

# Optoelectronic

Open  
Access

## ORIGINAL ARTICLE

# Presenting a New Structure for Optical Detection of Cancer Cells Using 2D Photonic Crystal

Elham Bahmani<sup>1\*</sup>, Jafar Emadi<sup>2</sup>

1 Assistan Professor, Department of Electrical Engineering, Marvdasht Branch, Islamic Azad University, Marvdasht, Iran.

2 M.Sc, Department of Electrical Engineering, Marvdasht Branch, Islamic Azad University, Marvdasht, Iran.

### Correspondence

Elham Bahmani

Email: [bahmani.e@gmail.com](mailto:bahmani.e@gmail.com)

### How to cite

Bahmani, E. Emadi, J. (2024). Presenting a New Structure for Optical Detection of Cancer Cells Using 2D Photonic Crystal, Optoelectronic, 6(2), 47-55.

### ABSTRACT

Health monitoring has always been one of the crucial challenges in the medical field, which is monitored by sensors. Meanwhile, optical sensors, especially those based on photonic crystal, have gained significant attention. For this purpose, the current research presents an optical sensor sample using a photonic crystal to monitor and detect four types of cancer cells. The proposed two-dimensional photonic crystal biosensor is made of silicon and is designed in an air substrate. However, it is designed by input and output waveguides and point resonators. After simulations and analysis, the sensitivity of the proposed structure has been reported within the range of 500 nm/RIU with a quality factor of over 600. The simplicity and small size of the structure, which is in the micrometer range, make it suitable for biosensing applications in the medical field. It is worth mentioning that numerical methods including the finite difference time domain (FDTD) method have been used for analyze the structure and obtain the output spectrum results, while the plane wave expansion (PWE) method has been utilized to analyze the photonic band gap range of the primary photonic crystal structure.

### KEYWORDS

Photonic Crystal, Sensitivity, Biosensor, Photonic Band Gap, Quality Factor.

فصلنامه علمی

## اپتوالکترونیک

«مقاله پژوهشی»

# ارائه ساختاری نوین به منظور تشخیص نوری سلول‌های سرطانی با بهره‌گیری از بلور فوتونی دو بعدی

الهام بهمنی<sup>1\*</sup>، جعفر عمادی<sup>2</sup>

### چکیده

پایش سلامت همواره یکی از چالش‌های مهم در حوزه پزشکی بوده است که این مورد توسط حسگرها پایش می‌شود. در این میان، اما حسگرهای نوری بالاخص حسگرهای نوری مبتنی بر بلور فوتونی جایگاه ویژه‌ای دارند. به همین منظور در این مقاله، به ارائه یک نمونه حسگر نوری با استفاده از بلور فوتونی به منظور پایش و تشخیص چهار نوع از سلول‌های سرطانی اقدام شده است. ساختار حسگر زیستی بلور فوتونی پیشنهادی از نوع دوبعدی و از جنس سیلیکون و در بستر هوا طراحی شده است. ساختار مذکور، توسط موجبرهای ورودی و خروجی و تشدیدگرهای نقطه‌ای طراحی شده است. پس از انجام شبیه‌سازی‌ها و تحلیل و بررسی‌های صورت گرفته، میزان حساسیت ساختار پیشنهادی در محدوده 500 nm/RIU با میزان ضریب کیفیت بالای 600 گزارش شده است. نتایج مناسب ساختار به همراه سادگی و کوچکی ساختار که در حد میکرومتری است، ساختار پیشنهادی را برای کاربردهای زیست حسگری در حوزه پزشکی مناسب کرده است. لازم به ذکر است که برای تحلیل ساختار، از روش‌های عددی از جمله روش تفاضل متناهی حوزه زمان به منظور به دست آوردن نتایج طیف خروجی ساختار و از روش بسط موج تخت برای تحلیل محدوده شکاف باند فوتونی ساختار بلور فوتونی اولیه استفاده شده است.

### واژه‌های کلیدی

بلور فوتونی، حساسیت، حسگر زیستی، شکاف باند فوتونی، ضریب کیفیت.

1 استادیار، گروه مهندسی برق، واحد مرودشت، دانشگاه آزاد اسلامی، مرودشت، ایران.  
2 کارشناسی ارشد، گروه مهندسی برق، واحد مرودشت، دانشگاه آزاد اسلامی، مرودشت، ایران.

نویسنده مسئول:

الهام بهمنی

rahmaneh.bahmani@gmail.com

استناد به این مقاله:

الهام بهمنی، جعفر عمادی (1402). ارائه ساختاری نوین به منظور تشخیص نوری سلول‌های سرطانی با بهره‌گیری از بلور فوتونی دو بعدی. فصلنامه علمی اپتوالکترونیک، 6(2).

