

一种提高薄膜体声波谐振器质量 分辨率的主动控制方法*

贺学锋¹, 刘 兴¹, 印显方², 温志渝², 陈可万¹

(1. 重庆大学 光电技术及系统教育部重点实验室,重庆 400044;

2. 重庆大学 微系统研究中心,重庆 400044)

(赵亚溥推荐)

摘要: 低浓度小分子检测对基于薄膜体声波谐振器的传感器的分辨率提出了较高要求,针对以上需求,提出一种提高薄膜体声波传感器分辨率的主动控制方法,即在谐振器的驱动电压上叠加一个反馈电压,该反馈电压是对通过谐振器的电流施加一个常数增益和一个常数相位差得到.反馈电压产生的声能部分地补偿了材料阻尼和声音散射引起的声能损失,进而提高了薄膜体声波传感器的品质因子和质量分辨率.忽略电极影响,基于连续介质理论得到了具有主动控制功能的薄膜体声波传感器阻抗的显式表达式.数值仿真结果表明,薄膜体声波传感器的阻抗强烈依赖于反馈电压相对于电流的增益和相位差,当采用适当的增益和相位差时,传感器的质量分辨率可以大幅提高.以上主动控制方法对提高石英晶体微天平的分辨率同样有效.

关键词: 薄膜体声波谐振器; 传感器; 主动控制; 阻抗; 分辨率

中图分类号: O429 **文献标志码:** A

DOI: 10.3879/j.issn.1000-0887.2011.06.007

引 言

基于声波谐振器的质量传感器具有实时、非标记、检测范围大等优点,在工业过程监测、环境监测、临床医学检测和食品安全检测等领域具有广阔应用前景^[1-4].石英晶体微天平是目前应用得最广泛的声波传感器,但是,基于石英衬底的加工工艺使石英晶体微天平与信号处理电路的单片集成十分困难,同时导致微天平的固有频率偏低(3~50 MHz)^[1,3,5],限制了其灵敏度和分辨率的进一步提高.基于光刻、淀积和刻蚀等工艺的微加工技术已经被广泛应用于传感器与执行器的制作^[6-10],硅基微加工技术在体声波传感器上的应用促进了薄膜体声波谐振器(film bulk acoustic resonator,FBAR)的发展.薄膜体声波传感器的压电膜比石英晶体微天平薄得多,其工作频率(700 MHz~20 GHz)远高于石英晶体微天平,因此薄膜体声波传感器的灵敏度更高,其质量分辨率目前与石英晶体微天平相当^[11-19].由于薄膜体声波传感器加工工艺与集成电路加工工艺兼容性更好,更容易与信号处理电路单片集成,这种集成不仅降低了成

* 收稿日期: 2011-01-15; 修订日期: 2011-04-14

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(61076106);国家高技术研究计划(863计划)资助项目(2008AA04Z310);高等学校科技创新工程重大项目培育资金资助项目(708072)

作者简介: 贺学锋(1970—),男,重庆人,副教授,博士(联系人.E-mail: hexuefeng@cqu.edu.cn).

本,而且可以降低检测噪声,进一步提高薄膜体声波传感器的分辨率.目前已经有与电路单片集成的薄膜体声波传感器阵列的报道^[19-21].

尽管薄膜体声波传感器是最有前景的声波传感器,但其分辨率目前还低于质谱、表面等离子体谐振和椭圆偏光等检测手段^[21],限制了其在低浓度小分子检测方面(如药物筛选等)的应用,因此,研究提高薄膜体声波传感器分辨率的方法对拓展其应用范围具有重要意义.

提高薄膜体声波传感器质量分辨率的关键是降低声音在不同层之间的散射引起的声能损失,以及材料阻尼引起的声能损失^[12,14].声音向衬底传播引起的声能损失属于声音散射引起,目前主要采用两种薄膜体声波传感器结构来降低声音向衬底传播引起的声能损失^[22].第1种结构是底部固定的薄膜体声波传感器,其通过在谐振器与衬底之间引入 Bragg 反射层来降低声音向衬底传播引起的声能损失^[12-15,19,23-24].第2种结构是带空气腔的薄膜体声波传感器结构,其只在传感器边缘与衬底相连,减少了声波向衬底传播引起的声能损失^[16-18,25].从本质上讲,以上两种结构都是采用被动隔声技术来降低声能损失,但这种被动隔声技术只适用于降低声音向衬底传播引起的声能损失,不能降低其他类型的声音散射与材料阻尼引起的声能损失.本文提出一种可以同时补偿声音散射和材料阻尼引起的声能损失的主动控制方法,基于连续介质理论建立具有主动控制功能的薄膜体声波传感器的理论模型,然后应用该模型分析如何应用主动控制技术提高薄膜体声波传感器的质量分辨率.

