引用本文:李宗昂,武向农.用于癌症检测的单孔径D型光子晶体光纤RI传感器[J].光通信技术,2026,50(5):65-72.

用于癌症检测的单孔径D型光子晶体光纤RI传感器

李宗昂,武向农*
(上海师范大学 信息与机电工程学院,上海 200234)

摘要:针对光子晶体光纤(PCF)在折射率(RI)传感器结构复杂、加工难度高及难以兼顾高性能与简易性的问题,提出了一种用于癌症检测的单孔径D型PCF RI(SDPS-RI)传感器,对SDPS-RI传感器的结构进行了优化,采用有限元法(FEM)系统研究了金膜厚度、空气孔直径、抛磨深度、空气孔间距对SDPS-RI传感性能的影响,确定了最优结构参数,探索了SDPS-RI传感器在癌细胞检测方面的应用潜力,并进一步提高了其在复杂生物环境中的检测准确性。仿真结果表明,在RI范围为1.33~1.42时,该传感器的最大波长灵敏度为22 200 nm/RIU,最大品质因数为757.94 RIU^{-1},最小分辨率为4.50×10^{-6} RIU。该传感器可满足6种不同类型的癌细胞的检测要求,在多样化生物分子的RI检测方面具有潜在的应用前景与价值。

关键词:传感器;表面等离子共振;光子晶体光纤;限制损耗;癌症检测
中图分类号:TN253　　**文献标志码:**A　　**文章编号:**1002-5561(2026)05-0065-08
DOI:10.13921/j.cnki.issn1002-5561.2026.05.011

Single-aperture D-shaped photonic crystal fiber RI sensor for cancer detection

LI Zongang, WU Xiangnong*
(College of Information, Mechanical and Electrical Engineering, Shanghai Normal University, Shanghai 200234, China)

Abstract: To address the challenges associated with photonic crystal fiber(PCF)-based refractive index(RI) sensors, such as structural complexity, fabrication difficulties, and the difficulty in achieving both high performance and simplicity, a single-aperture D-shaped PCF RI(SDPS-RI) sensor is proposed for cancer detection. The structure of the SDPS-RI sensor was optimized, and the effects of gold film thickness, air hole diameter, polishing depth, and air hole pitch on the sensing performance were systematically investigated using the finite element method(FEM) to determine the optimal structural parameters. The potential application of the SDPS-RI sensor in cancer cell detection was explored, further enhancing its detection accuracy in complex biological environments. Simulation results demonstrate that within an RI range of 1.33~1.42, the sensor achieves a maximum wavelength sensitivity of 22 200 nm/RIU, a maximum figure of merit(FOM) of 757.94 RIU^{-1}, and a minimum resolution of 4.50×10^{-6} RIU. This sensor meets the detection requirements for six different types of cancer cells and shows promising potential and value for RI detection of diverse biomolecules.

Key words: sensor, surface plasmon resonance, photonic crystal fiber, confinement loss, cancer detection

0 引言

光子晶体光纤(PCF)作为光纤技术的创新形式,不仅保留了传统光纤低损耗、高带宽和抗电磁干扰等优势,还因其可调控的结构设计展现出独特的光学特性。典型的PCF由石英基底和周期性空气孔构成,其色散、双折射和非线性等性能可通过调整空气孔参数进行优化[1]。当光在介质界面发生全反射时,会产生沿界面传播的倏逝波,若其与金属表面激发的表面等离子体波发生共振,会导致反射光强显著下降,这种现象被称为表面等离子体共振(SPR)效应[2]。SPR效应对周围介质折射率(RI)的变化高度敏感,适用于高灵敏度传感。将SPR效应引入PCF中构建PCF-SPR传感器,能够充分利用其结构设计的灵活性来增强共

收稿日期:2025-08-17。

作者简介:李宗昂(2000—),男,硕士研究生,现就读于上海师范大学信息与机电工程学院信息与通信工程专业,主要研究方向为光纤传感。
***通信作者:**武向农(1970—),女,博士,副教授,主要从事光纤传感与光通信方面的研究。



振响应,从而实现更高灵敏度的检测,在生物、化学等领域具有广阔的应用前景[3]。

近年来,随着对高灵敏度RI传感需求的不断增长,针对PCF-SPR传感器的优化方法不断涌现,主要可分为PCF结构加工和等离子体材料选择(包括材料种类及物理结构)两大类。在PCF结构加工方面,常见的方式包括单侧抛磨[4]、双侧抛磨[5-6]、单侧开环通道[7]和双侧开环通道[8-9]等;在等离子体材料选择方面,涵盖了单一金属[5]、金属与金属氧化物复合[10]、金属与金属硫化物复合[11]、金属与石墨烯复合[12]以及氧化物半导体[13]等多种组合形式。其中,单一金属材料还可根据其物理形貌进一步分为金属膜[5]、纳米金属线[5]和纳米金属带[14]等。这些优化设计在提升RI传感性能方面取得了显著成效,但仍面临一个关键问题:难以在实现高灵敏度的同时兼顾结构简化、材料节省与工艺简便。高性能指标与简单结构之间的矛盾,不仅增加了光纤微纳加工和器件制备的复杂性,也在一定程度上限制了PCF-SPR传感器的实际应用。

为了在保证RI传感性能的同时尽可能简化PCF结构,并进一步探索其在生物医学检测中的应用潜力,本文提出一种用于癌症检测的单孔径D型PCF的SDPS-RI传感器(下文简称为SDPS-RI传感器)。

