

采用 TiO₂ 薄膜增强光子晶体光纤表面等离子体共振生物传感器灵敏度的建模分析

童凯¹, 党鹏¹, 汪梅婷^{2*}, 王福成¹, 孙家儒¹, 王允轩¹

¹燕山大学电气工程学院, 河北 秦皇岛 066004;

²燕山大学里仁学院, 河北 秦皇岛 066004

摘要 提出一种采用 TiO₂ 膜增强双纤芯单通道光子晶体光纤表面等离子体共振生物传感器灵敏度的设计方案: 在传感器银膜表面增加一层 TiO₂ 薄膜, 不仅可以隔绝氧气, 防止银氧化, 而且可提高传感器的灵敏度; 采用全矢量有限元法数值分析传感器的耦合特性及其性能。结果表明, 在待测介质折射率为 1.33~1.38 时, 待测介质折射率与传感器的共振波长呈线性关系, 线性相关度为 0.9806, 传感器的平均灵敏度为 4200 nm·RIU⁻¹。此外, 进一步分析了光子晶体光纤空气孔大小、银膜厚度、TiO₂ 厚度等参数对传感器性能的影响。结果表明, 改变结构参数可以优化生物传感器的输出光谱、改善传感器的性能。

关键词 传感器; 表面等离子体共振; 光子晶体光纤; 全矢量有限元法; 灵敏度增强

中图分类号 O439

文献标识码 A

doi: 10.3788/CJL201845.0610002

Enhancement of Sensitivity of Photonic Crystal Fiber Surface Plasmon Resonance Biosensor Using TiO₂ Film

Tong Kai¹, Dang Peng¹, Wang Meiting², Wang Fucheng¹, Sun Jiaru¹, Wang Yunxuan¹

¹School of Electrical Engineering, Yanshan University, Qinhuangdao, Hebei 066004, China;

²College of Liren, Yanshan University, Qinhuangdao, Hebei 066004, China

Abstract A dual core single channel photonic crystal optical fiber surface plasma resonance biosensor based on TiO₂ film is proposed to enhance the sensitivity. A layer of TiO₂ film is added on the surface of the sensor silver film, which can isolate oxygen to prevent the oxidation of silver and improve the sensitivity of the sensor. The coupling characteristics and performance of the sensor are numerically analyzed based on the full vector finite element method. It is shown that there is a highly linear relationship between the analyte refractive index and the resonant wavelength of the sensor in the sensing range of 1.33-1.38, the adjusted linear correlation value is 0.9806, and the average sensitivity is 4200 nm·RIU⁻¹. In addition, the effects of photonic crystal fiber air hole size, silver film thickness, TiO₂ thickness and other parameters on the performance of the sensor are further carried out. The result shows that changing the structure parameters can optimize the output spectrum of the biosensor and improve the sensor performance.

Key words sensors; surface plasmon resonance; photonic crystal fiber; full vector finite element method; sensitivity enhancement

OCIS codes 280.4788; 230.4000; 240.6680; 060.2370; 060.5295

1 引 言

表面等离子体共振 (SPR) 传感器因其广泛的应

用范围和高灵敏度特性而备受关注, 在生物分子检测、抗原抗体相互作用、医疗诊断等生物检测领域发展迅速^[1-4]。例如, 典型的 Kretschmann SPR 传感

收稿日期: 2017-10-26; 收到修改稿日期: 2017-12-06

基金项目: 国家自然科学基金(61308065; 61172044)

作者简介: 童凯(1973—), 男, 博士, 教授, 硕士生导师, 主要从事光子晶体器件、光学测量、等离子体晶体、生物传感方面的研究。E-mail: tongkai@ysu.edu.cn

* 通信联系人。E-mail: wangmeiting@ysu.edu.cn

器是在棱镜的表面沉积一层金属薄膜,金属层与外界介质直接接触,当一束横磁波或 P 偏振光以一个大于临界角的角度经三棱镜侧面入射到传感器底面时,发生全内反射产生的倏逝波引发金属表面自由电子振荡,在金属-介质界面上疏密分布形成表面等离子体波,当表面等离子体波与入射光波矢相匹配时,产生 SPR 现象。然而,基于棱镜的 SPR 传感技术的应用和发展也受限于其体积大、成本高、实时测量困难等缺点^[5]。

