

Design of a Plasmonic Biosensor Based on an MIM Waveguide With a Pentagonal Resonator and Rectangular Slot, Featuring High Sensitivity for the Detection of Various Bacteria

Mohammd Reza Rakhshani*

Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, University of Zabol,, Zabol, Iran.

Received: 2025-12-18

Revised: 2026-05-15

Accepted: 2026-06-06

Abstract: In this study, a plasmonic biosensor based on a metal–insulator–metal (MIM) waveguide is proposed for high-sensitivity refractive index detection and analyzed numerically. The design consists of a hybrid configuration comprising a pentagonal resonant cavity coupled with a narrow rectangular slot located at its center. This specific arrangement enables the excitation of two distinct resonance modes, leading to improved spectral resolution and sensing accuracy compared to conventional MIM structures. The finite-difference time-domain (FDTD) simulation method was employed to investigate the optical response and optimize the geometric parameters of the design. The optimized sensor, with a sensitivity of 1272 nm/RIU and a figure of merit (FOM) of 7930RIU⁻¹, demonstrates excellent sensing capability and strong electromagnetic field confinement. Owing to its compact geometry and compatibility with nanoimprint lithography, the proposed design is highly manufacturable. The conducted analyses indicate that this structure possesses the ability to detect and distinguish between *Vibrio cholerae*, *Escherichia coli*, and *Pseudomonas* bacteria.

Keywords: Surface plasmon polariton, Sensitivity, FDTD, Sensing.

Corresponding Author. Email: mrakhshani@uoz.ac.ir

How to Cite This Article:

Rakhshani M R. Design of a Plasmonic Biosensor Based on an MIM Waveguide With a Pentagonal Resonator and Rectangular Slot, Featuring High Sensitivity for the Detection of Various Bacteria. Nanomeghyas. 2026;13(1):e736352 (In Persian). doi: 10.22034/ns.2026.2081219.1417



This is an open access article under the CC-BY license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

طراحی زیست حسگر پلاسمونی مبتنی بر موجبر MIM با تشدیدگر پنج ضلعی و شکاف مستطیلی با حساسیت زیاد جهت تشخیص انواع باکتری

محمد رضا رخشانی*

گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه زابل، زابل، ایران.

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۳/۱۶

تاریخ بازنگری: ۱۴۰۵/۰۲/۲۵

تاریخ دریافت: ۱۴۰۴/۰۹/۲۷

چکیده: در این تحقیق، یک حسگر زیستی پلاسمونی مبتنی بر موجبر فلز-عایق-فلز (MIM) با حساسیت زیاد برای تشخیص ضریب شکست پیشنهاد و به صورت عددی تحلیل شده است. طراحی پیشنهادی شامل یک پیکربندی ترکیبی متشکل از یک کاواک تشدید پنج ضلعی جفت شده با یک شکاف مستطیلی باریک واقع در مرکز آن است. این آرایش خاص امکان تحریک دو مد تشدید متمایز را فراهم می کند که در مقایسه با ساختارهای MIM متداول، وضوح طیفی و دقت حسگری بهتری به دست می دهد. در این پژوهش، از روش شبیه سازی تفاضل محدود در حوزه زمان (FDTD) برای بررسی پاسخ نوری و بهینه سازی پارامترهای هندسی طرح استفاده شده است. حسگر بهینه شده، با حساسیت 1272 nm/RIU و شاخص شایستگی 7930 RIU^{-1} ، قابلیت خوب در حسگری و محصورسازی قوی میدان الکترومغناطیسی را نشان می دهد. به دلیل هندسه فشرده و سازگاری با لیتوگرافی نانوپرینت، طرح پیشنهادی با قابلیت ساخت بالا قابل تولید است. نتایج نشان می دهند که ساختار پیشنهادی توانایی تشخیص و تمایز بین باکتری های ویبریو کلرا، اشرشیا کلی و سودوموناس را دارا است.

واژگان کلیدی: پلاریتون پلاسمون سطحی، حساسیت، FDTD، حسگری

نویسنده مسئول: mrakhshani@uoz.ac.ir

نحوه استناد به این مقاله: رخشانی محمد رضا. طراحی زیست حسگر پلاسمونی مبتنی بر موجبر MIM با تشدیدگر پنج ضلعی و شکاف مستطیلی با حساسیت زیاد جهت تشخیص انواع باکتری. Nanomeghyas. 1405;13(1):e736352. doi: 10.22034/ns.2026.2081219.1417

این مقاله تحت مجوز دسترسی آزاد CC-BY منتشر شده است (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>)



۱- مقدمه

پیشرفت‌های اخیر در حوزه نانوفوتونیک منجر به ظهور سریع افزاره‌های پیشرفته‌ای شده است که توانایی کنترل، هدایت و آشکارسازی نور را برای طیف گسترده‌ای از کاربردها، از جمله ارتباطات، محاسبات و حسگری، فراهم می‌کنند [۲۰]. از جمله این افزاره‌ها می‌توان به دی‌مالتی‌پلکسرهای نوری [۳]، تداخل‌سنج‌ها [۴]، حسگرهای نوری [۵]، گیت‌های منطقی نوری [۶] و نانواُت‌ها [۷] اشاره کرد که همگی به‌طور جمعی نشان‌دهنده تنوع و نفوذ روزافزون سیستم‌های فوتونی مدرن هستند. این افزاره‌ها بر اهمیت برهم‌کنش نور و ماده در مقیاس نانو و نقش آن در پیشبرد کاربردهای ارتباطی، محاسباتی و حسگری تأکید دارند.

حسگرها افزاره‌هایی هستند که قادرند میان مواد و آنالیت‌های مختلف مانند گازها، مایعات، بیومولکول‌ها، دما و انواع دیگر مواد آلی و معدنی تمایز قائل شوند. حسگرهای نوری مبتنی بر ضریب شکست (RI) به دلیل سادگی، دقت بالا و امکان حسگری بدون برچسب، به‌طور گسترده مورد توجه قرار گرفته‌اند [۸]. برای مثال، حسگرهای شیمیایی از نوسانات RI برای ردیابی جذب مولکولی یا تغییرات غلظت استفاده می‌کنند [۹]، زیست‌حسگرها از این تغییرات برای شناسایی برهم‌کنش‌های زیست‌مولکولی بهره می‌برند [۱۰]، و حسگرهای فشار تغییر شکل مکانیکی را به تغییرات قابل حسگری تبدیل می‌نمایند [۱۱]. تغییرات ضریب شکست محیط پیرامون به‌طور مستقیم با اتصال مولکولی و تغییرات غلظت در سطح حسگر مطابقت دارد و بدین ترتیب امکان حسگری لحظه‌ای، بدون برچسب و با دقت و حساسیت زیاد فراهم می‌شود [۱۲].

گسترش این اصل به توسعه حسگرهای پلاسمونی مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی (SPR) منجر شده است؛ پدیده‌ای که در آن تزویج تشدید میان فوتون‌های تابشی و نوسانات جمعی الکترون‌ها در مرز فلز-دی‌الکتریک رخ می‌دهد. حسگرهای مبتنی بر SPR به دلیل حساسیت بالا و قابلیت محبوس‌سازی متمرکز میدان الکترومغناطیسی در ابعاد زیر طول موج، گزینه‌ای ایده‌آل برای زیست‌حسگری با دقت زیاد به شمار می‌روند [۱۳].

