

引用格式: HAO Dan, WANG Jian-shuai, XIE Yu-heng, *et al.* Surface Plasmon Resonance Sensor Based on Dual-core Photonic Crystal Fiber for Low Refractive Index Detection in Mid-infrared Spectrum[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2020, **49**(6): 0628001
郝丹,王建帅,解宇恒,等.基于双芯光子晶体光纤的中红外表面等离子体共振低折射率传感器[J].光子学报,2020,**49**(6): 0628001

基于双芯光子晶体光纤的中红外表面等离子体共振低折射率传感器

郝丹,王建帅,解宇恒,朱可,薛壮壮

(北京交通大学 光波技术研究所 全光网络与现代通信网教育部重点实验室,北京 100044)

摘 要:为了在中红外区域实现气凝胶、七氟醚(麻醉剂重要成分)等物质的折射率检测,拓展折射率检测范围,提出了一种基于双芯光子晶体光纤的表面等离子体共振低折射率传感器.光子晶体光纤由两种大小不同的空气孔围绕中心气孔构成,通过对光纤抛磨,最外侧大空气孔直接与待测物质接触,实现基于金属外涂覆的折射率实时测量.采用全矢量有限元法对该传感器的理论模型进行分析,结果表明,在 1.12~1.37 折射率范围内,传感器的共振波长位于中红外区域 2 505~3 181 nm,最高灵敏度为 12 000 nm/RIU,分辨率为 8.33×10^{-6} .该传感器利用中红外波段实现了低折射率检测,并且获得了超宽的检测范围和较高的灵敏度,在化工检测、生物医学传感以及水环境监测等领域具有广泛的应用前景.

关键词:光纤传感;表面等离子体共振;有限元法;光子晶体光纤;折射率传感器

中图分类号:TN253

文献标识码:A

doi:10.3788/gzxb20204906.0628001

Surface Plasmon Resonance Sensor Based on Dual-core Photonic Crystal Fiber for Low Refractive Index Detection in Mid-infrared Spectrum

HAO Dan, WANG Jian-shuai, XIE Yu-heng, ZHU Ke, XUE Zhuang-zhuang

(Key Laboratory of All Optical Network and Advanced Telecommunication Network of Ministry of Education, Institute of Lightwave Technology, Beijing Jiaotong University, Beijing 10044, China)

Abstract: In order to realize the refractive index detection of substances such as aerogels and sevoflurane (an important component of anesthetic agents) in mid-infrared spectrum, and expand the detection range of the refractive index, a surface plasmon resonance sensor based on a dual-core photonic crystal fiber for low refractive index detection is proposed. The photonic crystal fiber is composed of two kinds of air holes with different sizes around the central air hole. The outermost large air hole directly contacts the substance to be measured by polishing the fiber, for real-time detection of refractive index based on metal external coating can be achieved. The theoretical model was analyzed by the full-vector finite element method. The results demonstrate that in the refractive index range of 1.12~1.37, the operation wavelengths of the sensor are in mid-infrared spectrum between 2 505 nm and 3 181 nm. The maximum sensitivity is 12 000 nm/RIU, and the resolution is 8.33×10^{-6} . The proposed sensor can adopt the mid-infrared band to achieve low refractive index detection, which has obtained a ultra wide detection range

基金项目:国家自然科学基金(No.61525501)

第一作者:郝丹(1995-),女,硕士研究生,主要研究方向为光纤 SPR 传感技术. Email:17120061@bjtu.edu.cn

导 师:裴丽(1970-),女,教授,博士,主要研究方向为光纤通信、RoF、光纤传感. Email:lipei@bjtu.edu.cn

通讯作者:王建帅(1989-),男,讲师,博士,主要研究方向为特种光纤、电光调制器、光纤传感器. Email:13111022@bjtu.edu.cn

收稿日期:2020-01-19;录用日期:2020-04-01

<http://www.photon.ac.cn>

and a high sensitivity. It has a board application prospect in chemical detection, biomedical sensing, water environment monitoring and other fields.

Key words: Optical fiber sensor; Surface plasmon resonance; Finite element method; Photonic crystal fiber; Refractive index sensor

OCIS Codes: 280.4788; 240.6680; 260.5740; 240.6690

0 引言

表面等离子体波(Surface Plasmon Wave, SPW)是金属表面自由移动的电子与光子相互作用时产生的沿着金属表面传播的电子疏密波^[1].表面等离子体共振(Surface Plasmon Resonance, SPR)是指在一定的入射波长或入射角下,倏逝波与 SPW 会发生共振,从而在探测光谱上产生相应的共振吸收峰^[2].通过 SPR 技术进行检测,不但可以利用共振峰光谱对周围介质折射率(Refractive Index, RI)变化异常敏感的特性实现快速检测,而且无需对待测样品进行标记,因此 SPR 传感器被广泛应用于药物筛选、临床诊断、食物检测各个领域^[3-4].传统的 SPR 传感器一般采用 Kretschmann-Raether 结构,但此类传感器体积庞大、结构复杂,无法进行远程检测^[4].为了解决这一问题,许多光纤 SPR 传感器被陆续提出^[5-7].其中,光子晶体光纤(Photonic Crystal Fibers, PCF)由于具有结构灵活、无截止单模传输、高双折射等优良特性^[8-9],在 SPR 传感中得到了广泛研究与应用.

