

基于微流体技术的 FBAR 微质量传感器

吕启蒙¹, 吴光敏¹, 楚合群¹, JOHN D Mai², 陈剑鸣¹

(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: 基于微机电系统(MEMS)技术的薄膜体声波谐振器(FBAR)在无线通讯领域取得了巨大的成功后, 由于其具备厚度薄, 体积小, 与 IC 兼容及谐振频率和灵敏度都远高于传统的微质量传感器(如石英晶体微天平)等优势, 逐渐在微生物分子检测方面崭露头角。由于微生物分子大都生存于液体环境, 而纵波模式下 FBAR 微质量传感器在液体环境中声波损耗大, 其品质因数 Q 值只有 3.53。因此, 该文在分析了纵波模式下 FBAR 微质量传感器在气相和液相环境中的特性后, 针对液相环境中传感器 Q 值较低问题, 设计了一种具有微通道的 FBAR 微质量传感器, 使其 Q 值达到 30.85, 增加了近 9 倍, 从而提升了纵波模式下 FBAR 微质量传感器对液体中微生物分子检测的性能。

关键词: 薄膜体声波谐振器(FBAR); 微机电系统(MEMS); 微流体; 微质量传感器; 品质因数

中图分类号: TN409

文献标识码: A

Film Bulk Acoustic Resonator Mass Sensor Based on Microfluidics Technology

LV Qimeng¹, WU Gangmin¹, CHU Hequn¹, JOHN D Mai², CHEN Jianming¹

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

2. Dept. of Mechanical and Biomedical Engineering, City University of Hongkong, Hongkong, China)

Abstract: Due to the great success of MEMS-based FBARs in wireless communication, advantages of being thin, small size, compatible with the IC and much higher resonant frequency and more sensitive than traditional micro mass sensor like quartz crystal microbalance(QCM), which have led to further applications as microbial molecular detection sensor in biological and biomedical fields. Most of microbial molecules survive in liquid environment, however, the acoustic loss of the longitudinal wave mode FBAR is larger in liquid environment, Q value is around 3.53. A new compressional wave mode FBAR micro mass sensor used in liquid environment is present. After analyzing characteristics of longitudinal wave mode FBAR in gas and liquid phase environments, the sensor is designed by embedding a micro fluidic channel on the top of the FBAR to solve the problem of low Q . Simulation shows the new Q value increases to 30.85 which increased by almost 9 times. This advantage can greatly enhance the performance of the sensor for microbial molecular detection.

Key words: FBAR; MEMS; microfluidic; mass sensor; quality factor

0 引言

随着现代检测技术的不断发展, 人们开始专注于研究对酶、寡聚核酸、DNA、糖蛋白及分子印迹等微生物分子的检测, 从而使得微生物传感器成为传感器研究中最为活跃的领域之一^[1]。由于所需检测的此类微生物分子大多存在于液相环境中, 一般含量较低、生存环境苛刻且要求检测时间较短, 故市场上迫切需要一种微型、高灵敏度、可集成且工作于液相环境中的传感器。

微生物传感器中基于声波传播模式的质量响应型压电生物传感器, 由于其灵敏度高, 响应谱广且易于数字化等优势而被广泛关注。传统的压电生物传感器以石英晶体微天平(QCM)为主, 因其能检测微小质量的变化, 从而实现对微生物分子的检测而被大量应用^[2]。但由于 QCM 受其自身厚度和面积的限制, 谐振频率一般在几兆赫兹到几十兆赫兹之间, 从而导致其灵敏度较低^[3]。

近年来, 基于射频微机电系统(MEMS)技术的

收稿日期: 2012-03-20

基金项目: 昆明理工大学 MEMS 学科建设基金资助项目(14078024)

作者简介: 吕启蒙(1988-), 男, 山东阳谷人, 硕士生, 主要从事 FBAR 传感器的研究。通信作者: 陈剑鸣(1962-), 副研究员, 主要从事图像处理及 RF-MEMS 方面的研究。E-mail: jmchen@inems.com。

