

开放式多通道多芯少模光纤表面 等离子体共振生物传感器*

肖士妍¹⁾ 贾大功^{1)†} 聂安然¹⁾ 余辉^{1)‡} 吉喆²⁾ 张红霞¹⁾ 刘铁根¹⁾

1) (天津大学精密仪器与光电子工程学院, 光电信息科学与技术教育部重点实验室, 微光机电系统技术教育部重点实验室, 天津 300072)

2) (石家庄铁道大学机械工程学院, 石家庄 050043)

(2020年3月10日收到; 2020年4月15日收到修改稿)

基于多芯少模光纤结构特性, 提出了一种具有开放式感知通道的多芯少模光纤表面等离子体共振生物传感器. 建立了多芯少模光纤表面等离子体共振生物传感器的模型, 利用有限元方法分析了纤芯气孔间距、膜层厚度、膜层材料以及不同传输模式对传感器性能的影响, 并讨论了传感器多通道感知性能. 仿真分析发现, 纤芯气孔间距决定了倏逝波的耦合强度, 材料特性和模式共同影响了表面等离子体共振峰的位置和灵敏度. 经过计算可知: 当单个凹槽传感通道上沉积 100 nm 铜锡氧化物薄膜, 分析物折射率范围为 1.33—1.39 时, LP_{11ax} 模式对应的平均光谱灵敏度为 12048 nm/RIU (其中 RIU 为折射率单位, 即 refractive index unit), 最高灵敏度为 20824.66 nm/RIU, 最大折射率分辨率可达 4.8×10^{-6} RIU; 当光纤外围凹槽镀上不同厚度的金膜、银膜和铜锡氧化物膜时, 既可以单独探测生物物质, 也可以联合检测同一生物物质, 实现了传感通道的控制灵活性和测试物质的多样性.

关键词: 表面等离子体共振, 多芯少模光纤, 多通道传感器, 开放空气孔**PACS:** 78.68.+m, 42.81.-i, 87.85.fk**DOI:** 10.7498/aps.69.20200353

1 引言

生物传感器在临床诊断、药物检测、食品安全和环境保护等诸多领域发挥着重要作用^[1-3]. 相比于传统生物传感器, 表面等离子体共振 (surface plasmon resonance, SPR) 生物传感器不仅能提供生物分子相互作用的特异性、亲和性和动力学表征以及复杂样品中目标分析物的浓度水平等信息^[4,5], 还具有超高的折射率 (refractive index, RI) 灵敏度、快速的响应时间、实时检测和无需荧光标记等优势, 成为研究化学和生物化学的重要工具^[6,7].

光纤具有体积小、抗电磁干扰、易于集成和信

号可长距离传输等优点, 是 SPR 生物传感器的理想载体^[8]. 目前, 为提高光纤 SPR 传感器的性能, 各种不同结构特性的光纤被用作传感器的载体, 如 D 形光纤^[9]、楔形结构光纤^[10] 和光子晶体光纤 (photonic crystal fiber, PCF) 等. D 型光纤传感区的横截面为 D 型, 待测物涂敷在传感区的平面上; 楔形结构的光纤采用抛磨的方式将光纤传感区加工成楔形, 待测物同样涂敷于楔形表面上. 这两种光纤的传感区都为平面, 在活菌检测时由于菌液流动性大, 使得采用水浸法测试待测物的误差较大, 如果将平面改成凹槽, 将有效解决上述问题^[11]. 相比平面型传感区, PCF 包层内周期性排列的空气孔可以作为待测物的检测通道, 但是由于空气孔直

* 国家自然科学基金 (批准号: 61875152, U1813207) 和河北省教育厅青年基金 (批准号: QN2016182) 资助的课题.

† 通信作者. E-mail: dagongjia@tju.edu.cn

‡ 通信作者. E-mail: yuhui@tju.edu.cn

径较小,难以高效填充分析物和镀 SPR 激发材料膜层,造成待测物与光信号之间的响应时间变长,影响生物物质的检测精度和效率^[12].为了解决 PCF-SPR 生物传感器存在的缺陷,具有开放式空气孔结构的光纤将是一种有效的解决方案.因为该类型光纤更容易制作出凹槽,从而便于容纳待测物.2017年,Liu 等^[13]提出一种基于 PCF 的双通道中红外 SPR 传感器,该传感器在水平方向上开设两个开放式传感通道,通过物理或化学方法可以将金膜沉积在开环壁上,分析物能够通过开放通道流入.由于在两个半开放通道处芯模同时激发 SPR,因此无法选择传感通道.2019年,Yang 等^[14]提出了一种凹形的 PCF 能够实现 RI 范围为 1.19—1.29 的生物化学物质的检测,该传感器在开放的矩形槽表面上沉积铟锡氧化物 (indium tin oxide, ITO) 进行 SPR 传感.尽管上述文献中没有强调凹槽传感通道的作用,但是这些想法为解决液状生物物质检测存在的问题提供一种有益的思路.然而由于上述传感器采用微纳加工技术,器件相对难以加工,且在生物样本测试时难以实现多种不同生物物质同时检测.

为了提高生物物质检测精度,本文基于含有空气孔的多芯少模光纤 (few-mode multicore fiber, FM-MCF) 提出一种 SPR 生物传感器,实现多种生物物质一次检测. FM-MCF 结合多芯光纤 (multi-core fiber, MCF)^[15] 和少模光纤 (few-mode fiber, FMF)^[16] 的优点,能够显著提升单根光纤的传输容量^[17],并且有模式色散低、非线性低、少量模式共同传输^[18] 等优点,便于搭建稳定、紧凑的光纤传感器.本文通过 COMSOL 仿真软件研究纤芯气孔距离、膜层厚度和膜层材料以及不同模式对传

感器性能的影响,并给出器件的优化参数,以期研制的生物传感器具有更好的灵敏度和灵活的感知通道.

2 传感器感知模型

本文提出的 SPR 生物传感器的传感模型如图 1 所示.从图 1(a) 中可见,该传感器含有 6 个凹槽型传感通道,每个凹槽都可作为一个独立的传感通道,便于镀一层 SPR 激发材料和填充液态生物试剂.考虑到光纤上镀膜的复杂性和多个通道产生的损耗谱的重叠,选择三种不同厚度的材料 (金、银、ITO) 作为涂层,调整共振峰的位置.通道 1 和通道 6 上分别镀有 40 nm 和 30 nm 厚度的金膜,通道 2 和通道 3 分别为 30 nm 和 40 nm 厚度的银层,通道 4 和通道 5 分别为 90 nm 和 100 nm 厚度的 ITO 层.

