

基于物镜耦合的波长-角度共同调制表面等离 激元共振传感器

王畅^{1,2},王雪^{1,2},孙旭晴¹,魏茹雪^{1,2},刘虹遥¹,孙晓娟^{1,2},王飞^{1,2},路鑫超^{1*},黄成军^{1,2} ¹中国科学院微电子研究所健康电子研发中心,北京 100029;

²中国科学院大学,北京 100049

摘要 基于棱镜耦合的波长调制表面等离激元共振(SPR)传感器只能在长波段获得较高检测灵敏度,无法兼顾检测范围与检测灵敏度。研究了一种基于物镜耦合激发表面等离激元的波长-角度共同调制的 SPR 传感装置,使用物镜耦合使角度易于调节,这提高了 SPR 传感器在短波处的检测灵敏度,从而在较大检测范围内实现了高灵敏度 折射率测量。通过理论仿真与实验,使用波长-角度共同调制的 SPR 传感方法对不同浓度的葡萄糖溶液的折射率 进行测量,动态检测范围为 4.4×10⁻² RIU,检测灵敏度达到 5066.97 nm/RIU。相较于波长调制 SPR 传感方法, 使用波长-角度共同调制的 SPR 传感方法在检测范围不变的情况下,检测灵敏度提高了 2.5 倍。该检测方法实现 了对折射率高灵敏度、高动态检测范围的快速检测,可广泛应用在生物医学及食品安全等领域。 关键词 表面光学;表面等离激元共振;折射率测量;波长调制;角度调制 **中图分类号** O436.2 **文献标志码** A **doi**: 10.3788/AOS202141.1724001

Objective-Coupled Wavelength and Angle Co-Modulated Surface Plasmon Resonance Sensor

Wang Chang 1,2 , Wang Xue 1,2 , Sun Xuqing 1 , Wei Ruxue 1,2 , Liu Hongyao 1 ,

Sun Xiaojuan^{1,2}, Wang Fei^{1,2}, Lu Xinchao^{1*}, Huang Chengjun^{1,2}

¹Health Electronics Center, Institute of Microelectronics of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100029, China; ²University of Chinese Academy of Sciences, Beijing 100049, China

Abstract Wavelength-modulated surface plasmon resonance (SPR) sensors based on prism coupling can obtain high detection sensitivity only in the long-wavelength band but cannot take both detection range and detection sensitivity into account. In this work, we proposed a wavelength and angle co-modulated SPR sensor using the surface plasmons excited by objective-coupling. Through angle adjustment via objective coupling, the detection sensitivity of the SPR sensor in the short-wavelength band is improved, and the refractive index is measured with high sensitivity in a large detection range. Through simulations and experiments, the refractive indices of glucose solutions with different concentration were measured with the proposed method. The dynamic detection range is 4.4×10^{-2} RIU, and the detection sensitivity is 5066. 97 nm/RIU. In comparison with the wavelength-modulated SPR sensing method, the detection sensitivity of the wavelength and angle co-modulated SPR sensing method is increased by 2.5 times in the same detection range. This method achieves the real-time and rapid detection of refractive indices with

收稿日期: 2021-01-11; 修回日期: 2021-03-01; 录用日期: 2021-03-19

基金项目:国家重点研发计划(2020YFC2004503,2016YFC0900200,2017YFF0107002)、国家自然科学基金(61604175)、 北京市自然科学基金(4192063、4182073)、中国科学院科研装备研制项目(YJKYYQ20190056)、广州市科技计划项目 (201604020005)、广东省科技计划项目(2016A040403086)、清华大学环境模拟与污染控制国家重点联合实验室开放课题 (18K07ESPCT)

通信作者: *luxinchao@ime.ac.cn

high sensitivity in a large dynamic detection range, and it can be widely applied to biomedicine, food safety, and other fields.

