مقاله يژوهشي

# طراحی نانوساختار ســـهلایهٔ تنظیم پذیر و کاربرد آن در حسگرهای زیستی

خلاصه

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

روش بررسی: برای بهدست آوردن خواص پلاس مونیکی نانوپوستهٔ 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 می شود، با استفاده از تقریب شبه استاتیک محاسبه شده است. با حل معادلهٔ لاپلاس کروی در سه بعد و اعمال شرایط مرزی، میدان الکتریکی در هر ناحیه (داخل هستهٔ نقره، لایهٔ دی الکتریک میانی، پوستهٔ خارجی نقره) محاسبه شده است. قلههای تشدید طیف پراکنده شدهٔ نانو پوسته نسبت به تغییرات خیلی کوچک در ضریب شکست محیط اطراف حساس است. بنابراین، می توان حساسیت نانو پوسته را، که به صورت شیب نمودار اختلاف بین قلههای تشدید طیف پراکنده شده بر حسب ضریب شکست محیط اطراف (Δλ/Δn) تعریف می شود، محاسبه کرد.

یافته ها: نتایج محاسبات نشان می دهد که نانوپوستهٔ طراحی شده با داشتن قله های پلاسمون در ناحیهٔ مرئی امکان شناسایی بیومولکول های موجود در خون را فراهم می کند. ضریب شکست محلول همو گلوبین در ناحیهٔ 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 پوستهٔ نقره کمتر (حداکثر تا ۳ نانومتر) با حساسیت کا عامل مناسایی است. همچنین، در سیستم نانوپوسته با شعاع هستهٔ کوچک یا دی الکتریک با ضخامت بیشتر، حساسیت بیشتر است. حساسیت نانوپوسته با شعاع هستهٔ ۲۲ نانومتر برابر با Δλ/Δn= 315.7 nm/RIU است.

نتیجه گیری: طیف پلاسـمونی نانوپوسته دارای دو قلهٔ تشدید پلاسمون در ناحیهٔ مرئی است که شناسایی دو مولکول را امکان پذیر میسازد. نانوپوسته خواص پلاسمونیکی تنظیم پذیری را از خود نشان میدهد. در سیستمی با ضخامت پوستهٔ نقره کمتر، دو قلهٔ تشدید طیف پراکنده شدهٔ نانوپوسـته 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 می توان استفاده کرد. به عنوان نمونه، کوچک ترین تغییر در غلظت خون و سطح اکسیژن در آن با حساسیت بالا قابل شناسایی است.

**واژەھاي كليدى:** پلاسمون سطحى موضعى، حسگر زيستى، نانو پوستە

مریم سلیمینسب <sup>۱</sup> فرزاد شیرزادیتبار<sup>۲</sup>

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

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

نویسندهٔ مسئول: فرزاد شیرزادی تبار، تلفن: ۹۳۵۴۷۹۶۶۳۴ پست الکترونیک: f.shirzadi@razi.ac.ir

در سالهای اخیر، در زمینهٔ نانوپلاسمونیک تلاشهای تحقیقاتی زیادی انجام شده است بهطوری که با استفاده از روشهای جدید تصویربرداری مولکولی، شناسایی بیومولکولها و دارورسانی در علم زیستشناسی و پزشکی انقلابی ایجاد شده است[ ۱و۲]. امروزه، کاربرد نانوساختارها در طراحی زیست حسگرهای اپتیکی یکی از موضوعات تحقیقاتی فعال در شناسایی اپتیکی و حسگرهای پزشکی است. برهم کنش لیزر و نانوذرات فلزی همانند طلا و نقره کاربردهای گسترده ای در زمینههای گوناگونی از جمله پزشکی دارد که یکی از مهم ترین این کاربردها تخریب سلول های سرطانی است. با استفاده از لیزر درمانی، تبدیل انرژی نور به گرما در نوری حرارتی<sup>۱</sup> نامیده می شود که از این ویژگی، که سرطانی استفاده میشود. نانوذرات نقره علاوه بر خواص ضدباکتریایی، ویژگیهایی از قبیل اثرات ضدقارچی و ضدالتهایی، سازگاری با محیط زیست، غیرمحرک مقاومت در برابر حرارت و پایداری زیاد ماوام هستند[۳].

