بیست و پنجمین کنفرانس اپتیک و
فوتونیک ایران و یازدهمین کنفرانس
مهندسی و فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه شیراز،
شیراز، ایران.
۹-۱۱ بهمن ۱۳۹۷

بهبود عملکرد حسگر زیستی مبتنی بر موجبرهای پلاسمونی گرافنی

فرناز جبارزاده، امیر حبیب‌زاده شریف

دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران

f_jabbarzadeh@sut.ac.ir, sharif@sut.ac.ir

چکیده - در این مقاله، تأثیر ایجاد شیارهای V شکل در هسته موجبر پلاسمونی گرافنی بارگذاری شده با برآمدگی عایقی برای بهبود عملکرد حسگری آن بررسی شده است. بر اساس نتایج شبیه‌سازی نشان داده شده است که ایجاد شیارهای V شکل افقی در برآمدگی عایقی موجب افزایش میزان برهمکنش آنالیت با میدان پلاسمونی موجبر شده و طول انتشار مود هدایتی نیز افزایش می‌یابد. در نتیجه، حسگر زیستی مبتنی بر موجبر پلاسمونی گرافنی پیشنهادی دارای دو شیار افقی متقارن در مقایسه با موجبر پلاسمونی گرافنی بارگذاری شده با عایق متداول، طول انتشار مودی بیشتر و حساسیت بیشتری دارد.

کلید واژه- پلاسمونیک، پلاسمون پلاریتون سطحی، حسگر زیستی، موجبر پلاسمونی

Performance enhancement of the biosensor based-on graphene plasmonic waveguides

Farnaz Jabbarzadeh, Amir Habibzadeh-Sharif

Electrical Engineering Faculty, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran
f_jabbarzadeh@sut.ac.ir, sharif@sut.ac.ir

Abstract- In this paper, impact of V-grooves designed in core region of dielectric loaded graphene surface plasmon waveguide has been investigated for enhancement of sensing performance. According to the simulation results, it has been shown that the V-grooves increase the interaction of analyte with plasmonic field of the waveguide and improve propagation length of guided modes. Therefore, biosensor based-on the proposed graphene plasmonic waveguide with two symmetrical V-grooves demonstrates longer propagation length and higher sensitivity as compared with the conventional dielectric loaded graphene plasmonic waveguide.

Keywords: plasmonics, surface plasmon polariton, biosensor, plasmonic waveguide.

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

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-01]

۱- مقدمه

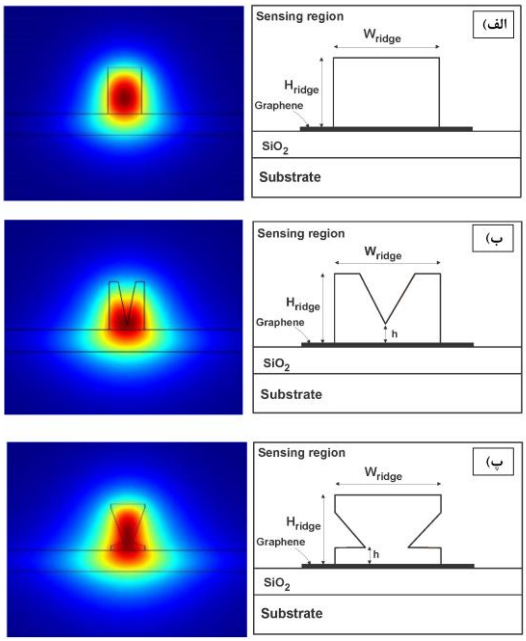
با توجه به حساسیت بالای پلاسمون پلاریتون‌های سطحی (SPPs) در برهمکنش با محیط اطراف، زمینه پلاسمونیک توجه زیادی را به خود جلب کرده است. موجبرهای پلاسمونی برای کاربردهای مختلف حسگر زیستی مفید هستند؛ بنابراین انواع موجبرهای پلاسمونی پیشنهاد شده‌اند [۱، ۲]. به دلیل گذردهی مختلط فلزات در طول موج‌های نوری، موجبرهای پلاسمونی دارای تلفات انتشاری بالایی هستند [۳]. برای تحقق مصالحه بین حبس مودی و تلفات، چندین ساختار موجبر پلاسمونی پیشنهاد شده‌اند که در میان آنها، موجبر پلاسمونی بارگذاری شده با برآمدگی عایقی از طول انتشاری بیشتری برخوردار است [۴]. از طرفی، حسگرهای زیستی پلاسمونی برای ایجاد برهمکنش مناسب SPPها با آنالیت، نیازمند طول انتشار و عمق حسگری بالا هستند [۵]. در این تحقیق، نوع جدیدی از موجبر پلاسمونی بارگذاری شده با برآمدگی عایقی مبتنی بر گرافن دارای دو شیار متقارن بر روی برآمدگی عایقی ارائه شده است. توانایی موجبر پلاسمونی جدید در بهبود طول انتشار، حساسیت و حد تشخیص در مقایسه با موجبر پلاسمونی بارگذاری شده با برآمدگی عایقی متداول مورد بررسی قرار گرفته است.

