

طراحی نانوساختار سه لایه تنظیم پذیر و کاربرد آن در حسگرهای زیستی

خلاصه

مقدمه: در مقایسه با نانوذرات فلزی توپر، نانوپوسته‌های فلزی مدهای پلاسمونی تنظیم پذیر را در ناحیه نزدیک مادون قرمز، جایی که جذب بافت زیستی کمترین است، نشان می‌دهند.

روش بررسی: برای به دست آوردن خواص پلاسمونیک نانوپوسته کروی سه لایه، میدان الکتریکی موضعی تقویت شده که به صورت نسبت میدان الکتریکی موضعی در هر نقطه روی سطح نانو پوسته به میدان الکتریکی فرودی خارجی تعریف می‌شود، با استفاده از تقریب شبه استاتیک محاسبه شده است. با حل معادله لاپلاس کروی در سه بعد و اعمال شرایط مرزی، میدان الکتریکی در هر ناحیه (داخل هسته نقره، لایه دی الکتریک میانی، پوسته خارجی نقره) محاسبه شده است. قله‌های تشدید طیف پراکنده شده نانوپوسته نسبت به تغییرات خیلی کوچک در ضریب شکست محیط اطراف حساس است. بنابراین، می‌توان حساسیت نانوپوسته را، که به صورت شیب نمودار اختلاف بین قله‌های تشدید طیف پراکنده شده بر حسب ضریب شکست محیط اطراف ($\Delta\lambda/\Delta n$) تعریف می‌شود، محاسبه کرد.

یافته‌ها: نتایج محاسبات نشان می‌دهد که نانوپوسته طراحی شده با داشتن قله‌های پلاسمون در ناحیه مرئی امکان شناسایی بیومولکول‌های موجود در خون را فراهم می‌کند. ضریب شکست محلول هموگلوبین در ناحیه مرئی از ۱/۴۱۳ تا ۱/۴۳۸ است که با توجه به نتایج به دست آمده، چنین تغییراتی در ضریب شکست محیط اطراف یک زیست حسگر دارای ضخامت پوسته نقره کمتر (حداکثر تا ۳ نانومتر) با حساسیت 371.1 nm/RIU قابل شناسایی است. همچنین، در سیستم نانوپوسته با شعاع هسته کوچک یا دی الکتریک با ضخامت بیشتر، حساسیت بیشتر است. حساسیت نانوپوسته با شعاع هسته ۲۳ نانومتر برابر با $\Delta\lambda/\Delta n = 315.7$ nm/RIU است.

نتیجه گیری: طیف پلاسمونی نانوپوسته دارای دو قله تشدید پلاسمون در ناحیه مرئی است که شناسایی دو مولکول را امکان پذیر می‌سازد. نانوپوسته خواص پلاسمونیک تنظیم پذیر را از خود نشان می‌دهد. در سیستمی با ضخامت پوسته نقره کمتر، دو قله تشدید طیف پراکنده شده نانوپوسته کاملاً مشخص و حساسیت سیستم بیشتر است. علاوه بر پارامترهای هندسی، ضریب شکست محیط اطراف نیز طیف پلاسمونی نانوپوسته را تحت تأثیر قرار می‌دهد که از این ویژگی در حسگری به روش جابه جایی طول موج تشدید پلاسمون می‌توان استفاده کرد. به عنوان نمونه، کوچک ترین تغییر در غلظت خون و سطح اکسیژن در آن با حساسیت بالا قابل شناسایی است.

واژه‌های کلیدی: پلاسمون سطحی موضعی، حسگر زیستی، نانو پوسته

مریم سلیمی نسب^۱
فرزاد شیرزادی تبار^۲

۱. دکتری فیزیک، گروه فیزیک، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران
۲. استادیار فیزیک، گروه فیزیک، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران

نویسنده مسئول: فرزاد شیرزادی تبار، تلفن: ۰۹۳۵۴۷۹۶۶۳۴
پست الکترونیک: f.shirzadi@razi.ac.ir

مقدمه

نوری حرارتی یک نوع درمان غیرتهاجمی برای بیشتر بیماری‌ها از جمله سرطان است. اساس این روش درمان استفاده از نور همدوس لیزر و گرم کردن نانوذرات تزریق شده به بافت سرطانی بدون آسیب به سلول‌های سالم است [۱۰ و ۹].

با پیشرفت‌های اخیر در زمینه نانوفناوری، دانشمندان قادر به طراحی نانو ساختارهایی با شکل‌های متفاوت مانند نانومشور^۸ [۱۱]، نانومیله^۹ [۱۲]، نانوپوسته^{۱۰} [۱۳] و غیره شده‌اند. مطالعات نشان می‌دهند که نانوذرات طلا با اندازه قابل تنظیم و ساختار توخالی، تحت عکسبرداری با میکروسکوپ الکترونی، میدان پلاسمونیک بالایی را نمایش می‌دهند. لین و همکاران^{۱۱} [۱۴] با ترکیب دو روش لیتوگرافی پرتو الکترونی و تابش حرارتی فیلم‌های نازک فلزی، آرایشی از نانوذرات طلای توخالی و جامد با میدان نزدیک^{۱۲} تقویت شده‌ای را تولید کردند. نانو ساختارهای ناهمسانگرد بسیاری مانند نانوصفحه‌های مثلثی^{۱۳} [۱۵]، نانوستاره‌های طلا^{۱۴} [۱۶]، نانومکعب‌های نقره^{۱۵} [۱۷] و نانوحلقه‌های طلا^{۱۶} [۱۸] حساسیت بالایی را نسبت به ضریب شکست محیط اطراف نشان می‌دهند. طبیعت ناهمسانگرد آن‌ها میدان الکتریکی قوی و بارهای قطبیده سطحی زیادی را القاء می‌کند که منجر به بالا رفتن حساسیت LSPR نسبت به محیط اطراف می‌شود. بنابراین با کنترل هندسه نانو ساختارها و پیکربندی آن‌ها، تقویت میدان الکتریکی به حدی می‌رسد که قادر به بهبود حساسیت آشکارسازی سیستم‌ها خواهد بود.

