

ORIGINAL ARTICLE

Design and Simulation of Two-Dimensional Photonic Crystal-Based Sensor for Detecting Colon Cancer Cells

Abdolrasoul Gharaati^{1*}, Ghasem Forozani², Zeynab Rezaeian³

1 Professor, Department of Physics, Payame Noor University, Tehran, Iran.

2 Associate Professor, Department of Physics, Payame Noor University, Tehran, Iran.

3 Ph.D. Student, Department of Physics, Payame Noor University, Tehran, Iran.

Correspondence

Abdolrasoul Gharaati

Email: agharaati@pnu.ac.ir

How to cite

Gharaati, A. Forozani, Gh. Rezaeian, Z. (2025). Design and Simulation of Two-Dimensional Photonic Crystal-Based Sensor for Detecting Colon Cancer Cells, Optoelectronic, 7(2), 9-16.

ABSTRACT

Designing and simulating two-dimensional photonic crystal-based biosensors is essential for the early and accurate detection of cancers. These biosensors can measure changes in the refractive index of cancer cells, which occur due to the increased concentration of proteins in these cells. In this research work, two-dimensional photonic crystal-based biosensors with dielectric rods made of germanium designed and simulated. The results indicate that the designed two-dimensional photonic crystal-based biosensor exhibited high sensitivity and accuracy in detecting colon cancer cells. The proposed biosensor, designed to detect colon cancer cells known as LoVo, demonstrated a sensitivity of 567 nm/RIU and a quality factor of 10615, indicating its effective performance in identifying colon cancer cells. This sensor has the potential to be used in medical applications.

KEYWORDS

Biosensor, Colon Cancer Cells, Photonic Crystal.

فصلنامه علمی
اپتوالکترونیک

«مقاله پژوهشی»

طراحی و شبیه‌سازی حسگر مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی برای تشخیص سلول‌های سرطانی روده بزرگ

عبدالرسول قرائتی^{1*}، قاسم فروزانی²، زینب رضائیان³

چکیده

طراحی و شبیه‌سازی حسگرهای زیستی مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی به ویژه برای تشخیص زودهنگام و دقیق سرطان‌ها لازم و ضروری است. این بیوحسگرها قادرند تغییرات در ضریب شکست سلول‌های سرطانی را اندازه‌گیری کنند که به دلیل افزایش غلظت پروتئین در این سلول‌ها اتفاق می‌افتد. در این کار پژوهشی، بیوحسگرهای مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی با میله‌های دی الکتریک از جنس ژرمانیوم طراحی و شبیه‌سازی شد. نتایج نشان می‌دهد که بیوحسگر مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی طراحی شده، دارای حساسیت و دقت بالایی در تشخیص سلول‌های سرطانی روده بزرگ بودند. بیوحسگر پیشنهادی برای تشخیص سلول سرطانی روده بزرگ موسوم به $LoVo^1$ با حساسیت 567 nm/RIU و فاکتور کیفیت 10615، نشان از عملکرد مؤثر در شناسایی سلول‌های سرطانی روده بزرگ دارد و می‌تواند به طور بالقوه در کاربردهای پزشکی به کار گرفته شود.

واژه‌های کلیدی

بیوحسگر، سرطان روده بزرگ، بلور فوتونی.

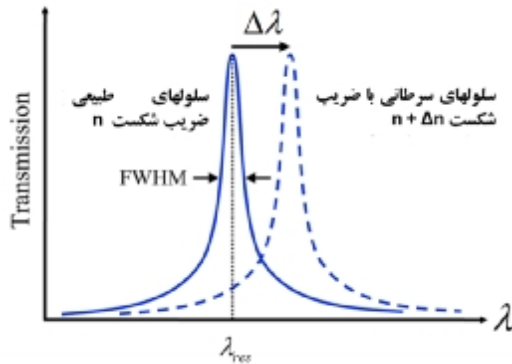
1 استاد، گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران.
2 دانشیار، گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران.
3 دانشجوی دکترا، گروه فیزیک، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران.