该传感器能够实现多通道独立感知不同生物化学物质,是由使用的 FM-MCF 结构所决定的. FM-MCF 横截面如图 1(b) 所示,该光纤外围 6 根纤芯呈六边形排列,每根纤芯周围排布有六个气孔. FM-MCF 的包层直径为 192 μm ,纤芯直径为 13.1 μm ,气孔直径为 9.4 μm ,纤芯间距为 40 μm ,气孔间距为 13.3 μm .利用化学腐蚀法加工传感器时,通过精确控制腐蚀速度,可以得到如图 1(a) 所示的开放式空气孔,从而实现凹槽型传感通道的制作.为了分析传感器参数对性能的影响,本文利用基于有限元方法 (finite element method, FEM) 的软件 COMSOL Multiphysics 软件来研究分析传感器的性能并研究模式的特征.由于光纤的几何对称性,只需要计算整个光纤截面的六分之一以提高

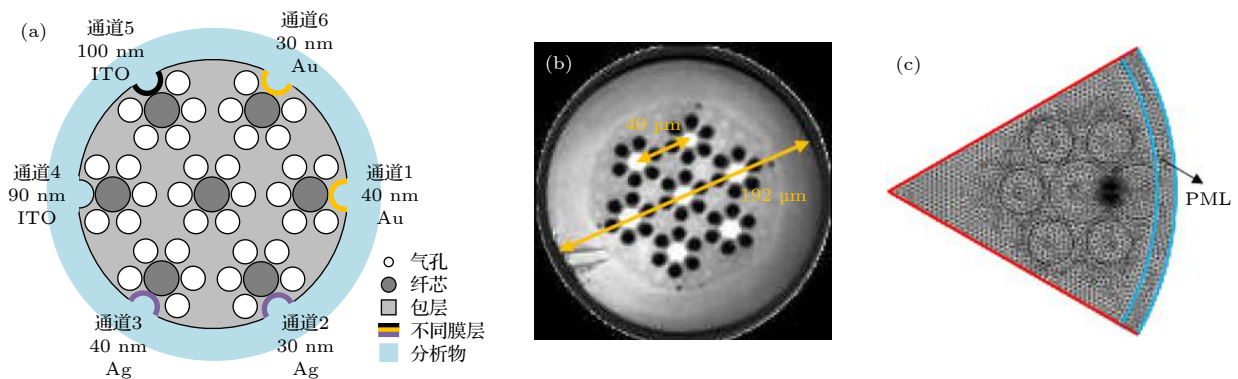


图 1 (a) FM-MCF SPR 生物传感器的横截面; (b) FM-MCF 横截面; (c) FEM 网格划分

Fig. 1. (a) Cross section of the FM-MCF SPR biosensor; (b) cross section of the FM-MCF; (c) FEM mesh for calculation.

计算效率. FEM 网格化及边界条件见图 1(c), 红色部分为周期性边界条件, 最外面设置了一层完美匹配层 (perfectly matched layer, PML). 本文采用自由三角形网格来离散化整个区域, 最后整个计算区域一共包含 17883 个域单元和 825 个边界元, 总的自由度为 126095.

设 SPR 材料的厚度为 t , 在可见光和近红外区域的介电常数由 Drude-Lorentz 模型给出 [19]:

$$\varepsilon(\omega) = 1 - \frac{\Omega_p^2}{\omega(\omega - i\Gamma_0)} + \sum_{j=1}^k \frac{f_j \omega_p^2}{(\omega_j^2 - \omega^2) + i\omega\Gamma_j}, \quad (1)$$

其中 ω_p 代表等离子体频率, k 是频率为 ω_j 、强度为 f_j 、载流子寿命为 $1/\Gamma_j$ 的振子数目, $\Omega_p = \sqrt{f_0} \omega_p$.

3 仿真结果与分析

由于光纤结构和敏感单元材料共同决定了 SPR 生物传感器的性能, 下面将详细分析纤芯气孔间距、传感区膜层厚度、材料和模式对传感器性能的影响, 并分析、讨论 SPR 传感器多通道性能.

3.1 纤芯气孔间距的影响

SPR 传感器采用倏逝波激发, 而倏逝波的泄露情况与纤芯到气孔的距离有关, 其影响芯模与等离子体模的波矢匹配. 采用化学腐蚀法制作 FM-MCF SPR 生物传感器凹槽通道的过程如图 2 所示. 图 2(a) 是包层刚好腐蚀到与空气孔相切. 之

后, 氢氟酸不断地进入气孔同时腐蚀气孔和包层. 最终, 包层直径逐渐减小, 气孔直径逐渐增大, 直至气孔与纤芯相切, 如图 2(b) 所示. 图 2(c) 表示如果腐蚀过程仍继续, 纤芯和其余气孔都会遭到破坏, 不利于光纤结构的稳定性.

当三个化学腐蚀阶段中纤芯和气孔间距分别为 $d = 2.1, 0$ 和 $-2.1 \mu\text{m}$, 待测分析物折射率 n_a 从 1.33 增加到 1.36, 半开放槽中镀 50 nm 厚度的金膜时, 不同纤芯气孔间距 d 和损耗曲线之间关系如图 3(a) 所示.

图 3(a) 中, 虚线、实线和点划线分别表示不同分析物 RI 下, d 为 $-2.1, 0$ 和 $2.1 \mu\text{m}$ 时的损耗曲线. 从图 3(a) 中可见, 当分析物 RI 从 1.33 增加到 1.36 时, 无论纤芯气孔间距是多少, 共振峰都将发生红移, 且随着 d 的减小, 光谱损耗增加. 这是因为纤芯气孔间距 d 的减小使得更多的能量从纤芯耦合到金属层, 增强了 SPR 效应. 不同 d 时的共振波长和光谱灵敏度关系如图 3(b) 所示, 当 $d = 0$ 时, RI 变化引起的共振波长漂移最大; 因此, 当 $d = 0$ 时, 对应的光谱灵敏度 ($S(\lambda) = \Delta\lambda_{\text{peak}}/\Delta n_a$, 其中 λ_{peak} 是损耗峰处的共振波长, n_a 是分析物 RI) 最大, 为 $1546 \text{ nm}/\text{RIU}$ (其中 RIU 为折射率单位, 即 refractive index unit). 除光谱灵敏度之外, 半高全宽 (full width at half maximum, FWHM) 和品质因子 (figure of merit, FOM) 也是衡量 SPR 传感器性能的重要参数, 其中 FOM 定义为传感器光谱灵敏度和半高全宽的比值. 在图 3(c) 中, 当

