

文章编号 1004-924X(2013)03-0672-08

差分干涉表面等离子体共振传感器的优化与验证

王弋嘉¹, 张崇磊¹, 王 蓉¹, 朱思伟², 袁小聪^{1*}

(1. 南开大学 信息技术科学学院 现代光学研究所, 天津 300071;

2. 南开大学 人民医院, 天津 300121)

摘要: 分析了影响相位调制的表面等离子体共振 (SPR) 传感器灵敏度及动态范围的各种因素。搭建了差分干涉 SPR 相位检测系统, 使用 matlab 软件模拟了若干因素对该类传感器的灵敏度和动态范围的影响, 并使用 3 种厚度的金膜进行了实验验证, 同时实时测量了牛血清白蛋白与其抗体之间的反应过程。结果显示, 入射角度对于灵敏度和动态范围没有影响, 而入射光波长、所选金属的介电常数和金膜厚度这 3 个因素是起作用的。这 3 个因素中, 金膜厚度是比较重要且最易调节的一个。选定金膜后, 通过调节入射角和反应物浓度, 将抗原抗体反应导致的相位变化限制在系统的线性范围内进行了实时检测。结果表明, 对于波长为 633 nm 的光源, 在测量牛血清白蛋白与其抗体之间的反应过程中, 兼顾灵敏度和动态范围的最优金膜厚度为 48 nm, 此时动态范围为 0.013 6RIU, 灵敏度为 6.67×10^{-7} RIU/0.01°。

关键词: 生物传感器; 表面等离子体共振传感器; 相位调制; 动态范围; 灵敏度

中图分类号: TP212.3 **文献标识码:** A **doi:** 10.3788/OPE.20132103.0672

Optimization and validation of differential interferometric surface plasmon resonance sensor

WANG Yi-jia¹, ZHANG Chong-lei¹, WANG rong¹, ZHU Si-wei², YUAN Xiao-cong^{1*}

(1. *Institute of Modern Optics College of Information Technical Science
Nankai University, Tianjin 300071, China;*

2. *Nankai University Affiliated Hospital, Tianjin 300121, China)*

* *Corresponding author, E-mail: xcyuan@nankai.edu.cn*

Abstract: The sensitivity and dynamic range are main performance parameters of a Surface Plasmon Resonance (SPR) biosensor with phase modulation. In this paper, the main effect factors on sensitivity and dynamic range of the sensor were analyzed, and the influence of nonlinear change of phase difference on the results of real-time monitoring biological reaction was analyzed. A high resolution SPR system based on a Mach-Zehnder configuration was set up. The phase difference curves of a series gold membrane thicknesses and incident angles were simulated by matlab software, and the effect of several factors on the resolution and dynamic range were evaluated. In addition, the real-time monitoring of binding reaction between Bovine Serum Albumin (BSA) and BSA antibodies was also demonstrated. Obtained results show that the influence of membrane thickness is significant and nonlinear, but the incident angle shows little effect on the resolution and dynamic range. The influence of narrow

收稿日期: 2012-12-16; 修订日期: 2013-01-17.

基金项目: 国家自然科学基金重点项目 (No. 61036013)

dynamic range on biology reaction measurement can be minimized by optimizing some parameters, such as membrane thickness, incident angle and reactants concentration. Experimental results show that the sensitivity and dynamic range can be optimized by adjusting gold membrane thicknesses. This paper analyzed several influence factors of the sensitivity and dynamic range of phase modulation SPR biosensors. For a light source with 633 nm wavelength, the most optimal membrane thickness is 48 nm when the reaction between BSA and its antibody is measured. In this situation, the dynamic range is 0.013 6RIU and the sensitivity is 6.67×10^{-7} RIU/ 0.01° .

