

حسگر زیستی پلاسمونی با استفاده از نانو میله های طلا بر پایه ی گرافن

سیده محدثه درواری^۱ مهدی خطیر^۲

۱-دانش آموخته کارشناسی ارشد- گروه الکترونیک و مخابرات، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

mdarvari@ymail.com

۲- استادیار- گروه الکترونیک و مخابرات، واحد علوم و تحقیقات، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

m-khatir@srbiau.ac.ir

چکیده: در این مقاله، یک حسگر ضریب شکست (RI) مادون قرمز پلاسمونیک بر اساس ساختار فلز-عایق-فلز (MIM) با دو نانو میله طلا در لایه بالایی برای سنجش ضریب شکست آنالیت پیشنهاد شده است. مشخصه های حسگر نظیر حساسیت (S)، نصف حداکثر عرض کامل (FWHM) و معیار شایستگی (FOM) به ترتیب برابر nm/RIU $۷۳۶/۸۴۲$ و ۴۰ و $۱۸/۴۲۱$ بدست آمده اند. از آنجاکه فلزات نمیتوانند مولکول های زیستی را به صورت ایده آل جذب کنند و علاوه بر این ماهیت دو بعدی تحریکات جمعی در گرافن باعث می شود، حبس در گرافن از فلزات قوی تر باشد، یک لایه از گرافن برای افزایش حساسیت در حسگر استفاده می شود. نهایتاً حسگر نانومیله طلا با وجود لایه گرافن بین نانومیله ها و دی الکتریک بررسی شده و مشخصه های حسگر با وجود لایه گرافن با ضخامت ۲ نانومتر و پتانسیل شیمیایی ۰/۷ الکترون ولت برابر nm/RIU $۷۷۸/۵۷۱$ ، $S=۴۶$ و $FWHM=۱۶/۰۴۵$ بدست آمده اند.

واژه های کلیدی: حسگر، پلاسمونیک، گرافن، فلز-عایق-فلز، حساسیت

نوع مقاله: پژوهشی

DOI: 10.52547/jiaeee.19.3.105

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۹/۱۱/۲۵

تاریخ پذیرش مشروط مقاله: ۱۴۰۰/۲/۱۸

تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۶/۲۸

نام نویسنده مسئول: مهدی خطیر

نشانی نویسنده مسئول: ایران، تهران، بلوار شهدای حصارک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد علوم و تحقیقات، دانشکده برق و کامپیوتر

۱- مقدمه

در قرن بیست و یکم، مورد استفاده‌ترین سیستم‌های مخابراتی، شبکه‌های مخابرات نوری است. مهمترین مشخصات این شبکه‌ها سرعت و نرخ بالای داده‌های انتقالی است. در شبکه‌های نوری کوچک ساختن و تجمیع شبکه‌های نوری اهمیت به‌سزایی دارد، که متاسفانه کوچک سازی بیش از حد ابعاد شبکه، موجب بروز مشکلاتی در ساخت و عملکرد ساختار خواهد شد. برای غلبه بر این مشکلات، در شبکه‌های نوری از ساختارهای پلاسمونیک استفاده می‌شود. ساختارهای پلاسمونی شامل لایه‌های فلزی و عایق هستند که نوسانات تقویت‌شده الکترومغناطیسی در مرز عایق-فلز، با عنوان پلاسمون پلاریتون سطحی^۱ شناخته می‌شوند. تحریک پلاسمون پلاریتون سطحی، به مواد دی‌الکتریک که با سطح فلز در تماس هستند، حساس و در محدوده طول موج مادون قرمز از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است که می‌تواند برای طراحی حسگرهای زیستی مورد توجه قرار گیرد [۱-۲].

نانوساختارهای پلاسمونی با طراحی شکل و تعیین ابعاد ساختار، امکان ایجاد تشدید در طول موج‌های مختلف را دارند. علاوه بر این، طول موج تشدید نسبت به ضریب شکست محیط اطراف بسیار حساس است، که احتمال کاربردهای سنسجش، را فراهم می‌کند [۳-۴].

تا به امروز، طرح‌های سنسجش بی‌شماری مانند مرز چندمد، آینه تشدید، دندان دندانانه کردن، تشدیدکننده میکرو حلقه، موجبر و تشدید پلاسمون سطحی ایجاد شده است. با این حال، به دلیل ویژگی‌های سنسجش بدون برچسب^۲ و زمان مشخص^۳، سنسجش مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی بیشترین ارجحیت را نسبت به روش‌های دیگر دارد و بطور گسترده‌ای در تصویربرداری زیستی، نظارت بر گلوکز، تشخیص پزشکی، آزمایش غذا، اندازه‌گیری غلظت محلول و تشخیص آنتی‌بادی استفاده می‌شود [۵-۶]. انواع مختلفی از حسگرهای زیستی ضریب شکست وجود دارد که براساس سازوکارهای مختلف کار می‌کنند. همچنین تشدیدکننده‌ها بعنوان دستگاه‌هایی استفاده می‌شوند، که در آن حفره تشدید در معرض آنالیت سنسجش قرار می‌گیرد. بطوریکه خصوصیات تشدید با تغییر در غلظت آنالیت، تغییر خواهد کرد. بطور کلی، حسگرهای RI از روش‌های مختلفی از جمله روش‌های بازایی زاویه‌ای، طول موج، شدت، فاز و قطبش، برای تشخیص غلظت-شیمیایی استفاده می‌کنند [۷].