1 传感器结构设计

1.1 单孔径D型PCF结构

本文设计的SDPS-RI传感器结构参数少、加工难度低,且仅采用金作为等离子体材料来激发SPR效应,同时还能具备优异的RI传感能力,其横截面示意图如图1所示。可以看出,光纤纤芯由SiO_2构成,周围为2层六边形排列的圆形空气孔(直径为d,孔间距为Λ)。光纤上部经抛磨形成D型结构,并在抛磨深度h处沉积厚度为t_g的金膜以激发SPR效应,金膜外为分析物层,用于填充待测样品。利用COMSOL Multiphysics软件对传感结构的模场分布和传感性能进行仿真分析,并通过在边界设置完美匹配层以减少边界反射,提升计算精度。参考现有D型PCF-SPR传感器的典型设计及加工工艺约束[15],本文涉及的4个关键结构参数的常规取值范围如下:金膜厚度t_g为50~200 nm、空气孔直径d为3~5 μm、抛磨深度h为3~60 μm、空气孔间距Λ为3~6 μm。SDPS-RI传感器的结构参数将围绕上述取值范围进行RI传感性能的分析,以期在满足PCF-SPR传感器的设计要求下实现最优性能。

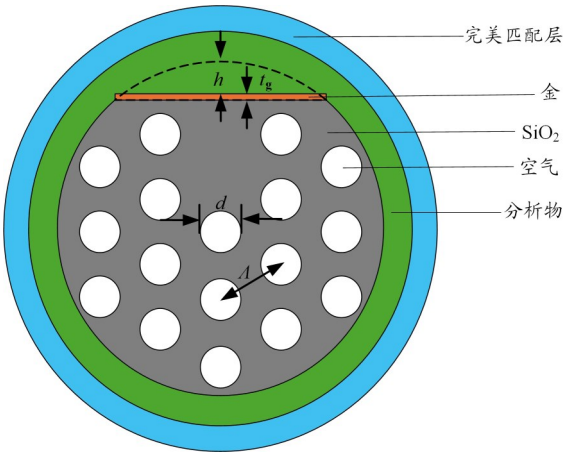


图1 SDPS-RI传感器的横截面示意图

纤芯区域的SiO_2的RI采用Sellmeier方程[16]定义,金的介电常数则由Drude-Lorentz模型描述[10],两者的表达式分别为

$$n^2_{SiO_2}(\lambda)=1+\frac{A_1\lambda^2}{\lambda^2-B_1}+\frac{A_2\lambda^2}{\lambda^2-B_2}+\frac{A_3\lambda^2}{\lambda^2-B_3} \tag{1}$$

$$\varepsilon_{Au}=\varepsilon_\infty-\frac{\omega_D^2}{\omega(\omega+i\gamma_D)}-\frac{\Delta\varepsilon\Omega_L^2}{(\omega^2-\Omega_L^2)+i\Gamma_L\omega} \tag{2}$$

式中:n_{SiO_2}为SiO_2的RI,λ为入射波长,A_1、A_2、A_3、B_1、B_2以及B_3均为Sellmeier系数,ε_{Au}为金的介电常数,ε_∞为金在极高频(光频)电磁场作用下的介电常数,ω为入射光的角频率,γ_D和ω_D分别为阻尼频率与等离子体频率,Ω_L、Γ_L和$\Delta\varepsilon$分别为洛伦兹项的光谱宽度、强度和权重因子,i表示虚部。表1给出了式(1)与式(2)中各参数的具体取值。

表1 式(1)与式(2)中各参数的取值

参数	取值	参数	取值
A_1	0.696 166 3	ε_∞	5.967 3
A_2	0.407 942 6	$\Delta\varepsilon$	1.09
A_3	0.897 479 4	$\frac{\gamma_D}{2\pi}$/THz	15.92
B_1	0.068 404 3	$\frac{\omega_D}{2\pi}$/THz	2 113.6
B_2	0.116 241 4	$\frac{\Omega_L}{2\pi}$/THz	650.07
B_3	9.896 161 0	$\frac{\Gamma_L}{2\pi}$/THz	104.86

1.2 传感机理与性能评价指标

本文设计的SDPS-RI传感器通过监测共振波长(RW)的变化实现对分析物RI的高灵敏检测。光波在传感器内的损耗α_{loss}[11]表达式为

$$\alpha_{loss}=8.686\times(2\pi/\lambda)\times\mathrm{Im}(n_{eff})\times10^4 \tag{3}$$

式中:$\mathrm{Im}(n_{eff})$为光纤的纤芯模式的有效RI虚部,$2\pi/\lambda$为自由空间的波数。

光纤RI传感器性能主要通过波长灵敏度、分辨率、检测范围和品质因数4个指标衡量。其中,波长灵敏度S_λ、分辨率R和品质因数Q_{FOM}(单位为RIU^{-1})[10]分别为

$$S_\lambda = \Delta\lambda_{peak}/\Delta n_a \tag{4}$$

$$R = \Delta n_a \times \Delta\lambda_{min}/\Delta\lambda_{peak} \tag{5}$$

$$Q_{FOM} = S_\lambda/K_{FWHM} \tag{6}$$

式中:n_a为分析物的RI,$\Delta\lambda_{peak}$表示2个相邻n_a的RW的偏移量,Δn_a则表示分析物RI的变化,$\Delta\lambda_{min}$为光谱仪的最小波长分辨率(本文取0.1 nm),表示传感器可检测的n_a最小变化量。一般情况下,R越小,说明传感器对n_a微小变化的检测越灵敏。K_{FWHM}为半高宽,表示变量在其峰值一半处的2个波长值之间的差值。

