

Design and Optimization of a Black Phosphorus-Based SPR Refractive-Index Sensor for Differentiating Healthy and Cancerous Skin Tissue Models

V. Mohadesi^{1,3,*}, N. Dadashzadeh^{2,3}

¹Department of Electrical Engineering, Sara.C., Islamic Azad University, Sarab, Iran

²Department of Electrical Engineering, Ara. C., Islamic Azad University, Jolfa, Iran

³Biophotonics Research Center, Ta. C., Islamic Azad University, Tabriz, Iran

Received: 2026-04-19

Revised: 2026-05-14

Accepted: 2026-07-10

Abstract: Early differentiation of healthy and cancerous skin tissue models requires sensitive optical platforms capable of detecting subtle refractive index variations in biological media. In this study, a multilayer Surface Plasmon Resonance (SPR) sensor in the Kretschmann configuration with a BK7/Ag/ZnO/TiO₂/BP architecture was numerically designed and optimized using the Transfer Matrix Method (TMM) at a wavelength of 633 nm. The primary objective was to simultaneously leverage the optical properties of black phosphorus (BP) and the dielectric properties of TiO₂ and ZnO layers to enhance the interaction of the electromagnetic field with the sensing medium and improve the plasmonic response to refractive index changes. During the optimization process, the thickness of the silver layer, the thicknesses of the dielectric layers, and the number of BP layers were systematically investigated. The results demonstrated that the optimized structure—comprising a 52 nm silver layer, 4 nm ZnO and 2 nm TiO₂ layers, and three BP layers—offered the highest performance among the evaluated configurations. This structure is capable of detecting the refractive index shift from 1.36 in the healthy tissue model to 1.38 in the cancerous tissue model, exhibiting an angular sensitivity of 354 deg/RIU and a Figure of Merit (FoM) of 83.87 RIU⁻¹. The findings indicate that combining ZnO, TiO₂, and BP layers can improve sensor performance against refractive index variations by modifying plasmonic coupling conditions and increasing electromagnetic field interaction with the sensing environment. Consequently, the proposed architecture holds promise as a suitable optical platform for refractive-index-based discrimination between healthy and cancerous skin tissue models. However, since the present study is based on numerical refractive index modeling, confirming its capability for selective detection of specific cancer cells or biomarkers will require experimental validation and the integration of specific bioreceptors in future studies.

Keywords: Surface plasmon resonance, Skin cancer, Black phosphorus, Optical biosensor

Corresponding Author. Email: vmohadesi@iau.ac.ir

How to Cite This Article:

Mohadesi V, Dadashzadeh N. Design and Optimization of a Black Phosphorus-Based SPR Refractive-Index Sensor for Differentiating Healthy and Cancerous Skin Tissue Models. Nanomeghyas. 2026;():e741116 (In Persian). doi: 10.22034/ns.2026.2095230.1442



This is an open access article under the CC-BY license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

طراحی و بهینه‌سازی حسگر ضریب شکست SPR بر پایه فسفر سیاه جهت تمایز مدل‌های بافت پوستی سالم و سرطانی

وحیده محدثی^{۱،*}، نوشین داداش زاده^{۲،۳}

^۱ گروه مهندسی برق، واحد سراب، دانشگاه آزاد اسلامی، سراب، ایران

^۲ گروه مهندسی برق، واحد ارس، دانشگاه آزاد اسلامی، جلفا، ایران

^۳ مرکز تحقیقات بیوفوتونیک، واحد تبریز، دانشگاه آزاد اسلامی، تبریز، ایران

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۴/۱۹

تاریخ بازنگری: ۱۴۰۵/۰۲/۲۴

تاریخ دریافت: ۱۴۰۵/۰۱/۳۰

چکیده: تمایز زودهنگام مدل‌های بافت پوستی سالم و سرطانی نیازمند بسترهای نوری حساسی است که بتوانند تغییرات کوچک ضریب شکست در محیط‌های زیستی را آشکار کنند. در این پژوهش، یک حسگر تشدید پلاسمون سطحی (SPR) چندلایه مبتنی بر پیکربندی کرشمن با ساختار BK7/Ag/ZnO/TiO₂/BP به صورت عددی طراحی و با استفاده از روش ماتریس انتقال در طول موج ۶۳۳ نانومتر بهینه‌سازی شد. هدف اصلی، بهره‌گیری هم‌زمان از ویژگی‌های نوری فسفر سیاه (BP) و خواص دی‌الکتریک لایه‌های TiO₂ و ZnO به منظور تقویت برهم‌کنش میدان الکترومغناطیسی با محیط حسگری و بهبود پاسخ پلاسمونی نسبت به تغییرات ضریب شکست بود. در فرآیند بهینه‌سازی، ضخامت لایه نقره، ضخامت لایه‌های دی‌الکتریک و تعداد لایه‌های BP به صورت نظام‌مند بررسی شدند. نتایج نشان داد که ساختار بهینه شامل لایه نقره با ضخامت ۵۲ نانومتر، لایه‌های ZnO و TiO₂ با ضخامت‌های ۴ و ۲ نانومتر و سه لایه BP، بالاترین عملکرد را در میان ساختارهای بررسی شده ارائه می‌دهد. این ساختار قادر به آشکارسازی تغییر ضریب شکست از ۱/۳۶ در مدل بافت سالم به ۱/۳۸ در مدل بافت سرطانی با حساسیت زاویه‌ای (deg/RIU) ۳۵۴ و ضریب شایستگی (FoM) برابر با ۸۳/۸۷ RIU⁻¹ است. نتایج حاصل نشان می‌دهد که ترکیب لایه‌های ZnO، TiO₂ و BP می‌تواند با اصلاح شرایط کوپل شدن پلاسمونی و افزایش برهم‌کنش میدان الکترومغناطیسی با محیط حسگری، عملکرد حسگر را در برابر تغییرات ضریب شکست بهبود دهد. از این رو، ساختار پیشنهادی می‌تواند به عنوان یک بستر نوری مناسب برای تمایز مبتنی بر ضریب شکست میان مدل‌های بافت سالم و سرطانی مورد توجه قرار گیرد. با این حال، از آنجا که مطالعه حاضر بر پایه مدل‌سازی عددی ضریب شکست انجام شده است، اثبات قابلیت تشخیص گزینش‌پذیر سلول‌های سرطانی یا زیست‌نشانه‌های اختصاصی سرطان مستلزم اعتبارسنجی تجربی و به‌کارگیری گیرنده‌های زیستی اختصاصی در مطالعات آینده است.

واژگان کلیدی: تشدید پلاسمون سطحی، سرطان پوست، فسفر سیاه، حسگر نوری

نویسنده مسئول: vmohadesi@iau.ac.ir

نحوه استناد به این مقاله: محدثی وحیده، داداش زاده نوشین. طراحی و بهینه‌سازی حسگر ضریب شکست SPR بر پایه فسفر سیاه جهت تمایز مدل‌های بافت پوستی سالم و سرطانی. Nanomeghyas. 1405();e741116. doi: 10.22034/ns.2026.2095230.1442

این مقاله تحت مجوز دسترسی آزاد CC-BY منتشر شده است (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)



سرطان پوست یکی از شایع‌ترین انواع سرطان در جهان به شمار می‌رود و میزان بروز آن در دهه‌های اخیر به دلیل افزایش مواجهه با پرتو فرابنفش، تغییر سبک زندگی و عوامل محیطی به‌طور قابل توجهی افزایش یافته است [۱، ۲]. تشخیص زودهنگام این بیماری نقش تعیین‌کننده‌ای در افزایش احتمال درمان موفق، کاهش هزینه‌های درمان و بهبود کیفیت زندگی بیماران دارد [۳]. در مقابل، تأخیر در تشخیص می‌تواند موجب پیشرفت ضایعات، گسترش تومور و کاهش اثربخشی درمان شود [۴]. از این‌رو، توسعه روش‌های تشخیصی سریع، دقیق، غیرتهاجمی و کم‌هزینه برای شناسایی تغییرات اولیه بافت‌های سرطانی، به یکی از موضوعات مهم پژوهشی در حوزه مهندسی پزشکی و فوتونیک زیستی تبدیل شده است [۵-۸].

روش‌های رایج تشخیص سرطان پوست، از جمله معاینه بالینی، درموسکوپی و نمونه‌برداری بافتی، اگرچه از دقت بالایی برخوردار هستند، اما هر یک با محدودیت‌هایی همراه‌اند. نمونه‌برداری به‌عنوان روش مرجع، فرآیندی تهاجمی، زمان‌بر و وابسته به مهارت متخصص بوده و در بسیاری از موارد امکان پایش مداوم یا غربالگری سریع را فراهم نمی‌کند [۹]. همچنین، روش‌های تصویربرداری پیشرفته معمولاً به تجهیزات گران‌قیمت و شرایط تخصصی نیاز دارند [۱۰]. این محدودیت‌ها موجب شده است که توسعه حسگرهای نوری با قابلیت آشکارسازی سریع و حساس تغییرات زیستی، مورد توجه گسترده پژوهشگران قرار گیرد [۱۱-۱۴].

