

压电基因传感器研究进展^{*}

陈 昕 周康源 顾 宇

(中国科学技术大学 合肥 230027)

2003 年 4 月 3 日收到

摘要 压电基因传感器是一种新型的生物传感器, 它将压电传感器的灵敏性和 DNA 杂交反应结合在一起。与传统的基因检测技术相比, 压电基因传感器具有结构简单、不需要标记、检测时间短等特点。本文对压电基因传感器的研究现状作了综述, 包括压电基因传感器的原理、测量技术、固定方法、以及压电基因传感器在各个领域的应用。

关键词 综述, 压电基因传感器, DNA

The development in research on piezoelectric genosensor

CHEN Xin ZHOU Kang-Yuan GU Yu

(University of Science and Technology of China, Hefei 230027)

Abstract Piezoelectric genosensor is a new type of biosensor, which combines the sensitivity of piezoelectric sensor and DNA hybridization reaction. Compared with traditional gene assay technology, it has the features of simple structure, label-free property, and fast detection speed. In this paper, the present research on piezoelectric genosensor is reviewed, including the theory connected to piezoelectric genosensor, the measurement technology, and applications of piezoelectric genosensor in different areas.

Key words Review, Piezoelectric genosensor, DNA

1 引言

随着现代电子及生物技术的迅速发展, 生物传感技术已经形成一个新兴的高科技领域。由于它能提供有效而快速的分析检测手段, 从而为生物医学、环境检测、食品卫生等领域带来新的技术革命。从 20 世纪 90 年代人类基因组计划的实施以来, 生物信息学得到了蓬勃的发展。对遗传基因的信息获取, 除了利用分子生物的技术外, 也可以借助生物传感技术, 这

促进了各种类型的生物基因传感器的发展。

压电基因传感器是把声学、电子学和分子生物学结合在一起的新型基因传感器, 是生物基因传感器研究中的一个热点^[1,2]。它的基本原理如图 1 所示。

换能器在压电介质中激发声波, 以声波作为检测的手段。传感器的表面首先固定单链的 DNA (DNA 探针), 然后加入含有互补 DNA 链的待测溶液, 进行 DNA 杂交反应。杂交后形成双链 DNA 结构, 使传感器表面的质量增加,

^{*} 中国科学技术大学生命科学交错学科科研基地资助

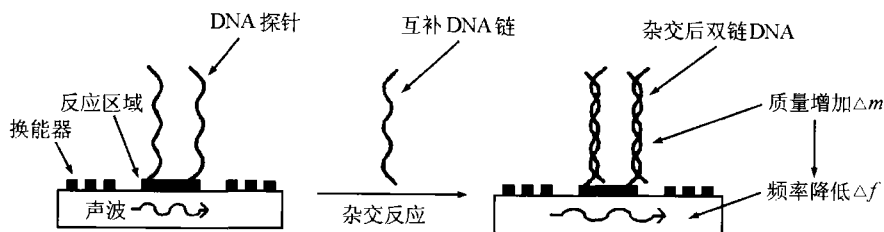


图 1 压电基因传感器示意图

从而影响声波的频率。对压电传感器，其表面的质量增加 Δm 和声波的频率降低 Δf 存在定量关系

$$\Delta f = -k f_0^2 \Delta m / A$$

其中 k 是和器件材料有关的常数，对不同的声波振动模式， k 的具体表达式会有所不同。 f_0 是反应前传感器的频率， A 是反应区域的面积。负号表示质量的增加会引起频率的降低。

对 DNA 的检测，传统的检测方法有 PCR 方法、斑点杂交方法等。这些方法对仪器设备的要求较高，操作也比较繁琐。而且传统方法通常需要对样品进行标记，这使得样品的加工变得复杂，样品也容易被污染，无法对反应过程实时检测。相比之下，用压电基因传感器的方法进行检测，不但操作简单，检测时间短，而且不需要标记，因此有显著的优点。

2 压电传感技术

声波在压电介质中的传播特性与介质的性质、切割方向、厚度等参数有关^[3]。利用不同的换能器，可以在介质中激发不同模式的声波。一般用于压电基因传感器的声波模式有：体波 (BAW)、表面波 (SAW)、板波 (APM)、Love 波，其分类以及频率范围如图 2 所示。

