

基于 TSM 的压电免疫传感器 等效电路模型的研究进展

黄以华,符 健,邱志明,凌国俊

(中山大学信息科学与技术学院 电子与通信工程系,广东广州 510275)

摘 要: 本文对基于 TSM 的压电免疫传感器的起源进行了回顾,指出了 Sauerbrey 方程的局限性,分析、讨论了敏感膜粘弹特性、测试溶液的粘滞性以及测试溶液的电导率和介电常数对压电免疫传感器等效电路的影响,给出了压电免疫传感器在生物敏感膜和溶液共同作用下的等效电路,总结了此研究领域存在的问题及今后的发展方向。

关键词: TSM; 压电免疫传感器; 等效电路

中图分类号: TN384 文献标识码: A 文章编号: 0372-2112 (2008) 04-0744-06

The Research on the Equivalent Circuit of TSM-based Piezoelectric Immunosensors: Recent Advances

HUANG Yi-hua, FU Jian, QIU Zhi-ming, LING Guo-jun

(Department of Electronics and Communication Engineering, School of Information Science and Technology,
Sun Yat-Sen University, Guangzhou, Guangdong 510275, China)

Abstract: The origin of the TSM-based piezoelectric immunosensors is reviewed in this paper. The limitation of the Sauerbrey equation is presented. The impact of the viscoelasticity of the sensitive film, the viscosity, conductivity and the dielectric constant of the testing fluid on the equivalent circuit is analyzed and discussed. The equivalent circuit under the bio-sensitive film and the fluid co-worked loading condition is shown. The remained problems and the future development trends in this research field are commented briefly.

Key words: thickness shear mode (TSM); piezoelectric immunosensors; equivalent circuit

1 引言

基于 TSM (Thickness Shear Mode 横向剪切模式) 的石英免疫传感器^[1] (以下简称 TSM 压电免疫传感器) 是目前常见的一种质量式免疫传感器,最早出现于 1972 年,是由 Shons 等人首先在 TSM 石英振子(图 1)^[2] 表面涂覆塑料薄膜以吸附蛋白质,制备出用于测定牛血清蛋白抗体的压电免疫传感器。

现在的 TSM 压电免疫传感器(如图 2^[3]所示)是在 AT 切割的石英晶体的表面上包被一层由抗原或者是抗体构成的选择性生物敏感膜,当免疫传感器处于气体或者是液体环境中时,免疫传感器上的抗原或者是抗体会与气体或者是液体中的特定的抗体或者是抗原发生特异性免疫反应,从而使传感器表面负载增加,造成传感器的谐振频率下降,以此来断定被测气体或者是液体中是否有待测物质出现。通常情况下,此类传感器的典型

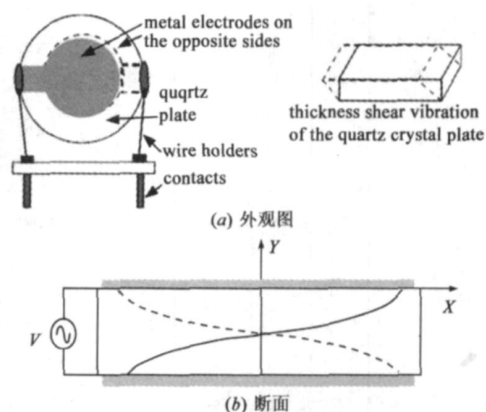


图 1 TSM 石英振子及断面图

的工作频率介于 5MHz 至 10MHz 之间,有时为了提高灵敏度,工作频率也有高达 27MHz 的。由于此类传感器是在 TSM 石英振子的基础上发展起来的,所以基本的换能器技术已经相当成熟,加上石英晶体来源广泛,成本

