



Design and Simulation of an Ultra-Sensitive Biosensor Based on Dual-Core Photonic Crystal Fiber with a Gold Plasmonic Layer

M. Heydari, M. H. Mozaffari^{*}, K. Abedi

^{*}Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Sandaj Branch, Islamic Azad University, Sandaj, Iran

(Received: 2024/07/19 revised: 2024/09/14 Accepted:2024/10/07 published: 2024/11/06)

Abstract

The inherent limitations of prism-based surface plasmon resonance (SPR) biosensors, primarily due to their bulky design and dependence on mechanical components, have constrained their deployment in field and operational applications. In light of these challenges, there has been a significant advancement in the development of fiber optic-based SPR biosensors. This paper presents the design of a highly sensitive SPR biosensor utilizing a dual-core photonic crystal fiber (PCF). In this configuration, a gold layer serves as the plasmonic material, enabling the investigation of refractive index variations in the medium surrounding the PCF structure. Surface plasmons are excited through the coupling of the leakage mode of the PCF with the plasmonic mode. Additionally, a thin layer of titanium dioxide (TiO₂) is applied over the gold to prevent oxidation. According to simulations conducted using the Finite element method (FEM) method, the biosensor demonstrates the sensitivity of 7000 nm/RIU in terms of wavelength sensitivity and 380 RIU⁻¹ in terms of amplitude sensitivity, confirming the designed device's applicability in drug detection, biological sensing, and other analytical scenarios.

Keywords: Surface plasmon resonance, Biosensor, Amplitude sensitivity; PCF, Wavelength sensitivity

Cite this article: M. Heydari, M. H. Mozaffari, K. Abedi, "Design and Simulation of an Ultra-Sensitive Biosensor Based on Dual-Core," *Applied Electromagnetics*, vol. 12, no. 2, pp. 111-120. <https://dor.isc.ac/dor/20.1001.1.26455153.1403.12.2.12.2>



© The Author(s).

Publisher: Imam Hossein University

^{*}Corresponding Author Email: mh.mozaffari@iausdj.ac.ir

علمی - پژوهشی

طراحی و شبیه‌سازی حسگر زیستی فوق حساس مبتنی بر فیبر بلور فوتونی دو هسته‌ای با لایه پلاسمونیک طلا

میشم حیدری^۱، محمد هژیر مظفری^۲، کامبیز عابدی^{۳*}

۱- دانشجوی دکتری، گروه مهندسی برق، واحد سنندج، دانشگاه آزاد اسلامی، سنندج، ایران

۲- استادیار، گروه مهندسی برق، واحد سنندج، دانشگاه آزاد اسلامی، سنندج، ایران

۳- دانشیار، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

(دریافت: ۱۴۰۳/۰۷/۱۹، بازنگری: ۱۴۰۳/۰۶/۲۴، پذیرش: ۱۴۰۳/۰۷/۱۶، انتشار: ۱۴۰۳/۰۸/۱۶)

چکیده

محدودیت‌های ذاتی در حسگرهای زیستی تشدید پلاسمون سطحی مبتنی بر منشور که ناشی از حجیم بودن و تکیه بر اجزای مکانیکی است، کاربرد آن‌ها را برای کارهای میدانی و عملیاتی محدود کرده است. این محدودیت باعث توسعه حسگرهای زیستی تشدید پلاسمون سطحی مبتنی بر فیبرهای نوری شده است. این مقاله توسعه یک حسگر زیستی تشدید پلاسمون سطحی بسیار حساس را با استفاده از فیبر بلور فوتونی دو هسته‌ای ارائه می‌کند که در آن یک لایه طلا به عنوان ماده پلاسمونیک لحاظ شده است تا با احاطه ساختار فیبر بلور فوتونی بتواند تغییرات ضریب شکست محیط اطراف را بررسی نماید. تحریک پلاسمون‌های سطحی از طریق تزویج مد نشتی فیبر بلور فوتونی با مد پلاسمونیک محقق شده است. علاوه بر این، یک لایه نازک از دی‌اکسید تیتانیوم (TiO_2) روی طلا اعمال می‌شود تا از اکسیداسیون جلوگیری شود. شبیه‌سازی به روش اِلمان محدود (FEM) صورت گرفته است و از نظر حساسیت طول موج و دامنه این حسگر زیستی به ترتیب مقادیر 7000 nm/RIU و 380 RIU^{-1} را نشان می‌دهد که موید کاربرد افزاره طراحی شده در تشخیص دارو، سنجش بیولوژیکی و سایر سناریوهای تحلیلی است.

کلیدواژه‌ها: تشدید پلاسمون سطحی، حسگر زیستی، حساسیت دامنه، حساسیت به طول موج، فیبر بلور فوتونی.

۱- مقدمه

پاسخ سریع، تشخیص بی‌درنگ و بدون برچسب و قابلیت‌های کارآمد کنترل شدت میدان نوری، به‌طور گسترده مورد مطالعه قرار گرفته‌اند.

حسگرهای SPR معمولی بر اساس منشور، فیبر توری براگ، موج‌بر شیاردار و موج‌بر شیاردار V شکل طراحی شده‌اند که سیستم را حجیم و پرهزینه می‌کند. برای غلبه بر این محدودیت‌ها، حسگر SPR مبتنی بر فیبر بلور فوتونی (PCF^3) پیشنهاد شده است. این ساختار حسگر می‌تواند قابلیت حمل،

تشدید پلاسمون سطحی (SPR^1) یک پدیده نوری است که به دلیل نوسان الکترون آزاد در سطح مشترک بین سطح فلزی و لایه دی‌الکتریک اتفاق می‌افتد. در این پدیده، طول موج فوتون‌های موج الکترومغناطیسی فرودی با طول موج‌های الکترون‌های سطحی تحت تابش نور قطبش p مطابقت دارد [۱]. امروزه با توجه به این فرآیند، حسگرهای SPR به دلیل ویژگی‌های جذابشان مانند: انتخابی بودن و دقت در سنجش،

³ photonic crystal fiber¹ surface plasmon resonanceاستاد: بشیری، عباس، جدیدی، فائزه، محمدی، علی، سیدافقهی، سید محمد، "طراحی و ساخت کره ادغام جهت کالیبره کردن تصویربردارهای فضایی"، الکترومغناطیس کاربردی، ۱۲، (۲)، ۱۰۹-۱۴۰۳، <https://dor.isc.ac/dor/20.1001.1.26455153.1403.12.2.12.2>

که به ترتیب برای آنالیت با ضریب شکست $1/39$ به دست آمد [۱۹] [۱۸].