光子晶体光纤(PCF)凭借其体积小、设计灵活、并可根据实际检测需求在金属膜表面涂敷各种敏感膜以实现蛋白等分子的特异性识别等优势,在生物 SPR 传感器方面表现出巨大的潜力^[6]。近年来,众多具有特色和性能良好的 PCF 生物传感器得到研究和应用。通过优化 PCF 中空气孔的大小及排列规则,可以增加倏逝场强度、操纵传播光的模态特性^[7]。Gao 等^[8]提出了基于 SPR 的多孔 PCF 传感器,在该传感器的所有空气孔都沉积一层金膜和 TiO₂,检测灵敏度达到 2000 nm·RIU⁻¹(RIU 为折射率单位)。Dash 等^[9]将石墨烯应用于 SPR 双折射 PCF 传感器中,利用石墨烯的高表面体积比和 π - π 结构特性,提高传感性能,增加分子的吸附能力,并将金属膜和石墨烯覆在光纤外层,这种传感器的灵敏度也可达 2000 nm·RIU⁻¹。为了实现生物小分子和痕量生物分子的测量,灵敏度是传感器极其重要的参数。Tan 等^[10]提出的 D 型光子晶体光纤表面等离子体共振(PCF-SPR)传感器,灵敏度高达 6430 nm·RIU⁻¹,但是该传感器的制作工艺复杂,且需要采用高精度抛光技术来移除光纤多余的部分^[7]。上述传感器均存在结构复杂、制作工艺难度大、金属层和待测介质直接接触导致金属层易氧化等缺点。一般选择金或银作为 SPR 传感器的表面等离子体(SPP)激发层介质。金的化学性质稳定且有较大的波长漂移,但其吸收系数较大,导致共振曲线变宽,检测精度降低^[9];用银膜作为激发层可得到比较尖锐的共振峰,提高检测精度。因此,本文利用银膜作为 SPP 的激发层,在银表面沉积一层 TiO₂,设计了 TiO₂ 薄膜增强单通道光子晶体光纤表面等离子体共振(SCPCF-SPR)生物传感器,用 TiO₂ 薄膜隔绝氧气,避免银直接暴露在检测环境中而氧化,进而降低传感器性能的缺点。此外,该生物传感器还具有如下特点:1)可避免相邻测量通道之间的相互干扰,有可能使传感器信噪比得到改善;2)便于实际应用中保证金属膜层的均一性与一致性;3)节约

金属和待测介质的消耗量,减小样品通道孔内镀膜及待测样品填充所耗费的工作量^[11]。

2 结构设计与理论建模

图 1(a)和(b)分别为本文所设计的 SCPCF-SPR 生物传感器的横截面及三维模型示意图。PCF 包含两层按正六边形规则排列的空气孔,相邻空气孔间距为 $\Lambda = 7 \mu\text{m}$,其中内层的 6 个气孔分别为 4 个直径 $d_1 = 2.5 \mu\text{m}$ 的小孔和 2 个直径 $d_3 = 6 \mu\text{m}$ 的大孔,这些孔在实现基模与 SPP 模式耦合时发挥着重要的调谐作用^[12];外层为 12 个直径 $d_2 = 4.2 \mu\text{m}$ 的空气孔,该层空气孔和内层两个大孔构成 PCF 的低折射率包层,使光集中在 I、II 纤芯区域内传播。中心区域是直径也为 d_3 的介质孔,孔内镀一层厚度为 d_s 的银纳米薄膜,银膜表面沉积一层厚度为 d_t 的 TiO₂ 薄膜,孔内注入待测介质,其折射率为 n_a 。图 1(c)为 SCPCF-SPR 生物传感器结构装置示意图,入射光由宽带光源(BBS)提供,经偏振控制器进行偏振后射入 SCPCF-SPR 生物传感器,最后通过光谱分析仪(OSA)检测输出光谱。

PCF-SPR 生物传感器基体材料为石英玻璃,其折射率由 Sellmeier 方程^[13]计算,即

$$n(\lambda) = \sqrt{1 + \frac{a_1 \lambda^2}{\lambda^2 - b_1^2} + \frac{a_2 \lambda^2}{\lambda^2 - b_2^2} + \frac{a_3 \lambda^2}{\lambda^2 - b_3^2}}, \quad (1)$$

式中 a 与 b 为纯石英玻璃的 Sellmeier 系数, $a_1 = 0.6961663$, $a_2 = 0.4079426$, $a_3 = 0.8974794$, $b_1 = 0.0684043$, $b_2 = 0.1162414$, $b_3 = 9.896161$ 。 λ 为入射光波长。

中心介质孔内的金属层可采用溅射镀膜法^[14]、高压化学气相沉积法^[15]等工艺在孔内壁制作金属膜。由 Drude 色散模型可得金属的介电常数为^[16]

$$\epsilon(\lambda) = \epsilon_r + i\epsilon_i = 1 - \frac{\lambda^2 \lambda_c}{\lambda_p^2 (\lambda_c + i\lambda)}, \quad (2)$$

式中 ϵ_r 和 ϵ_i 分别为介电常数的实部与虚部, λ_p 为等离子体波长, $\lambda_p = 0.14541$, λ_c 为碰撞波长, $\lambda_c = 17.6140$ 。

TiO₂ 的折射率为^[17]

$$n_t = \sqrt{1 - \frac{4.6796\lambda^2}{\lambda^2 - 0.2002148^2}}. \quad (3)$$

利用 COMSOL Multiphysics 软件对传感器特性进行数值仿真时,需在传感器外围设置一层完美匹配层(PML),用于在仿真时吸收散射光,防止散射^[18]。

