

Design and simulation of a four stage anti-resonant reflecting plasmonic ring resonator sensor to detect *Escherichia coli* O157 in water

Abbas Kalate Seyfari, Amir Hossein Zareian, Mahdi Bahadoran*

Department of Physics, Shiraz University of Technology, 31371555, Shiraz, Iran

Received: 11.03.2020 Final revised: 10.11.2020 Accepted: 19.01.2021

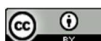
DOI: [10.22055/JRMBS.2021.16566](https://doi.org/10.22055/JRMBS.2021.16566)

Abstract

In this paper, an integrated biosensor is designed by combining of anti-resonant reflecting plasmonic waveguide (ARPWG) into the Vernier-based microring resonator. This biosensor works based on the variation of the refractive index of the superstrate layer. The Finite Difference Eigenmode solver method was used for ARPWG and two fundamental modes, including a pure mode and a bound surface plasmon polariton mode in the vicinity of the metal-dielectric interface, were obtained at the visible wavelengths. Then, the ARPWG applied in the four-stage microresonator for achieving a free spectral range of 150 nm. The optical transfer function of this sensor was derived using the delay line signal approach and Mason rule. Lastly, the designed sensor was used for detection of *Escherichia coli*-O157 bacterium in drinking water. The sensitivity of 140.4 nm/RIU and 475.9 nm/RIU and the detection limit of 1.14×10^{-4} RIU and 3.36×10^{-5} RIU were realized for TM₀ and TM₁ modes, respectively. The Advantages of the proposed sensor rather than conventional biosensors are in fast detection, high sensitivity and resolution, microscale size, low cost and the ability to integrate into the available electronics systems.

Keywords: Anti-resonant reflecting plasmonic waveguide, Biosensor, *Escherichia coli*-O157 bacterium, Vernier-based microring resonator

*Corresponding Author: bahadoran@sutech.ac.ir



طراحی و شبیه‌سازی حسگر بازتابنده پادزنی پلاسمونی تشدیدگر حلقوی چهارطبقه برای تشخیص باکتری اشریشا کولای O157 در آب

عباس کلاته سیفری، سید امیر حسین زارعیان، مهدی بهادران*

دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شیراز، شیراز، ایران

دریافت: 1398/12/21 ویرایش نهائی: 1399/08/20 پذیرش: 1399/10/30

DOI: [10.22055/JRMBS.2021.16566](https://doi.org/10.22055/JRMBS.2021.16566)

چکیده

در این مقاله، یک حسگر زیستی شامل موجبر بازتابنده پادزنی پلاسمونیک و میکرو تشدیدگر حلقوی ورنیری طراحی شد. ابتدا با تغییر ضریب شکست محلول در لایه پوشش یک موجبر بازتابنده پادزنی پلاسمونیک دنداندار، مدهای مغناطش عرضی شامل یک مد خالص و یک مد پلاریتون سطحی در مرز دی‌الکتریک-فلز، در طیف طول موجی با استفاده از روش حل ویژه تفاضل محدود مورد بررسی قرار گرفت. موجبر طراحی شده در یک سیستم تشدیدگر حلقوی چهار طبقه با گستره آزاد طیفی 150nm به‌عنوان حسگر زیستی مورد بررسی قرار گرفت. تابع انتقال نوری این حسگر چهار طبقه با استفاده از روش تأخیر خطی پردازش سیگنال و قائده میسون محاسبه شد. سپس حسگر را برای تشخیص باکتری اشریشا کولای (*Escherichia coli-O157*) در آب آشامیدنی به‌کار بردیم و به حساسیت‌های $1404\text{nm}/\text{RIU}$ و $475.9\text{nm}/\text{RIU}$ و دقت‌های 1.14×10^{-4} و 3.36×10^{-10} RIU به ترتیب برای مدهای مغناطش عرضی پایه و اول دست یافتیم. مزایای حسگر ارایه شده نسبت به دیگر حسگرهای موجود در تشخیص سریع باکتری با حساسیت و دقت بالا، اندازه کوچک در ابعاد میکرومتر، ساخت در دسترس و ارزان و قابلیت اتصال به سیستم‌های الکترونیکی موجود است.

کلیدواژگان: موجبر بازتابنده پادزنی پلاسمونیک، حسگر زیستی، باکتری اشریشا کولای-O157، میکرو تشدیدگر حلقوی و حسگر ورنیر

مقدمه

در موارد عفونت خونی² یا عفونت² برای تعیین روش درمانی مناسب به سرعت شناخته شود. تشخیص سریع عوامل بیماری‌زا همچنین، برای تشخیص کیفیت ذخایر آب در صنایع غذایی، پژوهش‌های زیست-پزشکی و سلامت مورد نیاز است [1]. باکتری اشریشا کولای³

امروزه شناخت و تعیین سریع عوامل بیماری‌زا¹ در پزشکی، صنایع غذایی و صنایع دارویی امری بسیار حیاتی است. برای تشخیص و درمان پزشکی لازم است عوامل بیماری‌زا تحت معاینات بیمارستانی (مخصوصاً

*نویسنده مسئول: bahadoran@sutech.ac.ir

¹ pathogens

² sepsis

³ *Escherichia coli* (E. coli)



بخش در تشخیص میکروبی برای کاربردهایی مانند تشخیص کلینیکی، تحلیل آب و مواد غذایی و بررسی محیط زیستی معرفی شده است. حسگرهای زیستی اغلب دارای گزینش و حساسیت بالا در تحلیل بیولوژیکی مواد مرکب (خون، سرم، ادرار، غذا، آب و ...) با حداقل مقدار نمونه شناخته می‌شوند [8]. تاکنون حسگرهای زیستی مختلف برای تشخیص عوامل بیماری‌زا با استفاده از روش‌های حسگری الکترونیکی [9]، الکتروشیمیایی [10]، مکانیکی [11]، تشدید مغناطیسی هسته‌ای³ [12] و نوری [13] توسعه یافته است. اغلب حسگرهای زیستی نوری دارای عملکردی بر اساس جذب نور، فلورسانس⁴، تابناکی⁵، بازتاب⁶، پراکندگی رامان⁷ یا تغییرات ضریب شکست می‌باشند. این حسگرها به علت سرعت عملکرد بالاتر، تشخیص غیر تماسی⁸ و طراحی در ابعاد کوچک بیشتر مورد توجه هستند.

دو روش کلی در تشخیص نمونه زیستی بر اساس نوع اتصال نمونه زیستی به حسگر موجود است که شامل روش‌های نشاندار کردن فلورسانس [14] و روش‌های بدون برچسب [15] می‌باشد. در این میان، حسگرهای نوری رنگ سنج⁹ با ویژگی‌هایی نظیر استفاده آسان، سرعت در تشخیص (حدود 15 دقیقه)، قابل حمل و مقرون به صرفه بودن در اغلب دستگاه‌های متداول آزمایشگاهی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. حسگرهای زیستی نوری بدون برچسب در کاربرد تشخیص پزشکی، مراقبت‌های بهداشتی و نظارت بر محیط

یکی از خطرناکترین عوامل بیمارهای ناشی از عفونت مواد غذایی است. مصرف غذای آلوده یا آب خصوصاً برای کودکان و افراد مسن می‌تواند کشنده باشد. عفونت باکتری اشریشا کولای در کشورهای توسعه یافته شایع‌تر است، به طوری که در اروپا و آمریکای شمالی این باکتری در بین شایع‌ترین علل بیماری‌های مرتبط با امنیت غذایی شناخته شده است [2]. برای شناسایی خاص و سریع این عوامل بیماری‌زا، عناصر شناختی از قبیل پادتن‌ها¹ [3,4]، اسیدهای نوکلئیک (DNA/RNA) [5]، و باکتریوفاژها² [6] به طور گسترده‌ای برای گیراندازی انتخابی باکتری‌های هدف، مورد استفاده قرار می‌گیرند. هر یک از این عناصر شناخت دارای مزایا و معایب خاص خود است. به عنوان مثال، شناخت مبتنی بر اسید نوکلئیک، گرچه ویژگی بالایی را ارائه می‌دهد، اما از عدم توانایی در تمایز بین سلول‌های زنده و غیر زنده رنج می‌برد [5]. عناصر تشخیصی مبتنی بر آنتی بادی، اشکالاتی در قیمت بالا، یکبار مصرف بودن حسگر و اتصال متقاطع به قسمتی از سایر باکتری‌ها وجود دارد، که ممکن است منجر به اختلال در نتایج شود [7]. از آنجا که تشخیص زودهنگام عوامل بیماری‌زا نیازمند آزمایش‌های دقیق و مرتب است همچنین آزمایش‌های موجود برای تشخیص نمونه‌ها زمانبر هستند، نیازمند به ایجاد روشی برای تشخیص سریع و کم هزینه عوامل بیماری‌زا هستیم. فناوری حسگر زیستی به عنوان یک ابزار نوید

⁶ reflectance⁷ Raman scattering⁸ Non-contact detection⁹ colorimetric¹ Antibody² bacteriophages³ nuclear magnetic resonance⁴ fluorescence⁵ luminescence

حلقوی چهار طبقه به‌عنوان حسگر زیستی بکار می‌گیریم و از این حسگر برای تشخیص سریع باکتری اشریشا کولای در آب آلوده با دقت بالا استفاده خواهیم کرد.

