افزایش حساسیت بیوسنسور نوری پلاسمونی مبتنی بر نانوساختار گرافن- MoS_2

سیروس ندری و حمید واحد

دانشکده مهندسی فناوری های نوین، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

چکیده- بیوسنسورهای نوری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی (SPR) در حوزه بیوفتونیک بسیار مهم بوده و میتواند جهت مطالعه پیوندهای پروئتینی، آشکارسازی آنزیمها و هیبریداسیون DNA جهت تشخیص بیماری استفاده گردند. در این مقاله، بیوسنسور نوری مبتنی بر SPR، با استفاده ار ساختار لایه‌ای نانوکامپوزیت طلا-دی سولفید مولیبدن-گرافن طراحی شده است. تاثیر حضور نانوکامپوزیت طلا بر میزان حساسیت بیوسنسور بررسی شده است. همچنین، نتایج ما نشان می‌دهد که بیشترین میزان حساسیت این بیوسنسور به ازای ضخامت ۳۰ نانومتری لایه نانوکامپوزیت ، ۹ لایه دی سولفید مولیبدن و ۳ لایه گرافن برابر با ۱۰۶/۱۶ deg/RUI محاسبه شده است.

کلید واژه - بیو سنسور، حساسیت، تشدید پلاسمون سطحی، نانوکامپوزیت

Enhanced Sensitivity of the Plasmonic Optical Biosensor Based on Graphene-MoS_2 Nanostructure

Cyrus Nadri and Hamid Vahed

School Of Engineering Emerging Technologies University of Tabriz, Tabriz, Iran

Abstract-The Optical Biosensor based on Surface Plasmon Resonance (SPR) are an important component in Bio-photonic field. These biosensors are applicable for investigation of protein binding, enzymes detection and DNA hybridization for medical diagnostics. In this paper, the optical biosensor based on SPR is designed by using nanocomposite- MoS_2 –graphene layered structure. We investigated the presence of the Au nanocomposite layer on the biosensor sensitivity. Also, our results show that the biosensor with nanocomposite layer thickness of 30 nm, 9 layer of MoS_2 and 3 layer of graphene have the maximum sensitivity 106.16 deg/RUI.

Keywords: Biosensor, Nano-composite, Sensitivity, Surface Plasmon Resonance.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-06-19]

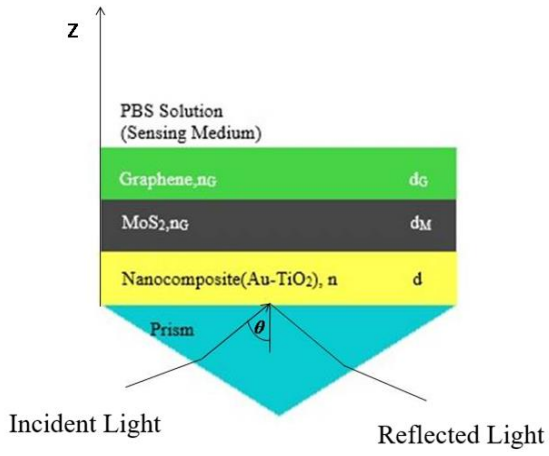
این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

