

تأثیر ابعاد و موقعیت حلقه فلزی نقره بر عملکرد نانوزیست حسگر نوری مبتنی بر نانوساختار

جفت شده میله-حلقه

طاهره زکی^۱، مهدی سویزی^{۱*}، مریم علیان نژادی^۱

^۱ گروه اپتیک و لیزر، دانشکده فیزیک، دانشگاه سمنان، سمنان، ایران

چکیده

در این مقاله نانوساختار جفت شده میله-حلقه نقره برای کوک کردن طول موج LSPR نانوساختار پلاسمونی پیشنهاد می شود و تاثیر عوامل مختلف از جمله طول و ضخامت حلقه نقره و نیز موقعیت حلقه بر پاسخ نوری این نانوساختار مورد بررسی قرار می گیرد. نتایج موید تاثیر قابل توجه جفت شدگی میله-حلقه و قابلیت کوک پذیری بسیار گسترده طول موج LSPR نانوساختار با تغییر مکان حلقه می باشد. بررسی تاثیر طول حلقه و ضخامت حلقه بر پاسخ نوری نانوساختار نیز بیانگر اهمیت انتخاب این عوامل است. به کارگیری این نانوساختار به عنوان زیست حسگر سرطان دهان مشخص می کند که حساسیت این نانوساختار تابعی از طول و ضخامت حلقه نقره و نیز مکان قرارگیری حلقه نقره می باشد. با این وجود، وابستگی حساسیت نانوزیست حسگر به طول حلقه بیشتر از ضخامت حلقه است.

واژه های کلیدی: نانوساختار پلاسمونی، جفت شدگی، پاسخ نوری، زیست حسگر نوری.

ایمیل نویسنده مسئول: msovizi@semnan.ac.ir

۱- مقدمه

نانوذرات فلزی نجیب و مخصوصا نقره و طلا به دلیل برهمکنش قوی نور مرئی با آنها از طریق تهییج تشدید نوسانات جمعی الکترون های رسانش روی سطح ذرات، بسیار معروف هستند. در این موارد، میدان های الکترومغناطیسی موضعی نزدیک ذره به دلیل این رفتار جمعی می توانند تا چندین مرتبه بزرگتر از میدان های فرودی باشند و نور فرودی با طول موج منطبق بر طول موج تشدید، به شدت پراکنده می شود. نتایج بررسی محققان نشان داده است که این افزایش میدان موضعی و پراکندگی قوی برای دستکاری بیومولکولی، برچسب گذاری و تشخیص مناسب و طیف سنجی رامان ارتقا یافته سطحی مناسب می باشد و جابجایی طول موج تشدید با تغییر محیط اطراف می تواند در مصارفی مثل حسگرهای نوری صنعتی و زیست حسگرهای پزشکی و حتی حسگرهای با مصارف خانگی به خوبی مورد بهره برداری قرار گیرد [۱-۳].

کنترل طول موج LSPR^۱ برای حسگرهای نوری مبتنی بر LSPR و نیز طیف سنجی های رامان ارتقا یافته سطحی^۲ (SERS) بسیار مهم است و محققان زیادی در این حوزه به پژوهش پرداخته اند که در ادامه به برخی از این موارد اشاره خواهد شد [۴، ۵]. ساختار جفت شده میله/پوسته کامل استوانه ای با روش^۳ FDTD شبیه سازی و مشخصه نوری و طول موج LSPR ساختار گزارش شده است [۶]. نتایج این گروه نشان داده است که تشدید پلاسمون های پوسته و میله احاطه شده با سیلیکا بر روی میدان دور پراکنده شده از ساختار تاثیر گذاشته و طیف نهایی، ناشی از برهمکنش طیف پلاسمونیک این دو ساختار در میدان دور می باشد. همچنین، حساسیت حسگر به ضخامت پوسته ساختار جفت شده بستگی داشته و با افزایش ضخامت پوسته کاهش می یابد.

^۱ Localized Surface Plasmon Resonance

^۲ Surface Enhanced Raman Spectroscopy

^۳ Finite-Difference Time-Domain (FDTD)

اخیر در زمینه حسگرهای نوری منجر به تحولات زیادی به خصوص در بررسی‌های زیستی شده است. تمامی این کاربردها به دلیل قابل تنظیم بودن طول موج تشدید پلاسمون سطحی موضعی با استفاده از برخی مشخصه‌ها مانند شکل، اندازه، نوع فلز، ثابت دی‌الکتریک محیط اطراف، جفت‌شدگی نانوساختارها و ... می‌باشد. همچنین، مشاهده شده که جفت‌شدگی نانوذرات می‌تواند باعث کنترل طول موج LSPR برای مصارف مختلف شود. بنابراین، بررسی تاثیر عوامل مختلف از جمله جفت‌شدگی نانوذرات و مشخصه‌های ساختار بر روی طول موج تشدید نانوساختارهای پلاسمونی از جمله نیازهای تحقیقاتی حال حاضر می‌باشد.

نانوذرات طلا و نقره هر دو در حوزه حسگرهای نوری مورد توجه محققان قرار دارند. با این وجود، نانوساختارهای نقره به دلیل قله پلاسمونیک قوی‌تر، پهنای خط در نصف بیشینه (FWHM) کوچکتر نسبت به نانوساختارهای طلا و در نهایت حساسیت بالاتر در حسگرهای نوری برای این امر مناسب‌تر می‌باشند. علاوه بر این، قیمت تولید نانوساختارهای نقره نسبت به طلا کمتر است و این نانوساختارها می‌توانند به سهولت با انواع زیست-مولکول‌ها عامل‌دار شوند و برای تشخیص در زیست‌حسگرهای متعدد مورد بهره‌برداری قرار گیرند [۱۱-۱۳]. بنابراین، حسگر نوری مبتنی بر نانوساختارهای نقره در این مقاله مورد بررسی می‌گیرد.