در مرجع [۲۰]، علیی و همکاران یک زیست حسگر مبتنی بر فیبر شبه بلور فوتونی پلاسمونیک را جهت تشخیص ویروس کرونا در بزاق انسان طراحی و شبیه‌سازی کرده‌اند که موید حساسیت طول موج 1172 nm/RIU است. ساختار طراحی شده متشکل از یک فیبر شبه بلور فوتونی با تقارن ۱۲ گانه و یک لایه نازک طلا محاط بر یکی از حفره‌ها است. گوبوین و همکارانش یک حسگر ضریب شکست با حساسیت بالا با ساختار فیبر بلور فوتونی D شکل که با یک لایه طلا و گرافن پوشانده شده بود طراحی کردند [۱۸]. حسگر پیشنهادی حداکثر حساسیت طول موج پروب 4391 nm/RIU را با دامنه ضریب شکست دینامیکی از $1/33$ تا $1/39$ نشان داد. زیست حسگر جدید فیبر بلور فوتونی با لایه‌های دوفلزی طلا و گرافن در لبه بیرونی فیبر نوری توسط شوجوانگ و همکارانش پیشنهاد شد. این حسگر PCF حداکثر حساسیت طول موج $4657/14 \text{ nm/RIU}$ را زمانی که فقط از لایه روکش شده با طلا استفاده می‌شد، ارائه داد [۲۱]. رامولا و همکارانش در سال ۲۰۲۱ یک زیست حسگر فیبر بلور فوتونی مبتنی بر اثر تشدید پلاسمون سطحی برای تشخیص زود هنگام سلول‌های سرطانی را پیشنهاد دادند. از روش اجزای محدود برای تجزیه و تحلیل عددی این زیست حسگر پیشنهادی استفاده شد. ظرفیت سنجش برای ضریب شکست سلول‌های سرطانی مختلف، که از $1/36$ تا $1/40$ متغیر است، بررسی شد. زیست حسگر پیشنهادی قله حساسیت طول موج را به ترتیب $12857/14 \text{ nm/RIU}$ و $14285/71 \text{ nm/RIU}$ برای TM مد و TE تولید کرد [۲۲]. یک زیست حسگر پلاسمونیک با حساسیت بسیار بالانیز بر اساس ساختار PCF شکافدار نامتقارن توسط عرفات رحمان و همکاران پیشنهاد شد. با انجام مدل‌سازی عددی، محدوده وسیع ضریب شکست از $1/30$ تا $1/44$ بیشترین حساسیت طول موج به مقدار 1100 nm/RIU را نشان داد [۲۳]. لیانگ و همکارانش در سال ۲۰۲۱، یک حسگر زیستی فیبر بلور فوتونی D شکل مبتنی بر اثر تشدید پلاسمون سطحی با ساختاری بدون عارضه برای تشخیص تغییر ضریب شکست آنالیت‌های مایع پیشنهاد دادند [۲۴].

شی ووآن و همکارانش در سال ۲۰۲۲، یک حسگر زیستی فیبر بلور فوتونی صیقلی یک‌طرفه ($SSP\text{-}PCF$)^۱ مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی را برای سنجش ضریب شکست پیشنهاد کردند. برای رسیدن به این هدف، یک طلای فلزی فعال روی کانال‌های باریک تخت PCF رسوب می‌کند تا یک کانال حسگر دوگانه را تشکیل دهد. نتایج عددی برای محدوده سنجش $1,27$ تا $1,39$

فشرده بودن و توانایی سنجش‌ازدور را تضمین کند. طیف وسیعی از PCFها قبلاً با ساختارهای مختلف برای کاربردهای حسگر مبتنی بر SPR مانند: ساختارهای شکافدار مبتنی بر میکرو سیال، پوشش فلزی خارجی، فیبر توری براگ با دوره تناوب بلند و ساختارهای با پوشش فلزی داخلی و ساختارهای D شکل و غیره مورد مطالعه قرار گرفته‌اند [۲]. حسگرهای SPR مبتنی بر PCF شامل دو شکل آرایش سنجش داخلی و خارجی است. در سنجش داخلی، آنالیت به‌طور انتخابی سوراخ‌های هوا را پر می‌کند. این مکانیسم سنجش به دلیل اینکه آنالیت کاشته شده مستقیماً توزیع ضریب شکست اولیه فیبر را تغییر می‌دهد حساسیت بیشتری را نشان می‌دهد. با این حال، برای کاربردهای سنجش زمان-واقعی و توزیع‌شده، روش تشخیص سنجش داخلی امکان‌پذیر نیست. علاوه بر این، اجرای این تکنیک بسیار دشوار است و همچنین تلفات انتشار بیشتری را دارد. با قرار دادن آنالیت روی سطح PCF که به‌عنوان تکنیک سنجش خارجی شناخته می‌شود، می‌توان بر معایب حسگری داخلی غلبه کرد. هم‌اکنون این روش به دلیل تشخیص ساده و رویکرد اجرای عملی آن بسیار مورد توجه محققان قرار گرفته است [۳]. لی و همکارانش در سال ۲۰۱۸ یک حسگر PCF-SPR مبتنی بر توری طلا با بالاترین حساسیت طول موج به مقدار 3340 nm/RIU معرفی کردند [۴]. همچنین یک حسگر PCF-SPR به شکل D باروکش طلا در مرجع [۵] مورد بحث قرار گرفته است. حسگر مذکور دارای محدوده تشخیص ضریب شکست از $1/33$ تا $1/38$ و حداکثر حساسیت 10493 nm/RIU بود، که در ضریب شکست $1/38$ به دست آمده است.

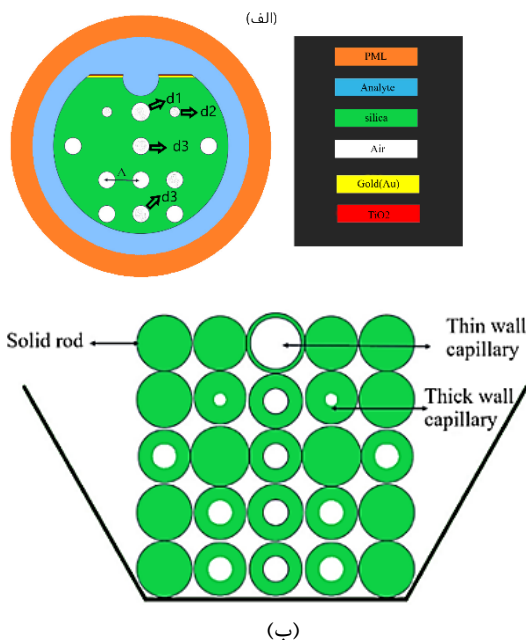
بسیاری دیگر از حسگرهای SPR مبتنی بر PCF که قادر به شناسایی ضریب شکست آنالیت از $1/33$ هستند در مراجع [۲] و [۶-۱۸] گزارش شده‌اند. در پژوهش مرتبط دیگری یک پیکربندی ساده برای حسگرهای زیستی PCF SPR، طراحی شده است به طوری که در آن سوراخ‌های هوا در مجاورت حفره مرکزی تعبیه شده و در همان ردیف سوراخ‌های هوا کوچک شده تا شکافی برای نفوذ در میدان‌های محو شونده ایجاد شود تا پلاسمون‌های سطحی تحریک شوند، حداکثر حساسیت طول موج و دامنه در این پژوهش به ترتیب 4000 nm/RIU و 320 RIU^{-1} گزارش شده است [۶]. یک حسگر فیبر ریزساختار مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی که دو نوع هدایت‌شده هسته را بر اساس تغییرات ضریب شکست آنالیت نشان می‌دهد، گزارش شده است. زیست حسگر SPR با آنالیت دارای ضریب شکست $1/36$ پاسخ بهتری را برای هسته نوع II با حساسیت $6/405 \text{ RIU}^{-1}$ نشان داده است. زیست حسگر SPR پیشنهادی دارای حداکثر طول موج و حساسیت دامنه 7000 nm/RIU و $886/9 \text{ RIU}^{-1}$ بود

^۱ Single-Side Polished Photonic Crystal Fiber

۱۰ و ۶۵ نانومتر است. این پارامترهای طراحی از طریق استفاده از روش بهینه سازی ازدحام ذرات (PSO^۲)، که از رفتار جمعی مشاهده شده در دسته های پرندگان الهام گرفته شده است، تحقق می یابد. این تکنیک به طور گسترده در پرداختن به طیف وسیعی از چالش ها برای بهینه سازی طراحی پیچیده، از جمله چالش های موجود در زمینه نانوفوتونیک، قابل استفاده است.

