



Stability Enhancement and Optimization of a Black Phosphorus-Based Surface Plasmon Resonance Sensor Using Graphene for Urinary Glucose Detection

V. Mohadesi^{1,*} (0000-0003-3369-4638), F. Abrinaei^{2,3} (0000-0002-2339-6672)

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

²Department of Physics, CT.C., Islamic Azad University, Tehran, Iran

³ Department of Physics, ET.C., Islamic Azad University, Tehran, Iran

Received: 2026-04-08

Revised: 2026-04-24

Accepted: 2026-06-18

Abstract: Surface plasmon resonance (SPR)-based sensors have attracted significant attention as highly sensitive platforms for the non-invasive detection of glucose. In this study, an SPR biosensor with a CsF/Cu/FASnI₃ /Black Phosphorus (BP)/Graphene multilayer structure was designed for glucose detection in urine samples and analyzed using the Transfer Matrix Method (TMM). To achieve optimal performance, the thickness of the copper layer as well as the number of black phosphorus and graphene layers were systematically optimized. The results demonstrated that the optimized configuration, consisting of a 50 nm copper layer, three layers of black phosphorus, and a single graphene layer, exhibited the best sensing performance, achieving a maximum sensitivity of 348 deg/RIU and a figure of merit (FoM) of 91 RIU⁻¹. Although the incorporation of graphene resulted in a slight reduction in sensitivity, it significantly improved the chemical stability of the sensor by protecting black phosphorus against oxidation, thereby enhancing its practical applicability. Furthermore, comparison with previously reported SPR biosensors revealed that the proposed design, which integrates a copper plasmonic layer with a perovskite layer, black phosphorus, and graphene, provides an excellent balance between sensitivity, chemical stability, and fabrication cost. These findings highlight the proposed sensor as a promising candidate for the development of low-cost, high-performance SPR biosensors for non-invasive glucose monitoring.

Keywords: Biosensor, Stability, Graphene, Glucose Detection, Sensitivity, Figure of Merit

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

How to Cite This Article:

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). doi: 10.22034/ns.2026.2093548.1441



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

بهبود پایداری و بهینه سازی حسگر تشدید پلاسمون سطحی مبتنی بر فسفر سیاه با استفاده از گرافن برای تشخیص گلوکز در ادرار

وحیده محدثی^{۱*} (۰۰۰۳-۰۰۰۰-۳۳۶۹-۴۶۳۸) | فهیمه ابری نائی^{۲،۳} (۰۰۰۰-۰۰۰۲-۲۳۳۹-۶۶۷۲)

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

^۲ گروه فیزیک، واحد تهران مرکزی، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

^۳ گروه فیزیک، واحد تهران شرق، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

تاریخ دریافت: ۱۴۰۵/۰۱/۱۹ تاریخ بازنگری: ۱۴۰۵/۰۲/۰۴ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۳/۲۸

چکیده: حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی (SPR) به دلیل حساسیت بالا، گزینه‌ای مناسب برای آشکارسازی غیرتهاجمی گلوکز هستند. در این پژوهش، یک زیست‌حسگر SPR با ساختار $\text{CsF/Cu/FASnI}_3/\text{BP/Graphene}$ برای اندازه‌گیری گلوکز در نمونه‌های ادرار طراحی و با استفاده از روش ماتریس انتقال (TMM) مورد بررسی قرار گرفت. به منظور دستیابی به بهترین عملکرد، ضخامت لایه مس و تعداد لایه‌های فسفر سیاه و گرافن بهینه‌سازی شدند. نتایج نشان داد که ساختار شامل ۵۰ نانومتر مس، سه لایه فسفر سیاه و یک لایه گرافن، عملکرد بهینه‌ای ارائه می‌دهد و به بیشینه حساسیت 348 deg/RIU و ضریب شایستگی 91 RIU دست می‌یابد. اگرچه افزودن گرافن موجب کاهش اندکی در حساسیت شد، اما با محافظت از فسفر سیاه در برابر اکسیداسیون، پایداری شیمیایی ساختار را بهبود داده و امکان استفاده عملی از این ماده را افزایش می‌دهد. مقایسه با مطالعات پیشین نیز نشان داد که ساختار پیشنهادی، با بهره‌گیری از فلز مس و ترکیب هم‌زمان پروسکایت، فسفر سیاه و گرافن، تعادل مناسبی میان حساسیت، پایداری و هزینه ساخت ایجاد می‌کند. این نتایج، ساختار پیشنهادی را به گزینه‌ای امیدبخش برای توسعه زیست‌حسگرهای SPR کم‌هزینه و با عملکرد بالا در کاربردهای تشخیص غیرتهاجمی گلوکز تبدیل می‌کند.

واژگان کلیدی: حسگر زیستی، پایداری، گرافن، پایش گلوکز ادرار، حساسیت

نویسنده مسئول: vmohadesi@iaui.ac.ir

نحوه استناد به این مقاله: محدثی وحیده، ابری نائی فهیمه. بهبود پایداری و بهینه سازی حسگر تشدید پلاسمون سطحی مبتنی بر فسفر سیاه با استفاده از گرافن برای تشخیص گلوکز در ادرار. *Nanomeghyas*. 1405;():e738107. doi: 10.22034/ns.2026.2093548.1441

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



۱- مقدمه

پایش دقیق غلظت گلوکز از مهم‌ترین ابزارهای تشخیص، کنترل و مدیریت بیماری‌های متابولیکی، به‌ویژه دیابت، و همچنین ارزیابی عملکرد کلیه به شمار می‌رود. افزایش پایدار غلظت گلوکز در بدن، در صورت عدم تشخیص و کنترل مناسب، می‌تواند به بروز عوارض جبران‌ناپذیری نظیر بیماری‌های قلبی-عروقی، نارسایی کلیوی، آسیب‌های عصبی و اختلالات بینایی منجر شود [۱]. از این‌رو، توسعه روش‌های دقیق، سریع و قابل‌اعتماد برای اندازه‌گیری گلوکز همواره یکی از اولویت‌های پژوهشی در حوزه حسگرهای زیستی بوده است. اگرچه اندازه‌گیری گلوکز خون همچنان به‌عنوان روش مرجع در تشخیص و پایش این بیماری‌ها شناخته می‌شود، اما ماهیت تهاجمی این روش، نیاز به نمونه‌گیری مکرر و ایجاد ناراحتی برای بیمار، انگیزه‌ای جدی برای توسعه روش‌های غیرتهاجمی فراهم کرده است. در این میان، اندازه‌گیری گلوکز در ادرار به‌عنوان روشی ساده، ایمن و کم‌هزینه، توجه روزافزونی را به خود جلب کرده است [۲، ۳].

در میان فناوری‌های نوین حسگری، تشدید پلاسمون سطحی (Surface Plasmon Resonance, SPR) به‌دلیل برخورداری از حساسیت بالا، قابلیت آشکارسازی برخط (real-time)، عدم نیاز به برچسب‌گذاری مولکولی (label-free) و امکان اندازه‌گیری تغییرات بسیار کوچک ضریب شکست، جایگاه ویژه‌ای در توسعه حسگرهای زیستی و شیمیایی پیدا کرده است [۴-۸]. در این فناوری، برانگیزش پلاسمون‌های سطحی در فصل مشترک فلز و محیط دی‌الکتریک، شرایط رزونانسی ایجاد می‌کند که به تغییرات بسیار جزئی در ویژگی‌های نوری محیط اطراف سطح فلز حساس است؛ از این‌رو، حتی تغییرات اندک در غلظت آنالیت نیز به‌صورت جابه‌جایی زاویه یا طول موج رزونانس قابل اندازه‌گیری خواهد بود [۹، ۱۰]. بر همین اساس، پژوهش‌های متعددی از این ساختار برای اندازه‌گیری گلوکز در محیط‌های زیستی، به‌ویژه نمونه‌های ادراری، بهره گرفته‌اند و نتایج حاصل نشان‌دهنده ظرفیت بالای این فناوری برای توسعه حسگرهای غیرتهاجمی با دقت و حساسیت بالا است [۱۱]. همچنین، مطالعات آزمایشگاهی نشان داده‌اند که استفاده از نانوذرات فلزی، چارچوب‌های آلی-فلزی (MOFs) و مواد دوبعدی در ساختار حسگرهای SPR می‌تواند موجب تقویت برهم‌کنش میدان پلاسمونیک با آنالیت و در نتیجه ارتقای عملکرد حسگری شود [۱۲]. گزارش‌های اخیر در زمینه تشخیص گلوکز ادرار حاکی از آن است که طراحی ساختارهای هیبریدی شامل فلزات پلاسمونیک، نیمه‌رساناها و نانومواد دوبعدی می‌تواند به‌طور قابل توجهی حساسیت و ضریب شایستگی حسگر را افزایش دهد [۱۳، ۱۴].