Key words optics at surfaces; surface plasmon resonance; refractive index measurement; wavelength modulation; angle modulation

OCIS codes 240.6680; 130.6010; 250.5403; 240.6490

1引言

表面等离激元(SPs)是一种由金属表面自由电 子集体振荡产生的沿金属-介质界面传播的倏逝 波^[1]。通过棱镜、光栅、波导等补偿入射光与表面等 离激元间的波矢差,可产生表面等离激元共振 (SPR)。SPR 传感技术具有无需标记、实时快速、对 折射率变化具有高灵敏度等优点,广泛应用于生物 检测、疾病诊断、化学分析、药品研发、食品安全与环 境监测等领域^[2-10]。

当激发表面等离激元的入射角度、入射光波长 与金属界面处折射率满足波矢匹配条件时,可产生 表面等离激元共振,该入射角度与入射光波长即表 面等离激元共振的激发角度与共振波长。通过测量 激发角度与共振波长的变化,可实现表面等离激元 对折射率的传感^[11]。基于上述原理,目前 SPR 折 射率传感器主要分为4种类型,即强度、波长、角度 和相位调制 SPR 传感器^[12]。其中,强度调制 SPR 传感器可测量不同折射率引起的表面等离激元共振 的反射光强度改变,实现介质折射率的测量[13],相 较于其他检测方法,强度调制 SPR 传感器的灵敏度 较低^[14]。波长调制 SPR 传感器使用宽光谱光源并 以固定角度入射,通过扫描共振波长测量折射率的 变化[15-16],可以获得较高的检测灵敏度。角度调制 SPR 传感器通过扫描共振角度的变化实现折射率 测量[17],这种方法具有较高的检测灵敏度,但角度 扫描涉及机械运动,使其装置复杂且稳定性较 差^[18-19]。相位调制 SPR 传感器通过检测入射光和 反射光的相位差实现折射率测量[20],这种传感器具 有较高的检测灵敏度,但其复杂的装置和较小的动 态检测范围限制了其广泛应用[21-22]。

近年来,波长调制 SPR 传感器由于其较高的检测灵敏度以及良好的稳定性,成为了 SPR 传感器领域的研究热点。为了获得更高的检测灵敏度,研究者们开展了相关研究。2016年,Chen 等^[11]利用 CCD 相机结合液晶可调谐滤波器的波长扫描装置 对不同浓度氯化钠溶液进行了测量,动态检测范围 为 4.63×10⁻² RIU,在 600~700 nm 的共振波长范 围内,检测灵敏度为 1620 nm/RIU。2018年,Bak

等^[23]提出了利用波长扫描激光光源实现 SPR 实时 成像,对低浓度氯化钠溶液进行测量,动态检测范围 为 7.67×10⁻³ RIU,当共振波长范围为 770~ 820 nm 时,检测灵敏度可达 6501 nm/RIU。由此 可见,影响波长调制 SPR 传感器灵敏度的主要因素 为共振波长,随着共振波长的红移,检测灵敏度迅速 增大^[24],然而,相应的动态检测范围却变小。 Huang 等^[25-27]提出了一种基于棱镜耦合的波长和 角度组合调制 SPR 传感器,仿真计算了金-银复合 膜结构的传感性能。将 1.3~1.37 的折射率范围分 为几个子区间,在单个子区间内采用固定激发角度, 通过改变不同区间的激发角度,在多个子区间内获 得高灵敏度传感。当共振波长范围为 900~ 1100 nm 时,每个子区间在 0.01 RIU 检测范围内 的灵敏度达到 22000 nm/RIU,然而,这种方法在每 个子区间内本质上还是波长调制的方法。由此可 见,棱镜耦合激发表面等离激元的方式不易实现角 度调节,难以从根本上解决动态检测范围与检测灵 敏度无法兼顾的问题。

