



طراحی حسگر ملکول‌های زیستی بر مبنای پلاسمون‌های سطحی ایجاد شده در گریپتینگ گرافن-طلا و بررسی اثر هندسه گریپتینگ بر حساسیت

زینب صادقی | حسین شیرکانی*

گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه خلیج فارس، شهر بوشهر، استان بوشهر

چکیده: به دلیل اهمیت روزافزون حسگرها در تشخیص زودهنگام بیماری‌ها، نیاز به حسگرهای زیستی با کارایی بالا یکی از اهداف پژوهشگران است. در این پژوهش، ساختاری متشکل از گریپتینگ گرافن-طلا، که پلاسمون‌های قوی را در ناحیه فرورسرخ نزدیک تشکیل داده برای آشکارسازی تغییرات ضریب شکست (و در نتیجه غلظت) بعضی مواد زیستی و به‌طور کلی تمام موادی با گستره ضریب شکست $1/000$ تا $1/600$ پیشنهاد داده شده است. حساسیت و کیفیت حسگر پیشنهادی مورد محاسبه قرار گرفته و اثرات پارامترهای ساختاری و ویژگی‌های نور فرودی بر این فاکتورها مورد بررسی قرار گرفته است. بهترین نتیجه برای مواد با ضریب شکست $1/100$ با ضریب کیفیت 9750 به‌دست آمده است. همچنین، امکان سنجش برخی از مولکول‌های زیستی با ظرفیت شناسایی با این حسگر مانند آب، گلوکز، MDCK و خون با تغییرات ضریب شکست $0/001$ بررسی شده که مقدار کیفیت بالای 6000 برای این مواد به‌دست آمده است.

واژگان کلیدی: حسگر زیستی، حسگر نوری، پلاسمون سطحی، گرافن.

shirkani@pgu.ac.ir

در همین سال به علت دیابت (گستره سنی ۲۰ تا ۹۹ سالگی) فوت کرده‌اند [۵]. این بیماران مبتلا بی‌تردید نیازمند بهره‌گیری از یک حسگر دقیق، ارزان، سریع و با کاربری آسان برای تشخیص مقدار گلوکز در خون و یا تشخیص تومورهای سرطانی هستند. به همین دلیل، توسعه حسگرهای زیستی قابل کاشت و غیرتهاجمی مورد توجه بسیاری قرار دارند. یکی از نخستین مدل‌های حسگرهای شیمیایی-نوری مبتنی بر اندازه‌گیری تغییرات طیف جذبی بود و برای اندازه‌گیری غلظت CO_2 و O_2 مورد استفاده قرار گرفت [۶]. از آن به بعد انواع متفاوتی از روش‌های نوری که می‌توانند در توسعه حسگرهای شیمیایی و زیستی بکار برده شوند، مورد بررسی قرار گرفته‌اند. از جمله طیف‌سنجی (فلورسانس، فسفرسانس و رامان)، تداخل‌سنجی (تداخل‌سنجی با نور سفید،

۱- مقدمه

امروزه در زمینه‌های متفاوتی از جمله پزشکی، صنایع شیمیایی، صنایع غذایی، مانیتورینگ محیط‌زیست، تولید فراورده‌های دارویی و بهداشت و آلودگی هوا از حسگرها بهره‌می‌گیرند [۱-۴]. در حقیقت حسگرها ابزارهایی هستند که با بهره‌گیری از هوشمندی مواد زیستی، ترکیب یا ترکیب‌هایی را شناسایی کرده و با آن‌ها واکنش می‌دهند. فراورده این واکنش می‌تواند یک پیغام شیمیایی، نوری و یا الکتریکی باشد. در سال ۲۰۱۷، تعداد مبتلایان به بیماری دیابت ۴۵۱ میلیون نفر تشخیص داده شده است. افزون‌براین، حدود ۳۷۴ میلیون نفر مبتلا به اختلال مقدار گلوکز در خون در دنیا وجود دارد و حدود ۵ میلیون نفر در سراسر جهان

مدل‌سازی تداخل‌سنج در ساختارهای موج‌بر، طیف‌سنجی مدهای هدایت شده در ساختارهای موج‌بر نوری (جفت‌شدگی با گریتینگ و تشدید با آینه) و تشدید پلاسمون‌های سطحی [۷-۹].

یک روش نوری که برای حسگرها نتایج بسیار خوبی به دست داده است، تشدید پلاسمون‌های سطحی است. پلاسمون سطحی یک موج مغناطیسی است که در طول فصل مشترک فلز و دی-الکتریک منتشر می‌شود و باعث به وجود آمدن یک میدان جایگزیده خیلی قوی می‌شود. نخستین حسگر پلاسمون سطحی با حساسیت بسیار بالا در سال ۱۹۹۹ توسط هومولا و همکارانش [۱۰] بدون استفاده از برچسب مولکولی ایجاد شد.

یکی از عوامل مهم برای چنین برانگیختگی نوری رفتار گاز مانند الکترون‌ها در فلز است. به طوری که انتظار می‌رود پتانسیل الکترواستاتیکی هسته یون‌ها بر حرکت الکترون‌ها در شبکه تأثیر بسزایی داشته باشد. این عوامل تعداد فلزات ما را محدود به آن‌هایی می‌کند که می‌توانند الکترون آزاد منتشر کنند. بنابراین، فلزهایی مانند طلا، نقره، مس و آلومینیم نامزدهای مناسبی برای برانگیختگی پلاسمونیک‌های سطحی هستند. تاکنون، کارهای زیادی بر طلا و نقره انجام شده است، ولی با وجود تمام مزیت‌ها، قابلیت تنظیم‌پذیری پلاسمون‌های سطحی فلزات نجیب سنتی ضعیف بود. به همین خاطر دانشمندان به دنبال ماده‌ای بودند، که با استفاده از آن، سیگنال پلاسمون‌ها را بهبود بخشند [۱۱] و یکی از بهترین کاندیدها برای این کار را گرافن یافتند.

