لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۷، دورهٔ ۱۵، شمارهٔ ۲، صفحات: ۲۵-۱۸.

مقاله پژوهشی

طراحی نانوساختار سه‌لایهٔ تنظیم‌پذیر و کاربرد آن در حسگرهای زیستی

مریم سلیمی‌نسب [۱]
فرزاد شیرزادی‌تبار [۲]

خلاصه

مقدمه: در مقایسه با نانوذرات فلزی توپر، نانوپوسته‌های فلزی مُدهای پلاسمونی تنظیم‌پذیری را در ناحیهٔ نزدیک مادون قرمز، جایی که جذب بافت زیستی کمترین است، نشان می‌دهند.

روش بررسی: برای به‌دست آوردن خواص پلاسمونیکی نانوپوستهٔ کروی سه‌لایه، میدان الکتریکی موضعی تقویت شده که به‌صورت 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 معادلهٔ لاپلاس کروی در سه‌بعد و اعمال شرایط مرزی، میدان الکتریکی در هر ناحیه (داخل هستهٔ نقره، لایهٔ دی‌الکتریک میانی، پوستهٔ خارجی نقره) محاسبه شده است. قله‌های تشدید طیف پراکنده‌شدهٔ نانوپوسته نسبت به تغییرات خیلی کوچک در ضریب شکست محیط اطراف حساس است. بنابراین، می‌توان حساسیت نانوپوسته را، که به‌صورت شیب نمودار اختلاف بین قله‌های تشدید طیف پراکنده‌شده بر حسب ضریب شکست محیط اطراف ($\Delta\lambda/\Delta n$) تعریف می‌شود، محاسبه کرد.

یافته‌ها: نتایج محاسبات نشان می‌دهد که نانوپوستهٔ طراحی‌شده با داشتن قله‌های پلاسمون در ناحیهٔ مرئی امکان شناسایی بیومولکول‌های موجود در خون را فراهم می‌کند. ضریب شکست محلول هموگلوبین در ناحیهٔ مرئی از ۱/۴۱۳ تا ۱/۴۳۸ است که با توجه به نتایج به‌دست‌آمده، چنین تغییراتی در ضریب شکست محیط اطراف یک زیست‌حسگر دارای ضخامت پوستهٔ نقره کمتر (حداکثر تا ۳ نانومتر) با حساسیت 371.1 nm/RIU قابل شناسایی است. همچنین، در سیستم نانوپوسته با شعاع هستهٔ کوچک یا دی‌الکتریک با ضخامت بیشتر، حساسیت بیشتر است. حساسیت نانوپوسته با شعاع هستهٔ ۲۳ نانومتر برابر با $\Delta\lambda/\Delta n$= 315.7 nm/RIU است.

نتیجه‌گیری: طیف پلاسمونی نانوپوسته دارای دو قلهٔ تشدید پلاسمون در ناحیهٔ مرئی است که شناسایی دو مولکول را امکان‌پذیر می‌سازد. نانوپوسته خواص پلاسمونیکی تنظیم‌پذیری را از خود نشان می‌دهد. در سیستمی با ضخامت پوستهٔ نقره کمتر، دو قلهٔ تشدید طیف پراکنده‌شدهٔ نانوپوسته کاملاً مشخص و حساسیت سیستم بیشتر است. علاوه‌بر پارامترهای هندسی، ضریب شکست محیط اطراف نیز طیف پلاسمونی نانوپوسته را تحت‌تأثیر قرار می‌دهد که از این ویژگی در حسگری به روش جابه‌جایی طول‌موج تشدید پلاسمون می‌توان استفاده کرد. به‌عنوان نمونه، کوچک‌ترین تغییر در غلظت خون و سطح اکسیژن در آن با حساسیت بالا قابل شناسایی است.