در میان فناوری‌های نوین، حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی^۱ (SPR)، به دلیل حساسیت بالا نسبت به تغییرات ضریب شکست محیط، آشکارسازی برخط، عدم نیاز به برچسب‌های فلورسنت یا شیمیایی و امکان اندازه‌گیری غیرمخرب، جایگاه ویژه‌ای در حوزه زیست‌حسگرها یافته‌اند [۱۵-۱۹]. در این حسگرها، تغییرات بسیار کوچک ضریب شکست محیط حسگری سبب جابه‌جایی زاویه یا طول موج تشدید می‌شود و این تغییر به‌عنوان شاخصی برای شناسایی تغییرات زیستی مورد استفاده قرار می‌گیرد [۲۰، ۲۱]. مطالعات انجام‌شده نشان داده‌اند که تفاوت ضریب شکست میان سلول‌های سالم و سرطانی می‌تواند به‌عنوان مبنایی برای شناسایی سلول‌های سرطانی با استفاده از حسگرهای SPR مورد استفاده قرار گیرد؛ به‌طور مشخص، برای سلول‌های پوست سالم و سرطانی مقادیر ضریب شکست $1/36$ و $1/38$ گزارش شده است [۱۴، ۱۵]. با وجود مزایای فراوان، عملکرد حسگرهای SPR متداول همچنان با محدودیت‌هایی در حساسیت و پهنای منحنی

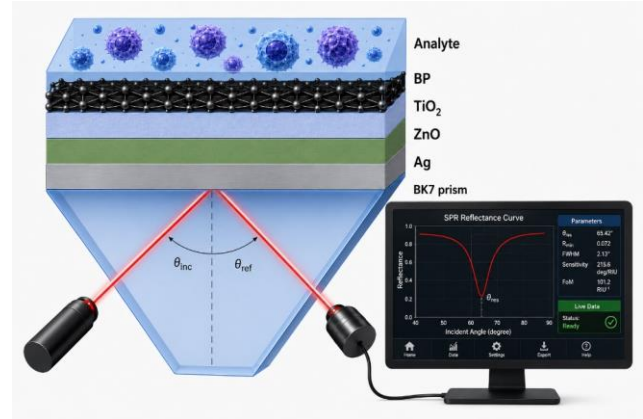
تشدید مواجه است. از این‌رو، افزایش حساسیت و ضریب شایستگی این حسگرها همچنان یکی از مهم‌ترین چالش‌های این حوزه محسوب می‌شود. در سال‌های اخیر، استفاده از نانومواد دوبعدی و لایه‌های دی‌الکتریک در ساختار حسگرهای SPR به‌عنوان رویکردی مؤثر برای بهبود برهم‌کنش نور و ماده، تقویت میدان محوشونده و افزایش پاسخ پلاسمونی مورد توجه قرار گرفته است [۲۲-۲۵]. در این میان، فسفر سیاه^۲ (BP) به دلیل ساختار لایه‌ای، خواص نوری و الکترونیکی قابل تنظیم و برهم‌کنش قوی با میدان الکترومغناطیسی، به ماده‌ای دوبعدی و امیدبخش برای کاربردهای فوتونیکی و حسگری تبدیل شده است [۲۶]. از سوی دیگر، اکسید روی^۳ (ZnO) و دی‌اکسید تیتانیوم^۴ (TiO₂) به دلیل ضریب شکست مطلوب، شفافیت نوری، پایداری شیمیایی و سازگاری با ساختارهای نوری، می‌توانند شرایط کوپل‌شدن پلاسمونی و توزیع میدان الکترومغناطیسی در ساختارهای SPR را تعدیل کنند [۲۷-۳۰]. در همین راستا، ساختارهای مبتنی بر Ag-TiO₂ برای تشخیص سلول‌های سرطان پوست با استفاده از SPR مورد بررسی قرار گرفته‌اند [۳۰]. همچنین، ترکیب ZnO با لایه‌های فلزی و مواد نانوساختاری در ساختارهای SPR برای بهبود عملکرد حسگر و تشخیص سلول‌های سرطان پوست مورد بررسی قرار گرفته است [۳۱]. مطالعات مربوط به ساختارهای پلاسمونیک فلز-دی‌الکتریک نشان داده‌اند که پاسخ تشدید و ویژگی‌های نوری این سامانه‌ها به نوع مواد، هندسه و ابعاد لایه‌ها و شرایط تحریک وابسته است و انتخاب مناسب فلز پلاسمونیک و محیط دی‌الکتریک نقش مهمی در کنترل پاسخ SPR دارد [۳۲، ۳۳]. در مطالعات اخیر، ساختارهای چندلایه متشکل از ZnO، Ag و مواد دوبعدی مانند WS₂ نیز برای تشخیص سلول‌های سرطانی، از جمله سلول‌های سرطان پوست، بررسی شده و بهبود برخی شاخص‌های عملکردی حسگر گزارش شده است [۱۷]. با وجود مطالعات متعدد درباره کاربرد BP، ZnO و TiO₂ در حسگرهای SPR و بررسی ساختارهای پلاسمونیک فلز-دی‌الکتریک، استفاده هم‌زمان از این مواد در یک معماری چندلایه برای آشکارسازی تغییرات ضریب شکست مرتبط با سلول‌های پوست سالم و سرطانی و بهینه‌سازی نظام‌مند پارامترهای ساختاری همچنان نیازمند بررسی بیشتر است. بر این اساس، در پژوهش حاضر یک حسگر SPR مبتنی بر آرایش کرشمن با ساختار BK7/Ag/ZnO/TiO₂/BP پیشنهاد شده است. در این ساختار، ضخامت لایه نقره، ضخامت لایه‌های ZnO و TiO₂ و تعداد لایه‌های BP به صورت مرحله‌به‌مرحله و با هدف دستیابی به عملکرد

³ Zinc Oxide

⁴ Titanium dioxide

¹ Surface Plasmon Resonance

² Black Phosphorus



شکل ۱. شماتیک حسگر SPR پیشنهادی بر پایه آرایش کرشمن شامل منشور BK7، لایه Ag، لایه‌های ZnO و TiO2، BP و محیط آنالیت برای آشکارسازی سلول‌های سرطان پوست.

بهینه تنظیم شده‌اند. پاسخ نوری ساختار با استفاده از روش ماتریس انتقال^۵ (TMM) شبیه‌سازی و عملکرد حسگر بر اساس حداقل بازتاب (Rmin)، حساسیت^۶ (S)، پهنای نیمه‌حداکثر (FWHM)، دقت آشکارسازی^۷ (DA) و ضریب شایستگی^۸ (FoM) ارزیابی شده است. هدف این پژوهش، تعیین ساختار بهینه برای دستیابی به ترکیبی مناسب از حساسیت و کیفیت منحنی تشدید و در نهایت ارائه یک بستر نوری مناسب برای تمایز میان مدل‌های ضریب شکست مرتبط با پوست سالم و سرطانی است.

۲- ساختار حسگر پیشنهادی

در این پژوهش، یک حسگر SPR مبتنی بر آرایش کرشمن مطابق شکل ۱ برای آشکارسازی تغییرات ضریب شکست مرتبط با مدل‌های بافت پوستی پیشنهاد شده است. ساختار حسگر از یک منشور BK7، لایه فلزی نقره (Ag)، دو لایه دی‌الکتریک ZnO و TiO2، لایه BP و محیط آنالیت تشکیل شده است. پرتو تک‌فام با طول موج ۶۳۳ نانومتر و قطبش TM از طریق منشور به ساختار تابیده شده و در زاویه تشدید، انرژی موج فرودی به پلاسمون‌های سطحی در فصل مشترک فلز و محیط دی‌الکتریک منتقل می‌شود. تغییر ضریب شکست محیط آنالیت موجب جابه‌جایی زاویه تشدید شده و مبنای عملکرد حسگر را تشکیل می‌دهد.

منشور BK7 با ضریب شکست ۱/۵۱۵۱ به‌عنوان کوپل‌کننده نوری انتخاب شده است. لایه نقره با ضریب شکست مختلط $0.05625 + 4/276i$ [۲۴] نقش لایه پلاسمونیک را بر عهده داشته و ضخامت آن در محدوده ۴۰ تا ۶۵ نانومتر تغییر و مورد بهینه‌سازی قرار گرفته است. به‌منظور افزایش شدت میدان

مخوشونده و بهبود برهم‌کنش نور با محیط حسگر، دو لایه دی‌الکتریک ZnO و TiO2 به‌ترتیب با ضرایب شکست ۱/۹۸ و ۲/۵۸۳ در ساختار به‌کار گرفته شده‌اند [۲۷]. ZnO و TiO2 در مدل حاضر لایه‌های پیوسته و همگن در نظر گرفته شده‌اند و ضخامت هر یک از این دو لایه به صورت مستقل در بازه ۱ تا ۵ نانومتر بررسی شده است. در لایه بالایی ساختار، BP به‌عنوان یک نانوماده دوبعدی با ضریب شکست مختلط $3/53 + 0/01i$ قرار گرفته است [۲۰]. تعداد لایه‌های BP از یک تا سه لایه در نظر گرفته شده و ضخامت هر لایه برابر با ۰/۵۳ نانومتر می‌باشد. حضور این لایه موجب افزایش تمرکز میدان الکترومغناطیسی در ناحیه حسگر و در نتیجه بهبود پاسخ تشدید پلاسمون سطحی می‌شود.

به‌منظور دستیابی به بهترین عملکرد، فرآیند بهینه‌سازی در چهار مرحله انجام شده است. در مرحله نخست، ضخامت لایه نقره در محدوده ۴۰ تا ۶۵ نانومتر تعیین گردید. سپس ضخامت لایه‌های ZnO و TiO2 به‌ترتیب در بازه ۱ تا ۵ نانومتر بهینه‌سازی شد. در نهایت، اثر تعداد لایه‌های BP در محدوده ۱ تا ۴ لایه بر عملکرد حسگر مورد ارزیابی قرار گرفت.

در این پژوهش، محیط حسگری به صورت یک محیط همگن با ضریب شکست مؤثر در نظر گرفته شده است تا تغییرات ضریب شکست مرتبط با مدل‌های بافت پوستی سالم و سرطانی در چارچوب یک مدل تئوری SPR بررسی شود. بر اساس مطالعات پیشین، ضرایب شکست ۱/۳۶ و ۱/۳۸ به‌ترتیب برای نمایش خواص نوری مؤثر مدل‌های بافت پوستی سالم و سرطانی در نظر گرفته شده‌اند [۱۵]. در این مدل‌سازی، هدف بازتولید یک سلول سرطانی منفرد نبوده است؛ از این رو، مورفولوژی و ضخامت سلول، فاصله آن از سطح حسگر، ناهمگنی‌های فضایی درون سلولی و برهم‌کنش‌های اختصاصی سلول با سطح حسگر به‌طور صریح لحاظ نشدند. اختلاف ضریب شکست میان دو مدل موجب تغییر شرایط کوپل‌شدن موج نوری با پلاسمون سطحی و در نتیجه جابه‌جایی زاویه تشدید می‌شود. این جابه‌جایی زاویه‌ای به‌عنوان شاخص اصلی پاسخ حسگر برای ارزیابی قابلیت ساختار پیشنهادی در آشکارسازی و تفکیک تغییرات ضریب شکست مورد استفاده قرار گرفت. بنابراین، نتایج حاصل بیانگر توانایی نظری ساختار چندلایه SPR در پاسخ‌گویی به تغییرات ضریب شکست مرتبط با مدل‌های بافتی است و نباید به‌عنوان اثبات تشخیص مستقیم یا گزینش‌پذیر سلول‌های سرطانی تفسیر شود.

