



Islamic Azad University , Shiraz Branch

نشریه تحلیل مدارها، داده ها و سامانه ها
Journal of Circuits, Data and Systems Analysis

sanad.iau.ir/journal/jcdsa



Surface plasmon resonance biosensor based on double-U-groove photonic crystal fiber with very high sensitivity and refractive index detection

Seyed Hossein Moayed¹ , Mojtaba Sadeghi^{2*} , Zahra Adelpour³

¹ Department of Electrical Engineering, Technical and Vocational University (TVU), Tehran, Iran
shmoayed@tvu.ac.ir

² Department of Electrical Engineering, Shiraz Branch, Islamic Azad University, Shiraz, Iran
mojtaba.sadeghi@iau.ac.ir

³Department of Electrical Engineering, Shiraz Branch, Islamic Azad University, Shiraz, Iran
zahra.adelpour@iau.ac.ir

Abstract: In this In this paper, a highly sensitive surface plasmon resonance biosensor based on a double-groove photonic crystal fiber has been introduced. The proposed structure consists of an air-hole ring and a gold-TiN-hole ring. To increase the sensitivity and efficiency of the sensor, two U-shaped grooves are created at the top and bottom of the structure and a thin layer of gold is deposited on them. The combination of these materials and the designed geometry has ensured that the phase-matching condition is properly established and the refractive index of the analyte material is detected. The finite element method has been used for numerical simulation, mode analysis, and investigation of the surface plasmon resonance characteristics of the photonic crystal fiber biosensor. Numerical results show that the sensor has a high sensitivity of $8100 \text{ nm}/\text{RIU}$ and a resolution of $1.2 \times 10^{-5} \text{ RIU}$. Also, the detectable refractive index range of the sensor is 1.35 to 1.39 and its maximum FOM is 112 RIU^{-1} . Based on the obtained results, the proposed sensor is an excellent option for medical and biomolecular diagnostic applications.

Keywords: biosensor, photonic crystal fiber, surface plasmon resonance, finite element method.

JCDSA, Vol. 3, No. 2, Summer 2025

Received: 2025-03-02

Online ISSN: 2981-1295

Accepted: 2025-06-02

Journal Homepage: <https://sanad.iau.ir/en/Journal/jcdsa>

Published: 2025-09-22

CITATION

Moayed, S,H, et. al., " Surface plasmon resonance biosensor based on double-U-groove photonic crystal fiber with very high sensitivity and refractive index detection", Journal of Circuits, Data and Systems Analysis (JCDSA), Vol. 3, No. 2, pp. 47-56, 2025.
DOI: 00.00000/0000

COPYRIGHTS



©2025 by the authors. Published by the Islamic Azad University Shiraz Branch. This article is an open-access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC BY 4.0)

<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0>

* Corresponding author

Extended Abstract

1- Introduction

Sensors based on the surface plasmon resonance (SPR) effect can be applied in many detection fields because they possess high sensitivity, simple operation, and online detection. Different from traditional Kretschmann prism-type SPR sensors, fiber-based sensors are widely acclaimed due to the excellent virtues of micro–nano dimensions, low cost, anti-interference, and ease of remote real-time monitoring. One of the problems of conventional fiber-based sensors is the lack of flexibility in design. In order to overcome these limitations, photonic crystal fiber (PCF) was introduced, which contains several holes with a periodic structure. By changing its geometric parameters, the behavior of light can be controlled, and depending on the structural parameters of the PCF, many optical properties such as nonlinearity, dispersion, effective mode field area, and mode birefringence can be easily tuned. Also, in order to increase the sensitivity and efficiency of the sensor, suitable plasmonic materials such as gold, ITN, etc. can be used. PCF-SPR sensors operate on the basis of the interaction of matter and light (evanescent field), in which the analyte interacts directly or indirectly with light and changes the properties of the light. The design of these sensors involves coupling between the core leakage mode and the SPP mode to satisfy the resonance conditions. This resonance condition is very sensitive to the refractive index of the medium and the operating wavelength. Under resonance conditions, it operates when the guided mode is coupled to the surface plasmon (SPP) mode. When the wavelength of the incoming light is suitable for exciting the plasmons, its energy is absorbed by the surface plasmon waves (SPW) on the metal surface. As a result, a peak in the loss spectrum is observed at the resonance wavelength. When the optical properties of the analyte change due to differences in refractive index, stress or strain, solution concentration, temperature, etc.

2- Methodology

The proposed structure consists of two hexagonal rings, the outer ring containing a series of air holes and the inner ring containing four holes made of TiN and two holes made of gold. Also, in order to increase the efficiency of the sensor, two grooves coated with a thin layer of gold are created at the top and bottom of the structure. The finite element method (FEM) has been used for numerical

simulation, mode analysis, and investigation of the surface plasmon resonance characteristics of the photonic crystal fiber biosensor. The initial PCF design values are selected so that the working wavelength and the detection capability of the desired analyte are within the appropriate range. Then, the effect of changes in geometric parameters is investigated and comprehensively evaluated, and finally, a sensor with parameter values that provide high efficiency and sensitivity is selected as the optimal structure.

3- Results and discussion

In this study, we have investigated the effect of changing the structural parameters on the confinement loss step by step and have obtained the optimal values of the parameters according to the confinement loss. Based on the results obtained, the optimal values of the air hole radius are 6 μm , pitch is 3 μm , grooves depth are 3 μm , gold layer thickness is 50 nm, gold hole radius is 0.6 μm , and TiN hole radius is 0.55 μm . Also, the range of refractive index detectable by the sensor is 1.35 to 1.39 with a very high sensitivity of 8100 nm/RIU . The FOM value is 112 RIU^{-1} with resolution of $1.2 \times 10^{-5} \text{ RIU}$ and the sensor performs very well in terms of linearity.

4- Conclusion

Photonic crystal fiber-based plasmonic sensors have played a very important role in nano-photonics and diagnostic applications due to their unique properties. In this study, we presented a refractive index detection sensor that used gold and TiN holes as well as two grooves with thin gold layers to improve its performance. The detection characteristics of the proposed sensor were investigated using the finite element method. In order to achieve an optimal and suitable structure, we investigated the important parameters of the structure step by step and analyzed the effect of their changes on the sensor performance. According to the calculated results, our proposed structure has a very high sensitivity of 8100 nm/RIU , a maximum FOM value of 112 RIU^{-1} and a resolution of $1.2 \times 10^{-5} \text{ RIU}$. Considering these parameters, our proposed sensor is very suitable for biomolecular and medical diagnostic applications such as the detection of some cancer cells (PC12 and MCF-7), hemoglobin, blood plasma, white blood cells, liver cells, etc.





بایوسنسور تشدید پلاسمون سطحی مبتنی بر فیبر بلور فوتونی دو

شکافه U شکل با حساسیت و تشخیص ضریب شکست بسیار بالا

سید حسین مؤید^۱، مجتبی صادقی^۲، زهرا عادل پور^۳

۱- گروه مهندسی برق، دانشگاه ملی مهارت (فنی و حرفه ای)، تهران، ایران (shmoayed@tvu.ac.ir)

۲- گروه مهندسی برق، واحد شیراز، دانشگاه آزاد اسلامی، شیراز، ایران (mojtaba.adeghi@iau.ac.ir)

۳- گروه مهندسی برق، واحد شیراز، دانشگاه آزاد اسلامی، شیراز، ایران (zahra.adelpour@iau.ac.ir)

چکیده: در این مقاله یک بایوسنسور تشدید پلاسمون سطحی مبتنی بر فیبر بلور فوتونی دوشکافه با حساسیت بسیار بالا معرفی شده است. ساختار پیشنهادی شامل یک حلقه حفره های هوا و یک حلقه حفره از جنس طلا و TiN می باشد. به منظور افزایش حساسیت و کارایی سنسور، دو شکاف U شکل در بالا و پایین ساختار ایجاد شده و لایه نازکی از طلا بر روی آنها قرار گرفته است. مجموعه این مواد و هندسه طراحی شده باعث شده است که شرایط تطبیق فاز به نحو مناسبی برقرار شده و ضریب شکست ماده آنالیت را تشخیص دهد. روش اجزای محدود به منظور شبیه سازی عددی، تجزیه و تحلیل مودی و بررسی ویژگی های تشدید پلاسمون سطحی بایوسنسور فیبر بلور فوتونی استفاده شده است. نتایج عددی نشان می دهد که سنسور دارای حساسیت بسیار بالای nm/RIU ۸۱۰۰ و رزولوشن RIU $10^{-5} \times 1/2$ می باشد. همچنین محدوده ضریب شکست قابل تشخیص سنسور بین ۱/۳۵ تا ۱/۳۹ و ماکزیمم FOM آن برابر با RIU^{-1} ۱۱۲ است. با توجه به نتایج بدست آمده، سنسور پیشنهادی یک گزینه بسیار عالی برای کاربردهای تشخیص پزشکی و بایومولکولی می باشد.

