

引用本文: 彭江, 王静. 基于 SPR 效应的深刻蚀微开口双芯对称 D 型 PCF 传感器[J]. 光通信技术, 2024, 48(1): 39–45.

基于 SPR 效应的深刻蚀微开口双芯对称 D 型 PCF 传感器

彭江, 王静*

(南京邮电大学 通信与信息工程学院, 南京 210003)

摘要: 为了进一步提升生物传感器传感性能, 设计了一种基于表面等离子共振 (SPR) 效应的深刻蚀微开口双芯对称 D 型光子晶体光纤 (PCF) 传感器。该传感器采用堆叠、拉伸技术和化学气相沉积 (CVD) 技术制备, 具有 2 种不同直径的气孔, 且这 2 种气孔呈对称结构。介绍了采用该传感器的葡萄糖浓度检测系统原理, 仿真分析了金属材料、气孔参数、抛光参数对传感器性能的影响。仿真结果表明, 当折射率检测范围为 1.26~1.41 时, 传感器的最大波长灵敏度、分辨率和葡萄糖浓度检测灵敏度分别可达 24 600 nm/RIU、 4.06×10^{-6} RIU 和 2.73 nm/(g·L⁻¹)。

关键词: 葡萄糖; 折射率传感; 生物传感; 表面等离子体共振

中图分类号: TN91; O436 **文献标志码:** A **文章编号:** 1002-5561(2024)01-0039-07

DOI: 10.13921/j.cnki.issn1002-5561.2024.01.008

开放科学 (资源服务) 标识码 (OSID):



Dual-core symmetric D-type PCF sensor with deep etching micro-opening based on SPR effect

PENG Jiang, WANG Jing*

(College of Communication and Information Engineering, Nanjing University of Posts and Telecommunications, Nanjing 210023, China)

Abstract: In order to further improve the sensing performance of biosensors, a dual-core symmetric D-type photonic crystal fiber (PCF) sensor based on the surface plasmon resonance (SPR) effect is designed. The sensor is prepared by stacking, stretching and chemical vapor deposition (CVD) technology, and has two different diameter pores, and the two kinds of pores are symmetrical. The principle of glucose concentration detection system based on the sensor is introduced. The effects of metal materials, stomatal parameters and polishing parameters on the performance of the sensor are simulated and analyzed. The simulation results show that when the refractive index detection range is 1.26~1.41, the maximum wavelength sensitivity, resolution and glucose concentration detection sensitivity of the sensor can reach 24 600 nm/RIU, 4.06×10^{-6} RIU and 2.73 nm/(g·L⁻¹) respectively.

Key words: glucose, refractive index sensing, biosensors, surface plasmon resonance

0 引言

血糖检测是糖尿病临床诊断和治疗的关键环节。为了有效监测血液中葡萄糖浓度, 设计一种高效、灵敏、可靠的葡萄糖浓度检测器件具有重大意义。文献 [1–3] 已证明采用葡萄糖氧化酶 (GO) 结合表面等离子共振 (SPR) 技术能准确检测葡萄糖浓度。

传统 SPR 型传感器存在体积大、易发生金属氧

化、生物吸附能力较差的缺点^[4–5], 不适合远程应用。而光子晶体光纤 (PCF) 则具有体积小、抗干扰能力强和易损性低等优点^[6–9], 因此将 PCF 与 SPR 相结合研制传感器的方法备受关注。PCF-SPR 生物传感器通过检测待测物折射率的变化来实现传感功能, 已在生物传感领域得到广泛应用。WANG F 等人^[10]设计了一种 PCF-SPR 生物传感器, 用于检测细胞密度的变化, 其灵敏度为 9 000 nm/RIU, 对应的分辨率接近 10^{-6} RIU。YASLI A 等人^[11]设计了一种 PCF-SPR 生物传感器, 涂敷 Au 膜时的灵敏度为 7 142 nm/RIU。童凯等人^[12]设计了一种双芯单通道 PCF-SPR 传感器, 在涂覆了 TiO₂ 膜的传感器表面再镀上 Ag 膜, 该传感器的灵敏度为 4 200 nm/RIU。CHEN X 等人^[13]设计了一种改良 D 形 PCF-SPR 传感器, 该结构创新地使用了开口的环形通道的形式, 该传感器的灵敏度为 11 055 nm/RIU。

收稿日期: 2023–03–09。

基金项目: 南京邮电大学校级自然科学基金项目 (NY222129) 资助。

作者简介: 彭江 (1999—), 男, 硕士研究生, 现就读于南京邮电大学集成电路科学与工程学院电子信息专业, 主要从事微纳光子器件的研究。

*** 通信作者:** 王静 (1985—), 女, 博士, 副教授, 主要研究方向为微纳器件光电性质。



彭江,王静: 基于 SPR 效应的深刻蚀微开口双芯对称 D 型 PCF 传感器

然而,上述传感器存在检测范围小、灵敏度低等问题。因此,本文设计一种基于 SPR 效应的深刻蚀微开口双芯对称 D 型 PCF 传感器(下文简称对称 D 型 PCF-SPR 传感器),旨在提升传感器的检测范围和灵敏度。