55-47

## مقدمه

پس از جنگ جهانی دوم و با افزایش جمعیت و پیشرفت فناوری‌های پزشکی، از علت بسیاری بیماری‌ها پرده برداشته شد. اما همچنان در بحث تشخیص و درمان راه زیادی برای طی کردن وجود دارد. سرطان، دومین علت شایع مرگ و میر بشر پس از بیماری‌های قلبی است. علیرغم پیشرفت‌های اخیر تکنولوژی، همچنان تشخیص دیرهنگام، دلیل اصلی مرگ بیماران سرطانی است. زیرا هر چه زودتر این بیماری تشخیص داده شود، شانس درمان آن بیشتر است. سرطان یک بیماری چند مرحله‌ای است و طیف وسیعی از تغییرات ژنتیکی و اپی ژنتیکی را به دنبال دارد که سبب اختلال در سیگنال‌دهی سلولی می‌شود. روش‌های مرسوم، از جمله تصویربرداری، نمونه‌برداری و سونوگرافی به دلیل وابستگی به ویژگی‌های تومور برای تشخیص سرطان در مراحل اولیه کارآمد نیستند. این عوامل سبب شده است که تشخیص این بیماری با روش‌های مرسوم در مراحل ابتدایی با دشواری‌های زیادی همراه باشد. به همین دلیل، توجه محققان به توسعه روش‌های پیشرفته‌تر برای تشخیص این بیماری جلب شده است. یکی از این روش‌ها، شناسایی نشانگر زیستی (بیومارکر) سرطان به‌وسیله حسگرهای زیستی است. نشانگر زیستی به عنوان یک مولکول بیولوژی که در خون، مایعات بدن یا بافت‌ها یافت می‌شود و نشان دهنده یک فرایند طبیعی یا غیرطبیعی یا یک وضعیت خاص مانند یک بیماری است، تعریف شده است. به عنوان مثال، در مورد بیماری سرطان تغییر در سطح یا وجود و یا عدم وجود نشانگرها زیستی خاص در یک سلول، نشانه ایجاد تغییر در وضعیت سلول‌های سرطانی و مرحله سرطان است. نشانگرهای زیستی ممکن است پروتئین، آنزیم، نوکلئیک اسید یا هورمون باشند. به این ترتیب این نشانگرهای زیستی در طول سرطان، دستخوش تغییرات مهمی می‌شوند و می‌توانند به پایش و تشخیص زودهنگام بیماری کمک کنند. این نشانگرهای زیستی معمولاً در مایعات انسانی مانند خون، سرم، ادرار یا مایعات مغزی نخاعی شناسایی می‌شوند. اما می‌توانند در سلول‌های تومور نیز وجود داشته باشند [1, 2]. با این حال، علیرغم مطالعات اخیر، این سوال همچنان باقی است: آیا فرآورده‌های جانبی تومور که در خون یا سایر مایعات بدن رقیق شده‌اند، واقعاً می‌توانند دقت تشخیص و زمان مورد نیاز برای تشخیص زودهنگام سرطان را از نظر بالینی فراهم کنند؟ استفاده از زیست حسگرهای مبتنی بر بلور فوتونی<sup>1</sup>، برای

تشخیص این نشانگرها، یک روش نوین و قابل اعتماد محسوب می‌شود [3]. این ساختارها می‌توانند با استفاده از نور، تغییرات ضریب شکست<sup>2</sup> ساختار را با تزریق و یا تماس با نشانگر زیستی مورد نظر به ما نشان دهند [4, 5]. این فرآیند، غیر تهاجمی است و به مقدار بسیار کمی از نمونه خونی یا بافتی مورد نظر، نیاز دارد. همچنین این ساختارها، امکان تشخیص همزمان با اندازه ابعاد بسیار کوچک و پاسخ زمانی کم و حساسیت بالا را فراهم می‌کنند. از این رو تحقیق در زمینه زیست حسگرهای بلور فوتونی به کاهش ابعاد، کاهش هزینه و افزایش حساسیت و دقت تشخیص، کمک شایانی می‌کند [6]. پارامترهای مهم در بررسی زیست حسگرهای بلور فوتونی شامل موارد زیر است [3, 6]:

1. محدوده طیفی آزاد<sup>3</sup> 2. پهنا در نصف مقدار بیشینه (FWHM)<sup>4</sup> 3. ضریب کیفیت<sup>5</sup> 4. حساسیت<sup>6</sup> 5. ضریب همبستگی<sup>7</sup>

هدف کلی این مقاله، طراحی ساختاری مناسب جهت افزایش حساسیت و ضریب کیفیت با استفاده از فناوری بلور فوتونی است. از اهداف کاربردی این کار، می‌توان به بهره‌گیری از آن در ساختار مدارات مجتمع نوری، صنایع الکترونیک و الکترواپتیک، صنایع پزشکی و... اشاره کرد.

به منظور طراحی و شبیه‌سازی حسگر نوری پیشنهادی از نرم‌افزار آرسافت استفاده خواهد شد که مناسب در زمینه طراحی ساختارهای متناوب از جمله بلورهای فوتونی است. جهت تحلیل و به‌دست آوردن نتایج در این زمینه از روش‌های عددی از جمله روش بسط موجبر تخت (PWE)<sup>8</sup> در حوزه فرکانس به منظور استخراج شکاف باند فوتونی و از روش عددی تفاضل متناهی حوزه زمان (FDTD)<sup>9</sup> به منظور به‌دست آوردن و تحلیل نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها استفاده خواهد شد.

در ادامه، ابتدا به معرفی انواع بلورهای فوتونی، کاربردهای آن‌ها و روش‌های تحلیل بلورهای فوتونی پرداخته خواهد شد. سپس مدل پیشنهادی ارائه می‌گردد. در نهایت هم نتایج شبیه‌سازی‌های انجام شده و بحث و نتیجه‌گیری خواهد آمد.