在 PCF-SPR 传感器中,金属膜层可被涂覆在光纤的空气孔内壁或外包层表面上^[7].与内部涂覆方式相比,外部涂覆使得传感器无需对待测样品进行选择性的填充,同时降低了传感器金属膜层镀制的工艺难度.采用外部涂覆方式,文献[10-12]中提出了不同结构的 PCF-SPR 传感器.但这些传感器可检测的折射率最小值一般大于 1.38,当待测物的折射率远小于光纤时,传感器无法满足实际的工程需求.然而,随着生物医学及材料化学的发展,可实现低折射率检测的传感器已成为影响生产发展的重要因素.例如:药品检验中,许多卤代醚和药物的 RI 处于较低范围,麻醉剂七氟醚的 RI 位于 1.27 附近^[13];化工制造中,气凝胶可用于制备太阳能电池,其 RI 在 1.004~2.2 可调^[14];水质监测中,许多污染水体的 RI 位于 1.33 附近.因此基于 PCF-SPR 的低折射率传感器越来越受到科研人员的关注.文献[15]中提出了一种基于铜-石墨烯的 PCF-SPR 传感器,当 RI 从 1.33 变化至 1.37 时,其最高灵敏度为 2 000 nm/RIU,有限的灵敏度使其实际应用受到较大局限.文献[16-18]中分别提出了灵敏度为 7 300 nm/RIU、6 000 nm/RIU、10 700 nm/RIU 的低折射率 PCF-SPR 传感器,但它们的工作波段都位于可见光及近红外区域.实际上,与可见光和近红外波段相比,采用中红外波段作为 SPR 传感器的工作波长具有其独特优势^[19,20],如:有利于提升传感器对活细胞等较大样品的检测精度和灵敏度^[21,22],可避免传感器对生物样品产生光损伤或者光毒性等^[23-25].LIU Chao 等提出了一种 RI 检测范围为 1.23~1.29 的中红外 PCF-SPR 传感器,平均灵敏度为 5 500 nm/RIU^[26];CHEN Xin 等提出了一种 D 形 PCF-SPR 传感器,当 RI 位于 1.26~1.29 时,传感器工作中红外波段,最高灵敏度为 11 055 nm/RIU^[27].尽管它们在中红外波段实现了低折射率传感,但其检测范围十分狭窄.

本文提出了一种具有超宽低折射率检测范围的中红外双芯光子晶体光纤表面等离子体共振传感器.在纤芯附近设置待测物开环通道,将金膜沉积到光纤外层空气孔壁上,实现 PCF-SPR 传感器的外部测量.采用全矢量有限元方法研究传感器的关键性能.结果表明,传感器具有较高的数值损耗峰,利于器件的小型化,其共振波长位于 2 505~3 181 nm,可在中红外区域内工作.折射率检测范围为 1.12~1.37,最高灵敏度可达 12 000 nm/RIU.

1 理论模型与基本原理

基于双芯光子晶体光纤的中红外表面等离子体共振折射率传感器的横截面如图 1,该结构由两种大小不同的空气孔围绕中心气孔组成.中心气孔半径为 r_0 ,大小空气孔半径分别为 r_w 、 r_1 ,空气孔间距为 Δ .将纤芯附近靠近外界的位置设计为一个大气孔,替代原有的两个小空气孔.将纤芯左右两侧也设为大气孔,以降低纤芯基模的有效折射率,提高低折射率检测灵敏度^[18,28].通过抛磨使最外侧大气孔与外界接触,其他空气孔不受影响,降低光纤的本征损耗,光纤抛磨厚度为 h .可通过管棒堆积法与侧边抛磨法制作得到该结构^[17,27].

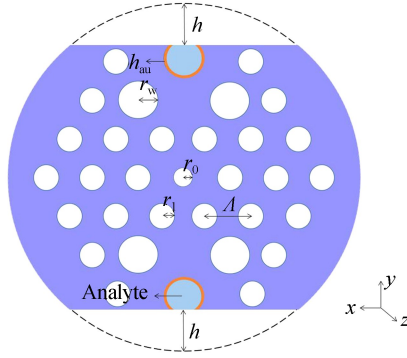


图1 基于双芯光子晶体光纤的表面等离子体共振传感器的横截面示意图
Fig.1 Cross section of the double-core PCF-SPR sensor

光纤的基底材料为 SiO_2 , 其折射率可由 Sellmeier 方程计算得出^[29]

$$n^2 = 1 + \frac{0.6961663\lambda^2}{\lambda^2 - 0.0684043^2} + \frac{0.4079426\lambda^2}{\lambda^2 - 0.1162414^2} + \frac{0.897479\lambda^2}{\lambda^2 - 9.896161^2} \quad (1)$$

式中, n 为 SiO_2 的折射率, λ 为自由空间光子波长。

最外侧大空气孔, 即微流体通道外壁采用化学沉积方法^[18] 涂覆金属层以激发 SPR. 常用的金属包括金、银、铜等, 由于金的化学性能稳定, 生物相容性良好, 因而在该结构中选择金层均匀沉积在通道表面, 其厚度用 h_{Au} 表示. 金层的相对介电常数可用 Drude-Lorentz 模型表示^[11,13,30], 其表达式为

$$\epsilon_{\text{Au}} = \epsilon_{\infty} - \frac{\omega_{\text{D}}^2}{\omega(\omega + j\gamma_{\text{D}})} - \frac{\Delta\epsilon\Omega_{\text{L}}^2}{(\omega^2 - \Omega_{\text{L}}^2) + j\Gamma_{\text{L}}\omega} \quad (2)$$