نویسنده مسئول:
عبدالرسول قرائتی
ایمانه: agharaati@pnu.ac.ir

استناد به این مقاله:

عبدالرسول قرائتی، قاسم فروزانی، زینب رضائیان (1403). طراحی و شبیه‌سازی حسگر مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی برای تشخیص سلول‌های سرطانی روده بزرگ. فصلنامه علمی اپتوالکترونیک، 7(2)، 9-16.

<https://jphys.journals.pnu.ac.ir>



شکل 1. نحوه عملکرد بیوحسگر مبتنی بر بلور فوتونی از طریق تغییرات در ضریب شکست ماده

سلول‌های سرطانی باعث افزایش ضریب شکست آنها می‌شود. از آنجایی که ارزیابی روش‌های استاندارد تشخیصی مثل تصویربرداری، سونوگرافی، آزمایش خون و... پرهزینه و زمان‌بر است، تلاش‌های قابل توجهی برای توسعه سیستم‌های جدید تشخیص زود هنگام سرطان صورت گرفته است. حسگر مبتنی بر بلور فوتونی می‌تواند به منظور بهبود حساسیت، قابلیت اطمینان، پاسخ سریع، هزینه کم، دقت و تشخیص در زمان کمتر کمک شایانی را در فرآیند تشخیص بیماری سرطان داشته باشد. طیوب¹ و همکاران، ساختار بلور فوتونی دو بعدی را طراحی کردند که دارای 39×23 میله دی الکتریک از جنس هوا در بستر سیلیکون بود. ایشان با استفاده از ایجاد نقص در ساختار، سازه‌ای طراحی کرده بودند که از دو موجبر خطی و یک حفره در وسط تشکیل شده بود. با استفاده از روش تفاضل المان محدود در حوزه زمانی، بیوحسگر طراحی شده دارای ضریب کیفیت $10^7 \times 1/032$ ، حساسیت $609/25$ (nm/RIU) در مساحت شبکه $165/855$ میکرومتر مربع بود [5]. همچنین دانایی² و همکاران، بلور فوتونی دو بعدی با شبکه 15×15 با استفاده از میله‌های گالیوم آرسناید در بستر دی اکسید سیلیکون، با دو موجبر خطی و یک آنالیت میله مرکزی را ارائه کردند. بیوحسگر طراحی شده با استفاده از روش تفاضل المان محدود در بازه زمانی با ضریب کیفیت 30 و حساسیت 720 (nm/RIU) بود [6]. در پژوهشی دیگر، جوکار³ و همکاران شبکه بلور فوتونی دو بعدی با نقاط شبکه مربعی 17×21 با استفاده از میله‌های سیلیکونی در بستر هوا را شبیه‌سازی کردند [7]. این سازه از دو موجبر خطی و تشدیدگرهای با حلقه بیضی شکل تشکیل شده بود. حسگر

مقدمه

در سال‌های اخیر، حسگرهای زیستی به عنوان روشی سریع و قابل اعتماد برای اندازه‌گیری پارامترهای مختلف در زمینه‌های نانوفناوری، نگهداری مواد غذایی، تحقیقات زیست‌پزشکی، تولید و تست داروها و غیره استفاده شده‌اند. حسگر زیستی دستگاهی است که از دو بخش گیرنده زیستی و مبدل تشکیل شده است. گیرنده زیستی یک مولکول شناسایی زیستی است که مولکول هدف را شناسایی می‌کند و مبدل، رویداد تشخیص را به یک سیگنال قابل اندازه‌گیری تبدیل می‌کند. ویژگی منحصر به فرد حسگرهای زیستی، ترکیب این دو بخش در یک دستگاه است که اندازه‌گیری مولکول هدف را بدون استفاده از واکنش‌گر امکان‌پذیر می‌سازد [1].

اولین حسگر زیستی در اوایل دهه 1960 ساخته شد و مبتنی بر آنزیم گلوکز اکسیداز برای تشخیص دیابت بود. در سال 1975، حسگر زیستی گلوکز به عنوان اولین بیوحسگر الکتروشیمیایی تجاری معرفی شد و در سال 1982، شیچیری و همکاران اولین سوزن نوع آنزیم الکترودی برای اندازه‌گیری زیرجلدی گلوکز را ارائه کردند [2].