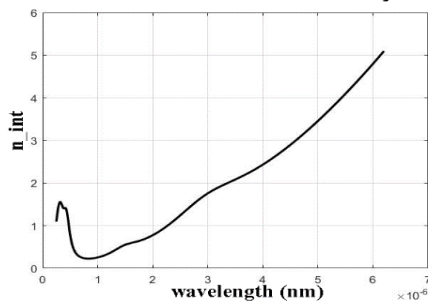
ضریب شکست یک پارامتر اساسی برای توصیف انتشار نور از طریق یک محیط است و ضریب شکست بافت‌های انسانی در کاربردهای زیست پزشکی از تشخیص تا درمان پزشکی، در شبیه‌سازی اثرات نوری بافت مورد نیاز هستند. تعیین ضریب شکست مواد زیستی برای کاربردهای زیست‌نوری از جمله لیزردرمانی، عیب‌شناسی نوری و تصویربرداری پزشکی ضروری است. علی‌رغم اهمیت زیاد این موضوع، گزارش‌های مربوط به ضریب شکست بافت‌ها اندک هستند. با این حال مطالعاتی به استفاده مستقیم ضریب شکست به عنوان نشانه‌ای برای

تمایز بین بافت‌های سالم و سرطانی سینه و پروستات انسان و مغز موش پرداخته است. در این مطالعه از ضریب شکست نمونه‌های بافت سالم و سرطانی کبد و لایه‌های متفاوت روده بزرگ که با استفاده از تکنیک اتصال منشوری در محدوده مادون قرمز گزارش شده، استفاده می‌شود [۸-۹].

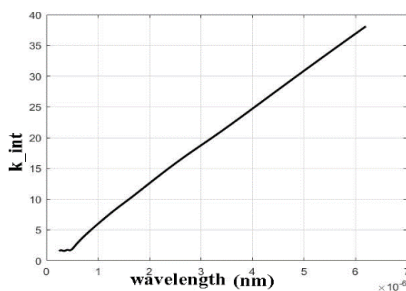
جذب نوری جاذب کامل پلاسمونی^۴ معمولاً به تلفات ذاتی ناشی از تشدید پلاسمون سطح موضعی^۵ در فراماده نسبت داده می‌شود. LSPR از نوسانات الکترونی جمعی حاصل تعامل نور با نانوذرات فلزی است. تلفات ذاتی را می‌توان بطور قابل توجهی افزایش داد و با تحریک LSPR و بهینه‌سازی ابعاد و ارائه یک ساختار مناسب به جذب کامل دست یافت [۱۰]. جاذب‌های کامل پلاسمونی متشکل از ساختار متناوب سه لایه فلز-عایق-فلز نوع جدیدی از حسگرهای تشدید-پلاسمون سطحی هستند که علاقه‌مندی زیادی را در سنسجش با کارایی بالا به خود جلب کرده‌اند. ما نیز در این مقاله، یک حسگر ضریب-شکست مادون قرمز جذب کامل پلاسمونی براساس ساختار فلز-عایق-فلز طراحی کرده‌ایم. ساختار اولیه این حسگر براساس دو نانومیله طلا، بدون در نظر گرفتن لایه گرافن، در نرم افزار کامسول شبیه‌سازی شده است. که وظیفه اصلی آن بررسی ضریب شکست مجهول در بدن است. در طراحی اولیه ساختار، آنالیت مد نظر حالت‌های مختلفی از بافت سالم و سرطانی کبد انسان است و به منظور بررسی سنسجش حسگر، آنالیت‌ها یکی پس از دیگری بر روی نانومیله‌های طلا قرار می‌گیرند و باتوجه به جابه‌جایی قله‌های جذب در هر جایگذاری، منحنی طیف جذب اندازه‌گیری می‌شود. در طراحی اولیه، مشخصه‌های حسگر نظیر حساسیت، حداکثر عرض کامل و معیار شایستگی به ترتیب برابر $736/842 \text{ nm}/\text{RIU}$ ، 40 nm و $18/421$ بدست آمده‌اند.

در سال‌های گذشته، تلاش‌های زیادی در ساخت نانوساختارهای پلاسمونیک انجام شده است. با این حال، کنترل دقیق و مورفولوژی^۶ در چنین ساختارهای نانویی همچنان به صورت یک چالش است. علاوه بر این، دلیل آبرگری ذاتی^۷ و بی‌حرکی بالا سطح^۸ فلز طلا که معمولاً مورد استفاده قرار می‌گیرد، مولکول‌های زیستی را بصورت ایده‌آل جذب نمی‌کند. یکی دیگر از نقایص فلزات هنگام استفاده در حسگر-های زیستی پلاسمونی مادون قرمز، محصورشدن میدان نسبتاً ضعیف در سطح فلز است که منجر به حساسیت محدود می‌شود. نشان داده شده است که گرافن از پلاسمون‌ها در مناطق مادون قرمز و مادون قرمز دور با سطح انرژی فرمی قابل تنظیم پشتیبانی می‌کند. بدلیل ماهیت دو بعدی تحریکات جمعی در گرافن، حبس پلاسمون‌ها در گرافن از فلزات قوی‌تر است [۱۱]. به این دلیل یک لایه گرافن برای افزایش حساسیت در حسگر استفاده می‌شود و نهایتاً حسگر با وجود لایه گرافن بین نانو میله‌ها و دی‌الکتریک بررسی می‌شود. برای بررسی سنسجش حسگر با وجود لایه گرافن، آنالیت مورد استفاده علاوه بر بافت کبد، بافت سالم و سرطانی لایه‌های مختلف روده بزرگ را شامل می‌شود. مشخصه‌های حسگر با وجود لایه گرافن با ضخامت ۲ نانومتر و

با نرم افزار Comsol MultiPhysics که معادلات دیفرانسیل را به روش اجزا محدود^{۱۲} (FEM) حل می نماید، انجام شده است. جذب کل ساختار به صورت $A = 1 - R - T$ تعریف می شود، که در آن R بازتاب و T انتقال معرفی می شوند و از آنجایی که لایه فلزی پایینی به صورت آینه کامل عمل می کند، انتقال در این حسگر صفر می باشد. شرایط مرزی متناوب در جهت X قرار می گیرد و موج مغناطیسی عرضی (TM) بر روی ساختار در جهت X وارد می شود. در مرز فلز-عایق، پلاسمون های سطح به ضریب شکست ماده دی الکتریک بسیار حساس هستند. که این خاصیت برای بهبود عملکرد حسگرهای زیستی مورد توجه قرار خواهد گرفت [۱۴].