۲- ساختار پیشنهادی و نتایج شبیه‌سازی

شکل ۱ سطح مقطع عرضی و توزیع میدان الکتریکی مود اصلی سه موجبر پلاسمونی بارگذاری شده با برآمدگی عایقی را نشان می‌دهد. موجبر ۱ در [۵] مطرح شده و در این مقاله، آنالیز مودی مجدد آن با استفاده از روش المان محدود (FEM) انجام شده است. موجبرهای ۲ و ۳ نیز به ترتیب با ایجاد یک برش عمودی و دو برش متقارن افقی در برآمدگی عایقی، طراحی و شبیه‌سازی شده‌اند. این موجبرهای پلاسمونی از زیرلایه با ضریب شکست 1.34، لایه SiO_2 با ضریب شکست 1.45 و ضخامت (µm) 0.5 ، نوار گرافن تک لایه با ضخامت (nm) 1 و عرض (µm) 1.4 و برآمدگی عایقی با ضریب شکست 1.535 تشکیل شده‌اند. فاصله h شیارها از سطح گرافن در موجبرهای ۲ و ۳ مساوی (µm) 0.1 است. عمق شیار V شکل در موجبر ۲ و ۳ به ترتیب برابر با (µm) 1 و (µm) 0.3 است و فاصله عرض شیار از گوشه‌های برآمدگی کمینه مقدار ممکن است. ناحیه حسگری توسط یک محیط میکروفلوئیدیک با ضریب شکست 1.33 پوشیده شده است. در هر سه موجبر، عرض و ارتفاع برآمدگی به ترتیب عبارتند از W_{ridge} = 0.8 (µm) و H_{ridge} = 1.1 (µm). رسانندگی گرافن از رابطه Kubo به صورت زیر بدست می‌آید [۶]:

$$\sigma = i\frac{e^2}{\pi\hbar^2}\frac{\mu_c}{\left(\omega + i\tau^{-1}\right)} + \frac{e^2}{4\hbar}\left[1+\frac{i}{\pi}\ln\left(\frac{\hbar\left(\omega+i\tau^{-1}\right)-2\mu_c}{\hbar\left(\omega+i\tau^{-1}\right)+2\mu_c}\right)\right] \quad (۱)$$

پارامترهای $e = 1.6 \times 10^{-19}$ (C) و $\hbar = 1.05 \times 10^{-34}$ (J.s) به ترتیب، بار الکترون و ثابت پلانک کاهش‌یافته هستند.



شکل ۱: سطح مقطع عرضی و پروفایل توزیع میدان الکتریکی مود اصلی (الف) موجبر ۱، (ب) موجبر ۲، (پ) موجبر ۳

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

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-01]

رسانندگی گرافن تابع فرکانس ω، طول عمر حامل آزاد τ و پتانسیل شیمیایی μ_c است. ضریب دی‌الکتریک و ضریب شکست گرافن نیز به ترتیب عبارتند از [۶]:

$$\varepsilon_g = 1+\left(i\,\sigma_g\right)/\left(\omega\varepsilon_0 t_g\right)\ ,\quad n_g=\sqrt{\varepsilon_g} \qquad (۲)$$

که $\varepsilon_0 = (1/36\pi) \times 10^{-9}$ (F/m) و $t_g = 1$ (nm) به ترتیب، ضریب گذردهی خلأ و ضخامت تک لایه گرافن می‌باشند.

در ادامه، از طریق بررسی طول انتشار SPP (L_{SPP}) و بخش حقیقی ضریب شکست مؤثر مودی ($\mathrm{Re}[n_{eff}]$) به تحلیل رفتار نوری موجبرها می‌پردازیم.