شکل ۱(ب) روش ساخت کلی حسگر را نشان می دهد که شامل یک فرآیند پشته و کشیدن با مویرگ های متنوع و میله های جامد برای ایجاد اندازه سوراخ های هوای متمایز است. فیبر، پس از ساخته شدن، تحت یک فرآیند پولیش قرار می گیرد و در نتیجه یک میکروکانال ایجاد می شود. متعاقباً، یک روش رسوب بخار شیمیایی برای اعمال پوشش های طلا و TiO₂ در سمت فیبر صیقلی استفاده می شود [۲۰، ۱۳، ۱۵]، [۲۱-۲۴].

با بهره گیری از روش FEM حسگر پیشنهادی را به صورت عددی شبیه سازی و شاخص های عملکردی آن احصا و مورد بررسی قرار گرفته اند. برای بهبود دقت شبیه سازی، یک لایه کاملاً جذب PML^۳ در بیرونی ترین لایه گنجانده شد تا توان تشعشع را جذب کند. برای دستیابی به دقت شبیه سازی بهینه، از یک عنصر مش فیزیکی کنترل شده استفاده شد.



شکل ۱(الف). نمایش طرح وار زیست حسگر پیشنهادی (ب) طرح وار ساختار پشته ای فیبر بلور فوتونی پیشنهادی.

همان طور که گفته شد، پارامترهای بهینه سازه شامل ابعاد اجزای مختلف مانند قطر سوراخ هوا و گام به همراه ضخامت

نشان می دهد که حساسیت طول موج و حساسیت دامنه به ترتیب برابر ۷۷۰۰۰ nm/RIU و 10^{-1} RIU/۴۱/۱۳۲۰ است [۲۵]. حسن زمان و همکاران به طور عددی به جای یک حسگر زیستی مبتنی بر منشور معمولی، حسگر ضریب شکست فیبر فوتونی باروکش طلا دو هسته ای بر اساس تشدید پلاسمون سطحی برای کاربردهای سنجش از راه دور مورد بررسی قرار دادند. شبیه سازی با استفاده از روش المان محدود (FEM^۱) نشان داد که حداکثر حساسیت طول موج حسگر پیشنهادی ۵۰۰۰ nm/RIU است [۲۶]. جواد خلیل زاده و همکارانش یک حسگر زیستی جدید ضریب شکستی مبتنی بر بلور فوتونی مناسب جهت تشخیص دی ان ای ارائه کردند. آن ها سه ساختار تک، جفت و سه کاواکی طراحی و مطالعه کردند. نتایج نشان دادند که ساختار تک-کاواکی بیشینه حساسیت برابر با ۳۴۵ nm/RIU و ساختار سه کاواکی بیشینه فاکتور کیفیت برابر با ۵۳۱ را دارند.

با توجه به موارد صدرالاشاره، هدف از این مقاله طراحی و تحلیل عددی یک زیست حسگر PCF-SPR دو هسته ای جدید و فوق حساس است که بتواند ضریب شکست بین ۱/۳۴ تا ۱/۳۸ را بر اساس روش سنجش خارجی با دقت بالا تشخیص دهد. عملکرد حسگر در هر دو روش بر تغییر سیگنال های سنجش طول موج و دامنه در پاسخ به تغییر ضریب شکست محیط به دلیل بهره گیری از کانال حسگری دوگانه و طراحی دوفلزی بهبود یافته است. این امر به این دلیل اتفاق می افتد که قرار دادن TiO₂ در بالای طلا باعث تولید مقدار قابل توجهی الکترون بر روی سطح می شود که میدان را از هسته بیرون می کشد و باعث برهمکنش قوی آن با حالت پلاسمونیک می شود. شایان ذکر است که از نرم افزار کامسول برای شبیه سازی و حل معادلات حاکم بر زیست حسگر PCF-SPR پیشنهادی استفاده شده است.

۲- طراحی و مدل سازی عددی

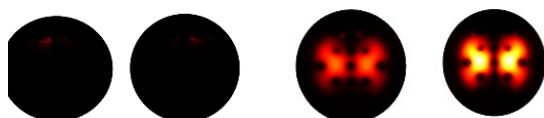
مقطع x-y حسگر طراحی شده در شکل ۱ (الف) نشان داده شده است. در این معماری حسگر پیشنهادی فیبر بلور فوتونی مبتنی یک شبکه مربعی متشکل از دو لایه سوراخ هوا فرض شده است. دو سوراخ هوا (d_2) از بالای حلقه اول کوچک شده اند تا اتصال بین مدهای پلاریتون هدایت شده هسته و پلاریتون پلاسمون سطحی (SPP) بهبود یابد. برای ایجاد ساختار دو هسته ای، دو سوراخ هوای دیگر از وسط حلقه اول حذف شده است. ساختار دو هسته ای حسگر با حذف دو سوراخ هوای اضافی از مرکز این حلقه به دست می آید. در این شکل، d_1 ، d_2 و d_3 به ترتیب ۱/۸، ۱ و ۱/۶۵ میکرومتر هستند. در حالی که شعاع فیبر بلور فوتونی برابر ۱۰ میکرومتر و ضخامت TiO₂ و Au به ترتیب

^۲ Particle Swarm Optimization

^۳ Perfectly matched layer

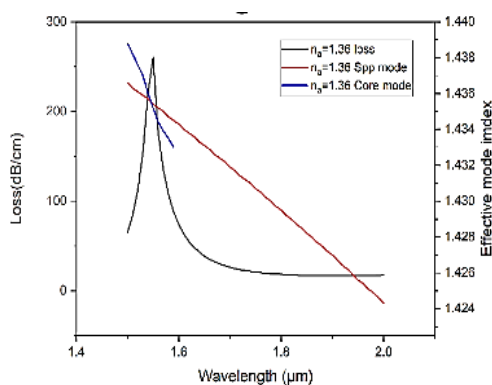
^۱ Finite element method

هدایت‌شده در هسته و منحنی پاشندگی پلاسمون سطحی رخ می‌دهد. با بررسی دقیق منحنی تلفات ارائه‌شده در شکل شماره (۲)، تلفات قابل توجهی را در این نقطه تلاقی مشاهده می‌کنیم. در واقع، این نقطه تقاطع دو مد، نقطه کار حسگر زیستی طراحی‌شده است. در نقطه کار طراحی‌شده تلفات مد هدایت‌شده در طول موج ۱/۵۵ میکرون، مد SPP را تحریک و القا می‌کند، درست جایی که ضریب شکست موثر در ناحیه ۱/۳۶ است. این همان نقطه‌ای است که شرایط تطبیق فاز برآورده می‌شود و حداکثر انتقال توان از هسته هدایت‌شده به مد پلاسمونیک دیده می‌شود. طراحی این افزاره برای عملکرد به‌عنوان حسگر زیستی در این طول موج، ضریب شکست و ابعاد خاص، در حالی که به‌طور موثر پلاسمون سطحی را بدون استفاده از ساختارهای مبتنی بر منشور مانند پیکربندی‌های کرشمن و اتو تحریک می‌کند، موید روش نوین و پیشرفت محسوسی در فناوری حال حاضر حسگرهای زیستی است. این دستاورد از طریق بهینه‌سازی در حوزه شبیه‌سازی و حل معادلات موج چندگانه برای پارامترهای فیزیکی مختلف به‌دست آمده است. شایان‌ذکر است که در این محاسبات از فرمول خاصی برای محاسبه تلفات انتشار یا تلفات محصور شدن در حسگر استفاده‌شده است، که در رابطه (۳) نشان داده‌شده است [۲۲].