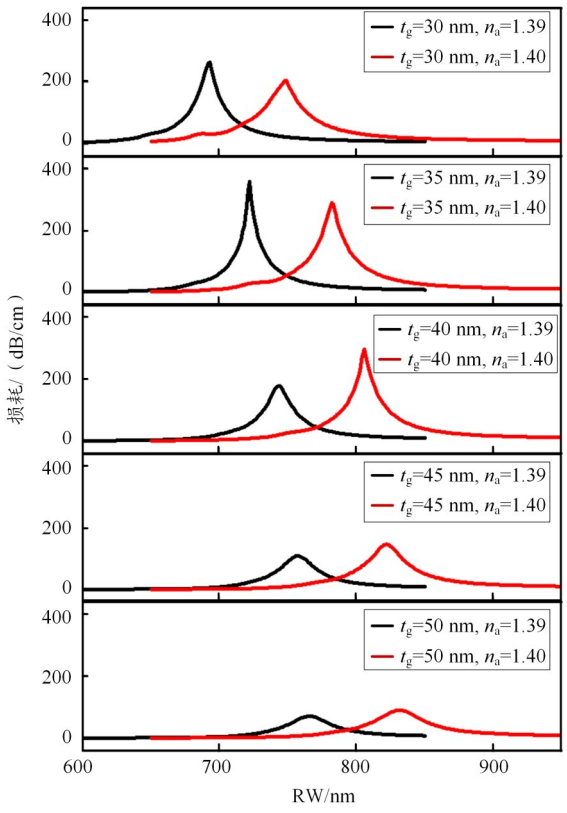
2 SDPS-RI传感器的RI传感性能研究

2.1 耦合特性与结构参数优化

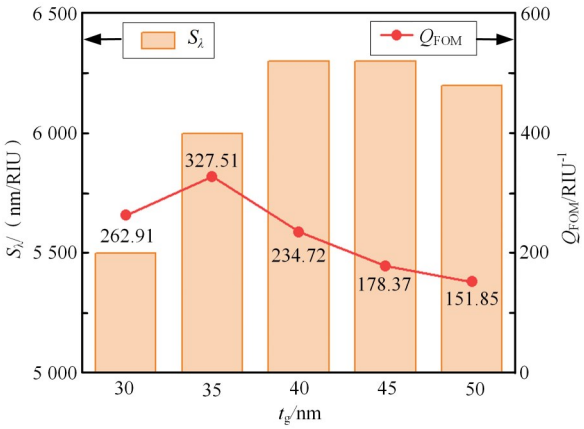
本文通过对波长进行扫描,获得了SDPS-RI传感器在不同波长下的纤芯模式与表面等离子体激元(SPP)模式的有效RI变化趋势,以及X偏振和Y偏振方向下的损耗谱,结果表明,Y偏振方向的耦合更强。因此,后续主要聚焦Y偏振方向的性能进行研究。

由于SDPS-RI传感器的4个结构参数(t_g、d、Λ、h)对RI传感特性存在复杂的非线性耦合影响,其具体作用规律尚不明确。因此,本文采用控制变量法研究这4个结构参数对SDPS-RI传感器RI传感性能的影响,将初始参数设定为t_g=40 nm、d=3.6 μm、Λ=4.4 μm、h=2.5 μm,每次在保持其他3个参数不变的前提下,仅改变其中1个参数,通过分析损耗谱的变化优化结构参数。为清晰呈现结构参数对较高灵敏度区间(1.38~1.42)的放大效应,并契合后续癌细胞RI(1.38~1.40)的检测需求,本文选取n_a=1.39和n_a=1.40作为后续参数优化的典型对比样本。

图2展示了n_a分别为1.39和1.40时,不同t_g取值下的损耗谱变化及对应的S_λ和Q_{FOM}的变化趋势。从图2(a)可以看出,当t_g=40 nm时,2条损耗谱曲线的峰值差更为显著,随着t_g的增加,RW整体呈红移趋势,而损耗峰值逐渐减小,说明较厚的金膜抑制了Y偏振纤芯模式与SPP模式之间的能量耦合,减弱了SPR效应。从图2(b)可以看出,t_g=35 nm时,传感器的Q_{FOM}达到最大值,但波长灵敏度S_λ仅为6 000 nm/RIU;而t_g=40 nm时,Q_{FOM}虽略有下降,但波长灵敏度S_λ提升至



