لیزرپزشکی؛ ۱۳۹۱، دورهٔ ۹، شمارهٔ ۳، صفحات:۴۱-۳۷.

مقاله پژوهشی

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

مریم سلیمی‌نسب[۱]
فرزاد شیرزادی‌تبار[۲]
علیرضا بهرامپور[۲]

[۱]کارشناسی ارشد، گروه فوتونیک، دانشکدهٔ علوم و فناوری‌های نوین، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی کرمان، کرمان، ایران
[۲]استادیار فیزیک، گروه فیزیک، دانشگاه رازی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران
[۳]استاد فیزیک، دانشکدهٔ فیزیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران، ایران

نویسنده* مسئول: مریم سلیمی‌نسب، تلفن ۰۹۱۷۳۰۳۳۶۰۸،
پست الکترونیک:m.saliminasab@yahoo.com

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.

واژه‌های کلیدی: پلاسمون سطحی، نانوذرات نقره، نانوحسگر

مقدمه

با ظهور و پیشرفت سریع علوم و فناوری نانو و فراهم شدن امکان ساخت الکترودهایی در مقیاس بسیار کوچک، امکان طراحی 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 می‌شود. با استفاده از لیزرتراپی، تبدیل انرژی نور به گرما در محدودهٔ پیکوثانیه انجام می‌شود. از این ویژگی که فوتوترمال کَنسرتراپی[۱] نامیده می‌شود، برای از بین بردن سلول‌های سرطانی استفاده می‌شود[۱].

از بین نانوساختارهای مختلف، نانوذرات طلا و نقره به‌دلیل خاصیت اپتیکی و الکترونیکی منحصربه‌فرد که مربوط به تشدید پلاسمون‌های سطحی[۲] می‌باشد، از سال‌ها پیش مورد توجه دانشمندان بوده است. پلاسمون سطحی که به نوسان 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[۳] اطراف نانوذره می‌شود.

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

[1]Photo thermal cancer therapy
[2]Surface plasmon resonance

[3]Near-field
[4]nanotube
[5]nanorod
[6]nanocylinder
[7]nanoshell
[8]Finite-element method

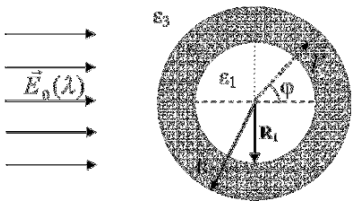
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]

قرمز دارای قله نیست بنابراین نمی‌توان از آن به‌عنوان حسگر زیستی استفاده کرد[۲]. نانوپوسته‌های کروی دو لایهٔ طلا و نقره شامل هسته‌ای از جنس دی‌الکتریک است که توسط یک پوستهٔ طلا یا نقره احاطه شده است که در مقایسه با دیگرساختارها تشدید پلاسمون قابل تنظیم‌تری را از خود نشان می‌دهند. با استفاده از این ویژگی تنظیم‌پذیری نانوپوسته‌های فلزی طلا و نقره در ناحیهٔ مادون قرمز، کاربردهای وسیعی در زمینه‌های تشخیص‌های پزشکی، ساخت حسگرهای زیستی و مطالعهٔ سلول-های زنده و باکتری‌ها 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 حساس می‌باشد. با بهینه‌کردن هندسهٔ سیستم و جابه‌جایی طیف جذبی سیستم به‌سمت محدودهٔ مادون قرمز، امکان شناسایی دقیق‌تر 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.