薄膜体声波谐振器(FBAR)在无线通讯领域取得巨大成功后^[4],因其厚度薄,体积小,谐振频率高(吉赫兹以上)及易集成等优势逐渐在传感器领域崭露头角。与石英晶体微天平相比,由于工作频率高,使其灵敏度远高于 QCM,有在高灵敏度领域取代 QCM 的趋势^[5]。本文对纵波模式下应用于生物医学领域微质量检测方面的 FBAR 进行了研究,提出了一种基于 FBAR 同时在其顶部嵌入了微通道的微质量传感器。微流体通道的采用,旨在提高纵波模式下的 FBAR 传感器的品质因数 Q 值,使其可用于液相环境下微生物分子的检测。

1 FBAR 原理

FBAR 由上电极层、压电层和下电极层组成^[6],压电层由具有严格 c 轴取向的压电薄膜材料组成,其原理图如图 1 所示。

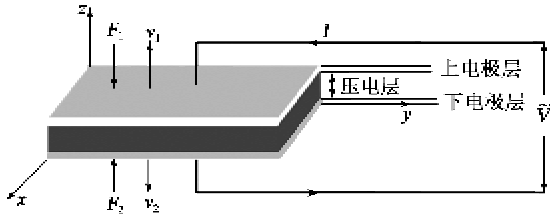


图1 FBAR 结构示意图

将 FBAR 压电层上表面称为机械端口 1,下表面称为机械端口 2, F_1 、 v_1 为机械端口 1 的输入应力和速度, F_2 、 v_2 为机械端口 2 的输入应力和速度。 V 为施加在 FBAR 压电层上下表面上的电压信号, I 为所产生的电流。由此可见这是 3 端口网络,有 2 个机械端口 (F_1 , v_1) 和 (F_2 , v_2) 及一个电学端口 (V , I)。

当对 FBAR 的上电极和下电极施加一定频率的电信号时,在压电层将产生交变电场,由于压电薄膜的逆压电效应,在其内将激励出沿厚度方向传播的体声波,并在上、下电极表面来回反射,当压电薄膜的厚度正好是声波半波长或半波长的整数倍时将产生谐振。

对于 FBAR 的压电层可用 Moson 模型来等效^[7],由压电方程及运动学方程对等效的 Moson 模型进行公式推导可得出,压电层上表面机械端口 1 所受应力 F_{2p} ^[8] 为

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

式中: $Z_p = \frac{S c_p \kappa_p^2}{\omega}$, S 为谐振器表面积, c_p 为杨氏模

量, κ_p 为波矢量, ω 为角频率; v_{1p} 和 v_{2p} 为压电层上、下表面的振动速度; $\gamma_p = \kappa_p t_p$, t_p 为压电层厚度; h 为压电刚度常数; I 为电路中的电流。对于压电层下表面机械端口 2 所受应力 F_{2p} 为

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

对于电学端口有

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

由式(1)~(3)可推出压电层电学端口的输入阻抗为

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

式中: $Z_1 = F_{1p}/v_{1p}$; $Z_2 = F_{2p}/v_{2p}$; $C = \epsilon S/t_p$; $Z_p = S \rho_p v_p^2 \kappa_p / \omega$, k_t^2 为机电耦合系数, ϵ 为介电常数, ρ_p 为压电材料密度, v_p 为压电层波速。

对于 FBAR 可用 Q 来衡量它的损耗,即

$$Q = \frac{f}{2} \frac{d \angle Z_m}{df} \quad (5)$$

式中: f 为谐振频率; $\angle Z_m$ 为阻抗相位。

Q 主要体现了声波的损耗情况,声波损耗大时 Q 值偏低,导致 FBAR 性能偏低。所以对于 FBAR 的设计和制造都要努力提高其 Q 值。

2 FBAR 微质量传感器

在 FBAR 微质量传感器上电极层上增加一种对待检测的物质有专一吸附属性的吸附层^[9]。当有待检测物质存在时,吸附层会吸附此物质使 FBAR 上电极层厚度发生变化,从而使声波在 FBAR 内传播的路径发生改变导致了频率的漂移。通过检测频率的漂移就可检测出是否有待检测的物质存在。