حسگرهای متداول SPR معمولاً بر پایه فلزات گران‌بهای مانند طلا و نقره طراحی می‌شوند؛ هزینه بالا و پایداری محدود این مواد در برخی شرایط محیطی، از جمله مهم‌ترین چالش‌های آن‌ها محسوب می‌شود [۱۵-۱۷]. در

سال‌های اخیر، استفاده از فلزات جایگزین مانند مس (Cu) و همچنین مواد دوبعدی نوین به‌عنوان راهکاری برای کاهش هزینه و بهبود قابلیت‌های عملکردی مورد توجه قرار گرفته است [۱۶، ۱۸، ۱۹]. در میان این ساختارها، موادی مانند فسفر سیاه (Black Phosphorus: BP) به‌دلیل تحرک بالایی حامل‌ها و خواص نوری قابل تنظیم، توانایی بهبود قابل توجه عملکرد حسگرهای SPR را دارند [۱۶]. با این حال، ناپایداری شیمیایی BP در برابر اکسیژن و رطوبت محیطی یکی از چالش‌های اساسی در کاربردهای عملی آن محسوب می‌شود [۲۰]. برای غلبه بر این محدودیت، استفاده از لایه‌های محافظ مانند گرافن، به‌عنوان یک رویکرد مؤثر مطرح شده است. گرافن علاوه بر پایداری شیمیایی بالا، به‌دلیل رسانایی الکتریکی مناسب و سطح ویژه زیاد، می‌تواند نقش مهمی در بهبود برهم‌کنش مولکول‌های زیستی با سطح حسگر ایفا کند و در عین حال به افزایش پایداری ساختار مبتنی بر BP کمک نماید.

در همین راستا، مطالعه قبلی گروه تحقیقاتی ما بر طراحی و تحلیل یک حسگر SPR مبتنی بر ساختار مشابه، اما بدون استفاده از لایه گرافن متمرکز بوده است [۷]. در پژوهش حاضر، علاوه بر توسعه همان ساختار پایه، نقش لایه گرافن به‌عنوان یک لایه محافظ و تقویت‌کننده عملکرد مورد بررسی قرار گرفته است. علاوه بر این، بهینه‌سازی جامع پارامترهای ساختاری حسگر نیز در این مطالعه انجام شده است تا عملکرد نهایی سیستم از نظر حساسیت و ضریب شایستگی بهینه گردد. بر این اساس، در این پژوهش یک حسگر SPR چندلایه مبتنی بر منشور CsF، لایه پلاسمونیک مس، لایه پروسکایتی FASnI_3 ، فسفر سیاه و گرافن برای آشکارسازی گلوکز در محیط ادراری طراحی و بهینه‌سازی شده است. با استفاده از روش ماتریس انتقال (Transfer Matrix Method: TMM)، تأثیر پارامترهای ساختاری از جمله ضخامت لایه‌ها و نقش لایه گرافن بر حساسیت، ضریب شایستگی (FoM) و عملکرد کلی حسگر مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می‌دهد که اگرچه افزودن گرافن می‌تواند تغییرات جزئی در پاسخ اپتیکی ایجاد کند، اما در مقابل موجب بهبود قابل توجه پایداری، قابلیت اطمینان و کاربردپذیری عملی حسگر می‌شود. در مجموع، نتایج این مطالعه نشان‌دهنده پتانسیل بالای ساختار پیشنهادی به‌عنوان یک سامانه حسگری دقیق، پایدار و مقرون‌به‌صرفه برای کاربردهای تشخیص غیرتهاجمی گلوکز و سایر کاربردهای زیست‌پزشکی است.

۲- مدل‌سازی ساختار حسگر زیستی

۲-۱- ساختار و مواد

ساختار حسگر زیستی مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی پیشنهادی در این مطالعه، مطابق شکل ۱ از یک آرایش چندلایه متشکل از منشور CsF، لایه

جدول ۲: مقادیر ضخامت و ضریب شکست لایه‌ها در زیست‌حسگر SPR پیشنهادی با طول موج عملیاتی ۶۳۳ نانومتر

ردیف	ماده	ضریب شکست	ضخامت لایه (نانومتر)	مرجع
۱	منشور CsF	۱/۴۷۶۸	-	[۱۳]
۲	مس (Cu)	$0.0369 + 4.5393j$	۴۰-۶۰	[۲۲]
۳	(FASnI ₃)	۲/۷۸۲	۵	[۲۳]
۴	فسفرسیاه (BP)	$3.5 + 0.1j$	هر لایه ۵۳	[۲۴]
۵	گرافن	$3 + 1.1487j$	هر لایه ۳۴ ۰/	[۲۵]
۶	محیط حسگر	۱/۳۳۵-۱/۳۴۷	-	[۷]

۲-۲- مدل‌بندی ریاضی

عملکرد اپتیکی حسگر زیستی مورد نظر با بهره‌گیری از روش ماتریس انتقال مورد تحلیل قرار گرفت. این روش که بر پایه حل معادلات ماکسول در ساختارهای لایه‌ای استوار است، توزیع میدان‌های الکترومغناطیسی و انتشار نور در لایه‌های مختلف را شبیه‌سازی کرده و امکان محاسبه دقیق ضریب

جدول ۱: مقادیر ضریب شکست متناسب با غلظت‌های مختلف گلوکز در ادرار

غلظت گلوکز در ادرار	ضریب شکست
۰-۱۵ mg/dl	۱/۳۳۵
۰/۶۲۵ gr/dl	۱/۳۳۶
۱/۲۵ gr/dl	۱/۳۳۷
۲/۵ gr/dl	۱/۳۳۸
۵ gr/dl	۱/۳۴۱
۱۰ gr/dl	۱/۳۴۷

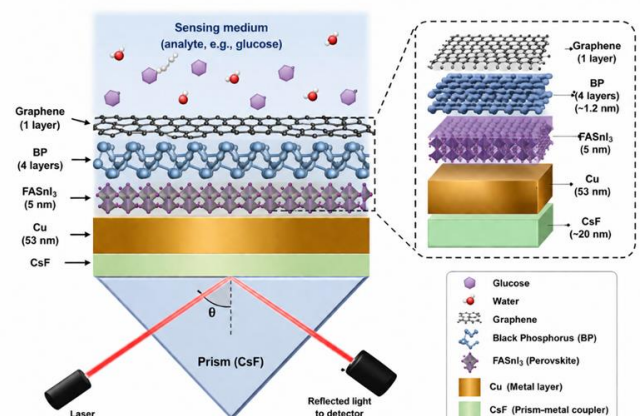
بازتاب و مشخصه‌های رزونانسی حسگر را فراهم می‌سازد [۲۶].

در این روش، ساختار چندلایه شامل N لایه به‌وسیله یک ماتریس مشخصه توصیف می‌شود که رابطه آن در معادله (۱) ارائه شده است.

$$T = \prod_{K=1}^{N-1} T_K = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} \\ T_{21} & T_{22} \end{bmatrix} \quad (1)$$

فلزی مس (Cu)، لایه پروسکایتی FASnI₃، لایه دوبعدی فسفر سیاه (BP)، پوشش گرافنی و در نهایت محیط حسگری تشکیل شده است. این ساختار به‌گونه‌ای طراحی شده است که کوپلینگ مؤثر موج تابشی با مدهای پلاسمونی سطحی در فصل مشترک فلز-دی‌الکتریک پهنه گردد و در نتیجه، تغییرات بسیار کوچک ضریب شکست محیط حسگر با دقت بالا قابل آشکارسازی باشد.