(a) 不同t_g下的纤芯模式损耗谱

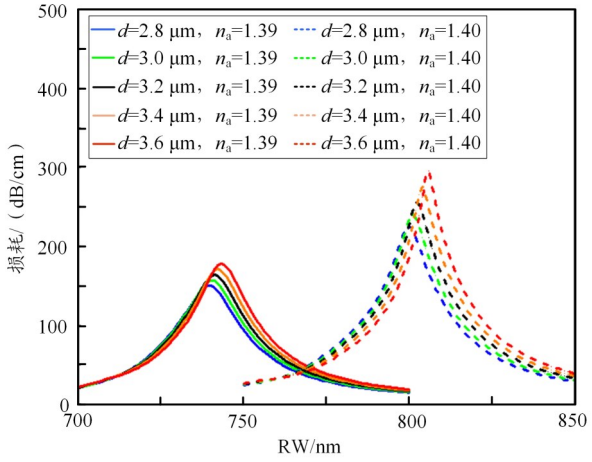


(b) 不同t_g下的波长灵敏度S_λ和品质因数Q_{FOM}的对比图

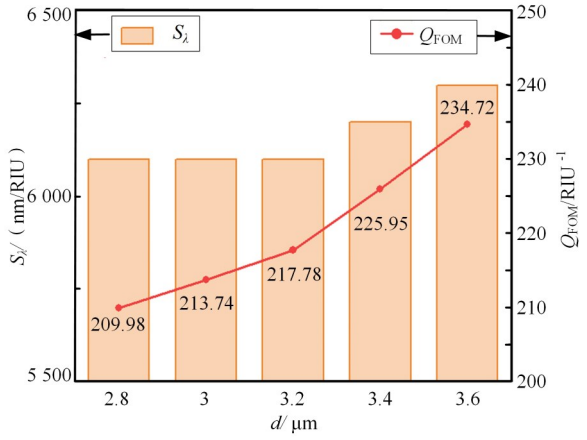
图2 当n_a分别为1.39、1.40时,t_g对纤芯模式损耗谱、波长灵敏度S_λ与品质因数Q_{FOM}的影响

6 300 nm/RIU,表明传感器对待测介质RI变化更加敏感。考虑到本文主要面向RI检测及癌细胞识别应用,较高的波长灵敏度有利于增强不同待测样品之间的响应差异,提高检测的区分能力。因此,综合考虑Q_{FOM}、S_λ及实际检测需求,最终选定40 nm作为最优金膜厚度。

