

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

مریم سلیمی نسب^۱فرزاد شیرزادی تبار^۲علیرضا بهرامپور^۲

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

نویسنده مسئول: مریم سلیمی نسب، تلفن ۰۹۱۷۳۰۳۴۶۰۸
 پست الکترونیک: m.saliminasab@yahoo.com

خلاصه

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

روش بررسی: با تاباندن نور بر نانوپوسته کروی، بر اثر برهمکنش قوی بین پلاسمون‌های سطحی پوسته و حفره داخلی کره، طیف جذبی شدیدی در گستره طول موج ۴۰۰-۱۴۰۰ 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 هسته دی‌الکتریک یا کاهش ضخامت نقره، طول موج تشدید تا ناحیه 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 کاربردها در محیط‌های زیستی، نانوحسگر زیستی نام‌گذاری شدند. از فناوری نانوحسگرهای زیستی در ردیابی میکروآرگانیزم‌ها و آسیب‌های بافتی مثل سرطان استفاده می‌شود. با استفاده از لیزرتراپی، تبدیل انرژی نور به گرما در محدوده پیکواتانیه انجام می‌شود. از این ویژگی که فوتوترمال کنسرتراپی^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 ناحیه میدان نزدیک^۳ اطراف نانوذره می‌شود.

با پیشرفت‌های اخیر در زمینه نانوتکنولوژی، ساختارهای مختلفی از نانوذرات نظیر نانولوله^۴، نانومیل^۵، نانواستوانه^۶ و نانوپوسته^۷ طراحی و ساخته شده‌اند. تقویت میدان الکتریکی در نانواستوانه دو لایه 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 پراکنده‌شده شدیدی ایجاد می‌شود و حساسیت سیستم بالا می‌رود. اما، طیف پراکنده حسگر نانواستوانه دولایه نقره-سیلیکون در ناحیه مادون

^۳Near-field^۴nanotube^۵nanorod^۶nanocylinder^۷nanoshell^۸Finite-element method^۱Photo thermal cancer therapy^۲Surface plasmon resonance

ϵ_3 است. تابع دی الکتریک نانوذرات فلزی که وابسته به فرکانس و اندازه نانوذره و شامل دو قسمت حقیقی و موهومی است، طبق رابطه زیر بیان می شود [۴]:

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

که ϵ_{JC} مقادیر اندازه گیری شده تجربی برای توده^۱ نقره [۵]، $\omega_p = 1.37 \times 10^{16}$ Hz فرکانس پلاسمون توده^۱ نقره، $\omega = 2\pi c/\lambda$ فرکانس زاویه ای نور ورودی لیزر و $\gamma_{bulk} = 3.23 \times 10^{13}$ Hz میرایی بر اثر برخورد الکترون ها^۲ است. Γ مربوط به دیگر میرایی- میرایی ها است و به صورت زیر تعریف می شود:

$$\Gamma = \gamma_{bulk} + A \frac{V_F}{a} + (k_3 R_2)^3 \quad (2)$$

که $A \approx 1$ ضریب سرعت فرمی، $V_F = 1.4 \times 10^6$ m/s سرعت فرمی، $a = R_2 - R_1$ و $k_3 = \epsilon_3^{1/2} \omega/c$ عدد موج در محیط بیرون است. عبارت دوم و سوم در رابطه ۲ به ترتیب ثابت های میرایی مربوط به پراکندگی الکترون در مرز فلز و میرایی تابشی هستند. هنگامی که نانوپوسته دی الکتریک/نقره در معرض میدان الکتریکی خارجی $E_0(\lambda)$ قرار بگیرد، با حل معادله لاپلاس میدان الکتریکی در هر ناحیه (داخل هسته دی الکتریک، لایه نقره و محیط اطراف نانو پوسته) عبارت اند از [۶]:

$$\vec{E}_1 = A_1 (\sin \varphi \hat{\varphi} - \cos \varphi \hat{r}) \quad (3)$$

$$\vec{E}_2 = A_2 (\sin \varphi \hat{\varphi} - \cos \varphi \hat{r}) + \frac{B_2}{r^3} (\sin \varphi \hat{\varphi} + 2 \cos \varphi \hat{r}) \quad (4)$$

$$\vec{E}_3 = A_3 (\sin \varphi \hat{\varphi} - \cos \varphi \hat{r}) + \frac{B_3}{r^3} (\sin \varphi \hat{\varphi} + 2 \cos \varphi \hat{r}) \quad (5)$$