1 具有主动控制功能的薄膜体声波传感器的数学模型

对于底面固定和带空气腔的薄膜体声波传感器而言,主动控制的实现方法是相同的,即都是通过薄膜体声波传感器的驱动电压上叠加一个反馈电压实现的,其中反馈电压是对通过传感器电极的电流施加一个常数增益和一个常数相位差得到的.该反馈电压产生的声能将部分地补偿声能的损失,进一步达到提高品质因子和分辨率的目的.原则上讲,反馈电压产生的声能不仅可以补偿声波散射引起的声能损失,还可以补偿材料阻尼引起的声能损失.

下面以带空气腔结构的薄膜体声波传感器为例,对如何应用主动控制方法提高薄膜体声波的质量分辨率进行分析.Reed 和 Kanazawa 等忽略电极影响,建立了包含粘附层的石英晶体微天平的数学模型^[2-3],下面采用相似的方法建立具有主动控制功能的薄膜体声波传感器的数学模型.包含粘附层的薄膜体声波传感器的示意图见图 1,其中下面一层是厚度为 L_p 的压电层,上面一层是厚度为 L_L 的粘附层,取传感器厚度方向为 z 轴,以下标 3 表示 z 方向,取压电层和粘附层交界面的 z 坐标为 0.假设薄膜体声波传感器的工作方式是厚度纵波模式,即施加于压电层的电场引起 z 方向的位移.薄膜体声波传感器的厚度远小于其长度与宽度,在传感器中间区域,垂直于 z 方向的位移远小于 z 方向的位移,因此在下面建模时,忽略了垂直于 z 方向的位移.

压电层本构方程为

$$\sigma_3 = c_{33}u_{3,3} + \eta_p \dot{u}_{3,3} + e_{33}\phi_{,3} \quad (1)$$

和

$$D_3 = e_{33}u_{3,3} - C_{33}\phi_{,3}, \quad (2)$$

其中, σ , u , ϕ 和 D 分别表示应力、位移、电势和电位移, c_{33} , η_p , e_{33} 和 C_{33} 分别表示压电材料在 z 方向的弹性常数、粘度、压电常数和介电常数.

运动方程为

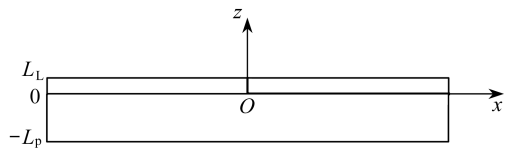


图 1 带空气腔结构的薄膜体声波传感器示意图
Fig.1 Schematic of a FBAR sensor with the air cavity type resonator structure

$$\sigma_{3,3} = \rho_p \ddot{u}_3, \quad (3)$$

其中 ρ_p 代表压电材料的密度。

电位移满足以下关系^[2]：

$$D_{3,3} = 0. \quad (4)$$

假设 σ, u, ϕ 和 D 都是时间的简谐函数, 即均含有 $e^{i\omega t}$ 项, 根据方程(1) ~ (4) 可知^[2]

$$\bar{c}_{33} u_{3,33} = -\omega^2 \rho_p u_3 \quad (5)$$

和

$$e_{33} u_{3,33} - \mathcal{E}_{33} \phi_{,33} = 0, \quad (6)$$

其中 $\bar{c}_{33} = c_{33} + e_{33}^2 / \mathcal{E}_{33} + i\omega \eta_p$ 为压电材料的复刚度^[2]。

