

شناسایی ویروس‌ها و باکتری‌ها توسط زیست‌حسگر جدید بلور فوتونی سه‌گانه دارای نقص

حمید جباری رنجبر^۱، علی واحدی^۱، و سیما ضیغمی^۲

۱. گروه فیزیک، واحد تبریز، دانشگاه آزاد اسلامی، تبریز، ایران

۲. مرکز تحقیقات بیوفوتونیک، واحد تبریز، دانشگاه آزاد اسلامی، تبریز، ایران

پست الکترونیکی: vahedi@iaut.ac.ir

(دریافت مقاله: ۱۴۰۲/۱۲/۱۲؛ دریافت نسخه نهایی: ۱۴۰۳/۱۰/۲۲)

چکیده:

در این تحقیق، یک حسگر نوری بر پایه بلورهای فوتونی سه‌گانه دی‌الکتریک/فلز/دی‌الکتریک که لایه نقص (نمونه) دارد پیشنهاد می‌شود. با در نظر گرفتن پارامترهایی از قبیل تعداد لایه‌های سه‌گانه، ضرایب شکست نمونه‌ها و ویروس‌ها، ضخامت لایه‌های سه‌گانه بلور فوتونی، ضخامت لایه فلزی و لایه نقص و همچنین با انتخاب ناحیه طول موجی مناسب، ابتدا ماتریس انتقال سامانه محاسبه و سپس طیف نور عبوری شبیه‌سازی می‌شود. نتایج تحقیق نشان می‌دهند تعداد سه لایه متناوب با ضخامت دی‌الکتریک‌هایی به اندازه ۱۵۰ و برای نمونه‌های نقص با ضخامت ۵۰۰۰ نانومتر (۵ میکرومتر) بهتر جواب می‌دهند. افزایش زاویه تابش نور، بیشتر شدن کمینه شدت نور زمینه، افزایش نوبه و پهنا در نصف ارتفاع بیشینه را ایجاد می‌کند. همچنین از بین چهار فلز طلا، نقره، مس و آلومینیوم شدت طیف عبوری مس و پهنای طیفی طلا از همه بیشتر بود. شبیه‌سازی نمونه استاندارد آزمایشگاهی به همراه نمونه‌های آلوده به ویروس و میکروب نشان می‌دهند حساسیت این ساختار در ناحیه‌های طول موجی بالاتر تقریباً به صورت خطی افزایش یافته و مطلوب‌تر از نواحی با طول موج پایین‌تر است. در مقایسه با زیست‌حسگرهای مشابه، این ساختار برای تعداد لایه‌های بلور فوتونی کم و ضخامت پایین نمونه‌ها، حساسیت زیادتری دارد.

واژه‌های کلیدی: بلورهای فوتونی، حسگرهای زیستی، ویروس‌ها، میکروب‌ها، ضریب شکست

۱. مقدمه

تعریف، زیست‌حسگر عبارت است از مجموعه ابزارهایی که با استفاده از واکنش‌های بیوشیمیایی خاصی، به واسطه آنزیم‌های منزوی، بافت‌ها، سلول‌ها یا هر عنصر شیمیایی ماده مورد نظر را گاهی به صورت الکتریکی، اپتیکی یا گرمایی، آشکارسازی می‌کند. بعضی از زیست‌حسگرها برای به دست آوردن غلظت گلوکز خون، بررسی دی‌ان‌ای^۲ به منظور کشف هرگونه نقص ژنتیکی یا تشخیص سرطان‌ها به کار می‌روند [۲-۳]. مثلاً برای کشف این‌گونه اختلالات، با مقایسه طیف دی‌ان‌ای

زیست‌حسگرها یا بیوسنسورها^۱ به گونه‌ای طراحی شده‌اند تا بتوانند تنها با یک ماده خاص واکنش نشان دهند. نتیجه این واکنش به صورت پیام‌هایی که یک ریزپردازنده می‌تواند آنها را تحلیل کند در می‌آید [۱]. این حسگرها جدای از نوعشان، همگی ساز و کاری مشترک داشته و در سال‌های اخیر پیشرفت‌های زیادی در عرصه‌های گوناگون داشته‌اند. طبق

۱. Biosensor
۲. DNA

سالم با طیف حاصل از دی‌ان‌ای معیوب که منجر به ایجاد سرطان می‌شود، از بدو تولد می‌توان از ابتلاء به سرطان یا سایر بیماری‌های ژنتیکی اطلاع یافت. حواس بویایی و چشایی انسان یا سامانه ایمنی بدن که میلیون‌ها نوع مولکول مختلف را شناسایی می‌کنند، نمونه‌هایی از زیست‌حسگرهای طبیعی هستند. اهمیت شناسایی ویروس‌ها بر کسی پوشیده نیست. به عنوان مثال سل^۱ یکی از جدی‌ترین و شایع‌ترین بیماری‌های عفونی کشنده است. سازمان بهداشت جهانی^۲، در سال ۲۰۱۷ حدود ۱/۶ میلیون مرگ ناشی از سل و ۳۰۰ هزار نفر با HIV گزارش کرده است [۴-۶]. این اطلاعات برای ۲۰۲ کشور و منطقه که بیش از ۹۹ درصد از جمعیت جهان را تشکیل می‌دهند به طور تقریبی به دست آمده است. تشخیص دقیق و خیلی سریع سل ریوی فعال برای کنترل بیماری و درمان بیماران مبتلا بسیار مهم است. توسعه تکنیک‌های جدید برای تشخیص بیماری سل نیز بسیار مهم است؛ زیرا بخش بزرگی از تمام موارد سل (۹۸٪) در کشورهای در حال توسعه بدون دسترسی به آزمایشگاه‌های تحلیل بیوپزشکی رخ می‌دهد. زیست‌حسگرهای نوری به عنوان آشکارسازهای تحلیلی در نظر گرفته می‌شوند که واکنش‌ها و تداخلات خون را به یک سیگنال نوری تبدیل می‌کنند. نخستین بار مفهوم زیست‌حسگر، توسط لیلاند سی. کلارک^۳ در اوایل سال‌های ۱۹۶۰ با استفاده از الکترود آنزیم^۴ برای اندازه‌گیری غلظت گلوکز، برای بیماران دیابتی^۵ توسط آنزیم گلوکز اکسیداز^۵ معرفی شد. با پوشاندن سطح الکترود اولین حسگر، که به نام سازنده آن گاهی الکترود کلارک نیز خوانده می‌شود، با آنزیمی که به اکسیده شدن گلوکز برای اندازه‌گیری قند خون استفاده شد کمک می‌کرد. به طور مشابه با پوشاندن الکترود توسط آنزیمی

که قابلیت تبدیل اوره به کربنات آمونیوم را دارد در کنار الکترودی از جنس یون ان‌اچ‌فورپلاس^۶، حسگری ساخته شد که می‌توانست میزان اوره در خون یا ادرار را اندازه‌گیری کند. این دو حسگر زیستی از مبدل‌های متفاوتی در بخش تبدیل سیگنال استفاده می‌کردند به طوری که در نوع اول میزان قند خون با اندازه‌گیری جریان الکتریکی^۷ تولید شده، و در نوع دوم اندازه‌گیری غلظت اوره بر اساس میزان بار الکتریکی یا اختلاف پتانسیل^۸ ایجاد شده در الکترودها صورت می‌پذیرفت [۷-۸].