گرافن یک ماده دوبعدی با ساختار شش‌وجهی از اتم‌های کربن است که در گستره فرکانسی تراهرتز و فرسوخ کاربردهای بسیاری را در اطلاعات و ارتباطات، علوم پزشکی، سلول‌های خورشیدی و حسگرهای زیستی دارد [۱۲-۱۵]. تحرک‌پذیری بالای

حامل‌های بار، انعطاف‌پذیری و استحکام بالا از ویژگی‌های عمومی گرافن هستند [۱۶-۱۸]. قرارگیری گرافن در مجاورت فلزات نجیب به بهبود ویژگی‌های پلاسمون‌های ایجاد شده کمک می‌کند. به‌عنوان نمونه قرارگیری گرافن بر طلا، افزون بر بهبود کیفیت پلاسمون‌های سطحی به علت نسبت سطح به حجم بالای آن می‌تواند با مولکول‌های گازی و زیستی بیشتری در

تماس بوده و همچنین، از اکسایش فلز جلوگیری کند [۱۹]. که منجر به استفاده گسترده آن در حسگرها شود [۲۰-۲۳]. همچنین، گرافن می‌تواند پلاسمون‌های سطحی را به‌وسیله ویژگی الکتریکی تنظیم‌پذیر خود تا حد بالایی جایگزیده کند [۱۴ و ۲۴]. پلاسمون‌های سطحی گرافنی مزایای بسیار عالی در مقایسه با پلاسمون‌های سطحی فلزات مرسوم دارند که شامل جایگزیدی شدید، اتلاف بسیار پایین در بسامدهای تراهرتز و فرسوخ نزدیک، زمان واهلش الکترون طولانی است [۱۱].

باتوجه به این واقعیت که بیشترین مقدار از میدان پلاسمون‌های سطحی در دی‌الکتریک متمرکز شده است. ثابت انتشار پلاسمون‌های سطحی نسبت به تغییرات ضریب شکست دی-الکتریک حساس است؛ بنابراین، وقتی المان‌های تشخیصی بر سطح فلز، جسم مورد تجزیه موجود را شناسایی کرده و به‌دام می‌اندازند، جذب آنالیت موجود در مایع نمونه باعث یک افزایش محلی در ضریب شکست سطح فلز شده و در نتیجه، موجب افزایش غلظت محلول می‌شود که می‌توان با روش‌های نوری به‌طور دقیق آن را اندازه‌گیری کرد.

در این پژوهش، حسگری زیستی متشکل از زیرلایه و گریتینگ دوزنقه طلا با استفاده از روش FEM پیشنهاد شده است. این حسگر پلاسمون‌های قوی را در ناحیه فرسوخ تشکیل داده است. همچنین، حساسیت و کیفیت حسگر پیشنهادی مورد محاسبه قرار گرفته و اثرات پارامترهای ساختاری و ویژگی‌های نور فرودی بر این فاکتورها مورد بررسی قرار گرفته است. در ابتدای بهینه‌سازی از ضریب شکست آب دی‌یونیزه شده (۱/۳۳۳) استفاده شده است زیرا بسیاری از مواد و ملکول‌های زیستی پس از انحلال در آب سنجش می‌شوند. با پایان بهینه‌سازی و انتخاب یک ساختار بهینه با ظرفیت سنجش بالا به بررسی توانایی عملکرد دستگاه در مواجهه با زیست‌ملکول‌ها و ملکول‌های گازی متفاوت پرداخته شده است که به همین دلیل بازه ضریب شکستی ۱/۶ تا انتخاب و مشاهده شد که دستگاه قابلیت خوبی در این زمینه از خود به نمایش گذاشته است.

۲- تئوری

که $G = 2\pi/P$ بردار وارون شبکه و $N = 1, 2, 3, \dots$ است که تاثیر این برانگیختگی به واسطه ایجاد امواج بسیار قوی الکترومغناطیسی در مرز فلز-دی الکتریک به صورت ماکزیمم-هایی در طیف خاموشی خود را نشان می‌دهد. همچنین، $n_d = \sqrt{\epsilon_d}$ ضریب شکست دی الکتریک و θ_{res} زاویه تشدید پلاسمون‌های سطحی است.

۲-۲- محاسبه کیفیت و حساسیت یک حسگر

حساسیت S ، نسبت تغییر در خروجی حسگر Y به تغییر در مقدار اندازه‌گیری X تعریف می‌شود: $S = \frac{\partial Y}{\partial X}$ با توجه به این واقعیت که در این مقاله، مدولاسیون طول موج بررسی شده، ∂Y تغییرات طول موج سامانه به‌عنوان خروجی حسگر و ∂X تغییرات در مقدار اندازه‌گیری (ضریب شکست) حسگر هست. بنابراین، حساسیت عملکرد حسگر پیشنهادی به‌صورت روبرو محاسبه می‌شود: $S = \frac{\Delta \lambda_{max}}{\Delta n}$ که در این فرمول $\Delta \lambda_{max}$ تغییرات طول موج بیشینه نمودار خاموشی، به ازای تغییری کوچک به‌اندازه Δn در ضریب شکست ماده مورد اندازه‌گیری است. پس از محاسبه حساسیت، به محاسبه کیفیت حسگر پیشنهادی پرداخته شده و با فرمول روبرو محاسبه می‌شود: $Q = \frac{S}{FWHM}$ که در این فرمول $FWHM$ پهنای پیک در نیمه ارتفاع بیشینه نمودار خاموشی است. این پارامتر به این صورت محاسبه می‌شود که اگر f_{max} که بیشترین مقدار نمودار است را نصف کنیم. اختلاف دونقطه‌ای که این مقدار $f_{max}/2$ را در نمودار قطع می‌کند، پهنای پیک در نیم‌ارتفاع بیشینه نمودار می‌گویند.