1 传感器结构设计与检测系统理论模型

1.1 结构设计

对称 D 型 PCF-SPR 传感器结构的截面如图 1(a) 所示。该传感器具有 3 种不同直径的气孔,呈对称结构。 d_1 为中心空气孔直径, d_2 为内环小空气孔直径, d_3 为外环大空气孔直径, d 为相邻气孔间距设置, H 为 PCF 的平坦感测表面到 PCF 中心的深度(下文简称抛光深度), d_s 为微通道开口(下文简称微开口)直径。金属膜表面可直接接触待测溶液。

该传感器可采用堆叠、拉伸技术和化学气相沉积(CVD)技术制备^[14],PCF 堆叠示意图如图 1(b)所示。传感器制备过程如下:1)通过将石英棒与不同直径的石英毛细管堆叠组合,可制造出 PCF 预制棒;2)将制备好的预制棒进行拉丝,得到常规圆形光纤;3)对光纤

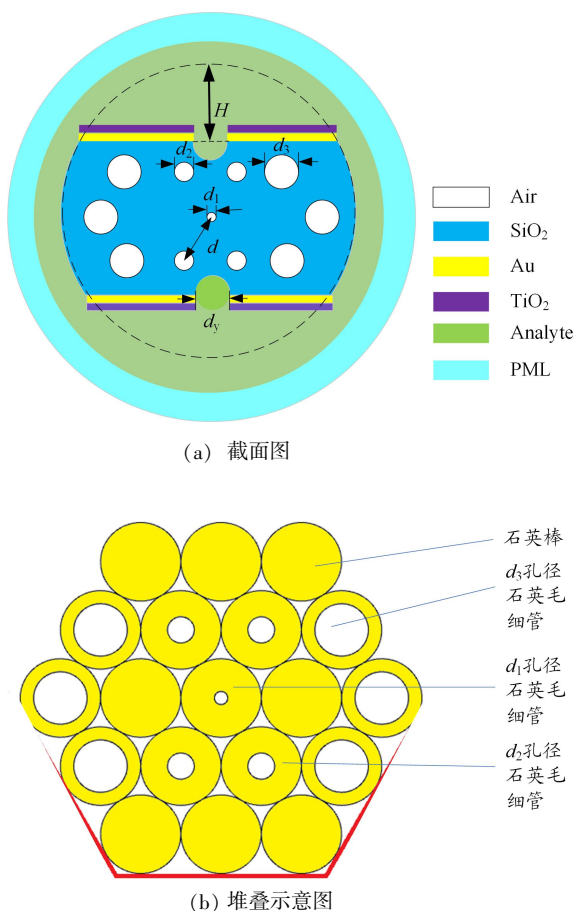


图 1 对称 D 型 PCF-SPR 传感器结构的截面图与 PCF 堆叠示意图

的顶部和底部进行抛光,以形成平坦的光纤表面^[15];4)为了在两侧形成微通道,取薄壁毛细管并抛光至一定深度;5)在光纤的顶部和底部平坦部分沉积均匀的 TiO_2 和 Au 层。Au 的介电常数由 Drude 模型计算^[16], TiO_2 的介电常数可由给定的公式^[17]推导, SiO_2 折射率可以通过 Sellmeier 方程^[18]计算得出。

1.2 检测系统理论模型

采用对称 D 型 PCF-SPR 传感器进行葡萄糖检测之前,需要将 GO 修饰在 PCF 表面^[12],GO 通过某种机制促进葡萄糖分子的吸附。因此,使用 GO 的传感器对检测葡萄糖浓度具有特异性和敏感性,以及抗干扰功能。

基于对称 D 型 PCF-SPR 传感器的葡萄糖浓度检测系统理论模型如图 2 所示。该系统包括光学可调谐源(OTS)、输入光纤、D 型 PCF-SPR 传感器、输出光纤、光谱分析仪(OSA)以及计算机,组件间通过单模光纤(SMF)依次连接^[20]。分析物或传感层位于 PCF 的外部。本文将传感器浸入不同浓度的待测葡萄糖溶液中,对输出信号进行检测。当分析物与光纤表面薄膜相互作用时,可从 OSA 中观察到损失峰的蓝移或红移现象。其原理为:葡萄糖浓度变化会导致介质折射率变化,进而移动 SPR 共振峰的位置。因此,监测 SPR 共振峰位置的变化,即可检测出葡萄糖浓度的变化。葡萄糖溶液的折射率与浓度呈线性关系,可根据式(1)^[21]来计算葡萄糖浓度。

$$n_g = Ac + B \quad (1)$$

其中, n_g 为葡萄糖溶液的折射率, $A=0.000\ 118\ 89$, $B=1.332\ 305\ 45$, c 为葡萄糖溶液浓度,对称 D 型 PCF-SPR 传感器通过测量 SPR 共振峰的位置,可以计算出溶液的折射率,并检测出葡萄糖浓度。