طراحی موجبر بازتابنده پادزنی پلاسمونیک

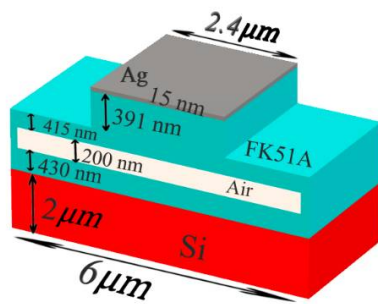
موجبرهای پلاسمونیک بر پایه پلاریتون‌های پلاسمون سطحی به‌علت قابلیت بالای هدایت سیگنال در یک مقیاس طول موجی وسیع برای تحقق کوچک‌سازی مدارهای مجتمع نوری با تراکم بالا، همواره توجه پژوهشگران را به‌خود جلب کرده است. در این موجبرها، امواج سطحی الکترومغناطیسی با مغناطش عرضی (TM) از برهم‌کنش یک موج الکترومغناطیسی با الکترون‌های رسانش در سطح مشترک فلز و دی‌الکتریک بوجود می‌آیند. با در نظر گرفتن ابعادی کوچکتر از طول‌موج نور برای این موجبرها، می‌توان انرژی الکترومغناطیسی را به‌وسیله تبدیل مد نوری به مد پلاسمونی سطحی غیرتابشی، هدایت کرد. مطالعات زیادی بر روی دستگاه‌های فعال بر پایه موجبرهای پلاسمونیک هم از لحاظ تئوری [۲۹،۳۰] و هم آزمایشگاهی صورت گرفته است [31]. در موجبرهای پلاسمونیک، افزایش شدت مد روی سطح فلز وابسته به تغییرات ضریب شکست ماده در تماس با سطح فلز است، در نتیجه این موجبرها گزینه مناسبی برای کاربردهای حسگری هستند. موجبر تخت بازتابنده پادزنی مورد بررسی در این پژوهش در شکل 1 نشان داده شده است. این موجبر اساساً شامل پنج لایه به‌ترتیب زیر است: یک زیر لایه از جنس سیلیکون (Si) به ارتفاع $2\mu\text{m}$ ، لایه دوم، لایه هسته از جنس FK51A با ضریب شکست $n_c=1/486$ و

زیست ضروری هستند. تاکنون انواع مختلفی از حسگرهای نوری ارائه شده است که می‌توان به دستگاه‌های مبتنی بر تشدید پلاسمونی سطح [16]، تداخل سنج نوری [17]، دستگاه‌های فیبر نوری [18]، ساختارهای کریستال نوری و فوتونی [19]، حسگرهای میکروتشدیدگر (میکرو دیسک، میکرو کره، میکرو رینگ) [20]، تداخل‌سنج‌های ماخ-زندر، موجبرهای اتلاف خمیدگی [21] و حسگر مبتنی بر توری‌های نوری [22] اشاره کرد. از میان حسگرهای زیستی نوری بدون برچسب، میکروتشدیدگرهای حلقوی نوری¹ ابزارهای منفعلی هستند که بر اساس میدان نفوذی بین مسیرهای نوری متفاوت کار می‌کنند و نقش مهمی در مدارهای مجتمع نوری دارند. تشدیدگرهای حلقوی نوری دارای کیفیت سیگنال بالا و ساخت در دسترس و ارزان و قابلیت اتصال به سیستم‌های الکترونیک موجود هستند. این ویژگی‌ها باعث به‌کارگیری تشدیدگرهای حلقوی در حسگرهای نوری و خط تأخیر نور آهسته در حافظه‌های بافری² و حسگرهای فوتونیک شده است [23-27]. حسگرهای زیستی پلاسمونیک نوع دیگری از حسگرهای زیستی نوری است که حساسیت بالاتری نسبت به دیگر حسگرهای نوری فراهم ساخته است [28].

در این مقاله از خصوصیات حسگرهای پلاسمونیک و حسگرهای تشدیدگر حلقوی هم‌زمان بهره می‌بریم. ابتدا یک موجبر بازتابنده پادزنی پلاسمونیک دندان‌ای طراحی می‌کنیم و با استفاده از روش حل ویژه تفاضل محدود خصوصیات انتشار مدها در موجبر پلاسمونیک، شامل یک مد خالص و یک مد پلاریتون سطحی در مرز دی‌الکتریک-فلز، در ناحیه طول موجی مرئی را مورد بررسی قرار می‌دهیم. سپس موجبر طراحی شده در یک میکروتشدیدگر پلاسمونیک

² buffer memories

¹ Microring resonator



شکل 1. پیکربندی یک موجبر پلاسمونیک بازتابنده پادزنشی دندانهای.

همچنین ضریب شکست لایه پوشش اول $n_1=1$ و ضخامت لایه مغزی و لایه پوشش دوم به ترتیب $0,806$ و $0,430$ میکرومتر در نظر گرفته شده است. برای یک لایه نازک فلز که روی یک موجبر دی الکتریک متفازن قرار گرفته است، پلاریتون پلاسمای سطحی روی سطح بالایی و پایینی سطح مشترک دی الکتریک-فلز متصل شده‌اند و مدهای مختلفی را پشتیبانی می‌کند (شکل 2). مد پایه در نزدیکی سطح فلز قرار دارد، دارای ضریب شکست مؤثر بالاتری است که منجر به عمق نفوذ و طول انتشار کمتری می‌شود و حبس شدگی در ابعاد زیر طول موجی را فراهم می‌کند. همان‌طور که در شکل 3 نشان داده شده است، مد اول دارای ضریب شکست مؤثر کمتر و عمق نفوذ بیشتری در دی الکتریک است و به‌عنوان مد پلاریتون پلاسمای سطحی بلند برد شناخته می‌شود. این ویژگی نشان می‌دهد مد اول گزینه مناسبی برای کاربردهای حسگری است.

تحلیل مدی موجبر پلاسمونیک

موجبر پلاسمونیک بازتابنده پادزنشی دندانهای با استفاده از نرم افزار لومریکال و روش حل ویژه تفاضل محدود در طول موج مرئی $589nm$ شبیه‌سازی شده است. سیر تحول مد و توزیع میدان مدها در ضریب شکست‌های لایه پوشش مختلف n_{top} برای مد پلاسمون پایین‌ترین مرتبه TM_0 و مدهای مرتبه بالا

