

تأثیر لایه فلزی آلیاژ طلا- نقره بر عملکرد حسگرهای بیولوژیکی مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی

علیرضا کشاورز^۱
ثریا زنگنه زاده^۲

خلاصه

مقدمه: امروزه، حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی به علت کاربردهای وسیع در زمینه پزشکی، داروسازی و اندازه گیری پارامترهای شیمیایی و فیزیکی بسیار مورد توجه دانشمندان قرار گرفته اند. این حسگرها براساس تغییرات شیمیایی و زیستی در محیط نمونه طراحی می شوند. در این مقاله حساسیت حسگر به تغییرات ضریب شکست نمونه مورد بررسی قرار می گیرد.

روش بررسی: در این تحقیق تأثیر به کار بردن آلیاژ طلا- نقره در لایه فلزی ساختار این حسگرها به صورت عددی به روش ضرایب بازتاب فرنل که از رایج ترین و اساسی ترین روش های بررسی اینگونه ساختارها هستند، شبیه سازی و بررسی شده است. طرح اصلی با توجه به ساختار کریشمان و استفاده از منشور BK7، لایه فلزی و در آخر گرافن بنا نهاده شده است. چشمه نوری در اینجا لیزر He-Ne با طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر می باشد.

یافته ها: نتایج نشان می دهند که اثر افزودن لایه های فلزی متفاوت (طلا، طلا ۷۰ درصد- نقره ۳۰ درصد، طلا ۳۰ درصد- نقره ۷۰ درصد و نقره) در ضخامت های مختلف نتایج متفاوتی را به همراه دارد. همچنین تعداد لایه های متفاوت گرافن در هر کدام از ضخامت های فوق و لایه های فلزی نتایج گوناگونی ارائه می دهد که می تواند به عنوان یک عامل کنترلی مدنظر قرار گیرد.

نتیجه گیری: با بررسی شبیه سازی ها و داده ها می توان نتیجه گرفت که حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی بهترین عملکرد را در ضخامت ۵۰ نانومتر دارند. در ضخامت ۵۰ نانومتر به ترتیب لایه فلزی طلا، طلا ۷۰ درصد- نقره ۳۰ درصد برابر با نقره و سپس طلا ۳۰ درصد- نقره ۷۰ درصد بالاترین حساسیت را دارا هستند.

واژه های کلیدی: بیوحسگر، گرافن، لیگاند، آنالیت، تشدید پلاسمون سطحی

۱. استاد، دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شیراز، شیراز، ایران
۲. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فوتونیک- فیزیک، دانشگاه صنعتی شیراز، شیراز، ایران

نویسنده مسئول: ثریا زنگنه زاده، تلفن: ۰۷۱۳۷۲۵۳۵۱۱
پست الکترونیک: soraya.zangeneh97@gmail.com

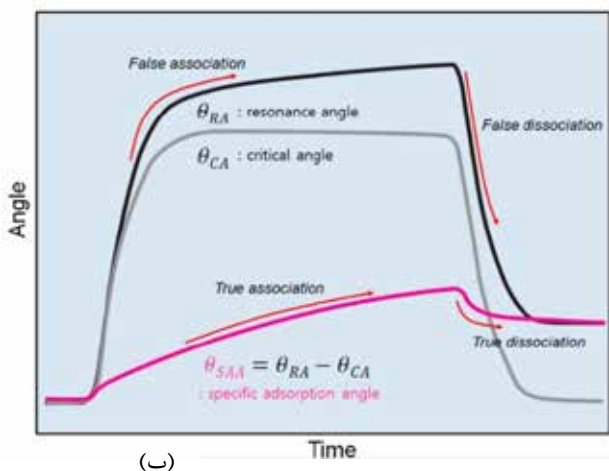
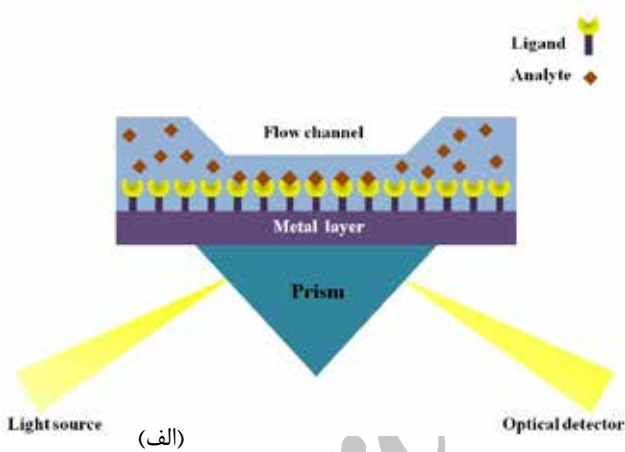
مقدمه