(ب)

(الف)



(ج)

شکل (۲). توزیع میدان نوری برای یک آنالیت با ضریب شکست ۱/۳۶، (الف) مدهای نوری هسته (ب) مدهای پلاسمونیک و (ج) روابط پراکندگی مدهای هدایت‌شده با هسته و مدهای پلاسمون سطحی.

$$\alpha(\lambda, n_a) = 8.686 \times \kappa_0 \times im(n_{eff}) \times 10^4 \text{ (dB/cm)} \quad (3)$$

در رابطه (۳)، عدد موج در فضای آزاد با

لایه‌های طلا و TiO_2 و دیافراگم میکروکانال است. ثابت دی‌الکتریک طلا با استفاده از مدل Drude در شبیه‌سازی‌ها محاسبه‌شده است [۲۷]. برای مواد پس‌زمینه از SiO_2 که ضریب شکست آن با معادله سلمیر مطابق رابطه (۱) محاسبه می‌شود استفاده‌شده است [۲۸].

$$(1)$$

$$n^2(\lambda) = 1 + B_1 \lambda^2 (\lambda^2 - C_1)^{-1} + B_2 \lambda^2 (\lambda^2 - C_2)^{-1} + B_3 \lambda^2 (\lambda^2 - C_3)^{-1}$$

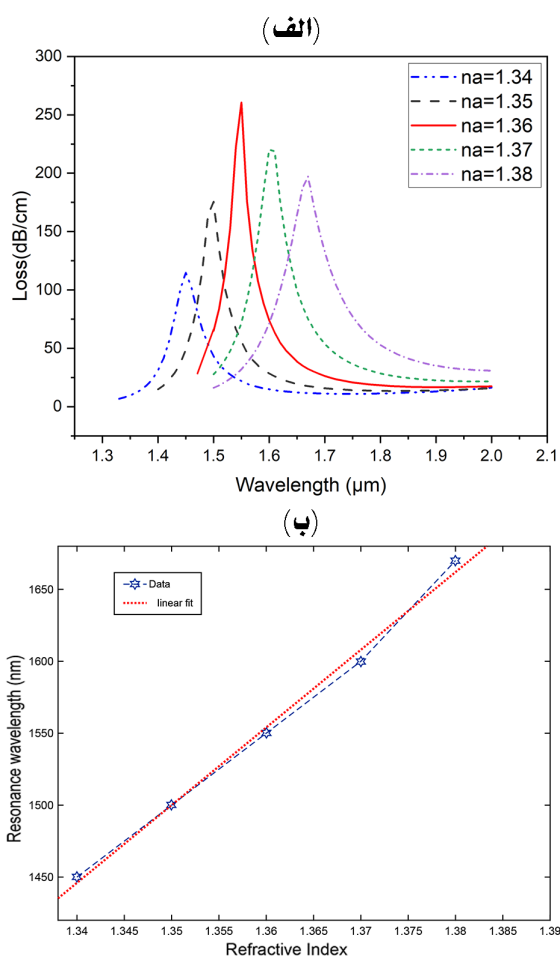
در این رابطه، ضریب شکست سیلیس با n نشان داده می‌شود، طول موج عملیاتی با λ در ابعاد میکرومتر و ضرایب سلمیر با $B_1, B_2, B_3, C_1, C_2, C_3$ مشخص می‌شود. ثابت دی‌الکتریک TiO_2 را نیز می‌توان با معادله داده‌شده در مرجع [۲۹] تعریف کرد. در رابطه (۲) λ در ابعاد میکرومتر است.

$$n_{\text{TiO}_2}^2 = 5.913 + \frac{2.441 \times 10^7}{(\lambda^2 - 0.0803 \times 10^7)} \quad (2)$$

۳- نتیجه و بحث

حسگرهای SPR بر اساس فعل‌وانفعالات بین نور و سطح فلز عمل می‌کنند و در نتیجه یک پدیده الکترومغناطیسی ایجاد می‌شود. هنگامی که ضریب شکست ناحیه حسگر تغییر می‌کند، طول موج نور متناسب با آن تغییر می‌کند. با تحریک پلاسمون سطحی در سطح مشترک فلز-دی‌الکتریک، ثابت انتشار پلاسمون سطحی تغییر می‌کند. این مکانیسم حسگر با انتقال انرژی مد هسته فیبر به سطح لایه فلزی کار می‌کند. بر اساس تئوری توزیع نوری، زمانی که ضرایب شکست موثر مد هسته و مد SPR مطابقت داشته باشند (تطبیق فاز)، مدهای مذکور می‌توانند باهم جفت شوند.

در شکل ۲ (الف)، توزیع میدان نوری و الکتریکی مدهای هدایت‌شده با هسته و مدهای پلاسمونیک ساختار برای یک آنالیت با ضریب شکست ۱/۳۶ نشان داده‌شده است. همان‌طور که نشان داده‌شده است، برای مد هدایت‌شده در هسته فیبر، میدان نوری به‌طور کامل در هسته محدود می‌شود. در مقابل، مد پلاسمونیک به‌طور مشخص بر روی سطح پوشش داده‌شده فلزی حسگر زیستی مشاهده می‌شود. توزیع میدان در نقطه رزونانس در شکل ۲ (ب) نشان داده‌شده است. اثرات جفت‌شدگی قوی انتقال انرژی بین مد پلاسمونیک و مد اصلی هدایت‌شده با هسته را محقق می‌کند. منحنی‌های پاشندگی برای طیف تلفات، مد پلاسمونیک و مد نوری بنیادی در شکل ۲ (ج) ترسیم شده است. با استفاده از این شکل مکانیسم عملیاتی دستگاه قابل‌فهم و توضیح است. همان‌طور که در نمودارهای مندرج در شکل مشاهده می‌شود، یک نقطه قطع بین منحنی‌های پاشندگی مد



شکل (۳). (الف) طیف تلفات حسگر بر حسب طول موج برای آنالیت با ضریب شکست $1/34$ تا $1/38$ و (ب) طول موج تشدید به عنوان تابعی از ضریب شکست آنالیت

