Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers
Vol. 22 No. 1, 2025
DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.116

Design of an Optical Biosensor based on 2-D Photonic Crystal Structure for Diagnosis of Anemia and Acute Kidney Injury

Esmat Rafiee [1]

[1]Assistant Professor, Department of Electrical Engineering, Faculty of Engineering, Alzahra university, Tehran, Iran
e.rafiee@alzahra.ac.ir

Abstract:

In this research, a biosensor based on 2-D photonic crystals is proposed. The presented structure is made of 25*20 Si rods in the air background. Photonic bandgap and field distribution spectra are extracted considering plane wave expansion (PWE) and FDTD methods, respectively. After applying the incident signal, light wave would be propagated along the waveguide and would be transferred to outputs 1 or 2 regarding the resonant wavelength. Output 1 is considered for detection of hemoglobin concentrations in blood samples with Q-factor: (140-168), sensitivity: 1745nm/RIU, FOM: (166.1-190.7) RIU^{-1}, and detection limit (DL): (5.2e-4 – 6.01e-4) RIU. Output 2 can also be considered for detection of creatinine concentrations in blood samples with Q-factor: (130.4-137.76), sensitivity: 1435.8nm/RIU, FOM: (110.8-126.74) RIU^{-1}, and detection limit (DL): (7.8-4 – 8.86e-4) RIU. Considering the obtained results, physicians can diagnose anemia and acute kidney injuries in early stages and with high precisions. Finally, the proposed biosensor can be a remarkable candidate for detection of hemoglobin and creatinine in optical integrated circuits.

Keywords: Acute kidney injury; Anemia; Biosensor; Creatinine, Hemoglobin; Optical integrated circuit; Photonic crystal.

Article Type: Research

Received: 07. 06. 2024

Revised: 26. 10. 2024

Accepted: 05. 11. 2024

Corresponding author: E. Rafiee

Corresponding author's address: Deh Vanak. Elec. Eng. Dep., Fac. Eng., Alzahra University, Tehran, Iran.

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.91]

Copyright © 2025 The Authors. Published by Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers.
This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International license (https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/). Non-commercial uses of the work are permitted, provided the original work is properly cited.

1. Motivation of the work

Optical nano structures have been extensively investigated by many researchers in various biomedical applications due to their fabulous specifications. Human health-related systems (machines and devices) are leaning toward optical nano structures like all other aspects of life [1]. Therefore, biosensors as important parts of these systems need to be considered in the appropriate optical shapes, materials and dimensions. As known, anemia and acute kidney injuries are vital diseases which can threaten people lives if not diagnosed properly. On the other hand, if they are diagnosed in early stages, treatment processes could be basically effective [2]. Therefore, finding non-invasive approaches for diagnosis of hemoglobin and creatinine concentrations is of great importance. Optical based structures can help detect hemoglobin and creatinine concentrations with very high precisions. Photonic crystals are easy fabricated, integrable, applicable, high speed and low-cost structures which can be utilized in designation of biosensor devices [3]. In this work, photonic crystal rods (linear rods with different radii) were considered for designation of biosensors with remarkable results.

2. Contributions

Improving bio-sensing factors like sensitivity, quality factor (Q-factor), figure of merit (FOM) and detection limit (DL) are of great importance. Presented photonic crystal-based structure with linear defect rods (operating as confining rods) can help filter specific wavelengths in each output port (ports 1 or 2). Therefore, concentrations of hemoglobin and creatinine can be detected with very high sensitivities, Q-factors and FOMs compared with previous researches. Very low DL amounts can also be obtained.

3. Procedures

Proposed biosensor is based on 25*20 silicon rods in the medium made of air. In the designed structure, only linear rods are considered for facilitating the designation, analysis and fabrication processes. In order to have appropriate functionalities, line (omitting some rods) and point defects (rods with different radii) are applied to the structure.

Dark blue and black rods in Figure 1 operate as the confining sensing medium (these rods are in contact with the trapped light wave and can reflect specific wavelengths, leading to the detection process). Dark red rods would also function as the coupling rods; guiding the input signal to outputs 1 or 2.

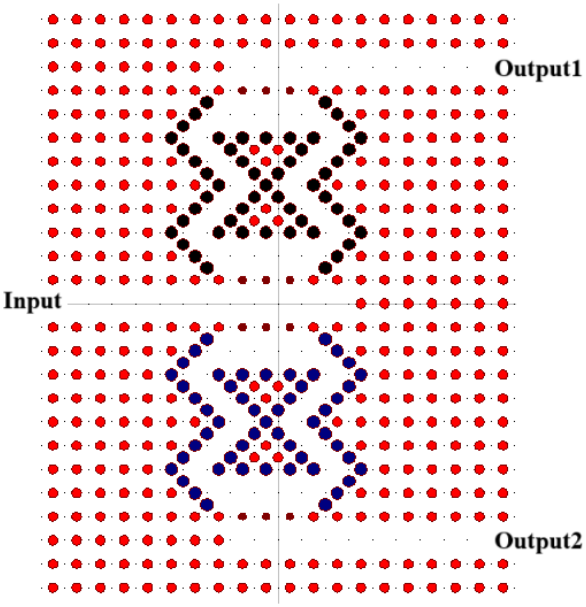


Fig. 1. The presented 2-D photonic crystal-based biosensor

4. Findings

After designing the structure, PBG diagram would be extracted (shown in Figure 2).