علم پلاسمونیک به سال ۱۹۰۲ زمانی که وود^۱ مشاهدات غیرقابل توجیه از بازتاب نور از سطح توری فلزی مشاهده کرد، باز می‌گردد [۱]. امروزه، می‌دانیم که پدیدهٔ تشدید پلاسمون سطحی این مشاهدات را به‌خوبی توضیح می‌دهد. پلاسمون را کوانتای نواسانات دسته‌جمعی الکترون‌های آزاد در فلز تعریف می‌کنند و پلاسمون‌های سطحی امواج الکترومغناطیسی هستند که در فصل مشترک فلز-دی‌الکتریک منتشر می‌شوند [۲ و ۱]. روش‌های متداولی برای برانگیختگی پلاسمون‌های سطحی وجود دارد که از جملهٔ آن‌ها می‌توان به جفت‌شدگی منشور و جفت‌شدگی توری فلزی اشاره کرد [۳ و ۴]. جفت‌شدگی منشور با دو آرایش متفاوت کریشمان^۲ و اتوو^۳ معرفی می‌شود [۵]. آرایش کریشمان که در آن فیلم نازک فلزی به روی سطح منشور لایه‌نشانی می‌شود، در ساخت بیوسنسرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی بیش از دو دهه است که مورد توجه دانشمندان قرار گرفته است [۶ و ۷]. این حسگرها یکی از انواع حسگرهای اپتیکی هستند که براساس برهمکنش محیط نمونه و سطح حسگر پارامترهای مختلف زیستی و شیمیایی را اندازه‌گیری می‌کنند [۳]. مهم‌ترین کاربردهای این حسگرهای بیولوژیکی در زمینهٔ صنعت داروسازی، تشخیص کیفیت غذا و صنعت پزشکی است [۸ و ۹]. امروزه، توجه دانشمندان به این مهم است که با افزایش حساسیت این حسگرها اندازه‌گیری دقیق‌تر و نتایج بهتری به‌دست بیاورند. با در نظر گرفتن ساختار کریشمان به‌صورتی که نور فرودی با قطبش P از منشور وارد ساختار می‌شود و سپس در فصل مشترک منشور-فلز با زاویه‌ای بزرگ‌تر از زاویهٔ بحرانی بازتاب کلی رخ می‌دهد و به موجب آن پلاسمون‌های سطحی با بردار موج kx در راستای X منتشر می‌شوند. در یک زاویهٔ مشخص که آن را به‌عنوان زاویهٔ تشدید در نظر می‌گیریم بازتاب به حداقل می‌رسد و تشدید پلاسمون سطحی رخ می‌دهد [۱ و ۲]. سطح خارجی این حسگرها با لایه‌ای از گیرنده‌های ثابت زیستی و شیمیایی (لیگاندها)^۴ شامل آنزیم‌ها، آنتی‌بادی‌ها و DNA پوشانده می‌شود. نمونه‌های مورد بررسی که آن‌ها را به‌عنوان آنالایت می‌شناسیم شامل آنزیم‌ها، آنتی‌ژن‌ها و مکمل‌های DNA در تماس با گیرنده‌های ثابت زیستی و شیمیایی قرار می‌گیرند و در اثر برهمکنش‌های زیستی و شیمیایی در این قسمت از حسگر پارامترهایی چون ضریب شکست محیط، غلظت محیط و PH تغییر می‌کند. این تغییر در پارامترهای محیط نمونه باعث ایجاد تغییر در مؤلفه‌های نور رسیده به آشکارساز از جمله شدت، قطبش، طول موج و فاز می‌شود [۱۰ و ۱۱]. این برهمکنش‌ها در شکل ۱ (الف) مشاهده می‌شود.

همان‌طور که در شکل ۱ (ب) مشاهده می‌شود، نمودار پاسخ محیط بر حسب زمان رسم شده است [۱۲]. قبل از برهمکنش لیگاندها و آنالایت‌ها پاسخ دریافتی از محیط ثابت است اما پس از برهمکنش این پاسخ به صورت افزایشی است که مربوط به مرحلهٔ اجتماع می‌شود در این ناحیه تغییر ضریب شکست محیط اتفاق می‌افتد. پس از اجتماع در محیط تجزیه رخ می‌دهد که باعث پاسخ کاهش می‌شود تا زمانی که باز تولید رخ دهد و محیط آماده پذیرش نمونهٔ بعدی شود [۱۰].

مراحل اجتماع و تجزیه بین لیگاندها و آنالایت‌ها به ۴ روش زیر صورت می‌گیرد:

۱. روش مستقیم
۲. روش ساندویچ
۳. روش رقابتی
۴. روش مهارکننده



شکل ۱: ساختار حسگرهای SPR شامل گیرنده‌های ثابت زیستی و شیمیایی (لیگاند) و نمونهٔ مورد بررسی (آنالایت) (الف). نمودار بررسی عملکرد حساسیت‌سنجی بیوسنسرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی (ب)

1. Wood
2. Kretschmann
3. Otto
4. ligand

که به آن‌ها پلاریتون پلاسماون حجمی نیز می‌گویند، با بردار موج k_x منتشر می‌شوند در فصل مشترک فلز-دی الکتریک منتشر می‌شوند و از طرفی موج الکترومغناطیسی فرودی با بردار موج k بر سطح منشور فرود می‌آید. k_x و k به ترتیب در روابط (۱) و (۲) معرفی شده‌اند.

$$k_x = \frac{2\pi}{\lambda} \left(\frac{\varepsilon_m \varepsilon_d}{\varepsilon_m + \varepsilon_d} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (1)$$

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} n_p \sin(\theta) \quad (2)$$

در رابطه (۱) ε_m و ε_d به ترتیب ثابت دی‌الکتریک فلز و ثابت دی‌الکتریک منشور هستند. در رابطه (۲) n_p ضریب شکست منشور و θ زاویه نور فرودی به منشور است. λ طول موج منبع نوری می‌باشد که در این جا منبع نوری ما لیزر $He-Ne$ به طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر می‌باشد.

