

## طراحی بیوسنسور نوری بر پایه ماده دو بعدی دی کالکوژناید WS<sub>2</sub>

میلاذ رزم پوش<sup>۱</sup>، عبدالرحمن نامدار<sup>۲</sup>، رضا عبدی قلعه<sup>۳</sup>

<sup>۱</sup> دانشکده فیزیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

<sup>۲</sup> دانشکده فیزیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

<sup>۳</sup> گروه مهندسی اپتیک و لیزر، دانشگاه بناب، بناب، ایران

### چکیده

### اطلاعات مقاله

بیوسنسورهای رزونانس پلاسمون سطحی (SPR) در تشخیص و تحلیل بیومولکول‌ها و بیوشیمیایی‌ها کاربردهای گسترده‌ای دارند. در اینجا، یک بیوسنسور SPR با استفاده از ماده دو بعدی دی کالکوژناید WS<sub>2</sub> که روی لایه‌های فلزی Ni و Ag قرار گرفته است، ارائه شد تا غلظت آنالیت محیط تشخیص داده شود. این بیوسنسور SPR بر اساس اصل کاهش بازتاب کلی عمل می‌کند. ضخامت لایه‌های فلزی نقره و نیکل به ترتیب ۳۱ نانومتر و ۴ نانومتر در نظر گرفته شده‌اند و ضخامت ماده دو بعدی WS<sub>2</sub> قابل تغییر است و بین ۱ تا ۲ لایه متغیر است. با استفاده از یک لایه WS<sub>2</sub>، حساسیت حسگر به میزان ۴۰۰٫۲۸ درجه بر واحد شاخص شکست (RIU) به دست آمد و همچنین برای این نمونه شاخص عملکرد FOM=61.87 (/RIU) بدست آمد. همچنین، ضریب شکست محیط حسگر در بازه ۱٫۳۳ تا ۱٫۳۳۵ متغیر است.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۲/۱۲/۱۸

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۹/۱۰

تاریخ چاپ: ۱۴۰۳/۹/۲۸

شاپای چاپی: 2588-493x  
شاپای الکترونیکی: 2588-4921

\* نویسنده مسئول  
[u.razmpoosh@gmail.com](mailto:u.razmpoosh@gmail.com)

**واژگان کلیدی:** بیوسنسور، حساسیت، تشدید پلاسمون سطحی (SPR)، دی کالکوژناید، WS<sub>2</sub>



### ۱- مقدمه

از نور در سطح فلز-عایق جذب می‌شود، که به دلیل جذب نور توسط ذرات فلزی، منجر به کاهش شدید نور بازتابی می‌شود [۱ و ۲].

حسگرهای SPR به دلیل حساسیت بالا در مقابل تغییرات محیطی، ابزاری مناسب برای تشخیص مولکول‌های زیستی مانند پروتئین‌ها، اسیدهای نوکلئیک و ویروس‌ها هستند. این حسگرها با توانایی تشخیص آسان و اندازه‌گیری در زمان

انتشار نور سطحی پلاسمون (SPR) یک پدیده نوری است که در سطح فلز-عایق رخ می‌دهد. هنگامی که نور با زاویه انتشار SPR<sup>۱</sup> برخورد می‌کند، الکترون‌های آزاد روی سطح فلز قادر به ارتعاش و جذب انرژی نور می‌شوند. این ارتعاش الکترون‌ها باعث می‌شود که انرژی نور به صورت پلاسمونی در سطح فلز-عایق منتشر شود. در اثر این پدیده، شدت نور بازتابی به شدت کاهش می‌یابد و بخش عمده‌ای

<sup>1</sup> Surface Plasmon Resonance

(Ag)، طلا (Au)، آلومینیوم (Al) و مس (Cu) معمولاً به عنوان انواعی از فلزهایی استفاده می‌شوند که امواج پلاسمون سطحی در آنها تحریک می‌شوند [۹-۱۱]. این فلزها دارای تعداد زیادی الکترون آزاد هستند و طول موج رزونانس آنها در طیف مرئی و نزدیک به مادون قرمز قرار دارد [۱۲].

نور قطبیده P تحریک کننده مناطق فلزی پلاسمون سطحی در حسگرهای SPR است که این تحریک با ایجاد رزونانس در مناطق فلزی، پلاسمون سطحی پلاریتون را تشکیل می‌دهد [۱۳]. این پدیده باعث ارائه سیگنال حسگری و تشخیص مولکول‌ها یا آنالیت‌های موجود در نمونه می‌شود. استفاده از نور قطبیده P در حسگرهای SPR بهبود حساسیت و دقت آنها را فراهم می‌کند.

دو نوع چیدمان متداول برای تحریک امواج SPR وجود دارد: چیدمان اتو و چیدمان کرشمن. در چیدمان اتو، یک فاصله هوا بین منشور و لایه فلزی حفظ می‌شود، در حالی که در چیدمان کرشمن، لایه فلزی بدون وجود فاصله هوا مستقیماً روی منشور قرار می‌گیرد. به دلیل سادگی و عملکرد بهتر، چیدمان کرشمن به عنوان روش اصلی و پرکاربردتر در تحریک امواج SPR در حسگرها به کار می‌رود [۱۴].

اخیراً نشان داده شد که مواد با تعداد زیادی دوپینگ، مانند مواد دوبعدی (2D)، واکنش‌های پلاسمونیک زیادی نشان می‌دهند. این مواد 2D به طور پتانسیل می‌توانند عملکرد نانوسازه‌های اپتوالکترونیکی را، از جمله فتودتکتورها و اجزای سلول‌های خورشیدی، بهبود بخشند. دیکالکوژنیدهای فلز انتقالی دوبعدی (TMDCs) مانند مولیبدن دی‌سولفید ( $\text{MoS}_2$ )، مولیبدن دی‌سلنید ( $\text{MoSe}_2$ )، تنگستن دی‌سولفید ( $\text{WS}_2$ ) و تنگستن دی‌سلنید ( $\text{WSe}_2$ ) به تازگی به عنوان نامزد مناسبی برای افزایش حساسیت در زمینه حسگری SPR شناسایی شده‌اند. با این حال، TMDCs ویژگی‌های استثنایی مانند انعطاف‌پذیری، نازکی اتمی، سطح بالا، پایداری

واقعی، برای کاربردهای عملی گسترده‌ای استفاده می‌شوند. آنها در زمینه‌های متنوعی از جمله پزشکی، زیست‌فناوری، کنترل کیفیت، محیط زیست و صنعت مورد استفاده قرار می‌گیرند. پیشرفت‌های اخیر در این حوزه نشان می‌دهد که حسگرهای SPR دارای پتانسیل بالقوه‌ای در زمینه‌های پزشکی، علوم زیستی و فناوری هستند و می‌توانند نقش موثری در پیشرفت‌های بیشتر این حوزه‌ها ایفا کنند. با استفاده از تحقیقات و فعالیت‌های توسعه‌ای بیشتر در این زمینه، امیدواریم که امکانات و کاربردهای حسگرهای SPR بهبود یابد و به رشد و پیشرفت بیشتر در علوم پزشکی، علوم زیستی و فناوری کمک کند [۶-۳]. حساسیت یکی از جنبه‌های مهم در حسگری بیولوژیکی به ویژه است، و ارتقای حساسیت موضوعی برای حسگرهای SPR به یک موضوع پژوهشی مهم تبدیل شده است. تلاش‌هایی در جهت بهبود حساسیت این حسگرها انجام شده و امیدواریم که با پیشرفت‌های بیشتر در این زمینه، حسگرهای SPR با حساسیت بالاتری طراحی و استفاده شوند.