یکی از مهم ترین اجزاء نانویلاسمونیک، استفاده از نانوساختارهای فلزی با خواص اپتيكي منحصر به فرد است. خواص اپتيكي نانوذرات فلزي، مربوط به تشديد پلاسمون سطحي موضعي (LSPR)، شامل طيف جذبي و يراكندة تنظيم يذير [۴]، فلورسانس تقويت سطحي [۵]، يراكندكي رامان تقویتشدهٔ سطحی<sup>۵</sup> (۶](SERS) 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 یارامترها در یک گسترهٔ وسیع قابل تغییر است[۷]. در بسامدی نزدیک بسامد LSPR، ميدان الكتريكي موضعي اطراف نانوذرات فلزي تا مرتبة بالايي تقويتشده کے SERS را نتیجے میدهد.این افزایش میےدان الکتریکی مربوط به شــكل تصادفي پلاسـمونهاي موضعي يا "نقاط داغ"<sup>2</sup> در اتصالات بين نانوذرات هستند که امکان شناسایی مولکولهای چسبیده به سطح فلز به روش SERS را فراهم مي كنند [٨]. ميدان الكتريكي موضعي تقويتشده 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 پلاسمونیکی<sup>۲</sup> (PPTT) است. در مان

- 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

نوری حرارتی یک نوع درمان غیرتهاجمی برای بیشتر بیماریها ازجمله سرطان است. اساس این روش درمان استفاده از نور همدوس لیزر و گرم کردن نانوذرات تزریقشده به بافت سرطانی بدون آسیب به سلولهای سالم است[۹و1۰].

با پیشرفتهای اخیر در زمینهٔنانوفناوری، دانشمندان قادر به طراحی نانوساختارهایی با شکلهای متفاوت مانند نانومنشور^[۱۱]، نانوميله [11]، نانويوسته [1۳] و غيره شدهاند. مطالعات نشان مي دهند كه نانوذرات طلابا اندازهٔ قابل تنظیم و ساختار توخالی، تحت عكسبرداری با ميكروسكوب الكتروني، ميدان يلاسمونيكي بالايي را نمايش مي دهند. لین و همکاران''[۱۴] با ترکیب دو روش لیتوگرافی پرتو الکترونی و تابش حرارتی فیلمهای نازک فلزی، آرایشی از نانوذرات طلای توخالی و جامد با میدان نزدیک<sup>۱۲</sup> تقویتشدهای را تولید کردند. نانوساختارهای ناهمسانگرد بسیاری مانند نانوصفحه های مثلثی نقره <sup>۱۳</sup> [۱۵]، نانوستاره های طلا<sup>۱۴</sup> [۱۶]، نانومكعبهاي نقره ١٤[١٧] و نانوحلقه هاي طلاً ١٤[١٨] حساسيت بالايي را نسبتبه ضريب شكست محيط اطراف نشان مي دهند. طبيعت ناهمسانگرد آنها میدان الکتریکی قوی و بارهای قطبیدهٔ سطحی زیادی را القاء می کند که منجر به بالا رفتن حساسیت LSPR نسبتبه محیط اطراف می شود. بنابراین با کنترل هندسهٔ نانوساختارها و پیکربندی آنها، تقویت میدان الکتریکی به حدی می سد که قادر به بهبود حساسیت آشکارسازی سیستمها خواهد بود.

در مقایسه با نانوذرات فلزی توپر و جامد، نانوپوستههای فلزی مُدهای پلاسمونی تنظیم پذیری را در ناحیهٔ 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 اندازهٔ هسته به پوسته از ناحیهٔ مرئی تا نزدیک مادون قرمز قابل تنظیم است. این خواص، نانوپوسته را به گزینهٔ بسیار خوبی برای جذب و پراکندگی نور در ناحیهٔ نزدیک مادون قرمز تبدیل می کند، زیرا در این ناحیه نور بیشترین عمق نفوذ را به درون بافت خواهد داشت. بنابراین، این و پرگی در مطالعهٔ باکتریها و سلولهای زنده [۲۰]، توموگرافی همدوس اپتیکی [۲۱]، میکروسکوپ دو فوتونی [۲۲] و آزمایش ایمنی [۳۳] کاربرد دارد. نانوپوستههای چندلایه بهدلیل کاربرد گستردهشان در زمینهٔ

- 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

اسپکتروسکوپی و طراحی زیستحسگرها بسیار مورد توجه قرار گرفتهاند. از بین نانوپوستههای چندلایه، نانوپوستهٔ سهلایهٔ طلا-دیالکتریک-طلا توجه بیشتری را نسبتبه سایر ساختارها به خود جلب کرده است[۲۴[م۲۹]. در درمانهای پیشرفته، زمانی که نانوپوستههای طلای ترزیقشده به سلول سرطانی در معرض تابش لیزر قرار بگیرند، با جذب انرژی و گرم شدن باعث تخریب سلول سرطانی می شوند [۲۵].