چنانچه $k_x = k$ باشد، تشدید پلاسماون سطحی رخ می‌دهد [۲۰ و ۲۱]. با استفاده از روش ضرایب بازتاب فرنل ضریب بازتاب کا ساختار را به دست می‌آوریم. برای نور فرودی با قطبش P که از لایه ۱ ام به لایه ۲ ام عبور می‌یابد ضریب بازتاب را به صورت رابطه (۳) تعریف می‌کنیم.

$$r_{ik} = \frac{\left(\frac{k_{zi}}{\varepsilon_i} - \frac{k_{zk}}{\varepsilon_k} \right)}{\left(\frac{k_{zi}}{\varepsilon_i} + \frac{k_{zk}}{\varepsilon_k} \right)} \quad (3)$$

در اینجا k_{zk} و k_{zi} به ترتیب بردار موج‌های متناظر با ثابت دی‌الکتریک لایه i ام و k ام هستند که

$$k_{zi} = \frac{2\pi}{\lambda} (\varepsilon_i - \varepsilon_0 \sin^2 \theta)^{\frac{1}{2}} \quad (4)$$

در این رابطه ε_0 ثابت دی‌الکتریک منشور است. ضریب بازتاب کل ساختار به این ترتیب محاسبه می‌شود [۲۱ و ۲۲].

$$r_{012} = \frac{r_{01} + r_{12} \exp(2ik_{z1}d_1)}{1 + r_{01}r_{12} \exp(2ik_{z1}d_1)} \quad (5)$$

$$R_{012} = |r_{012}|^2 \quad (6)$$

از جمله عامل‌های سنجش عملکرد این حسگرها حساسیت آن‌ها می‌باشد. این حساسیت تغییرات زاویه تشدید متناظر با تغییرات ضریب شکست محیط نمونه را مشخص می‌کند و به صورت زیر تعریف می‌شود [۲۴].

$$S = \frac{\Delta \theta_{SPR}}{\Delta n_s} \quad (7)$$

که در دو روش ساندویچ و رقابتی نیاز به یک محلول ثالث برای بازتولید محیط می‌باشد.

در این مقاله ساختاری از حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسماون سطحی را بررسی می‌کنیم که اساس عملکرد آن‌ها مبتنی بر هرگونه تغییری در ضریب شکست محیط نمونه است که در تماس با خارجی‌ترین لایه ساختار می‌باشد و با در نظر گرفتن جذب سطحی موجب تغییر ضریب شکست در نزدیکی سطح خارجی می‌شود [۱۳]. این تغییرات در ضریب شکست موجب تغییر در زاویه تشدید می‌شوند که به دنبال آن حساسیت حسگر تغییر می‌کند. با کنترل چیدمان لایه‌ها، تغییر ضخامت لایه‌ها و تغییر منشور می‌توان حساسیت حسگر را بهبود بخشید. در لایه فلزی از فلزات نجیب به علت مقاومت بالا در برابر خوردگی، اکسیدشدن و زنگ‌زدگی استفاده می‌شود [۱۴]. امروزه، گرافن را به عنوان گیرنده‌های ثابت به روی سطح این حسگرها اضافه می‌کنند. با اضافه کردن لایه گرافن به علت جذب سطحی بالای آن عملکرد حسگرها بهبود می‌یابد [۱۵]. گرافن ساختار دو بعدی از اتم کربن است که با ساختار لانه زنبوری خود جزء قوی‌ترین موادی است که تا به امروز می‌شناسیم. خواص ویژه حرارتی، انعطاف‌پذیری، مکانیکی گرافن را بسیار مورد توجه دانشمندان قرار داده است. منحنی ضریب بازتاب بر حسب زاویه فرودی به روی سیستم را منحنی تشدید پلاسماون سطحی یا به اختصار منحنی SPR می‌نامند. همان‌طور که می‌دانیم نانوذرات فلزات در ابعاد گوناگون خواص اپتیکی، الکتریکی، شیمیایی، فیزیکی متفاوتی از خودشان نشان می‌دهد [۱۶ و ۱۷]. با توجه به خواص ویژه‌ای که نانوذرات طلا و نقره دارند، نانوذرات آلیاژ طلا و نقره خواصی بینابین این دو را دارند [۱۸]. در تحقیقات مشابه در این زمینه از فلزات طلا و نقره به صورت جداگانه استفاده شده است که با تغییر در میزان ضخامت آن‌ها و افزودن لایه‌های جدید همچون گرافن و منشورهای متفاوت عملکرد این حسگرها مورد ارزیابی قرار گرفته است که از بین این دو فلز، طلا از عملکرد بهتری برخوردار بوده است [۱۹]. در این مقاله هدف بررسی عملکرد بیوسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسماون سطحی بر مبنای استفاده از نانوذرات آلیاژ طلا- نقره است. با تمرکز بر دو فلز نجیب طلا و نقره به دنبال آن هستیم که ترکیبی از این دو را در لایه فلزی به کار ببریم و عملکرد حسگر را با توجه به درصد آلیاژ طلا- نقره بررسی کنیم.

روش بررسی

در این مقاله از آرایش کریشمان ساختار ۴ لایه‌ای به ترتیب شامل منشور-فیلم فلزی، گرافن و محیط نمونه استفاده می‌کنیم. همان‌طور که در شکل ۲ مشاهده می‌کنید لایه فلزی به روی منشور بدون هیچ واسطه‌ای قرار گرفته است و سپس گرافن بین فیلم فلزی و محیط نمونه قرار گرفته است.