انتشار نور سطحی در حسگرهای SPR در شرایطی رخ می‌دهد که یک موج قطبیده P از طریق یک لایه فلزی و ماده دی‌الکتریک، از طریق یک منشور اتصال می‌یابد. در این فرایند، بخشی از نور ورودی وارد لایه فلزی می‌شود و به عنوان موج میراشونده شناخته می‌شود. این نور موجب تحریک الکترون‌های آزاد شده در لایه فلزی می‌شود و در نهایت، پلاسمون سطحی پلاریتون (SPPs) تشکیل می‌شود [۷]. این پدیده نوری در حسگرهای SPR بسیار مهم است و توانایی تشخیص و اندازه‌گیری مولکول‌های زیستی را فراهم می‌کند. با بهبود فناوری حسگرهای SPR، امکانات و کاربردهای آنها در زمینه‌هایی مانند پزشکی، علوم زیستی و صنعت بهبود یافته و باعث پیشرفت بیشتر در این حوزه‌ها می‌شود.

تطابق بین بردار موج و شدت بردار موج میراشونده، رزونانس را ایجاد می‌کند. این پدیده بر اساس بازتاب کلی ضعیف ( $\text{ATR}^2$ ) عمل می‌کند. در این فرایند، الکترون‌های روی سطح فلز موج ورودی را جذب می‌کنند و باعث کاهش نور بازتابی می‌شوند [۸]. فلزهایی مانند نقره

<sup>2</sup> Attenuated Total Reflection

میدان‌های متناظر برای مرز لایه N هستند. روابط مربوط به لایه‌های میانی به فرم زیر هستند [۲۸ و ۲۹].

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

$$q_k = \frac{(\epsilon_k - n_1^2 \sin^2 \theta)^{\frac{1}{2}}}{\epsilon_k} \quad (3)$$

$$\beta_k = \frac{2\pi d_k}{\lambda_0} (\epsilon_k - n_1^2 \sin^2 \theta)^{\frac{1}{2}} \quad (4)$$

در این روابط  $n_1$  ضریب شکست منشور و  $d_k$  به ترتیب ثابت دی‌الکتریک و ضخامت مربوط به لایه‌های میانی ساختار است. با استفاده از روابط بالا، ضریب بازتابی برای یک نور با پلاریزاسیون p به شکل زیر به دست می‌آید:

$$r_p = \frac{(M_{11} + M_{12}q_N)q_1 - (M_{21} + M_{22}q_N)}{(M_{11} + M_{12}q_N)q_1 + (M_{21} + M_{22}q_N)} \quad (5)$$

$$M_{ij} = \left( \prod_{k=2}^{N-1} M_k \right)_{ij}; \quad i, j = 1, 2 \quad (6)$$

و در نهایت شدت بازتابی مطابق رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود:

$$R_p = |r_p|^2 \quad (7)$$

## ۲-۲ مدل‌سازی ریاضی برای پارامتر عملکرد

پارامترهای عملکرد اصلی سنسور SPR، که شامل حساسیت، دقت تشخیص و عامل کیفیت می‌باشند، از اهمیت بسیاری برخوردارند و برای بهبود عملکرد و کارایی سنسور استفاده می‌شوند. یک سنسور برتر باید به طور همزمان حساسیت بالا، دقت تشخیص بالا و عامل کیفیت بالا را داشته باشد تا بتواند نیازهای پیچیده‌تر را در برابر تغییرات محیطی مرتبط با کاربردهای خود برآورده کند [۳۰].

حساسیت بالا در سنسور SPR نشان‌دهنده قدرت سنسور در تشخیص و اندازه‌گیری تغییرات کوچک در محیط است. با حساسیت بالا، سنسور قادر خواهد بود به صورت حساس و دقیق تغییرات مهمی را تشخیص داده و اطلاعات مفیدی درباره ویژگی‌های مورد نظر را ارائه کند. حساسیت (S) در

شیمیایی و ویژگی‌های الکترونیکی - نوری وابسته به لایه دارند [۱۵]. این ویژگی‌های خاص اپتوالکترونیکی و فوتونیکی ممکن است در زمینه‌های مختلفی مانند فتودتکتورها، ترانزیستورها، دیوهای تابیده، ذخیره‌سازی انرژی، حسگرهای گاز و فناوری‌های بیوپزشکی مورد استفاده قرار گیرند [۱۶-۲۴]. اویانگ و همکاران از لایه‌های مواد 2D ( $WSe_2$  و  $MoS_2/MoSe_2/WS_2$ ) به همراه لایه‌های سیلیکون و طلا برای توسعه حسگر بیوسنسور SPR استفاده کردند. آن‌ها حساسیت زاویه‌ای حداکثر ۱۵۵٫۶۸ درجه بر یکای شاخص شکست (RIU) را به دست آوردند [۲۵]. در این پژوهش یک ساختار بیوسنسور متشکل از لایه‌های فلزی نقره و نیکل و ماده دوبعدی دی‌کالکوژناید  $WS_2$  با بهینه‌سازی ضخامت هر کدام از لایه‌ها جهت دستیابی به حساسیت بالا مورد بررسی قرار گرفته است.

## ۲-۲ مدل‌سازی ریاضی سنسور SPR

### پیشنهادی

### ۲-۱ مدل‌سازی ریاضی برای بازتاب

روش ماتریس در مدل‌سازی N لایه برای محاسبه بازتاب نور از نوری که از سطح‌ها بازتاب می‌شود استفاده می‌شود. این روش از نظر کارآمدی بسیار مورد توجه قرار گرفته است زیرا هیچ تقریبی را در محاسبات لحاظ نمی‌کند و دقت بالایی دارد. در این روش، ویژگی‌های الکترونیکی و نوری هر لایه، شامل ثابت دی‌الکتریک ( $\epsilon$ ) و شاخص شکست ( $n$ )، به ترتیب در نظر گرفته می‌شوند. با استفاده از معادلات میدان الکترونیکی و مغناطیسی در هر لایه، معادلات مرزی بین لایه‌ها را می‌توان حل کرد و میدان‌های مماسی در مرز اولین لایه را با میدان‌های مماسی در مرز آخرین لایه مرتبط کرد. این روش برای مدل‌سازی ساختارهای چندلایه و پیچیده بسیار مناسب است و در مطالعات نورشناسی، نانوفوتونیک و حسگری به طور گسترده‌ای استفاده می‌شود [۲۶ و ۲۷].

$$\begin{bmatrix} U_1 \\ V_1 \end{bmatrix} = M_2 M_3 \dots M_{N-1} \begin{bmatrix} U_{N-1} \\ V_{N-1} \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} U_{N-1} \\ V_{N-1} \end{bmatrix} \quad (1)$$

در اینجا،  $U_1$  و  $V_1$  به ترتیب نماینده‌ی اجزای مماسی میدان‌های الکترونیکی و مغناطیسی در مرز لایه اول هستند و  $U_{N-1}$  و  $V_{N-1}$

## ۲-۳ ساختار و شاخص شکست اجزای مختلف لایه

### های سنسور SPR

سنسور SPR بر اساس ساختار Kretschmann که شامل منشور  $\text{CaF}_2$ ، ماده دوبعدی دی کالکوژناید  $\text{WS}_2$ ، نقره (Ag) و نیکل (Ni) و محیط حسگر خارجی است، در شکل ۱ نشان داده شده است. نور قطبیده p با طول موج ۶۳۳ نانومتر از طریق منشور  $\text{CaF}_2$  بر روی سطح فلزی تابیده می‌شود تا SPP در رابطه ماده 2D محیط حسگر تحریک شود و تغییر ضریب شکست محیط حسگر می‌تواند با نظارت بر نور بازتابیده با استفاده از یک فتودتکتور معکوس هم‌محور ثبت شود. ضریب شکست (RI) منشور  $\text{CaF}_2$  با استفاده از معادله زیر محاسبه می‌شود [۳۲]:

$$n_{\text{CaF}_2}^2 = 1 + \frac{0.567888\lambda^2}{\lambda^2 - (0.0502636)^2} + \frac{0.471091\lambda^2}{\lambda^2 - (0.10039)^2} + \frac{3.848472\lambda^2}{\lambda^2 - (34.64904)^2} \quad (10)$$

ضریب شکست نقره (Ag) یا نیکل (Ni) را می‌توان از مدل درود - لورنتز به صورت زیر بیان کرد [۳۷]:

$$n_m = \left[ 1 - \frac{\lambda^2 \lambda_c}{\lambda_p^2 (\lambda_c + i\lambda)} \right]^{-\frac{1}{2}} \quad (11)$$

