

基于环形芯 PCF 检测的 BRCA 浓度和温度双参量传感结构

程曦,施伟华*,范雨艳,顾钰颖

(南京邮电大学 电子与光学工程学院、柔性电子(未来技术)学院,南京 210023)

摘要:为了避免温度波动对生物参数的影响,提出了一种基于环形芯光子晶体光纤(PCF)检测的乳腺癌易感基因(BRCA)浓度和温度的多参数传感结构。该结构在外表面涂覆了一层金膜,创建了表面等离子共振传感通道,专门用于检测 BRCA 浓度;同时,在 PCF 中心的空气孔中填充了一种温敏液体,构建了定向耦合传感通道,用于精确检测温度,从而能够校正温度变化对 BRCA 浓度测量可能产生的影响。仿真结果表明:传感结构的浓度和温度 2 个传感通道各自独立工作,在 BRCA 浓度为 0~7.69 mM 时,浓度灵敏度可达 19.5 nm/mM;而在温度为 20~40 °C 时,温度灵敏度为 -6.4 nm/°C。

关键词:光子晶体光纤;表面等离子体共振;定向耦合;生物传感;温度传感

中图分类号: TN929.1 **文献标志码:** A **文章编号:** 1002-5561(2025)01-0088-06

DOI: 10.13921/j.cnki.issn1002-5561.2025.01.015

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Dual-parameter sensing structure for BRCA concentration and temperature based on ring-core PCF detection

CHENG Xi, SHI Weihua*, FAN Yuyan, GU Yuying

College of Electronic and Optical Engineering & College of Flexible Electronics(Future Technology),
Nanjing University of Posts & Telecommunications, Nanjing 210023, China)

Abstract: To mitigate the influence of temperature fluctuations on biological parameters, this paper proposes a multi-parameter sensing structure based on ring-core photonic crystal fiber (PCF) detection for measuring both the concentration of the breast cancer susceptibility gene (BRCA) and temperature. The proposed structure features an outer surface coated with a gold film, which creates a surface plasmon resonance sensing channel specifically designed for detecting BRCA concentration. Simultaneously, a thermosensitive liquid is filled into the central air holes of the PCF, forming a directional coupling sensing channel dedicated to precise temperature measurement. This design enables the correction of potential impacts of temperature changes on BRCA concentration measurements. The simulation results indicate that the concentration and temperature sensing channels of the sensor structure operate independently. Specifically, for the concentration sensing channel, when the BRCA concentration ranges from 0 to 7.69 mM, the concentration sensitivity can reach 19.5 nm/mM. For the temperature sensing channel, within a temperature range of 20 to 40 °C, the temperature sensitivity is -6.4 nm/°C.

Key words: photonic crystal fibers, surface plasmon resonance, directional coupling, biological sensing, temperature sensing

收稿日期: 2024-06-20。

基金项目: 国家自然科学基金项目(61571237)资助;江苏省自然科学基金项目(20221330)资助;江苏省研究生科研创新计划项目(SJCX22_0258)资助。

作者简介: 程曦(1999—),女,硕士研究生,现就读于南京邮电大学电子与光学工程学院、柔性电子(未来技术学院)光学工程专业,主要研究方向为光纤传感,现在从事微结构光纤的双参量传感的研究与仿真验证工作。

*** 通信作者:** 施伟华(1969—),女,教授,硕士生导师,主要研究方向为基于微结构光纤的功能器件、光通信技术及其光电子器件。



0 引言

乳腺癌易感基因(BRCA)是一种重要的肿瘤抑制基因^[1],在评估乳腺癌风险及制定个性化治疗方案方面扮演着关键角色。因此,对 BRCA 进行高灵敏度、快速且便捷的检测对于临床实践至关重要。目前,酶联免疫吸附测定(ELISA)和聚合酶链式反应(PCR)^[2]等技术已被用于检测与乳腺癌相关的生物标志物。尽管这些方法能够识别癌症相关生物标志物,但它们存在诸如灵敏度不足、成本高昂、分析时间较长以及特异性较低^[3]等问题,这在很大程度上限制了它们在临床