低廉,AT 切割的石英晶体 Q 值非常高,在常温下频率温度系数很小、性能优良,所以此类传感器已被广泛应用于医药卫生、食品安全、环境监测、材料科学甚至军事领域。

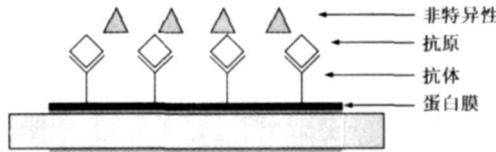


图 2 TSM 压电免疫传感器结构及工作原理

2 Sauerbrey 方程的局限性

尽管目前 TSM 压电免疫传感器已经成为诸多领域的最有用的检测手段之一,但是其最基本的理论依据仍然是 Sauerbrey 方程^[4],即:

$$f_n = - 226 \cdot 10^{-6} \times \frac{f_n^2}{n} \times \frac{m}{A} \quad (1)$$

式中 f_n 是 TSM 石英振子在不附加质量情况下的 n 次谐波频率, m 代表 TSM 石英振子上的附加质量, A 代表有效电极的面积。从式(1)的形式上来看,其适用范围没有什么限制,但事实上该方程适用范围只限于真空或者是气态环境中与 TSM 石英振子电极紧密连接的极薄的弹性物质沉积量的测量,对于像 TSM 压电免疫传感器这种复杂结构的器件,是不能够直接应用的,因为压电免疫传感器结构中具有的敏感膜本身是一种粘弹性膜,厚度剪切波在穿越该薄膜层会产生相移^[5,6],另外压电免疫传感器在许多情况下是要在溶液中检测某种抗原或抗体的存在与否,由于液体环境情况非常复杂,许多质量变化以外的因素,例如溶液的浓度、温度及固体和液体之间的界面效应^[7]以及外加质量的不均匀吸收/吸附都会对器件的振动产生影响,从而导致频率的变化^[8]。

许多 TSM 压电免疫传感器的研究人员和使用者并没有认识到这一点,盲目地将频率的变化直接解读为传感器所吸收或吸附的质量的变化,这将导致测试结果的严重误差。为了解决上述问题,目前许多研究人员已经研究压电免疫传感器在真实的工作环境中的相应问题,所采取的手段基本上是将包括质量因素在内的各种外界因素等效为传感器的负载,利用等效电路模型来探索频率变化所包含的信息。

3 TSM 压电免疫传感器等效电路模型

目前 TSM 压电免疫传感器的等效电路模型主要分为传输线模型^[9]和集总参数模型^[10]两类。传输线模型是最为精确的电路模型,但是比较复杂;而集总参数模型是在器件谐振频率附近的一种简化模型,精度略低,但是较为简单。研究表明这两种模型之间的误差在 3%

以内,一般不会影响到测试结果的判读,在多数情况下多采用集总参数模型^[11]。

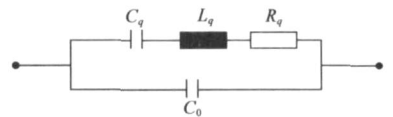
3.1 TSM 石英振子等效电路

图 3 所示电路中两条垂直虚线之间的部分就是 TSM 石英振子在真空中或者是空气中在外加交变电场的作用下产生振动时的等效电路。

该电路是 R. Krimholtz^[13] 等人于 1970 年在 W. P. Mason^[14] 方法的基础上提出的一种三端口网络^[15,16]。对于纯粹的 TSM 石英振子而言,当其发生谐振时,振子两端都是自由的,所以图 3 中左右两端的表面阻抗 Z_s 均为零。对于基于 TSM 石英振子的压电免疫传感器而言,其工作时一端是自由的,所以图 3 左侧的 $Z_s = 0$,代表无任何附加质量,另一端面包覆着固定层、生物敏感膜及吸收/吸附的质量,并且在很多情况下处于溶液中,所有这些因素都成为 TSM 石英振子的表面负载,所以在图中的右侧有:

$$Z_s = \frac{T_{xy}}{v_x} \Big|_{y=0} \quad (2)$$

上式中, T_{xy} 是由固定层、生物敏感膜及吸收/吸附质量对石英振子上表面所施加的正弦稳态应力, v_x 则是在应力作用下平行于 x 方向的振子表面微粒的横向剪切速度(参见图 1 b)。



$$C_0 = \frac{A}{h_q}, C_q = \frac{8K^2C_0}{(n)^2}, L_q = \frac{1}{2_s C_q}, R_q = \frac{\mu}{\mu_q C_q}$$