در مقایسه با نانوذرات فلزی توپر و جامد، نانوپوسته‌های فلزی مدهای پلاسmoni تنظیم‌پذیری را در ناحیه نزدیک مادون قرمز، جایی که جذب بافت زیستی کمترین است، نشان می‌دهند [۱۹]. یکی از خواص اپتیکی جالب نانوپوسته‌های فلزی مربوط به LSPR است که با طراحی مناسب نسبت اندازه هسته به پوسته از ناحیه مرئی تا نزدیک مادون قرمز قابل تنظیم است. این خواص، نانوپوسته را به گزینه بسیار خوبی برای جذب و پراکندگی نور در ناحیه نزدیک مادون قرمز تبدیل می‌کند، زیرا در این ناحیه نور بیشترین عمق نفوذ را به درون بافت خواهد داشت. بنابراین، این ویژگی در مطالعه باکتری‌ها و سلول‌های زنده [۲۰]، توموگرافی همدوس اپتیکی [۲۱]، میکروسکوپ دو فوتونی [۲۲] و آزمایش ایمنی [۲۳] کاربرد دارد. نانوپوسته‌های چندلایه به دلیل کاربرد گسترده‌شان در زمینه

در سال‌های اخیر، در زمینه نانوپلاسمونیک تلاش‌های تحقیقاتی زیادی انجام شده است به طوری که با استفاده از روش‌های جدید تصویربرداری مولکولی، شناسایی بیومولکول‌ها و دارورسانی در علم زیست‌شناسی و پزشکی انقلابی ایجاد شده است [۲۰ و ۱]. امروزه، کاربرد نانو ساختارها در طراحی زیست‌حسگرهای اپتیکی یکی از موضوعات تحقیقاتی فعال در شناسایی اپتیکی و حسگرهای پزشکی است. برهم‌کنش لیزر و نانوذرات فلزی همانند طلا و نقره کاربردهای گسترده‌ای در زمینه‌های گوناگونی از جمله پزشکی دارد که یکی از مهم‌ترین این کاربردها تخریب سلول‌های سرطانی است. با استفاده از لیزر درمانی، تبدیل انرژی نور به گرما در محدوده پیکواتانیه انجام می‌شود که از این ویژگی، که سرطان درمانی نوری حرارتی^۱ نامیده می‌شود، در از بین بردن سلول‌های سرطانی استفاده می‌شود. نانوذرات نقره علاوه بر خواص ضدباکتریایی، ویژگی‌هایی از قبیل اثرات ضدقارچی و ضدالتهابی، سازگاری با محیط زیست، غیرمحرک و غیرحساسیت‌زا بودن، عدم ایجاد مقاومت در برابر میکروارگانسیم‌ها، مقاومت در برابر حرارت و پایداری زیاد را دارا هستند [۳].

یکی از مهم‌ترین اجزاء نانوپلاسمونیک، استفاده از نانو ساختارهای فلزی با خواص اپتیکی منحصر به فرد است. خواص اپتیکی نانوذرات فلزی، مربوط به تشدید پلاسمون سطحی موضعی^۲ (LSPR)، شامل طیف جذبی^۳ و پراکنده تنظیم‌پذیر [۴]، فلورسانس تقویت سطحی^۴ [۵]، پراکندگی رامان تقویت شده سطحی^۵ (SERS) [۶] است که توجه بسیاری از دانشمندان این حوزه را به خود جلب کرده است. بسامد LSPR به اندازه، شکل، ماده، ساختار و ترکیبات نانوذرات وابسته است و با تغییر این پارامترها در یک گستره وسیع قابل تغییر است [۷]. در بسامدی نزدیک بسامد LSPR، میدان الکتریکی موضعی اطراف نانوذرات فلزی تا مرتبه بالایی تقویت شده که SERS را نتیجه می‌دهد. این افزایش میدان الکتریکی مربوط به شکل تصادفی پلاسمون‌های موضعی یا "نقاط داغ"^۶ در اتصالات بین نانوذرات هستند که امکان شناسایی مولکول‌های چسبیده به سطح فلز به روش SERS را فراهم می‌کنند [۸]. میدان الکتریکی موضعی تقویت شده ناشی از LSPR دارای کاربردهای فراوانی از جمله اپتیک غیر خطی [۵]، آشکارسازی با استفاده از روش [SERS] [۶]، فناوری غشاء و داروهای زیستی مانند درمان نوری حرارتی پلاسمونیک^۷ (PPTT) است. درمان