با بررسی فرمول $S = \frac{\Delta \lambda_{max}}{\Delta n}$ فهمیده می‌شود که حساسیت یک حسگر وابسته به تغییرات پیک تشدید طول موج ($\Delta \lambda_{max}$) به تغییرات ضریب شکست (Δn) است. در تمام طول مدت بهینه سازی تغییرات ضریب شکست ثابت ($\Delta n = 0.001$) در نظر گرفته شده و تغییرات پیک تشدید بررسی شده است که در این پژوهش از ابتدای بهینه‌سازی این تغییرات از $\Delta \lambda_{max} = 0.9 \text{ nm}$ شروع شده و تا انتهای بهینه‌سازی به مقدار $\Delta \lambda_{max} = 1.08 \text{ nm}$ افزایش یافته است. با وجود اینکه تغییرات شیفث طول موج زیاد نبوده و حسگر پیشنهادی در این زمینه تغییرات قابل توجهی ندارد ولی تغییرات

یک روش عادی و معمول که برای برانگیختگی پلاسمون‌های سطحی استفاده می‌شود، توسط کریشمان (۱۹۷۱) پیشنهاد شد [۲۵]. در این روش نور از میان شیشه (منشور) تحت شرایط بازتاب کلی پایین می‌آید تا بر شیشه‌ای که بر سطح فلزی قرار گرفته، پلاسمون سطحی را تشکیل دهد ولی به مرور زمان جفت‌شدگی با گریتینگ مورد توجه بیشتری نسبت به جفت‌شدگی با منشور قرار گرفت. زیرا برای کوچک‌سازی و ترکیب با ساختارهای متفاوت و در نتیجه، تجاری‌سازی مناسب‌تر هستند و اگرچه حساسیت و کیفیت ۲ الی ۳ برابر کمتری نسبت به جفت‌شدگی با منشور از خود نشان می‌دهند. ولی با بهینه‌سازی ساختار و انتقال سیگنال بهتر، امکان دستیابی به حساسیت و عملکرد رزولوشن (به کوچک‌ترین تغییری در ضریب شکست که خروجی حسگر را برای ما قابل تشخیص می‌کند) رزولوشن می‌گویند) شایسته رقابت با جفت‌شدگی با منشور را دارا هستند.

۲-۱- پلاسمون سطحی

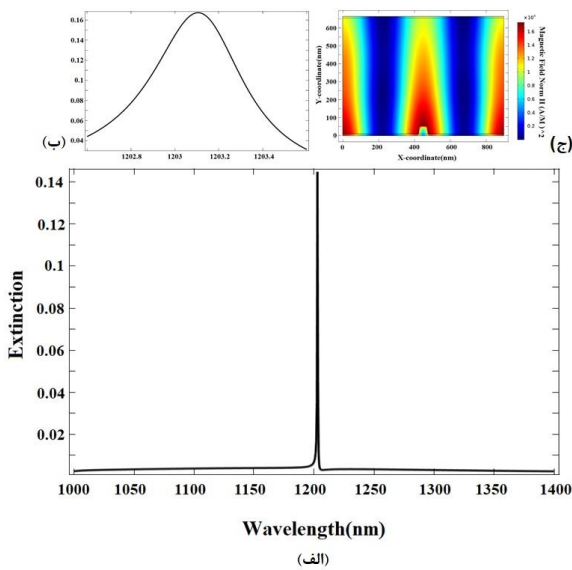
زمانیکه ثابت انتشار امواج پلاسمون سطحی $k_{sp} = k_0 \sqrt{\frac{\epsilon_d \epsilon_m}{\epsilon_d + \epsilon_m}}$ از بردار موج k در دی الکتریک بیشتر باشد، شرایط برای برانگیختگی پلاسمون‌ها فراهم می‌شود. بنابراین، برانگیختگی مستقیم پلاریتون پلاسمون‌های سطحی با پرتوهای نوری ممکن نیست، مگر اینکه روش‌های خاصی برای رسیدن به یکی شدن فازها استفاده شود، این ناهمخوانی را می‌توان با استفاده از اثرات پراش در یک الگوی گریتینگ روی سطح فلز برطرف کرد [۱۵]. برای گریتینگ یک بعدی با ثابت شبکه P ، تطبیق فاز تحت شرایط زیر انجام می‌شود که منجر به تشکیل پلاسمون‌های سطحی می‌شود:

$$k_{sp} = k_0 \sqrt{\frac{\epsilon_d \epsilon_m}{\epsilon_d + \epsilon_m}} = k_0 n_d \sin \theta_{res} \pm NG$$

شکل ۱: طرحواره از حسگر با گریتنینگ دوزنقه گرافن-طلا که در آن گریتنینگ‌های طلا بر روی زیر لایه طلا قرار گرفته و یک لایه گرافن بین طلا و لایه حساس ثابت شده است.

۳- نتایج و بحث

همان‌طور که در شکل ۲ دیده می‌شود، گریتنینگ دوزنقه با ضخامت $T_2=46\text{nm}$ ، $l=56\text{nm}$ و down و پهنای ضلع بالا $l\text{-top}=46\text{nm}$ بر زیر لایه طلا با ضخامت $T_1=10\text{nm}$ قرار گرفته شده و ساختار با دوره $p=900\text{nm}$ تکرار می‌شود. به منظور بررسی پاسخ نوری ساختار، طیف خاموشی ناشی از تابش نور فرودی در ناحیه فروسرخ نزدیک به دست آمده است. در شکل ۲-الف خاموشی ساختار بر حسب طول موج رسم شده است.



شکل ۲: الف. نمودار خاموشی سیستم بر حسب طول موج ب. نمودار خاموشی سیستم در پیک تشدید پلاسمون سطحی ج. نمودار دوبعدی شدت میدان مغناطیسی در بیشینه مقدار خاموشی.

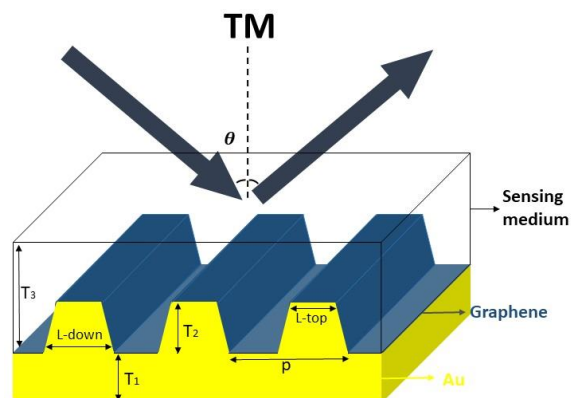
همان‌طور که دیده می‌شود، طیف خاموشی در طول موج 1203nm به بیشترین مقدار 14% رسیده و نمایی نزدیک از این نمودار در شکل ۲-ب رسم شده است. سپس، شدت میدان مغناطیسی در بیشینه مقدار خاموشی رسم شد (شکل ۲-ج).