目前,使用高数值孔径显微物镜代替传统棱镜 的耦合激发方式在表面等离激元成像中被广泛应 用。使用显微物镜耦合方式,通过调节入射光与物 镜光轴的间距,实现快速简单的角度调节^[28-30]。因 此,提出了基于物镜耦合方式激发表面等离激元的 波长-角度共同调制 SPR 传感装置,利用角度调节 提高了共振波长短波处的检测灵敏度,实现了在较 大动态检测范围内的高检测灵敏度。首先通过仿真 建立了样品折射率、激发角度以及共振波长的对应 关系,确定不同样品折射率对应的激发角度与共振 波长的关系,在较大的共振波长范围内获得了较高 的检测灵敏度。利用不同浓度葡萄糖溶液作为待测 物质进行实验,验证了波长-角度共同调制的 SPR 传感方法在 600~820 nm 的共振波长范围内实现 的动态检测范围为 4.4×10⁻² RIU,检测灵敏度为 5066.97 nm/RIU。该方法为气体、液体折射率的 高灵敏度传感提供了一种新的检测手段。

2 理论仿真

使用物镜耦合激发表面等离激元的原理示意图

研究论文

如图1所示,利用物镜耦合的 Kretschmann 装置在 金膜表面激发表面等离激元,激发模型由高折射率 基底、金膜与介质三层结构组成。当入射光以激发 角度 θ 入射到金膜表面时,沿x方向的波矢分量为 $k_x = k_0 n_1 \sin \theta$,其中 $k_0 = 2\pi/\lambda_0$ 为人射光波数, λ_0 为入射光波长,n1为基底折射率。根据波矢匹配条 件,当x方向波矢分量kx与表面等离激元波矢大 小相等,即 k_x = k_{sp} 时,可在金-介质界面激发表面 等离激元,其波矢大小为 $k_{sp} = k_0 \sqrt{\epsilon_m n_s^2 / (\epsilon_m + n_s^2)}$, 其中, $\epsilon_m = \operatorname{Re}(n_2^2)$ 为金膜介电常数实部, n_2 为金的 复折射率,n、为待测介质折射率。通过调节激发角 度θ可实现表面等离激元共振,在反射光谱的共振 波长 $\lambda_{SP} = \lambda_0 \sqrt{(\epsilon_m + n_s^2)/\epsilon_m n_s^2}$ 处获得明显的吸收 峰^[11,30],当金膜表面介质折射率 n。发生变化时,共 振波长λ_{sp} 也会发生变化。不同于棱镜耦合方式, 对物镜耦合 Kretschmann 装置中表面等离激元激 发角度 θ 的调节可以通过调节入射光与物镜光轴的 距离 $d = f \sin \theta$ 实现,其中 f 为物镜焦距。



图 1 物镜耦合的 Kretschmann 装置激发 SPs 原理图 Fig. 1 Schematic diagram of SP excitation by objectivecoupled Kretschmann configuration

使用 FDTD solutions 软件^[31]进行理论仿真, 计算波长-角度共同调制 SPR 传感的共振波长范围 与最大检测灵敏度。仿真采用 Kretschmann 耦合 方法激发表面等离激元,设置基底、金膜和介质三层 结构,其中基底的折射率设为 1.78,金膜厚度为 50 nm,金膜介电常数采用软件自带材料库中的 Johnson and Christy数据。使用 TFSF 平面波作为 入射光源,设置入射光波长为 633 nm,网格设置为 5 nm×5 nm×5 nm,边界条件设为完美匹配层。先 将介质折射率设为 1.33,得到 SPR 的最佳激发角 为 54.2524°。随后,固定激发角度为 54.2524°,设 置光源波长范围为 500~850 nm,选取介质折射率 分别为 1.330,1.344,1.354,1.364,1.374,得到如

