

高灵敏度集成光偏振干涉仪特性及生化传感应用研究*

逯丹凤 祁志美†

(中国科学院电子学研究所, 传感技术联合国家重点实验室, 北京 100190)

(2011 年 10 月 10 日收到; 2011 年 10 月 28 日收到修改稿)

利用射频溅射技术在平面单模玻璃波导表面局部淀积一层 Ta_2O_5 梯度薄膜, 形成复合光波导芯片, 结合棱镜耦合法制备了一种集成光偏振干涉传感器. 基于四层平板波导模型理论分析了复合光波导表面折射率灵敏度 S_{RI} 与 Ta_2O_5 梯度薄膜等效厚度 T_{eq} 的关系, 结合实验测定的 S_{RI} 得出了本工作中所使用 Ta_2O_5 梯度薄膜的 $T_{\text{eq}} \approx 33.021 \text{ nm}$, 进一步得出芯片吸附层厚度灵敏度 $S_{\text{ad}} \approx (2.412 \times 2\pi) \text{ nm}^{-1}$. 利用该复合波导偏振干涉仪结合 Lorentz-Lorenz 有效介质理论测得了市售食用白醋中醋酸的浓度, 并以市售牛栏山二锅头酒为例进行了白酒掺水和掺甲醇的测试, 结果表明, 白酒掺水或甲醇前后的折射率改变量与掺杂量成准线性变化关系; 原位实时监测了丁酰胆碱酯酶的动态吸附过程及细胞色素 *c*/聚苯乙烯磺酸钠的分子自组装过程, 并利用测得的位相差变化结合芯片吸附层厚度灵敏度 S_{ad} 获得了蛋白质表面覆盖度.

关键词: 复合光波导, 偏振干涉, 高灵敏度, 生化检测

PACS: 42.82.Bq, 07.60.Ly, 42.79.Gn

1 引言

集成光波导传感器具有灵敏度高、抗电磁干扰、免标记、稳定可靠等优点, 因此在国际上获得了广泛研究^[1-9]. 基于集成光波导传感技术的商业化生化分析仪器已经被开发成功, 如英国 Farfield 公司基于杨氏干涉原理生产的光波导生化分析仪^[10], 匈牙利 MicroVacuum 公司基于光波导模式谱技术 (OWLS) 生产的生化分析仪^[11]等. 这些仪器现已被用于环境监测、食品安全、医疗卫生、生命科学研究等领域. 集成光波导传感器与表面等离子体共振传感器^[12]、光纤传感器^[13]同为消逝波表面敏感器件, 但是集成光波导传感器可以通过灵活选择波导材料和优化结构设计获得更高的灵敏度.

我们在前期工作中首次提出了一种基于复合光波导 (composite optical waveguide, COWG) 结构的集成光偏振干涉传感器^[14]. 复合光波导芯片是

通过在单模玻璃光波导表面局部淀积一层两端呈梯度的高折射率氧化物薄膜而形成的, 这种波导简单廉价、易于制作, 机械强度大, 传播损失小, 局部消逝场强, 与光纤及棱镜耦合方法的兼容性好, 使得基于 COWG 的集成光偏振干涉传感器具有良好的开发应用前景.

在众多的氧化物薄膜中, Ta_2O_5 薄膜具有良好的光学性能, 常被用于制作低损耗波导, 由于 Ta_2O_5 耐酸耐碱, 稳定性好, Ta_2O_5 薄膜波导更适合用于制备生化传感器. 本文在前期工作^[14-16]的基础上对 Ta_2O_5 /玻璃复合光波导偏振干涉传感器的特性进行了系统测试分析, 并对传感器潜在的应用进行了研究.

2 复合光波导芯片制备及仪器装置

复合光波导芯片是集成光偏振干涉传感器的核心器件, 制备时首先将清洗干净的玻璃基底浸入 400°C 下熔融的 KNO_3 中进行 30 min 的 K^+ -

* 国家自然科学基金 (批准号: 60978042, 61078039)、国家重点基础研究发展计划 (批准号: 2009CB320300) 和中国科学院百人计划基金资助的课题.

† E-mail: zhimei-qi@mail.ie.ac.cn

Na⁺ 离子交换, 获得低损失的单模玻璃光波导. 然后利用射频溅射镀膜技术在玻璃光波导的中间区域淀积一层高折射率 Ta₂O₅ 梯度薄膜. 溅射时在距离玻璃光波导约 2 mm 的正上方设置一个中间开设矩形窗口的金属掩模板. 这样制备的 Ta₂O₅ 薄膜具有两个约 1 mm 长的梯度末端, 用于导模的绝热梯度耦合传播. 为了抑制导模的传播损耗, 通过调整溅射时间控制 Ta₂O₅ 薄膜的厚度小于 40 nm. 图 1 显示了光波导芯片的结构示意图和实物照片图.