式中, ϵ_{Au} 是介电材料(金)的介电常数, ϵ_{∞} 为高频极限时金属的介电常量, 其值为 5.967 3. 入射光频率 ω 可表示为 $2\pi c/\lambda$, c 为真空中的光速. ω_{D} 和 γ_{D} 分别为金属材料的等离子体频率和碰撞频率, 其值分别为 $\omega_{\text{D}} = 2\pi \times 2113.6$ THz, $\gamma_{\text{D}} = 2\pi \times 15.92$ THz. $\Delta\epsilon$ 是 Lorentz 项的加权因子, 其值为 1.09, Ω_{L} 和 Γ_{L} 分别是洛伦兹振荡器的谱宽和强度, 其值分别为 $\Omega_{\text{L}} = 2\pi \times 650.07$ THz, $\Gamma_{\text{L}} = 2\pi \times 104.86$ THz.

光纤 SPR 折射率传感器的工作原理是基于纤芯模与表面等离子体激元 (Surface Plasmon Polariton, SPP) 模之间的相互作用. 通过耦合模理论进行分析, 当基模与 SPP 模的有效折射率实部 (Real Part of the Effective Refractive Index, $\text{Re}[n_{\text{eff}}]$) 相等时, 满足相位匹配条件, 两种模式之间会发生强烈耦合, 基模能量会转移到 SPP 模中, 形成 SPR 效应, 表现为基模的损耗曲线出现峰值. 该共振吸收峰对介质折射率的变化非常敏感, 因此可用于实现折射率传感. 而损耗大小主要由限制损耗影响, 因此通过限制损耗来评估传感器的性能, 它与基模有效折射率虚部有关, 可表示为^[3]

$$\alpha = 8.686 \times \frac{2\pi}{\lambda} \times \text{Im}(n_{\text{eff}}) \times 10^7 \quad (3)$$

式中, α (dB/cm) 表示限制损耗, λ (nm) 表示波长, $\text{Im}(n_{\text{eff}})$ 表示基模有效折射率虚部. 利用波长调制的方法, 传感器的灵敏度可由式(4)计算^[28]

$$S_{\lambda} = \frac{\Delta\lambda_{\text{peak}}}{\Delta n_{\text{a}}} \quad (4)$$

式中, S_{λ} (nm/RIU) 是传感器的灵敏度, $\Delta\lambda_{\text{peak}}$ 是共振波长漂移量, Δn_{a} 是待测物折射率的变化量.

图2为该双芯光子晶体光纤 SPR 传感器的原理. 从插图(a)、(b)中可以看出, 在远离相位匹配波长时, 基模与 SPP 模分别被局限在纤芯及金属膜层中. 从插图(c)中可以看出, 在发生相位匹配时, 基模的部分能量耦合至金属膜层中传输, 表现为基模限制损耗急剧增大, 损耗谱出现共振峰, 此时的入射光波长即为共振波长. 当待测物折射率发生变化时, SPP 模的有效折射率会受到影响, 因此共振波长会发生偏移. 通过检测共振波长偏移量, 传感器就可以测得外界待测参数的变化.

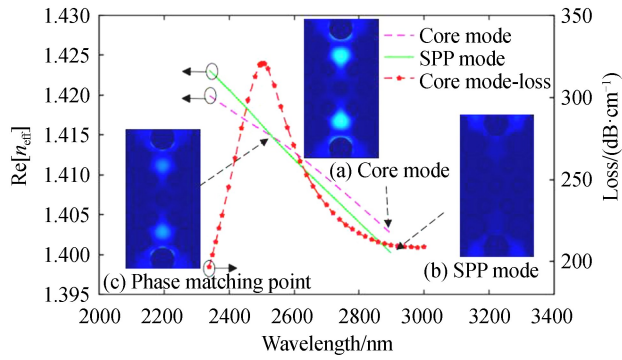


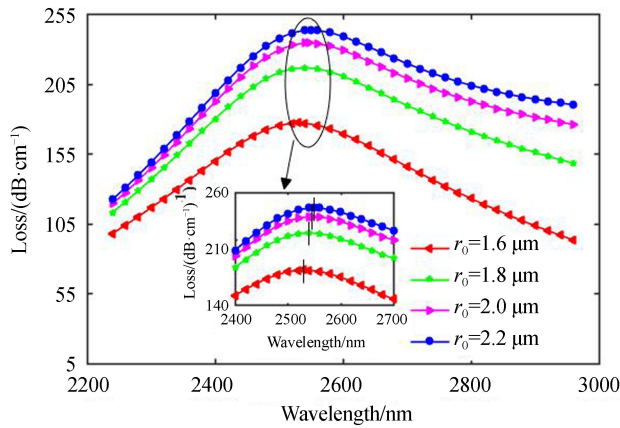
图2 基模和SPP模的色散关系、模场分布以及传感器损耗谱

Fig.2 Dispersion relation and optical field distribution of core mode, SPP mode, and loss spectra of the sensor

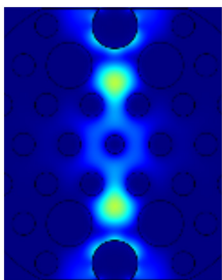
2 结果与分析

在该双芯光子晶体光纤SPR传感器中,PCF的中心空气孔半径 r_0 ,小空气孔半径 r_1 ,大空气孔半径 r_w ,空气孔间距 Λ ,金层厚度 h_{au} ,抛磨厚度 h 等结构参数会影响光纤的折射率分布和模式耦合能力,从而影响传感器的基模损耗谱和传感特性.