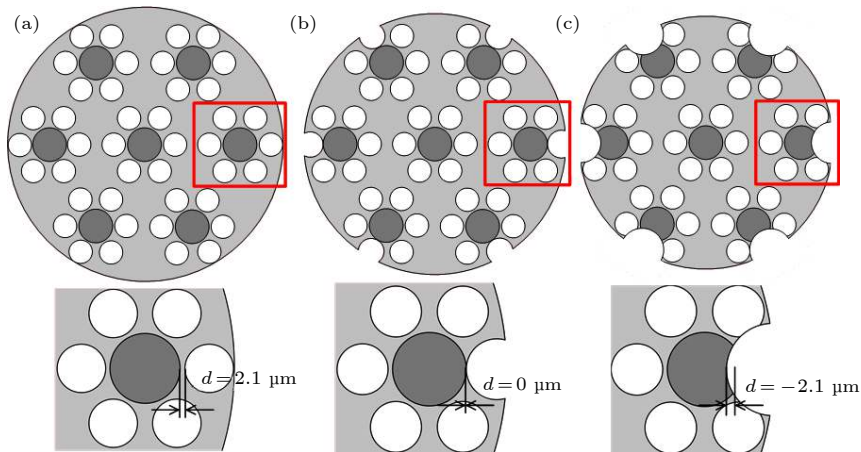


图 2 氢氟酸腐蚀 FM-MCF 过程中纤芯和气孔间距 d 的变化 (a) 包层与最外侧气孔相切; (b) 腐蚀气孔与纤芯恰好相切; (c) 纤芯被腐蚀; 下方的插图是红色区域的放大示意图

Fig. 2. The core-hole distance d variation during using hydrofluoric acid to fabricate the groove channel: (a) Cladding is tangent to the outermost air-holes; (b) air-holes are tangent to the cores; (c) fiber cores are also etched. The inserts below are zoom-in of red region.

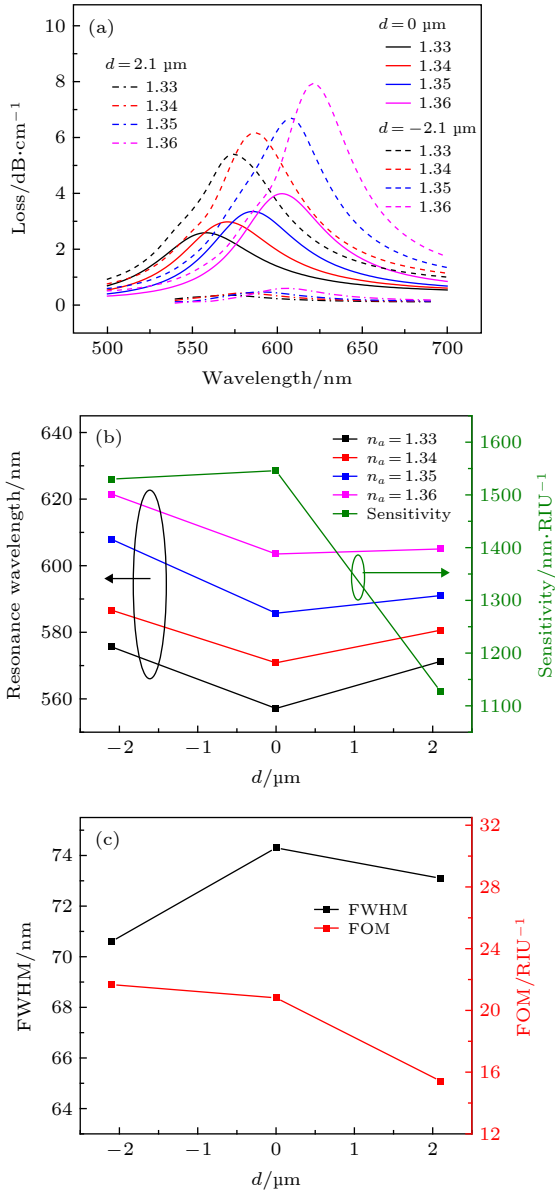


图3 (a) 当 $n_a = 1.33\text{--}1.36$ 时不同 d 的芯模损耗光谱曲线; (b) 不同 RI 下 d 对共振波长和灵敏度的影响; (c) d 与传感器 FWHM 和 FOM 的关系

Fig. 3. (a) Loss spectra of the core mode with different d when $n_a = 1.33\text{--}1.36$; (b) the effect of d on both resonance wavelength and sensitivity with various RI; (c) relations between d and FWHM as well as FOM of the sensor.

d 从 $-2.1\ \mu\text{m}$ 变化到 $2.1\ \mu\text{m}$ 时, FWHM(FOM) 分别为 $70.6\ \text{nm}$ ($21.67\ \text{RIU}^{-1}$), $74.3\ \text{nm}$ ($20.81\ \text{RIU}^{-1}$) 和 $73.1\ \text{nm}$ ($15.42\ \text{RIU}^{-1}$). 根据上述结果可知: 当 $d = 0$ 时传感器具有更好的性能 (见图 2(b)), 因为此时传感器具有最大灵敏度和较高的 FOM; 尽管此时 FWHM 较大, 但是光纤具有稳定的传光性能.

3.2 膜层厚度的影响

膜层厚度 t 也是 SPR 传感器中一个非常重要

的参数, 它直接影响着 SPR 传感器的共振波长位置和损耗光谱特性. 当 $n_a = 1.33$ 时, 不同材料的共振波长 (λ_{Res}) 和限制损耗随 t 的变化如图 4 所示. 在图 4(a) 中金膜厚度 (t_{Au}) 从 $30\ \text{nm}$ 增加到 $60\ \text{nm}$, 共振波长分别为 $472.1, 526.1, 558.1\ \text{nm}$ 和 $577\ \text{nm}$; 在图 4(b) 中银膜厚度 (t_{Ag}) 从 $20\ \text{nm}$ 增加到 $50\ \text{nm}$, 共振波长从 $311.65\ \text{nm}$ 增长到 $466.01\ \text{nm}$; 在图 4(c) 中氧化铟锡 (t_{ITO}) 从 $90\ \text{nm}$ 变到 $120\ \text{nm}$ 时, 共振波长也相应增长 (从 $1366.28\ \text{nm}$ 到 $1604.58\ \text{nm}$); 可知随着 t 的增加,