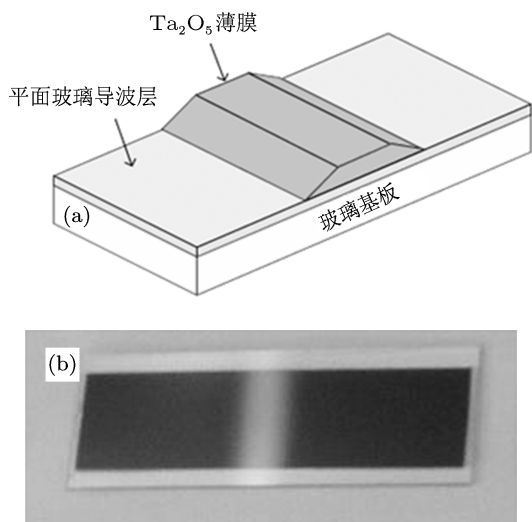


图 1 复合光波导芯片 (a) 示意图; (b) 实物图

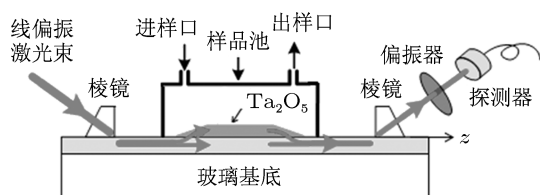


图 2 基于棱镜耦合的集成光偏振干涉传感器构造及原理示意图

图 2 是集成光偏振干涉传感器的构造及原理示意图. 一束线偏振 He-Ne 激光照射输入耦合棱镜, 在适当的角度下同时激发玻璃光波导内的横电基模 (TE₀) 和横磁基模 (TM₀). 两偏振基模在玻璃光波导内沿相同路径传播, 在梯度薄膜覆盖区间产生空间分离. 光束由另一棱镜耦合输出, 通过 45° 偏振片后 TE₀ 模和 TM₀ 模发生干涉. 两基模位相差变化可通过硅探测器进行实时监测.

3 理论分析

本文使用的复合光波导由四层结构组成: 玻

璃基底、离子交换层、Ta₂O₅ 薄膜层和包层, 它的折射率分布如图 3 所示 ($n_1 > n_2 > n_s > n_c$), 图中 n_1, n_2, n_s, n_c 分别为 Ta₂O₅、离子交换层玻璃基底和包层的折射率, T_1, T_2 分别为 Ta₂O₅ 薄膜和离子交换层的厚度. 导模本征方程按照导模有效折射率 (N) 的取值范围可表示为如下两个方程:

$$k_1 T_1 = m\pi + \arctan \left[\left(\frac{n_1}{n_c} \right)^{2\rho} \frac{p_c}{k_1} \right] + \arctan \left\{ \left(\frac{n_1}{n_2} \right)^{2\rho} \frac{k_2}{k_1} \right\} \times \tan \left[\arctan \left(\left(\frac{n_2}{n_s} \right)^{2\rho} \frac{p_s}{k_2} \right) - k_2 T_2 \right] \quad n_s < N < n_2, \quad (1)$$

$$k_1 T_1 = m\pi + \arctan \left[\left(\frac{n_1}{n_c} \right)^{2\rho} \frac{p_c}{k_1} \right] + \arctan \left\{ \left(\frac{n_1}{n_2} \right)^{2\rho} \frac{k_2}{k_1} \right\} \times \tanh \left[\operatorname{arctanh} \left(\left(\frac{n_2}{n_s} \right)^{2\rho} \frac{p_s}{k_2} \right) + k_2 T_2 \right] \quad n_2 < N < n_1, \quad (2)$$

其中 $m = 0, 1, 2, \dots$, $k_1 = k_0 \sqrt{n_1^2 - N^2}$, $p_c = k_0 \sqrt{N^2 - n_c^2}$, $p_s = k_0 \sqrt{N^2 - n_s^2}$, $k_0 = 2\pi/\lambda$, λ 为波长; 当导模为 TE 模时, $\rho = 0$, TM 模时, $\rho = 1$. 在方程 (1) 中 $k_2 = k_0 \sqrt{n_2^2 - N^2}$, 在方程 (2) 中 $k_2 = k_0 \sqrt{N^2 - n_2^2}$.

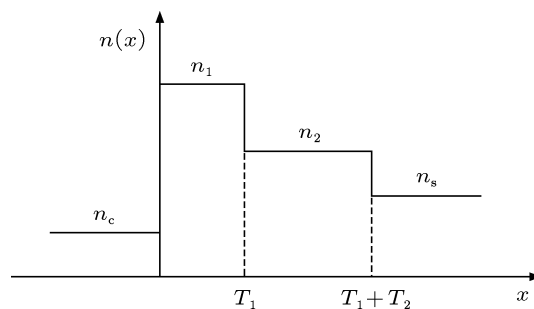


图 3 四层平板波导的折射率分布

对于单模平面玻璃光波导, 即 Ta₂O₅ 薄膜的厚度为零时, 波导内的 TE₀ 模和 TM₀ 模具有几乎相同的有效折射率, 两导模沿同一路径传播. 但是在梯度薄膜覆盖区间两导模会产生非常大的差异, TE₀ 模的有效折射率 (N_{TE0}) 随着薄膜厚度的逐渐增加而迅速增大; 与此相比, TM₀ 模的有效折射率变化 (N_{TM0}) 非常缓慢, 几乎可以忽略. 基于上述四层平板波导模式本征方程, 两