⁷ Detection Accuracy

⁸ Figure Of Merit

⁵ Transfer Matrix Method

⁶ Sensitivity

۳- مدل سازی نظری حسگر

برای شبیه سازی پاسخ نوری ساختار پیشنهادی و بررسی رفتار تشدید پلاسمون سطحی، از TMM استفاده شده است. این روش یکی از پرکاربردترین تکنیک های تحلیلی برای مطالعه انتشار امواج الکترومغناطیسی در ساختارهای چندلایه محسوب می شود و با در نظر گرفتن بازتاب و عبور موج در تمامی فصل مشترک ها، امکان محاسبه دقیق طیف بازتاب را فراهم می کند [۳۴]. در این پژوهش، کلیه منحنی های بازتاب و زاویه تشدید با استفاده از این روش و برای نور با قطبش TM محاسبه شده اند.

در روش ماتریس انتقال، رفتار کل ساختار توسط یک ماتریس انتقال کلی، با نماد M ، توصیف می شود. این ماتریس ارتباط بین میدان های فرودی، بازتابی و عبوری را به صورت زیر برقرار می کند:

$$\begin{bmatrix} H_t \\ 0 \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} H_i \\ H_r \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} H_i \\ H_r \end{bmatrix}; \quad (1)$$

که در آن H_t و H_r به ترتیب دامنه میدان های فرودی، بازتابی و عبوری هستند.

پس از محاسبه ماتریس کلی، ضریب بازتاب و بازتابندگی ساختار از روابط زیر به دست می آیند:

$$r = \frac{H_r}{H_i}, \quad R = |r|^2 = \left| \frac{M_{21}}{M_{22}} \right|^2, \quad (2)$$

با محاسبه مقدار R در زوایای مختلف تابش، منحنی بازتاب و زاویه تشدید حسگر تعیین می شود.

ماتریس کلی ساختار از ضرب متوالی ماتریس های مربوط به لایه های دارای ضخامت محدود تشکیل می شود:

$$M = \prod_{j=1}^N M_j \quad (3)$$

که در آن N تعداد لایه های دارای ضخامت محدود در ساختار است و ماتریس هر لایه از حاصل ضرب ماتریس انتقال ($T^{j \rightarrow i}$) و ماتریس انتشار (D_d^i) به دست می آید:

$$M_j = T^{j \rightarrow i} D_d^i, \quad (4)$$

در ساختار مورد بررسی، چهار لایه دارای ضخامت محدود شامل Ag، ZnO، TiO₂ و BP هستند؛ بنابراین، منشور BK7 و محیط آنالیت به عنوان محیط های نیمه بی نهایت ورودی و خروجی در نظر گرفته شده اند و

ماتریس کلی بر اساس ماتریس های مربوط به این چهار لایه تشکیل می شود. در فصل مشترک هر دو محیط، پیوستگی مؤلفه های مماسی میدان های الکتریکی و مغناطیسی اعمال شده و برای موج با قطبش TM، ماتریس انتقال فصل مشترک به صورت زیر تعریف می شود:

$$T^{j \rightarrow i} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 + \sqrt{\frac{n_j k_{iz}}{n_i k_{jz}}} & 1 - \sqrt{\frac{n_j k_{iz}}{n_i k_{jz}}} \\ 1 - \sqrt{\frac{n_j k_{iz}}{n_i k_{jz}}} & 1 + \sqrt{\frac{n_j k_{iz}}{n_i k_{jz}}} \end{bmatrix} \quad (5)$$

پس از عبور موج از هر لایه با ضخامت (d)، تغییر فاز ایجاد شده در آن لایه با استفاده از ماتریس انتشار زیر در نظر گرفته می شود:

$$D_d^i = \begin{bmatrix} e^{ik_{iz}d} & 0 \\ 0 & e^{-ik_{iz}d} \end{bmatrix} \quad (6)$$

در روابط فوق، n_i ضریب شکست لایه i و k_{iz} مؤلفه بردار موج در راستای عمود بر لایه ها است که از رابطه $k_i = \frac{2\pi n_i}{\lambda}$

$k_{iz} = \sqrt{k_i^2 - k_x^2}$ محاسبه می شود. در آرایش کرشمن، مؤلفه مماسی بردار موج در راستای فصل مشترک برای تمامی لایه ها ثابت بوده و از رابطه $k_x = (\frac{2\pi}{\lambda}) n_p \sin \theta$ به دست می آید که در آن n_p ضریب شکست منشور، λ طول موج تابش و θ زاویه تابش است. شرط تشدید زمانی برقرار می شود که مؤلفه مماسی بردار موج نور کوپل شده از طریق منشور با مؤلفه مماسی بردار موج پلاسمون سطحی در فصل مشترک فلز و محیط دی الکتریک تطابق یابد. در این شرایط، کوپل شدن موج فرودی با مد پلاسمون سطحی تقویت شده و در منحنی بازتاب یک کمینه مشخص ایجاد می شود. از این رو، با محاسبه بازتابندگی (R) در زوایای مختلف تابش، زاویه متناظر با کمینه بازتاب به عنوان زاویه تشدید (θ_{res}) تعیین می شود. تغییر ضریب شکست محیط آنالیت موجب تغییر شرایط کوپل شدن و در نتیجه جابه جایی زاویه تشدید می شود که مبنای محاسبه حساسیت حسگر است.

طیف بازتاب حاصل از این روابط، مبنای تعیین زاویه تشدید و استخراج شاخص های عملکرد حسگر قرار گرفته است. همچنین، با تغییر پارامترهای ساختاری نظیر ضخامت لایه ها و خواص اپتیکی مواد، امکان ارزیابی و بهینه سازی عملکرد حسگر برای دستیابی به شرایط مناسب در آشکارسازی تغییرات ضریب شکست مرتبط با مدل های بافت پوستی سالم و سرطانی فراهم شده است.

۴- ارزیابی شاخص‌های عملکرد حسگر

برای تحلیل عملکرد حسگر SPR طراحی شده، مجموعه‌ای از شاخص‌های استاندارد شامل حداقل بازتاب، حساسیت، دقت آشکارسازی و ضریب شایستگی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. هر یک از این پارامترها جنبه متفاوتی از رفتار حسگر را توصیف می‌کنند و بررسی هم‌زمان آن‌ها امکان ارزیابی دقیق کیفیت عملکرد ساختار پیشنهادی را فراهم می‌سازد.

حداقل بازتاب مقدار بازتاب در زاویه تشدید را نشان می‌دهد. هرچه این مقدار کمتر باشد، انتقال انرژی از موج فرودی به پلاسمون‌های سطحی با بازده بیشتری انجام شده و تشدید پلاسمونی با شدت بیشتری شکل می‌گیرد. در نتیجه، میدان الکترومغناطیسی در مرز فلز و محیط حسگری تقویت شده و برهم‌کنش آن با آنالیت افزایش می‌یابد که این امر به بهبود عملکرد حسگر منجر می‌شود.

یکی دیگر از پارامترهای مهم، دقت آشکارسازی است که از معکوس FWHM به دست می‌آید [۲۰]:

$$DA = \frac{1}{FWHM} \quad (۷)$$

این شاخص بیانگر میزان وضوح قله تشدید است. قله‌های باریک‌تر (مقادیر کمتر FWHM) امکان تعیین دقیق‌تر زاویه تشدید را فراهم کرده و در نتیجه، حسگر قادر خواهد بود تغییرات بسیار کوچک ضریب شکست را با خطای کمتری تشخیص دهد.

حساسیت حسگر، مهم‌ترین معیار ارزیابی در حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی، از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$S = \frac{\Delta\theta_{res}}{\Delta n} \quad (۸)$$

که در آن $\Delta\theta_{res}$ تغییر زاویه تشدید و Δn تغییر ضریب شکست محیط حسگری است. این پارامتر نشان می‌دهد که به ازای هر واحد تغییر ضریب شکست، زاویه تشدید چه مقدار جابه‌جا می‌شود؛ بنابراین، افزایش مقدار حساسیت به معنای توانایی بیشتر حسگر در شناسایی تغییرات ناچیز خواص نوری نمونه است.

به‌منظور ارزیابی هم‌زمان حساسیت و کیفیت طیف تشدید، از ضریب شایستگی استفاده می‌شود که به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$FoM = \frac{S}{FWHM} \quad (۹)$$

از آنجا که این شاخص علاوه بر حساسیت، باریکی قله تشدید را نیز در محاسبات لحاظ می‌کند، معیار مناسبی برای مقایسه عملکرد ساختارهای مختلف به شمار می‌رود. مقادیر بزرگ‌تر FoM نشان‌دهنده دستیابی هم‌زمان به حساسیت بالا و پهنای تشدید کم بوده و بیانگر عملکرد مطلوب‌تر حسگر است.

در این پژوهش، تمامی شاخص‌های عملکرد از منحنی‌های بازتاب به‌دست‌آمده از شبیه‌سازی‌های عددی استخراج شده‌اند. مقایسه این پارامترها در مراحل مختلف طراحی و بهینه‌سازی، امکان انتخاب ساختاری با بیشترین حساسیت، کمترین پهنای تشدید و بالاترین دقت آشکارسازی را فراهم کرده و مبنای ارزیابی نهایی عملکرد حسگر پیشنهادی قرار گرفته است.