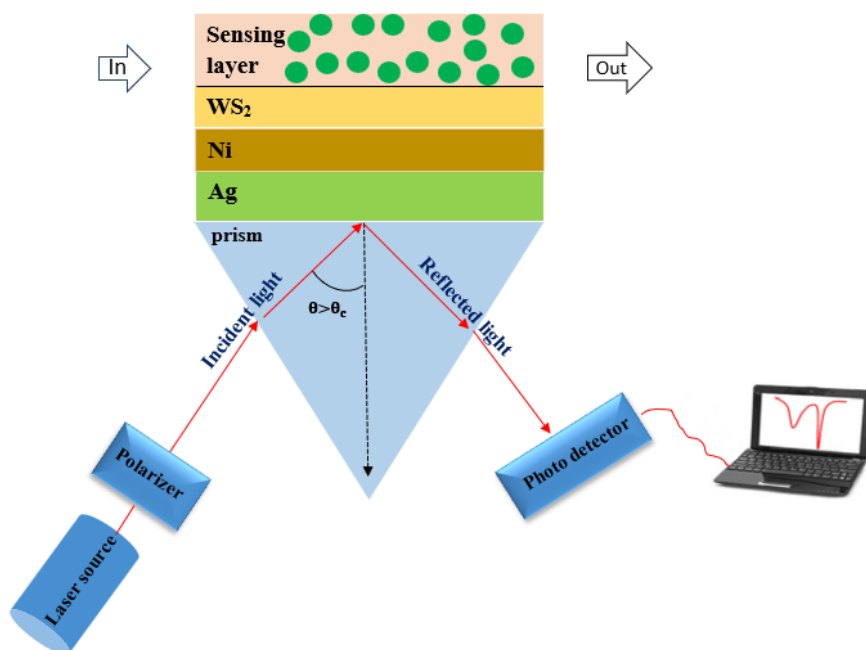
که در اینجا  $\lambda_c$  و  $\lambda_p$  طول موج برخورد و طول موج پلاسما هستند. مقادیر  $\lambda_c$  و  $\lambda_p$  برای نقره (Ag) به ترتیب برابر با  $1.7614 \times 10^{-5}$  متر و  $1.4541 \times 10^{-5}$  متر و برای نیکل (Ni) به ترتیب برابر با  $8.9342 \times 10^{-6}$  متر و  $1.6826 \times 10^{-7}$  متر است. به منظور افزایش بیشتر حساسیت سنسورهای زیست‌شناسی طراحی شده، ما سطح فیلم فلزی نقره (Ag) و نیکل (Ni) را با  $\text{WS}_2$  پوشش داده‌ایم تا اکسیداسیون فلز را متوقف کنیم. تصویر شماتیک حسگر پیشنهادی در شکل ۱ نشان داده شده است.

سنسور SPR به عنوان نسبت تغییر در زاویه SPR ورودی ( $\Delta\theta_{\text{SPR}}$ ) به تغییر شاخص شکست در محیط حسگر ( $\Delta n_s$ ) تعریف می‌شود. این پارامتر مشخص می‌کند که در صورت تغییر شاخص شکست محیط حسگر به مقدار  $\Delta n_s$ ، زاویه SPR ورودی به چه میزان تغییر می‌کند. با داشتن حساسیت بالا، سنسور SPR قادر خواهد بود به طور حساس و دقیق تغییرات کوچک در شاخص شکست محیط را تشخیص داده و اطلاعات مفیدی را ارائه کند. این ویژگی بسیار مهم است زیرا به سنسور امکان می‌دهد تا تغییرات کوچک در شاخص شکست را به عنوان نتیجه‌ای قابل اطمینان و دقیق ارائه دهد. برای بهبود حساسیت سنسور SPR، می‌توان از روش‌های مختلفی استفاده کرد به عنوان مثال، بهینه‌سازی ساختار فیزیکی سنسور، استفاده از مواد با شاخص شکست بالا که حساسیت سنسور را افزایش می‌دهند. در نتیجه، حساسیت به عنوان یکی از پارامترهای اصلی عملکرد سنسور SPR، نقش بسیار مهمی در ارائه اطلاعات دقیق و قابل اعتماد از تغییرات شاخص شکست محیط حسگر ایفا می‌کند. از این رو، بهبود حساسیت سنسور از اهمیت بالایی برخوردار است و در تعیین کیفیت و عملکرد بهتر سنسور SPR تأثیرگذار است. در این مطالعه، ما فرض می‌کنیم  $\Delta n_s = 0.05$  واحد حساسیت به صورت درجه بر واحد شاخص شکست انتشار (deg/RIU) بیان می‌شود. به طور ریاضی، حساسیت می‌تواند به صورت زیر داده شود [۳۱]:

$$S = \frac{\Delta\theta_{\text{SPR}}}{\Delta n_a} \quad (8)$$

$\Delta n$  نمایانگر تغییر در محیط حسگر است و  $\Delta\theta$  نمایانگر تغییر در رزونانس ناشی از تغییر محیط حسگر است. FWHM میانگین تغییر زاویه‌ای متناظر با حداکثر و حداقل مقادیر منحنی SPR است که دقت تشخیص حسگر SPR را نشان می‌دهد. برای بهتر درک عملکرد حسگرهای SPR، یک مقیاس هوشمند دیگر از اندازه‌گیری به نام شاخص عملکرد (FOM) برای بهره‌برداری از حساسیت و دقت تشخیص حسگر استفاده می‌شود و با استفاده از رابطه زیر نمایش داده می‌شود:

$$\text{FOM} = \frac{S_n}{\text{FWHM}} \quad (9)$$

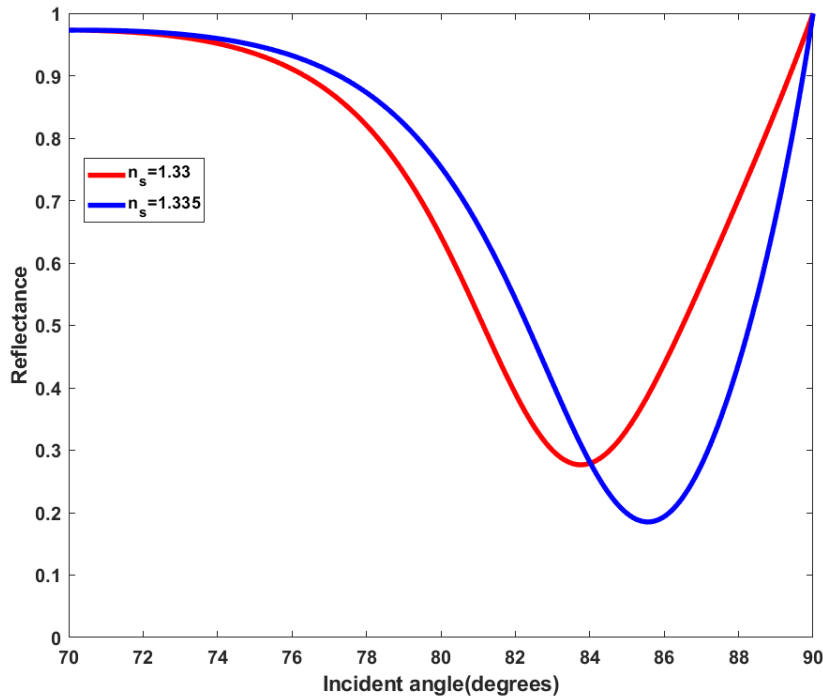


شکل ۱: تصویر شماتیک از بیوسنسور SPR پیشنهادی

### ۳- بحث و نتایج

اساس تعامل بین ماده‌ی پلاسمونیک و نور با قطبش  $p$  است. نور با طول موج  $633$  نانومتر از طریق منشور عبور می‌کند و به سطح مرز منشور-فلز برخورد می‌کند. این برخورد منجر به ایجاد میدان میراشونده می‌شود که به لایه‌ی فلزی نفوذ کرده و با ثابت انتشار  $k_x$  در جهت  $x$  ادامه می‌یابد. این میدان میراشونده در لایه‌ی حسگر دی‌الکتریک نیز تأثیر خواهد داشت و باعث تغییر کوچکی در ضریب شکست و در نتیجه ثابت انتشار موج‌های پلاسمون سطحی ( $k_{SP}$ ) می‌شود. اندازه‌گیری این تغییر در ضریب شکست با استفاده از روش بازتاب کلی کاهش‌یافته ( $ATR$ ) انجام می‌شود. در شرایط تحریک  $SPR$ ، دو ثابت انتشار  $k_x$  و  $k_{SP}$  برابر می‌شوند که منجر به تغییر زاویه ورودی نور می‌شود. این تغییر زاویه، به عنوان سیگنال خروجی سنسور، قابل اندازه‌گیری است.