基模的有效折射率随 Ta_2O_5 梯度薄膜厚度的变化关系可以理论计算得出, 如图 4 所示. 波导参数为 $n_1 = 2.15$, $T_1 = 0\text{--}50\text{ nm}$; $n_s = 1.52$; $n_2 = 1.528$, $T_2 = 2\text{ }\mu\text{m}$; $n_c = 1.333$. 当 Ta_2O_5 薄膜的厚度介于 TE_0 模和 TM_0 模截止厚度之间时, $n_s < N_{\text{TM}0} < n_2 < N_{\text{TE}0} < n_1$, 这就意味着 TE_0 模与 TM_0 模在高折射率薄膜覆盖区间会产生纵向空间分离, TE_0 模移向薄膜内部而 TM_0 模仍保留在玻璃导波层内. 因此, TE_0 模的消逝场相比 TM_0 模显著增强, TE_0 模对表面生化反应的灵敏度远高于 TM_0 模, 使得该复合光波导结构可以用于偏振干涉传感器中.

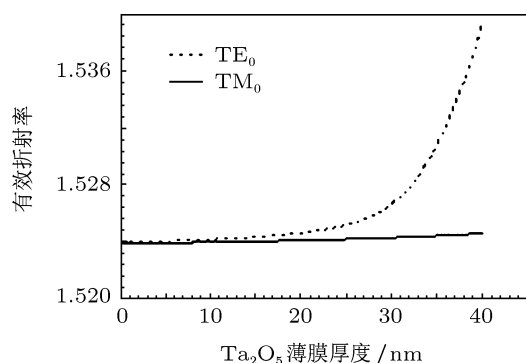


图 4 TE_0 模和 TM_0 模的有效折射率与 Ta_2O_5 薄膜厚度的关系曲线

由前期工作可知^[16], Ta_2O_5 梯度薄膜可以等效成厚度为 T_{eq} 的均匀薄膜, 由此, 玻璃/ Ta_2O_5 复合光波导可以等效为一均匀的四层平面光波导. 当复合光波导芯片表面折射率或者吸附层厚度发生变化时, TE_0 模与 TM_0 模的位相差变化 $\Delta\phi$ 可表示为

$$\Delta\phi = \frac{2\pi L}{\lambda} (\Delta N_{\text{TE}0} - \Delta N_{\text{TM}0}), \quad (3)$$

式中 L 为 Ta_2O_5 薄膜的长度, $\Delta N_{\text{TE}0}$, $\Delta N_{\text{TM}0}$ 分别为等效光波导 TE_0 模和 TM_0 模的有效折射率变化. 将复合光波导折射率灵敏度定义为 $S_{\text{RI}} = \Delta\phi/\Delta n_c$. 基于上述四层平板波导理论, 可计算得出 S_{RI} 与 Ta_2O_5 薄膜等效厚度 T_{eq} 的关系, 如图 5 所示. 通过实验测试复合光波导芯片的折射率灵敏度, 并将测得的实验值代入上述关系, 可得此芯片 Ta_2O_5 梯度薄膜的等效厚度. 当集成光偏振干涉传感器用于蛋白质分子吸附检测时, 定义复合光波导吸附层厚度灵敏度为 $S_{\text{ad}} = \Delta\phi/t_{\text{ad}}$. 将 T_{eq} 代入五层平板波导的模式本征方程, 可理论计算求得 S_{ad} . 根据 Feijter 方程式蛋白质表面覆盖

度 Γ 可以表示为^[17]

$$\Gamma = \frac{n_{\text{ad}} - n_c}{dn_{\text{ad}}/dc} t_{\text{ad}} = \frac{n_{\text{ad}} - n_c}{dn_{\text{ad}}/dc} \frac{\Delta\phi}{S_{\text{ad}}}, \quad (4)$$

式中 n_{ad} 和 n_c 分别表示蛋白质吸附层和蛋白质溶液的折射率, c 为蛋白质溶液的浓度. 计算时一般取 $n_{\text{ad}} = 1.45$, $n_c = 1.333$, $dn_{\text{ad}}/dc = 0.188\text{ ml/g}$ ^[4].