体波是在介质内部传播的声波，是在压电基因传感器中应用得最广泛的一种声波模式。它通常采用 AT 切割石英晶片作介质，声波沿厚度方向形成驻波，质点的振动方向与波的方向垂直，因此称为厚度剪切振动 (Thickness Shear Mode, TSM)。体波模式的灵敏度与晶体的厚度有关，厚度越小灵敏度越高，一般频率范围在 5~20MHz。采用体波模式的压电传感器通常又被称为石英微量天平 (Quartz Crystal

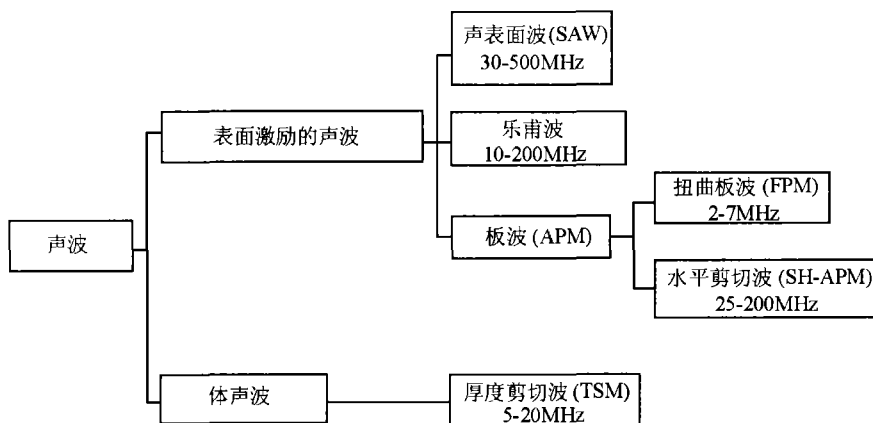


图 2 声波分类

Microbalance, QCM)。QCM 由于装置简单, 得到了广泛的应用, 并且已经发展出成熟的商业化系统^[4]。

1959 年, Sauerbrey 首先研究了气相中晶体表面的质量吸附和频率偏移的关系^[5]。Sauerbrey 研究的是厚度剪切模式的声波, 他的假设前提是沉淀物质的厚度非常小 (与声波波长相比), 沉淀物质与晶体表面的质点一起振动。他导出的公式是:

$$\begin{aligned}\Delta f &= -2f_0^2(\mu_q\rho_q)^{-1/2}\Delta m/A \\ &= -K_f\Delta m\end{aligned}$$

其中 Δf 是频率的变化, f_0 是初始频率, μ_q , ρ_q 分别是晶体的剪切模量和密度, Δm 是吸附的质量, A 是表面积, K_f 是相应的灵敏度系数。

Sauerbrey 公式将质量吸附和频率变化联系起来, 是用压电传感器进行测量的基础。但值得注意的一点是, Sauerbrey 公式没有涉及晶体的具体形状, 它给出的灵敏度是整体灵敏度。在实际应用中大多数用的是 AT 切割的圆形晶片, 实验表明^[6,7], 灵敏度与几何位置有关, 中心的灵敏度最高, 随半径的增加, 灵敏度降低。

当传感器在浸没在液体中时, 由于液体的耦合会产生能量损失, 从而使传感器的频率发生变化。1980 年, Konash 和 Bastiaans 首先尝试设计在液体中检测的传感器^[8], 通过电路的改进, 使传感器能稳定地在液体中振荡。1982 年, Nomura, Okuhara 首先给出了经验公式^[9], 将频率的变化与液体密度和粘度的平方根联系起来。1985 年, Kanazawa 和 Gordon 报导了一个理论模型^[10], 描述液体中频率响应与晶体参数及液体参数的关系。他们考虑了晶体中的剪切波与液体中的剪切波的耦合, 得到晶体振动辐射到液体中的深度为:

$$\delta = (2\eta_L/\omega\rho_L)^{1/2}$$

其中 η_L 和 ρ_L 分别是液体的粘度和密度。这层液体被视为附加在晶体表面的质量, 并假设液

应用声学

体层是均匀连续的, 与晶体表面之间没有相对的滑动, 则由液体层引起的频率变化为:

$$\Delta f = -f_0^{3/2}(\eta_L\rho_L/\pi\mu_q\rho_q)^{1/2}$$

同年, Bruckenstein 和 Shay 也提出了一个类似的公式^[11], 并用实验加以验证。

为了研究传感器的电声特性, 一般采用 Butterworth-van Dyke (BVD) 模型作为晶体的等效电路模型, 电路中的参数与晶体的特性相联系。Martin 等人推广了这个模型^[12], 同时考虑了质量负载和液体负载的影响。在讨论晶体的特性时, 一般都采用这样两个模型。

为了进一步研究传感器在液体中的反应情况, 一些研究者还研究了晶体-液体界面的性质对频率响应的影响。Hayward 的研究结果^[13]表明, 固液界面连续的假设不成立, 液体层与晶体表面之间存在相对滑动, 会对频率产生影响。Thompson 等人的工作^[14]指出, 晶体表面生物活性层的亲水性和疏水性会改变界面的粘度, 引起界面之间的滑动, 从而对频率产生影响。Duncan-Hewitt 和 Thompson 还建立了一个四层模型^[15], 把固液界面的因素包含在模型中。

3 压电基因传感器的测量技术

压电基因传感器的检测方式可以分为主动式^[22]和被动式^[17,18]两种。在压电基因传感器的应用中, 大多数采用的是主动式。这种方法又称为振荡器法, 它把传感器元件接在振荡器放大电路中, 作为电路的频率控制元件, 用频率计来检测电路的振荡频率。这种方法只测量一个电路参数, 就是晶体的谐振频率。通常的振荡电路是在晶体两端加上放大电路, 构成正反馈回路。Barnes^[16]详细讨论了各种振荡电路使晶体在液体中能稳定地起振。振荡器方法的优点是简单, 便于构成实用的测量设备。

在被动法中, 压电晶体作为外部元件接在测量仪器的测量端, 比如阻抗分析仪或频谱

仪。测量仪器在晶体两端激发不同频率的正弦波,并记录晶体输出的信号。将记录的数据和晶体的等效电路模型结合起来,就能得到等效电路中的参数随时间变化的情况。这些参数和质量的吸附、液体的接触等情况相关,从而能提供晶体在液体中反应的丰富信息。被动法的缺点是设备复杂,优点是它提供的信息比振荡器方法多。按照 Thompson^[1,2] 等的观点,传感器在液体中的状态非常复杂,主要由传感器、传感器表面覆盖的生化分子层、传感器附近的液体,三者之间交互的过程决定。晶体的频率响应受多种因素的影响,比如质量的吸附、表面膜性质的改变、晶体表面与相邻液体的相对滑动、界面活性的改变。因此传感器的频率响应中含有丰富的信息,提供了用于各种表面物理化学性质研究的可能性,而这些信息只有用被动式的方法才能得到。

在压电基因传感器表面进行生化反应也有两种方式。一种称为浸泡-干燥法 (dip and dry), 这种方式的反应是在液相中进行的,而测量是在气相中进行的^[19,20]。首先在传感器表面固定 DNA 探针,记录下频率值,然后把传感器放在溶液中充分反应,使待测 DNA 与固定的探针结合,将传感器取出干燥后再记录频率的变化值。这种方法中间过程有很多清洗、干燥的步骤,比较繁琐,但是它的测量在气相中进行,不会受液体中多种因素的影响。

另一种方式是在线测量 (in situ measurement), 所有的步骤都在液体中进行^[21,30,41], 对传感器的变化进行实时的监控。通常的做法是将传感器固定在流动腔中,传感器一面封闭,另一面与流动的液体接触,这样传感器就能直接在液体中反应。液体流动控制通常使用流动注射分析系统 (Flow Injection Analysis, FIA), 加样、反应、清洗的全部过程都能自动完成。和 FIA 结合的在线测量装置如图 3 所示。在线测量的好处是可以实时检测反应的情况,现场监测杂交过程,这对反应动力学的研究十分关键。