۱- مقدمه

در طول دهه های گذشته، سنسورهای نوری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی (SPR)، برای کاربردهای تشخیصی در حوزه پزشکی، توجه بیشتری به خود جلب کرده‌اند[۱]. هیبریداسیونDNA، به عنوان یک روش بیولوژیکی که ارتباط ژنتیکی بین رشته‌های DNA دو ارگانیسم را ارزیابی می‌کند، مورد توجه محققین زیادی قرار گرفته است. تکنولوژی تشدید پلاسمون سطحی، پیشرفتهای بزرگی در زمینه تصویربرداری و تشخیص های پزشکی از جمله هیبریداسیون DNA به دلیل ابعاد کوچک، وزن پایین، قابلیت اطمینان بالا و حساسیت زیاد به دنبال داشته است [۲]. برای تحریک پلاسمونهای سطحی در مرز مشترک بین فلز و دی‌الکتریک، الکترون های باند هدایت فلز باید قادر به تشدید با نور فرودی بر سطح در یک طول موج مشخص باشند. سنسورهای نوری مبتنی بر تشدید پلاسمونهای سطحی، بر دو ساختار کرتشمن و اُتو استوار هستند. در بیوسنسورهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی، معمولا طلا یا نقره برای جداسازی محیط حسگری و منشور، به صورت مستقیم بر روی منشور پوشش داده می‌شد. طلا به عنوان یکی از مناسب ترین مواد، به دلیل مقاومت بالا در برابر اکسیداسیون و داشتن پایداری شیمیایی بالا به عنوان فلز مورد استفاده قرار می‌گیرد. با این حال، قابلیت اندرکنش بیومولکولها با طلا پایین است، بنابراین باعث کاهش حساسیت سنسور می‌شود. برای رفع این مشکل، در مطالعات اخیر بر روی ساختار بیوسنسورها از یک یا چند لایه گرافن به دلیل بالا بودن نسبت سطح به حجم و تحرک پذیری الکتریکی بالا و ساختار اتمی پایدار استفاده شده است [۳]. عدم وجود گاف باند در گرافن، از افزایش قابل ملاحظه حساسیت بیوسنسورهای مبتنی بر گرافن ممانعت می‌کند. بنابراین، در جدیدترین طرح پیشنهادی برای افزایش حساسیت بیوسنسورها، نانوساختار هیبریدی مبتنی بر مولیبدن دی سولفید (MoS_2) – گرافن پیشنهاد شده است[۲]. مولیبدن دی سولفید (MoS_2) نیز همانند گرافن میتواند بصورت لایه دوبعدی توسط روش CVD سنتز گردد و در مقایسه با گرافن دارای گاف باند(1.8 eV)، جذب نوری بالاتر (۵٪) و تابع کار بزرگتر (5.1 eV) می‌باشد [۴]. در این مقاله، برای بهره بردن از خواص گرافن و MoS_2، از هر دو ماده در طراحی ساختار دو بیوسنسور پیشنهادی استفاده شده است. همچنین، در طراحی ساختار یکی از بیوسنسورها، بر روی منشور از لایه فلزی و در ساختار بیوسنسور دوم از لایه نانوکامپوزیت استفاده شده است و حساسیت بیوسنسور در هر دو حالت محاسبه و مقایسه شده است.

۲- ساختار بیوسنسور پیشنهادی

دو ساختار برای بیوسنسور نوری پیشنهاد شده است. در ساختار اول، ابتدا یک لایه طلا بر روی منشور رشد داده شده است و سپس بر روی لایه طلا، به ترتیب MoS2 و گرافن لایه‌نشانی شده است. در ساختار پیشنهادی دوم، بجای لایه طلا، از نانوکامپوزیت طلا-دی اکسید تیتانیوم (TiO2) استفاده شده است. بنابراین ساختار دوم شامل، نانوکامپوزیت طلا-دی اکسید تیتانیوم، MoS2 و گرافن است که بطور شماتیک در شکل (۱) نشان داده شده است. ضریب شکست منشور در هر دو ساختار، ۱/۷۲۳ است. ضخامت MoS2، dMoS2=M×۰/۶۵ و ضخامت گرافن dGraphene=L×۰/۳۴ انتخاب شده است که M، تعداد لایه-های MoS2 و L، تعداد لایه‌های گرافن است. ضریب شکست طلا، MoS2 و گرافن در هر دو ساختار به ترتیب برابر با ۰/۳+۱۷۲۶/۴۲۱۸، ۵/۰+۹/۸ i و ۱+۳/۱۴۸۷ i است[۲]. ضخامت طلا در ساختار اول و ضخامت لایه نانوکامپوزیت در ساختار دوم برابر ۳۰ نانومتر انتخاب شده است.