واژه های کلیدی: بایوسنسور، فیبر بلور فوتونی، تشدید پلاسمون سطحی، روش المان محدود

DOI: 00.00000/0000

نوع مقاله: پژوهشی

تاریخ چاپ مقاله: ۱۴۰۴/۰۶/۳۱

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۴/۰۳/۲۱

تاریخ ارسال مقاله: ۱۴۰۳/۱۲/۱۲

۱- مقدمه

پلاریتون پلاسمون سطحی (SPP) استفاده می کرد؛ با این تفاوت که منشور با فیبر جایگزین شده بود. فیبر فشرده تر است و اندازه گیری سریع و عملیات از راه دور با آن آسان تر است. با این حال، عملکرد این حسگرهای فیبر SPR به دلیل زوایای پذیرش باریک محدود هستند. برای غلبه بر این مشکلات، حسگرهای فیبر بلور فوتونی^۳ (PCF) برای سنجش SPR پیشنهاد شد [۷]. ساختارهای PCF، فیبرهای میکروساختاری هستند که از یک سری حفره های هوایی که بصورت متناوب در امتداد محور فیبر قرار گرفته اند تشکیل شده اند. PCF با استفاده از ابعاد فیزیکی کوچک حسگر را کوچک سازی می کند. علاوه بر این، مودهای هدایت را می توان به راحتی با تغییر پارامترهای ساختاری و انتخاب مواد مناسب، کنترل کرد، که در نهایت باعث بهبود عملکرد سنجش می شود. این مزایای PCF، باعث شده تا حسگرهای مختلف مبتنی بر ساختارهای PCF-SPR علاقه شدیدی را به خود جلب کرده و محققان پیکربندی های جدیدی را به منظور بهبود ویژگی های عملکرد حسگرها طراحی کنند به طوریکه به صورت گسترده

اخیراً، حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی^۲ (SPR) به دلیل عملکرد بالای آنها در کاربردهای حساسی مختلف، مانند برهمکنش آنتی بادی- آنتی ژن، تشخیص آنالیت بیوشیمیایی یا بیولوژیکی و تشخیص های پزشکی، توجه زیادی را به خود جلب کرده اند [۱-۳]. مکانیسم سنجش این حسگرها از طریق تولید و انتشار موج پلاسمون سطحی در سطح مشترک فلز- دی الکتریک اجرا می شود. پیکربندی های اتو و کرشمان مبتنی بر منشور معمول [۵،۴] دو ساختار متداول در این حوزه هستند اما دارای محدودیت هایی مانند اندازه بزرگ، عدم انعطاف پذیری و ناتوانی در کاربردهای سنجش از راه دور می باشند. در سال ۱۹۹۳، یک حسگر SPR مبتنی بر فیبر نوری توسط جورگنسون پیشنهاد شد که بر محدودیت های ذکر شده غلبه کرد [۶]. اصول حسگر SPR آن شبیه حالت حسگر SPR منشور بود و همچنین از موج محو شونده مربوط به بازتاب کل برای تحریک

* نویسنده مسئول

² Surface plasmon resonance

³ Photonic crystal fiber



۲- طراحی سنسور و تئوری

سطح مقطع سنسور SPR-PCF طراحی شده به همراه پیکربندی عملی دستگاه در شکل (۱) نشان داده شده‌اند. ساختار پیشنهادی از دو حلقه به صورت شش ضلعی تشکیل شده که حلقه بیرونی شامل یک سری حفره های هوایی و حلقه درونی شامل چهار حفره از جنس TiN و دو حفره از جنس طلا می‌باشد. همچنین به منظور افزایش کارایی سنسور، دو شکاف با روکشی از لایه نازک طلا در بالا و پایین ساختار ایجاد شده است. مقادیر پارامترهای هندسی ساختار که در ادامه آورده می‌شوند، اندازه‌های اولیه هستند که در قسمت بعدی، مرحله به مرحله مقدار بهینه و نهایی آنها محاسبه خواهد شد. شعاع حفره‌های هوایی (r_a)، شعاع حفره های طلا (r_{Au}) و شعاع حفره‌های TiN یعنی r_{TiN} برابر با $0.16 \mu m$ ، $0.2 \mu m$ و $0.2 \mu m$ میکرومتر در نظر گرفته شده است. فاصله تناوبی بین حفره ها (Λ) برابر با $2 \mu m$ میکرومتر، عمق شکاف ایجاد شده (H) برابر با $2.5 \mu m$ میکرومتر و ضخامت لایه نازک طلا (r_{Au}) برابر با 110 nm نانومتر انتخاب شده‌اند. پارامترهای هندسی و اجزای ساختار طول موج کاری و محدوده ضریب شکست قابل تشخیص آنالیت را تعیین می‌کنند. از این رو، مقادیر اولیه طراحی PCF به گونه ای انتخاب شده‌اند که طول موج کاری و قابلیت تشخیص آنالیت مورد نظر در محدوده مناسبی قرار گیرد. سپس اثر تغییرات پارامترهای هندسی بررسی و به طور جامع مورد ارزیابی قرار می‌گیرند و در نهایت سنسوری با مقادیر پارامتری که کارایی و حساسیت بالایی را ارائه می‌دهد به عنوان ساختار بهینه انتخاب می‌شود. ساختار معرفی شده می‌تواند به روش پشته و کشش^۲ ساخته شود. همچنین لایه طلا را می‌توان با تکنیک رسوب بخار شیمیایی در شرایط فشار بالا رسوب داد. پر کردن حفره ها با مواد مورد نظر نیز با روش کوره القایی ذوب و پمپینگ قابل انجام است. شکل (۱-ب) پیکربندی آزمایشگاهی را برای حسگر پیشنهادی نشان می‌دهد که شامل یک تحلیلگر طیف نوری^۳ (OSA)، یک منبع پهن باند^۴ (BBS) و یک فیبر تک حالت^۵ (SMF) است که آنها را به هم متصل می‌کند. آنالیت مورد استفاده برای اندازه گیری ضریب شکست ماده مورد نظر، بر روی سطح بیرونی سنسور پیشنهادی قرار می‌گیرد. یک لوله ورودی-خروجی برای پایش میزان آنالیت در سنسور استفاده می‌شود. با تشخیص جابجایی پیک تلفات در OSA، می‌توان با توجه به طول موج مربوطه، نوع آنالیت را مشخص نمود. پس زمینه ساختار از جنس سیلیکا می‌باشد. ضریب شکست سیلیکا با استفاده از معادله سلمیر قابل محاسبه است [۱۸].

در (۱)، n ضریب شکست ماده و λ طول موج نور فرودی است. ضرایب $A_1, A_2, A_3, B_1, B_2, B_3$ به ترتیب برابرند با $0.6961663, 0.9196161, 0.4079426, 0.897479, 0.684043, 0.1162414$ و 0.9196161 . استفاده از طلا در سنسورهای ضریب شکستی مبتنی بر فوتونیک کریستال به دلیل ویژگی‌ها و مزایای منحصر به فرد آن صورت می‌گیرد. طلا دارای خواص نوری عالی در ناحیه قابل رؤیت و مادون قرمز طیف

در کاربردهای مختلف حسگری مانند سنجش زیستی، تشخیص ویروس، سنجش شیمیایی و غیره بکار گرفته شوند [۸-۱۱]. اخیراً سنسورهای مبتنی بر PCF زیادی که از فلز به منظور ایجاد پدیده SPR استفاده کرده‌اند، معرفی شده‌اند.