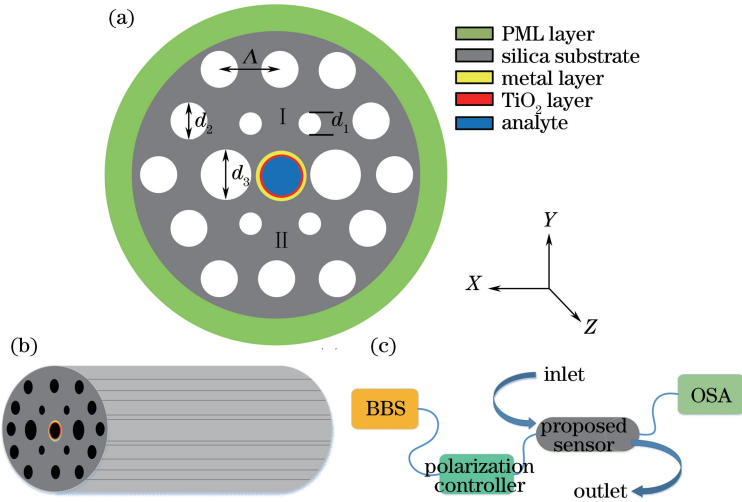


图 1 SCPCF-SPR 生物传感器。(a)横截面示意图；(b)三维模型示意图；(c)结构装置示意图
Fig. 1 SCPCF-SPR biosensor. (a) Cross-section; (b) diagram of the proposed 3D model; (c) diagram of the proposed sensor set-up

3 传感器色散特性分析

PCF-SPR 生物传感器的工作原理是基于倏逝场与金属层的相互作用。光在纤芯内传播产生的倏逝波会引起金属表面的自由电子相干振荡，产生表面等离子体激元。对于特定波长的入射光耦合进入金属薄膜时，入射光的部分能量转为倏逝波的能量，激发 SPR，使其沿分界面纵向传播形成表面等离子体波，此时基模的有效折射率与等离子体模式的有效折射率相等，在共振波长处会产生一个尖锐的基模共振损耗峰。当待测生物介质的折射率变化时，共振波长产生漂移，由共振波长的漂移量即可获得待测介质折射率的变化。

利用 COMSOL Multiphysics 软件对所设计的传感器进行数值仿真，在各向异性 PML 边界条件的配合下，模场的有效折射率可以在复数域中求解。复数形式的模式有效折射率^[19]为

$$n_{\text{eff}} = \text{Re}(n_{\text{eff}}) + j\text{Im}(n_{\text{eff}}), \quad (4)$$

式中 $\text{Im}(n_{\text{eff}})$ 为有效折射率 n_{eff} 的虚部，模式传播损耗公式可以表示为^[20]

$$\alpha = 40\pi \frac{\text{Im}(n_{\text{eff}})}{\lambda \ln 10}. \quad (5)$$

当待测介质的折射率 $n_a = 1.36$ ，金属层厚度 $d_s = 40 \text{ nm}$ ， TiO_2 层厚度 $d_t = 20 \text{ nm}$ 时，传感器的基模的共振曲线与色散曲线以及 SPP 模式的色散曲线如图 2 所示，其中图 2(a)~(e) 分别为点 a~e 处的 y 偏振方向基模电场分布图。内层空气孔中两个大孔的设计使传感器具有不对称的结构，可引

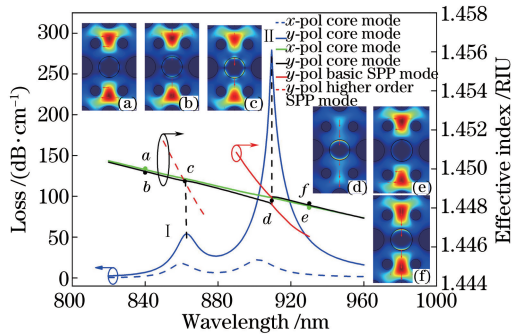


图 2 SCPCF-SPR 传输模式的共振曲线及色散曲线
Fig. 2 Resonance curve and dispersion curve of SCPCF-SPR

起强烈的双折射效应，从而产生两个基模模式。图中蓝色实线与蓝色虚线分别表示 y 偏振方向与 x 偏振方向基模的损耗共振曲线。在短波长处，能量主要集中在纤芯区域，如图 2(a) 和图 2(b) 所示。图 2(a) 和图 2(b) 分别为波长 $\lambda = 840 \text{ nm}$ 时的 x 偏振方向与 y 偏振方向的电场图。可以看出，图 2(a) 中能量集中在光纤纤芯区域，转移量较少，而图 2(b) 中有部分能量转移到了金属-介质表面。说明在能量转移的过程中，y 偏振方向要比 x 偏振方向的能量转移速度快，转移量更多，在损耗谱上表现为 y 偏振方向损耗曲线上升速度快，曲线切线斜率大，共振峰尖锐。随着波长的增加，能量不断由光纤纤芯区域转移到金属-介质表面，并且在满足基模与 SPP 模式相位匹配的波长处(亦即共振波长)达到极大值，如图 2(c) 和(d) 所示。当波长继续增加时，能量由金属-介质表面再次转移到光纤纤芯区域，如图 2(e) 和(f) 所示。由于 y 偏振方向基模的损耗共