در این پیکربندی، منشور CsF به‌عنوان محیط کوپل‌کننده نوری با ضریب شکست بالا عمل کرده و امکان برقراری شرط تطابق فاز میان موج تابشی و پلاسمون‌های سطحی را فراهم می‌سازد. لایه مس نقش لایه فلزی پلاسمونیک را ایفا کرده و محل اصلی برانگیزش پلاسمون‌های سطحی در فصل مشترک فلز و دی‌الکتریک محسوب می‌شود. در ادامه، لایه FASnI₃ به‌عنوان یک نیمه‌رسانای پروسکایتی موجب تقویت میدان نزدیک و بهبود پاسخ رزونانسی می‌گردد. لایه فسفر سیاه (BP) با خواص نوری وابسته به ضخامت، گاف نوری قابل تنظیم و ضریب شکست بالا، نقش کلیدی در افزایش بهره‌مندی نور-ماده و تقویت حساسیت حسگر دارد. سپس، لایه گرافن به‌عنوان یک پوشش دوبعدی با رسانایی بالا و پایداری شیمیایی مناسب، علاوه بر بهبود انتقال بار سطحی، نقش محافظتی در برابر اکسیداسیون و تخریب محیطی لایه‌های زیرین به‌ویژه BP ایفا می‌کند. در نهایت، محیط حسگری شامل محلول ادراری حاوی گلوکز بوده که تغییرات ضریب شکست آن (مطابق جدول ۱) مبنای عملکرد حسگر قرار می‌گیرد. ضرایب شکست لایه‌های مختلف حسگر در جدول ۲ آمده است.



شکل ۱: شماتیک حسگر SPR پیشنهادی بر پایه آرایش کرشمن شامل منشور CsF، لایه مس (Cu)، لایه پروسکایتی (FASnI₃)، فسفر سیاه (BP)، گرافن و محیط آنالیت شامل محلول ادراری حاوی گلوکز

که در آن T_k بیانگر ماتریس مشخصه لایه k ام است:

$$T_k = \begin{bmatrix} \cos \beta_k & -i \sin \beta_k / q_k \\ -i q_k \sin(\beta_k) & \cos \beta_k \end{bmatrix} \quad (2)$$

β_k نشان‌دهنده ضخامت فاز لایه k ام و q_k ادمیتانس نوری نرمال شده برای قطبش TM است که از روابط زیر به دست می‌آیند:

$$\beta_k = \frac{2\pi d_k}{\lambda} \sqrt{\epsilon_k - n_1^2 \sin^2 \theta_1} \quad (3)$$

$$q_k = \sqrt{\epsilon_k - n_1^2 \sin^2 \theta_1} / \epsilon_k \quad (4)$$

θ_1 زاویه تابش پرتو در منشور و ϵ_k ضریب دی الکتریک است. ضریب بازتاب موج فرودی با قطبش TM از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$R_p = |r_p|^2 \quad (5)$$

$$r_p = \frac{(T_{11} + T_{12} q_N) q_1 - (T_{21} + T_{22} q_N)}{(T_{11} + T_{12} q_N) q_1 + (T_{21} + T_{22} q_N)}$$

این مدل ریاضی ابزار مناسبی برای تحلیل رفتار اپتیکی حسگر SPR و ارزیابی اثر پارامترهای ساختاری بر عملکرد حسگر فراهم می‌آورد. با انتخاب مواد مناسب و تنظیم ضخامت لایه‌ها، می‌توان زاویه رزونانس، عمق پیک و حساسیت حسگر را بهینه کرد [۲۷].

۲-۳. معیارهای ارزیابی عملکرد حسگر

به منظور ارزیابی عملکرد حسگر زیستی، مجموعه‌ای از شاخص‌های متداول شامل حساسیت (Sensitivity, S)، پهنای کامل در نصف بیشینه (Full Width at Half Maximum, FWHM)، دقت آشکارسازی (DA) و ضریب شایستگی (Figure of Merit, FoM) مورد استفاده قرار گرفت. این پارامترها از مهم‌ترین معیارهای سنجش توانایی حسگر در آشکارسازی تغییرات ضریب شکست محیط حسگری و همچنین ارزیابی کیفیت پاسخ رزونانسی آن به‌شمار می‌روند. به‌طور کلی، افزایش حساسیت و ضریب شایستگی، همراه با کاهش مقدار FWHM، بیانگر بهبود عملکرد حسگر و افزایش دقت آن در تشخیص تغییرات بسیار کوچک ضریب شکست است.

حساسیت یکی از مهم‌ترین شاخص‌های عملکرد حسگرهای SPR است که میزان تغییر زاویه رزونانس را نسبت به تغییر واحدی از ضریب شکست محیط حسگری نشان می‌دهد. این پارامتر از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$S = \frac{\Delta \theta_r}{\Delta n} \left(\text{in } \frac{\text{degree}}{\text{RIU}} \right) \quad (6)$$

که در آن، $\Delta \theta_r$ تغییر زاویه رزونانس و Δn تغییر ضریب شکست محیط حسگری است.

پهنای کامل در نصف بیشینه (FWHM) معیاری برای توصیف پهنای و تیزی منحنی بازتاب در ناحیه رزونانس است. کاهش این پارامتر نشان‌دهنده باریک‌تر شدن پیک رزونانس و در نتیجه افزایش دقت در تعیین زاویه رزونانس می‌باشد. دقت آشکارسازی بیانگر میزان وضوح قله تشدید است که از معکوس پهنای نیمه‌حداکثر قله تشدید به دست می‌آید:

$$DA = \frac{1}{FWHM} \quad (7)$$

FoM، شاخصی برای ارزیابی توان تفکیک و کیفیت پاسخ حسگر محسوب می‌شود و به‌صورت هم‌زمان اثر حساسیت و پهنای پیک رزونانس را در نظر می‌گیرد. هرچه مقدار این پارامتر بزرگ‌تر باشد، حسگر از توانایی بالاتری برای تشخیص تغییرات جزئی ضریب شکست برخوردار خواهد بود. ضریب شایستگی از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$FoM = \frac{S}{FWHM} \left(\text{in } \frac{1}{\text{RIU}} \right) \quad (8)$$

در نتیجه، حسگری که دارای حساسیت و ضریب شایستگی بالا و در عین حال مقدار FWHM پایین باشد، عملکرد مطلوب‌تری در آشکارسازی دقیق تغییرات ضریب شکست و اندازه‌گیری غلظت گلوکز خواهد داشت. این پارامترها با استفاده از شبیه‌سازی‌های عددی در محیط پایتون (Python) استخراج شده‌اند.

۳- نتایج بهینه سازی

به منظور دستیابی به حداکثر کارایی حسگر زیستی پیشنهادی، پارامترهای ساختاری مؤثر بر پاسخ اپتیکی به‌صورت سیستماتیک مورد بهینه‌سازی قرار گرفتند. تغییر در ضخامت لایه‌های مختلف و تعداد لایه‌های مواد دوبعدی، می‌تواند بر نحوه کوپلینگ نور با پلاسمون‌های سطحی، موقعیت زاویه تشدید و همچنین شاخص‌های عملکرد حسگر تأثیر قابل توجهی داشته باشد. از این رو، بهینه‌سازی این پارامترها نقش مهمی در افزایش حساسیت، بهبود کیفیت تشدید و دستیابی به عملکرد پایدار حسگر ایفا می‌کند. در این پژوهش، فرآیند بهینه‌سازی به‌صورت مرحله‌ای انجام شده و تأثیر هر پارامتر

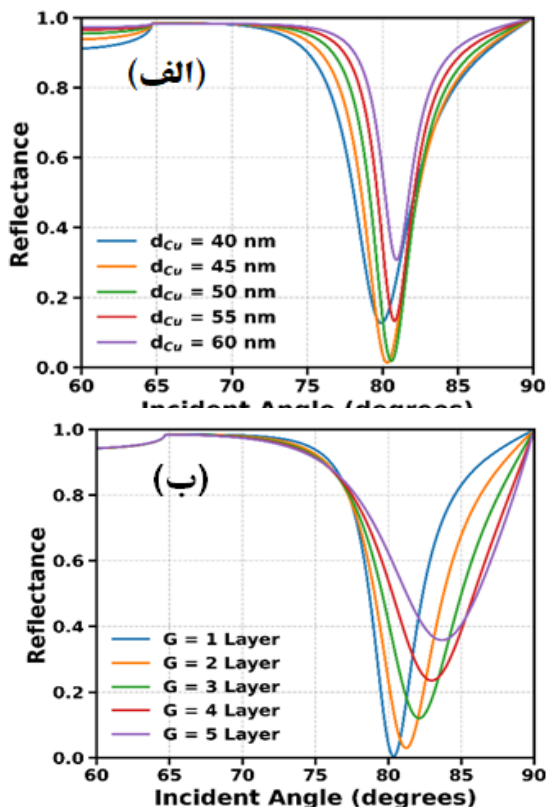
بر پاسخ اپتیکی و عملکرد کلی حسگر به طور مستقل مورد ارزیابی قرار گرفته است.