امروزه نیز بیشترین کاربرد زیست‌حسگرها، در زمینه اندازه‌گیری گلوکز است. با پیشرفت‌هایی که در زمینه میکروالکترونیک و میکرومکانیک رخ داده، تمرکز زیادی بر روی سامانه‌های مبتنی بر این دو قرار گرفته است، گاهی تعداد حسگرها به بیش از ۱۰۰۰ عدد بر سانتی‌متر مربع می‌رسد. با توجه به دقیق بودن این گونه ابزارها، انتخاب مبدل مناسب و روش کاربردی تثبیت دریافتگر زیستی در سطح جامد، موجب افزایش حساسیت و پایداری آن می‌شود [۹-۱۰].

هر زیست‌حسگر شامل دو بخش اصلی است: بخش نخست، عنصر تشخیص دهنده^۹ است که برقراری پیوند شیمیایی با هدف را توسط لیگاند^{۱۰} میسر می‌سازد و دومین بخش، مبدل^{۱۱} نام دارد، که وظیفه این بخش تبدیل سیگنال‌های دریافت شده است. زیست‌حسگرها به دو نوع حسگر مستقیم و غیرمستقیم طبقه‌بندی می‌شوند. در زیست‌حسگرهای مستقیم، هدف بدون هیچ واسطه‌ای با لیگاند پیوند برقرار کرده و شناسایی می‌شود. اما در حسگر غیرمستقیم، این کار توسط یک عنصر واسطه انجام می‌گیرد. سرعت و سادگی حسگرهای مستقیم نسبت به غیرمستقیم بیشتر است. اندازه‌گیری تغییرات فیزیکی متنوع مثل خواص اپتیکی، الکتریکی و شیمیایی از کاربردها و مزایای

۱. TB

۲. WHO

۳. Leland C. Clark

۴. Enzyme Electrode

۵. Oxidase

۶. NH₄ +

۷. Amperometry

۸. Potentiometric

۹. Recognition Element

۱۰. Ligand

۱۱. Transducer

حسگرهای غیرمستقیم است. عملکرد حسگرهای زیستی نیز به دو نوع اپتیکی و مکانیکی بخش‌بندی می‌شود، از انواع اپتیکی آن می‌توان به SPR یا تشدید کننده پلاسمون سطحی اشاره کرد [۸-۹].

بلورهای فوتونی ساختارهایی متناوب با ضرایب شکست متفاوت هستند که حرکت فوتون‌ها را شبیه آنچه در یک نیم‌رسانا بر الکترون‌ها می‌گذرد تداعی می‌کنند. این ساختارها به برخی از فوتون‌ها اجازه عبور می‌دهند و از ورود برخی دیگر جلوگیری می‌کنند [۱۱-۱۳]. فوتون‌هایی که اجازه عبور ندارند ناحیه‌ای به نام باند ممنوعه فوتونی^۱ ایجاد می‌کنند. به این معنی که انتشار امواج در بسامد ناحیه باند ممنوعه فوتونی بدون در نظر گرفتن قطبش و انتشار امواج ممنوع است. بلورهای فوتونی به واسطه ترکیب فوق‌العاده در ابعاد مختلف یک‌بعدی، دوبعدی و سه‌بعدی در زمینه‌های مختلف جذابیت‌های بسیاری در سال‌های اخیر داشته است [۱۴-۱۶]. طیف الکترومغناطیس در چنین ساختاری به دلیل تشکیل و ممنوعیت باندهای انرژی شبیه باند الکترونی پتانسیل‌های دوره‌ای است. اغلب بلورهای فوتونی ساختارهای دوره‌ای از فلز-دی‌الکتریک هستند که انتشار امواج الکترومغناطیس را تحت تأثیر قرار می‌دهند. همچنین وجود نقص باند ممنوعه بلور فوتونی را تحت تأثیر قرار می‌دهند یا به اصطلاح می‌شکنند. به طور کلی بلورهای فوتونی با توجه به ساختار دوره‌ای از نظر ابعاد در سه دسته یک‌بعدی، دوبعدی و سه‌بعدی معرفی می‌شوند [۱۴-۱۷].

ابزارهای الکترواپتیکی ساخته شده از بلورهای فوتونی وابستگی زیادی به نوع آرایش هندسی ساختار، مشخصات فیزیکی و نوری سامانه دارند [۸]. اگر یک لایه نقص به ساختار بلور فوتونی وارد شود باعث ایجاد یک باند باریک عبوری در باند ممنوعه می‌شود که می‌تواند به عنوان صافی عمل کند [۱۰]. بر این اساس، دستگاه‌های نوری بسیاری مانند زیست‌حسگرها، صافی‌ها [۱۰]، سوئیچ‌های نوری [۱۱]، و فیبرهای بلور فوتونی [۱۲-۱۴] تولید می‌شوند.

به عنوان مثال اگر این لایه نقص بلور مایع (LC) باشد ساختار

یک صافی قابل تنظیم خواهد بود. اولین ساختار بلور فوتونی مبتنی بر بلور مایع قابل تنظیم توسط اوزاکی و همکاران بود. در این تحقیق، بلور مایع بین دو بلور فوتونی یک‌بعدی قرار گرفته بود [۱۰]. اثرات زاویه تابش، دما و میدان مغناطیسی بر روی خصوصیات نوری بین سامانه‌های LC / PC در مرجع [۱۲] بررسی شده است. زیریانونف و همکاران بر روی ساختار هیبریدی PC / LC قطبشگرهای متقاطع را بررسی کردند. نتایج تجربی آنها ویژگی‌های جاذب تنظیم مد نقص را نشان می‌دهند. زیست‌حسگرهای نوری مزایای زیادی مانند تشخیص تک مرحله‌ای و استفاده سهل و آسان دارند که آنها را از ابزارهای تشخیصی مرسوم متمایز می‌کند، و بهتر و سریع‌تر از حسگرهای زیستی مرسوم امکان کنترل بر اندازه‌گیری را فراهم می‌کنند. یکی از ساختارهای فوتونی خاص که می‌تواند برای حسگری استفاده شود، بلور فوتونی است، طرح‌های پیشنهادی مختلفی در مراجع [۱۵-۱۸] گزارش شده است.

