

زیست حسگر LSPR با استفاده از نانوساختار پلاسمونی دمبل شکل

محبوبه هاشمی^۱، محمدجواد باورصادیان خواه^۱، دکتر مجید ابن علی حیدری^۱، دکتر علی اکبر ابن علی حیدری^۲

^۱ دانشگاه شهرکرد - دانشکده فنی و مهندسی - گروه برق

^۲ دانشگاه فرهنگیان - گروه فیزیک

چکیده - در این مقاله، طراحی یک زیست حسگر بر اساس تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده LSPR در نانو ساختار پلاسمونی ارائه شده است. تغییر ضریب شکست در محیط پیرامون نانوساختارهای پلاسمونی منجر به جابجایی طیف LSPR می شود. با افزایش ضریب شکست محیط، طیف تشدید LSPR این ساختارها جابجایی قرمز پیدا می کند. با استفاده از این ویژگی، می توان اتصال ملکول ها در سطح را بدون نیاز به برچسب گذاری قبلی شناسایی کرد. در این مقاله نانوساختار دمبل شکل جدیدی معرفی و امکان استفاده از آن در زیست حسگر نوری بررسی شده است. نتایج شبیه سازی عددی به روش FDTD دستیابی به حساسیت $1323\text{nm}/\text{RIU}$ با شاخص شایستگی $5/6$ را نشان داده است.

حسگر پلاسمونی، تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده، زیست حسگر، نانوساختار کلید واژه- زیست

LSPR Biosensor Using a Dumbbell-Form Plasmonic Nanostructure

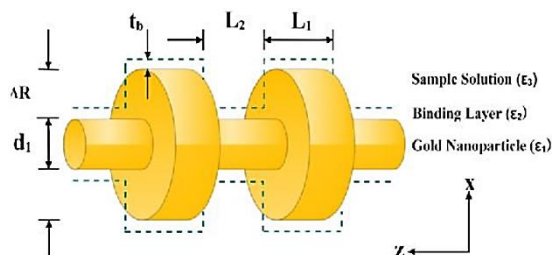
M.Hashemi¹, M.J.Bavarsadiankhah¹, M.Ebnali-heidari¹, A.A.Ebnali-heidari²

¹ Faculty of Engineering, University of Shahrekord, Shahrekord

² Farhangian University

Abstract-In this paper, design of biosensor structure based on localized surface plasmon (LSPR) of plasmonic nanostructures is presented. Change in refractive index at boundary of metal-dielectric lead to a shift in resonance peak of LSPR structures. Plasmonic nanostructures are very sensitive to changes of surrounding environment. Increasing refractive index of surrounding environment cause a red shift in LSPR spectrum of these structures. Thus with this feature we can distinguish absorption or connection of molecules to the surface without prelabeling (Label Free). In this article we introduced a new dumbbell shape nanoparticle and its ability in biosensing is investigated. Numerical simulations show that a high sensitivity of $1323\text{nm}/\text{RIU}$ for refractive index changes of surrounding the suspended gold nanostructure with a figure of merit (FOM) of 5.6.

Keywords:optical biosensing, localized surface plasmon resonance, biosensor, nono structure



شکل ۱: نمای سه بعدی مدل زیست حسگر مبتنی بر نانوذرات معلق در محلول. d_1 قطر نانوسیم مرکزی، ΔR اختلاف شعاع نانو میله با نانودیسک های موضعی، L_1 ضخامت نانودیسک ها و L_2 فاصله بین آن ها و t_b ضخامت لایه اتصال زیست ملوکولی در سطح زیست حسگر است. ثابت دی الکتریک هر لایه در شکل مشخص شده است.