تمامی شبیه سازی ها با استفاده از روش ماتریس انتقال و در محیط برنامه نویسی پایتون انجام شد. برای هر پیکربندی، طیف بازتاب برحسب زاویه تابش محاسبه و با تغییر ضریب شکست محیط حسگر، متناظر با غلظت های مختلف گلوکز در ادرار، شاخص های عملکردی حسگر استخراج شدند. نتایج حاصل، مبنای انتخاب پارامترهای بهینه و تحلیل عملکرد نهایی حسگر زیستی پیشنهادی قرار گرفتند.

۳-۱- بهینه سازی ضخامت مس و تعداد لایه های گرافن

به منظور دستیابی به بیشترین بهره کنش پلاسمونی و افزایش عملکرد حسگر، در نخستین مرحله از فرآیند بهینه سازی، تأثیر ضخامت لایه مس و تعداد لایه های گرافن بر پاسخ بازتابی حسگر مورد بررسی قرار گرفت. شکل ۲ (الف) تغییرات منحنی بازتاب را برای ضخامت های مختلف لایه مس و شکل ۲ (ب) تأثیر تعداد لایه های گرافن را بر طیف تشدید پلاسمون سطحی نشان می دهد. همان گونه که در شکل ۲ (الف) مشاهده می شود، تغییر ضخامت لایه مس تأثیر قابل توجهی بر موقعیت و عمق پیک تشدید دارد. با افزایش ضخامت مس از ۴۰ به ۵۰ نانومتر، حداقل بازتاب به طور محسوسی کاهش یافته و پیک تشدید باریک تر می شود که بیانگر افزایش کارایی کوپلینگ بین موج فرودی و پلاسمون های سطحی است. این رفتار ناشی از ایجاد تعادل مناسب بین جذب نوری و انتشار میدان پلاسمونی در فصل مشترک فلز و دی الکتریک است. با وجود این، افزایش بیشتر ضخامت مس تا ۵۵ و ۶۰ نانومتر موجب افزایش مجدد بازتاب حداقل و پهن تر شدن منحنی تشدید می شود. این پدیده به افزایش تلفات اهمی و تضعیف نفوذ میدان محوشونده در ساختار نسبت داده می شود که در نهایت از شدت بهره کنش پلاسمونی می کاهد. بنابراین، ضخامت ۵۰ نانومتر به عنوان مقدار بهینه انتخاب شد، زیرا در این ضخامت عمیق ترین پیک تشدید و مناسب ترین شرایط برای آشکارسازی تغییرات ضریب شکست محیط حسگر حاصل می شود.

مطابق شکل ۲ (ب)، افزایش تعداد لایه های گرافن باعث تغییر تدریجی زاویه تشدید و کاهش عمق پیک بازتاب می شود. در ساختارهای دارای یک و دو لایه گرافن، پیک تشدید همچنان عمیق و نسبتاً باریک باقی می ماند، در حالی که با افزایش تعداد لایه ها به سه، چهار و پنج لایه، منحنی تشدید به تدریج پهن تر شده و حداقل بازتاب افزایش می یابد. این رفتار را می توان به افزایش جذب نوری و تلفات ناشی از لایه های اضافی گرافن نسبت داد که موجب تضعیف میدان پلاسمونی و کاهش بازده کوپلینگ می شود. از سوی دیگر، هر چند استفاده از تعداد بیشتر لایه های گرافن می تواند حفاظت بیشتری از فسفر سیاه در برابر اکسیداسیون و رطوبت فراهم کند، اما افت محسوس کیفیت تشدید، عملکرد اپتیکی حسگر را محدود می کند.



شکل ۲: طیف بازتاب حسگر SPR برای (الف) ضخامت های مختلف لایه مس (ب) تعداد لایه های مختلف گرافن

با در نظر گرفتن هم زمان شاخص های اپتیکی و الزامات پایداری ساختار، استفاده از یک لایه گرافن به عنوان گزینه بهینه انتخاب شد. این تعداد لایه ضمن ایجاد پوشش محافظ برای فسفر سیاه، کمترین تأثیر منفی را بر عمق و پهنای پیک تشدید داشته و شرایط مناسبی را برای حفظ حساسیت و ضریب شایستگی حسگر فراهم می کند. بر این اساس، در تمامی شبیه سازی های بعدی، ضخامت لایه مس برابر ۵۰ نانومتر و تعداد لایه های گرافن برابر یک لایه در نظر گرفته شده و سایر پارامترهای ساختار بر مبنای این مقادیر بهینه مورد بررسی قرار می گیرند.

۳-۲- بهینه سازی تعداد لایه های فسفر سیاه

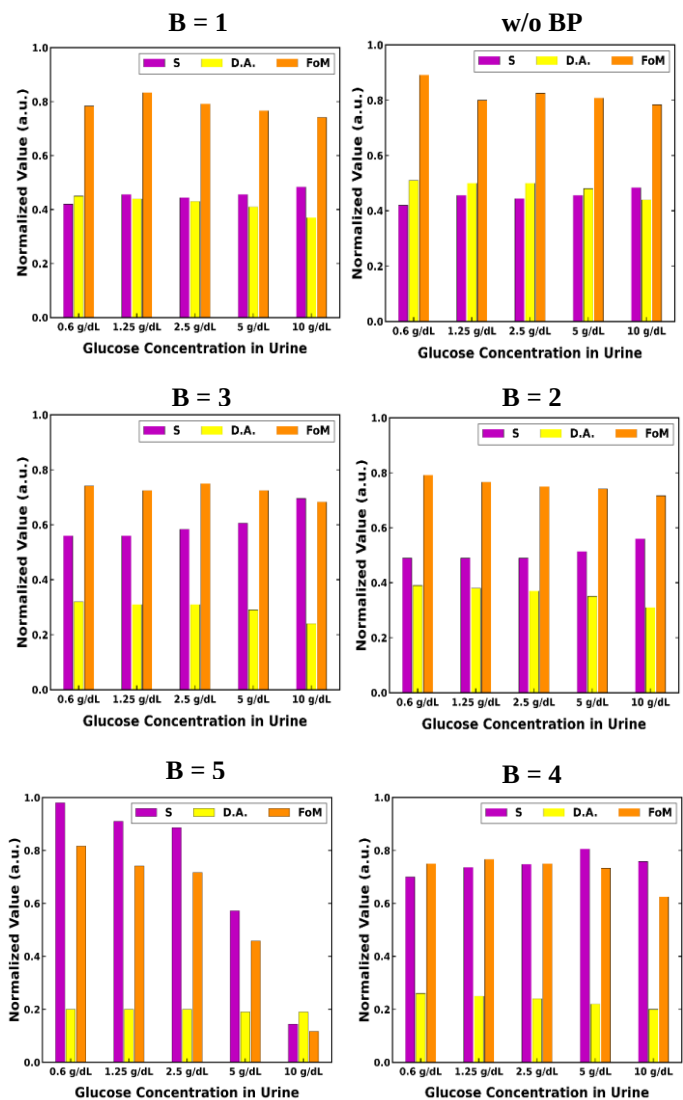
به منظور تعیین تعداد بهینه لایه های BP، عملکرد حسگر پیشنهادی برای ساختارهای بدون BP و دارای یک تا پنج لایه BP مورد بررسی قرار گرفت. در این ارزیابی، سه شاخص اصلی عملکرد شامل حساسیت، دقت آشکارسازی و ضریب شایستگی برای غلظت های مختلف گلوکز محاسبه و با یکدیگر مقایسه شدند. نتایج نرمال شده این مقایسه در شکل ۳ ارائه شده است. نمودارهای شکل ۳ نشان می دهند که افزایش تعداد لایه های BP موجب افزایش تدریجی حساسیت حسگر می شود. این افزایش ناشی از تقویت بهره کنش میدان اوانسنت با لایه های دوبعدی و افزایش ضریب

شکست مؤثر ساختار است که در نهایت جابه‌جایی بیشتری در زاویه رزونانس ایجاد می‌کند. با این حال، این روند همواره با بهبود سایر شاخص‌های عملکرد همراه نیست. در مقابل افزایش حساسیت، مقدار دقت آشکارسازی با افزایش تعداد لایه‌های BP کاهش می‌یابد که نشان‌دهنده پهن‌تر شدن منحنی رزونانس و کاهش دقت تعیین زاویه تشدید است. همچنین، رفتار ضریب شایستگی بیانگر آن است که اگرچه استفاده از یک تا چهار لایه BP هنوز عملکرد قابل قبولی ایجاد می‌کند، اما افزایش تعداد لایه‌ها به پنج باعث افت شدید FoM شده و کیفیت کلی حسگر را به‌طور محسوسی کاهش می‌دهد.