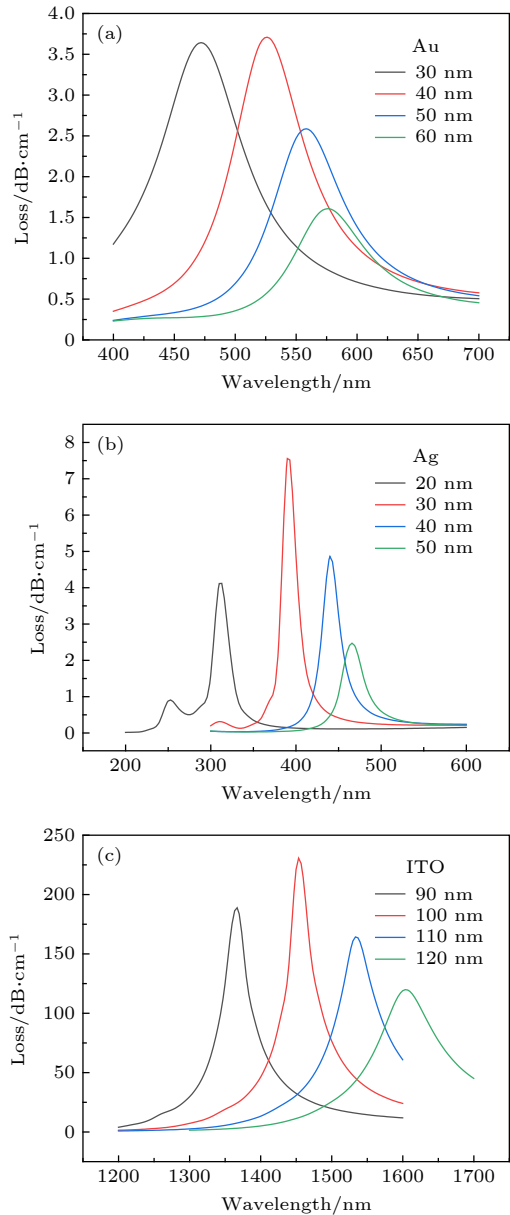


图4 不同膜层厚度下的芯模损耗光谱 (a) 金膜; (b) 银膜; (c) ITO

Fig. 4. Loss spectra of the core mode for different coating thickness (t): (a) Au; (b) Ag; (c) ITO.

共振波长朝长波方向移动, 且波长间隔逐渐减小. 通常, 随着 t 的增大, 共振波长向长波方向移动, 限制损耗逐渐减小. 然而, 当 t_{Au} 从 30 nm 增加到 40 nm 时 (t_{Ag} 从 20 nm 增加到 30 nm, t_{ITO} 从 90 nm 增加到 100 nm), 限制损耗有小幅增长, 从 3.64 dB/cm 到 3.70 dB/cm. 然后, 随着 t 的增加, 限制损耗快速降低. 从图 4 中还可以看出三种材料的芯模损耗光谱的 FWHM 随 t 的变化. 对于金膜, 起初 FWHM 随 t 减小, 在 40 nm 时达到最小值; 当 t 大于 40 nm 时 (对于 Ag 和 ITO 分别为 30 nm 和 100 nm), FWHM 开始增大. 因此, 可以通过改变激发材料薄膜的厚度来调节 SPR 峰的共振深度和共振位置.

3.3 膜层材料的影响

薄膜材料是影响 SPR 现象的重要因素之一, 不仅贵金属可以用来激发 SPR, 一些半导体氧化物材料也可以用来激发 SPR. 与贵金属相比, 半导体材料的电导率远远低于金属材料, 这主要是由于

半导体材料的载流子浓度低于金属材料, 因此其共振峰位置与金属材料有显著差异. 当选择金作为激发 SPR 的敏感单元材料, 最佳的薄膜厚度为 40 nm; 当选择 ITO 作为半导体 SPR 材料时, 其最佳厚度为 100 nm.

两种不同的材料共振光谱如图 5 所示, 可见随着 n_a 增加, 共振峰均发生红移, 金膜的共振峰位于可见光范围, 而 ITO 膜的共振峰在近红外波长. ITO 膜的光谱损耗远高于金膜, 但是共振峰有明显的展宽, 这是因为 ITO 膜的等离子体频率小于金属的等离子体频率.

两种材料的共振峰波长与分析物 RI 的关系如图 6 所示, 其中黑色方块为不同 n_a 时的共振波长, 红色曲线为共振波长的二次拟合曲线. 根据拟合公式和灵敏度公式可知, 当分析物 RI 以 0.01 的步长从 1.33 增加到 1.42 时, 金膜材料的 FM-MCF SPR 传感器的平均灵敏度为 2624 nm/RIU; 当 n_a 为 1.33—1.39 时, ITO 材料的 FM-MCF SPR 传感器的平均灵敏度为 8829.14 nm/RIU; 当 $n_a =$

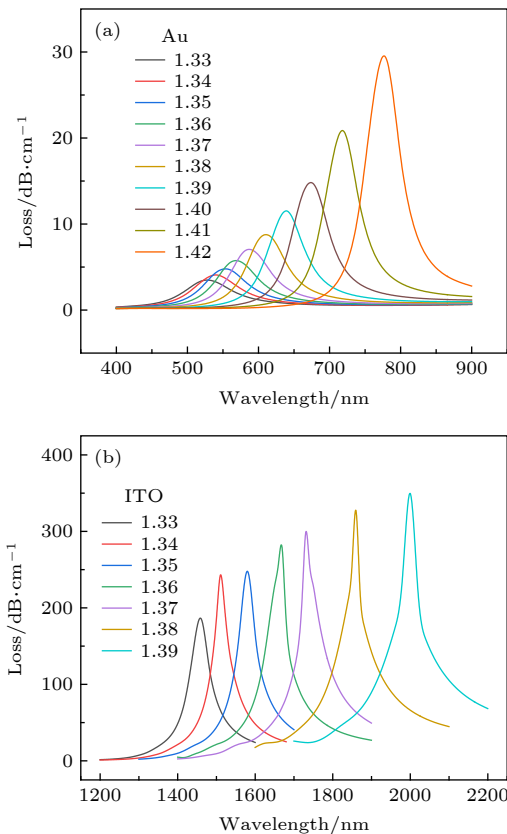


图 5 当 n_a 变化时传感器的共振光谱 (a) 金膜厚度为 40 nm; (b) ITO 膜厚度为 100 nm
Fig. 5. Loss spectra of the sensor with n_a increasing: (a) $t_{Au} = 40$ nm; (b) $t_{ITO} = 100$ nm.