۳- شبیه سازی نانو ساختار پیشنهادی

برای تحلیل آثار میدان الکترومغناطیسی، از داده های تجربی مدل جانسون و کریستی مربوط به بخش های حقیقی و موهومی پذیرفتاری مختلط طلا در مدل سازی حسگر پلاسمونی به روش تفاضل محدود حوزه زمان (FDTD) استفاده شده است [۱۱-۱۳]. ضخامت لایه ی اتصال زیست ملوکولی به طور یکنواخت در سطح زیست حسگر، $t_b = 10 \text{ nm}$ در نظر گرفته شده است که به طور تقریبی کمتر از طول محوشوندگی میدان LSPR نانو ساختار است [۱۴]. محلول های زیستی غیر جاذب و غیر مغناطیسی هستند در نتیجه برای شبیه سازی اثر تغییر ضریب شکست محیط در اثر برقراری اتصالات زیست ملوکولی سطحی، ضریب شکست کلی محیط پیرامون نانو ساختار را در محدوده ی ضریب شکست محلول های زیستی تغییر می دهیم. شبیه سازی با استفاده از نرم افزار numerical، برای حل معادلات ماکسول به روش FDTD در حالت سه بعدی و با استفاده از یک منبع موج تخت در گستره طول موج $200\text{ nm} - 400\text{ nm}$ انجام شده است. برای محاسبه ی طیف خاموشی، از نمایه میدان پراکنده شده و شدت میدان استفاده می کنیم [۱۵]. اینکه انرژی الکترومغناطیسی تابیده شده به مرز جذب شود و بازتاب مرز کاهش یابد، از شرایط مرزی PML استفاده شده است. نوسان الکترون های نوار رسانش با بسامدی برابر با بسامد موج الکترومغناطیسی تابشی منجر به ایجاد یک تشدید قوی LSPR در طیف نوری می گردد. طول موج این تشدید به شکل نانو ساختار، محیط پیرامون آن و جنس فلز به کار رفته بستگی دارد [۱۶، ۱۷]. تغییر ضریب شکست محلول پیرامون نانو ساختار را می توان معادل با جابجایی محل طول موج تشدید LSPR در نظر گرفت [۱۷]. شکل ۲ مشخصه برانگیختگی نانو ساختار با قطبش TM- موج تخت را نشان می دهد. در این شکل پیکان با رنگ ارغوانی، جهت تابش فرودی و پیکان با رنگ آبی، قطبش میدان را نشان می دهد. شکل ۳ طیف سطح خاموشی نانو ساختار پیشنهاد شده را با مشخصات $d_1 = 40 \text{ nm}$ ، $L_1 = 40 \text{ nm}$ ، $L_2 = 50 \text{ nm}$ ، $\Delta R = 60 \text{ nm}$ ، $d_1 = 40 \text{ nm}$ و همچنین برای یک نانوکره طلای منفرد با شعاع 50 nm در هوا ($RI=1$) برای مقایسه را نشان می دهد. همان طور که در شکل مشاهده می شود، در طیف خاموشی نانو ساختار طراحی شده یک قله در طول موج 507 nm و یک قله ی قوی تر در طول موج 856 nm وجود دارد. در حالی که در شکل ۳-ب، وجود یک تشدید قابل توجه و غالب در محدوده ی طول موج های بلندتر، 1910 nm کاملاً مشهود است. در شکل ۴-الف نتایج شبیه سازی جابجایی طیف خاموشی در نانو ساختار پیشنهادی نسبت به