上的应用。

为了解决上述问题,研究人员开发了结合表面等离子体共振 (SPR) 与光纤技术的生物传感系统^[4]。基于 SPR 的光纤传感器因其对外界环境折射率变化的高度敏感性,以及光纤本身具有的抗电磁干扰、耐腐蚀、易于操作等优点,正逐渐成为研究热点^[5-6]。为了进一步提升检测性能,科学家引入了光子晶体光纤 (PCF),通过调整 PCF 包层中空气孔的结构或金属镀膜的位置,可以增强纤芯模式与表面等离子体波 (SPP) 模式之间的耦合,从而改善传感性能。根据镀膜位置的不同,SPR-PCF 传感器可以分为内部涂覆 PCF^[7]和外部涂覆 PCF^[8-13]。虽然内部涂覆 PCF 提供了更高的灵敏度,但其制备过程复杂,因此大多数情况下采用的是外部涂覆 PCF。依据 PCF 的具体设计,外部涂覆的 PCF 又细分为 D 型 PCF^[8-9]和圆形 PCF^[10-13]。D 型 PCF 不仅提高了灵敏度,还解决了金属涂层应用的技术难题,但是需要从圆形 PCF 通过精密光学抛光工艺制造,这增加了制造难度并可能降低光纤的机械强度。因此,研究者们^[10-12]提出了外部涂覆的圆形 PCF 作为替代方案。外部涂覆的圆形 PCF 传感结构可以直接接触待测样品,具备即时检测和高灵敏度的优点,但通常只能测量单一参数。然而,在实际应用中,BRCA 浓度的检测可能会受到温度的影响。因此,需要开发一种既灵敏又结构简单、便于使用的双参数传感结构,以便同时监测生物参数和温度,从而消除温度变化对生物参数检测结果的干扰。

本文介绍一种基于环形芯 PCF 检测的传感结构,旨在实现对 BRCA 浓度和温度的双重参数检测。

1 传感结构设计与检测模型

1.1 结构设计

PCF 双参量传感结构的截面图如图 1(a)所示。该传感器的包层由呈正六边形周期性排列的空气孔构成,每个空气孔的直径 $d=1.2\ \mu\text{m}$,相邻空气孔之间的间距 $\Lambda=2.0\ \mu\text{m}$ 。中间一层的空气孔完全缺失,形成了一个环形芯区。PCF 中心的空气孔被温敏液体填充,并在外表面镀有一层厚度 $t=50\ \text{nm}$ 的金膜。金膜外层涂覆有单链脱氧核糖核酸 (ssDNA),而分析物层则为含有 BRCA 基因的磷酸盐缓冲盐水 (PBS)。

为了制造这种圆形 PCF,本文首先将石英棒和石英毛细管按照图 1(b)所示的方式堆叠,形成预制棒,并使用玻璃管进行固定。随后,通过拉丝工艺将预制棒加工成所需的 PCF^[14]。温敏液体可以通过加压注入

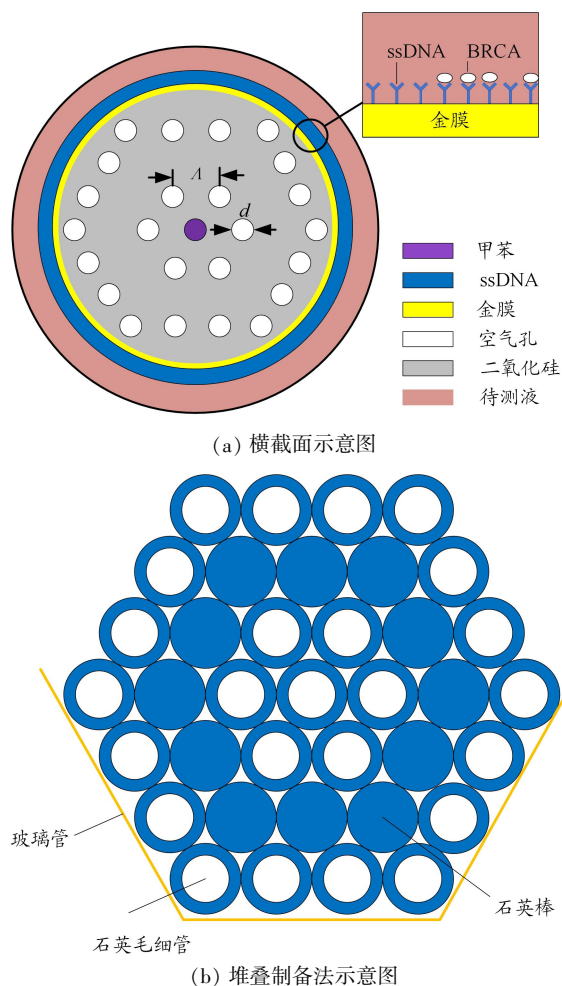


图 1 PCF 双参量传感结构及制备方法

法或低压吸入法^[15]注入到空气孔中,以确保其均匀分布。金膜则是通过化学气相沉积技术在 PCF 表面上均匀地沉积形成的。石英玻璃和温敏液体的有效折射率可以通过 Sellmeier 方程^[16-17]来描述,而金的介电常数则可以根据 Drude 模型^[18]计算得出。