در میان ساختارهای پلاسمونی، موجبرهای فلز-عایق-فلز (MIM) توجه زیادی را به خود جلب کرده‌اند، زیرا توانایی چشمگیری در محبوس‌سازی میدان‌های الکترومغناطیسی فراتر از حد پراش دارند. این ویژگی، بستری مناسب برای تحقق زیست‌حسگرها با حساسیت زیاد و توسعه سامانه‌های نانوفوتونیک فشرده و یکپارچه را فراهم می‌آورد [۱۴].

در این چارچوب، موجبرهای MIM جفت‌شده به تشدیدگرها به‌عنوان ساختارهای بسیار مؤثر مبتنی بر SPR مطرح شده‌اند، زیرا محبوس‌سازی استثنایی میدان، پهنای باند عملیاتی گسترده و تلفات انتشار نسبتاً کم را ارائه

می‌دهند که در مجموع موجب افزایش دقت و کارایی حسگری می‌شوند [۱۵].

پیشرفت‌های اخیر در زیست‌حسگرهای پلاسمونی مبتنی بر MIM بر بهبود این پارامترها از طریق هندسه‌های پیشرفته تشدیدگر متمرکز بوده است. به‌عنوان نمونه، در مرجع [۱۶] یک تشدیدگر بیضی شکل متصل به موجبر MIM معرفی شده است. حساسیت این ساختار 550 nm/RIU به دست آمده که مقدار کمی را نشان می‌دهد. مطالعات دیگر طراحی‌های متنوعی همچون تشدیدگرهای حلقه شکافته و ترکیبی T شکل معرفی کرده‌اند تا حساسیت را ارتقا دهند [۱۷-۱۹]. در مرجع [۱۷] با استفاده از موجبر MIM و تشدیدگر حلقه شکافته به حساسیت 1034 nm/RIU دست یافته است. در مرجع [۱۸] نویسندگان با استفاده از تشدیدگر T شکل جفت شده با موجبر MIM به حساسیت 1012 nm/RIU دست یافته‌اند. این پیشرفت‌ها به‌طور کلی نشان‌دهنده بهبود مستمر عملکرد حسگرهای پلاسمونی MIM هستند.

در این پژوهش، یک زیست‌حسگر پلاسمونی مبتنی بر موجبر MIM شامل تشدیدگر پنج‌ضلعی متصل به یک شکاف مستطیلی طراحی و شبیه‌سازی می‌شود. شبیه‌سازی‌های مبتنی بر روش تفاضل محدود در حوزه زمان (FDTD) نشان می‌دهند که این ساختار از دو مد تشدید پشتیبانی می‌کند و حساسیت زیاد و عملکرد پایدار را برای آشکارسازی بدون برچسب گونه‌های باکتریایی از جمله ویبریو کلرا (*Vibrio cholerae*)، اشرشیا کلی (*Escherichia coli*) و سودوموناس (*Pseudomonas*) فراهم می‌آورد. اگرچه پژوهش‌های پیشین عملکرد قابل قبولی داشته‌اند، اما ساختارهای موجود یا حساسیت محدودی دارند یا از پیچیدگی ساخت رنج می‌برند. نوآوری کار حاضر در ارائه پیکربندی ترکیبی از کاواک پنج‌ضلعی و شکاف مستطیلی است که ضمن حفظ سادگی ساخت، با تحریک دو مد تشدید متمایز، حساسیت و شاخص شایستگی بالاتری نسبت به کارهای مشابه ارائه می‌دهد.

۲- مدل‌سازی و تحلیل عددی

شکل ۱ طرحواره حسگر پلاسمونی طراحی‌شده را نشان می‌دهد. این ساختار شامل یک کاواک تشدیدکننده پنج‌ضلعی به همراه یک شکاف مستطیلی در مرکز آن است که بر روی زیرلایه‌ای از نقره (Ag) قرار گرفته‌اند. ناحیه زردرنگ نشان‌دهنده لایه نقره به ثابت دی‌الکتریک ϵ_m و ناحیه خاکستری، بیانگر محیط دی‌الکتریک با ثابت دی‌الکتریک ϵ_d است. عرض موجبر MIM برابر با $w=50 \text{ nm}$ در نظر گرفته شده تا اطمینان حاصل شود که تنها مد مغناطیسی عرضی پایه از موجبر MIM عبور می‌کند.

کانال‌های ورودی و خروجی در شکل نمایش داده شده‌اند. شعاع کاواک پنج ضلعی، طول شکاف مستطیلی مرکزی و عرض آن به ترتیب با r و L و S نشان داده شده‌اند. نقره به‌عنوان ماده فلزی انتخاب شده است، زیرا دارای

بطور قابل توجهی کوچکتر از طول موج عملیاتی است. برای جلوگیری از بازتابها و تضمین دقت فیزیکی، شرایط مرزی کاملاً تطبیق یافته (PML) در راستاهای x و y اعمال شد. این مرزهای جاذب، امواج خروجی را به طور مؤثری میرا می کنند و از تداخل ناخواسته در نتایج شبیه سازی جلوگیری می نمایند. مدت زمان شبیه سازی در نرم افزار، برابر 500 fs تنظیم شده است.

در طراحی حسگرهای زیستی مبتنی بر MIM، درک رابطه پراکندگی و ضریب شکست مؤثر پلاسمون های سطحی اهمیت اساسی دارد. پلاسمون های سطحی امواجی هستند که در مرز فلز-دی الکتریک محصور می شوند و ویژگی های انتشار آن ها به شدت تحت تأثیر گذردهی مواد و هندسه ساختاری قرار می گیرد. ارزیابی عملکرد حسگر پیشنهادی بر پایه چند شاخص کلیدی انجام می شود؛ از جمله حساسیت (S)، پهنای کامل در نصف بیشینه (FWHM)، ضریب شایستگی (FOM) و ضریب کیفیت (Q -factor). این پارامترها در مجموع، دقت، وضوح و قابلیت اطمینان افزاره را در کاربردهای عملی حسگری تعیین می کنند. در میان آن ها، بارزترین ویژگی حسگرهای پلاسمونی، حساسیت زیاد آن ها به تغییرات ضریب شکست محیط اطراف است؛ پدیده ای که با جذب مولکول های آنالیت بر سطح حسگر رخ می دهد و منجر به تغییر در شرایط تشدید پلاسمونی می شود.

حساسیت (S) بصورت زیر تعریف می شود [۲۱]:

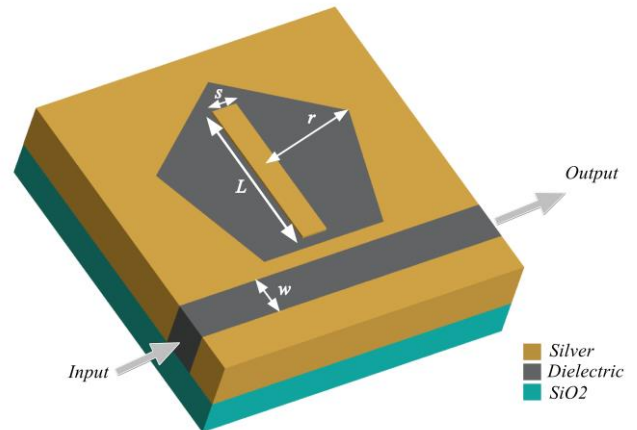
$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n} \left(\frac{nm}{RIU} \right) \quad (2)$$

که در آن، $\Delta\lambda$ بیانگر تغییر در طول موج تشدید و Δn تغییر در ضریب شکست محیط اطراف است. حساسیت زیاد بدین معناست که حتی تغییرات بسیار کوچک در ضریب شکست منجر به جابه جایی قابل توجه طول موج می شود، که این ویژگی حسگر را برای کاربردهای زیست حسگری بسیار مؤثر می سازد. طراحی بهینه شده، جابه جایی طول موج تشدید را به حداکثر

می رساند و در نتیجه توانایی حسگری افزاره را بهبود می بخشد. FWHM نشان دهنده پهنای طیفی قله تشدید در نصف شدت بیشینه آن است. این پارامتر به صورت $FWHM = \lambda_h - \lambda_l$ تعریف می شود که λ_l و λ_h طول موج هایی هستند که در نصف شدت بیشینه قله تشدید قرار دارند. مقدار FWHM کمتر نشان دهنده تشدید تیزتر بوده و باعث بهبود گزینش پذیری و دقت اندازه گیری می شود. این پارامتر برای تعریف وضوح حسگر مهم است.