در تحقیق حاضر، یک زیست‌حسگر جدید حساس بر اساس بلور فوتونی یک‌بعدی^۲ با یک لایه نقص طراحی و شبیه‌سازی شد. سپس با استفاده از روش ماتریس انتقال^۳ تأثیر پارامترهایی از قبیل ضخامت و تعداد لایه‌ها، زاویه تابش نور، نوع فلز و غیره برای دستیابی به بهترین عملکرد زیست‌حسگر مورد نظر، مطالعه و شبیه‌سازی شد. در واقع طیف تراگسیل بلورهای فوتونی حاوی نقص از جنس مواد زیستی (مثلاً ویروس‌ها یا میکروب‌ها)، برای زوایای تابشی مختلف، نوع ماده زیستی، ضخامت و ضریب شکست را بررسی می‌کنیم.

۲. روش تحقیق

در مطالعه بلورهای فوتونی، به منظور توصیف چگونگی انتشار یک موج الکترومغناطیسی تخت در یک ساختار متناوب، و یافتن کمیت‌هایی مانند ضریب عبور، ضریب بازتاب ساختار باند و غیره نیاز به رهیافت مناسبی داریم، که عاری از پیچیدگی‌های ریاضی باشد. در این رهیافت از یک ماتریس

۱. Band Gap

۲. 1DPC

۳. TMM

سپس، ضریب عبور نور را می‌توان بر اساس عناصر ماتریس به دست آورد:

$$T = |2p / ((M_{11} + M_{12}p)p + M_{21} + M_{22}p)|^2 \quad (۳)$$

$$p = n \cos(\theta_0) \quad (۴)$$

برای لایه‌های نازک و مواد اپتیکی جذب نور تقریباً صفر در نظر گرفته می‌شود، بنابراین، ضرایب عبور (T) و بازتابندگی (R) با توجه به روابط زیر به دست می‌آیند [۱۶]:

$$R = 1 - T$$

$$R = |r|^2 = \left| \frac{M_{21}}{M_{11}} \right|^2 \quad (۵)$$

$$T = |t|^2 = \left| \frac{1}{M_{11}} \right|^2 \quad (۶)$$

نسبت جابه‌جایی در محل قله مد ($\Delta\lambda$) به تغییر در ضریب شکست لایه نقص (Δn) حساسیت نامیده می‌شود:

$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n} \quad (۷)$$

مطابق مدل درود برای فلزات با هر تعداد لایه نازک، جذب نور (به عنوان قسمت موهومی ضریب شکست) در نظر گرفته شده است. مطابق شکل ۱، این ساختار لایه‌های نقص از جنس نمونه‌های خون آلوده دارد. فلز مورد شبیه‌سازی اکثراً نقره در نظر گرفته شده است. برای مقایسه، در ادامه کار از سه فلز دیگر طلا، مس و آلومینیوم نیز استفاده شده است. امواج الکترومغناطیسی در محدوده باند ممنوعه فوتونی نمی‌توانند منتشر شوند، به جز تنها در یک طول موج که حالت تشدید مد نقص نامیده می‌شود. می‌توان این قله نقص را در منطقه PBG مشاهده کرد، که نرخ انتقال بالا گاهی به ۹۹/۹۹٪ می‌رسد. نمونه‌های استاندارد و آلوده زیستی (TB2، TB1، HeLa cancer, Polyacrylamide، TB3 و TB4) را که ضرایب شکست آنها مطابق جدول ۱ است به عنوان یک لایه نقص در ساختار حاضر اضافه می‌کنیم و سپس می‌توانیم نتایج متفاوتی را به دست آوریم.

۳. تحلیل داده‌ها

بر اساس روش ماتریس انتقال، برنامه کامپیوتری در محیط متلب نوشته شد. در این برنامه، با وارد کردن پارامترهای ساختاری بلور فوتونی از قبیل ضرایب شکست نمونه‌ها، تعداد لایه‌ها، زاویه تابش نور، ضخامت لایه‌های سه‌گانه بلور فوتونی،

انتقال^۱ استفاده می‌شود که با استفاده از آن می‌توان دامنه میدان در یک نقطه از ساختار لایه‌ای را، به دامنه در نقطه دلخواه دیگر آن ربط داد. بنابراین با استفاده از این رهیافت می‌توان ضرایب عبور و یا بازتاب ساختار باند وزیست‌حسگر را به دست آورد. زیست‌حسگر مبتنی بر بلور فوتونی یک‌بعدی دارای نقص با ساختار $(AMB)^N D (BMA)^N$ را در نظر می‌گیریم. که A و B نشان دهنده دو دی‌الکتریک همسانگرد مختلف با ضخامت d_A و d_B ، نشان دهنده فلز با ضخامت dm ، D لایه نقص (نمونه زیستی) با ضخامت d_D و N تعداد دوره است. گذردهی نسبی لایه‌های A، B و M به ترتیب با ϵ_A ، ϵ_B و ϵ_M نشان داده می‌شود. ساختار بلور فوتونی سه‌گانه توسط یک نقص بین دو ساختار دوره‌ای یکسان با نمونه‌های مختلف خون یا ویروس‌ها پر می‌شود. ضخامت این لایه d_3 با ضریب شکست n_3 است. کل ساختار بین هوا و یک زیرلایه شیشه‌ای نگه داشته می‌شود. ساختار مورد بررسی (TiN/Metal/TiO₂) است که با کار تجربی محققین دیگر به لحاظ قابل مقایسه بودن مطابقت دارد و لایه فلز به همراه نمونه‌های زیستی جدید به آن افزوده شده است [۱۹-۲۱]. غلظت‌های متفاوتی از نمونه‌های خون برای بیماران سل با ضرایب شکست متفاوت از کار تجربی و نظری در دسترس است [۲۰-۲۱]. ضخامت لایه نقص و زاویه برخورد را برای نور قطبیده S تغییر می‌دهیم تا عملکرد ساختار را بهینه کنیم. با استفاده از روش ماتریس انتقال، که در آن، M ماتریس برای لایه تکی l ($l = A, B, C$) است می‌توانیم تعامل بین نور تابشی و ساختار را با معادلات زیر به دست آوریم [۱۰ و ۲۰]:

$$M = \begin{pmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{pmatrix} = \quad (۱)$$

$$D_0^{-1} (D_1 P_1 D_1^{-1} D_2 P_2 D_2^{-1})^{-N} D_S,$$

$$M_1 = \begin{bmatrix} \cos(k_{lz} d_l) & j q_l^{-1} \sin(k_{lz} d_l) \\ j q_l \sin(k_{lz} d_l) & \cos(k_{lz} d_l) \end{bmatrix} \quad (۲)$$

که در آن P^{-1} ، D^{-1} ، P، D وارون انتقال و وارون انتشار را برای لایه‌های مورد نظر نشان می‌دهند. $k_{lz} = \frac{2\pi}{\lambda} (\epsilon_l - n_1^2 \sin^2 \theta_1)^{\frac{1}{2}}$ و $q_l = \left(\frac{\mu_l}{\epsilon_l} \right)^{\frac{1}{2}}$ به ترتیب ضریب شکست، ضریب دی‌الکتریک، ضریب تراوایی مغناطیسی محیط، طول موج تابشی و زاویه تابش نور را نشان می‌دهند.