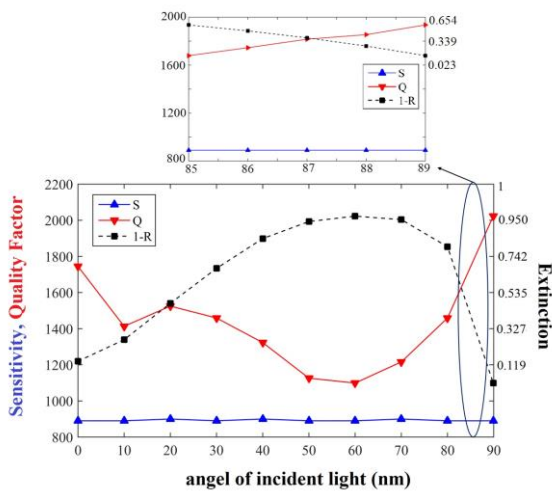
پس از اطمینان از به دست آمدن پلاسمون‌های سطحی، به بررسی حساسیت و کیفیت حسگر پرداخته و عملکرد حسگر با پارامترهای حساسیت S و کیفیت Q بررسی می‌شود. همان‌طور که

در نصف پهنای طول موج بیشینه FWHM کلید اصلی عملکرد بالا و حساسیت مثال زدنی حسگر است که هرچه این مقدار کوچکتر باشد، پیک پلاسمون ایجاد شده تیزتر بوده و به عبارتی پلاسمون سطحی ایجاد شده، جایگزیده تر و قوی تر است. همچنین، پیک های تیز در آزمایشگاه قابل تشخیص تر از پیک های پهن و در هم فرو رفته هستند. برای بررسی از دید دنیای ریاضی نیز با استفاده از فرمول کیفیت حسگر $Q = \frac{S}{FWHM}$ دیده می‌شود که FWHM کوچکتر باعث بالا رفتن Q یا به عبارتی کیفیت حسگر است.

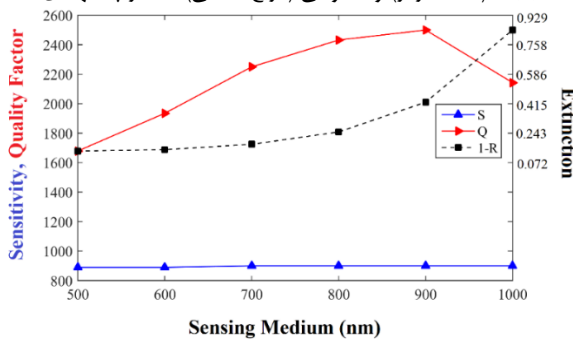
۳-۲- ساختار

در این مقاله، گرافن بر ساختاری با گریتنینگ دوزنقه طلا به منظور اهدافی همانند سنجش ملکول‌های زیستی پیشنهاد شده است. هندسه گریتنینگ به صورت دوزنقه در نظر گرفته شده که بتوان با تغییر ابعاد، هندسه‌های متفاوتی برای گریتنینگ از مثلث تا مربع را بررسی و مقایسه کرد. همان‌طور که در شکل ۱ دیده می‌شود، گریتنینگ دوزنقه طلا با ضخامت a ، ضلع بزرگ b و ضلع کوچک c بر زیر لایه از جنس طلا با ضخامت h قرار گرفته شده و یک لایه گرافن با ضخامت 0.34nm بر آن قرار داده شده است. در مجاورت گرافن یک لایه حساس (sensing medium)، بر کل ساختار پوشانده شده و مقدار حساسیت پلاسمون‌های سطحی نسبت به ضریب شکست این لایه مورد بررسی قرار گرفته است. ضریب شکست برای لایه حساس $1/333$ مطابق با آب دی‌یونیزه در نظر گرفته شد. ساختار با دوره p تکرار می‌شود. موج الکترومغناطیسی تحت با قطبش TM (مدهای TE پلاسمون‌های سطحی را برای این ساختار تشکیل نمی‌دهند) تحت زاویه تابش صفر درجه به ساختار تابیده شده است.

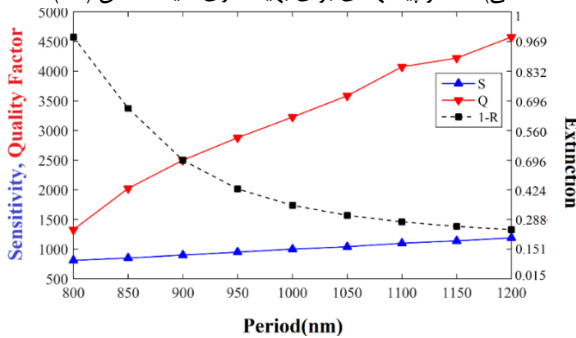




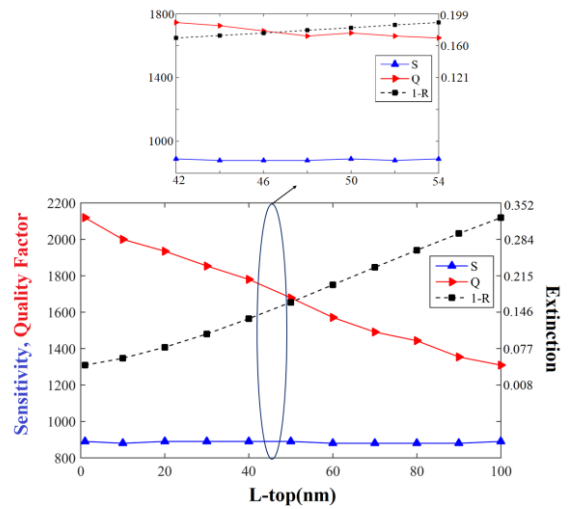
شکل ۷: بهینه‌سازی زاویه نور فرودی دوزنقه و محاسبه حساسیت (مثلث آبی) و کیفیت (مثلث قرمز) و خاموشی (مربع مشکی) حسگر پیشنهادی.