1.2 传感检测模型

在进行传感检测之前,需将人工合成的 ssDNA 修饰到金膜表面,具体步骤包括对传感器表面和 ssDNA 分别进行氨化和羧化处理,然后通过氨基和羧基之间的酰胺化反应将 ssDNA 固定在传感器表面^[19]。ssDNA 修饰前后的示意图分别如图 2(a)所示、图 2(b)所示。

本文选择的人工合成 ssDNA 具有高度特异性,可

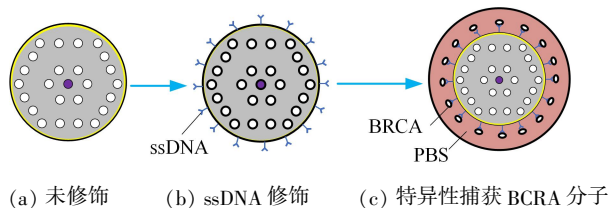


图 2 ssDNA 和 BRCA 特异性结合示意图

程曦,施伟华,范雨艳,等:基于环形芯 PCF 检测的 BRCA 浓度和温度双参量传感结构

用于特异性识别和捕获 BRCA 分子^[20-21],特别是针对 BRCA 基因的 2 个特定突变序列:916delTT 和 6174delT,如图 2(c)所示。这些特异性 ssDNA 探针能够与目标 BRCA 序列发生杂交反应,从而实现高效的选择性结合。

在实际检测过程中,本文使用 PBS 作为 BRCA 的载体溶液。当 PBS 溶液流过 PCF 表面时,BRCA 分子会通过杂交反应被传感器表面的 ssDNA 特异性识别并结合。这种结合会导致金膜表面的折射率发生变化,进而引起 SPR 峰位置的漂移。因此,通过监测 SPR 共振峰位置的变化,可以检测出 BRCA 浓度的变化。

研究显示,PBS 溶液的折射率与 BRCA 浓度之间存在良好的线性关系^[22-23],如式(1)所示。

$$n_s = n_0 + c \frac{dn}{dc} \quad (1)$$

其中, n_0 、 n_s 分别为杂交反应相互作用前、后 PBS 溶液的折射率, c 是 BRCA 的浓度, n 为 PBS 溶液的折射率, dn/dc 是 ssDNA 和 BRCA 相互作用引起的 PBS 溶液^[22-23]折射率变化量。

PCF 双参量传感的系统检测理论模型如图 3 所示。首先,将 PCF 的两端通过过渡光纤(TF)与 2 根单模光纤(SMF)进行熔接^[24]。使用宽带光源(BBS)照射,由光谱仪(OSA)记录透射光谱。传感器封装在微流通池中,并置于温控室内。通过泵送不同浓度的 PBS 溶液进入流动池来调节折射率,并通过改变温控室的温度来进行温度控制。最终,通过 ssDNA 对 BRCA 基因突变的特异性捕获,实现对 BRCA 浓度的检测。此外,为了消除温度变化对 BRCA 浓度检测的影响,将温敏液体注入到 PCF 中心的空气孔中,形成定向耦合通道,从而实现温度监测。

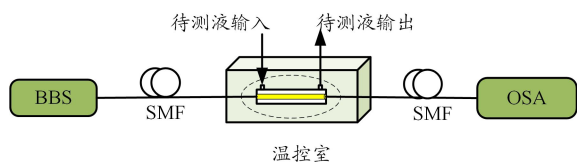


图3 PCF 双参量传感的系统检测理论模型

2 传感性能分析

为了评估本文所提传感结构的性能,本文采用了有限元方法进行了数值分析。

2.1 SPR 效应的生物传感特性

当待测 PBS 溶液的折射率 $n_0=1.34$ 时,SPP 模与环形芯模的色散特性和环形芯模的损耗特性如图 4 所示。可以看出,在短波长区域,2 种模式相互独立,没