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

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

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

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

[Downloaded from icml.ir on 2025-11-04]

مقدمه

در سال‌های اخیر، در زمینهٔ نانوپلاسمونیک تلاش‌های تحقیقاتی زیادی انجام شده اســت به‌طوری‌که با استفاده از روش‌های جدید تصویربرداری مولکولی، شناســایی بیومولکول‌ها و دارورســانی در علم زیست‌شناسی و پزشــکی انقلابی ایجاد شده‌اســت[۱و۲]. امروزه، کاربرد نانوساختارها در طراحی زیست‌حســگرهای اپتیکی یکی از موضوعات تحقیقاتی فعال در شناســایی اپتیکی و حسگرهای پزشکی است. برهم‌کنش لیزر و نانوذرات فلزی همانند طلا و نقره کاربردهای گســترده‌ای در زمینه‌های گوناگونی ازجمله پزشکی دارد که یکی از مهم‌ترین این کاربردها تخریب سلول‌های سرطانی اســت. با اســتفاده از لیزر درمانی، تبدیل انرژی نور به گرما در محدودهٔ پیکوثانیه انجام می‌شــود که از این ویژگی، که ســرطان‌درمانی نوری حرارتی[۱] نامیده می‌شود، در از بین بردن سلول‌های سرطانی استفاده می‌شود. نانوذرات نقره علاوه‌بر خواص ضدباکتریایی، ویژگی‌هایی از قبیل اثرات ضدقارچی و ضدالتهابی، ســازگاری با محیط زیســت، غیرمحرک و غیرحساســیت‌زا بودن، عدم ایجاد مقاومت در برابر میکروارگانیســم‌ها، مقاومت در برابر حرارت و پایداری زیاد را دارا هستند[۳].

یکی از مهم‌ترین اجزاء نانوپلاسمونیک، استفاده از نانوساختارهای فلزی با خواص اپتیکی منحصر به فرد است. خواص اپتیکی نانوذرات فلزی، مربوط به تشدید پلاسمون ســطحی موضعی[۲] (LSPR)، شامل طیف جذبی[۳] و پراکندهٔ تنظیم‌پذیر[۴]، فلورسانس تقویت سطحی[۴][۵]، پراکندگی رامان تقویت‌شدهٔ سطحی[۵] (SERS)[۶] است که توجه بسیاری از دانشمندان این حوزه را به خود جلب کرده است. بسامد LSPR به اندازه، شکل، ماده، ســاختار و ترکیبات نانوذرات وابسته است و با تغییر این پارامترها در یک گسترهٔ وسیع قابل تغییر اســت[۷]. در بسامدی نزدیک بسامد LSPR، میدان الکتریکی موضعی اطراف نانوذرات فلزی تا مرتبهٔ بالایی تقویت‌شده کــه SERS را نتیجــه می‌دهد.این افزایش میــدان الکتریکی مربوط به شــکل تصادفی پلاســمون‌های 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 تقویت‌شده ناشی از LSPR دارای کاربردهای فراوانی از جمله اپتیک غیر خطی[۵]، آشکارســازی با اســتفاده از روش SERS[۶]، فناوری غشاء و داروهای زیســتی مانند درمان نوری حرارتی پلاسمونیکی[۷] (PPTT) است. درمان نوری حرارتی یک نوع درمان غیرتهاجمی برای بیشــتر بیماری‌ها ازجمله سرطان است. اساس این روش درمان استفاده از نور همدوس لیزر و گرم کردن نانوذرات تزریق‌شــده به بافت ســرطانی بدون آسیب به سلول‌های سالم است[۹و۱۰].

بــا پیشــرفت‌های اخیــر در زمینهٔنانوفنــاوری، دانشــمندان قادر به طراحی نانوســاختارهایی با شــکل‌های متفاوت مانند نانومنشور[۸][۱۱]، نانومیله[۹][۱۲]، نانوپوسته[۱۰][۱۳] و غیره شده‌اند. مطالعات نشان می‌دهند که نانوذرات طلا با اندازهٔ قابل تنظیم و ساختار توخالی، تحت عکسبرداری با میکروســکوپ الکترونی، میدان پلاسمونیکی 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] تقویت‌شده‌ای را تولید کردند. نانوساختارهای ناهمسانگرد بسیاری مانند نانوصفحه‌های مثلثی نقره[۱۳][۱۵]، نانوستاره‌های طلا[۱۴][۱۶]، نانومکعب‌های نقره[۱۵][۱۷] و نانوحلقه‌های طلا[۱۶][۱۸] حساســیت بالایی را نســبت‌به ضریب شکســت محیط اطراف نشــان می‌دهنــد. طبیعت ناهمسانگرد آن‌ها میدان الکتریکی قوی و بارهای قطبیدهٔ سطحی زیادی را القاء می‌کند که منجر به بالا رفتن حساســیت LSPR نسبت‌به محیط اطراف می‌شود. بنابراین با کنترل هندسهٔ نانوساختارها و پیکربندی آن‌ها، تقویت میدان الکتریکی به حدی می‌رســد که قادر به بهبود حساســیت آشکارسازی سیستم‌ها خواهد بود.