A	فلز	B	فلز	A	فلز	B	نمونه	B	فلز	A	B	فلز	A
---	-----	---	-----	---	-----	---	-------	---	-----	---	---	-----	---

شکل ۱. ساختار بلور فوتونی به همراه فلز و لایه نقص.

جدول ۱. ضریب شکست ترکیبات مختلف زیستی [۲۰].

نام ترکیب خونی	ضریب شکست
Polyacrylamide	۱/۴۵۲
HeLa cancer	۱/۳۹۲
TB1	۱/۳۴۸
TB2	۱/۳۴۷
TB3	۱/۳۴۵
TB4	۱/۳۴۳

لایه نقص جابه‌جایی طول موجی مد نقص شبیه‌سازی می‌شوند. نمودارهای عبور بهنجار شده به ازای پارامترهای مختلف سامانه رسم شده و مدهای نقص در داخل باند ممنوعه فوتونی به دست آورده می‌شوند. در نهایت اثرات نوع نمونه، نوع فلز، و بقیه پارامترهای مهم و مؤثر به دست آمد.

۱.۳. اثر تعداد لایه‌های سه گانه بلور فوتونی بر مدهای

نقص سامانه

در این تحقیق، نیتريد تیتانیم (TiN) با ضریب شکست ۱/۲۸۸۷ و اکسید تیتانیم (TiO₂) با ضریب شکست ۲/۶۱۴۳ به عنوان لایه‌های دی‌الکتریک و نقره (یا طلا، مس و آلومینیوم) به عنوان فلز لایه سه گانه در نظر گرفته می‌شوند. ضخامت‌های آنها به ترتیب برابر ۱۵۰، ۱۵۰ و ۵۰ (بعضاً متغییر) نانومتر است. ضریب شکست لایه فلز از مدل درود تعیین می‌شود [۱۶]. در این تحقیق، برای لایه نقص از چهار نمونه مطابق جدول ۱ استفاده شده است.

ابتدا شبیه‌سازی برای تعداد یک و دو لایه بلور فوتونی سه گانه انجام گرفت اما باند ممنوعه جالبی به دست نیامد. در این قسمت، اثر تعداد لایه‌های سه گانه بلور فوتونی بر مدهای نقص سامانه از ۳ تا ۷ لایه شبیه‌سازی شده است. شکل ۲، منحنی‌های مربوطه را نشان می‌دهد. نمونه استاندارد پلی آکریل آمید^۱ که ماده پایداری است و کاربرد پزشکی دارد با ضخامت ۵۰۰ نانومتر و ضریب شکست ۱/۴۵۲ به عنوان لایه نقص در نظر گرفته شده است.

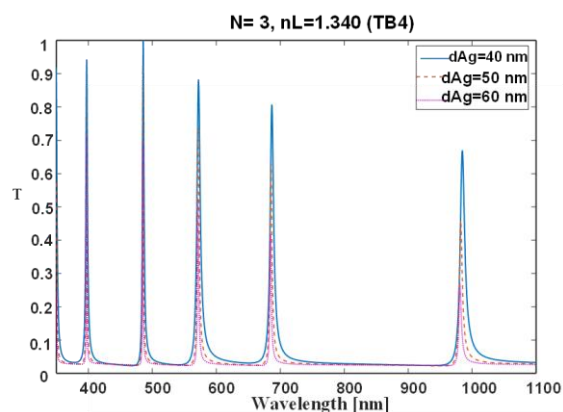
شکل ۲، باند ممنوعه و مدهای نقص را در یک بازه طول موجی محدود ارائه می‌کند. مطابق شکل ۲، تعداد ۶ مد نقص برای $N=3$ در بازه ۳۵۰ تا ۱۱۰۰ نانومتر وجود دارد که برای $N=3$ شدت سه تا از مدها زیاد است. با افزایش تعداد لایه‌های سه گانه، شدت و تعداد مدها کاهش یافته و شدت مد نقص در طول موج‌های بالاتر از ۷۰۰ نانومتر صفر می‌شود. محل مدهای نقص نیز به طور محسوسی با افزایش تعداد لایه‌ها جابه‌جا می‌شوند. آنچه مسلم است چند کاناله بودن این مدهای نقص یا مدهای صافی شده می‌باشد. با افزایش بیشتر N ، افت شدت مدها زیاد می‌شود و در ناحیه ۷۰۰ تا ۱۱۰۰ نانومتر مدهای تشخیصی از بین می‌روند. به نظر می‌رسد $N=3$ بهینه حالت ساختار است.

۲.۳. اثر ضخامت نمونه (لایه نقص) بر مدهای نقص سامانه

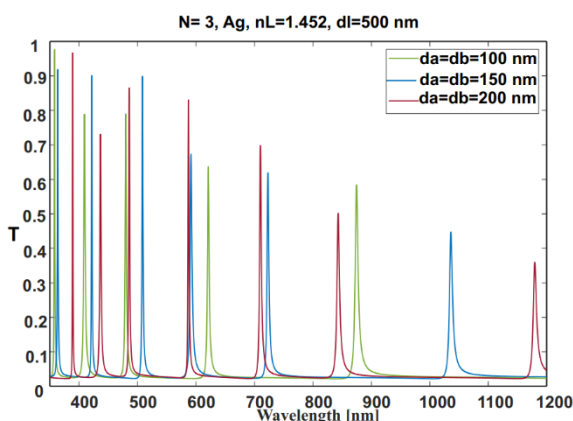
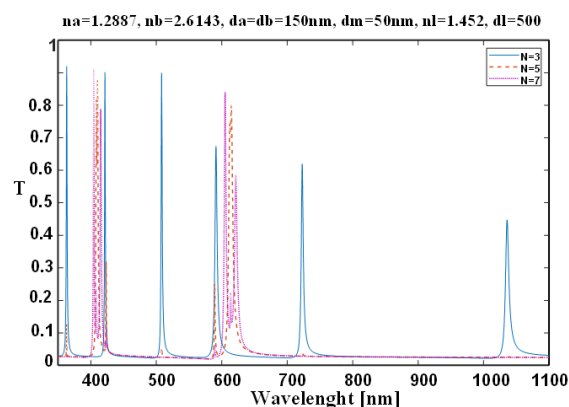
شکل ۳، وابستگی مدهای نقص به تغییرات ضخامت لایه نقص در بازه طول موجی باند ممنوعه را نشان می‌دهد. مطابق شکل ۳، تعداد ۵ مد نقص در بازه مشخص برای $dL=400\text{ nm}$ وجود دارد. با افزایش ضخامت نمونه به ۵۰۰ و ۶۰۰ nm، تعداد قله‌ها زیادتر شده و قله‌ها عمدتاً به سمت طول موج‌های بزرگ‌تر جابه‌جا می‌شوند. همچنین شدت مدهای نقص و پهنای مدها مقداری کاهش می‌یابد. اما شدت مدها در ناحیه طول موج‌های بزرگ‌تر برای هر سه ضخامت مورد بررسی، کم و مقدار انتقال طول موجی و یا به عبارتی حساسیت آشکارسازی بیشتر می‌شود. در بازه طول موجی پایین‌تر با وجود افزایش شدت، پهنای مدها کمتر شده و آشکارسازی در بازه باریک‌تری انجام می‌گیرد. مطابق این شکل، ضخامت ۵۰۰ و ۶۰۰ nm برای نمونه نتیجه مطلوب‌تری دارند.

