统、图像处理、RF MEMS 等方面的研究。E-mail: gmwu@inems.com



楚合群(1984—),男,黑龙江哈尔滨人,讲师,2010年于昆明理工大学获得硕士学位,主要从事 RF MEMS, FBAR, 燃料电池等方面的研究。E-mail: hq-chu@inems.com



John D Mai 男,美籍,博士后,2000年于美国加州大学洛杉矶分校获得博士学位,2006年美国斯坦福大学博士后,主要从事微流体技术、纳米模式、微传感器、图像与模式识别等方面的研究。E-mail: johnmai@cityu.edu.hk