Key words: biosensor; Surface Plasmon Resonance (SPR) biosensor; phase modulation; dynamic range; sensitivity

1 引言

表面等离子体共振 (Surface Plasmon resonance, SPR) 生物传感器可以对传感芯片上的结合反应进行实时、无标记的检测。该传感器广泛应用于研究蛋白、核酸、脂类等生物分子之间的相互作用,以及它们与诸如细胞、病毒颗粒或噬菌体的结合作用^[1-3]。SPR 传感器检测方式为角度^[4]、波长^[5]、强度^[6]和相位检测。相位检测的基本原理是固定入射光波长和角度,探测 TM 波在棱镜底面反射前后相位的变化。与其他检测方式相比,相位检测技术可以使 SPR 传感器对于折射率单位 (Refractive Index Unit, RIU) 的检测灵敏度提高 1~2 个数量级。与其它检测方式相比,相位检测的光路和所需计算程序较复杂,因此起步较晚,但由于相位检测具有灵敏度高的优势,近年来也有不少相位检测新方法方面的文章,例如 Mach-Zehnder 干涉仪法^[7-8]、旋转分析仪法^[9]、光弹调制法^[10]等。这些 SPR 相位检测方法的分辨率一般都高于 10^{-6} RIU。

传感器的灵敏度定义为输出量与输入量之比,对于 SPR 传感器,即为直接检测参量与待测参量的变化量之比: $S = d\phi/dn$ 。其中, ϕ 为直接检测参量,对应 4 种测量方式, ϕ 可以为共振角度、共振波长、反射光强和相位差; n 为待测参数,通常为 RIU、膜厚度等。相位调制的直接检测参量的变量 $\Delta\phi$ 之所以比其它方法显著,是由于在共振角附近 p 光激发 SPR 时,相变曲线具有一个很陡峭的变化,相位的变化要比光强变化剧烈得多^[11]。有报道 SPR 相位检测的分辨率达到 5.5×10^{-8} ^[8]。

除了灵敏度以外,SPR 传感器另一个重要性

能指标是动态范围,也就是能够测量的样品 RIU 的线性范围。如何提高 SPR 传感器的灵敏度及动态范围,已成为近期的研究热点^[12]。理论上,传感器的灵敏度越高,其动态范围越窄,相位调制的 SPR 传感器也存在这个问题。此外,当样品 RIU 变化时,相位差的变化是非线性的,仅当入射角非常接近共振角时,相位差才是接近线性的变化。因此,相位调制方法适合检测非常小的 RIU 变化,当生物学反应持续进行,导致 RIU 不断增加时,相位差的变化就很容易超出动态范围。

本文对相位调制 SPR 传感器的灵敏度和动态范围进行了理论和实验的分析,通过对不同膜厚的理论和实验分析,进行了实际的生物学反应实时测量,并对相位调制 SPR 传感器的相位变化进行了分析。本研究对进一步开展生物医学传感的应用具有重要的指导意义

2 实验系统搭建及标定

所使用的实验系统如图 1 所示:光源为 $\lambda = 633$ nm 的氦氖激光器,经过起偏器使光线的偏振态成为 50% 的 p 偏振光和 50% 的 s 偏振光(针对棱镜斜面为入射面);之后光线经过分束器 I,分为信号光和参考光,信号光入射棱镜,棱镜上表面的微流槽可以控制液体流速,以便加样从而调节在传感器头上进行的生物学反应,同时可降低环境对于测量的影响;棱镜安装在可以精确调节角度的旋转台上,可以根据样品情况,对角度进行微小调节;参考光入射到安装在压电陶瓷上的反射镜,并随着压电陶瓷的移动,会对参考光与信号光的光程差进行线性调节;之后参考光与信号光通过分束器 II 合束,合束后的

光线通过 Wollaston 棱镜将 p 光与 s 光分开, 分别经透镜聚焦后进入平衡光电探测器; 由于两种不同偏振态的光线各自干涉, 使得探测器接收到的光强随着压电陶瓷的移动, 即随着时间

的变化成正弦变化, 从而可以计算出 p 光及 s 光通过传感器头的相位变化; 将 p 光与 s 光的相位进行时间轴上的点对点相减, 即可得到相位变化的数值, 从而对应于所测样品的 RIU 变化。