حسگرهای زیستی از حساسیت بالایی برخوردارند و دارای طیف دینامیکی وسیعی هستند که آنها را برای اندازه‌گیری نهاده‌های بیوشیمیایی کوچک مناسب می‌سازد. این حسگرها ارزان هستند، اندازه کوچکی دارند، در برابر تداخل الکترومغناطیسی مقاوم‌اند و می‌توانند سنجش از راه دور و تشخیص چندگانه را در یک دستگاه واحد انجام دهند. حسگرهای زیستی مبتنی بر بلور فوتونی تنوع زیادی دارند که شامل حسگرهای زیستی مبتنی بر فیبرهای بلور فوتونی، موجبرهای بلور فوتونی، نانو حلقه‌های تشدیدگر بلور فوتونی و میکرو/نانو تشدیدگرهای بلور فوتونی می‌شوند [3].

با توجه به اینکه در بیوحسگرهای مبتنی بر بلورهای فوتونی هر گونه تغییر در ضریب شکست ماده می‌تواند منجر به جا به جایی طول موج تشدید نمونه شود، از این رو می‌توان از آنها در زمینه تشخیص دقیق و زود هنگام سرطان استفاده نمود (شکل 1). سرطان‌های مختلف نسبت به بافتی که از آن منشأ می‌گیرد، فاکتورهای تکثیری و رشد متفاوتی را نشان می‌دهند. سرطان عامل اصلی مرگ و میر در جهان است و بیش از 30 درصد موارد سرطان در کشورهای با درآمد کم و متوسط پایین را تشکیل می‌دهد [4]. سیگار کشیدن، داشتن BMI بالا، مصرف بیش از حد الکل و رژیم غذایی نامناسب از علل اصلی سرطان هستند. علاوه بر این، افزایش غلظت پروتئین در

1 Tayoub

2 Danaie

3 Jokar

زیستی فوق دارای ضریب کیفیت 422/36 و حساسیت 1170 (nm/RIU) و مساحت شبکه برابر 104/88 میکرومتر متر مربع بود. پیندا¹ و همکاران هم نشان دادند که حسگرهای زیستی بلور فوتونی در مقایسه با میکروسکوپ الکترونی روبشی و روش رنگ‌سنجی α -کازئین کیموتریپسین²، اثر تشخیصی کارآمدتر و راحت‌تری را ارائه می‌کنند [8]. پرندین³ و همکاران، یک حسگر مبتنی بر بلور فوتونی شامل تشدیدگر با ساختار حفره حلقه‌ای پیشنهاد کردند که قابلیت تشخیص اجزای مختلف خون را با مقایسه توان انرژی امواج الکترومغناطیسی عبور کرده از آن را در خروجی را داشت که دارای ضریب کیفیت بالای 5166 بود و همچنین حساسیت آن تنها 2/94 (nm/RIU) است [9]. البته بایستی به این نکته اشاره کرد که، حساسیت کمتر ممکن است منجر به خطا در تشخیص اجزای خون با ضرایب شکست مشابه و نزدیک به هم می‌شود. کریشنامورتی⁴ یک بیوحسگر بلور فوتونی با شبکه مربعی برای تشخیص اجزای مختلف خون با حداکثر ضریب کیفیت 3702 و حساسیت 166 (nm/RIU) پیشنهاد کردند [10]. بنابراین؛ می‌توان گفت در حال حاضر، بهبود حساسیت حسگر و ضریب کیفیت همچنان از مهم‌ترین پارامترهای طراحی بیوحسگرها هستند. البته هنوز برای تمایز بین سلول‌های طبیعی و سلول‌های سرطانی نیاز به کار تحقیقاتی بیشتری است تا بتوان بیوحسگرهایی با حداکثر حساسیت طراحی و شبیه‌سازی کرد. بنابراین؛ در این مقاله، با استفاده از بلور فوتونی دو بعدی، بیوحسگر با کاربرد در تشخیص سرطان روده بزرگ طراحی و شبیه‌سازی گردید.