پلاسماون‌های سطحی شکل گرفته در فصل مشترک فلز-دی‌الکتریک

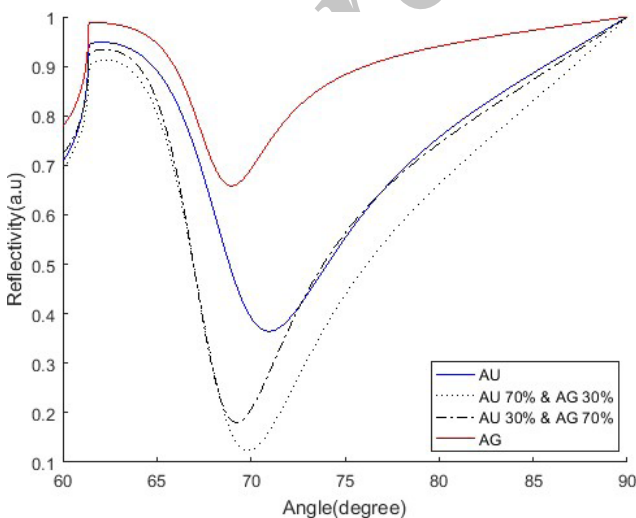
نقره و نقره رسم شده است. این نمودار برای یک لایه گرافن و منشور BK7 در طول موج نور فرودی ۶۳۲/۸ نانومتر رسم شده است. با توجه به اینکه برای هر ماده‌ای که در مقابل تابش الکترومغناطیسی قرار می‌گیرد سه حالت جذب، بازتاب و عبور رخ می‌دهد و با در نظر گرفتن قانون پایستگی انرژی و معرفی ضرایب جذب A ، عبور T ، بازتاب R می‌دانیم که $A+R+T=1$ و با توجه به اینکه در این حسگرها $T=0$ است، بنابراین $R+A=1$ می‌شود. باید توجه داشت هر کجا که مقدار بازتاب کل ساختار به کمترین میزان خود می‌رسد، جذب انرژی پرتو فرودی به بیشترین مقدار خود می‌رسد. زاویه‌ای که میزان جذب به بیشترین مقدارش می‌رسد زاویه تشدید پلاسمون سطحی نامیده می‌شود [۴].

برای این چیدمان با در نظر گرفتن ضخامت لایه فلزی ۳۰ نانومتر میزان شدت بازتاب به ترتیب برای طلا (۰/۳۶۴۷ (a.u))، طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد (۰/۱۲۳۵ (a.u))، طلا ۳۰ درصد-نقره ۷۰ درصد (۰/۱۸۰۷ (a.u)) و نقره (۰/۶۵۸۴ (a.u)) است.

در شکل ۴ نمودار تشدید پلاسمون سطحی برای لایه فلزی به ضخامت ۴۰ نانومتر رسم شده است. همان‌طور که مشاهده می‌کنید به ترتیب نمودار آبی برای طلا، نمودار نقطه‌چین مشکی برای طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد، نمودار خط‌چین مشکی برای طلا ۳۰ درصد-نقره ۷۰ درصد و قرمز برای نقره رسم شده است.

برای این چیدمان با در نظر گرفتن ضخامت لایه فلزی ۴۰ نانومتر شدت بازتاب به ترتیب برای طلا (۰/۰۷۶۲ (a.u))، طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد (۰/۰۰۲۸ (a.u))، طلا ۳۰ درصد-نقره ۷۰ درصد (۰/۰۰۰۵ (a.u)) و نقره (۰/۶۷۴۵ (a.u)) است.

برای ضخامت ۵۰ نانومتر لایه فلزی میزان کمترین بازتاب در این حالت به ترتیب برای طلا (۰/۰۱۲۶ (a.u))، طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد



شکل ۳: نمودار تشدید پلاسمون سطحی برای ضخامت ۳۰ نانومتر لایه فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر

در این رابطه θ_{SPR} زاویه تشدید پلاسمون سطحی و n_s ضریب شکست محیط نمونه است. پس هر چه خارجی‌ترین لایه ساختار که در تماس با محیط نمونه است جذب سطحی بالاتری داشته باشد، حساسیت این حسگرها بهبود می‌یابد.

با توجه به لایه فلزی که در اینجا آلیاژ طلا-نقره در نظر گرفته شده است، ضرایب شکست (n) و ضرایب خاموشی (κ) که میزان جذب نوری امواج الکترومغناطیسی منتشر شده در محیط را معرفی می‌کند در جدول ۱ معرفی شده‌اند [۲۵].

ضریب شکست گرافن در ناحیه مرئی از طریق رابطه زیر محاسبه می‌شود.

$$n_g = 3.0 + i \frac{C_1}{3} \lambda \quad (۸)$$

جدول ۱: ضریب شکست و ضریب خاموشی برای لایه فلزی

لایه	κ	n
طلا	۳/۵۱۹۵	۰/۱۴۸۷۳
طلا ۷۰ درصد نقره ۳۰ درصد	۳/۷۹۵۰	۰/۲۹۶۲۷
طلا ۳۰ درصد نقره ۷۰ درصد	۳/۹۳۳۱	۰/۲۲۷۴۲
نقره	۳/۹۵۹۴	۰/۰۳۱۰۹

C_1 در این رابطه ثابتی برابر با $۵/۴۴۶ \mu\text{m}$ گرفته شده است [۶].

ضخامت هر لایه گرافن ۰/۳۴ نانومتر است و ضخامت کل لایه‌های گرافن که در ساختار استفاده شده است به صورت رابطه (۹) محاسبه می‌شود که در آن L تعداد لایه‌های گرافن است [۲۷ و ۲۶].

$$d_G = L * 0.34 \text{ nm} \quad (۹)$$

یافته‌ها

در این مقاله هدف بررسی اثر افزودن آلیاژ طلا-نقره به حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی است. از جمله عامل‌هایی که می‌تواند در عملکرد این حسگرها اثرگذار باشد، ضخامت لایه فلزی، تعداد لایه‌های گرافن، جنس منشور و زاویه فرودی به منشور می‌باشد. در ادامه برای ۳ حالت مختلف طلا، طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد، طلا ۳۰ درصد-نقره ۷۰ درصد و نقره نمودار تشدید پلاسمون سطحی بر حسب زاویه فرودی به روی منشور مورد بررسی قرار می‌گیرد.