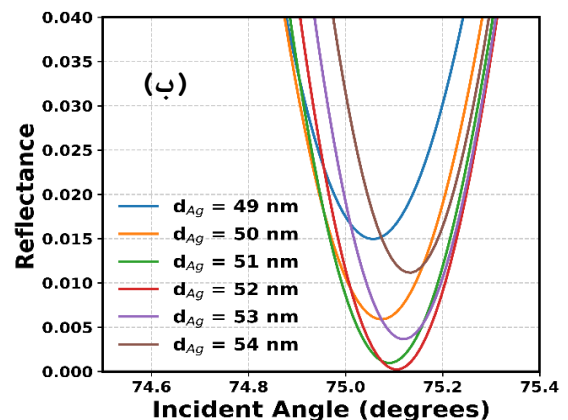
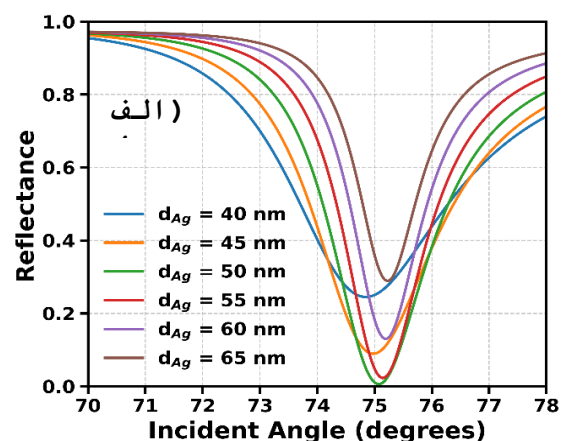
۵- نتایج و بحث

۵-۱- بهینه‌سازی ضخامت لایه نقره

ضخامت لایه فلزی یکی از مهم‌ترین پارامترهای مؤثر بر عملکرد حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی است، زیرا علاوه بر تعیین میزان کوپل‌شدگی نور فرودی با پلاسمون‌های سطحی، بر موقعیت زاویه تشدید، حداقل بازتاب و پهنای پیک تشدید نیز تأثیر مستقیم دارد. از این‌رو، در نخستین مرحله از فرآیند بهینه‌سازی، ضخامت لایه نقره مورد بررسی قرار گرفت. در این مرحله، ضخامت لایه‌های ZnO و TiO₂ برابر با ۲ نانومتر، تعداد لایه‌های فسفر سیاه برابر با یک لایه و ضریب شکست محیط آنالیت برابر با ۱/۳۶ (نمونه سالم) ثابت در نظر گرفته شد تا تنها اثر تغییر ضخامت نقره بر پاسخ حسگر ارزیابی شود.

به‌منظور تعیین محدوده مناسب ضخامت نقره، ابتدا این پارامتر در بازه ۴۰ تا ۶۵ نانومتر با گام ۵ نانومتر تغییر داده شد. منحنی‌های بازتاب حاصل از این مرحله در شکل ۲-الف نشان داده شده‌اند. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، با افزایش ضخامت نقره، موقعیت زاویه تشدید به سمت زوایای بزرگ‌تر جابه‌جا می‌شود. همچنین، عمق پیک تشدید در ضخامت‌های کمتر از ۵۰ نانومتر نسبتاً زیاد بوده و با افزایش ضخامت تا حدود ۵۰ تا ۵۵ نانومتر، حداقل بازتاب به کمترین مقدار خود می‌رسد که بیانگر کوپل‌شدگی مؤثرتر انرژی نور فرودی با پلاسمون‌های سطحی است. با افزایش بیشتر ضخامت نقره به ۶۰ و ۶۵ نانومتر، مقدار حداقل بازتاب مجدداً افزایش یافته و پیک تشدید کم‌عمق‌تر می‌شود که نشان‌دهنده کاهش کارایی برانگیزش پلاسمون‌های سطحی است. با توجه به نتایج مرحله نخست، مشخص شد که ضخامت بهینه نقره در محدوده ۵۰ تا ۵۵ نانومتر قرار دارد. بنابراین، به‌منظور تعیین دقیق‌تر ضخامت بهینه، مرحله دوم بهینه‌سازی با در نظر گرفتن ضخامت‌های ۴۹ تا ۵۴ نانومتر و گام ۱ نانومتر انجام شد. منحنی‌های بازتاب متناظر در شکل ۲-ب ارائه

شده‌اند. نتایج نشان می‌دهد که با وجود نزدیکی پاسخ ساختارها، حداقل بازتاب در ضخامت ۵۲ نانومتر تقریباً به صفر می‌رسد و نسبت به سایر ضخامت‌ها پیک تشدید عمیق‌تر و واضح‌تری ایجاد می‌کند. این ویژگی نشان‌دهنده انتقال بهینه انرژی به مدهای پلاسمون سطحی و افزایش کیفیت تشدید است. بر این اساس، ضخامت ۵۲ نانومتر به عنوان ضخامت بهینه لایه نقره برای ادامه فرآیند بهینه‌سازی و طراحی ساختار حسگر انتخاب شد. در مراحل بعدی، این مقدار ثابت در نظر گرفته شده و بهینه‌سازی سایر پارامترهای ساختاری بر اساس آن انجام خواهد شد.



شکل ۲. منحنی‌های بازتاب حسگر برای بهینه‌سازی ضخامت لایه نقره (الف) تغییر ضخامت از ۴۰ تا ۶۵ نانومتر با گام ۵ نانومتر و (ب) بررسی دقیق محدوده بهینه با تغییر ضخامت از ۴۹ تا ۵۴ نانومتر با گام ۱ نانومتر

۲-۵- بهینه‌سازی ضخامت لایه‌های ZnO، TiO₂ و BP

پس از تعیین ضخامت بهینه لایه نقره، در مرحله دوم، اثر ضخامت لایه‌های دی‌الکتریک ZnO و TiO₂ بر حساسیت حسگر مورد بررسی قرار گرفت. در این مرحله، ضخامت لایه نقره برابر با ۵۲ نانومتر ثابت در نظر گرفته شد و

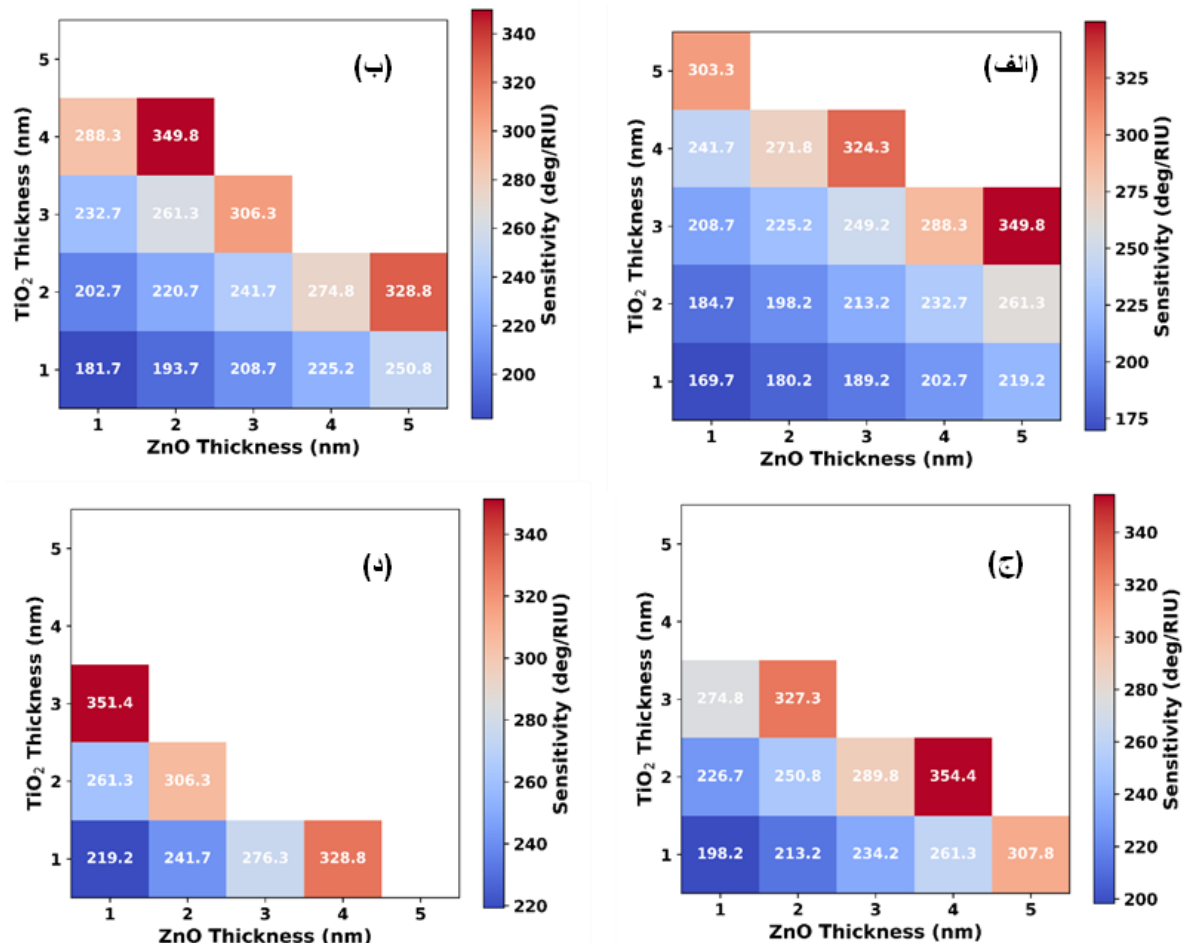
بازه ضخامت ۱ تا ۵ نانومتر برای لایه‌های ZnO و TiO₂ با هدف بررسی نظام‌مند اثر لایه‌های دی‌الکتریک بسیار نازک بر شرایط کوپل شدن پلاسمونی و شناسایی ضخامت بهینه انتخاب شد. همچنین، به منظور بررسی تأثیر BP بر شرایط بهینه ساختار، این فرآیند برای یک تا چهار لایه BP به طور مستقل انجام شد. نتایج حاصل از این تحلیل به صورت نقشه‌های حرارتی حساسیت در شکل ۳ ارائه شده است که به ترتیب شکل‌های (الف) تا (د) متناظر با یک، دو، سه و چهار لایه BP هستند. به منظور انتخاب ساختارهای مناسب برای بهینه‌سازی، علاوه بر حساسیت، حداقل بازتاب نیز به عنوان یک معیار ارزیابی در نظر گرفته شده است. از آنجا که پیک‌های تشدید کم عمق دقت تعیین زاویه تشدید را کاهش داده و قابلیت آشکارسازی حسگر را تضعیف می‌کنند، تنها ساختارهایی که مقدار حداقل بازتاب آن‌ها کمتر از ۰/۲ بود در نقشه‌های حرارتی ارائه شده‌اند. در نتیجه، خانه‌های خالی در شکل ۳ نشان‌دهنده ترکیب‌هایی هستند که شرط $R_{min} > 0.2$ را برآورده نکرده‌اند و بنابراین از فرآیند انتخاب ساختار بهینه حذف شده‌اند. مطابق شکل ۳-الف، در ساختار دارای یک لایه BP، حساسیت با افزایش ضخامت هر دو لایه ZnO و TiO₂ روندی افزایشی دارد. با این حال، این افزایش یکنواخت نبوده و وابستگی قابل توجهی به ترکیب ضخامت دو لایه دی‌الکتریک دارد. بیشترین حساسیت در این حالت برابر با $349/8 \text{ deg/RIU}$ بوده که در ضخامت ۵ نانومتر برای ZnO و ۳ نانومتر برای TiO₂ حاصل شده است.

