بیست و سومین کنفرانس اپتیک و فوتونیک و نهمین کنفرانس مهندسی و فناوری فوتونیک ایران
دانشگاه تربیت مدرس
۱۴-۱۲ بهمن ۱۳۹۵
23rd Iranian Conference on Optics and Photonics and 9th Conference on Photonics Engineering and Technology
Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
January 31- February 2, 2017

طراحی نانوپروب های پلاسمونی ستاره شکل با ابعادبهینه برای تشخیص و عکس‌برداری درون‌سلولی

(مهنااعتمادی)، سعید گل محمدی

دانشگاه تبریز،دانشکده ی فناوریهای نوین

چکیده – برای دستیابی به وضوح‌بالا، از نانو مواد با پاسخ نوری ذاتی در ناحیه‌ی مرئی، زیست سازگار و انعطاف پذیر استفاده می‌شود. اخیراً انواع مختلفی از نانو مواد از جمله نانو میله ها ، نانو مکعب‌ها و نانو قفس‌ها موردبررسی قرارگرفته‌اند که در ناحیه‌ی *NIR* دارای قله‌ی تشدید پلاسمون با شدت جذب(۱۵-)^۱۰×۲۶/۱۰-۷/۸ *m^2*)می‌باشند.تراکم و غنی‌سازی یک روش معمول برای افزایش سیگنال است اما به علت غیراقتصادی و غیرقابل‌کنترل بودن ، با محدودیت هایی مواجه می شود. در این میان نانو موادهایی با پاسخ پلاسمونی بیشینه و نانو موادهایی با کنج‌های تیز، بدون نیاز به تراکم توسعه یافته اند، بنابراین در این مقاله نانوپروب پلاسمونی ستاره شکل با سیگنال رامان قوی و تخریب سلولی کمینه، برای عکس‌برداری درون‌سلولی جهت تشخیص بیماری‌ها ارائه شده است. نتایج نشان می دهند که نانوستاره ها به علت دارا بودن نقاط گرم مغناطیسی در کنج‌های تیز ، قله‌ی تشدید پلاسمون قوی(تقریبا ۱۵×۱۰^(-۱۵) *m^2*) و قابل‌کنترل در ناحیه‌ی*NIR* دارند.

کلیدواژه- بیوسنسور، عکس‌برداری درون‌سلولی ، نانو ستاره پلاسمونی، نانوپروب.

Design of Plasmonic Star Shaped Nanoprobes With Optimized Dimension for Intracellular Sensing and Imaging

(M.Etemadi), S.Golmohammadi

School of Engineering-Emerging Technologies, Tabriz University

Abstract- In order to achieve high resolution, nanomaterial which acquire intrinsic NIR responsive optical properties, biocompatibility, and flexibility are being used. Recently, the novel nanomaterials such as nanorods, nanocube and nanocages have been investigated. Their results represented a LSPR peak in NIR range with absorption cross section of around 7.26-8.10 ×[10^(-15) m^2]. Employing higher density of nanoparticles is one of the most prevalent mechanisms of signal enhancement. However, its utilization has been limited due to high operation cost and uncontrolled condition. On the other hand, novel nanomaterials have been developed to overcome aforementioned efforts. In this study, a plasmonic star shaped nanoprobes with strong raman scattering signal and less cellular damage for intracellular imaging are designed, and the description of the use of plasmonics surface-enhanced Raman scattering (SERS) probes for the detection of diseases is provided. The responses presented that nanostars showed an extremely strong plasmon resonance peak of around 15×[10^(-15) m^2] ,that We can control plasmon resonance peak in NIR region.