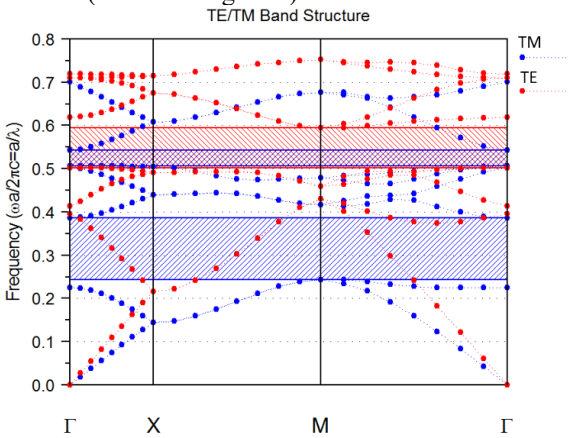


Fig. 2. PBG diagram of the proposed structure.

By applying signal with λ=1500nm, field distribution at output1 can be depicted in Figure. 3.

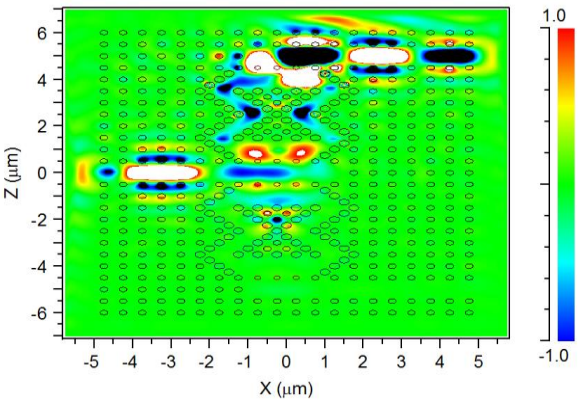


Fig. 3. View of field distribution at λ=1500nm

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.91]

As shown in Figure 3, (at λ=1500nm), high amounts of incident light wave were propagated along the structure and eventually transferred to output1. Therefore, designed structure at this wavelength can be applicable in optical-based configurations. For this purpose (optical applications), different concertation of hemoglobin in blood would be considered as the analyte. Transmission-wavelength diagram regarding hemoglobin concentrations (which are introduced by their Ris) can be found in Figure 4.

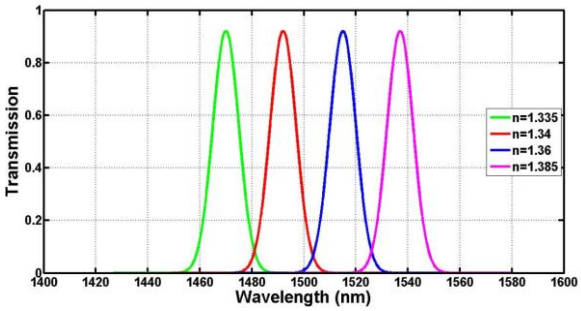


Fig. 4. Transmission spectrum versus wavelength for different hemoglobin concentrations

In another case, by applying signal with λ=1650nm, field distribution at output2 can be shown in Figure 5.

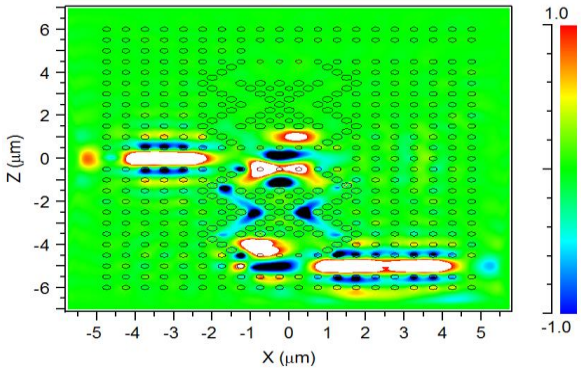


Fig. 5. View of field distribution at λ=1650nm

As can be seen in Figure 5, (at λ=1650nm), high amounts of input signal were transmitted to output2. Therefore, designed structure at this wavelength can be applied for optical-based configurations. For this purpose (optical applications), different concertation of creatinine in blood would be considered as the analyte. Transmission-wavelength diagram regarding creatinine concentrations (which are introduced by their Ris) can be found in Figure 6.