对于空气隙型 FBAR 微质量传感器通常由 5 层结构组成,除 FBAR 谐振器所需要的压电层及上、下电极层外还有支撑层及吸附层。其结构原理图如图 2 所示。图中, t_d 为吸附层厚度, t_{e1} 为上电极层厚度, t_p 为压电层厚度, t_{e2} 为下电极层厚度, t_{sb} 为支撑层厚度。

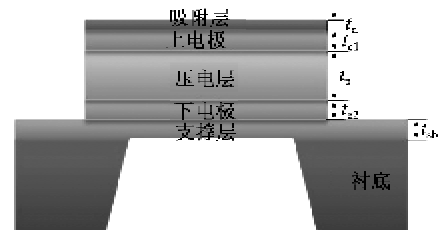


图2 FBAR 微质量传感器的 5 层结构模型

2.1 气相环境下的 FBAR 微质量传感器

在气相环境下,空气对 FBAR 的影响很小,可忽略,压电层的上表面有上电极和吸附层,吸附层的上表面可对声波全反射,可推导出压电层电学端口输入阻抗式(4)中的 Z_1 为

$$Z_1 = \frac{F_{1e}}{v_{1e}} = j \frac{Z_d \tan \gamma_d + Z_{e1} \tan \gamma_{e1}}{1 - (Z_d/Z_{e1}) \tan \gamma_d \tan \gamma_{e1}} \quad (6)$$

式中: $Z_{e1} = \frac{S \rho_{e1} v_{e1}^2 K_{e1}}{\omega}$; $Z_d = \frac{S \rho_d v_d^2 K_d}{\omega}$ 。

压电层的下表面有下电极和支撑层,支撑层的下表面可对声波全反射,可推导出式(4)中的 Z_2 为

$$Z_2 = \frac{F_{2e}}{v_{2e}} = j \frac{Z_{sb} \tan \gamma_{sb} + Z_{e2} \tan \gamma_{e2}}{1 - (Z_{sb}/Z_{e2}) \tan \gamma_{sb} \tan \gamma_{e2}} \quad (7)$$

式中: $Z_{e2} = \frac{S \rho_{e2} v_{e2}^2 K_{e2}}{\omega}$; $Z_{sb} = \frac{S \rho_{sb} v_{sb}^2 K_{sb}}{\omega}$ 。

2.2 液相环境下的 FBAR 微质量传感器

当 FBAR 微质量传感器的上、下表面与液体接触时,在振荡过程中就会有一部分声波能量传递到液体中,从而造成 FBAR 能量的损失。则吸附层上表面不再对声波进行全反射,上表面产生的压力为

$$F_d = S \rho_0 v_0 v_d \quad (8)$$

则声阻

$$Z_d = F_d/v_d = S \rho_0 v_0 \quad (9)$$

同样支撑层下表面也不再对声波进行全反射,支撑层下表面产生的压力为

$$F_{sb} = S \rho_0 v_0 v_{sb} \quad (10)$$

则声阻

$$Z_{sb} = F_{sb}/v_{sb} = S \rho_0 v_0 \quad (11)$$

式中: ρ_0 为液体密度; v_0 为液体中的声速。

由式(6)、(8)可推出,在液相环境下,从压电层上机械端口向上看的阻抗 Z_1 为

$$Z_1 = \{ S \rho_0 v_0 [1 - (Z_d/Z_{e1}) \tan \gamma_d \tan \gamma_{e1}] + j Z_d \tan \gamma_d + j Z_{e1} \tan \gamma_{e1} \} / [j S \rho_0 v_0 (\tan \gamma_d / Z_d + \tan \gamma_{e1} / Z_{e1}) + 1 - (Z_d/Z_{e1}) \cdot \tan \gamma_d \tan \gamma_{e1}] \quad (12)$$

由式(7)、(11)可推出,在液相环境下,从压电层下机械端口向下看的阻抗 Z_2 为

$$Z_2 = \{ S \rho_0 v_0 [1 - (Z_{sb}/Z_{e2}) \tan \gamma_{sb} \tan \gamma_{e2}] + j Z_{sb} \tan \gamma_{sb} + j Z_{e2} \tan \gamma_{e2} \} / [j S \rho_0 v_0 (\tan \gamma_{sb} / Z_{sb} + \tan \gamma_{e2} / Z_{e2}) + 1 - (Z_{sb}/Z_{e2}) \cdot \tan \gamma_{sb} \tan \gamma_{e2}] \quad (13)$$