شکل (۲): بخش حقیقی ضریب شکست طلا، بر حسب طول موج

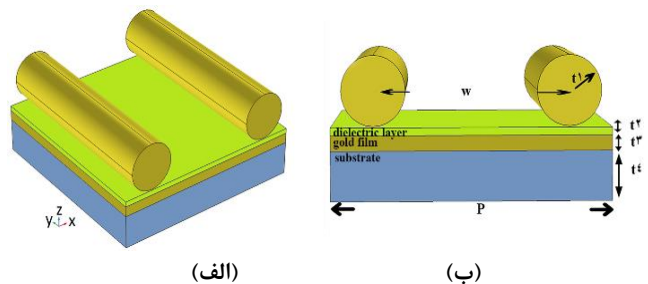


شکل (۳): بخش موهومی ضریب شکست طلا، بر حسب طول موج

پتانسیل شیمیایی ۰/۷ الکترون ولت برابر $S = 778/571 \text{ nm}/\text{RIU}$ ، $\text{FOM} = 16/0.45$ و $\text{FWHM} = 46$ بدست آمده اند. در بخش دوم این مقاله، ساختار پیشنهادی و مواد بکار رفته معرفی خواهند شد، در بخش سوم نتایج شبیه سازی و عملکرد، مورد بحث و بررسی قرار خواهند گرفت و در بخش پایانی نیز نتیجه گیری خواهد شد.

۲- معرفی ساختار پیشنهادی

شمای کلی سلول واحد جاذب کامل پلاسمونی حسگر پیشنهادی در شکل (۱)، نشان داده شده است. که یک ساختار فلز-عایق-فلز است، بطوریکه یک لایه دی الکتریک بین دو لایه فلز قرار می گیرد. لایه فلزی فوقانی شامل دو نانومیله طلا است که با الگوی یک فراماده مطابقت دارد و لایه فلزی پایینی یک ورق پیوسته با ضخامت بالاتر از عمق نفوذ موج های تحریک شده است و بصورت یک آینه کامل عمل می کند [۱۲]. در حسگر نانو میله های طلا، شرایط برانگیختگی تشدید پلاسمون سطحی در مرز نانومیله ها و دی الکتریک فراهم است. از طرفی با تغییر ضریب شکست اطراف نانومیله ها، جابجایی طول موج اتفاق می افتد و از این طریق می توان تغییرات ضریب شکست را آشکار کرد. سنسج این حسگر بر اساس طول موجی است که جذب بیشینه در آن اتفاق می افتد.



شکل (۱): (الف) شماتیک ساختار سه بعدی و (ب) ساختار دوبعدی پیشنهادی سلول واحد حسگر زیستی ضریب شکست

۳- نتایج و بحث

۳-۱- ساختار پیشنهادی بدون لایه ی گرافن

ابعاد مربوط به ساختار پیشنهادی شکل (۱)، به ازای جذب کامل در محدوده مادون قرمز طراحی و در جدول (۱)، ارائه و معرفی شده است.

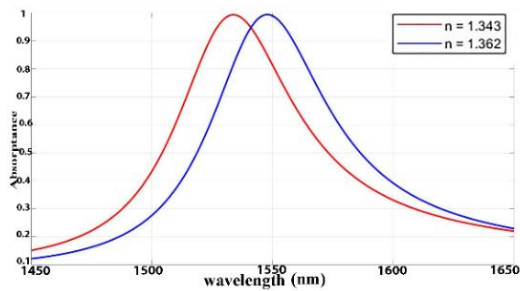
جدول (۱): پارامترهای مربوط به شبیه سازی

متغیر	مقدار	پارامتر
p	850[nm]	دوره تناوب
t_1	97[nm]	شعاع نانو میله طلا
t_2	27[nm]	ضخامت دی الکتریک
t_3	53[nm]	ضخامت نانو فیلم طلا
t_4	173[nm]	ضخامت بستر
w	295[nm]	فاصله شعاع دو نانو میله
n_{sample}	۱/۳۶۲	ضریب شکست نمونه
n_{NaF}	۱/۳	ضریب شکست دی الکتریک
n_{MgF_2}	۱/۴	ضریب شکست بستر

با توجه به اینکه در این ساختار از فلز طلا استفاده شده، برای تعریف ضریب شکست آن از مدل درود- لورنس^۹ استفاده می شود، که گذردهی الکتریکی آن مطابق زیر خواهد بود [۱۳]:

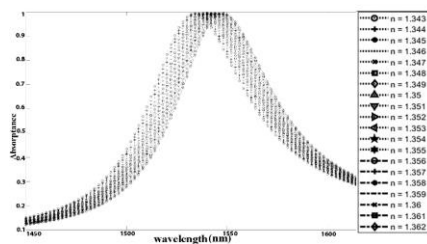
$$\epsilon_{Au} = \epsilon_{\infty} - \frac{\omega_p^2}{\omega^2 + j\Gamma\omega - \omega_j^2} \quad (1)$$

که در آن ϵ_{∞} ثابت دی الکتریک در فرکانس بی نهایت، ω_p فرکانس پلاسم، ω فرکانس تشدید و Γ ثابت میرایی هستند. در شکل های (۲) و (۳)، بخش های حقیقی و موهومی ضریب شکست طلا بر حسب طول موج نشان داده شده اند. نانومیله ها و لایه طلای زیرین بوسیله سدیم فلورید^{۱۱} با ضریب شکست $n = 1.3$ ، از یکدیگر جدا شده اند و در نهایت کل ساختار روی بستری از جنس منیزیم فلورید^{۱۱} با ضریب شکست $n = 1.4$ قرار گرفته است. حالت اولیه ساختار، بدون در نظر گرفتن لایه گرافن طراحی شده است. مدل سازی و تجزیه و تحلیل عددی