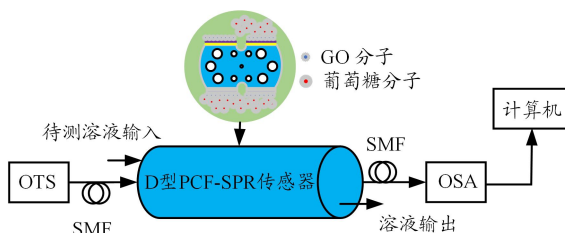


图 2 基于对称 D 型 PCF-SPR 传感器的葡萄糖浓度检测系统理论模型

2 传感器性能仿真分析

本文使用 COMSOL Multiphysics 有限元软件对对称 D 型 PCF-SPR 传感器的特性进行数值模拟仿真。待测物折射率 n_a 为 1.39 时,纤芯模式与表面等离子体共振(SPP)模式的色散关系及纤芯模式的损耗曲线如图 3 所示。色散特性标注点 B 和 A 所在的曲线分别代

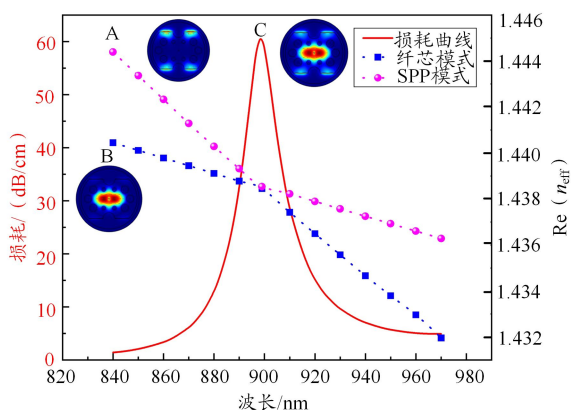


图3 纤芯模式与 SPP 模式的色散关系及纤芯模式的损耗曲线

表示了纤芯模式和激发的 SPP 模式的有效折射率实部 $\text{Re}(n_{\text{eff}})$ 随波长的变化情况。标注点 C 所在的曲线表示纤芯模式损耗随波长的变化情况。插图标注点 A、B、C 对应波长的模场分布图。可以看出,谐振发生在 899 nm 处, A 和 B 所在的曲线交叉, 纤芯模式和 SPP 模式的 $\text{Re}(n_{\text{eff}})$ 相等, 此时纤芯模式的虚部和损耗达到最大, 纤芯的能量会转移到金属膜层中, 产生 SPR 效应^[22]。

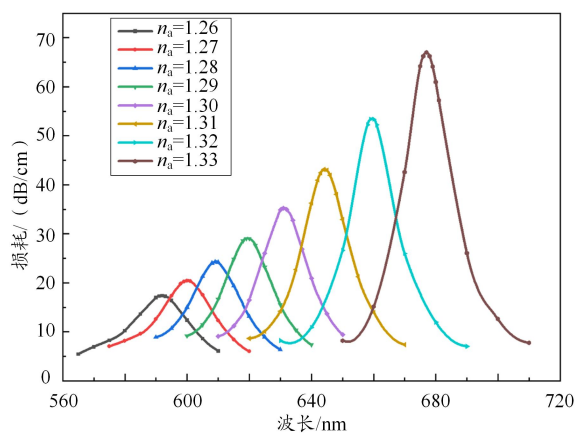
当葡萄糖浓度发生变化时, 其折射率也会发生变化, 从而导致共振波长的位置发生变化。因此, 可以通过测量共振波长的变化来间接测量葡萄糖溶液的浓度。对称 D 型 PCF-SPR 传感器的共振波长随待测物折射率 n_a 的变化情况如图 4 所示。可以看出, 在 n_a 由 1.26 增加至 1.41 的过程中 (n_a 以 0.01 的步长增加), 共振波长由 592 nm 偏移至 1 219 nm 处, 纤芯模式损耗曲线的共振波长出现红移, 传感器的灵敏度稳定增强。

待测物折射率 n_a 与共振波长的多项式拟合曲线如图 5 所示。在 n_a 为 1.26~1.41 时, 随着 n_a 的增加, 纤芯模式与 SPP 模式的耦合程度在持续提升, 共振波长持续红移, 从 592 nm 偏移至 1 219 nm。这表明传感器的传感性能具有宽波长变化范围, 可以使用波长询问法^[23]来测量分析 n_a 的微小变化。本文采用波长询问法测量对称 D 型 PCF-SPR 传感器的灵敏度 S_w , 其计算公式为