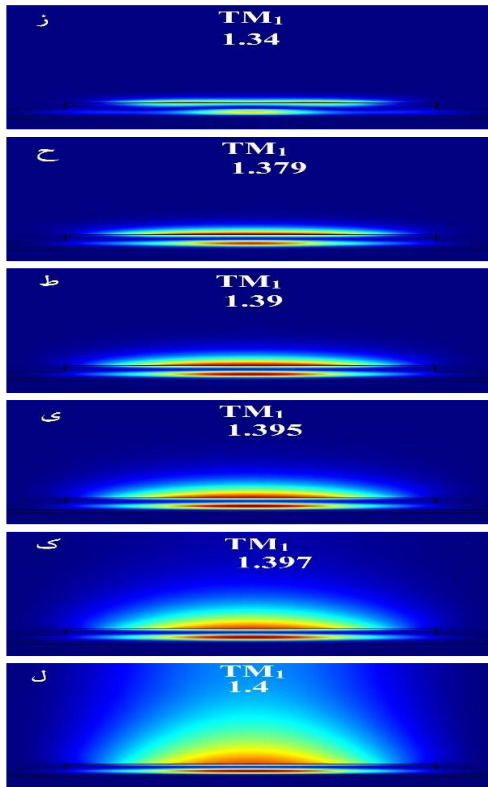
ضخامت $d_c=0,806 \mu m$ لایه سوم یک لایه پوشش اولیه از هوا با ضریب شکست $n_1=1$ ($n_c > n_1$) و لایه چهارم یک لایه پوشش ثانویه از جنس FK51A با ضریب شکست n_2 ($n_2 > n_1$) و ضخامت $d_2=0,43 \mu m$ و لایه آخر یک لایه نازک از فلز نقره با ضخامت $15nm$ و ضریب شکست $n_{Ag}=0,051988 + i 3,9165$ [32]. روی سطح بالایی قسمت دنداندار هسته موجبر قرار گرفته است. پهنای دندان $W=2,4 \mu m$ و ارتفاع تاج $h=0,391 \mu m$ اجازه عملکرد دو مد اول را در طول موج $589nm$ را می‌دهد. اولین لایه پوشش باید به‌حدی نازک باشد تا میدان نفوذی به لایه پوشش دوم برسد و در مرز هسته و پوشش منعکس شود. ضخامت دو لایه پوشش باید به گونه‌ای انتخاب شود که شرایط اتلاف کم و انتشار شبه تک مد را برآورده کند. ضخامت لایه دوم با شرط غیر تشدید کننده از رابطه زیر تعیین می‌شود [33، 34]:

$$d_2 \cong \lambda / 4n_2 \left(1 - \frac{n_c^2}{n_2^2} + \frac{\lambda^2}{4n_2^2 d_{CE}^2} \right)^{1/2} \quad 1$$

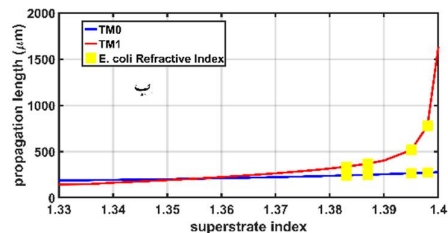
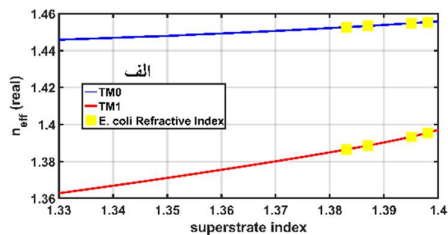
که در اینجا d_{CE} ضخامت مؤثر لایه مغزی موجبر است که به‌صورت زیر تعریف شده است:

$$d_{CE} = d_c + \frac{\lambda}{2\pi(n_c^2 - n_a^2)} + \frac{\lambda}{2\pi\sqrt{n_c^2 - n_1^2} \tanh\left(\frac{2\pi d_1}{\lambda} \sqrt{n_c^2 - n_1^2}\right)} \quad 2$$

در روابط بالا λ طول موج نور ورودی، n_a ضریب شکست محیط زمینه، و d_{CE} ضخامت مؤثر ناحیه هسته است. از آنجا که پلاریتون پلاسمای سطحی فقط مدهای مغناطش عرضی را پشتیبانی می‌کند، تمرکز ما تنها بر روی مدهای مغناطش عرضی اصلی در موجبر بازتابنده پادزنشی است.

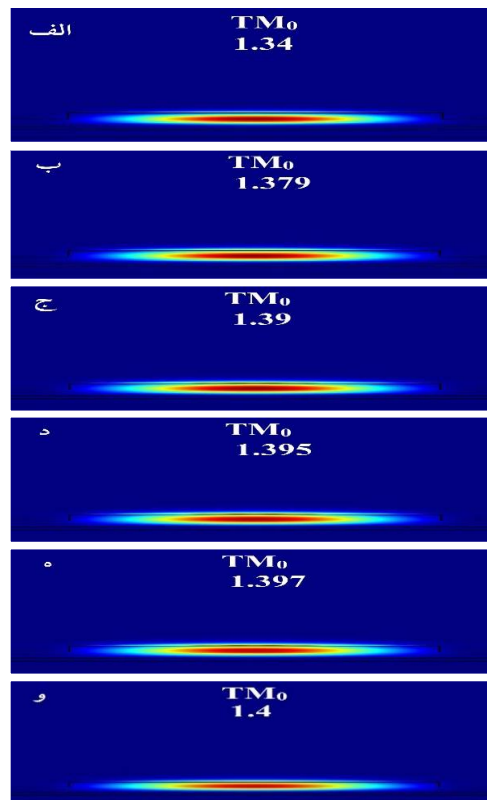


شکل 2. توزیع میدان الکتریکی دو بعدی در موجبر پلاسمونیک الف- (و) مد TM_0 زل (مد TM_1 به ترتیب برای ضریب شکست‌های 1/34، 1/379، 1/390، 1/395، 1/397 و 1/400 اعمال شده لایه پوشش.



شکل 3. نمودار الف: ضریب شکست مؤثر، ب: طول انتشار بر حسب ضریب شکست‌های پوشش مختلف. مربع‌های زرد رنگ مربوط به باکتری اشریشا کولای است

TM_1 در نظر گرفته شده است. توزیع میدان الکتریکی مد مغناطش عرضی برای تغییرات ضریب شکست در لایه پوشش در شکل 2 نمایش داده شده است. برای مطالعه خصوصیات انتشار مد پلاسمونیک مرتبه پایین TM_0 و مد مرتبه بالاتر TM_1 ، ضریب شکست مؤثر مد n_{eff} و طول انتشار این مدها را به دست آوردیم. مقیاس اتلاف انتشار در موجبر، طول انتشار L است که به دلیل جذب توان به وسیله فلز است و با داشتن قسمت موهومی ضریب شکست مؤثر از رابطه $L = \lambda / 4\pi[\text{Im}(n_{eff})]$ به دست می‌آید [35]. تغییرات قسمت حقیقی n_{eff} و طول انتشار L برای مدهای پلاسمونیک بر حسب تغییرات ضریب شکست زمینه برای TM_0 و TM_1 در شکل‌های 3 الف و ب نشان داده شده است.



روی موجبر قرار داد. برای این کار از L-pyrenebutanoic acid succinimidyl ester به عنوان اتصال دهنده استفاده می کنیم به طوری که گروه pyren از یک سر به کمک برهم کنش $\pi-\pi$ به سطح خارجی تاج موجبر متصل می شود و گروه استر succinimidyl از سر دیگر به گروه اسید آمینه باکتری اشريشا کولای پیوند کووالانسی برقرار می کند [39]. اگر محلول مورد آزمایش حاوی سویه پاتوژن *E. coli O157:H7* باشد، برهم کنش آنتی بادی مونوکلونال این سویه از باکتری (روی موجبر) با آنتی ژن باکتری مورد نظر (موجود در محلول) منجر به تغییر ضرایب شکست گروه و مؤثر موجبر خواهد شد. با به کارگیری این موجبر به عنوان حلقه حسگری در تشدیدگر حلقوی می توانیم یک حسگر زیستی برای تشخیص باکتری *E. coli O157:H7* طراحی کنیم. لازم به ذکر است این حسگر امکان تعیین تعداد باکتری در تست های تشخیصی را ندارد.