که ضرایب میدان ها عبارت اند از:

$$A_1 = \frac{-9\epsilon_2 \epsilon_3 R_2^3}{(2\epsilon_3 + \epsilon_2)(2\epsilon_2 + \epsilon_1)R_2^3 + 2(\epsilon_3 - \epsilon_2)(\epsilon_2 - \epsilon_1)R_1^3} E_0 \quad (6)$$

$$A_2 = \frac{2\epsilon_2 + \epsilon_1}{3\epsilon_2} A_1 \quad (7)$$

$$A_3 = -E_0 \quad (8)$$

¹ bulk

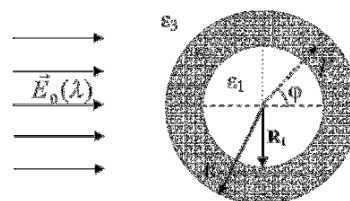
² Electron collision damping

قرمز دارای قله نیست بنابراین نمی توان از آن به عنوان حسگر زیستی استفاده کرد [۲]. نانوپوسته های کروی دو لایه طلا و نقره شامل هسته ای از جنس دی الکتریک است که توسط یک پوسته طلا یا نقره احاطه شده است که در مقایسه با دیگر ساختارها 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 ناحیه مادون قرمز، کاربردهای وسیعی در زمینه های تشخیص های پزشکی، ساخت حسگرهای زیستی و مطالعه سلول- های زنده و باکتری ها معرفی شده است [۳].

در این مقاله خواص اپتیکی قابل تنظیم نانوپوسته کروی دولایه شامل هسته ای از جنس دی الکتریک و پوسته ای از جنس نقره براساس تقریب شبه استاتیک مورد بررسی قرار گرفته است. با تاباندن نور بر نانوپوسته کروی بر اثر برهمکنش قوی بین پلاسمون های سطحی پوسته و حفره داخلی کره، طیف جذبی شدیدی خواهیم داشت که در طول موج تشدید پلاسمون سطحی دارای یک قله است. نتایج محاسبات نشان می دهد قله طیف جذبی نانوپوسته نسبت به تغییرات ضریب شکست محیط اطراف حساس می باشد. با بهینه کردن هندسه سیستم و جابه جایی طیف جذبی سیستم به سمت محدوده مادون قرمز، امکان شناسایی دقیق تر غلظت بیومولکول های اطراف نانوپوسته که می تواند به عنوان مثال نمونه خون انسان باشد، فراهم می آید. بنابراین از این سیستم می توان به عنوان حسگر زیستی قابل تنظیم و حساس در ناحیه مادون قرمز بهره جست.

طراحی نانو حسگر زیستی

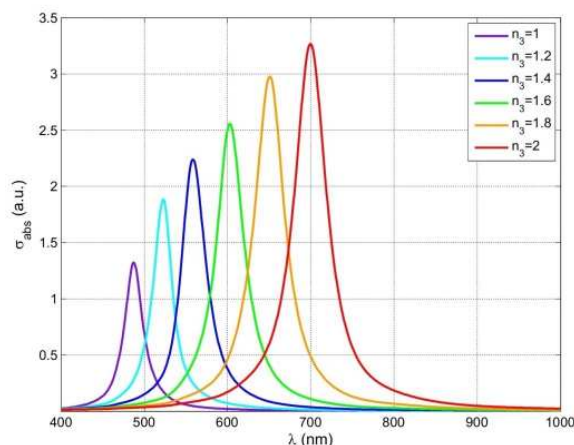
سیستم حسگر طراحی شده نانوپوسته کروی دولایه نقره در شکل ۱ نشان داده شده است.



