بیست و ششمین کنفرانس اپتیک و
فوتونیک ایران و دوازدهمین کنفرانس
مهندسی و فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه خوارزمی،
تهران، ایران.
۱۵-۱۶ بهمن ۱۳۹۸

حسگر زیستی تشدید پلاسمون سطحی کرشمن با پاسخ الکتریکی بر پایه آشکارساز نوری الکترون داغ TCO-I-M مجتمع شده

احمد لطفیانی[۱]، سید مجید محسنی ارمکی[۲] و مجید قناعت‌شعار[۱]

[۱] آزمایشگاه نانومغناطیس و نیمرساناهای مغناطیسی، پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، اوین، تهران
[۲]گروه فیزیک، دانشگاه شهید بهشتی، اوین، تهران

چکیده - در این نوشتار یک حسگر پلاسمون سطحی کوچک با پاسخ الکتریکی پیشنهاد شده است که بر خلاف حسگرهای معمولی کرشمن نیازی به اسپکترومتر یا آشکارساز نوری خارجی ندارد. حسگر پیشنهادی شامل یک اتصال TCO-I-M است که بر روی منشور لایه‌نشانی شده و با یک موجبر صفحه‌ای جفت می شود. نشان می‌دهیم که ولتاژ مدار باز قطعه TCO-I-M می‌تواند برای بررسی تشدید پلاسمون و اندازگیری ضریب شکست استفاده شود. با استفاده از روش ماتریس انتقال و با روش ترابرد الکترون در فل،ز پاسخ الکتریکی حسگر به ازای ضریب شکست‌های مختلف آنالیت زیستی محاسبه می شود. حسگرالکترواپتیکی پیشنهادی پاسخی برابر با $2\ V/RIU$ دارد.

کلید واژه- تشدید پلاسمون سطحی، حسگر زیستی، الکترون داغ

Kretschmann SPR Biosensor with electrical response Based on the Integrated TCO-I-M Hot-Electron Photodetector

Ahmad Lotfiani[1], S. Majid Mohseni Armaki[2] and Majid Ghanaatshoar[1]

[1] **Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, G.C., Evin, 1983969411Tehran, Iran**
[2] **Faculty of Physics, Shahid Beheshti University, G.C. Evin, 1983969411 Tehran, Iran**
[*] Corresponding author: m-ghanaat@sbu.ac.ir

Abstract- We propose a miniaturized surface plasmon biosensor with electrical response with no need to the external optical spectrometer. The proposed sensor consists of a TCO-I-M junction, deposited on a prism and coupled to a planar waveguide. We show that the output open circuit voltage can be utilized to inspect the surface plamon resonance and the analyte refractive index. We use transfer matrix method and electron transport equation in the metal to obtain the optical and electrical response of the proposed structure. The electrical sensitivity of our introduced sensor is estimated to be **2** V/RIU.

Keywords: Surface Plasmon Resonance, Biosensor, Hot-Electron

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-18]

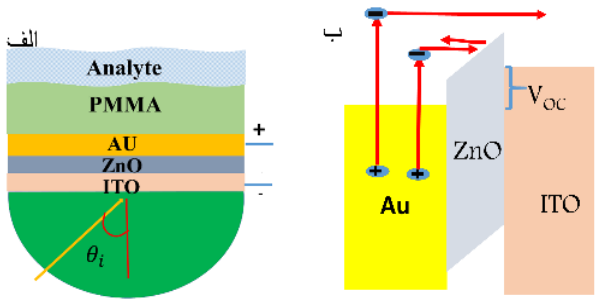
مقدمه

پدیده تشدید پلاسمون سطحی (SPR) به دفعات در حسگرهای زیستی استفاده شده است. از مزایای حسگرهای زیستی بر پایه SPR حساسیت و دقت بالا، عدم نیاز به نشانه‌گذاری و پاسخ بلادرنگ آنهاست [۱،۲]. دو روش کرشمن و استفاده از توری پراش برای تحریک SPR در حسگرها بکار گرفته می‌شوند. در هر دو روش برای آشکارسازی شرایط SPR باید بازتاب نور فرودی را در زوایه یا طول موج‌های مختلف اندازگیری نمود. بنابراین، این حسگرها برای اندازگیری بازتاب به آشکارساز نوری خارجی و الزامات اپتیکی مربوطه نیاز دارند که باعث حجیم شدن و گرانی حسگر می‌شود و کارایی آن را به عنوان یک حسگر قابل حمل برای اندازگیری و مراقبت در محل محدود می‌کند. بدین منظور در چند سال اخیر تلاش زیادی در راستای حذف آشکارساز خارجی و کوچک‌سازی این حسگرها شده است که می‌توان مجتمع‌سازی بر روی آشکارساز نوری سلیکونی و مجتمع‌سازی توری پراش بر روی سلیکون نوع P را نام برد. اغلب این روش‌ها به علت نیاز به لیتوگرافی در حد نانومتر روش‌های گرانی هستند و یا دارای پایداری کمی می‌باشند. علاوه بر این، معمولا مجتمع‌سازی و کوچک‌سازی حسگر SPR با کاهش دقت و حساسیت همراه است [۳،۴].