8. Nanoprisms

9. Nanorods

10. Nanoshells

11. Lin et al

12. Near-field

13. Triangular silver nanoplates

14. Gold nanostatsrs

15. Silver nanocubes

16. Gold nanorings

1. Photo thermal cancer therapy

2. Localized surface plasmon resonance

3. Absorbtion Spectrum

4. Surface enhanced fluorescence

5. Surface enhanced Raman scattering

6. Hot spots

7. Plasmonic Photo thermal therapy

(۴)

$$\vec{E}_4 = -E_0(\sin \varphi \hat{\varphi} - \cos \varphi \hat{r}) + \frac{B_4}{r^3}(\sin \varphi \hat{\varphi} + 2 \cos \varphi \hat{r})$$

ضرایب هم عبارتند از:

$$A_1 = \frac{27\varepsilon_2\varepsilon_3\varepsilon_4R_2^3R_3^3}{a+b}E_0 \quad (۵)$$

$$A_2 = \frac{\varepsilon_1 + 2\varepsilon_2}{3\varepsilon_2}A_1 \quad (۶)$$

$$B_2 = \frac{(\varepsilon_2 - \varepsilon_1)R_1^3}{3\varepsilon_2}A_1 \quad (۷)$$

$$A_3 = \frac{(2\varepsilon_3 + \varepsilon_2)R_2^3A_2 + 2(\varepsilon_3 - \varepsilon_2)B_2}{3\varepsilon_3R_2^3} \quad (۸)$$

$$B_3 = \frac{(\varepsilon_3 - \varepsilon_2)R_2^3A_2 + (\varepsilon_3 + 2\varepsilon_2)B_2}{3\varepsilon_3} \quad (۹)$$

$$B_4 = \frac{(\varepsilon_4 - \varepsilon_3)R_3^3A_3 + (\varepsilon_4 + 2\varepsilon_3)B_3}{3\varepsilon_4} \quad (۱۰)$$

همچنین قطبش پذیری نانو پوسته سه لایه در حضور میدان الکتریکی طبق رابطه زیر بیان می شود:

(۱۱)

$$\alpha = \frac{2\pi\varepsilon_0R_3^3}{\varepsilon_3 - \varepsilon_4} \left\{ \frac{6\varepsilon_3\varepsilon_4R_1^3}{a+b} [(2\varepsilon_2 + \varepsilon_1)(2\varepsilon_3 + \varepsilon_2)R_2^3 + 2(\varepsilon_2 - \varepsilon_1)(\varepsilon_3 - \varepsilon_2)R_1^3] + 2\varepsilon_3 + \varepsilon_4 \right\}$$

و ضرایب آن برابر هستند با:

(۱۲)

$$a = [2(\varepsilon_1 + 2\varepsilon_2)(\varepsilon_2 - \varepsilon_3)(\varepsilon_4 - \varepsilon_3)R_2^3 + 2(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)(2\varepsilon_2 + \varepsilon_3)(\varepsilon_4 - \varepsilon_3)R_1^3]R_2^3 \quad (۱۳)$$

$$b = [2(\varepsilon_2 - \varepsilon_1)(\varepsilon_2 - \varepsilon_3)(\varepsilon_3 + 2\varepsilon_4)R_1^3 - (\varepsilon_1 + 2\varepsilon_2)(\varepsilon_2 + 2\varepsilon_3)(\varepsilon_3 + 2\varepsilon_4)R_2^3]R_3^3$$

یافته‌ها

۱. تشدید پلاسمون در نانو پوسته

یک نانو پوسته سه لایه کروی به شعاع‌های $R_{1,2,3} = [10, 15, 20]$ nm و ثابت دی الکتریک $\varepsilon_{2,4} = [2.5, 1.5]$ در نظر می گیریم. شکل ۱ طیف EF نانو پوسته سه لایه کروی نقره دی الکتریک/نقره را نشان می دهد. همان طور که در شکل دیده می شود، میدان الکتریکی در نقاط مختلف نانو پوسته در نقطه A ($r=R_1+0.1\text{nm}$, $\varphi=0^\circ$)، نقطه B ($r=R_3+0.1\text{nm}$, $\varphi=0^\circ$)، نقطه C ($r=R_1+0.1\text{nm}$, $\varphi=90^\circ$) و نقطه D ($\varphi=90^\circ$) دارای سه قله در طول موج‌های ۲۹۴، ۳۹۲ و ۶۵۰ نانومتر است.

با توجه به نظریه هیبریداسیون پلاسمون، در اثر برهم کنش بین هسته

اسپکتروسکوپی و طراحی زیست حسگرها بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. از بین نانو پوسته‌های چند لایه، نانو پوسته سه لایه طلا-دی الکتریک-طلا توجه بیشتری را نسبت به سایر ساختارها به خود جلب کرده است [۲۴ و ۲۵]. در درمان‌های پیشرفته، زمانی که نانو پوسته‌های طلا تریز شده به سلول سرطانی در معرض تابش لیزر قرار بگیرند، با جذب انرژی و گرم شدن باعث تخریب سلول سرطانی می شوند [۲۵].