۳.۳. اثر تغییرات ضخامت لایه فلز نقره بر مدهای نقص سامانه

در این بخش، ضخامت لایه فلز نقره تغییر داده می‌شود و اثرات آن بر روی مدهای آشکارسازی شده شبیه‌سازی می‌شود. شکل‌های ۴ و ۵، تأثیر ضخامت لایه فلزی نقره بر مدهای نقص را نشان می‌دهند. مطابق شکل با افزایش ضخامت لایه نقره، تعداد مدهای نقص ثابت مانده و محل قله‌ها جابه‌جایی محسوسی ندارند. برای افزایش ضخامت نقره از ۴۰ به ۵۰ و ۶۰ نانومتر

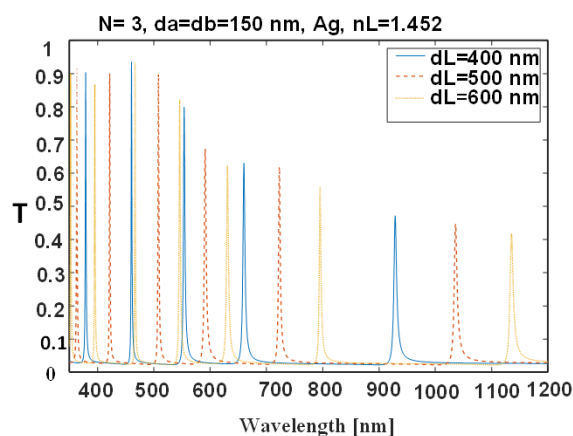


شکل ۵. تأثیر ضخامت لایه نقره بر مدهای نقص با نمونه TB4.



شکل ۶. مدهای نقص در سه ضخامت مختلف لایه دی الکتریک.

شکل ۲. جابه‌جایی مدهای تشخیصی زیست‌حسگر بر حسب طول موج برای تعداد مختلف لایه‌های سه‌گانه (زاویه تابش 30° درجه و فلز نقره).

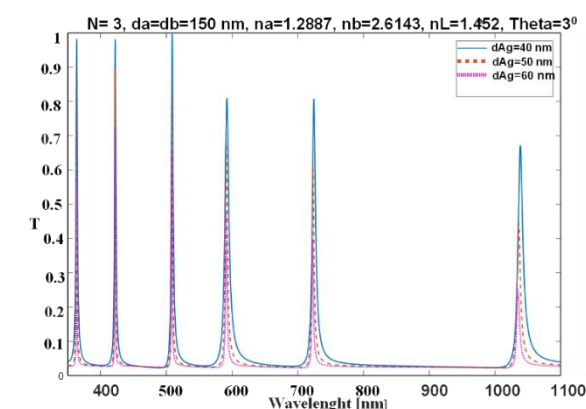


شکل ۳. وابستگی مدهای نقص به تغییرات ضخامت نمونه.

باریک‌تر و تیزتر می‌شوند. جهت بررسی بهتر، شبیه‌سازی برای دو نمونه مختلف انجام داده شده است (شکل‌های ۴ و ۵). به ازای ضخامت 50 نانومتر و برای نقره نتایج بهتر هستند.

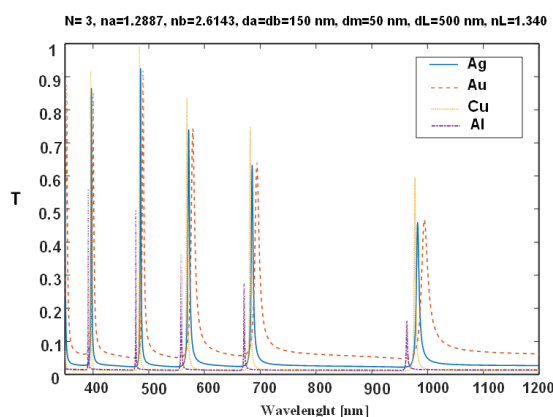
۴.۳. اثر تغییرات ضخامت لایه‌های دی الکتریک بلور فوتونی بر مدهای نقص

در این بخش، برای پارامترهای بهینه شده در قسمت‌های قبلی، اثر تغییرات ضخامت لایه‌های دی الکتریک بر مدهای نقص سامانه شبیه‌سازی می‌شود. شکل ۶ مدهای نقص را در سه ضخامت 100 ، 150 و 200 نانومتر نشان می‌دهد. ضریب شکست نمونه در هر سه ضخامت $1/452$ در نظر گرفته شده‌است. با افزایش ضخامت لایه‌های دی الکتریک تعداد مدهای آشکارسازی شده بیشتر می‌شوند. شدت قله‌ها با افزایش ضخامت لایه‌های دی الکتریک برای 200 نانومتر کاهش پیدا می‌کند. ضخامت 100 نانومتر برای ناحیه طول موجی بالاتر از 900 نانومتر سیگنال تشخیصی ندارد. همچنین برای همه حالت‌ها

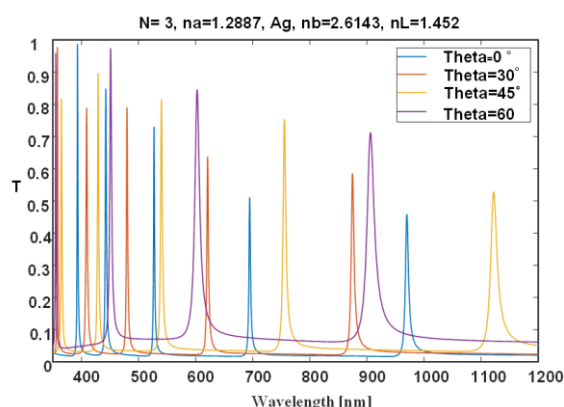


شکل ۴. تأثیر ضخامت لایه نقره بر مدهای نقص برای نمونه پلی آکریل آمید.

شدت قله‌ها کاهش بسیار محسوسی دارند. همچنین با افزایش ضخامت نقره از 40 به 50 و 60 نانومتر کاهش قابل توجهی در پهنای مدهای نقص که معمولاً با پارامتر پهنای در نصف ارتفاع بیشینه (FWHM) تعیین می‌شود، به وجود می‌آید و همه قله‌ها



شکل ۸. اثر چهار نوع فلز (نقره، طلا، مس و آلومینیوم) بر مدها.