علاوه بر این، شاخص شایستگی (FOM) یک پارامتر مهم و رایج برای ارزیابی عملکرد حسگر است و به صورت $FOM = \Delta T / (T \cdot \Delta n)$ تعریف می شود. که در آن $\Delta T / \Delta n$ تغییر انتقال ناشی از تغییر ضریب شکست در طول موج ثابت است. FOM بیشتر نشان می دهد که حسگر هم حساسیت بالایی دارد و هم قله تشدید تیز و باریکی را ارائه می دهد؛ ویژگی هایی که برای حسگری دقیق بسیار مطلوب هستند. طراحی پیشنهادی با بهینه سازی

اتلاف ذاتی بسیار پایین و عملکرد پلاسمونی خوب در ناحیه طیفی مرئی و نزدیک مادون قرمز است. در مقایسه با طلا، نقره میرایی اهمی کمتری نشان می دهد که این امر منجر به محبوس سازی قوی تر میدان الکترومغناطیسی و قله های تشدید تیزتر با ضریب کیفیت بالاتر می شود. این مزایا نقره را به ماده ای ترجیحی برای سیستم های زیست حسگری بدون برچسب مبتنی بر ساختار MIM تبدیل کرده است [۲۰].



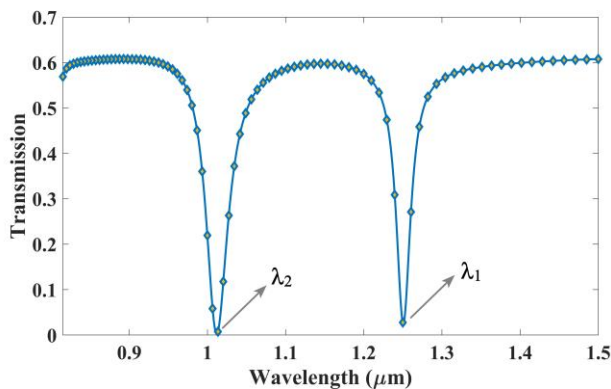
شکل ۱: نمای سه بعدی از طرحواره حسگر پلاسمونی MIM پیشنهادی همراه با پارامترها.

برای توصیف ثابت دی الکتریک نقره (ϵ_m)، از مدل ترکیبی درود-لورنتز (Drude-Lorentz) استفاده شده است. مدل درود به تنهایی در محاسبه خواص نوری فلز در طول موج های کوتاه تر دقت کافی ندارد زیرا تلفات بین باند را در نظر نمی گیرد. با افزودن یک نوسانگر لورنتز به مدل درود، جذب در فرکانس های تشدید بالاتر نیز به درستی مدل سازی می شود. بنابراین، ثابت دی الکتریک نقره به صورت زیر بیان می گردد [۱]:

$$\epsilon_m(\omega) = 1 - \frac{\omega_p^2}{\omega(\omega - i\Gamma_0)} + \sum_{n=1}^6 \frac{f_n \omega_p^2}{\omega_n^2 - \omega^2 + i\omega\Gamma_n} \quad (1)$$

که در آن ω_p و ω_n به ترتیب فرکانس های پلازما و تشدید هستند. علاوه بر این، Γ_n ، Γ_0 و f_n به ترتیب فرکانس برخورد (یا ثابت میرایی)، فرکانس میرایی، و شدت نوسانگر است.

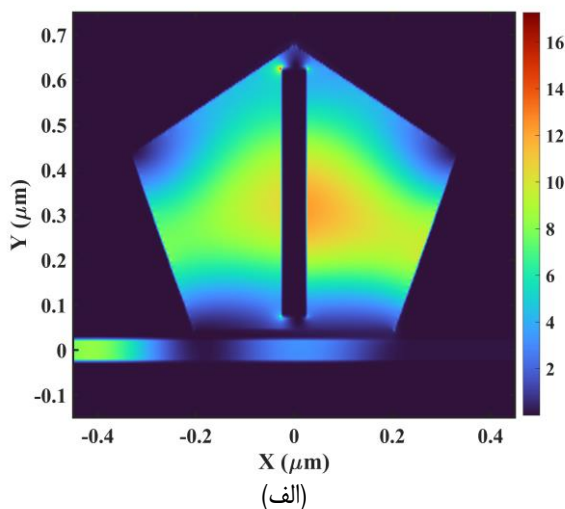
بررسی عددی حسگر زیستی پلاسمونی پیشنهادی با استفاده از روش تفاضل محدود در حوزه زمان (FDTD) انجام شده است. این روش، چارچوبی قدرتمند برای حل معادلات ماکسول در ساختارهای نانوفوتونیک فراهم می آورد و امکان تحلیل دقیق برهم کنش های پلاسمونی و انتشار مد موجبر را میسر می سازد. در شبیه سازی ها، یک منبع موج تخت به عنوان منبع تحریک در محدوده طیفی ۸۰۰ تا ۱۵۰۰ نانومتر در نظر گرفته شد. اندازه مش برابر با ۱ nm تنظیم گردید تا دقت محاسباتی تضمین شود؛ این مقدار



شکل ۲: مشخصه انتقالی ساختار پیشنهادی.

پروفایل‌های توزیع شدت میدان الکتریکی E در دو طول موج تشدید λ_1 و λ_2 به ترتیب در شکل‌های ۳(الف) و ۳(ب) نشان داده شده‌اند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، در طول موج λ_1 محصورسازی قوی میدان عمده‌تاً در سطح داخلی کاواک پنج‌ضلعی رخ می‌دهد، در حالی که در طول موج λ_2 تمرکز میدان به‌طور قابل‌توجهی در دو انتهای شکاف مستطیلی مرکزی متمرکز است. این تفاوت در توزیع میدان نشان‌دهنده برانگیختگی دو مد تشدید متمایز در ساختار پیشنهادی است.

در ادامه، مشخصه انتقال با تغییر ضریب شکست ماده دی‌الکتریک پرکننده کاواک تشدید (n) پنج ضلعی بررسی شده است. برای این منظور، ضریب شکست از ۱ تا ۱/۱ با گام ۰/۲ تغییر داده شد، در حالی که سایر پارامترهای ساختار ثابت نگه داشته شدند. شکل ۴ تغییرات طول‌موج‌های تشدید λ_1 و λ_2 را در اثر تغییر n نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با تغییر n ، هر دو طول موج تشدید به صورت تقریباً خطی دچار جابجایی قرمز (Red-shift) می‌شوند. بر اساس این نتایج، حساسیت حسگر برای طول‌موج تشدید λ_1 و λ_2 به ترتیب برابر ۱۲۷۲ و ۱۰۱۵ nm/RIU و به‌دست می‌آید.