در این مقاله، در ابتدا ساختار میله-حلقه نقره پیشنهاد و تاثیر جفت‌شدگی این نانوساختار میله-حلقه مورد بررسی قرار می‌گیرد. در این راستا، تاثیر مشخصه‌های حلقه از جمله طول و ضخامت حلقه نقره و نیز مکان قرارگیری حلقه بر طیف پراکندگی نانوساختار، طول موج LSPR و پهنای خط قله LSPR بررسی می‌شود. علاوه بر این، این نانوساختار به عنوان نانوزیست‌حسگر سرطان دهان پیشنهاد و تاثیر عوامل فوق بر عملکرد این زیست‌حسگر مورد بررسی ارائه می‌شود.

۲- مفاهیم نظری و روش شبیه‌سازی

در شکل ۱، نمایی از ساختار پیشنهادی در این کار ارائه شده است. همانطور که مشاهده می‌کنید، ساختار متشکل از نانومیله فلزی، پوسته دی‌الکتریک و پوسته فلزی می‌باشد که ابعاد هر یک از اجزای ساختار پیشنهادی می‌تواند تغییر کند و طبیعتاً بر طول موج LSPR نانوذره تاثیر خواهد

علاوه بر این، تشدید پلاسمون نانوسیم‌های نقره جفت‌شده با قطر ۵۰ نانومتر بررسی شده است و نتایج نشان داده است که استوانه‌های منفرد دارای طیف تشدید پلاسمونی نسبتاً ساده می‌باشند در حالی که ساختارهای جفت‌شده دارای طیف‌های سطح مقطع پراکندگی بسیار پیچیده‌تر و قله‌های تشدید متعدد می‌باشند و تعداد و بزرگی این قله‌ها به جهت تابش نور و فاصله بین ذرات بستگی دارد [۷].

همچنین، تاثیر جفت‌شدگی دیسک‌های بیضوی طلا بر طول موج LSPR نانوساختارها بررسی شده است و نتایج

نشان داده است که طول موج ساختار جفت‌شده نسبت به تک دیسک بیضوی طلا انتقال به قرمز می‌یابد و این انتقال به قرمز با افزایش فاصله دو نانوذره کاهش می‌یابد و مقدار آن در شرایطی که فاصله دو نانوذره از ۲/۵ برابر محور کوچک ذره بیشتر شود، قابل صرف‌نظر کردن می‌شود [۸]. در پژوهش دیگری، آرایش جفت‌شده از نانو میله طلا در داخل نانو پوسته نقره پیشنهاد و بررسی شده است [۹]. این نانوساختارها در محیط دی‌الکتریک SiO_2 تعبیه شده بودند و دریافتند که با تغییر در شعاع میله طلا می‌توان طول موج LSPR ساختار را تنظیم کرد و کاهش شعاع میله طلا باعث انتقال به آبی در طول موج LSPR می‌شود. علاوه بر این، نانو ذرات کروی طلا در پیکربندی‌هایی با جفت‌شدگی‌های مختلف نسبت به راستای نور فرودی مورد بررسی قرار گرفته است و فاصله آستانه جفت‌شدگی برای این پیکربندی‌ها اعلام شده است [۱۰]. همچنین، بررسی جفت‌شدگی ساختارهای دوتایی میله/پوسته و بادام‌زمینی شکل و نیز قطبش نور فرودی بر طیف خاموشی نانوساختارهای جفت‌شده بررسی و نتایج این گروه نشان داد که موقعیت قله تشدید ساختار به شدت به فاصله جدایی ساختارهای جفت‌شده دوتایی از میله/پوسته و نیز قطبش نور فرودی بستگی دارد [۶]. این گروه، با غوطه‌ور کردن ساختار دوتایی در داخل یک مایع دی‌الکتریک توانستند موقعیت LSPR را با تغییرات اندک در ضریب شکست محیط اطراف مورد بررسی قرار دهند و این نتایج بیانگر انتقال به قرمز بیشینه دوقطبی با افزایش ضریب شکست محیط اطراف می‌باشد. ویژگی نوری جالب توجه نانوذرات همراه با پیشرفت‌های

شکل ۱: نانوساختار پیشنهادی متشکل از میله فلزی، حلقه دی‌الکتریک و حلقه فلزی و محیط پیرامون ذره با $n_b = 1.3735$.

که در این رابطه w_s توان پراکنده شده و I_{inc} شدت تابش فرودی است. با حل مجموعه معادلات (۱) و استفاده از رابطه (۲) می‌توان سطح مقطع پراکندگی را محاسبه نمود که به طول موج نور فرودی وابسته است و مقدار آن در طول موج تشدید به طور چشمگیری افزایش می‌یابد. از این رو وجود قله در طیف سطح مقطع پراکندگی نماینده تحریک پلاسمون سطحی موضعی است. قابلیت استفاده از پدیده تشدید پلاسمون سطحی موضعی در زیست‌حسگرها بسیار متداول شده است. در این نوع حسگرها، تغییرات طول موج تشدید بر حسب تغییر عوامل محیطی مانند ضریب شکست محیط اطراف بررسی می‌گردد. در چنین حالتی حساسیت حسگر را می‌توان به صورت نسبت جابجایی طول موج تشدید به تغییرات ضریب شکست بیان کرد:

$$S = \frac{\delta\lambda_r (nm)}{\delta n(RIU)} \quad (3)$$

۳- تجزیه و تحلیل نتایج

۳-۱- کوک‌پذیری با مکان و طول حلقه نقره

در شکل ۲-الف نمودار طیف سطح مقطع پراکندگی، SCS، نانوساختار پیشنهادی با طول میله ۶۰ نانومتر و طول حلقه ۵ نانومتر به ازای مکان‌های مختلف حلقه، L1، ارائه شده است. در تمامی محاسبات انجام شده ضریب شکست محیط اطراف برابر با $n_b = 1.3735$ در نظر گرفته شده است. نتایج نشان می‌دهد که طول موج LSPR با مکان حلقه تغییر می‌کند و مکان قله‌های پراکندگی برخی از ساختارها بر هم منطبق است، اما مقدار سطح مقطع پراکندگی آنها با یکدیگر برابر نیست. با بررسی دقیق‌تر مشخص می‌شود که طول موج قله LSPR ساختارهایی با L1 برابر با (۰ و ۵۵)، (۵ و ۵۰)، (۱۰ و ۴۵) نانومتر بر هم منطبق هستند. این ساختارها در واقع ساختارهایی هستند که مکان حلقه در هر جفت از آنها نسبت به مرکز میله متقارن انتخاب شده است.

بررسی نمودار سطح مقطع پراکندگی (SCS) ساختار میله-حلقه با طول حلقه ۱۰ نانومتر در شکل ۲-ب نیز موید برابر بودن تقریبی طول موج LSPR برخی ساختارها با L1 خاص می‌باشد. اما مقدار SCS این ساختارها مجدداً مشابه با ساختار

گذاشت. همانطور که بیان شد نوسانات پلاسمون سطحی موضعی روی سطح نانوذره به کمک امواج الکترومغناطیسی با قطبش و طول موج خاص تحریک می‌شود. طول موج تحریک LSPRها به شدت به جنس، ابعاد و شکل نانوذره و علاوه بر این به جنس محیط اطراف و عوامل محیطی مانند دما و فشار وابسته است.

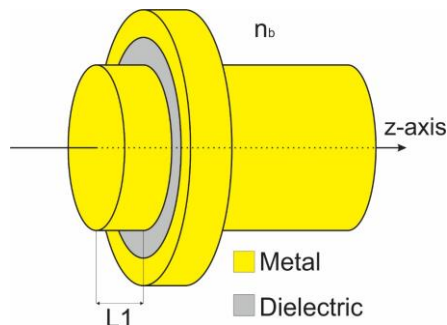
در این پژوهش، میله و حلقه از جنس نقره و دی‌الکتریک از جنس سیلیکا در نظر گرفته شده و موج الکترومغناطیسی با قطبش مغناطیس عرضی به این نانوساختار در جهت محور z از چپ به راست تابیده شده است. امواج الکترومغناطیسی تحریک‌کننده این نوسانات با فرض صفر بودن چگالی بار و جریان آزاد در معادله موج همگن صدق می‌کنند. در صورتی که موج تابشی تکفام باشد، معادله موج به معادله هلمهولتز زیر تبدیل می‌شود [۱۰]:

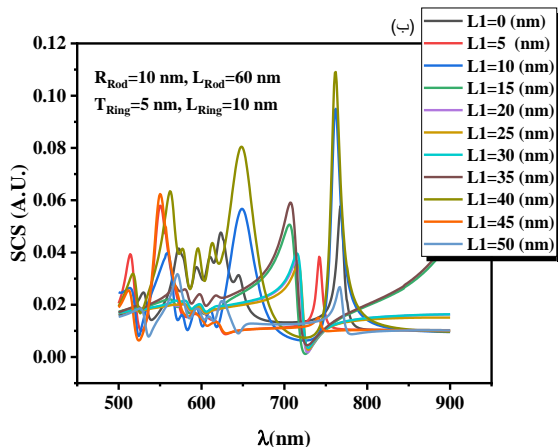
$$\nabla^2 \psi_m(\vec{r}) + k_m^2 \psi_m(\vec{r}) = 0, \quad m=0,1,2,3 \quad (1)$$

شاخص m بیان‌کننده شماره محیط‌های داخل و بیرون نانوذره است به طوری که $m=0$ شماره محیط پیرامون نانوذره و $m=1$ ، $m=2$ و $m=3$ به ترتیب شماره میله، شماره دی‌الکتریک و شماره حلقه می‌باشد. بردارهای موج نیز در این محیط‌ها با k_m بیان شده‌اند.

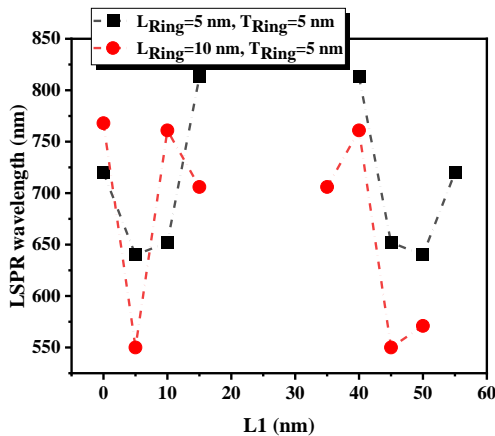
با حل این ۴ معادله به همراه شرط مرزی پیوستگی مولفه‌های مماسی میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی روی فصل مشترک محیط‌ها، می‌توان میدان پراکنده شده را محاسبه نمود. این معادلات به روش عددی عناصر مرزی حل شده‌اند. این روش از سرعت و دقت بسیار بالایی برخوردار است. پس از حل این معادلات می‌توان سطح مقطع پراکندگی را از رابطه زیر به دست آورد:

$$\sigma_s(\lambda) = \frac{w_s(\lambda)}{I_{inc}} \quad (2)$$





شکل ۲: طیف سطح مقطع پراکندگی ساختار پیشنهادی میله-حلقه با شعاع و طول میله نقره مشخص (به ترتیب ۱۰ و ۶۰ نانومتر)، ضخامت حلقه ۵ نانومتر و طول حلقه الف) ۵ نانومتر و ب) ۱۰ نانومتر، به ازای مکان‌های مختلف حلقه.