4 集成光偏振干涉传感器的应用

4.1 折射率检测

集成光偏振干涉传感器可以用于溶液样品的折射率检测. 通过使用一系列具有不同折射率值的溶液对复合光波导的折射率灵敏度进行标定, 获得传感器位相差变化 $\Delta\phi$ 与折射率变化 Δn_c 的标准曲线. 然后通过测量传感器对待测溶液的位相差变化响应, 从而可得此待测物的折射率值, 进而获得有关该物质的相关信息. 图 6 给出了实验中所使用复合光波导芯片的折射率灵敏度曲线, 可知 $\Delta\phi$ 与

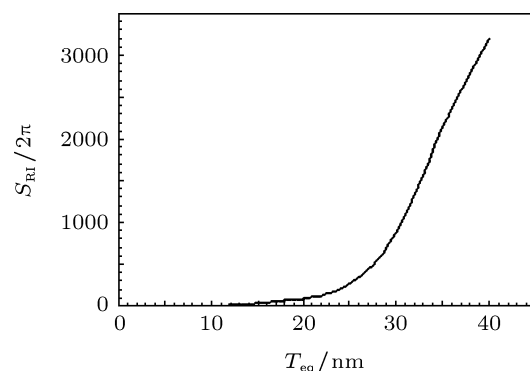


图 5 复合光波导折射率灵敏度与 Ta_2O_5 薄膜等效厚度的关系曲线

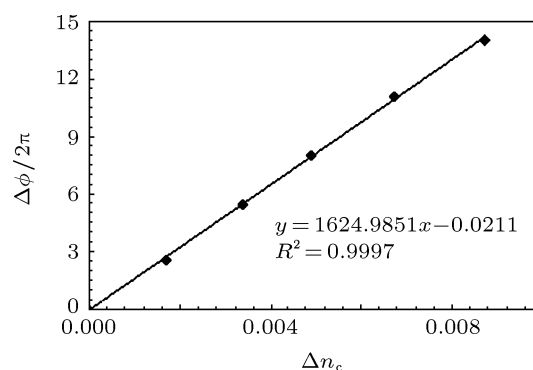


图 6 实验测得的传感器位相差变化 $\Delta\phi$ 与折射率变化 Δn_c 的关系

Δn_c 成线性变化关系 (线性拟合度为 0.9997), $S_{RI} = 1624.985 \times 2\pi/\text{RIU}$ (refractive index unit, RIU). 结合图 5 中复合光波导 S_{RI} 与 Ta_2O_5 梯度薄膜等效厚度的关系曲线可知, 本工作中所使用的 Ta_2O_5 梯度薄膜 $T_{eq} \approx 33.021 \text{ nm}$. 基于此波导芯片, 本文利用集成光偏振干涉传感器对市售食用白醋和白酒分别进行了检测.

4.1.1 食用白醋中醋酸浓度的检测

首先用蠕动泵在样品池内注满去离子水, 当输出光强稳定后, 再匀速泵入食用白醋取代去离子水, 同时记录传感器的输出光强度变化. 在此过程中, 样品池中的液体折射率缓慢地连续变化, 引起波导中两偏振基模的有效折射率改变, 从而导致输出光信号发生振荡. 图 7 为样品池中液体从去离子水变为白醋时测得的干涉谱图, 可以看出, 从开始注入白醋到输出光强达到平衡时间仅需 50 s, 位相差变化为 $\Delta\phi \approx 4 \times 2\pi$. 结合图 6 中测得的折射率灵敏度曲线, 从去离子水变为白醋折射率改变量为 $\Delta n_c \approx 0.0025$, 因此可得白醋的折射率为 $n \approx 1.3355$ (去离子水的折射率为 1.3330). 从食品说明中可知白醋的成分包括醋酸和水. 根据 Lorentz-Lorenz 有效介质表达式 (5)^[18], 得出白醋中醋酸的浓度约为 6.892%(v/v).

$$\frac{n^2 - 1}{n^2 + 2} = f_1 \frac{n_1^2 - 1}{n_1^2 + 2} + f_2 \frac{n_2^2 - 1}{n_2^2 + 2}, \quad (5)$$

式中 n , n_1 , n_2 分别表示白醋、醋酸和水的折射率, f_1 和 f_2 分别表示白醋中醋酸和水的体积分数, $n_1 = 1.36969$ ^[19], $f_1 + f_2 = 1$.

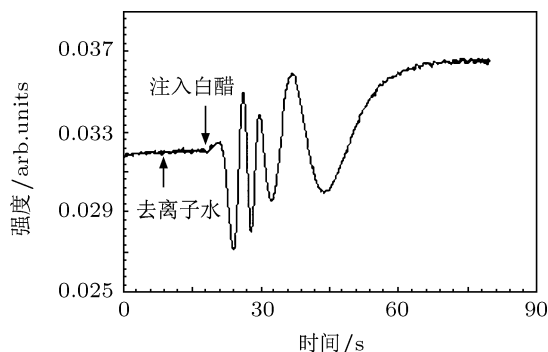


图 7 样品池内液体从去离子水变为白醋过程中测得的干涉谱图

4.1.2 白酒掺杂检测

目前市场上各种假冒伪劣产品经常见报, 如饮料、高档酒、蜂蜜、护肤化妆品等. 大家对物品的“真假鉴别”也有了越来越多的关注. 本文以牛

栏山二锅头酒 (酒精度为 46%(v/v)) 为例, 通过配制一系列掺有不同质量分数水或甲醇的白酒, 进行了白酒掺杂检测. 在测试过程中, 先将样品池内注满牛栏山二锅头酒, 当输出光强稳定后, 将掺杂白酒泵入样品池, 记录传感器位相差的变化. 掺杂后白酒的折射率改变量可以根据实验测得的位相差变化结合芯片的折射率灵敏度计算得出. 图 8(a) 和 (b) 分别给出了传感器测得的位相差变化和折射率变化与白酒中掺水量和掺甲醇量的准线性变化曲线. 实验所使用复合光波导芯片的折射率探测极限约为 $8 \times 10^{-6} \text{ RIU}$, 由图 8 中折射率变化与白酒中掺假量的关系可知, 此芯片能够检测到的最小掺水量和掺甲醇量分别为 0.038 wt% 和 0.035 wt%. 集成光偏振干涉传感器同样适用于其他液体产品的掺杂鉴别检测.