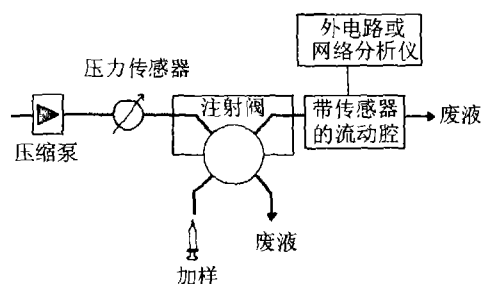


图 3 利用 FIA 系统在线测量

4 DNA 探针固定方法

压电基因传感器的一个关键环节是将 DNA 探针固定在传感器表面。探针的固定技术决定着传感器的稳定性、灵敏度、选择性等性能,同时对后续的杂交反应也非常重要。在压电基因传感器的应用中,最常见的几种固定方法是:生物素-亲和素的方法、自组装膜 (SAM) 的方法、有机硅烷膜的方法。

4.1 生物素-亲和素 (avidin-biotin) 的方法

生物素和亲和素之间有高度的亲和性和选择性,可以形成牢固的结合。从这一原理出发,发展出了一系列的固定方法。亲和素是一种糖蛋白,含有双硫键,能通过金-硫的结合在金表面吸附。首先将亲和素吸附到金表面,然后与修饰在 DNA 末端的生物素结合,如图 4 所示。实际应用中通常是先用 EDC/NHS 活化金表面,然后与亲和素结合^[21~25]。

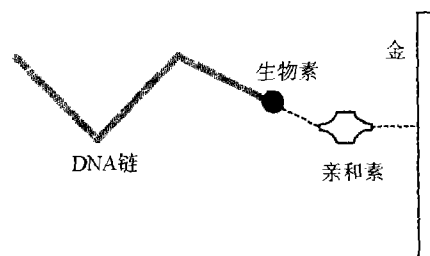
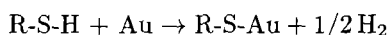


图 4 生物素-亲和素固定方法

4.2 自组装膜 (Self Assemble Monolayer, SAM)

SAM 是一种应用广泛的制备有序超分子膜技术,它具有制备方法简单、性能稳定、结构有序等优点。分子自组装能在液相或者固相的环境下,分子自动地集合,形成有序的结构。这种过程一旦开始后就不需要外界的干预,能自动进行。近年来 SAM 作为一种生物传感器的固定方法,正引起广泛的研究兴趣^[26,27]。

压电基因传感器中用的最多的是硫醇($\text{X}(\text{CH}_2)_n\text{SH}$)在金表面的自组装体系。动力学研究表明硫醇在金表面形成自组装膜的过程分为两个阶段,第一个阶段中硫醇物和金结合,可以表示为



第二个阶段就缓慢得多,主要是烃链内部通过范德华力相互作用,形成有序紧密的排列。

将生物分子 DNA 通过自组装膜固定有两种方法。一种是修饰 DNA 分子,先将 DNA 用含硫醇的分子加标记,修饰后的 DNA 再通过硫与金的结合在金表面自组装^[28~32]。另一种是表面修饰,先在金表面形成硫醇的自组装膜,然后将 DNA 结合到修饰过的表面上^[33,34]。

4.3 有机硅烷膜的方法

这种方法首先用有机硅烷在传感器表面形成致密、稳定的膜,然后共价结合 DNA 探针。常用的几种有机硅烷试剂包括:三氨基丙基三乙氧基硅烷 (APTES)^[35]、三巯基丙基三甲氧基硅烷 (MPS)^[36]、环氧丙基三乙氧基硅烷 (GOPS)^[37]。

DNA 的不同固定方法效果不同,文献^[24]比较了四种方法,包括(1)生物素-亲和素的方法;(2)生物素通过静电力吸附在高分子电解质表面;(3)DNA 直接吸附在高分子电解质表面(4)DNA 末端用硫醇修饰,在金表面自组装。文献^[38]也对类似的对各种固定方法作了比较。还有一些研究者对其它的固定方法作了研究。Hong Zhang 等人^[39,40]研究了 DNA 在银电极表面的固定。Su 等人^[41,42]将 PdO 溅