شکل ۳: طول موج تشدید برحسب مکان حلقه به ازای ساختارهایی با طول حلقه ۵ و ۱۰ نانومتر. نمودار مشکی برای حالتی که طول حلقه ۵ نانومتر و نمودار قرمز برای حالتی است که طول حلقه ۱۰ نانومتر باشد. ضخامت حلقه برای هر دو نمودار ۵ نانومتر و ضریب شکست محیط اطراف ۱/۳۷۳۵ می‌باشد.

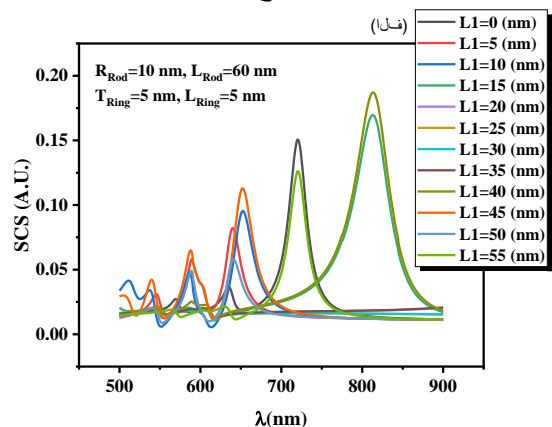
۳-۲- کوک‌پذیری با مکان و ضخامت حلقه نقره

به منظور بررسی تاثیر ضخامت حلقه بر سطح مقطع پراکندگی نانو ساختار حلقه-میله نقره در این مرحله ضخامت حلقه کاهش داده شده و به ۲/۵ نانومتر رسیده است و سطح مقطع پراکندگی نانو ساختار به ازای مکان‌های مختلف حلقه محاسبه شده است. این سطح مقطع پراکندگی در شکل ۴ ارائه شده است. مشابه نتایج شکل ۲، ساختارهایی با تقارن آینه‌ای نسبت به صفحه‌ای که از مرکز میله

قبلی (شکل ۲-الف) بر هم منطبق نمی‌باشد. به نظر می‌رسد که ساختارهای با تقارن آینه‌ای نسبت به صفحه‌ای که بر میله عمود است و از مرکز آن می‌گذرد، دارای طول موج LSPR مشابه می‌باشند. تفاوت بین مقدار SCS مربوط به هر طول موج LSPR دو ساختار متقارن آینه‌ای را می‌توان به جهت تابش نور فرودی نسبت داد که در هر دو ساختار تابش از سمت چپ به راست و در راستای محور میله انجام شده است.

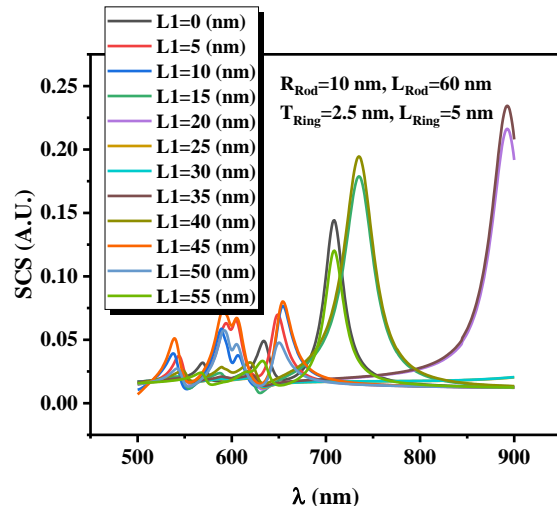
نکته با اهمیت دیگری که در نتایج شکل ۲ مشاهده می‌شود این است که ارتفاع طیف SCS با نزدیک شدن حلقه به نواحی مرکزی میله، در تمامی طول موج‌ها، بسیار کاهش یافته است و به عبارتی جفت‌شدگی امواج و نوسانات پلاسماون سطحی رخ نداده است و پراکندگی قابل اغماض است.

در شکل ۳ نمودار طول موج LSPR بر حسب مکان حلقه، L_1 ، برای دو ساختار شکل ۲ ارائه شده است تا تاثیر مکان حلقه و طول حلقه نقره دقیق‌تر بررسی شود. نتایج نشان می‌دهد که نمودار طول موج LSPR بر حسب مکان L_1 متقارن است و این به این معنی است که ساختارهای با تقارن آینه‌ای دارای طول موج LSPR یگسان می‌باشند. علاوه بر این، با تغییر مکان و طول حلقه می‌توان شرایطی را فراهم کرد که طول موج LSPR در بازه ۵۵۰ تا ۸۱۳ نانومتر تغییر نماید و کوک‌پذیری بسیار بالایی روی طول موج LSPR حاصل شود.



می‌گذرد، دارای طول موج LSPR مشابه و سطح مقطع پراکندگی تقریباً برابر می‌باشند که دلیل این تفاوت سطح مقطع پراکندگی در شرایط تابش نور می‌باشد.