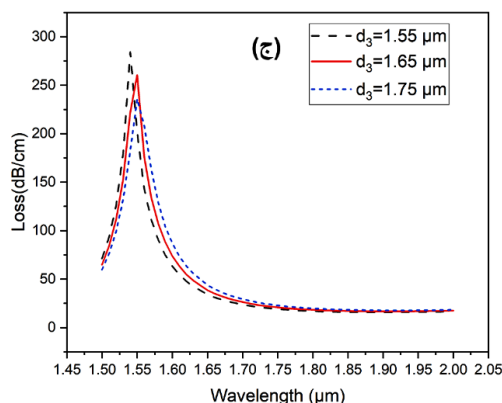
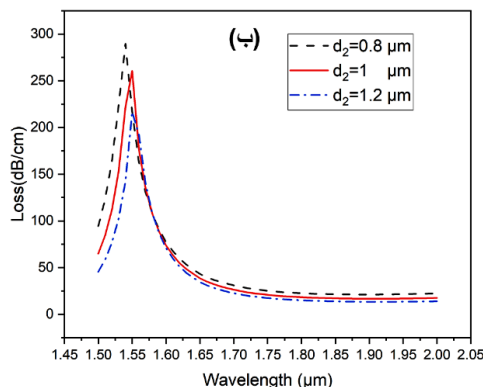
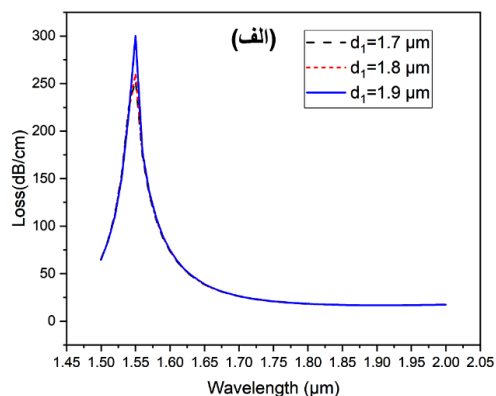
در مقام مقایسه نتایج با پژوهش مرتبط دیگری، حسن زمان و همکاران یک حسگر زیستی PCF دو هسته‌ای باروکش طلا با استفاده از SPR برای کاربردهای سنجش‌ازدور طراحی کردند. که نتایج شبیه‌سازی با استفاده از روش اِلمان محدود (FEM) نشان داد که حسگر پیشنهادی آن‌ها دارای حداکثر حساسیت طول موج 5000 nm/RIU است [۳۱]. علاوه بر این، مطالعات مشابه در محدوده ضریب شکست یکسان، حساسیت‌های 4600 nm/RIU و $4657/14 \text{ nm/RIU}$ را گزارش کرده‌اند که همگی بر طراحی برتر دستگاه پیشنهادی مندرج در مقاله حاضر تأکید می‌کنند [۳۲]، [۳۳].

مقاله حاضر همچنین اثرات ویژگی‌های ساختاری (ضخامت فلز، قطر سوراخ هوا و گام) را بر طول موج تشدید حسگر برای یک آنالیت با ضریب شکست $1/36$ بررسی می‌کند. برای بررسی اینکه چگونه شعاع سوراخ هوای فیبر بلور فوتونی بر عملکرد حسگر زیستی تأثیر می‌گذارد، مقادیر تلفات محبوس را برای شعاع‌های مختلف در

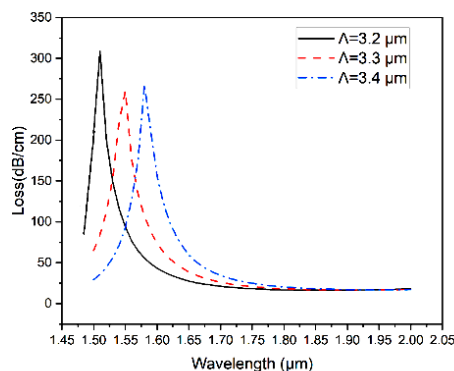
$k_0 = 2\pi / \lambda$ مشخص می‌شود، طول موج عملیاتی با تعیین می‌شود و بخش موهومی ضریب شکست موثر با $im(n_{eff})$ نشان داده می‌شود. شکل ۳ (الف) طیف تلفات را برای طول موج‌های تشدید نشان می‌دهد که در آن ضریب شکست خارجی آنالیت از $1/34$ تا $1/38$ تغییر می‌کند. همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود، بیشترین میزان تلفات در مد نوری هسته برای ضریب شکست $1/36$ رخ می‌دهد که نقطه کار اصلی زیست حسگر طراحی شده است. باین حال، این بدان معنا نیست که افزاره نمی‌تواند در محدوده ضریب شکست مشخص شده عمل کند. تلفات قابل قبول هنوز برای سایر طول موج‌ها رخ می‌دهد و جفت شدن موثر مد نوری هسته با مد پلاسمون سطحی و تحریک کامل آن امکان‌پذیر است. علاوه بر این، طول موج‌های تشدید به عنوان تابعی از ضریب شکست آنالیت در شکل ۳ (ب) نشان داده شده است. واضح است که طول موج‌های تشدید حسگر زیستی با افزایش ضریب شکست، یک انتقال به قرمز را تجربه می‌کنند. به منظور ارزیابی دقیق عملکرد افزاره پلاسمونیک مبتنی بر PCF پیشنهادی، گام اولیه ما شامل محاسبه مهم‌ترین پارامتر عملکردی حسگرها، یعنی حساسیت به طول موج است. رابطه (۴) حساسیت طول موج دستگاه را تعریف می‌کند [۲۲] که در آن Δn_a تغییر در ضریب شکست آنالیت، و $\Delta \lambda_{peak}$ تغییر در پیک تشدید تلفات است.

$$S(\lambda) = \frac{\Delta \lambda_{peak}}{\Delta n_a} (nm / RIU) \quad (4)$$

با افزایش ضریب شکست آنالیت با گام‌های $0/01$ از $1/34$ تا $1/38$ ، حسگر پیشنهادی حساسیت‌های طول موج 5000 ، 5000 ، 7000 nm/RIU را نشان می‌دهد. نتیجه به دست آمده، در مقایسه با کار گئووین و همکارانش [14]، که حسگر خود را با استفاده از ساختار PCF به شکل D که با یک لایه طلا و گرافن پوشانده شده بود طراحی کردند و حساسیت 4391 nm/RIU را در محدوده ضریب شکست دینامیکی $1/33$ تا $1/39$ گزارش کردند، مزیت قابل مقایسه‌ای را نشان می‌دهد.



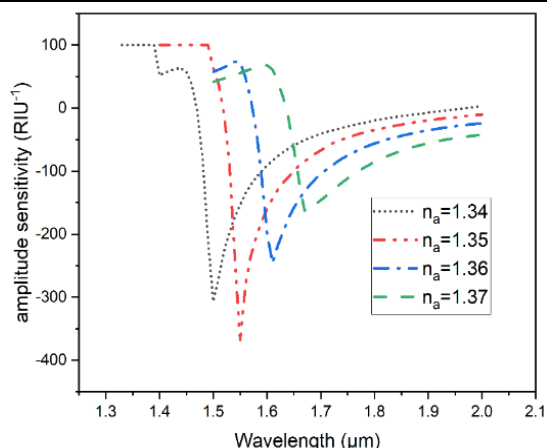
شکل (۴). تلفات حسگر به‌عنوان تابعی از (الف) d_1 ، (ب) d_2 و (ج) d_3



شکل (۵). تأثیر اندازه گام (Λ) بر تلفات حسگر زیستی نسبت به طول موج.

شبیه‌سازی‌ها محاسبه کرد. نتایج در شکل ۴ نشان داده شده است. همان‌طور که مشخص است، در هر سه مورد تغییر افزایش شعاع (d_1, d_2, d_3)، منجر به وقوع پیک تلفات در طول موج‌های بلندتر می‌شود. به عبارت دیگر، افزایش شعاع باعث انتقال به قرمز در طول موج تشدید می‌شود که برای d_2 و d_3 بارزتر است. شکل ۵ نشان می‌دهد که چگونه تغییرات در Λ باعث تغییرات در طول موج تشدید می‌شود. همان‌طور که در شکل نشان داده شده است، با تغییر اندازه گام از ۳ به ۳/۴ میکرون، طول موج رزونانس از ۱/۵۵ به ۱/۶۰ میکرون تغییر می‌کند، در حالی که افت محبوس کاهش می‌یابد. به طور معمول، افزایش تلفات محصور شدن، تحریک موثر مد SPR را ارتقا می‌بخشد و منجر به چگالی بالاتر شدت میدان پلاسمونیک شده و در نتیجه، منجر به بهبود قابل توجهی در فاکتور حساسیت حسگر می‌شود.