图 4 TSM 压电振子集总参数模型(BVD)

TSM 石英振子的集总参数模型(图 4)^[17],通常称为 Butterworth-van Dyke 等效电路(以下简称 BVD 等效电路)。在 TSM 石英振子处于/接近谐振状态时,BVD 等效电路可以很容易地从图 3 得到。由图 4 可知,BVD 等效电路由两个支路构成,分别是串联支路和并联支路。串联支路又称为运动支路,由 C_q 、 L_q 和 R_q 三个等效元件构成,其中^[18]:

C_q :振子本身的弹性;

L_q :振子的质量(当电极的厚度极小时,电极的质量可以忽略);

R_q :振子内部的粘滞效应、分子摩擦以及振子的支

架所引入的能量损耗.

并联支路由 C_0 构成, C_0 代表石英振子本身的平板电容以及由振子的引线及支架产生的寄生电容. 由于在 TSM 石英振子的基础上通过增加固定层、生物敏感膜可以构成免疫传感器, 所以对该传感器等效电路模型的研究工作近年来也主要集中在对 BVD 等效电路的改进上, 其基本的方法就是把 TSM 石英振子结构之外的附加结构, 如附加的固定层、敏感膜等以及环境因素如液体环境的影响, 都看成是 BVD 电路的负载, 整个运动支路电阻抗 Z_M 可以表示为^[19]:

$$Z_M = Z_M^o + Z_M^L \quad (3)$$

而

$$Z_M^o = \frac{1}{j C_0} \left[\frac{k d_q / K^2}{2 \tan(k d_q / 2)} - 1 \right] R_q + j L_q + \frac{1}{j C_q} \quad (4)$$

$$Z_M^L = \frac{k d_q (Z_s / Z_q)}{4 K^2 C_0} \left[1 - \frac{j (Z_s / Z_q)}{2 \tan(k d_q / 2)} \right]^{-1} \frac{n}{4 K^2 C_0} \left(\frac{Z_s}{Z_q} \right) \quad (5)$$

而

$$Z_M^L = R_2 + j L_2 \quad (6)$$

其中

$$R_2 = \frac{n}{4 K^2 C_0} \frac{\text{Re}(Z_s)}{Z_q} \quad (7)$$

$$X_2 = L_2 = \frac{n}{4 K^2 C_0} \frac{\text{Im}(Z_s)}{Z_q} \quad (8)$$

3.2 生物敏感膜对等效电路的影响^[20~27]

对于 TSM 压电免疫传感器而言, 生物敏感膜是必不可少的组成结构, 因而研究生物敏感膜对等效电路的影响也是十分必要的. 目前人们对于压电免疫传感器所给出的 f 基本上是按照公式(1) Sauerbrey 方程来理解的, 但是越来越多的研究者发现, 在许多情况下, 特别是对于带有生物敏感膜的压电免疫传感器而言, Sauerbrey 并不准确, 因为生物敏感膜是一种粘弹膜, 当 TSM 振子作厚度剪切运动时, 剪切波在生物敏感膜中会产生非常明显的相位滞后, 如图 5 所示.

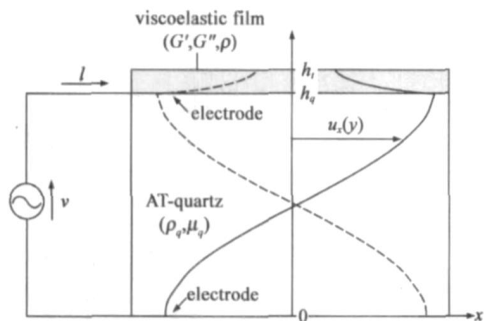
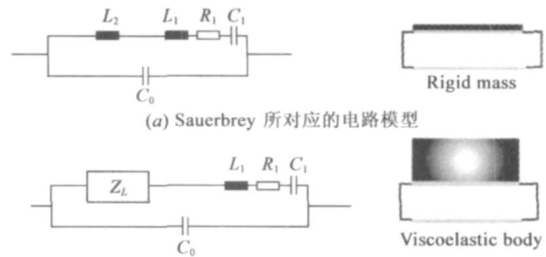