حسگر بر پایه تشدیدگر پلاسمونیک حلقوی

چهار طبقه

چرخش قطبش در موجبر خم شده مستقیماً با مشخصات هندسی موجبر مرتبط است. در موجبر نوری کاملاً خم شده، اثر چرخش قطبش³ زیاد و اتلاف مدهای نوری بالا است که باعث تضعیف عملکرد دستگاه نوری می شود [40]. هنگامی که موجبر به شکل و ساختار تشدیدگرهای حلقوی نزدیک شود اثر چرخش قطبش در فرکانس تشدید به وسیله به دام انداختن نور افزایش می یابد و قطبش وابسته به فرکانس می شود. اثر چرخش قطبش را می توان با کاهش ضریب جفت شدگی موجبرها و یا افزایش خاصیت دو شکستی موجبر⁴، کاهش داد. استفاده از یک موجبر با سطح مقطع

نتایج شبیه سازی در شکل 3 نشان می دهد که ضریب شکست مؤثر موجبر ارایه شده نسبت به تغییرات ضریب شکست لایه پوشش برای دو مد مغناطش عرضی پایه و اول حساس است. با توجه به شیب تغییرات مد اول مغناطش عرضی نسبت به تغییرات ضریب شکست لایه پوشش (لایه حسگری) و همچنین طول انتشار بیشتر مد اول در ضریب شکست های پوشش نزدیک به ضریب شکست باکتری اشريشا کولای (1/1-384/40) مربع های زرد رنگ) پیکربندی موجبر ارایه شده گزینه مناسبی برای حسگر زیستی در تشخیص باکتری اشريشا کولای است. ضریب شکست باکتری اشريشا کولای با استفاده از روش های مختلف شامل استفاده از داده های میرایی طیفی [36] روش انکسارسنجی غوطه ور¹، طیف سنج نوری² تک سیگنال از 1/39 تا 1/4 گزارش شده است. ضریب شکست سلول های باکتری اشريشا کولای K12 با استفاده از روش انکسارسنجی غوطه ور برابر با $1/395 \pm 0/005$ [36,37]، به کمک روش شاخص انکسار باکتری اشريشا کولای در طول موج 589 nm برابر با 1/384 و برای گستره طیفی 400-800nm به طور میانگین مقدار ضریب شکست نسبی 1/387 گزارش شده است [38]. همچنین به کمک اندازه گیری خاموشی طیفی با ترکیبی از تقریب پراش ناهنجار با روش ماتریس T، ضریب شکست در طول موج 589nm برای سلول باکتری اشريشا کولای 1/397 گزارش کردند [36]. هدف از طراحی این حسگر شناخت سویه پاتوژن *E. coli O157:H7* است. در عمل می توان آنتی بادی مونوکلونال IgG1 تولید شده توسط شرکت Biocompare Inc. (MyBiosource.com) با درصد خلوص بالای 90 درصد (catalog#MBS568290) را

³ polarization rotation

⁴ waveguide birefringence

¹ photometric immersion

² spectrophotometer

پایه موجبر پلاسمونیک بازتابنده پادزنبی دندان‌های برای طراحی یک حسگر زیستی با حساسیت بالا بهره می‌بریم. حلقه‌های این تشدیدگر چهارطبقه از موجبر طراحی شده در قسمت قبل ساخته می‌شوند. پیکربندی موجبری این حسگر زیستی در شکل 4 نمایش داده شده است. این حسگر از دو موجبر مستقیم و چهار موجبر حلقوی به شعاع‌های R_1, R_2, R_3, R_4 تشکیل شده است. ویژگی کلیدی مدل سازی این روش در نظر گرفتن تأخیر زمان واحد⁴ است که به صورت $t = n_g L_T / c$ تعریف می‌شود [42]. در اینجا L_T کوتاهترین طول مسیر نور است که به‌عنوان واحد تأخیر طول در نظر گرفته می‌شود، n_g ضریب شکست گروه موجبر و c سرعت نور در خلأ می‌باشد. تأخیر کل به‌صورت ضریب صحیحی از واحد تأخیر به‌دست می‌آید. پاسخ فرکانسی تشدیدگر حلقوی معمولاً تناوبی است و یک تناوب آن به‌عنوان گستره طیفی آزاد معرفی می‌شود. رابطه ریاضیاتی گستره طیفی آزاد و واحد تأخیر به‌صورت $FSR = t^{-1} = \lambda^2 / (n_g L)$ است که در آن $n_g = (n_{eff} - \lambda dn_{eff} / d\lambda)$ ضریب شکست گروه نامیده می‌شود. گستره طیفی آزاد ناشی از هر تشدیدگر وابسته به محیط حلقه و ضریب شکست گروه تشدیدگر است. برای سیستمی از مشدهای مختلف چهار طبقه تشدید گستره طیفی آزاد کل FSR_{tot} ضریبی صحیح از گستره طیفی آزاد هر حلقه است که به‌شکل زیر بیان می‌شود:

$$FSR_{tot} = N_1.FSR_1 = N_2.FSR_2 = N_3.FSR_3 = N_4.FSR_4 \quad 3$$

که $FSR_n (n=1,2,3,4)$ گستره طیفی آزاد هر تشدیدگر و $N_n (n=1,2,3,4)$ اعداد صحیحی مد

کاملاً متقارن می‌تواند باعث کاهش اثر چرخش قطبش برای موجبر بدون خاصیت دو شکستی شود. روش دیگر کاهش اثر چرخش قطبش، استفاده ترکیبی از موجبر دو شکستی با ابزارهایی که نسبت به قطبش نور غیر حساس هستند می‌باشند [41]. برای به‌دست آوردن قله تشدید و گستره طیفی آزاد¹ در محدوده طیفی معین، نیازمند به تبدیل موجبر به حلقه و ساخت تشدیدگر حلقوی هستیم. روش‌ها و ساختارهای مختلفی برای افزایش گستره طیفی آزاد به‌وسیله تشدیدگرهای حلقوی نوری گزارش شده است که به دو بخش عمده تقسیم می‌شوند. الف) کوچک کردن مسیر اپتیکی و شعاع حلقه تشدیدگر (ب) استفاده از سیستم‌های حلقوی چند طبقه. رهیافت اول دارای محدودیت در کوچک سازی حلقه تشدیدگر است زیرا با کوچک شدن شعاع حلقه تشدیدگر، میزان ضریب جذب خطی بالا رفته تا حدی که امکان عبور مد نوری از درون حلقه از بین می‌رود. به‌دلیل مشکلات موجود در فن آوری، استفاده از تشدیدگرهای حلقوی چند طبقه (که باعث افزایش کیفیت سیگنال خروجی و افزایش گستره طیفی آزاد² می‌شود) پیشنهاد می‌شود. در سیستم‌های شامل تشدیدگرهای حلقوی چند طبقه یا ورنیری³ از حلقه‌هایی با شعاع‌های متفاوت استفاده می‌شود. نور خروجی از هر حلقه وابسته به گستره آزاد طیفی آن حلقه است و برهم‌نهی موج خروجی از هر حلقه در چند دوره زمانی فقط یک بار هم‌پوشانی خواهند داشت که به‌طور مؤثر در قله‌های گسترده طیفی آزاد منطبق بر تشدید حلقه‌ها بر هم‌نهی قله‌های تشدید رخ می‌دهد [13]. این باعث افزایش یا سرکوب قله‌ای خاص شده و منجر به گسترش محدوده آزاد طیفی می‌شود. در این پژوهش از یک میکرو تشدیدگر حلقوی چهار طبقه بر

³ Vernier

⁴ unit delay

¹ Free Spectral Range (FSR)

² Free spectral range

$$\begin{aligned}
L_1 &= C_1 C_2 \xi_1^{N1} & 5 \\
L_2 &= C_2 C_3 \xi_2^{N2} & 6 \\
L_3 &= C_3 C_4 \xi_3^{N3} & 7 \\
L_4 &= C_4 C_5 \xi_4^{N4} & 8 \\
L_5 &= -C_1 C_3 S_2^2 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} & 9 \\
L_6 &= -C_2 C_4 S_3^2 \xi_3^{N3} \xi_2^{N2} & 10 \\
L_7 &= -C_3 C_5 S_4^2 \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 11 \\
L_8 &= C_1 C_4 S_2^2 S_3^2 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} & 12 \\
L_9 &= C_2 C_5 S_3^2 S_4^2 \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 13 \\
L_{10} &= -C_1 C_5 S_2^2 S_3^2 S_4^2 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 14 \\
L_{11} &= C_1 C_2^2 C_3 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} & 15 \\
L_{12} &= C_1 C_2 C_3 C_4 \xi_1^{N1} \xi_3^{N3} & 16 \\
L_{13} &= C_1 C_2 C_4 C_5 \xi_1^{N1} \xi_4^{N4} & 17 \\
L_{14} &= C_2 C_3^2 C_4 \xi_3^{N3} \xi_2^{N2} & 18 \\
L_{15} &= C_2 C_3 C_4 C_5 \xi_4^{N4} \xi_2^{N2} & 19 \\
L_{16} &= C_3 C_4^2 C_5 \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 20 \\
L_{17} &= -C_1 C_2^2 C_4 S_3^2 \xi_3^{N3} \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} & 21 \\
L_{18} &= -C_1 C_2 C_3 C_5 S_4^2 \xi_1^{N1} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 22 \\
L_{19} &= -C_2 C_3^2 C_5 S_4^2 \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 23 \\
L_{20} &= -C_1 C_3^2 C_4 S_2^2 \xi_1^{N1} \xi_3^{N3} \xi_2^{N2} & 24 \\
L_{21} &= -C_1 C_3 C_4 C_5 S_2^2 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_4^{N4} & 25 \\
L_{22} &= C_1 C_3^2 C_5 S_2^2 S_4^2 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 26 \\
L_{23} &= C_1 C_2^2 C_5 S_3^2 S_4^2 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 27 \\
L_{24} &= C_1 C_4^2 C_5 S_2^2 S_3^2 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 28 \\
L_{25} &= -C_2 C_4^2 C_5 S_3^2 \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 29 \\
L_{26} &= C_1 C_2^2 C_3^2 C_4 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} & 30 \\
L_{27} &= C_1 C_2^2 C_3 C_4 C_5 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_4^{N4} & 31 \\
L_{28} &= C_2 C_3^2 C_4^2 C_5 \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 32 \\
L_{29} &= C_1 C_2 C_3 C_4^2 C_5 \xi_1^{N1} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 33 \\
L_{30} &= -C_1 C_3^2 C_4^2 C_5 S_2^2 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 34 \\
L_{31} &= -C_1 C_2^2 C_4^2 C_5 S_3^2 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 35 \\
L_{32} &= -C_1 C_2^2 C_3^2 C_5 S_4^2 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 36 \\
L_{33} &= C_1 C_2^2 C_3^2 C_4^2 C_5 \xi_1^{N1} \xi_2^{N2} \xi_3^{N3} \xi_4^{N4} & 37
\end{aligned}$$