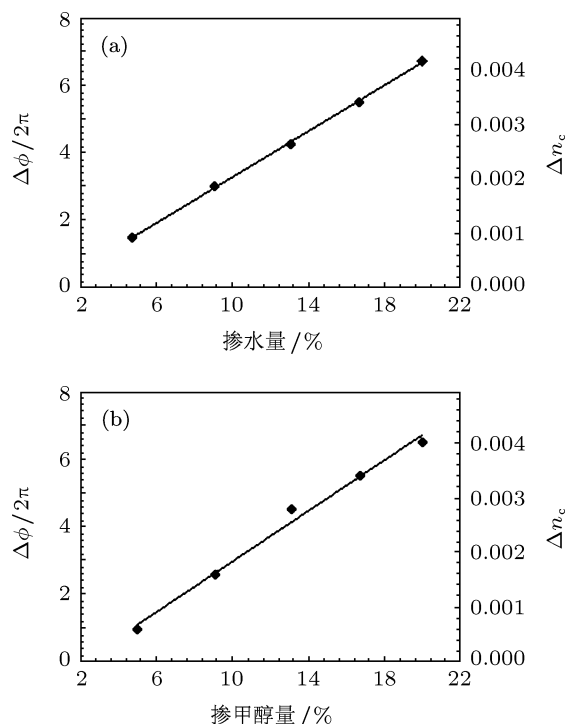


图 8 实验测得的位相差变化和折射率变化与掺杂量的关系 (a) 掺水; (b) 掺甲醇

4.2 生化传感

由 4.1 节可知, Ta_2O_5 梯度薄膜的等效厚度 T_{eq} 已确定, 基于五层平板波导的模式本征方程, 计算出本文所使用复合光波导芯片的吸附层厚度灵敏度 $S_{ad} \approx (2.412 \times 2\pi) \text{ nm}^{-1}$, 结合测得的位相差变化 $\Delta\phi$ 得出蛋白质表面覆盖度 $\Gamma = 0.258 (\Delta\phi/2\pi) (\text{ng/mm}^2)$.

4.2.1 生化分子的吸附测试

集成光偏振干涉传感器可以用于检测生化分子的吸附脱附动态过程, 为芯片表面修饰过程的原位实时监测提供了一种方法. 本文以丁酰胆碱酯酶 (butyrylcholinesterase, BuChE) 为例研究了蛋白质分子的吸附过程. 为此使用 $\text{pH} = 8.0$ 的磷酸盐缓冲液 (phosphate buffer saline, PBS) 配制了浓度为 50 nmol/L 的 BuChE 溶液. 为了能够有效地固定酶分子, 实验采用六甲基二硅烷胺 (1, 1, 1, 3, 3, 3-hexamethyl-disilazane, 简记为 HMDS) 对复合光波导芯片表面进行了硅烷化疏水处理. 然后利用偏振干涉传感器对 BuChE 分子的吸附过程进行了原位实时监测. 测试时, 先将样品池内注满 PBS 缓冲液, 然后将 BuChE 溶液泵入样品池取代 PBS. 吸附达到平衡后, 再次泵入 PBS 清洗芯片表面吸附不牢固的蛋白质分子. 图 9(a) 显示了 BuChE 分子吸附引起的传感器位相差变化随时间的变化曲线. 根据上述推导的 $\Gamma = 0.258(\Delta\phi/2\pi)$ 得出蛋白质表面覆盖度 Γ 与吸附时间的关系, 如图 9(a) 所示. 吸附平衡时 $\Delta\phi = 21\pi$ 对应于 $\Gamma = 2.709 \text{ ng/mm}^2$. 为了验证蛋白质分子是否被有效地固定在复合光波导芯片表面, 利用水接触角测量仪对芯片表面在 BuChE 分子吸附前后的浸润度进行了测量, 结果如图 9(b) 和 (c) 所示. 水接触角 θ 由 94.0° 减小至 47.1° , 表明 BuChE 分子有效地被固定在了复合光波导芯片表面. 由于 BuChE 与有机磷能特异性结合^[20], 故此芯片可以后续用于有机磷农药的检测.

