لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۷، دورهٔ ۱۵، شمارهٔ ۱، صفحات: ۲۳-۱۶.

مقاله پژوهشی

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

علیرضا کشاورز [۱]
ثریا زنگنه زاده [۲]

۱. *استاد، دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شیراز، شیراز، ایران*

۲. *دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه فوتونیک- فیزیک، دانشگاه صنعتی شیراز، شیراز، ایران*

نویسندهٔ مسئول: ثریا زنگنه زاده، تلفن: ۰۷۱۳۷۳۵۳۵۱۱
پست الکترونیک: **soraya.zangeneh97@gmail.com**

خلاصه

مقدمه: امروزه، حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی به‌علت کاربردهای وسیع در زمینهٔ پزشکی، داروسازی و اندازه‌گیری پارامترهای شیمیایی و فیزیکی بسیار مورد توجه دانشمندان قرار گرفته‌اند. این حسگرها براساس تغییرات شیمیایی و زیستی در محیط نمونه طراحی می‌شوند. در این مقاله حساسیت حسگر به تغییرات ضریب شکست نمونه مورد بررسی قرار می‌گیرد.

روش بررسی: در این تحقیق تأثیر به‌کار بردن آلیاژ طلا- نقره در لایهٔ فلزی ساختار این حسگرها به‌صورت عددی به روش ضرایب بازتاب فرنل که از رایج‌ترین و اساسی‌ترین روش های بررسی اینگونه ساختارها هستند، شبیه‌سازی و بررسی شده است. طرح اصلی با توجه به ساختار کریشمان و استفاده از منشور BK۷، لایهٔ فلزی و درآخر گرافن بنا نهاده شده است. چشمهٔ نوری در اینجا لیزر He-Ne با طول‌موج ۶۳۲/۸ نانومتر می‌باشد.

یافته‌ها: نتایج نشان می‌دهند که اثر افزودن لایه‌های فلزی متفاوت (طلا، طلا۷۰ درصد- نقره۳۰ درصد، طلا۳۰ درصد-نقره۷۰ درصد و نقره) در ضخامت‌های مختلف نتایج متفاوتی را به‌همراه دارد. همچنین تعداد لایه‌های متفاوت گرافن در هرکدام از ضخامت‌های فوق و لایه های فلزی نتایج گوناگونی ارائه می‌دهد که می‌تواند به‌عنوان یک عامل کنترلی مدنظر قرار گیرد.

نتیجه‌گیری: با بررسی شبیه‌سازی‌ها و داده‌ها می‌توان نتیجه گرفت که حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی بهترین عملکرد را در ضخامت ۵۰ نانومتر دارند. در ضخامت ۵۰ نانومتر به‌ترتیب لایهٔ فلزی طلا، طلا۷۰ درصد- نقره۳۰ درصد برابر با نقره و سپس طلا۳۰ درصد- نقره۷۰ درصد بالاترین حساسیت را دارا هستند.

واژه‌های کلیدی: بیوحسگر، گرافن، لیگاند، آنالایت، تشدید پلاسمون سطحی

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]

مقدمه

علم پلاسمونیک به سال ۱۹۰۲ زمانی‌که وود[1] مشاهدات غیرقابل‌توجیه 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 نوسانات دسته‌جمعی الکترون‌های آزاد در فلز تعریف می‌کنند و پلاسمون‌های سطحی امواج الکترومغناطیسی هستند که در فصل مشترک فلز_دی‌الکتریک منتشر می‌شوند[۱و۲]. روش‌های متداولی برای برانگیختگی پلاسمون‌های سطحی وجود دارد که از جملهٔ آن‌ها می‌توان به جفت‌شدگی منشور و جفت‌شدگی توری فلزی اشاره کرد[۳و۴]. جفت‌شدگی منشور با دو آرایش متفاوت کریشمان[2] و اتوو[3] معرفی می‌شود[۵]. آرایش کریشمان که در آن فیلم نازک فلزی به روی سطح منشور لایه‌نشانی می‌شود، در ساخت بیوحسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی بیش از دو دهه است که که مورد توجه دانشمندان قرار گرفته است[۶و۷]. 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[۸و۹]. امروزه، توجه دانشمندان به این مهم است که با افزایش حساسیت این حسگرها اندازه‌گیری دقیق‌تر و نتایج بهتری به‌دست بیاورند. با درنظر گرفتن ساختار کریشمان به‌صورتی‌که 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 پلاسمون های سطحی با بردار موج kx در راستای x منتشر می‌شوند. در یک زاویهٔ مشخص که آن را به‌عنوان زاویهٔ تشدید درنظر می‌گیریم بازتاب به حداقل می‌رسد و تشدید پلاسمون سطحی رخ می‌دهد[۱و۲]. سطح خارجی این حسگرها با لایه‌ای از گیرنده‌های ثابت زیستی و شیمیایی(لیگاندها[4]) 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 بر همکنش‌های 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 ازجمله شدت، قطبش، طول‌موج و فاز می‌شود[۱۰و۱۱]. این برهمکنش‌ها در شکل ۱ (الف) مشاهده می‌شود.