شکل ۸: محاسبه حساسیت (مثلث آبی) و کیفیت (مثلث قرمز) و خاموشی (مربع مشکی) حسگر پیشنهادی برای بهینه‌سازی لایه حساس (T_3).

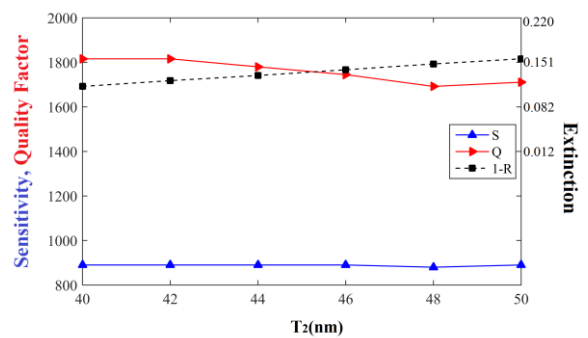


شکل ۹: محاسبه حساسیت (مثلث آبی) و کیفیت (مثلث قرمز) و خاموشی (مربع مشکی) حسگر پیشنهادی برای بهینه‌سازی دوره (P).

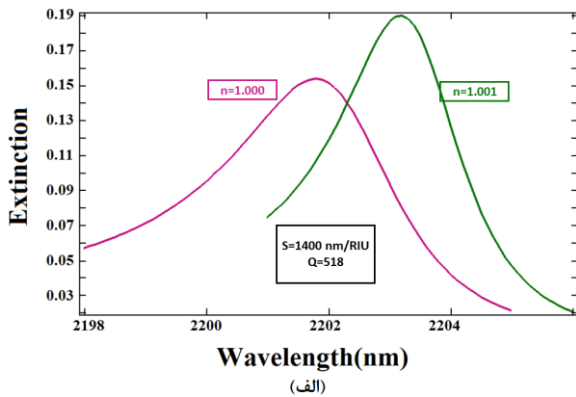


شکل ۵: بهینه‌سازی ضلع بالای دوزنقه و محاسبه حساسیت (مثلث آبی) و کیفیت (مثلث قرمز) و خاموشی (مربع مشکی) حسگر پیشنهادی.

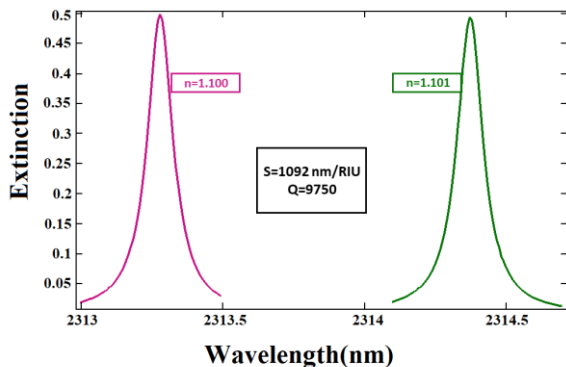
پس از بررسی ضلع بالا و پایین دوزنقه، به بررسی ضخامت گریتینگ، زاویه نور فرودی، ضخامت لایه حساس و دوره ساختار پرداخته شد و مقدار بهینه برای این پارامترها به ترتیب 46nm ، 90° ، 110nm به دست آمد (شکل‌های ۶ الی ۹). در انتها به بهینه‌سازی آخرین پارامتر زیر لایه حسگر پرداخته از 1nm تا 10nm را با تغییرات 1nm بررسی کرده و بهترین مقدار 1nm با حساسیت $1084\text{nm}/\text{RIU}$ و کیفیت 7970 به دست آمد (شکل ۱۰).



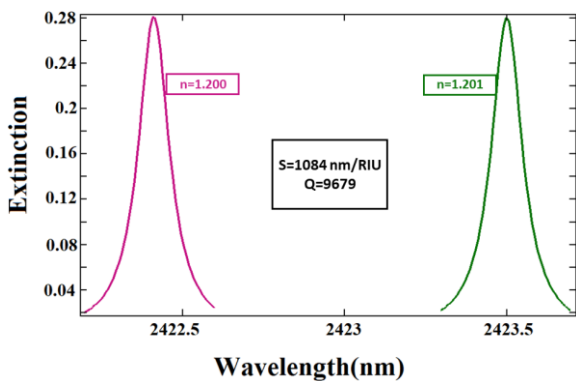
شکل ۶: بهینه‌سازی ضخامت گریتینگ دوزنقه و محاسبه حساسیت (مثلث آبی) و کیفیت (مثلث قرمز) و خاموشی (مربع مشکی) حسگر پیشنهادی.



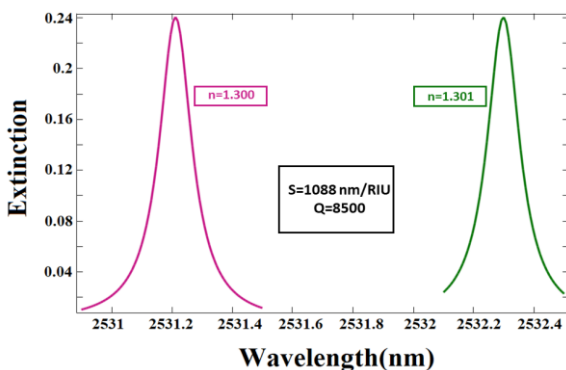
(الف)



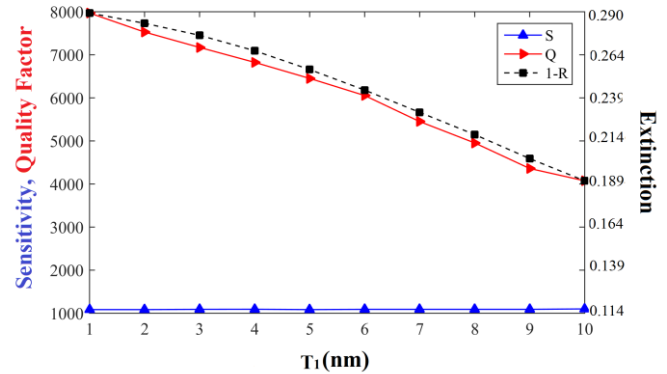
(ب)