图3~图5展示了在n_a分别为1.39和1.40时,空气孔直径d、空气孔间距Λ与抛磨深度h对传感器性能的

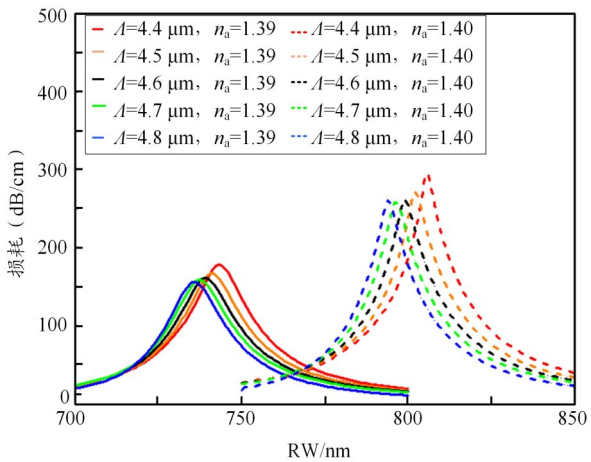


(a) 不同d下的纤芯模式损耗谱

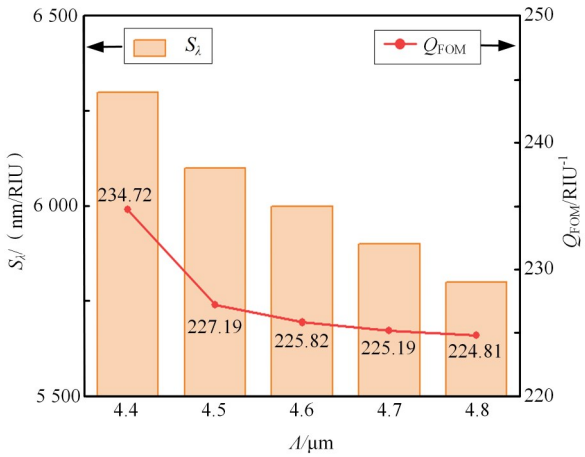


(b) 不同d下的波长灵敏度S_λ和品质因数Q_{FOM}对比图

图3 当n_a分别为1.39,1.40时,d对纤芯模式损耗谱、波长灵敏度S_λ与品质因数Q_{FOM}的影响

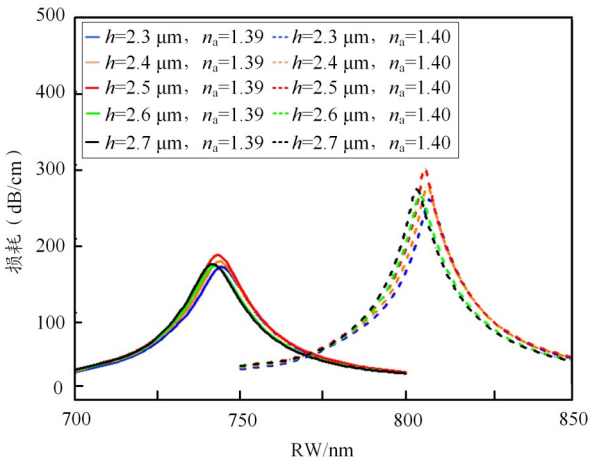


(a) 不同Λ下的纤芯模式损耗谱

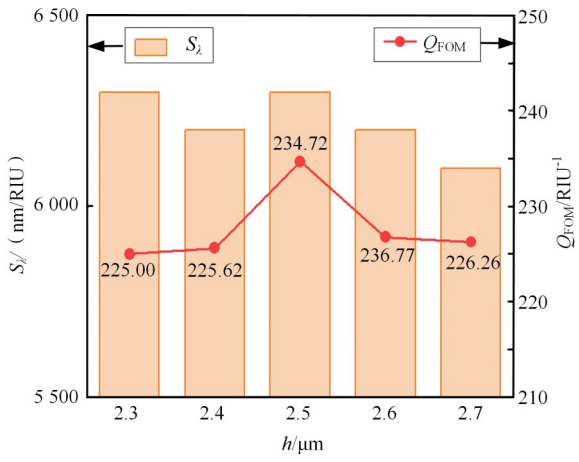


(b) 不同Λ下的波长灵敏度S_λ和品质因数Q_{FOM}的对比图

图4 当n_a分别为1.39、1.40时,Λ对纤芯模式损耗谱、波长灵敏度S_λ与品质因数Q_{FOM}的影响



(a) 不同h下的纤芯模式损耗谱



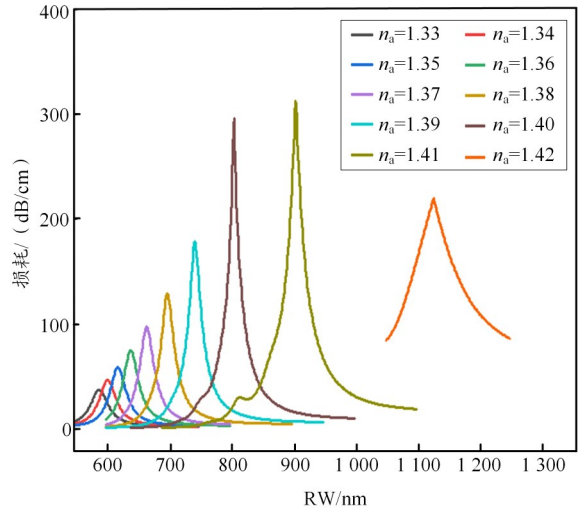
(b) 不同h下的波长灵敏度S_λ和品质因数Q_{FOM}的对比图

图5 当n_a分别为1.39,1.40时,h对纤芯模式损耗谱、波长灵敏度S_λ与品质因数Q_{FOM}的影响

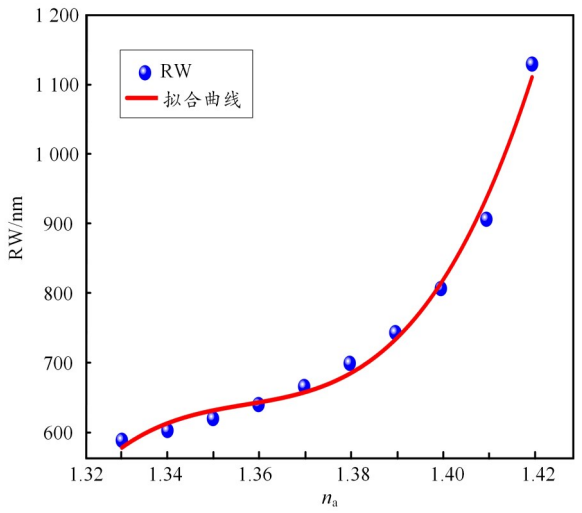
影响。从图3可以看出,随着d从2.8 μm增至3.6 μm,RW红移,损耗峰值升高,说明较大的d值增强了Y偏振纤芯模式与SPP模式的耦合;当d=3.6 μm时,S_λ和Q_{FOM}分别达6 300 nm/RIU和234.72 RIU^{-1}。因此d的最优取值为3.6 μm。从图4可以看出,空气孔间距Λ从4.4 μm增至4.8 μm时,RW蓝移、损耗减弱,表明耦合效率下降;当Λ=4.4 μm时,S_λ和Q_{FOM}同时达最大值。因此,Λ的最优值为4.4 μm。从图5可以看出,抛磨深度h增加时,RW蓝移,损耗峰值在h=2.5 μm处达到最大,这是因为适度增大h有利于增强倏逝波与金属自由电子的耦合;但当h大于2.5 μm时耦合减弱,SPR效应降低。因此,选定h的最优值为2.5 μm。

2.2 参数优化后传感器性能测试

基于2.1节确定的优化结构参数(t_g=40 nm、d=3.6 μm、Λ=4.4 μm、h=2.5 μm),对SDPS-RI传感器的RI传感性能进行研究。n_a从1.33变化到1.42时的纤芯模式损耗谱如图6(a)所示,可以看出,当n_a以0.01的步长从1.33增加至1.42的过程中,RW由589 nm移至1 127 nm。当n_a=1.41时,损耗峰值达到最大,传感器在该RI下最灵敏。当n_a在1.33~1.42变化时,其与RW之间的拟合关系如图6(b)所示。拟合曲线的斜率反映了传感器的波长灵敏度,斜率越大表明传感器对RI变化的响应越敏感,灵敏度越高。该拟合曲线的决定系数为0.987 7,拟合一致性良好。进一步分析光谱特征可知,随着n_a从1.33增至1.42,损耗峰值显著增大且半高全宽逐渐收窄,表明信号信噪比与波长分辨能力同步提升;基于此优化的光谱形态,传感器的综合性能得到大幅改善。



(a) n_a从1.33变化到1.42时的纤芯模式损耗谱



(b) n_a与RW的拟合关系图

图6 n_a从1.33变化到1.42时的纤芯模式损耗谱及n_a与RW的拟合关系图

不同n_a下的RW、S_λ、R、Q_{FOM}的计算结果如表2所示,可以看出,当n_a=1.33时,S_λ较低,仅为1 400 nm/RIU,但随着n_a从1.33逐渐增加至1.41时,S_λ逐渐增大,且当n_a=1.41时,S_λ达到最大值22 200 nm/RIU,此时Q_{FOM}达到最大值757.94RIU^{-1},R达到最小值4.50×10^{-6}RIU。这表明,随着待测介质RI增加,传感器响应能力增强。较高的波长灵敏度使微小RI变化即可引起明显共振波长偏移,较低的检测分辨率表明传感器能识别更微小的RI变化。