پارامترهای هندسی حفره و ساختار موجبر، در پی بیشینه‌سازی FOM است.

ضریب کیفیت (Q) میزان تیزی یا وضوح تشدید را اندازه‌گیری می‌کند و به صورت $Q = \lambda_r / FWHM$ تعریف می‌شود. که در آن، λ_r طول موج تشدید است. ضریب Q زیاده‌تر نشان‌دهنده یک تشدید پلاسمونی با محبوس‌سازی مناسب و کارایی بالا است. ضریب کیفیت حسگر به‌گونه‌ای بهینه‌سازی شده است که اتلاف انرژی به حداقل برسد و تشدیدهای با کیفیت بالا حاصل شوند، و همین امر آن را برای کاربردهای زیست‌حسگری بدون نیاز به برچسب مناسب می‌سازد.

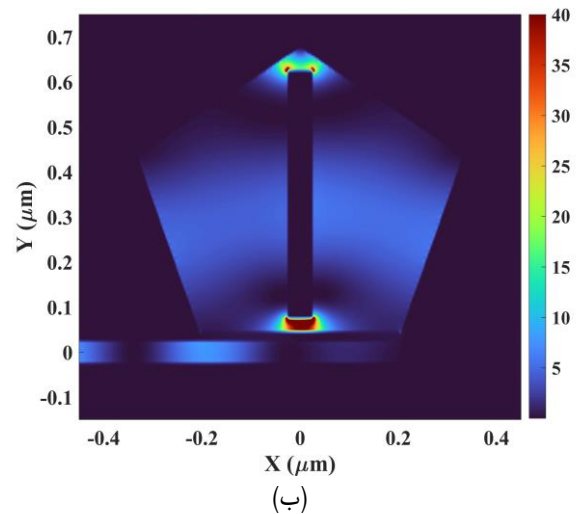
نانوساختارها به دلیل ابعاد فشرده و سازگاری با فناوری‌های موجود نانو، به‌ویژه برای کوچک‌سازی مدارهای نوری بسیار مناسب هستند. انتخاب ساختار MIM با روند کنونی توسعه حسگرهای پلاسمونی همسو است و هدف آن ارتقای حساسیت، قابلیت تنظیم‌پذیری و توانایی مجتمع‌سازی برای کاربردهای پیشرفته زیست‌حسگری و حسگری شیمیایی است. برای ساخت این ساختارها از روش‌های پیشرفته نانو ساخت مانند لیتوگرافی پرتو الکترونی (EBL)، لیتوگرافی پرتو یونی متمرکز (FBL) و لیتوگرافی نانوچاپی (NIL) استفاده می‌شود [۲۲]. حسگر پلاسمونی پیشنهادی می‌تواند با استفاده از لیتوگرافی نانوچاپی (NIL) ساخته شود؛ روشی که به دلیل سادگی، مقرون‌به‌صرفه بودن و قابلیت آن در ساخت نانو ساختارهای با سطح بزرگ، به‌طور گسترده شناخته شده است. در این فرآیند، یک لایه پلیمر ترموپلاستیک مانند PMMA (پلی‌متیل‌متاکریلات) بر روی زیرلایه سیلیکونی قرار گرفته و با استفاده از قالب از پیش ساخته‌شده که هندسه کاواک پنج‌ضلعی و شکاف طراحی شده را تعریف می‌کند، الگوگذاری می‌شود. پس از چاپ، لایه پلیمری باقی‌مانده از طریق یک مرحله زدودن حذف می‌شود تا دقت ساختاری تضمین گردد. سپس یک لایه نازک نقره بر روی زیرلایه الگوگذاری شده نشانده می‌شود و پیکربندی MIM حسگر را تشکیل می‌دهد. در نهایت، قالب پلیمری باقی‌مانده برداشته می‌شود و ساختار پلاسمونی طراحی شده آشکار می‌گردد.

مشخصه انتقالی ساختار در شکل ۲ ارائه شده است. همان‌طور که دیده می‌شود، دو تشدید در طول‌موج‌های ۱۲۵۰ (λ_1) و ۱۰۱۱ (λ_2) نانومتر رخ می‌دهد. در طول موج تشدید λ_1 و λ_2 به ترتیب مقدار FWHM برابر با ۲۲ و ۳۳ nm و مقدار ضریب کیفیت Q هم ۵۷ و ۳۱ است.

نتایج در شکل ۵ نشان داده شده است. برای مد تشدید λ_1 بیشترین مقدار مربوط به FOM5 با مقدار 964 RIU^{-1} است. برای مد تشدید λ_2 بیشترین مقدار مربوط به FOM4 با مقدار 7930 RIU^{-1} است که ناشی از مقدار انتقال پایین در این تشدید است. این مقدار FOMهای بدست آمده در این تحقیق بسیار بالاتر از سایر حسگرهای مبتنی بر پلاسمونهای سطحی گزارش شده است.

بهینه‌سازی پارامترهای هندسی زیست حسگر طراحی شده برای ارتقای عملکرد آن در حسگری سریع باکتری‌ها حیاتی است. شکل‌های ۶(الف) و ۶(ب) طیف‌های انتقال ساختار طراحی شده را نشان می‌دهند تا اثر تغییر طول و عرض شکاف مستطیلی شکل (L و S) مورد بررسی قرار گیرد. سایر پارامترها در این بررسی ثابت نگه داشته شده‌اند.

شکل ۶(الف) طیف انتقال را برای طول‌های مختلف شکاف مستطیلی (L) از ۴۹۰ نانومتر (منحنی آبی) تا ۵۹۰ نانومتر (منحنی خط چین سیاه) را نشان می‌دهد. کاهش L به مقدار ۴۹۰ نانومتر طول موج تشدید λ_1 و λ_2 را به ترتیب به ۱۲۵۳ و ۹۳۰ نانومتر با حداقل انتقال ۰/۰۲ و صفر منتقل می‌کند. در حالی که افزایش L به مقدار ۵۹۰ نانومتر طول موج تشدید λ_1 و λ_2 را به ترتیب به ۱۲۴۸ و ۱۱۰۳ نانومتر و حداقل انتقال را به ۰/۰۲۵ و صفر می‌رساند. این تغییرات نشان می‌دهد تغییر L تاثیر کمتری روی λ_1 خواهد داشت و اثر زیادی بر روی λ_2 دارد. با توجه به شکل توزیع میدان الکتریکی در λ_1 ، افزایش L تاثیری بر توزیع میدان ندارد. بهترین مقدار FWHM مربوط به λ_1 با مقدار میانگین حدود ۲۲ نانومتر است.



شکل ۳: نمایش توزیع میدان الکتریکی در طول موج‌های (الف) λ_1 و (ب) λ_2

در ادامه بخش ارزیابی عملکرد حسگر، با توجه به تغییر شریب شکست در پنج گام، پنج مقدار مختلف برای FOM در نظر گرفته شده است. در همه این حالات، مقدار $\Delta n = 0.02 \text{ RIU}$ در نظر گرفته شده است.