Keywords: Biosesnsor, Intracellular imaging , Plasmonic nanostar , Nanoprobe

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-03]

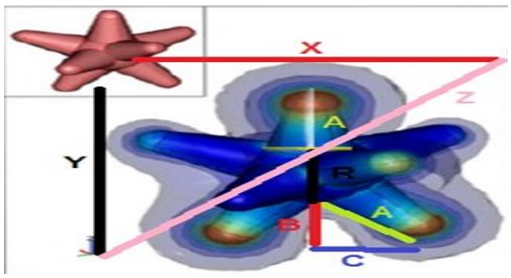
این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

۱- مقدمه

با پیشرفت علم نانو، محققان تمایل دارند تا از نانو ذرات برای کاربردهای بیولوژیکی استفاده کنند در این راستا ابتدا اشکال دوبعدی نانو ذرات مثل نانو دیسک و نانو مثلث‌ها و بعدازآن اشکال سه‌بعدی مثل نانو کره و نانو میله و نانو پوسته و نانو قفس‌ها و... مطرح شدند. اشکال سه‌بعدی شدت جذب بیشتری نسبت به اشکال دوبعدی دارند. ابتدا نانو کامپوزیت‌های هسته –پوسته طلا و هسته‌ی دوفلزی نقره و طلا با شکل‌های دیسک و کروی و میله‌ای برای افزایش حساسیت و دقت طیف بینی استفاده شدند.[۱]. در سال ۲۰۰۵ فوسایو و جینگیی[۱] نانو قفس‌ها را برای کاربردهای انتقال دارو به مولکول هدف برای درمان سرطان و همچنین کاربردهای عکس‌برداری پزشکی و... مطرح کردند[۲]. در سال ۲۰۱۳ تسوتکو[۲] قله‌ی جذب نانو میله‌ی طلا با اندازه‌های متفاوت را بررسی کرد به این نتیجه رسید هرچقدر نانو میله بلندتر و نازک‌تر باشد یعنی به نانوسیم شبیه باشد قله‌ی جذب در پهنای طول‌موجی زیادی مابین (۵۵۰ نانومتر تا ۱۴۰۰ نانومتر) قابل تنظیم هست[۳]. درکل هرکدام از نانو ساختارهای ارائه‌شده مزایا و معایب خود را دارد که از بین این‌ها نانو قفس‌ها نسبت به نانوسیم‌ها و نانو کره‌ها و... جابه‌جایی قله‌ی خوبی در محدوده‌ی (NIR)[۳] دارند. برای نانو قفس‌ها قله‌ی جذب بیشتر نزدیک ناحیه‌ی (NIR) است ولی بازهم شدت جذب نانو قفس‌ها کمتر است. برای بهبود شدت جذب می‌توان از نانو کامپوزیت‌ها استفاده کرد که جابجایی قله‌ی خوبی دارند و شدت جذب بهتری دارند درنتیجه دقت و وضوح خوبی خواهند داشت ولی ساخت نانو کامپوزیت‌ها خیلی هزینه‌بر هست و در عمل به‌صرفه نیست، همچنین پهنای جذب نانو پوسته‌ها بیشتر از نانو میله و نانو کره‌ها است[۳]ولی بااین‌وجود امکان بهبود عملکرد وجود دارد به همین خاطر تمایل داریم نانو ساختارهای جدید با دقت و وضوح بالا و قابل تنظیم ارائه دهیم. برای بهتر کردن پهنای فرکانسی از متراکم کردن و غنی‌سازی استفاده می‌کنند به‌طوری‌که از قرار دادن دو یا سه ذره در کنار هم مولکول دوتایی[۴] و مولکول سه‌تایی[۵] درست می‌کنند که پهنای فرکانسی را بیشتر می‌کند ولی هزینه‌بر است برای بهینه کردن این مشکلات ما ساختار سه‌بعدی نانو ستاره را بررسی خواهیم کرد [۴].