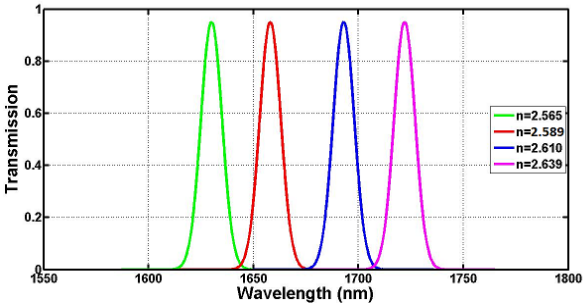


Fig. 6. Transmission spectrum versus wavelength for different creatinine concentrations

5. Conclusion

In this article, an efficient biosensor based on 2-D photonic crystals for detection of biological elements was designed. Structure was made of 25*20 silicon rods in air medium. PBG and field diagrams were obtained through PWE and FDTD techniques. Proposed biosensor was designed for diagnosing amounts of hemoglobin and creatinine in blood. Remarkable biosensing factors of (Q): (140–168), sensitivity (S): 1745nm/RIU, detection limit (DL): (5.2e-4 –6.01e-4) RIU and figure of merit (FOM): (166.1–190.7) RIU-1 were calculated for hemoglobin. (Q): (130.4–137.76), (S): 1435.8nm/RIU, (DL): (7.8e-4 –8.86e-4) RIU and (FOM): (110.8–126.74) RIU-1 were also obtained for creatinine. The designed biosensor (referring to calculated factors) would be a considerable option for optical sensing application in OICs.

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.91]

نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران

نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران، سال بیست و دوم، شماره اول، بهار ۱۴۰۴، صفحات ۱۱۶-۱۲۳

DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.116

طراحی یک حسگر زیستی نوری برمبنای ساختار بلورهای نوری دوبعدی جهت تشخیص کم خونی و نارسایی‌های کلیوی

عصمت رفیعی[۱]

۱- استادیار- گروه مهندسی برق- دانشکده مهندسی - دانشگاه الزهرا- تهران- ایران

e.rafiee@alzahra.ac.ir

چکیده: در این تحقیق، یک حسگر زیستی برمبنای بلورهای نوری دو بعدی پیشنهاد شده است. ساختار پیشنهادی متشکل از ۲۰*۲۵ آرایه سیلیکنی در بستری از هواست. منحنی‌های باند ممنوعه نوری و انتشار میدان با استفاده از روش‌های توسعه موج مسطح و تفاضل متناهی در محدوده زمان بدست می‌آیند. پس از اعمال پالس ورودی، سیگنال در طول ساختار منتشر شده و متناسب با طول موج تشدید به خروجی‌های ۱ یا ۲ انتقال می‌یابد. درگاه خروجی۱ را می‌توان برای تشخیص غلظت هموگلوبین در نمونه‌های خونی با فاکتور کیفیت (140-168)، حساسیت 1745nm/RIU، محدودیت آشکارسازی RIU(4-6.01e-4 - 5.2e-4) و (FOM): (166.1–190.7)RIU-1 در نظر گرفت. درگاه خروجی۲ را نیز می توان برای تشخیص غلظت کراتینین در نمونه‌های خونی با فاکتور کیفیت (130.4–137.76)، حساسیت 1435.8 nm/RIU، محدودیت آشکارسازی RIU(4-8.86e-4 - 7.8 e-4) و (FOM): (110.8– 126.74)RIU-1 به کار برد. با توجه به تشخیص غلظت هموگلوبین و کراتینین در نمونه‌های خونی، متخصصین امکان تشخیص بیماری‌های کم خونی و نارسایی‌های کلیوی را در مراحل ابتدایی ابتلا و با دقت بالا خواهند داشت. در نهایت، حسگر زیستی پیشنهادی می‌تواند گزینه بسیار مناسبی برای استفاده در مدارات مجتمع نوری جهت تشخیص غلظت هموگلوبین و کراتینین باشد.

کلمات کلیدی: بلورهای نوری، حسگر زیستی، کراتینین، کم خونی، مدار مجتمع نوری، نارسایی کلیوی، هموگلوبین

نوع مقاله: پژوهشی

دریافت: ۱۴۰۳/۰۳/۱۸

بازنگری: ۱۴۰۳/۰۸/۰۵

پذیرش: ۱۴۰۳/۰۸/۱۵

نام نویسنده‌ی مسئول: دکتر عصمت رفیعی

نشانی نویسنده‌ی مسئول: ایران – تهران – ده ونک- دانشگاه الزهرا- دانشکده فنی- گروه مهندسی برق

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.91]

حق انتشار این مستند، متعلق به نویسندگان آن است. ۱۴۰۴ ©. ناشر این مقاله، انجمن مهندسین برق و الکترونیک ایران است.

این مقاله تحت گواهی زیر منتشرشده و هر نوع استفاده غیرتجاری از آن مشروط بر استناد صحیح به مقاله و با رعایت شرایط مندرج در آدرس زیر مجاز است.

Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International license

(https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/)

۱- مقدمه

در سال‌های اخیر، ساختارهای نوری مورد توجه بسیاری از پژوهشگران بوده‌اند. از دلایل اصلی این اهمیت می‌توان به ابعاد بسیار کوچک، هزینه بسیار کم، ظرفیت و سرعت بسیار بالا اشاره کرد. دلیل اصلی برتر بودن ساختارهای نوری نسبت به الکترونیکی وجود فوتون‌هاست. در ساختارهای نوری عملکرد قطعه نوری به وسیله فوتون‌ها مدیریت می‌شود درحالی که در قطعه الکترونیکی این وظیفه را الکترون‌ها انجام می‌دهند [۱-۳]. بنابراین سرعت بسیار بالای نور و قابلیت‌های دیگر آن، توجه پژوهشگران بسیاری را جلب کرده است. در راستای طراحی یک مدار یا ساختار نوری، تمامی اجزای آن از جمله گیت‌های منطقی [۴ و ۵] فیلترها، حسگرها، حسگرهای زیستی، فرستنده‌ها و غیره باید به‌صورت نوری طراحی و ساخته شوند [۶-۹]. بلورهای نوری ادواتی یک، دو و سه بعدی هستند. این قطعات برمبنای ترکیبی از حداقل دو ماده مانند هوا و یک دی الکتریک دیگر، با الگوی دایره، شش ضلعی و غیره ساخته می‌شوند. در واقع بلورهای نوری اغلب به‌صورت سلول‌های متناوبی از ماده دی الکتریک در بستری از هوا طراحی می‌شوند. در بیشتر مواقع، ترکیبات استفاده شده در طراحی ساختارهای بلور نوری با استفاده از ضریب شکست که معیاری مشخص برای هر ماده براساس رفتار آن نسبت به انتشار نور است، تعریف می‌شوند. تناوب ساختارهای بلور نوری نیز براساس پارامتر ثابت شبکه که نشان‌دهنده فاصله بین میله‌های مجاور است، تعریف می‌شود [۱۰]. پارامتر مهم دیگر در بررسی عملکرد ساختارهای بلورهای نوری، منحنی باند ممنوعه نوری[۱] است. این منحنی نواحی مجاز و غیرمجاز (باند ممنوعه) انتشار نور در ساختار را مشخص می‌کند. برمبنای نتایج حاصله از این منحنی می‌توان طول موج‌های مناسب برای انتشار نور در ساختار را تعیین نمود. سیگنال نوری با طول موج‌های مجاز در ساختار منتشر شده و به تدریج پراکنده خواهد شد و از بین می‌رود. در حالی‌که سیگنال نوری با طول موج‌های غیر مجاز براساس پدیده بازتاب کلی داخلی[۲] به میله‌های روبرویی برخورد نموده و در طول مسیر موجبری با تلفات کم منتشر خواهد شد و به خروجی می رسد [۱۱-۱۵]. در بررسی عملکرد ساختارهای بلورهای نوری می‌توان با استفاده از روش بسط موج تخت[۳] منحنی باند ممنوعه نوری و با استفاده از روش تفاضل متناهی در بازه زمان[۴] منحنی انتشار سیگنال الکترومغناطیسی در ساختار بلور نوری را به دست آورد. همان‌طور که ذکر شد، در طراحی ساختارهای نوری تمامی اجزای آن نیز باید به‌صورت نوری طراحی شوند. از جمله مهم‌ترین اجزای ساختارهای مجتمع نوری حسگرها هستند. حسگرهای مبتنی بر بلورهای نوری جهت تشخیص دما [۱۶] فشار [۱۷] و سایر فاکتورهای فیزیکی می‌توانند استفاده شوند. حسگرهای زیستی نوری از اجزای بسیار مهم در ساختارهای مجتمع نوری[۵] هستند که به‌علت ابعاد کوچک، تجمیع پذیری و سرعت بالا مورد توجه قرار گرفته‌اند [۱۸ و ۱۹]. این حسگرها برای تشخیص فاکتورهای مهم خونی مانند هوگلوبین، کلسترول، کراتینین و غیره نیز مورد استفاده قرار می‌گیرند [۲۰ و۲۱]. برای مثال جهت تشخیص بیماری‌های کلیوی مانند نارسایی‌ها می‌توان از فاکتور کراتینین استفاده کرد [۲۲-۲۴]. از فاکتور همگلوبین نیز می‌توان برای تشخیص بیماری‌های بسیار مهمی چون کم خونی (هموگلوبین کمتر از حدود ۱۰ g/dl) استفاده نمود [۲۵ و ۲۶]. بنابراین، با آگاهی از میزان غلظت فاکتورهای مهم خونی، پزشکان می‌توانند بیماری‌های مرتبط را بادقت بالا و در مراحل ابتدایی تشخیص داده و جهت درمان موثر آن‌ها اقدام کنند. در مورد تشخیص هموگلوبین، یک حسگر زیستی به‌صورت فیبر بلور نوری[۶] پیشنهاد شده که قابلیت تشخیص آن (حساسیت) ۳۱,۲ nm/RIU بوده است [۲۷]. درمقاله‌ای دیگر، غلظت هموگلوبین در ساختار متشکل از نانوسیم های زینک اکسید و لایه‌های گرافنی تشخیص داده شده است [۲۸]. در مقاله‌ای دیگر، غلظت کراتینین و هموگلوبین در ساختار مبتنی بر بلور فوتونی بررسی و محاسبه شده است [۲۹]. تشخیص کراتینین نیز با استفاده از حسگرهای هیدروزل بلور نوری گزارش شده است [۳۰]. در تحقیقات دیگری نیز تشخیص فاکتورهای مختلف خونی با استفاده از ساختارهای متفاوتی برپایه بلور نوری گزارش شده‌اند [۳۱ و ۳۲]. در این تحقیق، یک حسگر زیستی براساس ساختار بلور نوری دو بعدی پیشنهاد و طراحی شده است. ساختار مورد نظر جهت تشخیص غلظت کراتینین و هموگلوبین در نمونه های خونی در راستای کمک به پزشکان جهت تشخیص بیماری های کلیوی و کم خونی مورد استفاده قرار گرفته است. در این تحقیق، ابتدا، منحنی باند ممنوعه نوری ترسیم شده است. سپس ساختار برای تشخیص غلظت هموگلوبین و کراتینین در درگاه خروجی های ۱ و ۲ مورد بررسی قرار گرفته و منحنی‌های انتشار و انتقال آن (جهت محاسبه فاکتورهای مهمی چون حساسیت، ضریب کیفیت و ...) ترسیم شده‌اند.