2 Refractive Index

3 Free Spectral Range

4 Full width at Half Maximum

5 Quality Factor

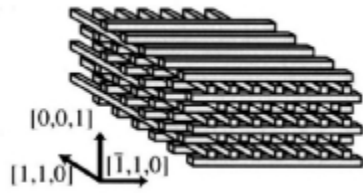
6 Sensitivity

7 Correlation Coefficient

8 Plane Wave Expansion

9 Finite Difference Time Domain

1 Photonic Crystal



شکل 3. نمونه‌ای از بلور فوتونی سه‌بعدی [9]

در طراحی بلورهای فوتونی، پارامترهای مهمی نظیر ثابت شبکه، شعاع حفره یا میله، ضریب پخشندگی و شکاف باند فوتونی وجود دارد که در ادامه به آن‌ها می‌پردازیم [7].

ثابت شبکه: در یک بلور فوتونی، فاصله بین سلول‌های تشکیل دهنده شبکه را ثابت شبکه می‌نامند. این سلول‌ها که ممکن است میله‌هایی از جنس دی‌الکتریک و یا حفره‌هایی از جنس هوا باشند می‌توانند در آرایش مثلثی یا مربعی نسبت به هم قرار گیرند. در واقع فاصله مرکز به مرکز این حفره‌ها یا میله‌ها به عنوان ثابت شبکه در نظر گرفته می‌شود و آن را با  $a$  نشان می‌دهند.

شعاع حفره (میله): یکی از پارامترهای مهم در تعیین شکاف باند فوتونی و بهره‌گیری از بلورهای فوتونی در طول موج‌های خاص، شعاع حفره هوا و یا میله دی‌الکتریک است که آن را با  $r$  نشان می‌دهند. به صورت تجربی برای شبیه‌سازی یک ساختار بلور فوتونی نباید اندازه شعاع میله‌های دی‌الکتریک دچار تغییرات گردد مگر در صورتی که قصد ایجاد نقص‌های خاص در ساختار را داشته باشیم.

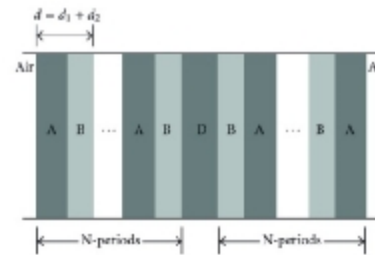
ضریب پخشندگی: نسبت حجم ماده با ضریب شکست بیشتر به حجم ماده با ضریب شکست کمتر در یک تناوب از بلور فوتونی را ضریب پخشندگی می‌نامند.

شکاف باند فوتونی: تلاش‌های زیادی برای ساخت و آزمایش ساختارهای شکاف باند فوتونی انجام شده است، که به تلاش‌های اولیه یابلونویچ برمی‌گردد [10] که مدت کوتاهی پس از اولین معرفی وی برای شکاف باند بلورهای فوتونی صورت گرفت. بسته به طول موج مورد نظر شکاف باند و ابعاد قطعه، ساخت آن می‌تواند آسان یا بسیار دشوار باشد. از آنجایی که طول موج شکاف باند مستقیماً با ثابت شبکه بلور فوتونی متناسب است، ساخت ساختارهای فرکانس پایین که به ابعاد بزرگ‌تر نیاز دارند آسان‌تر خواهد بود. در یک زیست حسگر بلور فوتونی، پارامترهای سنجش‌شده با ورود به ساختار، موجب تغییر ضریب شکست در ساختار می‌شوند. سپس این تغییر ضریب شکست، منجر به تغییر در طیف انتقال می‌گردد. تغییر در طیف انتقال به دو روش کلی اندازه‌گیری جابه‌جایی طول موج تشدید و اندازه‌گیری تغییر شدت طیف انتقال در طول موج تشدید انجام می‌پذیرد. وجود این تغییرات در نتایج حاصل از حسگر

## بلورهای فوتونی

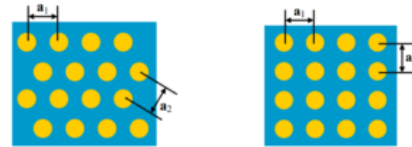
انواع بلورهای فوتونی: خواص نوری ساختارهای متناوب را می‌توان در طبیعت مشاهده کرد، از تغییر رنگ عقیق گرفته تا نور روی نقش‌های بال پروانه. طبیعت، میلیون‌ها سال است که از بلورهای فوتونی بهره‌برداری می‌کند، اما انسان‌ها به تازگی شروع به درک پتانسیل آن کرده‌اند. بلورهای فوتونی را به سه دسته می‌توان تقسیم کرد که در ادامه به آن‌ها می‌پردازیم.

ساده‌ترین ساختار بلورهای فوتونی، بلورهای فوتونی یک‌بعدی است که از لایه‌هایی با گذردهی متناوب در یک جهت تشکیل شده‌است و در جهات دیگر مقادیر این گذردهی ثابت است (شکل 1). این ساختارها که به عنوان بازتاب‌کننده‌های براگ یا پشته‌های براگ نیز شناخته می‌شوند، معمولاً با تکنیک‌هایی مانند لیتوگرافی<sup>1</sup> یا رسوب‌گذاری لایه‌به‌لایه<sup>2</sup> ساخته می‌شوند. این ساختارها، دوره تناوبی به اندازه طول موج نور ورودی دارند [7].