مقایسه شکل‌های ۲-الف و ۵ نشان می‌دهد که کاهش ضخامت حلقه باعث افزایش سطح مقطع پراکندگی نانو ساختار جفت‌شده می‌شود. علاوه بر این، ضخامت حلقه نقره بر مکان طول موج LSPR و نیز پهنای قله در نصف بیشینه (FWHM) تاثیر زیادی دارد به طوری که FWHM قله پراکندگی در ساختار میله-حلقه در شرایطی که حلقه در ابتدای میله و در سمت چپ قرار دارد، در ساختار با ضخامت حلقه ۵ و ۲/۵ نانومتر به ترتیب ۲۵ و ۱۷ نانومتر است. در ادامه قابلیت استفاده از این ساختار به عنوان زیست‌حسگر بررسی شده و نتایج ارائه می‌شود. در این زیست‌حسگر تغییرات محیطی باعث تغییر موقعیت قله تشدید پلاسمون سطحی موضعی خواهد شد. در چنین حسگرهایی کاهش پهنای قله تشدید منجر به افزایش توان تفکیک می‌شود. بنابراین، با انتخاب درست مشخصات و مکان حلقه می‌توان پهنای قله تشدید را کاهش داد که مزیت بزرگی در زیست‌حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی محسوب می‌شود.



شکل ۴: سطح مقطع پراکندگی نانو ساختار میله-حلقه پیشنهادی بر حسب مکان‌های مختلف حلقه (L1های مختلف) به ازای طول و شعاع میله ۶۰ و ۱۰ نانومتر، طول و ضخامت دی‌الکتریک ۵ و ۵ نانومتر، طول حلقه ۵ نانومتر و ضخامت حلقه ۲/۵ نانومتر.

بررسی دقیق‌تر تاثیر کاهش ضخامت حلقه بر طول موج LSPR در شکل ۵ مشخص می‌کند که میزان

تاثیر ضخامت حلقه بر طول موج LSPR تابعی از مکان حلقه، L1، می‌باشد به طوری که این تاثیر در حالاتی که حلقه در نزدیکی دو انتهای میله قرار دارد، اندک است و اختلاف طول موج LSPR نانو ساختار با ضخامت‌های حلقه ۵ و ۲/۵ نانومتر بسیار ناچیز می‌باشد. اما اختلاف در طول موج LSPR در حالاتی که حلقه از دو انتهای میله فاصله گرفته است (مقادیر L1 برابر ۱۵ و ۴۰ نانومتر) تقریباً برابر با ۹۰ نانومتر می‌باشد.

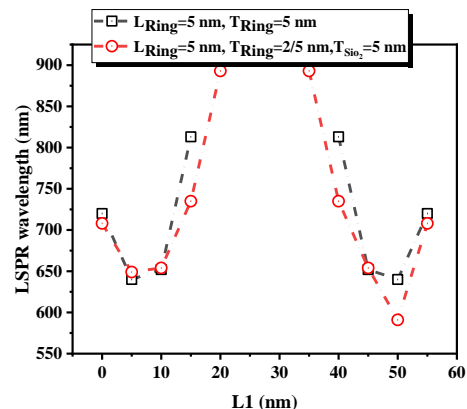
۳-۳ حساسیت زیست‌حسگر نوری

در ادامه، عملکرد ساختارهای میله-حلقه نقره به عنوان زیست‌حسگر سرطان دهان مورد بررسی قرار می‌گیرد و تاثیر عوامل مختلف مثل ابعاد و مکان حلقه بر عملکرد زیست‌حسگر مورد مطالعه قرار می‌گیرد. به منظور محاسبه حساسیت، ضریب شکست محیط اطراف به اندازه δn تغییر داده شد و میزان جابجایی طول موج LSPR ($\delta \lambda_{LSPR}$) محاسبه گردید. نسبت $\delta \lambda_{LSPR}$ به δn حساسیت ساختار را مشخص می‌کند. حساسیت زیست‌حسگر سرطان میله-حلقه نقره با طول‌های مختلف حلقه (۵ و ۱۰ نانومتر) در شکل ۶-الف نشان می‌دهد که هر دو نمودار تقریباً رفتار مشابهی دارند. مقادیر حساسیت برای فواصلی که به صورت متقارن نسبت به مرکز انتخاب شده‌اند، نزدیک به هم می‌باشد. بیشترین حساسیت برای ساختارهایی با طول حلقه ۱۰ نانومتر به ازای شرایطی به دست می‌آید که فاصله حلقه تا انتهای میله ۱۰ یا ۴۰ نانومتر است. اما در هر حال، این حساسیت نسبت به بیشترین حساسیت ساختارهایی که طول حلقه ۵ نانومتر دارند، کمتر است. بنابراین، نتیجه می‌شود که حساسیت در ساختارهای میله-حلقه پیشنهادی به ازای طول حلقه ۵ نانومتر از ساختارهایی با طول حلقه ۱۰ نانومتر، بالاتر است و بنابراین این ساختارها برای ادامه پژوهش مناسبتر می‌باشند. علاوه بر این، حساسیت ساختار به ازای شرایطی که حلقه در نواحی مرکزی میله قرار دارد، صفر شده است که این امر به دلیل عدم تحریک پلاسمون سطحی و از دست دادن قله تشدید پلاسمون سطحی موضعی در این ساختارها می‌باشد که باعث می‌شود عملاً امکان بررسی ساختار به عنوان زیست‌حسگر نوری مبتنی بر LSPR وجود نداشته باشد.