تشدید¹ هستند. تابع انتقال نوری ساختار مشدد حلقوی چهار طبقه با استفاده از روش تأخیر خطی پردازش سیگنال² و قائده میسون³ [13] به دست می آید. نمودار گذر سیگنال برای تشدیدگر چهار حلقه ای در شکل 4ب نمایش داده شده است. نمودار گذر سیگنال، شامل شبکه ای از شاخه هایی هست که در گره های فوتونیک⁴ به هم متصل شده اند. قانون میسون بیان می کند که تابع انتقال نوری یا رابطه انتقال ورودی به خروجی از میدان گره ورودی E1(Z) تا میدان گره خروجی Eout(z) در یک نمودار گذر سیگنال به صورت زیر است [43-45]:

$$\left| \frac{E_{out}}{E_{in}} \right| = \frac{\sum T_n \Delta_n}{1 - \sum L_n + \sum_{n \neq m} L_n L_m - \sum_{n \neq m} L_n L_m L_q + \dots} \quad 4$$

که n نشان دهنده تعداد مسیرهای موجود از گره فوتونیک ورودی به گره خروجی، T_n نشان دهنده nامین مسیر پیشروی از گره فوتونیک ورودی به گره خروجی است. طبق قائده میسون، دو مسیر را زمانی غیرتماسی می نامند که دارای هیچ گره مشترکی نباشند [44]. Δ_n نشانگر حلقه های غیر تماسی به مسیر nام یا درمیان نمودار گذر سیگنال است. $\sum L_n$ در مخرج نشان دهنده تمام تک مسیرهای بسته (حلقه ها) در نمودار گذر سیگنال، $\sum L_n L_m$ تمام ترکیبات ممکن در نمودار گذر سیگنال از دو مسیر بسته بدون تماس و $\sum L_n L_m L_q$ نشان دهنده تمام ترکیبات ممکن در نمودار گذر سیگنال از سه مسیر بسته بدون تماس است. با توجه به نمودار گذر سیگنال حسگر چهار حلقه ای در شکل 4ب، تعداد 33 حلقه تک، دوتایی، سه تایی و چهارتایی در تشدیدگر چهار طبقه موجود است که عبارتند از:

³ Mason's rule

⁴ Photonics node

¹ Resonant mode number

² delay line signal processing

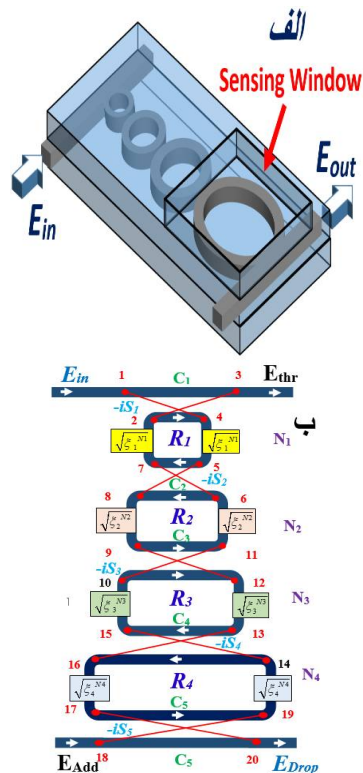
$$\frac{E_{dp}}{E_{in}} = \frac{-i S_1 S_2 S_3 S_4 S_5 \sqrt{\xi_1^{N_1} \xi_2^{N_2} \xi_3^{N_3} \xi_4^{N_4}}}{1 - C_1 C_2 \xi_1^{N_1} - C_2 C_3 \xi_2^{N_2} - C_3 C_4 \xi_3^{N_3} - C_4 C_5 \xi_4^{N_4} + C_1 C_3 \xi_1^{N_1} \xi_2^{N_2} + C_2 C_4 \xi_2^{N_2} \xi_3^{N_3} + C_3 C_5 \xi_3^{N_3} \xi_4^{N_4} - C_1 C_4 \xi_1^{N_1} \xi_2^{N_2} \xi_3^{N_3} + C_1 C_2 C_3 C_4 \xi_1^{N_1} \xi_2^{N_2} \xi_3^{N_3} + C_1 C_2 C_4 C_5 \xi_1^{N_1} \xi_2^{N_2} \xi_4^{N_4} + C_2 C_3 C_4 C_5 \xi_2^{N_2} \xi_3^{N_3} \xi_4^{N_4} - C_1 C_2 C_3 C_5 \xi_1^{N_1} \xi_2^{N_2} \xi_3^{N_3} \xi_4^{N_4} - C_1 C_3 C_4 C_5 \xi_1^{N_1} \xi_2^{N_2} \xi_3^{N_3} \xi_4^{N_4} - C_2 C_5 \xi_2^{N_2} \xi_3^{N_3} \xi_4^{N_4} + C_1 C_5 \xi_1^{N_1} \xi_2^{N_2} \xi_3^{N_3} \xi_4^{N_4}}$$

38

در روابط بالا $S_m = \sqrt{k_m}$ ($m = 1, 2, 3, 4, 5$) نشان‌دهنده کسری از نور است که در ناحیه جفتگر از یک موجبر به موجبر نفوذ می‌کند و مقدار نوری که در همان موجبر قبلی عبور می‌کند را با $k_m = \sqrt{1 - k_m}$ ($m = 1, 2, 3, 4, 5$) ضریبی عددی است که در هر جفتگر قدرت جفت شدگی را نشان می‌دهد. اختلاف فاز ایجاد شده در حلقه αm و میزان اتلاف به وجود آمده در اثر جذب خطی α در حلقه m در پارامتر $e^{-0.5\alpha L_m} e^{-iN_m 2\pi n_g L_m / \lambda}$ نشان داده شده است که در آن L_m محیط تشدیدگر حلقوی αm ، N_m عدد مد تشدید حلقه αm ، n_g ضریب شکست گروه موجبر و λ طول موج سیگنال ورودی است.

شبیه‌سازی حسگر تشخیص باکتری اشريشا کولای O157

در شبیه‌سازی از داده‌های به‌دست آمده برای موجبر پلاسمونیک پاد زنشی استفاده کردیم. موجبر به‌کار برده شده در حسگر دارای پهنای $24nm$ و ارتفاع $0.391nm$ و حلقه‌هایی به شعاع‌های 7.536 ، 8.478 ، 9.734 و 10.990 میکرومتر که به ترتیب مطابق با اعدادی با



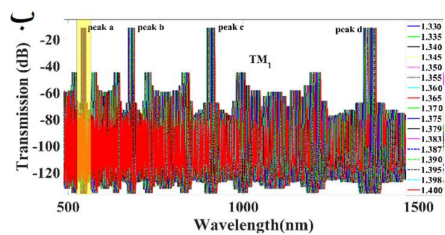
شکل 4. طرحواره میکرو تشدیدگر حلقوی چهار طبقه الف: پیکربندی موجبری. ب: نمودار گذر سیگنال.