در مقایســه با نانوذرات فلزی توپر و جامد، نانوپوسته‌های فلزی مُدهای پلاسمونی تنظیم‌پذیری را در ناحیهٔ نزدیک مادون قرمز، جایی که جذب بافت زیســتی کمترین است، نشان می‌دهند[۱۹]. یکی از خواص اپتیکی جالب نانوپوسته‌های فلزی مربوط به LSPR است که با طراحی مناسب نسبت اندازهٔ هسته به پوســته از ناحیهٔ مرئی تا نزدیک مادون قرمز قابل تنظیم اســت. این خواص، نانوپوسته را به گزینهٔ بسیار خوبی برای جذب و پراکندگــی نور در ناحیهٔ نزدیک مادون قرمز تبدیل می‌کند، زیرا در این ناحیه نور بیشترین عمق نفوذ را به درون بافت خواهد داشت. بنابراین، این ویژگی در مطالعهٔ باکتری‌ها و ســلول‌های زنده[۲۰]، توموگرافی همدوس اپتیکی[۲۱]، میکروسکوپ دو فوتونی[۲۲] و آزمایش ایمنی[۲۳] کاربرد دارد. نانوپوســته‌های چندلایه به‌دلیــل کاربرد گسترده‌شــان در زمینهٔ

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
8. Nanoprisms
9. Nanorods
10. Nanoshells
11. Lin et al
12. Near-field
13. Triangular silver nanoplates
14. Gold nanostatrs
15. Silver nanocubes
16. Gold nanorings

[Downloaded from icml.ir on 2025-11-04]

اسپکتروسکوپی و طراحی زیست‌حسگرها بسیار مورد توجه قرار گرفته‌اند. از بین نانوپوســـته‌های چندلایه، نانوپوســـتهٔ ســـه‌لایهٔ طلا-دی‌الکتریک-طلا توجه بیشـــتری را نســـبت‌به ســـایر ســـاختارها به خود جلب کرده است[۲۴و۲۵]. در درمان‌های پیشـــرفته، زمانی که نانوپوسته‌های طلای ترزیق‌شده به ســـلول سرطانی در معرض تابش لیزر قرار بگیرند، با جذب انرژی و گرم شدن باعث تخریب سلول سرطانی می‌شوند[۲۵].

در ایـــن مقاله، خـــواص اپتیکی قابل تنظیم نانوپوســـتهٔ کروی فلزی به شکل نانوکرهٔ سه‌لایه براساس تقریب شبه‌استاتیک و نظریهٔ هیبریداسیون پلاســـمون مورد بررسی قرار گرفته است. با تاباندن نور لیزر بر نانو پوستهٔ ســـه‌لایه، طبق نظریهٔ هیبریداســـیون پلاســـمون، در اثر برهم‌کنش قوی بین پلاســـمون‌های سطحی پوسته و حفرهٔ داخلی نانوپوستهٔ فلزی، طیف جذبی و پراکنده‌شده‌ای خواهیم داشت که در طول‌موج تشدید پلاسمون ســـطحی دارای قله است. در مقایســـه با نانوذرهٔ فلزی توپر، نانوپوسته‌ها، خاصیـــت اپتیکی قابل تنظیمی از خود نشـــان می‌دهند و با تغییراتی در هندسهٔ سیســـتم و ثابت دی‌الکتریک محیط اطراف، مُد تشدید پلاسمون در محدودهٔ بسامدی مورد نظر قرار خواهد گرفت.

روش بررسی

معادلات حاکم بر نانوپوستهٔ سه‌لایهٔ تک‌فلزی

برای به‌دست آوردن خواص پلاسمونیکی نانوپوستهٔ کروی سه‌لایه، میدان الکتریکی موضعی تقویت‌شـــده را که به‌صورت نســـبت میدان الکتریکی موضعی در هر نقطه روی ســـطح نانوپوســـته به میدان الکتریکی فرودی خارجی تعریف می‌شود $EF=\left|\vec{E}/\vec{E}_0\right|$ [۱۷]، با استفاده از تقریب شبه‌استاتیک محاسبه می‌کنیم. سیستم شامل هستهٔ داخلی از جنس نقره با شعاع R_1 و تابع دی‌الکتریک مختلط ε_1، پوســـتهٔ دی‌الکتریک با ضخامت $R_2 - R_1$ و ثابـــت دی‌الکتریک ε_2، پوســـتهٔ نقره با ضخامـــت $R_3 - R_2$ و تابع دی الکتریک مختلط $\varepsilon_1=\varepsilon_3$ اســـت. ثابت دی‌الکتریک محیط اطراف ε_4 است.