۱- مقدمه

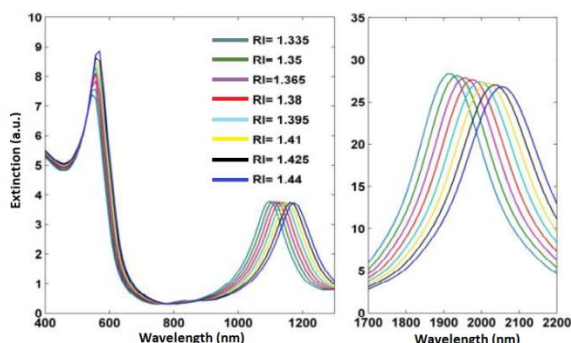
زیست حسگرها با قابلیت شناسایی سریع زیست ملوکول ها در کاربردهای مختلف پزشکی مورد نیاز هستند [۱]. زیست حسگرهای نوری به علت قدرت تشخیص و حساسیت بالا، اندازه ی کوچک و صرفه ی اقتصادی جایگزین مناسبی برای روش های شناسایی سنتی هستند. یکی از زیست حسگرهای نوری که با پیشرفت های روز کاملاً سازگار بوده و می تواند گام بزرگی در توسعه شناسایی ملوکول های زیستی محسوب شود، زیست حسگر مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی است که طی سال های اخیر توجه بسیاری از محققان را به خود جلب کرده است [۲ و ۱]. در حوزه نانو ساختار های پلاسمونی، برهم کنش های نور و ماده در ساختارهای فلزی در ابعاد کمتر از طول موج نور بررسی می شود. برهم کنش موج الکترومغناطیسی با نانو ساختار از طریق جفت شدگی با الکترون های آزاد سبب القا نوسانات جمعی می شود. هنگامی که بسامد تابش الکترومغناطیسی با بسامد نوسان های جمعی هم خوانی داشته باشد، منجر به ایجاد مدهای پلاسمون مقید سطحی موسوم به تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده LSPR می شود. نانو ساختارهای پلاسمونی شامل یک لایه فلز و یک لایه دی الکتریک پوشاننده هستند که در طیف خاموشی (پراکندگی و جذب) آن ها قله هایی دیده می شود. قله های تشدید LSPR به نوع فلز و دی الکتریک، شکل نانو ساختار و به محیط پیرامون آن حساس هستند و تغییرات ضریب شکست ناشی از برهم کنش های زیست ملوکولی در سطح حسگر را اندازه گیری می کنند [۲-۵]. تغییر ضریب شکست ناشی از برهم کنش های زیست ملوکولی در سطح حسگر نانو ساختار پلاسمونی باعث جابجایی طیف تشدید LSPR آن می شود، بنابراین اگر بتوان لایه ای جاذب بر سطح نانو ساختار پلاسمونی نشان داد که زیست ملوکول های هدف در محلول را جذب کند، می توان از میزان تغییر ضریب شکست در سطح که وابسته به غلظت زیست ملوکول های هدف است برای شناسایی و تعیین میزان غلظت و حتی برهم کنش های زیست ملوکولی در محلول استفاده کرد [۶]. در حوزه ی رو به رشد پلاسمونیک، پژوهش های گسترده ای برای کاربردهای جدید در حوزه فناوری انجام شده است. از جمله این کاربردها، می توان به استفاده از نانوذره ها و نانو ساختارهای پلاسمونی در فناوری سلول های خورشیدی، نانو اپتیک، زیست حسگرها و بسیاری از کاربردهای دیگر اشاره کرد [۷-۹]. در این مقاله، با بررسی مشکلات پیش رو، نانو ساختار دمبل شکل جدیدی معرفی و اثرات تقویت میدان نوری در حسگر نوری مبتنی بر تغییرات ضریب شکست محیط پیرامون آن بررسی شده است.

۲- ساختار نانو ساختار پیشنهادی

شکل ۱، طرح واره ای از حسگر پلاسمونی مبتنی بر نانو ساختار معلق در محلول را نشان می دهد. در این ساختار از طلا برای مدل سازی زیست-حسگر پلاسمونی استفاده شده است. با وجود این که نانو ساختارها از جنس نقره حساسیت بهتری نسبت به تغییر ضریب شکست محیط نشان می دهند [۱۰] اما به علت این که این فلز در محلول های آبی اکسید می شود و ترکیباتی ایجاد می کند که رفتار پلاسمونی قابل قبولی از خود نشان نمی دهند، در این زیست حسگر از نانو ساختار از جنس طلا استفاده شده است.

$$S = \frac{\Delta\lambda_{LSP}}{\Delta n} \quad (1)$$

در این رابطه، $\Delta\lambda_{LSP}$ (nm) جابجایی قله‌ی تشدید LSPR ناشی از تغییر ضریب شکست محیط به اندازه‌ی Δn است. بیشتر مطالعات در این زمینه، نشان داده‌اند که جابجایی قله‌های تشدید در طول موج‌های مشابه منجر به حساسیت مشابه نسبت به تغییرات ضریب شکست محیط پیرامون نانو ساختار می‌شوند [۱۸]. بنابراین پیش‌بینی می‌شد که حساسیت تشدید اول به علت نزدیکی طول موج تشدید آن به طول موج تشدید نانوکره، در حدود حساسیت نانوکره طلا با شعاع ۵۰ nm خواهد بود و نتایج شبیه‌سازی نیز این موضوع را تایید کرد.