振曲线比 x 偏振方向的损耗曲线共振深度更深,共振峰更加尖锐且清晰可辨,因此,以下将主要针对 y 偏振方向基模的损耗共振特性进行分析。

需要注意的是,由于 PCF-SPR 传感器的纳米金属薄膜的内表面为非平面结构,这些 PCF-SPR 传感器中除了一阶 SPP 模式外还存在众多的高阶 SPP 模式。因此,基模除了能与一阶 SPP 模式匹配形成共振主峰外,还会与高阶 SPP 模式满足相位匹配条件形成高阶共振次峰。图 2 中红色虚线与红色实线分别表示 y 偏振方向的高阶 SPP 模式和一阶 SPP 模式的有效折射率曲线,它们与 y 偏振方向基模有效折射率曲线(黑色实线表示)交于 c 、 d 两点,基模与 SPP 模式满足相位匹配条件,进而形成共振次峰 I 和共振主峰 II,共振波长分别为 863 nm 和 909 nm。很显然,图 2(d) 中基模有相当大的一部分能量透过金属-待测介质交界面激发出一阶 SPP 模式,而图 2(c) 中绝大多数的能量依然集中在纤芯区域。基模与一阶 SPP 模式共振产生的共振主峰 II 会更加尖锐、共振深度更深且对待测介质折射率变化极为敏感。因共振次峰的幅值很低,对传感器的测量不造成影响,因此下文中将共振主峰 II 作为传感器的限制损耗谱的共振峰。

4 结构参数对传感器性能的影响

纤芯区域 4 个直径为 d_1 的小孔可以有效地调节 SCPCF-SPR 生物传感器基模的有效折射率,因

而合理地选择 d_1 的大小,可以提高传感器的性能。图 3(a) 为 $d_s=40$ nm, $d_1=25$ nm, 待测介质折射率 n_a 分别取 1.33 或 1.34 时,不同 d_1 数值下的基模损耗曲线。可以看出,当 $d_1=2.5 \mu\text{m}$ 时,共振强度最大,共振峰更加尖锐; d_1 过大或过小均导致共振峰值降低、半峰全宽(FWHM)值增大,从而降低传感器的性能。其原因在于,当 d_1 增大时会降低基模的有效折射率,使之更接近于待测介质的折射率。另外, d_1 的增大会使得光纤的模场更加靠近光纤中心的测量通道,因此,模场与金属表面的接触面积增大,当共振产生时,会使更多的能量耦合到金属-介质表面,从而增加共振强度。但是, d_1 过大会使得入射光不能很好地限制在纤芯区域传播,进而降低耦合强度。因此选择 $d_1=2.5 \mu\text{m}$ 进行仿真分析。

银膜作为 SCPCF-SPR 生物传感器的 SPP 激发层介质,其厚度会对传感器的性能产生重要的影响。图 3(b) 为待测介质折射率 $n_a=1.33$ 或 1.34, $d_1=2.5 \mu\text{m}$, $d_t=20$ nm, 银膜厚度分别为 35, 40, 45 nm 时的基模共振损耗曲线。随着银膜厚度的增大, SPP 模式的有效折射率增加,为了使基模与 SPP 模式的相位匹配,共振波长产生红移^[7]。当 $d_s=40$ nm 时,基模的共振损耗的峰值最大,分别为 $201 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ 和 $236 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$, 共振波长分别为 805 nm 和 835 nm。银膜厚度过大或过小都会导致共振深度降低,FWHM 增大,进而降低传感器的性能。因此 $d_s=40$ nm 为最优选择。

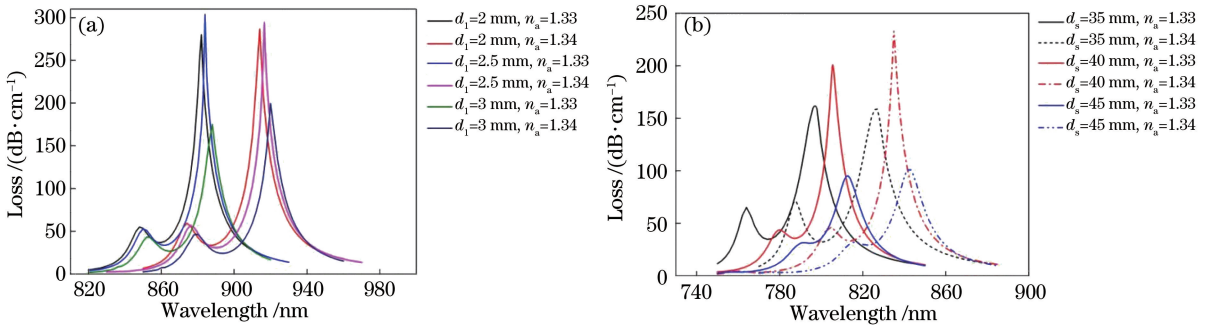


图 3 结构参数对 SCPCF-SPR 生物传感器性能的影响。(a) 不同数值的 d_1 下的基模共振损耗曲线; (b) 银膜厚度变化时,基模共振损耗曲线

Fig. 3 Effect of structure parameters on the quality of SCPCF-SPR biosensors. (a) Fundamental mode resonance loss curves at different values of d_1 ; (b) fundamental mode resonance loss curve when silver film thickness changes

银膜表面的 TiO_2 薄膜厚度也会影响传感器的性能。当 $d_s=40$ nm, $d_1=2.5 \mu\text{m}$ 时,不同 TiO_2 薄膜厚度下,基模的共振损耗曲线如图 4(a) 所示。 TiO_2 层厚度每增加 5 nm,相应的共振波长约红移 80 nm,这种调谐作用可以将传感器的共振波长调