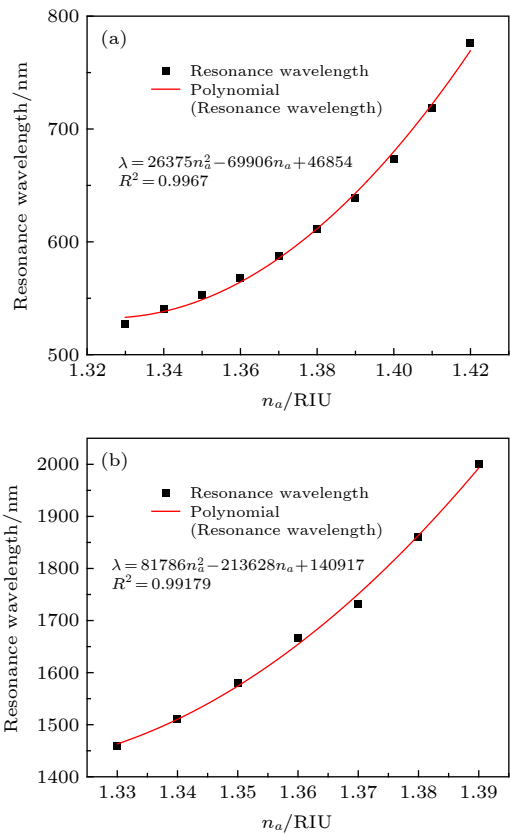


图 6 待测物 RI 与共振波长之间的关系 (a) 金膜厚度为 40 nm; (b) ITO 膜为 100 nm
Fig. 6. Relations between n_a and resonance wavelength for different t : (a) $t_{Au} = 40$ nm; (b) $t_{ITO} = 100$ nm.

1.42 和 $n_a = 1.39$ 时, 两种传感器的最高灵敏度分别为 4999 nm/RIU 和 13737.08 nm/RIU.

3.4 模式的影响

由于光纤的色散特性, 光纤中可以传输不同的模式, 模式也会影响 SPR 传感器的性能^[20]. 本文使用的 FM-MCF 在 1550 nm 时每个纤芯只支持 LP₀₁ 和 LP₁₁ 模式, 小于 1550 nm 时有更多的传输模式. 为了研究模式的特征及影响, 在有限元分析过程中模式分析设置时适当增加了模式数量, 以保证所需模式能够计算到. 由于 ITO 材料恰好适用于近红外波长, 因此选择 ITO 为敏感介质材料. 当 $t_{\text{ITO}} = 100$ nm, $n_a = 1.33$ 时, 在两种模式的共振波长处的电场分布和光场分布如图 7 所示. 图 7(a) 描述了在共振波长为 1460 nm 处, LP_{01x} 模式与等离子体模耦合时的电场分布, 当 $X = 46.5$ μm 时, 即 ITO 薄膜的界面处, 电场模上存在一个尖峰, 这意味着产生了 SPR. 图 7(b) 为 LP_{01x} 模式与等离子体模的耦合时光场分布, 其中红色箭头表示电场的极化方向. 图 7(c) 描绘了在共振波长为 1510 nm

处, LP_{11ax} 模式与等离子体模耦合时的电场分布, 相应的光场分布如图 7(d) 所示. 可以看出, LP_{11ax} 激发的倏逝场比 LP_{01x} 强且电场强度振幅比 LP_{01x} 大, 这意味着高阶模式激发 SPR 优于基模.

图 8(a) 为当分析物 RI 为 1.33—1.39 时 LP_{11ax} 模式激发的 SPR 共振波长与光谱损耗之间的关系, 与图 5(b) 中 LP₀₁ 模相比, 在相同 RI 下 LP_{11ax} 模激发的 SPR 共振峰有红移. 图 8(b) 给出了共振波长与 RI 的二次拟合曲线. 当 n_a 为 1.33—1.39 时的平均灵敏度为 12048 nm/RIU, 最高的灵敏度为 20824.66 nm/RIU, 远高于 LP₀₁ 模的平均灵敏度 (8829.14 nm/RIU) 和最高灵敏度 (13737.08 nm/RIU). 产生上面结果的原因是高阶模式的芯模 RI 更小, 这使得它更容易与表面等离子体波耦合, 传感器的最高分辨率也从 7.28×10^{-6} RIU (LP_{01x}) 提高到 4.8×10^{-6} RIU (LP_{11ax}). 通常光纤中能够传输大量的模式, 每个模式激发的 SPR 共振峰都有轻微的偏移, 叠加在一起会导致光谱展宽. 当使用 FM-MCF SPR 传感器时, 可以选择性地激发高阶模态从而有效地减小光谱展宽.

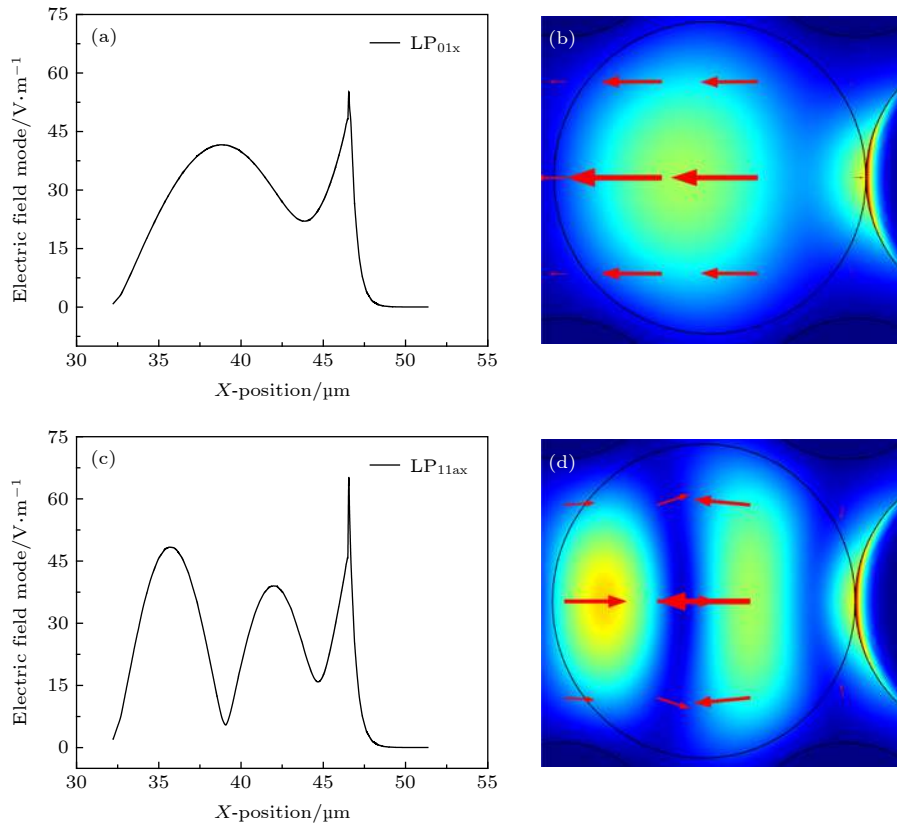


图 7 (a) LP_{01x} 模的电场分布; (b) LP_{01x} 模的光场分布; (c) LP_{11ax} 模的电场分布; (d) LP_{11ax} 模的光场分布

Fig. 7. (a) Electric field distributions of LP_{01x}; (b) optical field distributions of LP_{01x}; (c) electric field distributions of LP_{11ax}; (d) optical field distributions of LP_{11ax}.