از آنجا که روند تغییرات شاخص‌های عملکرد حسگر در تمامی غلظت‌های گلوکز مشابه است، برای مقایسه کمی، نتایج مربوط به غلظت ۵ g/dL به‌عنوان نمونه در جدول ۴ ارائه شده است. مطابق این جدول، با افزایش تعداد لایه‌های BP، زاویه رزونانس از ۷۷/۷۷ درجه در ساختار بدون BP به ۸۷/۰۹ درجه در ساختار دارای پنج لایه افزایش می‌یابد که بیانگر افزایش ضریب شکست مؤثر ساختار است. همچنین، حساسیت حسگر از ۲۰۴ deg/RIU در ساختار بدون BP به ۴۰۲ deg/RIU برای چهار لایه BP افزایش یافته، اما با افزایش تعداد لایه‌ها به پنج، به ۲۸۶ deg/RIU کاهش می‌یابد. این رفتار نشان می‌دهد که افزایش ضخامت BP تا مقدار بهینه موجب تقویت برهم‌کنش پلاسمونی می‌شود، در حالی که ضخامت‌های بیشتر به دلیل افزایش جذب نوری و تلفات اپتیکی، کارایی کوپلینگ پلاسمون سطحی را کاهش می‌دهند.

با افزایش تعداد لایه‌های BP، مقدار FWHM از ۲/۱۰ به ۵/۲۲ درجه افزایش یافته و در نتیجه، مقدار DA از ۰/۴۸ به ۰/۱۹ بر درجه کاهش می‌یابد. علاوه بر این، حداقل بازتاب (Rmin) از ۰/۰۲ به ۰/۶۳ افزایش می‌یابد که نشان‌دهنده تضعیف شرایط رزونانس و کاهش انتقال انرژی از موج فرودی به پلاسمون‌های سطحی است. اگرچه ضریب شایستگی در ساختارهای سه و چهار لایه تقریباً ثابت باقی می‌ماند، اما در ساختار پنج‌لایه به ۵۶ /RIU کاهش می‌یابد. بنابراین، انتخاب ساختار بهینه تنها بر اساس حساسیت کافی نبوده و کیفیت منحنی رزونانس نیز باید مورد توجه قرار گیرد. بر این اساس، طیف بازتاب ساختارهای دارای سه و چهار لایه BP برای مقادیر مختلف ضریب شکست محیط حسگر در شکل ۴ مقایسه شده است. شکل ۴(الف) نشان می‌دهد که ساختار سه‌لایه دارای پیک‌های رزونانس عمیق، باریک و تقریباً متقارن است و با افزایش ضریب شکست محیط حسگر، زاویه رزونانس به‌صورت یکنواخت به زوایای بزرگ‌تر منتقل می‌شود، در حالی که مقدار Rmin نزدیک به صفر باقی می‌ماند. این ویژگی‌ها بیانگر کوپلینگ مؤثر پلاسمون سطحی و دقت بالای تعیین زاویه رزونانس هستند. در مقابل، در ساختار چهارلایه (شکل ۴(ب)) اگرچه جابه‌جایی زاویه رزونانس و در نتیجه حساسیت بیشتر است، اما افزایش ضخامت BP موجب کاهش عمق پیک، افزایش FWHM و افزایش Rmin شده و کیفیت پاسخ رزونانسی را به‌ویژه در مقادیر بالاتر ضریب شکست کاهش می‌دهد. از این‌رو، مزیت افزایش حساسیت در ساختار چهارلایه تا حدی با افت دقت آشکارسازی و کیفیت طیف بازتاب خنثی می‌شود.

در مجموع، نتایج شکل ۳، جدول ۴ و شکل ۴ نشان می‌دهد که ساختار دارای سه لایه فسفر سیاه بهترین توازن را میان حساسیت، ضریب شایستگی، دقت آشکارسازی و کیفیت منحنی رزونانس برقرار می‌کند؛ بنابراین، این ساختار به‌عنوان پیکربندی بهینه انتخاب شده و در ادامه پژوهش مبنای تمامی تحلیل‌ها و ارزیابی‌های عملکرد حسگر قرار گرفته است.



شکل ۳: مقایسه پارامترهای عملکرد نرمال‌شده حسگر SPR شامل حساسیت (S)، دقت آشکارسازی (DA) و ضریب شایستگی (FoM) برای ساختارهای بدون BP و دارای یک تا پنج لایه BP در غلظت‌های مختلف گلوکز ادرار، به‌منظور تعیین تعداد بهینه لایه‌های BP.

۳-۳- ساختار بهینه‌سازی شده و عملکرد نهایی حسگر

جدول ۴ پارامترهای عملکرد حسگر در غلظت ۵ gr/dL برای تعداد لایه های مختلف BP

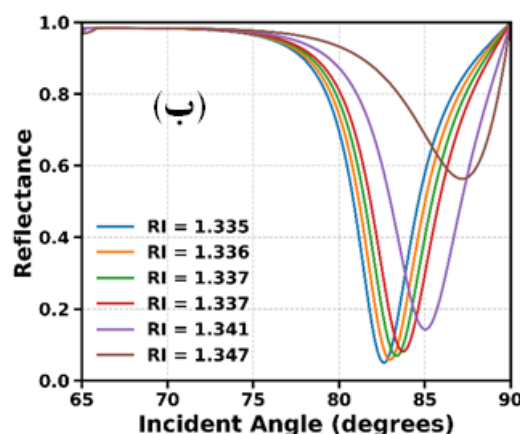
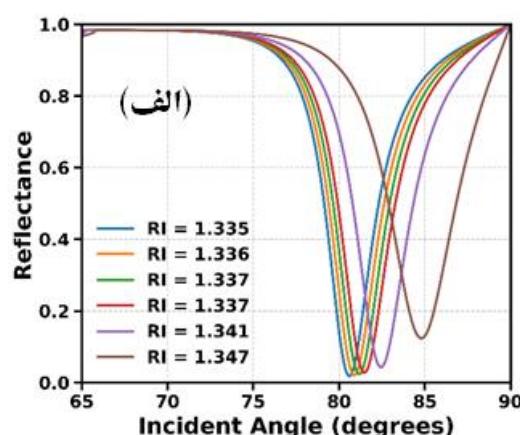
No	SPR Angle (deg)	FWHM (deg)	DA (deg ⁻¹)	ensitivity (deg/RIU)	R _{mi} n	FoM (1/RI U)
۰	۷۷/۷۷	۲/۱۷	۰/۴۸	۲۰۴	/۰۰۲	۹۴
۱	۷۹/۰۳	۲/۴۵	۰/۴۱	۲۲۸	/۰۰۶	۹۳
۲	۸۰/۵۴	۲/۸۷	۰/۳۵	۲۸۰	/۰۱۶	۸۹
۳	۸۲/۴۳	۳/۵۰	۰/۲۹	۳۰۳	/۰۴۳	۸۷
۴	۸۵/۰۳	۴/۵۵	۰/۲۲	۴۰۲	/۰۱۴	۸۸
۵	۸۷/۰۹	۵/۲۲	۰/۱۹	۲۸۶	/۰۶۳	۵۶

پس از انجام مراحل بهینه‌سازی پارامترهای ساختاری، شامل ضخامت لایه مس، تعداد لایه‌های فسفر سیاه و حضور لایه گرافن، در نهایت ساختار بهینه شامل منشور CsF، لایه مس با ضخامت ۵۰ نانومتر، لایه پروسکایت با ضخامت ۵ نانومتر، سه لایه فسفر سیاه و یک لایه گرافن به‌عنوان بهترین پیکربندی از نظر تعادل بین شاخص‌های عملکردی انتخاب شد. نتایج عددی این ساختار بهینه در جدول ۵ و رفتار مقایسه‌ای پارامترهای کلیدی عملکرد در شکل ۵ ارائه شده است.

همان‌گونه که در جدول ۵ و شکل ۵ مشاهده می‌شود، حسگر پیشنهادی در بازه غلظتی ۱۰-۶۲۵ g/dL پاسخ یکنواخت و پایدار از خود نشان می‌دهد و زاویه رزونانس با افزایش غلظت گلوکز به‌صورت پیوسته به سمت مقادیر بالاتر جابه‌جا می‌شود. این رفتار نشان می‌دهد که ساختار بهینه قادر است تغییرات بسیار کوچک در محیط بیولوژیکی را با دقت قابل قبول آشکارسازی کند.