سلول‌های سرطانی روده

سرطان روده بزرگ⁵، یکی از شایع‌ترین انواع سرطان است که در بافت‌های روده بزرگ شروع می‌شود. این بیماری به‌ویژه در افرادی با رژیم غذایی نامناسب بیشتر دیده می‌شود. در مراحل ابتدایی، سرطان روده ممکن است بدون علامت باشد، اما با پیشرفت بیماری، علائمی مانند تغییر در عادات روده، خون در مدفوع، کاهش وزن بی‌دلیل و خستگی شدید بروز می‌کند. سلول‌های سرطانی روده با ویژگی‌های خاصی شناخته می‌شوند که آن‌ها را از سلول‌های سالم تمایز می‌دهد [11]. برخی از این ویژگی‌ها عبارتند از:

- 1 Pineda
- 2 α -Casein Chymotrypsin Colorimetric
- 3 Parandin
- 4 Krishnamoorthi
- 5 Colon Cancer

1. افزایش نرخ تقسیم سلولی:

- سلول‌های سرطانی روده به طور غیرطبیعی تقسیم می‌شوند و نرخ رشد و تکثیر آن‌ها بسیار بالاست. این تقسیم سلولی غیرقابل کنترل باعث تشکیل توده‌های سرطانی یا تومورها می‌شود [12].

2. تغییرات ژنتیکی:

- سلول‌های سرطانی روده معمولاً دارای جهش‌های ژنتیکی متعددی هستند که به آن‌ها اجازه می‌دهد از مکانیسم‌های معمول کنترل رشد سلولی فرار کنند [13].

3. مقاومت به مرگ سلولی:

- سلول‌های سرطانی نسبت به مرگ برنامه‌ریزی شده سلولی (آپوپتوز) مقاوم هستند. این ویژگی به آن‌ها اجازه می‌دهد در شرایط نامساعد زنده بمانند و به رشد خود ادامه دهند [14].

4. تغییرات متابولیک:

- سلول‌های سرطانی روده معمولاً تغییراتی در متابولیسم خود دارند که به آن‌ها اجازه می‌دهد انرژی مورد نیاز برای رشد سریع را تامین کنند. به عنوان مثال، این سلول‌ها ممکن است از مسیرهای متابولیک خاصی مانند گلیکولیز هوازی بهره ببرند [15].

5. تغییرات در ضریب شکست نوری:

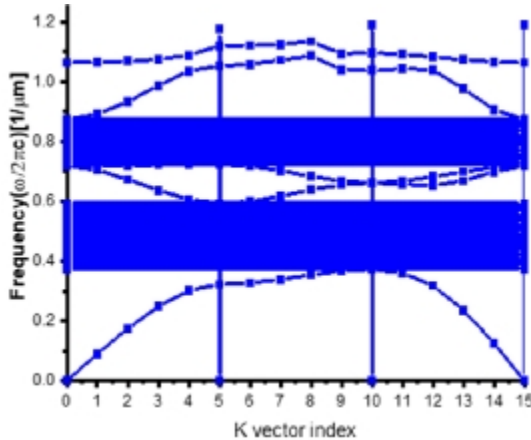
- ضریب شکست نوری سلول‌های سرطانی روده بالاتر از سلول‌های سالم روده است. به طور معمول، ضریب شکست این سلول‌ها در جدول 1 نشان داده شده است. این ویژگی می‌تواند در تشخیص و تمایز سلول‌های سرطانی از سلول‌های سالم مفید باشد [16].