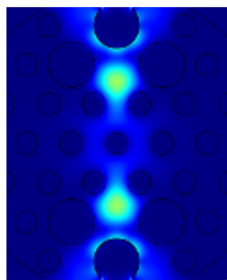
图3(a)为不同的中心气孔半径 r_0 对传感器共振波长和损耗峰值的影响.由图可知,当中心气孔半径由 $1.6\ \mu\text{m}$ 变化至 $2.2\ \mu\text{m}$ 时,共振峰分别为 $2\ 531\ \text{nm}$ 、 $2\ 540\ \text{nm}$ 、 $2\ 546\ \text{nm}$ 、 $2\ 550\ \text{nm}$,呈现向长波长方向漂移的现象,且损耗峰值($177\ \text{dB}/\text{cm}$ 、 $217\ \text{dB}/\text{cm}$ 、 $234\ \text{dB}/\text{cm}$ 、 $245\ \text{dB}/\text{cm}$)逐渐增加.从图3(b)~(e)可以看出较大尺寸的中心气孔有利于集中纤芯模的模场,从而提高基模和SPP模之间的耦合效率,促进损耗峰值增大.



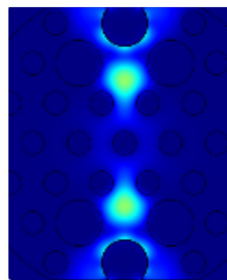
(a) Loss spectra of core mode for different radii of the central hole r_0



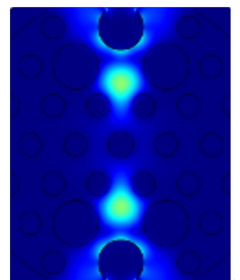
(b) $r_0=1.6\ \mu\text{m}$



(c) $r_0=1.8\ \mu\text{m}$



(d) $r_0=2.0\ \mu\text{m}$



(e) $r_0=2.2\ \mu\text{m}$

图3 不同中心气孔半径下的基模损耗谱以及基模模场分布

Fig.3 Loss spectra and optical field distribution of core mode for different radii of the central hole r_0

图4为不同中心气孔下相位匹配处的基模有效折射率实部及共振波长变化曲线.由图可知,当 r_0 从 $1.6\ \mu\text{m}$ 增加至 $2.2\ \mu\text{m}$ 时, $\Delta\lambda_{\text{peak}}$ 明显增加;而当 r_0 继续增加至 $5.2\ \mu\text{m}$ 时, $\Delta\lambda_{\text{peak}}$ 仍在增加,但其变化十分微弱.可以看出随着中心气孔半径 r_0 由 $1.6\ \mu\text{m}$ 变化至 $5.2\ \mu\text{m}$,共振波长连续红移,且 r_0 越大, $\Delta\lambda_{\text{peak}}$ 越大,结

合式(4)可知波长灵敏度也随之增大.其原因在于较大的中心气孔会提高基模与 SPP 模的 $\text{Re}[n_{\text{eff}}]$,且 SPP 模的 $\text{Re}[n_{\text{eff}}]$ 改变量远大于基模,因此相位匹配处的 $\text{Re}[n_{\text{eff}}]$ 减小,共振波长向长波长方向移动.而共振波长红移,使得 SPP 模的穿透深度增强, $\Delta\lambda_{\text{peak}}$ 变大,从而导致灵敏度增加.

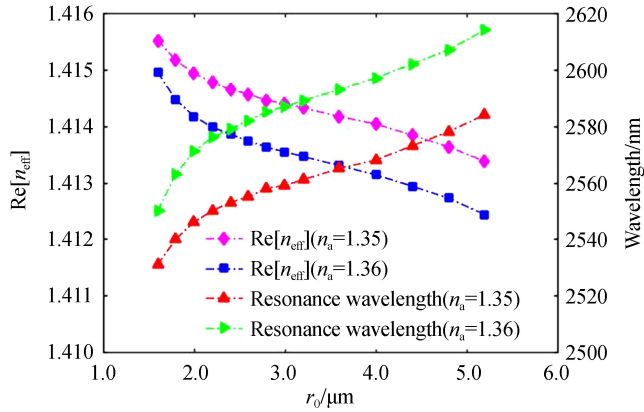


图 4 不同中心气孔下相位匹配处的基模有效折射率实部及共振波长

Fig.4 $\text{Re}[n_{\text{eff}}]$ and resonance wavelength of the core mode at the phase matching under different central air hole

图 5(a)为不同的小空气孔半径对基模损耗谱的影响.如图所示,当 r_1 由 $1.8 \mu\text{m}$ 增加至 $2.2 \mu\text{m}$ 时,损耗峰发生红移,由 2460 nm 漂移至 2640 nm ,而损耗强度则随着小空气孔半径的增大而增加.大空气孔半径对损耗谱的影响如图 5(b),由图可知, r_w 的增加导致共振波长由 2580 nm 逐渐漂移至 2500 nm 的短波长方向,损耗峰值由 255 dB/cm 逐渐降低至 212 dB/cm .图 5(c)为空气孔间距 Δ 对损耗谱的影响,当空气孔间距从 $7.96 \mu\text{m}$ 变化至 $8.04 \mu\text{m}$,共振波长向短波长移动,损耗强度逐渐增加.