方程(5)的通解为

$$u_3 = (Ae^{ik_p z} + Be^{-ik_p z}) e^{i\omega t}, \quad (7)$$

其中 $k_p = \omega \sqrt{\rho_p / \bar{c}_{33}}$ 。

方程(6)的通解为^[2]

$$\phi = e_{33} u_3 / \mathcal{E}_{33} + Ez + F. \quad (8)$$

粘附层的本构方程为

$$\sigma_3 = c_{L33} u_{3,3} + \eta_L \dot{u}_{3,3}, \quad (9)$$

其中, c_{L33} 和 η_L 分别是粘附层的弹性参数和粘度。

运动方程为

$$\sigma_{3,3} = \rho_L \ddot{u}_3, \quad (10)$$

其中 ρ_L 为粘附层的密度。

将方程(9)代入方程(10), 得

$$\bar{E}_{33} u_{3,33} = -\omega^2 \rho_L u_3, \quad (11)$$

其中 $\bar{c}_{L33} = c_{L33} + i\omega \eta_L$ 。

方程(11)的通解为

$$u_3 = (Ce^{ik_L z} + De^{-ik_L z}) e^{i\omega t}, \quad (12)$$

其中 $k_L = \omega \sqrt{\rho_L / \bar{c}_{L33}}$ 。

通解(7)、(8)和(12)中的常数可以根据薄膜体声波传感器的边界条件得到。压电层和粘附层交界面的位移连续条件可表示为

$$A + B = C + D. \quad (13)$$

在压电层和粘附层界面, 作用于其中一层的应力与作用于另一层的应力大小相同, 方向相反, 由此可得

$$\bar{c}_{33}(ik_p A - ik_p B) + e_{33} E = \bar{c}_{L33}(ik_L C - ik_L D). \quad (14)$$

对于压电层的自由下表面, 应力边界条件为

$$\bar{c}_{33}(ik_p A e^{-ik_p L_p} - ik_p B e^{ik_p L_p}) + e_{33} E = 0. \quad (15)$$

粘附层上表面自由, 其应力边界条件可以表示为

$$\bar{c}_{L33}(ik_L C e^{ik_L L_L} - ik_L D e^{-ik_L L_L}) = 0. \quad (16)$$

压电层下表面的电压为

$$(e_{33} / \mathcal{E}_{33})(A e^{-ik_p L_p} + B e^{ik_p L_p}) - EL_p + F = 0. \quad (17)$$

压电层上表面的电压为

$$(e_{33}/\epsilon_{33})(A + B) + F = V, \quad (18)$$

其中, V 是在薄膜体声波传感器两个电极之间施加的驱动电压。

通过单位面积电极的电流是 D_3 对时间的导数, 根据方程(2)和(8), 得到通过薄膜体声波传感器电极的电流为

$$J = -i\omega\epsilon_{33}abE, \quad (19)$$

其中, a 和 b 分别是薄膜体声波传感器电极的长度和宽度。

设薄膜体声波传感器两个电极之间的驱动电压为

$$V = \phi_0 + \alpha e^{i\theta} J = \phi_0 - i\omega\epsilon_{33}ab\alpha e^{i\theta} E, \quad (20)$$

其中, ϕ_0 是初始驱动电压的幅值, 右端第 2 项是反馈电压, 该反馈电压是通过通过对通过传感器电极的电流施加一个增益 α 和一个相位差 θ 得到的。

将方程(20)代入方程(18), 得

$$(e_{33}/\epsilon_{33})(A + B) + i\omega\epsilon_{33}ab\alpha e^{i\theta} E + F = \phi_0. \quad (21)$$

由式(13)和(16)可知

$$C = (A + B)/(1 + e^{2ik_L L_L}). \quad (22)$$

将式(22)代入式(14), 得

$$A - \frac{ik_p \bar{c}_{33} + k_L \bar{c}_{L33} \tan(k_L L_L)}{ik_p \bar{c}_{33} - k_L \bar{c}_{L33} \tan(k_L L_L)} B + \frac{e_{33}}{ik_p \bar{c}_{33} - k_L \bar{c}_{L33} \tan(k_L L_L)} E = 0. \quad (23)$$

方程(21)减去方程(17), 得

$$\frac{e_{33}}{\epsilon_{33}}(1 - e^{-ik_p L_p})A + \frac{e_{33}}{\epsilon_{33}}(1 - e^{ik_p L_p})B + (i\omega\epsilon_{33}ab\alpha e^{i\theta} + L_p)E = \phi_0. \quad (24)$$