图 5 覆盖单层生物敏感膜的压电免疫传感器的横切面图^[22]

上述效应会导致敏感膜中的弹性能的存储以及因粘滞现象而引起的能量损耗, 其结果是生物免疫传感器的响应与 Sauerbrey 模型的预测值相去甚远, 两种不同情况的电路模型如图 6 所示.



(b) 带生物敏感膜的压电免疫传感器所对应的电路模型

图 6 两种电路模型的对比

Sauerbrey 方程能够精确成立的条件是真空或者是在空气中 TSM 石英振子上所吸收/附的物质是薄而致密的弹性物质, 这层附加的薄而致密的弹性物质在等效电路图中所对应的是一个电感元件 L_2 , 而生物敏感膜除弹性之外还有粘性, 所以在其等效电路中所对应的等效元件要复杂的多, 研究结果表明^[28]:

$$Z_s = (G)^{1/2} \tanh(j h_f / (G)^{1/2}) \quad (9)$$

其中, ρ 、 h_f 和 G 分别为敏感膜的密度、厚度和复数剪切模量 ($G = G' + j G''$, G' 是存储弹性模量, G'' 是耗散弹性模量). 从式(9)可以看出, Z_s 是一个复数量, 它既包含实部(电阻), 也包含虚部(电感), 实部代表能量损耗效应, 而虚部代表了能量存储效应. 将式(9)代入式(7)、(8)可以得到:

$$Z_L = R_2 + j X_2 = \frac{n}{4 K^2 C_0} \left(\frac{G}{\rho \mu_y} \right)^{1/2} \tanh(j h_f / (G)^{1/2}) \quad (10)$$

由于等效电路的参数已经不同, Sauerbrey 方程不再成立, 此时有如下关系:

$$\frac{f}{f_0} = \frac{2 f_f}{Z_q m} \left[1 + J \left(\frac{4}{3} \frac{m^2}{\rho^2} f^2 \right) \right] \quad (11)$$

对于实际的 TSM 免疫传感器而言, 其结构往往更加复杂, 一般除了敏感膜之外, 往往在敏感膜和 TSM 的电极之间还有其他的薄膜层存在, 比如 A 蛋白层等, 其结构如图 7 所示, 此时图 6(b) 中的可以按式(12)计算.

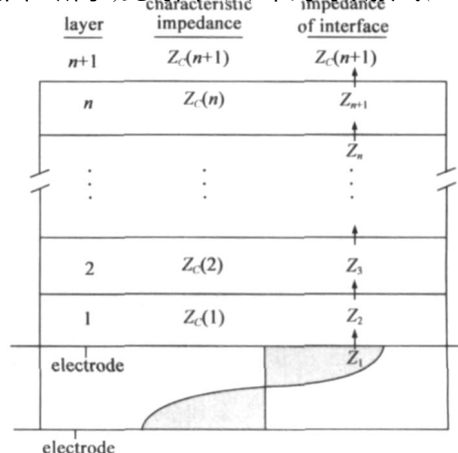


图 7 多层粘弹膜的 TSM 阻抗计算示意图^[29]

$$Z_n = Z_c^{(n)} \left[\frac{Z_{n+1} \cosh(\frac{n}{h_n}) + Z_c^{(n)} \sinh(\frac{n}{h_n})}{Z_c^{(n)} \cosh(\frac{n}{h_n}) + Z_{n+1} \sinh(\frac{n}{h_n})} \right] \quad (12)$$

其中 $Z_c^{(n)} = (\rho_n G_n)^{1/2}$ 和 $\gamma_n = j (\rho_n / G_n)^{1/2}$ 分别是第 n 层薄膜的特性阻抗和传播因子。