ردیف	نوع سلول	ضریب شکست
1	Normal Cell	1/33
2	LoVo (Colon adenocarcinoma)	1/36
3	CaCo-2 (Colon carcinoma)	1/39
4	HT-29 (Colon adenocarcinoma)	1/40
5	SW480 (Colon adenocarcinoma)	1/41

روش شبیه‌سازی

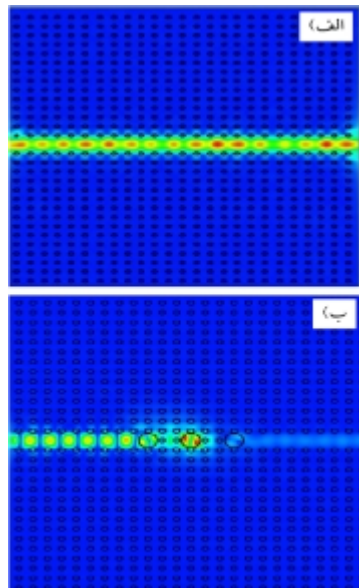
برای طراحی و شبیه‌سازی حسگر زیستی پیشنهادی برای

جنس ژرمانیوم نشان داده شده است. بردار موج و فرکانس نرمال به ترتیب محور افقی و عمودی در نمودار باند نوار ممنوعه بلور فوتونی دو بعدی را نشان می‌دهند. بردار موج در منطقه بریلوین محاسبه شده که برابر با تمام ساختار دوره‌ای است.



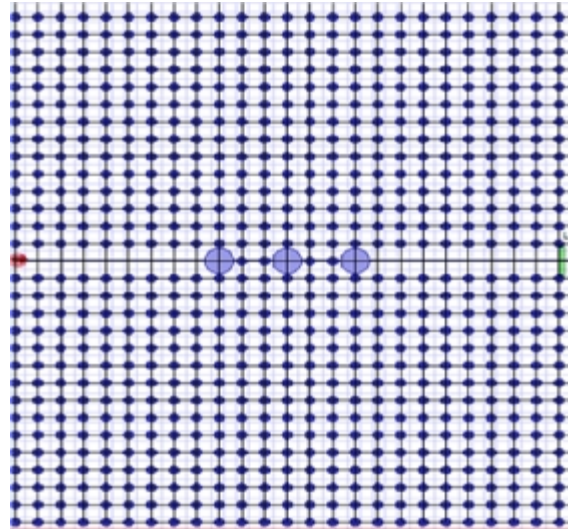
شکل 3. نمودار باند نوار ممنوعه برای بلور فوتونی طراحی شده

همان طور که مشاهده می‌گردد دو نوار باند ممنوعه در محدوده طول موج‌های 1143 تا 1380 نانومتر و محدوده طول موج‌های 1685 تا 2686 نانومتر در ساختار مذکور تشکیل شده است. در شکل 4 نیز توزیع میدان الکتریکی عرضی E_y درون موجبر تعبیه شده بیوحسگر مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی نشان داده شده است. مطابق شکل، تعبیه میله‌های آنالیت جهت فرآیند حسگری بر روند توزیع میدان الکتریکی عرضی تاثیر می‌گذارد.



شکل 4. توزیع میدان الکتریکی عرضی E_y درون موجبر تعبیه شده بیوحسگر مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی (الف) بدون تعبیه میله‌های آنالیت (ب) با تعبیه میله‌های آنالیت

تشخیص سلول‌های سرطانی روده بزرگ از روش تفاضل‌های المان محدود در حوزه زمانی استفاده گردید. ساختار بیوحسگر مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی است. شکل 2، پیکربندی حسگر بیوزیستی طراحی شده مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی است که در ابعاد 238 میکرومتر مربع شامل میله‌های دی الکتریک در بستر هوا طراحی گردید. در این کار، بلور فوتونی دو بعدی با آرایه مربعی، به تعداد 30 در 25 ردیف میله‌های دی الکتریک از جنس ژرمانیوم با نقص طراحی شده در ساختار هستند. شعاع میله‌های دی الکتریک 120 نانومتر بوده که سه میله با مقطع بیضی در ساختار با شعاع کوچک 350 و شعاع بزرگ 400 نانومتر جهت قرارگیری نمونه آنالیت مربوط به سلول‌های روده بزرگ در نظر گرفته شد. نوار باند ممنوعه انرژی برای بلور فوتونی دو بعدی طراحی شده، بر اساس روش تخت محاسبه گردید.