شکل۱: تصویر شماتیک از ساختار پیشنهادی بیوسنسور نوری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی حاوی لایه‌های نانوکامپوزیت، MoS_2 و گرافن.

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-06-19]

۳- مدل‌بندی ریاضی از بیوسنسور

در هر دو ساختار برای محاسبه میزان انعکاس‌دهی نور از روش ماتریس انتقال (TMM) استفاده شده است. برای هر لایه، ماتریس انتقال به صورت مجزا محاسبه شده و سپس با ضرب کردن ماتریسهای انتقال لایه‌ها، ماتریس انتقال کل ساختار به دست می‌آید [۳]:

$$M_{ij}=\left(\prod_{k=2}^{N-1}M_k\right)_{ij}=\begin{pmatrix}M_{11} & M_{12}\\ M_{21} & M_{22}\end{pmatrix} \quad (۱)$$

$$M_k=\begin{pmatrix}\cos\beta_k & -(i\sin\beta_k)/q_k\\ -iq_k\sin\beta_k & \cos\beta_k\end{pmatrix} \quad (۲)$$

$$q_k=(\varepsilon_k-n_1^2\sin^2\theta_1)^{1/2}/\varepsilon_k \quad (۳)$$

$$\beta_k=(2\pi d_k/\lambda)(\varepsilon_k-n_1^2\sin^2\theta_1)^{1/2} \quad (۴)$$

که ضریب انعکاس برای نور پلاریزه-P برابر است با:

$$r_p=\frac{(M_{11}+M_{12}q_N)q_1-(M_{21}+M_{22}q_N)}{(M_{11}+M_{12}q_N)q_1+(M_{21}+M_{22}q_N)} \quad (۵)$$

و در نهایت انعکاس‌دهی نور پلاریزه-P برابر با $R_p=\left|r_p\right|^2$ خواهد بود. در این روابط، ε_k، ثابت دی‌الکتریک لایه kام، d_k ضخامت لایه kام، θ_1 زاویه ورودی، λ، طول موج و n_1، ضریب شکست منشور است.

در ساختار دوم، از لایه نانوکامپوزیت استفاده شده است. ماده نانوکامپوزیت چیدمانی از نانوذرات فلزی در یک ماده میزبان دی‌الکتریک است که اگر اندازه نانوذرات از طول موج نور کوچکتر باشد ثابت دی‌الکتریک موثر نانوکامپوزیت از مدل ماکسول-گارنت برابر خواهد بود با[۵و۶]:

$$\varepsilon_{eff}=\varepsilon_2\left[\frac{\varepsilon_1+2\varepsilon_2+2f(\varepsilon_1+\varepsilon_2)}{\varepsilon_1+2\varepsilon_2-2f(\varepsilon_1+\varepsilon_2)}\right] \quad (۶)$$

که ε_1، ثابت دی‌الکتریک نانوذرات فلزی، ε_2، ثابت دی-الکتریک ماده دی‌الکتریک میزبان و f، کسر حجمی نانوذرات فلزی، که اینجا برابر با ۰/۶۵ انتخاب شده است. در این مقاله، لایه نانوکامپوزیت حاوی نانوذرات طلا در ماده میزبان دی اکسید تیتانیوم (TiO_2) است. ثابت دی‌الکتریک طلا طبق مدل Drude برابر است با[۵]:

$$\varepsilon_1=1-\frac{\lambda^2\lambda_c}{\lambda_p^2(\lambda_c+i\lambda)} \quad (۷)$$