شکل 1. نمایی از بلور فوتونی یک بعدی [8]

در بلورهای فوتونی دو بعدی، تغییر تناوبی در ضریب شکست در دو بعد وجود دارد در حالی که ضریب شکست در بعد سوم ثابت می‌ماند (شکل 2). این نوع بلورها دارای مزایایی از جمله طراحی انعطاف‌پذیر، سازگاری کامل با تکنولوژی CMOS، اندازه کوچک، یکپارچگی آسان و حساسیت بالا هستند [7].



شکل 2. نمایی از بلور فوتونی دو بعدی

در بلورهای فوتونی سه بعدی، تناوب ضریب شکست در هر سه بعد وجود دارد و شکاف باند، سه بعدی است (شکل 3). به این مفهوم که هر موج صفحه‌ای با هر زاویه‌ای در فضا از سطح این بلور فوتونی منعکس می‌شود [7].

**روش‌های تحلیل بلورهای فوتونی:** تحلیل بلورهای فوتونی از طریق حل معادلات ماکسول یا معادله هلم هولتز به کمک روش‌های تحلیلی، نیمه تحلیلی و عددی امکان‌پذیر است. روش تحلیلی، فقط محدود به حل معادله هلم هولتز برای محیط‌های ناهمگون دو بعدی و سه بعدی است. حل این معادله در هر ضریب شکستی امکان‌پذیر نخواهد بود و تنها در حالات خاصی می‌توان این معادله را به صورت تحلیلی، تحلیل کرد. در روش‌های نیمه تحلیلی، پاسخ‌ها به صورت بسطی از توابعی که خود از حل تحلیلی معادله دیفرانسیل به دست می‌آیند، نوشته می‌شوند. سپس ضرایب بسط یا مقادیر ویژه از اعمال شرایط مرزی به دست می‌آیند. پس این روش، خود ترکیبی از روش‌های تحلیلی و عددی است. در الکترومغناطیس برای تحلیل بلورهای فوتونی روش‌های عددی متعددی وجود دارد که هر کدام دارای مزایا و معایبی‌اند. در نرم‌افزارهای شبیه‌ساز بلورهای فوتونی، استفاده از بعضی از این روش‌ها به صورت یک ماژول و یا یک حالت قابل انتخاب، تعریف شده است. به‌طور کلی می‌توان روش‌های عددی را به دو دسته تقسیم کرد، روش‌های حوزه زمان (تفاضل متناهی و اجزای متناهی) و حوزه فرکانس (توابع ونیر، اجزای متناهی، تفاضل متناهی، چند قطبی‌های متعدد و بسط موجبر تخت). در این تحقیق، جهت استخراج شکاف باند فوتونی از روش بسط موجبر تخت (PWE) در حوزه فرکانس و به منظور تحلیل نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌ها از روش عددی تفاضل متناهی حوزه زمان (FDTD) استفاده شده است.

### توصیف مدل

در این بخش، یک نمونه حسگر نوری مبتنی بر ساختارهای بلور فوتونی طراحی و شبیه‌سازی شده است. ساختار پیشنهادی در قالب آرایه دوبعدی بلور فوتونی و به منظور تشخیص سرطان است. به منظور طراحی و شبیه‌سازی ساختار پیشنهادی، در گام نخست به استخراج محدوده شکاف باند فوتونی پرداخته می‌شود. سپس ساختار پیشنهادی با ایجاد نواقص مختلف ساختاری طراحی می‌شود و در نهایت نیز به شبیه‌سازی‌های مورد نظر پرداخته خواهد شد.

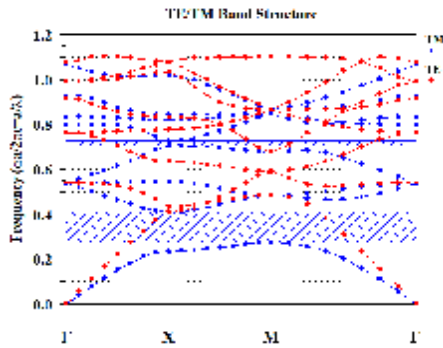
نوری نمودی از وجود یا عدم وجود ماده سنجش‌شده، است که مبنای اصلی حسگر نوری مبتنی بر ساختار بلور فوتونی است [11, 12].

**کاربرد بلورهای فوتونی:** ادوات نوری که با استفاده از بلورهای فوتونی طراحی و ساخته می‌شوند تا به‌خصوص در مدارات مجتمع نوری به‌کار گرفته شوند شامل؛ فیلترهای نوری [13]، لیزرها [14]، فیبرهای نوری بلور فوتونی [15]، گیت‌های منطقی [14] و از همه مهم‌تر زیست حسگرهای نوری [16] هستند. ویژگی‌های منحصر به‌فرد بلورهای فوتونی که شامل وجود شکاف باند فوتونی که باعث کنترل کردن نور درون ساختار می‌شود و همچنین انعطاف‌پذیری بالای بلورهای فوتونی، مقیاس کوچک میکرو-نانومتری و همچنین حساسیت بالای آنها باعث استقبال بسیار بالایی از این نوع محیط‌های نوری شده است.