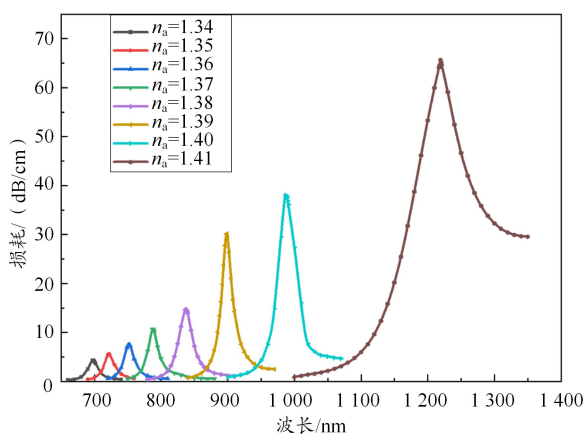
$$S_w = \Delta\lambda_{\text{peak}} / \Delta n_a \quad (2)$$

其中, $\Delta\lambda_{\text{peak}}$ 为共振波长的偏移量, Δn_a 为待测液体的折射率变化。当 n_a 从 1.40 移动到 1.41 时, 共振波长偏移量出现最大值, 通过计算得到此时对称 D 型 PCF-SPR 传感器的灵敏度为 24 600 nm/RIU, 波长分辨率 R_w 为 4.06×10^{-6} RIU。其中, 波长分辨率的计算公式为

$$R_w = \Delta\lambda_{\text{min}} / S_w \quad (3)$$



(a) n_a 为 1.26~1.33



(b) n_a 为 1.34~1.41

图4 分析物在不同待测物折射率 n_a 下的损耗谱

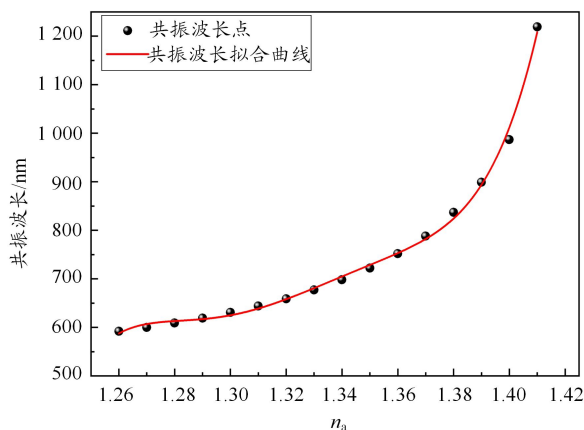


图5 待测物折射率 n_a 与共振波长的多项式拟合曲线

其中, $\Delta\lambda_{\text{min}}$ 表示能够测量的最小波长变化量, 本文使用的光谱仪中 $\Delta\lambda_{\text{min}} = 0.1$ nm。根据式(1)和图 4 中待测物折射率 n_a ($n_a = n_g$) 的范围, 可以得出葡萄糖浓度、共振波长和折射率之间的对应关系如表 1 所示。对于葡萄糖浓度检测的灵敏度 S ^[24] 被定义为

$$S = \Delta\lambda / \Delta C_g \quad (4)$$

其中, ΔC_g 表示葡萄糖浓度的变化, $\Delta\lambda$ 表示共振波长

彭江,王静: 基于 SPR 效应的深刻蚀微开口双芯对称 D 型 PCF 传感器

表 1 传感结构检测葡萄糖浓度、折射率和共振波长的对应关系

折射率	共振波长/nm	葡萄糖浓度/(g·L ⁻¹)
1.33	677	0
1.34	698	65
1.35	722	149
1.36	752	233
1.37	788	317
1.38	837	401
1.39	899	485
1.40	987	569
1.41	1 219	653

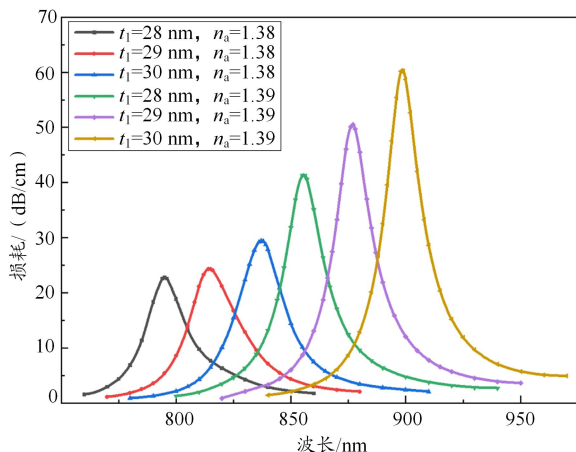
的变化。

本文设计的 PCF 传感结构对于葡萄糖浓度的变化具有高灵敏度。当葡萄糖浓度从 0 g/L 增加至 653 g/L 时,灵敏度可达 2.76 nm/(g·L⁻¹)。此外,该传感器在葡萄糖浓度检测方面具有独特性能,未来可能应用于血糖浓度和血糖浓度检测等生物传感领域。