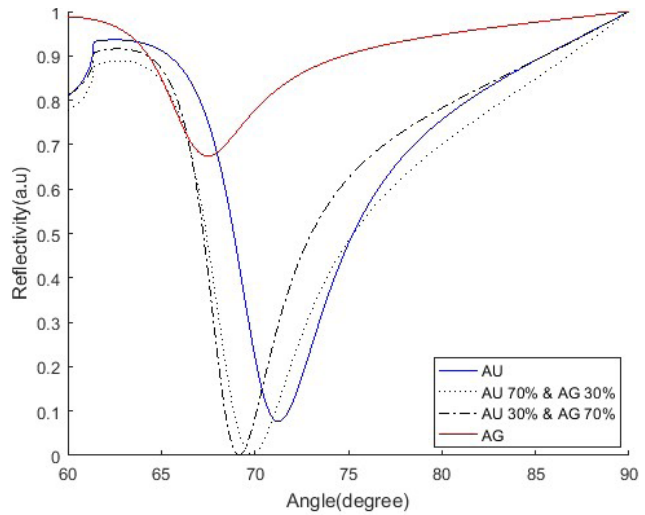
در شکل ۳ نمودار تشدید پلاسمون سطحی برای لایه فلزی طلا، طلا-

پلاسمون‌های سطحی بهتری به دنبال جذب سطحی بالاتر در لایه‌ها می‌باشد. در موردهای مورد بررسی در ضخامت ۴۰ نانومتر برای لایه طلا ۳۰ درصد- نقره ۷۰ درصد نتیجه‌ای مطلوب به دست آمده است.

برای بررسی این حسگرها محیط نمونه آب با ضریب شکست ۳۳/۱ و تغییرات ضریب شکست ۰/۰۰۵ در نظر گرفته شده است [۴].

با توجه به اینکه هرگونه تغییری در ضریب شکست محیط نمونه موجب تغییر در زاویه تشدید پلاسمون سطحی می‌شود و به دنبال آن حساسیت حسگر تغییر می‌کند، پس از مهم‌ترین عوامل سنجش عملکرد این حسگر به دست آوردن انتقال زاویه تشدید پلاسمون سطحی برای تغییرات ثابت ضریب شکست برای محیط‌های متفاوت است. بنابراین برای تغییر ۰/۰۰۵ ضریب شکست نمونه تغییرات زاویه تشدید پلاسمون سطحی به ترتیب برای ۳۰ نانومتر در جدول ۲، ۴۰ نانومتر در جدول ۳ و ۵۰ نانومتر در جدول ۴ گزارش شده است.

از جمله عوامل دیگر در کنترل بهینه‌سازی عملکرد حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی تعداد لایه‌های گرافن می‌باشد. در شکل ۴ تا شکل ۷ تغییرات شدت بازتاب نسبت به تعداد لایه‌ها به ترتیب گرافن به صورت جداگانه برای هر کدام از لایه‌های طلا، طلا ۷۰ درصد- نقره ۳۰ درصد، طلا ۳۰ درصد- نقره ۷۰ درصد و نقره رسم شده است.



شکل ۴: نمودار تشدید پلاسمون سطحی برای ضخامت ۴۰ نانومتر لایه فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر

(a.u) ۰/۱۷۴۰، طلا ۳۰ درصد- نقره ۷۰ درصد (a.u) ۰/۱۳۴۷ و نقره (a.u) ۰/۰۷۲۸ گزارش شده است.

مقدار حداقل بازتاب‌های گزارش شده برای ساختار میزان جذب سطحی را مشخص می‌کند که کمترین میزان بازتاب به معنای شکل‌گیری

جدول ۲: تغییرات زاویه تشدید پلاسمون سطحی قبل و بعد از جذب سطحی برای ضخامت ۳۰ نانومتر لایه فلزی

لایه	قبل از جذب سطحی	بعد از جذب سطحی	انتقال زاویه تشدید پلاسمون سطحی
طلا	۷۰/۹۶۰۹	۷۱/۵۶۱۳	۰/۶۰۰۴
طلا ۷۰٪- نقره ۳۰٪	۶۹/۸۴۹۸	۷۰/۴۲۰۲	۰/۵۷۰۴
طلا ۳۰٪- نقره ۷۰٪	۶۹/۲۱۹۲	۶۹/۸۱۹۴	۰/۶۰۰۲
نقره	۶۸/۹۷۸۹	۶۹/۵۴۹۵	۰/۵۷۰۵

جدول ۳: تغییرات زاویه تشدید پلاسمون سطحی قبل و بعد از جذب سطحی برای ضخامت ۴۰ نانومتر لایه فلزی

لایه	قبل از جذب سطحی	بعد از جذب سطحی	انتقال زاویه تشدید پلاسمون سطحی
طلا	۷۱/۲۶۱۲	۷۱/۹۵۱۹	۰/۶۹۰۶
طلا ۷۰٪- نقره ۳۰٪	۶۹/۸۴۹۸	۷۰/۴۶۰۱	۰/۶۱۰۳
طلا ۳۰٪- نقره ۷۰٪	۶۹/۱۵۹۱	۶۹/۷۵۹۰	۰/۵۹۹۹
نقره	۶۸/۹۴۸۹	۶۹/۵۴۹۵	۰/۶۰۰۶

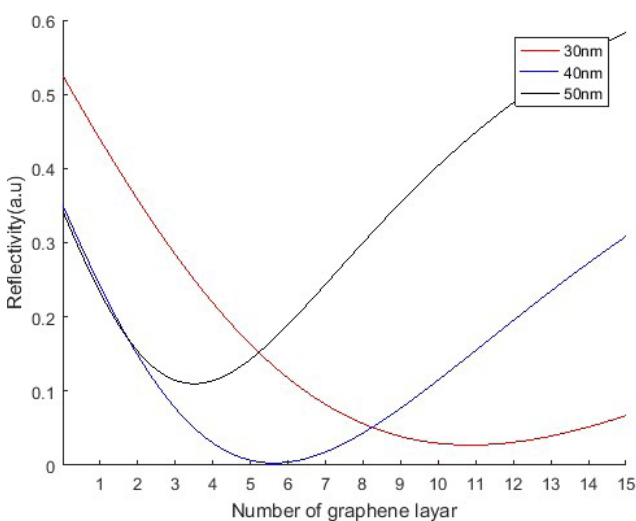
جدول ۴: تغییرات زاویه تشدید پلاسمون سطحی قبل و بعد از جذب سطحی برای ضخامت ۵۰ نانومتر لایه فلزی