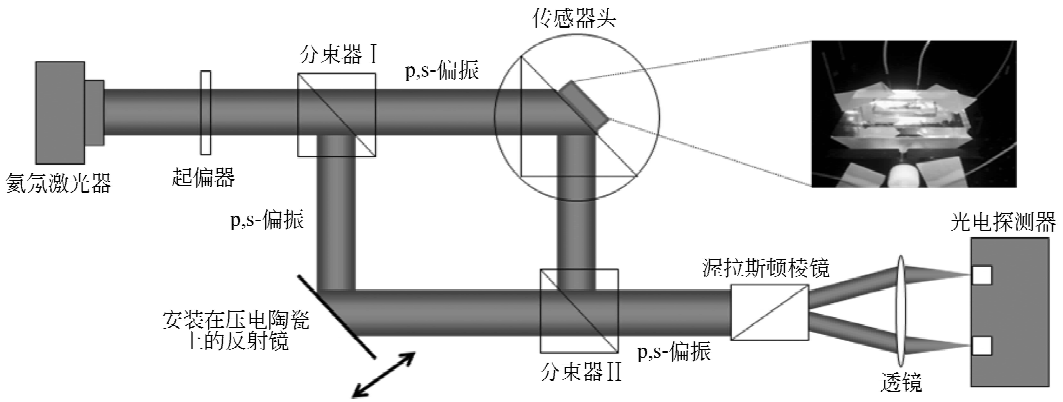


图 1 基于 Mach-Zehnder 干涉仪的相位调制 SPR 生物传感器

Fig. 1 Phase modulation of SPR biosensor based on Mach-Zehnder interferometer

首先, 对本系统的分辨率进行标定, 选取系统动态范围内的一点 ($RIU=1.346\ 700$), 测量 20 次相变并计算系统的分辨率。其结果如表 1 所示:

表 1 针对 RIU 为 1.346 700 样品的 20 次相变测量结果

Tab. 1 Phase difference results of measurement for twenty times ($RIU=1.346\ 700$)

| | | | | | |
|----|---------|---------|---------|---------|---------|
| 次数 | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 |
| 相变 | 171.633 | 171.106 | 171.639 | 171.420 | 171.311 |
| 次数 | 6 | 7 | 8 | 9 | 10 |
| 相变 | 171.156 | 171.533 | 171.499 | 171.327 | 171.503 |
| 次数 | 11 | 12 | 13 | 14 | 15 |
| 相变 | 171.912 | 171.141 | 171.698 | 171.625 | 171.441 |
| 次数 | 16 | 17 | 18 | 19 | 20 |
| 相变 | 171.078 | 171.436 | 171.221 | 171.681 | 171.256 |

从第 2 次测量结果开始计算标准差, 如图 2 所示, 从图 2 可以看出, 在测量了 15 次以后, 标准差趋于稳定, 即本系统测量每个样品 15 次, 即可达到分辨率最高的结果。

15 次的测量结果标准差为 0.22° , 对应 RIU 分辨率为 2.2×10^{-5} RIU, 与传统的相位调制 SPR 传感器相当。

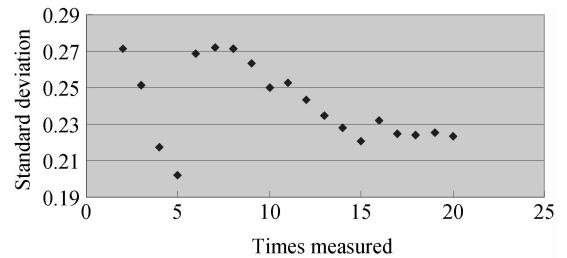


图 2 测量次数与标准差的关系

Fig. 2 Relationship between measurement times and standard deviation

3 物理参数对于系统性能的影响

传感芯片的金属膜厚度、入射角及金属的介电常数和入射波长等都会对相位调制 SPR 传感器动态范围和灵敏度产生影响, 而实验系统中最易进行调节的为金膜厚度, 传感器的入射角度则要根据所测样品的 RIU 进行调节。