节到所期望的波长范围。此外, TiO_2 厚度的变化还会影响传感器的基模共振波长的红移量。当待测介质折射率 n_a 为 1.33 或 1.34, d_1 取 20, 25, 30 nm 时,共振波长的红移量分别为 30, 32, 35 nm。另外, TiO_2 厚度的增加还会引起共振次峰峰值的增大,如

图 4(b)所示。当 $d_t = 30 \text{ nm}$, $n_a = 1.38$ 时,共振次峰峰值达到 $157 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ 。为了使共振次峰不至于

影响 SCPCF-SPR 生物传感器的检测,选择 TiO_2 厚度为 20 nm 。

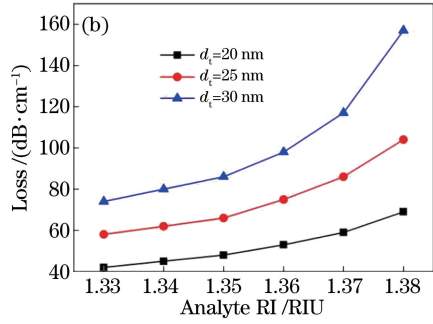
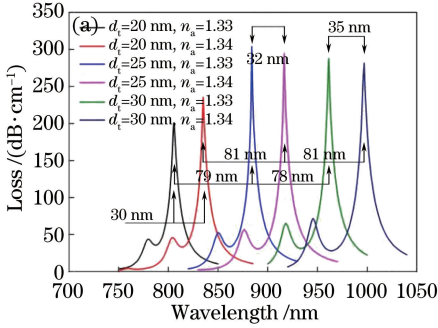


图 4 (a) $n_a = 1.33$ 或 1.34 时,基模共振损耗曲线;(b) $n_a = 1.33\sim 1.38$ 时,共振次峰峰值的变化曲线
Fig. 4 (a) $n_a = 1.33$ or 1.34 , the fundamental mode resonance loss curves; (b) $n_a = 1.33\sim 1.38$, the change of the peak value of the resonant sub peak

5 传感器灵敏度分析

SPP 模式有效折射率的实部 $\text{Re}(n_{\text{eff}})$ 受待测介质折射率的影响而发生变化。为了满足基模与 SPP 模式的相位匹配条件,共振波长随之也发生变化,从而使 SCPCF-SPR 传感器检测不同介质时,输出光谱具有不同的共振波长^[9]。当银膜厚度 $d_s =$

40 nm ,小孔直径 $d_1 = 2.5 \mu\text{m}$, TiO_2 膜厚度 $d_t = 20 \text{ nm}$,待测介质的折射率从 1.33 到 1.38 变化时,SCPCF-SPR 传感器基模的共振曲线如图 5(a)所示。待测介质折射率的增加使图 2 中 SPP 模式的有效折射率值整体增加,进而导致共振波长或共振峰向长波方向移动。

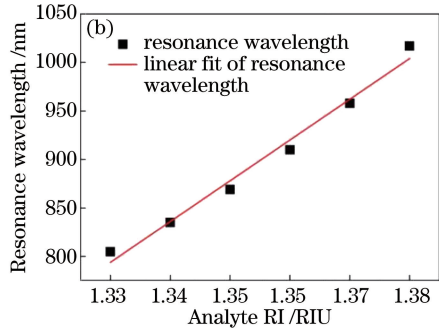
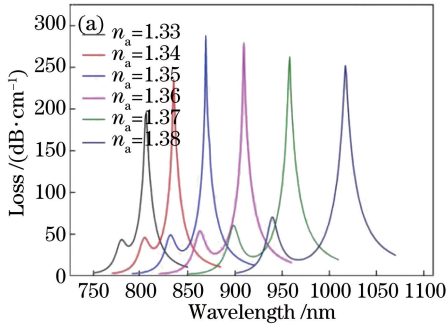


图 5 SCPCF-SPR 传感器灵敏度分析。(a) $n_a = 1.33\sim 1.38$ 时基模的共振曲线图;
(b)基模的共振波长与待测介质折射率的线性拟合曲线

Fig. 5 Analysis of the sensitivity of SCPCF-SPR. (a) Resonance curves when $n_a = 1.33\sim 1.38$;
(b) relationship between the resonance wavelength and the analyte refractive index

对共振波长与待测介质折射率进行线性拟合,结果如图 5(b)所示,相应的拟合曲线方程可表示为

$$\lambda(n_a) = 4200n_a - 479, 1.33 \leq n_a \leq 1.38, (6)$$

式中: λ 为共振波长,单位为 nm ; n_a 为待测介质折射率。线性拟合方程的斜率表示所设计的 SCPCF-SPR 传感器在所能检测的待测介质折射率范围内的灵敏度,为 $4200 \text{ nm}\cdot\text{RIU}^{-1}$,对应的线性相关度为 0.9806 。