همان‌طورکه در شکل ۱ (ب) مشاهده می‌شود، نمودار پاسخ محیط برحسب 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 کاهشی محیط است تا زمانی‌که باز تولید رخ دهد و محیط آماده پذیرش نمونهٔ بعدی شود[۱۰].

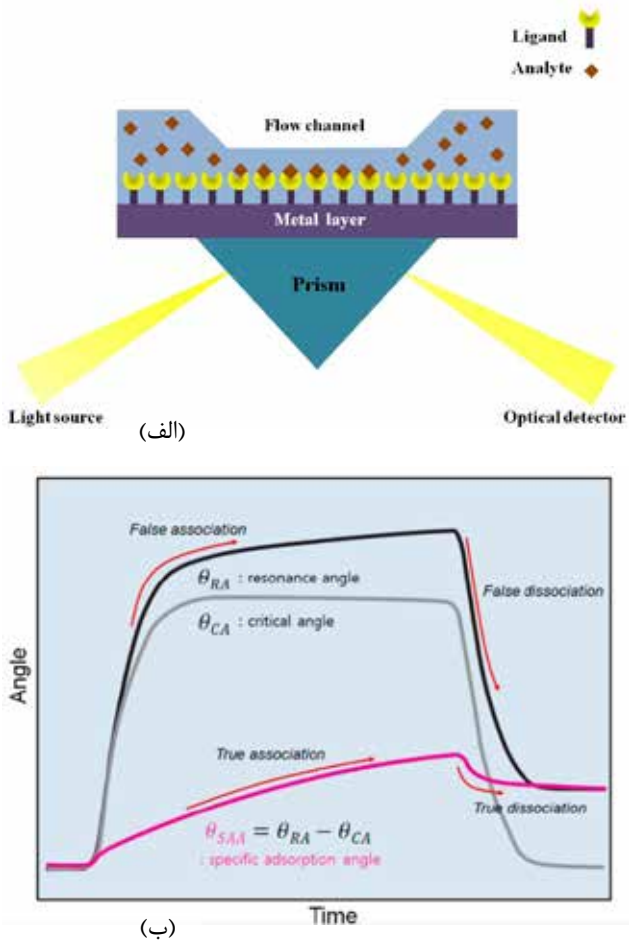
مراحل اجتماع و تجزیه بین لیگاندها و آنالایت‌ها به ۴ روش زیر صورت می‌گیرد:

۱. روش مستقیم

۲. روش ساندویچ

۳. روش رقابتی

۴. روش مهارکننده



شکل۱: ساختار حسگرهای SPR شامل گیرنده‌های ثابت زیستی و شیمیایی(لیگاند) و نمونهٔ مورد بررسی(آنالایت) (الف). نمودار بررسی عملکرد حساسیت‌سنجی بیوحسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی(ب)

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

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]