شکل ۱: هندسه حسگر نانوپوسته کروی دولایه دی الکتریک-نقره

همان طور که در شکل مشاهده می شود، سیستم حسگر شامل هسته داخلی از جنس دی الکتریک با شعاع R_1 و ثابت دی الکتریک ϵ_1 ، پوسته نقره با ضخامت $R_2 - R_1$ و تابع دی الکتریک مختلط ϵ_2 می باشد. ثابت دی الکتریک محیط اطراف

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



شکل ۲: طیف جذبی نانوپوسته کرووی دولایه دی‌الکتریک-نقره ($R_1 = 35$ نانومتر، $R_2 = 45$ نانومتر)

نانوپوسته‌های کرووی دولایه خواص اپتیکی قابل تنظیمی از خود نشان می‌دهند. از طرفی محدوده قابل استفاده برای حسگرهای زیستی در ناحیه مادون قرمز در محدوده ۱۲۰۰-۸۰۰ نانومتر قرار دارد [۱۷]. بنابراین برای داشتن یک حسگر زیستی دقیق و حساس با بهینه‌کردن هندسه سیستم نانوپوسته می‌توان قله طیف جذبی را از طول موج‌های مرئی به طول موج‌های مادون قرمز جابه‌جا کرد. شکل ۳ طیف جذبی را برای چهار سیستم نانوپوسته کرووی دولایه با شعاع خارجی ثابت $R_2 = 45$ نانومتر و شعاع داخلی متغیر ۴۴، ۴۲، ۴۰، ۳۸ $R_1 =$ نانومتر نشان می‌دهد. ضریب شکست محیط اطراف ۱ و ۲ در نظر گرفته شده‌است. نتایج نشان می‌دهد با افزایش شعاع داخلی دی‌الکتریک یا کاهش ضخامت نقره، طیف جذبی به سمت طول موج‌های بلندتر (ناحیه مادون قرمز) جابه‌جا می‌شود. در شکل (۳-الف) و (۳-ب) جابه‌جایی قله طیف جذبی در ناحیه مادون قرمز قرار نمی‌گیرد. جابه‌جایی طیف جذبی شکل (۳-ج) در ناحیه مادون قرمز است. اما در شکل (۳-د) که ضخامت لایه نقره ۱ نانومتر است، در ناحیه مادون قرمز قله‌ای وجود ندارد. بنابراین نانوپوسته دولایه با هندسه $R_1 = 42$ نانومتر و $R_2 = 45$ نانومتر به‌عنوان حالت بهینه برای حسگر زیستی در ناحیه مادون قرمز معرفی می‌شود.

$$B_2 = \frac{\epsilon_2 - \epsilon_1}{3\epsilon_2} R_1^3 A_1 \quad (9)$$

$$B_3 = \frac{\epsilon_3 - \epsilon_2}{3\epsilon_3} R_2^3 A_2 + \frac{\epsilon_3 + 2\epsilon_2}{3\epsilon_3} B_2 \quad (10)$$

میدان الکتریکی خارج از سطح نانوپوسته کرووی در $r=R_2$ و $\phi=0$ برابر است با:

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

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

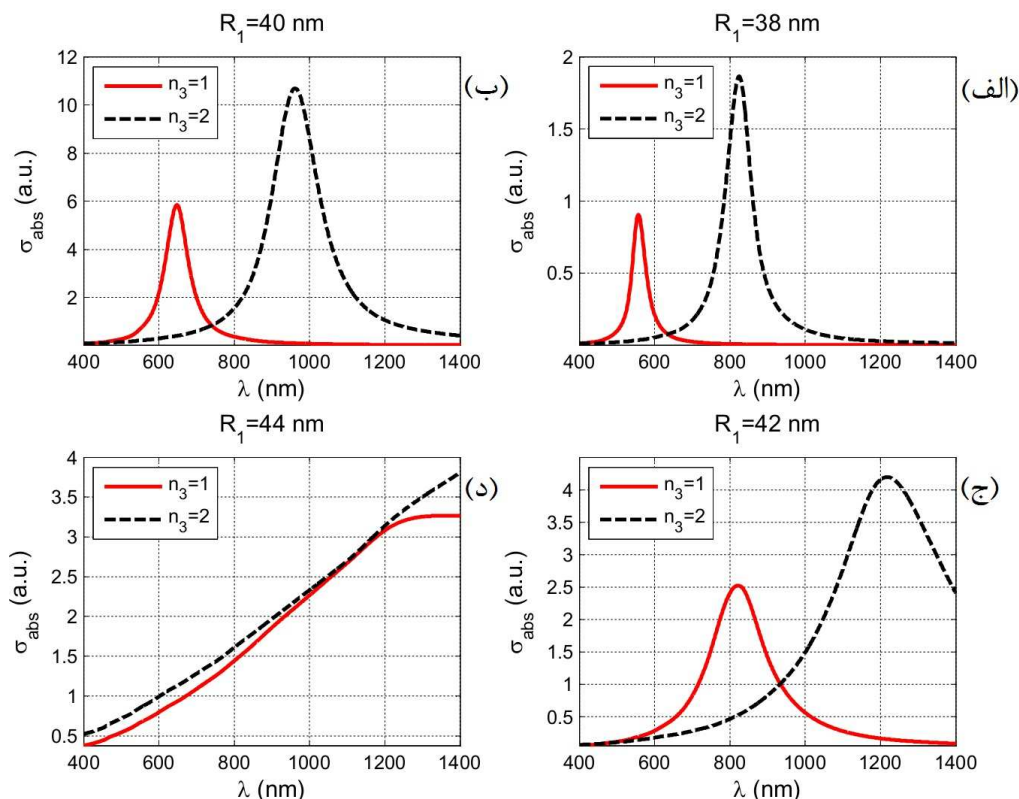
$$\alpha = 2\pi\epsilon_0 R_2^3 \left(\frac{E_3 - E_0}{E_0} \right) \quad (12)$$

که $\epsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12}$ F/m ثابت گذردهی خلأ است. در این حالت سطح مقطع جذبی طبق رابطه زیر به دست می‌آید [۴]:

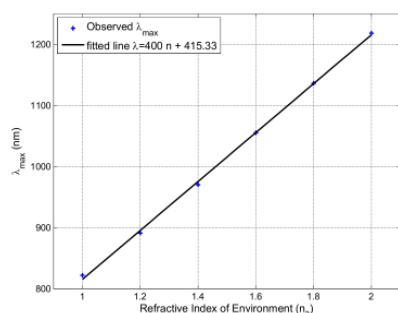
$$\sigma_{abs} = \frac{k}{\epsilon_0} \text{Im}(\alpha) \quad (13)$$

طیف جذبی حسگر نانوپوسته نقره

شکل ۲ طیف جذبی نانوپوسته کرووی دولایه دی‌الکتریک نقره به شعاع داخلی $R_1 = 35$ نانومتر و شعاع خارجی $R_2 = 45$ نانومتر را برحسب طول موج نشان می‌دهد. ضریب شکست محیط اطراف نانوپوسته $n_3 = \sqrt{\epsilon_3}$ از ۱ تا ۲ تغییر می‌کند. همان‌طور که در نمودار دیده می‌شود، طیف جذبی در فضای آزاد ($n_3 = 1$) دارای یک قله در طول موج تشدید پلاسمون $\lambda = 487$ نانومتر در ناحیه مرئی است که ناشی از برهمکنش قوی بین پلاسمون‌های سطحی خارج از لایه نقره و حفره داخلی کره می‌باشد. تشدید پلاسمون سطحی در نانوپوسته کرووی دی‌الکتریک-نقره یک قله جذب شدیدی را ایجاد می‌کند که برای شناسایی یک مولکول خاص مورد استفاده قرار می‌گیرد. هنگامی که بیومولکولی روی سطح حسگر نانوپوسته قرار گیرد، ضریب شکست یا غلظت محیط اطراف نانوپوسته تغییر و قله طیف جذبی نیز تغییر می‌کند. با افزایش ضریب شکست محیط اطراف، قله طیف جذبی به سمت طول موج‌های بلند جابه‌جا می‌شود (شکل ۲). به عبارت دیگر، طیف جذبی نانوپوسته نسبت به تغییرات ضریب شکست محیط اطراف