با افزایش تعداد لایه‌های BP به دو لایه (شکل ۳-ب)، رفتار ساختار تغییر کرده و بیشینه حساسیت در ضخامت ۲ نانومتر برای ZnO و ۴ نانومتر برای TiO₂ با مقدار $349/8 \text{ deg/RIU}$ به دست آمده است. این نتایج نشان می‌دهد که افزایش تعداد لایه‌های فسفر سیاه موجب تغییر شرایط کوپل شدگی میدان الکترومغناطیسی و در نتیجه جابه‌جایی ضخامت‌های بهینه لایه‌های دی‌الکتریک می‌شود.

برای سه لایه فسفر سیاه (شکل ۳-ج)، بیشترین حساسیت برابر با $354/4 \text{ deg/RIU}$ در ضخامت ۴ نانومتر ZnO و ۲ نانومتر TiO₂ مشاهده می‌شود. این مقدار، بالاترین حساسیت در میان تمامی ساختارهای بررسی شده است که نشان‌دهنده برقراری شرایط بهینه تشدید پلاسمون سطحی در این ترکیب از ضخامت‌ها است.

در مقابل، با افزایش تعداد لایه‌های فسفر سیاه به چهار لایه (شکل ۳-د)، اگرچه مقدار بیشینه حساسیت به $351/4 \text{ deg/RIU}$ می‌رسد، اما این مقدار نسبت به حالت سه لایه اندکی کاهش یافته و در ضخامت ۱ نانومتر ZnO و ۳ نانومتر TiO₂ حاصل می‌شود. این رفتار را می‌توان به افزایش جذب نوری و تلفات ناشی از افزایش ضخامت لایه BP نسبت داد که موجب کاهش شدت میدان موج شونده در فصل مشترک حسگر و محیط آنالیت می‌شود.

به طور کلی، نتایج شکل ۳ نشان می‌دهد که ضخامت بهینه لایه‌های ZnO و TiO₂ به تعداد لایه‌های فسفر سیاه وابستگی قابل توجهی دارد و نمی‌توان یک مقدار ثابت را برای تمام ساختارها در نظر گرفت.



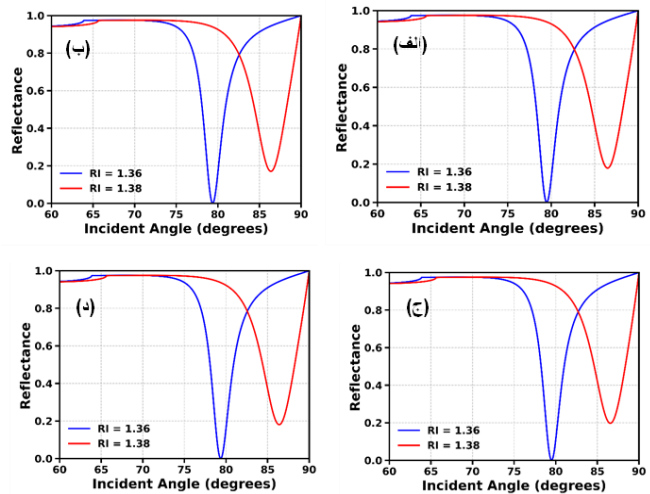
شکل ۳. نقشه‌های حرارتی حساسیت حسگر بر حسب ضخامت لایه‌های ZnO و TiO₂ برای (الف) یک، (ب) دو، (ج) سه و (د) چهار لایه BP. تنها ترکیب‌هایی که مقدار حداقل بازتاب آن‌ها کمتر از ۰/۲ است نمایش داده شده‌اند.

برای انتخاب تعداد بهینه لایه‌های فسفر سیاه، پس از تعیین بهترین ترکیب ضخامت‌های ZnO و TiO₂ برای هر حالت، عملکرد حسگر از نظر حداقل بازتاب، پهنای نیمه بیشینه، دقت آشکارسازی، حساسیت و ضریب شایستگی حسگر مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج این مقایسه در جدول ۱ ارائه شده است.

همان‌گونه که در شکل ۴ مشاهده می‌شود، افزایش ضریب شکست محیط حسگری موجب انتقال زاویه تشدید به سمت زوایای بزرگ‌تر می‌شود که این جابه‌جایی، مبنای محاسبه حساسیت حسگر است. علاوه بر این، تمامی ساختارهای بهینه دارای قله‌های تشدید عمیق و مشخص هستند که بیانگر برانگیختگی مناسب پلاسمون‌های سطحی و کوپلینگ مؤثر میان موج فرودی و لایه فلزی است.

ساختارهای بررسی شده، حسگر شامل سه لایه فسفر سیاه با ضخامت‌های ۴ نانومتر برای ZnO و ۲ نانومتر برای TiO_2 بیشترین حساسیت، برابر با 354 deg/RIU ، را به دست آورده است. این ساختار همچنین کمترین مقدار $R_{\min}$ را در میان حالت‌های بررسی شده نشان می‌دهد که حاکی از انتقال مؤثرتر انرژی به مدهای پلاسمون سطحی و تشکیل تشدید قوی‌تر است. از سوی دیگر، مقادیر FWHM و DA در ساختارهای مختلف اختلاف اندکی با یکدیگر دارند و همگی از قله‌های تشدید نسبتاً باریکی برخوردار هستند. در نتیجه، تغییر ضخامت لایه‌های ZnO و TiO_2 در محدوده بررسی شده تأثیر محسوسی بر پهنای قله تشدید نداشته و عمده تفاوت عملکرد ساختارها ناشی از تغییر در حساسیت و حداقل بازتاب است. همچنین، همان‌گونه که در جدول ۲ مشاهده می‌شود، مقادیر FoM برای تمامی ساختارهای بهینه در بازه $84 - 80 \text{ RIU}^{-1}$ قرار دارند که بیانگر حفظ کیفیت کلی پاسخ حسگر پس از بهینه‌سازی است.

بر اساس این نتایج، ساختار متشکل از سه لایه BP به همراه ZnO با ضخامت ۴ نانومتر و TiO_2 با ضخامت ۲ نانومتر به‌عنوان ساختار بهینه انتخاب شد؛ زیرا علاوه بر دستیابی به بیشترین حساسیت، کمترین بازتاب در زاویه تشدید را نیز ارائه می‌دهد و در عین حال کیفیت قله تشدید و ضریب شایستگی آن در سطح مطلوبی باقی مانده است.



شکل ۴. طیف بازتاب مربوط به ساختار بهینه با بیشترین مقدار حساسیت در ازای الف (۱ لایه ب) ۲ لایه ج) ۳ لایه د) ۴ لایه BP

مطابق جدول ۱، ساختارهای بهینه انتخاب شده در تمامی حالت‌ها حساسیتی در حدود 350 deg/RIU یا بیشتر ارائه می‌دهند که نشان‌دهنده تأثیر مطلوب ترکیب لایه‌های ZnO و TiO_2 بر افزایش پاسخ حسگر است. در میان

جدول ۱: ضخامت‌های بهینه ZnO و TiO_2 و شاخص‌های عملکرد حسگر برای ساختارهای شامل یک تا چهار لایه

BP		۱ لایه		۲ لایه		۳ لایه		۴ لایه	
ضخامت ZnO (نانومتر)		۵		۲		۴		۱	
ضخامت TiO_2 (نانومتر)		۳		۴		۲		۳	
ضریب شکست آنالیت		۱/۳۸	۱/۳۶	۱/۳۸	۱/۳۶	۱/۳۸	۱/۳۶	۱/۳۸	۱/۳۶
$R_{\min}$		۰/۱۸	۰/۰۰۷	۰/۱۷	۰/۰۰۶	۰/۱۹	۰/۰۰۴	۰/۱۸	۰/۰۰۲
FWHM (deg)		۴/۱۷	۲/۴۹	۴/۲۳	۲/۵۸	۴/۲۹	۲/۵۸	۴/۳۵	۲/۶۴
DA (1/deg)		۰/۲۴	۰/۴۰	۰/۲۴	۰/۳۹	۰/۲۳	۰/۳۹	۰/۲۳	۰/۳۸
Sensitivity (deg/RIU)		۳۵۰	—	۳۵۰	—	۳۵۴	—	۳۵۱	—
FoM (RIU^{-1})		۸۴	—	۸۳	—	۸۳	—	۸۱	—