当传感结构的各项参数发生变化时,产生 SPR 的匹配条件也会随之变化。例如,通过改变 Au 膜厚度、气孔参数、抛光参数等结构参数,达到调控共振波长和共振损耗峰的目的。本文针对不同参数对传感性能的影响进行分析,进而得出传感性能最佳时的结构参数。

2.1 金属材料对传感性能的影响

当 Au 膜厚度 t_1 分别为 28、29、30 nm 时,对称 D 型 PCF-SPR 传感器的损耗情况如图 6(a)所示。可以看出,当 n_a 相同时,随着 t_1 的增加(敏感层的辐射阻尼增大)共振波长逐渐红移,传感器损耗持续降低。但随着 t_1 的增加,共振波长偏移量逐渐增大,并在 $t_1=30$ nm 处



(a) Au 膜厚度变化时的损耗情况

达到最大值。因此,本文选择 Au 膜厚度 t_1 为 30 nm。

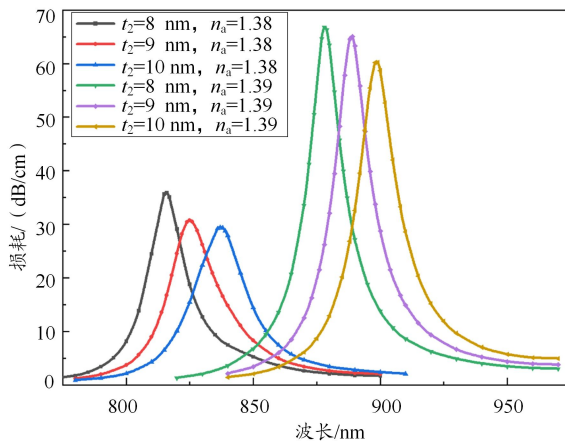
TiO₂ 作为粘合层和修饰层,不仅可以将 Au 纳米粒子牢固地结合到纤维表面,还有利于固化 GO,更有助于调谐传感器的共振波长。当 TiO₂ 厚度 t_2 变化时,对称 D 型 PCF-SPR 传感器的损耗情况如图 6(b)所示。可以看出,当 n_a 相同时,传感器的损耗随着 TiO₂ 厚度的增加而降低。本文考虑到波长灵敏度和限制损耗等因素,选定 TiO₂ 薄膜厚度 t_2 为 10 nm。

2.2 气孔参数对传感器性能的影响

传感器的气孔参数是影响纤芯模式与 SPP 模式耦合的重要因素。当中心空气孔的直径 d_1 变化时,对称 D 型 PCF-SPR 传感器损耗随波长变化的情况如图 7(a)所示。可以看出,随着 d_1 或 n_a 的增大,共振波长都发生了红移。这意味着局部出现的 SPR 现象宽度逐渐变窄,共振强度增强。综合考虑传感性能和光纤损耗,本文选择中心气孔直径 d_1 为 0.22 μm 。

内环小空气孔直径 d_2 的变化对共振波长和强度的影响较小,当 d_2 变化时,对称 D 型 PCF-SPR 生物传感器随波长变化的损耗情况如图 7(b)所示。可以看出,当 n_a 相同时,随着 d_2 的增加共振波长逐渐红移,而损耗则随着 d_2 的增大而锐减。这表明内环小空气孔直径 d_2 主要调控纤芯模式与 SPP 模式的耦合强度,影响着整个纤芯能量通过传感通道传输至敏感层。综合共振波长的偏移量与光纤损耗,本文取内环小空气孔直径 d_2 为 0.72 μm 。

当外环大空气孔直径 d_3 变化时,对称 D 型 PCF-SPR 传感器损耗随波长变化的情况如图 7(c)所示。可以看出,当 n_a 相同且 d_3 从 1.40 μm 增加到 1.50 μm 时,共振波长位置略微移动;同时,由于传感通道随 d_3 的增加而变窄,损耗会明显减弱。综合考虑传感器性能,



(b) TiO₂ 膜厚度变化时的损耗情况

图 6 金属材料对传感器性能的影响

本文选择外环大空气孔直径 d_3 为 $1.40\ \mu\text{m}$ 。

相邻气孔间距 d 在传感器的模式耦合中起着重要作用,通过约束纤芯逸散的能量和调节纤芯模式与 SPP 模式的耦合强度,可以有效优化传感器性能。对称 D 型 PCF-SPR 传感器损耗随相邻空气孔间距 d 从 $1.96\ \mu\text{m}$ 增大到 $2.00\ \mu\text{m}$ 时的情况如图 7(d)所示。可以看出,当 n_a 相同且 d 增大时共振波长略微蓝移。这是由于空气孔间距的增加导致纤芯区域对能量的限制变弱,削弱了传感检测时的模式耦合程度。因此,考虑到波长灵敏度和限制损耗的因素,本文选择相邻空气孔间距 d 为 $1.96\ \mu\text{m}$ 。