3.3 测试溶液对等效电路的影响

在大多数情况下,测试溶液可以看作是牛顿液(均质液体的粘滞度不随切率的变化而改变称为牛顿液,如血浆)。如果 TSM 振子单面工作在此类液体中,而且振子表面足够光滑(平均粗糙度小于 10nm),则 TSM 振子表面的一层液体会因为液体的粘性而随 TSM 做振幅衰减的剪切运动,如图 8 所示^[30]。

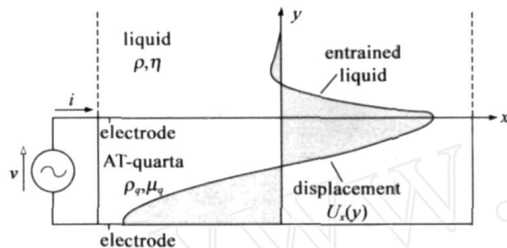


图 8 光滑 TSM 振子单面覆盖牛顿液时的振动情况^[30]

此时液体施加给 TSM 表面的阻抗是：

$$Z_s = \left[\frac{\rho \eta}{2} \right]^{1/2} (1 + j) \quad (13)$$

其中, ρ 和 η 分别为液体的密度和剪切粘度。将上式代入式(7)、(8)后有：

$$R_2 = X_2 = \frac{n}{4 K_s^2 C_0 Z_q} \left[\frac{\rho \eta}{2} \right]^{1/2} \quad (14)$$

上式说明,当 TSM 振子工作在牛顿液中时,牛顿液会产生相同数量的能量存储 X_2 和能量损耗 R_2 。

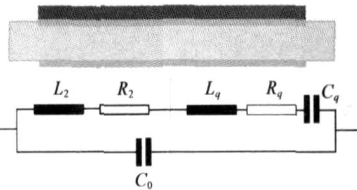


图 9 TSM 在牛顿液中的等效电路

由于等效电路的参数已经不同, Sauerbrey 方程不成立,此时频率的变化为：

$$f = - \frac{f_s^{3/2}}{n} \left[\frac{\rho \eta}{2} \right]^{1/2} \quad (15)$$

3.4 生物敏感膜和溶液共同作用下的等效电路^[18]

带有生物敏感膜的 TSM 压电免疫传感器工作在测试溶液中时,既受到生物敏感膜的影响,也受到测试溶

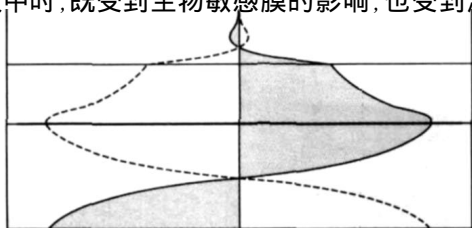


图 10 敏感膜和牛顿液同时存在时的振动状态^[18]

液的影响,这两种影响所产生的作用并不能直接相加,如图 10 所示。

因此在等效电路中,两种介质对 TSM 振子所产生的总的表面机械阻抗并不是两种介质单独作用于 TSM 振子时对振子所产生的表面机械阻抗的和,但是总的效果是使振子的谐振频率降低。对于这种情况,应当按照图 7 和式(10)的方法来处理,即：

$$Z_s = Z_s^{film} \left[\frac{Z_s^{fluid} \cosh(h_f) + Z_s^{film} \sinh(h_f)}{Z_s^{film} \cosh(h_f) + Z_s^{fluid} \sinh(h_f)} \right] \quad (16)$$

上式中 Z_s^{fluid} 是牛顿液的特性机械阻抗, Z_s^{film} 是敏感膜的特性阻抗,此时的等效电路在形式上和图 6(b)是一样的,如图 11 所示。将(16)代入(7)、(8)后即可得到 R_2 和 X_2 。