در این مقاله برای کوچک‌سازی و حذف آشکارساز نوری خارجی حسگر SPR در پیکربندی کرشمن، یک معماری جدید پیشنهاد می‌کنیم که در آن یک قطعه ITO-I-M با یک موجبر نوری جفت و با هم مجتمع شده‌اند. پیکربندی ITO-I-M به عنوان آشکارساز نوری استفاده می‌شود که بر پایه الکترون داغ عمل می‌کند. این ساختار توسط یک منشور در مد موجبری تحریک می‌شود. افزایش میدان الکتریکی در طول موج تشدید درون آنالیت، سبب افزایش حساسیت حسگر به تغییرات ضریب شکست آنالیت می‌شود و تجمع میدان الکتریکی در سطح فلز سبب تولید الکترون داغ و جریان در ساختار ITO-I-M می‌شود. با استفاده از روش ماتریس انتقال و همچنین محاسبات الکترواپتیکی نشان داده می‌شود که ولتاژ مدار باز ITO-I-M با تغییرات ضریب شکست تغییر می‌کند.

نتایج

طرحواره حسگر الکترواپتیکی SPR پیشنهادی در شکل ۱ (الف) نمایش داده شده است. آشکارساز نوری شامل سه لایه ITO ، ZnO و Au است که بر روی منشوری از جنس SF10 و به ترتیب با ضخامت‌های ۵۰، ۱۰و ۴۸ نانومتر قرار می‌گیرند. سد پتانسیل ZnO/ITO و Au/ZnO برابر $\varphi = 0.9$ در نظر گرفته شده است. یک لایه موجبر از جنس PMMA به ضخامت ۵۰۰ نانومتر بر روی قطعه ITO-ZnO-Au قرار دارد و بر روی آن آنالیت زیستی قرار می‌گیرد. حسگر توسط یک منبع نوری با طیف گوسی با پهنای باند ۴۰ نانومتر و



شکل ۱. الف) طرحواره حسگر پیشنهادی. ب) نمودار سطح انرژی ITO-I-M.

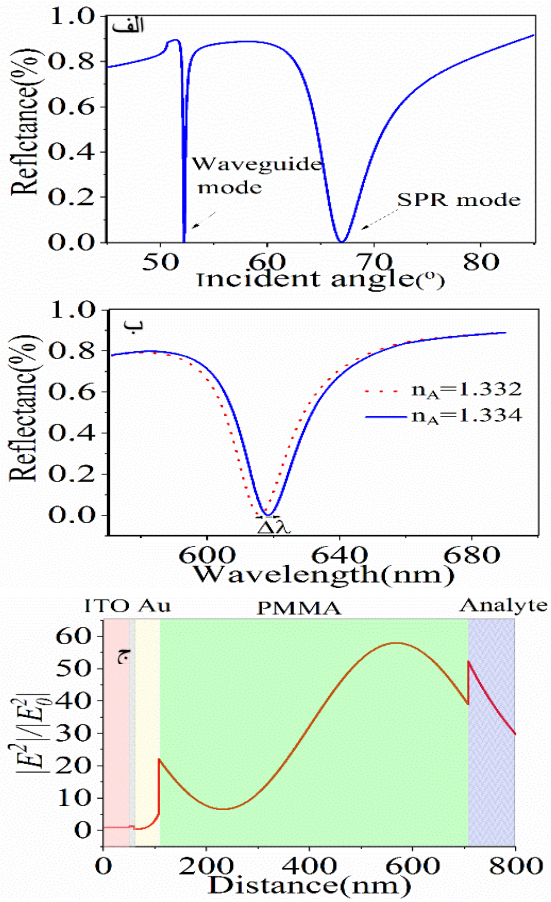
طول موج مرکزی ۶۳۰ نانومتر با قطبش TM تحریک می‌شود. در حسگر پیشنهادی، جابجایی در طول موج تشدید به علت تغییرات ضریب شکست، بصورت تغییرات ولتاژ مدار باز دو سر پیوند ITO-ZnO-Au ظاهر می‌شود.