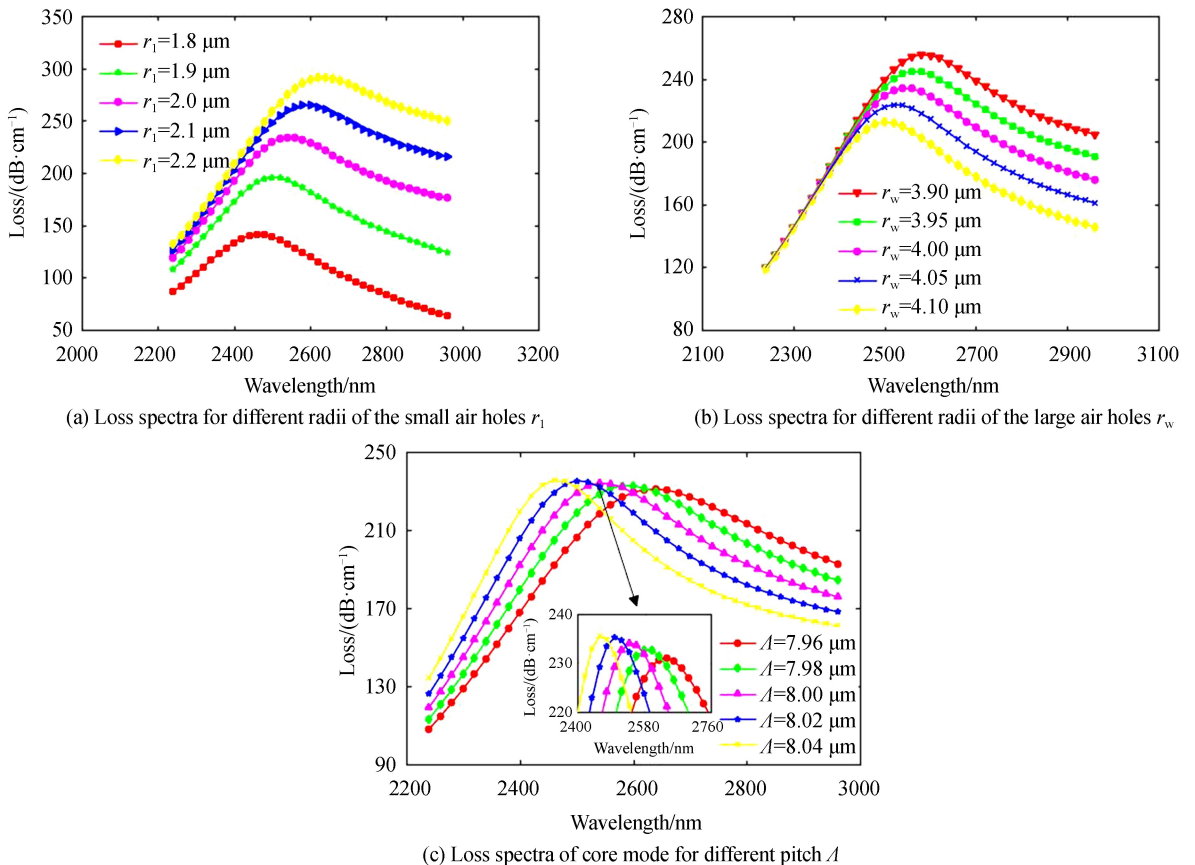


图 5 小空气孔半径、大空气孔半径以及空气孔间距对基模损耗谱的影响

Fig.5 Influence of loss spectra of core mode for different radii of small air holes, different radii of large air holes and different pitch

金层厚度对传感性能有很大的影响,如果金层太厚,则会引入较高的阻尼损失,削弱消逝场的穿透,使得灵敏度和限制损耗降低;如果金膜太薄,则由于辐射阻尼,会导致等离子体波被强烈抑制^[27].图6为不同金层厚度 h_{Au} 下的基模损耗谱,当金层厚度从30 nm变化至60 nm时,损耗峰强度基本不变,共振波长由2 681 nm 向2 467 nm 漂移,发生如文献[26,29]中所描述的蓝移现象.通过调节金层厚度,可以灵活地调节传感器的性能,此处考虑到工作波段的需求,选择 $h_{\text{Au}}=30$ nm 的金层厚度.