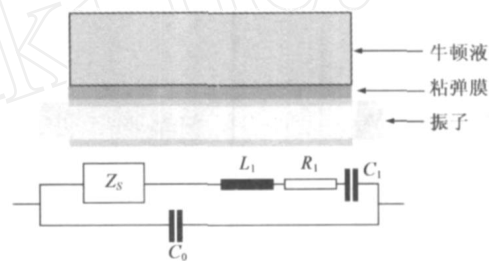


图 11 敏感膜和牛顿液同时存在时 TSM 振子的等效电路

2.3 溶液的电导率和介电常数对等效电路的影响

压电免疫传感器在很多情况下是工作在溶液中的,通常这些溶液具有电解液的特性,所以溶液中离子间的相互作用力及溶液的介电常数将会对 TSM 压电免疫传感器造成电场边界效应,因而 TSM 压电免疫传感器的等效电路会发生变化,其外在的表现形式为振子谐振频率的改变,此时的等效电路模型如图 12 所示^[31]。

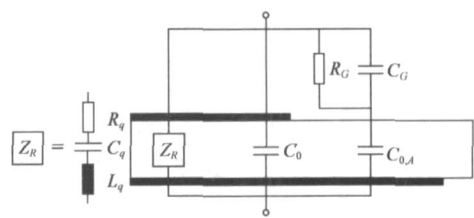


图 12 考虑边界效应时的等效电路^[31]

图 12 中的 R_G 和 C_G 代表溶液的电导率和介电常数对 TSM 振子等效电路的影响。当离子间的相互作用力比较强时, R_G 可以略去,所以 C_G 和 $C_{0,A}$ 可以折算到 C_0 中去。此时的等效电路在结构上和 BVD 电路是一样的,只是 C_0 发生了变化^[32,33]。

4 存在的问题及今后的发展方向

除了上述讨论的几个主要因素之外,对 TSM 压电免疫传感器等效电路能够产生影响从而影响测试精度的因素还有以下几个^[34]:表面粗糙度^[35~37]、敏感膜的非一致性^[38]、测试环境温度的变化^[34]、界面效应^[39~43]

等. 这些因素对 TSM 压电免疫传感器等效电路产生影响的机理还没有完全弄清楚, 因此今后的发展方向是彻底弄清这些因素产生作用的机理, 并以量化的方式表现在等效电路中, 从而为 TSM 压电免疫传感器的设计、制造、和使用以及数据的解读提供充分的依据.

参考文献:

- [1] Richard P Buck, Erno Lindner, Wlodzimmer kutner. Piezoelectric chemical sensors[J]. Pure Appl. Chem. 2004, 76(6): 1139 - 1160.
- [2] Petr Skladal, et al. Piezoelectric quartz crystal sensors applied for bioanalytical assays and characterization of affinity interactions[J]. J Braz Chem Soc, 2003, 14(4): 491 - 502.
- [3] Ashok Kumar. Biosensors Based on Piezoelectric Crystal Detectors: Theory and Application [OL] <http://www.tms.org/pubs/journals/JOM/0010/Kumar/Kumar0010.html>.
- [4] G Sauerbrey. Verwendung von Schwingquarzen zur Wagung dunner Schichten und zur Mikrowagung[J]. Z. Phys, 1959, 155(2): 206 - 222.
- [5] E J Calvo, R Etchenique, P N Bartlett. Quartz crystal impedance studies at 10MHz of viscoelastic liquids and films[J]. Faraday Discuss. 1997, (107): 141 - 157.
- [6] Oliver Wol, A Eberhard Seydelb, Diethelm Johannsmanna. Viscoelastic properties of thin films studied with quartz crystal resonators[J]. Faraday Discuss. 1997, (107): 91 - 104.
- [7] Hans-Dieter Liess, et al. Acoustic waves at the solid/ liquid interface[J]. Faraday Discuss. 1997, (107): 39 - 52.
- [8] Arthur Ballato, Piezoelectric resonator loaded with viscoelastic and non-uniform media[A]. IEEE International Frequency Control Symposium and PDA Exhibition[C]. USA, 2002. 191 - 201.
- [9] V E Gransta, S J Martin. Characterization of a thickness-shear mode quartz resonator with multiple non-piezoelectric layers[J]. J Appl Phys, 1994, 75: 1319 - 1329.
- [10] S J Martin, G C Frye, A J Ricco, S D Senturia. Effect of surface roughness on the response of thickness-shear mode resonators in liquids[C]. Anal Chem, 1993, 65: 2910 - 2922.
- [11] R W Cernosek, S J Martin, A R Hillman, H L Bandey. Comparison of lumped-element and transmission-line models for thickness-shear mode quartz resonator sensors [A]. Proceedings of the 1997 IEEE International Frequency Control Symp [C]. Orlando, FL 1997, 28: 96 - 104.
- [12] Cemosek, R W, Martin, S J, Hillman, A R, Bandey, H L. Comparison of lumped-element and transmission-line models for thickness-shear mode quartz resonator sensors [J]. IEEE Trans Ultrasonics, 1998, 45(5): 1399 - 1407.
- [13] Krimholz, R, Leedom, D A, Mathaei, G L. New equivalent circuits for elementary piezoelectric transducers[J]. Acoust Soc Amer, 1970, 6(13): 513 - 521.
- [14] Mason, W P. Physical Acoustics, Volume II-Part A[M]. New York: Academic Press, 1965.
- [15] Rosenbau J F Bulk. Acoustic Wave Theory and Devices[M], Artech House, Boston, 1988.
- [16] Christopoulos, C. Transmission-Line Modeling Method[M]. Otior University Press, 1995.
- [17] B A Martin, H E Hager. Velocity profile on quartz crystal oscillating in liquids[J]. J Appl Phys, 1989, 65(7): 2630 - 2635.
- [18] Helen L Bandey, Stephen J Martin, Richard W Cernosek, A Robert Hillman. Modeling the Response of TSM resonator under various loading conditions[R]. SANDIA REPORT, 1999.
- [19] Bandey, H L, Martin, S J, Cernosek, R. Modeling the response of thickness-shear mode resonator under various loading conditions[J]. Anal Chem, 1999, 71(1 - 2): 2205 - 2214.
- [20] Nwankwo, E, Durning, C J. Fluid property investigation by impedance characterization of quartz crystal resonators: Part I: Methodology, crystal screening, and Newtonian fluids [J]. Sens. Actuators A, 1999, 72(2): 99 - 109.
- [21] Nwankwo, E, Durning, C J. Fluid property investigation by impedance characterization of quartz crystal resonators: Part II: Parasitic effects, viscoelastic fluids [J]. Sens Actuators A, 1999, 72(2): 195 - 202.
- [22] E J Calvo, R Etchenique, P N Bartlett, K Singhal, C Santamaria. Quartz crystal impedance studies at 10 MHz of viscoelastic liquids and films [J]. Faraday Discuss, 1997, (107): 141 - 157.
- [23] R Lucklum, P Hauptmann. Determination of polymer shear modulus with quartz crystal resonators [J]. Faraday Discuss, 1997, (107): 123 - 140.
- [24] O Wol, E Seydel, D Johannsmann. Viscoelastic properties of thin films studied with quartz crystal resonators [J]. Faraday Discuss, 1997, (107): 91 - 104.
- [25] H L Bandey, A R Hillman, M J Brown, S J Martin. Viscoelastic characterization of electroactive polymer films at the electrode/ solution interface [J]. Faraday Discuss, 1997, (107): 105 - 121.
- [26] Ward M D, Buttry D A. In situ interfacial mass detection with piezoelectric transducers [J]. Science, 1990, 249(4972): 1000 - 1007.
- [27] Scholl G, Schmidt F, Ostertag T, Reindl L, Scherr H, Wolff U. Wireless passive SAW sensor system for industrial and domestic applications [A]. IEEE Int Freq Cont Symp Proceedings [C]. 1998, 595 - 601.
- [28] S J Martin, G C Frye. Polymer film characterization using quartz resonators [A]. Proceedings of the 1991 IEEE Ultrasonics Symposium [C]. IEEE, New York, 1991. 393.
- [29] Richard W Cernosek, et al. Comparison of lumped-element and transmission-line models for thickness-shear mode quartz resonator sensors [J]. IEEE Trans on Ultrasonics, Ferroelectrics,