۲- معرفی ساختار و مواد شبیه‌سازی

از نانو ذرات طلا به علت ویژگی نوری منحصربه‌فرد در محاسبه تشدید پلاسمون سطحی و آلودگی شیمیایی کم برای تشخیص سلول‌های سرطانی از سلول‌های سالم استفاده می‌شود که هدف از قرار دادن این نانوذره افزایش جذب سلول‌های بیمار نسبت به سلول‌های سالم است چون سلول‌های بیمار در محدوده‌ی مرئی جذب بیشتری نسبت به سلول‌های سالم دارد. زمانی که اندازه ذره به حد نانومتر می‌رسد و فرکانس نور فرودی به نانو ذرات فلزی با فرکانس پلاسمون سطحی برابر باشد، یک جذب سلولی قوی در طیف مرئی– فرابنفش مشاهده می‌شود که منشأ آن تشدید پلاسمون سطحی است و برای طراحی تراشه‌ها و حسگرهای زیستی به‌منظور عکس‌برداری درون‌سلولی مورداستفاده قرار می‌گیرد. ما برای بهبود دقت و وضوح در کاربردهای تصویربرداری درون‌سلولی، ساختار سه‌بعدی نانو ستاره مطابق شکل (۱) را بررسی خواهیم کرد چون نانو ستاره دارای نقاط نوک‌تیز بیشتری نسبت به اشکال دیگراست و ازآنجایی‌که الکترون تمایل دارد در نقاط نوک‌تیز تراکم بیشتری داشته باشد، بنابراین شدت میدان در این نقاط بیشتر است که به‌اصطلاح به این نقاط، نقاط گرم[۶] می‌گوییم درنتیجه قله‌ی جذب در پهنای فرکانسی بزرگ‌تری قابل‌ارائه است[۵].



شکل ۱: نانو ستاره با ۱۰ عدد نقاط گرم به قطر ۱۰۰ نانومتر

همان‌طور که در شکل (۱) مشاهده می‌کنید اندازه‌ی نانو ستاره بسته به نسبت شکل یا همان (AR)[۷] متفاوت است. ما

[۱] Jingyi Chen,Fusayo Saeki
[۲] Tsvetkov
[۳] Near-infrared Region
[۴] Dimer
[۵] Trimer
[۶] HotSpot
[۷] Aspect Ratio

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-03]

برای (AR=1) اندازه‌های جدول (۱) را در نظر گرفتیم برای (AR) های متفاوت اندازه‌ی شکل بسته به مقدار (AR) بزرگ‌تر یا کوچک‌تر می‌شود. ازآنجایی‌که نسبت شکل، اندازه‌ی بزرگ‌ترین ضلع به کوچک‌ترین ضلع شکل است پس برای نانو ستاره جدول (۱) راداریم.

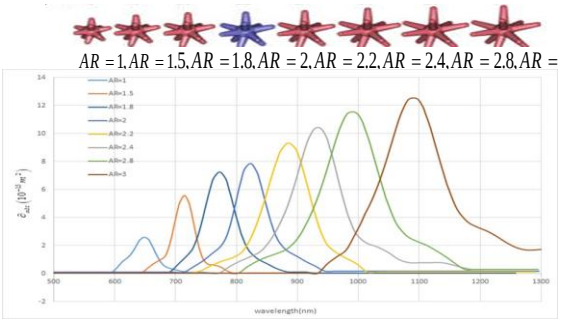
جدول ۱: فرمول و مقادیر مربوط به نانو ستاره

$AR = \frac{Z}{Y}$
$Z = 2A + R$
$Y = A + B + R$
اگر β زاویه‌ی بین A و C باشد آنگاه $B = A \sin\beta$
A=10-60nm
R=30nm

۳- نتایج

۳-۱- بررسی تغییرات قله‌ی جذب پلاسمون سطحی در (AR) های متفاوت در محیط هوا

برای شبیه‌سازی، همان‌طور که در شکل (۲) نشان داده‌شده نانو ستاره از جنس طلا با نسبت شکل‌های متغیر بین ۱ و ۳ را در نظر گرفتیم، محیط دی‌الکتریک اطراف، هوا با ضریب دی‌الکتریک ۱ در نظر گرفته شد. همان‌طور که در شکل (۲) مشاهده می‌شود قله‌ی جذب تشدید پلاسمون سطحی برای نانو ستاره‌ی طلا با افزایش (AR) به سمت نور مادون‌قرمز جابجا می‌شود به‌اصطلاح می‌گوییم جابه‌جایی قرمز انجام می‌گیرد.