(ج)



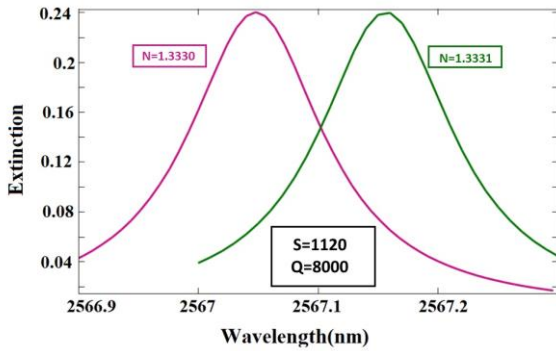
(د)



شکل ۱۰: بهینه‌سازی زیرلایه (T_1) و محاسبه حساسیت (مثلث آبی) و کیفیت (مثلث قرمز) و خاموشی (مربع مشکی) حسگر پیشنهادی.

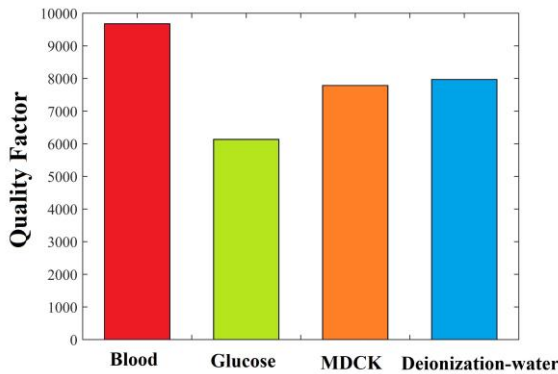
۲-۳- بررسی کیفیت و حساسیت حسگر

اکنون به بررسی کیفیت و حساسیت حسگر در گستره ضریب شکستی $1/1000$ الی $1/600$ با تغییرات ضریب شکست 0.001 پرداخته شده است. همان‌طور که از شکل ۱۱ الف تا ۱۱ ز دیده می‌شود، به رسم خاموشی سیستم با تغییرات ضریب شکست 0.001 لایه حساس، حساسیت و کیفیت حسگر پیشنهادی پرداخته است. (۱۱ الف) ضریب شکست $n=1$ با حساسیت 1400 nm/RIU و کیفیت ۵۱۸ (۱۱ ب). ضریب شکست $n=1/1$ با حساسیت 1092 nm/RIU و کیفیت ۹۷۵۰ (۱۱ ج). ضریب شکست $n=1/2$ با حساسیت 1084 nm/RIU و کیفیت ۹۶۷۹ (۱۱ د). ضریب شکست $n=1/3$ با حساسیت 1088 nm/RIU و کیفیت ۸۵۰۰ (۱۱ ه). ضریب شکست $n=1/4$ با حساسیت 1084 nm/RIU و کیفیت ۷۱۳۱ (۱۱ و). ضریب شکست $n=1/5$ با حساسیت 1080 nm/RIU و کیفیت ۶۱۳۶ (۱۱ ز). ضریب شکست $n=1/6$ با حساسیت 1078 nm/RIU و کیفیت ۵۱۸۳ پرداخته شده است. در نهایت حساسیت حسگر دوزنقه نیز به ازای ضریب شکست آب دیونیزه شده با ضریب شکست $1/3330$ در شکل ۱۲ نشان داده شده است.



شکل ۱۲: خاموشی سیستم با تغییرات ضریب شکست 0.0001 و محاسبه حساسیت و کیفیت حسگر پیشنهادی در ضریب شکست $n=1/333$ که به ترتیب مقادیرهای 1084 nm/RIU و کیفیت 7131 به دست آمد.

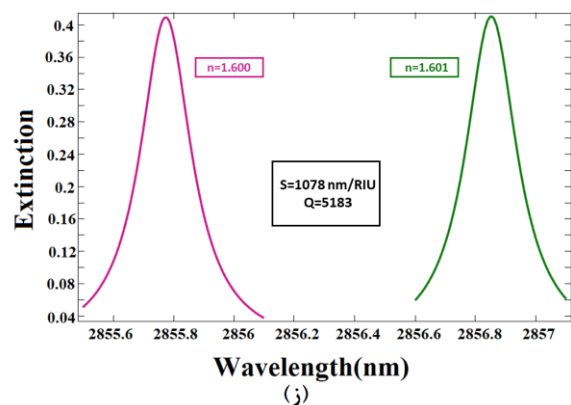
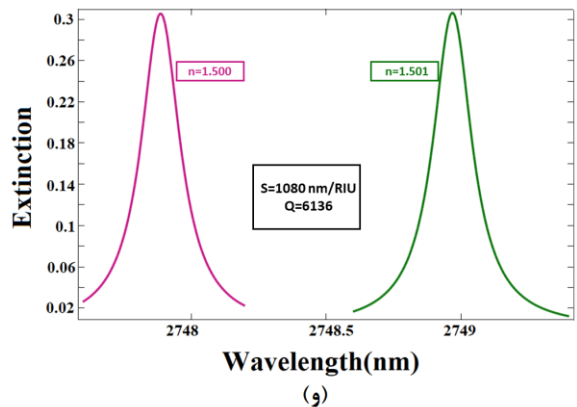
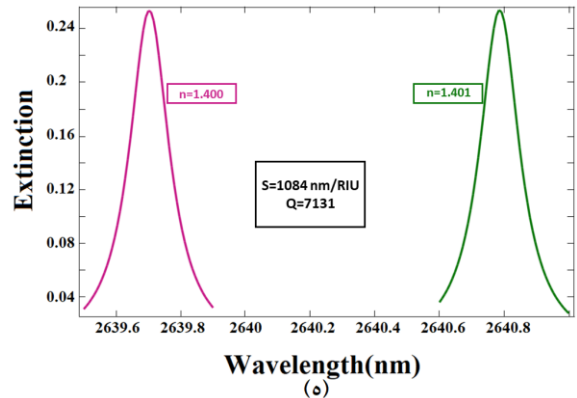
یکی از مزیت‌های بسیار عالی در ساختارهای پیشنهاد شده کاربرد این حسگرها در گستره وسیعی از مواد است. در صورتی که در مقالات متفاوت مشابه، تک ماده بودن و اختصاصی بودن حسگر شبیه سازی شده امری عادی است. همان طور که در شکل ۱۳ دیده می شود، خون با ضریب شکست $1/2$ [۲۹] و کیفیت 9678 ، گلوکز با ضریب شکست $1/5$ [۳۰] و کیفیت 6136 ، بیوملکول MDCK با ضریب شکست $1/36$ [۳۱] و کیفیت 7786 و در نهایت آب دیونیزه شده با ضریب شکست $1/333$ [۳۲] و کیفیت 7970 باهم مقایسه شده اند.