در این مقاله، خواص اپتیکی قابل تنظیم نانو پوسته کروی فلزی به شکل نانوکره سه لایه بر اساس تقریب شبه استاتیک و نظریه هیبریداسیون پلاسمون مورد بررسی قرار گرفته است. با تاباندن نور لیزر بر نانو پوسته سه لایه، طبق نظریه هیبریداسیون پلاسمون، در اثر برهم کنش قوی بین پلاسمون‌های سطحی پوسته و حفره داخلی نانو پوسته فلزی، طیف جذبی و پراکنده شده‌ای خواهیم داشت که در طول موج تشدید پلاسمون سطحی دارای قله است. در مقایسه با نانوذره فلزی توپر، نانو پوسته‌ها، خاصیت اپتیکی قابل تنظیمی از خود نشان می دهند و با تغییراتی در هندسه سیستم و ثابت دی الکتریک محیط اطراف، مد تشدید پلاسمون در محدوده بسامدی مورد نظر قرار خواهد گرفت.

روش بررسی

معادلات حاکم بر نانو پوسته سه لایه تک فلزی

برای به دست آوردن خواص پلاسمونیک نانو پوسته کروی سه لایه، میدان الکتریکی موضعی تقویت شده را که به صورت نسبت میدان الکتریکی موضعی در هر نقطه روی سطح نانو پوسته به میدان الکتریکی فردی خارجی تعریف می شود $EF = \left| \frac{\vec{E}}{\vec{E}_0} \right|$ ، با استفاده از تقریب شبه استاتیک محاسبه می کنیم. سیستم شامل هسته داخلی از جنس نقره با شعاع R_1 و تابع دی الکتریک مختلط ε_1 ، پوسته دی الکتریک با ضخامت $R_2 - R_1$ و ثابت دی الکتریک ε_2 ، پوسته نقره با ضخامت $R_3 - R_2$ و تابع دی الکتریک مختلط $\varepsilon_3 = \varepsilon_4$ است. ثابت دی الکتریک محیط اطراف ε_4 است.

با حل معادله لاپلاس کروی در سه بعد و اعمال شرایط مرزی، میدان الکتریکی در هر ناحیه (داخل هسته نقره، لایه دی الکتریک میانی، پوسته خارجی نقره) و ضرایب آن‌ها به صورت زیر به دست می آیند:

$$\vec{E}_1 = A_1(\sin \varphi \hat{\varphi} - \cos \varphi \hat{r}) \quad (۱)$$

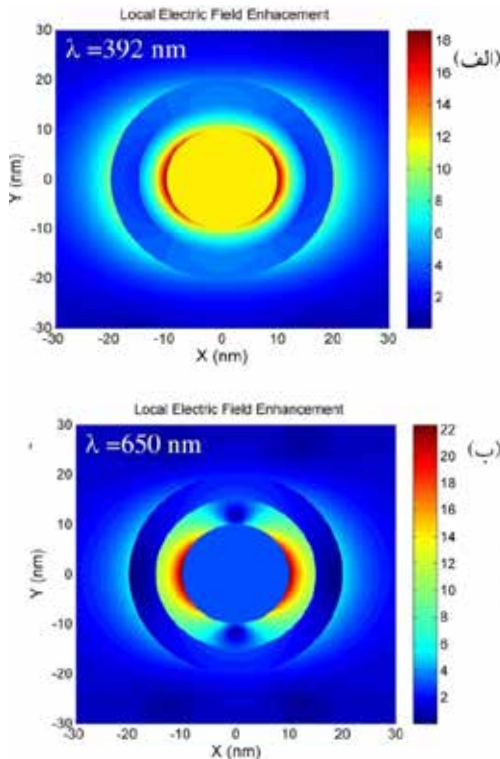
(۲)

$$\vec{E}_2 = A_2(\sin \varphi \hat{\varphi} - \cos \varphi \hat{r}) + \frac{B_2}{r^3}(\sin \varphi \hat{\varphi} + 2 \cos \varphi \hat{r})$$

(۳)

$$\vec{E}_3 = A_3(\sin \varphi \hat{\varphi} - \cos \varphi \hat{r}) + \frac{B_3}{r^3}(\sin \varphi \hat{\varphi} + 2 \cos \varphi \hat{r})$$

17. Enhancement Factor



شکل ۲: توزیع میدان الکتریکی نانوپوسته تک فلزی (الف) برهم‌کنش متقارن (ب) برهم‌کنش پادمقارن

EF در نزدیک هسته داخلی از جنس نقره در نانوپوسته سه‌لایه در نقاط داغ متمرکز شده‌است که در شکل با رنگ قرمز نشان داده شده‌است. نظریه هیبریداسیون پلاسمون در سیستم نانوپوسته باعث وابستگی شدید EF به پارامترهای هندسی می‌شود.