در ادامه، تاثیر ضخامت (۵ و ۲/۵ نانومتر) و مکان حلقه نقره بر عملکرد این زیست‌حسگر سرطان دهان مورد بررسی شده و نتایج در شکل ۶-ب

۵۰ تا ۴۰۰ nm/RIU شده است [۱۴]. همچنین، حساسیت‌هایی در بازه ۱۰۰ nm/RIU تا ۶۰۰ nm/RIU برای ساختارهای هسته-پوسته (کره، دیسک، میله، بیضی، منشور) [۱۵]، ۳۸۵ nm/RIU برای ساختار هسته-پوسته طلا [۱۶]، ۲۰۸ nm/RIU برای دیسک [۱۷]، ۵۰ nm/RIU تا ۱۷۲ nm/RIU نانومتر برای کره طلا [۱۶، ۱۸، ۱۹]، ۱۰۳ nm/RIU برای ساختار هسته-پوسته برنج شکل [۲۰]، ۱۵۰ تا ۳۵۲ nm/RIU برای نانومیله [۲۱، ۲۲]، ۴۰۵ nm/RIU تا ۴۲۵ nm/RIU برای منشور [۲۳]، ۹۱ nm/RIU تا ۲۶۶ nm/RIU برای مکعب [۲۳]، ۳۱۵ nm/RIU برای نانوصفحه نقره [۲۳] و مقادیر حساسیت بزرگتر از nm/RIU ۱۷۰ برای نانوحلقه‌های نقره گزارش شده است [۲۴]. بیشینه مقدار حساسیت این مقاله از حساسیتی که برای آرایه تناوبی از نانوذرات (nm/RIU) ۳۲۷ [۲۵] گزارش شده است، نیز بهتر است. اطلاعات بیشتر در مورد حساسیت نانوذرات با هندسه‌های مختلف را می‌توان در مقاله‌های مروری منتشر شده در این حوزه یافت [۲۶، ۲۷].

نشان داده شده است. طول و شعاع میله در این ساختار زیست‌حسگر برابر ۶۰ و ۱۰ نانومتر، طول و ضخامت دی‌الکتریک برابر ۵ و ۵ نانومتر و طول حلقه برابر ۵ نانومتر در نظر گرفته شده است. نتایج نشان می‌دهد که ساختار پیشنهادی با تقارن آینه‌ای نسبت به هم (ساختارهای با فواصل متقارن حلقه نسبت به مرکز میله) دارای مقادیر حساسیت بسیار نزدیک به هم هستند. علاوه بر این، اگر چه که حساسیت زیست‌حسگر به ضخامت حلقه نقره تابعی از مکان حلقه، $L1$ ، است اما با مقایسه نمودارهای حساسیت در شکل ۶-الف و ۶-ب مشخص می‌شود که تاثیر طول حلقه نسبت به ضخامت حلقه بر حساسیت این زیست‌حسگر بیشتر می‌باشد. زیرا مشاهده شده که حساسیت این زیست‌حسگر با افزایش طول حلقه در برخی مکان‌های حلقه تا تقریباً ۷ برابر کاهش یافته است در حالی که تغییرات حساسیت با ضخامت حلقه نقره تقریباً ناچیز است.



شکل ۵: طول موج تشدید نانو ساختار میله-حلقه پیشنهادی بر حسب مکان‌های مختلف حلقه ($L1$ ‌های مختلف) به ازای طول و شعاع میله ۶۰ و ۱۰ نانومتر، طول و ضخامت دی‌الکتریک ۵ و ۵ نانومتر، طول حلقه ۵ نانومتر و ضخامت‌های حلقه ۵ و ۲/۵ نانومتر. نمودار قرمز و مشکی به ترتیب مربوط به ضخامت ۲/۵ و ۵ نانومتر است. مقالات زیادی در زمینه حسگری سلول‌های سرطان دهان با استفاده از حسگرهای LSPR وجود ندارد. با این وجود حساسیت به دست آمده در محدوده گزارش‌های موجود در مقالات علمی به ازای ضرایب شکست‌هی نزدیک به سرطان دهان می‌باشد. به عنوان مثال، به کارگیری نانوپوسته‌های کروی توخالی به ازای ضخامت‌های مختلف پوسته منجر به دستیابی به حساسیتی در بازه nm/RIU

کارگیری ساختار برای سنجش وجود سلول‌های سرطانی دهان مورد بررسی قرار گرفت و نقش مکان و ابعاد حلقه نقره بر عملکرد حسگر مبتنی بر این نانوساختار به اثبات رسید.

۵- منابع

1. Abdi G, Bahador H. High sensitivity and optimum design of LSPR-based sensors by coupled nano-rings for cancer detection. *Optics and Lasers in Engineering*. 2024;174:107975. <https://doi.org/10.1016/j.optlaseng.2023.107975>