در ایـن مقاله، خـواص اپتیکی قابل تنظیم نانوپوسـتهٔ کروی فلزی به شکل نانوکرهٔ سهلایه براساس تقریب شبهاستاتیک و نظریهٔ هیبریداسیون پلاسـمون مورد بررسی قرار گرفته است. با تاباندن نور لیزر بر نانو پوستهٔ سـهلایه، طبق نظریهٔ هیبریداسـیون پلاسـمون، در اثر برهم کنش قوی بین پلاسـمونهای سطحی پوسته و حفرهٔ داخلی نانوپوستهٔ فلزی، طیف جذبی و پراکنده شده ای خواهیم داشت که در طول موج تشدید پلاسمون سـطحی دارای قله است. در مقایسـه با نانوذرهٔ فلزی توپر، نانوپوسته ها، خاصیـت اپتیکی قابل تنظیمی از خود نشـان می دهند و با تغییراتی در هندسهٔ سیسـتم و ثابت دی الکتریک محیط اطراف، مُد تشدید پلاسمون در محدودهٔ بسامدی مورد نظر قرار خواهد گرفت.

# روش بررسی

#### معادلات حاكم بر نانوپوستهٔ سهلایهٔ تکفلزی

برای به دست آوردن خواص پلاسمونیکی نانوپوستهٔ کروی سه لایه، میدان الکتریکی موضعی تقویت شده را که به صورت نسبت میدان الکتریکی موضعی در هر نقطه روی سطح نانوپوسته به میدان الکتریکی فرودی موضعی در هر نقطه روی سطح نانوپوسته به میدان الکتریکی فرودی خارجی تعریف می شود  $\left| \frac{E}{E_0} \right|^2 = F^{-1}$ ، با استفاده از تقریب شبه استاتیک محاسبه می کنیم. سیستم شامل هستهٔ داخلی از جنس نقره با شعاع R1 محاسبه می کنیم. سیستم شامل هستهٔ دی الکتریک با ضخامت R2 - R1 و تابع دی الکتریک با ضخامت R2 - R1 و تابع دی و ثابت دی الکتریک محیط اطراف  $R_2$  و تابع دی الکتریک محیط اطراف  $R_3$  است.

با حل معادلهٔ لاپلاس کروی در ســه 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:

$$E_1 = A_1(\sin\varphi\,\widehat{\varphi} - \cos\varphi\,\widehat{r}) \tag{1}$$

(٣)

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

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

17. Enhancement Factor

#### (۴)

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

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

$$A_2 = \frac{\varepsilon_1 + 2\varepsilon_2}{3\varepsilon_2} A_1 \tag{(7)}$$

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

$$A_{3} = \frac{(2\varepsilon_{3} + \varepsilon_{2})R_{2}^{3}A_{2} + 2(\varepsilon_{3} - \varepsilon_{2})B_{2}}{3\varepsilon_{2}R_{2}^{3}}$$
(A)

$$B_3 = \frac{(\varepsilon_3 - \varepsilon_2)R_2^3 A_2 + (\varepsilon_3 + 2\varepsilon_2)B_2}{3\varepsilon_3} \tag{9}$$

$$B_4 = \frac{(\varepsilon_4 - \varepsilon_3)R_3^3 A_3 + (\varepsilon_4 + 2\varepsilon_3)B_3}{3\varepsilon_4} \tag{1.1}$$

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

$$\alpha = \frac{2\pi\varepsilon_0 R_3^3}{\varepsilon_3 - \varepsilon_4} \left\{ \frac{6\varepsilon_3 \varepsilon_4 R_3^3}{a + b} \Big[ (2\varepsilon_2 + \varepsilon_1)(2\varepsilon_3 + \varepsilon_2) R_2^3 + 2(\varepsilon_2 - \varepsilon_1)(\varepsilon_3 - \varepsilon_2) R_1^3 \Big] + 2\varepsilon_3 + \varepsilon_4 \right\}$$
  
e ordinary for the second secon

 $a = [2(\varepsilon_1 + 2\varepsilon_2)(\varepsilon_2 - \varepsilon_3)(\varepsilon_4 - \varepsilon_3)R_2^3 + 2(\varepsilon_1 - \varepsilon_2)(2\varepsilon_2 + \varepsilon_3)(\varepsilon_4 - \varepsilon_3)R_1^3]R_2^3$ (17)