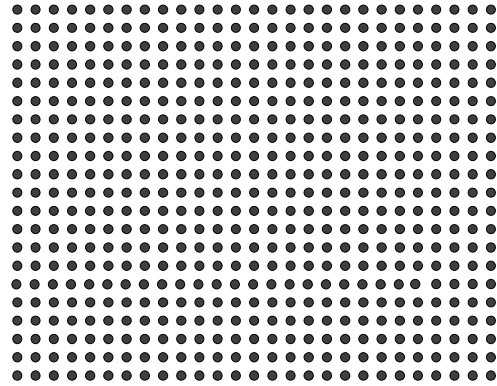
لازم به ذکر است تمرکز اصلی این کار بر مورد آخر یعنی تولید حسگرهای بلور فوتونی است. از آنجا که هر گونه تغییر در تناوب یا ضریب شکست یک ساختار بلور فوتونی می‌تواند منجر به تغییر در رنگ بازتاب شده یا رنگ دریافت شده توسط ناظر یا طیف‌سنج شود، بنابراین برای کاربردهای حسگری، به فناوری موثری تبدیل شده‌اند. از جمله کاربرد حسگرهای بلور فوتونی می‌توان به تجزیه و تحلیل محیط، سنجش دما، حسگری مغناطیسی، حسگری زیستی، تشخیص، کنترل کیفیت غذا، امنیت و سنجش مکانیکی اشاره کرد.

### تشدیدگرهای مبتنی بر ساختارهای بلور فوتونی

تشدیدگرها از مهم‌ترین بخش‌های ساختار حسگرهای نوری مبتنی بر بلور فوتونی به شمار می‌ورند. تاکنون تحقیقات زیادی جهت طراحی ادوات نوری مبتنی بر بلورهای فوتونی صورت گرفته است، از جمله زیست حسگرهای نوری مبتنی بر بلورهای فوتونی با استفاده از نقص‌های خطی و نقطه‌ای و تشدیدگرهای حلقوی ([17-21]). که البته در تحقیقات انجام شده، توجه بیشتری به تشدیدگرهای نقطه‌ای و خطی به علت راندمان انتقال بالا، ضریب کیفیت بالا و انعطاف‌پذیری در انتخاب طول موج مناسب و همچنین تداخل پایین آنها، شده است. امروزه تشدیدگرهای متفاوتی در جهت طراحی ادوات نوری مبتنی بر ساختارهای بلور فوتونی ارائه گردیده است. در این تحقیق، نیز با توجه به ویژگی‌های خاص این نوع از تشدیدگرها، از آنها در جهت طراحی و شبیه‌سازی ساختارهای مورد نظر استفاده شده است تا بهترین راندمان حاصل شود.



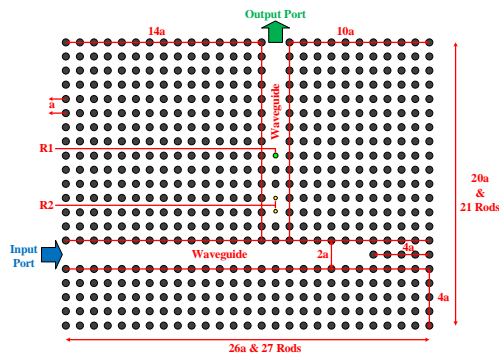
شکل 5. نمودار شکاف باند فوتونی در قطبش‌های TE و TM برای ساختار بلور فوتونی در نظر گرفته شده با ثابت شبکه 500 نانومتر و شعاع دی الکتریک 100 نانومتر



شکل 4. ساختار اولیه بلور فوتونی بدون نقص

### طراحی اولیه ساختار

ساختار حسگر پیشنهادی در شکل (6) نشان داده شده است.



شکل 6. ساختار حسگر نوری پیشنهادی مبتنی بر تشدیدگر بلور فوتونی ساختار پیشنهادی از چند بخش اصلی تشکیل شده است که شامل دو نقص خطی به صورت موجبر نوری عمودی و افقی است که با حذف میله‌های موجبر ساختار ایجاد شده است و همچنین چند تشدیدگر نقطه‌ای طراحی شده که در تقاطع دو ساختار قرار دارند. به منظور ایجاد تشدیدگرهای مورد نظر از کاهش شعاع میله‌های دی الکتریک درون ساختار استفاده شده است. شعاع میله برای دو نوع تشدیدگر  $R_1$  و  $R_2$  به ترتیب برابر با 75 nm و 54 nm در نظر گرفته شده است. لازم به ذکر است جهت جلوگیری از اتلاف توان و کنترل و هدایت نور به درون موجبر خروجی از میله‌هایی در انتهای موجبر ورودی استفاده شده است. ساختار دارای یک درگاه ورودی به منظور ارسال پالس‌های نوری درون ساختار و یک درگاه خروجی در راستای انتقال نور دریافتی از تشدیدگرها تشکیل شده است که نور با طول موج مورد نظر از درگاه ورودی وارد ساختار شده و با توجه به طول موج خود توسط تشدیدگرها تشدید و به خروجی ساختار نوری هدایت می‌گردد.

