



# زیست حسگر بلور فوتونی برای تشخیص سریع باکتری‌ها در نواحی مادون قرمز و مرئی

فرشته فیروزی<sup>۱</sup> | علی واحدی<sup>۲\*</sup> | سیامک حقی پور<sup>۱</sup>

<sup>۱</sup>گروه مهندسی پزشکی، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تبریز، تبریز، ایران

<sup>۲</sup>گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تبریز، تبریز، آذربایجان شرقی

**چکیده:** زیست حسگر بلور فوتونی سه تایی یک بعدی برای تشخیص سریع و آسان باکتری‌ها به عنوان زیست حسگر نوری معرفی می‌شود. ساختار هوا/ $(AMB)^N/D/(AMB)^N$ /شیشه، حاوی یک لایه نقص بین دو ساختار تناوبی مشابه است که با خون طبیعی و آلوده به نمونه‌های باکتری پر می‌شود. در ساختار پیشنهادی، از مواد نقطه کوانتومی آلومینیوم گالیم نیتريد و آرسنید گالیم استفاده شده است تا اثرات در نواحی مادون قرمز و مرئی مشاهده و مقایسه شود. نتایج نشان می‌دهد استفاده از مواد نقطه کوانتومی نیمه هادی  $Al_xGa_{1-x}N$  و GaAs در لایه‌ها، حساسیت را افزایش می‌دهد. این طراحی حساسیت متوسط  $1093/75$  RIU/nm و  $316/66$  را به ترتیب در نواحی مادون قرمز و مرئی فراهم می‌کند. چنین شبیه سازی‌هایی در پیشبرد تحقیقات آینده و افزایش دانش در این زمینه مفید خواهد بود.

**واژگان کلیدی:** زیست حسگر نوری، بلور فوتونی، باکتری، نقاط کوانتومی

\*vahedi@iaut.ac.ir

تشخیص تغییرات استفاده می‌کنند [۳]. این حسگرها می‌توانند از اندازه‌گیری عبور و جذب نور تا تحلیل طیف‌های نوری استفاده کرده و در زمینه پزشکی، شناسایی مواد غذایی و پژوهش‌های زیستی کاربرد داشته باشند [۴].

در سال ۲۰۱۹ هاو و همکاران یک زیست حسگر مبتنی بر بلور فوتونی یک بعدی برای تشخیص باکتری اشریشیا کلای (*Escherichia coli*) با تجزیه و تحلیل کسر حجمی نمونه در آنالیت با عملکرد زیست حسگر با روش تفاضل زمانی محدود

## ۱- مقدمه

به همراه پیشرفت فناوری، انواع مختلفی از زیست حسگرها به وجود آمده‌اند که نقش بسیار مهمی در تشخیص و پایش مواد زیستی در سطوح مختلف ایفا می‌کنند [۱، ۲]. این انواع حسگرها عبارتند از: زیست حسگرهای الکتریکی، پیزوالکتریک، الکتروشیمیایی، نانومکانیکی، مغناطیسی، صوتی و زیست حسگرهای نوری که از ویژگی‌های نوری مواد زیستی برای

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۱/۱۸

تاریخ بازنگری: ۱۴۰۳/۵/۶

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۶/۲

پاییز ۱۴۰۳ | شماره ۳ | سال یازدهم

(Finite-Difference Time-Domain) را ارزیابی کردند. طول موج مرکز عامل اصلی موثر بر عملکرد حسگر زیستی است. کسر حجمی اشیریشیا کلای در آنالیت با تغییر طول موج تشدید حسگر زیستی رابطه مثبت دارد و ضریب این رابطه خطی است [5]. در مطالعه‌ای در سال ۲۰۲۱ زکی و همکارانش از حسگر زیستی براساس مواد فوتونیک برای تشخیص بیماری سل استفاده کردند. این محققین ضخامت لایه نقص و زاویه برخورد را برای نور پلاریزه S تغییر دادند و مشاهده نمودند با افزایش ضخامت لایه نقص تعداد پیک‌های نقص افزایش می‌یابد و به ناحیه با طول موج بالا منتقل می‌شود و افزایش زاویه تابش نور، موقعیت حالت نقص را به ناحیه ای با طول موج کمتر تغییر می‌دهد بنابراین از ضخامت‌های بالا برای لایه نقص و از زاویه تابش نور کم استفاده کرده‌اند تا عملکرد ساختار بهینه شود [6]. در سال ۲۰۲۱ در پژوهشی، شلی و همکاران خواص انتقال بلور فوتونی دارای نقص یک بعدی مناسب برای کاربردهای حسگر زیستی را با تعداد نمونه های آب آلوده حاوی انواع مختلف باکتری بررسی کرده‌اند و تغییر متناظر در پیک های انتقال حالت نقص در داخل شکاف نواری با تغییر در ضریب شکست مشاهده نمودند [7]. در مطالعه ای دیگر در همان سال داهر و همکاران حسگر جدیدی برای تشخیص باکتریهای موجود در آب بر اساس بلور فوتونی دوتایی دارای نقص بر اساس تفاوت ضریب شکست بین نمونه های آب خالص و باکتریهای موجود در آب توسعه داده‌اند [8].