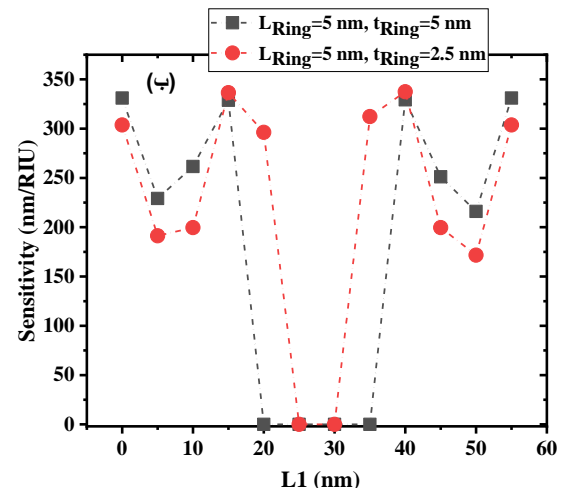
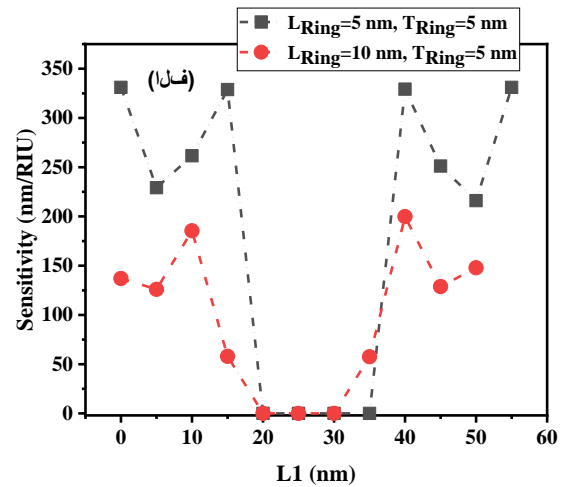
2. Mahmudin L, Wulandani R, Riswan M, Sari EK, Jayanti PD, Ulum MS, et al. Silver nanoparticles-based localized surface plasmon resonance biosensor for Escherichia coli detection. *Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy*. 2024;311:123985. <https://doi.org/10.1016/j.saa.2024.123985>

3. Nag P, Sadani K, Mukherji S, Mukherji S. In-situ synthesis of plasmonic core MIPs on U bend optical fibers for LSPR sensing of small molecule contaminants in food and environment: An illustration with Bisphenol A. *IEEE Sensors Journal*. 2024. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2024.3355558>

4. Nanda BP, Rani P, Paul P, Bhatia R. Recent Trends and Impact of Localized Surface Plasmon Resonance (LSPR) and Surface-Enhanced Raman Spectroscopy (SERS) in Modern Analysis. *Journal of Pharmaceutical Analysis*. 2024. <https://doi.org/10.1016/j.jpha.2024.02.013>

5. Yang Y, Cong Y, Shang J, Liu Y, Fang G, Zhang J, Dong B. NIR LSPR-coupling of Ag nanorices and W18O49 nanowires: Application of LRET and SERS. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2021;330:129199. <https://doi.org/10.1016/j.snb.2020.129199>

6. Ahmadvand A, Golmohammadi S. Optimized plasmonic configurations:



شکل ۶: حساسیت حسگرهای مبتنی بر ساختار میله-حلقه بر حسب مکان قرار گرفتن حلقه به ازای (الف) طول‌های مختلف حلقه (۵ و ۱۰ نانومتر) و (ب) ضخامت‌های مختلف حلقه (۲/۵ و ۵ نانومتر).

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله ساختار جفت‌شده میله-حلقه همجنس برای ایجاد جفت‌شدگی و کنترل طول موج پلاسمون سطحی موضعی (LSPR) بر مبنای نقره پیشنهاد و مورد بررسی قرار گرفت. بررسی‌ها نشان داد که امکان کنترل طول موج تشدید LSPR با تغییر ابعاد و موقعیت حلقه فلزی نقره روی میله، در بازه‌ای بسیار گسترده وجود دارد و ساختارهایی با تقارن آینه‌ای نسبت به مرکز میله دارای طول موج LSPR و شرایط تقریباً مشابه می‌باشند ولی قله LSPR در حالاتی که حلقه در نواحی مرکزی میله قرار دارد، تقریباً حذف می‌شود. از طرفی با انتخاب مناسب ابعاد و موقعیت حلقه روی میله پهنای قله تشدید کاهش خواهد یافت که افزایش توان تفکیک حسگر را به دنبال دارد. همچنین، به

applications. *Journal of nanoscience and nanotechnology*. 2014;14(7):4757-80.
<https://doi.org/10.1166/jnn.2014.9526>.

14. Shabaninezhad M, Ramakrishna G. Theoretical investigation of size, shape, and aspect ratio effect on the LSPR sensitivity of hollow-gold nanoshells. *The Journal of chemical physics*. 2019;150(14).
<https://doi.org/10.1063/1.5090885>.

15. Sun Y, Xia Y. Increased sensitivity of surface plasmon resonance of gold nanoshells compared to that of gold solid colloids in response to environmental changes. *Analytical chemistry*. 2002;74(20):5297-305.
<https://doi.org/10.1021/ac0258352>.

16. Fernandes J, Kang S. Numerical study on the surface plasmon resonance tunability of spherical and non-spherical core-shell dimer nanostructures. *Nanomaterials*. 2021;11(7):1728.
<https://doi.org/10.3390/nano11071728>.

17. Lodewijks K, Van Roy W, Borghs G, Lagae L, Van Dorpe P. Boosting the figure-of-merit of LSPR-based refractive index sensing by phase-sensitive measurements. *Nano letters*. 2012;12(3):1655-9.
<https://doi.org/10.1021/nl300044a>.

18. Farooq S, de Araujo RE. Engineering a localized surface plasmon resonance platform for molecular biosensing. *Open Journal of Applied Sciences*. 2018;8(3):126-39.
<https://doi.org/10.4236/ojapps.2018.83010>

19. Farooq S, Wali F, Zezell DM, de Araujo RE, Rativa D. Optimizing and quantifying gold nanospheres based on LSPR label-free biosensor for dengue diagnosis. *Polymers*. 2022;14(8):1592.
<https://doi.org/10.4236/ojapps.2018.83010>.