第 41 卷 第 17 期/2021 年 9 月/光学学报

图 2(a)所示的 SPR 反射光谱,从反射光谱中得到的 反射光强最小处的波长值即为该折射率对应的共振 波长。

随后仿真了不同激发角度时,不同介质折射率 下的 SPR 反射光谱曲线。当激发角度分别为 53.1156°、53.4171°、53.5176°、53.9698°、54.2524°与 55.9849°时,得到了每个激发角度下的共振波长与 折射率关系曲线,如图 2(b)所示。SPR 传感器的检 测灵敏度为共振波长的变化量和待测样品折射率变 化量的比值^[6],即 $S_{\lambda} = \frac{d\lambda_{sP}}{dn_{e}}, S_{\lambda}$ 表示检测灵敏度。 研究发现激发角度越小,对应的共振波长红移越明 显,检测灵敏度越大,例如,激发角度为53.1156° 时,动态检测范围为 4.4×10⁻² RIU,在共振波长为 670~850 nm 范围内获得的检测灵敏度为 4123.48 nm/RIU。通过加入角度调节,可使共振 波长短波处也具有高灵敏度,并可兼顾检测范围与 检测灵敏度。当激发角度从 53.1156°调节至 53.5176°时,折射率从 1.33 变化至 1.374,在 600 nm 到 850 nm 的共振波长范围内实现的最大检测灵敏度 为 5532.06 nm/RIU,如图 2(b)中拟合直线所示。

当满足最大检测灵敏度时,选取了几组折射率, 得到激发角度与共振波长的对应关系如表1所示。 通过使用 Winspall 仿真软件对表1 中参数进行验 证。设置激发 SPR 的金膜厚度为50 nm,在不同激 发波长下,设置的金膜介电常数与 FDTD solutions 软件一致。根据表1 中的共振波长及不同介质折射 率进行计算,得到反射光强度随角度变化的归一化 曲线,如图 2(c)所示。反射光强最小值所对应的角 度即为介质在特定的入射波长下所对应的最佳激发 角度,得到的角度与表1 中所列激发角度一致,从而 验证了通过调节激发角度可以在较大动态检测范围 内提高 SPR 传感器的检测灵敏度。

表 1 实现最大检测灵敏度时,介质折射率、激发角度与 共振波长的对应关系

 Table 1
 Relationship among refractive index, excitation angle,

 and resonance wavelength under maximal detection sensitivity

Refractive	Excitation angle $/$	Resonance wavelength /
index	(°)	nm
1.330	55.9849	600
1.344	53.9698	670
1.354	53.5176	720
1.364	53.4171	770
1.374	53.1156	850



- 图 2 改变激发角度时,仿真得到的折射率与共振波长的关系曲线。(a)激发角度为 54.2524°时,不同介质折射率下的 SPR 反射光谱曲线;(b)不同激发角度下,共振波长随折射率的变化曲线,拟合直线为折射率传感的检测范围与最大灵敏 度;(c)不同共振波长与不同折射率下,反射光强度随角度变化的归一化曲线
- Fig. 2 Simulated relationship curves between refractive index and SPR wavelength when changing excitation angles.
 (a) SPR reflectance spectra of different dielectric refractive index for excitation angle of 54.2524°; (b) relationship between resonance wavelength and refractive index of dielectric under different excitation angles (fitting line represents the maximum sensitivity and detection range); (c) normalized reflectance varying with angle under different resonance wavelengths and refractive indexes

3 样品制备及实验装置

为了验证波长-角度共同调制 SPR 传感器可兼 顾动态检测范围与检测灵敏度,使用不同浓度的葡 萄糖溶液进行折射率测量。葡萄糖溶液折射率随溶 液浓度的变化而变化,折射率 n_s 和浓度c满足关系 式: n_s =1.334+0.001 $c^{[32]}$ 。在室温环境下,使用去 离子水和葡萄糖晶体配制成浓度为 0%~40%的葡 萄糖溶液,浓度增量为 10%,对应的折射率分别为 1.330,1.344,1.354,1.364,1.374。

波长-角度共同调制 SPR 传感器的实验装置如

图 3(a)所示,基于 Kretschmann 结构的物镜耦合方 式激发表面等离激元。采用超连续白光光源 (SuperK EXTREME EXU-6, NKT)作为激发光 源。光源输出准直的宽光谱光束,光源在 500~ 850 nm 波段范围内的光谱曲线如图 3(b)所示。通 过扩束镜和偏振片使入射光以 p 偏振态聚焦到物镜 的后焦平面,通过一维线性电动平移台调节入射光 在物镜后焦平面上的聚焦位置,从而改变 SPR 的激 发角度,电动平移台的移动精度为 0.01 mm,相应 的角度改变量为 0.2165°。在盖玻片上蒸镀厚度为 2 nm的铬膜和厚度为 50 nm的金膜,用于SPR激