射在传感器的金表面,然后把单链的 DNA 固定在上面,进行杂交实验。

5 压电基因传感器的应用

压电基因传感器的应用研究中最主要集中在 DNA 的杂交反应研究。Fawcett 等人^[19]最先开始用压电传感器来检测杂交反应。他们在传感器表面固定聚肌苷酸 (Poly I) 和聚腺苷酸 (Poly A),分别检测聚胞苷酸 (Poly C) 和聚尿苷酸 (Poly U)。以后的研究工作一般都采用特定碱基序列的 DNA 片断作为探针。Okahata 等人^[22]用 27MHz 的 QCM 作核酸的杂交动力学研究,测定了相关的动力学常数。他们还检测了各种因素对杂交反应的影响,包括:错配碱基的个数、核酸链的长度、杂交温度、溶液离子强度。实验得到的结果同时与用表面等离子体共振传感器 (SPR) 测试的结果比较。Furtado 和 Thompson^[21]在传感器表面固定 25-mer 的核酸探针,分别与互补的核酸链、非互补的核酸链、单个碱基错配的核酸链进行杂交。实验表明传感器的响应能够区别互补和单个碱基错配的情况。Tombelli 等^[43]用硫醇/右旋糖苷修饰金表面,再结合链球菌抗生素,固定 23-mer 的核酸探针进行实验,也得到了同样的结论。

许多蛋白质可以操纵 DNA 的双螺旋结构,并能确定 DNA 分子的物理形状。不少的研究者用压电基因传感器作了 DNA 与蛋白结合的研究。与 DNA 结合的蛋白质有两种,一种与单链 DNA 结合,另一种与双链 DNA 结合。它们都是依靠和 DNA 的亲合力与 DNA 结合。Niikura 等^[44]研究 nuclear factor I 和 DNA 的结合。Furtado 等^[45]研究了 Tat 类缩氨酸在 RNA 上的结合。DNA 可以在酶的作用下把螺旋解开,Wang 等^[46]研究在核酸酶的作用下 DNA 解链的过程。小分子在 DNA 上的结合对药物的开发非常重要。许多研究者作了这方面的工作,包括: cis- 铂和 trans- 铂^[47]、钆化合物^[48]、钴盐^[49]、抗生素 (阿霉素)^[50]。

Thompson 的研究小组主要研究用 QCM 的信号解释杂交过程中在传感器和液体的表面发生的物理化学现象,这与传统的用 Sauerbrey 公式的方法有很大区别。他们认为传感器在液体中的频率变化不仅仅由质量吸附决定,而是由传感器和液体界面的特定边界条件决定,生物分子层在表面的吸附必然会对边界条件产生扰动,从而使频率发生变化。他们用 ^{32}P 作为标记,对杂交反应的结果进行检测^[41]。结果表明,由杂交反应产生的质量变化远远大于 Sauerbrey 公式估计的质量变化,这是由于杂交过程中边界性质的变化引起的。他们还用阻抗分析与流动注射分析结合的方法对杂交过程实时监测,研究 DNA^[42] 和 RNA^[51] 杂交反应动力学。

为了提高传感器的灵敏度,研究者设计了各种方法。Bardea 等^[33]用三种方法来放大信号:DNA 结合物上加 anti-DNA 抗体的方法、生物素-亲和素结合的方法、酶的方法,并用于检测 Tay-Sachs 基因变异。L. Lin 等人^[52]发现,用金胶粒在金表面形成覆盖,有利与 DNA 的固定,能提高传感器的灵敏度。文献^[43,53]采用 PCR 的方法。肽核酸 PNA 与 DNA 有完全相似的化学结构,也可以用作杂交探针。与 DNA 探针相比,PNA 探针具有杂交特异性好,时间短的特点。文献^[54~56]对此作了研究。

6 结束语

到目前为止,压电基因传感器已经广泛地应用到各个领域,包括细菌、病毒的 DNA 片断的检测,药物研究,杂交反应动力学研究等等。与放射标记和荧光标记等方法相比,压电基因传感器提供了一种直接实时地获取反应信息的方法。而且压电传感器可以方便地和流动注射分析系统结合起来,构成自动化的分析系统。另一方面,压电基因传感技术还存在许多需要改进的地方,比如最佳固定方法的选择,