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 پلاسمون سطحی را بررسی می‌کنیم که اساس عملکرد آن ها مبتنی بر هرگونه تغییری در ضریب شکست محیط نمونه است که در تماس با خارجی‌ترین لایهٔ ساختار می‌باشد و با درنظر گرفتن جذب سطحی موجب تغییر ضریب شکست در نزدیکی سطح خارجی می‌شود[۱۳]. این تغییرات در ضریب شکست موجب تغییر در زاویهٔ 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 لایهٔ فلزی از فلزات نجیب به‌علت مقاومت بالا در برابر خوردگی، اکسیدشدن و زنگ‌زدگی استفاده می‌شود[۱۴]. امروزه، گرافن را به‌عنوان گیرنده‌های ثابت به روی سطح این حسگرها اضافه می‌کنند. با اضافه کردن لایهٔ 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 ویژهٔ حرارتی، انعطاف‌پذیری، مکانیکی گرافن را بسیار مورد توجه دانشمندان قرار داده است. منحنی ضریب بازتاب برحسب زاویهٔ فرودی به روی سیستم را منحنی تشدید پلاسمون سطحی یا به اختصار منحنی SPR می‌نامند. همان‌طورکه می‌دانیم نانوذرات فلزات در ابعاد گوناگون خواص اپتیکی، الکتریکی، شیمیایی، فیزیکی متفاوتی از خودشان نشان می‌دهد[۱۶و۱۷]. باتوجه 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 به‌صورت 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 بیوحسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون 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 لایهٔ فلزی به‌کار 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 به‌ترتیب شامل منشور_ فیلم فلزی، گرافن و محیط نمونه استفاده می‌کنیم. همان‌طورکه در شکل۲ مشاهده می‌کنید لایهٔ فلزی به روی منشور بدون هیچ واسطه‌ای قرارگرفته است و سپس گرافن بین فیلم فلزی و محیط نمونه قرار گرفته است.

پلاسمون های سطحی شکل‌گرفته در فصل مشترک فلز_دی‌الکتریک که به آن‌ها پلاریتون پلاسمون حجمی نیز می‌گویند، با بردار موج kx 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. kx و k به ترتیب در روابط (۱) و (۲) معرفی شده‌اند.

$$k_x = \frac{2\pi}{\lambda}\left(\frac{\varepsilon_m \varepsilon_d}{\varepsilon_m + \varepsilon_d}\right)^{\frac{1}{2}} \quad (۱)$$

$$k = \frac{2\pi}{\lambda} n_p \sin(\theta) \quad (۲)$$

در رابطهٔ (۱) ε_m و ε_d به‌ترتیب ثابت دی‌الکتریک فلز و ثابت دی‌الکتریک منشور هستند. در رابطهٔ (۲) n_p ضریب شکست منشور و θ زاویهٔ نور فرودی به منشور است. λ طول‌موج منبع نوری می‌باشد که دراین‌جا منبع نوری ما لیزر He_ Ne به طول‌موج ۶۳۲/۸ نانومتر می‌باشد.

چنانچه kx=k باشد، تشدید پلاسمون سطحی رخ می‌دهد[۲۰و۲۱]. با استفاده از روش ضرایب بازتاب فرنل ضریب فرنل ضریب بازتاب کا ساختار را به‌دست می‌آوریم. برای نور فرودی با قطبش P که از لایهٔ ام به لایهٔ ام عبور می‌یابد ضریب بازتاب را به‌صورت رابطهٔ (۳) تعریف می‌کنیم.

$$r_{ik} = \frac{\left(\frac{k_{zi}}{\varepsilon_i} - \frac{k_{zk}}{\varepsilon_k}\right)}{\left(\frac{k_{zi}}{\varepsilon_i} + \frac{k_{zk}}{\varepsilon_k}\right)} \quad (۳)$$

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

$$k_{zi} = \frac{2\pi}{\lambda}\left(\varepsilon_i - \varepsilon_0 \sin^2\theta\right)^{\frac{1}{2}} \quad (۴)$$

در این رابطه ε_0 ثابت دی‌الکتریک منشور است. ضریب بازتاب کل ساختار به این ترتیب محاسبه می‌شود[۲۱و۲۲].

$$r_{012} = \frac{r_{01} + r_{12}\exp(2ik_{z1}d_1)}{1 + r_{01}r_{12}\exp(2ik_{z1}d_1)} \quad (۵)$$

$$R_{012} = \left|r_{012}\right|^2 \quad (۶)$$

ازجمله عامل‌های سنجش عملکرد این حسگرها حساسیت آن‌ها می‌باشد. این حساسیت تغییرات زاویهٔ تشدید متناظر با تغییرات ضریب شکست محیط نمونه را مشخص می‌کند و به‌صورت زیر تعریف می‌شود[۲۴].

$$S = \frac{\Delta\theta_{SPR}}{\Delta n_s} \quad (۷)$$

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]

در این رابطه θ_{SPR} زاویهٔ تشدید پلاسمون سطحی و ns ضریب شکست محیط نمونه است. پس هرچه خارجی‌ترین لایهٔ ساختار که در تماس با محیط نمونه است جذب سطحی بالاتری داشته باشد، حساسیت این حسگرها بهبود می‌یابد.