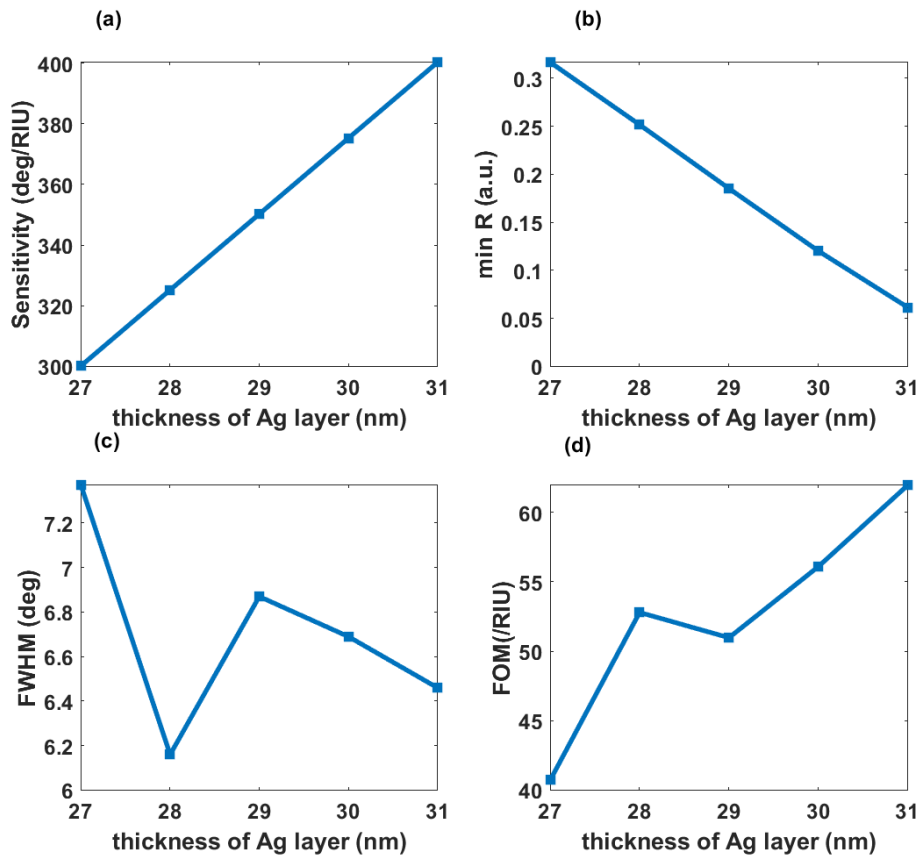
ساختار پیشنهادی سنسور  $SPR$  شامل دو لایه فلزی (نقره و نیکل) است که روی منشوری از جنس  $CaF_2$  قرار می‌گیرد. برای افزایش حساسیت سنسور، ماده دی‌کالکوژناید  $WS_2$  روی لایه فلزی نیکل ترسیم می‌شود. به این ترتیب، ساختار پیشنهادی سنسور  $Ag/Ni/WS_2$  شکل ۱ را تشکیل می‌دهد. ضریب شکست لایه‌های نقره و نیکل با استفاده از رابطه‌ی مدل درود لورنتز در طول موج  $633$  نانومتر محاسبه می‌شود. همچنین، ضریب شکست ماده  $WS_2$  در طول موج  $633$  نانومتر به صورت  $n=4.9+0.3124i$  در نظر گرفته می‌شود. ضخامت لایه‌های فلزی نقره و نیکل ابتدا به ترتیب  $29$  و  $5$  نانومتر در نظر گرفته می‌شود و ضخامت ماده  $WS_2$  به صورت  $d=L \times 0.8$  نانومتر است، که در آن  $L$  تعداد لایه‌های  $WS_2$  است. همچنین، برای محیط آنالیت از محلول‌هایی با ضریب شکست  $1.33$  و  $1.335$  استفاده می‌شود. عملکرد اصلی سنسور  $SPR$  پیشنهادی، بر



شکل ۲: بازتاب نور ساختار  $\text{CaF}_2 / \text{Ag } 29 \text{ nm} / \text{Ni } 4 \text{ nm} / \text{WS}_2 \text{ 1L}$

SPR، نیاز است بازتاب نور به سمت صفر نزدیک باشد تا حساسیت سنسور به تغییرات زاویه بازتاب نور افزایش یابد و سیگنال خروجی با دقت بیشتری قابل اندازه‌گیری شود. در شکل ۲ نیز این موضوع نمایش داده شده است که بازتاب نور به سمت صفر است و انرژی نور تابیده شده برای آنالیز نمونه به لایه آنالیت منتقل می‌شود. با استفاده از این ساختار و بازتاب نور نزدیک به صفر، می‌توانیم انرژی نور را به حداکثر منتقل کنیم و سیگنال خروجی را با دقت بالاتری اندازه‌گیری کنیم، که این امر باعث افزایش حساسیت سنسور می‌شود. با استفاده از بیوسنسور SPR با این ساختار، قادر خواهیم بود مولکول‌های زیستی موجود در نمونه‌ها را با دقت بیشتری آنالیز کنیم.

در طراحی بیوسنسورهای SPR، یکی از شرایط ضروری برای شناسایی نمونه‌های زیستی، کاهش حداکثر مقدار بازتاب نور است. به عبارت دیگر، بازتاب نور باید به سمت صفر نزدیک شود. عملکرد اصلی این بیوسنسورها بر پایه تغییرات در اندازه و شکل لایه نازکی است که به سطح حسگر متصل می‌شود. زمانی که نمونه‌ای که می‌خواهیم تشخیص دهیم، روی سطح حسگر قرار می‌گیرد، تغییرات در اندازه و شکل لایه نازک باعث تغییر در زاویه بازتاب نور می‌شود. برای دقیق‌تر تشخیص دادن تغییرات این زاویه، بازتاب نور باید به سمت صفر نزدیک باشد. در این شرایط، حساسیت سنسور به تغییرات زاویه بازتاب نور افزایش می‌یابد و سیگنال خروجی با دقت بیشتری قابل اندازه‌گیری است. همچنین، بازتاب نور نزدیک به صفر به معنی انتقال حداکثر نور به سنسور است، که منجر به رسیدن سیگنال خروجی به حداکثر شدت خود می‌شود. در بیوسنسورهای