假设传感器能检测到的波长变化量最小值 $\Delta\lambda_{\text{min}} = 0.1 \text{ nm}$,传感器检测待测介质折射率的分辨力 R 可表示为

$$R = \frac{\Delta\lambda_{\text{min}}}{S_\lambda}, (7)$$

$$S_\lambda = \frac{\Delta\lambda_{\text{peak}}}{\Delta n_a}, (8)$$

式中: S_λ 为传感器的灵敏度; $\Delta\lambda_{\text{peak}}$ 为共振波长的漂移量; Δn_a 为待测介质折射率的变化量。由(6)式可知 $S_\lambda = 4200 \text{ nm}\cdot\text{RIU}^{-1}$,即可得 SCPCF-SPR 传感器的分辨力为 $2.38 \times 10^{-5} \text{ RIU}$ 。

进一步讨论添加 TiO_2 膜与不添加 TiO_2 膜对 SCPCF-SPR 生物传感器灵敏度与共振峰峰值的影响。图 6(a)为保持银膜厚度 $d_s = 40 \text{ nm}$,小孔直

径 $d_1 = 2.5 \mu\text{m}$, 基模共振波长与待测介质折射率的线性拟合曲线对比图。由前述分析可知, 拟合曲线的斜率即为传感器的灵敏度。红色曲线为添加 TiO_2 膜的情况下的线性拟合曲线, 其斜率为 4200; 黑色曲线为不添加厚度 $dt = 20 \text{ nm}$ 的 TiO_2 膜的情况下的线性拟合曲线, 其斜率为 2600。因此, 与不添加 TiO_2 膜的情况相比, 当传感器添加

TiO_2 膜后, 灵敏度提高了 61.5%。 TiO_2 膜之所以能提高传感器的灵敏度, 是因为 $\text{SiO}_2\text{-Ag-TiO}_2$ 这种复合结构会增强光的吸收, 提高银膜的等离子体效应, 产生更多的等离子体激元, 增强金属表面的倏逝场^[21]; 倏逝场强度的增强会提高光纤芯导模式与 SPP 模式的相互作用, 进而提高传感器的灵敏度^[22]。

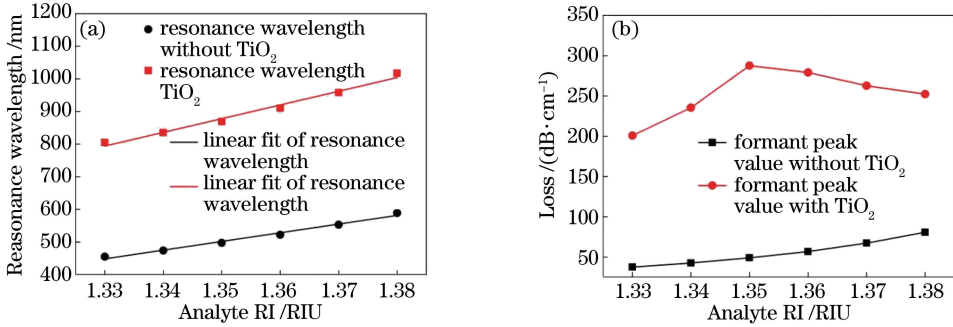


图 6 在添加 TiO_2 膜与不添加 TiO_2 膜两种情况下,

(a) 基模共振波长与待测介质折射率的线性拟合曲线对比图; (b) 共振峰峰值随待测介质折射率变化曲线对比图

Fig. 6 (a) Comparison of the linear fitting curves between the resonance wavelength and the analyte refractive index; and (b) contrast diagram of formant peak with the change of analyte refractive index under the condition of adding and without adding TiO_2 film

共振峰峰值的大小表明基模与 SPP 模式之间的耦合强度。峰值越大, 耦合强度越强, 会有更多的能量耦合到金属-介质表面, 在损耗谱上表现为共振峰更加尖锐且清晰可辨, 进而提高传感器的性能。图 6(b) 为共振峰峰值随待测介质折射率变化曲线对

比图, 图中红色曲线表示传感器添加 TiO_2 膜时的共振峰峰值变化情况, 共振峰峰值最高可达 $288 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$; 若不添加 TiO_2 膜(图中黑色曲线所示), 共振峰峰值最高仅为 $80 \text{ dB}\cdot\text{cm}^{-1}$ 。因此, TiO_2 膜的添加对传感器性能的提高起到了至关重要的作用。

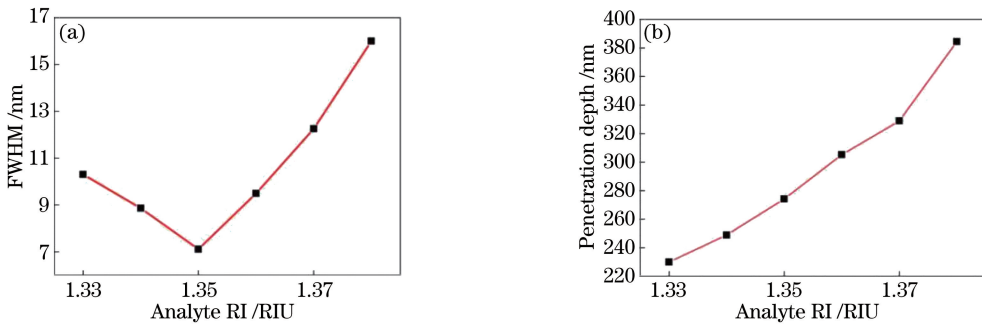


图 7 $n_a = 1.33 \sim 1.38$ 时, (a) FWHM 的变化示意图; (b) 倏逝场穿透深度变化示意图

Fig. 7 (a) Diagram of changes in FWHM; and (b) diagram of changes in evanescent field penetration depth when $n_a = 1.33 \sim 1.38$