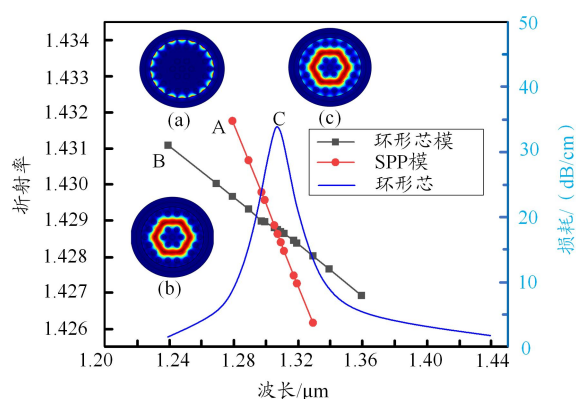


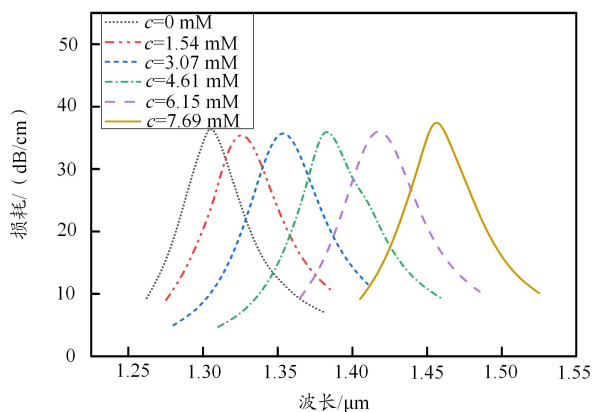
图4 环形芯模和 SPP 模的色散特性以及环形芯模的损耗特性

有能量交换,SPP 模与环形芯模的模场分布分别如插图(a)和(b)所示。随着波长的增加,环形芯模的能量逐渐向 SPP 模转移;当这 2 种模式对应的色散曲线相交时,即发生了 SPR 效应,此时环形芯模的能量显著转移到 SPP 模,导致曲线 C 的损耗达到峰值。此峰值波长位于曲线 A 和曲线 B 的交点处,相应的模场分布如插图(c)所示。当 PBS 溶液的折射率发生变化时,SPR 峰的波长也会随之移动。通过测量峰值波长的漂移量,可以间接地确定 PBS 溶液折射率的变化,从而实现对溶液折射率的高灵敏度检测。

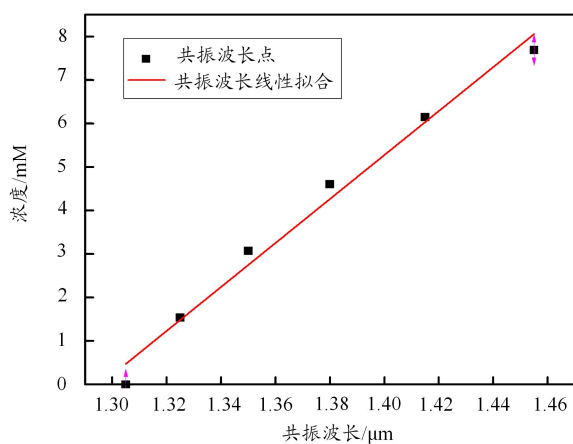
根据式(1),当温度为 20 ℃,且 BRCA 的浓度分别为 0、1.54、3.07、4.61、6.15、7.69 mM 时,计算出所对应 PBS 溶液的折射率分别为 1.340、1.345、1.350、1.355、1.360、1.365。不同浓度所对应的共振峰漂移如图 5(a)所示。可以看出,随着待测液中 BRCA 浓度 c 的增加,共振损耗峰向长波长方向发生位移,同时损耗峰值略有上升,且 FWHM 基本保持在约 50 nm 不变。损耗峰的共振波长与相应的 BRCA 浓度之间的关系如图 5(b)所示,可以看出,两者呈现出良好的线性相关性。在 BRCA 浓度为 0~7.69 mM 时,通过线性回归分析得到的浓度灵敏度为 19.5 nm/mM;线性拟合度达到了 0.982,显示出高度的线性拟合质量。

2.2 定向耦合效应的温度传感特性

当温度为 40 ℃时,液芯模和环形芯模的色散特性以及液芯模的损耗特性如图 6 所示。可以看出,在短波长区域,2 种模式(环形模和液芯模)相互独立,不发生能量交换,其模场分布分别分别如插图(a)、(b)所示。随着波长的增加,液芯处的模场能量逐渐转移到环形芯处,当 2 个模式对应的色散曲线 A、B 相交时,液芯能量耦合到环形芯中,曲线 C 的损耗达到峰值,相应位置的模场分布图如图 6 插图(c)所示。当温度改变时,峰值波长会发生改变,根据峰值波长的漂移量,间接得出温度的变化。