شکل ۲: نانو ستاره با ۱۰ کنج تیز و (AR) های متفاوت و نتیجه‌های محاسبات (FDTD) قله‌ی جذب برای(AR) های متفاوت

۳-۲- مقایسه‌ی قله‌ی جذب پلاسمون سطحی در سه محیط دی‌الکتریک متفاوت

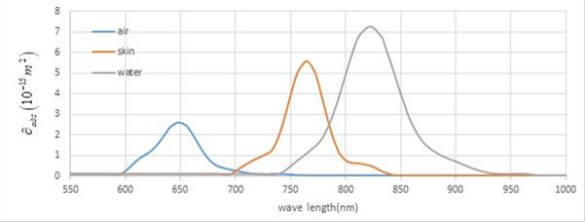
در شبیه‌سازی ما اندازه‌ی هر پره‌ی نانو ستاره را ۵۰nm و شعاع کره‌ی مرکزی برای نانو ستاره را ۳۰nm در نظر گرفته‌ایم و نانو ستاره ۱۰ پره است. ما در سه محیط دی‌الکتریک متفاوت عملکرد نانو ستاره را بررسی می‌کنیم. ضریب دی‌الکتریک هوا برابر یک و ضریب دی‌الکتریک آب ۱/۷ است ولی ضریب دی‌الکتریک برای بیرونی‌ترین لایه‌ی پوست انسان (اپیدرم) بسته به ضخامت پوست و فرکانس نور فرودی تقریباً بین ۱/۴۱ تا ۱/۴۹ است و ضریب دی‌الکتریک برای درونی‌ترین لایه‌ی پوست (درم) تقریباً بین ۱/۳۶ تا ۱/۴۱ است. ما نانوپروب برای حسگرهای زیستی طراحی می‌کنیم بنابراین درونی‌ترین لایه‌ی پوست را در نظرمی گیریم همچنین نور فرودی ما در شبیه‌سازی یک منبع گوسی در محدوده‌ی نور مرئی است پس ضریب شکست ۱/۴۱ برای پوست در محدوده‌ی نور مرئی را در نظر می‌گیریم و شبیه‌سازی‌هایمان را بر اساس آن انجام می‌دهیم. همان‌طور که در شکل (۳) مشاهده می‌کنید قله‌ی جذب در محیط دی‌الکتریک آب بزرگ‌تر از هوا و پوست انسان است چون ضریب دی‌الکتریک آب بیشتر از هوا و پوست انسان است، طبق فرمول (۱) زمانی که ضریب دی‌الکتریک افزایش می‌یابد فرکانس تشدید کاهش‌یافته و طول‌موج افزایش می‌یابد یعنی به سمت طول‌موج‌های بزرگ‌تر جابجا می‌شود. درنتیجه با بزرگ‌تر شدن ضریب دی‌الکتریک، قله به سمت ناحیه (NIR) (محدوده‌ی ۷۰۰ نانومتر تا ۲۵۰۰ نانومتر) جابجا می‌شود به‌طوری‌که قله‌ی جذب برای آب و پوست انسان به ترتیب در ۸۵۰ و ۷۶۳ نانومتر مشاهده می‌شود که در محدوده‌ی (NIR) است. علت مرغوبیت جابجایی قرمز در عکس‌برداری درون‌سلولی این است که ما می‌خواهیم با استفاده از نور فرودی با فرکانس کم، قله‌ی جذب در محدوده‌ی فرکانسی نور مرئی داشته باشیم تا به سلول‌های بدن آسیب کمتری وارد شود.

فرمول (۱)

$$\omega(s) = \frac{\omega_p}{\sqrt{\varepsilon - 1}}$$

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

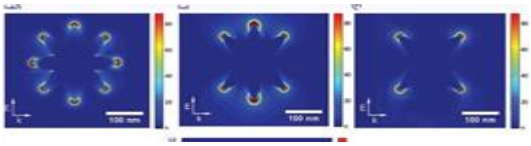
[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-03]



شکل ۳ تغییرات قله‌ی جذب تشدید پلاسمون سطحی در محیط دی‌الکتریک هوا و آب و پوست انسان در AR=1

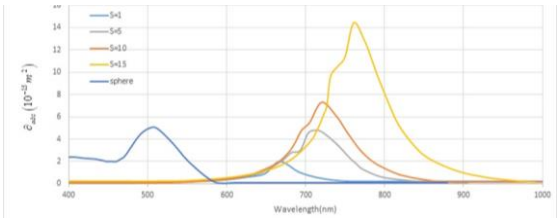
۳-۳- بررسی تغییرات قله‌ی جذب پلاسمون سطحی با افزایش تعداد پره‌های نانو ستاره در محیط دی‌الکتریک پوست انسان

با افزایش تعداد پره‌های نانو ستاره طبق شکل (۵) نقاط تیز نانو ستاره بیشتر می‌شود و تجمع الکترون‌ها در نقاط تیز بیشتر است و در اثر برخورد اشعه‌ی ورودی به نانو ستاره پلاسمون های نقاط تیز نانو ستاره، بیشتر شروع به نوسان کرده و تشدید پلاسمون اتفاق می‌افتد وقتی‌که نقاط تیز نانو ستاره زیاد می‌شود به‌تبع آن نقاط داغ برانگیخته (SERS) افزایش می‌یابد.



