



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



بهبود حساسیت زیست حسگر گرافنی مبتنی بر تشدید پلاسمون های سطحی با افزودن لایه ی آلومینیوم اکساید

سید محمدقاسم موسوی کیاسری، داود فتحی*، وحید فرامرزی

دانشگاه تربیت مدرس، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

*d.fathi@modares.ac.ir

چکیده - در سال های اخیر زیست حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون های سطحی، مرکز توجه دانشمندان و محققان این حوزه قرار گرفته است. ما یک زیست حسگر مبتنی بر تشدید پلاسمون های سطحی بر اساس طلا - آلومینیوم کساید - گرافن ارائه کردیم که در این زیست حسگر از روش بازتاب کلی تضعیف یافته جهت تشخیص تغییرات ضریب شکست محیط حسگری استفاده شده است. در زیست حسگر ارائه شده ی ما، از لایه ی آلومینیوم اکساید به ضخامت ۲۰ نانومتر استفاده شده است که بین ورقه ی طلا با ضخامت ۵۰ نانومتر و یک لایه گرافن قرار گرفته است. در ساختار پیشنهادی ما حساسیت زیست حسگر برابر است با $76^\circ/\text{RIU}$ که در مقایسه با زیست حسگر پلاسمونی متداول (بدون لایه ی گرافنی) و زیست حسگر پلاسمونی متداول گرافنی، به ترتیب ۴۶٪ و ۱۷٪ حساس تر است.

کلیدواژه- زیست حسگر- تشدید پلاسمون های سطحی- گرافن- آلومینیوم اکساید

Sensitivity Improvement of Graphene Based Surface Plasmon Resonance Biosensor by Application of Aluminium Oxide Layer

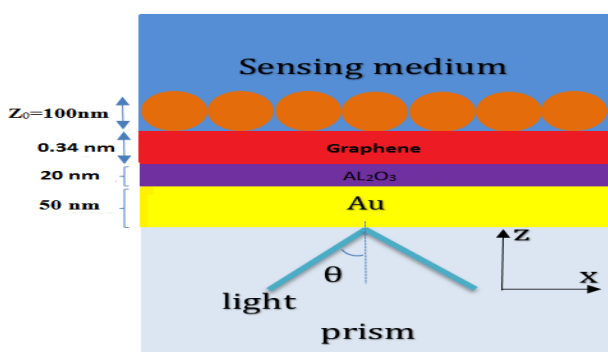
S. M. Gh. Mousavi –Kiasari, D. Fathi*, V. Faramarzi

*d.fathi@modares.ac.ir

Abstract- We present a multi-layered surface plasmon resonance (SPR) biosensor based on gold/ Al_2O_3 /graphene for detection of biomolecules. The Kretschmann configuration is employed for the sensor arrangement. The maximum sensitivity of about $76^\circ/\text{RIU}$ is obtained with a monolayer of graphene and the thicknesses of gold and Al_2O_3 layers equal to 50 nm and 20 nm respectively. Our proposed structure is 46% and 17% more sensitive compared to the conventional SPR biosensor (without graphene layer) and the conventional graphene-based SPR biosensor respectively.

Keywords: Biosensor, Surface Plasmon Resonance (SPR), Graphene, Aluminium Oxide (Al_2O_3)

پژوهشگران در این زمینه، استفاده از نانو ذرات و همچنین نانو ذرات شامل هسته و پوسته، استفاده از ساختارهای مبتنی بر نانوسیم‌های فلزی [۳]، ساختارهای مبتنی بر آرایه‌ای از نانو حفره‌ها [۴]، استفاده از نانو ساختارهای هیبرید است [۵].



شکل ۱: نمایی از زیست حسگر ارائه شده

تئوری و مدل

زیست حسگر پیشنهادی ما در شکل ۱ رسم شده است که در آن از ساختار کرشمن استفاده کرده‌ایم. همان‌طور که در شکل نشان داده شده است، لایه‌ی آلومینیوم اکساید روی طلا قرار گرفته و تک لایه‌ی از گرافن، آلومینیوم اکساید را می‌پوشاند. ضخامت طلا و آلومینیوم اکساید و گرافن به ترتیب برابر است با ۵۰، ۲۰ و ۰/۳۴ نانومتر. طول موج نورتابشی با قطبش TM، برابر است با ۶۳۳ نانومتر. ما از SF10 به عنوان منشور در ساختار استفاده کرده‌ایم که در طول موج ۶۳۳ نانومتر، ضریب شکست آن برابر است با ۱/۷۲۳. بر طبق مدل درود ضریب شکست طلا به صورت زیر محاسبه می‌شود، که λ_c و λ_p به ترتیب برابر است با $8/9342 \times 10^{-6}$ و $1/6826 \times 10^{-6}$ میکرومتر که λ معرف طول موج نورتابشی در خلأ بر حسب میکرومتر است [۵].