شکل ۱۳: مقایسه قابلیت حسگر پیشنهادی در سنجش مواد متفاوت مانند خون، گلوکز، MDCK و آب دیونیزه شده.

۴- نتیجه گیری

در این پژوهش، ساختاری متشکل از گریتینگ گرافن-طلا، در ناحیه فروسرخ نزدیک تشکیل داده شده و برای سنجش مواد با بازه ضریب شکستی $1/1000$ تا $1/600$ پیشنهاد داده شده است. اثرات پارامترهای ساختاری مانند تاثیر هندسه گریتینگ و



شکل ۱۴: محاسبه حساسیت و کیفیت ساختار پیشنهادی به ازای ضریب شکست‌های $1/1000$ تا $1/600$.

با مقایسه این نتایج با روش‌های متفاوت شناسایی بر مبنای تشدید پلاسمون‌های سطحی، همانند استفاده از فیبر نوری که قادر به سنجش ضریب شکست تا دقت $\Delta n = 0/01$ [۲۶]، استفاده از گریتینگ طلا و MOS_2 که حساسیت را تا دقت $\Delta n = 0/001$ بالا برده است [۲۷]. همچنین، استفاده از متا مواد جدید که دقت را تا $\Delta n = 0/001$ به دست می دهند [۲۸]. مشاهده می کنیم ساختار پیشنهادی ما توانایی سنجش تا دقت‌های کمتر از 0.001 را دارا است. برای این منظور با بررسی آب دیونیزه امکان دقت 0.0001 نیز به دست می آید.

using a SPR-based fiber optic sensor. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 242, 912-920, 2017.

[5] Cho, N. H., Shaw, J. E., Karuranga, S., Huang, Y., da Rocha Fernandes, J. D., Ohlrogge, A. W., & Malanda, B. IDF Diabetes Atlas: Global estimates of diabetes prevalence for 2017 and projections for 2045. *Diabetes research and clinical practice*, 138, 271-281, 2018.

[6] Fleming, W. J., Howarth, D. S., & Eddy, D. S. Sensor for on-vehicle detection of engine exhaust gas composition. *SAE Transactions*, 1969-1984, 1973.

[7] Wolfbeis, O. S. Fiber-optic chemical sensors and biosensors. *Analytical chemistry*, 80(12), 4269-4283, 2008.

[8] Brecht, A., & Gauglitz, G. Optical probes and transducers. *Biosensors and Bioelectronics*, 10(9-10), 923-936, 1995.

[9] Gauglitz, G. Opto-chemical and opto-immuno sensors. *Sensors update*, 1(1), 1-48, 1996.

[10] Homola, J., Yee, S. S., & Gauglitz, G. Surface plasmon resonance sensors. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 54(1-2), 3-15, 1999.

[11] Luo, X., et al., Plasmons in graphene: recent progress and applications. 74(11): p. 351-376, 2013.

[12] Bruna, M., & Borini, S. Optical constants of graphene layers in the visible range. *Applied Physics Letters*, 94(3), 031901, 2009.

[13] Chang, H., & Wu, H. Graphene-based nanomaterials: Synthesis, properties, and optical and optoelectronic applications. *Advanced Functional Materials*, 23(16), 1984-1997, 2013.

ویژگی‌های نور فرودی بر حساسیت و کیفیت حسگر پیشنهادی مورد محاسبه قرار گرفته شد. برای این منظور، تاثیر گریتینگ‌های مثلث، مستطیل و ذوزنقه بر کیفیت حسگر بررسی شده و با توجه به بهینه سازی‌ها، بهترین هندسه ذوزنقه در نظر گرفته شد. همچنین، امکان سنجش برخی از آلاینده‌های گازی و زیست‌مولکول‌ها با ظرفیت شناسایی با این حسگر مانند آب با کیفیت ۷۹۷۰، گلوکز با کیفیت ۶۱۳۶ و خون با کیفیت ۹۶۷۸ و تغییرات ضریب شکست ۰/۰۰۱ بررسی شد. حساسیت و کیفیت گستره ضریب شکستی ۱/۰۰۰ تا ۱/۶۰۰ مورد بررسی قرار گرفته و بهترین کیفیت و حساسیت به ترتیب ۹۷۵۰ و ۱۰۹۲ nm/RIU برای ضریب شکست ۱/۱۰۰ به دست آمد.

مراجع

[1] Minamiki, T., Minami, T., Kurita, R., Niwa, O., Wakida, S. I., Fukuda, K., ... & Tokito, S. Accurate and reproducible detection of proteins in water using an extended-gate type organic transistor biosensor. *Applied Physics Letters*, 104(24), 243703, 2014.

[2] Matsui, J., Akamatsu, K., Hara, N., Miyoshi, D., Nawafune, H., Tamaki, K., & Sugimoto, N. SPR sensor chip for detection of small molecules using molecularly imprinted polymer with embedded gold nanoparticles. *Analytical Chemistry*, 77(13), 4282-4285, 2005.