زیست حسگرها با توانایی تعامل با سیستم‌های زنده، نقش بسیار مهمی در تشخیص بیماری‌های عفونی و التهابی ایفا می‌کنند، همچنین می‌توانند نظارت دقیقتری بر کیفیت محیط زیست داشته باشند و عوامل آلودگی محیطی مانند باکتری‌ها، ویروس‌ها و ترکیبات شیمیایی مضر را تشخیص داده و اندازه‌گیری کنند [9]. حسگرهای نوری به دلیل سرعت بالا، دقت بیشتر و هزینه کمتر در تشخیص باکتری‌ها برتری دارند. در بین زیست حسگرها و تجهیزاتی که برای تشخیص سریع بیماری و تغییرات زیستی استفاده می‌شود، زیست حسگرهای بلور فوتونی جدید هستند. زیست حسگرهای بلور فوتونی دارای ویژگی‌هایی مانند شکاف باند فوتونی (Photonic band gap) هستند که طول موجهای نوری خاصی از آن‌ها بازتاب می‌یابد. تشکیل شکاف نواری در این سنسورها امکان تشخیص امواج الکترومغناطیسی در طول موجهای

مختلف، و همچنین تشخیص گونه های مختلف شیمیایی را در مقیاس نانومتری و تمایز بین باکتری‌ها و دیگر مواد فراهم می‌کند. این نوع حسگرها به عنوان ابزارهای پیشرفته و حرفه‌ای در حوزه پزشکی و بهداشت، علوم زیستی و محیط زیست به کار می‌روند و نقش بسیار مهمی در پیشبرد علم و فناوری ایفا می‌کنند [۱۰-۱۲]. ناحیه مادون قرمز اطلاعاتی در مورد دما و خواص مولکولی نمونه ها ارائه می‌دهد [۱۳]. منطقه مرئی به ما امکان مشاهده و تجزیه و تحلیل مشخصات دقیق نمونه های بیولوژیکی را به دلیل ظرفیت انتقال اطلاعات بالاتر و اندازه گیری های دقیق تر می‌دهد [۱۴]. تفاوت اصلی بین این دو ناحیه در طول موج نور نهفته است. حسگرهای بلور فوتونی تک بعدی در ناحیه مرئی به تغییرات نور حساس هستند و کاربردهایی در شناسایی باکتری‌ها و تجزیه و تحلیل مواد زیستی پیدا می‌کنند. هنگام انتخاب منطقه مناسب برای سنسور، ویژگی های نمونه، عمق نفوذ نور، حساسیت، هزینه، فناوری و تجهیزات موجود در منطقه تاثیرگذار است. به طور کلی، حسگرهای بلور فوتونی تک بعدی در ناحیه مرئی، با بهره گیری از ویژگی های منحصر به فرد این محدوده طیفی، می‌توانند در تحقیقات زیستی و پزشکی برای تشخیص و تجزیه و تحلیل دقیق مواد طبیعی مورد استفاده قرار گیرند. بسته به نوع، محیط زندگی و خواص فوتونی، باکتری‌ها طول موج های مختلفی از نور را جذب می‌کنند. با این حال، بسیاری از باکتری‌ها به طول موج های نور مرئی حساس هستند زیرا نور مرئی منبع انرژی برای بسیاری از ترکیبات آلی زنده است. بیشتر باکتری‌ها در محدوده طول موج های نور مرئی، به ویژه در نواحی آبی و قرمز، حساسیت نشان می‌دهند [۱۵، ۱۶]. هدف اصلی این تحقیق، بهینه‌سازی زیست حسگرهای بلور فوتونی یک بعدی مبتنی بر نقص در نواحی مادون قرمز و مرئی برای شناسایی باکتری‌های مایکوباکتریوم توبرکلوزیس (Mycobacterium tuberculosis)، ویریوکلا (Vibrio cholera) و اشیریشیا کلای (Escherichia coli) است. انتخاب این باکتری‌ها به دلیل اهمیت بالای آن‌ها در مدیریت بهداشت عمومی و نیاز به تشخیص سریع و دقیق آن‌ها برای پیشگیری، کنترل و درمان بیماری‌ها صورت گرفته است

## ۲- روش تحقیق

که ضریب شکست  $n_a=3.36$ ،  $n_m=1.9$  و  $n_b=2.6143$  RIU است. ضریب شکست لایه آخری به  $x$  بستگی دارد، و  $x$  نشان دهنده درصد ترکیب است. ضخامت لایه نقص، زاویه تابش نور و تعداد دوره‌ها به عنوان عوامل مؤثر در عملکرد حسگر، مورد بررسی قرار می‌گیرند. با استفاده از نرم‌افزار متلب طراحی، شبیه‌سازی و تأثیر پارامترهای مختلف بر عملکرد حسگر بررسی می‌شود. این فناوری امکان تولید دقیق و کنترل شده ساختارهای نانومتری مناسب برای حسگرهای حساس و دقیق را فراهم می‌کند. این دستگاه‌ها معمولاً شامل چند لایه مواد هستند که خواص نوری و الکترونیکی آنها می‌تواند با استفاده از روش ماتریس انتقال به طور مؤثر شبیه‌سازی شود [۱۷]. عبور و انعکاس نور از ساختار با معادلات زیر محاسبه می‌شود:

$$M = \begin{bmatrix} m_{11} & m_{12} \\ m_{21} & m_{22} \end{bmatrix} = D_0^{-1} (D_1 P_1 D_1^{-1} D_2 P_2 D_2^{-1})^{-N} D_0 \quad (1)$$

$$M_i = \begin{bmatrix} \cos(k_{iz} d_i) & j q_i^{-1} \sin(k_{iz} d_i) \\ j q_i \sin(k_{iz} d_i) & \cos(k_{iz} d_i) \end{bmatrix} \quad (2)$$