باتوجه به لایهٔ فلزی که در اینجا آلیاژ طلا- نقره درنظر گرفته شده است، ضرایب شکست (n) و ضرایب خاموشی (κ) که میزان جذب نوری امواج الکترومغناطیسی منتشرشده در محیط را معرفی می‌کند در جدول۱ معرفی شده‌اند[۲۵].

ضریب شکست گرافن در ناحیهٔ مرئی از طریق رابطهٔ زیر محاسبه می‌شود.

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

جدول۱: ضریب شکست و ضریب خاموشی برای لایهٔ 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

C1 در این رابطه ثابتی برابر با ۵/۴۴۶ μm گرفته شده است[۶].

ضخامت هر لایهٔ گرافن ۰/۳۴ نانومتر است و ضخامت کل لایه‌های گرافن که در ساختار استفاده شده است به‌صورت رابطهٔ (۹) محاسبه می‌شود که در آن L تعداد لایه های گرافن است[۲۶و۲۷].

$$d_G = L * 0.34nm \qquad (۹)$$

یافته‌ها

در این مقاله هدف بررسی اثر افزودن آلیاژ طلا- نقره به حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی است. ازجمله عامل‌هایی که می‌تواند در عملکرد این حسگرها اثرگذار باشد، ضخامت لایهٔ فلزی، تعداد لایه‌های گرافن، جنس منشور و زاویهٔ 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 زاویهٔ فرودی به روی منشور مورد بررسی قرار می‌گیرد.

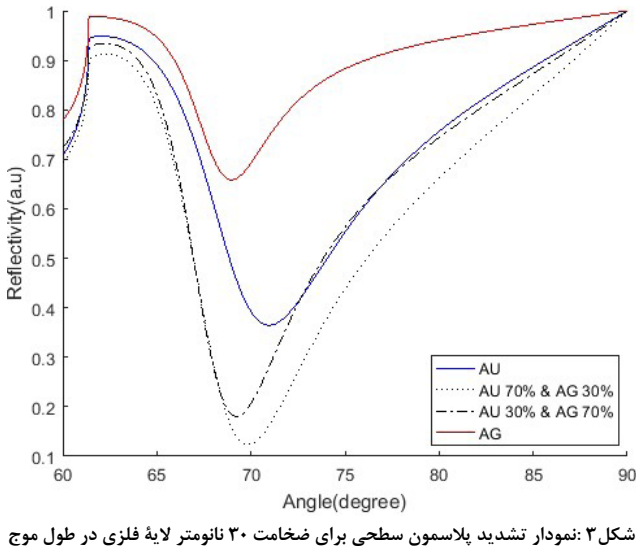
در شکل ۳ نمودار تشدید پلاسمون سطحی برای لایهٔ فلزی طلا، طلا- نقره و نقره رسم شده است. این نمودار برای یک لایهٔ گرافن و منشور BK7 در طول‌موج نور فرودی ۶۳۲/۸ نانومتر رسم شده است. با توجه به اینکه برای هر ماده‌ای که در مقابل تابش الکترومغناطیسی قرار می‌گیرد سه حالت جذب، بازتاب و عبور رخ می‌دهد و با درنظر گرفتن قانون پایستگی انرژی و معرفی ضرایب جذبA، عبورT، 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 هرکجاکه 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 زاویهٔ تشدید پلاسمون سطحی نامیده می‌شود[۴].

برای این چیدمان با درنظر گرفتن ضخامت لایهٔ فلزی ۳۰ نانومتر میزان شدت بازتاب به‌ترتیب برای طلا (a.u)۰/۳۶۴۷، طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد (a.u)۰/۱۲۳۵، طلا ۳۰ درصد- نقره ۷۰ درصد (a.u) ۰/۱۸۰۷و نقره (a.u)۰/۶۵۸۴ است.

در شکل۴ نمودار تشدید پلاسمون سطحی برای لایهٔ فلزی به ضخامت ۴۰ نانومتر رسم شده است. همان‌طورکه 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.