(a) 共振漂移图



(b) 线性拟合图

图5 不同浓度的PBS待测液所对应的传感特性图

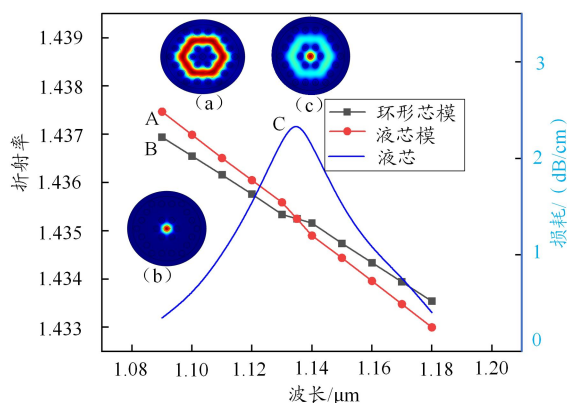
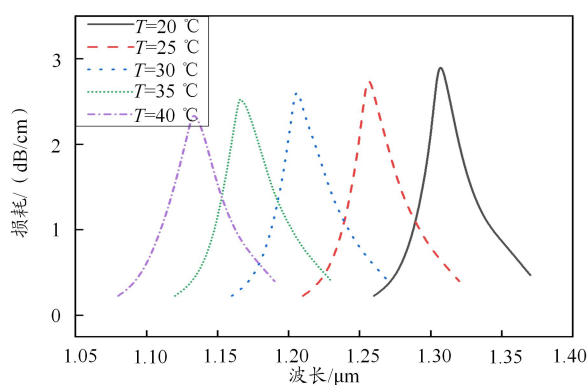
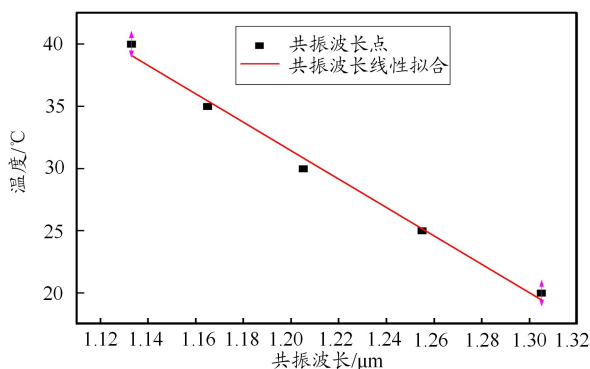


图6 当温度为40 °C时液芯模和环形芯模的色散特性以及液芯的损耗特性

根据文献[17]提供的方法,本文计算了温度 T 为 20~40 °C 时对应的折射率。对于待测生物液体的折射率为 1.34 的情况,不同温度所引起的共振损耗峰漂移现象如图 7(a) 所示。可以看出,随着温度的降低,共振损耗峰向长波长方向移动,且损耗峰值逐渐增加,而 FWHM 大约保持在 32 nm 左右。此外,损耗峰的共振波长与温度之间呈现出良好的线性关系,如图 7(b)



(a) 共振漂移图



(b) 线性拟合图

图7 不同温度所对应的传感特性图

所示。在 20~40 °C 的温度区间内,温度每下降 1 °C,共振波长平均漂移约 -8.6 nm,线性拟合度达到 0.988,显示出该传感器具有较高的温度灵敏度和线性响应。

2.3 不同结构参数对 SPR 传感通道性能的影响

当 $\Lambda=2 \mu\text{m}$, $d=1.2 \mu\text{m}$ 时,金膜厚度 t 对 SPR 传感通道性能的影响如表 1 所示。可以看出,随着 t 的增加,损耗峰值、半高全宽(FWHM)、线性拟合度均呈现出逐渐减小的趋势,在 50 nm 时的折射率灵敏度略高于 40、60 nm 时的折射率灵敏度。当 $t=40 \text{ nm}$, $d=1.2 \mu\text{m}$ 时,孔间距 Λ 对 SPR 传感通道性能的影响如表 2 所示。可以看出,随着 Λ 的增大,损耗峰值和灵敏度都呈现增大的趋势,同时两者的 FWHM 和线性拟合度趋于一致。当 $t=50 \text{ nm}$, $\Lambda=2.0 \mu\text{m}$ 时,对 SPR 传感通道性能的影响如表 3 所示。可以看出,随着 d 的增大,光纤的损耗峰值和线性拟合度逐渐减小,而灵敏度和 FWHM 则逐渐增大。综合考虑折射率灵敏度、FWHM、线性拟合