۲- مشخصات فیزیکی و اصول طراحی ساختار

ساختار بلور نوری پیشنهادی شامل ۲۰*۲۵ آرایه سیلیکنی در بستری از هواست. با استفاده از معادلات ماکسول و بسط آن‌ها می توان نمودار باند ممنوعه نوری و منحنی انتشار ساختار را استخراج نمود. این روابط در ادامه ذکر شده‌اند.

$$\frac{\partial B}{\partial t} = -\nabla * E \quad (۱)$$

$$\frac{\partial D}{\partial t} = \nabla * H - J \quad (۲)$$

در روابط بالا، E، H، D، B و J نشان‌دهنده میدان الکتریکی، میدان مغناطیسی، جابجایی الکتریکی، چگالی شار مغناطیسی و چگالی جریان هستند. همانطور که ذکر شد، روش‌های عددی بسط موج تخت و تفاضل متناهی در بازه زمان برای دست‌یابی به نمودارهای باند ممنوعه نوری و انتشار استفاده خواهند شد [۳۳ و ۳۴]. جهت بررسی دقیق‌تر مشخصات حسگر زیستی پیشنهادی، برخی پارامترهای مهم

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.91]

بررسی خواهند شد. یکی از مهمترین پارامترها، فاکتور کیفیت[۷] است. این فاکتور معیاری از نسبت انرژی ذخیره شده در ساختار نسبت به انرژی تلف شده است که رابطه‌ای مطابق زیر دارد [۳۵]:

$$Q = \frac{\lambda_0}{\Delta\lambda_{FWHM}} \quad (۳)$$

در رابطه بالا، λ_0 و $\Delta\lambda_{FWHM}$ نمایانگر طول موج تشدید مرکزی و پهنای طیفی در نصف بیشینه برای طیف انتقال مرکزی است. پارامتر مهم بعدی حساسیت[۸]، حداقل تغییرات قابل تشخیص در ضریب شکست ماده مورد سنجش است [۳۶]:

$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n}(nm/RIU) \quad (۴)$$

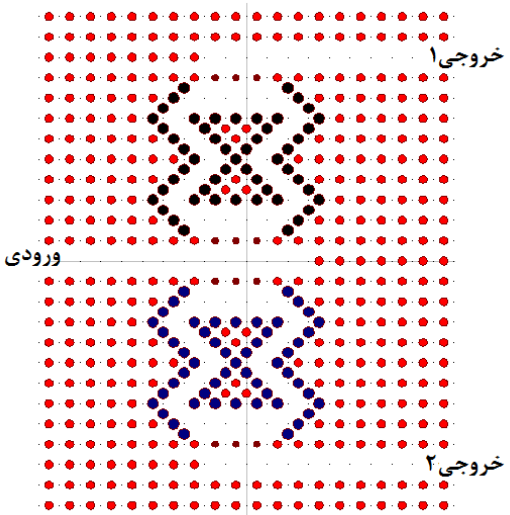
در رابطه بالا $\Delta\lambda$ و Δn نشان‌دهنده تغییر در طول موج و ضریب شکست هستند. محدودیت آشکارسازی[۹] به معنای حداقل غلظت قابل تشخیص ماده مورد سنجش در حسگر است. این پارامتر مطابق رابطه زیر محاسبه می‌شود:

$$DL = \frac{\lambda}{10SQ}(RIU) \quad (۵)$$

در رابطه بالا λ، S و Q نشان دهنده طول موج تشدید، حساسیت و فاکتور کیفیت هستند. آخرین پارامتر مهم FOM[۱۰] است (بازده و کارآیی و عملکرد یک حسگر) که در ادامه ذکر شده است [۳۵].

$$FOM = \frac{SQ}{\lambda}(RIU^{-1}) \quad (۶)$$

ساختار حسگر زیستی پیشنهادی در شکل ۱ نشان داده شده است.