۶- مقایسه با نتایج پژوهش‌های پیشین

به منظور ارزیابی کارایی ساختار پیشنهادی، عملکرد آن با تعدادی از جدیدترین حسگرهای SPR گزارش شده برای بررسی نمونه های سرطان پوست مقایسه شده است. نتایج این مقایسه در جدول ۲ ارائه شده است. همان گونه که از جدول ۲ مشاهده می شود، ساختار پیشنهادی BK7/Ag/ZnO/TiO₂/BP با دستیابی به حساسیت ۳۵۴ deg/RIU، حساسیت زاویه ای رقابتی تری را در مقایسه با ساختارهای تئوری SPR گزارش شده اخیر برای حسگری ضریب شکست مرتبط با سرطان ارائه می دهد. به عنوان نمونه، حساسیت این حسگر در مقایسه با ساختارهای BK7/Ag/CeF₃/MXene، BK7/Ag/ZnSe/CeO₂/Ag/PbTiO₃، BK7/Ag/CNT/Pt/Fe₂O₃ و N-FK51A/Ag/AlON/BP، BAK1/Ag/BaTiO₃/BlueP/WS₂/Ni/GO به ترتیب حدود ۹۶، ۷۷، ۱۳۱، ۱۵۶ و ۱۴۰ بیشتر است. همچنین، در مقایسه با حسگرهای مبتنی بر TiO₂/Au/Graphene، Au/HfSe₂ و Ag/TiSi₂/BP نیز افزایش قابل توجهی در حساسیت مشاهده می شود. اگرچه برخی از ساختارهای گزارش شده، از جمله BK7/Ag/CeF₃/MXene، ضریب شایستگی بالاتری نسبت به حسگر پیشنهادی ارائه کرده اند، اما این بهبود عمدتاً ناشی از کاهش پهنای قله تشدید

(FWHM) است و با کاهش حساسیت همراه بوده است. از سوی دیگر، ساختار پیشنهادی ضمن حفظ ضریب شایستگی RIU^{-1} ۸۳ و دقت آشکارسازی مناسب، توانسته است بیشترین حساسیت را در میان ساختارهای مقایسه شده به دست آورد که برای کاربردهای زیست حسگری و آشکارسازی تغییرات بسیار کوچک ضریب شکست، اهمیت بیشتری دارد. برتری عملکرد ساختار پیشنهادی را می توان به اثر هم افزایی لایه های ZnO، TiO₂ و فسفر سیاه نسبت داد. حضور هم زمان دو لایه دی الکتریک ZnO و TiO₂ موجب بهبود تطبیق امپدانس نوری، کاهش اتلاف بازتابی و افزایش نفوذ میدان محوشونده به محیط حسگری می شود، در حالی که فسفر سیاه به دلیل ضریب شکست بالا و خواص اپتوالکترونیکی مطلوب، موجب تقویت میدان پلاسمونی در فصل مشترک فلز و محیط حسگری می شود. علاوه بر این، بهینه سازی هم زمان ضخامت لایه نقره، لایه های دی الکتریک و تعداد لایه های فسفر سیاه، نقش مهمی در دستیابی به این عملکرد ایفا کرده است. در مجموع، نتایج مقایسه نشان می دهد که ساختار پیشنهادی نه تنها از نظر حساسیت نسبت به اغلب حسگرهای SPR گزارش شده برتری دارد، بلکه با حفظ مقادیر مناسب دقت آشکارسازی و ضریب شایستگی، تعادل مطلوبی میان شاخص های مختلف عملکرد ایجاد کرده است. این ویژگی ها، ساختار BK7/Ag/ZnO/TiO₂/BP را به گزینه ای مناسب برای توسعه حسگرهای نوری با دقت بالا جهت تمایز بین مدل های بافت پوستی سالم و سرطانی تبدیل می کند.

جدول ۲: مقایسه عملکرد ساختار پیشنهادی با پژوهش های پیشین مرتبط با سرطان پوست

ردیف	ساختار	DA (1/deg)	Sensitivity (deg/RIU)	FoM (RIU ⁻¹)	سال	مرجع
۱	BK7+Ag+ZnO+TiO ₂ +BP	۰/۲۳	۳۵۴	۸۳		حسگر پیشنهادی
۲	BK7 +Ag +CeF ₃ +MXene	۰/۲۱۱	۱۸۱	۱۰۲	۲۰۲۶	[۱۳]
۳	BK7 +Ag +ZnSe +CeO ₂ +Ag +PbTiO ₃	۱/۷۵	۲۰۰	-	۲۰۲۵	[۳۵]
۴	BK7 +Ag +CNT +Pt +Fe ₂ O ₃	۰/۱۷	۱۵۳	۲۶/۰۵	۲۰۲۴	[۳۶]
۵	N-FK51A +Ag +AlON +BP	۰/۳۷	۱۹۸	۷۴/۰۵	۲۰۲۵	[۳۷]
۶	BAK1 +Ag +BaTiO ₃ +BlueP/WS ₂ +Ni +GO	۱/۲۱	۲۱۴	۶۰/۱۹	۲۰۲۴	[۲۶]
۷	BK7 +Au +HfSe ₂	۰/۱۲	۲۸۰	۳۲/۹۱	۲۰۲۴	[۳۸]
۸	TiO ₂ +Au+graphene+BK7	-	۲۱۰	۴۸/۲۱	۲۰۲۲	[۳۹]
۹	BK7+Ag+TiSi ₂ +BP	۰/۱۹	۱۹۵	۳۶/۳۲	۲۰۲۲	[۱۲]

۷- محدودیت‌ها، پتانسیل کاربردی و چشم‌انداز آینده

با وجود عملکرد نوری مناسب ساختار پیشنهادی، مطالعه حاضر دارای محدودیت‌هایی است که باید در تفسیر نتایج مورد توجه قرار گیرند. مهم‌ترین محدودیت پژوهش، ماهیت نظری آن و استفاده از یک مدل ضریب شکست مؤثر برای نمایش محیط حسگری است. در این مدل، محیط حسگری به صورت یک محیط همگن با ضرایب شکست $1/36$ و $1/38$ ، به ترتیب متناظر با مدل‌های بافت پوستی سالم و سرطانی، در نظر گرفته شده است. از این رو، ویژگی‌های پیچیده محیط‌های زیستی واقعی، از جمله مورفولوژی و ضخامت سلول، ناهمگنی بافت، ترکیب پروتئینی، ماتریس خارج سلولی و برهم‌کنش اختصاصی سلول با سطح حسگر، در مدل حاضر لحاظ نشده‌اند. بنابراین، حساسیت به دست‌آمده باید به عنوان قابلیت ساختار پیشنهادی برای آشکارسازی تغییرات ضریب شکست در مدل‌های بافتی مورد بررسی تفسیر شود و نه به عنوان اثبات تشخیص مستقیم یا گزینش‌پذیر سلول‌های سرطانی. از دیدگاه کاربردی، معماری چندلایه $BK7/Ag/ZnO/TiO_2/BP$ از نظر اصول ساخت قابلیت بررسی و پیاده‌سازی تجربی دارد و می‌توان لایه‌های فلزی و دی‌الکتریک آن را با روش‌های دقیق لایه‌نشانی نانومقیاس و لایه BP را با روش‌های مناسب انتقال یا لایه‌نشانی مواد دوبعدی ایجاد کرد. با این حال، ساخت تجربی ساختار بهینه مستلزم کنترل دقیق ضخامت لایه‌ها، کیفیت فصل مشترک‌ها، یکنواختی لایه BP و تکران‌های ساخت است. همچنین، پاسخ واقعی حسگر ممکن است تحت تأثیر زبری سطح، تلفات نوری و تغییرات خواص اپتیکی مواد در فرآیند ساخت قرار گیرد. از این رو، نتایج عددی به دست‌آمده را باید به عنوان یک پیش‌بینی نظری از عملکرد ساختار در نظر گرفت.

یکی دیگر از محدودیت‌های مهم، پایداری فسفر سیاه در شرایط محیطی است. BP، به ویژه در ساختارهای چندلایه و نازک، در معرض اکسید و رطوبت مستعد تخریب سطحی است و این مسئله می‌تواند بر خواص نوری و عملکرد بلندمدت حسگر تأثیر بگذارد. راهکارهای مختلف پاسیو کردن و پوشش‌دهی سطح BP برای کاهش این مشکل گزارش شده‌اند؛ بنابراین، بررسی تجربی روش‌های مناسب حفاظت سطح، از جمله استفاده از لایه‌های محافظ سازگار با ساختار SPR، می‌تواند یکی از موضوعات مهم مطالعات آینده باشد.

در مطالعات آینده، نخست باید ساختار پیشنهادی ساخته و به صورت تجربی مشخصه‌یابی شود تا عملکرد واقعی آن و اثر تکران‌های ساخت، زبری سطح، تلفات نوری و پایداری فسفر سیاه (BP) ارزیابی گردد. در ادامه، مدل‌سازی می‌تواند با در نظر گرفتن لایه‌های سلولی یا زیست‌مولکولی واقع‌بینانه‌تر، محیط‌های ناهمگن و برهم‌کنش‌های سطحی توسعه یابد تا شرایط واقعی‌تر

نمونه‌های زیستی در تحلیل پاسخ SPR لحاظ شود. همچنین، برای تبدیل این پلتفرم از یک حسگر مبتنی بر تغییر ضریب شکست به یک زیست‌حسگر با قابلیت تشخیص گزینش‌پذیر، می‌توان سطح حسگر را با گیرنده‌های زیستی اختصاصی، از جمله آنتی‌بادی‌ها، آپتامرها یا سایر عناصر شناسایی مولکولی، عامل‌دار کرد و عملکرد آن را در نمونه‌های واقعی زیستی ارزیابی نمود. از سوی دیگر، با توجه به وابستگی پارامترهای اپتیکی و مؤثر ساختارهای پلاسمونیک فلز-دی‌الکتریک به فرکانس، اندازه و هندسه اجزای سازنده، بررسی پاسخ طیفی ساختار پیشنهادی در گستره وسیع‌تری از طول‌موج‌ها و تحلیل پارامترهای مؤثر الکترومغناطیسی می‌تواند درک دقیق‌تری از رفتار پلاسمونی این معماری فراهم کند. در این راستا، بررسی فلزات پلاسمونیک جایگزین، مانند طلا (Au) و آلومینیوم (Al)، و همچنین دی‌الکتریک‌های دیگری نظیر ZnS و SiO_2 ، می‌تواند برای تعیین اثر ترکیب مواد بر پراکندگی طیفی، حساسیت، پهنای قله تشدید و ضریب شایستگی مورد استفاده قرار گیرد. در نهایت، ترکیب ساختار بهینه با عناصر شناسایی زیستی اختصاصی، سامانه‌های میکروسیالی و روش‌های پیشرفته پردازش و تحلیل سیگنال می‌تواند مسیر توسعه یک بستر SPR کوچک‌سازی‌شده و بالقوه مناسب برای سامانه‌های آزمایشگاهی روی تراشه را فراهم کند. با این حال، ارزیابی شاخص‌هایی نظیر حساسیت، انتخاب‌پذیری، حد تشخیص، تکرارپذیری، پایداری و قابلیت بازتولید در شرایط تجربی و نمونه‌های واقعی زیستی، برای بررسی امکان انتقال این طراحی نظری به یک سامانه تشخیصی کاربردی ضروری خواهد بود.