表2 n_a在1.33~1.42范围的传感器性能评估

n_a	RW/nm	S_λ/(nm/RIU)	R/RIU	Q_{FOM}/RIU^{-1}
1.33	589	1 400	7.14×10^{-5}	37.58
1.34	603	1 700	5.88×10^{-5}	48.57
1.35	620	2 000	5.00×10^{-5}	60.24
1.36	640	2 600	3.85×10^{-5}	82.17
1.37	666	3 300	3.03×10^{-5}	108.98
1.38	699	4 400	2.27×10^{-5}	152.57
1.39	743	6 300	1.59×10^{-5}	234.72
1.40	806	9 900	1.01×10^{-5}	506.65
1.41	905	22 200	4.50×10^{-6}	757.94
1.42	1 127	—	—	—

SDPS-RI传感器与部分现有PCF-SPR RI传感器(文献[17-20])的性能比较如表3所示。可以看出,

表3 SDPS-RI传感器与已有的部分PCF-SPR RI传感器的性能比较

传感器	所需材料	检测范围	最大S_λ(nm/RIU)	Q_{FOM}/RIU^{-1}	R/RIU	结构参数个数
文献[17]	Au	1.33~1.39	11 500	142.00	8.70×10^{-6}	5
文献[18]	Au-Ta_2O_5	1.35~1.41	20 000	333.30	5.00×10^{-6}	6
文献[19]	Au-PDMS	1.33~1.42	20 400	483.30	4.90×10^{-6}	7
文献[20]	Au-TiO_2	1.33~1.40	8 000	160.00	1.25×10^{-5}	4
SDPSS-RI	Au	1.33~1.42	22 200	757.94	4.50×10^{-6}	4

SDPS-RI传感器在各项关键指标上均具备显著优势。1)其检测范围达到1.33~1.42,与文献[19]并列最宽,且优于文献[17]、文献[18]和文献[20];2)其波长灵敏度S_λ最高,达到22 200 nm/RIU,分别是文献[17]和文献[20]的约1.93倍和2.78倍;Q_{FOM}最高,达到757.94 RIU^{-1},较文献[17]-文献[20]分别提升了5.34倍、2.27倍、1.57倍和4.47倍;R最低,为4.50×10^{-6},较文献[17]-文献[20]各传感器分别降低了48.28%、10%、8.16%和64%。更为重要的是,在实现高性能的同时,SDPS-RI传感器所需等离子体材料最少,仅为单一金膜(相较于文献[18]-文献[20]的复合或掺杂材料更为节约),且结构参数仅4个,少于文献[17]-文献[19],与文献[20]持平。综上所述,与表3中的其他传感器相比,SDPS-RI传感器在保持结构最简的前提下,显著提升了灵敏度S_λ与Q_{FOM}且降低了分辨率,展现出更为出色的综合传感性能。因此,该传感器在高RI范围内检测性能优异,为后续癌细胞及相关生物样品的RI检测奠定了基础。

3 SDPS-RI传感器在癌细胞检测中的应用潜力与局限性分析

基于PCF-SPR传感技术的检测方法具有实时性强、精度高与易于小型化等优点,近年来成为癌症早期检测领域的研究热点[21]。由于癌细胞的蛋白质水平升高,所以具有高于健康细胞的RI,这一特性可为癌细胞的识别与早期诊断提供物理依据。HeLa、PC12、Jurkat、Basal、MCF7和MDAMB231这6种典型细胞在健康与癌变状态下的RI值各不相同[22],其直径大小及基本特征见文献[23]-文献[28],RI数据见文献[22]。通过计算癌变与健康状态下RI的差值可知,这些细胞的RI变化量Δn存在差异:其中,HeLa细胞的Δn最大(Δn=0.024),Basal细胞次之(Δn=0.020),其余细胞Δn均为0.014,这些细胞在健康状态下的RI范围为1.360~1.387,癌变状态下为1.380~1.401,而SDPS-RI传感器具备良好的波长灵敏度且检测范围覆盖上述区间,能够有效响应此类RI变化。

本文将上述6种细胞在健康与癌变状态下的RI值分别设定为n_a并模拟不同细胞溶液环境下的传感器响应。仿真结果显示,传感器在癌变状态下的RW均较健康状态发生明显红移,具体偏移量分别为:HeLa细胞为94 nm、PC12细胞为68 nm、Jurkat细胞为58 nm、Basal细胞为59 nm、MCF7细胞为85 nm、MDAMB231细胞为79 nm。上述显著的RW偏移表明,该传感器能够清晰区分细胞的健康与癌变状态,验证了其在多种癌细胞早期无损检测中的可行性与有效性。

表4系统比较了SDPS-RI传感器与部分现有的PCF-SPR RI癌细胞传感器的理论性能,可以看出,在针对6种癌细胞的检测中,本文所提传感器对HeLa、Basal及MCF7细胞的S_λ全面优于文献[29]-文献[32]中的同类器件,其中对MCF7细胞的检测S_λ最高,达到6 071.43 nm/RIU;对PC12、Jurkat及MDAMB231细胞的S_λ虽未全面超越所有对比文献,但仍处于较高水平且显著优于文献[31]和文献[32]。综上所述,SDPS-RI传感器不仅在多数癌细胞检测中展现出优异的S_λ与分辨率优势,更关键的是其在保持单一金膜材料与最少结构参数(仅4个)的极简设计下取得了上述性能,有效解决了高S_λ与低加工复杂度难以兼顾的矛盾;相较于同样仅采用金作为等离子体材料的文献[31]和文献[32],SDPS-RI传感器对PCF的加工要求更低、工艺实现更为简便,具有更高的实际应用潜力和推广价值。