با توجه به نمودار گذر سیگنال تنها یک مسیر از درگاه ورودی در گره شماره 1 به درگاه خروجی در گره شماره 20 می‌توان یافت که به ترتیب از گره‌های $1 \rightarrow 4 \rightarrow 5 \rightarrow 8 \rightarrow 9 \rightarrow 12 \rightarrow 13 \rightarrow 16 \rightarrow 17 \rightarrow 20$

می‌گذرد. پس برای این مسیر

$$T_1^{dp} = -i S_1 S_2 S_3 S_4 S_5 \sqrt{\xi_1^{N_1} \xi_2^{N_2} \xi_3^{N_3} \xi_4^{N_4}}$$

دلتهای مسیر به برابر با $\Delta_1^{dp} = 1$ است. با به‌کارگیری فرمول بهره میسون برای تشدیدگر حلقوی چهار طبقه (رابطه 4)، تابع انتقال نوری برای درگاه‌های 1 به 20 به صورت زیر به‌دست می‌آید:



شکل 5. اعمال محلول‌های مختلف در پنجره حسگری و اثر آن بر روی طیف خروجی نور از حسگر چهار طبقه پلاسمونیک پاد زنجشی. محدوده اطراف 589nm محدوده مورد نظر برای کاربر حسگر زیستی است. تغییرات برای الف) مد مغناطش عرضی پایه ب) مد مغناطش عرضی اول.

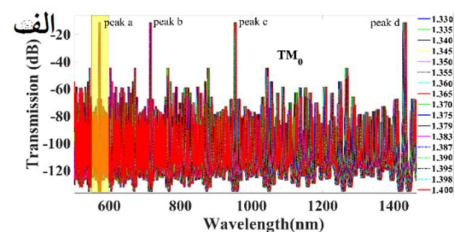
با توجه به اینکه آنتی بادی باکتری اشیریشا کولای روی موجبر پنجره حسگری قرار داده شده است، اگر آب مورد آزمایش حاوی باکتری اشیریشا کولای باشد، از برهم‌کنش آنتی بادی قرارداد شده روی موجبر با آنتی ژن موجود در محلول، باکتری اشیریشا کولای بروی موجبر پنجره حسگری می‌چسبد و باعث تغییر در ضریب شکست مؤثر موجبر می‌شود. این تغییر ضریب شکست باعث ایجاد یک تغییر طول موجی مشخص در قله‌های تشدید تابع انتقال نوری می‌شود.

با توجه به شکل 5 حساسیت حسگر زیستی ارایه شده وابسته به ناحیه طول موج قله تشدید است. حساسیت یک حسگر از رابطه زیر محاسبه می‌شود [46]

$$Sensitivity = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n} \quad 39$$

که در آن $\Delta\lambda$ جابه‌جایی طیف طول موجی قله تشدید و Δn تغییرات ضریب شکست محلول در لایه پوشش را نشان می‌دهند. همان‌طور که در شکل 6 نشان داده شده است نمودار حساسیت حسگر بر اساس تغییر طیف طول موجی برای تغییرات ضریب شکست لایه پوشش پنجره حسگر به دست می‌آید. حساسیت در ناحیه مرئی برای مد مغناطش عرضی پایه

مدهای تشدید $(N_1, N_2, N_3, N_4) = (24, 27, 31, 35)$ هستند. این مجموعه از شعاع‌ها به کمک تعریف گستره آزاد طیفی و رابطه 3 برای رسیدن به گستره آزاد طیفی 150 نانومتر در طیف طول موجی مرئی و برای ضریب شکست گروه 1,5168 محاسبه شده است. در حسگرهای بر پایه تشدیدگر حلقوی به دنبال قله‌های تشدید نازک با فاکتور کیفیت و فاکتور ظرافت بالا هستیم. در این راستا تنظیم شعاع حلقه‌ها و ضرایب جفت‌شدگی بسیار تعیین کننده است. ضرایب جفت‌شدگی بین موجبرها به ترتیب $(0,47, 0,47, 0,47)$ و $(0,001, 0,47, k1, k2, k3, k4, k5)$ و اتلاف خطی موجبر 10dB/cm در نظر گرفته شد. برای سنجش عملکرد حسگر، محلول‌های با ضریب شکست‌های مختلف از 1/3 تا 1/4 درون پنجره حسگری قرار می‌دهیم و تابع انتقال نوری برحسب طیف طول موج مرئی را برای هر محلول به دست می‌آوریم. نتایج طیف عبوری از حسگر چهار طبقه برحسب طیف طول موجی در شکل 5 نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود با اعمال متغیرهای مناسب به سرکوب قله‌های بین تشدید در حدود 50 dB و قله تشدید در محدوده طول موجی 589 نانومتر با پهنای کل در نصف مقدار حداکثر 2nm دست می‌یابیم.



¹ Full width at half maximum (FWHM)

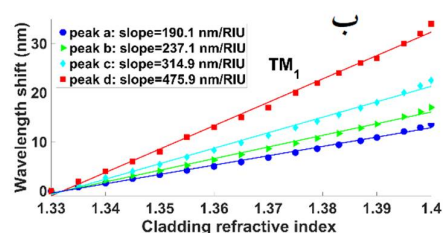
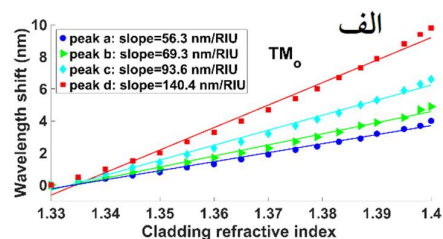
تداخل سنج ماخ-زندر	266,5	[52]
تداخل سنج مایکلسون بر پایه فیبر دو هسته ای نامتقارن	270,0	[53]
بلور فوتونیک دو بعدی	330,0	[54]
میکرو تشدیدگر حلقوی چهار طبقه	475,9	گزارش حاضر

دقت¹ حسگر به صورت حداقل حساسیت قابل اندازه گیری دستگاه تقسیم بر حساسیت حسگر تعریف می‌شود. بنا بر این تعریف حسگر طراحی شده دارای دقت $RIU \times 10^{-4} / 1,14$ و $RIU \times 10^{-5} / 3,36$ به ترتیب برای مدهای مغناطش عرضی پایه و اول است. نتایج به دست آمده از این حسگر بر پایه تشدیدگر پلاسمونیک حلقوی چهار طبقه نشان می‌دهد، مد مغناطش عرضی اول به علت طول انتشار بالاتر، حساسیت و دقت بالاتر (نسبت به مد پایه) گزینه مناسبی برای کاربرد حسگری در محلول‌های در محدوده $1/3$ و $1/4$ و همچنین تشخیص باکتری/شریشتا کولای $O-157$ می‌باشد. حسگر ارایه شده در این پژوهش نسبت به دیگر حسگرهای بر پایه ضریب شکست، گزارش شده در جدول 1، دارای مزیت تشخیص بسیار سریع با حساسیت بالا و دقت اندازه گیری بالا، اندازه کوچک در ابعاد میکرومتر و ساخت مقرون به صرفه است.

نتیجه گیری

حسگری بر پایه میکرو تشدیدگر حلقوی ساخته شده از موجبر پلاسمونیک پاد زنشی دنداندار طراحی شد. با استفاده از روش حل ویژه تفاضل محدود، مدهای مغناطش عرضی پایه و اول عبوری از موجبر طراحی

$56,3 \text{ nm}/RIU$ و برای مد اول $190,1 \text{ nm}/RIU$ است. قله‌های تشدید در طول موج‌های نزدیک به $1/5$ میکرون دارای بیشترین جابه‌جایی طول موجی هستند که منجر به حساسیت‌های $140,4 \text{ nm}/RIU$ و $475,9 \text{ nm}/RIU$ به ترتیب برای مدهای مغناطش عرضی پایه و اول می‌شود.



شکل 6. نمودار حساسیت خطی حسگر زیستی بر پایه تشدیدگر پلاسمونیک حلقوی چهار طبقه برای الف: مد مغناطش عرضی پایه و ب: مد مغناطش عرضی اول.