表1 t 对 SPR 传感通道性能的影响

t/nm	损耗峰值/ (dB/cm)	FWHM/nm	灵敏度/ (nm/RIU)	线性 拟合度
40	35	75	7 900	0.988
50	34	50	8 000	0.982
60	33	42	7 950	0.964

表 2 Λ 对 SPR 传感通道性能的影响

$\Lambda/\mu\text{m}$	损耗峰值/ (dB/cm)	FWHM/nm	灵敏度/ (nm/RIU)	线性 拟合度
1.8	13	59	7 896	0.983
2.0	34	50	8 000	0.982
2.2	69	49	8 025	0.979

表 3 d 对 SPR 传感通道性能的影响

$d/\mu\text{m}$	损耗峰值/ (dB/cm)	FWHM/nm	灵敏度/ (nm/RIU)	线性 拟合度
1.1	62	49	7 700	0.984
1.2	34	50	8 000	0.982
1.3	18	60	8 302	0.982

度和损耗峰值等因素,本文选取优化值为: $t=50\text{ nm}$, $\Lambda=2.0\text{ }\mu\text{m}$ 和 $d=1.2\text{ }\mu\text{m}$ 。

2.4 不同结构参数对定向耦合传感通道性能的影响

当 $d=1.2\text{ }\mu\text{m}$ 时,孔间距 Λ 对定向耦合传感通道性能的影响如表 4 所示。可以看出,随着 Λ 的增加,损耗峰值和灵敏度呈现增大的趋势;然而,当 $\Lambda=2.0\text{ }\mu\text{m}$ 时,FWHM 略低于其它 2 种情况,这表明此时的分辨率更高。当 $t=50\text{ nm}$, $\Lambda=2.0\text{ }\mu\text{m}$ 时,孔直径 d 对定向耦合传感通道性能的影响如表 5 所示。可以看出,随着 d 的增大,光纤的损耗峰值和线性拟合度逐渐减小,而灵敏度和 FWHM 则逐渐增大。综合考虑折射率灵敏度、FWHM、线性拟合度和损耗峰值等因素,本文最终选择 $\Lambda=2.0\text{ }\mu\text{m}$ 和 $d=1.2\text{ }\mu\text{m}$ 作为优化参数组合。

表 4 Λ 对定向耦合传感通道性能的影响

$\Lambda/\mu\text{m}$	损耗峰值/ (dB/cm)	FWHM/nm	灵敏度/ (nm/RIU)	线性 拟合度
1.8	1.1	39	12 927	0.981
2.0	2.4	32	13 048	0.988
2.2	3.7	53	13 434	0.985

表 5 d 对定向耦合传感通道性能的影响

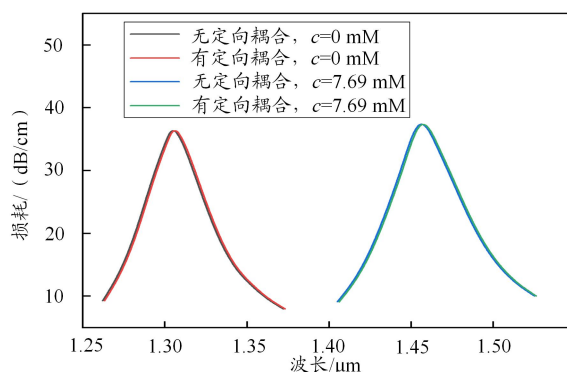
$d/\mu\text{m}$	损耗峰值/ (dB/cm)	FWHM/nm	灵敏度/ (nm/RIU)	线性 拟合度
1.1	3.5	30	12 676	0.982
1.2	2.4	32	13 048	0.988
1.3	1.4	48	13 992	0.982

2.5 2 个传感通道的相互独立性

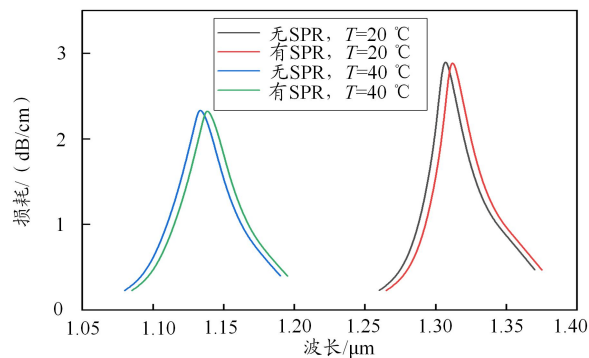
最后,本文对上述 2 个传感通道的相互独立性进

行了详细分析。定向耦合传感通道对 SPR 传感通道的具体影响如图 8(a)所示。可以看出,在相同的 BRCA 浓度条件下,有定向耦合与无定向耦合的 2 条损耗曲线几乎完全重合。当 BRCA 浓度发生相同变化时,2 种情况下损耗峰的波长移动也几乎一致。这表明,定向耦合传感通道对 SPR 传感通道的检测几乎不产生任何影响。