با حل معادلهٔ لاپلاس کروی در ســـه بعد و اعمال شرایط مرزی، میدان الکتریکی در هر ناحیه (داخل هستهٔ نقره، لایهٔ دی‌الکتریک میانی، پوستهٔ خارجی نقره) و ضرایب آن‌ها به‌صورت زیر به‌دست می‌آیند:

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

$$\vec{E}_2 = A_2(\sin\varphi\,\hat{\varphi} - \cos\varphi\,\hat{r}) + \frac{B_2}{r^3}(\sin\varphi\,\hat{\varphi} + 2\cos\varphi\,\hat{r}) \quad (۲)$$

$$\vec{E}_3 = A_3(\sin\varphi\,\hat{\varphi} - \cos\varphi\,\hat{r}) + \frac{B_3}{r^3}(\sin\varphi\,\hat{\varphi} + 2\cos\varphi\,\hat{r}) \quad (۳)$$

$$\vec{E}_4 = -E_0(\sin\varphi\,\hat{\varphi} - \cos\varphi\,\hat{r}) + \frac{B_4}{r^3}(\sin\varphi\,\hat{\varphi} + 2\cos\varphi\,\hat{r}) \quad (۴)$$

ضرایب هم عبارت‌اند از:

$$A_1 = \frac{27\varepsilon_2\varepsilon_3\varepsilon_4 R_2^{\,3} R_3^{\,3}}{a+b} E_0 \quad (۵)$$

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

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

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

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

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

همچنین قطبش‌پذیری نانوپوستهٔ ســـه‌لایه در حضور میدان الکتریکی طبق رابطهٔ زیر بیان می‌شود:

$$\alpha = \frac{2\pi\varepsilon_0 R_3^3}{\varepsilon_3 - \varepsilon_4}\left\{\frac{6\varepsilon_3\varepsilon_4 R_3^3}{a+b}\left[(2\varepsilon_2+\varepsilon_1)(2\varepsilon_3+\varepsilon_2)R_2^3 + 2(\varepsilon_2-\varepsilon_1)(\varepsilon_3-\varepsilon_2)R_1^3\right] + 2\varepsilon_3 + \varepsilon_4\right\} \quad (۱۱)$$

و ضرایب آن برابر هستند با:

$$a = [2(\varepsilon_1+2\varepsilon_2)(\varepsilon_2-\varepsilon_3)(\varepsilon_4-\varepsilon_3)R_2^{\,3} + 2(\varepsilon_1-\varepsilon_2)(2\varepsilon_2+\varepsilon_3)(\varepsilon_4-\varepsilon_3)R_1^{\,3}]R_2^{\,3} \quad (۱۲)$$

$$b = [2(\varepsilon_2-\varepsilon_1)(\varepsilon_2-\varepsilon_3)(\varepsilon_3+2\varepsilon_4)R_1^{\,3} - (\varepsilon_1+2\varepsilon_2)(\varepsilon_2+2\varepsilon_3)(\varepsilon_3+2\varepsilon_4)R_2^{\,3}]R_3^{\,3} \quad (۱۳)$$

یافته‌ها

۱. تشدید پلاسمون در نانوپوسته

یک نانوپوستهٔ سه‌لایهٔ کروی به شعاع‌های $R_{1,2,3}$=[10,15,20] nm و ثابت دی‌الکتریک $\varepsilon_{2,4}$= [2.5,1.5] درنظر می‌گیریم. شکل۱طیف EF نانوپوستهٔ سه‌لایهٔ کروی نقره/دی‌الکتریک/نقره را نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل دیده می‌شـــود، میدان الکتریکی در نقاط مختلف نانوپوسته در نقطـــهٔ A ($r=R_1+0.1$nm, $\varphi=0^\circ$)، نقطهٔ B ($r=R_3+0.1$nm ,) $\varphi=0^\circ$، نقطهٔ C ($r=R_1+0.1$nm, $\varphi=90^\circ$) و نقطهٔ D ($r=R_3+0.1$nm, $\varphi=90^\circ$) دارای سه قله در طول‌موج‌های ۲۹۴، ۳۹۲ و ۶۵۰ نانومتر است.