۲. بهینه‌سازی نانوپوسته برای کاربرد حسگری

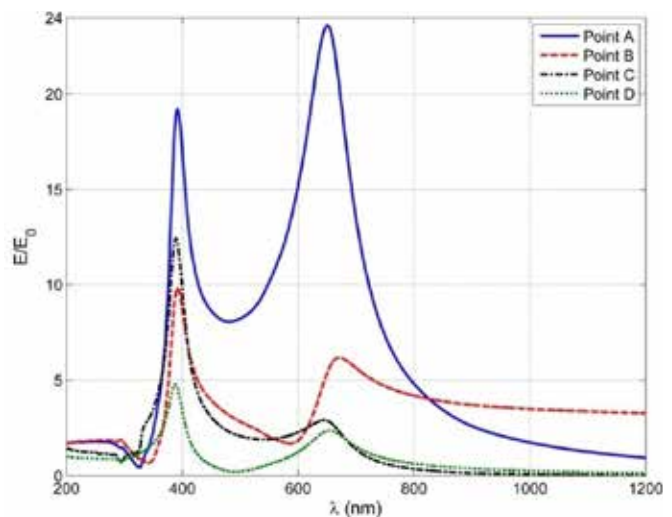
علاوه بر پارامترهای هندسی مانند شعاع هسته داخلی R_1 و شعاع دی الکتریک میانی R_2 ، ضریب شکست محیط اطراف نیز بر طیف جذبی و پراکنده‌شده نانوپوسته فلزی اثر خواهد داشت. شکل ۳ این اثر را به‌خوبی برای نانوپوسته سه‌لایه تک فلزی نقره/دی الکتریک/نقره با هندسه nm $R_{1,2,3} = [25, 45, 50]$ نشان می‌دهد. ضریب شکست محیط اطراف $n_4 = \sqrt{\epsilon_4}$ ، از ۱ تا ۲ تغییر می‌کند.

طبق شکل ۳ با افزایش ضریب شکست محیط اطراف، طول موج تشدید طیف پراکنده‌شده به سمت طول موج‌های بلند قرمز جابه‌جا می‌شود. در واقع، پیک‌های تشدید طیف پراکنده‌شده نانوپوسته نسبت به تغییرات خیلی کوچک در ثابت دی الکتریک محیط اطراف حساس است. بنابراین، می‌توان حساسیت سیستم نانوپوسته را محاسبه کرد. حساسیت به صورت شیب نمودار اختلاف بین قله‌های تشدید طیف پراکنده‌شده، $\Delta\lambda_{RLS}$ برای برحسب ضریب شکست محیط اطراف تعریف می‌شود $(\Delta\lambda/\Delta n)$.

فلزی داخلی و پوسته فلزی خارجی، نانوپوسته سه‌لایه حداکثر سه مُد پلاسمون خواهد داشت. مُد انرژی بالا با طول موج کوتاه‌تر ۲۹۴ نانومتر مربوط به برهم‌کنش متقارن بین هسته داخلی و پوسته خارجی، نسبتاً ضعیف است و از آن صرف‌نظر می‌کنیم. مُد انرژی میانی با طول موج ۳۹۲ نانومتر مربوط به برهم‌کنش متقارن بین هسته داخلی و پوسته خارجی و مُد انرژی پایین با طول موج بلندتر ۶۵۰ نانومتر مربوط به برهم‌کنش نامتقارن بین هسته داخلی و پوسته خارجی، قوی‌تر هستند و قابل مشاهده‌اند. همان‌طور که در شکل ۱ دیده می‌شود، در راستای موازی با میدان فرودی، EF هر دو قله تشدید در نقطه A قوی‌تر از نقطه B هستند. در راستای عمود بر میدان الکتریکی فرودی، EF هر دو قله تشدید در نقطه C قوی‌تر از نقطه D هستند. طیف EF نانوپوسته در نقاط مختلف روی سطح پوسته نشان می‌دهد بیشترین شدت تقویت میدان الکتریکی مربوط به تشدید پلاسمون سطحی موضعی هسته داخلی نقره است (نقاط A و C).

توزیع میدان الکتریکی اطراف نانوپوسته در برهم‌کنش متقارن و پادمقارن متفاوت است. توزیع میدان الکتریکی موضعی اطراف نانوپوسته در دو طول موج تشدید در نقطه A در شکل ۲ رسم شده است. برهم‌کنش متقارن بین مُد پلاسمون هسته داخلی نقره و پوسته خارجی نقره منجر به توزیع میدان الکتریکی ناهمسانگرد در لایه میانی دی الکتریک و محیط اطراف نانوپوسته در طول موج ۳۹۲ نانومتر شده است. همان‌طور که از شکل ۲-الف پیداست، EF در این طول موج ضعیف است. از طرف دیگر، برهم‌کنش پادمقارن بین مُدهای پلاسمون هسته داخلی نقره و پوسته خارجی نقره منجر به تولید توزیع میدان الکتریکی قوی‌تری در طول موج ۶۵۰ نانومتر می‌شود (شکل ۲-ب).

بیشترین تقویت در جایی رخ می‌دهد که به نقاط داغ 18 معروف است.