شکل ۴: توزیع میدان برای نانو ستاره با تعداد کنج‌های تیز متفاوت

با افزایش نقاط داغ شدت جذب تشدید پلاسمون سطحی افزایش پیدا می‌کند و قله‌ی جذب تشدید پلاسمون سطحی به سمت ناحیه‌ی (NIR) جابجا می‌شود. در شبیه‌سازی، ما نانو ستاره با تعداد پره‌های ۱ و ۵ و ۱۰ را در نظر گرفتیم [۶و ۷].



شکل ۵: تغییرات قله‌ی جذب تشدید پلاسمون سطحی در محیط دی‌الکتریک پوست انسان با افزایش تعداد پره‌های نانو ستاره و مقایسه‌ی آن باکره هم شعاع آن

۴- نتیجه‌گیری

از شبیه‌سازی‌های صورت گرفته دریافتیم که از بین ساختارهای متفاوت، نانو ساختارهایی که کنج تیز بیشتری دارند (مثل نانو ستاره‌ها) برای نانوپروب مناسب‌ترند چون این نانو ساختارها شدت جذب بالایی دارند. با تغییر اندازه و شکل نانو ساختارها و همچنین با تغییر ضریب دی‌الکتریک محیط اطراف می‌توانیم قله‌ی جذب را به ناحیه‌ی مطلوب جابجا کنیم. برای عملکرد بهتر نانوپروب یعنی دقت بالا و حساسیت خوب و وضوح‌بالا باید قله‌ی جذب در ناحیه‌ی (NIR) قرار بگیرد و شدت جذب افزایش یابد چون بافت‌های زنده‌ی سالم کم‌ترین طول‌موج‌ها را در ناحیه‌ی (NIR) جذب می‌کنند و بافت‌های ناسالم و بیمار بیشترین جذب را در ناحیه‌ی (NIR) دارند. پس برای تشخیص بافت سالم از ناسالم در تصویربرداری‌های پزشکی ترجیح می‌دهند از دستگاه‌هایی استفاده کنند تا بیشترین جذب را در ناحیه‌ی (NIR) داشته باشند[۳] .

مراجع

[1] Contreras-Cáceres, R. et al. Au@ pNIPAM Thermosensitive Nanostructures: Control over Shell Cross-linking, Overall Dimensions, and Core Growth. Advanced Functional Materials, 2009. 19(19)p. -3076-3070.

[2] Chen, J. et al. Gold nanocages: bioconjugation and their potential use as optical imaging contrast agents. Nano letters, 2005. 5(3) p. -477-473.

[3] Tsvetkov, M.Y. et al. SERS substrates formed by gold nanorods deposited on colloidal silica films. Nanoscale research letters, 2013. 8(1) p. 9-1.

[4] Yuan, H., et al., Plasmonic nanoprobes for intracellular sensing and imaging. Analytical and bioanalytical chemistry, 2013. 405(19) p. -6180-6165.

[5] Ma, W. et al. A numerical investigation of the effect of vertex geometry on localized surface plasmon resonance of nanostructures. Optics express, 2010. 18(2) p. 853-843

[6] Rodríguez-Oliveros, R. and J.A. Sánchez-Gil, Gold nanostars as thermoplasmonic nanoparticles for optical heating. Optics express, 212. 20(1) p. -626-621.

[7] Fales, A.M. H. Yuan, and T. Vo-Dinh, Development of hybrid silver-coated gold nanostars for nonaggregated surface-enhanced Raman scattering. The Journal of Physical Chemistry C, 2014. 118(7) p. 3715-3708

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-11-03]