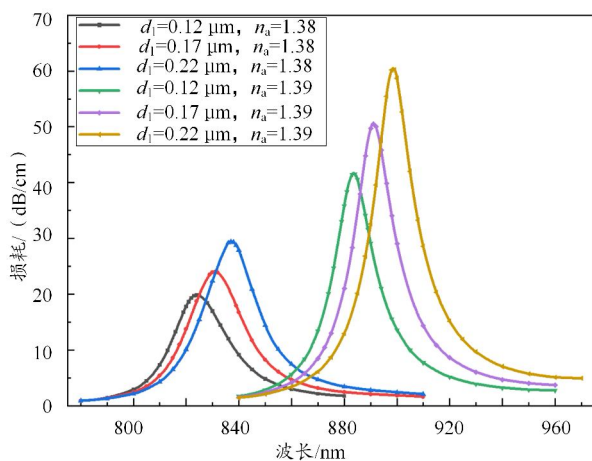
2.3 抛光参数对传感器性能的影响

抛光深度 H 是所有 D 型 SPR 折射率传感器的主要几何参数之一,可以调谐纤芯模式和 SPP 模式之间的耦合强度。对称 D 型 PCF-SPR 传感器随抛光深度 H 变化的损耗情况如图 8(a)所示。可以看出,当 H 从

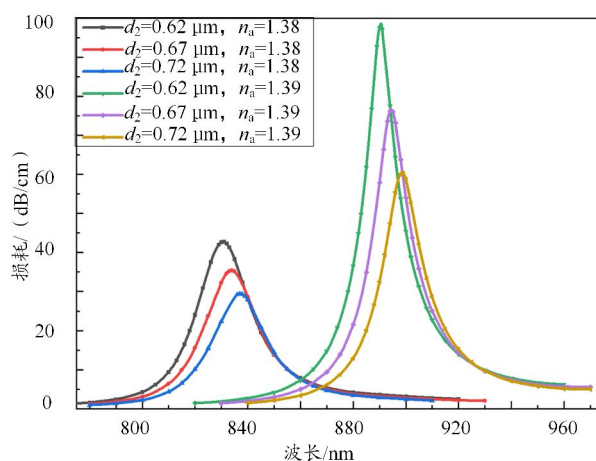
$3.55\ \mu\text{m}$ 增加至 $3.65\ \mu\text{m}$ 时,共振波长出现了蓝移,并且损耗峰值逐渐降低;当 $H=3.65\ \mu\text{m}$ 且 $n_a=1.39$ 时达到最大共振偏移量。虽然高抛光深度有助于提高纤芯模式和 SPP 模式之间的耦合强度,但是,当抛光深度超过某一定限度时,会使纤芯模式和 SPP 模式重叠^[25]。因此,本文选择抛光深度 H 为 $3.65\ \mu\text{m}$ 。

除此之外,本文将敏感层设计为微开口左右侧抛光面涂覆的结构。对称 D 型 PCF-SPR 传感器随着微开口直径 d_i 的损耗情况变化图 8(b)所示。可以看出,当 d_i 从 $2.2\ \mu\text{m}$ 增加至 $2.4\ \mu\text{m}$ 时,共振波长出现了明显的蓝移,并且损耗峰值逐渐降低。这是因为传感表面和 PCF 中心之间的长距离降低了模式耦合强度。因此,为了保持双芯配置的耦合强度,本文选定微开口直径 d_i 为 $2.2\ \mu\text{m}$ 。

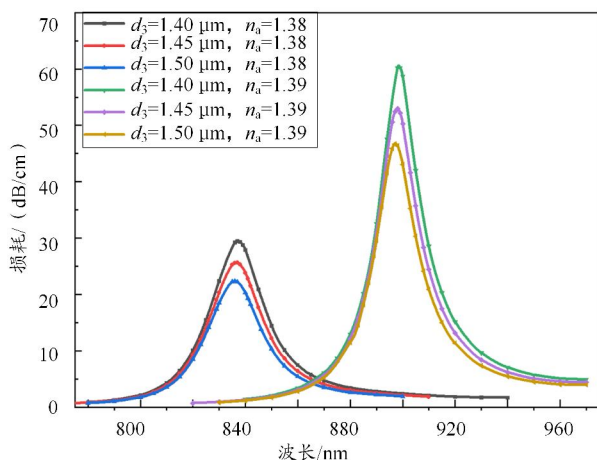
传感器的性能参数主要有灵敏度、检测范围和分辨率等。本文所提出的对称 D 型 PCF-SPR 传感器与