لایه	قبل از جذب سطحی	بعد از جذب سطحی	انتقال زاویه تشدید پلاسمون سطحی
طلا	۷۱/۵۳۱۵	۷۲/۲۵۲۲	۰/۷۲۰۷
طلا ۷۰٪- نقره ۳۰٪	۶۹/۹۶۹۹	۷۰/۶۰۰۶	۰/۶۳۰۶
طلا ۳۰٪- نقره ۷۰٪	۶۹/۱۸۹۱	۶۹/۸۱۹۱	۰/۶۳۰۰
نقره	۶۸/۹۷۸۹	۶۹/۶۰۹۶	۰/۶۳۰۶

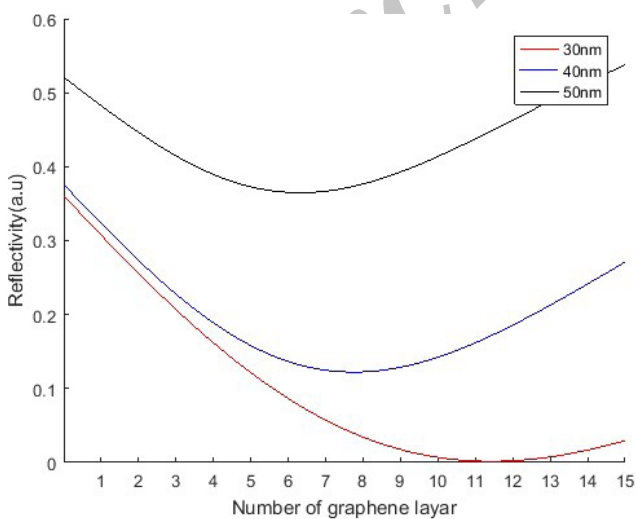
گزارش شده است در صورتی که در طراحی موجود در این مقاله با تغییر در جنس لایه‌ها برای یک لایه گرافن و لایه طلا به ضخامت ۵۰ نانومتر این مقدار (RIU) ۱۴۴/۱۴ گزارش شده است.

نتیجه‌گیری

در این مقاله هدف اصلی بررسی عملکرد حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی با در نظر گرفتن آلیاژ طلا-نقره در لایه فلزی بود. طبق داده‌های به دست آمده برای لایه فلزی به ضخامت ۳۰ نانومتر به ترتیب طلا، طلا ۳۰ درصد-نقره ۷۰ درصد، نقره و طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد بیشترین حساسیت را داشتند. حساسیت برای لایه فلزی به ضخامت ۴۰ نانومتر به



شکل ۵: نمودار تغییرات حداقل بازتاب برحسب تعداد لایه‌های گرافن برای طلا در بهینه زاویه تشدید برای ضخامت‌های متفاوت لایه فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر



شکل ۶: نمودار تغییرات حداقل بازتاب برحسب تعداد لایه‌های گرافن برای طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد در بهینه زاویه تشدید برای ضخامت‌های متفاوت لایه فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر

شکل ۵ ضخامت لایه فلزی طلا ۳۰ نانومتر، ۴۰ نانومتر و ۵۰ نانومتر در نظر گرفته شده است. شدت بازتاب برای این ساختار به ترتیب برای ۳۰ نانومتر در ۱۱ لایه گرافن، برای ۴۰ نانومتر در ۶ لایه گرافن و برای ۵۰ نانومتر در ۴ لایه گرافن به حداقل خود رسیده است پس در این تعداد لایه‌ها در هر ضخامت بیشترین جذب رخ می‌دهد.

در ادامه همین روند برای سه لایه دیگر در ضخامت‌های متفاوت و تعداد مختلف لایه گرافن تکرار شده است تا بتوان داده‌های حاصل از آن‌ها را برای نتیجه‌گیری مقایسه کرد.

در شکل ۶ همانند شکل ۴ این نمودار برای لایه فلزی طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد رسم شده است. در این ساختار به ترتیب برای ۳۰ نانومتر در ۱۱ لایه گرافن، برای ۴۰ نانومتر در ۸ لایه گرافن و برای ۵۰ نانومتر در ۶ لایه گرافن به حداقل خود رسیده است پس در این تعداد لایه‌ها در هر ضخامت بیشترین جذب در ساختار رخ می‌دهد.

در این حالت برای ضخامت‌های ۴۰ نانومتر و ۵۰ نانومتر تعداد لایه‌های بهینه گرافن بیشتر شده است. همچنین میزان شدت بازتاب نسبت به حالتی که از لایه طلا استفاده کردیم بیشتر شده است که نشان‌دهنده کاهش میزان جذب در لایه‌ها می‌باشد.

شکل ۷ ضریب بازتاب برای لایه فلزی طلا ۳۰ درصد-نقره ۷۰ درصد رسم شده است. در این ساختار به ترتیب برای ۳۰ نانومتر در ۱۳ لایه گرافن، برای ۴۰ نانومتر در ۱۰ لایه گرافن و برای ۵۰ نانومتر در ۹ لایه گرافن به حداقل خود رسیده است پس در این تعداد لایه‌ها در هر ضخامت بیشترین جذب در ساختار رخ می‌دهد.