جدول 1. مقایسه حساسیت به دست آمده با حساسیت دیگر حسگرهای بر پایه ضریب شکست

نوع حسگر	حساسیت (nm/RIU)	مرجع
حسگرهای ساختار افست هسته ای	33,3	[47]
تداخل سنج ماخ-زندر فیبری نامتقارن	59,2	[48]
فیبر مخروطی شامل توریهای متناوب بلند	59,73	[49]
تداخل سنج ماخ-زندر فیبری	82,8	[50]
حسگر فیبر نوری	197,03	[51]

¹ Detection limit

موجود در آب آلوده و آنتی بادی مستقر بر پنجره حسگری موجبر برای فرایند حسگری استفاده شد. در این پژوهش با استفاده از حسگر طراحی شده به حساسیت $475/9 \text{ nm} / RIU$ و کمترین دقت اندازه‌گیری $RIU \times 10^{-5} \times 3/36$ برای مد مغناطش عرضی اول دست یافتیم.

شده در ناحیه مرئی طیف طول موج بررسی شد. تأثیر تغییرات ضریب شکست لایه پوشش موجبر بر روی طول انتشار و تغییر ضریب شکست مؤثر موجبر مورد بررسی قرار گرفت. سپس موجبر طراحی شده در یک سیستم تشدیدگر پلاسمونیک حلقوی چهار طبقه به‌عنوان حسگر زیستی برای تشخیص باکتری اشریشا کولای در آب آلوده به‌کار گرفته شد. از برهم‌کنش آنتی‌بادی-آنتی‌ژن بین باکتری *E.coli O157:H7*

مرجع‌ها

- [7] S. Balasubramanian, I.B. Sorokulova, V.J. Vodyanoy, A.L. Simonian, Lytic phage as a specific and selective probe for detection of *Staphylococcus aureus*—a surface plasmon resonance spectroscopic study, *Biosensors and Bioelectronics*, **22** (2007) 948-955. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2006.04.003>
- [8] N. Idil, M. Hedström, A. Denizli, B. Mattiasson, Whole cell based microcontact imprinted capacitive biosensor for the detection of *Escherichia coli*, *Biosensors and Bioelectronics*, **87** (2017) 807-815. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2016.08.096>
- [9] A.D. Chowdhury, K. Takemura, T.-C. Li, T. Suzuki, E.Y. Park, Electrical pulse-induced electrochemical biosensor for hepatitis E virus detection, *Nature Communications*, **10** (2019) 3737. <https://doi.org/10.1038/s41467-019-11644-5>
- [10] Q. Xiang, *The Development and Application of Electrochemical Biosensor*, Berlin, Heidelberg, (2011) 215-220. https://doi.org/10.1007/978-3-642-24022-5_36
- [11] J.L. Arlett, E.B. Myers, M.L. Roukes, Comparative advantages of mechanical biosensors," *Nature Nanotechnology*, **6** (2011) 203-215. <https://doi.org/10.1038/nnano.2011.44>
- [12] Y. Luo, E.C. Alocilja, Portable nuclear magnetic resonance biosensor and assay for a highly sensitive and rapid detection of foodborne bacteria in complex matrices, *Journal of Biological Engineering*, **11** (2017) 14. <https://doi.org/10.1186/s13036-017-0053-8>
- [13] M. Bahadoran, M. Aziz, A. Noorden, M. Jalil, J. Ali, P. Yupapin, Novel Approach to Determine the Young's Modulus in Silicon-On-Insulator Waveguide using Microring Resonator, [1] M. Janik, M. Koba, A. Celebańska, W.J. Bock, M. Śmietana, Live *E. coli* bacteria label-free sensing using a microcavity in-line Mach-Zehnder interferometer, *Scientific reports*, **8** (2018) 1-8. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-35647-2>
- [2] N. Allocati, M. Masulli, M.F. Alexeyev, and C. Di Ilio, *Escherichia coli* in Europe: An Overview, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, **10** (2013) 6235-6254. <https://doi.org/10.3390/ijerph10126235>
- [3] K. Rijal, A. Leung, P.M. Shankar, R. Mutharasan, Detection of pathogen *Escherichia coli* O157: H7 AT 70 cells/mL using antibody-immobilized biconical tapered fiber sensors, *Biosensors and Bioelectronics*, **21** (2005) 871-880. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2005.02.006>
- [4] P. Arora, A. Sindhu, N. Dilbaghi, A. Chaudhury, Biosensors as innovative tools for the detection of food borne pathogens, *Biosensors and Bioelectronics*, **28** (2011) 1-12. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2011.06.002>
- [5] B. Van Dorst, J. Mehta, K. Bekaert, E. Rouah-Martin, W. De Coen, P. Dubrue, *et al.*, Recent advances in recognition elements of food and environmental biosensors: a review, *Biosensors and Bioelectronics*, **26** (2010) 1178-1194. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2010.07.033>
- [6] A. Shabani, M. Zourob, B. Allain, C.A. Marquette, M.F. Lawrence, R. Mandeville, Bacteriophage-modified microarrays for the direct impedimetric detection of bacteria, *Analytical chemistry*, **80** (2008) 9475-9482. <https://doi.org/10.1021/ac801607w>

- al., Optical bistability in all-pass Mobius configuration microring resonator, *J. Teknol*, **76** (2015) 101-108. <https://doi.org/10.1113/jt.v76.5835>
- [24] Y. Kokubun, T. Kato, Series-coupled and parallel-coupled add/drop filters and FSR extension, in *Photonic Microresonator Research and Applications*, ed: Springer, (2010) pp. 87-113. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1744-7_4
- [25] M. Bahadoran, A. Afroozeh, J.B. Ali, P.P. Yupapin, Slow light generation using microring resonators for optical buffer application, *Optical Engineering*, **51** (2012) 044601. <https://doi.org/10.1117/1.OE.51.4.044601>
- [26] M. Bahadoran, A. Noorden, K. Chaudhary, F. Mohajer, M. Aziz, S. Hashim, et al., Modeling and analysis of a microresonating biosensor for detection of Salmonella bacteria in human blood, **14** (2014) 12885-12899. [10.3390/s140712885](https://doi.org/10.3390/s140712885)
- [27] M. Bahadoran, Analysis of InGaAsP-InP Double Microring Resonator using Signal Flow Graph Method, *Journal of Optoelectrical Nanostructures Spring*, **3** (2018).
- [28] S.M. Yoo, S.Y. Lee, Optical biosensors for the detection of pathogenic microorganisms, *Trends in biotechnology*, **34** (2016) 7-25. [10.1016/j.tibtech.2015.09.012](https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2015.09.012)
- [29] J. Grandidier, G.C. Des Francs, L. Markey, A. Bouhelier, S. Massenet, J.-C. Weeber, et al., Dielectric-loaded surface plasmon polariton waveguides on a finite-width metal strip, *Applied Physics Letters*, **96** (2010) 063105. [10.1063/1.3300839](https://doi.org/10.1063/1.3300839)
- [30] L. Chen, X. Li, G. Wang, A hybrid long-range plasmonic waveguide with sub-wavelength confinement, *Optics Communications*, **291** (2013) 400-404. [10.1016/j.optcom.2012.11.031](https://doi.org/10.1016/j.optcom.2012.11.031)
- [31] V.J. Sorger, Z. Ye, R.F. Oulton, Y. Wang, G. Bartal, X. Yin, et al., Experimental demonstration of low-loss optical waveguiding at deep sub-wavelength scales, *Nature Communications*, **2** (2011) 331. [10.1038/ncomms1315](https://doi.org/10.1038/ncomms1315)
- [32] E.D. Palik, *Handbook of optical constants of solids* **3** (1998) Academic press.
- Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures*, **9** (2014) 1095-1104. https://chalcogen.ro/1095_Bahadoran.pdf
- [14] S. Tombelli, M. Minunni, M. Mascini, Analytical applications of aptamers, *Biosensors and Bioelectronics*, **20** (2005) 2424-2434. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2004.11.006>
- [15] M. Smietana, W.J. Bock, P. Mikulic, A. Ng, R. Chinnappan, M. Zourob, Detection of bacteria using bacteriophages as recognition elements immobilized on long-period fiber gratings, *Optics Express*, **19** (2011) 7971-7978.
- [16] M.E. Stewart, C.R. Anderton, L.B. Thompson, J. Maria, S.K. Gray, J.A. Rogers, et al., Nanostructured plasmonic sensors "Chemical reviews", **108** (2008) 494-521. <https://doi.org/10.1021/cr068126n>
- [17] B. Luff, J.S. Wilkinson, J. Piehler, U. Hollenbach, J. Ingenhoff, N. Fabricius, Integrated optical mach-zehnder biosensor, *Journal of lightwave technology*, **16** (1998) 583.
- [18] M.E. Bosch, A.J.R. Sánchez, F.S. Rojas, C.B. Ojeda, Recent development in optical fiber biosensors, *Sensors*, **7** (2007) 797-859. <https://doi.org/10.3390/s7060797>
- [19] M. Lee, P.M. Fauchet, Two-dimensional silicon photonic crystal based biosensing platform for protein detection, *Optics express*, **15** (2007) 4530-4535. <https://doi.org/10.1364/OE.15.004530>
- [20] D.-X. Xu, M. Vachon, A. Densmore, R. Ma, A. Delâge, S. Janz, et al., Label-free biosensor array based on silicon-on-insulator ring resonators addressed using a WDM approach," *Optics letters*, **35** (2010) 2771-2773. [10.1364/ol.35.002771](https://doi.org/10.1364/ol.35.002771).
- [21] R. Bernini, S. Campopiano, L. Zeni, Silicon micromachined hollow optical waveguides for sensing applications, *IEEE Journal of selected topics in quantum electronics*, **8** (2002) 106-110. [10.1109/2944.991405](https://doi.org/10.1109/2944.991405)
- [22] H.J. Patrick, A.D. Kersey, F. Bucholtz, Analysis of the response of long period fiber gratings to external index of refraction," *Journal of lightwave technology*, **16** (1998) 1606.
- [23] A.F.A. Noordena, M. Bahadorana, K. Chaudharya, M.S. Aziza, M A. Jalilb, J. Alia, et