شکل ۷. تأثیر زاویه نورتابشی بر مدهای نقص آشکارسازی شده.

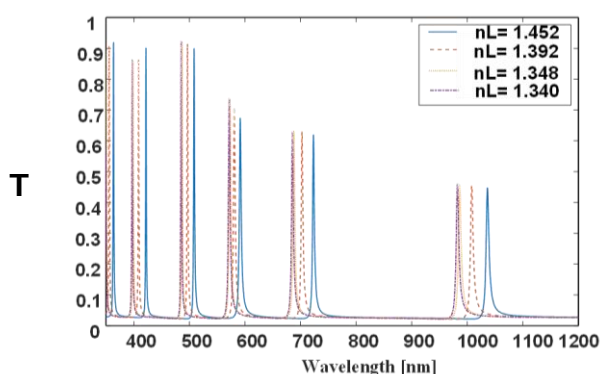
به خصوص ضخامت 150° نانومتر، تیزی منحنی‌ها تقریباً یکسان و بسیار خوب است.

۳.۵. تأثیر زاویه تابش نور بر مدهای آشکارسازی شده

زاویه تابش نور پارامتر بسیار مهمی در بررسی باند ممنوعه بلور فوتونی و مدهای آشکارسازی شده ساختارهای زیست حسگری است. شکل ۷ تأثیر زاویه نور تابشی بر مدهای نقص را نشان می‌دهد. این شکل نشان می‌دهد با افزایش زاویه نور تابشی، کمینه شدت عبوری به طور محسوسی افزایش می‌یابد. همانطور که از مدهای نقص در سمت راست نمودار دیده می‌شود این افزایش برای نور تابشی 60° درجه زیادتر می‌شود. همچنین با افزایش زاویه نور تابشی، پهنای مدهای نقص آشکارسازی شده هم افزایش چشمگیری دارند. بنابراین مدهای صافی شده برای زوایای تابشی کوچک‌تر بهتر هستند.

۳.۶. اثر نوع فلز بر مدهای نقص آشکارسازی شده

در این قسمت، اثر چهار فلز مهم نقره (Ag)، طلا (Au)، مس (Cu) و آلومینیوم (Al) برای نمونه TB1 به ضخامت 500° نانومتر بررسی می‌شود. ضخامت همه فلزات 50° نانومتر در نظر گرفته شده است. شکل ۸ اثر نوع فلز بر مدهای نقص آشکارسازی شده را نشان می‌دهد. پهنای مدهای صافی شده برای طلا بیشتر از سه فلز دیگر و ارتفاع قله‌ها برای مس بلندتر از شدت قله‌های نقره، طلا و آلومینیوم است. بیشترین شدت مدهای نقص مربوط به مس و نقره است، اما پهنای مدهای



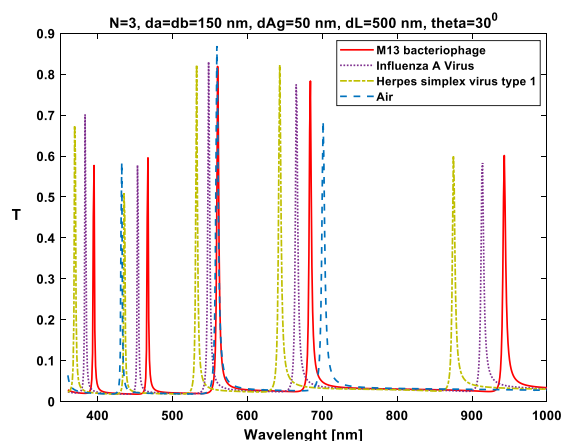
شکل ۹. تشخیص چهار نمونه زیستی مختلف پلی آکریل آمید (نمونه استاندارد پزشکی)، HeLa cancer، TB1 و TB4.

نقص برای هر سه فلز نقره، مس و آلومینیوم بسیار باریک و تیز است. مقایسه نتایج بین فلزات نشان می‌دهد مدهای نقص مس و نقره پهنایی کم و شدت مناسب‌تری دارند.

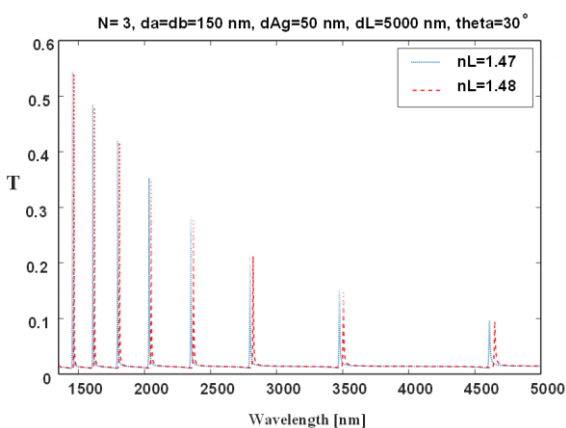
۳.۷. تشخیص نمونه‌های زیستی مختلف از روی مدهای نقص آشکارسازی شده

در این قسمت، تشخیص چهار نمونه مختلف پلی آکریل آمید (نمونه استاندارد پزشکی)، HeLa cancer، TB1 و TB4 را بررسی می‌کنیم. مطابق جدول ۱، این نمونه‌ها ضرایب شکست متفاوتی دارند. ضخامت همه نمونه‌ها 500° نانومتر در نظر گرفته شده است. شکل ۹، اثر نوع نمونه زیستی بر مدهای نقص آشکارسازی شده را نشان می‌دهد. پهنای مدهای صافی شده برای هر چهار نمونه باریک و قابل قبول است.

شدت قله همه نمونه‌ها بسیار خوب است (مخصوصاً در نواحی طول موجی پایین). همچنین فاصله طول موجی بین قله‌ها زیاد است که امکان تشخیص نمونه‌ها را ممکن می‌سازد.



شکل ۱۲. مقایسه طیف عبوری مدهای آشکارسازی شده نمونه‌های میکروبی و ویروسی با لایه نقص هوا (خلأ).

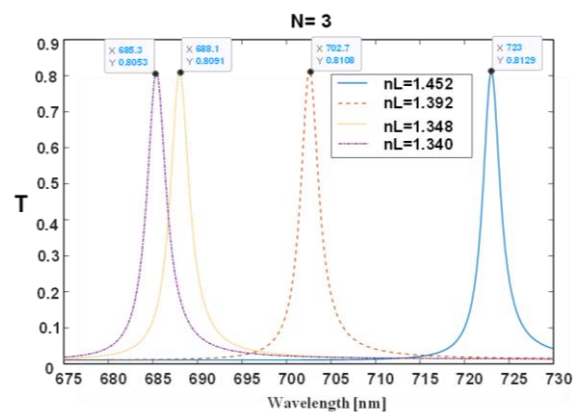


شکل ۱۳. جابجایی مدهای سامانه آشکارسازی با افزایش ضخامت نمونه و ناحیه کاری طول موج به ۵ میکرومتر

آمید و **HeLa cancer** (نمودار آبی رنگ)، و برای دو نمونه **HeLa cancer** و **TB1** (نمودار قرمز رنگ) مقدار حساسیت سامانه حسگری را در نواحی مختلف طیفی نشان می‌دهد. مطابق شکل حساسیت در نواحی طیفی ۵۰۰ تا ۶۰۰ نانومتر کمترین و برای نواحی طیفی بالاتر از ۹۰۰ نانومتر بیشترین مقدار را دارد.