در ۲۰۱۷، رفعت و همکاران یک سنسور پلاسمونیک مبتنی بر فیبر بلور فوتونی ارائه کردند که در آن از فلز طلا استفاده شده بود. ماکزیمم حساسیت آن 4000 nm/RIU بود [۱۲]. در ۲۰۲۱، یک بایوسنسور ضریب شکستی پلاسمونیک مبتنی بر فیبر بلور فوتونی توسط بهلول و همکارانش معرفی شد که از دو شکاف پوشیده شده از لایه نازک نقره استفاده کرده بودند. ماکزیمم حساسیت سنسور آنها برابر با 4100 nm/RIU بود [۱۳]. به منظور افزایش حساسیت و کارایی سنسور، قسمتی از آن را به صورت D شکل برش داده و لایه‌ای از ماده پلاسمونیک بر روی آن قرار می‌دهند. لیو و همکارانش در ۲۰۲۱ یک سنسور D-Shaped PCF-SPR معرفی نمودند که در آن از یک لایه نقره و یک لایه TiO_2 استفاده شده بود. حساسیت سنسور آنها برابر با 7400 nm/RIU گزارش شده است [۱۴]. در ۲۰۲۴، پراوش و همکاران یک بایوسنسور Double D-Shaped PCF-SPR معرفی کردند که دو طرف فیبر را برش داده بودند و در آن فقط از حفره های هوا استفاده شده بود. ماکزیمم حساسیت سنسور برابر با 7500 nm/RIU بود و ماده آنالیت در درون حفره ها تزریق می‌شد [۱۵]. ساختار دیگری که در ۲۰۲۴ توسط دیویا و همکارانش معرفی گردید، یک بایوسنسور دو کاناله برش داده شده به شکل D بود که از طلا در آن استفاده شده بود و ماکزیمم حساسیتی برابر با 6000 nm/RIU به دست آمده بود [۱۶]. میتال و همکاران در سال ۲۰۲۴ یک بایوسنسور PCF-SPR طراحی نمودند که در آن یک شکاف U شکل ایجاد شده بود و لایه های نازکی از طلا و TiO_2 بر روی آن قرار داده شده بود. ماکزیمم حساسیت سنسور فوق برابر با 2000 nm/RIU بوده است [۱۷].

در این تحقیق ما یک سنسور پلاسمونیک مبتنی بر فیبر بلور فوتونی معرفی نموده‌ایم که در آن علاوه بر حفره های هوا به منظور افزایش حساسیت از حفره های شامل طلا و TiN استفاده شده است. همچنین به منظور افزایش کارایی سنسور دو شکاف U شکل در بالا و پایین ساختار ایجاد شده و لایه های نازکی از طلا بر روی آنها قرار گرفته است. ساختار بصورت عددی و به روش المان محدود توسط نرم افزار COMSOL Multiphysics تحلیل و شبیه سازی شده است. همچنین از یک لایه PML^1 برای به حداقل رساندن بازتاب نور و کاهش تلفات پراکندگی در مرز ساختار استفاده شده است. در ادامه، ارزیابی پارامترهای هندسی انجام گردیده، تأثیر تغییرات این پارامترها بر کارایی سنسور بررسی شده است و در نهایت مقادیر بهینه ارائه شده‌اند. این پارامترهای بهینه شده باعث شده که ساختار پیشنهادی دارای حساسیت طول موج بسیار بالا و عدد شایستگی مناسبی باشد.

⁴ Broadband source

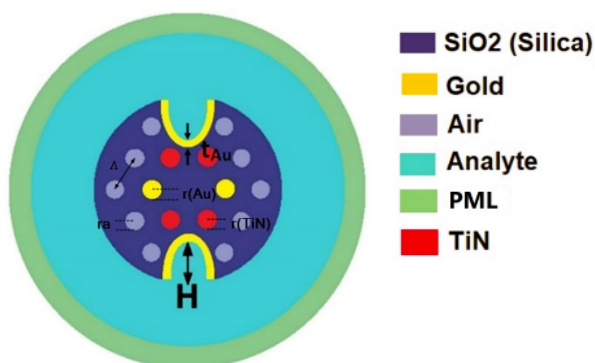
⁵ Single mode fiber

¹ Perfectly matched layer

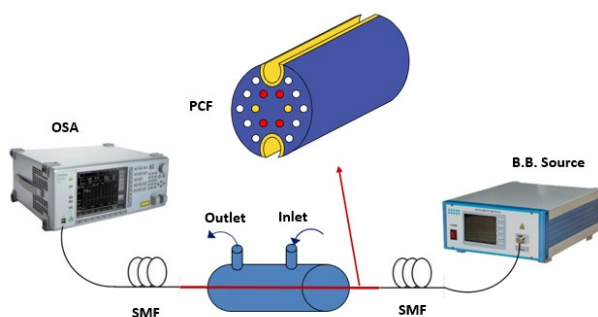
² stack-and-draw

³ Optical spectrum analyzer





شکل (۱): (الف) سطح مقطع سنسور پیشنهادی



شکل (۱): (ب) پیکر بندی عملی دستگاه

نوسانات چگالی الکترون جمعی محدود شده در سطح مشترک فلز-دی الکتریک به عنوان پلاسمون‌های سطحی (SP) نامیده می‌شوند که به دلیل برهم‌کنش بین یک موج الکترومغناطیسی برخوردی و الکترون‌های آزاد فلز ایجاد می‌شوند. برای تحریک پلاسمون‌های سطحی، بردار موج نور فرودی باید با بردار موج پلاسمون‌های سطحی مطابقت داشته باشد. در این شرایط، تمام یا قسمتی از توان نور فرودی به پلاسمون‌ها منتقل می‌شود. ثابت انتشار امواج پلاسمون سطحی (K_{SP}) که در امتداد سطح مشترک فلز-دی الکتریک منتشر می‌شوند با (۲) بیان می‌شود [۲۱]:

$$\epsilon_{Au} = \epsilon_{\infty} - \frac{\omega_D^2}{\omega(\omega + i\gamma_D)} - \frac{\Delta\epsilon \cdot \Omega_L^2}{\omega^2 - \Omega_L^2 + i\Gamma_L\omega} \quad (2)$$

$$K_{SP} = \frac{\omega}{c} \left(\frac{\epsilon_m \epsilon_s}{\epsilon_m + \epsilon_s} \right)^{1/2} \quad (3)$$

که در آن ϵ_m و ϵ_s به ترتیب ثابت‌های دی‌الکتریک فلز و محیط دی‌الکتریک هستند. همچنین ω فرکانس نور فرودی و c سرعت نور در خلأ می‌باشد. ثابت انتشار نور فرودی برابر است با:

$$K_i = \frac{\omega}{c} \sqrt{\epsilon_s} \quad (4)$$

معمولاً برای تحریک پلاسمون‌های سطحی از یک منشور با ثابت دی‌الکتریک بالا برای به دست آوردن موج محوشونده استفاده می‌شود. بردار موج این موج محو شونده را می‌توان به صورت زیر بیان نمود:

$$K_{ev} = \frac{\omega}{c} \sqrt{\epsilon_p} \sin \theta \quad (5)$$

که در آن، ϵ_p ثابت دی‌الکتریک و θ زاویه برخورد نور است. تحریک زمانی اتفاق می‌افتد که بردار موج محوشونده با ثابت انتشار SPW مطابقت داشته باشد. شرط تشدید پلاسمون سطحی به شرح زیر است:

الکترومغناطیسی می‌باشد. ضریب خاموشی مولی بالای طلا باعث برهم‌کنش کارآمد با نور می‌شود. این ویژگی برای دستیابی به حساسیت بالا در سنسورهای فوتونیک کریستالی بسیار مهم است. همچنین طلا به عنوان فلزی شناخته می‌شود که قابلیت بالایی در پشتیبانی از SPR ها را دارد. تحریک SPR ها منجر به افزایش میدان‌های الکترومغناطیسی در نزدیکی سطح طلا می‌شود که در نتیجه حساسیت تشخیص در کاربردهای حسگری افزایش می‌یابد. به علاوه، طلا سازگاری زیستی بالایی دارد و بنابراین برای برخی از کاربردهای حسگری در حوزه‌های زیستی و پزشکی مناسب است. رابطه پراکندگی برای طلا با استفاده از مدل درود-لورنتز به صورت زیر است [۱۹]:

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

در (۲)، ϵ_{Au} ثابت دی‌الکتریک طلا، ϵ_{∞} ثابت دی‌الکتریک فرکانس بالا برابر با $5/9673$ ، $\Delta\epsilon$ پارامتر وزنی معادله و برابر با $1/09$ ، ω فرکانس زاویه‌ای موج منتشره، ω_D و γ_D به ترتیب فرکانس پلاسم و فرکانس میرایی و برابر با $2113/6 \text{ rad/s}$ و $15/92 \text{ rad/s}$ هستند. Ω_L و Γ_L به عنوان فرکانس و پهنای طیف اسیلاتور لورنتز شناخته می‌شوند که به ترتیب برابر با $65/07 \text{ rad/s}$ و $86/104 \text{ rad/s}$ می‌باشند. ماده دیگری که در ساختار پیشنهادی استفاده شده، TiN است که به واسطه خصوصیات مناسبی همچون ضریب شکست بالا، تلفات کم، پایداری شیمیایی، زیست سازگاری و فرآیند ساخت مناسب در سنسورهای پلاسمونیک مورد توجه قرار گرفته است. برای محاسبه ثابت دی الکتریک از (۲) استفاده می‌کنیم. در این حالت مقادیر پارامترهای ϵ_{∞} ، $\Delta\epsilon$ ، ω_D ، γ_D ، Ω_L و Γ_L به ترتیب عبارتند از [۲۰]: $2/0376$ ، $2/485$ ، $2/4852 \text{ eV}$ ، $3/9545 \text{ eV}$ ، $0/5142 \text{ eV}$ و $5/953 \text{ eV}$.

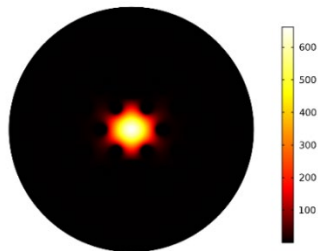
برقراری این شرط تطبیق فاز منجر به انتقال انرژی از فوتون‌ها به SPW می‌شود که به شدت به ضریب شکست آنالیت وابسته است. علاوه بر این، در مورد سنسورهای SPR مبتنی بر فیبر نوری، به دلیل انعکاس کلی داخلی مود هسته، موج محو شونده در سطح مشترک روکش و هسته وجود می‌آید. بنابراین، برای طراحی سنسورهای SPR مبتنی بر فیبر بلور فوتون، می‌توان منشور را با هسته فیبر جایگزین کرد. میدان محوشونده، پلاسمون‌های سطحی را در سطح مشترک لایه فلز و ماده آنالیت تحریک می‌کند. کوپلینگ این میدان‌ها به شدت به طول موج، پارامترهای هندسی و مواد استفاده شده بستگی دارد. در سنسورهای پلاسمونیک مبتنی بر PCF، شرایط تطبیق فاز در نقطه تقاطع مودهای مؤثر هسته و SPP اتفاق می‌افتد. در طول موج تشدید، قسمت‌های حقیقی ضرایب شکست مؤثر هسته و SPP ها با هم برابر می‌شوند. علاوه بر این، منحنی تلفات محدود شوندگی^۱ به عنوان تابعی از قسمت موهومی ضریب شکست مؤثر، در طول موج تشدید مربوط به تحریک پلاسمون‌های سطحی، به مقدار ماکزیمم خود می‌رسد و یک پیک را نشان می‌دهد.

^۱ confinement loss

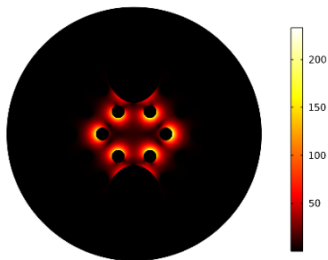
در نقطه تقاطع دو خط سبز و آبی رنگ یعنی جایی که قسمت حقیقی ضرایب شکست مؤثر مود هسته و مود SPP با هم برابر می‌شوند، رخ می‌دهد. در همین طول موج تشدید (۲/۱ میکرومتر) نمودار تلفات به مقدار ماکزیمم خود می‌رسد. در واقع در این طول موج، ماکزیمم انرژی از مود هسته به مود SPP منتقل می‌شود.

۳-۲- بهینه‌سازی پارامترهای ساختاری

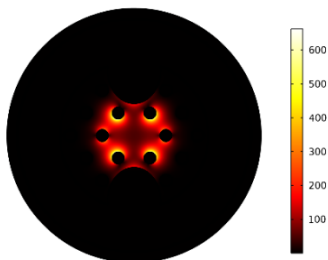
در ابتدا شعاع حفره‌های هوایی (r_a) را از ۰/۵ تا ۰/۶ میکرومتر تغییر می‌دهیم. نمودار تلفات محدود شوندگی بر حسب طول موج به ازای مقادیر مختلف r_a در شکل (۴) رسم شده است. مشاهده می‌کنیم که مقدار تلفات از 58 dB/cm تا 65 dB/cm و طول موج تشدید از ۲/۱۶ تا ۱/۲ میکرومتر تغییر می‌کند. دلیل این اتفاق این است که با افزایش r_a ضریب شکست مؤثر پوسته کاهش می‌یابد و در نتیجه تفاوت بین ضریب شکست هسته و پوسته افزایش یافته و پدیده بازتاب کلی داخلی، بهتر صورت می‌پذیرد که باعث کوپلینگ بهتر و افزایش تلفات خواهد شد. همچنین به دلیل تغییر شرایط تطبیق فاز، طول موج تشدید هم تغییر می‌کند. با توجه به نتایج بدست آمده مقدار بهینه r_a را همان ۰/۶ میکرومتر در نظر می‌گیریم.



شکل (۲): الف) توزیع میدان الکتریکی در الف) مود هسته در طول موج ۲/۰۵ میکرومتر



شکل (۲): ب) مود SPP در طول موج ۲/۰۷ میکرومتر



شکل (۲): ج) مود کوپلینگ یا تشدید در طول موج ۲/۱ میکرومتر

$$\frac{\omega}{c} \sqrt{\epsilon_p} \sin \theta_{res} = \frac{\omega}{c} \left(\frac{\epsilon_m \epsilon_s}{\epsilon_m + \epsilon_s} \right)^{1/2} \quad (6)$$

به منظور بررسی کارآیی سنسور، برخی از پارامترها باید محاسبه شوند. یکی از این پارامترها تلفات محدود شوندگی می‌باشد که بصورت زیر تعریف می‌شود [۲۲]:

$$\alpha (\text{dB/cm}) = 8.686 \times \frac{2\pi}{\lambda (\mu\text{m})} \times \text{Im}(n_{eff}) \times 10^4 \quad (7)$$

که در آن λ طول موج کاری و $\text{Im}(n_{eff})$ قسمت موهومی ضریب شکست مؤثر مربوط به مود اصلی هسته است. با استفاده از روش بررسی طول موجی، یکی دیگر از پارامترهای مهم برای ارزیابی سنسور به نام حساسیت طول موج به صورت زیر تعریف می‌شود [۲۲]:

$$S_\lambda (nm/RIU) = \frac{\Delta \lambda_{res}}{\Delta n_a} \quad (8)$$

در (۸)، $\Delta \lambda_{res}$ تغییرات طول موج تشدید و Δn_a تغییرات ضریب شکست آنالیت‌های مجاور می‌باشند. وضوح سنسور به عنوان حداقل تغییر کمیتی که قابل شناسایی باشد با (۹) به دست می‌آید [۲۳]:

$$R(RIU) = \Delta n_a \times \frac{\Delta \lambda_{min}}{\Delta \lambda_{res}} \quad (9)$$