除了灵敏度、动态检测范围、线性相关度等参数外, FWHM 也是生物传感器的一个重要参数^[23]。在实际的 SPR 传感系统中, 较小的 FWHM 会更加有效地滤除频谱噪声, 提高传感器的品质因数^[19-20]; 还可以降低传感器共振波长的检测误差和非共振传播时的损耗^[26]。在 $1.33 \sim 1.38$ 的检测范围内, SCPCF-SPR 生物传感器的 FWHM 曲线如图 7(a)

所示。可以看出, 当待测介质折射率为 1.35 时, FWHM 最小, 仅为 7.1 nm, 比文献[7]、文献[9]、文献[27]和文献[28]所报道的 FWHM 值都小。

表面等离子体波的振幅减小到金属-介质界面处振幅的 $1/e$ 时的深度称为穿透深度。穿透深度是 PCF-SPR 传感器的一个重要参数^[29]。对于某些生物传感器, 需要检测不同深度的待测样品折射率的

变化,例如对于蛋白质非标记定量细胞的检测,需要测定不同深度细胞核、细胞膜等生物成分的变化,此时穿透深度显得尤为重要^[30]。另外,穿透深度越深,则分布在待测介质中的电场强度越高,对传感器的灵敏度的提高越大^[31]。图 7(b)为 SCPCF-SPR 生物传感器的穿透深度随待测介质折射率变化的示意图。可以看出,穿透深度随着待测介质折射率的增大而增大。因此,在检测范围内,当探测对象(如细胞核、细胞膜等生物成分)溶于折射率大的介质时,SCPCF-SPR 生物传感器的灵敏度也会提高。

6 结 论

提出了一种采用 TiO₂ 膜灵敏度增强双纤芯 SCPCF-SPR 生物传感器,利用全矢量有限元法研究其耦合特性和灵敏度、线性相关度、FWHM、穿透深度等传感器的重要参数。该传感器的检测范围为 1.33~1.38,将待测介质折射率与共振波长进行线性拟合后,得到的 *R*-Square 为 0.9806,传感器的灵敏度可达 4200 nm·RIU⁻¹。当待测介质折射率为 1.35 时,FWHM 最小,仅为 7.1 nm。通过对穿透深度的分析发现,穿透深度随着待测介质折射率的增大而增大,因此在检测范围内,SCPCF-SPR 生物传感器的灵敏度也随着待测介质折射率的增大而增大。此外,进一步分析了 PCF 空气孔大小、银膜厚度、TiO₂ 厚度等对 SCPCF-SPR 生物传感器性能的影响。结果表明,通过改变结构参数可以优化该生物传感器的光谱、改善传感器的性能。综上所述,SCPCF-SPR 传感器在环境、生物和生化分析等方面具有广泛的应用前景。

参 考 文 献

[1] Gupta B D, Verma R K. Surface plasmon resonance-based fiber optic sensors: principle, probe designs, and some applications[J]. *Journal of Sensors*, 2009, 2009(2): Article ID 979761. DOI: 10.1155/2009/979761.

[2] Homola J. Present and future of surface plasmon resonance biosensors[J]. *Analytical & Bioanalytical Chemistry*, 2003, 377(3): 528-539.

[3] Homola J, Yee S S, Gauglitz G. Surface plasmon resonance sensors: review[J]. *Sensors & Actuators B: Chemical*, 1999, 54(1/2): 3-15.

[4] Wei R W, Krupin O, Sekaran S D, *et al.* Serological diagnosis of dengue infection in blood plasma using long-range surface plasmon waveguides [J]. *Analytical Chemistry*, 2014, 86(3): 735-743.

[5] Hasan M R, Akter S, Rifat A A, *et al.* A highly sensitive gold-coated photonic crystal fiber biosensor based on surface plasmon resonance[J]. *Photonics*, 2017, 4(1): 18.

[6] Wang W H, Xiong Z Y, Shi W Q, *et al.* Fiber-optic surface plasmon resonance sensing technology [J]. *Laser & Optoelectronics Progress*, 2017, 54(9): 090008.
王文华,熊正烨,师文庆,等. 光纤表面等离子体共振传感技术[J]. *激光与光电子学进展*, 2017, 54(9): 090008.

[7] Rifat A A, Mahdiraji G A, Sua Y M, *et al.* Surface plasmon resonance photonic crystal fiber biosensor: A practical sensing approach [J]. *IEEE Photonics Technology Letters*, 2015, 27(15): 1628-1631.

[8] Gao D, Guan C, Wen Y, *et al.* Multi-hole fiber based surface plasmon resonance sensor operated at near-infrared wavelengths [J]. *Optics Communications*, 2014, 313(4): 94-98.

[9] Dash J N, Jha R. Graphene-based birefringent photonic crystal fiber sensor using surface plasmon resonance[J]. *IEEE Photonics Technology Letters*, 2014, 26(11): 1092-1095.