2.3 实验

我们设计了尺寸为 $100 \mu\text{m} \times 100 \mu\text{m}$ 的基于 AlN 压电薄膜的 FBAR 微质量传感器,具体参数如

表 1 所示。

表 1 实验参数表

	密度 $\rho/(\text{kg}/\text{m}^3)$	厚/ μm	速度 $v/(\text{km}/\text{s})$
上电极(Au)	19 300	0.10	3.104
下电极(Al)	2 700	0.10	6.526
压电层(AlN)	3 260	2.00	11.350
支撑层(SiO_2)	2 000	0.50	6.253
吸附层(Au)	19 300	0.01	3.104
液相环境(水)	1 000		1.500

结合 AlN 的声学特性及以上的理论分析,对表 1 参数下的气相和液相环境的微质量传感器进行了仿真,得到了在气相和液相环境下的 FBAR 微质量传感器电学阻抗特性,如图 3 所示。

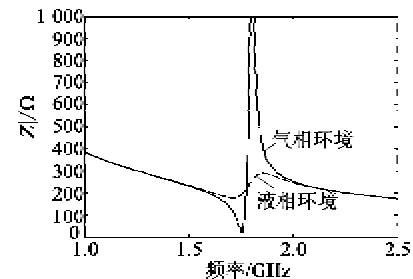


图 3 气相及液相环境下 FBAR 电学阻抗特性

由图 3 可知,气相环境下的串联谐振频率为 1.753 2 GHz,液相环境下的串联谐振频率为 1.710 7 GHz,此 FBAR 谐振频率约 1.7 GHz,液相环境中 FBAR 谐振频率略低于气相环境中 FBAR 谐振频率,但相差不大。由图还可看出,在液相环境中 FBAR 的损耗很严重,根据式(5)可得出,在气相环境中,此 FBAR 微质量传感器的 $Q=199.95$,而在液相环境中 $Q=3.53$ 。通过 Q 值的变化可得出 FBAR 微质量传感器的声波损耗严重,这是因为在纵波模式下,声波粒子的振动方向是与厚度方向平行的,所以当粒子运动到液体边界时其能量就会被辐射到液体中去,从而导致了很大的衰减。

3 微流体结构 FBAR 传感器

对于实验中在液相环境下损耗如此严重的 FBAR 微质量传感器是无法进行微生物检测的,但大部分微生物都处在液相环境下,故需提高液相环境下 FBAR 微质量传感器的 Q 值。目前有人提出工作在剪切波模式下可提高液相环境中的 Q 值^[9],但剪切模式需要压电薄膜的 c 轴具有严格的倾斜角度,在制作工艺上很难控制。所以本文提出了借用微流体技术来设计新的 FBAR 结构,从而提升纵波模式下 FBAR 微质量传感器的 Q 值。

利用微流体技术在 FBAR 微质量传感器的上方设计和制作微反映室及微进出通道^[10],其结构示意图如图 4 所示。



图4 加入微流体结构的 FBAR 微质量传感器示意图

由图 4 可知,加入微流体结构后的 FBAR 微质量传感器在吸附层与液体接触,声波会在吸附层及溶液的交界面发生损耗,而在支撑层的下界面还是和空气接触,声波会全反射。这样对于此加入微流体结构的 FBAR 微质量传感器,从压电层上机械端口向上看的阻抗 Z_1 为

$$Z_1 = \{ S_{\rho_0} v_0 [1 - (Z_d/Z_{e1}) \tan \gamma_d \tan \gamma_{e1}] + jZ_d \tan \gamma_d + jZ_{e1} \tan \gamma_{e1} \} / [jS_{\rho_0} v_0 (\tan \gamma_d / Z_d + \tan \gamma_{e1} / Z_{e1}) + 1 - (Z_d/Z_{e1}) \tan \gamma_d \cdot \tan \gamma_{e1}] \quad (14)$$