در راستای واکاوی بیشتر مشخصات افزاره طراحی شده، اثرات تغییر ضخامت لایه‌های Au و TiO_2 بر عملکرد حسگری افزاره نیز بررسی شده است. همان‌طور که در شکل ۶ (الف) نشان داده شده است، افزایش ضخامت لایه طلا منجر به تلفات میرایی بیشتر می‌شود که منجر به میدانی ثابت کمتر و با محبوس شدگی ضعیف‌تر می‌شود. با این حال، جفت‌شدگی بین مد SPP و مد اصلی فیبر را افزایش می‌دهد. به عبارت دیگر، هنگامی که ضخامت لایه طلا، که به‌عنوان ماده پلاسمونیک در ساختار پیشنهادی عمل می‌کند، در محدوده ۵۵ تا ۷۵ نانومتر افزایش می‌یابد، تلفات محصور شدن افزایش می‌یابد و تحریک حالت‌های SPR را تسهیل می‌کند. ضخامت ۷۵ نانومتر در واقع بهترین حالت برای لایه پلاسمونیک است که در طول موج رزونانس ۱/۶ میکرومتر رخ می‌دهد. علاوه بر این، تغییر ضخامت لایه پلاسمونی منجر به تغییر در طول موج رزونانس می‌شود. همان‌طور که انتظار می‌رود، افزایش ضخامت باعث انتقال به قرمز در طول موج تشدید می‌شود. اثر ضخامت TiO_2 به‌عنوان محافظ در برابر اکسیداسیون در شکل ۶ (ب) نشان داده شده است. همان‌طور که در شکل مشخص است، افزایش ضخامت از ۵ به ۱۵ نانومتر منجر به کاهش تلفات و انتقال به قرمز طول موج می‌گردد. تغییرات در ضریب شکست موثر مد هدایت‌شده با هسته و مد SPP شرایط تطبیق فاز را تغییر می‌دهد. در نتیجه، شکل ۶ (ب) یک انتقال به قرمز در طول موج تشدید، همراه با افزایش تلفات انتشار را با افزایش ضخامت لایه TiO_2 را نشان می‌دهد.



شکل (۷). حساسیت دامنه بر حسب طول موج برای ضریب شکست آنالیت از ۱/۳۴ تا ۱/۳۷

است که در ضریب شکست ۱/۳۵ و طول موج رزونانس ۱/۵۵ میکرومتر رخ می‌دهد. این نتایج گواه قابلیت افزاره پیشنهادی در مقایسه با کارهای مرتبط اخیر در حوزه زیست حسگرها است [۳۴-۳۸].

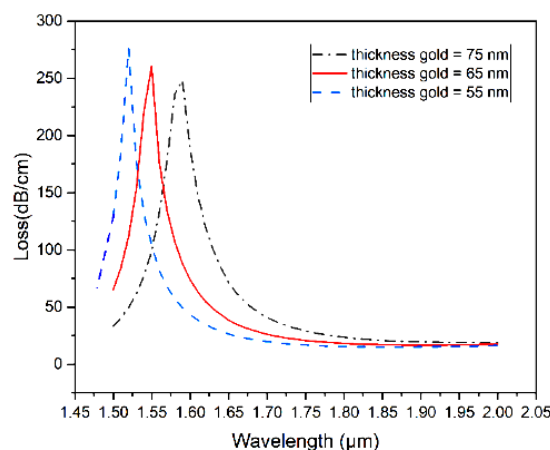
۴- نتیجه گیری

این مطالعه توسعه و تجزیه و تحلیل عددی یک زیست حسگر پلاسمونیک مبتنی بر فیبر بلور فوتونی دو هسته‌ای بسیار حساس را ارائه می‌کند که برای تشخیص تغییرات کوچک در ضریب شکست آنالیت‌ها طراحی شده است. محدودیت‌های مرتبط با حسگرهای زیستی SPR مبتنی بر منشور، مانند حجم بودن و اتکا به اجزای نوری و مکانیکی متعدد، توسعه جایگزین‌های کاربردی و قابل حمل تری را ضروری می‌نماید. حسگر زیستی SPR مبتنی بر PCF پیشنهادی در مقاله حاضر با استفاده از قابلیت‌های فشرده‌سازی و سنجش‌ازدور ساختارهای PCF به‌عنوان جایگزین برای حسگرهای پلاسمونیک مبتنی بر تحریک توسط منشور به حل این مسائل پرداخته است.

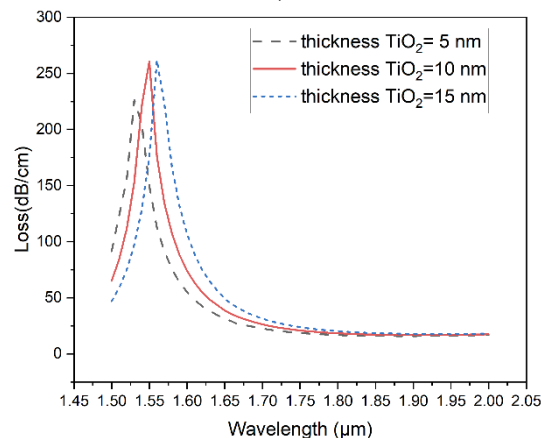
این حسگر زیستی از یک طراحی PCF دو هسته‌ای با یک لایه طلا که به‌عنوان ماده پلاسمونیک عمل می‌کند و یک لایه TiO_2 برای جلوگیری از اکسیداسیون استفاده می‌کند، برخوردار است. این پیکربندی طراحی به‌طور قابل توجهی حساسیت حسگر را افزایش می‌دهد. تجزیه و تحلیل عددی، انجام شده با استفاده از روش FEM نشان داد که حداکثر حساسیت طول موج nm/RIU ۷۰۰۰ و حساسیت دامنه RIU^{-1} ۳۸۰ با این حسگر به دست آمد، که این حسگر را به یک گزینه مناسب برای کاربردها در تشخیص دارو، سنجش بیولوژیکی و سایر سناریوهای تحلیلی عملیاتی در ساختارهای آزمایشگاه روی تراشه تبدیل می‌کند.

علاوه بر این، این مطالعه اثرات پارامترهای ساختاری مختلف،

(الف)



(ب)



شکل (۶). اثرات (الف) ضخامت لایه طلا، و (ب) ضخامت TiO_2 بر روی طیف تلفات به‌عنوان تابعی از طول موج

یکی دیگر از معیارهای مهم برای ارزیابی عملکرد حسگرها، حساسیت دامنه است، برای محاسبه این شاخص از رابطه (۵) استفاده شده است [۳۲].

$$S_A(\lambda) = \frac{1}{\alpha(\lambda, n_a)} \frac{\partial \alpha(\lambda, n_a)}{\partial n_a} (RIU^{-1}) \quad (5)$$

که در این فرمول $\alpha(\lambda, n_a)$ تلفات طول موج و n_a ضریب شکست آنالیت را نشان می‌دهد. این روش، تغییر در ضریب شکست آنالیت را به‌عنوان ∂n_a و تفاوت بین دو طیف تلفات به‌عنوان $\partial \alpha(\lambda, n_a)$ در نظر گرفته می‌شود. تغییرات حساسیت دامنه نسبت به طول موج برای ضریب شکست آنالیت از ۱/۳۴ تا ۱/۳۷ در شکل ۷ نشان داده شده است. حساسیت دامنه حداقل تغییرات را با تغییرات در ضریب شکست در محدوده مشخص شده نشان می‌دهد و به‌طور مداوم در حدود RIU^{-1} ۳۰۰ باقی می‌ماند. حداکثر حساسیت دامنه قابل تحقق افزاره RIU^{-1} ۳۸۰.