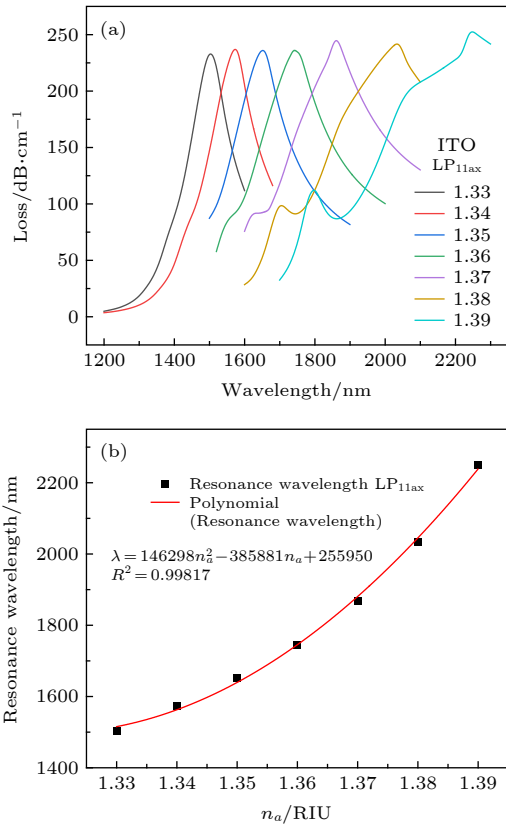


图 8 (a) LP_{11ax} 模激发的光谱损耗曲线; (b) LP_{11ax} 模激发时 n_a 与共振波长之间的关系
 Fig. 8. (a) Loss spectra excited by LP_{11ax} mode; (b) relations between n_a and resonance wavelength at LP_{11ax} mode.

3.5 SPR 传感器多通道性能

上面分析 SPR 传感器的性能都是基于单一凹槽, 下面讨论多通道时所设计传感器的性能. 由于 FM-MCF 的结构优势, 该传感器可实现多物质测量, 且每个感知通道可实现单独控制, 下面以 1, 2 和 5 通道为例进行说明. 由以上分析可知, 金属膜通道的探测范围为 1.33—1.42, ITO 通道的探测范围为 1.33—1.39, 这个范围的 RI 涵盖牛血清蛋白溶液、人体免疫球蛋白 G 和 C 反应蛋白等生物分子的 RI 范围 [21–23], 因此提出的传感器能实现 1.33—1.42 范围内的生物分子的测量. 检测时, 若传感通道上采用对应测试生物分子的敏感膜层进行功能化, 当该生物分子与敏感膜层接触时会引起介质 RI 变化, 从而实现了对特定生物分子的测量; 如果不同通道上修饰不同的敏感膜层, 即可测试多种生物物质. 例如, 在通道 1 的金膜上用抗牛血清蛋白抗体对其进行生物功能化、通道 2 用山羊抗人免疫球蛋白功能化、通道 5 固定抗 C 反应蛋白单克隆抗体, 便可检测牛血清蛋白、人免疫球蛋白

G 和 C 反应蛋白三种生物物质. 本文的传感器在测量生物液体分析物时有别于普通光纤 SPR 传感器需要将全部传感区浸入液体, 通过配套使用液体微流体通道, 将不同的待测物只渗入特定的传感区, 如此便可以实现对不同物质 (其 RI 不同) 的同时检测. 图 9 为利用 LP_{01} 模激发 SPR 测试三种物

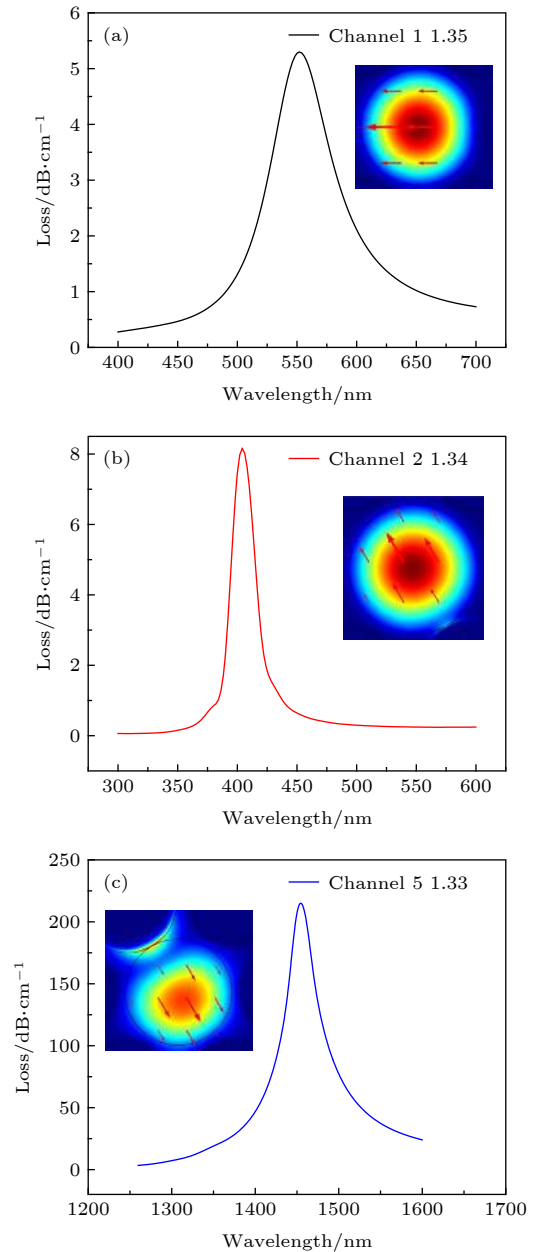


图 9 三种生物物质传感时光谱损耗 (a) 1 通道 $n_a = 1.35$, 金膜; (b) 2 通道 $n_a = 1.34$, 银膜; (c) 5 通道 $n_a = 1.33$, ITO 膜; 插图是共振发生时通道中光场分布
 Fig. 9. The loss spectra of three bio-substances sensing: (a) Channel 1 for Au coating with $n_a = 1.35$; (b) channel 2 for Ag coating with $n_a = 1.34$; (c) channel 5 for ITO coating with $n_a = 1.33$. Insets are optical field distributions for three channels.