شکل ۳: حساسیت (a)، مینیمم بازتاب نور (b)، FWHM (c) و FOM (d) ساختار

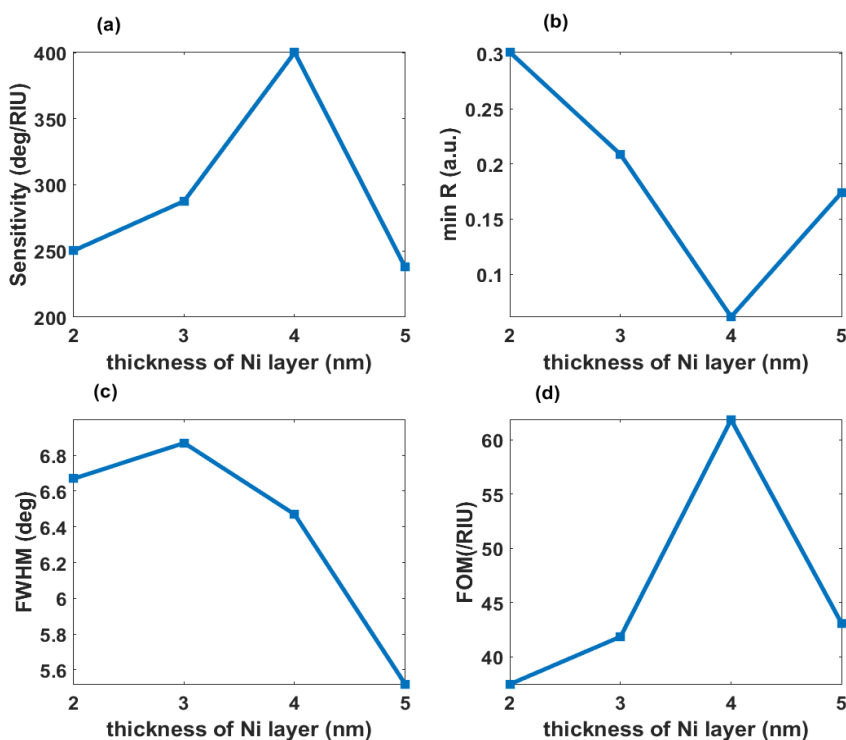
#### CaF<sub>2</sub> /Ag=x nm/Ni=4nm/WS<sub>2</sub> 1L

می‌یابد. این باعث افزایش تغییر در ضریب شکست لایه WS<sub>2</sub> و در نتیجه افزایش حساسیت ساختار می‌شود. زیرا تغییرات در ضریب شکست لایه آنالیت به طور مستقیم با تغییرات در زاویه بازتاب انعکاسی نور مرتبط است. با افزایش ضخامت لایه Ag، تراکم الکترونی در لایه فلزی افزایش می‌یابد و انتقال نور از طریق لایه فلزی بهبود می‌یابد. این باعث کاهش بازتاب نور از ساختار می‌شود. تغییر در FWHM به تغییرات در عرض نوار انتشاری مرتبط است. با افزایش ضخامت لایه Ag از ۲۷ نانومتر تا ۲۸ نانومتر، پهنای نوار انتشاری کاهش می‌یابد و FWHM کاهش می‌یابد. این به این معنی است که ساختار بهترین قابلیت تمایز را در اندازه‌گیری تغییرات ضریب شکست آنالیت دارد. با افزایش ضخامت لایه Ag از ۲۸ نانومتر به ۲۹ نانومتر، پهنای نوار انتشاری افزایش می‌یابد و FWHM

شکل 3a حساسیت ساختار CaF<sub>2</sub> /Ag=x nm/Ni=4nm/WS<sub>2</sub> 1L بر حسب ضخامت لایه فلزی Ag را نشان می‌دهد. با افزایش ضخامت Ag از ۲۷ تا ۳۱ نانومتر، حساسیت برای نمونه آنالیت با ضریب شکست ۱,۳۳۵ افزایش یافته است. در شکل 3b مشاهده می‌شود که با افزایش ضخامت لایه Ag از ۲۷ تا ۳۱ نانومتر، مینیمم بازتاب کاهش یافته است. شکل 3c و 3d به ترتیب FWHM و FOM را بر حسب ضخامت لایه Ag نشان می‌دهند. با افزایش ضخامت لایه نقره از ۲۷ نانومتر تا ۲۸ نانومتر، FWHM برای نمونه آنالیت کاهش یافته و FOM افزایش یافته است. و سپس با افزایش ضخامت لایه نقره از ۲۸ نانومتر به ۲۹ نانومتر FWHM افزایش و FOM کاهش یافته است و بعد از آن با افزایش ضخامت لایه نقره تا ۳۱ نانومتر FWHM کاهش و FOM افزایش داشته است. با افزایش ضخامت لایه Ag، میدان میراثونده ایجاد شده در لایه WS<sub>2</sub> افزایش

تأثیرات الکترومغناطیسی و اپتیکی در ساختار است که با تغییر تراکم الکترونی و تغییر ضریب شکست لایه‌های مختلف در ساختار مرتبط است. در این ساختار، ضخامت لایه نقره در این ساختار مرتب شده است. در این حالت، نمونه‌ها حساسیت خوبی دارند و بازتاب نور کمی در زاویه تشدید پلاسمون دارند. با کاهش بازتاب نور، بیشترین انرژی نور به لایه فلزی منتقل می‌شود و بازتاب نور از سطح بیوسنسور به شدت کاهش می‌یابد. این بهبود قابل توجه در انتقال نور و تعاملات پلاسمونیک در سطح بیوسنسور را نشان می‌دهد. در واقع، با کاهش بازتاب نور، بیشترین انرژی نور به نمونه آنالیت منتقل می‌شود و تشخیص تغییرات مولکولی بهتر انجام می‌شود.

افزایش می‌یابد. سپس با افزایش ضخامت لایه Ag تا ۳۱ نانومتر، پهنای نوار انتشاری کاهش می‌یابد و FWHM دوباره کاهش می‌یابد. FOM در واقع نسبتی است که ترکیبی از حساسیت و FWHM می‌باشد. با افزایش ضخامت لایه Ag از ۲۷ نانومتر تا ۲۸ نانومتر، حساسیت بهبود می‌یابد و FWHM کاهش می‌یابد که باعث افزایش FOM می‌شود. با افزایش ضخامت لایه Ag از ۲۸ نانومتر به ۲۹ نانومتر، حساسیت کاهش می‌یابد و FWHM افزایش می‌یابد که باعث کاهش FOM می‌شود. اما با افزایش ضخامت لایه Ag تا ۳۱ نانومتر، حساسیت بهبود می‌یابد و FWHM کاهش می‌یابد که باعث افزایش FOM می‌شود. به طور کلی، تغییرات در ضخامت لایه فلزی Ag تأثیر مستقیمی بر حساسیت، بازتاب، FWHM و FOM ساختار  $\text{CaF}_2/\text{Ag} \times \text{nm}/\text{Ni} \ 4\text{nm}/\text{WS}_2 \ 1\text{L}$  دارد. این تغییرات ناشی از



شکل ۴: حساسیت (a)، مینیمم بازتاب نور (b)، FWHM (c) و FOM (d) ساختار

#### $\text{CaF}_2/\text{Cu} \ 31 \ \text{nm}/\text{Ni} \ x \ \text{nm}/\text{WS}_2 \ 1\text{L}$

با افزایش ضخامت لایه فلزی نیکل به ۵ نانومتر، حساسیت کاهش می‌یابد، که به دلیل عدم انتقال میدان الکترومغناطیسی کافی به لایه آنالیت می‌باشد. در شکل 4b،  $\text{minR}$  را بر حسب ضخامت لایه Ni نمایش می‌دهد. همانطور