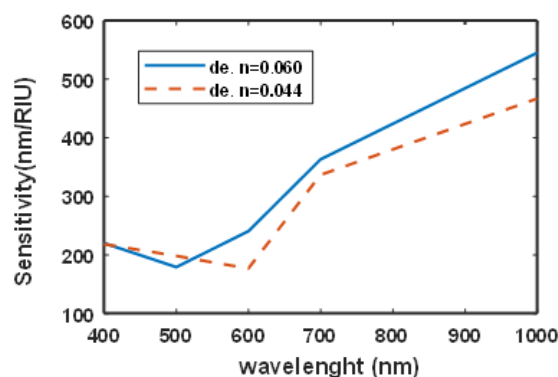
۳.۱۰. مقایسه مدهای آشکارسازی شده نمونه‌های میکروبی و ویروسی

در این قسمت طیف عبوری مدها برای سه نمونه، باکتری M13 (bacteriophage) با ضریب شکست ۱/۵۷، ویروس آنفلوآنزای نوع A با ضریب شکست ۱/۵۰، ویروس تبخال نوع ۱ با ضریب شکست ۱/۴۱ و لایه نقص بدون نمونه زیستی یعنی هوا یا خلأ با ضریب شکست یک شبیه‌سازی شده است. مطابق شکل ۱۲،



شکل ۱۰. طیف عبوری زیست حسگر پیشنهادی جهت مقایسه شدت، پهنا در نصف ارتفاع بیشینه و طول موج قله‌ها در ناحیه ۶۷۵ تا ۷۳۰ نانومتر.

da=db=150 nm, dL=500 nm, dm=50 nm, theta=30 (deg.)



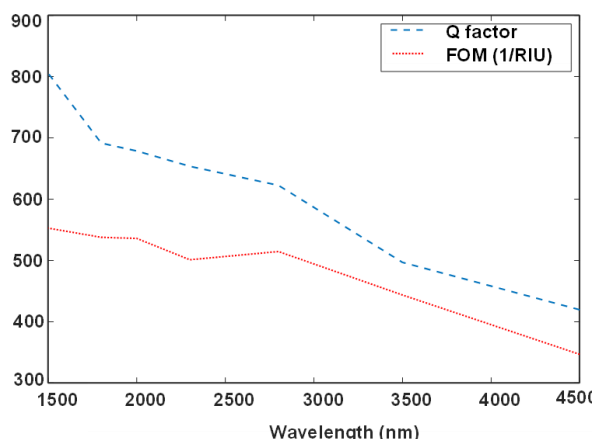
شکل ۱۱. مقدار حساسیت زیست حسگر برای نمونه پلی آکریل آمید، **HeLa cancer** (آبی) و نمونه TB1 (قرمز).

۳.۸. مقایسه شدت عبوری و طول موج‌های مدهای آشکارسازی شده نمونه‌ها

شکل ۱۰، طیف عبوری زیست حسگر را از نظر شدت، پهنا در نصف ارتفاع بیشینه و طول موج قله‌ها در ناحیه ۶۷۵ تا ۷۳۰ نانومتر مقایسه می‌کند. شدت مدهای آشکارسازی شده در این ناحیه طیفی همگی حدود ۸٪ واحد است. در نواحی طیفی با طول موج پایین‌تر از ۶۷۵ و بالاتر از ۷۳۰ قله‌های مد (شدت آشکارسازی) به ترتیب بیشتر و کمتر از این ناحیه است.

۳.۹. حساسیت مدهای آشکارسازی شده نمونه‌ها

حساسیت این آشکارساز مطابق رابطه $S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n}$ برای نواحی مختلف طیفی محاسبه شد. شکل ۱۱، برای دو نمونه پلی آکریل



شکل ۱۵. نمودار ضریب کیفیت و شاخص شایستگی.

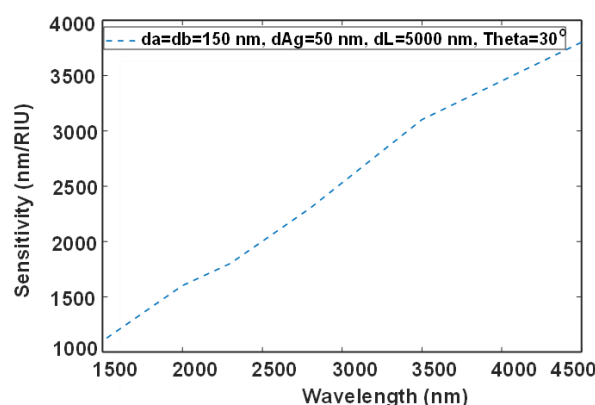
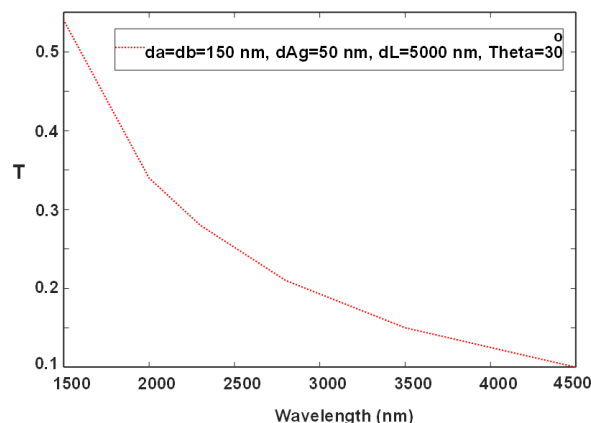
جدول ۲. نمونه‌ای از مقادیر و کمیت‌های شبیه‌سازی شده.