[3] Liang, W., Huang, Y., Xu, Y., Lee, R. K., & Yariv, A. Highly sensitive fiber Bragg grating refractive index sensors. *Applied physics letters*, 86(15), 151122, 2005.

[4] Velázquez-González, J. S., Monzón-Hernández, D., Moreno-Hernández, D., Martínez-Piñón, F., & Hernández-Romano, I. Simultaneous measurement of refractive index and temperature

- [22] Li, W., Geng, X., Guo, Y., Rong, J., Gong, Y., Wu, L. & Sun, M. Reduced graphene oxide electrically contacted graphene sensor for highly sensitive nitric oxide detection. *ACS nano*, 5(9), 6955-6961, 2011.
- [23] Kulkarni, G.S., Reddy, K., Zhong, Z., & Fan, X. Graphene nanoelectronic heterodyne sensor for rapid and sensitive vapour detection. *Nature communications*, 5, 4376, 2014.
- [24] Fei, Z., Rodin, A. S., Andreev, G.O., Bao, W., McLeod, A. S., Wagner, M., ... & Fogler, M. M. Gate-tuning of graphene plasmons revealed by infrared nano-imaging. *Nature*, 487(7405), 82, 2012.
- [25] Kretschmann, E. Die bestimmung optischer konstanten von metallen durch anregung von oberflächenplasmaschwingungen. *Zeitschrift für Physik A Hadrons and nuclei*, 241(4), 313-324, 1971.
- [26] Chen, Y., Li, X., Zhou, H., Xie, Q., Hong, X., & Geng, Y. Effects of incident light modes and non-uniform sensing layers on fiber-optic sensors based on surface plasmon resonance. *Plasmonics*, 12(3), 707-715, 2017.
- [27] Diaz-Valencia, B.F., Mejía-Salazar, J. R., Oliveira Jr, O. N., Porrás-Montenegro, N., & Albella, P. Enhanced transverse magneto-optical Kerr effect in magnetoplasmonic crystals for the design of highly sensitive plasmonic (bio) sensing platforms. *ACS omega*, 2(11), 7682-7685, 2017.
- [28] Li, R., Wu, D., Liu, Y., Yu, L., Yu, Z., & Ye, H. Infrared plasmonic refractive index sensor with ultra-high figure of merit based on the optimized all-metal grating. *Nanoscale research letters*, 12(1), 1, 2017.
- [14] Chen, J., Badioli, M., Alonso-González, P., Thongrattanasiri, S., Huth, F., Osmond, J & Elorza, A.Z. Optical nano-imaging of gate-tunable graphene plasmons. *Nature*, 487(7405), 77, 2012.
- [15] Garg, R., Elmas, S., Nann, T., & Andersson, M. R. Deposition methods of graphene as electrode material for organic solar cells. *Advanced Energy Materials*, 7(10), 1601393, 2017.
- [16] Bolotin, K. I., Sikes, K.J., Jiang, Z., Klima, M., Fudenberg, G., Hone, J & Stormer, H.L. Ultrahigh electron mobility in suspended graphene. *Solid State Communications*, 146(9-10), 351-355, 2008.
- [17] Falkovsky, L.A. Optical properties of graphene. In *Journal of Physics: Conference Series* (Vol. 129, No. 1, p. 012004). IOP Publishing, 2008.
- [18] Neto, A.C., Guinea, F., Peres, N. M., Novoselov, K.S., & Geim, A. K. The electronic properties of graphene. *Reviews of modern physics*, 81(1), 109, 2009.
- [19] Chen, Y., Dong, J., Liu, T., Zhu, Q., & Chen, W. Refractive index sensing performance analysis of photonic crystal containing graphene based on optical Tamm state. *Modern Physics Letters B*, 30(04), 1650030, 2016.
- [20] Yoon, H. J., Yang, J.H., Zhou, Z., Yang, S.S., & Cheng, M. M. C. Carbon dioxide gas sensor using a graphene sheet. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 157(1), 310-313, 2011.
- [21] Wu, L., Chu, H. S., Koh, W.S., & Li, E.P. Highly sensitive graphene biosensors based on surface plasmon resonance. *Optics express*, 18(14), 14395-14400, 2010.

[29] Rowe, D. J., Smith, D., & Wilkinson, J. S. Complex refractive index spectra of whole blood and aqueous solutions of anticoagulants, analgesics and buffers in the mid-infrared. *Scientific reports*, 7(1), 7356, 2017.

[30] Lirtsman, V., Golosovsky, M., & Davidov, D. Infrared surface plasmon resonance technique for biological studies. *Journal of Applied Physics*, 103(1), 014702, 2008.

[31] Yashunsky, V., Lirtsman, V., Golosovsky, M., Davidov, D., & Aroeti, B. Real-time monitoring of epithelial cell-cell and cell-substrate interactions by infrared surface plasmon spectroscopy. *Biophysical journal*, 99(12), 4028-4036, 2010.

[32] Hale, G.M., & Querry, M.R. Optical constants of water in the 200-nm to 200- μm wavelength region. *Applied optics*, 12(3), 555-563, 1973.



Designing a Biosensor Based on Surface Plasmons Generated in Graphene Gold Grating and Study the Grating Geometry Effects on Sensitivity

Z.sadeghi, H.shirkani*

Department of physics, Faculty of science, Persian Gulf University, Bushehr

Abstract: Due to the emergency need in early diagnosis of illnesses, the need for high performance biosensors is one of the researchers' goals. In this paper, a structure consisting of graphene-gold grating, which formed strong plasmons in the near infrared region, was proposed to detect the refractive indexes' changes (and consequently the concentration) biomolecule and, in general, all materials with a refractive index of 1.000-1.600. Sensitivity and quality factor of the proposed sensor have been calculated and the effects of structural parameters and incident light characteristics on these factors have been considered. The best result has been obtained for materials with 1.100 refractive index with 9750 quality factor. Also, the possibility of detection for some biological molecules with this sensor, such as water, glucose, MDCK and blood, with a refractive index variation of 1.000 to 1.600 has been investigated which the quality factors for these molecules have been achieved upper than 6000.

Keywords: Biosensor, Optical Sensor, Surface plasmon, Graphene