从压电层下机械端口向下看的阻抗 Z_2 为

$$Z_2 = j \frac{Z_{eb} \tan \gamma_{eb} + Z_{e2} \tan \gamma_{e2}}{1 - (Z_{sb}/Z_{e2}) \tan \gamma_{sb} \tan \gamma_{e2}} \quad (15)$$

对 2.3 节实验中 FBAR 微质量传感器的上界面加入微流体通道,下界面与空气接触。结合以上的理论分析,通过仿真得到了加入微流体通道后的 FBAR 微质量传感器电学阻抗特性,并与液相环境下的阻抗特性进行了对比,如图 5 所示。

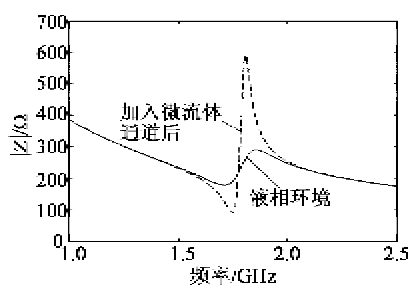


图5 液相环境及加入微流体通道后的 FBAR 电学阻抗特性

由图 5 可得出,气相环境下的串联谐振频率为 1.710 7 GHz,加入微流体通道后的串联谐振频率为 1.745 6 GHz,加入微流体通道后的 FBAR 微质量传感器谐振频率略大于液相环境下的谐振频率,且 FBAR 损耗相比于液相环境下小。计算加入微流体通道后的 Q 值为 30.85,比液相环境下的 Q 值 (3.53) 约大 9 倍。

通过对比可知,加入微流体通道后的 FBAR 微

质量传感器性能要比完全处于液相环境中时有很大提高。

4 结束语

薄膜体声波谐振器在传感器方面的应用,因其体积小,谐振频率高,与 IC 工艺兼容及灵敏度高等优势而被广泛关注^[11]。由于大部分待检测物质都处在液相环境中,高 Q 值、能工作在液相环境中工作的 FBAR 微质量传感器成为研究追求的目标。本文对工作于气相和液相环境中的纵波模式 FBAR 微质量传感器进行了研究,根据 MOSON 等效模型及压电方程和运动学方程对 AlN 薄膜 FBAR 微质量传感器进行了理论推导和仿真。结果显示在液体环境中纵波模式下的 FBAR 声波损耗很严重, Q 值只有 3.53。为提高液相环境下 FBAR 的 Q 值,减少声波损耗,本文设计了一种具有微通道的 FBAR 微质量传感器,使其上层处在液相环境中,下层与空气接触,从而使其 Q 值达到 30.85,相比液相环境下的 Q 值提高了近 9 倍,提高了微传感器的性能。

参考文献:

- [1] 李侃. FBAR 微质量传感器若干关键问题的研究[D]. 浙江:浙江大学, 2011.
- [2] COOPER M A, SINGLETON V T. A survey of the 2001 to 2005 quartz crystal microbalance biosensor literature: applications of acoustic physics to the analysis of biomolecular interactions[J]. J Mol Recognit, 2007, 20:154-184.
- [3] FU Y Q, LUO J K, DU X Y, et al. Recent developments on ZnO films for acoustic wave based bio-sensing and microfluidic applications: a review [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2010, 143: 606-619.
- [4] 丁扣宝, 刘世洁, 何兴理. 密封空气型 FBAR 温度传感器[J]. 压电与声光, 2012, 34(5): 649-651. DING Koubao, LIU Shijie, HE Xingli. FBAR temperature sensor with a sealed air room[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2012, 34(5): 649-651.
- [5] 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: 425-429.
- [6] 李彦睿, 石玉 杨杰, 等. 薄膜体声波滤波器结构和设计 [J]. 压电与声光, 2011(3): 33: 347-349. LI Yanrui, SHI Yu, YANG Jie, et al. Structure and design of thin film bulk resonator [J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2011, 33(3): 347-349.
- [7] MASON W P. Physical acoustics principles 8L methods [M]. New York: Academic Press, 1964.

(下转第 693 页)