# نانوحسگر زیستی فوق حساس براساس تشدید پلاسمون سطحی در محدودهٔ طیف مادون قرمز

مریم سلیمینسب ٔ فرزاد شیرزادی تبار ٔ علیرضا بهرامپور ٔ

<sup>۱</sup>کارشناسی ارشد، گروه فوتونیک، دانشکدهٔ علوم و فناوریهای نوین، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی کرمان، کرمان، ایران آستادبار فیزیک، گروه فیزیک، دانشگاه رازی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران آستاد فیزیک، دانشکدهٔ فیزیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

با ظهور و پیشرفت سریع علوم و فناوری نانو و فراهم شدن امکان

ساخت الكترودهايي در مقياس بسيار كوچك، امكان طراحي و

ساخت حسگرهایی در ابعاد نانومتر نیز فراهم شد. این حسگرها

بهجهت دارا بودن ابعاد نانومتری و کاربردشان در محیطهای

زیستی، نانوحسگر زیستی نامگذاری شدند. از فناوری

نانوحسگرهای زیستی در ردیابی میکروارگانیسمها و آسیبهای

بافتی مثل سرطان استفاده می شود. با استفاده از لیزرتراپی، تبدیل

انرژی نور به گرما در محدودهٔ پیکوثانیه انجام می شود. از این

ویژگی که فوتوترمال کَنسرتراپی ٰ نامیده میشود، برای از بین

از بین نانوساختارهای مختلف، نانوذرات طلا و نقره بهدلیل

خاصيت اپتيكي و الكترونيكي منحصربهفرد كه مربوط به تشديد

پلاسمونهای سطحی میباشد، از سالها پیش مورد توجه

دانشمندان بوده است. يلاسمون سطحي كه به نوسان

بردن سلولهای سرطانی استفاده میشود[۱].

نويسنده ٔ مسئول: مريم سليمينسب، تلفن ۹۹۱۷۳۰۳۴۰۰ پست الکترونيک:m.saliminasab@yahoo.com

مقدمه

#### خلاصه

مقدمه: بااستفاده از نانوذرات نقره با خاصیت اپتیکی منحصربهفرد و قابل تنظیم، نانوحسگرهای زیستی طراحی و ساخته میشوند. در این مقاله یک نانوپوستهٔ کروی دولایه شامل دیالکتریک و نقره براساس تشدید پلاسمون سطحی بهعنوان حسگری زیستی معرفی شده است.

روش بررسی: با تاباندن نور بر نانوپوستهٔ کروی، براثر برهمکنش قوی بین پلاسمونهای سطحی پوسته و حفرهٔ داخلی کره، طیف جذبی شدیدی در گسترهٔ طول موج ۱۴۰۰-۴۰۰ نانومتر خواهیم داشت که در طول موج تشدید پلاسمون سطحی دارای یک قله است و این طول موج نسبت به تغییرات غلظت محیط اطراف نانوپوسته حساس میباشد.

**نتیجهگیری:** با افزایش شعاع هستهٔ دیالکتریک یا کاهش ضخامت نقره، طول موج تشدید تا ناحیهٔ مادون قرمز جابهجا میشود و حسگر زیستی به یک حالت بهینه خواهد رسید که حساسیت سیستم در همین حالت محاسبه شده است.

**واژەھاى كليدى:** پلاسمون سطحى، نانوذرات نقرە، نانوحسگر

دستهجمعی الکترونهای رسانش فلز تحت تأثیر موج الکترومغناطیسی گفته میشود، وابسته به اندازه، شکل، ساختار و جنس نانوذرات و محیط دیالکتریک اطراف آن میباشد. اگر فرکانس موج فرودی با فرکانس پلاسمونها برابر شود، تشدید پلاسمون سطحی رخ میدهد که منجر به تقویت میدان در خارج و در ناحیهٔ میدان نزدیک<sup>۳</sup> اطراف نانوذره می شود.