4.2.2 分子自组装测试

分子自组装是分子在氢键、静电力、疏水作用和范德华力等弱相互作用力的协同作用下自发地形成具有特殊结构和形状的聚合体的过程. 对这种分子间相互作用力的研究有助于实现对自组装过程的调控, 并制备具有特定功能的自组装体系. 利用复合光波导偏振干涉传感器可以实现对分子自组装过程的原位实时监测. 本文使用细胞色素 *c* (cytochrome *c*, 简记为 Cyt-*c*, 分子量为 12.3 kDa , $1 \text{ Da} = 1 \text{ u} = 1.66054 \times 10^{-27} \text{ kg}$) 和聚苯乙烯磺酸钠 (polysodium 4-styrenesulfonate, 简记为 PSS, 分子量为 70 kDa) 为例, 利用分子交替沉积法制备了 Cyt-*c*/PSS 分子自组装膜, 并进行了原位实时监测. 测试前, 使用酒精仔细擦拭复合光波导芯片表面, 重复多次, 然后使用高浓度 NaCl 溶液和去离子水反复清洗. 清洗后重新测试芯片的折射率灵敏度, 与之前的结果几乎相等, 表明芯片经反复清洗

后 Ta_2O_5 薄膜的厚度未发生变化.

实验使用 $\text{pH} = 7.0$ 的 PBS 缓冲液配制了 $1 \mu\text{mol/L}$ 的 Cyt-*c* 溶液和 1 mg/mL 的 PSS 溶液. Cyt-*c* 分子的等电点是 10.0 ^[21], 在 PBS 缓冲液中显正电; 而 PSS 是阴离子聚电解质, 分子显负电. 测试时先将样品池内泵满 PBS, 由于 Ta_2O_5 的等电点是 5.2 ^[22], 因此薄膜表面显负电. 输出光强稳定后, 将 Cyt-*c* 溶液泵入样品池. Cyt-*c* 分子开始在 Ta_2O_5 薄膜表面吸附, 使表面带正电. 吸附 30 min 后, 将样品池内泵入 PBS 缓冲液, 清洗芯片表面吸附不牢固的分子. 然后泵入 PSS 溶液, 在静电引力的作用下 PSS 分子开始吸附, 使芯片表面带负电. 同样吸附 30 min 后用 PBS 清洗, 接着再泵入 Cyt-*c* 溶液, 如此往复进行, 便形成了多层 Cyt-*c*/PSS 分子自组装膜. 图 10(a)–(d) 显示了 Cyt-*c* 分子在第一层至第四层组装过程中测得的干涉谱图. 图 10(e) 给出了由各层 Cyt-*c* 分子吸附引起的位相差变化之和及蛋白质表面浓度之和与蛋白质层数的关系, 近似呈线性变化, 由此可得单层 Cyt-*c* 分子吸附引起表面覆盖度的变化约为 0.8 ng/mm^2 .

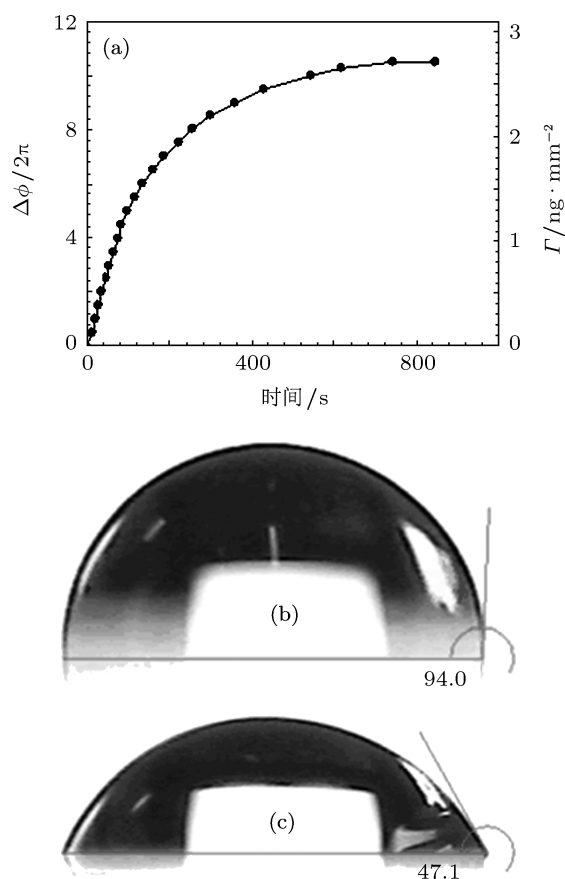


图9 (a) BuChE 分子在芯片表面吸附引起的位相差变化及蛋白质表面覆盖度随时间的变化; (b), (c) 复合光波导芯片表面在 BuChE 分子吸附前后的水接触角变化