本文所设计的SDPS-RI传感器能够满足癌细胞检测的灵敏度与分辨率指标,但受限于某些关键因素,后续研究可从以下3个方向进一步优化:

1)优化金膜沉积工艺,采用化学气相沉积技术保证金膜表面的洁净度、消除气泡并实现涂覆均匀;2)将传感器置于恒温环境中,以稳定温度条件并降低外界因素对其性能的干扰;3)进一步简化PCF加工步骤,降低微米级光纤孔径内微纳加工对设备精度和工艺控制的要求,推动PCF-SPR癌细胞传感器向实际应用的转化。

表4 SDPS-RI传感器与现有癌症检测传感器的理论性能对比

传感器	细胞名称	S_λ/(nm/RIU)	R/10^{-5} RIU
文献[29]	HeLa	3 750.00	2.67
	PC12	4 285.71	2.33
	Jurkat	4 285.71	2.33
	Basal	2 500.00	4.00
	MCF7	5 714.29	1.75
	MDAMB231	5 714.29	1.75
文献[30]	HeLa	2 916.66	3.42
	PC12	3 571.42	2.80
	Jurkat	3 571.42	2.80
	Basal	2 500.00	4.00
	MCF7	4 285.71	2.33
	MDAMB231	4 285.71	2.33
文献[31]	HeLa	1 666.67	6.00
	PC12	1 428.57	7.00
	Jurkat	1 428.57	7.00
	Basal	1 500.00	6.70
	MCF7	2 142.86	4.67
	MDAMB231	2 142.86	4.67
文献[32]	HeLa	2 125.00	4.70
	PC12	5 857.00	1.71
	Jurkat	5 357.00	1.87
	Basal	2 000.00	5.00
	MCF7	2 285.00	4.38
	MDAMB231	4 214.00	2.37
SDPS-RI	HeLa	3 916.67	2.55
	PC12	4 857.14	2.06
	Jurkat	4 142.86	2.41
	Basal	2 950.00	3.39
	MCF7	6 071.43	1.65
	MDAMB231	5 642.86	1.77

4 结束语

本文提出了一种用于癌症检测的单孔径D型光子晶体光纤RI传感器,使用有限元法系统研究了t_g、d、Λ和h 4个结构参数对传感器性能的影响,并对这4个结构参数进行了优化,最终获得了传感器的最优结构参数:t_g=40 nm、d=3.6 μm、Λ=4.4 μm、h=2.5 μm。仿真结果显示,在n_a范围为1.33~1.42时,SDPS-RI传感器展现出了优异的传感性能,最高波长灵敏度为22 200 nm/RIU,最高品质因数为757.94 RIU^{-1},最小分辨率为4.50×10^{-6} RIU。本文进一步研究了SDPS-RI传感器对HeLa、PC12、Jurkat、Basal、MCF7和MDAMB231这6种癌细胞的检测性能,结果表明,在检测MCF7细胞时,SDPS-RI传感器的性能最优,达到了6 071.43 nm/RIU的波长灵敏度和1.65×10^{-6} RIU的分辨率。综上,SDPS-RI传感器具有结构简单、测量范围广与灵敏度高等优点,在高精度RI检测领域具有广阔的应用前景。

参考文献:

[1] 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.

[2] Zhou Siqin, Li Jiulong, Zhang Qiuyang, et al. Recent advance on fiber optic SPR/LSPR-based ultra-sensitive biosensors using novel structures and emerging signal amplification strategies[J]. Optics & Laser Technology, 2024, 175: 110783.

[3] Singh S, Kumar D, Sahu A, et al. Photonic crystal fiber-based sensors for various cancer detection in human body: a review[J]. IEEE Sensors Journal, 2025, 25(4): 5956-5968.

[4] Wu Biao, Chen Hailiang, Chen Qiang, et al. Highly sensitive refractive index sensor based on TiO_2/Ag films coated D-type photonic crystal fibers [J]. Optical and Quantum Electronics, 2023, 55(10): 858.

[5] Zhang Zhibing, Li Shuguang, Yin Zhiyong, et al. Dual-core photonic crystal fiber surface plasmon resonance sensor with high sensitivity and narrow FWHM[J]. Plasmonics, 2024, 19(1): 495-504.

[6] Sun Yudan, Wang Shimao, Liu Qiang, et al. Au-MgF2-Coated photonic crystal fiber surface plasmon resonance sensor with high FOM[J]. Plasmonics, 2024, 19(6): 3027-3034.

[7] 陈思,武京治,王艳红,等. 基于Au-TiO_2涂层凹槽的D形光子晶体光纤的等离激元红外传感器设计[J]. Laser & Optoelectronics Progress, 2023, 60(7): 0706006.

[8] 颜开,许巍,陈青云,等. 一种用于低RI检测的双开环通道D型光子晶体光纤等离子体传感器[J]. Acta Optica Sinica, 2025, 45(3): 0306003.

[9] Islam N, Arif M F H, Yousuf M A, et al. Highly sensitive open channel based PCF-SPR sensor for analyte refractive index sensing[J]. Results in Physics, 2023, 46: 106266.

[10] Bu Wenyi, Wu Zhifang, Shum P P, et al. Sensitivity enhanced refractive index fiber sensor based on long-range surface plasmon resonance in SiO_2-Au-TiO_2 heterostructure[J]. Photonics, 2021, 8(9): 379.