20. Wang H, Brandl DW, Le F, Nordlander P, Halas NJ. Nanorice: a hybrid plasmonic nanostructure. *Nano letters*. 2006;6(4):827-32.

adjacent and merging regimes between a symmetric couple of Au rod/shell nanoarrangements for LSPR sensing and spectroscopic purposes. *Journal of nanoparticle research*. 2014;16:1-13.
<https://doi.org/10.1007/s11051-014-2491-2>

7. Kottmann JP, Martin OJ. Plasmon resonant coupling in metallic nanowires. *Optics Express*. 2001;8(12):655-63.
<https://doi.org/10.1364/OE.8.000655>

8. Su K-H, Wei Q-H, Zhang X, Mock J, Smith DR, Schultz S. Interparticle coupling effects on plasmon resonances of nanogold particles. *Nano letters*. 2003;3(8):1087-90.
<https://doi.org/10.1021/nl034197f>

9. Ahmadvand A, Golmohammadi S. Compositional arrangement of rod/shell nanoparticles: an approach to provide efficient plasmon waveguides. *Opto-Electronics Review*. 2014;22(2):101-8.
<https://doi.org/10.2478/s11772-014-0184-0>

10. Sovizi M, Aliannezhadi M. Localized surface plasmon resonance (LSPR) of coupled metal nanospheres in longitudinal, transverse and three-dimensional coupling configurations. *Optik*. 2022;252:168518.
<https://doi.org/10.1016/j.ijleo.2021.168518>

11. Devi GK, Suruthi P, Veerakumar R, Vinoth S, Subbaiya R, Chozhavendhan S. A review on metallic gold and silver nanoparticles. *Research Journal of Pharmacy and Technology*. 2019;12(2):935-43.
<http://dx.doi.org/10.5958/0974-360X.2019.00158.6>.

12. Slepíčka P, Slepíčková Kasálková N, Siegel J, Kolská Z, Švorčík V. Methods of gold and silver nanoparticles preparation. *Materials*. 2019;13(1):1.
<https://doi.org/10.3390/ma13010001>.

13. Majdalawieh A, Kanan MC, El-Kadri O, Kanan SM. Recent advances in gold and silver nanoparticles: synthesis and



review. *Advanced Materials Interfaces*. 2022;9(2):2101133.
<https://doi.org/10.1002/admi.202101133>

<https://doi.org/10.1021/nl060209w>.

21. Chen Y, Ming H. Review of surface plasmon resonance and localized surface plasmon resonance sensor. *Photonic Sensors*. 2012;2:37-49.

<https://doi.org/10.1007/s13320-011-0051-2>.

22. Ratnawati R, Wulandari R, Kumoro AC, Hadiyanto H. Response surface methodology for formulating PVA/starch/lignin biodegradable plastic. *Emerging Science Journal*. 2022;6(2):238-55.

<https://doi.org/10.28991/ESJ-2022-06-02-03>.

23. Martinsson E, Shahjamali MM, Enander K, Boey F, Xue C, Aili D, Liedberg B. Local refractive index sensing based on edge gold-coated silver nanoprisms. *The Journal of Physical Chemistry C*. 2013;117(44):23148-54.

<https://doi.org/10.1021/jp408187e>.

24. Muldarisnur M, Perdana I, Elvaswer E, Puryanti D. Mapping of sensing performance of concentric and non-concentric silver nanoring. *Emerg Sci J*. 2023;7(4):1083-99.

<http://dx.doi.org/10.28991/ESJ-2023-07-04-04>.

25. Lee S-W, Lee K-S, Ahn J, Lee J-J, Kim M-G, Shin Y-B. Highly sensitive biosensing using arrays of plasmonic Au nanodisks realized by nanoimprint lithography. *ACS nano*. 2011;5(2):897-904.

<https://doi.org/10.1021/nn102041m>.

26. Xu Y, Bai P, Zhou X, Akimov Y, Png CE, Ang LK, et al. Optical refractive index sensors with plasmonic and photonic structures: promising and inconvenient truth. *Advanced Optical Materials*. 2019;7(9):1801433.

<https://doi.org/10.1002/adom.201801433>.

27. Minopoli A, Acunzo A, Della Ventura B, Velotta R. Nanostructured surfaces as plasmonic biosensors: A



Effect of size and position of silver metallic ring on the performance of optical nano biosensor based on coupled rod-ring nanostructure

Effect of size and position of silver metallic ring on the performance of optical nano biosensor based on coupled rod-ring nanostructure

Zaki, Tahereh¹; Sovizi, Mahdi^{*1}; Aliannezhadi, Maryam¹;

¹ Faculty of Physics, Semnan University, PO Box: 35195-363, Semnan, Iran

Corresponding author: msovizi@semnana.ac.ir

Abstract:

In this paper, a coupled silver rod-ring nanostructure is proposed for tuning the LSPR wavelength of the plasmonic nanostructure, and the effect of various factors including the length and thickness of the silver ring, as well as the position of the ring on the optical response of the nanostructure is investigated. The results confirm the significant effect of the rod-ring coupling and the wide tunability of the nanostructure LSPR wavelength by changing the position of the ring. Studying the impacts of ring length and ring thickness on the optical response of the nanostructure also shows the importance of choosing the factors. The use of this nanostructure as a biosensor for oral cancer detection indicates that the sensitivity of this nanostructure is a function of the length and thickness of the silver ring as well as the location of the silver ring. However, the sensitivity of the nano biosensor depends on the ring length more than the ring thickness.

Keywords: Plasmonic nanostructure, Coupling, Optical response, Optical biosensor.