$P$  و  $D$  به ترتیب ماتریس‌های انتشار و انتقال لایه  $M_i$  هستند، انتقال کل را می‌توان بر اساس عناصر ماتریس به دست آورد:

$$T = |2P / ((M_{11} + M_{12}P)P + M_{21} + M_{22}P)|^2 \quad (3)$$

$$P = n \cos \theta \quad (4)$$

که روابط عبور ( $T$ ) و انعکاس ( $R$ ) می‌توانند چنین نوشته شوند:

$$T = |t|^2 = \left| \frac{1}{M_{11}} \right|^2 \quad (5)$$

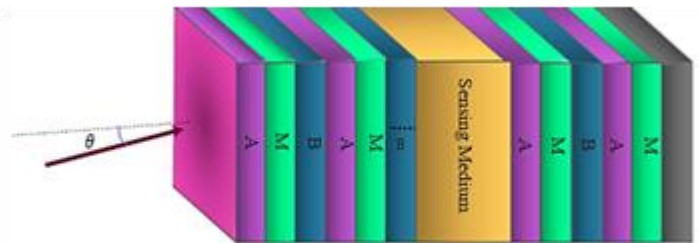
$$R = |r|^2 = \left| \frac{M_{21}}{M_{11}} \right|^2 \quad (6)$$

در این تحقیق پارامترهای مهم آشکارسازی شامل؛ پهنای مدها در نصف ارتفاع بیشینه (FWHM)، فاکتور کیفیت  $Q = \lambda r / \text{FWHM}$ ، حساسیت  $S = \Delta \lambda / \Delta n$  و شاخص شایستگی  $\text{FOM} = S / \text{FWHM}$  شبیه‌سازی و تعیین شدند [۱۸].

### ۳- نتایج و بحث

تحقیق حاضر اثر پارامترهایی همچون ضخامت لایه نقص، زاویه تابش نور و تعداد دوره در بلور فوتونی یک بعدی سه‌لایه بر

ساختار پیشنهادی  $\text{Air}/(\text{AMB})^N/\text{D}/(\text{AMB})^N/\text{Glass}$  یک نانوساختار بلور فوتونی یک بعدی سه تایی است. این ساختار توسط یک لایه نقص بین دو ساختار دوره‌ای همانند ایجاد می‌شود که با نمونه‌هایی به ضخامت‌های ( $d_i$ ) و ضریب شکست ( $n_i$ ) مختلف پر شده‌اند. این ساختار بین هوا و یک زیرلایه شیشه ای قرار دارد. این ترکیب شامل دو محیط دی‌الکتریک با ضخامت‌های  $d_a$  و  $d_b$ ، ضریب‌های شکست  $n_a$  و  $n_b$ ، و یک لایه میانی ( $M$ ) بین دو لایه با ضخامت  $d_m$  و ضریب شکست  $n_m$  است. در اینجا  $N$  تعداد دوره‌های سه‌گانه را نشان می‌دهد. در شکل ۱ طرحواره ای از ساختار بلور فوتونی یک بعدی سه تایی پیشنهادی ارائه شده است.



شکل ۱: ساختار زیست حسگر بلور فوتونی یک بعدی پیشنهادی.

### ۲-۱- ساختار اول

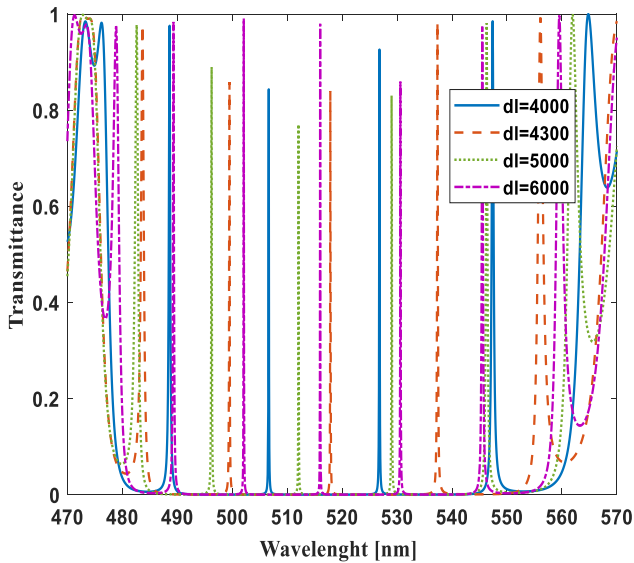
در ساختار پیشنهادی بلور فوتونی از سه لایه نیتريد تیتانیوم ( $\text{TiN}$ )، سیلیکا یا دی‌اکسید سیلیکون ( $\text{SiO}_2$ )، و دی‌اکسید تیتانیوم ( $\text{TiO}_2$ ) به ترتیب با ضخامت‌های  $d_a$ ،  $d_m$  و  $d_b$  تشکیل شده است. محیط حسگر (لایه نقص) با ضخامت  $d_l$  داخل بلور فوتونی متقارن قرار دارد. ساختار:

$\text{Air}/\text{Glass}/(\text{TiN}/\text{SiO}_2/\text{TiO}_2)^N/\text{D}/(\text{TiN}/\text{SiO}_2/\text{TiO}_2)^N$   
با ضریب شکست‌های  $n_{\text{SiO}_2}=1.900$ ،  $n_{\text{TiN}}=1.2887$ ،  $n_{\text{air}}=1.0$  و  $n_{\text{TiO}_2}=2.6143$  و  $n_{\text{glass}}=1.500$  در نظر گرفته شده است.