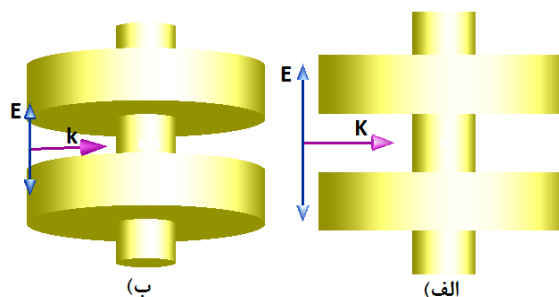


شکل ۴: جابجایی طیف خاموشی نانو ساختار پیشنهادی نسبت به تغییر ضریب شکست محیط در محدوده ۱/۴۴-۱/۳۳۵ الف) قله‌ی اول و دوم تشدید LSPR در محدوده طول موج ۴۰۰-۱۴۰۰ nm ب) تشدید سوم LSPR در محدوده طول موج ۱۷۰۰-۲۲۰۰ nm نشان داده شده است.

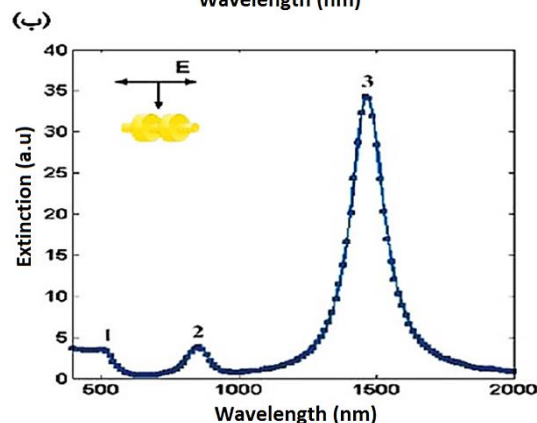
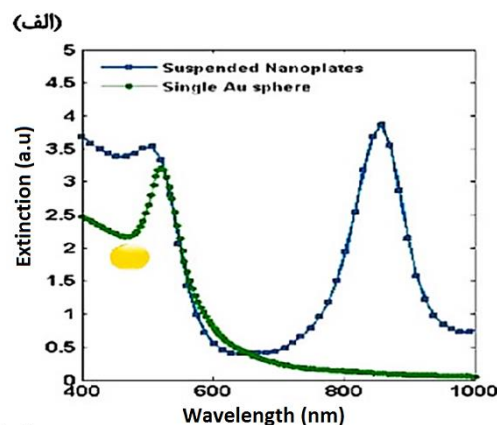
نمودار حساسیت زیست‌حسگر طراحی شده نسبت به تغییر ضریب شکست محلول زیستی پیرامون، در شکل ۵ نشان داده شده است. برای قله‌ی اول تا سوم در طیف سطح مقطع خاموشی نانو ساختار پیشنهادی، به ترتیب حساسیت‌های ۱۳۴ nm/RIU (خاکستری)، ۶۵۲ nm/RIU (آبی) و ۱۳۵۲ nm/RIU (قرمز) محاسبه شده است. برای نانوکره طلا با شعاع ۵۰ nm حساسیت ۱۶۲ nm/RIU (سبز) به دست آمده است که مطابق با نتایج تجربی می‌باشد [۱۷-۲۰]. بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که هرچه طول موج تشدید بزرگتر باشد، حساسیت بهتری را نسبت به تغییر ضریب شکست محیط پیرامون از خود نشان می‌دهد. به این ترتیب نتایج بسیار بهتر در قسمت سوم طیف و در طول موج‌های بلندتر دیده می‌شود. شکل ۳-ب محل و شدت این تشدید را نشان می‌دهد. اختلاف دامنه‌ی طیف سطح مقطع خاموشی سه قله به وضوح مشخص است و بهبود قابل توجه حساسیت شناسایی ملکول‌های زیستی در قله-ی سوم طیف، مورد انتظار می‌باشد. قله‌ی تشدید سوم به علت دارا بودن طول موج بالا و FWHM اندک در طیف باعث شده است که این نانو ساختار به شاخص شایستگی (FOM) ۵/۶ دست یابد. شاخص شایستگی، نسبت حساسیت زیست‌حسگر به پهنای خط طیف تشدید (FWHM) است و از رابطه‌ی زیر حاسبه می‌شود [۲۱]:

$$FOM = \frac{\Delta\lambda_{LSP} / \Delta n}{FWHM} \quad (2)$$

تغییر ضریب شکست محلول زیستی در محدوده‌ی ۱/۴۴ - ۱/۳۳۵، شامل جابجایی قله‌ی اول و دوم و در شکل ۴-ب جابجایی قله‌ی تشدید سوم، نشان داده شده است. همان‌طور که جهت جابجایی طیف نشان می‌دهد، افزایش ضریب شکست محیط سبب جابجایی قله‌های تشدید LSPR به سمت طول موج‌های بلندتر (جابجایی قرمز) می‌شود.



شکل ۵: مدل نانو ساختار شبیه‌سازی شده در نرم‌افزار Lumerical همراه با نمایش جهت انتشار (K) و قطبش منبع نوری (E). الف) نمای دو بعدی ب) نمای سه بعدی

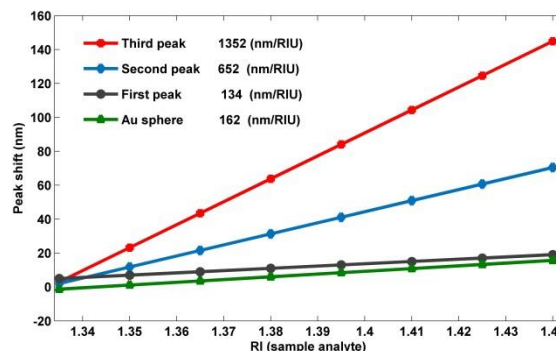


شکل ۶: الف) نتایج شبیه‌سازی طیف سطح مقطع خاموشی نانو ساختار پیشنهادی (آبی) و نانوکره با شعاع ۵۰ nm (سبز)، در هوا (RI=۱) با $L_2=50$ nm، $L_1=40$ nm، $\Delta R=60$ nm، $d_1=40$ nm، $d_2=856$ nm و $\lambda_1=507$ nm ب) قله‌های تشدید در طول موج‌های سومین قله‌ی تشدید LSPR غالب در $\lambda_3=1460$ nm رخ می‌دهد.

۴- حساسیت زیست‌حسگر طراحی شده

حساسیت زیست‌حسگر، نسبت جابجایی قله‌ی تشدید به میزان تغییر ضریب شکست محیط می‌باشد و طبق رابطه زیر تعریف می‌شود:

- [18] Z. Yu and S. Fan, "Extraordinarily high spectral sensitivity in refractive index sensors using multiple optical modes", *Optics express*, vol. 19, pp. 10029-10040, 2011.
- [19] A. B. Evlyukhin, et al., "Collective resonances in metal nanoparticle arrays with dipole-quadrupole interactions", *Physical Review B*, vol. 85, pp. 245411, 2012.
- [20] Z. Yong, D. Y. Lei, C. H. Lam, and Y. Wang, "Ultra-high refractive index sensing performance of plasmonic quadrupole resonances in gold nanoparticles", *Nanoscale research letters*, vol. 9, pp. 1-6, 2014.
- [21] Sherry, L.J., et al., "Localized surface plasmon resonance spectroscopy of single silver nanocubes", *Nanoletters*, (10)5, pp. 2034-2038, 2005.



شکل ۵: نمودار جابجایی قله‌های تشدید LSPR بر حسب تغییر ضریب شکست محلول زیستی پیرامون نانوساختار. طبق شکل به ترتیب برای قله‌ی اول تا سوم در طیف سطح مقطع خاموشی نانوساختار پیشنهادی حساسیت‌های ۱۳۴nm/RIU (خاکستری)، ۶۵۲nm/RIU (آبی)، ۱۳۵۲nm/RIU (قرمز) و برای نانوکره طلا با شعاع ۵۰nm حساسیت ۱۶۲nm/RIU (سبز) به دست آمده است.