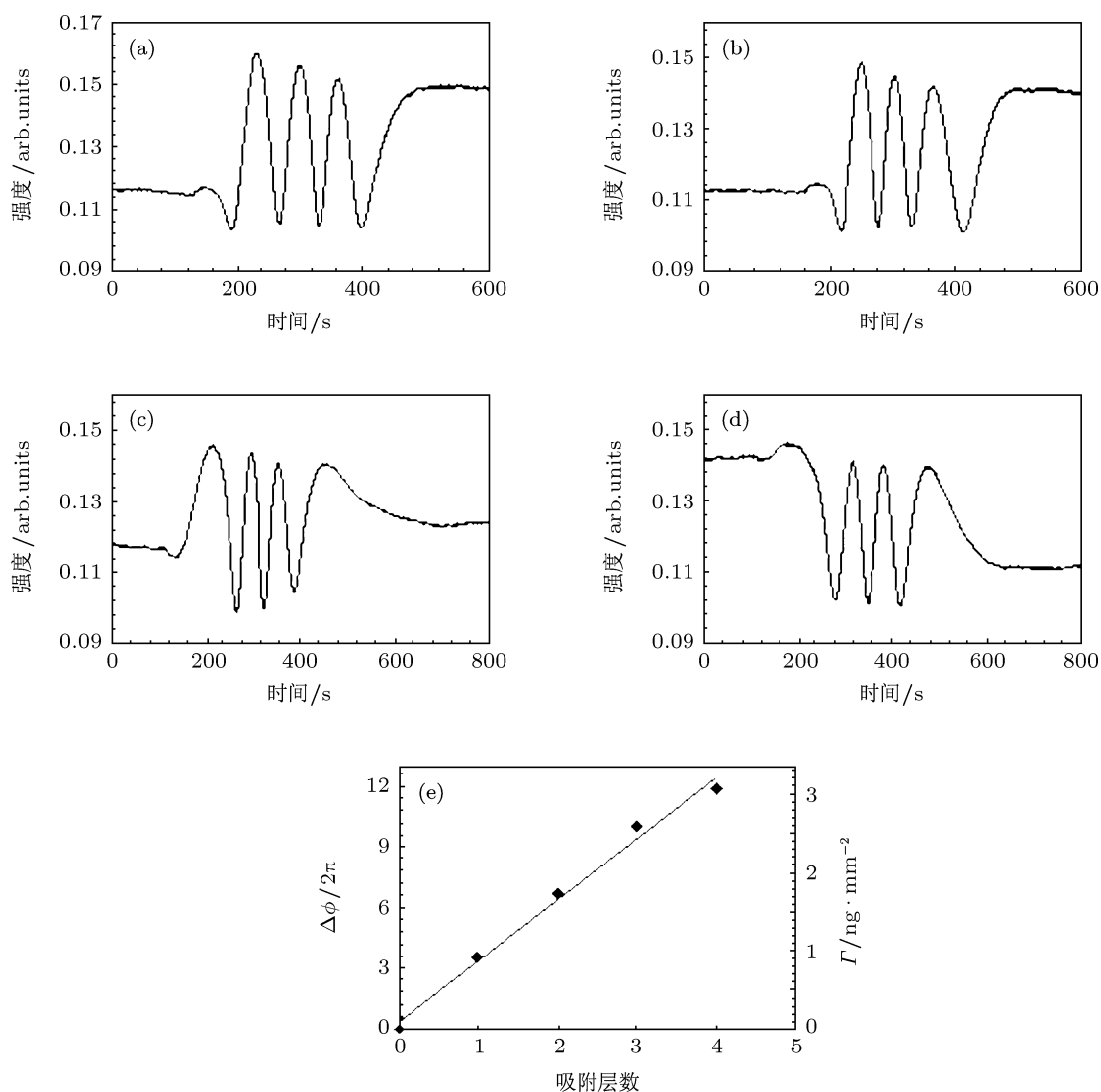


图 10 不同层数 Cyt-*c* 分子组装过程中测得的干涉谱图 (a) 第一层; (b) 第二层; (c) 第三层; (d) 第四层; (e) 由各层 Cyt-*c* 分子吸附引起的位相差变化之和及蛋白质表面浓度之和随蛋白质层数的变化

5 结论

本文系统研究了 Ta_2O_5 /玻璃复合光波导偏振干涉传感器的特性及其潜在的应用. 基于四层平板波导模型计算得出传感器折射率灵敏度与 Ta_2O_5 梯度薄膜等效厚度的关系, 然后结合实验测得的折射率灵敏度曲线得出本工作中使用的 Ta_2O_5 梯度薄膜的等效厚度, 进而根据五层平板波导模型计算得到相应复合波导芯片的吸附层厚度灵敏度. 使用该仪器测定了市售食用白醋的醋酸浓度, 并对市售

牛栏山二锅头酒进行了掺水和掺甲醇的测试比较. 另外利用传感器对丁酰胆碱酯酶的动态吸附过程进行了实时监测, 结合传感器的厚度灵敏度获得了蛋白质表面覆盖度. 进一步利用传感器对细胞色素 *c* 聚苯乙烯磺酸钠复合膜的自组装过程进行了原位实时监测, 结果表明位相差变化与吸附层数近似呈线性变化, 单层细胞色素 *c* 分子吸附引起的芯片表面覆盖度改变量约为 0.8 ng/mm^2 . 实验结果表明 Ta_2O_5 /玻璃复合光波导偏振干涉传感器简单廉价、易于制作、灵敏度高、响应快、操作方便, 芯片可重复使用, 具有良好的开发应用前景.