[10] Tan Z, Li X, Chen Y, *et al.* Improving the sensitivity of fiber surface plasmon resonance sensor by filling liquid in a hollow core photonic crystal fiber [J]. *Plasmonics*, 2014, 9(1): 167-173.

[11] Shuai B, Xia L, Zhang Y, *et al.* A multi-core holey fiber based plasmonic sensor with large detection range and high linearity[J]. *Optics Express*, 2012, 20(6): 5974-86.

[12] Chen Q, Zhang Y, Han E, *et al.* Photonic crystal fiber based surface plasmon resonance chemical sensors [J]. *Sensors & Actuators B: Chemical*, 2014, 202(4): 557-567.

[13] Mishra A K, Mishra S K, Verma R K. Graphene and beyond graphene MoS₂: A new window in surface-plasmon-resonance-based fiber optic sensing [J]. *Journal of Physical Chemistry C*, 2016, 120(5): 2893-2900.

[14] Petr M, Petr S, Vladimir H, *et al.* Early stages of growth of gold layers sputter deposited on glass and silicon substrates [J]. *Nanoscale Research Letters*, 2012, 7(1): 1-7.

[15] Sazio P J, Amezcuacorrea A, Finlayson C E, *et al.* Microstructured optical fibers as high-pressure microfluidic reactors[J]. *Science*, 2006, 311(5767): 1583.

[16] Sharma A K, Rajan, Gupta B D. Influence of dopants on the performance of a fiber optic surface plasmon resonance sensor [J]. *Optics*

- Communications, 2007, 274(2): 320-326.
- [17] Bodurov I, Vlaeva I, Viraneva A, *et al.* Modified design of a laser refractometer[J]. Nanoscience & Nanotechnology, 2016, 16: 31-33.
- [18] Liu C, Yang L, Lu X, *et al.* Mid-infrared surface plasmon resonance sensor based on photonic crystal fibers[J]. Optics Express, 2017, 25(13): 14227.
- [19] Dong L, Ren G J, Hu H Y, *et al.* Surface plasmon resonance sensing characteristics based on photonic crystal fiber[J]. Chinese Journal of Lasers, 2012, 39(s2): s205003.
董莉, 任广军, 胡海燕, 等. 光子晶体光纤表面等离子体共振传感特性[J]. 中国激光, 2012, 39(s2): s205003.
- [20] Liang H Q, Liu B, Chen J, *et al.* High sensitive elliptic side core surface plasmon resonance refractive index sensing characteristics based on dual-core photonic crystal fiber [J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2017, 54(9): 090601.
梁红勤, 刘彬, 陈佳, 等. 基于双芯光子晶体光纤的高灵敏度椭圆侧芯表面等离子体共振折射率传感特性[J]. 激光与光电子学进展, 2017, 54(9): 090601.
- [21] Xu J, Xiao X, Stepanov A L, *et al.* Efficiency enhancements in Ag nanoparticles-SiO₂-TiO₂ sandwiched structure via plasmonic effect-enhanced light capturing [J]. Nanoscale Research Letters, 2013, 8(1): 73.
- [22] Rifat A A, Mahdiraji G A, Yong M S, *et al.* Highly sensitive multi-core flat fiber surface plasmon resonance refractive index sensor [J]. Optics Express, 2016, 24(3): 2485-2495.
- [23] Sun B, Chen M Y, Zhang Y K, *et al.* Microstructured-core photonic-crystal fiber for ultra-sensitive refractive index sensing [J]. Optics Express, 2011, 19(5): 4091-4100.
- [24] Town G E, Yuan W, McCosker R, *et al.* Microstructured optical fiber refractive index sensor [J]. Optical Letters, 2010, 35(6): 856-858.
- [25] Erdmanis M, Viegas D, Hautakorpi M, *et al.* Comprehensive numerical analysis of a surface-plasmon-resonance sensor based on an H-shaped optical fiber [J]. Optics Express, 2011, 19(15): 13980-13988.
- [26] Gauvreau B, Hassani A, Fehri M F, *et al.* Photonic bandgap fiber-based surface plasmon resonance sensors[J]. Optics Express, 2007, 15(18): 11413-11426.
- [27] Yang X, Lu Y, Liu B, *et al.* Analysis of graphene-based photonic crystal fiber sensor using birefringence and surface plasmon resonance [J]. Plasmonics, 2016, 12(2): 1-8.
- [28] Wang F, Sun Z, Liu C, *et al.* A highly sensitive dual-core photonic crystal fiber based on a surface plasmon resonance biosensor with silver-graphene layer[J]. Plasmonics, 2016, 12(6): 1-7.
- [29] Isaacs S, Abdulhalim I. Long range surface plasmon resonance with ultra-high penetration depth for self-referenced sensing and ultra-low detection limit using diverging beam approach [J]. Applied Physics Letters, 2015, 106(19): 571-606.
- [30] Liu A, Peng J, Li G. Characterizing penetration depths of multi-wavelength surface plasmon resonance sensor using silica beads [J]. Applied Physics Letters, 2014, 104(21): 462-493.
- [31] Shalabney A, Abdulhalim I. Sensitivity-enhancement methods for surface plasmon sensors [J]. Laser & Photonics Reviews, 2011, 5(4): 571-606.