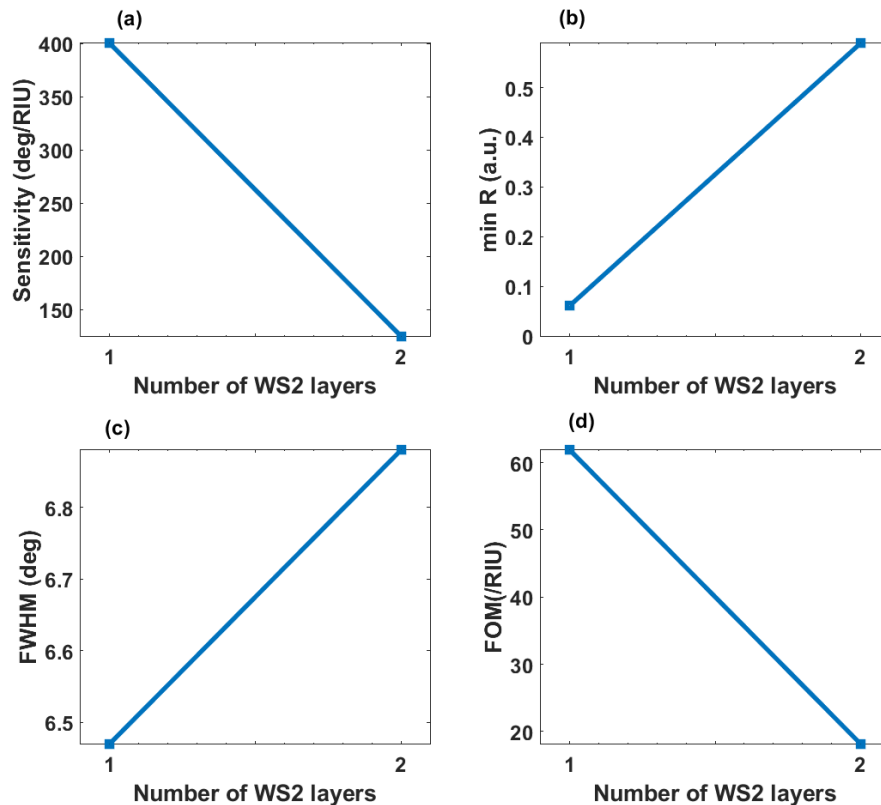
با افزایش ضخامت لایه Ni از ۲ نانومتر تا ۴ نانومتر در ساختار  $\text{CaF}_2/\text{Cu} \ 31 \ \text{nm}/\text{Ni} \ x \ \text{nm}/\text{WS}_2 \ 1\text{L}$ ، حساسیت ساختار افزایش می‌یابد. این به دلیل افزایش تغییرات در ضریب شکست نمونه‌ی آنالیت و افزایش تأثیر میدان الکترومغناطیسی در لایه  $\text{WS}_2$  است.



عملکرد را در حسگری دارد که بر اساس بازتاب نور برای تشخیص تغییرات ضریب شکست آنالیت استفاده می‌شود.

با افزایش ضخامت لایه Ni از ۴ نانومتر به بیشتر از این، بازتاب نور افزایش می‌یابد و عملکرد حسگر را تحت تأثیر قرار می‌دهد، بنابراین ضخامت لایه Ni در حدود ۴ نانومتر به عنوان یک مقدار بهینه برای ساختار مورد نظر در نظر گرفته شده است. وقتی ضخامت لایه نیکل  $d_{Ni}=4\text{nm}$  است برای نمونه فوق با ضریب شکست  $ns=1.335$  کمترین مقدار R نزدیک به صفر را مشاهده نمودیم که برابر با ۰,۰۶۱۵ است.

که قبلاً هم گفتیم شرط الزام در بیوسنسورهای SPR این است که بازتاب باید نزدیک صفر باشد و در شکل 4b برای ضخامت لایه Ni در ۴ نانومتر بازتاب نمونه آنالیت نزدیک صفر است ولی برای ضخامت‌های دیگر لایه نیکل بازتاب نور افزایش یافته است. شکل 4b نشان می‌دهد که با افزایش ضخامت لایه Ni،  $\min R$  (حداقل بازتاب) افزایش می‌یابد. در بیوسنسورهای SPR بازتاب باید نزدیک به صفر باشد. وقتی ضخامت لایه نیکل  $d_{Ni}$  برابر با ۴ نانومتر است و ضریب شکست ns برابر با ۱,۳۳۵ است، کمترین مقدار R (بازتاب) نزدیک به صفر را مشاهده می‌کنیم که برابر با ۰,۰۶۱۵ است. این نشان می‌دهد که با این ضخامت لایه نیکل و در این شرایط، ساختار بهترین



شکل ۵: حساسیت (a)، مینیمم بازتاب نور (b)، FWHM (c) و FOM (d) ساختار

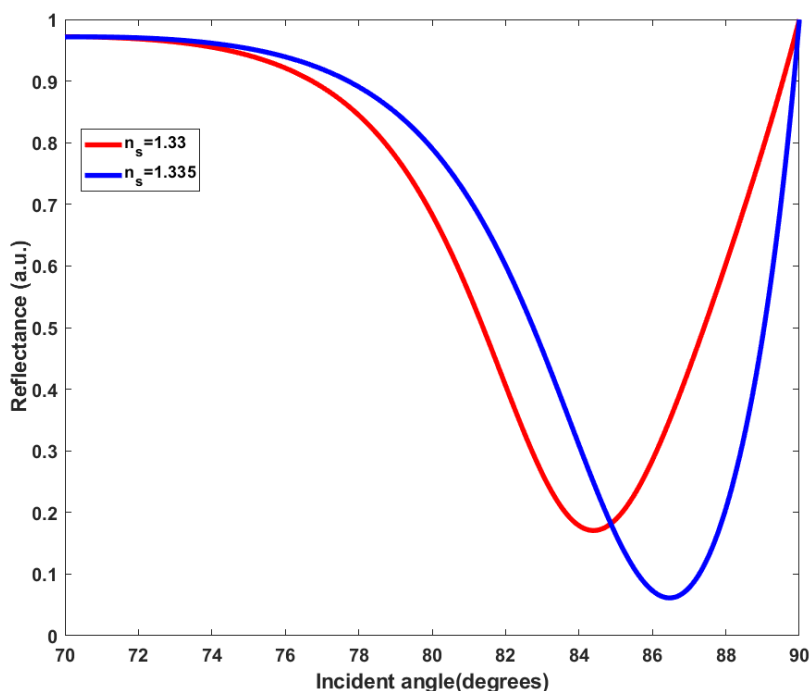
$$\text{CaF}_2 / \text{Cu } 31 \text{ nm} / \text{Ni } 4 \text{ nm} / \text{WS}_2 \times L$$

لایه‌های  $\text{WS}_2$ ، حساسیت نمونه‌ها کاهش می‌یابد. به عبارت دیگر، زمانی که تعداد لایه‌های  $\text{WS}_2$  برابر با ۱ است، حساسیت بیشینه خواهد بود. از این نمودار می‌توان نتیجه گرفت که با افزایش تعداد لایه‌های  $\text{WS}_2$ ، حساسیت ساختار به طور کلی کاهش می‌یابد. علاوه بر این، با افزایش تعداد

در شکل ۵، تعداد لایه‌های بهینه  $\text{WS}_2$  مورد بررسی قرار گرفته است. این بررسی با هدف تعیین تعداد لایه‌های  $\text{WS}_2$  که بهترین عملکرد و حساسیت را در بیوسنسورهای SPR ارائه می‌دهند، انجام شده است. شکل 3a نیز نمودار حساسیت بر حسب تعداد لایه‌های  $\text{WS}_2$  را نشان می‌دهد. این نمودار نشان می‌دهد که با افزایش تعداد

بین لایه‌ها شود. این ازدحام می‌تواند باعث تداخل بین سیگنال‌های الکترومغناطیسی در سنسور شده و حساسیت سنسور را نسبت به تغییرات محیطی کاهش دهد. بنابراین، افزایش تعداد لایه‌های  $WS_2$  در بیوسنسورهای SPR ممکن است منجر به کاهش حساسیت نمونه گردد. بنابراین، افزایش تعداد لایه‌های  $WS_2$  در بیوسنسورهای SPR ممکن است منجر به کاهش حساسیت نمونه گردد.