شکل ۱: هندسهٔ حسگر نانوپوستهٔ کروی دولایهٔ دی‌الکتریک-نقره

همان‌طورکه در شکل مشاهده می‌شود، سیستم حسگر شامل هستهٔ داخلی از جنس دی‌الکتریک با شعاع R_1 و ثابت دی‌الکتریک ε_1، پوستهٔ نقره با ضخامت R_2-R_1 و تابع دی‌الکتریک مختلط ε_2 می‌باشد. ثابت دی‌الکتریک محیط اطراف ε_3 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]:

$$\varepsilon(a,\omega)=\varepsilon_{JC}+\frac{\omega_p^2}{\omega^2+i\,\omega\gamma_{bulk}}-\frac{\omega_p^2}{\omega^2+i\,\omega\Gamma} \quad (۱)$$

که ε_{JC} مقادیر اندازه‌گیری‌شدهٔ تجربی برای تودهٔ[1] نقره [۵]، $\omega=2\pi c/\lambda$ فرکانس پلاسمون تودهٔ نقره، $\omega_p=1.37\times10^{16}$ Hz فرکانس زاویه‌ای نور ورودی لیزر و $\gamma_{bulk}=3.23\times10^{13}$ Hz میرایی بر اثر برخورد الکترون‌ها[2] است. Γ مربوط به دیگر میرایی-میرایی‌ها است و به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\Gamma=\gamma_{bulk}+A\frac{V_F}{a}+(k_3R_2)^3 \quad (۲)$$

که $A\approx1$ ضریب سرعت فِرمی، $V_F=1.4\times10^6$ m/s سرعت فِرمی، $a=R_2-R_1$ و $k_3=\varepsilon_3^{1/2}\omega/c$ 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. هنگامی‌که نانوپوستهٔ دی‌الکتریک/نقره در معرض میدان الکتریکی خارجی $E_0(\lambda)$ قرار بگیرد، با حل معادلهٔ لاپلاس میدان الکتریکی در هر ناحیه (داخل هستهٔ دی‌الکتریک، لایهٔ نقره و محیط اطراف نانو پوسته) عبارت‌اند از[۶]:

$$\vec{E}_1=A_1(\sin\varphi\bar{\varphi}-\cos\varphi\bar{r}) \quad (۳)$$

$$\vec{E}_2=A_2(\sin\varphi\bar{\varphi}-\cos\varphi\bar{r})+\frac{B_2}{r^3}(\sin\varphi\bar{\varphi}+2\cos\varphi\bar{r}) \quad (۴)$$

$$\vec{E}_3=A_3(\sin\varphi\bar{\varphi}-\cos\varphi\bar{r})+\frac{B_3}{r^3}(\sin\varphi\bar{\varphi}+2\cos\varphi\bar{r}) \quad (۵)$$

که ضرایب میدان‌ها عبارت‌اند از:

$$A_1=\frac{-9\varepsilon_2\varepsilon_3R_2^3}{(2\varepsilon_3+\varepsilon_2)(2\varepsilon_2+\varepsilon_1)R_2^3+2(\varepsilon_3-\varepsilon_2)(\varepsilon_2-\varepsilon_1)R_1^3}E_0 \quad (۶)$$

$$A_2=\frac{2\varepsilon_2+\varepsilon_1}{3\varepsilon_2}A_1 \quad (۷)$$

$$A_3=-E_0 \quad (۸)$$

[1] bulk
[2] Electron collision damping

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

$$B_2 = \frac{\varepsilon_2 - \varepsilon_1}{3\varepsilon_2} R_1^3 A_1 \quad (۹)$$

$$B_3 = \frac{\varepsilon_3 - \varepsilon_2}{3\varepsilon_3} R_2^3 A_2 + \frac{\varepsilon_3 + 2\varepsilon_2}{3\varepsilon_3} B_2 \quad (۱۰)$$

میدان الکتریکی خارج از سطح نانوپوستهٔ کروی در $r=R_2$ و $\varphi=0$برابر است با:

$$E_3 = (-A_3 + \frac{2B_3}{R_2^3}) \quad (۱۱)$$

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]:

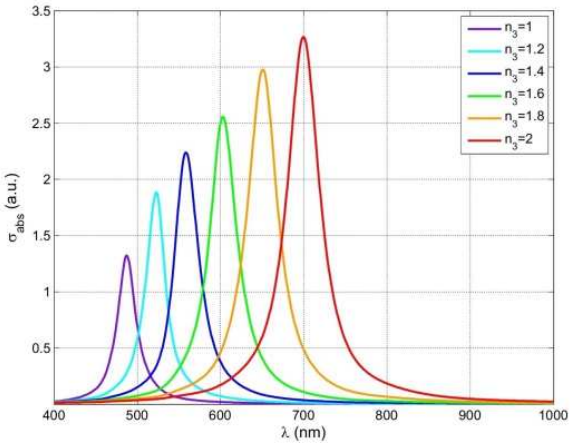
$$\alpha = 2\pi\varepsilon_0 R_2^3 (\frac{E_3 - E_0}{E_0}) \quad (۱۲)$$

که $\varepsilon_0=8.85\times10^{-12}$ F/m ثابت گذردهی خلأ است. در این حالت سطح مقطع جذبی طبق رابطهٔ زیر به‌دست می‌آید [۴]:

$$\sigma_{abs} = \frac{k}{\varepsilon_0} \mathrm{Im}(\alpha) \quad (۱۳)$$

طیف جذبی حسگر نانوپوستهٔ نقره

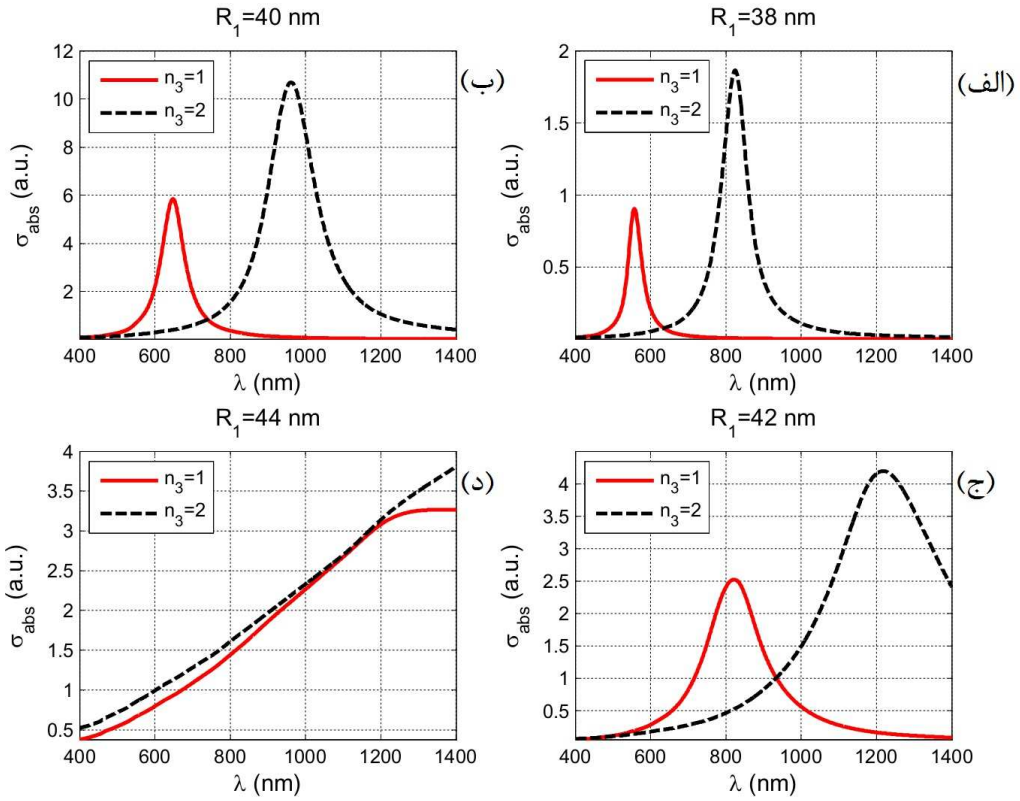
شکل۲ طیف جذبی نانوپوستهٔ کروی دولایهٔ دی‌الکتریک نقره به شعاع داخلی R_1 =۳۵ نانومتر و شعاع خارجیR_2=۴۵ نانومتر را برحسب طول موج نشان می‌دهد. ضریب شکست محیط اطراف نانوپوسته $n_3=\sqrt{\varepsilon_3}$ از ۱ تا ۲ تغییر می‌کند. همان‌طورکه در نمودار دیده می‌شود، طیف جذبی در فضای آزاد (n_3=۱) دارای یک قله در طول موج تشدید پلاسمون λ=۴۸۷ نانومتر در ناحیهٔ مرئی است که ناشی از برهمکنش قوی بین پلاسمون‌های سطحی خارج از لایهٔ نقره و حفرهٔ داخلی کره می‌باشد. تشدید پلاسمون سطحی در نانوپوستهٔ کروی دی‌الکتریک-نقره یک قلهٔ جذب شدیدی را ایجاد می‌کند که برای شناسایی یک مولکول خاص مورد استفاده قرار می‌گیرد. هنگامی‌که بیومولکولی روی سطح حسگر نانوپوسته قرار گیرد، ضریب شکست یا غلظت محیط اطراف نانوپوسته تغییر و قلهٔ طیف جذبی نیز تغییر می‌کند. با افزایش ضریب شکست محیط اطراف، قلهٔ طیف جذبی به‌سمت طول موج‌های بلند جابه‌جا می‌شود (شکل۲). به‌عبارت دیگر، طیف جذبی نانوپوسته نسبت به تغییرات ضریب شکست محیط اطراف حساس می‌باشد. بنابراین امکان طراحی حسگر نانوپوستهٔ دی‌الکتریک-نقره براساس جابه‌جایی طول موج تشدید پلاسمون سطحی با حساسیت بالا فراهم می‌شود.