图 3 光路示意图和白光光源在 500~850 nm 范围内的光谱曲线。(a)基于波长-角度共同调制的表面等离激元传感装置 示意图;(b)白光光源在 500~850 nm 范围内的光谱曲线

Fig. 3 Diagram of optical path and spectrum of white light source within the range of 500-850 nm. (a) Experimental setup of wavelength and angle co-modulated SPR sensor; (b) spectrum of white light source within the range of 500-850 nm

研究论文

发。实验中使用移液枪将配制好的 20 μL 葡萄糖溶 液滴加在金膜表面,使用光谱仪(Ocean Optics, Maya 2000pro)探测反射光光谱。实验中分别采集 样品光谱、参考光谱与暗光谱。样品光谱为激发 SPR 时所测量的反射光谱,参考光谱为未激发 SPR 时收集的反射光谱。样品光谱和参考光谱均减去暗 光谱以去除暗噪声的影响,将减去暗光谱后的待测 样品光谱除以参考光谱并通过多项式拟合和归一化 处理,得到待测样品的 SPR 反射谱曲线。

4 结果与分析

4.1 入射角度与共振波长的关系

为了验证激发角度对 SPR 共振波长的影响,以



第 41 卷 第 17 期/2021 年 9 月/光学学报

空气为待测介质,通过调节激发角度,得到了对应的 SPR 反射光谱曲线。图 4(a)为归一化的 SPR 光谱 曲线,激发角度θ的变化范围为 35.26°~37.48°,最 小角度变化量为 0.22°。从光谱曲线中提取 SPR 共 振波长,得到了共振波长随激发角度变化的曲线,如 图 4(b)所示。可以看出,随着激发角度的减小,共 振波长向长波移动,且波长红移速度加快。因此,当 样品折射率不变时,激发角度会影响 SPR 共振波 长,共振波长随着激发角度的减小而增加,波长红移 速度变快,在长波段处具有高检测灵敏度,该趋势与 文献[24]结果一致。

4.2 固定入射角度下测量葡萄糖溶液折射率

测量了不同浓度的葡萄糖溶液在固定激发角度



图 4 激发角度与共振波长的关系。(a)介质为空气时,不同激发角度下的 SPR 反射光谱曲线;(b)共振波长随激发 角度的变化曲线,实线为二项式拟合结果

Fig. 4 Relationship between excitation angle and resonance wavelength. (a) SPR reflectance spectra for different excitation angles when dielectric is air; (b) curve of resonance wavelength varying with excitation angle (the solid curve represents the binomial fitting)

下的 SPR 反射光谱,得到固定激发角度下不同折射 率与共振波长的关系。在金膜表面滴加水溶液 $(n_{e}=1, 33)$,将激发角度调节至 SPR 激发角度 55.25°,并将该角度设为固定激发角度,测量不同浓 度葡萄糖溶液的反射光谱,得到如图 5(a)所示的不 同浓度葡萄糖溶液的 SPR 反射光谱曲线。从图中 可以看出,随着样品溶液折射率的增加,SPR 共振 波长向长波移动。通过提取不同浓度葡萄糖溶液 SPR 共振波长的位置,建立其与折射率的关系并进 行线性拟合,得到了如图 5(b)所示的共振波长随样 品折射率变化的拟合曲线,拟合关系式为 λ_{sp} = 2018.8881×n_s-2108.9014,其相关系数 R² 为 0.936。根据灵敏度计算公式,在固定激发角度下的 波长调制 SPR 传感器的动态检测范围为 4.4× 10⁻² RIU,在 580~680 nm 的共振波长范围内,检 测灵敏度为 2018.89 nm/RIU。SPR 传感器的分辨 率也是评估传感器性能的重要指标^[8],其计算公式