不同条件下频率和质量吸附的具体关系,对环境干扰的抑制,灵敏度的进一步提高等等。随着对压电基因传感器研究的深入,这类传感器必将在基因分析检测领域发挥更重要的作用。

参 考 文 献

- 1 Yang M, McGovern M E, Thompson M. *Anal. Chim. Acta*, 1997, **346**: 259~275.
- 2 Cavic B A, Thompson M. *Anal. Chim. Acta*, 2002, **469**: 101~113.
- 3 Auld B A. *Acoustic fields and waves in solids*, Vols.2, New York: Wiley, 1973.
- 4 O'Sullivan C K, Guilbault G G. *Biosens. Bioelectron.*, 1999, **14**: 663~670.
- 5 Sauerbrey G Z. *Phys.*, 1959, **155**: 206~222.
- 6 Hillier A C, Ward M D. *Anal. Chem.*, 1992, **64**(21): 2539~2554.
- 7 Ward M D, Delawski E J. *Anal. Chem.*, 1991, **63**(9): 886~890.
- 8 Konash P L, Bastiaans G J. *Anal. Chem.*, 1980, **52**: 1929~1931.
- 9 Nomura T, Okuhara M. *Anal. Chim. Acta*, 1982, **142**: 281~284.
- 10 Kanazawa K K, Gordon J G. *Anal. Chem. Acta*, 1985, **75**: 99~105.
- 11 Bruckenstein S, Shay M. *Electrochimica. Acta*, 1985, **30**: 1295~1300.
- 12 Martin S J, Granstaff V E, Frye G C. *Anal. Chem.*, 1991, **63**(20): 2273~2281.
- 13 Hayward G. *Anal. Chim. Acta*, 1992, **264**: 23~30.
- 14 Yang M, Thompson M. *Anal. Chem.*, 1993, **65**(9): 1158~1168.
- 15 Duncan-Hewitt W C, Thompson M. *Anal. Chem.*, 1992, **64**(1): 94~105.
- 16 Barnes C. *Sensors and Actuators*, 1991, **A29**: 59~69.
- 17 Su H, Kallury K M R, Thompson M. *Anal. Chem.*, 1994, **66**(6): 769~777.
- 18 Su H, Thompson M. *Biosens. Bioelectron.*, 1995, **10**: 329~340.
- 19 Fawcett N C, Evans J A, et al. *Anal. Lett.*, 1988, **21**(7): 1099~1114.
- 20 Towery R B, Fawcett N C, Zhang P. *Biosens. Bioelectrons.*, 2001, **16**: 1~8.
- 21 Furtado L M, Thompson M. *Analyst*, 1998, **123**: 1937~1945.
- 22 Okahata Y, Kawase M, Niikura K. *Anal. Chem.*, 1998, **70**(7): 1288~1296.