شکل۲: طیف جذبی نانوپوستهٔ کروی دولایهٔ دی‌الکتریک-نقره(R_1 =۳۵ نانومتر، R_2 =۴۵ نانومتر)

نانوپوسته‌های کروی دولایه خواص اپتیکی قابل تنظیمی از خود نشان می‌دهند. ازطرفی محدودهٔ قابل استفاده برای حسگرهای زیستی در ناحیهٔ مادون قرمز در محدودهٔ ۱۲۰۰-۸۰۰ نانومتر قرار دارد[۷]. بنابراین برای داشتن یک حسگر زیستی دقیق و حساس با بهینه‌کردن هندسهٔ سیستم نانوپوسته می‌توان 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_2 =۴۵ نانومتر و شعاع داخلی متغیر ۴۴، ۴۲، ۴۰، ۳۸ = R_1 نانومتر نشان می‌دهد. ضریب شکست محیط اطراف ۱ و ۲ درنظر گرفته‌شده‌است. نتایج نشان می‌دهد با افزایش شعاع داخلی دی‌الکتریک یا کاهش ضخامت نقره، طیف جذبی به‌سمت طول موج‌های بلندتر(ناحیهٔ مادون قرمز) جابه‌جا می‌شود. درشکل (۳-الف) و (۳-ب) جابه-جایی قلهٔ طیف جذبی در ناحیهٔ مادون قرمز قرار نمی‌گیرد. جابه‌جایی طیف جذبی شکل (۳-ج) در ناحیهٔ مادون قرمز است. اما در شکل (۳-د) که ضخامت لایهٔ نقره ۱ نانومتر است، در ناحیهٔ مادون قرمز قله‌ای وجود ندارد. بنابراین نانوپوستهٔ دولایه با هندسهٔ R_1= ۴۲ نانومتر و R_2= ۴۵ نانومتر به‌عنوان حالت بهینه برای حسگر زیستی در ناحیهٔ مادون قرمز معرفی می‌شود.