$N=3, d_a=d_b=150 \text{ nm}, n_l=1.47, d_{Ag}=50 \text{ nm},$
 $(d_l=5000 \text{ nm}, \text{Theta}=30^\circ)$

LandaR.(nm)	FWHM (nm)	S (nm/RIU)	Q	FOM(1/RIU)
۴۶۱۲	۱۱/۰	۳۸۱۰/۲	۴۱۹/۲۷	۳۴۶/۳۸
۳۴۷۶	۷/۰	۳۱۰۳/۰	۴۹۶/۵۷	۳۴۳/۲۸
۲۸۰۰	۴/۵	۲۳۱۴/۲	۶۲۲/۲۲	۵۱۴/۲۷
۲۳۵۲	۳/۶	۱۸۰۳/۰	۶۵۳/۳۳	۵۰۰/۸۳
۲۰۳۵	۳/۰	۱۶۰۷/۰	۶۷۸/۳۳	۵۳۵/۶۷
۱۷۹۷	۲/۶	۱۳۹۷/۴	۶۹۱/۱۵	۵۳۷/۴۶
۱۶۱۰	۲/۰	۱۱۰۵/۰	۸۰۵/۰۱	۵۵۲/۵۰

۴. نتیجه‌گیری و بحث

پارامترهای مهم آشکارسازی زیست‌حسگر مورد مطالعه، در جدول ۲ آورده شده‌اند. این مشخصات به ترتیب شامل طول موج تشدید $Landa R.(nm)$ ، پهنای مدها در نصف ارتفاع بیشینه $FWHM (nm)$ ، حساسیت آشکارسازی $S = \Delta\lambda / \Delta n$ (nm/RIU)، ضریب کیفیت $Q = \lambda_r / FWHM$ و شاخص شایستگی $FOM = S / FWHM$ (1/RIU) هستند.



شکل ۱۴. (الف) و (ب) به ترتیب شدت طیف عبوری و حساسیت سامانه.

در بازه طول موجی پایین‌تر از ۶۵۰ نانومتر به ترتیب شدت مدها بیشتر و فاصله قله‌ها کمتر از ناحیه‌های طول موجی بالاتر از ۶۵۰ نانومتر است. وقتی هیچ نمونه زیستی در لایه نقص نباشد تعداد مدها بسیار محدود شده طوری که در نواحی بالاتر از ۷۵۰ نانومتر کلاً حذف می‌شوند.

۳.۱۱. افزایش حساسیت مدهای آشکارسازی شده نمونه‌ها

با افزایش ضخامت نمونه زیستی و ناحیه کاری طول موج به ۵ میکرومتر جابه‌جایی مدهای سامانه آشکارسازی، بسیار زیاد می‌شود و شدت طیف عبوری کاهش می‌یابد. شکل ۱۳ نشان می‌دهد برای طول موج‌های بالا، با این که شدت عبوری کمتر شده است، اما فاصله طول موجی بین قله‌ها بیشتر می‌شود.

شکل ۱۴. الف و ب به ترتیب شدت طیف عبوری و حساسیت سامانه را نشان می‌دهد. برای طول موج‌های بالا شدت مدها کاهش و حساسیت سامانه افزایش می‌یابد. شکل ۱۵ نمودار ضریب کیفیت و شاخص شایستگی را بر حسب طول موج نشان می‌دهد. با افزایش طول موج هر دو کمیت کاهش می‌یابند.

جدول ۳. مقایسه نتیجه با کارهای محققین دیگر.

مرجع و سال	S (nm/RIU)	نوع زیست حسگر
۲۰۱۹ [۲۱]	۷۰۰	آینه حلقوی بلور فوتونی یک بعدی نقص دار برای تشخیص باکتری مایکوباکتریوم
۲۰۲۰ [۲۲]	۴۳۱	ساختار موج نشی مبتنی بر گرافن برای سنجش پلاسمای خون
۲۰۲۰ [۲۵ و ۲۳]	۱۶۷	زیست حسگر بلور فوتونی هموگلوبین
۲۰۲۰ [۲۴]	۵۱	موجبر بلور فوتونی یک بعدی
۲۰۲۱ [۲۶ و ۲۰]	۱۳۹۰	Air/ (TiN/TiO ₂) ^N /D/(TiN/TiO ₂) ^N /Glass بلور فوتونی یک بعدی با ساختار
-----	۱۸۰۳	تحقیق حاضر

جدول ۳، مقدار پارامتر حساسیت این ساختار را با کار سایر محققین مقایسه می کند. این ساختار حساسیت بسیار خوبی نسبت به بقیه روش های آشکارسازی دارد. همچنین در مقایسه با مرجع [۲۰] چنین استنباط می شود که افزودن نانو لایه فلزی به سامانه سبب افزایش چشم گیر حساسیت می شود.

مراجع

1. P John, N.J. Vasa, and A. Zam, *Diagnostics*. **13** (2023) 2418.
2. A Balamurugan, et al., *Optical and Quantum Electronics*. **55** (2023) 507.
3. H Maddali, et al., *ChemBioChem*, **22** (2021) 1176.
4. N S Shrikrishna, et al., *Chemical Engineering Journal*, **26** (2024) 151661.
5. I Celanovic, F O'Sullivan, M Ilak, et al., *Optics letters*. **29** (2004) 863.
6. WHO: World Health Organization. *Global tuberculosis report*. Geneva: WHO (2019).
7. S K Srivastava, C J Van Rijn, and MA Jongsma. *RSC Advances*. **6** (2016) 17759.
8. G Pitruzzello, T F Krauss, *Journal of Optics*. **20** (2018) 073004.
9. Z A Zaky, AH Aly. *J Supercond Nov Magn*. **33** (2020) 2983.
10. J C Knight. Photonic crystal fibres. *Nature*. **424** (2003) 2486.
11. Y Matsuhisa, R Ozaki, Y Takao, M Ozaki. *Journal of Applied Physics*. **101** (2007) 033120.
12. E C Economou, J Lovejoy, I Harward, J E Nobles, et al., *Physical Review Applied* **8** (2017) 064012.
13. C T Wang, C W Chen, T H Yang, et al., *Applied Physics Letters*. **112** (2018) 043301.
14. L Ye, Y Wang, Y Feng, et al. *Laser Physics Letters*. **15** (2018) 035002.
15. S K Srivastava, C J Van Rijn, M A Jongsma. *RSC Advances*. **6** (2016) 17759.
16. G Pitruzzello, T F Krauss. *J Opt*. **20** (2018) 073004.
17. Z A Zaky, AH Aly. *J Supercond Nov Magn*. **33** (2020) 2983.
18. SE Abd El-Ghany, W M Noum, Z Matar, Z A Zaky, A H Aly. *Phys Scr*. **96** (2020) 035501.
19. S Kazuaki, Optical properties of photonic crystals. 2nd ed. C (2005).
20. H D Araf, D Z Mohammad, A Zaki., *Materials Research*. **24** (2021) e20200483.
21. N Ramanujam, S K Patel, N M Reddy, et al., *Optik (Stuttg)*. **219** (2019) 165097.
22. S K Patel, J Parmar, Y P Kosta, et al., *Sens Actuators A Phys*. **301** (2020) 111767.
23. M M Abadla, H.A Elsayed. *Appl Optics*. **59** (2020) 418.
24. N R Ramanujam, H J El-Khozondar, V Dhasarathan, et al., *Physica B*. **572** (2019) 42.
25. Inan, H., Poyraz, M., Inci, F., et al., *Chemical society reviews*. **46** (2017) 366.
26. Harhouz A, Tayoub H, Hocini A., *Physica Scripta*. **99** (2024) 055545.