طول انتشار مودی را می‌توان به صورت زیر تعریف کرد [۲]:

$$L_{SPP}=\frac{\lambda}{4\pi\,\mathrm{Im}\left(n_{eff}\right)} \qquad (۳)$$

که $\lambda = 1550$ (nm) طول موج کاری و $\mathrm{Im}[n_{eff}]$ قسمت موهومی ضریب شکست مؤثر مودی است. پراکندگی بیشتر میدان پلاسمونی در ناحیه حسگری ($\mathrm{Re}[n_{eff}]$ پایین) و طول انتشار مودی بلند دو شرط ضروری در تحقق حسگرهای زیستی پلاسمونی هستند. با توجه به جدول ۱ می‌توان مشاهده کرد که موجبر ۳ دارای کمترین مقدار برای $\mathrm{Re}[n_{eff}]$ و بیشترین مقدار برای طول انتشار است. از طرفی، با توجه به شکل ۱، موجبر ۲ به علت محدود کردن بیشتر میدان در مرز مشترک عایق-گرافن باعث افزایش تلفات جذبی و در نتیجه، کاهش طول انتشار مودی شده است. بنابراین، موجبر ۳ در مقایسه با موجبرهای ۱ و ۲ برای کاربرد حسگری مناسب‌تر است.

جدول ۱: مقایسه پارامترهای $\mathrm{Re}[n_{eff}]$ و L_{SPP} موجبرهای پلاسمونی

ساختار	$\mathrm{Re}[n_{eff}]$	L_{SPP} (mm)
موجبر ۱	۱/۴۰۲	۱۹/۳
موجبر ۲	۱/۳۸۹	۱۸/۲
موجبر ۳	۱/۳۷۶	۲۲/۱۵

۳- تحلیل عملکرد حسگری

در این بخش، مشخصات حسگری موجبر ۳ با موجبر ۱ مقایسه می‌شوند. برای بهبود عملکرد حسگری ساختار پیشنهادی (موجبر ۳)، سهم میدان در ناحیه حسگری اطراف برآمدگی باید افزایش یابد. در این صورت، برهمکنش SPPها با ناحیه حسگری اطراف برآمدگی افزایش یافته و حسگری با حساسیت بیشتر تحقق می‌یابد.

حساسیت حسگرهای زیستی موجبری از طریق محاسبه نسبت تغییرات توان خروجی بر تغییرات ضریب شکست ناحیه حسگری محاسبه می‌شود [۷]:

$$S=\Delta P/\left(n_2-n_1\right) \qquad (۴)$$

که n_1 و n_2 ضرایب شکست ناحیه حسگری به ترتیب در حالت عدم حضور و حضور بیومولکول‌ها در آب است.

حساسیت حسگرهای مبتنی بر موجبرهای ۱ و ۳ در حالتی که ضریب شکست ناحیه حسگری (n_f) در محدوده 1.33 تا 1.4 تغییر می‌کند محاسبه شده‌اند. ضریب شکست مرجع ناحیه حسگری برای آب 1.33 است. تغییر ضریب شکست به معنای تأثیر حضور بیومولکول‌ها در آب است.

توان خروجی موجبر عبارتست از [۵]:

$$P_{out}\left(L,n_f\right)=P_{in}\exp\left(-L/L_{spp}\right) \qquad (۵)$$

این توان در جهت انتشار به صورت نمایی کاهش می‌یابد. P_{in} و L به ترتیب بیانگر توان ورودی و طول موجبر هستند.

حد تشخیص (LOD) یک حسگر زیستی به صورت کوچکترین تغییر قابل اندازه‌گیری در ضریب شکست ناحیه حسگری تعریف شده و رابطه آن عبارتست از [۸]:

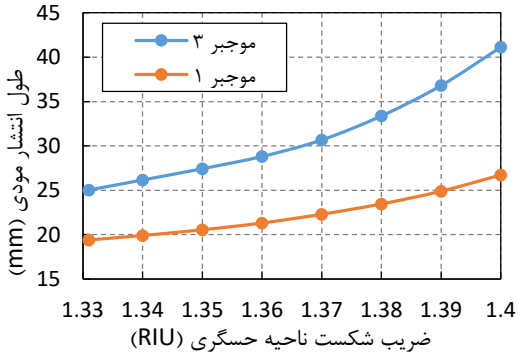
$$LOD=\delta P/S \qquad (۶)$$

که δP حداقل سیگنال قابل تشخیص پروب توان بوده و 0.0004 ٪ فرض می‌شود [۵].