由式(15)和(23)可知

$$B = \frac{e_{33} e^{ik_p L_p}}{ik_p \bar{c}_{33} (1 + e^{2ik_p L_p})} \frac{ik_p \bar{c}_{33} (e^{-ik_p L_p} - 1) + k_L \bar{c}_{L33} \tan(k_L L_L)}{k_p \bar{c}_{33} \tan(k_L L_L) + k_L \bar{c}_{L33} \tan(k_L L_L)} E. \quad (25)$$

将式(25)代入式(15), 得

$$A = \left[\frac{e_{33} e^{ik_p L_p}}{ik_p \bar{c}_{33}} - \frac{e_{33}}{ik_p \bar{c}_{33} - k_L \bar{c}_{L33} \tan(k_L L_L)} - \frac{e_{33} e^{ik_p L_p}}{ik_p \bar{c}_{33}} \right] E. \quad (26)$$

将式(25)和(26)代入式(24), 得

$$E = \frac{\phi_0}{-\tan(k_p L_p)M + i\omega\epsilon_{33}ab\alpha e^{i\theta} + L_p}, \quad (27)$$

其中

$$M = \frac{e_{33}^2}{\epsilon_{33} k_p \bar{c}_{33}} \frac{2k_p \bar{c}_{33} \tan(0.5k_p L_p) + k_L \bar{c}_{L33} \tan(k_L L_L)}{k_p \bar{c}_{33} \tan(k_p L_p) + k_L \bar{c}_{L33} \tan(k_L L_L)}. \quad (28)$$

薄膜体声波传感器的电学阻抗为

$$Z = \frac{\phi_0}{J} = \frac{\tan(k_p L_p)M - i\omega\epsilon_{33}ab\alpha e^{i\theta} - L_p}{i\omega\epsilon_{33}ab}. \quad (29)$$

由上式可知, 薄膜体声波传感器的电学阻抗可以通过改变反馈电压相对于电流的增益和相位差进行调整。

2 仿真结果及分析

下面将根据前面得到的理论模型,通过数值仿真来进一步分析如何应用主动控制方法提高薄膜体声波传感器的质量分辨率.假设薄膜体声波传感器的压电材料为 ZnO,其材料特性为

$$\rho_p = 5\,700 \text{ kg/m}^3, c_{33} = 246 \text{ GPa}, e_{33} = 1.19 \text{ C/m}^2$$

和

$$C_{33} = 1.062 \times 10^{-10} \text{ F/m}^{[26]}.$$

设粘附层的材料特性为

$$\rho_L = 3\,000 \text{ kg/s}^3, c_{L33} = 90 \text{ GPa},$$

ZnO 层和粘附层的厚度分别为 $L_p = 1.0 \mu\text{m}$ 和 $L_L = 0.1 \mu\text{m}$. 薄膜体声波传感器的电极的长度和宽度分别为 $a = 500 \mu\text{m}$ 和 $b = 500 \mu\text{m}$. 下面进行仿真时,声能损失被模拟为材料阻尼.

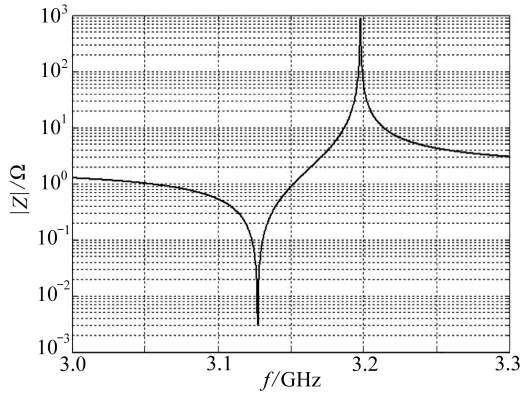


图2 小阻尼情形的阻抗-频率曲线

Fig.2 Impedance versus frequency under low damping

对于小阻尼情形,当不施加主动控制时,薄膜体声波传感器的阻抗曲线如图2所示,这里假设 ZnO 和粘附层材料的粘度均为 $10^{-6} \text{ Pa}\cdot\text{s}$. 由图2可见,薄膜体声波传感器与最小阻抗对应的一阶频率为 $f_{n1} = 3.127 \text{ GHz}$.