مقدمه

حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون‌های سطحی، از جمله پیشرفته‌ترین زیست حسگرهای اپتیکی بدون برچسب هستند که به علت بازده و قابلیت اطمینان بالا دارای پتانسیل بالایی برای کاربرد در بسیاری از زمینه‌های مهم، از جمله تشخیص پزشکی، محیط زیست، ایمنی مواد غذایی و... می‌باشند. نوسان جمعی الکترون‌های باند هدایت که در فصل مشترک یک فلز و محیط دی‌الکتریک انتشار می‌یابند، پلاسمون‌های سطحی نام دارد. وقتی بردار موج نور تابشی با قطبش TM با ثابت انتشار پلاسمون‌های سطحی جفت می‌شود، نتیجه‌ی این جفت‌شدگی پدیده‌ی تشدید پلاسمون‌های سطحی خواهد بود [۱]. یک زیست-حسگر SPR معمولی ساده شامل یک لایه نازک فلزی است که این لایه‌ی نازک فلزی بین منشور و محیط حسگری قرار گرفته‌است. لایه فلزی معمولاً از جنس طلا یا نقره است که فلز طلا به علت مقاومت بالاتر در برابر خوردگی و اکسید شدن، بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرد [۲]. با این حال با توجه به جذب ضعیف زیست مولکول‌ها بر روی سطح طلا، زیست حسگرهای معمولی SPR حساسیت بالایی نسبت به حضور مولکول‌های زیستی ندارند. استفاده از لایه‌ی گرافنی یکی از گزینه‌های پیشنهادی جهت افزایش حساسیت زیست حسگرهای متداول است. به علت برهم‌کنش بین خانه‌های شش‌ضلعی گرافن و زیست مولکول‌ها که ساختاری رینگی و مبتنی بر کربن دارند، جذب زیست مولکول‌ها روی سطح گرافن به طور مؤثرتر و پایدارتری انجام می‌شود و در نتیجه منجر به افزایش حساسیت زیست حسگر نسبت به حضور زیست حسگرها خواهد شد [۲]. از دیگر روش‌های ارائه شده و مورد توجه

نتایج و بحث

در یک زیست حسگر پلاسمونی متداول و بدون استفاده از لایه گرافن، که فلز طلا بر روی منشور قرار گرفته است، به ازای $\Delta n_s = 0.005$ تغییر زاویه‌ی تشدید پلاسمون‌های سطحی و حساسیت به ترتیب 26° و $52^\circ/\text{RIU}$ می‌شود که منحنی تشدید پلاسمون‌های سطحی برای این حالت در شکل ۲ رسم شده است. اگر تعداد لایه‌های گرافن روی سطح طلا تا ده لایه افزایش یابد، حساسیت زیست حسگر به صورت خطی تا $65^\circ/\text{RIU}$ زیاد خواهد شد [۲]. در ساختار پیشنهادی ما به منظور افزایش هر چه بیشتر حساسیت زیست حسگر، علاوه بر استفاده از گرافن به عنوان جاذب قوی زیست مولکول‌ها، از لایه‌ای با ضریب شکست بالا (آلومینیوم اکساید) بین طلا و گرافن استفاده کرده‌ایم که باعث افزایش قابل توجه در حساسیت ساختار شده است. از آنجایی که زیست حسگرهای SPR، حسگرهایی وابسته به ضریب شکست هستند، بنابراین قرار دادن ماده‌ی Al_2O_3 با ضریب شکست مناسب و ضخامت مناسب، باعث افزایش حساسیت ساختار نسبت به تغییرات ضریب شکست محیط حسگری شده و به تبع آن افزایش حساسیت زیست حسگر را شاهد خواهیم بود. ضخامت طلا و آلومینیوم اکساید و گرافن به ترتیب برابر است با ۵۰ و ۲۰ و 0.34 نانومتر. شکل ۳ منحنی تشدید پلاسمون‌های سطحی برای زیست حسگر پیشنهادی ما را نشان می‌دهد. در ساختار پیشنهادی ما حساسیت زیست حسگر برابر است با $76^\circ/\text{RIU}$ که نسبت به زیست حسگر پلاسمونی متداول (بدون لایه‌ی گرافنی) و زیست حسگر پلاسمونی متداول گرافنی، به ترتیب 46% و 17% حساس‌تر است. همچنین به منظور مطالعه‌ی بیشتر ساختار پیشنهادی، توزیع شدت میدان الکتریکی در راستای عمود بر فصل مشترک طلا و منشور را به دست آورده‌ایم. همان‌طور که در شکل ۴ مشخص است، شدت میدان الکتریکی به‌طور قابل توجهی روی سطح گرافن افزایش می‌یابد و به‌طور نمایی در محیط حسگری نفوذ کرده و تضعیف می‌شود. و