لایه‌های  $WS_2$ ، احتمال ازدحام الکترونیک نیز افزایش می‌یابد. در واقع، در لایه‌های  $WS_2$ ، الکترون‌ها به هم نزدیک‌تر می‌شوند و تعامل بین آن‌ها افزایش می‌یابد. این تعاملات الکترونیکی می‌توانند به عنوان یک نویز الکترونیکی عمل کنند و حساسیت سنسور را کاهش دهند. به عبارت دیگر، افزایش تعداد لایه‌های  $WS_2$  می‌تواند باعث ایجاد نویز الکترونیکی و کاهش کارایی سنسور گردد. همچنین، افزایش تعداد لایه‌های  $WS_2$  ممکن است منجر به ازدحام سطحی



شکل ۶: بازتاب نور ساختار  $CaF_2 / Ag 31 \text{ nm} / Ni 4 \text{ nm} / WS_2 1L$

که در مرز فاز بین لایه‌های  $Ag$  و  $Ni$  و  $WS_2$  شکل می‌گیرد، به خوبی با انرژی موج الکترومغناطیسی تعامل می‌کند و بازتاب نور به حداقل می‌رسد. این واکنش و تعامل بین انرژی موج و ساختار نهایی می‌تواند به بهبود حساسیت ساختار و تشدید پلاسمون سطحی منجر شود. در این ساختار، لایه  $CaF_2$  به عنوان لایه بینایی عمل می‌کند و نقش اصلی آن جلوگیری از ازدحام و تداخل سیگنال‌های الکترومغناطیسی در ساختار است. این لایه، به دلیل ضریب شکست بالا و خواص نوری خاص خود، می‌تواند از انتقال نامطلوب نور به سایر لایه‌ها جلوگیری کند و باعث بهبود کارایی ساختار شود. لایه  $Ag$  در

شکل ۶ نمودار بازتاب نور و زاویه تشدید پلاسمون ساختار نهایی را نمایش می‌دهد. این ساختار شامل لایه‌های  $Ag$ ،  $Ni$  و  $WS_2$  است که به ترتیب ضخامت‌های ۳۱ نانومتر، ۴ نانومتر و ۱ لایه دارند. طبق جدول ۱، برای نمونه با ضریب شکست ۱،۳۳۵، حساسیت ۴۰۰،۲۸ (deg/RIU) و  $FOM=61.87$  (RIU) به دست آمده است. همانطور که از شکل ۶ مشخص است، در این ساختار با ضریب شکست ۱،۳۳۵، میزان بازتاب نور نزدیک به صفر است. این بدان معنی است که انرژی موج الکترومغناطیسی تقریباً به طور کامل به لایه آنالیت منتقل می‌شود. بازتاب نور نزدیک به صفر نشان از تشدید پلاسمون سطحی در ساختار است. در این حالت، پلاسمون سطحی

خوب حسگر در تشخیص و اندازه‌گیری محیط‌های آنالیت با ضریب شکست مورد نظر است. حسگر بیولوژیکی پیشنهادی با استفاده از فناوری‌های تولید موجود، قابل ساخت و تحقق است. این حسگر بسیار حساس و دقیق است و می‌تواند در تشخیص محیط‌های آنالیت در محدوده ضریب شکست پیشنهادی استفاده شود. به همین دلیل، این حسگر یک گزینه بسیار مناسب برای کاربردهای مختلفی مانند تشخیص بیولوژیکی، تشخیص آلرژی، کنترل کیفیت محصولات غذایی و زیست‌محیطی است. با توجه به ویژگی‌های منحصر به فرد این حسگر، می‌توان آن را در صنایع مختلف و در تحقیقات علمی بهره‌برداري کرد. این حسگر قادر است به طور همزمان محیط‌های آنالیت مختلف را تشخیص دهد و اطلاعات مفیدی را در اختیار کاربر قرار دهد. همچنین، با توجه به قابلیت ساخت و تحقق آن، امکان تولید به مقیاس بزرگ و استفاده گسترده از این حسگر وجود دارد.

### منابع

- [1] A. Otto, "Excitation of nonradiative surface plasma waves in silver by the method of frustrated total reflection," *Zeitschrift für Physik A Hadrons and Nuclei*, vol. 216, pp. 398–410, 1968.
- [2] E. Kretschmann and H. Raether, "Radiative decay of non-radiative surface plasmons excited by light," *Zeitschrift für Naturforschung A*, vol. 23, pp. 2135–2136, 1968.
- [3] H. Ahn, H. Song, J. R. Choi, and K. Kim, "A localized surface plasmon resonance sensor using double-metal-complex nanostructures and a review of recent approaches," *Sensors*, vol. 18, no. 1, p. 98, 2017.
- [4] S. Zeng, D. Baillargeat, H. P. Ho, and K. T. Yong, "Nanomaterials enhanced surface plasmon resonance for biological and chemical sensing applications," *Chemical Society Reviews*, vol. 43, pp. 3426–3452, 2014.

این ساختار نقش اصلی پلاسمون سطحی را ایفا می‌کند. با انتخاب ضخامت مناسب برای این لایه، تشدید پلاسمون سطحی در مرز فاز بین لایه‌های Ag و لایه بعدی اتفاق می‌افتد و تعامل بین نور و ساختار بهبود می‌یابد. لایه Ag به عنوان یک ماده فلزی، ضریب شکست کمتری نسبت به محیط اطراف دارد و این باعث می‌شود که پلاسمون سطحی در ساختار ایجاد شود و انرژی موج الکترومغناطیسی به خوبی با ساختار تعامل داشته باشد. لایه Ni در این ساختار نیز نقش مهمی دارد. این لایه به عنوان یک لایه میانی بین لایه‌های Ag و WS<sub>2</sub> قرار دارد و تراکم الکترونی را در ساختار تغییر می‌دهد. این تغییر تراکم الکترونی باعث تغییر در زاویه تشدید پلاسمون سطحی و بازتاب نور می‌شود. با تنظیم ضخامت لایه Ni، می‌توان بهبود حساسیت ساختار را دست یافت.

این تغییر تراکم الکترونی باعث تدر این ساختار، لایه CaF<sub>2</sub> به عنوان یک لایه بینایی عمل می‌کند و نقش اصلی آن جلوگیری از ازدحام و تداخل سیگنال‌های الکترومغناطیسی در ساختار است. این لایه با داشتن ضریب شکست بالا و خواص نوری خاص، مانع انتقال نامطلوب نور به سایر لایه‌ها می‌شود و باعث بهبود کارایی ساختار می‌شود. لایه WS<sub>2</sub> نیز به عنوان لایه آنالیت در ساختار حضور دارد. این لایه به عنوان جزء حساس به تغییرات محیطی عمل می‌کند و با تغییرات در شاخص شکست محیط اطراف، باعث تغییر در زاویه تشدید پلاسمون سطحی و بازتاب نور می‌شود. انتقال انرژی موج الکترومغناطیسی از لایه آنالیت به ساختار به خوبی اتفاق می‌افتد و این باعث افزایش حساسیت ساختار به تغییرات محیطی می‌شود.

### ۴- نتیجه‌گیری و بحث

یک حسگر SPR بسیار حساس و با حساسیت بالا برای تشخیص محیط‌های آنالیت با ضریب شکست معین مورد بررسی قرار گرفته است. ساختار پیشنهادی این حسگر از یک ساختار هیبریدی CaF<sub>2</sub>/Ag/Ni/WS<sub>2</sub> تشکیل شده است. با استفاده از ماده دی‌کالکوژناید WS<sub>2</sub>، به حساسیت بالایی در حسگر SPR دست یافته شده است. حساسیت حسگر پیشنهادی به مقدار 400.28 (deg/RIU) رسیده است، که این حساسیت بالا نشانگر قابلیت بسیار