对于大阻尼情形,薄膜体声波传感器的阻抗与频率的关系如图3所示,这里假设 ZnO 和粘附层材料的粘度均为 $0.2 \text{ Pa}\cdot\text{s}$. 薄膜体声波传感器的品质因子可以根据阻抗的相位 $\angle Z$ 在固有频率 f_0 处的斜率得到^[23]:

$$Q = \frac{f_0}{2} \left. \frac{\partial \angle Z}{\partial f} \right|_{f=f_0}. \quad (30)$$

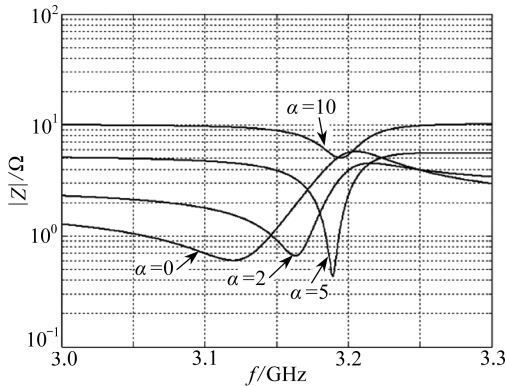


图3 大阻尼情形的阻抗-频率曲线 ($\theta = \pi$)

Fig.3 Impedance versus frequency under large damping with $\theta = \pi$

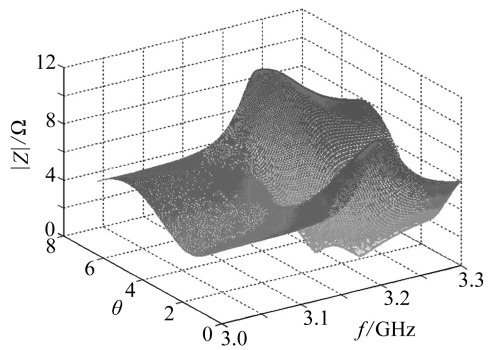


图4 常数增益 ($\alpha = 5$) 的阻抗特性

Fig.4 Impedance with constant gain ($\alpha = 5$)

当不施加主动控制时 ($\alpha = 0$), 由于能量损失大,阻抗曲线相对于激励频率在一阶固有频率处变化缓慢,由式(30)得到的品质因子约为 52. 若施加主动控制,取反馈电压相对于电流的相位差为 $\theta = \pi$, 当反馈增益由 0 增加到 5 时,阻抗曲线在一阶频率附近变得越来越陡,品质因子从 52 增加到 673,说明传感器的质量分辨率随着反馈电压的增益的增加而增加. 但是,品质因子

并不随着增益 α 的增加单调递增。当 α 由 5 增加到 10 时,阻抗曲线反而变得更平坦了,品质因子从 673 降低到 79,传感器的质量分辨率也随之降低。进一步分析图 3 可知,反馈控制电压不仅对基于薄膜体声波谐振器的传感系统的品质因子有影响,对传感系统的固有频率也有轻微影响。对相位差保持为 $\theta = \pi$ 的情形,当反馈增益分别为 0, 2, 5 和 10 时,基于薄膜体声波谐振器的传感系统的固有频率分别为 3.119 GHz, 3.163 GHz, 3.189 GHz 和 3.194 GHz,即随着增益的增加,传感系统的固有频率略有增加,因此在一个检测过程中需要保持反馈参数不变。

薄膜体声波传感器的质量分辨率对反馈电压相对于电流的相位差 θ 也很敏感。对于常数增益 $\alpha = 5$, 阻抗与 θ 和频率的关系如图 4 所示。由图可见,当反馈电压相对于电流的相位差 θ 改变时,基于薄膜体声波谐振器的传感系统的阻抗也发生了显著变化。

以上仿真结果表明,具有主动控制功能的薄膜体声波传感器的阻抗对反馈参数 α 和 θ 十分敏感,利用主动控制技术可以极大地提高薄膜体声波传感器的质量分辨率。为了对特定样品进行检测,首先在薄膜体声波传感器表面固定对待测物敏感的薄膜。然后在不含待测物的空气或缓冲液中进行测试,得到不同反馈参数对应的阻抗曲线。若与反馈参数 $\alpha = \alpha_0$ 和 $\theta = \theta_0$ 对应的传感器品质因子足够高,满足检测特定样品的需求,则将相应的阻抗曲线设定为参考阻抗曲线。最后在样品中测量与反馈参数 $\alpha = \alpha_0$ 和 $\theta = \theta_0$ 对应的样品阻抗曲线。通过比较参考阻抗曲线和样品阻抗曲线,就可以得到待测物质在样品中的浓度。原则上讲,以上主动控制方法也可以用于提高厚度剪切模式薄膜体声波传感器和石英晶体微天平的分辨率。