- and Frequency Control, 1998, 45(5): 1399 - 1408.
- [30] Stephen J Martin, et al. Equivalent-circuit model for the thickness-shear mode resonator with a viscoelastic film near film resonance[J]. Anal Chem, 2000, 72(1): 141 - 149.
- [31] Shana Z, Josse F. Quartz crystal resonator as sensors in liquids using the acoustoelectric effect[J]. Anal Chem, 1994, 66: 1955 - 1964.
- [32] Rodahl, M, Hook, F, Kasemo, B. The dissipative qcm-D technique: interfacial phenomena and sensor applications for proteins, biomembranes, living cells and polymers [A]. Proceedings of the IEEE International Frequency Control Symposium [C]. 1999. 2. 966 - 972.
- [33] Janshoff A, Galla HJ, Steinem C. Angew. Die Quarz mikrowaage als extrazellulärer biosensor[J]. Chem Int Ed Engl, 2000, 39: 4004 - 4032.
- [34] Ralf Lucklum, Peter Hauptmann. Acoustic microsensors—the challenge behind microgravimetry [J]. Anal Bioanal Chem, 2006, 384(3): 667 - 682.
- [35] Beck, R, Pittermann, U, Weil, K G. Influence of the surface microstructure on the coupling between a quartz oscillator and a liquid[J]. Electrochem Soc, 1992, 139(2): 453 - 461.
- [36] Martin S J, Frye G C, Ricco A. Effect of surface roughness on the response of thickness shear mode resonators in liquids[J]. Anal Chem, 1993, 65(20): 2910 - 2922.
- [37] Daikhin, L, Urbakh, M. Influence of surface roughness on the quartz crystal microbalance response in a solution New configuration for QCM studies[J], Faraday Discuss. 1997, (107): 27 - 38.
- [38] Chihong Mak, and Jacqueline Krim. Quartz crystal microbalance studies of disorder-induced lubrication[J]. Faraday Discuss, 1997, (107): 389.
- [39] Knoll W, Frank CW, et al. Functional tethered lipid bilayers [J]. Rev Molecular Biotechnol, 2000, 74(3): 137 - 158.
- [40] Boulbitch A, Guttenberg Z, Sackmann E. Kinetics of membrane adhesion mediated by Ligand-receptor interaction studied with biomimetic system[J]. Biophys, 2001, 81(5): 2743 - 2751.
- [41] Cheng J-X, Pautot S, Weitz DA, Xie XS. Ordering of water molecules between phospholipids bilayers visualized by coherent anti-Stokes Raman scattering microscopy[A]. Proc Natl Acad Sci USA [C]. 2003, 100: 9826 - 9830.
- [42] Goennenwein S, Tanaka M, Hu B, Moroder L, Sackmann E. Functional incorporation of integrins into solid supported membranes on ultrathin films of cellulose: impact on adhesion[J]. Biophys, 2003, 85: 646 - 655.
- [43] Burgess I, Li M, Horswell SL, Szymanski G, Lipkowski J, Satija S, Majewski. Influence of the electric field on a biomimetic film supported on a gold electrode[J]. 2005, Colloids Surf B 40(3 - 4): 117 - 122.

作者简介:

黄以华 男, 1973 年生于福建省福清市, 2002 年毕业于中国科学技术大学电子工程与信息科学系, 获博士学位. 2004 年至 2008 年在丁肇中先生领导的 AMS02 项目中担任 TTCS 组高级硬件助手. 现为中山大学副教授. 主要研究方向为压电器件、电路及芯片设计等. 发表论文近 20 篇. E-mail: huangyih@mail.sysu.edu.cn

符健 男, 1978 年生于海南文昌市, 本科毕业于中国科学技术大学, 现为中山大学信息科学与技术学院电子与通信工程系博士研究生. 主要研究方向: 智能通信系统与网络、传感器设计等.