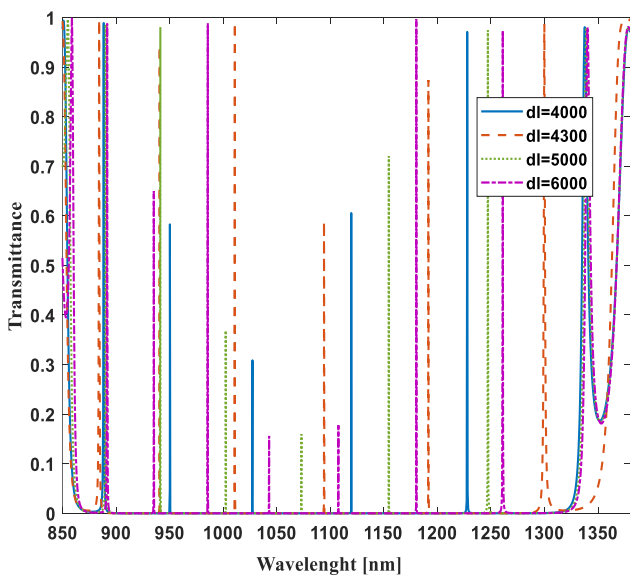
### ۲-۲- ساختار دوم

در ساختار دوم، بلور فوتونی از سه لایه گالیم آرسنید ( $\text{GaAs}$ ) (A)،  $\text{SiO}_2$  (M) و آلومینیوم گالیم نیتريد ( $\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N}$ ) (B) با ضخامت‌های  $d_a$ ،  $d_m$  و  $d_b$  تشکیل شده است. ساختار

$\text{Air}/(\text{GaAs}/\text{SiO}_2/\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N})^N/\text{D}/(\text{GaAs}/\text{SiO}_2/\text{Al}_x\text{Ga}_{1-x}\text{N})^N/\text{Glass}$



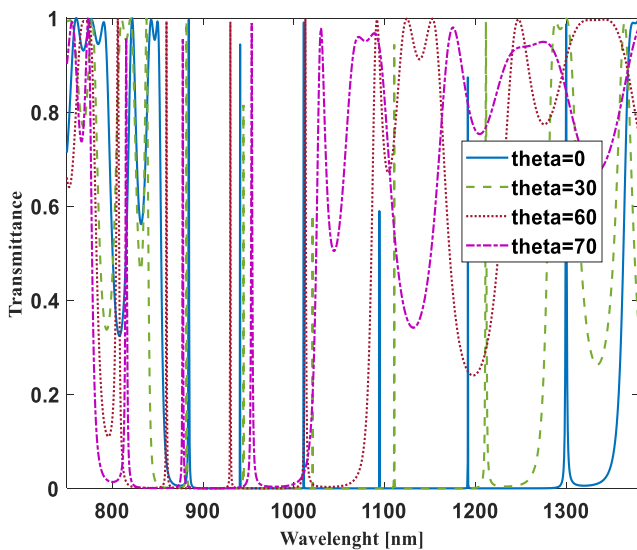
شکل ۲-الف: بهینه سازی ضخامت لایه نقص در ساختار اول با پارامترهای:  $\theta=0^\circ$ ,  $N=7$ ,  $d_a=125\text{nm}$ ,  $d_b=110\text{nm}$ ,  $n_l=1.351\text{RIU}$  (ناحیه مرئی)



شکل ۲-ب: بهینه سازی ضخامت لایه نقص در ساختار اول با پارامترهای:  $\theta=0^\circ$ ,  $N=7$ ,  $d_a=125\text{nm}$ ,  $d_b=110\text{nm}$ ,  $n_l=1.351\text{RIU}$

عملکرد زیست حسگر پیشنهادی را بررسی می‌کند. با تغییر غلظت نمونه خون از طبیعی به نمونه آلوده به باکتری، جابه‌جایی مدهای نقص به نواحی طول موجی پایین‌تر یا بالاتر می‌تواند یک عامل مهم در تشخیص نمونه باشد. در نهایت، ویژگی‌های اساسی زیست حسگر، مانند حساسیت، شاخص شایستگی و فاکتور کیفیت، محاسبه و با سایر زیست حسگرها مقایسه می‌شود. با در نظر گرفتن ابعاد باکتری، ضخامت لایه نقص برای قرار دادن باکتری در این فضا نسبت به تحقیقات محققین قبلی افزایش یافت. با افزایش ضخامت لایه نقص و متعاقباً با افزودن لایه‌ای به نام  $M(\text{SiO}_2)$ ، ارتفاع، تعداد قله‌ها و فاصله شکاف نواری افزایش یافت. ضخامت  $\text{TiN}$  ( $d_1$ )،  $\text{TiO}_2$  ( $d_2$ ) و لایه  $\text{SiO}_2$  ( $M$ ) به ترتیب ۱۲۵، ۱۱۰ و ۴۰ نانومتر در نظر گرفته شدند. همچنین از خون طبیعی به عنوان لایه نقص با ضریب شکست  $1/351$  (nl)، ضخامت dl، دوره سه گانه N و زاویه فرود  $\theta$  استفاده می‌شود. در این فرآیند، حالت بهینه برای ضخامت لایه نقص، تعداد دوره‌های سه گانه و زاویه تابش بر اساس محدوده فاصله شکاف نواری، تعداد دوره‌ها، ارتفاع و عرض پیک انتخاب می‌شود و سپس محاسبه آشکارساز انجام می‌شود. شکل ۲ اثر ضخامت لایه نقص (dl) با مقادیر ۴۰۰۰، ۴۳۰۰، ۵۰۰۰ و ۶۰۰۰ نانومتر را در نواحی مادون قرمز و مرئی بررسی می‌کند. در شکل ۲-الف  $dl=6000$  نانومتر با شکاف نواری  $71/4$  نانومتر و پنج پیک با ارتفاع  $0/9836$ ،  $0/9737$ ،  $0/8593$ ،  $0/9796$ ،  $0/9904$  در ناحیه مرئی و در شکل ۲-ب با اندکی تفاوت در محدوده شکاف نواری،  $dl=4300$  نانومتر بیشترین فاصله شکاف نواری را با  $443/35$  نانومتر به همراه پنج قله با ارتفاع  $0/9664$ ،  $0/9438$ ،  $0/9906$ ،  $0/8738$  و  $0/9650$  در ناحیه مادون قرمز نشان دادند.