از منظر حساسیت، مطابق جدول ۵ و روند نمایش داده‌شده در شکل ۵، مقدار حساسیت از حدود ۲۸۰ deg/RIU در غلظت‌های پایین به ۳۴۸ deg/RIU در بیشترین غلظت افزایش می‌یابد. این افزایش ناشی از تقویت برهم‌کنش نور با لایه‌های دوبعدی (BP و گرافن) و همچنین بهبود کوپلینگ پلاسمون سطحی در حضور لایه فلزی مس است که موجب افزایش شیف‌ت زاویه‌ای در پاسخ به تغییر ضریب شکست می‌شود. در مقابل، دقت آشکارسازی روندی کاهشی از ۰/۳۲ به ۰/۲۴ بر درجه نشان می‌دهد که بیانگر افزایش تدریجی پهنای منحنی رزونانس در غلظت‌های بالاتر است. با این حال، همان‌طور که در شکل ۵ نیز مشاهده می‌شود، این کاهش دقت با افزایش هم‌زمان حساسیت تا حد زیادی متعادل شده و موجب افت شدید در کیفیت کلی پاسخ حسگر نمی‌شود. از سوی دیگر، ضریب شایستگی در بازه نسبتاً پایدار ۸۲/RIU تا ۹۱/RIU تغییر می‌کند که نشان‌دهنده حفظ کیفیت مناسب پیک رزونانس در کل محدوده اندازه‌گیری است. این پایداری بیانگر آن است که بهینه‌سازی ساختار نه تنها منجر به افزایش حساسیت شده، بلکه از تخریب قابل توجه در کیفیت سیگنال رزونانسی نیز جلوگیری کرده است.

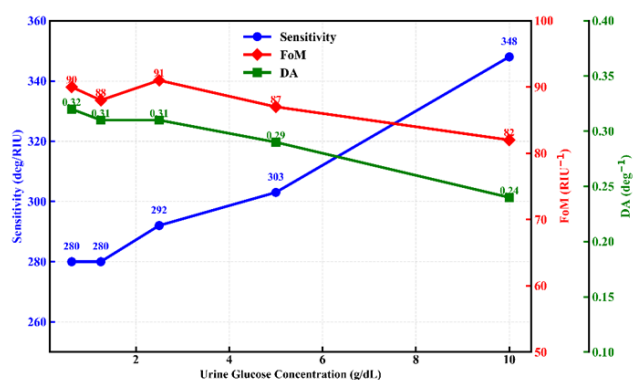
در مجموع، نتایج ارائه‌شده در جدول ۵ و شکل ۵ نشان می‌دهد که ترکیب پیشنهادی توانسته است یک توازن بهینه میان حساسیت بالا، دقت قابل قبول و پایداری پاسخ رزونانسی ایجاد کند. در نتیجه این ساختار می‌تواند به‌عنوان یک گزینه مناسب برای طراحی حسگرهای SPR غیرتهاجمی جهت تشخیص گلوکز در نمونه‌های ادراری مورد استفاده قرار گیرد.



شکل ۱: طیف بازتاب حسگر برای تعداد الف) ۳، ب) ۴ لایه BP

جدول ۵: پارامترهای عملکرد حسگر SPR بهینه شده برای غلظت‌های مختلف گلوکز در ادرار

غلظت گلوکز در ادرار	SPR Angle (deg)	R _{min}	FWHM (deg)	DA (deg ⁻¹)	Sensitivity (deg/RIU)	FoM (1/RIU)
۰/۶۲۵ gr/dl	۸۰/۸۹	۰/۰۲۰	۳/۱۲	۰/۳۲	۲۸۰	۹۰
۱/۲۵ gr/dl	۸۱/۱۷	۰/۰۲۴	۳/۱۹	۰/۳۱	۲۸۰	۸۸
۲/۵ gr/dl	۸۱/۵۴	۰/۰۲۸	۳/۲۲	۰/۳۱	۲۹۲	۹۱
۵ gr/dl	۸۲/۴۳	۰/۰۴۳	۳/۵۰	۰/۲۹	۳۰۳	۸۷
۱۰ gr/dl	۸۴/۷۸	۰/۱۲	۴/۲۴	۰/۲۴	۳۴۸	۸۲



شکل ۲ تغییرات پارامترهای کلیدی عملکرد حسگر SPR بهینه شده بر حسب غلظت گلوکز در ادرار، شامل حساسیت (Sensitivity)، دقت آشکارسازی (DA) و ضریب شایستگی (FoM)

۳-۴- مقایسه عملکرد حسگر با پژوهش‌های مشابه

به منظور ارزیابی عملکرد ساختار پیشنهادی، نتایج حاصل با تعدادی از حسگرهای SPR گزارش شده در مطالعات اخیر مقایسه شد که خلاصه آن‌ها در جدول ۶ ارائه شده است. این مقایسه بر اساس دو شاخص اصلی عملکرد، یعنی حساسیت (Sensitivity) و ضریب شایستگی (FoM) انجام شده است.

همان گونه که در جدول ۶ مشاهده می‌شود، حسگر پیشنهادی با ساختار deg/RIU $\text{CsF/Cu/FASnI}_3\text{/BP/Graphene}$ به حساسیت ۲۴۸ با ضریب شایستگی RIU^{-1} ۹۱ دست یافته است. اگرچه این مقدار حساسیت از برخی ساختارهای گزارش شده، از جمله ساختار $\text{CaF}_2\text{/Ag/ZnSe/BP}$ با حساسیت ۵۱۱ deg/RIU ، ساختار $\text{CsF/Cu/FASnI}_3\text{/BP}$ با حساسیت ۴۹۰ deg/RIU و ساختار $\text{BK7/BaTiO}_3\text{/Ag/BP/WS}_2$ با حساسیت ۴۳۵ deg/RIU کمتر است، اما عملکرد آن همچنان با بسیاری از ساختارهای مطرح در سال‌های اخیر قابل رقابت بوده و از حسگرهای مبتنی بر BK7/Au/Si/BP با حساسیت ۲۷۳ deg/RIU و همچنین حسگرهای $\text{BK7/Ag}_1\text{/MXene/Ag}_2\text{/ZnO/Graphene}$ با حساسیت ۱۸۴ deg/RIU عملکرد بهتری ارائه می‌دهد.

از نظر ضریب شایستگی نیز، مقدار RIU ۹۱ به دست آمده برای ساختار پیشنهادی در محدوده قابل قبولی قرار دارد و با وجود پایین تر بودن نسبت به برخی ساختارهای دارای لایه نقره، از جمله ساختار $\text{CaF}_2\text{/Ag/Al/MoS}_2$ با RIU ۱۰۲ و ساختار $\text{CaF}_2\text{/Ag/ZnSe/BP}$ با RIU ۱۰۸ همچنان از بسیاری از حسگرهای گزارش شده عملکرد بهتری یا قابل مقایسه‌ای نشان می‌دهد. به عنوان مثال، ضریب شایستگی ساختار پیشنهادی از حسگر

BK7/Ag/ZnSe (RIU ۶۶) و همچنین ساختار $\text{BK7/Ag}_1\text{/MXene/Ag}_2\text{/ZnO/Graphene}$ (RIU ۳۷) به طور قابل توجهی بیشتر است و تقریباً با ساختار BK7/Au/Si/BP (RIU ۹۲) برابری می‌کند.

لازم به ذکر است که هدف این پژوهش صرفاً دستیابی به بیشترین مقدار حساسیت نبوده است، بلکه طراحی ساختاری با عملکرد متعادل، پایداری مناسب و هزینه ساخت کمتر مدنظر قرار داشته است. در این راستا، جایگزینی مس به جای فلزات گران‌قیمتی مانند طلا و نقره، ضمن کاهش هزینه ساخت، امکان دستیابی به پاسخ پلاسمونیکی مطلوب را فراهم کرده است. همچنین، استفاده هم‌زمان از فسفر سیاه و گرافن علاوه بر افزایش برهم‌کنش میدان اوانسنت با محیط حسگر، موجب بهبود پایداری شیمیایی فسفر سیاه در برابر اکسیداسیون و رطوبت می‌شود که یکی از چالش‌های اصلی این ماده دوبعدی است. اگرچه افزودن لایه گرافن نسبت به ساختار بدون گرافن باعث کاهش نسبی حساسیت شده است، اما این کاهش با افزایش دوام، قابلیت اطمینان و امکان استفاده عملی از حسگر جبران می‌شود.