با توجه به نظریهٔ هیبریداســـیون پلاسمون، در اثر برهم‌کنش بین هستهٔ

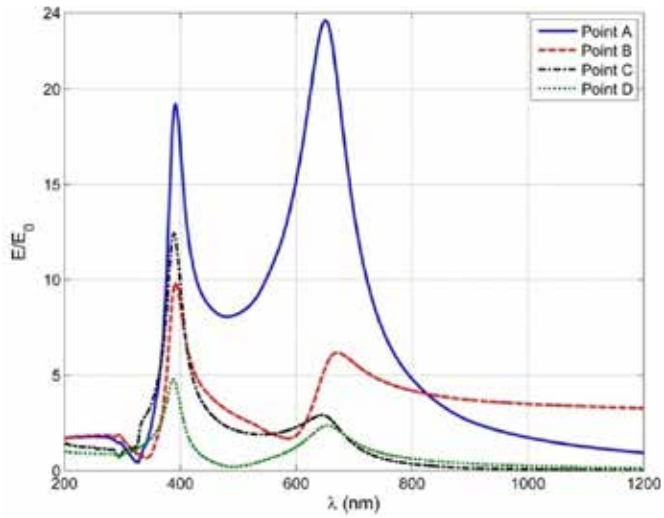
17. Enhancement Factor

[Downloaded from icml.ir on 2025-11-04]

فلزی داخلی و پوستهٔ فلزی خارجی، نانوپوستهٔ سه‌لایه حداکثر سه مُد پلاسمون خواهد داشت. مُد انرژی بالا با طول‌موجکوتاه‌تر ۲۹۴ نانومتر مربوط به برهم‌کنش متقارن بین هستهٔ داخلی و پوستهٔ خارجی، نسبتاً ضعیف است و از آن صرف‌نظر می‌کنیم. مُد انرژی میانی با طول‌موج۳۹۲ نانومتر مربوط به برهم‌کنش متقارن بین هستهٔ داخلی و پوستهٔ خارجی و مُد انرژی پایین با طول‌موجبلندتر ۶۵۰ نانومتر مربوط به برهم‌کنش نامتقارن بین هستهٔ داخلی و پوستهٔ خارجی، قوی‌تر هستند و قابل مشاهده‌اند. همان‌طورکه در شکل۱دیده می‌شود، در راستای موازی با میدان فرودی، EF هر دو قلهٔ تشدید در نقطهٔ A قوی‌تر از نقطهٔ B هستند. در راستای عمود بر میدان الکتریکی فرودی، EF هر دو قلهٔ تشدید در نقطهٔ C قوی‌تر از نقطهٔ D هستند. طیف EF نانوپوسته در نقاط مختلف روی سطح پوسته نشان می‌دهد بیشترین شدت تقویت میدان الکتریکی مربوط به تشدید پلاسمون سطحی موضعی هستهٔ داخلی نقره است (نقاط A و C).

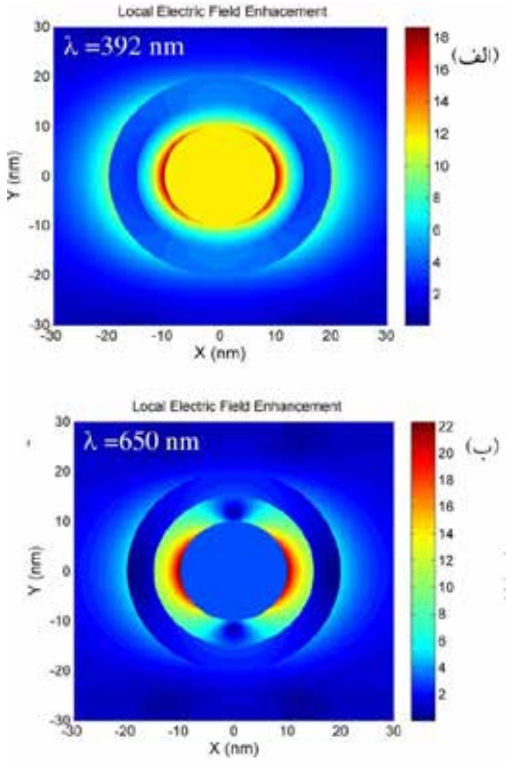
توزیع میدان الکتریکی اطراف نانوپوسته در برهم‌کنش متقارن و پادمتقارن متفاوت است. توزیع میدان الکتریکی موضعی اطراف نانوپوسته در دو طول‌موجتشدید در نقطهٔ A در شکل۲رسم شده است. برهم‌کنش متقارن بین مُد پلاسمون هستهٔ داخلی نقره و پوستهٔ خارجی نقره منجر به توزیع میدان الکتریکی ناهمسانگرد در لایهٔ میانی دی‌الکتریک و محیط اطراف نانوپوسته در طول‌موج۳۹۲ نانومتر شده است. همان‌طور که از شکل۲-الف پیداست، EF در این طول‌موجضعیف است. از طرف دیگر، برهم‌کنش پادمتقارن بین مُدهای پلاسمون هستهٔ داخلی نقره و پوستهٔ خارجی نقره منجر به تولید توزیع میدان الکتریکی قوی‌تری در طول‌موج ۶۵۰ نانومتر می‌شود (شکل۲-ب).