为 $\sigma_{\text{RI}} = \frac{\sigma_{\text{SD}}}{S_{\lambda}}$,其中, σ_{SD} 表示输出噪声的标准差,由于 输出噪声的影响,共振波长的位置会有轻微的移动。 以去离子水为样品进行了稳定性的测量,得到 10 组 共振波长位移的标准差为 0.09411 nm。基于分辨 率公式,得到固定激发角度下的波长调制 SPR 传感 器的分辨率为 4.66×10⁻⁵ RIU。

4.3 波长-角度共同调制下测量葡萄糖溶液折射率

使用不同浓度葡萄糖溶液验证波长-角度共同 调制的 SPR 传感方法可以兼顾动态检测范围与检 测灵敏度。在金膜表面滴加不同浓度的葡萄糖溶 液,调节各溶液样品的激发角度至仿真得到的理论 角度值(表1),测量不同浓度葡萄糖溶液的反射光 谱。图 6(a)显示了不同浓度葡萄糖溶液在不同激 发角度下的 SPR 反射光谱曲线,从中可得到不同浓 度葡萄糖溶液的 SPR 共振波长,如图 6(b)所示。 通过线性拟合得到了激发角度改变时,共振波长随



图 5 固定激发角度下折射率与共振波长的关系。(a)固定激发角度为 55.25°时,不同浓度葡萄糖溶液的 SPR 反射光谱曲线; (b) SPR 共振波长随折射率变化的曲线,实线为线性拟合结果

Fig. 5 Relationship between refractive index and resonance wavelength with fixed excitation angle. (a) SPR reflectance spectra of glucose solutions with different concentrations for fixed excitation angle of 55.25°; (b) curve of resonance wavelength varying with refractive index (the solid line represents the linear fitting result)



图 6 波长-角度共同调制下折射率与共振波长的关系。(a)不同激发角度下,不同浓度葡萄糖溶液的 SPR 反射光谱曲线; (b)激发角度改变时,共振波长随样品折射率变化的曲线,实线为拟合结果

Fig. 6 Relationship between refractive index and resonance wavelength with wavelength and angle co-modulation. (a) SPR reflectance spectra of glucose solutions with different concentrations for different excitation angles; (b) curve of resonance wavelength varying with refractive index under different excitation angles (the solid line represents the linear fitting result)

样品折射率变化的拟合曲线,拟合关系式为 λ_{sP} = 5066.9651× n_s - 6135.1480,其相关系数 R^2 = 0.992。从图中可以看出,波长-角度共同调制 SPR 传感器的动态检测范围为 4.4×10⁻² RIU,在 600~ 820 nm 的共振波长范围下,检测灵敏度为 5066.97 nm/RIU,系统分辨率为 1.86×10⁻⁵ RIU, 相较于固定激发角度为 55.25°的实验结果,在检测范围不变的情况下,灵敏度提高了 2.5 倍。

5 结 论

提出了一种基于物镜耦合激发表面等离激元的 波长-角度共同调制 SPR 折射率传感装置,通过增 加角度调节,提高了 SPR 共振波长短波处的检测灵 敏度,从而在较大检测范围内实现了高灵敏度折射 率测量。首先通过仿真实现了高灵敏度的波长-角 度共同调制 SPR 传感。然后,使用不同浓度的葡萄 糖溶液进行了折射率测量,获得波长-角度共同调制 SPR 传感方法的动态检测范围为 4.4×10⁻² RIU, 检测灵敏度达到 5066.97 nm/RIU。与固定角度的 波长调制 SPR 传感方法相比,波长-角度共同调制的 SPR 传感方法在检测范围相同的情况下,灵敏度提高 了 2.5倍,检测分辨率提高了 3倍。由此可见,波长-角度共同调制 SPR 传感方法可在检测范围不变的情 况下,获取更高检测灵敏度及分辨率,兼顾了动态检 测范围与检测灵敏度,为快速分析、实时监测待测样 品的折射率变化提供了新的实验装置与研究手段。

参考文献

[1] Tong L M, Xu H X. Surface plasmons:

第 41 卷 第 17 期/2021 年 9 月/光学学报

研究论文

mechanisms, applications and perspectives [J]. Physics, 2012, 41(9): 582-588. 童廉明,徐红星.表面等离激元:机理、应用与展望 [J].物理, 2012, 41(9): 582-588.