- nanopore," *Nano Letters*, vol. 10, pp. 1414–1420, 2010.
- [14] R. K. A. Rikta, M. S. Anower, M. S. Rahman, and M. M. Rahman, "SPR biosensor using SnSe-phosphorene heterostructure," *Sensing and Bio-Sensing Research*, vol. 33, p. 100442, 2021.
- [15] G. AlaguVibisha, J. K. Nayak, P. Maheswari, N. Priyadharsini, A. Nisha, Z. Jaroszewicz, K. B. Rajesh, and R. Jha, "Sensitivity enhancement of surface plasmon resonance sensor using hybrid configuration of 2D materials over bimetallic layer of Cu–Ni," *Optics Communications*, vol. 463, p. 125337, 2020.
- [16] X. Lu, M. I. B. Utama, J. Lin, X. Gong, J. Zhang, Y. Zhao, S. T. Pantelides, J. Wang, Z. Dong, Z. Liu, and W. Zhou, "Large-area synthesis of monolayer and few-layer MoSe<sub>2</sub> films on SiO<sub>2</sub> substrates," *Nano Lett.*, vol. 14, pp. 2419–2425, 2014.
- [17] J. S. Ross, S. Wu, H. Yu, N. J. Ghimire, A. M. Jones, G. Aivazian, J. Yan, D. G. Mandrus, D. Xiao, W. Yao, X. Xu, "Electrical control of neutral and charged excitons in a monolayer semiconductor," *Nat. Commun.*, vol. 4, p. 1474, 2013.
- [18] Z. Yin, H. Li, H. Li, L. Jiang, Y. Shi, Y. Sun, G. Lu, Q. Zhang, X. Chen, and H. Zhang, "Single-layer MoS<sub>2</sub> phototransistors," *ACS Nano*, vol. 6, pp. 74–80, 2012.
- [19] W. Choi, M. Y. Cho, A. Konar, J. H. Lee, G. B. Cha, S. C. Hong, S. Kim, J. Kim, D. Jena, J. Joo, and S. Kim, "High-detectivity multilayer MoS<sub>2</sub> phototransistors with spectral response from ultraviolet to infrared," *Adv. Mater.*, vol. 24, pp. 5832–5836, 2012.
- [20] H. M. Li, D. Y. Lee, M. S. Choi, D. Qu, X. Liu, C. H. Ra, W. J. Yoo, "Metal-semiconductor barrier modulation for high photoresponse in transition metal dichalcogenide field effect transistors," *Sci. Rep.*, vol. 4, p. 4041, 2014.
- [5] S. Zeng et al., "Graphene–gold metasurface architectures for ultrasensitive plasmonic biosensing," *Advanced Materials*, vol. 27, pp. 6163–6169, 2015.
- [6] G. Wang, C. Wang, R. Yang, W. Liu, and S. Sun, "A sensitive and stable surface plasmon resonance sensor based on monolayer protected silver film," *Sensors*, vol. 17, no. 10, p. 2777, 2017.
- [7] J. Liao, L. Han, and C. Xu, "Comparison of the sensitivity by SPR in a metal-ITO-BlueP/TMDC structure," *Applied Optics*, vol. 60, pp. 5161–5168, 2021.
- [8] Z. Yang, L. Xia, S. Li, R. Qi, X. Chen, and W. Li, "Highly sensitive refractive index detection based on compact HSC-SPR structure in a microfluidic chip," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 297, p. 111558, 2019.
- [9] M. M. Rahman, M. M. Rana, M. S. Rahman, M. S. Anower, M. A. Mollah, and A. K. Paul, "Sensitivity enhancement of SPR biosensors employing heterostructure of PtSe<sub>2</sub> and 2D materials," *Optical Materials*, vol. 107, p. 110123, 2020.
- [10] Y. Dai, H. Xu, H. Wang, Y. Lu, and P. Wang, "Experimental demonstration of high sensitivity for silver rectangular grating-coupled surface plasmon resonance (SPR) sensing," *Optics Communications*, vol. 416, pp. 66–70, 2018.
- [11] A. K. Mishra and S. K. Mishra, "Gas sensing in Kretschmann configuration utilizing bi-metallic layer of Rhodium-Silver in visible region," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 237, pp. 969–973, 2016.
- [12] H. Yu, Y. Peng, Y. Yang, and Z. Y. Li, "Plasmon-enhanced light–matter interactions and applications," *npj Computational Materials*, vol. 5, p. 45, 2019.
- [13] S. W. Kowalczyk, M. W. Tuijtel, S. P. Donkers, and C. Dekker, "Unraveling single-stranded DNA in a solid-state

*Actuators B Chem.*, vol. 107, pp. 40-46, 2005.

[28] K. V. Sreekanth, K. H. Krishna, A. De Luca, and G. Strangi, "Large spontaneous emission rate enhancement in grating coupled hyperbolic metamaterials," *Sci. Rep.*, vol. 4, p. 6340, 2014.

[29] K. V. Sreekanth, S. Zeng, K. T. Yong, and T. Yu, "Sensitivity enhanced biosensor using graphene-based one-dimensional photonic crystal," *Sensors Actuators B Chem.*, vol. 182, pp. 424-428, 2013.

[30] A. Verma, A. Prakash, and R. Tripathi, "Performance analysis of graphene based surface plasmon resonance biosensors for detection of pseudomonas-like bacteria," *Opt. Quantum Electron.*, vol. 47, pp. 1197-1205, 2015.

[31] M. B. Hossain and M. M. Rana, "Graphene coated high sensitive surface plasmon resonance biosensor for sensing DNA hybridization," *Sensor Lett.*, vol. 14, pp. 145-152, 2016.

[32] T. B. A. Akib, S. Mostufa, M. M. Rana, M. B. Hossain, M. R. Islam, "A performance comparison of heterostructure surface plasmon resonance biosensor for the diagnosis of novel coronavirus SARS-CoV-2," *Opt. Quantum Electron.*, vol. 55, p. 448, 2023.

[21] B. Radisavljevic and A. Kis, "Mobility engineering and a metal-insulator transition in monolayer MoS<sub>2</sub>," *Nat. Mater.*, vol. 12, pp. 815-820, 2013.

[22] T. Srivastava and R. Jha, "Black phosphorus: a new platform for gaseous sensing based on surface plasmon resonance," *IEEE Photon. Technol. Lett.*, vol. 30, pp. 319-322, 2018.

[23] M. Donarelli and L. Ottaviano, "2D materials for gas sensing applications: a review on graphene oxide, MoS<sub>2</sub>, WS<sub>2</sub> and phosphorene," *Sensors*, vol. 18, p. 3638, 2018.

[24] Q. H. Wang, K. Kalantar-Zadeh, A. Kis, J. N. Coleman, and M. S. Strano, "Electronics and optoelectronics of two-dimensional transition metal dichalcogenides," *Nat. Nanotechnol.*, vol. 7, pp. 699-712, 2012.

[25] Q. Ouyang, S. Zeng, L. Jiang, L. Hong, G. Xu, X. Q. Dinh, J. Qian, S. He, Q. J., P. Coquet, and K. T. Yong, "Sensitivity enhancement of transition metal dichalcogenides/silicon nanostructure-based surface plasmon resonance biosensor," *Sci. Rep.*, vol. 6, p. 28190, 2016.

[26] L. Wu, H. S. Chu, W. S. Koh, and E. P. Li, "Highly sensitive graphene biosensors based on surface plasmon resonance," *Opt. Express*, vol. 18, pp. 14395-14400, 2010.

[27] B. D. Gupta and A. K. Sharma, "Sensitivity evaluation of a multi-layered surface plasmon resonance-based fiber optic sensor: a theoretical study," *Sensors*

## Design of optical biosensor based on two-dimensional dichalcogenide WS<sub>2</sub> material

<sup>1</sup> M. Razmpoosh, <sup>2</sup> A. Namdar, <sup>3</sup> R. Abdi-Ghaleh

<sup>1\*</sup> Faculty of Physics, University of Tabriz, Tabriz, Iran

<sup>2</sup> Faculty of Physics, University of Tabriz, Tabriz, Iran

<sup>3</sup> Department of Laser and Optical Engineering, University of Bonab, Bonab, Iran

### Article details

Received: 2024/03/8  
Accepted: 2024/11/30  
Published: 2024/12/18

ISSN: 2588-493x  
eISSN: 2588-4821

Correspondence email:  
[u.razmpoosh@gmail.com](mailto:u.razmpoosh@gmail.com)



### Abstract

Surface plasmon resonance (SPR) biosensors have widespread applications in the detection and analysis of biomolecules and biochemicals. Here, an SPR biosensor using the two-dimensional material WS<sub>2</sub>, placed on Ag and Ni metal layers, is presented to detect the concentration of the analyte in the surrounding environment. This SPR biosensor operates based on the principle of total reflectance reduction. The thickness of the silver and nickel metal layers is considered to be 31 nm and 4 nm, respectively, while the thickness of the WS<sub>2</sub> material is adjustable, ranging between 1 to 2 layers. Using a single layer of WS<sub>2</sub>, the sensor's sensitivity reached 400.28 degrees per refractive index unit (RIU), and the figure of merit (FOM) for this sample was found to be 61.87 (/RIU). Additionally, the refractive index of the sensor environment varies between 1.33 and 1.335.

**Keywords:** Biosensor, sensitivity, surface plasmon resonance (SPR), dichalcogenide, WS<sub>2</sub>