- 23 Caruso F, Furlong D N, Niikura K, et al. *Colloids and Surfaces B*, 1998, **10**: 199~204.
- 24 Xi Chun Zhou, Li Qun Huang, Li S F Y. *Biosensors and Bioelectronics*, 2001, **16**: 85~95.
- 25 高志贤, 晁福寰, 王红勇等. 生物化学与生物物理进展, 2002, **29**(3): 454~459.
- 26 David L. Allara, *Biosensors and Bioelectronics*, 1995, **10**: 771~783.
- 27 Ferretti S, Paynter S, Russell D A, et al. *Trends in Anal. Chem.*, 2000, **19**(9): 530~540.
- 28 Ito K, Hashimoto K, Ishimori Y. *Anal. Chim. Acta*, 1996, **327**: 29~35.
- 29 Caruso F, Rodda E, Furlong D N, et al. *Sensors and Actuators*, 1997, **B41**: 189~197.
- 30 Ketterer T, Stadler H, Rickert J, et al. *Sensors and Actuators*, 2000, **B65**: 73~75.
- 31 高志贤, 张清敏, 姜永强等. 南开大学学报 (自然科学), 2002, **35**(3): 111~117.
- 32 李家洲, 刘耘, 刘仲明等. 生物技术, 2002, **12**(1).
- 33 Bardea A, Dagan A, Willner I. *Anal. Chim. Acta.*, 1999, **385**: 33~43.
- 34 刘盛辉, 陈帆等. 浙江工业大学学报, 1999, **27**(1): 38~42.
- 35 Wu T, Wang H, Au L. *Chin. J. Microbiol. Immunol.*, 1990, **23**: 147.
- 36 Pirrung M C, Davis J D, Odenbaugh A L. *Langmuir*, 2000, **16**: 2185.
- 37 Maskos U, Southern E M. *Nucleic Acids Res.*, 1992, **20**: 1679.
- 38 Tombelli S, Mascini M, Turner A P F. *Biosensors and Bioelectronics*, 2002, **17**: 929~936.
- 39 Zhang H, Wang R-H, Tan H-W. *Talanta*, 1998, **46**: 171~178.
- 40 Zhang H, Tan Huwei, Wang Ronghui, et al. *Anal. Chim. Acta*, 1998, **374**: 31~38.
- 41 Su H, Kallury K M R, Thompson M. *Anal. Chem.*, 1994, **66**(6): 769~777.
- 42 Su H, Thompson M. *Biosens. Bioelectron.*, 1995, **10**: 329~340.
- 43 Tombelli S, Mascini M, Sacco C. *Anal. Chim. Acta*, 2000, **418**: 1~9.
- 44 Niikura K, Nagata K, Okahata Y. *Chem. Lett.*, 1996, 863.
- 45 Furtado L M, Su H, Thompson M, et al. *Anal. Chem.*, 1999, **71**: 1167~1175.
- 46 Wang J, Jiang M, Palecek E. *Bioelectronchem. Bionenerg.*, 1999, **48**: 477~480.
- 47 Su H, Williams P, Thompson M. *Anal. Chem.*, 1995, **67**(5): 1010~1013.
- 48 Aslanoglu M, Houlton A, Horrocks B R. *Analyst*, 1998, **123**: 753~757.
- 49 Zhou A, Xie Q, Zhang Y, et al. *Anal. Sci.*, 2000, **16**: 467.
- 50 Yang M, Yau H C M, Chan H L. *Langmuir*, 1998, **14**: 6121.
- 51 Su H, Chong S, Thompson M. *Biosens. Bioelectron.*, 1997, **12**(3): 161~173.
- 52 Lin L, Zhao H-Q, Li J-R, et al. *Biochem. Biophys. Res. Comm.*, 2000, **274**: 817~820.
- 53 Tombelli S, Mascini M, Braccini L. *Biosensors and Bioelectronics*, 2000, **15**: 363~370.
- 54 Wang J. *Biosens. Bioelectron.*, 1998, **13**: 757~762.
- 55 Wittung-Stafshede P, Rodahl M, Kasemo B. *Coll. Surf.*, 2000, **174**: 269~273.
- 56 司履生. 中华病理学杂志, 1998, **27**(3): 236~237.

2003 年全国检测声学学术会议在上海召开

由中国声学学会检测声学分会、上海市声学学会、同济大学声学研究所联合主办的 2003 年全国检测声学学术会议于 2003 年 11 月 10 日~12 日在上海同济大学召开。来自中科院声学所、北大电子系、南大声学所及同济声学所等单位的 45 名全国各地声学工作者出席会议。中国声学学会、上海市声学学会及《声学技术》编辑部分别派员出席。三天的会议中, 有 36 篇报告在会上宣读。论文涉及粘结强度质量检测、超声成像、超声在能源、铁道领域的应用、激光超

声、信号处理及应用等方面的内容。李明轩、钱梦霖、王耀俊、章德、姜天仕教授分别主持了会议。与会代表在会上就当前检测声学中的一些相关热点问题进行了热烈讨论。会议气氛热烈、发言踊跃。代表们普遍反映本次会议论文质量较高、覆盖面广、学术气氛浓厚。

会议期间, 在本届检测声学学会主任李明轩教授和秘书长林维正教授主持下总结了两年来的工作, 讨论了分会的活动计划。

(同济大学声学所 林维正 胡文祥)