- coupled mode theory and application, *Applied optics*, **58** (2019) 8167-8173.
- [44] M. Bahadoran, A. Afroozeh, J. Ali, P.P. Yupapin, Slow light generation using microring resonators for optical buffer application, *Optical Engineering*, **51** (2012) 044601-044608. [10.1117/1.OE.51.4.044601](https://doi.org/10.1117/1.OE.51.4.044601)
- [45] M. Bahadoran, J. Ali, P.P. Yupapin, Ultrafast all-optical switching using signal flow graph for PANDA resonator, *Applied Optics*, **52** (2013) 2866-2873.
- [46] K. De Vos, I. Bartolozzi, E. Schacht, P. Bienstman, R. Baets, Silicon-on-Insulator microring resonator for sensitive and label-free biosensing, *Optics express*, **15** (2007) 7610-7615. [10.1364/OE.15.007610](https://doi.org/10.1364/OE.15.007610)
- [47] Z. Tian, S.S. Yam, H.-P. Loock, Refractive index sensor based on an abrupt taper Michelson interferometer in a single-mode fiber, *Optics letters*, **33** (2008) 1105-1107. [10.1364/OL.33.001105](https://doi.org/10.1364/OL.33.001105)
- [48] G. Yin, S. Lou, H. Zou, Refractive index sensor with asymmetrical fiber Mach-Zehnder interferometer based on concatenating single-mode abrupt taper and core-offset section," *Optics & Laser Technology*, **45** (2013) 294-300. [10.1016/j.optlastec.2012.06.032](https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2012.06.032)
- [49] J.-F. Ding, A.P. Zhang, L.-Y. Shao, J.-H. Yan, S. He, Fiber-taper seeded long-period grating pair as a highly sensitive refractive-index sensor, *IEEE Photonics Technology Letters*, vol. **17** (2005) 1247-1249. [10.1109/LPT.2005.847437](https://doi.org/10.1109/LPT.2005.847437)
- [50] S. Zhang, W. Zhang, P. Geng, S. Gao, Fiber Mach-Zehnder interferometer based on concatenated down-and up-tapers for refractive index sensing applications, *Optics Communications*, **288** (2013) 47-51. [10.1016/j.optcom.2012.09.057](https://doi.org/10.1016/j.optcom.2012.09.057)
- [51] S. Gao, W. Zhang, H. Zhang, P. Geng, W. Lin, B. Liu, *et al.*, Fiber modal interferometer with embedded fiber Bragg grating for simultaneous measurements of refractive index and temperature, *Sensors and Actuators B: Chemical*, **188** (2013) 931-936. [10.1016/j.snb.2013.07.082](https://doi.org/10.1016/j.snb.2013.07.082)
- [52] K. Ni, X. Dong, C.C. Chan, T. Li, L. Hu, W. Qian, Miniature refractometer based on Mach-Zehnder interferometer with waist-enlarged
- [33] T. Baba, Y. Kokubun, Dispersion and radiation loss characteristics of antiresonant reflecting optical waveguides-numerical results and analytical expressions, *IEEE Journal of Quantum electronics*, **28** (1992) 1689-1700. [10.1109/3.142556](https://doi.org/10.1109/3.142556)
- [34] R. Sinha, R. Bhattacharyya, Analysis and design of hybrid ARROW-B plasmonic waveguides, *JOSA A* **30** (2013) 1502-1507. [10.1364/JOSAA.30.001502](https://doi.org/10.1364/JOSAA.30.001502)
- [35] K.H. Kim, S.H. Choe, Slow and Stopped Light in Active Gain Composite Materials of Metal Nanoparticles: Ultralarge Group Index Bandwidth Product Predicted, *Annalen der Physik*, **529** (2017) 1700103. [10.1002/andp.201700103](https://doi.org/10.1002/andp.201700103)
- [36] A.E. Balaev, K.N. Dvoretzki, V.A. Doubrovski, Determination of refractive index of rod-shaped bacteria from spectral extinction measurements, in *Saratov Fall Meeting 2002: Optical Technologies in Biophysics and Medicine IV*, (2003) 375-380. [10.1117/12.518853](https://doi.org/10.1117/12.518853)
- [37] F.D. Bryant, B. Seiber, P. Latimer, Absolute optical cross sections of cells and chloroplasts, *Archives of biochemistry and biophysics*, **135** (1969) 97-108. [10.1016/0003-9861\(69\)90520-7](https://doi.org/10.1016/0003-9861(69)90520-7)
- [38] A.E. Balaev, K. Dvoretzki, V.A. Doubrovski, Refractive index of Escherichia coli cells, in *Saratov Fall Meeting 2001*, (2002) 253-260. [10.1117/12.475627](https://doi.org/10.1117/12.475627)
- [39] E. Akbari, Z. Buntat, A. Afroozeh, A. Zeinalinezhad, A. Nikoukar, Escherichia coli bacteria detection by using graphene-based biosensor, *Nanobiotechnology, IET*, **9** (2015) 273-279. [10.1049/iet-nbt.2015.0010](https://doi.org/10.1049/iet-nbt.2015.0010)
- [40] I. Chremmos, O. Schwelb, N. Uzunoglu, *Photonic microresonator research and applications* **156** (2010) Springer.
- [41] F. Morichetti, A. Melloni, M. Martinelli, Effects of polarization rotation in optical ring-resonator-based devices, *Journal of lightwave technology*, **24** (2006) 573.
- [42] C. Madsen, J.H. Zhao, *Optical filter design and analysis: A signal processing approach*, John Wiley & Sons Inc. US, New York, (1999)
- [43] A. Shafiee, M. Bahadoran, P. Yupapin, Analytical microring stereo system using

fusion bitaper, *Optics Communications*, **292** (2013) 84-86. [10.1016/j.optcom.2012.11.012](https://doi.org/10.1016/j.optcom.2012.11.012)

[53] A. Zhou, G. Li, Y. Zhang, Y. Wang, C. Guan, J. Yang, *et al.*, Asymmetrical twin-core fiber based Michelson interferometer for refractive index sensing, *Journal of lightwave technology*, **29** (2011) 2985-2991. [10.1109/JLT.2011.2165528](https://doi.org/10.1109/JLT.2011.2165528)

[54] X. Wang, Z. Xu, N. Lu, J. Zhu, G. Jin, Ultracompact refractive index sensor based on microcavity in the sandwiched photonic crystal waveguide structure, *Optics Communications*, **281** (2008) 1725-1731. [10.1016/j.optcom.2007.11.040](https://doi.org/10.1016/j.optcom.2007.11.040)