- [2] Wang S, Zhang H, Li W, et al. Construction and experimental study of a multi-channel localized surface plasmon resonance analysis device [J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(2): 0228002.
 王顺,张浩,李伟,等.多通道局域表面等离子体共 振分析装置构建及实验研究[J].光学学报, 2019, 39(2): 0228002.
- [3] Li G M, Li Z Y, Li Z R, et al. High-sensitivity optical-fiber microfluidic chip based on surface plasmon resonance [J]. Chinese Journal of Lasers, 2021, 48(1): 0106002.
 李钢敏,李致远,李正冉,等.基于表面等离子体共振的高灵敏度光纤微流控芯片[J].中国激光, 2021, 48(1): 0106002.
- [4] Chen Q H, Han W Y, Kong X Y, et al. Detection of solution refractive index variation based on optical fiber surface plasmon resonance[J]. Chinese Journal of Lasers, 2020, 47(8): 0804003.
 陈强华,韩文远,孔祥悦,等.基于光纤表面等离子体共振检测溶液折射率变化[J].中国激光, 2020, 47(8): 0804003.
- [5] Wang Q, Liu R J, Yang X H, et al. Surface plasmon resonance biosensor for enzyme-free amplified microRNA detection based on gold nanoparticles and DNA supersandwich [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2016, 223: 613-620.
- [6] Šípová H, Homola J. Surface plasmon resonance sensing of nucleic acids: a review [J]. Analytica Chimica Acta, 2013, 773: 9-23.
- [7] Minunni M, Mascini M. Detection of pesticide in drinking water using real-time biospecific interaction analysis (BIA)[J]. Analytical Letters, 1993, 26(7): 1441-1460.
- [8] Piliarik M, Homola J. Surface plasmon resonance (SPR) sensors: approaching their limits?[J]. Optics Express, 2009, 17(19): 16505-16517.
- [9] Homola J, Dostálek J, Chen S F, et al. Spectral surface plasmon resonance biosensor for detection of staphylococcal enterotoxin B in milk[J]. International Journal of Food Microbiology, 2002, 75(1/2): 61-69.
- [10] Hsieh S C, Chang C C, Lu C C, et al. Rapid identification of Mycobacterium tuberculosis infection by a new array format-based surface plasmon resonance method [J]. Nanoscale Research Letters, 2012, 7(1): 1-6.
- [11] Chen K Q, Zeng Y J, Wang L, et al. Fast spectral

surface plasmon resonance imaging sensor for realtime high-throughput detection of biomolecular interactions[J]. Journal of Biomedical Optics, 2016, 21(12): 127003.