[11] Guo Xiaotong, Wang Yueke, Sang Tian, et al. SPR sensor based on a concave photonic crystal fiber structure with MoS_2/Au layers[J]. Materials, 2023, 16(16): 5523.

[12] Li Kaifeng, Guo Ying, Li Shuguang, et al. High sensitivity refractive index sensor based on D-shaped photonic crystal fiber coated with graphene-silver films[J]. Plasmonics, 2023, 18(3): 1093-1101.

[13] Fei Yihong, Luo Biyun, An Mengdi, et al. A highly efficient D-Shaped dual-core PCF-SPR sensor coated with ITO film for refractive index detection[J]. Plasmonics, 2025, 20(3): 1379-1393.

[14] Zhang Wan, Lian Zhenggang, Benson T, et al. A refractive index sensor based on a D-shaped photonic crystal fiber with a nanoscale gold belt [J]. Optical and Quantum Electronics, 2018, 50(1): 29.

[15] Ying Yu, Yan Xiaolin, Shan Dan, et al. A review of recent research

progress on optimization in D-shaped photonic crystal fiber[J]. Optics & Laser Technology,2024,169:110047.
[16] Chen Zhenshi, Chen Cheng, Fu Haihao, et al. Ultra-high sensitivity surface plasmon resonance magnetic field sensor based on d-shape four-hole fiber[J]. IEEE Sensors Journal,2024,24(24):40614-40622.
[17] Chen Nan, Chang Min, Lu Xinglian, et al. Numerical analysis of midinfrared D-shaped photonic-crystal-fiber sensor based on surface-plasmon-resonance effect for environmental monitoring[J]. Applied Sciences,2020,10(11):3897.
[18] Jiang Haoran, Shen Tao, Feng Yue, et al. Characterization of incompletely coated D-shaped PCF-SPR refractive index sensors[J]. Physica Scripta,2023,98(10):105520.
[19] Guo Pengxiao, Du Huijing, Li Jianshe, et al. SPR based dual parameter wide range curling pot shaped photonic crystal fiber sensor[J]. Physica Scripta,2024,99(9):095902.
[20] Rahman A, islam M S, Alharbi M, et al. X-shaped exposed core highly sensitive plasmonic sensor for cancer cell detection[J]. Optical and Quantum Electronics,2024,56(5):718.
[21] Jodaylami H M, Masson J F, Badia A. Surface plasmon resonance sensing[J]. Nature Reviews Methods Primers,2025,5(1):47.
[22] 邸志刚,冯若楠,贾春荣,等. 基于 PCF-SPR 的癌症标志物检测技术研究进展[J]. Laser Journal,2024,45(2):7-12.
[23] Borle A B. Kinetic analyses of calcium movements in Hela cell cultures: I. Calcium influx[J]. The Journal of General Physiology, 1969, 53(1):43-56.
[24] O'lague P H, HuttneR S L. Physiological and morphological studies of rat pheochromocytoma cells(PC12)chemically fused and grown in culture[J]. Proceedings of the National Academy of Sciences, 1980, 77(3): 1701-1705.
[25] Yang Tianhang, Peng Ji, Shu Zhiquan, et al. Determination of the membrane transport properties of Jurkat cells with a microfluidic device [J]. Micromachines,2019,10(12):832.
[26] Romano A C, Espana E M, Yoo S H, et al. Different cell sizes in human limbal and central corneal basal epithelia measured by confocal microscopy and flow cytometry[J]. Investigative Ophthalmology & Visual Science,2003,44(12):5125-5129.
[27] Gobert G N, Schatten H. Improved ultrastructure of the desmosome-intermediate filament complex in MCF-7 breast cancer cells[J]. Microscopy,2000,49(4):539-544.
[28] Truongvo T N, Kennedy R M, Nakshatri H, et al. Microfluidic channel for characterizing normal and breast cancer cells[J]. Journal of Micromechanics and Microengineering,2017,27(3):035017.
[29] Ibrahimi K M, Kumar R, Pakhira W. A graphene/Au/TiO_2 coated dual-core PCF SPR biosensor with improved design and performance for early cancer cell detection of with high sensitivity[J]. Optik, 2023, 288: 171186.
[30] Ibrahimi K M, Kumar R, Pakhira W. Enhance the design and performance analysis of a highly sensitive twin-core PCF SPR biosensor with gold plating for the early detection of cancer cells[J]. Plasmonics,2023,18(3):995-1006.
[31] Ibrahimi K M, Kumar R, Pakhira W. C-grooved dual-core PCF SPR biosensor with graphene/au coating for enhanced early cancer cell detection[J]. Applied Physics A,2024,130(6):439.
[32] Bing Pibin, Zhao Jingya, Zhang Xinyi, et al. Highly sensitive photonic crystal fiber optic sensor for cancer cell detection[J]. The European Physical Journal Plus,2024,139(6):543.
[33] Fuad M H, Nayan M F, Mahmud R R. Advances in surface plasmon resonance-based PCF and MIM sensors[J]. Plasmonics, 2025, 20(9): 7995-8026.
[34] Ahamed S, Venkatesan K K, Jalaludeen S A. A review on various surface plasmon resonance-based sensors[J]. Plasmonics,2025,20(8):6869-6885.
[35] Kaur B, KumaR S, Kaushik B K. Recent advancements in optical biosensors for cancer detection[J]. Biosensors and Bioelectronics,2022,197: 113805.