根据金属膜理论^[13], 使用 matlab 软件模拟计算的方法分析了 SPR 传感芯片的入射波长、金膜厚度以及入射角对相位检测的灵敏度和动态范围的影响。

首先对入射波长的影响进行分析, 选取了 633、650、780 nm 3 种波长, 由于以不同波长作为

光源的 SPR 传感器达到最高灵敏度所需金膜厚度不同,因此对这 3 种波长进行分析时,分别取其相应最灵敏时的膜厚,从图 3 可看出,650 nm 波长灵敏度最高(7.9×10^{-8} RIU/ 0.01°),其次为 633 nm (9.8×10^{-8} RIU/ 0.01°),最后为 780 nm (1.1×10^{-7} RIU/ 0.01°)。波长距离 650 nm 越远,灵敏度越低,另外两种常用光源 532 nm (4.2×10^{-7} RIU/ 0.01°)和 1 064 nm (9.3×10^{-7} RIU/ 0.01°)的灵敏度很低,并且在图中的折射率范围内不能全部产生 SPR 现象,因此未在图中显示。在常用的光源中,633 和 780 nm 两种波长具有较高的灵敏度,适宜作为表面等离子体的激发光源。

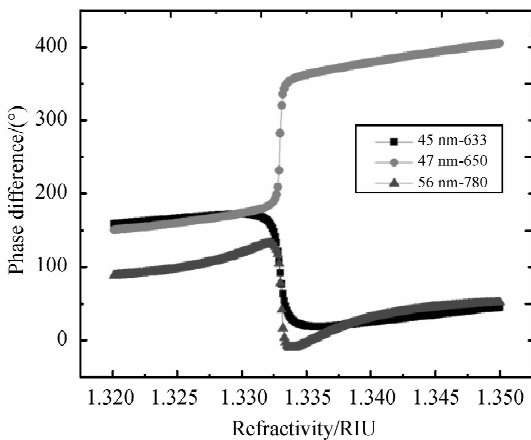


图 3 不同波长对应的相变曲线

Fig. 3 Phase difference curve of different wavelengths

分析金膜厚度的影响时,入射波长取 633 nm,入射角确定为以水为样品,基底材料为 K9 石英玻璃($n=1.516$)在 20°C 时 RIU(1.333 00)的 SPR 角,一般的相位调制 SPR 传感器的信噪比为 0.01° 。这里将可接受的灵敏度定为 $S=10^{-5}$ RIU/ 0.01° ,由于系统所处的环境会影响分辨率,因此实际的分辨率还要低一些。文中还进行了实验验证,使用上海田京电子光学技术有限公司生产的 DM220 型高真空镀膜机,通过适当镀膜时的电流和时间,对所镀金膜厚度进行控制,之后使用原子力显微镜进行厚度测定,选取 46,50 和 55 nm 厚度的 3 种金膜。配置了一系列浓度的乙醇溶液并使用阿贝折射计进行 RIU 标定,以之为样品进行实验测量,并与理论模拟结果进行比较。

使用 matlab 软件模拟了在入射波长为 633 nm 条件下,一系列金膜厚度(35~55 nm)及入射

角($73.00^\circ \sim 73.90^\circ$)的相变曲线,如图 4 及图 5 所示。假定系统最小能够分辨 0.01° 的相差,从模拟结果可以看出,随着金膜厚度的增加,系统的灵敏度和分辨率逐渐降低,而测量区间逐渐增大(图 6)。另一方面,当 SPR 角为 73.00° 时,随着入射角度逐渐增加,线性区域的灵敏度从 $\theta=73.00^\circ$ 时的 $S=2.8 \times 10^{-5}$ RIU/ 1° ,增加到 $\theta=73.90^\circ$ 时的 $S=4.4 \times 10^{-5}$ RIU/ 1° ,灵敏度在 $S=10^{-5}$ RIU/ 0.01° 以内的动态范围,RIU 从 0.009 3 增加到 0.010 3,因此使用的角度调节装置的误差在 0.5° 以内即可基本满足要求。