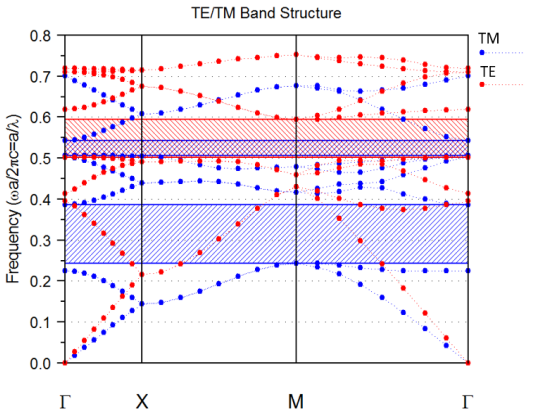
شکل (۱): ساختار حسگر زیستی پیشنهادی

ساختار پیشنهادی شامل ۲۰*۲۵ آرایه از میله‌های سیلیسیمی در بستری از هواست. ساختار پیشنهادی فقط شامل میله‌های خطی است (ساختار غیرخطی نیست) که منجر به سادگی در طراحی و فرآیند ساخت آن شده است. جهت طراحی ساختار (داشتن حسگر زیستی مناسب)، نقص‌های خطی (با حذف ردیفی از میله‌ها) و نقطه‌ای (با تغییر شعاع میله‌ها) در ساختار ایجاد شده‌اند. میله‌های به رنگ آبی تیره و سیاه به‌عنوان میله های محدود کننده جهت تشخیص ماده آنالیت استفاده می‌شوند که امکان فیلتر کردن امواج با طول موج های تشدید متفاوت را دارند (طول موج تشدید برای میله آبی با سیاه متفاوت است). میله‌های به رنگ قرمز تیره جهت کوپلینگ موج تابشی ورودی به خروجی‌های ۱ و ۲ مورد استفاده قرار می‌گیرند. موج ورودی با طول موج مرکزی مشخص موجود در باند ممنوعه نوری (λ_1 or λ_2) می‌تواند در موجبر بالا یا موجبر پایین انتشار و تشدید یابد. پارامترهای مربوط به ساختار پیشنهادی در شکل ۱ در جدول ۱ ارائه شده‌اند.

جدول (۱): پارامترهای ساختاری مربوط به شکل ۱

پارامتر	مقدار
شعاع میله‌ها	μ۰,۱m
شعاع میله‌های سیاه	۰,۱۳μm
شعاع میله‌های آبی تیره	۰,۱۳μm
شعاع میله‌های قرمز تیره	μ۰,۰۹m
ثابت شبکه	μ۰,۴۵m
ضریب شکست میله‌ها	۳,۵

در اولین گام بررسی عملکرد ساختار، منحنی باند ممنوعه نوری استخراج شده و در شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل (۲): منحنی باند ممنوعه نوری مربوط به ساختار پیشنهادی شکل ۱

همان‌طور که در شکل ۲ دیده می‌شود، مدهای TE و TM در منحنی باند ممنوعه نوری برای حسگر زیستی پیشنهادی وجود دارند. مدهای TM در بازه‌های طول موجی $\lambda<$۱,۸۹۵μm $<\lambda<$ ۱,۱۴μm و ۰,۸۱۳μm $<\lambda<$۰,۹۳μm وجود دارند. مدهای TE نیز در بازه ۰,۷۵μm $<\lambda<$۰,۹۳۵μm وجود دارند. همانطور

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]
[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.91]