در مجموع، نتایج جدول ۶ نشان می‌دهد که ساختار پیشنهادی با ایجاد تعادل مناسب میان عملکرد و هزینه ساخت، از ظرفیت بالایی برای توسعه حسگرهای SPR غیرتهاجمی جهت اندازه‌گیری گلوکز در نمونه‌های ادراری برخوردار است و می‌تواند به عنوان گزینه‌ای مناسب برای کاربردهای زیست‌پزشکی و تشخیص بالینی مطرح شود.

جدول ۵: مقایسه حسگر پیشنهادی با برخی از پژوهش‌های پیشین در حوزه تشخیص گلوکز

ساختار	حساسیت (deg/RI (U))	ضریب شایستگی ($1/\text{RI U}$)	ساختار	مرجع
CsF/Cu FAnl3/BP/Graphene	۳۴۸	۹۱	پروژه ۵ حاضر	
CaF ₂ /Ag/Al/MoS ₂	۳۸۵	۱۰۲	۲۰۲ ۶	[۲۸]
CsF/Cu/FAnl3/BP	۴۹۰	۱۴۰	۲۰۲ ۵	[۷]
BK7/BaTiO ₃ /Ag/BP/ WS ₂	۴۳۵	۸۶	۲۰۲ ۵	[۲۹]
BK7/Ag/ZnSe	۳۶۶	۶۶	۲۰۲ ۴	[۳۰]
BK7/Ag1/Mxene/Ag 2/ZnO/-Graphene	۱۸۴	۲۷	۲۰۲ ۴	[۳]
CaF ₂ /Ag/ZnSe/BP	۵۱۱	۱۰۸	۲۰۲ ۴	[۳۱]
BK7 / Au / Ag / AlN	۴۱۱	۱۰۶	۲۰۲ ۳	[۲]
BK7/Au/Si/BP	۲۷۳	۹۲	۲۰۲ ۳	[۱۴]

یکی از مهم‌ترین اهداف این پژوهش، بررسی امکان رفع یکی از محدودیت‌های اصلی حسگرهای SPR مبتنی بر فسفر سیاه، یعنی ناپایداری این ماده در برابر اکسیژن و رطوبت محیط، بود. اگرچه فسفر سیاه به دلیل خواص نوری مناسب و برهم‌کنش قوی نور-ماده، گزینه‌ای مطلوب برای افزایش حساسیت حسگرهای SPR محسوب می‌شود، اما کاربرد عملی آن به دلیل تخریب تدریجی در شرایط محیطی با چالش مواجه است. در این راستا، در پژوهش حاضر از یک لایه گرافن به عنوان پوشش محافظ استفاده شد. نتایج نشان داد که اگرچه حضور گرافن نسبت به ساختار فاقد گرافن موجب کاهش اندکی در حساسیت می‌شود، اما با توجه به خواص شناخته‌شده گرافن، انتظار می‌رود این لایه با کاهش تماس فسفر سیاه با عوامل محیطی، پایداری شیمیایی و قابلیت اطمینان ساختار را بهبود داده و امکان استفاده عملی از این نوع حسگرها را افزایش دهد. بنابراین، هدف از افزودن گرافن دستیابی به بیشترین مقدار حساسیت نبوده، بلکه ایجاد تعادل میان عملکرد اپتیکی و پایداری ساختاری حسگر بوده است.

همچنین نتایج بهینه‌سازی نشان داد که افزایش تعداد لایه‌های فسفر سیاه اگرچه موجب افزایش حساسیت می‌شود، اما به دلیل افزایش تلفات اپتیکی و پهن‌تر شدن منحنی رزونانس، ضریب شایستگی و دقت آشکارسازی کاهش می‌یابد. از این رو، استفاده از سه لایه فسفر سیاه بهترین تعادل را میان تقویت میدان پلاسمونی و حفظ کیفیت پاسخ رزونانسی فراهم می‌کند. علاوه بر این، جایگزینی فلز مس به جای فلزات گران‌بهایمانند طلا و نقره، ضمن کاهش هزینه ساخت، عملکرد قابل رقابتی را در مقایسه با بسیاری از ساختارهای گزارش‌شده در مطالعات اخیر فراهم کرده است.

در مجموع، نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که ترکیب هم‌زمان مس، پروسکایت، فسفر سیاه و گرافن، رویکردی مناسب برای طراحی زیست‌حسگرهای SPR کم‌هزینه و با عملکرد بالا ارائه می‌دهد. از این رو، ساختار پیشنهادی می‌تواند گزینه‌ای امیدبخش برای توسعه حسگرهای غیرتهاجمی تشخیص گلوکز و سایر سامانه‌های زیست‌حسگری مبتنی بر مواد دوبعدی باشد.

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]. Jakubowska Z, Malyszko J. Continuous glucose monitoring in people with diabetes and end-stage kidney disease—review of association studies and Evidence-Based discussion. Journal

۴- نتیجه‌گیری

در این پژوهش، یک زیست‌حسگر تشدید پلاسمون سطحی چندلایه شامل منشور CsF، لایه فلزی مس، لایه پروسکایتی FASnI₃، فسفر سیاه و گرافن برای آشکارسازی غیرتهاجمی گلوکز در نمونه‌های ادرار طراحی و با استفاده از روش ماتریس انتقال مورد تحلیل و بهینه‌سازی قرار گرفت. نتایج نشان داد که ساختار بهینه شامل لایه مس با ضخامت ۵۰ نانومتر، لایه پروسکایتی با ضخامت ۵ نانومتر، سه لایه فسفر سیاه و یک لایه گرافن، بهترین توازن را میان حساسیت، ضریب شایستگی، دقت آشکارسازی و کیفیت منحنی رزونانس ایجاد می‌کند. در این پیکربندی، بیشینه حساسیت ۳۴۸ deg/RIU و ضریب شایستگی ۹۱ RIU به دست آمد که بیانگر عملکرد مناسب ساختار پیشنهادی در آشکارسازی تغییرات ضریب شکست ناشی از غلظت‌های مختلف گلوکز است.