$$n(\lambda) = \left[1 - \frac{\lambda^2 \lambda_c}{\lambda_p^2 (\lambda_c + i\lambda)} \right]^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

ضریب شکست گرافن در بازه‌ی مرئی از رابطه‌ی زیر به دست می‌آید [۲]:

$$n = 3 + \frac{ic_1}{3}\lambda \quad (2)$$

که $c_1 \approx 5.446 \text{ um}^{-1}$. بنابراین در طول موج 633 نانومتر، ضریب شکست گرافن برابر است با:

$$n = 3 + i1.149106 \quad (3)$$

بنابراین گرافن با لایه‌ی ای به ضخامت 0.34 نانومتر و ضریب شکست $3 + i1/149106$ مدل شده است. لایه‌ی آلومینیوم اکساید نیز با لایه‌ای با ضریب شکست $1/7659$ مدل شده است. ضریب شکست محیط حسگری به صورت $n_s = 1/330 + \Delta n_s$ مدل شده است که $\Delta n_s = 0.005$ بیانگر تغییر ضریب شکست محیط حسگری در اثر جذب زیست مولکول‌ها روی سطح بالای گرافن است ($Z_0=100\text{nm}$). به عبارت دیگر جذب زیست مولکول‌ها روی سطح گرافن، با لایه‌ای با ضریب شکست $1/335$ و ضخامت 100 نانومتر مدل شده است. شبیه سازی ساختار پیشنهادی با نرم افزار لومریکال و به صورت دو بعدی در صفحه XZ انجام شده است. شرایط مرزی در راستای Z و X به ترتیب به صورت PML و BLOCH در نظر گرفته شده است. اندازه مش در راستای X، 1 نانومتر و در راستای Z، برای طلا و آلومینیوم اکساید و گرافن به ترتیب 0.5 و 0.5 و 0.34 نانومتر انتخاب شده است. در منحنی تشدید پلاسمون‌های سطحی، زاویه‌ای که در آن مقدار بازتابش از ساختار، به کمترین مقدار خود می‌رسد، زاویه‌ی تشدید پلاسمون‌های سطحی نام دارد که این زاویه وابسته به تغییرات ضریب شکست محیط حسگری است. بنابراین حساسیت زیست حسگر می‌تواند به صورت نسبت تغییرات در زاویه‌ی تشدید پلاسمون‌های سطحی به تغییرات در ضریب شکست محیط بالای گرافن ($Z_0=100\text{nm}$) تعریف شود.

$$S = \frac{\Delta\theta_{res}}{\Delta n_s} \quad (4)$$

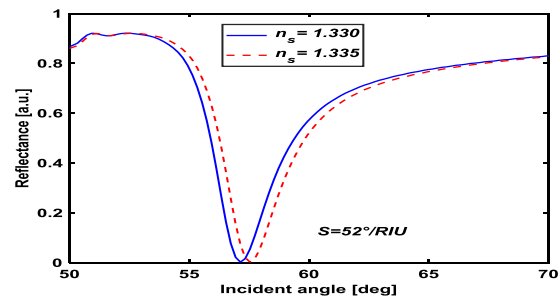
نتیجه گیری

در این مقاله یک زیست حسگر پلاسمونی مبتنی بر گرافن ارائه شده است که به منظور افزایش حساسیت زیست حسگر پلاسمونی مبتنی بر گرافن متداول، لایه‌ای با ضریب شکست مناسب (آلومینیوم اکساید) و ضخامت مناسب (۲۰ نانومتر) بین فلز طلا و گرافن قرار داده‌ایم و ساختاری بر اساس طلا - آلومینیوم کساید - گرافن ارائه کرده‌ایم. در یک زیست حسگر پلاسمونی مبتنی بر گرافن متداول که در آن لایه‌های گرافن بر روی ورقه‌ی نازک طلا قرار گرفته‌اند، با افزایش لایه‌های گرافنی تا ده لایه، حساسیت زیست حسگر در مقایسه با زیست حسگر پلاسمونی متداول و بدون لایه گرافنی، ۲۵ درصد افزایش پیدا می‌کند. نتایج شبیه‌سازی‌های ما نشان می‌دهد که زیست حسگر طراحی شده‌ی ما در مقایسه با زیست حسگر متداول پلاسمونی (بدون لایه گرافنی) ۴۶ درصد حساس‌تر شده است و در نتیجه نسبت به زیست حسگر پلاسمونی متداول گرافنی، ۱۷ درصد حساس‌تر خواهد بود.