در این ساختار هم نسبت به ساختار طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد تعداد لایه‌های گرافن افزایش یافته است.

در شکل ۸ فلز نقره در نظر گرفته شده است و تعداد بهینه لایه گرافن به ترتیب برای ۳۰ نانومتر در ۱۵ لایه گرافن، برای ۴۰ نانومتر در ۱۲ لایه گرافن و برای ۵۰ نانومتر در ۱۱ لایه گرافن به حداقل خود رسیده است پس در این تعداد لایه‌ها در هر ضخامت بیشترین جذب در ساختار رخ می‌دهد.

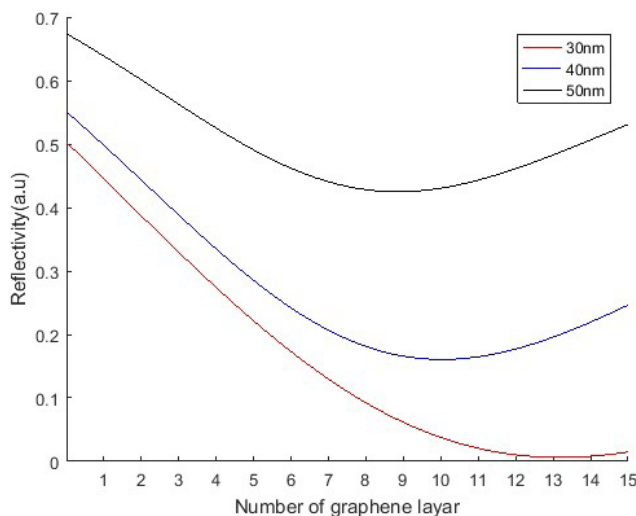
باتوجه به داده‌های ارائه شده از شکل ۵ تا شکل ۸ می‌توان نتیجه گرفت که با افزایش ضخامت لایه فلزی در ساختار تعداد لایه‌های گرافن که در آن‌ها میزان بازتاب انرژی به حداقل خود رسیده است، کاهش می‌یابد و ارتباطی معکوس بین این دو کمیت وجود دارد.

ساختار طراحی شده در این مقاله با توجه به طول موج انتخابی و منشور BKV در مقایسه با مرجع [۴] که تنها از طلا در لایه فلزی استفاده کرده است، نتایج بهتری برای حساسیت حسگر نشان داده است. به عنوان مثال برای ضخامت ۵۰ نانومتر طلا و تعداد متفاوت لایه گرافن مقدار حساسیت‌های به دست آمده در مرجع [۴] بین (RIU) ۴۴ تا (RIU) ۵۰

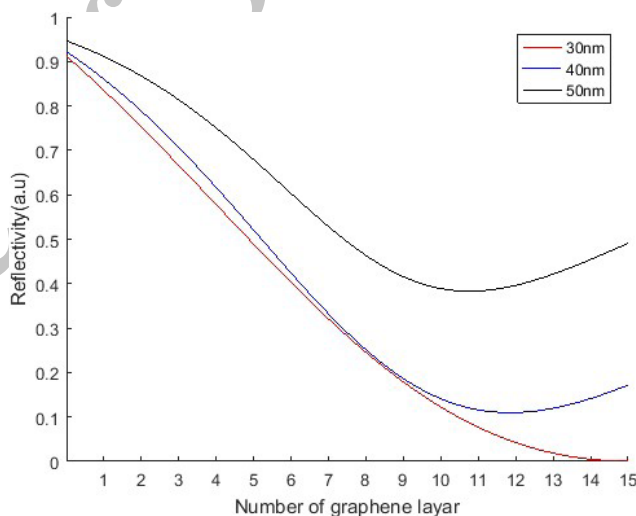
که تنها در یک نقطه بین نور لیزر با سطح حسگر است، اشاره کرد که منجر به کاهش دقت و اطلاعات دریافتی از حسگر می‌شود. به‌عنوان پیشنهاد با طراحی این حسگرها به‌صورتی که نور درون آن‌ها بتواند در سطح بیشتری در تماس با محیط برهمکنش باشد، می‌توان حساسیت این حسگرها را افزایش داد. با توجه به ابعاد کوچک و جنس فلزات به‌کار برده شده در این حسگرها که آن‌ها را در برابر واکنش‌های زیستی در محیط مقاوم می‌کنند و با کمک از نتایج به‌دست آمده در این مقاله برای طراحی و ساخت این نوع حسگرهای بیولوژیکی استفاده کرد و همچنین آن‌ها را در زمینه‌هایی مانند سنجش کیفیت غذا، اندازه‌گیری پارامترهای شیمیایی و زیستی، صنعت کشاورزی، کنترل آلودگی‌های زیست محیطی مانند آب شرب و داروسازی به‌کار برد.

References:

1. Murray WA, Barnes WL. Plasmonic materials. *Advanced materials*. 2007; 19(22): 3771-82.
2. Homola J, Koudela I, Yee SS. Surface Plasmon resonance sensors based on diffraction gratings and prism couplers: sensitivity comparison. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 1999; 54(1): 16-24.
3. Wu L, Chu HS, Koh WS, Li EP. Highly sensitive graphene biosensors based on surface plasmon resonance. *Optics express*. 2010; 18(14): 14395-400.
4. Maharana PK, Jha R. Chalcogenide prism and graphene multilayer based surface plasmon resonance affinity biosensor for high performance. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2012; 169: 161-6.
5. Komlev AE, Dyukin RV, Shutova ES. The method of controlling the thickness of the deposited film on the basis of the surface plasmon resonance effect. In *Journal of Physics: Conference Series* 2017; 872(1): 012042. IOP Publishing.
6. Verma R, Gupta BD, Jha R. Sensitivity enhancement of a surface plasmon resonance based biomolecules sensor using graphene and silicon layers. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2011; 160(1): 623-31.