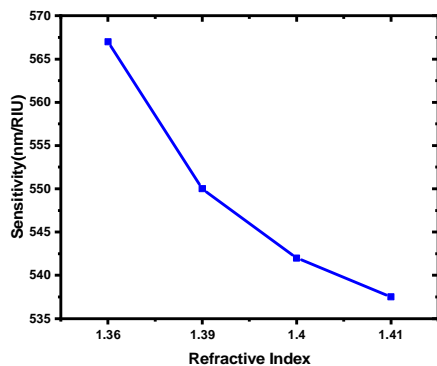
شکل 2. ساختار بیوحسگر مبتنی بر بلور فوتونی طراحی شده

همچنین به منظور شبیه‌سازی، از تجزیه و تحلیل حالت‌های تشدید تابشی و توزیع میدان الکترومغناطیسی فرودی در طول موج‌های مختلف استفاده شده است. در ساختار طراحی شده، از یک مسیر مستقیم به عنوان موجبر استفاده شده که یک طرف درگاه ورودی یا منبع موج تابشی و طرف دیگر درگاه خروجی یا آشکارساز موج فرودی قرار گرفته است. به منظور ایجاد حالات تشدید در ساختار بلور فوتونی، ایجاد نقص درون شبکه بلور، به گونه‌ای تنظیم شده که می‌تواند بر عبور نور فرودی تأثیرگذار باشند.

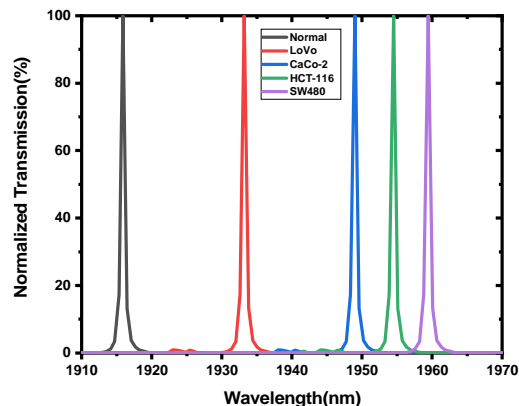
نتایج

در شکل 3 نمودار باند نوار ممنوعه ساختار بلور فوتونی دو بعدی طراحی شده با محیط زمینه هوا و میله‌های دی الکتریک از

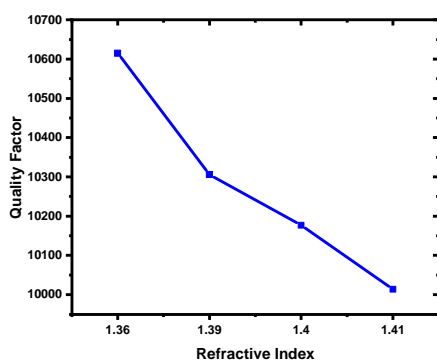
در شکل 5 نمودار تغییرات عبور برحسب طول موج نور فرودی نشان داده شده است که بیانگر جا به جایی قله طول موج تشدید به سمت طول موج‌های بلندتر با افزایش ضریب شکست سلول‌های سرطانی روده است.



شکل 6. نمودار تغییرات حساسیت با ضریب شکست مربوط به سلول‌های سرطانی روده بزرگ

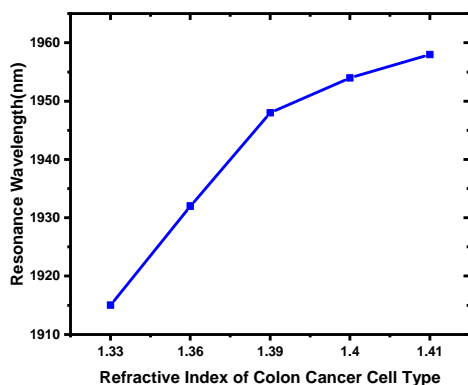


شکل 5. نمودار تغییرات عبور برحسب طول موج نور فرودی برای سلول‌های طبیعی و سرطانی روده



شکل 7. نمودار تغییرات فاکتور کیفیت با ضریب شکست مربوط به سلول‌های سرطانی روده بزرگ

در شکل 8، مشاهده می‌گردد که با افزایش ضریب شکست، قله طول موج تشدید به سمت طول موج‌های بلندتر جا به جا می‌شود. مشاهده می‌گردد مقدار فاکتور کیفیت برای تمامی نمونه‌های سرطانی بالای 10000 واحد بوده و با کاهش ضریب شکست، فاکتور کیفیت بیوسرگ افزایش می‌یابد.