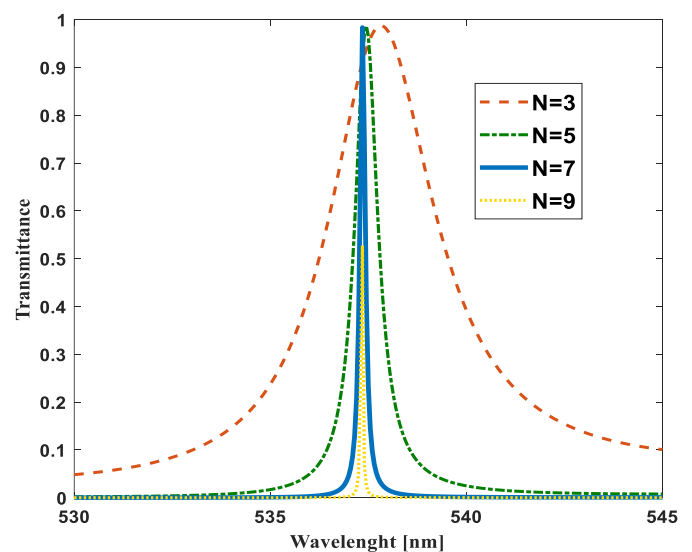
مطابق شکل ۳، مشاهده می‌شود که ارتفاع و عرض هر یک از پیک‌ها و محدوده شکاف نواری، زمانی که N بر روی ۷ تنظیم می‌شود، در هر دو ناحیه بهینه است.



شکل ۴: بهینه سازی زاویه تابش در ساختار اول با پارامترهای:  $db=110\text{nm}$ ,  $nl=1.351\text{RIU}$ ,  $da=125\text{nm}$ ,  $dl=4300\text{nm}$ ,  $N=7$

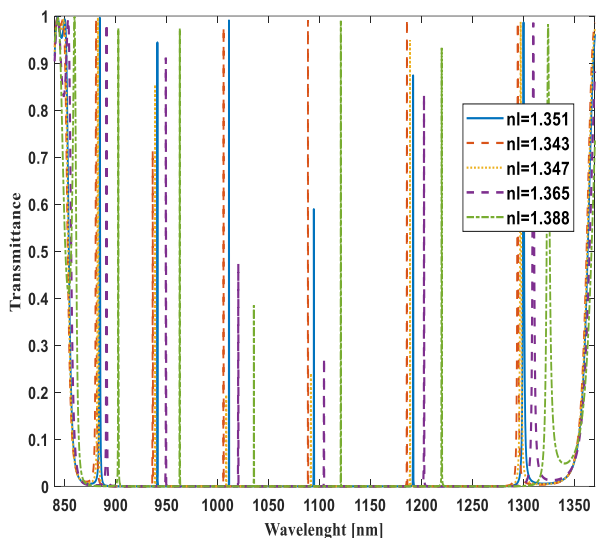
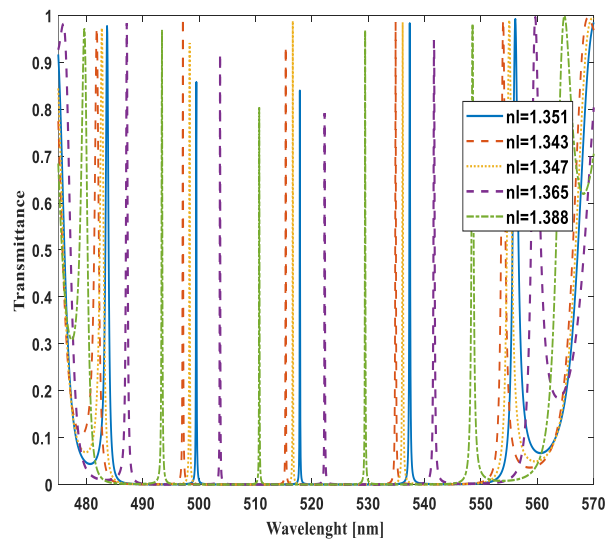
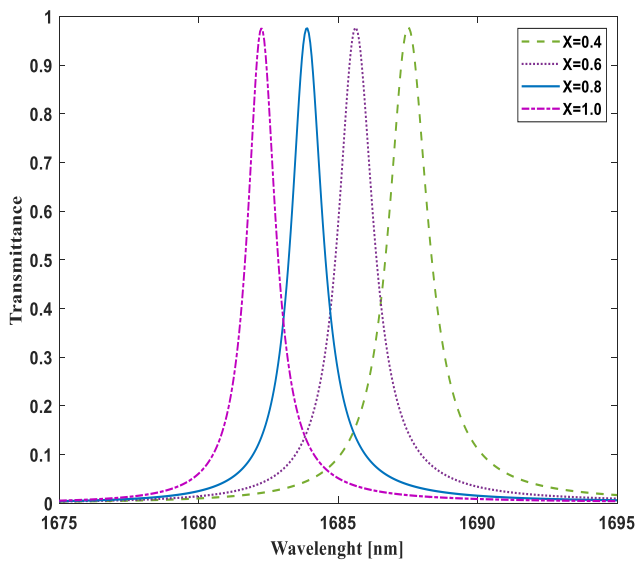
در نهایت، با پارامترهای بهینه، لایه نقص به عنوان نمونه خون استاندارد (TBN) با ضریب شکست  $1/351$  اختصاص داده می شود. و دو نمونه از باکتری مایکوباکتریوم توبرکلوزیس؛ نمونه اول (TB1) و نمونه دوم (TB2) به ترتیب دارای ضریب شکست RIU  $1/343$  و  $1/347$  است. همچنین باکتری‌های ویبریوکلرا (TB3) RIU  $1/365$  و ایشیریشیا کلای (TB4) دارای ضریب شکست RIU  $1/388$  هستند.