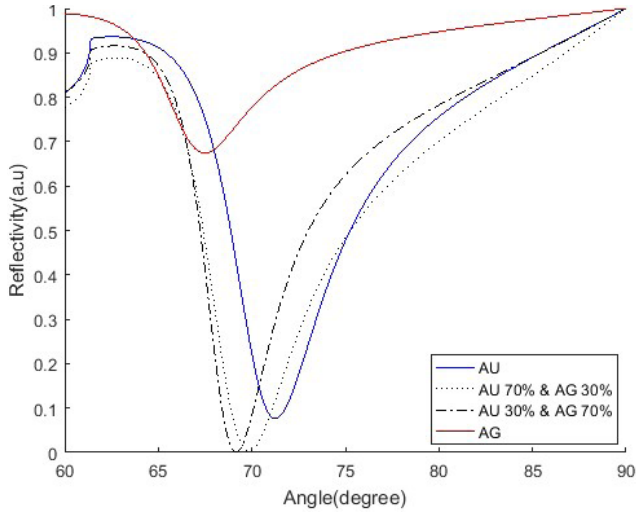
برای این چیدمان با درنظر گرفتن ضخامت لایهٔ فلزی ۴۰ نانومتر شدت بازتاب به‌ترتیب برای طلا (a.u)۰/۰۷۶۲، طلا ۷۰ درصد-نقره ۳۰ درصد (a.u) ۰/۰۰۲۸، طلا ۳۰ درصد- نقره ۷۰ درصد (a.u) ۰/۰۰۰۵ و نقره (a.u) ۰/۶۷۴۵ است.

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



شکل۳ :نمودار تشدید پلاسمون سطحی برای ضخامت ۳۰ نانومتر لایهٔ فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]



شکل۴: نمودار تشدید پلاسمون سطحی برای ضخامت ۴۰ نانومتر لایهٔ فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر

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

مقدار حداقل بازتاب‌های گزارش شده برای ساختار میزان جذب سطحی را مشـــخص می‌کند که کمترین میـــزان بازتاب به معنای شـــکل‌گیری پلاسمون‌های ســـطحی بهتری به دنبال جذب ســـطحی بالاتر در لایه‌ها می‌باشـــد. در موردهای مورد بررســـی در ضخامت ۴۰ نانومتر برای لایهٔ طلا۳۰ درصد- نقره۷۰ درصد نتیجه‌ای مطلوب به‌دست آمده است.

برای بررسی این حســـگرها محیط نمونه آب با ضریب شکست ۳۳/۱ و تغییرات ضریب شکست ۰/۰۰۵ درنظر گرفته‌شده است[۴].

با توجه به اینکه هرگونه تغییری در ضریب شکست محیط نمونه موجب تغییر در زاویهٔ تشدید پلاسمون سطحی می‌شود و به‌دنبال آن حساسیت حسگر تغییر می‌کند، پس از مهم‌ترین عوامل سنجش عملکرد این حسگر به‌دست آوردن انتقال زاویهٔ تشدید پلاسمون سطحی برای تغییرات ثابت ضریب شکست برای محیط‌های متفاوت است. بنابراین برای تغییر ۰/۰۰۵ ضریب شکســـت نمونه تغییرات زاویهٔ تشدید پلاسمون سطحی به‌ترتیب بـــرای ۳۰ نانومتـــر در جدول۲، ۴۰ نانومتر در جـــدول۳ و ۵۰ نانومتر در جدول۴ گزارش شده است.

از جمله عوامل دیگر در کنترل بهینه‌ســـازی عملکرد حسگرهای مبتنی بر تشـــدید پلاسمون ســـطحی تعداد لایه‌های گرافن می‌باشد. در شکل۴ تا شـــکل۷ تغییرات شدت بازتاب نســـبت‌به تعداد لایه‌ها به‌ترتیب گرافن به‌صورت جداگانه برای هرکدام از لایه‌های طلا، طلا ۷۰ درصد- نقره ۳۰ درصد، طلا۳۰ درصد-نقره۷۰ درصدو نقره رسم شده است.