شکل ۳: طیف EF در نقاط مختلف نانوپوسته نقره/دی الکتریک/نقره

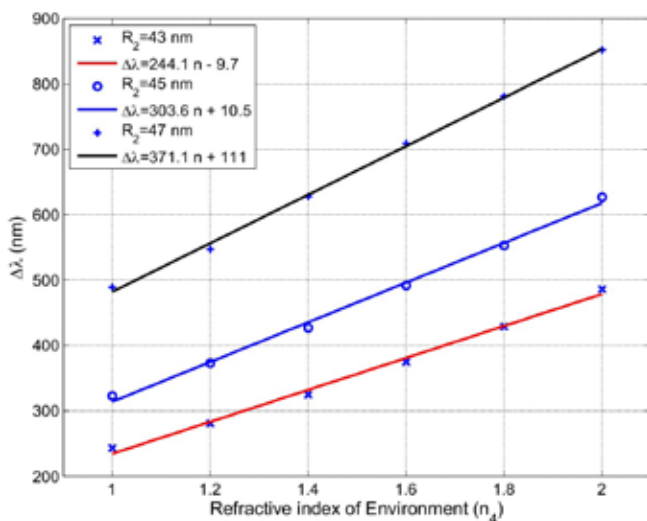
یا دی‌الکترونیک با ضخامت بیشتر، حساسیت بیشتر است. حساسیت نانو پوسته با شعاع ۲۳ نانومتر $\Delta\lambda/\Delta n = 315.7 \text{ nm/RIU}$ است.

شکل ۵ تغییرات $\Delta\lambda_{\text{RLS}}$ را نسبت به ضریب شکست محیط اطراف برای سه هندسه مختلف نانوپوسته سه‌لایه با شعاع‌های $R_{1,3} = [25, 50] \text{ nm}$ و $R_2 = [43, 45, 47]$ نشان می‌دهد. همان‌طور که از شکل ۵ پیداست، با افزایش شعاع دی‌الکترونیک میانی R_2 ، حساسیت سیستم (شیب نمودار خطی) افزایش می‌یابد. بنابراین در سیستمی با ضخامت بیشتر دی‌الکترونیک یا ضخامت کمتر پوسته نقره (حداکثر تا ۳ نانومتر)، دو قله تشدید طیف پراکنده شده نانوپوسته کامل مشخص و حساسیت سیستم بیشتر است. حساسیت نانو پوسته با شعاع دی‌الکترونیک ۴۷ نانومتر و ضخامت پوسته نقره ۳ نانومتر است $\Delta\lambda/\Delta n = 371.1 \text{ nm/RIU}$ است.

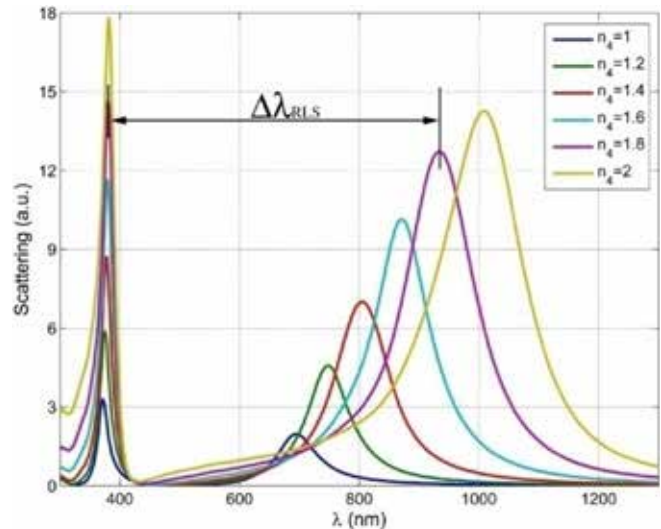
جذب نور توسط سلول‌های قرمز خون (RBC) به غلظت هموگلوبین و اکسیژن بستگی دارد. بنابراین، ضریب شکست RBC به چگالی و خواص جذب اپتیکی هموگلوبین وابسته است. ضریب شکست محلول هموگلوبین با غلظت $355/5 \text{ g/L}$ در ناحیه مرئی از $1/413$ تا $1/438$ است [۲۶]. هرچه غلظت گلبول‌های قرمز خون در محلول هموگلوبین بیشتر شود، ضریب شکست محلول بیشتر می‌شود. پس هر تغییر کوچکی در غلظت خون و سطح اکسیژن منجر به تغییراتی در ضریب شکست RBC می‌شود که توسط نانوپوسته به‌عنوان حسگر LSPR با حساسیت 371.1 nm/RIU قابل شناسایی است.