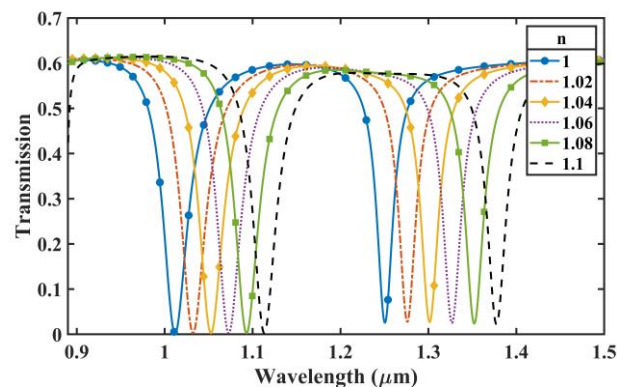
$$FOM_1 = \frac{T_{n=1.02} - T_{n=1}}{T_{n=1} \cdot \Delta n} \quad (3)$$

$$FOM_2 = \frac{T_{n=1.04} - T_{n=1.02}}{T_{n=1.02} \cdot \Delta n} \quad (4)$$

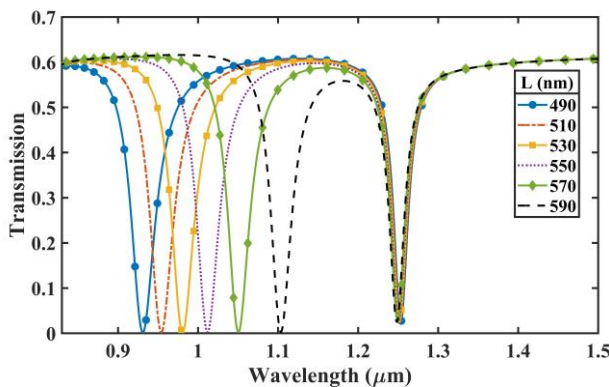
$$FOM_3 = \frac{T_{n=1.06} - T_{n=1.04}}{T_{n=1.04} \cdot \Delta n} \quad (5)$$

$$FOM_4 = \frac{T_{n=1.08} - T_{n=1.06}}{T_{n=1.06} \cdot \Delta n} \quad (6)$$

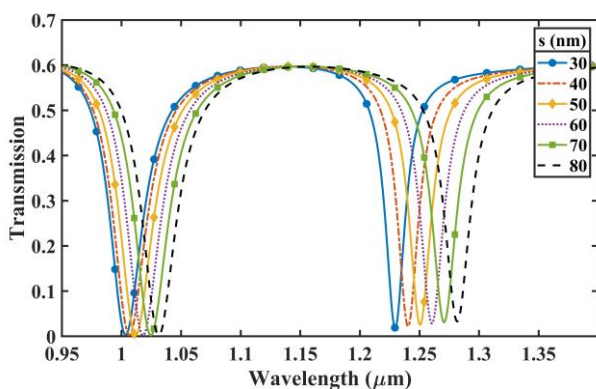
$$FOM_5 = \frac{T_{n=1.1} - T_{n=1.08}}{T_{n=1.1} \cdot \Delta n} \quad (7)$$



شکل ۴: نمایش طیف انتقال برای مقادیر مختلف n از ۱ تا ۱/۱.



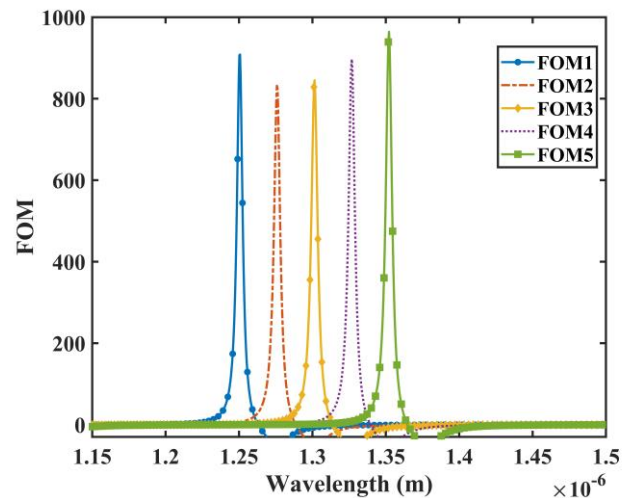
(الف)



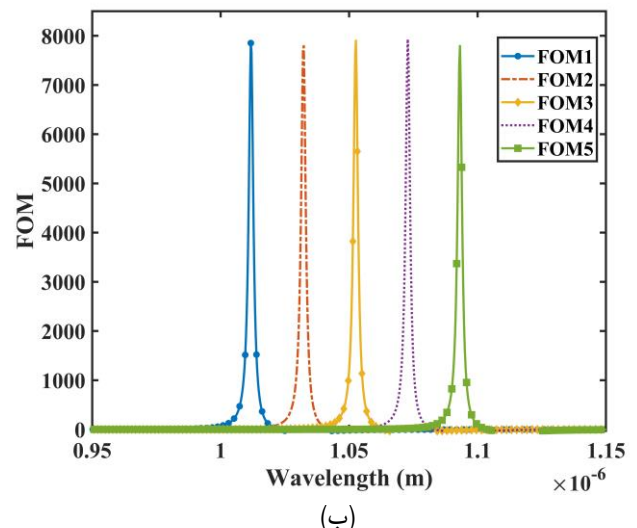
(ب)

شکل ۶: نمایش طیف انتقال برای مقادیر مختلف (الف) L و (ب) s .

در شکل ۷ (الف) مشاهده می‌شود که حساسیت مد تشدید λ_2 با تغییر پارامتر L ثابت باقی می‌ماند. در مقابل، برای مد تشدید λ_1 رابطه‌ای خطی میان حساسیت و تغییرات L برقرار است. شیب این خط تقریباً برابر با $1/44$ بوده و نشان می‌دهد که به ازای هر واحد افزایش در L ، حساسیت به میزان $1/44$ واحد افزایش می‌یابد. در شکل ۷ (ب) تغییر پارامتر s منجر به افزایش حساسیت در هر دو مد تشدید λ_1 و λ_2 می‌شود. میزان افزایش حساسیت برای مد تشدید λ_1 و λ_2 به ترتیب برابر با $1/23$ و $0/63$ واحد به ازای هر واحد تغییر در s است. با مقایسه نتایج ارائه شده در شکل‌های ۷ (الف) و ۷ (ب) می‌توان نتیجه گرفت که تغییر پارامتر L بیشترین تأثیر را بر حساسیت دارد و نقش تعیین کننده‌ای در بهبود عملکرد حسگر ایفا می‌کند.