جدول۲: تغییرات زاویهٔ تشدید پلاسمون سطحی قبل و بعد از جذب سطحی برای ضخامت۳۰ نانومتر لایهٔ فلزی

لایه	قبل از جذب سطحی	بعد از جذب سطحی	انتقال زایه تشدید پلاسمون سطحی
طلا	۷۰/۹۶۰۹	۷۱/۵۶۱۳	۰/۶۰۰۴
طلا۷۰٪- نقره۳۰٪	۶۹/۸۴۹۸	۷۰/۴۲۰۲	۰/۵۷۰۴
طلا۳۰٪- نقره۷۰٪	۶۹/۲۱۹۲	۶۹/۸۱۹۴	۰/۶۰۰۲
نقره	۶۸/۹۷۸۹	۶۹/۵۴۹۵	۰/۵۷۰۵

جدول۳: تغییرات زاویهٔ تشدید پلاسمون سطحی قبل و بعد از جذب سطحی برای ضخامت۴۰ نانومتر لایهٔ فلزی

لایه	قبل از جذب سطحی	بعد از جذب سطحی	انتقال زایه تشدید پلاسمون سطحی
طلا	۷۱/۲۶۱۲	۷۱/۹۵۱۹	۰/۶۹۰۶
طلا۷۰٪- نقره۳۰٪	۶۹/۸۴۹۸	۷۰/۴۶۰۱	۰/۶۱۰۳
طلا۳۰٪- نقره۷۰٪	۶۹/۱۵۹۱	۶۹/۷۵۹۰	۰/۵۹۹۹
نقره	۶۸/۹۴۸۹	۶۹/۵۴۹۵	۰/۶۰۰۶

جدول۴: تغییرات زاویهٔ تشدید پلاسمون سطحی قبل و بعد از جذب سطحی برای ضخامت۵۰ نانومتر لایهٔ فلزی

لایه	قبل از جذب سطحی	بعد از جذب سطحی	انتقال زایه تشدید پلاسمون سطحی
طلا	۷۱/۵۳۱۵	۷۲/۲۵۲۲	۰/۷۲۰۷
طلا۷۰٪- نقره۳۰٪	۶۹/۹۶۹۹	۷۰/۶۰۰۶	۰/۶۳۰۶
طلا۳۰٪- نقره۷۰٪	۶۹/۱۸۹۱	۶۹/۸۱۹۱	۰/۶۳۰۰
نقره	۶۸/۹۷۸۹	۶۹/۶۰۹۶	۰/۶۳۰۶

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]

شکل۵ ضخامت لایهٔ فلزی طلا ۳۰ نانومتر، ۴۰ نانومتر و ۵۰ نانومتر در نظر گرفته شده است. شدت بازتاب برای این ساختار به‌ترتیب برای ۳۰ نانومتر در ۱۱ لایهٔ گرافن، برای ۴۰ نانومتر در ۶ لایهٔ گرافن و برای ۵۰ نانومتر در ۴ لایهٔ گرافن به حداقل خود رسیده است پس در این تعداد لایه‌ها در هر ضخامت بیشترین جذب رخ می‌دهد.

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

در شکل۶ همانند شکل۴ این نمودار برای لایهٔ فلزی طلا ۷۰ درصد- نقره ۳۰ درصد رسم شده است. در این ساختار به‌ترتیب برای ۳۰ نانومتر در ۱۱ لایهٔ گرافن، برای ۴۰ نانومتر در ۸ لایهٔ گرافن و برای ۵۰ نانومتر در ۶ لایهٔ 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 و۵۰ نانومتر تعداد لایه‌های بهینهٔ گرافن بیشتر شده است. همچنین میزان شدت بازتاب نسبت به حالتی‌که از لایهٔ طلا استفاده کردیم بیشتر شده است که نشان‌دهندهٔ کاهش میزان جذب در لایه‌ها می‌باشد.

شکل۷ ضریب بازتاب برای لایهٔ فلزی طلا۳۰ درصد- نقره۷۰ درصد رسم شده است. در این ساختار به‌ترتیب برای ۳۰ نانومتر در ۱۳ لایهٔ گرافن، برای ۴۰ نانومتر در ۱۰ لایهٔ گرافن و برای ۵۰ نانومتر در ۹ لایهٔ گرافن به حداقل خود رسیده است پس در این تعداد لایه‌ها در هر ضخامت بیشترین جذب در ساختار رخ می‌دهد.

در این ساختار هم نسبت‌به ساختار طلا۷۰ درصد- نقره۳۰ درصد تعداد بهینهٔ لایه‌های گرافن افزایش یافته است.