که $\Delta \lambda_{min}$ را معمولاً با توجه به قدرت تشخیص دستگاه تحلیلگر طیف نوری (OSA) برابر با ۰/۱ نانومتر در نظر می‌گیرند. از آنجاییکه حساسیت طول موج و پهنای طیف هر دو نقش اساسی در بهبود محدودیت‌های تشخیص و افزایش عملکرد سنسور دارند، مفهوم عدد شایستگی (FOM) می‌تواند مفید باشد که به صورت زیر تعریف می‌شود [۲۴]:

$$FOM(RIU^{-1}) = \frac{S_\lambda}{FWHM} \quad (10)$$

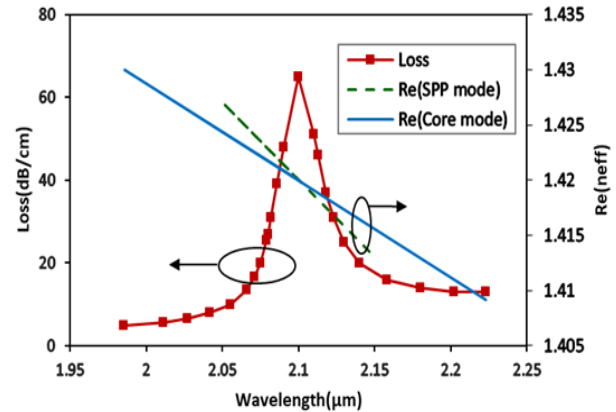
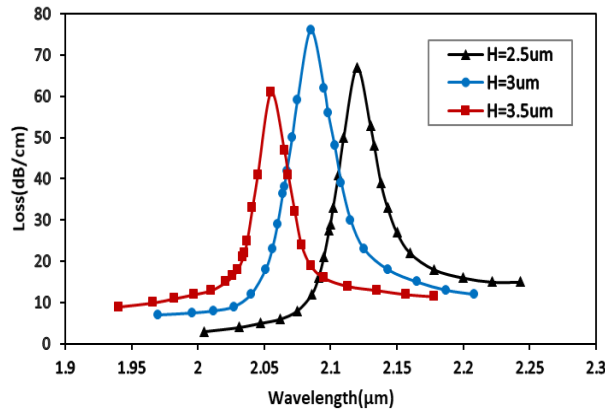
که FWHM مقدار پهنای در نصف مقدار ماکزیمم می‌باشد.

۳- نتایج و توضیحات

۳-۱- تحلیل خصوصیات تشدید در سنسور

هنگامی که شرایط تطبیق فاز بین مود هسته و مود SPP برقرار شود، نور منتشر شده در هسته می‌تواند با پلاسمون‌های سطحی کوپل شود. در این حالت، ماکزیمم انرژی از مود هسته به مود SPP منتقل می‌شود و حالت تشدید بوجود می‌آید. شکل (۲) توزیع میدان الکتریکی را در سه حالت مود هسته (۲-الف)، مود SPP (۲-ب) و مود کوپلینگ (۲-ج) نشان می‌دهد. در این حالت، کوپلینگ در طول موج ۲/۱ میکرومتر رخ می‌دهد. شکل (۳) نمودار پراکندگی را به ازای ضریب شکست آنالیت ۱/۳۵ نشان می‌دهد. خط آبی رنگ مربوط به قسمت حقیقی ضریب شکست مؤثر مود هسته و خط سبز رنگ قسمت حقیقی ضریب شکست مؤثر مود SPP می‌باشد. منحنی قرمز رنگ نیز نمودار تلفات محدود شوندگی است که رابطه مستقیم با قسمت موهومی ضریب شکست مؤثر دارد. همانگونه که قابل مشاهده است شرط تطبیق فاز یا همان تشدید

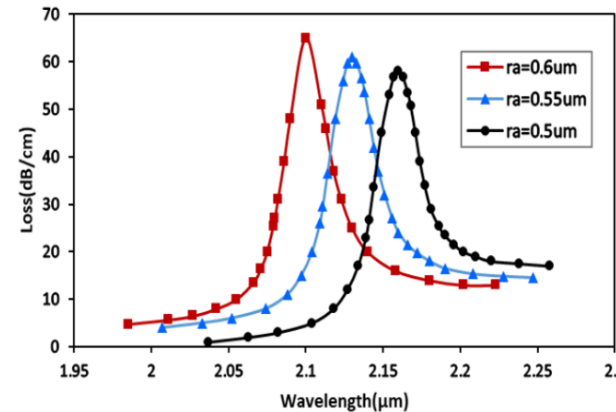




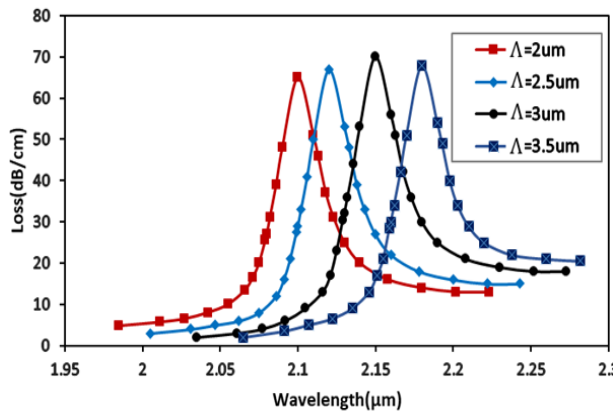
شکل (۳): نمودار پراکندگی. منحنی قرمز رنگ بیانگر تلفات محدودشوندگی، خط آبی رنگ قسمت حقیقی ضریب شکست مؤثر مود هسته و خط سبز رنگ قسمت حقیقی ضریب شکست مؤثر مود SPP است. در این نمودار، $n_a = 1.35$ ، $r_a = r_{Au} = r_{TiN} = 0.6 \mu m$ و $t_{Au} = 110 nm$ در نظر گرفته شده اند.

حال اثر تغییر فاصله حفره ها از هم (Λ) را بررسی می کنیم. اثر تغییر Λ بر تلفات در شکل (۵) نشان داده شده است. با افزایش Λ از ۲ میکرومتر تا ۳/۵ میکرومتر ابتدا تلفات افزایش یافته و سپس کم می شود. با افزایش Λ فاصله بین حفره ها افزایش یافته و باعث می شود که انرژی مود هسته بهتر به مود SPP برسد و در نتیجه برهم کنش بین ماده آنالیت و لایه طلا بهتر انجام شده و تلفات افزایش یابد. اما با افزایش Λ به ۳/۵ میکرومتر، قسمتی از انرژی مود هسته در ساختار بصورت نشتی تلف می شود و باعث کاهش تلفات خواهد شد. با توجه به نتایج به دست آمده مقدار بهینه Λ برابر با ۳ میکرومتر در نظر گرفته می شود. در این حالت مقدار ماکزیمم تلفات $70 dB/cm$ و طول موج تشدید $2115 nm$ میکرومتر خواهد بود. شکل (۶) اثر تغییر عمق شکاف H را نشان می دهد. با افزایش H مقدار تلفات زیاد شده و سپس کم می شود. در واقع با افزایش H، ماده آنالیت به هسته نزدیکتر شده و انرژی بیشتری از هسته می تواند به ماده آنالیت برسد و بر هم کنش بهتری را پدید آورد و در نتیجه تلفات افزایش یابد. اما با افزایش بیشتر H از ۳ میکرومتر، به دلیل تداخل با حفره های TiN انتقال انرژی به درستی صورت نگرفته و تلفات کاهش می یابد. با توجه به موارد گفته شده مقدار بهینه H برابر با ۳ میکرومتر انتخاب می شود. تلفات ماکزیمم در این حالت $76 dB/cm$ و طول موج تشدید $2108 nm$ میکرومتر است. پارامتر مهم بعدی ضخامت لایه نازک طلا (t_{Au}) است. شکل (۷) نتایج محاسبات مربوط به تغییر t_{Au} را نمایش می دهد. با افزایش ضخامت طلا از ۵۰ نانومتر تا ۱۱۰ نانومتر تلفات محدودشوندگی از $86/3 dB/cm$ به $76 dB/cm$ کاهش می یابد. همچنین طول موج تشدید نیز از $2105 nm$ به $2108 nm$ میکرومتر منتقل می شود. این اتفاق به این دلیل است که هرچه ضخامت لایه طلا بیشتر شود انرژی موج محو شونده که از مود هسته به لایه طلا می رسد به دلیل پدیده میرایی، کمتر شده و برهم کنش آن با آنالیت ضعیف تر خواهد شد. در نتیجه تلفات کاهش می یابد. همچنین با تغییر ضخامت لایه طلا، ضریب شکست مؤثر کلی تغییر می کند و در نتیجه شرایط تشدید عوض می شود (۶) و بنابراین طول موج تشدید هم جابجا خواهد شد. در نهایت مقدار بهینه t_{Au} را برابر با ۵۰ نانومتر در نظر می گیریم.