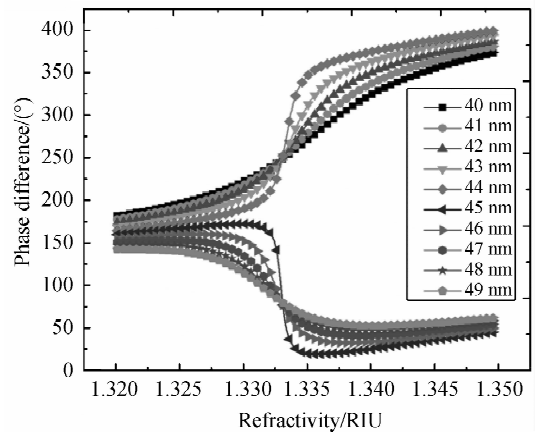


图 4 金膜厚度为 35~55 nm 时的相变曲线(模拟结果)

Fig. 4 Phase difference curves for gold membrane thicknesses of 35 to 55 nm (simulate results)

配置了一系列浓度的乙醇溶液,使用阿贝折射仪标定了它们的 RIU,之后对其相变进行测量,如图 7 所示。

从模拟结果中可以看出,金膜厚度对于系统动态范围的影响是非线性的,在金膜厚度从 45 增加至 49 nm 左右时,动态范围显著增加,将动态范围界定在灵敏度 10^{-5} RIU/ 0.01° 之内时,动态范围从 45 nm 时的 0.002 3RIU 增加至 49 nm 时的 0.014 8RIU,在这个厚度范围的下端,越接近 45 nm,动态范围越窄,灵敏度越高。在 45 nm 以下时,金膜厚度越大,动态范围越宽,灵敏度越低。虽然 45 nm 的厚度具有最高的灵敏度,但系统的动态范围过短,当反应持续进行,RIU 连续变化时,相位差会迅速超出动态范围,因此,系统的设计应

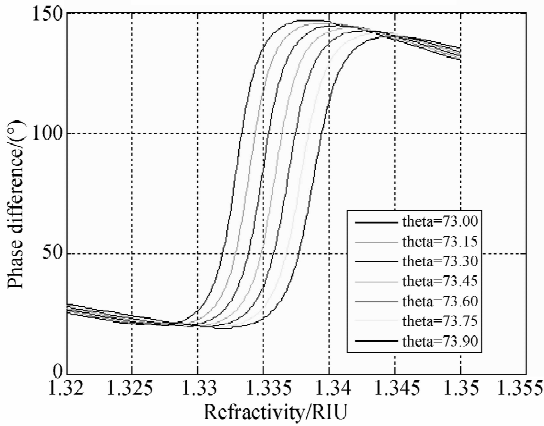


图 5 不同入射角对应的相变曲线

Fig. 5 Phase difference curves of different incident angles

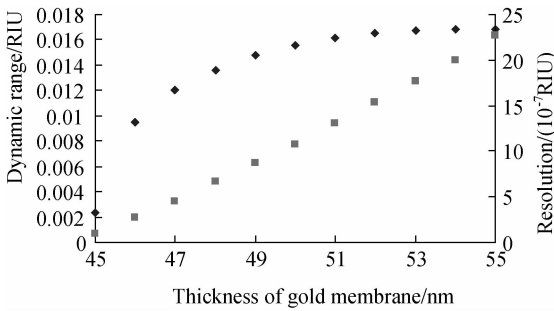


图 6 不同金膜厚度对应的分辨率和灵敏度为 10^{-5} RIU/0.01° 时的动态范围

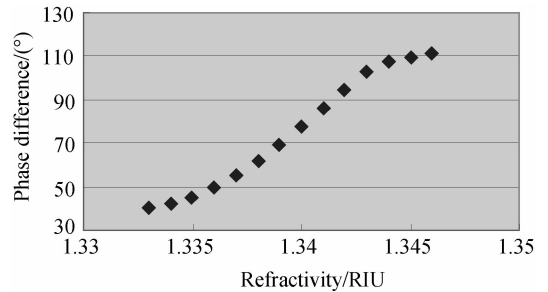
Fig. 6 Resolution of different gold membrane thicknesses and dynamic range of sensitivity in 10^{-5} RIU/0.01°

同时满足灵敏度和动态范围两方面的要求。从实验结果也可以看出,虽然实验中的外界环境影响了系统的分辨率,但整体的灵敏度和测量区间随金膜厚度变化的趋势是存在的。实验中,传感芯片上的金膜厚度可通过更换芯片来调节,并且对动态范围及灵敏度进行调节优化的效果较明显。