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

#### يافتهها

#### ۱. تشدید پلاسمون در نانوپوسته

 $R_{1,2,3}$ =[10,15,20] nm [یک نانوپوستهٔ سهلایهٔ کروی به شعاعهای nm [2.5,1.5]= $R_{1,2,3}$  و ثابت دیالکتریک [2.5,1.5] = $\epsilon_{2,4}$  درنظر می گیریم. شکل ۱ طیف EF و ثابت دیالکتریک انقره را نشان می دهد. همان طور نانوپوستهٔ سهلایهٔ کروی نقره/دیالکتریک/نقره را نشان می دهد. همان طور که در شکل دیده می سود، میدان الکتریکی در نقاط مختلف نانوپوسته در نقط سختلف نانوپوسته ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] =  $\epsilon_{2,4}$  در شکل دیده می می الکتریک ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می الخوی تقره/دی ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می شود، میدان الکتریک ( $\epsilon_{2,3}$ ) که در شکل دیده می سود، میدان الکتریک ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می سود، میدان الکتریک ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می شود، میدان الکتریک ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می محلف نانوپوسته نانوپوسته می می می می می می در شکل دیده می می در شکل دیده می می در شام می دهمان طور ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می می در شکل دیده می می در شکل دیده می دهمان طور ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می دهمان طور ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می دور ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می دور ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می دور ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در شکل دیده می دور ( $R_{1,2,3}$ =[2.5,1.5] که در طول موجهای ۲۹۴، ۲۹۴ و ۲۵۶ نانومتر است. است. ای توجه به نظریهٔ هیبریداسیون پلاسمون، در اثر برهم کنش بین هستهٔ داد

فلزی داخلی و پوستهٔ فلزی خارجی، نانوپوستهٔ سه لایه حداکثر سه مُد پلاسمون خواهد داشت. مُد انرژی بالا با طول موجکوتاهتر ۲۹۴ نانومتر مربوط به برهم کنش متقارن بین هستهٔ داخلی و پوستهٔ خارجی، نسبتاً ضعیف است و از آن صرفنظر می کنیم. مُد انرژی میانی با طول موج۳۹۲ یانومتر مربوط به برهم کنش متقارن بین هستهٔ داخلی و پوستهٔ خارجی و مُد انرژی پایین با طول موجبلندت. ۲۵۰ نانومتر مربوط به برهم کنش نامتقارن بین هستهٔ داخلی و پوستهٔ خارجی، قویتر هستند و قابل مشاهدهاند. همان طور که در شکل ۱ دیده می شود، در راستای موازی با میدان فرودی، EF هر دو قلهٔ تشدید در نقطهٔ A قوی تر از نقطهٔ B مستند. در راستای عمود بر میدان الکتریکی فرودی، EF هر دو قلهٔ تشدید در نقطهٔ C هستند. طیف EF نانوپوسته در نقاط مختلف روی سطح پوسته نشان می دهد بیشترین شدت تقویت میدان الکتریکی مربوط به تشدید پلاسمون سطحی موضعی هستهٔ داخلی میدان الکتریکی مربوط به تشدید پلاسمون سطحی موضعی هستهٔ داخلی نقره است (نقاط A و C).

توزیع میدان الکتریکی اطراف نانوپوسته در برهم کنش متقارن و پادمتقارن متفاوت است. توزیع میدان الکتریکی موضعی اطراف نانوپوسته در دو طول موجتشدید در نقطهٔ A در شکل ۲ رسم شده است. برهم کنش 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 طول موج۳۹۲ نانومتر شده است. همان طور که از شکل ۲-الف پیداست، EF در این طول موجضعیف است. از طرف دیگر، برهم کنش پادمتقارن بین مُدهای پلاسمون هستهٔ داخلی نقره و پوستهٔ خارجی نقره منجر به تولید توزیع میدان الکتریکی قوی تری در طول موج ۶۵۰ نانومتر می شود (شکل ۲-ب).



بیشــترین تقویت در جایی رخ میدهد که به نقاط داغ<sup>۱۸</sup> معروف است.



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

EF در نزدیک هستهٔ داخلی از جنس نقره در نانوپوستهٔ سه لایه در نقاط داغ متمرکز شده است که در شکل با رنگ قرمز نشان داده شده است. نظریهٔ هیبریداسیون پلاسمون در سیستم نانوپوسته باعث وابستگی شدید EF به پارامترهای هندسی می شود.

## 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 پراکنده شدهٔ نانوپوستهٔ فلزی اثر خواهد داشت. شکل ۳ این اثر را به خوبی nm برای نانوپوستهٔ سه لایهٔ تک فلزی نقره/دی الکتریک/نقره با هندسهٔ nm برای نانوپوستهٔ سه لایهٔ تک فلزی نقره/دی الکتریک/نقره با هندسهٔ nm  $R_{1,2,3} = [25,45,50]$  برای نامی دهد. ضریب شکست محیط اطراف  $R_{4} = \sqrt{\varepsilon_4}$ ، از ۱ تا ۲ تغییر می کند.