شکل 8. نمودار تغییرات قله طول موج تشدید با ضریب شکست مربوط به سلول‌های سرطانی روده بزرگ

حساسیت و فاکتور کیفیت دو عامل مهمی هستند که عملکرد و دقت حسگر را تعیین می‌کنند. حساسیت به وجود سلول‌های سرطانی در نمونه به میزان حساسیت حسگر پیشنهادی اشاره دارد، در حالی که فاکتور کیفیت میزان دقت حسگر را در تشخیص تغییرات کوچک در ضریب شکست نمونه اندازه‌گیری می‌کند. این دو عامل حیاتی عملکرد طراحی پیشنهادی را نشان می‌دهند. معادله (1) فاکتور حساسیت را که تغییر در طول موج تشدید را به دلیل تغییر در ضریب شکست (Δn) است، توصیف می‌کند.

$$S = \frac{\Delta \lambda_{RW}}{\Delta n} \quad (1)$$

جایی که $\Delta \lambda_{RW}$ تغییر در طول موج تشدید و Δn تغییر در ضریب شکست است. مطابق شکل 6، نمونه سلول سرطانی با ضریب شکست 1/36 دارای بیشترین حساسیت به مقدار بیوسرگ کاهش جزئی می‌یابد. فاکتور کیفیت نیز براساس معادله (2) تعریف می‌شود:

$$Q = \frac{\lambda_{RW}}{\lambda_{FH}} \quad (2)$$

λ_{RW} طول موج تشدید و λ_{FH} پهنای طیف انتقال در نصف نقطه بیشینه است. در شکل 7، فاکتور کیفیت برای نمونه‌های سرطانی روده بزرگ نشان داده شده است.

بحث و نتیجه گیری

در این مقاله، بیوحسگر مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی جهت تشخیص سلول‌های طبیعی و سرطانی روده طراحی گردید. این بیوحسگر با استفاده از ابزار تفاضل‌المان محدود در حوزه زمانی طراحی و برای تعیین باند گاف از روش موج تخت استفاده گردید. این حسگر می‌تواند در بایوچیپ‌ها برای کاربردهای پزشکی استفاده شد. کارایی حسگر با اندازه‌گیری تغییر قله طول موج تشدید در طیف عبور برای نمونه‌های مختلف سرطانی انجام گرفت. بیوحسگر پیشنهادی برای نمونه سرطانی روده بزرگ موسوم به LOVO حساسیتی برابر با 567 و فاکتور کیفیت برابر با 10615 به دست آمد. بنابراین؛ حسگر فوق می‌تواند در تشخیص دقیق و حساس سلول‌های سرطانی و طبیعی روده بزرگ در نمونه آزمایشی بسیار مؤثر بوده و دارای کاربردهای پزشکی متعددی باشد.

در جدول 2 نتایج کار حاضر با پژوهش‌های دیگران مقایسه شده است. مشاهده می‌گردد حسگر طراحی شده دارای حساسیت و فاکتور کیفیت مطلوبی است.