۸- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، یک حسگر تشدید پلاسمون سطحی مبتنی بر آرایش کرشمن با ساختار $BK7/Ag/ZnO/TiO_2/BP$ برای تفکیک مدل‌های بافت پوستی سالم و سرطانی طراحی و بهینه‌سازی شد. عملکرد حسگر با استفاده از روش ماتریس انتقال تحلیل و اثر ضخامت لایه نقره، لایه‌های ZnO و TiO_2 و تعداد لایه‌های فسفر سیاه بر پاسخ پلاسمونی به صورت نظام‌مند بررسی شد. سپس، کارایی ساختار بهینه بر اساس شاخص‌های حداقل بازتاب، حساسیت، پهنای نیمه‌حداکثر، دقت آشکارسازی و ضریب شایستگی مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج نشان داد که عملکرد حسگر به شدت تحت تأثیر پارامترهای هندسی لایه‌های مختلف قرار دارد و بهینه‌سازی هم‌زمان این پارامترها نقش تعیین‌کننده‌ای در تقویت برانگیختگی پلاسمون‌های سطحی و افزایش کارایی حسگر ایفا می‌کند. در میان ساختارهای بررسی‌شده، حسگر شامل لایه نقره با ضخامت ۵۲ نانومتر، لایه‌های ZnO و TiO_2 با ضخامت‌های ۴ و ۲ نانومتر و سه لایه فسفر سیاه بهترین عملکرد را ارائه داد. این ساختار با دستیابی به حساسیت 354 deg/RIU ، در کنار مقدار بسیار

- Dermatology. 2022;87(2):255-68.
[10.1016/j.jaad.2021.12.066](https://doi.org/10.1016/j.jaad.2021.12.066)
- [۲]. Saeed W, Shahbaz E, Maqsood Q, Ali SW, Mahnoor M. Cutaneous oncology: Strategies for melanoma prevention, diagnosis, and therapy. Cancer Control. 2024;31:10732748241274978.
[10.1177/10732748241274978](https://doi.org/10.1177/10732748241274978)
- [۳]. Atak MF, Farabi B, Navarrete-Dechent C, Rubinstein G, Rajadhyaksha M, Jain M. Confocal microscopy for diagnosis and management of cutaneous malignancies: clinical impacts and innovation. Diagnostics. 2023;13(5):854. [10.3390/diagnostics13050854](https://doi.org/10.3390/diagnostics13050854)
- [۴]. Tasdogan A, Sullivan RJ, Katalinic A, Lebbe C, Whitaker D, Puig S, et al. Cutaneous melanoma. Nature Reviews Disease Primers. 2025;11(1):23. [10.1038/s41572-025-00603-8](https://doi.org/10.1038/s41572-025-00603-8)
- [۵]. Chatzilakou E, Hu Y, Jiang N, Yetisen AK. Biosensors for melanoma skin cancer diagnostics. Biosensors and Bioelectronics. 2024;250:116045. [10.1016/j.bios.2024.116045](https://doi.org/10.1016/j.bios.2024.116045)
- [۶]. Jin F, Xu Z, Cao D, Ran Y, Guan B-O. Fiber-optic biosensors for Cancer Theranostics: From in vitro to in vivo. Photonic Sensors. 2024;240415(4):14. [10.1007/s13320-024-0706-4](https://doi.org/10.1007/s13320-024-0706-4)
- [۷]. Dey D, Goswami T. Optical biosensors: a revolution towards quantum nanoscale electronics device fabrication. BioMed Research International. 2011;11(1):348218. [10.1155/2011/348218](https://doi.org/10.1155/2011/348218)
- [۸]. KVM S, Pandey BK, Pandey D. Design of Surface Plasmon Resonance (SPR) Sensors for Highly Sensitive Biomolecular Detection in Cancer Diagnostics. Plasmonics. 2024:1-13. [10.1007/s11468-024-02343-z](https://doi.org/10.1007/s11468-024-02343-z)
- [۹]. Kilic A, Kilic A, Kivanc AE, Sisik A. Biopsy techniques for skin disease and skin cancer: a new approach. Journal of cutaneous and aesthetic surgery. 2020; 13(3):251. [10.4103/JCAS.JCAS_173_19](https://doi.org/10.4103/JCAS.JCAS_173_19)
- [۱۰]. Owida HA. Developments and clinical applications of noninvasive optical technologies for skin cancer diagnosis. Journal

کم حداقل بازتاب و حفظ مقادیر مناسب پهنای نیمه‌حداکثر و ضریب شایستگی، توانست مناسب‌ترین تعادل میان حساسیت و کیفیت پاسخ تشدید را فراهم کند.

به‌بود عملکرد این ساختار را می‌توان به نقش مکمل لایه‌های TiO_2 , ZnO و فسفر سیاه نسبت داد. لایه‌های دی‌الکتریک با ایجاد شرایط مناسب برای تطبیق امپدانس نوری و افزایش نفوذ میدان محوشونده در محیط حسگری، برهم‌کنش نور و آنالیت را تقویت می‌کنند، در حالی که فسفر سیاه به دلیل خواص اپتیکی و الکترونیکی مطلوب خود موجب افزایش تمرکز میدان الکترومغناطیسی در ناحیه تشدید می‌شود. با این حال، افزایش بیش از حد تعداد لایه‌های فسفر سیاه به دلیل افزایش جذب و تلفات نوری، منجر به کاهش نسبی عملکرد حسگر می‌شود که اهمیت بهینه‌سازی هم‌زمان تمامی لایه‌ها را نشان می‌دهد.

در مجموع، نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که استفاده هم‌زمان از لایه‌های TiO_2 , ZnO و فسفر سیاه در یک ساختار چندلایه، راهکاری مؤثر برای بهبود عملکرد حسگرهای SPR در آشکارسازی تغییرات بسیار کوچک ضریب شکست مرتبط با سرطان پوست است. ساختار پیشنهادی، علاوه بر برخورداری از حساسیت بالا و پاسخ تشدید مناسب، از طراحی نسبتاً ساده و قابلیت ساخت با فناوری‌های متداول لایه‌نشانی نیز برخوردار است و می‌تواند به‌عنوان گزینه‌ای امیدبخش برای توسعه نسل جدید زیست‌حسگرهای نوری مورد توجه قرار گیرد. با این حال، با توجه به حساسیت فسفر سیاه (BP) به اکسیژن و رطوبت، بررسی تجربی پایداری و روش‌های مناسب حفاظت سطح این ماده برای ارزیابی عملکرد بلندمدت و امکان‌پذیری عملی ساختار پیشنهادی ضروری است.

تعارض منافع

نویسندگان این مقاله بدینوسیله اعلام می‌دارند که در ارتباط با انجام، تحلیل، نگارش و انتشار این پژوهش، هیچگونه تعارض منافع مالی، شخصی، علمی یا سازمانی وجود ندارد.

مراجع

- [۱]. Perez M, Abisaad JA, Rojas KD, Marchetti MA, Jaimes N. Skin cancer: primary, secondary, and tertiary prevention. Part I. Journal of the American Academy of