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



شکل۱: طیف EF در نقاط مختلف نانوپوستهٔ نقره/دی‌الکتریک/نقره

18. Hot Spots



شکل۲: توزیع میدان الکتریکی نانوپوستهٔ تک فلزی
الف) برهم‌کنش متقارن ب) برهم‌کنش پادمتقارن

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

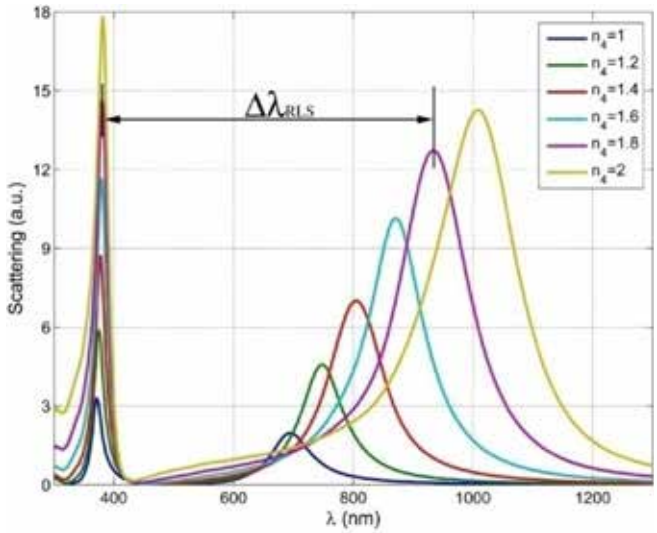
۲. بهینه‌سازی نانوپوسته برای کاربرد حسگری

علاوه بر پارامترهای هندسی مانند شعاع هستهٔ داخلی R_1 و شعاع دی‌الکتریک میانی R_2، ضریب شکست محیط اطراف نیز بر طیف جذبی و پراکنده‌شدهٔ نانوپوستهٔ فلزی اثر خواهد داشت. شکل۳ این اثر را به‌خوبی برای نانوپوستهٔ سه‌لایهٔ تک فلزی نقره/دی‌الکتریک/نقره با هندسهٔ nm $R_{1,2,3} = [25,45,50]$ نشان می‌دهد. ضریب شکست محیط اطراف $n_4 = \sqrt{\varepsilon_4}$، از ۱ تا ۲ تغییر می‌کند.

طبق شکل۳ با افزایش ضریب شکست محیط اطراف، طول‌موج تشدید طیف پراکنده‌شده به سمت طول‌موج‌های بلند قرمز جابه‌جا می‌شود. در واقع، پیک‌های تشدید طیف پراکنده‌شدهٔ نانوپوسته نسبت به تغییرات خیلی کوچک در ثابت دی‌الکتریک محیط اطراف حساس است. بنابراین، می‌توان حساسیت سیستم نانوپوسته را محاسبه کرد. حساسیت به‌صورت شیب نمودار اختلاف بین قله‌های تشدید طیف پراکنده‌شده، $\Delta\lambda_{RLS}$ [19] برحسب ضریب شکست محیط اطراف تعریف می‌شود ($\Delta\lambda/\Delta n$). برای