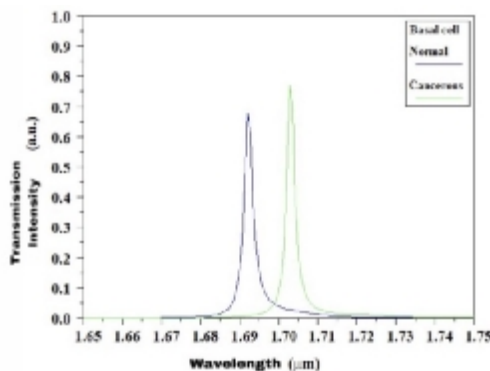
پس از طراحی ساختار نوری مورد نظر، نیاز به شبیه‌سازی و بررسی نتایج تحلیل، امری ضروری است. بدین منظور جهت

بستر اولیه بلور فوتونی دوبعدی در نظر گرفته شده در شکل (4) نشان داده شده است. همان گونه که مشاهده می‌شود، ساختار بلور فوتونی دوبعدی با ثابت شبکه مربعی است. ساختار کامل و بدون نقص بلور فوتونی، از 27 میله دی الکتریک در راستای X و 21 میله در راستای Z تشکیل شده است. جنس میله‌ها سیلیکون ( $Si$ ) و بستر ساختار هوا است. ثابت شبکه  $a = 500$  nm و شعاع میله‌های دی الکتریک در حدود  $R = 0.2a$  nm در نظر گرفته شده است. برای تجزیه و تحلیل مدل پیشنهادی از دو روش تفاضل متناهی در حوزه زمان و بسط موج تخت استفاده شده است. روش تفاضل متناهی در حوزه زمان برای بررسی و شبیه‌سازی انتشار امواج الکترومغناطیسی و روش بسط موج تخت برای به دست آوردن شکاف باندهای فوتونی به کار گرفته شده است. شکل (5) شکاف باندهای ساختار را نشان می‌دهد. شکاف باند برای مد  $TE^1$  محدوده‌ای نداشته و مد  $TM^2$  در دو محدوده  $0/4105 \leq a/\lambda \leq 0/726$  و  $0/274 \leq a/\lambda \leq 0/706$  مقدار دارد که به ترتیب فاصله طول موجی  $1218 \leq \lambda \leq 1824$  nm و  $708 \leq \lambda \leq 688$  nm را در بر می‌گیرند. بنابراین در ادامه تمامی شبیه‌سازی‌ها در مد TM انجام خواهد گرفت. همچنین، در ادامه خواهیم دید که محدوده شکاف باند فوتونی نخست  $(0/274 \leq a/\lambda \leq 0/4105)$  در برگیرنده محدوده طول موج مطلوب است.

سلول‌های سرطانی شده است. بهره‌گیری از ضریب شکست سلول‌ها در حالت سرطانی و عادی و بررسی شیفت فرکانسی یا شدت، مبنای عملکردی این حسگرهای زیستی نوری است. چهار پارامتر اصلی حساسیت، ضریب کیفیت، اندازه و قابلیت ساخت در نوع طراحی و به‌کارگیری حسگرهای نوری مبتنی بر بلورهای فوتونی دخیل هستند. به‌کارگیری تشدیدگر حلقوی بهینه شده با کمترین میزان FWHM باعث ایجاد باریکه قله طول موجی و همچنین بهترین حالت ضریب کیفیت برای حسگر زیستی نوری پیشنهادی می‌شود. وجود FWHM باریک و به طبع آن ضریب کیفیت بالا باعث کاهش عدم تداخل حالت‌های مختلف تغییرات قله طول موجی به ازای تغییرات ضریب شکست خواهد شد. در نتیجه میزان تشخیص بالای ساختار، به ازای قرارگیری سلول‌های مختلف سرطانی را باعث می‌گردد.

### نتایج شبیه‌سازی

چهار نوع سرطان در این تحقیق بررسی شده است، سرطان پوست (Skin)، سرطان خون (Blood)، سرطان سینه (Breast) و نوع سلول (Adrenal Gland) و سرطان‌ها و ضریب شکست آنها در دو حالت سالم و سرطانی در جدول (1) آورده شده است. قرار دادن دو ضریب شکست مختلف به ازای دو حالت سالم و سرطانی بودن هر سلول، در ساختار حسگر زیستی پیشنهادی، باعث ایجاد قله طول موجی خاصی در هر حالت شده است. طول موج تشدید به ازای هر سلول سرطانی در دو حالت سالم و سرطانی در شکل‌های (9) تا (12) نشان داده شده است.

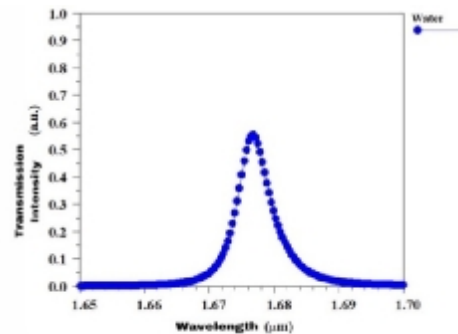


شکل 9. طیف خروجی ساختار حسگر نوری پیشنهادی در راستای تشخیص سلول‌های سرطان پوست

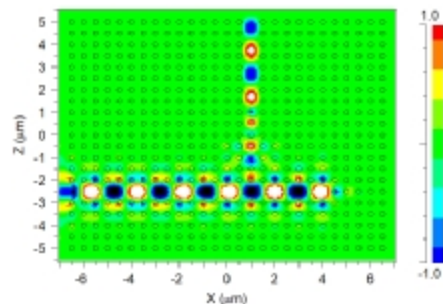
شبیه‌سازی و انجام محاسبات از روش عددی تفاضل متناهی حوزه زمان استفاده شده است. در جهت استفاده از این روش نیاز به مش‌بندی‌های دقیق و انجام محاسبات زمانی است، سایز مش‌بندی ساختار  $\Delta x = \Delta z = \frac{a}{16}$  است که با توجه به اندازه ثابت شبکه  $a=500 \text{ nm}$  برابر با  $\Delta x = \Delta z = 31 \text{ nm}$  می‌شود. به کمک رابطه (1) می‌توان گام‌های زمانی در جهت انجام محاسبات را به دست آورد. یادآوری می‌شود که C در رابطه مذکور، سرعت نور در فضای آزاد است. کلیه محاسبات در حالت دوبعدی انجام شده است.