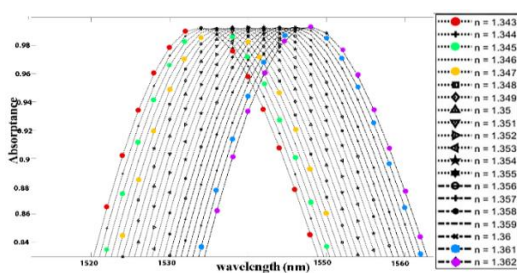


شکل (۴): جابجایی قله جذب از $1548 [nm]$ به $1535 [nm]$ با تغییر ضریب شکست آنالیت از $n_N = 1/362$ به $n_{MET} = 1/343$

برای تشریح سازوکار فیزیکی پیشینه‌ی جذب، توزیع میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی در اوج تشدید برای بافت سالم کبد محاسبه و در شکل (۶)، نشان داده شده‌اند و همانطور که در شکل مشاهده می‌شود میدان الکتریکی بطور غالب در مرز نانو میله‌ها و دی‌الکتریک است. طبق نتایج بدست‌آمده از شکل (۵)، جابجایی طول موج تشدید با افزایش ضریب شکست آنالیت در شکل (۷)، نشان داده شده است که شیب این نمودار مقدار حساسیت $(S = \Delta\lambda / \Delta n)$ حسگر را مشخص می‌کند. تحت این شرایط، $S = 736/842 \text{ nm} / RIU$ برابر حساسیت حسگر، نصف‌حداکثر عرض کامل برابر $FWHM = 40$ و حداکثر معیار شایستگی $FOM = S / FWHM$ برابر $18/421$ FOM بدست می‌آیند.



(الف)



(ب)

شکل (۵): (الف) طیف جذب ساختار پلاسمونی در تابش عمود در حضور آنالیت از ضریب شکست $n_{MET} = 1/343$ تا $n_N = 1/362$ (ب) بزرگنمایی حالت (الف) در پیک تشدید. نمودار قرمز مربوط به بافت سرطان بدخیم، نمودار سبز قسمت سالم از تومور اولیه، نمودار زرد تومور اولیه سرطان، نمودار آبی قسمت سالم از بافت سرطان بدخیم و نمودار بنفش مربوط به بافت سالم کبد می‌باشد

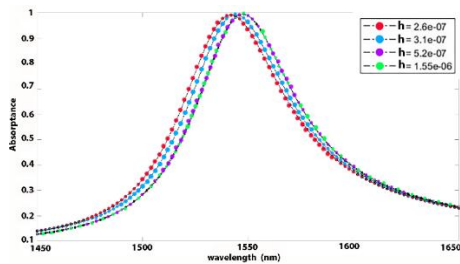
حساسیت ساختار حسگر در گستره طول موج 1450 تا 1650 نانومتر به ازای ضریب شکست $1/343$ تا $1/362$ که مربوط به حالت‌های مختلف بافت کبد انسان است، محاسبه می‌شود. در جدول (۲)، ضریب شکست بافت کبدی و لایه‌های مختلف روده بزرگ در حالت سالم و سرطانی در طول موج 1550 نانومتر ارائه شده است [۸-۹] که مبنای انتخاب آنالیت در این شبیه‌سازی بوده است.

جدول (۲): ضریب شکست بافت کبد و روده بزرگ در حالت‌های مختلف در طول موج 1550 نانومتر [۸، ۹]

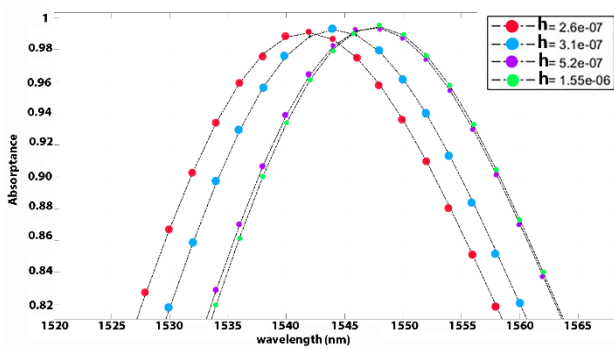
وضعیت بافت	ضریب شکست
کبد سالم ^{۱۳}	۱/۳۶۲
بافت سرطان بدخیم ^{۱۴}	۱/۳۴۳
قسمت سالم از بافت سرطان بدخیم ^{۱۵}	۱/۳۶۱
تومور اولیه سرطان بافت کبد ^{۱۶}	۱/۳۴۷
قسمت سالم از تومور اولیه سلول کبدی ^{۱۷}	۱/۳۴۵
غشا مخاطی ^{۱۸} سالم روده بزرگ	۱/۳۲۶
غشا مخاطی سرطانی روده بزرگ	۱/۳۳۷
غشا زیر مخاطی ^{۱۹} سالم روده بزرگ	۱/۳۲۱
غشا زیر مخاطی سرطانی روده بزرگ	۱/۳۴۱
غشا سروزی ^{۲۰} سالم روده بزرگ	۱/۳۳۵
غشا سروزی سرطانی روده بزرگ	۱/۳۲۰

بمنظور بررسی سنجش حسگر، آنالیت‌ها یکی پس از دیگری بر روی حسگر قرار می‌گیرند، در این صورت با تغییر ضریب شکست اطراف نانومیله، جابجایی طول موج اتفاق می‌افتد. شکل (۴) طول موج جذب پیشینه و مقدار جذب را برای دو حالت مختلف و برای ساختار پیشنهادی شکل (۱)، با وجود آنالیت از بافت سالم کبد انسان با ضریب شکست $n_N = 1/362$ (نمودار آبی) و بافت سرطانی کبد با ضریب شکست $n_{MET} = 1/343$ (نمودار قرمز) در بالای ساختار، نشان می‌دهد که حاکی از جابجایی قله‌ی جذب از $1548 [nm]$ به $1535 [nm]$ است. در ادامه با تغییر ضریب شکست محیط اطراف نانومیله از $1/343$ تا $1/362$ با گام $0/001$ منحنی جذب برای انواع آنالیت و ضریب شکست‌های مرتبط با بافت کبدی در جدول (۲)، بدست می‌آید که در شکل (۵-الف) جابجایی طول موج قله‌های جذب به نمایش درآمده است. در شکل (۵-ب) بزرگنمایی شکل (۵-الف) به نمایش درآمده است. عدم وضوح در شکل (۵-الف) بدلیل نزدیکی تغییرات ضریب شکست‌های مورد بررسی و نزدیکی جابجایی طول موج‌های قله جذب است.