شکل ۳: طیف جذبی برای چهار سیستم نانوپوسته کروی دولایه با شعاع خارجی ثابت $R_2 = 45$ نانومتر و شعاع داخلی متغیر $R_1 = 44, 42, 40, 38$ نانومتر



شکل ۴: تغییرات طول موج تشدید پلاسمون سیستم $(\lambda_{\max})$ نانوپوسته کروی نقره برحسب ضریب شکست محیط اطراف (n_3)

بحث و نتیجه گیری

در این مقاله از یک نانوپوسته کروی دولایه دی الکتریک نقره براساس تشدید پلاسمون سطحی به عنوان 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 نانوپوسته کروی، بر اثر برهمکنش قوی بین پلاسمون های سطحی پوسته و حفره داخلی کره، طیف جذبی

حساسیت حسگر نانوپوسته نقره

شکل ۴ تغییرات طول موج تشدید پلاسمون سیستم $(\lambda_{\max})$ نانوپوسته نقره برحسب ضریب شکست محیط اطراف (n_3) را نشان می دهد که در آن $R_1 = 42$ نانومتر، $R_2 = 45$ نانومتر و ضریب شکست از ۱ تا ۲ تغییر می کند. نقاط بیشینه طول موج $(\lambda_{\max})$ با علامت + نشان داده شده اند و یک نمودار خطی بین تغییرات طول موج با ضریب شکست به دست آمده است. با افزایش ضریب شکست محیط اطراف نانوپوسته، طول موج تشدید نیز افزایش می یابد. حساسیت سیستم نانوپوسته دولایه دی الکتریک-نقره به صورت شیب نمودار طول موج تشدید پلاسمون برحسب ضریب شکست محیط بیرون تعریف می شود $(\frac{\Delta \lambda_{\max}}{\Delta n})$ که این حساسیت برای سیستم با هندسه ذکر شده محاسبه می شود. مقدار حساسیت حسگر نانوپوسته دولایه دی الکتریک-نقره برابر با 400 nm/RIU محاسبه شده است.

زیستی استفاده نمی‌شود. بنابراین با بهینه‌کردن سیستم، حسگر زیستی قابل تنظیمی در ناحیه مادون قرمز خواهیم داشت که در مقایسه با نانواستوانه نقره-دی‌الکتریک حساسیت بیشتری دارد. حساسیت سیستم نانوپوسته کروی دولایه دی‌الکتریک-نقره که به صورت شیب نمودار طول موج تشدید پلاسmon برحسب ضریب شکست محیط بیرون تعریف می‌شود، 400 nm/RIU محاسبه شده است. باتوجه به ابعاد نانومتری حسگر نانوپوسته کروی، اتلاف‌هایی در اثر برخورد الکترون‌ها به وجود 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.

شدیدی خواهیم داشت که در طول موج تشدید پلاسmon سطحی دارای یک قله است که 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. با افزایش شعاع هسته دی‌الکتریک یا کاهش ضخامت نقره، جابه‌جایی طول موج تشدید تا ناحیه مادون قرمز کشیده می‌شود که این خاصیت در نانواستوانه نقره-دی‌الکتریک دیده نمی‌شود. در نانوپوسته کروی، این حالت زمانی رخ می‌دهد که ضخامت لایه نقره ۳ نانومتر باشد. اگر ضخامت لایه نقره کمتر از این مقدار شود از ناحیه مادون قرمز خارج می‌شود که از آن به عنوان حسگر

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.