که λ_p و λ_c به ترتیب نشانگر طول موج پلاسما و طول موج نور برخوردی است که به ترتیب برابر با $1.6826\times10^{-7}m$ و $8.9348\times10^{-7}m$ است. ضریب شکست ماده میزبان نانوکامپوزیت، دی اکسید تیتانیوم(TiO_2) برابر است با:

$$n_{TiO_2}=\sqrt{5.913+\frac{0.2441}{\lambda^2-0.0843}} \quad (۷)$$

مهم ترین پارامتر برای سنجش یک بیوسنسور، میزان حساسیت آن است. حساسیت را میتوان بصورت نسبت تغییرات زاویه تشدید پلاسمون سطحی به تغییرات ضریب شکست محیط حسگری در زاویه برخوردی بصورت $S=\frac{\Delta\theta_{SPR}}{\Delta n_s}$ بر حسب deg/RIU تعریف کرد.

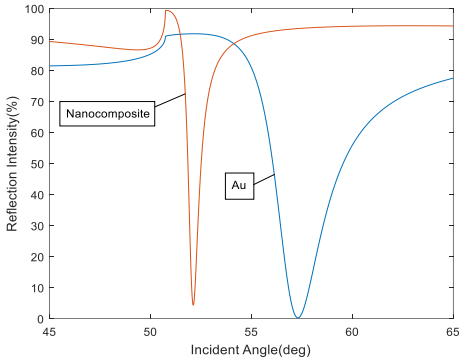
۴- نتایج وبحث‌ها

میزان انعکاس‌دهی برای دو ساختار پیشنهادی بعنوان بیوسنسور به ازای زاویه ورودی در شکل ۲ رسم شده است. با مقایسه دو منحنی در شکل ۲، کاملا مشخص است که ساختار شامل نانوکامپوزیت-MoS_2- گرافن، نسبت به ساختار طلا-MoS_2 - گرافن از لحاظ میزان انعکاس‌دهی و پهنای منحنی از وضعیت بهتری برخوردار است. محاسبات انجام گرفته نشان می‌دهد که بالاترین حساسیت بیوسنسور برای ساختار اول شامل طلا-MoS2-گرافن، به ازای دو لایه از MoS_2 و یک لایه از گرافن حاصل شده است که میزان حساسیت ۸۹/۲۹ deg/RIU برای طول موج برخوردی ۶۳۳ نانومتر به دست آمده است. برای ساختار دوم پیشنهادی شامل نانوکامپوزیت-MoS_2 -گرافن، بالاترین میزان حساسیت بیوسنسور، برای تعداد لایه های مولیبدن دی سولفید ۹ و تعداد لایه های گرافن ۳ حاصل شده است که برابر با ۱۰۶/۱۶deg/RIUاست. در این ساختار، ضخامت نانوکامپوزیت ۳۰نانومتر و طول موج نور برخوردی ۶۰۰

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

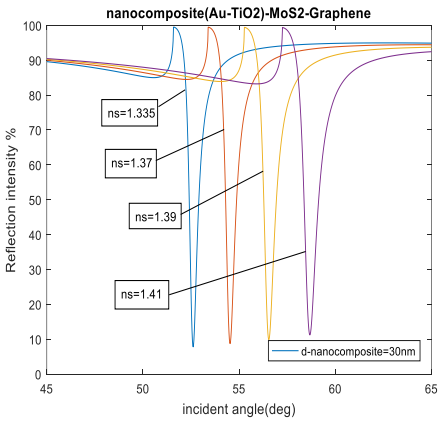
[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-06-19]

نانومتر است.



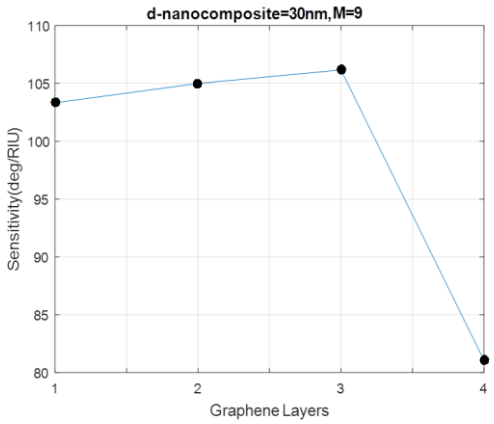
شکل ۲ : مقایسه میزان انعکاس‌دهی بیوسنسور نوری که لایه اول ساختار، لایه طلا (منحنی آبی) یا نانوکامپوزیت (منحنی قرمز) است.