۵- نتیجه گیری

در این مقاله زیست‌حسگری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده با استفاده از نانوساختار دمبرل شکلی از جنس طلا معرفی شد. نتایج نشان دادند که قله‌های تشدید مرتبه بالاتر نانو ساختار پیشنهادی، دارای حساسیت بیشتری نسبت به تغییر ضریب شکست محیط پیرامون هستند. تشدید در طول موج ۱۸۷۴nm منجر به حساسیت بالای ۱۳۲۳nm/RIU همراه با شاخص شایستگی بالای ۵/۶ شده است. با تغییر اندک ابعاد نانوساختار، طول‌موج تشدید سوم به طول موج بلند ۱۹۱۰nm تغییر کرد و توانستیم به حساسیتی برابر با ۱۳۵۲nm/RIU با شاخص شایستگی ۵/۴ دست یابیم.

مراجع

- [1] Martin, J., et al. "Ultra-sensitive plasmonic nanosensors for biochemical detection. in SPIE BiOS", International Society for Optics and Photonics, 2011.
- [2] Aydin, D., "Functionalization of Photonic Crystal Slab Biosensors", King's College, 2013.
- [3] Branton, D., et al., "The potential and challenges of nanopore sequencing". *Nature biotechnology*, 26(10): pp. 1146-1153, 2008.
- [4] Shendure, J.A., et al., "Overview of DNA sequencing strategies". *Current Protocols in Molecular Biology*, pp. 7.1. 1-7.1. 23, 2008.
- [5] Gramotnev, D.K. and S.I. Bozhevolnyi, "Plasmonics beyond the diffraction limit". *Nature Photonics*, 4(2), pp. 83-91, 2010.
- [6] Lu, X., et al., "Chemical synthesis of novel plasmonic nanoparticles". *Annual review of physical chemistry*, 60, pp. 167-192, 2009.
- [7] S. A., Maier, "Plasmonics: fundamentals and applications". Springer, 2007.
- [8] C. Escobedo, "On-chip nanohole array based sensing: a review". *Lab on a Chip*, 13(13), pp 2445-2463, 2013.
- [9] M. Janipour, T. Pakizeh, and F. Hodjat-Kashani. "Strong optical interaction of two adjacent rectangular nanoholes in a gold film", *Optics express*, 21(26), pp31769-31781, 2013.
- [10] Haes, A.J., et al., "Nanoscale optical biosensor: short range distance dependence of the localized surface plasmon resonance of noble metal nanoparticles". *The Journal of Physical Chemistry B*, 108(22), pp. 6961-6968, 2004.
- [11] Rodríguez-Lorenzo, Laura, et al. "Plasmonic nanosensors with inverse sensitivity by means of enzyme-guided crystal growth." *Nature materials*, 11., pp 604-607, 2012.
- [12] Johnson, P.B. and R.-W. Christy, "Optical constants of the noble metals". *Physical Review B*, 6(12), pp. 4370-4379, 1972.
- [13] Palik, E.D., "Handbook of optical constants of solids." Academic press, Vol. 3, 1998.
- [14] Hutter, E., et al., "Role of substrate metal in gold nanoparticle enhanced surface plasmon resonance imaging." *The Journal of Physical Chemistry B*, 105(1), pp 12-18, 2001.
- [15] J. Becker, "Plasmons as sensors", Springer Science & Business Media, 2012.
- [16] C. L. Nehl, H. Liao, and J. H. Hafner, "Optical properties of star-shaped gold nanoparticles", *Nano letters*, vol. 6, pp. 683-688, 2006.
- [17] A. Jakab, C. Rosman, Y. Khalavka, J. Becker, A. Trügler, U. Hohenester, et al., "Highly sensitive plasmonic silver nanorods", *ACS nano*, vol. 5, pp. 6880-6885, 2011.