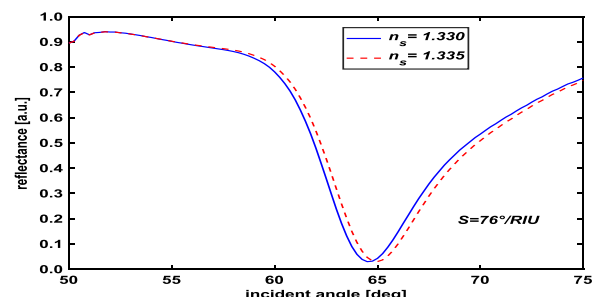
مرجع‌ها

- [1] L. Wu et al., "Sensitivity improved SPR biosensor based on the mos 2/graphene-aluminum hybrid structure," *Journal of Lightwave Technology*, vol. 35, no. 1, pp. 82-87, 2017.
- [2] L. Wu, H. Chu, W. Koh, and E. Li, "Highly sensitive graphene biosensors based on surface plasmon resonance," *Optics express*, vol. 18, no. 14, pp. 14395-14400, 2010.
- [3] K. M. Byun, S. J. Kim, and D. Kim, "Profile effect on the feasibility of extinction-based localized surface plasmon resonance biosensors with metallic nanowires," *Applied optics*, vol. 45, no. 14, pp. 3382-3389, 2006.
- [4] L. Pang, G. Hwang, and Y. Fainman, "Surface plasmon resonance nanohole array sensor and its application on protein specific binding," in *Frontiers in Optics*, 2007, p. FTuD4: Optical Society of America.
- [5] S. Zeng et al., "Graphene-MoS2 hybrid nanostructures enhanced surface plasmon resonance biosensors," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 207, pp. 801-810, 2015/02/01/ 2015.

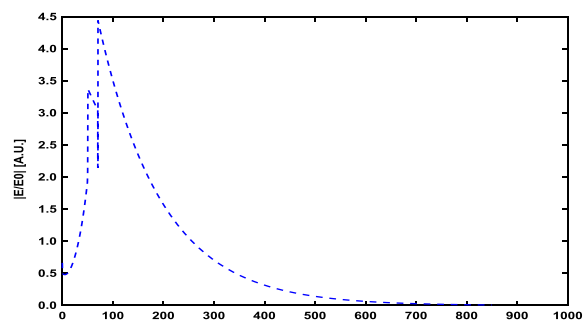
طول نفوذ شدت میدان حدود ۱۹۵ نانومتر است. بنابراین میدان الکتریکی با طول نفوذ ۱۹۵ نانومتر به‌طور مؤثری زیست مولکول‌ها را شامل شده و عمل حسگری به‌خوبی انجام خواهد شد. طول نفوذ طبق تعریف برابر با فاصله‌ای است که شدت میدان الکتریکی به $1/e$ مقدار اولیه‌ی خود می‌رسد. میدان الکتریکی با طول نفوذ ۱۹۵ نانومتر به‌طور مؤثری زیست مولکول‌های جذب‌شده روی سطح گرافن را شامل می‌شود. در نتیجه میدان الکتریکی روی سطح گرافن که شدت بالایی دارد به برهم‌کنش زیست مولکول‌ها حساس بوده و عمل حسگری به‌خوبی انجام می‌شود.



شکل ۲: منحنی تشدید پلاسمون‌های سطحی برای یک زیست حسگر معمولی با فلز طلا به ضخامت ۵۰ نانومتر (بدون لایه گرافنی)



شکل ۳: منحنی تشدید پلاسمون‌های سطحی زیست حسگر پیشنهادی. ضخامت طلا و آلومینیوم اکساید و گرافن به ترتیب برابر است با ۵۰ و ۲۰ و ۰٫۳۴ نانومتر.



شکل ۴: پروفایل شدت میدان الکتریکی در راستای عمود بر فصل مشترک طلا و منشور