در شکل ۳، میزان انعکاس‌دهی ساختار پیشنهادی بیوسنسور حاوی لایه نانوکامپوزیت به ازای مقادیر متفاوت ضریب شکست محیط حسگری از ۱/۳۳۵ به ۱/۴۱ بر حسب زاویه ورودی رسم شده است که شیفت قابل ملاحظه زاویه تشدیدی با تغییر ضریب شکست کاملا مشهود است. محیط حسگری در این بیوسنسورها، محلول نمکِ فسفات با ضریب شکست ۱/۳۳۵ است. زمانی که این ضریب شکست از ۱/۳۳۵ به ۱/۴۱ تغییر می‌یابد(Δn_s)، زاویه تشدیدی از ۵۲/۳۰ درجه به ۵۸/۶۷ درجه افزایش می‌یابد.



شکل ۳: تغییرات میزان انعکاس‌دهی بیوسنسور نسبت به تغییر ضریب شکست محیط حسگری.

در شکل ۴، میزان حساسیت بیوسنسور حاوی لایه نانوکامپوزیت طلا-TiO_2 به ضخامت ۳۰ نانومتر و ۹ لایه MoS_2 و برای یک ، دو، سه و چهار لایه گرافن محاسبه و رسم شده است که بالاترین میزان حساسیت برابر ۱۰۶/۱۶ deg/RUI به ازای سه لایه گرافن بدست آمده است.



شکل ۴: تغییرات میزان حساسیت بیوسنسور نسبت به تغییر تعداد لایه های گرافن از ۱ به ۴.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله، بیوسنسور نوری SPR حاوی ساختار نانوکامپوزیت-MoS_2 - گرافن طراحی شد و بهبود حساسیت بیوسنسور به علت حضور لایه نانوکامپوزیت نسبت به بیوسنسور حاوی لایه فلزی طلا نشان داده شد. نتاج محاسبات نشان داد که بیوسنسور حاوی لایه نانوکامپوزیت به ضخامت ۳۰ نانومتر، شامل ۹ لایه MoS_2 و ۳ لایه گرافن دارای بیشترین حساسیت به میزان ۱۰۶/۱۶ deg/RUI است.

مراجع

[1] J. Homola, *Surface Plasmon Resonance Based Sensors*, p.3, Springer, 2006

[2] M. S. Rahman, M.d. Shamim Anower, Md. Hasan, B. Hossain, Md. Ismail Haque , "*Design and numerical analysis of highly sensitive Au-MoS_2-Graphene based hybrid surface Plasmon resonance biosensor*", Opt.Com., Vol. 396, No. 43, pp. 1-274 (2017).

[3] K. V. Sreekanth, S. Zeng, K .T. Yong, T. Yu, "*Sensitivity enhanced biosensor sing graphene-basd one-dimensional photonic crystal*", Sensors and Actuators B: Chemical. , Vol. 182, No. 55, pp. 1-818 (2013)

[4] Zeng, Shuwen, et al. "*Graphene–MoS_2 hybrid nanostructures enhanced surface plasmon resonance biosensors*." Sensors and Actuators B: Chemical 207: 801-810 (2015).

[5] M. Rani, S. Shukla, N. K. Sharma, V .Sajal,"*Theoretical study of nanocomposites based fiber optic SPR sensor* " , Opt.Com., Vol. 313, No. 27, pp. 1-448 (2014)

[6] وانگ، جوزف، *الکتروشیمی تجزیه*، انتشارات دانشگاه تبریز، ۱۳۸۵.

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-06-19]