- [1] Wu X F, Zhang J S, Li Z, Liu Y L, Gong Q H 2009 *Chin. Phys. Lett.* **26** 057302
- [2] Stamm Ch, Lukosz W 1996 *Sens. Actuators B* **31** 203
- [3] Klotz A, Brecht A, Gauglitz G 1997 *Sens. Actuators B* **38-39** 310
- [4] Schmitt K, Oehse K, Sulz G, Hoffmann C 2008 *Sensor* **8** 711
- [5] Qi Z M, Matsuda N, Takatsu, Kato K 2004 *Langmuir* **20** 778
- [6] Yimit A, Rossberg A G, Amemiya T, Itoh K 2005 *Talanta* **65** 1102
- [7] Ymeti A, Greve J, Lambeck P V, Wink T, Van Hövell S W F M, Beumer T A M, Wijn R R, Heideman R G, Subramaniam V, Kanger J S 2007 *Nano. Lett.* **7** 394
- [8] Zinoviev K, Dominguez C, Plaza J A, Busto V J C, Lechuga L M 2006 *J. Lightwave Technol.* **24** 2132
- [9] Irace A, Breglio G 2003 *Opt. Express* **11** 2807
- [10] Ricard-Blum S, Peel L L, Ruggiero F, Freeman N J 2006 *Anal. Biochem.* **352** 252
- [11] <http://www.owls-sensors.com/>[2000-2011]
- [12] Hao P, Wu Y H, Zhang P 2010 *Acta Phys. Sin.* **59** 6532 (in Chinese) [郝鹏, 吴一辉, 张平 2010 物理学报 **59** 6532]
- [13] Gong Y, Guo Y, Rao Y J, Zhao T, Wu Y, Ran Z L 2011 *Acta Phys. Sin.* **60** 064202 (in Chinese) [龚元, 郭宇, 饶云江, 赵天, 吴宇, 冉曾令 2011 物理学报 **60** 064202]
- [14] Qi Z M, Itoh K, Murabayashi M, Yanagi H 2000 *J. Lightwave Technol.* **18** 1106
- [15] Lu D F, Qi Z M 2010 *Chin. Phys. Lett.* **27** 104206
- [16] Lu D F, Qi Z M 2011 *Sens. Actuators B* **157** 575
- [17] De Feijter J A, Benjamins J, Veer F A 1978 *Biopolymers* **17** 1759
- [18] Aspnes D E 1982 *Am. J. Phys.* **50** 704
- [19] Granados K, Gracia-Fadrique J, Amigo A, Bravo R 2006 *J. Chem. Eng. Data* **51** 1356
- [20] Dzyadevych S V, Arkhypova V N, Martelet C, Jaffrezic-Renault N, Chovelon J M, El'skaya A V, Soldatkin A P 2004 *Electroanalysis* **16** 1873
- [21] Topoglidis E, Campbell C J, Cass A E G, Durrant J R 2001 *Langmuir* **17** 7899
- [22] Kosmulski M 1997 *Langmuir* **13** 6315

Characterization and chemical/biosensing application of a high-sensitivity integrated optical polarimetric interferometer*

Lu Dan-Feng Qi Zhi-Mei[†]

(State Key Laboratory of Transducer Technology, Institute of Electronics, Chinese Academy of Sciences, Beijing 100190, China)

(Received 10 October 2011; revised manuscript received 28 October 2011)

Abstract

A tapered thin film of Ta₂O₅ is sputtered on a single-mode slab glass waveguide to form a composite optical waveguide (COWG) for serving as a prism-coupled integrated optical polarimetric interferometer. The relationship between the refractive-index sensitivity (S_{RI}) of the interferometer and the equivalent thickness (T_{eq}) for the tapered layer of Ta₂O₅ is theoretically analyzed based on a four-layer homogeneous waveguide model. A comparison of the measured S_{RI} with the simulated data leads to $T_{eq} \approx 33.021$ nm for the COWG used. The sensitivity of the interferometer to thickness of the protein adlayer is determined to be $S_{ad} \approx (2.412 \times 2\pi)/\text{nm}$. The acetic-acid concentration of a commercial Chinese vinegar is investigated, for the first time, by use of the interferometer combined with the Lorentz-Lorenz effective-medium theory. Water and methanol adulterations of a commercial Chinese liquor are detected with the interferometer. The results indicate that the refractive-index change induced by the adulteration is a quasi-linear function of the adulteration amount. Both the dynamic adsorption process of butyrylcholinesterase and the self-assembly process of cytochrome *c*/PSS multilayer film are monitored in real time with the sensor. The protein surface coverage is obtained from the combination of the measured phase-difference change and the adlayer-thickness sensitivity.

Keywords: composite optical waveguide, polarimetric interferometry, high sensitivity, chemical biosensing

PACS: 42.82.Bq, 07.60.Ly, 42.79.Gn

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 60978042, 61078039), the National Basic Research Program of China (Grant No. 2009CB320300), and the '100 Talents Project' of Chinese Academy of Sciences, China.

[†] E-mail: zhimei-qi@mail.ie.ac.cn