(الف)

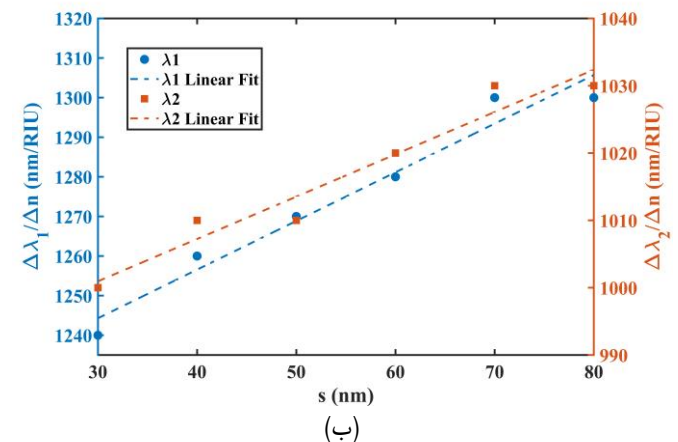
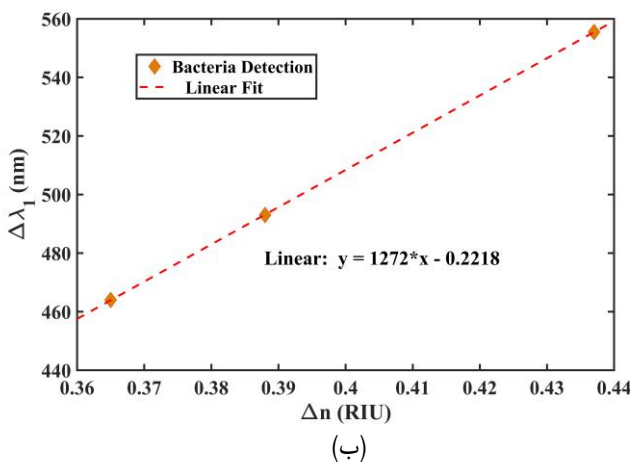
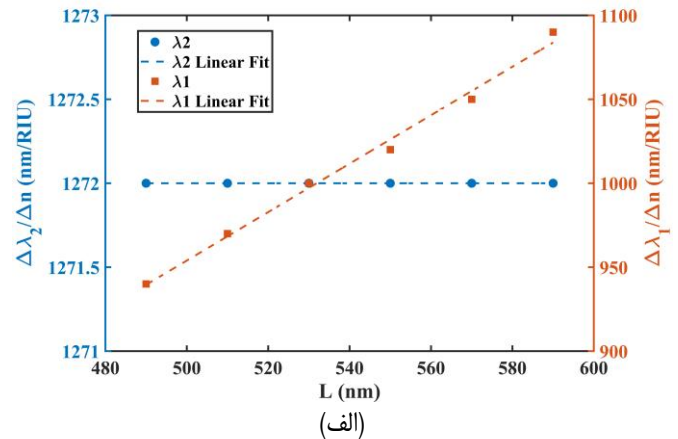
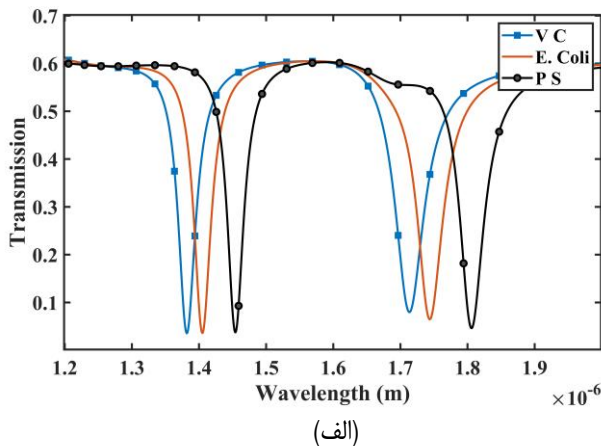


(ب)

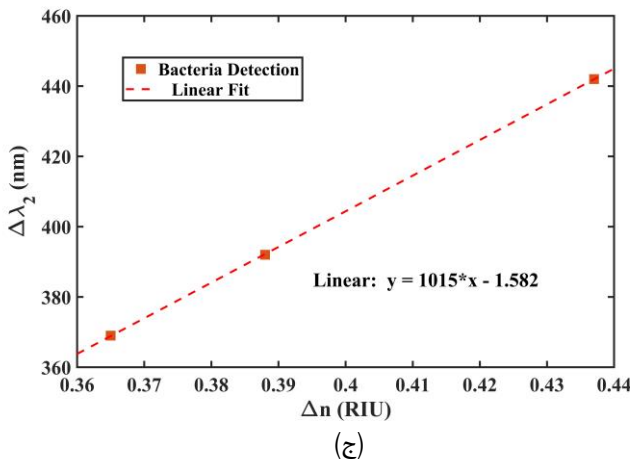
شکل ۵: نمایش FOM برای طول موج (الف) λ_1 و (ب) λ_2

شکل ۶ (ب) طیف انتقال را برای عرض‌های مختلف شکاف مستطیلی (s) از ۳۰ نانومتر (منحنی آبی) تا ۸۰ نانومتر (منحنی خط چین سیاه) نشان می‌دهد. در $s=30\text{ nm}$ ، تشدید λ_1 در طول موج 1230 nm با حداقل بازتاب $0/01$ و تشدید λ_2 در طول موج 1003 nm با حداقل بازتاب صفر رخ می‌دهد. افزایش عرض s به ۸۰ نانومتر، λ_1 را به 1282 nm و λ_2 را به 1031 nm منتقل می‌کند.

به منظور بررسی اثر تغییرات هندسی نشان داده شده در شکل ۶ بر حساسیت ساختار، ضریب شکست ماده پرکننده‌ی کاواک پنج ضلعی به میزان $0/1$ تغییر داده شد. این تغییر امکان محاسبه حساسیت ضریب شکست برای مقادیر مختلف پارامترهای L و s را فراهم ساخت. نتایج حاصل از این تحلیل در شکل ۷ ارائه شده است.



شکل ۷: نمایش تغییر حساسیت برای مقادیر مختلف L (الف) و s (ب) برای دو مد تشدید λ_1 و λ_2 به همراه رسم برازش خطی برای هر منحنی.



به عنوان یکی از کاربردهای عملی، حسگر پیشنهادی برای تشخیص بدون برچسب سه گونه باکتریایی ویبریو کلرا، اشرشیا کلی و سودوموناس به کار گرفته شد. شکل ۸ طیف انتقال ساختار را در حالت پر شدن کاواک با هر یک از این باکتری‌ها نشان می‌دهد. جدول ۲ طول موج های تشدید λ_1 و λ_2 را همراه با نام باکتری، ضریب شکست n و حساسیت S برای هر حالت ارائه می‌دهد. مقادیر ضریب شکست باکتری‌ها از مرجع [۲۳] اخذ شده است. نتایج نشان می‌دهند که بهترین مقدار حساسیت در مد λ_1 رخ می‌دهد و به مقدار 1272 nm/RIU می‌رسد. برای مد λ_1 ، جابجایی تشدید برای باکتری‌های ویبریو کلرا، اشرشیا کلی و سودوموناس از 1250 نانومتر (مرجع) به ترتیب به مقدار 464 ، 493 و $555/5$ نانومتر است. این جابجایی قرمز نشان دهنده حساسیت حسگر نسبت به تغییرات ضریب شکست است.

در شکل ۸ (الف) و ۸ (ب) به ترتیب تغییر طول موج تشدید λ_1 ($\Delta\lambda_1$) و λ_2 ($\Delta\lambda_2$) در برابر تغییر ضریب شکست (Δn) با داده‌های مربوط به باکتری‌ها در بازه $\Delta n = 0.365$ و $\Delta n = 0.388$ و $\Delta n = 0.437$ ترسیم شده است.

شکل ۸: (الف) طیف انتقال ساختار و حسگری ویبریو کلرا (منحنی آبی)، باکتری اشرشیا کلی (منحنی نارنجی) و باکتری سودوموناس (منحنی مشکی). (ب) تغییرات طول موج تشدید λ_1 و (ج) تغییرات طول موج تشدید λ_2 در برابر تغییرات ضریب شکست کاواک تشدید حسگر در حضور باکتری‌های مختلف به صورت برازش خطی.