$$\Delta t \leq \frac{1}{c \sqrt{\left(\frac{1}{\Delta x}\right)^2 + \left(\frac{1}{\Delta z}\right)^2}} \quad (1)$$

شکل (7) نمودار انتقال را در ورودی از طریق ساختار پیشنهادی با استفاده از آب یونیزه با طول موج رزونانس 1267/7 nm و در شکل (8) نحوه توزیع توان نور در طول موج مد نظر را نشان می‌دهد. همان‌طور که در شکل (7) نشان داده شده است طیف خروجی ساختار که از درگاه خروجی خارج می‌شود در طول موج 1676/8 nm دارای شدت انتقال 57% و پهنای باندی در حدود 6 nm است.



شکل 7. شدت انتقال طیف خروجی آب یونیزه



شکل 8. نحوه انتقال و توزیع توان در طول موج 1676/8 nm

### بررسی عملکرد ساختار در راستای تشخیص

سلول‌های سرطانی: اندازه میکرومتری، حد تشخیص بالا و قابلیت سازگاری با مواد زیستی باعث توجه و تحقیقات بسیار زیادی بر روی حسگرهای زیستی نوری به منظور تشخیص

حدود بالای 70% به دست آمده است. پارامتر بعدی، مقدار ضریب کیفیت است که در تعیین محدوده طیفی شرایط تشدید یک تشدیدگر، مفید است. ضریب کیفیت پایین معمولاً به دلیل تلفات زیاد است. به طور کلی ضریب کیفیت به صورت نسبت طول موج رزونانسی بر FWHM تعریف می‌شود (رابطه (2)).

$$Q = \frac{\lambda_0}{\Delta\lambda} \quad (2)$$

که در اینجا  $\lambda_0$  طول موج رزونانسی و  $\Delta\lambda$  مقدار FWHM است. در این تحقیق میزان ضریب کیفیت، بالای 600 به دست آمده است.

پارامتر بعدی میزان حساسیت است که به صورت نسبت طول موج جابه‌جایی به تغییر در ضریب شکست ناشی از آنالیت مطابق رابطه (3) تعریف می‌شود.

$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n} \left( \frac{\text{nm}}{\text{RIU}} \right) \quad (3)$$

$\Delta\lambda$  تغییرات در طول موج مرکزی نسبت به طول موج مرجع و  $\Delta n$  تغییرات در ضریب شکست نسبت به ضریب شکست مرجع را نشان می‌دهد. در این تحقیق میزان حساسیت به دست آمده از شبیه‌سازی‌های انجام شده در حدود 500 nm/RIU است.

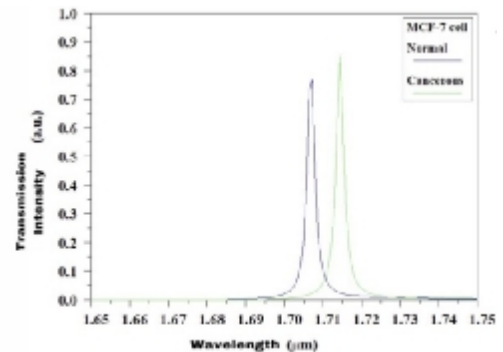
با توجه به نتایج به دست آمده، کار پیشنهادی ما از نظر حساسیت، فاکتور کیفیت و همچنین اندازه ابعاد نسبت به تحقیقات دیگر دارای مزیت بیشتری است. جدول (2) مقایسه بین حسگر پیشنهادی و برخی از گزارش‌های منتشر شده قبلی را نشان می‌دهد.

### بحث و نتیجه‌گیری

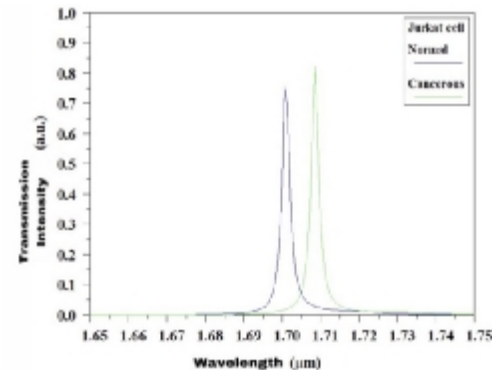
در این مقاله، یک نوع ساختار حسگر نوری بلور فوتونی مبتنی بر تشدیدگر نوری، جهت تشخیص سلول‌های سرطانی طراحی شد. مدل پیشنهادی، نسبت به تغییر در سلول‌های معمولی و سرطانی با حساسیت حدود 500 nm/RIU بسیار حساس است و همچنین دارای فاکتور کیفیت مناسبی بیش از 600 است. حسگر طراحی شده می‌تواند در صنایع پزشکی کاربرد گسترده‌ای داشته باشد.