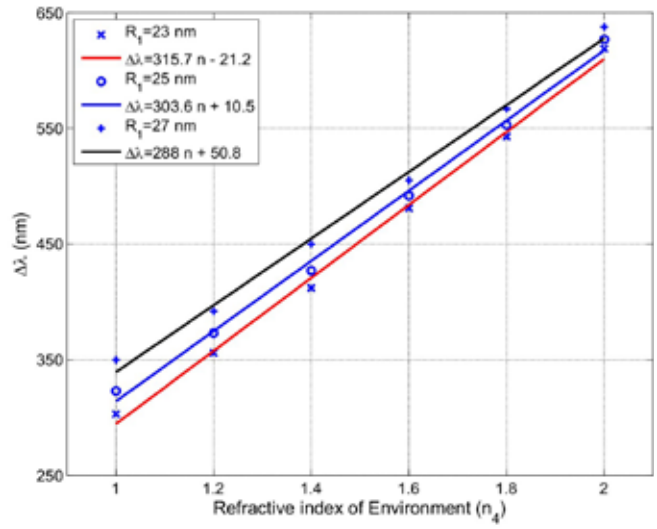
19. Resonance Light Scattering

[Downloaded from icml.ir on 2025-11-04]



شکل۳: تغییرات طیف پراکنده‌شدهٔ نانوپوسته به تغییرات ضریب شکست محیط اطراف

داشـــتن یک نانوپوستهٔ حساس با کاربرد حســـگر زیستی، دانستن حالت بهینه‌ســـازی پارامترهای هندسی سیستم لازم اســـت. بنابراین در اینجا اثر پارامترهای هندســـی شـــامل R_1 و R_2 را روی حساســـیت سیستم موردبررسی قرار می‌دهیم. شـــکل۴ تغییرات $\Delta\lambda_{RLS}$ را نسبت‌به ضریب شکســـت محیط اطراف برای سه هندسهٔ مختلف نانوپوستهٔ سه‌لایهٔ کروی بـــا شـــعاع‌های $R_{2,3}$= [45,50] nm و R_1=[23 nm, 25 nm, 27] نشان می‌دهد. شکل۴ همچنین برازش منحنی داده‌های $\Delta\lambda_{RLS}$ برحسب ضریب شکســـت محیط اطراف را به‌صورت یک خط نشان می‌دهد. معادلهٔ مرتبهٔ اول حاکم، رفتار خطی حساسیت سیستم را نشان می‌دهد. با توجه به شـــکل۴ با افزایش شعاع هستهٔ داخلی نقره، حساسیت سیستم (شیب



شکل۴: حساسیت سیستم نانوپوستهٔ نقره/دی‌الکتریک/نقره نسبت‌به تغییرات R۱

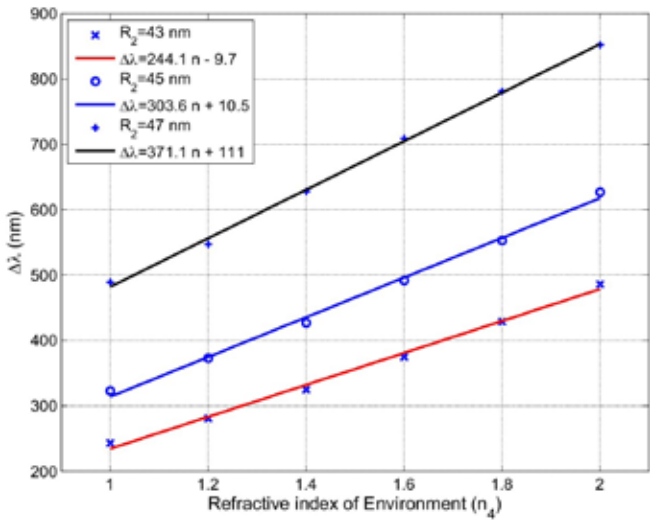
نمودار خطی) کاهش می‌یابد. بنابراین در سیستمی با شعاع هستهٔ کوچک یا دی‌الکتریک با ضخامت بیشـــتر، حساسیت بیشتر است. حساسیت نانو پوسته با شعاع ۲۳ نانومتر $\Delta\lambda/\Delta n$= 315.7 nm/RIU است.