در طیف انتقال مرجع، محدوده شکاف نواری در ناحیه مادون قرمز از طول موج  $743/8$  تا  $1141/55$  نانومتر است و ارتفاع پیک‌ها به ترتیب  $764/7$ ،  $809/0$ ،  $861/7$ ،  $922/8$ ،  $993/2$  و  $1073/3$  است. با اعمال لایه M، شکاف نواری برای تغییر نمونه خون طبیعی به سمت طول موج  $873/5$  تا  $1316/85$  نانومتر، و باند ممنوعه از  $397/75$  به  $443/35$  نانومتر افزایش می یابد. بعلاوه، محدوده شکاف نواری برای دو نمونه باکتری مایکوباکتریوم توبرکلوزیس (TB1 و TB2) از طول موج  $873/5$  تا  $1316/85$ ،  $443/35$  نانومتر، برای باکتری‌های ویبریو کلرا (TB3) به  $1300/95$ ،  $413/75$  نانومتر و برای ایشیریشیا کلای (TB4) محدوده از  $870/55$  تا  $1311/55$ ،  $441/0$  نانومتر در ناحیه مادون قرمز است (شکل ۵-ب)، همچنین بیشترین محدوده شکاف نواری در ناحیه مرئی با  $72/2$  نانومتر متعلق به باکتری TB4 که در شکل ۵-الف مشاهده می شود.



شکل ۳: بهینه سازی تعداد لایه های سه گانه (N) در ساختار اول با پارامترهای:  $db=110\text{nm}$ ,  $nl=1.351\text{RIU}$ ,  $da=125\text{nm}$ ,  $dl=4300\text{nm}$ ,  $\theta=0$

پس از بررسی ارتفاع و عرض قله‌ها و همچنین محدوده شکاف نواری در زوایای  $0^\circ$ ،  $30^\circ$ ،  $60^\circ$ ،  $70^\circ$  و  $80^\circ$ ، زاویه بهینه برای تابش نور  $\theta=0$  با شکاف نواری  $460.6$  نانومتر و شش پیک مرتفع در ناحیه مادون قرمز، مطابق شکل ۴ می باشد.



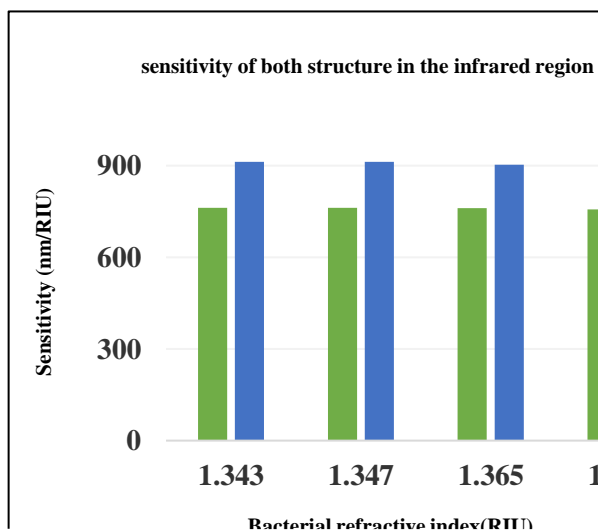
شکل ۶: طیف انتقال زیست حسگر بلور فوتونی مبتنی بر لایه شامل  $Al_xGa_{1-x}N$  و GaAs

حساسیت در نواحی IR (نمودار ۱) و VA مرئی (نمودار ۲) با پارامترهای بهینه برای باکتری‌ها در هر دو ساختار محاسبه و مقایسه شد.

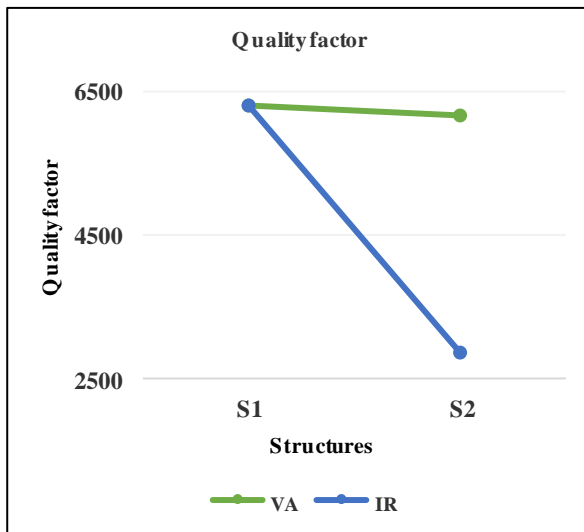
در ناحیه IR حساسیت ساختار دوم ( $912/5 \text{ nm/RIU}$ ) بیشتر از ساختار اول ( $762/5 \text{ nm/RIU}$ ) و در ناحیه مرئی حساسیت ساختار اول ( $312/5 \text{ nm/RIU}$ ) بیشتر از ساختار دوم ( $287/5 \text{ nm/RIU}$ ) بدست آمد.