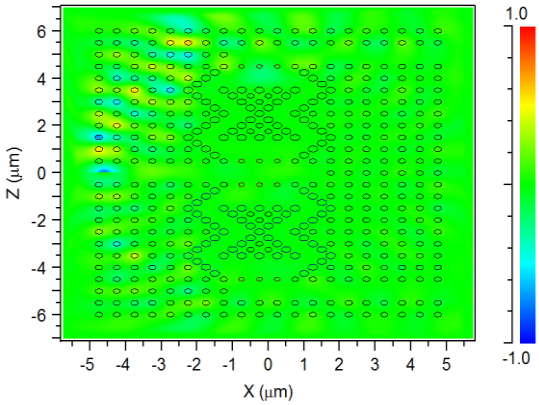
که در شکل ۲ مشاهده می‌شود، مدهای TM گسترده تر از TE بوده و بازه های طول موجی مهم و کاربردی را پوشش می‌دهند، بنابراین در شبیه‌سازی‌ها از این مدها استفاده می شود. طول موج‌های موجود در باند ممنوعه نوری مد TM براساس اثر بازتاب کلی داخلی درون ساختار و در طول موجبر انتشار خواهد یافت. جهت بررسی عملکرد ساختار در خروجی‌های ۱ و ۲، سیگنال‌های ورودی با طول موج‌های مرکزی متفاوتی به ساختار اعمال می‌شود (در هر طول موج یکی در یکی از موجبرهای بالا یا پایین انتشار پالس داشته و خروجی به پورت های ۱ یا ۲ منتقل می‌شود). در ادامه، منحنی انتشار میدان در طول موج‌های $\lambda=1000nm$ ، $\lambda=1500nm$ ، $\lambda=1650nm$ بررسی و ارائه شده است. سپس غلظت‌های متفاوتی از هموگلوبین و کراتینین (با در نظر گرفتن ضرائب شکست آن‌ها) به‌عنوان ماده آنالیت در ساختار در نظر گرفته شده است و منحنی‌های انتقال-طول موج برای غلظت‌های مختلف در خروجی‌های ۱ و ۲ ترسیم شده است. در نهایت، پارامترهای مهم تعیین کننده کارآیی حسگر زیستی مانند فاکتور کیفیت، حساسیت، محدودیت آشکارسازی و FOM محاسبه و ارائه می‌شوند.

۳- شبیه‌سازی‌ها و نتایج

در این بخش، با در نظر گرفتن ورودی‌ها با طول موج‌های مرکزی متفاوت (خارج از باند ممنوعه $\lambda=1000nm$ در محدوده باند ممنوعه $\lambda=1500nm$ و $\lambda=1650nm$) انتشار میدان و منحنی انتقال- طول موج ترسیم می شوند.

۳-۱- بررسی عملکرد ساختار در طول موج $\lambda=1000nm$

در این بخش، انتشار میدان در طول موج $\lambda=1000nm$ مورد بررسی قرار خواهد گرفت. همان طور که در شکل ۳ مشاهده می‌شود، سیگنال ورودی در طول موجبر منتشر نشده و در ساختار پراکنده خواهد شد و سیگنال با شدت بسیار کم به خروجی منتقل می شود (عملا خروجی صفر است).

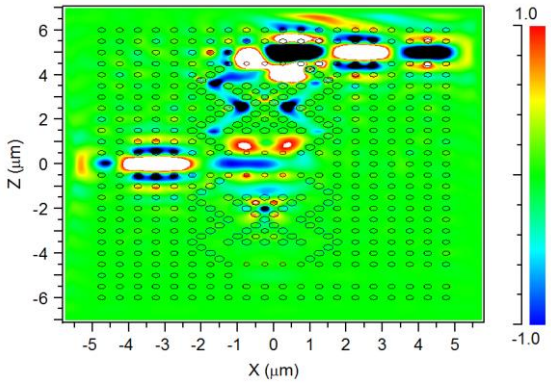


شکل (۳): نحوه توزیع میدان در λ=1000nm

همان‌طور که در شکل ۳ دیده می‌شود، در این طول موج که در محدوده مجاز نمودار باند ممنوعه نوری قرار دارد، هیچ سیگنالی به در گاه خروجی های ۱ یا ۲ منتقل نمی‌شود. بنابراین این طول موج و سایر طول موج‌های موجود در باند مجاز برای کاربردهای حسگر زیستی مناسب نیستند.

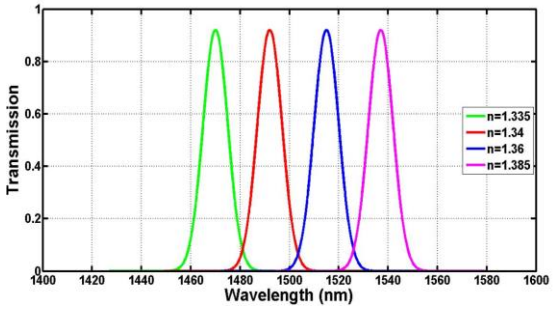
۳-۲- بررسی عملکرد ساختار در $\lambda=1500nm$ (درگاه خروجی ۱)

در این قسمت، عملکرد ساختار در طول موج $\lambda=1500nm$ مورد بررسی قرار خواهد گرفت. منحنی انتشار ساختار در این طول موج در شکل ۴ نشان داده شده است.



شکل (۴): نحوه توزیع میدان در λ=1500nm

همان‌طور که در شکل ۴ دیده می‌شود در طول موج $\lambda=1500nm$ بیشتر سیگنال ورودی در امتداد موجبر منتشر شده و به درگاه خروجی ۱ رسیده است. پس از بدست آوردن منحنی انتشار (شکل ۴)، با در نظر گرفتن غلظت‌های مختلفی از هموگلوبین در نمونه‌های خونی (با تعریف ضریب شکست)، منحنی انتشار-طول موج بدست خواهد آمد. نتایج حاصله کمک زیادی به پزشکان در راستای تشخیص بیماری‌های خونی مرتبط با کمبود هموگلوبین (کم خونی و ...) و زیادی هموگلوبین (غلظت خون و ...) با دقت و در مراحل اولیه ابتلا خواهد کرد. شکل ۵ تغییرات طول موج تشدید با درنظر گرفتن غلظت های متفاوتی از هموگلوبین در نمونه خونی را نشان می‌دهد.