با پیشرفتهای اخیر در زمینهٔ نانوتکنولوژی، ساختارهای مختلفی از نانوذرات نظیر نانولوله<sup>۴</sup>، نانومیله<sup>۵</sup>، نانواستوانه<sup>۶</sup> و نانوپوسته<sup>۷</sup> طراحی و ساخته شدهاند. تقویت میدان الکتریکی در نانواستوانه دو لایهٔ نقره-سیلیکون در طول موج ۶۳۳ نانومتر بهروش المان محدود<sup>۸</sup> بررسی شده است. نتایج آن بررسی نشان میدهد با کاهش ضخامت سیلیکون، میدان الکتریکی پراکنده شدهٔ شدیدی ایجاد می شود و حساسیت سیستم بالا می رود. اما، طیف پراکندهٔ حسگر نانواستوانه دولایهٔ نقره-سیلیکون در ناحیهٔ مادون

<sup>&</sup>lt;sup>3</sup>Near-field

<sup>&</sup>lt;sup>4</sup>nanotube

<sup>&</sup>lt;sup>5</sup>nanorod

<sup>&</sup>lt;sup>6</sup>nanocylinder

<sup>&</sup>lt;sup>7</sup>nanoshell <sup>8</sup>Einite alamant ma

<sup>&</sup>lt;sup>8</sup>Finite-element method

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup>Photo thermal cancer therapy <sup>2</sup>Surface plasmon resonance

قرمز دارای قله نیست بنابراین نمی توان از آن به عنوان حسگر زیستی استفاده کرد[۲]. نانوپوسته های کروی دو لایهٔ طلا و نقره شامل هسته ای از جنس دی الکتریک است که توسط یک پوستهٔ طلا یا نقره احاطه شده است که در مقایسه با دیگر ساختار ها تشدید پلاسمون قابل تنظیم تری را از خود نشان می دهند. با استفاده از این ویژگی تنظیم پذیری نانوپوسته های فلزی طلا و نقره در ناحیهٔ مادون قرمز، کاربردهای وسیعی در زمینه های تشخیص های پزشکی، ساخت حسگرهای زیستی و مطالعهٔ سلول-های زنده و باکتری ها معرفی شده است [۳].

در این مقاله خواص اپتیکی قابل تنظیم نانوپوستهٔ کروی دولایه شامل هستهای از جنس دیالکتریک و پوستهای از جنس نقره براساس تقریب شبه استاتیک مورد بررسی قرار گرفته است. با تاباندن نور بر نانوپوستهٔ کروی براثر برهمکنش قوی بین پلاسمونهای سطحی پوسته و حفرهٔ داخلی کره، طیف جذبی شدیدی خواهیم داشت که در طول موج تشدید پلاسمون سطحی دارای یک قله است. نتایج محاسبات نشان میدهد قلهٔ طیف جذبی نانوپوسته نسبت به تغییرات ضریب شکست محیط اطراف جذبی سیستم بهسمت محدودهٔ مادون قرمز، امکان شناسایی دقیق تر غلظت بیومولکولهای اطراف نانوپوسته که میتواند بهعنوان مثال نمونهٔ خون انسان باشد، فراهم میآید. بنابراین از این سیستم میتوان بهعنوان حسگر زیستی قابل تنظیم و حساس در ناحیهٔ مادون قرمز بهره جست.

**طراحی نانوحسگر زیستی** سیستم حسگر طراحیشدهٔ نانوپوستهٔ کروی دولایهٔ نقره در شکل ۱ نشان داده شده است.



شكل١: هندسهٔ حسگر نانوپوستهٔ كروی دولایهٔ دیالكتریک-نقره

همان طور که در شکل مشاهده می شود، سیستم حسگر شامل هستهٔ داخلی از جنس دی الکتریک با شعاع  $R_1$  و ثابت دی الکتریک  $R_1$  و تابع دی الکتریک  $R_1$  و  $R_2$ -R و تابع دی الکتریک محیط  $R_2$  می باشد. ثابت دی الکتریک محیط اطراف

33 است. تابع دیالکتریک نانوذرات فلزی که وابسته به فرکانس و اندازهٔ نانوذره و شامل دو قسمت حقیقی و موهومی است، طبق رابطهٔ زیر بیان میشود[۴]:

$$\varepsilon(a,\omega) = \varepsilon_{JC} + \frac{\omega_p^2}{\omega^2 + i\,\omega\,\gamma_{bulk}} - \frac{\omega_p^2}{\omega^2 + i\,\omega\Gamma} \quad (1)$$