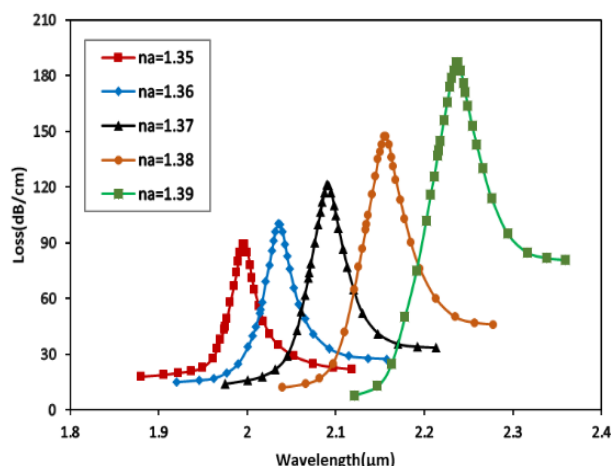
شکل (۴): نمودار تلفات محدودشوندگی به ازای تغییرات شعاع حفره های هوایی r_a . برای بدست آوردن نمودارها، $n_a = 1.35$ ، $r_{Au} = r_{TiN} = 0.6 \mu m$ و $t_{Au} = 110 nm$ در نظر گرفته شده اند.



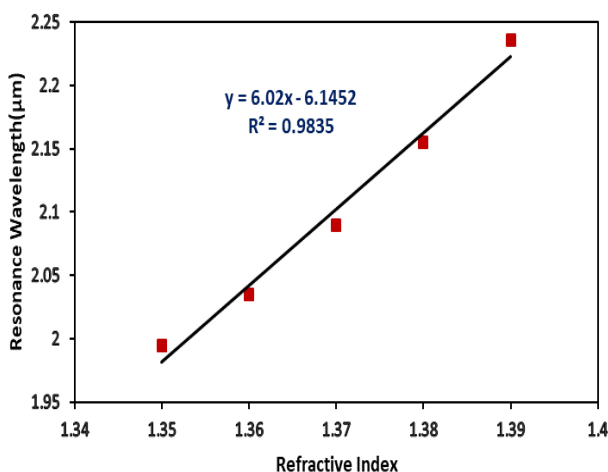
شکل (۵): نمودار تلفات محدودشوندگی به ازای تغییرات فاصله بین حفره ها (Λ). برای بدست آوردن نمودارها، $n_a = 1.35$ ، $r_a = r_{Au} = r_{TiN} = 0.6 \mu m$ و $t_{Au} = 110 nm$ در نظر گرفته شده اند.



شکل (۶): نمودار تلفات محدودشوندگی به ازای تغییرات فاصله بین حفره ها (Λ). برای بدست آوردن نمودارها، $n_a = 1.35$ ، $r_a = r_{Au} = r_{TiN} = 0.6 \mu m$ و $t_{Au} = 110 nm$ در نظر گرفته شده اند.

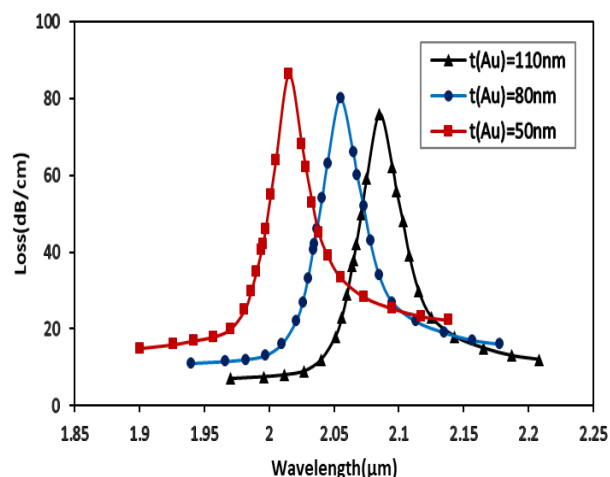


شکل (۱۰): تلفات محدودشوندگی به ازای ضرایب شکست مختلف ماده آنالیت. برای نمودارها، $H = 3\mu m$ ، $\Lambda = 3\mu m$ ، $n_a = 1.35$ و بدست آوردن نمودارها، $r_a = r_{Au} = 0.6\mu m$ و $r_{TiN} = 0.55\mu m$ در نظر گرفته شده اند.

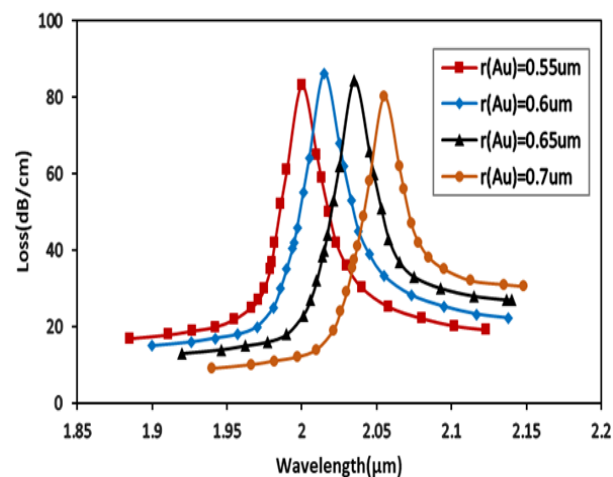


شکل (۱۱): بررسی خطی بودن سنسور پیشنهادی. نمودار ضرایب شکست مختلف ماده آنالیت بر حسب طول موج های تشدید.

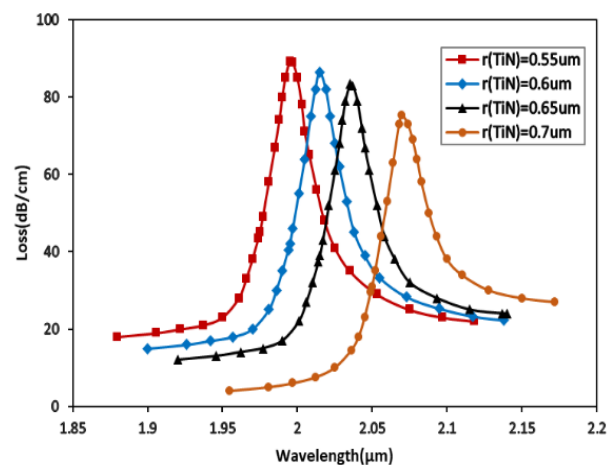
دو پارامتر دیگر، شعاع حفره های طلا (r_{Au}) و حفره های TiN (r_{TiN}) است که اثر تغییرات آنها در شکل (۸-۹) نشان داده شده است. با افزایش r_{Au} برهم کنش بین طلا و انرژی مود هسته و در نتیجه تلفات بیشتر خواهد شد. اما با افزایش بیشتر شعاع، کاهش اندکی در تلفات مشاهده می شود که ناشی از ورود حفره طلا به ناحیه مودال هسته است و باعث می شود که انرژی مود هسته به خوبی به حفره طلا منتقل نشود. در این حالت مقدار بهینه r_{Au} را برابر با $0.6\mu m$ میکرومتر در نظر می گیریم که معادل تلفات ماکزیمم 86.3 dB/cm در طول موج تشدید $2.15\mu m$ میکرومتر است. از شکل (۹) قابل مشاهده است که با افزایش r_{TiN} شاهد کاهش تلفات هستیم. با افزایش r_{TiN} کانال ارتباطی که انرژی مود هسته از طریق آن به آنالیت می رسد تنگ تر شده و انرژی کمتری به مود SPP رسیده و در نتیجه برهم کنش ضعیفتر شده و تلفات کم می شود. با توجه به نتایج، برای r_{TiN} مقدار $0.55\mu m$ میکرومتر در نظر گرفته شده است. در این حالت مقدار ماکزیمم تلفات محدود شونده 89 dB/cm و طول موج تشدید $2.1995\mu m$ میکرومتر می شود. نمودار تلفات محدود شونده به ازای مقادیر