- [12] Zeng Y J, Hu R, Wang L, et al. Recent advances in surface plasmon resonance imaging: detection speed, sensitivity, and portability [J]. Nanophotonics, 2017, 6(5): 1017-1030.
- [13] Li C T, Yen T J, Chen H F. A generalized model of maximizing the sensitivity in intensity-interrogation surface plasmon resonance biosensors [J]. Optics Express, 2009, 17(23): 20771-20776.
- [14] Homola J, Yee S S, Gauglitz G. Surface plasmon resonance sensors: review[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 1999, 54(1/2): 3-15.
- [15] Yuk J S, Kim H S, Jung J W, et al. Analysis of protein interactions on protein arrays by a novel spectral surface plasmon resonance imaging [J]. Biosensors and Bioelectronics, 2006, 21(8): 1521-1528.
- [16] Liu L, He Y H, Zhang Y, et al. Parallel scan spectral surface plasmon resonance imaging [J]. Applied Optics, 2008, 47(30): 5616-5621.
- [17] van Wiggeren G D, Bynum M A, Ertel J P, et al. A novel optical method providing for high-sensitivity and high-throughput biomolecular interaction analysis
 [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2007, 127 (2): 341-349.
- [18] Homola J, Piliarik M. Surface plasmon resonance (SPR) sensors [M]//Homola J. Surface plasmon resonance based sensors. Springer series on chemical sensors and biosensors. Heidelberg: Springer, 2006, 4: 45-67.
- [19] Nguyen H, Park J, Kang S, et al. Surface plasmon resonance: a versatile technique for biosensor applications [J]. Sensors, 2015, 15 (5): 10481-10510.
- [20] Kashif M, Bakar A A A, Arsad N, et al. Development of phase detection schemes based on surface plasmon resonance using interferometry [J]. Sensors (Basel, Switzerland), 2014, 14(9): 15914-15938.
- [21] Huang Y H, Ho H P, Wu S Y, et al. Detecting phase shifts in surface plasmon resonance: a review [J]. Advances in Optical Technologies, 2012, 2012: 1-12.
- [22] Nelson S G, Johnston K S, Yee S S. High sensitivity surface plasmon resonace sensor based on phase detection [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 1996, 35(1/2/3): 187-191.
- [23] Bak S, Kim G H, Jang H, et al. Real-time SPR

研究论文

imaging based on a large area beam from a wavelength-swept laser[J]. Optics Letters, 2018, 43 (21): 5476-5479.

- [24] Li H B, Xu S P, Liu Y, et al. Studies on the sensitivity of a wavelength-dependent SPR sensor[J]. Chemical Journal of Chinese Universities, 2010, 31 (11): 2157-2161.
 李海波,徐抒平,刘钰,等.波长型 SPR 检测仪的灵 敏度探讨[J]. 高等学校化学学报, 2010, 31(11): 2157-2161.
- [25] Huang Y, Gao L X, Li S Q, et al. Research on surface plasmon resonance sensor based on wavelength modulation by using theoretical simulation resonance sensor based on wavelength modulation by using theoretical simulation [C]//2011 Third International Conference on Measuring Technology and Mechatronics Automation, January 6-7, 2011, Shanghai, China. New York: IEEE Press, 2011: 83-86.
- [26] Huang Y, Lan G Q, Luo Z W. Research on surface plasmon resonance sensor based on wavelength and angular combined modulations [J]. Proceedings of SPIE, 2018, 10964: 109641J.
- [27] Luo Z W, Huang Y. Sensitivity enhancement of surface plasmon resonance sensor based on wavelength and angular combined modulations [J].

第 41 卷 第 17 期/2021 年 9 月/光学学报

Optik, 2018, 168: 271-277.

- [28] Huang B, Yu F, Zare R N. Surface plasmon resonance imaging using a high numerical aperture microscope objective [J]. Analytical Chemistry, 2007, 79(7): 2979-2983.
- [29] Jiang L W, Sun X Q, Liu H Y, et al. Single nanoparticle label-free imaging based on evanescent wave in-plane scattering [J]. Acta Optica Sinica, 2018, 38(6): 0624001.
 江丽雯,孙旭晴,刘虹遥,等.基于倏逝波界面散射 的单个纳米颗粒无标记成像[J].光学学报, 2018, 38(6): 0624001.
- [30] Wei R X, Wang Y W, Jiang L W, et al. Detection of chemical vapor deposition-prepared graphene by surface plasmon polariton imaging [J]. Acta Optica Sinica, 2019, 39(11): 1124002.
 魏茹雪,王延伟,江丽雯,等.利用表面等离激元成 像检测化学气相沉积法生长石墨烯 [J].光学学报, 2019, 39(11): 1124002.
- [31] Lumerical Solutions Inc. Lumerical is now part of the Ansys family [EB/OL]. [2021-01-05]. http://lumerical.com/.
- [32] Fang Y L, Wang C T, Chiang C C. A small Ushaped bending-induced interference optical fiber sensor for the measurement of glucose solutions [J]. Sensors, 2016, 16(9): 1460.