که <sub>DC</sub> مقادیر اندازه گیریشدهٔ تجربی برای تودهٔ نقره [۵]،  $\omega = 2\pi c/\lambda$  نقره، پلاسمون تودهٔ نقره،  $\omega_p = 1.37 \times 10^{16} \text{ Hz}$   $\gamma_{\text{bulk}} = 3.23 \times 10^{13} \text{ Hz}$  و رودی لیزر و Hz  $\gamma_{\text{bulk}} = 3.23 \times 10^{13} \text{ Hz}$ میرایی بر اثر برخورد الکترونها<sup>۲</sup> است.  $\Gamma$  مربوط به دیگر میرایی-میراییها است و به صورت زیر تعریف می شود:

$$\Gamma = \gamma_{bulk} + A \frac{V_F}{a} + (k_3 R_2)^3 \tag{(7)}$$

که  $I \approx A$  ضریب سرعت فِرمی،  $V_F$ =1.4×10<sup>6</sup> m/s سرعت فِرمی،  $V_F$ =1.4×10<sup>6</sup> m/s و  $S_3^{-1/2}$  و  $R_2$ -R\_1 عدد موج در محیط بیرون است. عبارت دوم و سوم در رابطهٔ ۲ بهترتیب ثابتهای میرایی مربوط به پراکندگی الکترون در مرز فلز و میرایی تابشی هستند. هنگامی که نانوپوستهٔ دیالکتریک/نقره در معرض میدان الکتریکی خارجی  $(\lambda)_{0}$  قرار بگیرد، با حل معادلهٔ لاپلاس میدان الکتریکی در هر ناحیه (داخل هستهٔ دیالکتریک، لایهٔ نقره و محیط اطراف نانو پوسته) عبارتاند از [۶]:

$$\vec{E}_1 = A_1(\sin\varphi\bar{\varphi} - \cos\varphi\bar{r}) \tag{(7)}$$

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

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

$$A_{1} = \frac{-9\varepsilon_{2}\varepsilon_{3}R_{2}^{3}}{(2\varepsilon_{3} + \varepsilon_{2})(2\varepsilon_{2} + \varepsilon_{1})R_{2}^{3} + 2(\varepsilon_{3} - \varepsilon_{2})(\varepsilon_{2} - \varepsilon_{1})R_{1}^{3}}E_{0} \quad (\pounds)$$

$$A_2 = \frac{2\varepsilon_2 + \varepsilon_1}{3\varepsilon_2} A_1 \tag{Y}$$

$$A_3 = -E_0 \tag{(A)}$$

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> bulk

<sup>&</sup>lt;sup>2</sup> Electron collision damping

$$B_2 = \frac{\mathcal{E}_2 - \mathcal{E}_1}{3\mathcal{E}_2} R_1^3 A_1 \tag{9}$$

$$B_3 = \frac{\varepsilon_3 - \varepsilon_2}{3\varepsilon_3} R_2^3 A_2 + \frac{\varepsilon_3 + 2\varepsilon_2}{3\varepsilon_3} B_2 \qquad (1\cdot)$$

میدان الکتریکی خارج از سطح نانوپوستهٔ کروی در  $r=R_2$  و p=0

$$E_3 = (-A_3 + \frac{2B_3}{R_2^3}) \tag{11}$$

در حضور میدان الکتریکی، نانوپوستهٔ کروی نقره در راستای میدان فرودی قطبیده میشود و همانند یک دوقطبی الکتریکی نوسان میکند. بنابراین، قطبشپذیری نانوپوستهٔ کروی طبق رابطهٔ زیر بیان میشود[۴]:

$$\alpha = 2\pi \varepsilon_0 R_2^3 \left( \frac{E_3 - E_0}{E_0} \right) \tag{11}$$

که F/m که 
$$\varepsilon_0=8.85 \times 10^{-12}$$
 fm ثابت گذردهی خلأ است. در این  
حالت سطح مقطع جذبی طبق رابطهٔ زیر بهدست میآید [۴]:  
 $\sigma_{abs}=rac{k}{arepsilon_0} \mathrm{Im}\left(lpha
ight)$  (۱۳)