بحث و نتیجه‌گیری

نانوپوسته‌های کروی خواص پلاسمونیک قابل تنظیمی از خود نشان

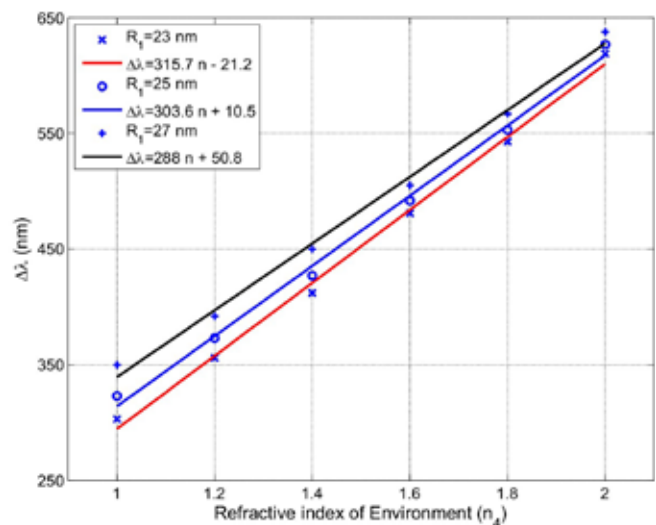


شکل ۵: حساسیت سیستم نانوپوسته نقره دی‌الکترونیک/نقره نسبت به تغییرات R_2



شکل ۳: تغییرات طیف پراکنده شده نانوپوسته به تغییرات ضریب شکست محیط اطراف

داشتن یک نانوپوسته حساس با کاربرد حسگر زیستی، دانستن حالت بهینه‌سازی پارامترهای هندسی سیستم لازم است. بنابراین در اینجا اثر پارامترهای هندسی شامل R_1 و R_2 را روی حساسیت سیستم مورد بررسی قرار می‌دهیم. شکل ۴ تغییرات $\Delta\lambda_{\text{RLS}}$ را نسبت به ضریب شکست محیط اطراف برای سه هندسه مختلف نانوپوسته سه‌لایه کروی با شعاع‌های $R_{1,3} = [23 \text{ nm}, 25 \text{ nm}, 27]$ و $R_{2,3} = [45, 50] \text{ nm}$ نشان می‌دهد. شکل ۴ همچنین برازش منحنی داده‌های $\Delta\lambda_{\text{RLS}}$ برحسب ضریب شکست محیط اطراف را به صورت یک خط نشان می‌دهد. معادله مرتبه اول حاکم، رفتار خطی حساسیت سیستم را نشان می‌دهد. با توجه به شکل ۴ با افزایش شعاع هسته داخلی نقره، حساسیت سیستم (شیب



شکل ۴: حساسیت سیستم نانوپوسته نقره دی‌الکترونیک/نقره نسبت به تغییرات R_1

نمودار خطی) کاهش می‌یابد. بنابراین در سیستمی با شعاع هسته کوچک

می‌دهند. خواص پلاسمونیک و اپتیکی این ساختارها براساس تقریب شبه‌استاتیک و نظریه هیبریداسیون پلاسمون مورد بررسی قرار گرفت. با تابش نور لیزر، نانوپوسته کروی نقره در راستای میدان فرودی قطبیده شده و همانند یک دوقطبی الکتریکی نوسان می‌کند. در اثر برهمکنش قوی بین پلاسمون‌های سطحی پوسته و حفره داخلی کره، طیف جذبی شدیدی خواهیم داشت که در طول موج تشدید پلاسمون سطحی دارای دو قله است و نسبت به تغییرات ضریب شکست یا غلظت محیط اطراف حساس می‌باشد. به عبارتی، با افزایش ضریب شکست محیط اطراف، قله طیف جذبی به سمت طول موج‌های بلند جابه‌جا می‌شود که از آن می‌توان به عنوان حسگر استفاده کرد. حساسیت سیستم نانوپوسته کروی سه‌لایه که به صورت شیب نمودار طول موج تشدید پلاسمون بر حسب ضریب شکست محیط بیرون تعریف می‌شود، 371.1 nm/RIU محاسبه شده است. اندازه کوچک نانوپوسته، تنظیم‌پذیری آن در یک طول موج خاص، دارا بودن دو قله تشدید پلاسمون برای شناسایی مولکول در یک زمان، حساسیت بالا و تکنولوژی ساده ساخت، نانوپوسته طراحی شده را به گزینه مناسبی جهت شناسایی مولکول‌ها تبدیل کرده است. این ویژگی‌های منحصر به فرد، در مقایسه با سایر حسگرهای طراحی شده توسط محققان دیگر در سال‌های اخیر، کم‌نظیر است. در انتها، استفاده از لایه‌ای از جنس گرافین به جای فلز نقره با توجه به خواص اپتیکی منحصر به فرد آن، در طراحی این زیست‌حسگر پیشنهاد می‌شود. همچنین، ساخت نمونه آزمایشگاهی این حسگر در تشخیص بیومولکول‌های موجود در خون پیشنهاد می‌شود.

References:

1. Brongersma ML. Nanoshells: gifts in a gold wrapper, *Nat Mater.* 2003; 2(5): 296.
2. Lal S, Link S, Halas NJ. Nano-optics from sensing to wave guiding, *Nature Photon.* 2007; 1(11): 641.
3. Cheng FY, Chen CT, Yeh CS. Comparative efficiencies of photothermal destruction of malignant cells using antibody-coated silica@Au nanoshells, hollow Au/Ag nanospheres and Au nanorods, *Nanotechnology.* 2009; 20(42): 425104.
4. Khlebtsov B, Khanadeev V, Khlebtsov N. Tunable depolarized light scattering from gold and gold/silver nanorods, *Phys Chem.* 2010; 12(13): 3210.
5. Kumar S, Goel P, Singh DP, Singh JP. Highly sensitive superhydrophobic Ag nanorods array substrates for surface enhanced fluorescence studies, *Appl Phys Lett.* 2014; 104(2): 023107.
6. Wen X, Zhang Q, Chai J, Wong LM, Wang S, Xiong Q. Near-infrared active metamaterials and their applications in tunable surface-enhanced Raman scattering, *Opt Express.* 2014; 22(3): 2989.
7. Ma WY, Wu ZW, Zhang LH, Zhang J, Jian GS, Pan S. Theoretical study of the local surface plasmon resonance properties of silver nanosphere clusters, *Plasmonics.* 2013; 8(3): 1351.
8. Zhang YJ, Gao WT, Yang S, Liu SS, Zhao XY, Gao M, Wang YX, Yang H. Nanogaps in 2D Ag-nanocap arrays for surface enhanced Raman scattering, *J Raman Spectrosc.* 2013; 44(12): 1666.
9. Politano A, Cupolillo A, Di Profio G, Arafat H, Chiarello G, Curcio E. When plasmonics meets membrane technology, *Journal of Physics, Condensed Matter.* 2016; 28(36): 363003.
10. Ali MR, Ali HR, Rankin CR, El-Sayed MA. Targeting Heat Shock Protein 70 using Gold Nanorods Enhances Cancer Cell Apoptosis in Low Dose Plasmonic Photothermal Therapy, *Biomaterials.* 2016; 102: 1.
11. Haes AJ, Van Duyne RP. A Nanoscale Optical Biosensor: Sensitivity and Selectivity of an Approach Based on the Localized Surface Plasmon Resonance Spectroscopy of Triangular Silver Nanoparticles, *J Am Chem Soc.* 2002; 124(35): 10596.
12. Chau YF, Chen MW, Tsai DP. Three-dimensional analysis of surface plasmon resonance modes on a gold nanorod, *Appl Opt.* 2009; 48(3): 617.
13. Sung MJ, Ma YF, Chau YF, Huang DW. Plasmon field enhancement in silver core-protruded silicon shell nanocylinder illuminated with light at 633 nm, *Appl Opt.* 2010; 49(32): 6295.
14. Lin J, He W, Vilayurganapathy S, Peppernick SJ, Wang B, Palepu S, Remec M, Hess WP, Hmelo AB, Pantelides ST, Dickerson JH. Growth of Solid and Hollow Gold Particles through the Thermal Annealing of Nanoscale Patterned Thin Films, *ACS Appl Mater Interf.* 2013; 5(22): 11590.
15. Charles DE, Aherne D, Gara M, Ledwith DM, Gun'ko YK, Kelly JM, Blau WJ, Brennan-Fournet ME. Versatile solution phase triangular silver nanoplates for highly sensitive plasmon resonance sensing, *ACS Nano.* 2010; 4(1): 55.
16. Chirumamilla M, Gopalakrishnan A, Toma A, Zaccaria RP, Krahe R. Plasmon resonance tuning in metal nanostars for Surface Enhanced Raman Scattering, *Nanotechnology.* 2014; 25(23): 235303.
17. Sherry LJ, Chang SH, Schatz GC, Van Duyne RP, Wiley BJ, and Xia YN. Localized surface plasmon resonance spectroscopy of single silver nanocubes, *Nano Lett.* 2005; 5(10): 2034.
18. Larsson EM, Alegret J, Kall M, Sutherland DS. Sensing characteristics of NIR localized surface plasmon resonances in gold nanorings for application as ultrasensitive biosensors, *Nano Lett.* 2007; 7(5): 1256.
19. Oldenburg S, Jackson J, Westcott S, Halas NJ. Infrared extinction properties of gold nanoshells, *Appl Phys Lett.* 1999; 75(19): 2897.

20. Kneipp K, Haka AS, Kneipp H, Badizadegan K, Yoshizawa N, Boone C, Shafer-Peltier KE, Motz JT, Dasari RR, Feld MS. Surface-Enhanced Raman Spectroscopy in Single Living Cells Using Gold Nanoparticles, *Appl Spectrosc*, 2002; 56(2): 150.

21. Lin AW, Lewinski NA, West JL, Halas NJ, Drezek RA. Optically tunable nanoparticle contrast agents for early cancer detection: model-based analysis of gold nanoshells, *J. Biomed. Opt.* 2005; 10(6): 064035.

22. Park J, Estrada A, Sharp K, Sang K, Schwartz JA, Smith DK, Coleman C, Payne JD, Korgel BA, Dunn AK, Tunnell JW. Two-photon-induced photoluminescence imaging of tumors using near-infrared excited gold nanoshells, *Opt. Express*. 2008; 16(3):1590.

23. Cui Y, Ren B, Yao JL, Gu RA, Tian ZQ. Synthesis of Agcore Aushell Bimetallic Nanoparticles for Immunoassay Based on Surface-Enhanced Raman Spectroscopy, *J Phys Chem B*. 2006; 110(9): 4002.

24. Acunto MD, Cricenti A, Danti S, Dinarelli S, Luce M, Moroni D, Salvetti O. Detection and localization of gold nanoshells inside cells: near-field approximation, *Applied Optics*. 2016; 55(34): 11.

25. Afkhami Garaei M, Saliminasab M, Nadgaran H, Moradian R. A Hybrid Plasmonic Bimetallic Nanoshell-Microsphere Sensor for Cancer Market Protein Detection, *Plasmonics*. 2017; 12(6): 1953.

26. Friebel M, Meinke M. Model function to calculate the refractive index of native hemoglobin in the wavelength range of 250-1100 dependent of concentration, *Appl Opt*. 2006; 45(12): 2838.