质时各通道的光谱损耗曲线, 具体传感区域的结构如图 1(a) 所示. 此时, 1 通道与 $n_a = 1.35$ 的牛血清蛋白溶液接触、2 通道与 $n_a = 1.34$ 的人体免疫球蛋白 G 接触和 5 通道与 $n_a = 1.33$ 的 C 反应蛋白接触, 即可实现对三种生物物质的测量. 从图 9 可见, 金、银膜使 1, 2 通道的共振波长位于可见光波段, ITO 膜使 5 通道的共振波长位于近红外波段, 使用单个光谱仪就可以实现三个通道共振波长的分离, 降低测试成本; 若采用多个光谱仪则每个

通道的独立探测互不影响. 从图 9 中损耗曲线的插图可以了解不同通道在共振时光场的分布情况, ITO 膜的共振强度相对于金属膜层更加明显, 这是由于大量能量从芯模转移到激发材料和介质的交界面; 同时, 银膜比金膜的共振强度更高, 但是银膜在空气中相较于金膜更易氧化, 需要特殊处理. 插图中的红色箭头表示电场方向, 可以看出每个通道中的电场方向都垂直于激发材料界面, 这是由于在不同位置的气孔上镀膜而引起的.

本文提出的传感器除了可以实现多种物质的探测, 还能实现多个通道对同一种物质测试, 以提高灵敏度. 图 10 为 1, 2 和 5 通道同时探测 $n_a = 1.33$ 的牛血清蛋白时的光谱损耗图, 可以看出当 n_a 相同时, ITO 的光谱损耗最高, 其次是银膜和金膜. 当牛血清蛋白的 n_a 从 1.33 增加到 1.34 时, 1 通道的灵敏度为 1237 nm/RIU, 2 通道的灵敏度为 1309 nm/RIU, 5 通道的灵敏度为 5666 nm/RIU. 因为在每个通道上镀的 SPR 激发材料不同, 每个通道的灵敏度存在差异, 对于相同的 RI 变化来说, 每个通道对其响应不同. 这时, 可以利用通道 5 测试牛血清蛋白, 显著提高了蛋白的测试灵敏度. 经过上面分析可知, 该 FM-MCF SPR 生物传感器既能实现多种物质同时探测, 也能实现同种物质的多通道同时探测, 提高待测物检测灵敏度, 显著增加传感器的灵活性和适用范围.

4 结 论

本文提出了一种具有开放式气孔结构的 FM-MCF 的 SPR 生物传感器, 使用软件 COMSOL Multiphysics 分析和讨论了光纤特性和等离子体激发材料对传感器性能影响. 结果表明, 当凹槽上镀有 100 nm 厚度的 ITO 折射率范围为 1.33—1.39, LP_{11ax} 模与等离子体模发生耦合时, 该传感器通道可以获得的平均灵敏度为 12048 nm/RIU, 最高灵敏度为 20824.66 nm/RIU, 对应的最大 RI 分辨率为 4.8×10^{-6} RIU, 能够用于牛血清蛋白溶液和人体免疫球蛋白 G 等生物分子的检测. 由于该传感器采用 FM-MCF 作为载体, 可以实现每个传感通道的灵活控制, 既可以检测不同物质也可以实现对同种物质的联合检测. 该传感器具有较高的灵敏度和灵活的多通道特性, 是实时检测和高灵敏度 SPR 传感器的理想选择.

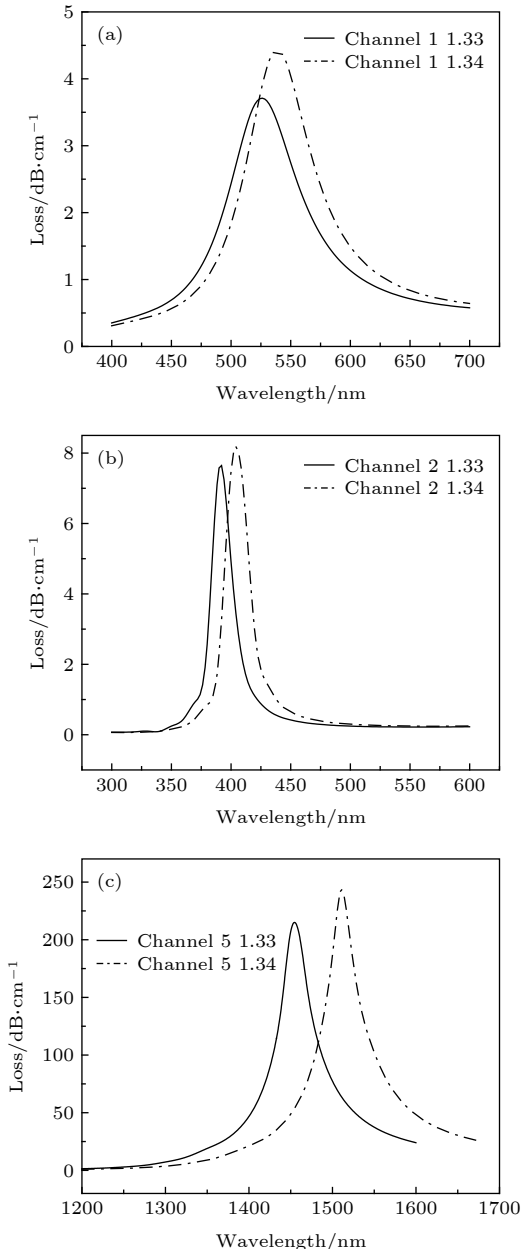


图 10 当 n_a 从 1.33 增加到 1.34 时, 多通道传感检测同种物质时的光谱损耗 (a) 1 通道; (b) 2 通道; (c) 5 通道

Fig. 10. Loss spectra for detecting one bio-substance simultaneously using multi-channel when n_a increases from 1.33 to 1.34: (a) Channel 1; (b) channel 2; (c) channel 5.