- [۱۹]. Taheri RA, Rezayan AH, Rahimi F, Mohammadnejad J, Kamali M, Saberi F. Application of Surface Plasmon Resonance (SPR) Sensors for Detection of *Vibrio cholerae*. *Nanomeghyas*. 2015;2 (1), p: 1-5 (In Persian) .
- [۲۰]. Mohadesi V. Sensitivity Enhancement of Plasmonic Biosensor for Glucose Level Detection Using Black Phosphorus and Copper-Based Multilayer Design. *Plasmonics*. 2025. [10.1007/s11468-025-02896-7](https://doi.org/10.1007/s11468-025-02896-7)
- [۲۱]. Goli M, Mahmoudi S, Moradi M. Bio-Sensor Based on Surface Plasmon Polariton: Study, Comparison and Optimization. *Nanomeghyas*. 2018;5(3):209-13. (In Persian)
- [۲۲]. Mohadesi V, Asgari A, Siahpoush V, Taheri SS. Analysis and optimization of graphene based reconfigurable electro-optical switches. *Micro and Nanostructures*. 2022;165:207193. [10.1016/j.micrna.2022.207193](https://doi.org/10.1016/j.micrna.2022.207193)
- [۲۳]. Vasimalla Y, Pradhan HS. Modeling of a novel SCHOTT B270 prism based SPR sensor using Ag-Si-BP/MXene structure for detection of specific biological samples. *Optical and Quantum Electronics*. 2022;54(10):612. [10.1007/s11082-022-04022-x](https://doi.org/10.1007/s11082-022-04022-x)
- [۲۴]. Yadav A, Mishra M, Tripathy SK, Kumar A, Singh O, Sharan P. Improved surface plasmon effect in Ag-based SPR biosensor with graphene and WS₂: an approach towards low cost urine-glucose detection. *Plasmonics*. 2023;18(6):2273-83. [10.1007/s11468-023-01945-3](https://doi.org/10.1007/s11468-023-01945-3)
- [۲۵]. Toloue H, Meshginqalam B, . Ahmadi M, Centeno A. Graphene Based Surface Plasmon Resonance Bio-sensor Response Modeling. *Nanomeghyas*. 2015;2(2):e46707 (In Persian).
- [۲۶]. Rahman T, Hossain B, Islam MM, Mow RH, Paul AK, Ahmed DS, Khan MB. High-performance BlueP/WS₂ heterostructure-based GO-coated surface plasmon resonance biosensor for rapid detection of cancer cells. *Plasmonics*. 2025;20(7):4315. [10.1007/s11468-024-02498-9](https://doi.org/10.1007/s11468-024-02498-9)
- [۲۷]. Karki B, Pal A, Sarkar P, Yadav R, Muduli A, Trabelsi Y. ZnO-silicon enhanced surface plasmon resonance sensor for chemical sensing of Skin Cancer. 2022;2022(1):9218847. [10.1155/2022/9218847](https://doi.org/10.1155/2022/9218847)
- [۱۱]. Rey-Barroso L, Peña-Gutiérrez S, Yáñez C, Burgos-Fernández FJ, Vilaseca M, Royo S. Optical technologies for the improvement of skin cancer diagnosis: a review. *Sensors*. 2021;21(1):252. [10.3390/s21010252](https://doi.org/10.3390/s21010252)
- [۱۲]. Karki B, Uniyal A, Pal A, Srivastava V. Advances in surface Plasmon resonance-based biosensor technologies for cancer cell detection .*International Journal of Optics*. 2022;2022(1):1476254. [10.1155/2022/1476254](https://doi.org/10.1155/2022/1476254)
- [۱۳]. Uniyal A, Yadav A, Sharma V, Uniyal PD, Dwivedi D. Performance Enhancement of an Optical SPR Sensor for the Detection of Cancerous Basal Cells. *Sensing and Imaging*. 2026;27(1):10. [10.1007/s11220-025-00707-1](https://doi.org/10.1007/s11220-025-00707-1)
- [۱۴]. Saccomandi P. Antimonene-coated uniform-waist tapered fiber optic surface plasmon resonance biosensor for the detection of cancerous cells: design and optimization. *ACS omega*. 2023;8(5):4627 . [10.1021/acsomega.2c06037](https://doi.org/10.1021/acsomega.2c06037)
- [۱۵]. Karki B, Alsubaie AS, Sarkar P, Sharma M, Ali NB. Detection of skin, cervical, and breast cancer using Au–Ag alloy and WS₂-based surface plasmon resonance sensor. *Plasmonics*. 2024;1-12. [10.1007/s11468-024-02521-z](https://doi.org/10.1007/s11468-024-02521-z)
- [۱۶]. Daher MG, Trabelsi Y, Ahmed NM, Prajapati YK, Sorathiya V, Ahammad SH, et al. Detection of basal cancer cells using photodetector based on a novel surface plasmon resonance nanostructure employing perovskite layer with an ultra high sensitivity. *Plasmonics*. 2022;17(6):2365-73. [10.1007/s11468-022-01727-3](https://doi.org/10.1007/s11468-022-01727-3)
- [۱۷]. Janze EJT, Alaei S, Meshginqalam B. On the sensing performance improvement in SPR biosensor using ZnO and TMDCs architecture for cancer detection. *Scientific Reports*. 2025;15(1):28349. [10.1038/s41598-025-14131-8](https://doi.org/10.1038/s41598-025-14131-8)
- [۱۸]. Mohadesi V, Abrinaei F. Stability Enhancement and Optimization of a Black Phosphorus-Based Surface Plasmon Resonance Sensor Using Graphene for Urinary Glucose Detection. *Nanomeghyas*. 2026;e738107 (In Persian).

- [۳۶]. Nagarajan P, Manoharadas S, Dhasarathan V , Rajeshkannan S. Cancer detection using multi-layered Kretschmann configuration–based refractive index sensor. Plasmonics. 2025;20(3):1563-74 [10.1007/s11468-024-02381-7](https://doi.org/10.1007/s11468-024-02381-7)
- [۳۷]. Rafi SA, Emon W, Rafsan AA, Mahmud RR, Nayan MF, Eid MM, Rashed ANZ. Optical based surface plasmon resonance sensor for the detection of the various kind of cancerous cell. Cell Biochemistry and Biophysics. 2025;83(1):689-715. [10.1007/s12013-024-01503-6](https://doi.org/10.1007/s12013-024-01503-6)
- [۳۸]. Kumar R, Shah RS, Alsubaie AS, Ali NB, Kumar M, Pal A. Hafnium diselenide 2D material-based surface plasmon resonance sensor for detection of basal cancer. Plasmonics. 2025;20(6):3117-26. [10.1007/s11468-024-02518-8](https://doi.org/10.1007/s11468-024-02518-8)
- [۳۹]. Mostufa S, Akib TBA, Rana MM, Islam MR. Highly sensitive TiO₂/Au/graphene layer-based surface plasmon resonance biosensor for cancer detection. Biosensors. 2022;12(8):603. [10.3390/bios12080603](https://doi.org/10.3390/bios12080603)
- Silicon. 2024;16: 3861. [10.1007/s12633-024-02973-2](https://doi.org/10.1007/s12633-024-02973-2)
- [۲۸]. Khaliq N, Rasheed MA, Khan M, Maqbool M, Ahmad M, Karim S, et al. Voltage-switchable biosensor with gold nanoparticles on TiO₂ nanotubes decorated with CdS quantum dots for the detection of cholesterol and H₂O₂. ACS Applied Materials & Interfaces. 2021;13(3):3653-68. [10.1021/acsami.0c19979](https://doi.org/10.1021/acsami.0c19979)
- [۲۹]. Karki B, Trabelsi Y, Sarkar P, Pal A, Uniyal A. Tuning sensitivity of surface plasmon resonance gas sensor based on multilayer black phosphorous. Modern Physics Letters B. 2025;39(01):2450364. [10.1142/S0217984924503640](https://doi.org/10.1142/S0217984924503640)
- [۳۰]. Emon W, Chaki A, Mondal TP, Nayan MF, Mahmud RR. Photonic crystal fiber-based SPR biosensor coated with Ag-TiO₂ and Au-TiO₂ for the detection of skin cancer: a comparison. Optical and Quantum Electronics. 2024;56(8):1322. [10.1007/s11082-024-07250-5](https://doi.org/10.1007/s11082-024-07250-5)
- [۳۱]. Paul S, VR S. Kretschmann Configuration-Based versatile fiber optic sensor for skin and blood cancer detection. Plasmonics. 2024;20(7):4355-67. [10.1007/s11468-024-02629-2](https://doi.org/10.1007/s11468-024-02629-2)
- [۳۲]. Sadeghi H, Khalili H, Goodarzi M. Plasmonic Nanostructured Electromagnetic Materials. Chinese Physics Letters. 2012;29(9):096201. [10.1088/0256-307X/29/9/096201](https://doi.org/10.1088/0256-307X/29/9/096201)
- [۳۳]. Sadeghi H, Zolanvar A, Khalili H, Goodarzi M, Nezamdost J, Nezamdost S. Effective permittivity of metal–dielectric plasmonics nanostructures. Plasmonics. 2014;9(2):415-25. [10.1007/s11468-013-9638-3](https://doi.org/10.1007/s11468-013-9638-3)
- [۳۴]. Mohadesi V, asgari a, siahpoush V. Effects of Physical Parameters on the Reflection Minimum in Graphene based Otto Configuration. Journal of Research on Many-body Systems. 2019;9(2):199-205 (In Persian).
- [۳۵]. Ahmed T, Hosain MK, Kouzani AZ. Highly sensitive SPR sensor employing zinc selenide, silver nanocomposite, and lead titanate for the detection of cancer cells. Microchimica Acta. 2025;192(3):203. [10.1007/s00604-024-06867-3](https://doi.org/10.1007/s00604-024-06867-3)

Design and Optimization of a Black Phosphorus-Based SPR Refractive-Index Sensor for Differentiating Healthy and Cancerous Skin Tissue Models

V. Mohadesi^{1,3,*}, N. Dadashzadeh^{2,3}

¹Department of Electrical Engineering, Sara.C., Islamic Azad University, Sarab, Iran

²Department of Electrical Engineering, Ara. C., Islamic Azad University, Jolfa, Iran

³Biophotonics Research Center, Ta. C., Islamic Azad University, Tabriz, Iran

Received: 2026-04-19

Revised: 2026-05-14

Accepted: 2026-07-10

Abstract: Early differentiation of healthy and cancerous skin tissue models requires sensitive optical platforms capable of detecting subtle refractive index variations in biological media. In this study, a multilayer Surface Plasmon Resonance (SPR) sensor in the Kretschmann configuration with a BK7/Ag/ZnO/TiO₂/BP architecture was numerically designed and optimized using the Transfer Matrix Method (TMM) at a wavelength of 633 nm. The primary objective was to simultaneously leverage the optical properties of black phosphorus (BP) and the dielectric properties of TiO₂ and ZnO layers to enhance the interaction of the electromagnetic field with the sensing medium and improve the plasmonic response to refractive index changes. During the optimization process, the thickness of the silver layer, the thicknesses of the dielectric layers, and the number of BP layers were systematically investigated. The results demonstrated that the optimized structure—comprising a 52 nm silver layer, 4 nm ZnO and 2 nm TiO₂ layers, and three BP layers—offered the highest performance among the evaluated configurations. This structure is capable of detecting the refractive index shift from 1.36 in the healthy tissue model to 1.38 in the cancerous tissue model, exhibiting an angular sensitivity of 354 deg/RIU and a Figure of Merit (FoM) of 83.87 RIU⁻¹. The findings indicate that combining ZnO, TiO₂, and BP layers can improve sensor performance against refractive index variations by modifying plasmonic coupling conditions and increasing electromagnetic field interaction with the sensing environment. Consequently, the proposed architecture holds promise as a suitable optical platform for refractive-index-based discrimination between healthy and cancerous skin tissue models. However, since the present study is based on numerical refractive index modeling, confirming its capability for selective detection of specific cancer cells or biomarkers will require experimental validation and the integration of specific bioreceptors in future studies.

Keywords: Surface plasmon resonance, Skin cancer, Black phosphorus, Optical biosensor

Corresponding Author. Email: vmohadesi@iau.ac.ir

How to Cite This Article:

Mohadesi V, Dadashzadeh N. Design and Optimization of a Black Phosphorus-Based SPR Refractive-Index Sensor for Differentiating Healthy and Cancerous Skin Tissue Models. Nanomeghyas. 2026;():e741116 (In Persian). doi: 10.22034/ns.2026.2095230.1442



This is an open access article under the CC-BY license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).