#### طيف جذبى حسكر نانوپوستهٔ نقره

شكل۲ طيف جذبي نانوپوستهٔ كروى دولايهٔ دىالكتريک نقره به شعاع داخلی  $R_1$  =۳۵ نانومتر و شعاع خارجی $R_2$ =۴۵ نانومتر را برحسب طول موج نشان مىدهد. ضريب شكست محيط اطراف نانوپوسته  $\mathcal{E}_3 = \sqrt{\mathcal{E}_3}$  از ۱ تا ۲ تغییر می کند. همان طور که در نمودار دیده می شود، طیف جذبی در فضای آزاد (n<sub>3</sub>=۱) دارای یک قله در طول موج تشدید پلاسمون  $\lambda=$ ۴۸۷ نانومتر در ناحیهٔ مرئی است که ناشی از برهمکنش قوی بین پلاسمونهای سطحی خارج از لایهٔ نقره و حفرهٔ داخلی کره می باشد. تشدید پلاسمون سطحی در نانوپوستهٔ کروی دیالکتریک-نقره یک قلهٔ جذب شدیدی را ایجاد میکند که برای شناسایی یک مولکول خاص مورد استفاده قرار می گیرد. هنگامی که بیومولکولی روی سطح حسگر نانوپوسته قرار گیرد، ضریب شکست یا غلظت محیط اطراف نانوپوسته تغيير و قلهٔ طيف جذبي نيز تغيير ميكند. با افزایش ضریب شکست محیط اطراف، قلهٔ طیف جذبی بهسمت طول موجهای بلند جابه جا می شود (شکل۲). به عبارت دیگر، طیف جذبى نانوپوسته نسبت به تغييرات ضريب شكست محيط اطراف

حساس میباشد. بنابراین امکان طراحی حسگر نانوپوستهٔ دیالکتریک-نقره براساس جابهجایی طول موج تشدید پلاسمون سطحی با حساسیت بالا فراهم می شود.



 $R_1$  = ۳۵ )شکل ۲: طیف جذبی نانوپوستهٔ کروی دولایهٔ دیالکتریک-نقره  $R_2$  = ۴۵ نانومتر،  $R_2$  = ۴۵ نانومتر)

نانوپوستههای کروی دولایه خواص اپتیکی قابل تنظیمی از خود نشان مىدهند. ازطرفى محدودة قابل استفاده براى حسگرهای زیستی در ناحیهٔ مادون قرمز در محدودهٔ ۱۲۰۰-۸۰۰ نانومتر قرار دارد[۷]. بنابراین برای داشتن یک حسگر زیستی دقيق و حساس با بهينه كردن هندسهٔ سيستم نانوپوسته مى توان قلهٔ طیف جذبی را از طول موجهای مرئی به طول موجهای مادون قرمز جابهجا کرد. شکل ۳ طیف جذبی را برای چهار سیستم نانوپوستهٔ کروی دولایه با شعاع خارجی ثابت R<sub>2</sub> = ۴۵ نانومتر و شعاع داخلی متغیر ۲۴، ۴۲، ۴۲، ۹۲ انومتر نشان میدهد. ضریب شکست محیط اطراف ۱ و ۲ درنظر گرفته شده است. نتایج نشان میدهد با افزایش شعاع داخلی دیالکتریک یا کاهش ضخامت نقره، طيف جذبي بهسمت طول موجهاي بلندتر (ناحيهٔ مادون قرمز) جابه جا می شود. در شکل (۳-الف) و (۳-ب) جابه-جایی قلهٔ طیف جذبی در ناحیهٔ مادون قرمز قرار نمی گیرد. جابه جایی طیف جذبی شکل (۳-ج) در ناحیهٔ مادون قرمز است. اما در شكل (۳-د) كه ضخامت لايهٔ نقره ۱ نانومتر است، در ناحيهٔ مادون قرمز قلهای وجود ندارد. بنابراین نانوپوستهٔ دولایه با هندسهٔ بانومتر و ۴۵  $R_2$  نانومتر بهعنوان حالت بهینه برای  $R_1$ حسگر زیستی در ناحیهٔ مادون قرمز معرفی میشود.



شکل ۳: طیف جذبی برای چهار سیستم نانوپوستهٔ کروی دولایه با شعاع خارجی ثابت R2 = ۴۵ نانومتر و شعاع داخلی متغیر R1=۴۴،۴۲،۴۰،۳۸ نانومتر

#### حساسيت حسگر نانوپوستهٔ نقره

( $\hbar$  max) شکل ۲ تغییرات طول موج تشدید پلاسمون سیستم ( $\hbar$  max) نانوپوستهٔ نقره برحسب ضریب شکست محیط اطراف(n<sub>3</sub>) را نشان نانوپوستهٔ نقره برحسب ضریب شکست محیط اطراف(n<sub>3</sub>) را نشان میدهد که در آن  $R_1 = r$  نانومتر،  $R_2 = r_2$  نانومتر و ضریب شکست از ۲ تا ۲ تغییر می کند. نقاط بیشینهٔ طول موج ( $\hbar$  max) شکست از ۲ تا ۲ تغییر می کند. نقاط بیشینهٔ طول موج ( $\hbar$  max) با علامت + نشان داده شدهاند و یک نمودار خطی بین تغییرات طول موج با ضریب شکست بهدست آمدهاست. با افزایش ضریب مول موج با ضریب شکست محیط اطراف نانوپوسته، طول موج تشدید نیز افزایش مریب می یابد. حساسیت سیستم نانوپوسته دولایهٔ دی الکتریک-نقره می یابد. حساسیت سیستم می شود(  $\frac{\Delta \Lambda_{max}}{\Delta n}$ ) که این حساسیت برای سیستم با هندسهٔ ذکرشده محاسبه می شود. مقدار حساسیت حساسیت محیط بیرون تعریف می شود (