بصورت جداگانه، با تغییر آنالیت روی نانو میله (تغییر ضریب شکست از $1/343$ تا $1/362$ با گام 0.001) منحنی جذب برای انواع آنالیت‌ها بدست می‌آید که در جدول (۳) نتایج شبیه‌سازی بیان شده‌است. طبق این نتایج در ارتفاع 260nm ، ساختار حساسیت RIU/nm $578/947$ را خواهد داشت و با افزایش ارتفاع به 310nm حساسیت نیز به مقدار RIU/nm $631/578$ افزایش می‌یابد و در ارتفاع 520nm ، جابجایی طول‌موج پیک تشدید و افزایش حساسیت به RIU/nm $736/842$ اتفاق می‌افتد. نشان داده شده است که در ارتفاع آنالیت، 1550nm تغییرات چندانی در مقادیر پارامترها نسبت به ارتفاع آنالیت 520 نانومتری نخواهیم داشت و لذا می‌توان با ضخامت کمتری از آنالیت، حساسیت قابل قبولی بدست آورد.



(الف)



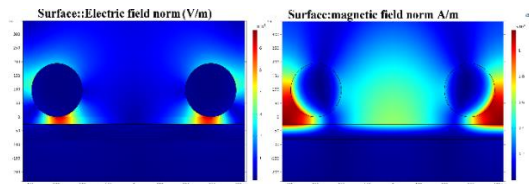
(ب)

شکل (۸): تغییرات پیک تشدید در ارتفاع های مختلف

آنالیت (ب) بزرگنمایی قسمت (الف) در پیک تشدید

جدول (۳): تاثیر تغییرات ارتفاع آنالیت بر حساسیت، نصف حداکثر عرض کامل و معیار شایستگی

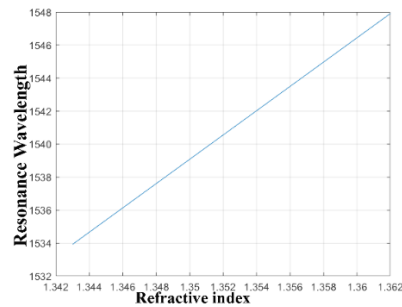
ضخامت آنالیت	اولین پیک تشدید	آخرین پیک تشدید	حساسیت RIU/nm	FWHM	FOM
260 nm	1531 nm	1542 nm	$578/947$	42 nm	$13/78$
310 nm	1532 nm	1544 nm	$631/578$	41 nm	$15/40$
520 nm	1534 nm	1548 nm	$736/842$	40 nm	$18/42$
1550 nm	1534 nm	1548 nm	$736/842$	40 nm	$18/42$



(الف)

(ب)

شکل (۶): (الف) توزیع میدان الکتریکی. (ب) توزیع میدان مغناطیسی برای بافت کبد سالم با ضریب شکست $1/362$ در طول موج 1548 نانومتر، برای تشریح ساز و کار فیزیکی بیشینه جذب



شکل (۷): نمودار جابه‌جایی پیک تشدید طول‌موج با تغییر ضریب

شکست از $n_{MET} = 1/343$ تا $n_N = 1/362$

۲-۳- تاثیر ضخامت آنالیت بر حساسیت

نمونه بافت‌های کبدی بلافاصله پس از جراحی، بر روی یخ در محلول-رینگر نگهداری شده و برش‌هایی با سطح معمولی $5 \times 5\text{mm}$ به ضخامت 2mm تحت دستگاه استریوسکوپ به صورت دستی تشریح می‌شود. اندازه گیری‌های خارج از بدن تقریباً 10 دقیقه به طول می‌انجامد و در یک بازه زمانی بیشتر از 2 ساعت پس از برداشتن جراحی از هر نمونه به نتیجه خواهد رسید [۸]. با این حال و به منظور بررسی وابستگی حساسیت حسگر به ارتفاع آنالیت، با فرض وقوع خطا در هنگام قراردادن بافت بر روی سطح حسگر، چند ارتفاع مختلف برای آنالیت در نظر گرفته و حساسیت بر حسب تغییرات ضریب شکست برای آنها محاسبه شده‌است.

در شکل (۸-الف)، تغییرات پیک تشدید به‌ازای ارتفاع‌های مختلف آنالیت (بافت سالم کبد) نشان داده شده است که در آن چهار ارتفاع 260nm (نمودار قرمز)، 310nm (نمودار آبی)، 520nm (نمودار بنفش) و 1550nm (نمودار سبز) مورد بررسی قرار گرفته‌اند. نمودارها نشان می‌دهند که با افزایش ارتفاع آنالیت جابه‌جایی طول‌موج قله جذب رخ می‌دهد، اما رفته‌رفته این جابه‌جایی‌ها کم شده تا حدی که افزایش ارتفاع تاثیری روی جابجایی طول‌موج قله‌جذب نخواهد داشت و این پارامتر بعد از ارتفاع 520 نانومتری آنالیت تقریباً ثابت می‌ماند، در شکل (۸-ب) بزرگنمایی شکل (الف) آورده شده تا با وضوح بیشتری جابجایی طول‌موج قابل رویت باشد. حال با فرض ثابت بودن همه پارامترهای فیزیکی حسگر، به بررسی تاثیر تغییر ارتفاع آنالیت در سنجش حسگر می‌پردازیم. بدین منظور برای هر یک از این 4 ارتفاع

$$n = \text{real}\left\{\sqrt{\varepsilon_g}\right\} \quad (2)$$

$$k = \text{image}\left\{\sqrt{\varepsilon_g}\right\} \quad (3)$$

و ضریب گذردهی گرافن می تواند از معادله (۴) بدست می آید.