### References

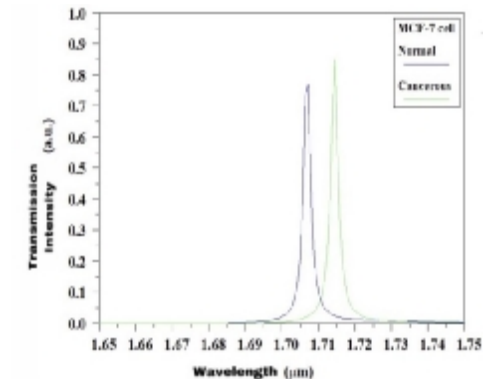
- [1] Schiffman, J.D., P.G. Fisher, and P. Gibbs, Early detection of cancer: past, present, and future. American Society of Clinical Oncology Educational Book, 35(1): (2015) p. 57-65.



شکل 10. طیف خروجی ساختار حسگر نوری پیشنهادی در راستای تشخیص سلول‌های سرطان فوق کلیوی



شکل 11. طیف خروجی ساختار حسگر نوری پیشنهادی در راستای تشخیص سلول‌های سرطان خون



شکل 12. طیف خروجی ساختار حسگر نوری پیشنهادی در راستای تشخیص سلول‌های سرطان سینه

حسگر پیشنهادی با پارامترهای مختلفی از جمله ضریب انتقال، ضریب کیفیت و حساسیت تعریف می‌شود. شدت ضریب انتقال ناشی از درصد قله تشدید رزونانسی نسبت به شدت اولیه پالس نوری است که در این تحقیق مقدار بسیار مناسبی و در

- [2] Beaver, J.A., et al., Detection of cancer DNA in plasma of patients with early-stage breast cancer. Clinical cancer research, 2014. 20(10): p. 2643-2650.
- [3] Miyan, H., et al., Computational Study of a Compact and High Sensitive Photonic Crystal for



- Cancer Cells Detection. *IEEE Sensors Journal*, 2022. 22(4): p. 3298-3305.
- [4] Kal-Koshvandi, A.T., Recent advances in optical biosensors for the detection of cancer biomarker  $\alpha$ -fetoprotein (AFP). *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, 2020. 128: p. 115920.
- [5] Jayanthi, V.S.A., A.B. Das, and U. Saxena, Recent advances in biosensor development for the detection of cancer biomarkers. *Biosensors and Bioelectronics*, 2017. 91: p. 15-23.
- [6] Sharma, P., P. Sharan, and P. Deshmukh. A photonic crystal sensor for analysis and detection of cancer cells. in *2015 International conference on pervasive computing (ICPC)*. 2015.
- [7] Hameed, M.F.O. and S. Obayya, *Computational photonic sensors*. 2019: Springer.
- [8] Kumar, A., et al., Wide range temperature sensors based on one-dimensional photonic crystal with a single defect. *International Journal of Microwave Science and Technology*, 2012.
- [9] Shoji, S., H.-B. Sun, and S. Kawata, Photofabrication of wood-pile three-dimensional photonic crystals using four-beam laser interference. *Applied physics letters*, 2003. 83(4): p. 608-610.
- [10] Yablonovitch, E., et al., Virtual photoconductivity. *Physical review letters*, 1989. 63(9): p. 976.
- [11] Almagani, A.H., et al., Highly sensitive nanobiosensor based on a binary photonic crystal for cancer cell detection. *Optical and Quantum Electronics*, 2022. 54(9): p. 1-19.
- [12] Sani, M.H., A. Ghanbari, and H. Saghaei, High-sensitivity biosensor for simultaneous detection of cancer and diabetes using photonic crystal microstructure. *Optical and Quantum Electronics*, 2022. 54(1): p. 1-14.
- [13] Seifouri, M., V. Fallahi, and S. Olyaei, Ultra-high-Q optical filter based on photonic crystal ring resonator. *Photonic Network Communications*, 2018. 35(2): p. 225-230.
- [14] Massaro, A., *Photonic crystals: introduction, applications and theory*. 2012: BoD-Books on Demand.
- [15] Shafkat, A., Analysis of a gold coated plasmonic sensor based on a duplex core photonic crystal fiber. *Sensing and Bio-Sensing Research*, 2020. 28: p. 100324.
- [16] Sayed, H. and A.H. Aly, Salinity optical sensor by using two-dimensional photonic crystals: computational study. *Materials Science and Engineering: B*, 2021. 269: p. 115169.
- [17] Qing, X. and M.H. Sani, Optical refractive index sensor for detection of N<sub>2</sub>, He and CO<sub>2</sub> gases based on square resonance nanocavity in 2D photonic crystal. *Optics Communications*, 2021. 490: p. 126940.
- [18] Sharma, S., et al., 2D photonic crystal based biosensor for the detection of chikungunya virus. *Optik*, 2021. 237: p. 166575.
- [19] Biswas, U., J.K. Rakshit, and G.K. Bharti, Design of photonic crystal microring resonator based all-optical refractive-index sensor for analyzing different milk constituents. *Optical and quantum electronics*, 2020. 52(1): p. 1-15.
- [20] Biswas, U. and J.K. Rakshit, Detection and analysis of hemoglobin concentration in blood with the help of photonic crystal based micro ring resonator structure. *Optical and Quantum Electronics*, 2020. 52(10): p. 1-16.
- [21] Barough, A.S., M. Noori, and A. Abbasiyan, Slow light-based refractive index sensor in single mode photonic crystal waveguide. *Physica Scripta*, 2021. 96(8): p. 085508.