شکل ۷: نمودار تغییرات حداقل بازتاب بر حسب تعداد لایه‌های گرافن برای طلا ۳۰ درصد - نقره ۷۰ درصد در بهینه زاویه تشدید برای ضخامت‌های متفاوت لایه فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر



شکل ۸: نمودار تغییرات حداقل بازتاب بر حسب تعداد لایه‌های گرافن برای نقره ۷۰ درصد در بهینه زاویه تشدید برای ضخامت‌های متفاوت لایه فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر

ترتیب برای طلا، طلا ۳۰ درصد - نقره ۷۰ درصد، نقره و طلا ۷۰ درصد - نقره ۳۰ درصد به‌دست آمده است. در ضخامت ۵۰ نانومتر مقدار حساسیت به ترتیب برای طلا و سپس طلا ۷۰ درصد - نقره ۳۰ درصد برابر با نقره و طلا ۳۰ درصد - نقره ۷۰ درصد به‌دست آمده است. از طرف دیگر برای لایه فلزی طلا بیشترین جذب در ۴۰ نانومتر، برای طلا ۷۰ درصد - نقره ۳۰ درصد در ۴۰ نانومتر، برای طلا ۳۰ درصد - نقره ۷۰ درصد در ۳۰ نانومتر و در آخر برای لایه نقره بیشترین جذب مجدد در ۳۰ نانومتر رخ می‌دهد. پس نتیجه می‌گیریم که طلا بهترین گزینه برای انتخاب لایه فلزی در این ساختار از حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی است.

از جمله محدودیت‌های این حسگرها می‌توان به سطح مقطع برخورد کم

KS, Booth TJ, Stauber T, Peres NM, Geim AK. Fine structure constant defines visual transparency of graphene. *Science*. 2008; 320(5881): 1308.

19. Maier SA. *Plasmonics: fundamentals and applications*. Springer Science & Business Media; 2007 May 16.

20. Raether H. Surface plasmons on smooth surfaces. In *Surface plasmons on smooth and rough surfaces and on gratings* 1988: 4-39. Springer Berlin Heidelberg.

21. Choi K, Kim H, Lim Y, Kim S, Lee B. Analytic design and visualization of multiple surface plasmon resonance excitation using angular spectrum decomposition for a Gaussian input beam. *Optics express*. 2005; 13(22): 8866-74.

22. Homola J, Yee SS, Gauglitz G. Surface plasmon resonance sensors. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 1999; 54(1): 3-15.

23. Mehan N, Gupta V, Sreenivas K, Mansingh A. Surface plasmon resonance based refractive index sensor for liquids.

24. Ouyang Q, Zeng S, Jiang L, Hong L, Xu G, Dinh XQ, Qian J, He S, Qu J, Coquet P, Yong KT. Sensitivity enhancement of transition metal dichalcogenides/silicon nanostructure-based surface plasmon resonance biosensor. *Scientific reports*. 2016; 6: 28190.

25. Rioux D, Vallières S, Besner S, Muñoz P, Mazur E, Meunier M. An analytic model for the dielectric function of Au, Ag, and their alloys. *Advanced Optical Materials*. 2014; 2(2): 176-82.

26. Bruna M, Borini S. Optical constants of graphene layers in the visible range. *Applied Physics Letters*. 2009; 94(3): 031901.

27. Tsukamoto T, Ogino T. Morphology of graphene on step-controlled sapphire surfaces. *Applied physics express*. 2009; 2(7): 075502.

7. Gwon HR, Lee SH. Spectral and angular responses of surface plasmon resonance based on the Kretschmann prism configuration. *Materials transactions*. 2010; 51(6): 1150-5.

8. Homola J. Surface plasmon resonance sensors for detection of chemical and biological species. *Chemical reviews*. 2008; 108(2): 462-93.

9. Cennamo N, Chiavaioli F, Trono C, Tombelli S, Giannetti A, Baldini F, Zeni L. A complete optical sensor system based on a POF-SPR platform and a thermo-stabilized flow cell for biochemical applications. *Sensors*. 2016; 16(2): 196.

10. Schmitt K, Hoffmann C. *Optical guided-wave chemical and biosensors I*. Springer Series on Chemical Sensors and Biosensors. 2010; 7: 21.

11. Koyun A, Ahlatcıoğlu E, İpek YK. *Biosensors and their principles*. In *A Roadmap of Biomedical Engineers and Milestones 2012*. InTech.

12. Jang D, Chae G, Shin S. Analysis of surface plasmon resonance curves with a novel sigmoid-asymmetric fitting algorithm. *Sensors*. 2015; 15(10): 25385-98.

13. Kretschmann E, Raether H. Radiative decay of non radiative surface plasmons excited by light. *Zeitschrift für Naturforschung A*. 1968; 23(12): 2135-6.

14. Johnson PB, Christy RW. Optical constants of the noble metals. *Physical review B*. 1972; 6(12): 4370.

15. Chan KT, Neaton JB, Cohen ML. First-principles study of metal adatom adsorption on graphene. *Physical Review B*. 2008; 77(23): 235430.

16. Kelly KL, Coronado E, Zhao LL, Schatz GC. The optical properties of metal nanoparticles: the influence of size, shape, and dielectric environment.

17. Elghanian R, Storhoff JJ, Mucic RC, Letsinger RL, Mirkin CA. Selective colorimetric detection of polynucleotides based on the distance-dependent optical properties of gold nanoparticles. *Science*. 1997; 277(5329): 1078-81.

18. Nair RR, Blake P, Grigorenko AN, Novoselov