شکل۵ تغییرات $\Delta\lambda_{RLS}$ را نسبت‌به ضریب شکست محیط اطراف برای سه هندسهٔ مختلف نانوپوستهٔ سه‌لایه با شعاع‌های $R_{1,3}$=[25,50] nm و R_2=[43, 45, 47] نشـــان می‌دهد. همان‌طورکه از شکل۵ پیداست، با افزایش شـــعاع دی‌الکتریک میانی R_2، حساســـیت سیســـتم (شـــیب نمودار خطی) افزایش می‌یابد. بنابراین در سیســـتمی با ضخامت بیشـــتر دی‌الکتریک یا ضخامت کمتر پوســـتهٔ نقره (حداکثر تا ۳ نانومتر)، دو قلهٔ تشـــدید طیف پراکنده‌شدهٔ نانوپوستهٔ کامل مشخص و حساسیت سیستم بیشـــتر است. حساســـیت نانو پوسته با شـــعاع دی‌الکتریک۴۷ نانومتر و ضخامت پوستهٔ نقره ۳ نانومتر است $\Delta\lambda/\Delta n$= 371.1 nm/RIU است.

جذب نور توسط سلول‌های قرمز خون (RBC)[۲۰] به غلظت هموگلوبین و اکســـیژن بســـتگی دارد. بنابراین، ضریب شکســـت RBC به چگالی و خواص جذب اپتیکی هموگلوبین وابســـته اســـت. ضریب شکست محلول هموگلوبیـــن با غلظـــت 355/5 g/L در ناحیهٔ مرئی از ۱/۴۱۳ تا ۱/۴۳۸ اســـت[۲۶]. هرچه غلظت گلبول‌های قرمز خـــون در محلول هموگلوبین بیشتر شود، ضریب شکست محلول بیشتر می‌شود. پس هر تغییر کوچکی در غلظت خون و ســـطح اکســـیژن 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 پلاســـمونیکی قابل تنظیمی از خود نشان



شکل۵: حساسیت سیستم نانوپوستهٔ نقره/دی‌الکتریک/نقره نسبت‌به تغییرات R۲

20. Red Blood Cell

[Downloaded from icml.ir on 2025-11-04]

می‌دهند. خواص پلاســـمونیکی و اپتیکی این ســـاختارها براساس تقریب شبه‌استاتیک و نظریهٔ هیبریداســـیون پلاسمون مورد بررسی قرار گرفت. با تابش نور لیزر، نانوپوســـتهٔ کروی نقره درراستای میدان فرودی قطبیده شـــده و همانند یک دوقطبی الکتریکی نوسان می‌کند. در اثر بر همکنش قوی بین پلاســـمون‌های سطحی پوسته و حفرهٔ داخلی کره، طیف جذبی شـــدیدی خواهیم داشت که در طول‌موجتشدید پلاسمون سطحی دارای دو قله است و نســـبت‌به تغییرات ضریب شکست یا غلظت محیط اطراف حســـاس می‌باشد. به‌عبارتی، با افزایش ضریب شکست محیط اطراف، قلهٔ طیف جذبی به ســـمت طول موج‌های بلند جابه‌جا می‌شود که از آن می توان به عنوان حسگر اســـتفاده کرد. حساسیت سیستم نانوپوستهٔ کروی ســـه‌لایه که به‌صورت شیب نمودار طول‌موجتشـــدید پلاسمون برحسب ضریب شکســـت محیط بیـــرون تعریف می‌شـــود، 371.1 nm/RIU محاســـبه شده است. اندازهٔ کوچک نانوپوســـته، تنظیم‌پذیری آن در یک طول‌موج خاص، دارا بودن دو قلهٔ تشـــدید پلاســـمون برای شناسایی دو مولکول در یک زمان، حساسیت بالا و تکنولوژی سادهٔ ساخت، نانوپوستهٔ طراحی‌شـــده را به گزینهٔ مناسبی جهت شناسایی مولکول‌ها تبدیل کرده اســـت. این ویژگی‌های منحصر به فرد، در مقایســـه با ســـایر حسگرهای طراحی شده توسط محققان دیگر در ســـال‌های اخیر، کم‌نظیر است. در انتها، اســـتفاده از لایـــه‌ای از جنس گرافین به جای فلـــز نقره با توجه به خواص اپتیکی منحصر به فرد آن، در طراحی این زیست‌حســـگر پیشنهاد می‌شـــود. همچنین، ساخت نمونهٔ آزمایشـــگاهی این حسگر در تشخیص بیومولکول‌های موجود در خون پیشنهاد می‌شود.

[Downloaded from icml.ir on 2025-11-04]

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, Krahne 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.

[Downloaded from icml.ir on 2025-11-04]

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.

[Downloaded from icml.ir on 2025-11-04]