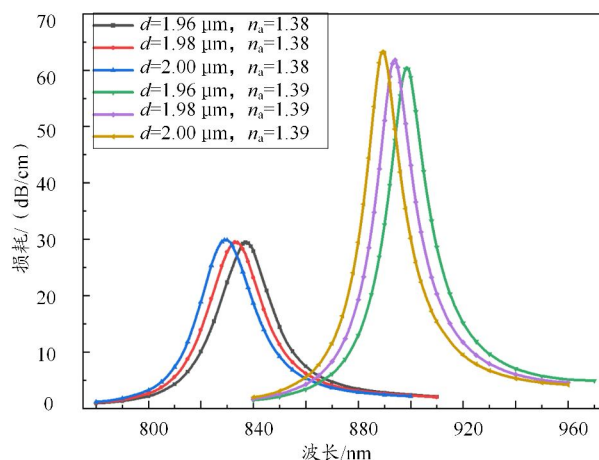
(a) d_1 变化时的损耗情况



(b) d_2 变化时的损耗情况



(c) d_3 变化时的损耗情况



(d) d 变化时的损耗情况

图 7 气孔参数对传感器性能的影响

彭江,王静: 基于 SPR 效应的深刻蚀微开口双芯对称 D 型 PCF 传感器

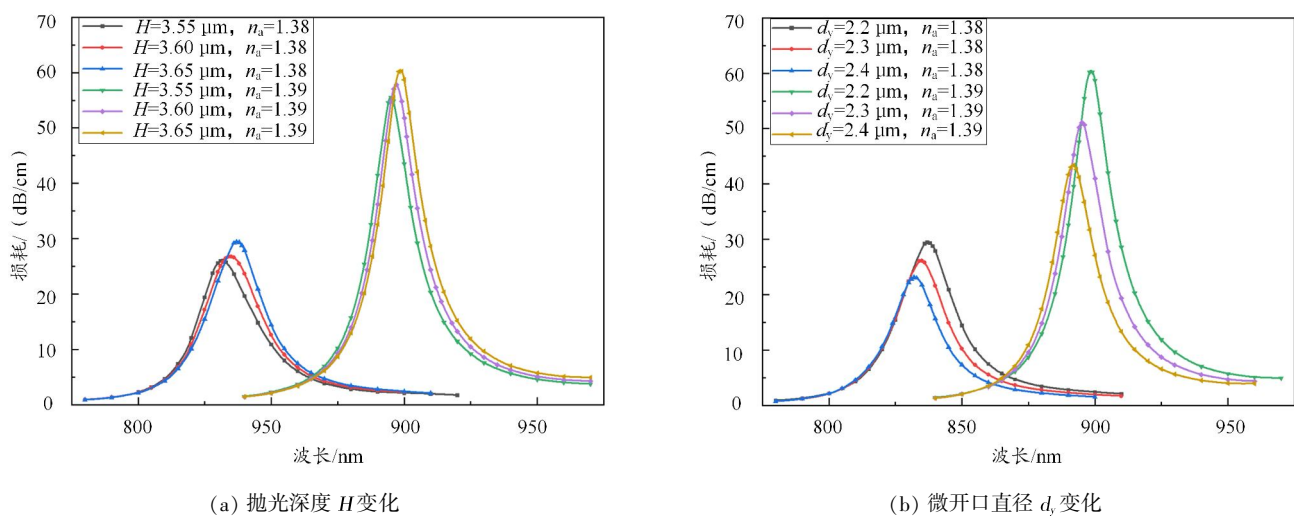


图 8 抛光参数对传感器性能的影响

表 2 传感器性能对比

传感器类型	检测内容	检测范围	灵敏度	分辨率	参考文献
PCF-SPR 传感器	折射率	1.33~1.53	9 000 nm/RIU	1.11×10^{-5}	[10]
Au PCF-SPR 传感器	折射率	1.392~1.401	7 142 nm/RIU	1.40×10^{-5}	[11]
TiO ₂ PCF-SPR 传感器	折射率	1.33~1.38	4 200 nm/RIU	2.38×10^{-5}	[12]
D 型 PCF-SPR 传感器	折射率	1.20~1.29	11 055 nm/RIU	9.05×10^{-6}	[13]
本文设计的传感器	折射率	1.26~1.41	24 600 nm/RIU	4.06×10^{-6}	—
	葡萄糖浓度	0~653 g/L	2.73 nm/(g·L ⁻¹)	—	—

其它传感器的性能对比情况如表 2 所示。可以看出,与其它传感器相比,本文所提传感器的折射率检测范围、灵敏度等方面均有一定的提升。

3 结束语

本文设计了一种基于 SPR 效应的深刻蚀微开口双芯对称 D 型 PCF 传感器,并建立了传感检测系统,可用于葡萄糖溶液浓度检测。采用侧抛光的方式对微开口两侧的平面进行镀膜处理,有利于生物参量检测;使用有限元法分析了 PCF 的传感特性,讨论了金属材料厚度、气孔几何参数、抛光参数等因素对折射率传感特性的影响,并获得了传感器性能最佳时的结构参数。研究表明:本文所提传感器的波长灵敏度可达到 24 600 nm/RIU,分辨率维持在 10^{-6} 量级,折射率检测范围为 1.26~1.41;在葡萄糖浓度为 0~653 g/L 时,传感器灵敏度可达到 2.73 nm/(g·L⁻¹)。该传感器可直接接触待测物,且具有高稳定性、高灵敏度,以及宽浓度检测范围等优点。此外,该传感器更换金属表面附着的生物敏感膜后,在物质浓度测量、污染物排放监测等领域具有广阔的应用前景。

参考文献:

[1] IWASAKI Y, HORIUCHI T, NIWA O. Detection of electrochemical enzymatic reactions by surface plasmon resonance measurement[J]. Analytical chemistry, 2001, 73(7): 1595–1598.