شکل ۵: طیف انتقال مدها با نمونه های خون آلوده به باکتری های میکوباکتریوم توبرکلوزیس، ویبریو کلرا و اشیریشیا کلای در ساختار اول با پارامترهای:  $\theta = 0$ ،  $n_l = 1.351 \text{ RIU}$ ،  $d_b = 110 \text{ nm}$ ،  $d_a = 125 \text{ nm}$ ،  $d_l = 4300 \text{ nm}$

نقاط کوانتومی در سال های اخیر به طور گسترده ای در حسگرهای زیستی مورد تحقیق و بررسی قرار گرفته اند. برای این منظور، در ساختار سوم به جای لایه های  $TiO_2$  و  $TiN$  از نیمه هادی های نقطه کوانتومی و GaAs برای افزایش حساسیت استفاده می شود. در ساختار سوم، لایه های  $TiN$  (A و B  $TiO_2$ ) با نیمه هادی های GaAs و  $Al_xGa_{1-x}N$  به ترتیب با ضریب شکست  $RIU = 3/36$  و  $n_b = (5.2 - 1.5x) \cdot 0.5$  جایگزین می شوند. طیف انتقال برای مقادیر مختلف x در شکل ۶ ترسیم شده است.



نمودار ۱: حساسیت باکتری ها در ساختارهای اول و دوم در ناحیه مادون قرمز.

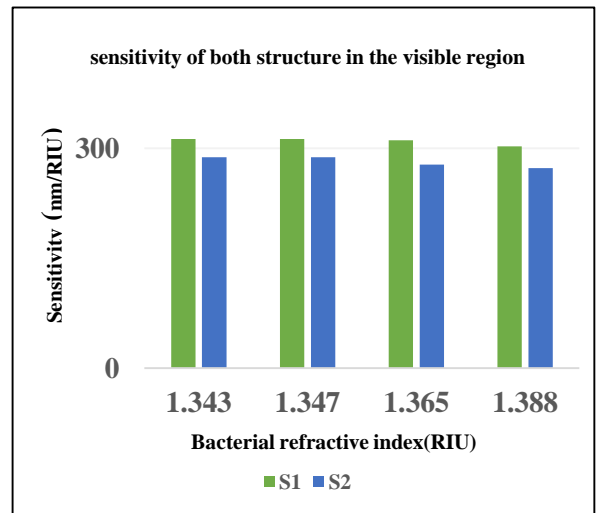


نمودار ۳: شاخص کیفیت ساختارها در هر دو ناحیه.

به طور کامل ساختار زیست حسگر شبیه‌سازی شده، حساسیت به تغییرات ضریب شکست را از طریق تغییرات آشکار در فاصله شکاف نواری، پیک‌ها و پارامترهای آشکار ساز نشان می‌دهد.

## ۴- نتیجه گیری

حسگر زیستی پیشنهادی حساسیت به تغییرات ضریب شکست با تغییرات آشکار در محدوده شکاف نواری، پیک‌ها و پارامترهای محاسبه شده را نشان می‌دهد. برای بهبود کیفیت این مطالعه، منابع مختلف مرتبط با حساسیت‌ها و پارامترهای مهم را تجزیه و تحلیل کرده‌ایم. برای ارزیابی و مقایسه نتایج به دست آمده از ساختار پیشنهادی پژوهش انجام شده توسط زکی و همکاران، با تمرکز بر تجزیه و تحلیل پارامترهای آشکار ساز، به عنوان مرجع اولیه مورد استفاده قرار گرفته است. روش پیشنهادی دارای مزایایی از جمله قابلیت تسهیل تشخیص با افزایش ضخامت لایه نقص، افزودن لایه  $(SiO_2) M$ ، استفاده از کوانتوم دات‌ها و مشاهده اثرات آنها از جمله تنظیم ارتفاع بهینه پیک و بهبود حساسیت در نواحی مادون قرمز و مرئی است. توصیه می‌شود که تحقیقات آتی بر بهبود ساختار پیشنهادی بر اساس نتایج مطالعه، استفاده از فلز گرافن بجای نانومواد، اعمال میدان الکتریکی یا مغناطیسی بر روی عملکرد زیست حسگر، بررسی تأثیر تغییرات محیطی مانند دما، رطوبت و فشار بر عملکرد حسگر و توسعه سیستم‌های تشخیص چندگانه (مانند تشخیص چند باکتری به طور همزمان) متمرکز شود. این تحقیقات آتی می‌تواند به جزئیات خاصی از مزایا و معایب این ساختار پردازد و مناطقی را که هنوز نیاز به بهینه سازی



نمودار ۲: حساسیت باکتری‌ها در ساختارهای اول و دوم در ناحیه مرئی.

جهت بررسی بیشتر، ضخامت لایه نقص تا ۱۲۰۰۰ نانومتر افزایش داده شد. طبق جدول ۱ مشاهده می‌شود با افزایش ضخامت لایه نقص حساسیت افزایش می‌یابد. سایر پارامترهای آشکار ساز ساختار اول و دوم نیز در هر دو نواحی محاسبه گردید. جدول ۱: پارامترهای آشکار ساز ساختار اول و دوم در نواحی مادون قرمز و مرئی.