3 结 论

将薄膜体声波传感器应用于低浓度小分子检测的关键是提高其质量分辨率。主动控制技术可用于提高薄膜体声波传感器的分辨率。在薄膜体声波传感器的驱动电压上叠加一个反馈电压就可以实现主动控制,该反馈电压是通过对电流施加一个常数增益和一个常数相位差得到的。反馈电压产生的声能补偿不仅可以补偿声音向衬底传播等声音散射引起的声能损失,还可以补偿材料阻尼引起的声能损失,因此传感器的品质因子和分辨率都得到了提高。基于连续介质理论,推导了具有主动控制功能的薄膜体声波传感器的阻抗表达式。数值分析结果表明,薄膜体声波传感器的阻抗强烈依赖于反馈电压的增益和相位差,当采用适当的反馈参数时,利用主动控制技术可以显著地提高薄膜体声波传感器的质量分辨率。

参考文献:

- [1] Marx K A. Quartz crystal microbalance: a useful tool for studying thin polymer films and complex biomolecular systems at the solution-surface interface [J]. *Biomacromolecules*, 2003, 4(5): 1099-1120.
- [2] Reed C E, Kanazawa K K, Kaufman J H. Physical description of a viscoelastically loaded AT-cut quartz resonator [J]. *Journal of Applied Physics*, 1990, 68(5): 1993-2001.
- [3] Kanazawa K K. Mechanical behaviour of films on the quartz microbalance [J]. *Faraday Discussions*, 1997, 107: 77-90.
- [4] Arce L, Zougagh M, Arce C, Moreno A, Rios A, Valcarcel M. Self-assembled monolayer-based piezoelectric flow immunosensor for the determination of canine immunoglobulin [J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2007, 22(12): 3217-3223.
- [5] Rabe J, Buttgenbach S, Schroder J, Hauptmann P. Monolithic miniaturized quartz microbalance array and its application to chemical sensor systems for liquids [J]. *IEEE Sensors Jour-*

- nal, 2003, **3**(4): 361-368.
- [6] Zhao Y P, Wang L S, Yu T X. Mechanics of adhesion in MEMS—a review[J]. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 2003, **17**(4): 519-546.
- [7] Zhang L X, Zhao Y P. Electromechanical model of RF MEMS switches[J]. *Microsystem Technologies*, 2003, **9**(6/7): 420-426.
- [8] An P, Chen J, Hao Y L. Modeling and simulation of a novel vertical actuator based on electrowetting on dielectric[J]. *Acta Mechanica Sinica*, 2009, **25**(5): 669-675.
- [9] Zhang K, Cui Y J, Xiong C Y, Wang C S, Fang J. Electro-mechanical coupling analysis of MEMS structures by boundary element method[J]. *Acta Mechanica Sinica*, 2004, **20**(2): 185-191.
- [10] Hu Y Q, Zhao Y P, Yu T X. Tensile tests of micro anchors anodically bonded between pyrex glass and aluminum thin film coated on silicon wafer[J]. *Microelectronics Reliability*, 2008, **48**(10): 1720-1723.
- [11] Fu Y Q, Luo J K, Du X Y, Flewitt A J, Li Y, Marx G H, Walton A J, Milne W I. Recent developments on ZnO films for acoustic wave based bio-sensing and microfluidic applications: a review[J]. *Sensors and Actuators B*, 2010, **143**(2): 606-619.
- [12] Weber J, Link M, Primig R, Pitzer D, Wersing W, Schreiter M. Investigation of the scaling rules determining the performance of film bulk acoustic resonators operating as mass sensors[J]. *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2007, **54**(2): 405-412.
- [13] Gabl R, Feucht H D, Zeininger H, Eckstein G, Schreiter M, Primig R, Pitzer D, Wersing W. First results on label-free detection of DNA and protein molecules using a novel integrated sensor technology based on gravimetric detection principles[J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2004, **19**(6): 615-620.
- [14] Weber J, Albers W M, Tuppurainen J, Link M, Gabl R, Wersing W, Schreiter M. Shear mode FBARs as highly sensitive liquid biosensors[J]. *Sensors and Actuators A*, 2006, **128**(1): 84-88.
- [15] Rey-Mermet S, Lanz R, Mural P. Bulk acoustic wave resonator operating at 8 GHz for gravimetric sensing of organic films[J]. *Sensors and Actuators B*, 2006, **114**(2): 681-686.
- [16] Zhang H, Kim E S. Micromachined acoustic resonant mass sensor[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2005, **14**(4): 699-706.
- [17] Kang Y R, Kang S C, Paek K K, Kim Y K, Kim S W, Ju B K. Air-gap type film bulk acoustic resonator using flexible thin substrate[J]. *Sensors and Actuators A*, 2005, **117**(1): 62-70.
- [18] Wingqvist G, Bjurström J, Hellgren A C, Katardjiev I. Immunosensor utilizing a shear mode thin film bulk acoustic sensor[J]. *Sensors and Actuators B*, 2007, **127**(1): 248-252.
- [19] Tukkiniemi K, Rantala A, Nirschl M, Pitzer D, Huber T, Schreiter M. Fully integrated FBAR sensor matrix for mass detection[J]. *Procedia Chemistry*, 2009, **1**(1): 1051-1054.
- [20] Johnston M L, Kymissis I, Shepard K L. FBAR-CMOS oscillator array for mass-sensing applications[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2010, **10**(6): 1042-1047.
- [21] Nirschl M, Rantala A, Tukkiniemi K, Auer S, Hellgren A C, Pitzer D, Schreiter M, Vikholm-Lundin I. CMOS-integrated film bulk acoustic resonators for label-free biosensing[J]. *Sensors*, 2010, **10**(5): 4180-4193.
- [22] Lakin K M. A review of thin-film resonator technology[J]. *IEEE Microwave Magazine*, 2003, **4**(4): 61-67.