SPR 传感通道对定向耦合传感通道的影响如图 8(b)所示。可以看出,在相同温度下,损耗曲线随波长变化的规律保持不变。与未使用 SPR 时相比,使用 SPR 时的损耗峰值波长仅略有偏移,并 2 种温度下损耗峰值的波长移动同样几乎相同。由此可见,定向耦合传感通道对 SPR 传感通道的影响非常小。



(a) 定向耦合传感通道对 SPR 传感通道的影响



(b) SPR 传感通道对定向耦合传感通道的影响

图 8 2 个机制传感通道的相互独立性

此外,在 $0\sim 7.69\text{ mM}$ 的 BRCA 浓度范围内,SPR 传感通道的共振波长位于 $1.31\sim 1.46\text{ }\mu\text{m}$ 内;而在 $20\sim 40\text{ }^{\circ}\text{C}$ 的温度范围内,定向耦合传感通道的耦合波长则在 $1.11\sim 1.30\text{ }\mu\text{m}$ 内。两者的损耗曲线波段不重叠,因此可以分别用于 BRCA 浓度和温度的测量。

由于孔内涂覆在技术上具有较大挑战,同时 D 型传感结构的外涂覆需要通过对圆形传感结构进行抛光处理来实现,这不仅增加了制备难度,还降低了光纤

的机械强度。因此,本文选择采用外涂覆的圆形传感结构来进行 BRCA 浓度检测。检测结果表明:在 BRCA 浓度为 0~7.69 mM 和温度为 20~40 °C 时,该传感结构的浓度灵敏度、温度灵敏度分别为 19.5 nm/mM 和 -6.4 nm/°C,解决了温度对 BRCA 浓度检测结果的干扰问题,保证了检测结果的可靠性。

3 结束语

为了解决 BRCA 浓度检测受温度影响的问题,本文提出了一种基于环形芯 PCF 检测的 BRCA 浓度和温度双参量传感结构。该传感结构通过在金膜表面修饰特定碱基序列的 ssDNA,利用 ssDNA 对 BRCA 的特异性识别,结合 SPR 效应,实现了 PBS 溶液中 BRCA 浓度的测量。此外,将高折射率的温敏液体填充到光纤中心的空气孔中,利用定向耦合效应来实现温度检测。仿真结果表明,在 BRCA 浓度为 0~7.69 mM 和温度为 20~40 °C 时,该混合机制的双参量传感结构的浓度灵敏度和温度灵敏度分别为 19.5 nm/mM、-6.4 nm/°C。本文所提出的传感结构能够实现高灵敏度的生物分子和温度检测,具有无标记、实时监测、操作简便等优点,在乳腺癌评估和个人化治疗方案选择等领域展现了广阔的应用前景。

参考文献:

- [1] MIKI Y, SWENSEN J, SHATTUCK E D, et al. A strong candidate for the breast and ovarian cancer susceptibility gene BRCA1[J]. *Science*, 1994, 266: 66-71.
- [2] MANMAN Z, XIN L, GE G, et al. Simultaneous determination of multiple biomarkers for breast cancer based on a dual-tagged fluorescent probe[J]. *Analytical Letters*, 2020, 53(3): 371-384.
- [3] 徐厚祥,徐彬,熊吉川,等. 表面等离子体共振和局域表面等离子体共振技术在病毒检测领域的研究进展[J]. *中国激光*, 2022, 49(15): 143-162.
- [4] WANG Q, ZHANG D Y, QIAN Y Z, et al. Research on fiber optic surface plasmon resonance biosensors: a review[J]. *Photonic Sensor*, 2024, 14(2): 240201-1-240201-30.
- [5] LIU K, ZHANG J H, JIANG J F, et al. MoSe₂-Au based sensitivity enhanced optical fiber surface plasmon resonance biosensor for detection of goat-anti-rabbit IgG[J]. *IEEE Access*, 2020, 8: 660-668.
- [6] 刘卓瑶,常建华,倪海彬,等. 基于表面等离子体共振效应的单模光纤高灵敏度温湿度传感器[J]. *中国激光*, 2023, 50(14): 193-201.
- [7] SHI W H, MU R Q, GUO X C, et al. Double-parameter sensing of voltage and magnetic field based on photonic crystal fiber[J]. *Frontiers in Physics*, 2022, 29: 1091435-1-1091435-8.
- [8] YU Y, XIA Y, CHENG S Y, et al. High performance dual-core D-Shaped PCF refractive index sensor coated with gold grating[J]. *Photonics*, 2023, 10(4): 473-485.
- [9] GAO S Y, WEI K H, YANG G H, et al. Design of surface plasmon resonance-based D-type double open-loop channels PCF for temperature sensing[J]. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 2023, 23(17): 7569-1-7569-15.
- [10] ISLAM R M, JAMIL A M, ZAMAN S M, et al. Design and analysis of birefringent SPR based PCF biosensor with ultra-high sensitivity and low loss[J]. *Optik*, 2020, 221: 165311-1-165311-20.
- [11] SHWETA M, ANKUR S, YASEERA I, et al. Spiral shaped photonic crystal fiber-based surface plasmon resonance biosensor for cancer cell detection[J]. *Photonics*, 2023, 10(3): 230-242.
- [12] SIDDIK B A, HOSSAIN S, PAUL K A, et al. High sensitivity property of dual-core photonic crystal fiber temperature sensor based on surface plasmon resonance[J]. *Sensing and Bio-Sensing Research*, 2020, 29: 100350-1-100350-6.
- [13] 刘海,白冰冰,张砚曾,等. 基于 SPR 效应的金-PDMS 涂覆光子晶体光纤高灵敏度温度测量[J]. *中国激光*, 2020, 47(4): 202-208.
- [14] LIU W, HU C J, ZHOU L, et al. Ultra-sensitive hexagonal PCF-SPR sensor with a broad detection range[J]. *Journal of Modern Optics*, 2020, 67(20): 1545-1554.
- [15] WANG Y J, LI S G, LI J S, et al. High-sensitivity photonic crystal fiber refractive index sensor based on directional coupler[J]. *Optical Fiber Technology*, 2019, 49: 16-21.
- [16] DANLARD I, AKOWUAH E K. Assaying with PCF-based SPR refractive index biosensors: from recent configurations to outstanding detection limits[J]. *Optical Fiber Technology*, 2020, 54: 102083-1-102083-17.
- [17] QIU S, YUAN J H, ZHOU X, et al. Highly sensitive temperature sensing based on all-solid cladding dual-core photonic crystal fiber filled with the toluene and ethanol[J]. *Optics Communications*, 2020, 477: 126357-1-126357-9.
- [18] WU H Y, SONG Y T, SUN M, et al. Simulation of high-performance surface plasmon resonance sensor based on D-shaped dual channel photonic crystal fiber for temperature sensing[J]. *Materials*, 2022, 16(1): 37-49.
- [19] GONG P Q, WANG Y M, ZHOU X, et al. In Situ temperature-compensated DNA hybridization detection using a dual-channel optical fiber Sensor[J]. *Analytical Chemistry*, 2021, 93(30): 10561-10567.
- [20] RÍO J S D, CARRASCOSA L G, BLANCO F G, et al. Lab-on-a-chip platforms based on highly sensitive nanophotonic Si biosensors for single nucleotide DNA testing[J]. *Silicon Photonics II*, 2007, 6477: 64771-64779.
- [21] CHAKRABORTY A, BANERJEE D, BASAK J, et al. Absence of 185delAG and 6174delT mutations among breast cancer patients of eastern India[J]. *Asian Pacific Journal of Cancer Prevention*, 2015, 16(17): 7929-7933.
- [22] DIEGUEZ L, DARWISH N, MIR M, et al. Effect of the refractive index of buffer solutions in evanescent optical biosensors[J]. *Sensor Letters*, 2009, 7(5): 851-855.
- [23] HOSSAIN B M, ISLAM M M, ABDULRAZAK F L, et al. Graphene-coated optical fiber SPR biosensor for BRCA1 and BRCA2 breast cancer biomarker detection: a numerical design-based analysis[J]. *Photonic Sensors*, 2020, 10(1): 67-79.
- [24] MU R Q, WAN H D, SHI W H, et al. Design and theoretical analysis of high-sensitive surface plasmon resonance sensor based on Au/Ti₃C₂Tx-MXene hybrid layered D-shaped photonic crystal fiber[J]. *IEEE Sensors Journal*, 2023, 23(16): 18160-18167.