$$\varepsilon_g = \varepsilon' + i\varepsilon'' = 1 + \frac{i\sigma_g \eta}{k \Delta} \quad (4)$$

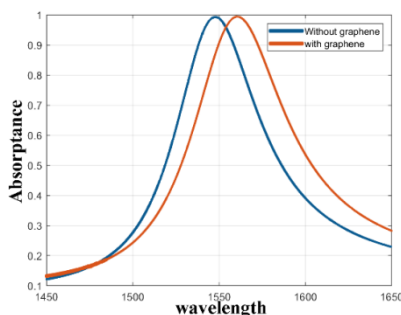
که در آن σ_g ضریب هدایت گرافن و η امپدانس ذاتی خلا و Δ ضخامت گرافن k عدد موج می باشد [11]. و در نهایت معادله هدایت گرافن در معادله کوبو که در محدوده مادون قرمز استفاده می شود از حاصل جمع ترم قطبی درون بانندی و برون بانندی رسانندگی گرافن بدست می آید که به ترتیب، به صورت معادله (۵) و (۶) تعریف می شوند:

$$\sigma_{d, \text{intra}} = i \frac{\nu e^2 k_B T}{\pi \hbar^2 (\omega + i\tau^{-1})} \ln \left(\nu \cosh \left(\frac{\mu_c}{\nu k_B T} \right) \right) \quad (5)$$

$$\sigma_{d, \text{inter}} = \frac{\pi e^2}{\hbar} \left(\tan \frac{\hbar \omega + \nu \mu_c}{\nu k_B T} - \tan \frac{\hbar \omega - \nu \mu_c}{\nu k_B T} \right) + \quad (6)$$

$$i \frac{e^2}{\nu \hbar} \left(\frac{\nu \mu_c}{\hbar \omega} + \ln \sqrt{\frac{\hbar \omega - \nu \mu_c}{\hbar \omega + \nu \mu_c}} \right)$$

در شکل (۱۰)، نتایج شبیه سازی برای استخراج منحنی جذب در دو حالت، برای ساختاری پیشنهادی شکل (۹) (حسگر با وجود گرافن) و ساختار پیشنهادی شکل (۱) (حسگر بدون گرافن)، برای بافت کبد سالم نشان داده شده است. نمودار جذب، با وجود گرافن در حسگر، در محدوده کاری ۱۴۵۰ تا ۱۶۵۰ نانومتر با تابش عمود نور و تنظیم پتانسیل شیمیایی $0.7 [eV]$ بدست آمده است، مقدار جذب بیشینه در طول موج 1560.7 نانومتر، مقدار تقریبی 0.995 است که می توان با حالت بدون گرافن در شکل (۱۰) مقایسه کرد.



شکل (۱۰): مقایسه طول موج تشدید در حسگر بدون گرافن و با گرافن

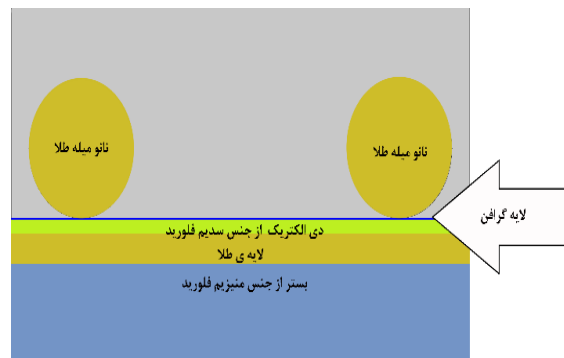
به منظور بررسی قابلیت سنجش حسگر، بافتهای متفاوت که ضریب شکست آنها در جدول (۲) برای طول موج ۱۵۵۰ نانومتر ارائه شده است، شبیه سازی شده اند. مانند ساختار قبلی بمنظور بررسی سنجش حسگر، آنالیت ها یکی پس از دیگری بر روی حسگر قرار می گیرند و منحنی جذب برای آنالیت های مد نظر بدست می آید. نمودار

۳-۳- حسگر جاذب نانو میله های طلا با استفاده از

گرافن

تا این مرحله از کار حسگر جاذب نانومیله های طلا بدون گرافن بررسی شده است. حال با علم به خواص گرافن بررسی می شود که وجود این لایه در ساختار چه تغییراتی را در حسگر ایجاد می کند. گرافن بدلیل خواص منحصر بفرد الکتریکی، مکانیکی، حرارتی، کوانتومی و الکترومغناطیسی که در باند نوری و تراهرز از خود نشان می دهد توانسته توجه زیادی را به خود جلب کند و این خواص آن را از هادی ها و نیمه هادی ها متمایز کرده است. گرافن یک ماده دو بعدی با ساختار کریستالی لانه زنبوری، تقریباً شفاف، قابل انعطاف، دارای رسانایی الکتریکی و گرمایی بالا و محکم تر از فولاد می باشد. یکی از مهم ترین خواص الکترومغناطیسی گرافن رسانندگی الکترومغناطیسی آن که با استفاده از میدان های الکترومغناطیسی تغییر می یابد، است [۱۶-۱۵].

لایه گرافن بین مرز نانومیله طلا و دی الکتریک با ضخامت $2 [nm]$ به ساختار پیشنهادی شکل (۱) اضافه می شود. این ساختار جدید بطور شماتیک در شکل (۹) به نمایش درآمده است.



شکل (۹): گرافن تعبیه شده در حسگر به ضخامت ۲ نانومتر

داده های مورد استفاده برای محاسبه ی پارامترهای الکتریکی گرافن، در جدول (۴) بیان شده اند.