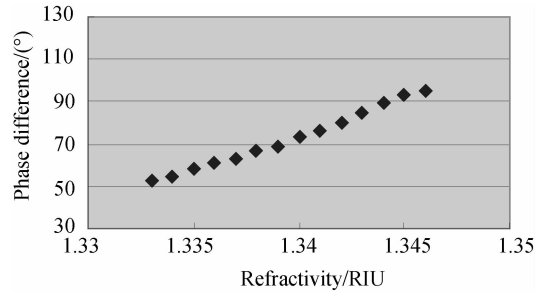
本文使用 3 种不同厚度的金膜进行了实验验证,3 种金膜厚度理论灵敏度分别为 2.67×10^{-7} (46 nm)、 1.05×10^{-6} (50 nm) 和 2.27×10^{-6} (55 nm),实验分辨率为 1.19×10^{-6} (46 nm)、 2.5×10^{-6} (50 nm) 和 2.86×10^{-6} (55 nm)。虽然由于外界环境中的噪声存在,会影响实验系统的分辨率,但是实验结果中分辨率的变化趋势与理论模拟

相同。

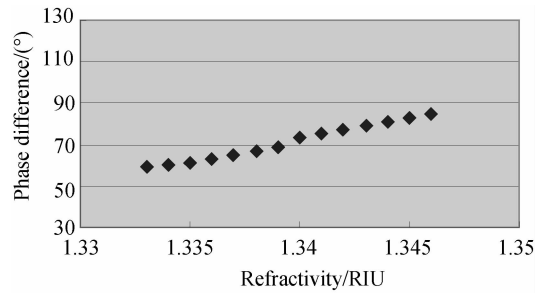
虽然 SPR 所测反应的 RIU 是在水的附近,但要比水的 RIU 稍大。测量时,为了不超出相位调制的动态范围并且能够达到最佳的灵敏度,一般要将入射角调节至样品 RIU 所对应的 SPR 角。因此,分析了不同的入射角对系统动态范围和灵敏度的影响。从模拟结果可以看出,由于样品 RIU 与水比较接近,所对应的 SPR 角相差不大,在 0.9° 的变化范围内,动态范围和灵敏度基本变化也不大。



(a)膜厚为 46 nm
(a)Membrane thickness in 46 nm



(b)膜厚为 50 nm
(b)Membrane thickness in 50 nm



(c)膜厚为 55 nm
(c)Membrane thickness in 55 nm

图 7 一系列浓度乙醇溶液的相变测量结果(金膜厚度分别为 46,50,55 nm)

Fig. 7 Phase difference measurement results for ethanol with a series concentrations (gold membrane thickness is 46, 50, 55 nm, respectively)

传感芯片所用金属的介电常数对于系统的动态范围和灵敏度会有很大影响。以波长 633 nm, 入射角为水的 SPR 角为例。若使用银膜, 灵敏度会提高大约一个数量级, 同时动态范围会变窄, 但银并不是一个理想的选择, 因为银不如金稳定, 易与分析物相互作用。

4 牛血清白蛋白与抗体的实时测量

为了验证本系统对生物大分子结合反应实时测量的能力, 对牛血清白蛋白(Bovine Serum Albumin, BSA)与其抗体之间的反应进行了测量。对传感芯片的预处理: 先使用 30% 的过氧化氢和 96% 的硫酸, 以 1:3 混合, 对金片进行清洗; 之后使用 11-MUA 溶液处理 4 h, 11-MUA 的 thiol 能够共价结合金表面, 它的羧基末端能够结合抗原; 之后具有羧基末端的金片被此溶液激活: EDC(200 mM), NHS(50 mM) 以及 5 mg/ml 浓度的 BSA 抗原, 反应至少 15 min, 然后用乙醇胺冲洗。这样就得到了表面包被有 BSA 的传感芯片。