Structures	S1		S2	
$d_1$ (nm)	12000			
$\theta$ (degree)	0			
region	VA	IR	VA	IR
PB (nm)	65.40	443.35	41.45	521.75
S (nm/RIU)	316.66	862.50	287.50	1093.75
FWHM (nm)	0.09	0.08	0.08	0.25
FOM (1/RIU)	4930.55	4930.55	5937.50	4200.00
Q	6289.37	6289.37	6153.75	2853.60

نمودار ۳ مقادیر Q ساختارها در نواحی مرئی و مادون قرمز نشان می‌دهد.

- devices: A review*. Optics & Laser Technology, 2021. **142**: p. 107265.
12. Altug, H., et al., *Advances and applications of nanophotonic biosensors*. Nature Nanotechnology, 2022. **17**(1): p. 5-16.
  13. Mohamed, A.-M.O., E.K. Paleologos, and F. Howari, *Pollution assessment for sustainable practices in applied sciences and engineering*. 2020: Butterworth-Heinemann.
  14. Suslick, K.S., *Encyclopedia of physical science and technology*. Sonoluminescence and sonochemistry, 3rd edn. Elsevier Science Ltd, Massachusetts, 2001: p. 1-20.
  15. Orlandi, V.T., et al., *Bacterial pigments: A colorful palette reservoir for biotechnological applications*. Biotechnology and Applied Biochemistry, 2022. **69**(3): p. 981-1001.
  16. Nosanchuk, J.D. and A. Casadevall, *Impact of melanin on microbial virulence and clinical resistance to antimicrobial compounds*. Antimicrobial agents and chemotherapy, 2006. **50**(11): p. 3519-3528.
  17. Rui, X., et al., *Transfer matrix method for multibody systems (Rui method) and its applications*. Science China Technological Sciences, 2019. **62**: p. 712-720.
  18. Ahmed, A.M. and A. Mehaney, *Ultra-high sensitive 1D porous silicon photonic crystal sensor based on the coupling of Tamm/Fano resonances in the mid-infrared region*. Scientific reports, 2019. **9**(1): p. 6973.

دارند شناسایی کند. چنین اقداماتی در پیشبرد تحقیقات آینده و افزایش دانش در این زمینه کاربردی خواهد بود.

## مراجع

1. Pourasl, M.H., et al., *Liquid crystal-assisted optical biosensor for early-stage diagnosis of mammary glands using HER-2*. Scientific Reports, 2023. **13**(1): p. 6847.
2. Vahedi, A. and M. Kouhi, *Temperature effects on liquid crystal-based tunable biosensors*. Optik, 2021. **242**: p. 167383.
3. Javaid, M., et al., *Sensors for daily life: A review*. Sensors International, 2021. **2**: p. 100121.
4. Mehrotra, P., *Biosensors and their applications—A review*. Journal of oral biology and craniofacial research, 2016. **6**(2): p. 153-159.
5. Hao, J.-J., et al., *Research on photonic crystal-based biosensor for detection of Escherichia coli colony*. Plasmonics, 2019. **14**: p. 1919-1928.
6. Aly, A.H., et al., *Novel biosensor detection of tuberculosis based on photonic band gap materials*. Materials Research, 2021. **24**.
7. Shalaby, A., et al., *Theoretical study of one-dimensional defect photonic crystal as a high-performance sensor for water-borne bacteria*. Optical and Quantum Electronics, 2021. **53**: p. 1-14.
8. Daher, M.G., et al., *Design of a novel optical sensor for the detection of waterborne bacteria based on a photonic crystal with an ultra-high sensitivity*. Optical and Quantum Electronics, 2022. **54**(2): p. 108.
9. Li, X., et al., *A review on photonic crystal materials in food detection*. European Food Research and Technology, 2023.
10. Shen, H., et al., *One-dimensional photonic crystals: fabrication, responsiveness and emerging applications in 3D construction*. RSC advances, 2016. **6**(6): p. 4505-4520.
11. Butt, M., S.N. Khonina, and N. Kazanskiy, *Recent advances in photonic crystal optical*



# Photonic crystal biosensor for rapid detection of bacteria in infrared and visible regions.

Fereshteh Firouzi<sup>1</sup> | Ali Vahedi<sup>2</sup> | Siamak Hagipour<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Department of Medicine Engineering, Tabriz Branch, Islamic Azad University, Tabriz, Iran.

<sup>2</sup> Department of Physics, Tabriz Branch, Islamic Azad University, Tabriz, Iran

**Abstract:** A ternary one-dimensional photonic crystal biosensor is introduced as an optical biosensor for quick and easy detection of bacteria. The air/(AMB)<sup>N</sup>/D/(AMB)<sup>N</sup>/glass structure contains a defect layer between two similar periodic structures that are filled with normal blood and contaminated with bacterial samples. In the proposed structure, Aluminum Gallium Nitride and Gallium Arsenide quantum dots have been used to observe and compare the effects in the infrared and visible regions. The results show that the use of Al<sub>x</sub>Ga<sub>1-x</sub>N and GaAs semiconductor quantum dots in the layers increases the sensitivity. This design provides an average sensitivity of 1093.75 and 316.66 nm/RIU in the infrared and visible regions respectively. Such simulations will be practical in advancing future research and enhancing knowledge in this field.

**Keywords:** Optical Biosensor, Photonic Crystal, Bacteria, Quantum Dots.