[2] SINGH S, GUPTA B D. Fabrication and characterization of a surface plasmon resonance based fiber optic sensor using gel entrapment technique for the detection of low glucose concentration[J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 2013, 177: 589–595.

[3] SHARMA A K, GUPTA B D. On the performance of different bimetallic combinations in surface plasmon resonance based fiber optic sensors[J]. Journal of Applied Physics, 2007, 101(9): 093111-1~093111-6.

[4] WU L, CHU H S, KOH W S, et al. Highly sensitive graphene biosensors based on surface plasmon resonance [J]. Optics Express, 2010, 18(14): 14395–14400.

[5] HOMOLA J. Optical fiber sensor based on surface plasmon excitation [J]. Sensors and Actuators B: Chemical, 1995, 29(1–3): 401–405.

[6] OTTO A. Excitation of nonradiative surface plasma waves in silver by the method of frustrated total reflection[J]. Zeitschrift Fur Physik A Hadrons and Nuclei, 1968, 216(4): 398–410.

[7] 曾捷,梁大开,杜艳,等. 准分布式光纤表面等离子体波传感器[J]. 中国激光, 2007, 34(2): 243–248.

[8] 冯李航,曾捷,梁大开,等. 楔形结构光纤表面等离子体共振传感器研究[J]. 物理学报, 2013, 62(12): 281–288.

- [9] 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): 161–167.
- [10] WANG F, SUN Z, LIU C, et al. A high-sensitivity photonic crystal fiber based on the surface plasmon resonance biosensor for detection of density alteration in non-physiological cells (DANCE)[J]. Opto-Electronics Review, 2018, 26(1): 50–56.
- [11] YASLI A. Cancer detection with surface plasmon resonance-based photonic crystal fiber biosensor[J]. Plasmonics, 2021, 16: 1605–1612.
- [12] 童凯, 党鹏, 汪梅婷, 等. 采用 TiO_2 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 [J]. 中国激光, 2018, 45(6): 268–375.
- [13] CHEN X, XIA L, LI C. 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.
- [14] PAUL A K, SARKAR A K, RAHMAN A B S, et al. Twin core photonic crystal fiber plasmonic refractive index sensor [J]. IEEE Sensors Journal, 2018, 18(14): 5761–5769.
- [15] CHEN Y, XIE Q, LI X, et al. Experimental realization of D-shaped photonic crystal fiber SPR sensor[J]. Journal of Physics D: Applied Physics, 2016, 50(2): 025101-1~025101-6.
- [16] 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.
- [17] DEVORE J R. Refractive indices of rutile and sphalerite [J]. JOSA, 1951, 41(6): 416–419.
- [18] SANTOS D F, GUERREIRO A, BAPTISTA J M. SPR microstructured D-type optical fiber sensor configuration for refractive index measurement [J]. IEEE Sensors Journal, 2015, 15(10): 5472–5477.
- [19] USHA S P, SHRIVASTAV A M, GUPTA B D. FO-SPR based dextrose sensor using Ag/ZnO nanorods/GOx for insulinoma detection [J]. Biosensors and Bioelectronics, 2016, 85: 986–995.
- [20] 张树桓. 基于表面等离子体共振的 D 型光子晶体光纤传感器研究 [D]. 秦皇岛: 燕山大学, 2019.
- [21] YEH Y L. Real-time measurement of glucose concentration and average refractive index using a laser interferometer[J]. Optics and Lasers in Engineering, 2008, 46(9): 666–670.
- [22] PATHAK A K, RAHMAN B M A, VIPHAVAKIT C. Nanowire embedded micro-drilled dual-channel approach to develop highly sensitive biosensor[J]. IEEE Photonics Technology Letters, 2022, 34(13): 707–710.
- [23] HOMOLA J. Present and future of surface plasmon resonance biosensors[J]. Analytical and bioanalytical chemistry, 2003, 377: 528–539.
- [24] LIDIYA A E, RAJA R V J, NGO Q M, et al. Detecting hemoglobin content blood glucose using surface plasmon resonance in D-shaped photonic crystal fiber[J]. Optical Fiber Technology, 2019, 50: 132–138.
- [25] 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, 2017, 12: 1847–1853.