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

18. Hot Spots



شكل٣: تغييرات طيف پراكنده شدهٔ نانوپوسته به تغييرات ضريب شكست محيط اطراف

داشتن یک نانوپوستهٔ 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 موردبررسی قرار میدهیم. شامل آ $k_2$  و  $\lambda_{RLS}$  را نسبتبه ضریب شکست محیط اطراف برای سه هندسهٔ مختلف نانوپوستهٔ سهلایهٔ کروی شکست محیط اطراف برای سه هندسهٔ مختلف نانوپوستهٔ سهلایهٔ کروی با شان میدهد. شکل ۴ همچنین برازش منحنی دادههای  $\Delta\lambda_{RLS}$  بر حسب ضریب شکست محیط اطراف را به صورت یک خط نشان می دهد. با توجه مرتبهٔ اول حاکم، رفتار خطی حساسیت سیستم را نشان می دهد. با توجه به شان می دهد. حسیستم (انشان می دهد. با توجه



شکل۴: حساسیت سیستم نانوپوستهٔ نقره/دیالکتریک/نقره نسبتبه تغییرات R۱ نمودار خطی) کاهش می یابد. بنابراین در سیستمی با شعاع هستهٔ کوچک

یا دیالکتریک با ضخامت بیشـتر، حساسیت بیشتر است. حساسیت نانو پوسته با شعاع ۲۳ نانومتر Δλ/Δn=315.7 nm/RIU است.

جذب نور توسط سلولهای قرمز خون (RBC)<sup>۲۰</sup> به غلظت هموگلوبین و اکس\_یژن بس\_تگی دارد. بنابراین، ضریب شکس\_ت RBC به چگالی و خواص جذب اپتیکی هموگلوبین وابس\_ته اس\_ت. ضریب شکست محلول هموگلوبی\_ن با غلظ\_ت J/۴۳ از 355/5 در ناحیهٔ مرئی از ۱/۴۱۳ تا ۱/۴۳۸ اس\_ت[۲۶]. هرچه غلظت گلبولهای قرمز خون در محلول هموگلوبین بیشتر شود، ضریب شکست محلول بیشتر میشود. پس هر تغییر کوچکی در غلظت خون و س\_طح اکس\_یژن منجر به تغییراتی در ضریب شکست در غلظت خون و س\_طح اکس\_یژن منجر به تعییراتی در ضریب شکست RBC میشود که توسط نانوپوسته به عنوان حسگر LSPR با حساسیت .

### بحث و نتیجه گیری

نانوپوستههای کروی خواص پلاسمونیکی قابل تنظیمی از خود نشان



شكل۵: حساسيت سيستم نانوپوستهٔ نقره/دىالكتريك/نقره نسبتبه تغييراتR۲

مىدهند. خواص پلاسـمونيكى و اپتيكى اين سـاختارها براساس تقريب شبهاستاتیک و نظریهٔ هیبریداسیون پلاسمون مورد بررسی قرار گرفت. با تابش نور لیزر، نانوپوستهٔ کروی نقره درراستای میدان فرودی قطبیده شده و همانند یک دوقطبی الکتریکی نوسان می کند. در اثر بر همکنش قوى بين پلاسمون هاى سطحى پوسته و حفرة داخلى كره، طيف جذبى شدیدی خواهیم داشت که در طول موجتشدید پلاسمون سطحی دارای دو قله است و نسبت به تغییرات ضریب شکست یا غلظت محیط اطراف حساس مى باشد. به عبارتى، با افزايش ضريب شكست محيط اطراف، قله طیف جذبی به سـمت طول موجهای بلند جابهجا می شود که از آن می توان به عنوان حسگر استفاده کرد. حساسیت سیستم نانوپوستهٔ کروی ســهلايه كه بهصورت شيب نمودار طولموجتشــديد پلاسمون برحسب ضريب شكست محيط بيرون تعريف مى شود، 371.1 nm/RIU محاسبه شده است. اندازهٔ کوچک نانوپوسته، تنظیم پذیری آن در یک طول موج خاص، دارا بودن دو قلهٔ تشدید پلاسمون برای شناسایی دو مولکول در یک زمان، حساسیت بالا و تکنولوژی سادهٔ ساخت، نانوپوستهٔ طراحی شده را به گزینهٔ مناسبی جهت شناسایی مولکول ها 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 می شود. همچنین، ساخت نمونهٔ 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, 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. 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.