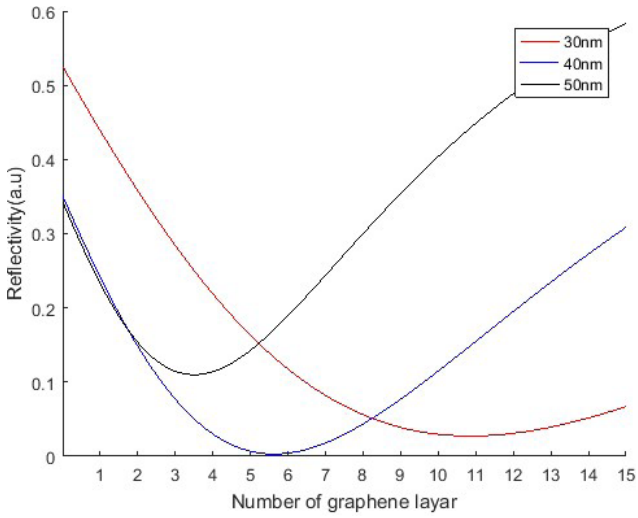
در شکل۸ فلز نقره درنظر گرفته شده است و تعداد بهینهٔ لایهٔ گرافن به ترتیب برای ۳۰ نانومتر در ۱۵ لایهٔ گرافن، برای ۴۰ نانومتر در ۱۲ لایهٔ گرافن و برای ۵۰ نانومتر در ۱۱ لایهٔ گرافن به حداقل خود رسیده است پس در این تعداد لایه‌ها در هر ضخامت بیشترین جذب در ساختار رخ می‌دهد.

باتوجه به داده‌های ارائه‌شده از شکل ۵ تا شکل ۸ می‌توان نتیجه گرفت که با افزایش ضخامت لایهٔ 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.

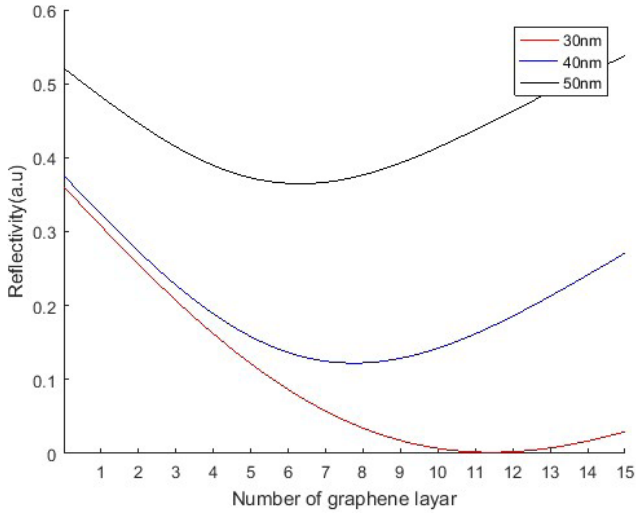
ساختار طراحی‌شده در این مقاله با توجه به طول‌موج‌انتخابی و منشور BK۷ در مقایسه با مرجع[۴] که تنها از طلا در لایهٔ فلزی استفاده کرده است، نتایج بهتری برای حساسیت حسگر نشان داده است. به‌عنوان مثال برای ضخامت ۵۰ نانومتر طلا و تعداد متفاوت لایهٔ گرافن مقدار حساسیت‌های به‌دست‌آمده در مرجع[۴] بین (RIU)۴۴ تا (RIU)۵۰ گزارش شده است درصورتی‌که در طراحی موجود در این مقاله با تغییر در جنس لایه‌ها برای یک لایهٔ گرافن و لایهٔ 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 درنظر گرفتن آلیاژ طلا- نقره در لایهٔ فلزی بود. طبق داده های به‌دست‌آمده برای لایهٔ فلزی به ضخامت ۳۰ نانومتر به‌ترتیب طلا، طلا ۳۰ درصد- نقره ۷۰ درصد، نقره و طلا ۷۰ درصد- نقره ۳۰ درصد بیشترین حساسیت را داشتند. حساسیت برای لایهٔ فلزی به ضخامت ۴۰ نانومتر به