- sensor for glucose detection with enhanced limit of detection. *Nanoscale*. 2024;16(14):7085-92. [10.1039/D4NR00378E](https://doi.org/10.1039/D4NR00378E)
- [۱۲]. Tiandho Y, Afriani F, Septiani NLW, Gumilar G, Suprijadi, Yulianto B. Enhancing urine glucose sensing performance through the introduction of two dimensional-transition metal dichalcogenides and gold nanoparticles into silver/UiO-66 chip of surface plasmon resonance. *Nanotechnology*. 2024;35(18):185102. [10.1088/1361-6528/ad29b5](https://doi.org/10.1088/1361-6528/ad29b5)
- [۱۳]. Kumar S, Yadav A, Malomed BA. Bimetal Thin Film, Semiconductors, and 2D Nanomaterials in SPR Biosensors: An Approach to Enhanced Urine Glucose Sensing. *IEEE Transactions on NanoBioscience*. 2024. [10.1109/TNB.2024.3389604](https://doi.org/10.1109/TNB.2024.3389604)
- [۱۴]. Yadav A, Kumar S, Kumar A, Sharan P. Effect of 2-D nanomaterials on sensitivity of plasmonic biosensor for efficient urine glucose detection. *Frontiers in Materials*. 2023;9:1106251. [10.3389/fmats.2022.1106251](https://doi.org/10.3389/fmats.2022.1106251)
- [۱۵]. Karim MN, Anderson SR, Singh S, Ramanathan R, Bansal V. Nanostructured silver fabric as a free-standing NanoZyme for colorimetric detection of glucose in urine. *Biosensors and Bioelectronics*. 2018;110, 8-15. [10.1016/j.bios.2018.03.037](https://doi.org/10.1016/j.bios.2018.03.037)
- [۱۶]. 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/s11468-023-01978-6](https://doi.org/10.1007/s11468-023-01978-6)
- [۱۷]. Khishki MA, Qasemnahnznd M, Marsusi F. Graphene based molecular bio-nanosensors to identify the components of DNA. *Nanomeghyas*. 2023;10(1):40-7. (In Persian)
- [۱۸]. Toloue H, Meshginqalam B, . Ahmadi MT, Centeno A. Graphene Based Surface Plasmon Resonance Bio-sensor Response Modeling. *Nanomeghyas*. 2015;2 (In Persian)
- [۱۹]. Vasimalla Y, Pradhan HS. Modeling of a novel SCHOTT B270 prism based SPR sensor using Ag-Si-BP/MXene structure for detection of Nephrology. 2024;37(2):267-79. [10.1007/s40620-023-01802-w](https://doi.org/10.1007/s40620-023-01802-w)
- [۲۰]. Yadav A, Kumar A, Sharan P, Mishra M. Highly sensitive bimetallic-metal nitride SPR biosensor for urine glucose detection. *IEEE Transactions on NanoBioscience*. 2023;22(4):897-903. [10.1109/TNB.2023.3246535](https://doi.org/10.1109/TNB.2023.3246535)
- [۲۱]. Karki B, Uniyal A, Sarkar P, Pal A, Yadav RB. Sensitivity improvement of surface plasmon resonance sensor for glucose detection in urine samples using heterogeneous layers: an analytical perspective. *Journal of Optics*. 2024;53(3):2567-77. [10.1007/s12596-023-01418-0](https://doi.org/10.1007/s12596-023-01418-0)
- [۲۲]. Singh P. SPR biosensors: historical perspectives and current challenges. *Sensors and actuators B: Chemical*. 2016;229,p.110-130. [10.1016/j.snb.2016.01.118](https://doi.org/10.1016/j.snb.2016.01.118)
- [۲۳]. Phiri IK, Zekriti M. Sensitivity and performance enhancement of an SPR biosensor using a gold-silver alloy, zinc oxide and graphene. *Optical and Quantum Electronics*. 2024;56(8):1332. [10.1007/s11082-024-07331-8](https://doi.org/10.1007/s11082-024-07331-8)
- [۲۴]. Hayashi S, Okamoto T. Plasmonics: visit the past to know the future. *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2012;45(43):433001. [10.1088/0022-3727/45/43/433001](https://doi.org/10.1088/0022-3727/45/43/433001)
- [۲۵]. Mohadesi V. Sensitivity Enhancement of Plasmonic Biosensor for Glucose Level Detection Using Black Phosphorus and Copper-Based Multilayer Design. *Plasmonics*. 2025. [10.1007/s11468-025-02883-z](https://doi.org/10.1007/s11468-025-02883-z)
- [۲۶]. 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)
- [۲۷]. Akimov Y. Optical resonances in Kretschmann and Otto configurations. *Optics letters*. 2018;43(6):1195-8. [10.1364/OL.43.001195](https://doi.org/10.1364/OL.43.001195)
- [۲۸]. 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)
- [۲۹]. Xu Y, Zhang X, Zhu X-S, Shi Y-W. Silver-coated hollow fiber surface plasmon resonance

- [۲۹]. Shoshi MS, Huraiya MA, Jawad A, Kong CY, Tabata H, Ramaraj SG, Razzak SA. Revolutionary barium titanate-BlueP/TMDCs SPR sensor: Ultra-sensitive detection of urine glucose levels. *Talanta Open*. 2025;11:100401. [10.1016/j.talo.2025.100401](https://doi.org/10.1016/j.talo.2025.100401)
- [۳۰]. El-assar M, Taha TE, El-Samie FEA, Fayed HA, Aly MH. ZnSe-based highly-sensitive SPR biosensor for detection of different cancer cells and urine glucose levels. *Optical and Quantum Electronics*. 2023;55(1):76. [10.1007/s11082-022-04344-y](https://doi.org/10.1007/s11082-022-04344-y)
- [۳۱]. Mustafizur Rahman K, Nayan F, Ahmed R, Rahman M. Design and Development of High Sensitive Surface Plasmon Resonance Biosensors for Glucose Detection. *Plasmonics*. 2024;1-15. [10.1007/s11468-024-02257-1](https://doi.org/10.1007/s11468-024-02257-1)
- of specific biological samples. *Optical and Quantum Electronics*. 2022;54(10):612. [10.1007/s11082-022-03970-8](https://doi.org/10.1007/s11082-022-03970-8)
- [۲۰]. Huang Y, Qiao J, He K, Bliznakov S, Sutter E, Chen X, et al. Interaction of black phosphorus with oxygen and water. *Chemistry of Materials*. 2016;28(22):8330-9. [10.1021/acs.chemmater.6b03599](https://doi.org/10.1021/acs.chemmater.6b03599)
- [۲۱]. Yadav A, Kumar A, Sharan P. Sensitivity enhancement of a plasmonic biosensor for urine glucose detection by employing black phosphorous. *Journal of the Optical Society of America B*. 2022;39(1):200-6. [10.1364/JOSAB.442455](https://doi.org/10.1364/JOSAB.442455)
- [۲۲]. Ordal MA, Long L, Bell RJ, Bell S, Bell R, Alexander RW, Ward C. Optical properties of the metals al, co, cu, au, fe, pb, ni, pd, pt, ag, ti, and w in the infrared and far infrared. *Applied optics*. 1983;22(7):1099-119. [10.1364/AO.22.001099](https://doi.org/10.1364/AO.22.001099)
- [۲۳]. Seok SI, Guo T-F. Halide perovskite materials and devices. *MRS Bulletin*. 2020;45(6):427-30 [10.1557/mrs.2020.131](https://doi.org/10.1557/mrs.2020.131)
- [۲۴]. Wang X, Lan S. Optical properties of black phosphorus. *Advances in Optics and photonics*. 2016;8(4):618-55. [10.1364/AOP.8.000618](https://doi.org/10.1364/AOP.8.000618)
- [۲۵]. Karki B, Sarkar P, Dhiman G, Srivastava G, Kumar M. Platinum diselenide and graphene-based refractive index sensor for cancer detection. *Plasmonics*. 2024;19(2):953-62. [10.1007/s11468-023-02099-w](https://doi.org/10.1007/s11468-023-02099-w)
- [۲۶]. Katsidis CC, Siapkias DI. General transfer-matrix method for optical multilayer systems with coherent, partially coherent, and incoherent interference. *Applied optics*. 2002;41(19):3978-87. [10.1364/AO.41.003978](https://doi.org/10.1364/AO.41.003978)
- [۲۷]. Uwais M, Bijalwan A, Rastogi V. SPR-based refractive index sensor using BaTiO₃ and WS₂ with Al-Ni bimetal for glucose sensing. *Phys Scr*. 2023;98(10):105515. [10.1088/1402-4896/acf698](https://doi.org/10.1088/1402-4896/acf698)
- [۲۸]. Dey B, Rahman MT, Saha A. Enhanced urine glucose sensing using two-dimensional TMDCs-based SPR biosensor. *Scientific Reports*. 2026.



Stability Enhancement and Optimization of a Black Phosphorus-Based Surface Plasmon Resonance Sensor Using Graphene for Urinary Glucose Detection

V. Mohadesi ^{1,*} (0000-0003-3369-4638), F. Abrinaei ^{2,3} (0000-0002-2339-6672)

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

²Department of Physics, CT.C., Islamic Azad University, Tehran, Iran

³ Department of Physics, ET.C., Islamic Azad University, Tehran, Iran

Received: 2026-04-08

Revised: 2026-04-24

Accepted: 2026-06-1

Abstract: Surface plasmon resonance (SPR)-based sensors have attracted significant attention as highly sensitive platforms for the non-invasive detection of glucose. In this study, an SPR biosensor with a CsF/Cu/FASnI₃ /Black Phosphorus (BP)/Graphene multilayer structure was designed for glucose detection in urine samples and analyzed using the Transfer Matrix Method (TMM). To achieve optimal performance, the thickness of the copper layer as well as the number of black phosphorus and graphene layers were systematically optimized. The results demonstrated that the optimized configuration, consisting of a 50 nm copper layer, three layers of black phosphorus, and a single graphene layer, exhibited the best sensing performance, achieving a maximum sensitivity of 348 deg/RIU and a figure of merit (FoM) of 91 RIU⁻¹. Although the incorporation of graphene resulted in a slight reduction in sensitivity, it significantly improved the chemical stability of the sensor by protecting black phosphorus against oxidation, thereby enhancing its practical applicability. Furthermore, comparison with previously reported SPR biosensors revealed that the proposed design, which integrates a copper plasmonic layer with a perovskite layer, black phosphorus, and graphene, provides an excellent balance between sensitivity, chemical stability, and fabrication cost. These findings highlight the proposed sensor as a promising candidate for the development of low-cost, high-performance SPR biosensors for non-invasive glucose monitoring.

Keywords: Biosensor, Stability, Graphene, Glucose Detection, Sensitivity, Figure of Merit

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

How to Cite This Article:

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). doi: 10.22034/ns.2026.2093548.1441



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