- sensor," J. Opt., vol. 20, no. 3, pp. 035403, 2018. DOI:10.1088/2040-8986/aaaa42.
- [4] J. Lu, Y. Li, Y. Han, Y. Liu, and J. Gao, "D-shaped photonic crystal fiber plasmonic refractive index sensor based on gold grating," Appl Opt, vol. 57, no. 19, 2018, DOI: 10.1364/ao.57.005268.
- [5] R. K. Gangwar and V. K. Singh, "Highly Sensitive Surface Plasmon Resonance Based D-Shaped Photonic Crystal Fiber Refractive Index Sensor," Plasmonics, vol. 12, no. 5, pp.1367-1372, 2017. DOI:10.1007/s11468-016-0395-y.
- [6] Y. Lu, X. Yang, M. Wang, and J. Yao, "Surface plasmon resonance sensor based on hollow-core PCFs filled with silver nanowires," Electron Lett, vol. 51, no. 21, pp.1675-1677, 2015. DOI:10.1049/el.2015.2276.
- [7] K. Bremer and B. Roth, "Fibre optic surface plasmon resonance sensor system designed for smartphones," Opt Express, vol. 23, no. 13, pp.17179-17184, 2015. DOI:10.1364/oe.23.017179.
- [8] Y. Liu, Q. Liu, S. Chen, F. Cheng, H. Wang, and W. Peng, "Surface plasmon resonance biosensor based on smart phone platforms," Sci Rep, vol. 5, pp. 12864, 2015. DOI:10.1038/srep12864.
- [9] D. F. Santos, A. Guerreiro, and J. M. Baptista, "SPR microstructured D-type optical fiber sensor configuration for refractive index measurement," IEEE Sens J, vol. 15, no. 10, pp.5472-5477, 2015. DOI:10.1109/JSEN.2015.2442335.
- [10] A. Rifat, G. Amouzad Mahdiraji, D. M. Chow, Y. G. Shee, R. Ahmed, and F. R. M. Adikan, "Photonic crystal fiber-based surface plasmon resonance sensor with selective analyte channels and graphene-silver deposited core," Sensors (Switzerland), vol. 15, no. 5, pp.11499-11510, 2015. DOI: 10.3390/s150511499.
- [11] J. Wu, S. Li, X. Wang, M. Shi, X. Feng, and Y. Liu, "Ultra-high sensitivity refractive index sensor of a D-shaped PCF based on surface plasmon resonance," Appl Opt, vol. 57, no. 15, 2018, DOI:10.1364/ao.57.004002.
- [12] M. Liu, X. Yang, P. Shum, and H. Yuan, "High-sensitivity birefringent and single-layer coating photonic crystal fiber biosensor based on surface plasmon resonance," Appl Opt, vol. 57, no. 8, pp.4002-4007, 2018. DOI:10.1364/ao.57.001883.
- [13] S. Jiao, S. Gu, H. Yang, H. Fang, and S. Xu, "Highly sensitive dual-core photonic crystal fiber based on a surface plasmon resonance sensor with a silver nano-continuous grating," Appl Opt, vol. 57, no. 28, pp.8350-8358, 2018. DOI:10.1364/ao.57.008350.
- [14] E. Haque, M. A. Hossain, F. Ahmed, and Y. Namihira, "Surface Plasmon Resonance Sensor Based on Modified D-Shaped Photonic Crystal Fiber for Wider Range of Refractive Index Detection," IEEE Sens J, vol. 18, no. 20, pp.8287-8293, 2018. DOI:10.1109/JSEN.2018.2865514.
- [15] K. Mokri, M.H. Mozaffari, Ali Farmani "Polarization-Dependent Plasmonic Nano-Tweezer as a Platform for On-Chip Trapping and Manipulation of Virus-Like Particles," IEEE Trans. Nanobiotechnology, vol. 21, no. 2, pp.226-231, 2021. DOI: 10.1109/TNB.2021.3120747
- [16] A. Rifat et al., "Surface Plasmon Resonance Photonic Crystal Fiber Biosensor: A Practical Sensing Approach," IEEE Photonics Technol. Lett, vol. 27, no. 15, pp.1628-1631, 2015. DOI: 10.1109/LPT.2015.2432812.
- [17] V. A. Popescu, N. N. Puscas, and G. Perrone, "Simulation of the Sensing Performance of a Plasmonic Biosensor Based on Birefringent Solid-Core Microstructured Optical Fiber," Plasmonics, vol. 12, no. 3, pp.905-911, 2017. DOI: 10.1007/s11468-016-0342-y.
- [18] G. An et al., "Ultra-stable D-shaped Optical Fiber Refractive Index Sensor with Graphene-Gold

مانند ضخامت لایه‌های طلا و TiO_2 ، قطر سوراخ‌های هوا و اندازه گام را بر عملکرد حسگر بررسی کرد. مشاهده شد که افزایش ضخامت لایه طلا باعث افزایش جفت‌شدگی بین مُد SPP و مُد هدایت‌شده هسته اصلی می‌شود و در نتیجه حساسیت حسگر را بهبود می‌بخشد. به‌طور مشابه، تغییرات در ضخامت لایه TiO_2 منجر به انتقال به قرمز در طول موج تشدید و افزایش افت انتشار شد و عملکرد حسگر را بیشتر بهینه کرد. در واقع به‌کارگیری مدل‌های دقیق و بهینه‌سازی پارامترها با استفاده از روش بهینه‌سازی ازدحام ذرات، باعث شده است تا حسگرهای زیستی جدید بتوانند با دقت بیشتری تغییرات ضریب شکست را تشخیص دهند و در کاربردهای مختلف به‌طور مؤثر عمل کنند.

در نتیجه، طراحی و تحلیل عددی حسگر زیستی بر پتانسیل آن برای غلبه بر محدودیت‌های ذاتی حسگرهای SPR سنتی تأکید می‌کند. ساختار دو هسته‌ای، همراه با پوشش بهینه مواد پلاسمونیک، حساسیت و ویژگی بالایی را در تشخیص تغییرات جزئی در ضریب شکست آنالیت‌ها تضمین می‌کند. این قابلیت به‌ویژه برای کاربردهایی که نیاز به تشخیص دقیق و سریع دارند، مانند کاربردهای پزشکی، مفید است. حساسیت بالا، طراحی با ابعاد کوچک و فشرده و توانایی کارکرد مؤثر در شرایط واقعی آن را به ابزاری بسیار کارآمد برای طیف وسیعی از کاربردهای حسگری تبدیل کرده است. تحقیقات آینده باید بر اعتبارسنجی تجربی این یافته‌ها و کاوش در پیشرفت‌های بیشتر در طراحی حسگر و ترکیب مواد برای دستیابی به حساسیت بیشتر و کاربرد وسیع‌تر تمرکز کند.

این مطالعه به افزایش دانش در فناوری حسگر زیستی SPR کمک و اهمیت طراحی نوآورانه و بهینه‌سازی مواد در توسعه نسل بعدی حسگرهای زیستی را برجسته می‌کند. نتایج امیدوارکننده به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی‌های عددی راه را برای پیاده‌سازی عملی و تحقیقات بیشتر در این زمینه هموار می‌کند. از جمله این موارد می‌توان به کمک به تشخیص سلول‌های سرطانی، اندازه‌گیری سطح گلوکوز، سنجش آنتی‌بادی‌ها، DNA، RNA، پروتئین‌ها و غیره اشاره نمود.