شکل (۱۲): تلفات محدودشوندگی به ازای تغییر ضخامت لایه طلا (t_{Au}). برای بدست آوردن نمودارها، $n_a = 1.35$ ، $\Lambda = 3\mu m$ ، $H = 3\mu m$ و $r_a = r_{TiN} = r_{Au} = 0.6\mu m$ در نظر گرفته شده اند.



شکل (۱۳): تلفات محدودشوندگی به ازای تغییر شعاع حفره های طلا (r_{Au}). برای نمودارها، $n_a = 1.35$ ، $\Lambda = 3\mu m$ ، $H = 3\mu m$ و $r_a = r_{TiN} = 0.6\mu m$ در نظر گرفته شده اند.



شکل (۱۴): تلفات محدودشوندگی به ازای تغییر شعاع حفره های طلا (r_{TiN}). برای نمودارها، $n_a = 1.35$ ، $\Lambda = 3\mu m$ ، $H = 3\mu m$ و $r_a = r_{Au} = 0.6\mu m$ در نظر گرفته شده اند.

کاربردهای تشخیصی پیدا کرده‌اند. ما در این تحقیق یک سنسور تشخیص ضریب شکست ارائه دادیم که برای بهبود عملکرد آن از حفره های طلا و TiN و همچنین دو شکاف با لایه های نازک طلا، استفاده نمودیم. ویژگی‌های تشخیصی سنسور پیشنهادی با استفاده از روش المان محدود بررسی شدند. به منظور رسیدن به یک ساختار بهینه و مناسب، مرحله به مرحله پارامترهای مهم ساختار را بررسی و اثر تغییرات آنها بر عملکرد سنسور را آنالیز نمودیم. با توجه به نتایج محاسبه شده، ساختار پیشنهادی ما دارای حساسیت بسیار بالای $8100 \text{ nm}/RIU$ ، مقدار ماکزیمم FOM برابر با 112 RIU^{-1} و رزولوشن 1.2×10^{-5} مناسب برای کاربردهای تشخیصی بایومولکولی و پزشکی همچون تشخیص برخی سلول های سرطانی (PC12 و MCF-7)، هموگلوبین، پلاسمای خون، گلبول سفید، سلول کبد و غیره بسیار مناسب می‌باشد. محدوده ضریب شکست سنسور پیشنهادی بین $1/35$ تا $1/39$ می‌باشد.

مختلف ضریب شکست ماده آنالیت در شکل (۱۰) نشان داده شده است. محدوده قابل تشخیص سنسور ضرایب شکست بین $1/35$ تا $1/39$ است. همچنین خطی بودن سنسور در شکل (۱۱) بررسی شده که گویای کارکرد مناسب و خطی ساختار پیشنهادی است. در انتها در جدول (۱) محاسبات پارامترهای ارزیابی سنسور پیشنهادی آورده شده اند. ماکزیمم حساسیت سنسور برابر با $8100 \text{ nm}/RIU$ ، ماکزیمم FOM ساختار برابر با 112 RIU^{-1} و رزولوشن آن برابر با $1.2 \times 10^{-5} RIU$ شده که بیانگر کارایی بالای سنسور پیشنهادی و مناسب برای کارهای تشخیصی بایومولکولی می‌باشد. در انتها، مقایسه بین سنسور پیشنهادی با برخی از کارهای مشابه در جدول (۲) آورده شده است.

۴- نتیجه گیری

سنسورهای پلاسمونیک مبتنی بر فیبر بلور فوتونی به دلیل خصوصیات منحصر به فردی که دارند نقش بسیار مهمی در نانو فوتونیک و

جدول (۱): پارامترهای ارزیابی سنسور پیشنهادی

ضریب شکست RI	فرکانس تشدید (μm)	پیک تلفات (dB/cm)	جابجایی پیک (μm)	FWHM (nm)	S حساسیت (nm/RIU)	FOM (RIU^{-1})	Resolution (RIU)
1.35	1.995	89	0.035	46	4000	87	2.5×10^{-5}
1.36	2.035	100	0.055	53	5500	104	1.8×10^{-5}
1.37	2.09	121	0.065	58	6500	112	1.5×10^{-5}
1.38	2.155	147	0.081	74	8100	110	1.2×10^{-5}
1.39	2.236	187	N/A	98	N/A	N/A	N/A

جدول (۲): مقایسه سنسور پیشنهادی با برخی از کارهای مشابه گزارش شده

مرجع/سال	FOM (RIU^{-1})	Resolution (RIU)	S حساسیت (nm/RIU)	محدوده ضریب شکست	ساختار سنسور
2022/[13]	-	2.44×10^{-5}	4100	1.38-1.41	PCF based plasmonic (silver)
2022/[25]	102	—	5100	1.35-1.40	D-type PCF based plasmonic (gold)
2022/[26]	-	2.35×10^{-5}	4250	1.34-1.348	D-type PCF based plasmonic (graphene-TiO ₂ -silver)
2023/[27]	50.98	—	4800	1.33-1.38	Optical fiber SPR sensor(Hematite)
2024/[16]	125	5×10^{-5}	6000	1.31-1.41	dual D-type PCF (gold)
2024/[15]	-	—	7500	1.33-1.40	PCF based plasmonic (gold)
2024/[17]	-	5×10^{-5}	2000	1.39-1.44	PCF based plasmonic (u-groove gold- TiO ₂)
Our work	112	1.2×10^{-5}	8100	1.35-1.39	PCF based plasmonic (double-u-groove gold- TiN)

مراجع

- [1] Vasimalla Y, Salah NH, Santhosh C, Balaji R, Rasul HM, Srither SR, Kumar S. "SMF-based SPR sensors utilizing thallium bromide immobilization for detection of various bacterial cells", *Microchemical Journal*, vol. 208, pp. 112312, Jan. 2025. <https://doi.org/10.1016/j.microc.2024.112312>
- [2] Singh NP, Mishra AC, Yadav S, Lohia P, Dwivedi DK. "Numerical analysis of SPR biosensor using zinc telluride, ferric oxide and black phosphorous for malaria detection" *Journal of Optics*. pp. 1-11, Jan. 2025. <https://doi.org/10.1007/s12596-025-02460-w>
- [3] Xu W, Liu T, Ma Y, Jin M, Wang F, Fan C, Zhangyong Z, Han L. "Highly Sensitive Surface Plasmon Resonance Cancer Cell Biosensor Based on BlueP/TMDCs and MXene Heterostructure", *Plasmonics*, pp. 1-11, Jan. 2025. <https://doi.org/10.1007/s11468-024-02729-z>
- [4] Kretschmann, E., & Raether, H. "Radiative decay of non radiative surface plasmons excited by light", *Zeitschrift für Naturforschung A*, vol. 23, no. 12, pp. 2135-2136, Dec. 1968. <https://doi.org/10.1515/zna-1968-1247>
- [5] Otto, A., "Excitation of nonradiative surface plasma waves in silver by the method of frustrated total reflection", *Zeitschrift für Physik A Hadrons and nuclei*, vol. 216, no. 4, pp. 398-410, Aug. 1968. <https://doi.org/10.1007/BF01391532>