نانوپوستهٔ کروی نقره برحسب ضریب شکست محیط اطراف(n<sub>3</sub>)

### بحث و نتیجهگیری

در این مقاله از یک نانوپوستهٔ کروی دولایهٔ دیالکتریکنقره براساس تشدید پلاسمون سطحی بهعنوان حسگر زیستی استفاده شده است. خواص اپتیکی قابل تنظیم نانوپوسته نظیر طیف جذبی براساس تقریب شبه استاتیک مورد بررسی قرار گرفته است. با براسادن نور بر نانوپوستهٔ کروی، براثر برهمکنش قوی بین پلاسمونهای سطحی پوسته و حفرهٔ داخلی کره، طیف جذبی زیستی استفاده نمی شود. بنابراین با بهینه کردن سیستم، حسگر زیستی قابل تنظیمی در ناحیهٔ مادون قرمز خواهیم داشت که در مقایسه با نانواستوانهٔ نقره حیالکتریک حساسیت بیشتری دارد. حساسیت سیستم نانوپوستهٔ کروی دولایهٔ دیالکتریک-نقره که به صورت شیب نمودار طول موج تشدید پلاسمون برحسب ضریب شکست محیط بیرون تعریف می شود، ۲۰۰ nm/RIV محاسبه شده است. باتوجه به ابعاد نانومتری حسگر نانوپوستهٔ کروی، شده است. باتوجه به ابعاد نانومتری حسگر نانوپوستهٔ کروی، اتلافهایی دراثر برخورد الکترونها به وجود می آید که باعث پهن شدن طیف جذبی خواهد شد. برای جبران این اتلافها پیشنهاد می شود که حسگر توسط یک میدان الکتریکی با توان بالا برانگیخته شود.

## References

- 1. 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.
- Sung MJ, Ma YF, Chau YF, Huang DW. Plasmon field enhancement in silver coreprotruded silicon shell nanocylinder illuminated with light at 633 nm, Applied optics. 2010; 49(32): 6295.
- 3. Wu DJ, Liu XJ. Optimization of the bimetallic gold and silver alloy nanoshell for biomedical applications in vivo. Applied physics letters. 2010; 97(6): 061904.

شدیدی خواهیم داشت که در طول موج تشدید پلاسمون سطحی دارای یک قله است که نسبت به تغییرات ضریب شکست یا غلظت محیط اطراف حساس میباشد. بهعبارتی با افزایش ضریب شکست محیط اطراف، قلهٔ طیف جذبی بهسمت طول موجهای بلند جابهجا میشود که از آن میتوان بهعنوان حسگر استفاده کرد. با افزایش شعاع هستهٔ دیالکتریک یا کاهش ضخامت نقره، جابهجایی طول موج تشدید تا ناحیهٔ مادون قرمز کشیده میشود که این خاصیت در نانواستوانهٔ نقره-دی الکتریک دیده نمیشود. در نانوپوستهٔ کروی، این حالت زمانی رخ میدهد که ضخامت لایهٔ نقره ۳ نانومتر باشد. اگر ضخامت لایهٔ نقره کمتر از این مقدار شود از ناحیهٔ مادون قرمز خارج میشود که از آن بهعنوان حسگر

- 4. Bystrov AM, Gildenburg VB. Dipole resonances of an ionized cluster. J. Exp. Theor. Phys. 2005; 100(2): 428-39.
- Johnson PB, Christy RW. Optical constants of the noble metals. Phys. Rev. B. 1972; 6(12): 4370-9.
- Hausa JW, Zhou HS, Takami S, Hirasawa M, Honma I, Komiyama H. Enhanced optical properties of metal-coated nanoparticles. J. Appl. Phys. 1993; 73(3): 1043.
- Larsson EM, Alegret J, Käll M, Sutherland DS. Sensing characteristics of NIR localized surface plasmon resonances in gold nanorings for application as ultrasensitive biosensors. Nano Lett. 2007; 7: 1256–63.