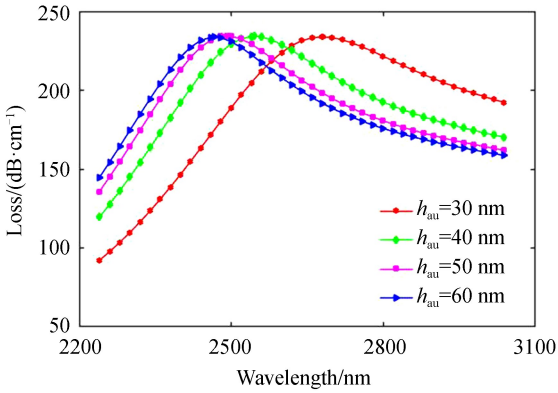


图6 不同金层厚度下的基模损耗谱

Fig.6 Loss spectra of core mode for different gold thickness

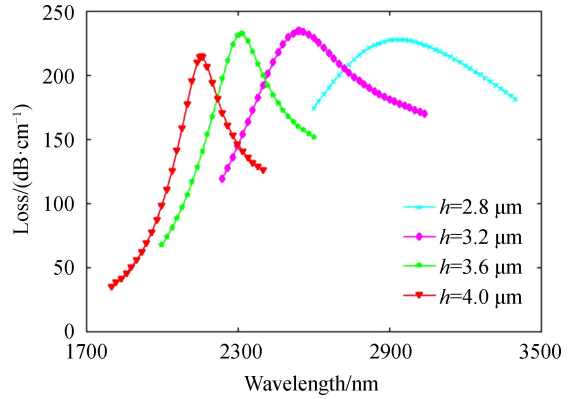
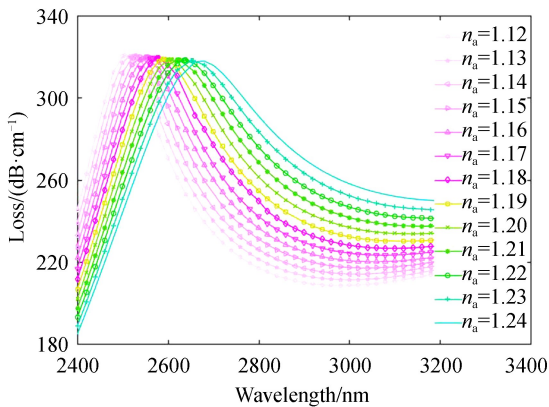


图7 不同抛磨厚度下的基模损耗谱

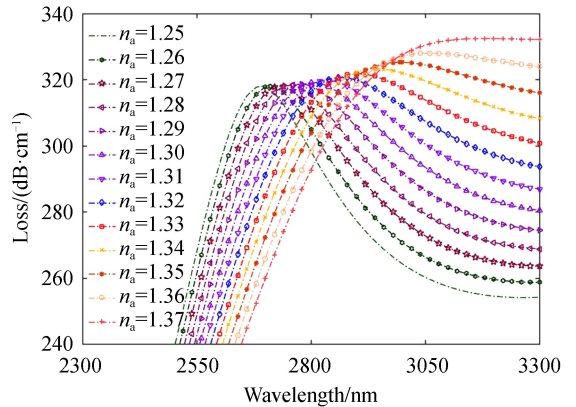
Fig.7 Loss spectra of core mode for different polished depth

图7为不同抛磨厚度时基模的损耗谱.由图可知,当抛磨厚度 h 从2.8 μm 变化至4.0 μm 时,共振波长向短波长方向移动,损耗峰值逐渐降低,半峰宽度减小.随着抛磨厚度的增加,金层涂覆面积减小,SPP模和基模之间的能量耦合减弱,共振强度逐渐减小,共振峰逐渐变得尖锐.因此,可以通过调整抛磨厚度优化传感器的性能.

当待测物RI从1.12变化至1.37时,该传感器的基模损耗曲线如图8(a)、(b)所示.可以看出,随着待测物RI的值增加,共振峰向更长波长移动.当 $n_a < 1.25$ 时,随着待测物折射率的增加,基模的限制损耗逐渐变小;当 $n_a \geq 1.25$ 时,随着待测物折射率的增加,基模限制损耗又逐渐变大.由于待测物RI的微小增加,SPP模的 $\text{Re}[n_{\text{eff}}]$ 发生改变,导致基模与SPP模之间的相位匹配波长发生变化,表现为共振波长红移.图9为共振波长随待测分析物RI的变化,图中的拟合曲线的斜率代表所提出的PCF-SPR传感器的灵敏度,拟合曲线的线性度R-Square为0.999 2.



(a) External RI in the range of 1.12 to 1.24



(b) External RI in the range of 1.25 to 1.37

图8 不同折射率下传感器的基模损耗谱

Fig.8 Loss spectra of the sensor for different external RI

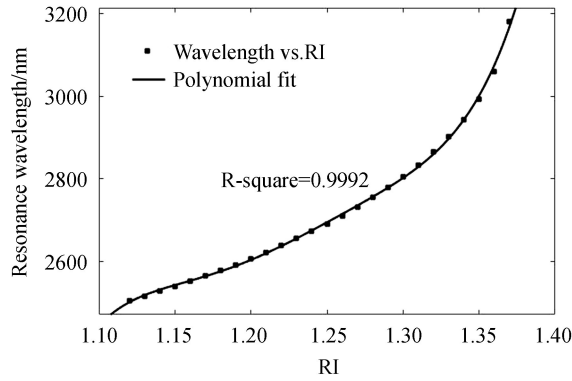


图9 共振波长随待测物折射率的变化

Fig.9 The resonance wavelength variations with analyte RI

由式(4)可计算得到不同 RI 所对应的传感器灵敏度,而传感器的分辨率可定义为^[12]

$$R = \Delta n_a \Delta \lambda_{\min} / \Delta \lambda_{\text{peak}} \quad (5)$$

式中,最小光谱仪分辨率 $\Delta \lambda_{\min}$ 通常为 0.1 nm.由此可得,该结构的分辨率最大可达 8.33×10^{-6} .