مشخصه بازتابی حسگر در طول موج ۶۳۰ نانومتر در شکل ۲ الف نمایش داده شده است. مشخص است که نمودار بازتابی دو قعر دارد که قعر با پهنای بیشتر مربوط به تحریک

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-18]

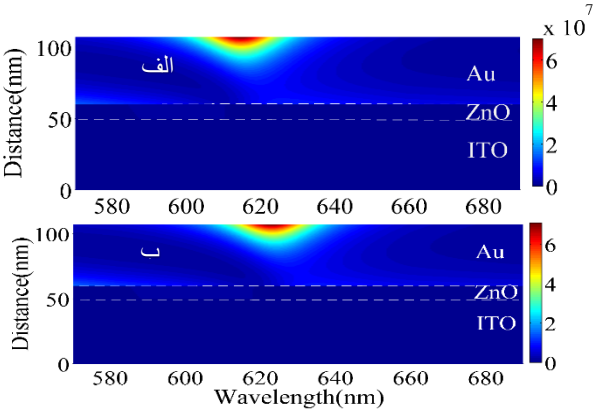
مد SPR در فلز است و قعر باریکتر که در زاویه کوچکتر رخ می دهد مربوط به مد موجبری است. تحریک حسگر در این مد انجام می‌شود. در شکل ۲ب پاسخ اپتیکی حسگر در زاویه تحریک مد موجبر (۵۲/۴°) برای ضریب شکست‌های متفاوت نمایش داده شده است. با تعریف حساسیت نوری



شکل ۲. الف) نمودار بازتاب بر حسب زاویه تابش و ب) طول موج. ج) پروفایل میدان الکتریکی در لایه‌های مختلف حسگر

بصورت $s = \Delta\lambda/RIU$، می‌توان از روی شکل ۲ب حساسیت اپتیکی را برای حسگر تقریبا برابر با $1100\ nm/RIU$ تخمین زد. پروفایل اندازه میدان الکتریکی را در لایه‌های مختلف حسگر با روش TMM در مد موجبری در شکل ۲ج نمایش داده‌ایم. مشاهده می‌شود که انباشتی از میدان در سطح مشترک موجبر و آنالیت تشکیل و به درون آنالیت نفوذ می‌کند که سبب حساسیت حسگر به تغییرات ضریب شکست آنالیت می‌شود. افزایش کمتری از میدان الکتریکی نیز بر روی سطح فلز طلا دیده می‌شود که سبب افزایش جذب بر روی فلز طلا در پیوند ITO-I-M می‌شود.

پروفایل جذب در لایه‌های پیوند ITO-I-M برای طول موج-های مختلف به ازای ضریب شکست آنالیت زیستی ۱,۳۳۲ و ۱,۳۳۸ در شکل ۳ نمایش داده شده است. مشخص است که بیشترین جذب در لایه طلا رخ می‌دهد. جذب در یک محدوده خاصی از طیف منبع تحریک رخ می‌دهد که لایه موجبر جفت شده با فلز طلا پهنای این طیف جذبی را مشخص می‌نمایند. با مقایسه شکل ۳ الف و ۳ ب مشخص می‌شود که طول موج قله جذب توسط ضریب شکست محیط مشخص می‌شود. تغییر ضریب شکست محیط باعث جابجایی پروفایل جذب می‌شود.



شکل ۳. پروفایل جذب در لایه های مختلف TCO-I-M برای طول‌موج‌های مختلف. الف) برای ضریب شکست آنالیت ۱/۳۳۲ و ب) ۱/۳۳۸

با فرض اینکه جذب هر فوتون در لایه طلا باعث تولید یک الکترون داغ می‌شود که حداکثر انرژی جنبشی آن برابر با انرژی فوتون جذبی است، می‌توان تعداد الکترون‌های داغ تولیدی را از پروفایل جذب یافت. نیمی از الکترون‌های داغ تولید شده به سمت سد پتانسیل Au/ZnO حرکت می‌کنند. احتمال اینکه الکترون‌های داغ بدون پراکندگی به سد پتانسیل Au/ZnO برسند به فاصله آزاد میانگین فلز طلا

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-18]