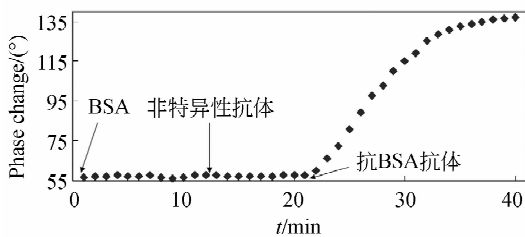


图8 依次加入非特异性抗体和抗 BSA 抗体后的相变曲线

Fig. 8 Response curve of differential phase after sequential addition of nonspecific antibody and BSA antibody into sensor head

在实验中, 首先根据 p 光反射光强的变化, 将入射角调节至稍小于包被有 BSA 的传感芯片的 SPR 角, 以便使反应中的折射率变化落在传感器测量的线性范围内。使用的抗体为北京博奥森生物技术有限公司生产的 EGFR 抗体作为非特异性抗体, 牛血清白蛋白抗体作为特异性抗体。依次向反应体系中注入 0.5 $\mu\text{g}/\text{ml}$ 的非特异性抗体和特异性抗体, 使用微流控系统将流速控制在 200 $\mu\text{l}/\text{min}$, 实时测量了 BSA 与抗体之间的结合反应。

由于反应物的种类和浓度, 不同生物学反应所引起的折射率差别很大, 为了使测量结果更加准确, 选取金膜厚度的依据为在不超出线性范围的情况下尽可能提高灵敏度。为了确定合适的膜厚, 首先使用线性范围较大的金膜(55 nm)测量, 得到其折射率变化为 0.013 RIU 左右。由于 48 nm 厚金膜的线性范围为 0.0136 RIU, 稍大于该变化量, 因此选取该厚度金膜做进一步精确的测量, 反应过程中相变随时间的变化如图 8 所示。反应前后相变共 90° 左右, 根据 48 nm 厚金膜的模拟结果, 90° 相变对应 0.0133 RIU 的变化, 落在其线性范围(0.0136 RIU)之内, 因此测量结果没有超出线性范围。

相位调制方法虽然具有较窄的动态范围和线性范围, 但如果通过调节入射角度和反应物浓度, 也可将反应导致的相位变化限制在系统的线性范围内。本文从 BSA 与其抗体的反应检测结果中进行了分析, 将相变作为传感器的应答单位(Response Unit, RU)值, 在 BSA 抗体加入到反应体系之后, RU 值将随着反应的进行而增加, 在全部抗体与表面包被的抗原结合完毕后, RU 值将不随时间增加而增加。另外, 如果所测生物学反应较强, 对应较大的 RIU 变化时, 还是需要借助一些其他的方法增加测量区间, 例如使用 LED 为光源的差分光谱干涉仪^[14], 也可适当增加金膜的厚度, 当然, 通过这种方式的调节, 相位调制的 SPR 传感器灵敏度还是要高于其他方式。

5 结论

针对相位调制 SPR 传感器的灵敏度和线性范围的影响因素进行了详细的分析, 其中金膜厚度是一个易于调节的因素, 在实际测量的生物反应中, 为了兼顾动态范围和灵敏度, 金膜厚度可取 48 nm 左右, 动态范围为 0.0136 RIU, 灵敏度为 $6.67 \times 10^{-7} \text{RIU}/0.01^\circ$ 。由于相位调制的方法具有较窄线性测量区间的特点, 本文搭建了差分干涉 SPR 传感系统, 从实验层面进行了验证, 对抗原抗体的结合反应进行了实时测量。本研究对于进一步将相位调制 SPR 传感器应用于生物医学传感领域具有重要的指导意义。

参考文献:

- [1] PARK K, AHN J, YI S Y, *et al.*. SPR imaging-based monitoring of caspase-3 activation [J]. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, 2008, 368: 684-689.
- [2] MORI T, INAMORI K, INOUE Y, *et al.*. Evaluation of protein kinase activities of cell lysates using peptide microarrays based on surface plasmon resonance imaging[J]. *Analytical Biochemistry*, 2008, 375: 223-231.
- [3] SENEVIRATNE A M P B, BURROUGHS M, GIRALT F, *et al.*. Direct-reversible binding of small molecules to G protein $\beta\gamma$ subunits[J]. *Biochimica et Biophysica Acta* 2011, 1814 : 1210-1218.
- [4] HIRAGUN T, YANASE Y, KOSE K, *et al.*. Surface plasmon resonance-biosensor detects the diversity of responses against epidermal growth factor in various carcinoma cell lines [J]. *Biosensors and Bioelectronics* 2012, 32: 202-207.
- [5] LIU X, SONG D Q, ZHANG Q L, *et al.*. Wavelength-modulation surface plasmon resonance sensor [J]. *Trends in Analytical Chemistry*, 2005, 24 (10): 887-893.
- [6] YANASE Y, HIRAGUN T, KANEKO S, *et al.*. Detection of refractive index changes in individual living cells by means of surface plasmon resonance imaging [J]. *Biosensors and Bioelectronics* 2010, 26: 674-681.
- [7] WONG C L, HO H P, SUEN Y K, *et al.*. Real-time protein biosensor arrays based on surface plasmon resonance differential phase imaging [J]. *Biosensors and Bioelectronics* 2008, 24: 606-612.
- [8] WU S Y, HO H P, LAW W C, *et al.*. Highly sensitive differential phase-sensitive surface plasmon resonance biosensor based on the Mach-Zehnder configuration[J]. *Optics letters*, 2004, 29 (20): 2378-2380.
- [9] NARAOKA R, KAJIKAWA K. Phase detection of surface plasmon resonance using rotating analyzer method [J]. *Sensors and Actuators B*, 2005, 107: 952-956.
- [10] HO H P, LAW W C, WU S Y, *et al.*. Phase-sensitive surface plasmon resonance biosensor using the photoelastic modulation technique [J]. *Sensors and Actuators B*, 2006, 114: 80-84.
- [11] 熊尚, 罗雪丰, 韩立. 纯金膜表面等离子体增强的旋光效应[J]. *光学精密工程*, 2012, 20(7): 1525-1531.
- XIONG SH, LUO X F, HAN L. Plasmon enhanced magneto-optical effect on surface of pure gold film[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2012, 20(7): 1525-1531. (in Chinese)
- [12] 郝鹏, 吴一辉. 基于噪声分析的波长表面等离子体共振分析仪的数据处理[J]. *光学精密工程*, 2009, 17(9): 2159-2164.
- HAO P, WU Y H. Data process of spectroscopic surface plasmon resonance analyzer based on noise analysis[J]. *Opt. Precision Eng.*, 2009, 17(9): 2159-2164. (in Chinese)
- [13] 马科斯·波恩, 埃米尔·沃耳夫. 光学原理, 光的传播、干涉和衍射的电磁理论[M]. 北京: 科学出版社, 1978.
- BORN M, WOLF E. *Principles of optics, Electromagnetic theory of propagation, Interference and diffraction of light* [M]. Beijing: Science press, 1978. (in Chinese)
- [14] SIU P N, CHI M L W, SHU Y W, *et al.*. Differential spectral phase interferometry for wide dynamic range surface plasmon resonance biosensing [J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2010, 26: 1593-1598.

作者简介:



王弋嘉(1980—),男,天津人,博士研究生,2006年于军事医学科学院获硕士学位,主要从事表面等离子体共振传感器方面的研究。E-mail: wyjwyjwyj1@yahoo.com.cn



张崇磊(1985—),男,陕西省榆林人,博士研究生,2011年于南开大学获硕士学位,主要从事表面等离子体光学方面的研究。E-mail: zhangsir071115@gmail.com



王 蓉(1988—),女,安徽宣城人,硕士研究生,2010年于南开大学获学士学位,主要从事表面等离子体共振传感器方面的研究。E-mail: xin_yiwangrong@126.com



朱思伟(1963—),男,浙江人,教授,1989年于南开大学和天津医科大学获医学硕士学位,主要从事应用物理新技术和新方法在医学的应用研究。E-mail: siweiz@medmail.com.cn



袁小聪(1963—),男,上海人,长江学者特聘教授,博士生导师,1994年于英国伦敦大学国王学院获博士学位,主要从事微纳光学、信息光学、表面等离子体光学方面的研究。E-mail: xcyuan@nankai.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)