ساختار پیشنهادی در چندین شاخص کلیدی نسبت به حسگرهای پلاسمونی گزارش شده برتری قابل توجهی از خود نشان می‌دهد. از نظر حساسیت، عملکرد بهتری نسبت به برخی مطالعات قبلی نشان می‌دهد و توانایی بالاتری در حسگری تغییرات کوچک در غلظت آنالیت، به‌ویژه در محدوده غلظت‌های پایین دارد. این حساسیت ارتقاء یافته برای کاربردهای تشخیص زودهنگام حیاتی است. با این حال، هنگام ارزیابی FOM، ساختار پیشنهادی عملکرد بهتری دارد. مقدار بالاتر FOM نشان‌دهنده آن است که حسگر به‌طور مؤثر میان حساسیت، دقت و کارایی تعادل برقرار می‌کند. از سوی دیگر، از نظر FWHM، ساختار ارائه شده در این تحقیق، در دستیابی به مقادیر باریک‌تر مشابه با برخی مطالعات پیشین رفتار می‌کند.

۳- نتیجه‌گیری

در این پژوهش یک حسگر پلاسمونی مبتنی بر یک موجبر MIM و یک کاواک تشدید پنج ضلعی همراه با یک شکاف مستطیلی شکل مرکزی طراحی و بهینه‌سازی شد که پتانسیل آن را برای آشکارسازی سریع و بدون برچسب باکتری‌ها نشان می‌دهد. نتایج شبیه‌سازی با استفاده از روش تفاضل محدود در حوزه زمان (FDTD) نشان داد که این ساختار از دو مد تشدید متمایز پشتیبانی می‌کند و رابطه خطی بسیار مناسبی بین طول موج تشدید و تغییرات ضریب شکست محیط حسگری برقرار است. حسگر پیشنهادی به حساسیت ضریب شکست زیاد 1272 nm/RIU و شاخص FOM برابر با 7930 و ضریب کیفیت 57 دست یافت که قابل مقایسه با سایر ساختارهای گزارش شده تاکنون است. نتایج نشان داد که این حسگر قادر است تغییرات بسیار جزئی ضریب شکست ناشی از اتصال باکتری‌های ویبریو کلرا، اشرشیا کلی و سودوموناس را به‌طور مؤثر تشخیص داده و آن‌ها را از یکدیگر تفکیک کند. ساختار ساده و فشرده، سازگاری کامل با فناوری لیتوگرافی نانوچاپی و عملکرد برتر در چندین شاخص کلیدی، این حسگر را به گزینه‌ای ایده‌آل برای تشخیص سریع، بدون برچسب و کم‌هزینه در حوزه‌های زیست‌پزشکی، پایش محیطی و تشخیص گازها تبدیل می‌کند. پژوهش‌های آتی می‌توانند بر اعتبارسنجی تجربی و بهینه‌سازی‌های ساختاری بیشتر تمرکز کنند تا دامنه کاربرد آن در پایش‌های زیست‌پزشکی و محیطی گسترش یابد.

مراجع

- [1] S. A. Maier, Plasmonics: Fundamentals and Applications. New York: Springer, vol. 1, p. 245, 2007.
- [2] M. C. B. Teich and B. Saleh, Fundamentals of Photonics. New Jersey: Wiley, vol. 2, 2007.

برای $\Delta\lambda_1$ برازش خطی ($y = 1272x - 0.2218$) حساسیتی برابر با 1272 nm/RIU و برای $\Delta\lambda_2$ برازش خطی ($y = 1015x - 1/582$) حساسیتی برابر با 1015 nm/RIU به‌دست می‌دهد که با نتایجی که قبلاً به‌دست آمده مطابقت دارند. این خطی بودن امکان تفکیک کمی باکتری‌ها را فراهم کرده و عملکردی برتر نسبت به حسگرهای پیشین نشان می‌دهد.

برای درک روشن‌تر از عملکرد حسگر پیشنهادی، مقایسه‌ای با چندین مطالعه مرتبط انجام دادیم که بر پارامترهای کلیدی تمرکز دارد. مرجع [24] با استفاده از تشدیدگر حلقه شکافته و موجبر MIM حساسیت $524/3 \text{ nm/RIU}$ را گزارش کرده است. مرجع [25] حساسیت 921 nm/RIU به همراه FWHM برابر 28 nm ارائه می‌دهد که عملکردی متوسط دارد اما همچنان از نظر حساسیت نسبت به حسگر پیشنهادی ضعیف‌تر است. مرجع [26] حساسیت $950/11 \text{ nm/RIU}$ با FWHM بین 20 تا 50 nm گزارش کرده است. این نتایج نسبت به مرجع [25] حساسیت بهتری نشان می‌دهند، اما FWHM پهن‌تر نسبت به آن دارند. FWHM زیاد، توانایی این حسگر را در آشکارسازی تغییرات کوچک ضریب شکست به‌شدت محدود می‌کند و آن را برای آشکارسازی باکتری در نمونه‌های زیستی پیچیده کمتر مناسب می‌سازد. مرجع [27] حساسیت 225 nm/RIU را گزارش کرده که حساسیت آن به‌طور قابل توجهی کمتر از حسگر پیشنهادی است. مرجع [28] حساسیت 313 nm/RIU و FWHM برابر با 60 nm که داری حساسیت کم و FWHM پهن‌تر است که نشان‌دهنده وضوح و عملکرد کلی ضعیف‌تر است.

جدول ۲: مقادیر خروجی حسگر پس از قرار دادن باکتری‌های مختلف در ناحیه حسگری

باکتری	n	λ_1 (nm)	λ_2 (nm)	S $_{\lambda_1}$ (nm/RIU)	S $_{\lambda_2}$ (nm/RIU)
باکتری ویبریو کلرا	۱	۱۷۱۴	۱۳۸۰		
باکتری اشرشیا کلی	۱	۱۷۴۳	۱۴۰۳		
باکتری سودومونا س	۱	۱۸۰۵	۱۴۵۳	۱۲۷۲	۱۰۱۵