传感器的器件长度受到限制损耗的影响^[31],应满足 $L = 1/\alpha$,约为 $31.21 \mu\text{m}$.总结可得所提出的传感器的性能表现,其折射率检测范围为 $1.12 \sim 1.37$,随着待测物折射率的增大,其基模损耗曲线趋于平坦,但始终存在极值点,当折射率较大时通过极值点的变化仍可测得外界待测物 RI 的变化.传感器的共振波长处于中红外波段 $2\ 505 \sim 3\ 181 \text{ nm}$,当 $n_a = 1.37$ 时可实现最大灵敏度 $12\ 000 \text{ nm/RIU}$.表 1 为该传感器与其它具有低折射率检测范围的 PCF-SPR 传感器的性能比较.可以看出,所提出的传感器不仅实现了中红外传感,还得到了超宽的折射率检测范围以及较高的波长灵敏度.

表 1 该传感器与其他 PCF-SPR 传感器的性能比较

Table 1 Performance comparison of the proposed sensor with reported PCF-SPR sensors

Structure	RI range	Resonant wavelength range/nm	$S_{\lambda} / (\text{nm} \cdot \text{RIU}^{-1})$	Ref.
PCF with copper-graphene	1.33~1.37	600~680	2 000	[15]
All-solid D-shaped photonic fiber with silver coating	1.33~1.38		7 300	[16]
Concave-shaped photonic crystal fiber	1.19~1.29	1 270~1 692	10 700	[18]
PCF with nanowire	1.27~1.36	600~1 100	6 000	[17]
PCF with two microchannels	1.23~1.29	2 550~2 900	13 000	[26]
D-shaped photonic crystal fiber	1.23~1.25	2 350~2 500	11 055	[27]
	1.26~1.29	2 500~2 800		
Double-core polished photonic crystal fiber	1.12~1.37	2 505~3 181	12 000	Proposed

3 结论

本文提出了一种基于双芯光子晶体光纤表面等离子体共振折射率传感器,该结构通过在开环通道上涂覆金膜激发 SPR 效应,实现折射率的外传感.采用耦合模理论和全矢量有限元方法对该理论模型进行分析,研究了光纤结构参量对其传感特性的影响.结果表明:该光纤 SPR 传感器可检测的待测物折射率范围为 $1.12 \sim 1.37$,最高灵敏度可达 $12\ 000 \text{ nm/RIU}$,分辨率可达 8.33×10^{-6} .所设计的传感器可实现中红外传感,具有体积小、检测范围大、灵敏度高特点,在化工检测、药物筛选、水质监测等领域具有重要作用.

参考文献

- [1] LV Qiang, HUANG De-xiu, YUAN Xiu-hua. Stability research of water quality analysis system based on surface plasmon resonance[J]. *Acta Photonica Sinica*, 2007, **36**(7): 1268-1272.
吕强, 黄德修, 元秀华. 基于表面等离子体共振的水质分析系统稳定性研究[J]. *光子学报*, 2007, **36**(7): 1268-1272.
- [2] JIANG Yong-xiang, LIU Bing-hong, ZHU Xiao-song, *et al.* Study of silver coated hollow-core fiber surface plasmon resonance sensor[J]. *Acta Optica Sinica*, 2014, **34**(2): 243-249.
蒋永翔, 刘炳红, 朱晓松, 等. 镀银空芯光纤表面等离子体共振传感器的研究[J]. *光学学报*, 2014, **34**(2): 243-249.
- [3] LI Jia-huan, PEI Li, WANG Jian-shuai, *et al.* Temperature and magnetic field sensor based on PCF and surface plasma resonance[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2019, **46**(2): 0210002.