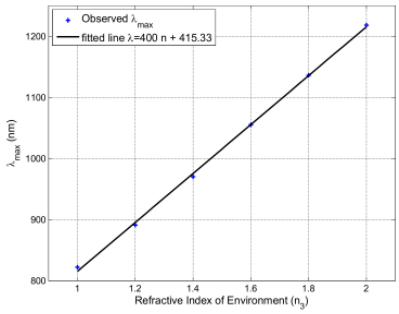
[Downloaded from icml.ir on 2026-11-03]



شکل۳: طیف جذبی برای چهار سیستم نانوپوستهٔ کروی دولایه با شعاع خارجی ثابت R_2 =۴۵ نانومتر و شعاع داخلی متغیر R_1=۴۴،۴۲،۴۰،۳۸ نانومتر

حساسیت حسگر نانوپوستهٔ نقره

شکل۴ تغییرات طول موج تشدید پلاسمون سیستم (λ_{max}) نانوپوستهٔ نقره برحسب ضریب شکست محیط اطراف(n_3) را نشان می‌دهد که در آن R_1= ۴۲ نانومتر، R_2= ۴۵ نانومتر و ضریب شکست از ۱ تا ۲ تغییر می‌کند. نقاط بیشینهٔ طول موج (λ_{max}) با علامت + نشان داده شده‌اند و یک نمودار خطی بین تغییرات طول موج با ضریب شکست به‌دست آمده‌است. با افزایش ضریب شکست محیط اطراف نانوپوسته، طول موج تشدید نیز افزایش می‌یابد. حساسیت سیستم نانوپوستهٔ دولایهٔ دی‌الکتریک-نقره به‌صورت شیب نمودار طول موج تشدید پلاسمون برحسب ضریب شکست محیط بیرون تعریف می‌شود($\frac{\Delta\lambda_{max}}{\Delta n}$)که این حساسیت برای سیستم با هندسهٔ ذکرشده محاسبه می‌شود. مقدار حساسیت حسگر نانوپوستهٔ دولایهٔ دی‌الکتریک-نقره برابر با ۴۰۰ nm/RIU محاسبه شده است.



شکل۴: تغییرات طول موج تشدید پلاسمون سیستم (λ_{max}) نانوپوستهٔ کروی نقره برحسب ضریب شکست محیط اطراف(n_3)

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 تاباندن نور بر نانوپوستهٔ کروی، براثر برهمکنش قوی بین پلاسمون‌های سطحی پوسته و حفرهٔ داخلی کره، طیف جذبی

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

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 زیستی استفاده نمی‌شود. بنابراین با بهینه‌کردن سیستم، حسگر زیستی قابل تنظیمی در ناحیهٔ مادون قرمز خواهیم داشت که در مقایسه با نانواستوانهٔ نقره-دی‌الکتریک حساسیت بیشتری دارد. حساسیت سیستم نانوپوستهٔ کروی دولایهٔ دی‌الکتریک-نقره که به‌صورت شیب نمودار طول موج تشدید پلاسمون برحسب ضریب شکست محیط بیرون تعریف می‌شود، ۴۰۰ nm/RIU محاسبه شده است. باتوجه به ابعاد نانومتری حسگر نانوپوستهٔ کروی، اتلاف‌هایی دراثر برخورد الکترون‌ها به‌وجود می‌آید که باعث پهن شدن طیف جذبی خواهد شد. برای جبران این اتلاف‌ها پیشنهاد می‌شود 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.
2. Sung MJ, Ma YF, Chau YF, Huang DW. Plasmon field enhancement in silver core-protruded 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.
4. Bystrov AM, Gildenburg VB. Dipole resonances of an ionized cluster. J. Exp. Theor. Phys. 2005; 100(2): 428-39.
5. Johnson PB, Christy RW. Optical constants of the noble metals. Phys. Rev. B. 1972; 6(12): 4370-9.
6. 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.
7. 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.

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