- [19] Nagasaki, A., Saitoh, K. and Koshiba, M., "Polarization characteristics of photonic crystal fibers selectively filled with metal wires into cladding air holes", *Optics express*, vol. 19, no. 4, pp.3799-3808, Feb. 2011. <https://doi.org/10.1364/OE.19.003799>
- [20] Khalil AE, El-Saeed AH, Farag MA, Hashish ME, Roshdi M, Hameed MF, Azab MY, Obayya SS. "Highly sensitive photonic crystal fiber biosensor based on alternative plasmonic material", *In Nanophotonics VII*, . vol. 10672, pp. 102-108, SPIE. May 2018. <https://doi.org/10.1117/12.2306300>
- [21] Gupta, B.D. and Verma, R.K., "Surface plasmon resonance-based fiber optic sensors: principle, probe designs, and some applications", *Journal of sensors*, p. 979761, Aug. 2009. <https://doi.org/10.1155/2009/979761>
- [22] Das A, Huraiya MA, Tabata H, Ramaraj SG. "Ultra-sensitive refractive index detection with gold-coated PCF-based SPR sensor", *Talanta Open*. vol. 10, pp. 100384, 2024 Dec <https://doi.org/10.1016/j.talo.2024.100384>
- [23] Majeed MF, Ahmad AK. "Design and analysis of a high sensitivity open microchannel PCF-based surface plasmon resonance refractometric sensor", *Optical Materials*. vol. 147, pp. 147:114617, Jan 2024. <https://doi.org/10.1016/j.optmat.2023.114617>
- [24] Hassan AA, Nafiz AA, Mahmud RR, Nayan MF, Salimullah SM. "Investigation of dual plasmonic material integrated wrench-shaped PCF sensor with broadband resonance for cancer cell & chemical detection", *Optik*. vol. 318, pp. 318:172092, Dec 2024. <https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2024.172092>
- [25] Meng, F., Wang, H., & Fang, D. "Research on D-shape open-loop PCF temperature refractive index sensor based on SPR effect". *IEEE Photonics Journal*, vol. 14, no. 3, pp. 1-5, Apr. 2022. [doi: 10.1109/JPHOT.2022.3166822](https://doi.org/10.1109/JPHOT.2022.3166822).
- [26] Sorathiya, V., Lavadiya, S., Faragallah, O. S., Eid, M. M., & Rashed, A. N. Z. "D shaped dual core photonics crystal based refractive index sensor using graphene-titanium-silver materials for infrared frequency spectrum", *Optical and Quantum Electronics*, vol. 54, no. 5, pp. 290, May 2022. <https://doi.org/10.1007/s11082-022-03700-0>
- [27] Zhang KK, Wang YY, Wang Q, Wang HY, Qian YZ, Zhang DY, Xue YY, Li S, Zhang L. "Sensitive monitoring of refractive index by surface plasmon resonance (SPR) with a gold α -iron (III) oxide thin film. Instrumentation Science & Technology", vol. 51, no. 5, pp. 558-573, Sep 2023. <https://doi.org/10.1080/10739149.2023.2180030>
- [6] Jorgenson, R.C. and Yee, S.S., "A fiber-optic chemical sensor based on surface plasmon resonance", *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 12, no. 3, pp. 213-220, Apr. 1993. [https://doi.org/10.1016/0925-4005\(93\)80021-3](https://doi.org/10.1016/0925-4005(93)80021-3)
- [7] Knight, J.C., Birks, T.A., Atkin, D.M. and Russell, P.S.J., "Pure silica single-mode fibre with hexagonal photonic crystal cladding", In Optical fiber communication conference (p. PD3). *Optica Publishing Group*, Feb. 1996. [rev-01.docx](https://doi.org/10.1364/OPTICA.1996.PD3)
- [8] Zhang, Q., Huang, C., Liao, X., Wang, Y., Tang, J., Hu, J., Shao, W. and Liu, J., "Highly Sensitive PCF Sensor Based on Au-TiO₂ for Cancer Cell Detection", *IEEE Sensors Journal*. Feb. 2025. [doi: 10.1109/JSEN.2025.3537767](https://doi.org/10.1109/JSEN.2025.3537767).
- [9] Mahmud, R.R., Anzum, M.S., Hassan, A.A., Rafsan, A.A., Salimullah, S.M. and Nayan, M.F., "Dual-side polished SPR-PCF ultra-wide refractive index sensor with high amplitude sensitivity", *Journal of Optics*, vol. 27, no. 2, pp.025101, Jan. 2025. [doi: 10.1088/2040-8986/ada4bd](https://doi.org/10.1088/2040-8986/ada4bd)
- [10] Zhang, Q., Zhang, Z., Huang, C., Liao, X., Tang, J., Hu, J., Wang, Y. and Shao, W., "Research on D-shape PCF Temperature Sensor with Simple Structure and High Sensitivity", *Optik*, vol. 323, pp. 172228, Jan. 2025. <https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2025.172228>
- [11] Fan, Z., Lin, J., Zhang, X., Meng, J. and Liu, J., "Photonic crystal fiber SPR refractive index sensor based on Au and TiO₂ coatings", *Optics Communications*, vol. 578, pp. 131512, Apr. 2025. <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2025.131512>
- [12] Rifat, A. A., Hasan, M. R., Ahmed, R., & Butt, H. "Photonic crystal fiber-based plasmonic biosensor with external sensing approach", *Journal of Nanophotonics*, vol. 12, no. 1, pp. 012503-012503, Jan. 2018. <https://doi.org/10.1117/1.JNP.12.012503>
- [13] Bahloul, L., Ferhat, M. L., Haddouche, I., & Cherbi, L. "A high-resolution refractive index sensor of partially cleaved PCF based on surface plasmon resonance". *Journal of Optics*. pp. 1-9, Jun. 2022. <https://doi.org/10.1007/s12596-021-00795-8>
- [14] Liu C, Shen T, Liang H, Chen JJ, Yang T. "Surface plasmon resonance refractive index sensor based on photonic crystal fiber with silver film and titanium dioxide film", In 2021 IEEE 6th Optoelectronics Global Conference (OGC) 2021 Sep 15, (pp. 47-51). IEEE. [doi: 10.1109/OGC52961.2021.9654350](https://doi.org/10.1109/OGC52961.2021.9654350).
- [15] Praveesh R, Kumar D, Pandey BP, Chaudhary VS, Kumar S. "Design and analysis of a double D-shaped dual core PCF sensor for detecting biomolecules in the human body", *IEEE Sensors Journal*, vol. 24, no. 2, pp. 14159-14166, Mar. 2024. [doi: 10.1109/JSEN.2024.3380095](https://doi.org/10.1109/JSEN.2024.3380095).
- [16] Divya J, Selvendran S, Raja AS, Borra V. "A Novel Plasmonic Sensor Based on Dual-Channel D-Shaped Photonic Crystal Fiber for Enhanced Sensitivity in Simultaneous Detection of Different Analytes", *IEEE Transactions on NanoBioscience*. vol. 23, no. 1, pp. 127-139, Jul 2023. [doi: 10.1109/TNB.2023.3294330](https://doi.org/10.1109/TNB.2023.3294330).
- [17] Mittal S, Saharia A, Ismail Y, Petruccione F, Bourdine AV, Morozov OG, Demidov VV, Yin J, Singh G, Tiwari M, Kumar S. "Design and performance analysis of a novel hoop-cut SPR-PCF sensor for high sensitivity and broad range sensing applications", *IEEE Sensors Journal*. vol. 24, no. 3, pp. 2697-2704, Feb. 2024. [doi: 10.1109/JSEN.2023.3339813](https://doi.org/10.1109/JSEN.2023.3339813).
- [18] Mukhopadhyay AK, Sarkar S, Mukherjee S, Das NR. "Optimization and characterization of a PCF-based SPR sensor for enhanced sensitivity and reliability in diverse chemical and biological applications", *Journal of the Optical Society of America B*. vol. 42, no. 1, pp. 97-104, Dec 2024. <https://doi.org/10.1364/JOSAB.537519>