- 李佳欢, 裴丽, 王建帅, 等. 基于光子晶体光纤表面等离子体共振的温度和磁场双参量传感器[J]. 中国激光, 2019, **46**(2): 0210002.
- [4] LIU Qiang, SUN Jiu-di, SUN Yu-dan, *et al.* Surface plasmon resonance sensor based on eccentric core photonic quasi-crystal fiber with indium tin oxide[J]. *Applied Optics*, 2019, **58**(25): 6848-6853.
- [5] LIU Zhi-han, WEI Yong, ZHANG Ya-xun, *et al.* Twin-core fiber SPR sensor[J]. *Optics Letters*, 2015, **40**(12): 2826-2829.
- [6] QAZI H H, MOHAMMAD A B, AHMAD H, *et al.* D-shaped polarization maintaining fiber sensor for strain and temperature monitoring[J]. *Sensors*, 2016, **16**(9): 1505.
- [7] RIFAT A A, AHMED R, YETISEN A K, *et al.* Photonic crystal fiber based plasmonic sensors[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2017, **243**: 311-325.
- [8] WANG Jian-shuai, PEI Li, WENG Si-jun, *et al.* A tunable polarization beam splitter based on magnetic fluids-filled dual-core photonic crystal fiber[J]. *IEEE Photonics Journal*, 2017, **9**(1): 1-10.
- [9] WANG Jian-shuai, PEI Li, WENG Si-jun, *et al.* Magneto-modulating polarization converter based on a dual-core photonic crystal fiber[J]. *Journal of Lightwave Technology*, 2017, **35**(14): 2772-2777.
- [10] LIU Min, YANG Xu, SHUM Ping, *et al.* High-sensitivity birefringent and single-layer coating photonic crystal fiber biosensor based on surface plasmon resonance[J]. *Applied Optics*, 2018, **57**(8): 1883-1886.
- [11] LIU Yun-dong, JING Xi-li, LI Shu-guang, *et al.* High sensitivity surface plasmon resonance sensor based on D-shaped photonic crystal fiber with circular layout[J]. *Optical Fiber Technology*, 2018, **46**: 311-317.
- [12] LIU Chao, YANG Lin, SU Wei-quan, *et al.* Numerical analysis of a photonic crystal fiber based on a surface plasmon resonance sensor with an annular analyte channel[J]. *Optics Communications*, 2017, **382**: 162-166.
- [13] WANG Jian-shuai, PEI Li, WANG Ji, *et al.* Surface plasmon resonance sensor for low refractive index detection based on microstructured fiber[J]. *Journal of the Optical Society of America B*, 2019, **36**(11): 3104-3110.
- [14] HAQUE E, HOSSAIN M. A, NAMIHIRA Y, *et al.* Microchannel-based plasmonic refractive index sensor for low refractive index detection[J]. *Applied Optics*, 2019, **58**(6): 1547-1554.
- [15] RIFAT A A, MAHDIRAJI G A, AHMED R, *et al.* Copper-graphene-based photonic crystal fiber plasmonic biosensor [J]. *IEEE Photonics Journal*, 2015, **8**(1): 1-8.
- [16] TIAN Ming, LU Ping, CHEN Li, *et al.* All-solid D-shaped photonic fiber sensor based on surface plasmon resonance [J]. *Optics Communications*, 2012, **285**(6): 1550-1554.
- [17] LIU Chao, YANG Lin, LIU Qiang, *et al.* Analysis of a surface plasmon resonance probe based on photonic crystal fibers for low refractive index detection[J]. *Plasmonics*, 2018, **13**(3): 779-784.
- [18] YANG Zhao, XIA Li, LI Chen, *et al.* A surface plasmon resonance sensor based on concave-shaped photonic crystal fiber for low refractive index detection[J]. *Optics Communications*, 2019, **430**: 195-203.
- [19] DIPIPO W, LEE B J, PARK K. Design analysis of doped-silicon surface plasmon resonance immunosensors in mid-infrared range[J]. *Optics Express*, 2010, **18**(18): 19396-19406.
- [20] PATSKOVSKY S, KABASHIN A V, MEUNIER M, *et al.* Properties and sensing characteristics of surface-plasmon resonance in infrared light[J]. *Journal of the Optical Society of America A*, 2003, **20**(8): 1644-1650.
- [21] SACHET E, LOSEGO M D, GUSKE J, *et al.* Mid-infrared surface plasmon resonance in zinc oxide semiconductor thin films[J]. *Applied Physics Letters*, 2013, **102**(5): 051111.
- [22] HOMOLA J. Present and future of surface plasmon resonance biosensors[J]. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, 2003, **377**(3): 528-539.
- [23] GOLOSOVSKY M, LIRTSMAN V, YASHUNSKY V, *et al.* Mid infrared surface-plasmon resonance: A novel biophysical tool for studying living cells[J]. *Journal of Applied Physics*, 2009, **105**(10): 102036.
- [24] BAI Yu-kun, WANG Biao, MA Xiu-rong. Versatile infrared refractive-index sensor based on surface plasmon resonance in graphene sheet[J]. *Optical Engineering*, 2018, **57**(3): 037107.
- [25] RODRIGO D, LIMA J O, JANNER D, *et al.* Mid-infrared plasmonic biosensing with graphene[J]. *Science*, 2015, **349**(6244): 165-168.
- [26] LIU Chao, YANG Lin, LU Xi-li, *et al.* Mid-infrared surface plasmon resonance sensor based on photonic crystal fibers [J]. *Optics Express*, 2017, **25**(13): 14227-14237.
- [27] CHEN Xin, XIA Li, LI Chen. Surface plasmon resonance sensor based on a novel D-shaped photonic crystal fiber for low refractive index detection[J]. *IEEE Photonics Journal*, 2018, **10**(1): 1-9.
- [28] WU Jun-jun, LI Shu-guang, WANG Xin-yu, *et al.* Ultrahigh sensitivity refractive index sensor of a D-shaped PCF based on surface plasmon resonance[J]. *Applied Optics*, 2018, **57**(15): 4002-4007.
- [29] RIFAT A A, MAHDIRAJI G A, SUA Y M, *et al.* Highly sensitive multi-core flat fiber surface plasmon resonance refractive index sensor[J]. *Optics Express*, 2016, **24**(3): 2485-2495.
- [30] VIAL A, GRIMAULT A S, MACIAS D, *et al.* Improved analytical fit of gold dispersion: Application to the modeling of extinction spectra with a finite-difference time-domain method[J]. *Physical Review B*, 2005, **71**(8): 085416.
- [31] RIFAT A A, MAHDIRAJI G A, CHOW D, *et al.* Photonic crystal fiber-based surface plasmon resonance sensor with selective analyte channels and graphene-silver deposited core[J]. *Sensors*, 2015, **15**(5): 11499-11510.