- [10] M. R. Rakhshani, "Refractive index sensor based on dual side-coupled rectangular resonators and nanorods array for medical applications," *Optical and Quantum Electronics*, vol. 53, no. 5, p. 232, 2021.
- [11] D. Van Nguyen, P. Song, F. Manshahi, J. Bell, J. Chen, and T. Dinh, "Advances in soft strain and pressure sensors," *ACS Nano*, vol. 19, no. 7, pp. 6663-6704, 2025.
- [12] K. R. Ilkhchy, M. Ghanavati, and M. A. Karami, "Gas and bacteria plasmonic sensor based on MIM refractive index containing regular octagonal ring-shaped cavity," *Plasmonics*, pp. 1-11, 2025.
- [13] M. R. Rakhshani, "Ultra-narrowband light absorption with dual metamaterial ring resonator patches," *Optical Materials*, vol. 148, p. 114826, 2024.
- [14] M. R. Rakhshani, "Refractive index sensor based on concentric triple racetrack resonators side-coupled to metal-insulator-metal waveguide for glucose sensing," *Journal of the Optical Society of America B*, vol. 36, no. 10, pp. 2834-2842, 2019.
- [15] L. Singh, V. K. Verma, K. K. Agarwal, and V. Dhasarathan, "Plasmonic Fano resonance-based MIM waveguide sensor enhanced with cerium oxide nanoparticles," *Sensing and Imaging*, vol. 26, no. 1, p. 165, 2025.
- [16] S. Khani and M. Hayati, "An ultra-high sensitive plasmonic refractive index sensor using an elliptical resonator and MIM waveguide," *Superlattices and Microstructures*, vol. 156, p. 106970, 2021.
- [3] M. R. Rakhshani and M. A. Mansouri-Birjandi, "Design and simulation of wavelength demultiplexer based on heterostructure photonic crystals ring resonators," *Physica E: Low-dimensional Systems and Nanostructures*, vol. 50, pp. 97-101, 2013.
- [4] S. Ouacel, L. Mazzella, T. Kloss, M. Aluffi, T. Vasselon, H. Edlbauer, J. Wang, C. Geffroy, J. Shaju, A. Ludwig, and A. D. Wieck, "Electronic interferometry with ultrashort plasmonic pulses," *Nature Communications*, vol. 16, no. 1, p. 4632, 2025.
- [5] M. R. Rakhshani and M. A. Mansouri-Birjandi, "High sensitivity plasmonic refractive index sensing and its application for human blood group identification," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 249, pp. 168-176, 2017.
- [6] F. Haddadan, M. Soroosh, H. Mondal, S. Swarnakar, and E. Adibnia, "Development of a high-performance 16-to-4 electro-optical encoder using photonic crystal resonant cavities," *Results in Optics*, p. 100941, 2025.
- [7] N. E. Esfahani, J. Kovac Jr, G. Maruccio, S. Rizzato, and S. Kováčová, "Comparative analysis of two different MIM configurations of a plasmonic nanoantenna," *Plasmonics*, vol. 20, no. 6, pp. 3265-3279, 2025.
- [8] M. R. Rakhshani, F. Kazemi, and M. Rashki, "Metamaterial absorber using cascaded ring resonators and optimization through machine learning for sensing applications," *Scientific Reports*, vol. 15, no. 1, p. 39977, 2025.
- [9] R. A. Hassan, S. A. Hanifah, and L. Y. Heng, "Advancements and prospects of molecularly imprinted polymers as chemical sensors: A comprehensive review," *Talanta*, p. 127592, 2025.

pathogens," Scientific Reports, vol. 15, p. 20699, 2025.

[24] A. Khodaie and H. Heidarzadeh, "Design and analysis of a multi-modal refractive index plasmonic biosensor based on split ring resonator for detection of the various cancer cells," Optical and Quantum Electronics, vol. 56, no. 9, p. 1439, 2024.

[25] S. B. Yan, L. Luo, C. Y. Xue, and Z. D. Zhang, "A refractive index sensor based on a metal-insulator-metal waveguide-coupled ring resonator," Sensors, vol. 15, no. 11, pp. 29183-29191, 2015.

[26] D. Chauhan, Z. Sbeah, V. Sorathiya, and R. P. Dwivedi, "VO₂-operated stub and rectangular cavity-based plasmonic refractive index sensor for biomolecules detection," Physica E: Low-dimensional Systems and Nanostructures, p. 116307, 2025.

[27] Z. Vafapour, "Polarization-independent perfect optical metamaterial absorber as a glucose sensor in food industry applications," IEEE Transactions on Nanobioscience, vol. 18, no. 4, pp. 622-627, 2019.

[28] A. Taghipour and H. Heidarzadeh, "Design and analysis of highly sensitive LSPR-based metal-insulator-metal nano-discs as a biosensor for fast detection of SARS-CoV-2," Photonics, vol. 9, no. 8, p. 542, 2022.

[17] X. Liu, Q. Yang, K. Peng, B. Zhang, H. Bai, X. Li, Y. Tan, Z. Zhang, and F. Guo, "Tunable triple Fano resonance in MIM waveguide system with split ring resonator," Optical and Quantum Electronics, vol. 53, no. 8, p. 447, 2021.

[18] J. Zhang, X. Wang, J. Zhu, T. Chen, L. Zhang, H. Yang, C. Tang, Y. Qi, and J. Yu, "Metal-insulator-metal waveguide structure coupled with T-type and ring resonators for independent and tunable multiple Fano resonance and refractive index sensing," Optics Communications, vol. 528, p. 128993, 2023.

[19] M. A. Butt, N. L. Kazanskiy, and S. N. Khonina, "Tapered waveguide mode converters for metal-insulator-metal waveguide plasmonic sensors," Measurement, vol. 211, p. 112601, 2023.

[20] A. S. Baburin, A. M. Merzlikin, A. V. Baryshev, I. A. Ryzhikov, Y. V. Panfilov, and I. A. Rodionov, "Silver-based plasmonics: golden material platform and application challenges," Optical Materials Express, vol. 9, no. 2, pp. 611-642, 2019.

[21] J. N. Anker, W. P. Hall, O. Lyandres, N. C. Shah, J. Zhao, and R. P. Van Duyne, "Biosensing with plasmonic nanosensors," Nature Materials, vol. 7, no. 6, pp. 442-453, 2008.

[22] J. Zhang, M. ElKabbash, R. Wei, S. C. Singh, B. Lam, and C. Guo, "Plasmonic metasurfaces with 42.3% transmission efficiency in the visible," Light: Science & Applications, vol. 8, no. 1, p. 53, 2019.

[23] A. Khodaie, Y. Rafighirani, H. Heidarzadeh, J. Javidan, "Design of a plasmonic optical biosensor based on a metal-insulator-metal ring resonator for the detection of various bacterial

Design of a Plasmonic Biosensor Based on an MIM Waveguide With a Pentagonal Resonator and Rectangular Slot, Featuring High Sensitivity for the Detection of Various Bacteria

Mohammd Reza Rakhshani*

Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, University of Zabol,, Zabol, Iran.

Received: 2025-12-18

Revised: 2026-05-15

Accepted: 2026-06-06

Abstract: In this study, a plasmonic biosensor based on a metal–insulator–metal (MIM) waveguide is proposed for high-sensitivity refractive index detection and analyzed numerically. The design consists of a hybrid configuration comprising a pentagonal resonant cavity coupled with a narrow rectangular slot located at its center. This specific arrangement enables the excitation of two distinct resonance modes, leading to improved spectral resolution and sensing accuracy compared to conventional MIM structures. The finite-difference time-domain (FDTD) simulation method was employed to investigate the optical response and optimize the geometric parameters of the design. The optimized sensor, with a sensitivity of 1272 nm/RIU and a figure of merit (FOM) of 7930RIU⁻¹, demonstrates excellent sensing capability and strong electromagnetic field confinement. Owing to its compact geometry and compatibility with nanoimprint lithography, the proposed design is highly manufacturable. The conducted analyses indicate that this structure possesses the ability to detect and distinguish between *Vibrio cholerae*, *Escherichia coli*, and *Pseudomonas* bacteria.

Keywords: Surface plasmon polariton, Sensitivity, FDTD, Sensing.

Corresponding Author. Email: mrakhshani@uoz.ac.ir

How to Cite This Article:

Rakhshani M R. Design of a Plasmonic Biosensor Based on an MIM Waveguide With a Pentagonal Resonator and Rectangular Slot, Featuring High Sensitivity for the Detection of Various Bacteria. Nanomeghyas. 2026;13(1):e736352 (In Persian). doi: 10.22034/ns.2026.2081219.1417



This is an open access article under the CC-BY license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).