۵- مراجع

- [1] Y. Zhan et al., "Surface plasmon resonance-based microfiber sensor with enhanced sensitivity by gold nanowires," Opt Mater Express, vol. 8, no. 12, pp. 3927-3940, 2018. DOI: 10.1364/ome.8.003927.
- [2] X. Chen, L. Xia, and C. Li, "Surface plasmon resonance sensor based on a novel D-shaped photonic crystal fiber for low refractive index detection," IEEE Photonics J, vol. 10, no. 1, pp.1-9, 2018. DOI:10.1109/JPHOT.2018.2790424.
- [3] G. An, S. Li, H. Wang, X. Zhang, and X. Yan, "Quasi-D-shaped optical fiber plasmonic refractive index

- fiber-based plasmonic biosensor in visible to near-IR," *IEEE Sens J*, vol. 17, no. 9, pp.2776-2783, 2017. DOI:10.1109/JSEN.2017.2677473.
- [30] A. Rifat et al., "Photonic crystal fiber based plasmonic sensors," *Sensors and Actuators, B: Chemical*, vol. 243, no.1, pp.311-325, 2017. DOI: 10.1016/j.snb.2016.11.113.
- [31] M. Al Mahfuz et al., "Highly sensitive photonic crystal fiber plasmonic biosensor: Design and analysis," *Opt Mater (Amst)*, vol. 90, no.1, 2019. DOI: 10.1016/j.optmat.2019.02.012.
- [32] G. Opoku, I. Danlard, A. Dede, and E. Kofi Akowuah, "Design and numerical analysis of a circular SPR based PCF biosensor for aqueous environments," *Results in Optics*, vol. 12, pp.100432, 2023. DOI: 10.1016/j.rio.2023.100432.
- [33] M. Aliannezhadi, M.Mozaffari, F.Amirjan, "Optofluidic R6G microbubble DBR laser: A miniaturized device for highly sensitive lab-on-a-chip biosensing," *Photonics nanostructures: Fundam. Appl.*, vol. 53, no. 1, pp. 10108, 2023, DOI: 10.1016/j.photonics.2023.101108.
- [34] M. Vahedi, and A. Riahi, "Theoretical study of the effect of the layer thickness on the sensitivity of tapered fiber optic sensors" *Applied Electromagnetics*, vol. 11, no. 1, pp. 87-93, 2023, (in Persian) DOR: 20.1001.1.26455153.1402.11.1.9.0
- [35] A.M. Zanganeh et al., "Design Optimization and Fabrication of Graphene/J-Aggregate Kretschmann-Raether Devices for Refractive Index Sensing Using Plasmon-Induced Transparency Phenomena," *Plasmonics*, vol. 17, no. 1, pp. 811-821, 2022, DOI: 10.1007/s11468-021-01591-7.
- [36] A. Malakzadeh, and M. Mansoursamaei, "Combination of Phase and Frequency Correlation in the Brillouin Dynamic Grating Sensor to Achieve Millimeter Spatial Resolution Over 17 km of Optical Fiber", *Applied Electromagnetics*, vol. 9, no. 2, pp. 1-7, 2021, (in Persian). DOR: 20.1001.1.26455153.1400.9.2.1.0
- [37] Y. Shahamat, J. Khalilzadeh, and A. Reyahi, "Design of a New Refractive Index Bio-Sensor Based on Photonic Crystal Suitable for DNA Sensing," *Journal of Advanced Defense Science & Technology*, vol. 11, no. 4, pp. 451-463, 2020. (in Persian). DOR: 20.1001.1.26762935.1399.11.4.10.5
- [38] M. Mohammadnezhad, et al, "Investigation and fabrication of palladium-copper composite layer as an adsorbent layer of tapered fiber optic hydrogen gas sensor", *Applied Electromagnetics*, vol. 11, no. 2, pp. 139-135, 2022, (in Persian). DOR: 20.1001.1.26455153.1402.11.1.9.0
- Deposited Platform," *Plasmonics*, vol. 14, no. 1, pp.155-163, 2019. DOI: 10.1007/s11468-018-0788-1.
- [19] H. Saghaei, "Design and Simulation of an Ultra-Fast All-Optical Single-Bit Comparator Based on Photonic Crystal Ring Resonators," *Applied Electromagnetics*, vol. 9, no. 2, pp. 99-106, 2021, (in Persian). DOI: 20.1001.1.26455153.1400.9.2.12.1
- [20] Aliee, M., Mozaffari, M.H., "Photonic Quasi-Crystal Fiber-Based Plasmonic crystal fiber biosensor for Detection of Coronavirus," *Plasmonics*, vol. 17, no. 1, pp. 1655-1660, DOI: 10.1007/s11468-022-01651-6.
- [21] J. Lou, T. Cheng, S. Li, and X. Zhang, "Surface plasmon resonance photonic crystal fiber biosensor based on gold-graphene layers," *Opt. Fiber Technol.*, vol. 50, no 1, pp.206-211, 2019. DOI: 10.1016/j.yofte.2019.03.028.
- [22] Ramola, A. Marwaha, and S. Singh, "Design and investigation of a dedicated PCF SPR biosensor for CANCER exposure employing external sensing," *Appl Phys A Mater Sci Process*, vol. 127, no. 9, pp.643, 2021. DOI: 10.1007/s00339-021-04785-2.
- [23] Md. A. Rahman, T. Ahmed, Md. I. Haque, and Md. S. Anower, "A Photonic Crystal Fiber Based Asymmetric Slotted Structured Highly Sensitive Refractive Index Plasmonic Biosensor," *J Sens Technol*, vol. 12, no. 1, 2022, DOI:10.4236/jst.2022.121001.
- [24] H. Liang, T. Shen, Y. Feng, H. Liu, and W. Han, "A d-shaped photonic crystal fiber refractive index sensor coated with graphene and zinc oxide," *Sensors (Switzerland)*, vol. 21, no. 1, pp.71, 2021. DOI: 10.3390/s21010071.
- [25] S. Singh and Y. K. Prajapati, "Antimonene-gold based twin-core SPR sensor with a side-polished semi-arc groove dual sensing channel: an investigation with 2D material," *Opt Quantum Electron*, vol. 54, no. 2, pp1-14, 2022. DOI: 10.1007/s11082-021-03505-7.
- [26] G. K. M. Hasanuzzaman, T. M. Sakib, and A. K. Paul, "Gold coated surface plasmon resonance-based biosensor: A hexagonal photonic crystal Fiber platform," *Sens Biosensing Res*, vol. 42, 2023, DOI: 10.1016/j.sbsr.2023.100582.
- [27] H. S. Sehmi, W. Langbein, and E. A. Muljarov, "Optimizing the Drude-Lorentz model for material permittivity: Method, program, and examples for gold, silver, and copper," *Phys Rev B*, vol. 95, no. 11, pp. 115444, 2017. DOI:10.1103/PhysRevB.95.115444.
- [28] M. A. Hossain et al., "Tailoring supercontinuum generation using highly nonlinear photonic crystal fiber," *Opt Laser Technol*, vol. 44, no. 6, pp.1889-1896, 2012, DOI:10.1016/j.optlastec.2012.01.029.
- [29] A. Rifat, R. Ahmed, G. A. Mahdiraji, and F. R. M. Adikan, "Highly sensitive D-shaped photonic crystal