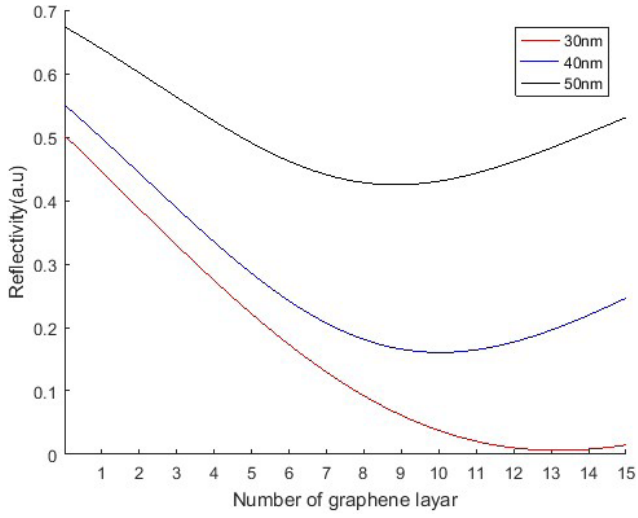


شکل۵: نمودار تغییرات حداقل بازتاب برحسب تعداد لایه‌های گرافن برای طلا در بهینهٔ زاویهٔ تشدید برای ضخامت‌های متفاوت لایهٔ فلزی در طول‌موج ۶۳۲/۸ نانومتر

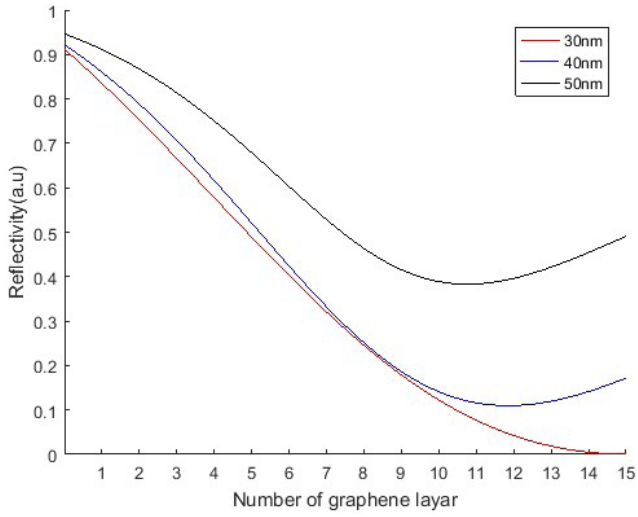


شکل۶: نمودار تغییرات حداقل بازتاب برحسب تعداد لایه‌های گرافن برای طلا۷۰ درصد- نقره۳۰ درصد در بهینهٔ زاویهٔ تشدید برای ضخامت‌های متفاوت لایهٔ فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]



شکل۷: نمودار تغییرات حداقل بازتاب برحسب تعداد لایه‌های گرافن برای طلا۳۰ درصد- نقره۷۰ درصد در بهینهٔ زاویهٔ تشـــدید برای ضخامت‌های متفاوت لایهٔ فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر



شکل۸: نمودار تغییرات حداقل بازتاب برحسب تعداد لایه‌های گرافن برای نقره در بهینهٔ زاویهٔ تشدید برای ضخامت‌های متفاوت لایهٔ فلزی در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر

ترتیـــب برای طلا، طلا ۳۰ درصد- نقره ۷۰ درصـــد، نقره و طلا ۷۰ درصد- نقره۳۰ درصد به‌دست آمده است. در ضخامت ۵۰ نانومتر مقدار حساسیت به ترتیب برای طلا و سپس طلا۷۰ درصد- نقره۳۰ درصد برابر با نقره و طلا ۳۰ درصد- نقره ۷۰ درصد به‌دست آمده است. ازطرف‌دیگر برای لایهٔ فلزی طلا بیشـــترین 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 لایهٔ نقره بیشترین جذب مجدد در ۳۰ نانومتر رخ می‌دهد. پس نتیجه می‌گیریم که طلا بهترین گزینه برای انتخاب لایهٔ فلزی در این ســـاختار از حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی است.

ازجمله محدودیت‌های این حســـگرها می‌توان به سطح مقطع برخورد کم که تنها در یک نقطه بین نور لیزر با سطح حسگر است، اشاره کرد که منجر به کاهش دقت و اطلاعات دریافتی از حســـگر می‌شود. به‌عنوان پیشنهاد با طراحی این حسگرها به‌صورتی‌که 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 زیســـتی در محیط مقاوم می‌کنند و با کمک از نتایج به‌دست آمده در این مقاله برای طراحی و ساخت این نوع حسگرهای بیولوژیکی اســـتفاده کرد و همچنین آن‌ها را در زمینه‌هایی مانند ســـنجش کیفیت غذا، اندازه‌گیری پارامترهای شـــیمیایی 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. InJournal 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.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]

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. InSurface 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. InA 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

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]