参考文献

- [1] Cooper M A 2002 *Nat. Rev. Drug Discov.* **1** 515
- [2] Borisov S M, Wolfbeis O S 2008 *Chem. Rev.* **108** 423
- [3] Li J D, Cheng J J, Miao B, Wei X W, Zhang Z Q, Li H W, Wu D M 2014 *Acta Phys. Sin.* **63** 070204 (in Chinese) [李加东, 程珺洁, 苗斌, 魏晓玮, 张志强, 黎海文, 吴东岷 2014 *物理学报* **63** 070204]
- [4] Shankaran D R, Gobi K V, Miura N 2007 *Sensor Actuat. B-Chem.* **121** 158
- [5] Fan X D, White I M, Shopova S I, Zhu H Y, Suter J D, Sun Y Z 2008 *Anal. Chim. Acta* **620** 8
- [6] Gupta B D, Verma R K 2009 *J. Sens.* **2009** 1
- [7] Homola J 2008 *Chem. Rev.* **108** 462
- [8] Velázquez-González J S, Monzón-Hernández D, Moreno-Hernández D, Martínez-Piñón F, Hernández-Romano I 2017 *Sensor Actuat. B-Chem.* **242** 912
- [9] Shi W H, You C J, Wu J 2015 *Acta Phys. Sin.* **64** 224221 (in Chinese) [施伟华, 尤承杰, 吴静 2015 *物理学报* **64** 224221]
- [10] Feng L H, Zeng J, Liang D K, Zhang W G 2013 *Acta Phys. Sin.* **62** 124207 (in Chinese) [冯李航, 曾捷, 梁大开, 张为公 2013 *物理学报* **62** 124207]
- [11] Zhang H Z 2003 *Bull. Biol.* **38** 1 (in Chinese) [张海志 2003 *生物学通报* **38** 1]
- [12] Kassani S H, Khazaeinezhad R, Jung Y M, Kobelke J, Oh K 2015 *IEEE Photonics J.* **7** 1
- [13] Liu C, Yang L, Lu X L, Liu Q, Wang F M, Lv J W, Sun T, Mu H W, Chu P K 2017 *Opt. Express* **25** 14227
- [14] Yang Z, Xia L, Li C, Chen X, Liu D M 2019 *Opt. Commun.* **430** 195
- [15] Wei Y, Su Y D, Liu C L, Zhang Y H, Nie X F, Liu Z H, Zhang Y, Peng F 2017 *Opt. Express* **25** 21841
- [16] Li A, Wang Y F, Hu Q, Shieh W 2015 *Opt. Express* **23** 1139
- [17] Sakaguchi J, Klaus W, Mendinueta J M D, Puttnam B J, Luis R S, Awaji Y, Wada N, Hayashi T, Nakanishi T, Watanabe T, Kokubun Y, Takahata T, Kobayashi T 2015 *J. Lightwave Technol.* **34** 93
- [18] Xia C, Amezcua-Correa R, Bai N, Antonio-Lopez E, Arriola D M, Schulzgen A, Richardson M, Liñares J, Montero C, Mateo E, Zhou X, Li G F 2012 *IEEE Photonics Technol. Lett.* **24** 1914
- [19] Rakić A D, Djurišić A B, Elazar J M, Majewski M L 1998 *Appl. Opt.* **37** 5271
- [20] Wang Y J, Dong J L, Luo Y H, Tang J Y, Lu H H, Yu J H, Guan H Y, Zhang J, Chen Z 2017 *IEEE Photonics J.* **9** 1
- [21] Dong J L, Zhang Y X, Wang Y J, Yang F, Hu S Q, Chen Y F, Zhu W G, Qiu W T, Guan H Y, Lu H H, Yu J H, Zhong Y C, Zhang J, Luo Y H, Chen Z 2019 *Opt. Express* **27** 11348
- [22] Zheng Y F, Lang T T, Cao B B, Jin J J, Dong R Q, Feng H 2018 *Opt. Fiber Technol.* **46** 179
- [23] Wang W J, Mai Z G, Chen Y Z, Wang J Q, Li L, Su Q N, Li X J, Hong X M 2017 *Sci. Rep.* **7** 1

Multi-channel few-mode multicore fiber based surface plasmon resonance biosensor with open air-hole*

Xiao Shi-Yan¹⁾ Jia Da-Gong^{1)†} Nie An-Ran¹⁾ Yu Hui^{1)‡}

Ji Zhe²⁾ Zhang Hong-Xia¹⁾ Liu Tie-Gen¹⁾

1) (*Key Laboratory of Opto-electronics Information Technology, Key Laboratory of Micro Opto-Electro Mechanical System Technology, Ministry of Education; School of Precision Instrument and Opto-Electronics Engineering, Tianjin University, Tianjin 300072, China*)

2) (*School of Mechanical Engineering, Shijiazhuang Tiedao University, Shijiazhuang 050043, China*)

(Received 10 March 2020; revised manuscript received 15 April 2020)

Abstract

Based on the structural characteristics of the few-mode multicore fiber (FM-MCF), a multi-channel FM-MCF surface plasmon resonance (SPR) biosensor with open air-hole is presented. Due to the air-hole distribution of the FM-MCF, the six outer air-holes naturally become open air-holes, i.e. groove sensing channels, fabricated by chemical etching. Then, compared with D-shape structure, tapered structure of fiber and air-hole of photonic crystal fiber (PCF), the open groove structure is easy to accommodate the liquid analyte. In order to obtain better sensing performance, a sensing model of the presented FM-MCF SPR biosensor with sensitive dielectric layer is established and numerical simulations are performed using the finite element method. In the simulations, the effect of core-hole distance, coating thickness, sensing dielectrics, transmission modes in optical fiber on the sensing performance as well as the role of multi-channel are analyzed. The simulation results show that when the air-hole is tangent to the core ($d = 0 \mu\text{m}$), the FM-MCF SPR biosensor has the better performance because the core-hole distance d determines the leakage intensity of the evanescent wave. As the evanescent field excited by high-order mode ($\text{LP}_{11\text{ax}}$ mode) is stronger than that by fundamental mode ($\text{LP}_{01\text{x}}$ mode), the performance of biosensors for SPR excitation by using high-order mode is better than by using fundamental mode. Meanwhile when the coating thickness of gold, silver and indium tin oxides (ITOs) is 40 nm, 30 nm and 100 nm respectively, the FWHM of loss spectrum reaches a minimum value, which means that the presented biosensor has the better performance in this sense. For the case of different sensing dielectrics, it is observed that the resonance wavelength of gold and silver film are in the visible wavelength range, while the ITO is at near-infrared wavelength. Then it is useful for our biosensor to simultaneously detect many liquid analytes in one SPR transmittance spectrum. In addition, the calculation results also show that when one of the groove channels is coated with 100 nm ITO for the $\text{LP}_{11\text{ax}}$ mode, the FM-MCF SPR biosensor has a highest sensitivity of 20824.66 nm/RIU and refractive index (RI) resolution is 4.8×10^{-6} RIU with the surrounding RI changing from 1.33 to 1.39, in which the RI of bovine serum albumin (BSA) solution, human Immunoglobulin G and C-reactive protein can be detected. Moreover, when the outer groove channels of our biosensor are coated with gold, silver and ITO film with different thickness, many biological liquid analytes can be detected separately or the same biological liquid analyte can be detected jointly, which reveals that the control flexibility of the groove sensing channel and the diversity of the detection analytes.

Keywords: surface plasmon resonance, few-mode multicore fiber, multi-channel sensor, open air-hole

PACS: 78.68.+m, 42.81.-i, 87.85.fk

DOI: 10.7498/aps.69.20200353

* Project supported by the National Natural Science Foundation of China (Grant Nos. 61875152, U1813207) and the Research Foundation of Education Bureau of Hebei Province, China (Grant No. QN2016182).

† Corresponding author. E-mail: dagongjia@tju.edu.cn

‡ Corresponding author. E-mail: yuhui@tju.edu.cn