منبع	فاکتور کیفیت	حساسیت	نوع حسگر
[17]	3803/55	308/5	حسگر سلول‌های سرطانی
[18]	1200	227	حسگر سلول‌های سرطانی
کار حاضر	10615	567	بیوحسگر بلور فوتونی

References

- [1] Nair RV, Vijaya R. Photonic crystal sensors: An overview. *Progress in Quantum Electronics*. 2010 May 1;34(3):89-134.
- [2] Butt MA, Khonina SN, Kazanskiy NL. Recent advances in photonic crystal optical devices: A review. *Optics & Laser Technology*. 2021 Oct 1;142:107265.
- [3] Ferlay J, Colombet M, Soerjomataram I, Parkin DM, Piñeros M, Znaor A, Bray F. Cancer statistics for the year 2020: An overview. *International journal of cancer*. 2021 Aug 15;149(4):778-89.
- [4] Siegel RL, Miller KD, Fuchs HE, Jemal A. Cancer statistics, 2022. *CA: a cancer journal for clinicians*. 2022 Jan;72(1):7-33.
- [5] Tayoub H, Hocini A, Harhouz A. Design and analysis of a high-performance capsule-shaped 2D-photonic crystal biosensor: application in biomedicine. *Journal of Nano-and Electronic Physics*. 2021;13(6).
- [6] Danaie M, Kiani B. Design of a label-free photonic crystal refractive index sensor for biomedical applications. *Photonics and nanostructures-fundamentals and applications*. 2018 Sep 1;31:89-98.
- [7] Jokar MH, Naraghi A, Seifouri M, Olyae S. Photonic crystal bio-sensor for highly sensitive label-free detection of cancer cells. *Optical and Quantum Electronics*. 2023 Jul;55(7):660.
- [8] Pineda MF, Chan LL, Kuhlenschmidt T,

منابع

- Choi CJ, Kuhlenschmidt M, Cunningham BT. Rapid specific and label-free detection of porcine rotavirus using photonic crystal biosensors. *IEEE Sensors Journal*. 2009 Mar 4;9(4):470-7.
- [9] Parandin F, Heidari F, Aslinezhad M, Parandin MM, Roshani S, Roshani S. Design of 2D photonic crystal biosensor to detect blood components. *Optical and Quantum Electronics*. 2022 Oct;54(10):618.
- [10] Krishnamoorthi B, Elizabeth Caroline B, Michael M, Thirumaran S. A novel rhombic shaped photonic crystal bio-sensor for identifying disorders in the blood samples. *Optical and Quantum Electronics*. 2023 Apr;55(4):312.
- [11] Wen J, Min X, Shen M, Hua Q, Han Y, Zhao L, Liu L, Huang G, Liu J, Zhao X. ACLY facilitates colon cancer cell metastasis by CTNBN1. *Journal of Experimental & Clinical Cancer Research*. 2019 Dec;38:1-2.
- [12] Markowitz SD, Dawson DM, Willis J, Willson JK. Focus on colon cancer. *Cancer cell*. 2002 Apr 1;1(3):233-6.
- [13] O'Brien CA, Pollett A, Gallinger S, Dick JE. A human colon cancer cell capable of initiating tumour growth in immunodeficient mice. *Nature*. 2007 Jan 4;445(7123):106-10.
- [14] Alorda-Clara M, Torrens-Mas M, Morla-Barcelo PM, Roca P, Sastre-Serra J, Pons

- DG, Oliver J. High Concentrations of Genistein Decrease Cell Viability Depending on Oxidative Stress and Inflammation in Colon Cancer Cell Lines. *International journal of molecular sciences*. 2022 Jul 7;23(14):7526.
- [15] Chen S, Shen X. Long noncoding RNAs: functions and mechanisms in colon cancer. *Molecular cancer*. 2020 Nov 28;19(1):167.
- [16] Malaikolundhan H, Mookkan G, Krishnamoorthi G, Matheswaran N, Alsawalha M, Veeraraghavan VP, Krishna Mohan S, Di A. Anticarcinogenic effect of gold nanoparticles synthesized from *Albizia lebbek* on HCT-116 colon cancer cell lines. *Artificial cells, nanomedicine, and biotechnology*. 2020 Jan 1;48(1):1206-13.
- [17] Baraty F, Hamed S. Label-Free cancer cell biosensor based on photonic crystal ring resonator. *Results in Physics*. 2023 Mar 1;46:106317.
- [18] Ali L, Mohammed MU, Khan M, Yousuf AH, Chowdhury MH. High-quality optical ring resonator-based biosensor for cancer detection. *IEEE Sensors Journal*. 2019 Oct 31;20(4):1867-75