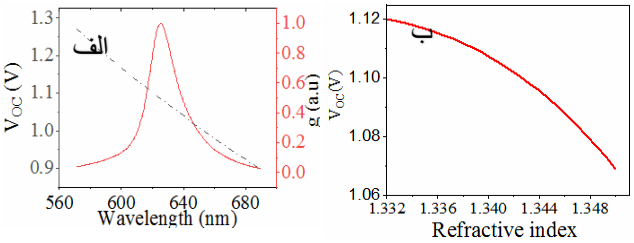
(l_e) و فاصله محل تولید الکترون داغ تا سد پتانسیل بستگی دارد. همانطور که در شکل ۱ب نشان داده شده است، اگر انرژی الکترون‌های رسیده به مرز Au/ZnO بیشتر از انرژی سد پتانسیل φ باشد از آن با احتمال یک عبور کرده و توسط الکترود ITO بصورت جریان الکتریکی I^{top} جمع‌آوری می‌شود. هیمن فرآیند برای الکترون‌های داغ تولیدی در لایه ITO اتفاق می‌افتد و سبب تولید جریان I_{bottom} در جهت عکس فرآیند قبلی می‌شود، که بسیار کمتر از I^{top} است. در شکل ۴ پاسخ الکتریکی قطعه ITO-I-M ناشی از الکترون-های داغ نشان داده شده است. همانطور که از شکل ۴ الف مشخص است در حالت مدار باز تزریق الکترون‌های داغ و تجمع آنها در الکترودها باعث جابجایی سطح‌های فرمی پیوند ITO-I-M می‌شود که در نتیجه آن ولتاژ V_{OC} در دو سر پیوند تولید می‌شود. مقدار V_{OC} به انرژی فوتون جذبی $E_{ph}=\frac{hc}{\lambda}$ بستگی دارد و از رابطه:

$$V_{oc}=-\frac{(E_{ph}-\phi)}{e}\times\left(1-\frac{I_{SC}^{bottom}}{I_{SC}^{top}}\right), \qquad (۱)$$

بدست می‌آید که در آن e بار الکتریکی الکترون است [۵]. این رابطه برای نور تکفام معتبر است. برای نور فرودی با طیف پهن ولتاژ دو سر قطعه بصورت:

$$V_{oc}^{T}=-\frac{\sum_{i=1}^{n}g_iV_i}{\sum_{i=1}^{n}g_i}\ , \qquad (۲)$$

بدست می‌آید که g_i و V_i بیان‌کننده رسانایی نوری و ولتاژ V_{OC} قطعه ITO-I-M برای طول موج جذبی λ_i هستند. در شکل ۴ ب ولتاژ V_i و رسانایی g_i برای طول موج‌های جذبی رسم شده است. مشخص است که طول موج‌های جذبی بیشتر ولتاژ کمتری تولید می‌کنند و فقط در ناحیه تشدید، رسانایی g_i مقدار قابل توجهی دارد. در نتیجه طبق رابطه ۲ فقط طول موج‌های ناحیه جذبی در ولتاژ خروجی نهایی دستگاه تاثیر دارند. در شکل ۴ب پاسخ الکتریکی حسگر به تغییرات ضریب شکست آنالیت زیستی نمایش داده شده است. مشاهد می‌شود که ولتاژ خروجی با افزایش ضریب شکست کاهش می‌یابد. همانطور که در شکل ۳ نشان داده شد با افزایش ضریب شکست ناحیه جذبی به سمت طول موج‌های بیشتر با انرژی کمتر جابجا می‌شود که طبق رابطه ۱ متناظر با تولید ولتاژ کمتر است. حساسیت الکتریکی دستگاه را بصورت $S_E=\Delta V_{out}/RIU$ تعریف می‌کنیم که با توجه به شکل ۴ ب مقدار متوسط آن برابر $2\ V/RIU$ بدست می‌آید.



شکل۴. الف) ولتاژ مدار باز و رسانایی ITO-I-M برای طول موج‌های مختلف. ب) پاسخ الکتریکی حسگر برای ضریب شکست‌های مختلف آنالیت

مرجع‌ها

[1] A. Shalabney and I. Abdulhalim, *Optics Letters*, vol. 37, no. 7, pp. 1175-1177, 2012.

[2] S. A. Maier, *IEEE Journal of selected topics in Quantum Electronics*, vol. 12, no. 6, pp. 1671-1677, 2006.

[3] A. Shakoor *et al.*, *ACS Photonics*, vol. 3, no. 10, pp. 1926-1933, 2016.

[4] Y. Ajiki, T. Kan, K. Matsumoto, *Applied Physics Express*, vol. 11, no. 2, p. 022001, 2018

[5] F. Wang and N. A. Melosh, *Nature communications*, vol. 4, p. 1711, 2013.

این مقاله درصورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-18]