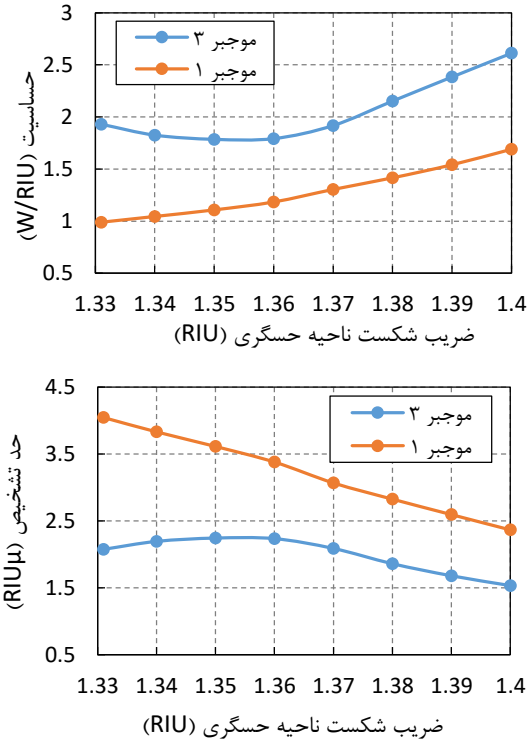
این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-01]

شکل ۲ تغییرات طول انتشار در موجبرهای ۱ و ۳ را نسبت به تغییر ضریب شکست ناحیه حسگری نشان می-دهد. حساسیت و حد تشخیص این موجبرها نیز در شکل ۳ نشان داده شده‌اند. با توجه به شکل ۲، طول انتشار مودی موجبر ۳ در مقایسه با موجبر ۱ بیشتر است. با توجه به شکل ۳ نیز، حسگر مبتنی بر موجبر ۳، دارای مقادیر بهتری برای حساسیت (2.6 W/RIU) و حد تشخیص (1.5 μRIU) است.



شکل ۲: تغییرات طول انتشار مودی بر حسب تغییرات ضریب شکست ناحیه حسگری



شکل ۳: تغییرات حساسیت و حد تشخیص حسگر بر حسب تغییرات ضریب شکست ناحیه حسگری

۴- نتیجه‌گیری

تحلیل‌های مودی و حسگری موجبرهای طراحی شده در این مقاله انجام شد و نتایج حاصل با موجبر پلاسمونی گرافنی متداول مقایسه شدند. مطابق این نتایج، موجبر پلاسمونی بارگذاری شده با برآمدگی عایقی بر مبنای گرافن که دو شیار افقی متقارن در برآمدگی آن ایجاد شده‌اند، به منظور تحقق طول انتشار و عمق حسگری بیشتر برای افزایش برهمکنش میدان با آنالیت، همچنین حساسیت بالاتر و حد تشخیص کمتر گزینه بهتری است. ایجاد شیار عمودی در برآمدگی به دلیل افزایش تلفات و کاهش طول انتشار، توصیه نمی‌شود.

۵- مرجع‌ها

[1] M. F. O. Hameed, A. S. Saadeldin, E. M. Elkaramany, and S. S. Obayya, "Label-free highly sensitive hybrid plasmonic biosensor for the detection of DNA hybridization," Journal of Lightwave Technol, Vol. 35, 4851-4858, 2017.

[2] G. Magno, M. Grande, V. Petruzzelli, and A. D'Orazio, "Asymmetric hybrid double dielectric loaded plasmonic waveguides for sensing applications," Sens. Actuator B-Chem., Vol. 186, 148-155, 2013.

[3] N. S. Aminah, C. Themistos, R. Hidayat, M. Djamal, and B. Rahman, "Evolution of Surface Plasmon Supermodes in Metal-Clad Microwire and Its Potential for Biosensing," Journal of Lightwave Technol, Vol. 35, 4684-4691, 2017.

[4] A. Krasavin and A. Zayats, "Passive photonic elements based on dielectric-loaded surface plasmon polariton waveguides," Appl. Phys. Lett., Vol. 90, 211101, 2007.

[5] T. M. Wijesinghe, M. Premaratne, and G. P. Agrawal, "Low-loss dielectric-loaded graphene surface plasmon polariton waveguide based biochemical sensor," J. Appl. Phys., Vol. 117, 213105, 2015.

[6] H.-S. Chu, E.-P. Li, P. Bai, and R. Hegde, "Optical performance of single-mode hybrid dielectric-loaded plasmonic waveguide-based components," Appl. Phys. Lett, Vol. 96, 221103, 2010.

[7] P. Berini, "Bulk and surface sensitivities of surface plasmon waveguides," New J. Phys., Vol. 10, 105010, 2008.

[8] T. Dar, J. Homola, B. A. Rahman, and M. Rajarajan, "Label-free slot-waveguide biosensor for the detection of DNA hybridization," Appl. Opt., Vol. 51, 8195-8202, 2012.

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

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-01]