جدول (۴): داده های مورد استفاده برای محاسبه ی پارامترهای

الکتریکی گرافن [۱۴]

نام	اندازه و روابط مورد استفاده
ضخامت لایه گرافن	t_graphene 2[nm]
سرعت پراکندگی	τ 0.05[ps]
پتانسیل شیمیایی گرافن	μ_c 0.7[eV]
دما	T 300[k]

قسمت حقیقی و موهومی ضریب شکست گرافن طبق معادله (۲) و (۳) محاسبه می شود.

جدول (۵): جابجایی طول موج تشدید بر حسب تغییرات پتانسیل

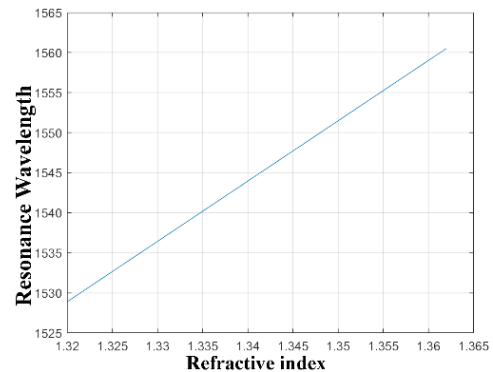
پتانسیل شیمیایی [eV]	طول موج تشدید [nm]
0	۱۵۵۶/۷
۰/۱	۱۵۵۷/۳
۰/۲	۱۵۵۷/۶
۰/۳	۱۵۵۸
۰/۴	۱۵۵۵/۴
۰/۵	۱۵۵۹/۲
۰/۶	۱۵۶۰
۰/۷	۱۵۶۰/۷
۰/۸	۱۵۶۱/۳
۰/۹	۱۵۶۱/۶
۱	۱۵۶۲

این جابجایی طول موج تشدید با استفاده از تغییرات پتانسیل شیمیایی این امکان را به ما می‌دهد تا بتوانیم با پتانسیل‌های شیمیایی مختلف ضریب شکست‌های مختلفی را تشخیص دهیم.

۴- نتیجه‌گیری

جاذب‌های کامل بر پایه‌ی نانومیله‌های طلا‌ی پلاسمونیک مبتنی بر گرافن برای بهبود مشخصه جذب در حسگرهای پلاسمونی مورد توجه هستند. اولین کاری که در این پژوهش انجام می‌شود، تعیین محدوده طول موج و مشخصه ضریب شکست آنالیت مورد نظر برای فرایند حسگر نوری است که با توجه به آن ابعاد اجزا سازنده حسگر برای اندازه‌گیری حساسیت، پهنای باند نصف دامنه و حداکثر معیار شایستگی طراحی می‌شود. در این مقاله، ابتدا یک ساختار *MIM* به منظور بهره‌برداری به عنوان حسگر زیستی جهت اندازه‌گیری ضریب شکست آنالیت تحلیل و طراحی گردید مشخصه‌های حسگر نظیر حساسیت، نصف‌حداکثر-عرض کامل و حداکثر معیار شایستگی در محدوده کاری ۱۴۵۰ نانومتر تا ۱۶۵۰ نانومتر این ساختار به ترتیب برابر $RIU/836/142$ ، 40 nm و $18/421$ بدست می‌آید. حساسیت حسگر برای چهار ضخامت مختلف برای بافت سالم کبد (۲۶۰ nm، ۳۱۰ nm، ۵۲۰ nm، ۱۵۵۰ nm) بررسی شد و ارتفاع بهینه برای آنالیت مورد بررسی بدست آمد. نهایتاً به دلیل بالا بردن حساسیت حسگر، ساختار با وجود لایه گرافن بین نانومیله‌های طلا و دی‌الکترونیک نیز بررسی شده است. یکی دیگر از دلایل استفاده از گرافن، کنترل پذیری با استفاده از تغییر پتانسیل شیمیایی این ماده می‌باشد. این جابه‌جایی طول موج تشدید با استفاده از تغییرات پتانسیل شیمیایی این امکان را به ما میدهد تا بتوانیم با پتانسیل‌های شیمیایی مختلف ضریب شکست‌های مختلفی را تشخیص دهیم. مشخصه‌های حسگر با وجود لایه‌ی گرافنی به ضخامت ۲ نانومتر و پتانسیل شیمیایی ۰/۷ الکترون ولت برابر $RIU/778/571$ حساسیت حسگر، $FWHM = 46$ معیار شایستگی، نصف حداکثر عرض کامل و $FOM = 16/045$ بدست آمده است.

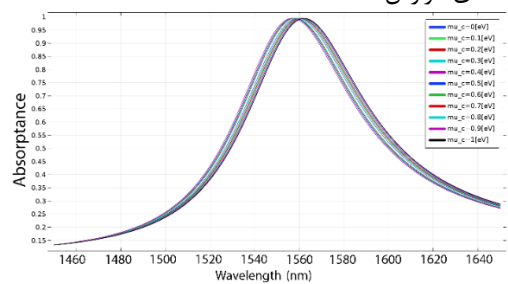
تغییرات طول موج تشدید نسبت به ضریب شکست در شکل (۱۱)، قابل مشاهده است که با محاسبه شیب این نمودار حساسیت حسگر بدست می‌آید.