- [23] Link M, Weber J, Schreiter M, Wersing W, Elmazria O, Alnot P. Sensing characteristics of high-frequency shear mode resonators in glycerol solutions[J]. *Sensors and Actuators B*, 2007, **121**(2): 372-378.
- [24] Nirschl M, Schreiter M, Voros J. Comparison of FBAR and QCM-D sensitivity dependence on adlayer thickness and viscosity[J]. *Sensors and Actuators A*, 2011, **165**(2): 415-421.
- [25] Qiu X T, Tang R, Zhu J, Oiler J, Yu C J, Wang Z Y, Yu H Y. Experiment and theoretical analysis of relative humidity sensor based on film bulk acoustic-wave resonator[J]. *Sensors and Actuators B*, 2010, **147**(2): 381-384.
- [26] Ozgur U, Alivov Y I, Liu C, Teke A, Reshchikov M A, Dogan S, Avrutin V, Cho S J, Morkoc H. A comprehensive review of ZnO materials and devices[J]. *Journal of Applied Physics*, 2005, **98**(4): 041301.

An Active Control Scheme for Improving Mass Resolution of Film Bulk Acoustic Resonators

HE Xue-feng¹, LIU Xing¹, YIN Xian-fang²,
WEN Zhi-yu², CHEN Ke-wan¹

(1. *Key Laboratory of Optoelectronic Technology and Systems of the Education Ministry of China, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China;*

2. *Microsystem Research Center, Chongqing University, Chongqing 400044, P. R. China*)

Abstract: High mass resolution of sensors based on film bulk acoustic resonators (FBARs) was required for detection of small molecules with low concentration. An active control scheme was herein presented for improving the mass resolution of FBAR sensors by adding a feedback voltage, which was obtained by giving a constant gain and a constant phase shift to the current on the electrodes of the FBAR sensors, onto the driving voltage between two electrodes of the FBAR sensors. The acoustic energy produced by the feedback voltage partly compensates the acoustic energy loss from the material damping and the acoustic scattering, which as a consequence improves the quality factor and the mass resolution of FBAR sensors. The explicit expression relating the impedance to the frequency for an FBAR sensor with the active control was derived based on continuum theory by neglecting the influence of the electrodes. Numerical simulations show that the impedance of the FBAR sensor strongly depends on the gain and phase shift of the feedback voltage and the mass resolution of the FBAR sensor can be greatly improved when appropriate gain and phase shift of the feedback voltage are used. Above active control scheme is also an effective solution to improve the resolution of the quartz crystal microbalance (QCM).

Key words: film bulk acoustic resonator; sensor; active control; impedance; resolution