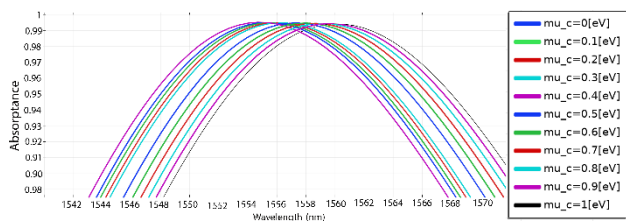
شکل (۱۱): نمودار جابجایی پیک تشدید طول موج با تغییر ضریب

شکست از ضریب شکست ۱/۳۲۰ تا ۱/۳۶۲

طبق نتایج بدست آمده، حساسیت، $S = 778/571 \text{ nm} / RIU$ ، نصف حداکثر عرض کامل $FWHM = 46$ و حداکثر معیار شایستگی $FOM = 16/045$ بدست می‌آید. با استفاده از خاصیت تنظیم‌پذیر بودن گرافن می‌توان به کمک یک بایاس خارجی پتانسیل شیمیایی گرافن را کنترل کرد. در شکل (۱۲-الف)، نتایج بررسی تغییرات طول-موج تشدید با تغییر پتانسیل شیمیایی از ۰ تا ۱ الکترون ولت با گام ۰/۱ برای بافت سالم کبد با ضریب شکست ۱/۳۶۲ در محدوده کاری ۱۴۵۰ تا ۱۶۵۰ نانومتر نشان داده شده است، که می‌تواند برای تنظیم‌پذیر نمودن ساختار برای بافت‌های مختلف بدن مورد توجه قرار گیرد. به علت پایین بودن وضوح جابجایی‌ها در شکل (۱۲-الف)، برای درک تصویری بهتر بزرگنمایی جابجایی منحنی‌های جذب در قله در شکل (۱۲-ب) نشان داده شده است. و در جدول (۵) این نتایج به صورت عددی گزارش شده است.



(الف)



(ب)

شکل (۱۲) الف: جابجایی طول موج تشدید بر حسب تغییرات پتانسیل

شیمیایی. ب: بزرگنمایی حالت (الف).

- infrared refractive properties of freshly-excised human-liver tissues: marking hepatic malignancies. Scientific reports. 6:27910;2016.
- [9] Giannios P, Koutsoumpou S, Toutouzas KG, Matiatou M, Zografos GC, Moutzouris K. Complex refractive index of normal and malignant human colorectal tissue in the visible and near-infrared. Journal of biophotonics. 10(2):303-10; 2017.
- [10] Cao C, Cheng Y. Quad-band plasmonic perfect absorber for visible light with a patchwork of silicon nanorod resonators. Materials. 11(10):1954; 2018.
- [11] Zhao Y, Hu X, Chen G, Zhang X, Tan Z, Chen J, et al. Infrared biosensors based on graphene plasmonics: modeling. Phys Chem Chem Phys. 15(40):17118-25; 2013.
- [12] Madadi Z, Abedi K, Darvish G, Khatir M. Refractive Index Sensing by a Narrow-Band Perfect Absorber based on Plasmonic Resonances. 2020.
- [13] Stefan Enoch, Nicolas Bonod (eds.).<[Springer Series in Optical Sciences 167] Daniel Maestre (auth.), - Plasmonics_ From Basics to Advanced Topics (2012, Springer-Verlag Berlin Heidelberg) - libgen.lc.pdf>.
- [14] Kabashin A, Evans P, Pastkovsky S, Hendren W, Wurtz G, Atkinson R, et al. Plasmonic nanorod metamaterials for biosensing. Nature materials. 8(11):867-71; 2009.
- [۱۵] افروزه، عبدالکریم "نقش گرتینگ و تنظیم الکترواپتیکی سوئیچ‌های نوری با ولتاژ دهی به لایه گرافن در افزایش پهنای باند" نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران، سال هجدهم، شماره سوم، پائیز ۱۴۰۰
- [۱۶] قهرمانی، امین، مرادی، غلامرضا، صراف شیرازی، رضا "فیلتر میان گذر قابل تنظیم مبتنی بر گرافن در باند فرکانسی تراهرتز" نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران، سال شانزدهم، شماره دوم، تابستان ۹۸
- [1] Anker JN, Hall WP, Lyandres O, Shah NC, Zhao J, Van Duyne RP. Biosensing with plasmonic nanosensors. Nanoscience and Technology: A Collection of Reviews from Nature Journals: World Scientific; p. 308-19; 2010.
- [۲] امامی، فرزین، رفیعی، عصمت، نگهداری، روزبه "طراحی و شبیه سازی ساختار فیلتر نوری فلز-عایق-فلز بر پایه رینگ شکاف دار پلاسمونیک" نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران، سال هجدهم، شماره اول، بهار ۱۴۰۰
- [3] Sun P, Zhou C, Jia W, Wang J, Xiang C, Xie Y, et al., editors. Performance improvement of refractive index sensor based on two-dimensional metal-dielectric grating. Holography, Diffractive Optics, and Applications IX: International Society for Optics and Photonics; 2019.
- [4] Unser S, Bruzas I, He J, Sagle L. Localized surface plasmon resonance biosensing: current challenges and approaches. Sensors; 15(7):15684-716; 2015.
- [5] Al Mahfuz M, Mollah MA, Momota MR, Paul AK, Masud A, Akter S, et al. Highly sensitive photonic crystal fiber plasmonic biosensor: Design and analysis. Optical Materials. 90:315-21; 2019.
- [۶] علیائی، سعید، محب زاده بهابادی، احمد "طراحی حسگر زیستی کریستال فوتونی مبتنی بر نانوتشدیدگر" نشریه برق و الکترونیک ایران، سال سیزدهم، شماره چهارم، زمستان ۱۳۹۵
- [7] Maleki M, Mehran M, Mokhtari A. Design of a near-infrared plasmonic gas sensor based on graphene nanogratings. Journal of the Optical Society of America B. 37(11); 2020.
- [8] Giannios P, Toutouzas KG, Matiatou M, Stasinou K, Konstadoulakis MM, Zografos GC, et al. Visible to near-

- ¹ Surface Plasmon Polariton (SPP)
² Label-free
³ Real-time
⁴ PPA: perfect plasmonic absorption
⁵ LSPR: Localized surface plasmon resonance
⁶ morphology
⁷ Intrinsic hydrophobicity
⁸ High surface inertness
⁹ Lorentz-Drude
¹⁰ NaF
¹¹ MgF₂
¹² Final Element Method, FEM
¹³ N: normal
¹⁴ MET
¹⁵ NMET
¹⁶ HCC
¹⁷ NHCC
¹⁸ Mucosa
¹⁹ SubMucosa
²⁰ Serosa