شکل(۵): منحنی انتشار- طول موج برای غلظت‌های مختلفی از هموگلوبین

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.91]

ضرائب شکست استفاده شده در منحنی ۵ بصورت ۱,۳۳۵، ۱,۳۴، ۱,۳۶ و ۱,۳۸۵ مرتبط با غلظت‌های متفاوت هموگلوبین در نمونه‌های خونی است.

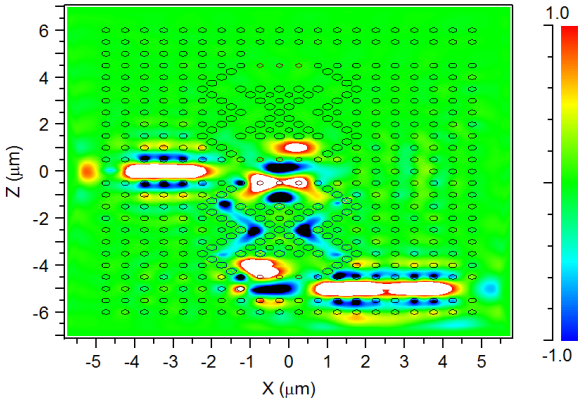
(*n=1.335* for *3.5g/dl*, *n=1.34* for *10.6g/dl*, *n=1.36* for *16.5g/dl*, *n=1.385* for *28.7g/dl*) [37 , 38]

همان‌طورکه در شکل دیده می‌شود با افزایش ضریب شکست، طول موج تشدید منحنی انتشار نیز افزایش یافته است [۳۹]. با توجه به شکل ۵ و معادلات ۳-۶، پارامترهای زیر برای حسگر زیستی در درگاه ۱ جهت تشخیص هموگلوبین حاصل می‌شود. فاکتور کیفیت (140 - 168)، حساسیت 1745nm/RIU، محدودیت آشکارسازی (5.2e-4 - 6.01e-4) RIU و (FOM): (166.1 – 190.7) RIU^{-1}.

همانطور که ذکر شد این حسگر کمک شایانی به پزشکان و بیماران در راستای تشخیص زودهنگام و دقیق بیماری‌های خونی مانند کم خونی می‌کند. در بخش بعد، با درنظر گرفتن $\lambda=1650nm$ عملکرد حسگر در درگاه خروجی ۲ جهت تشخیص غلظت کراتینین بررسی خواهد شد.

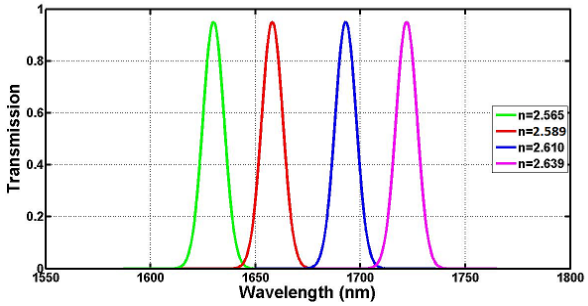
۳-۳- بررسی عملکرد ساختار در λ=1650nm (درگاه خروجی ۲)

در این قسمت، عملکرد ساختار در طول موج $\lambda=1500nm$ مورد بررسی قرار خواهد گرفت. منحنی انتشار ساختار در این طول موج در شکل زیر نشان داده شده است.



شکل (۶): نحوه توزیع میدان در $\lambda=1650nm$

همان‌طور که در شکل ۶ دیده می‌شود در طول موج $\lambda=1650nm$ بیشتر سیگنال ورودی در امتداد موجبر انتشار یافته و به درگاه خروجی۲ رسیده است. در ادامه کار، با در نظر گرفتن غلظت‌های مختلفی از کراتینین در نمونه‌های خونی با استفاده از مفهوم ضریب شکست، منحنی انتشار-طول موج حاصل خواهد شد. نتایج حاصله کمک زیادی به پزشکان در راستای تشخیص انواع نارسایی‌هایی کلیوی با دقت بالا و در مراحل اولیه خواهد کرد. شکل ۷ تغییرات طول موج تشدید با درنظر گرفتن غلظت های متفاوتی از کراتینین در نمونه خونی را نشان می‌دهد.



شکل (۷): منحنی انتشار- طول موج برای غلظت‌های مختلفی از کراتینین

ضرائب شکست استفاده شده در شکل ۷ بصورت ۲,۵۶۵، ۲,۵۸۹، ۲,۶۱۰ و ۲,۶۳۹ مرتبط با غلظت‌های متفاوت کراتینین در نمونه‌های خونی است.

(*n=2.565* for *85.28μmol/L*, *n=2.589* for *84.07μmol/L*, *n=2.610* for *83.3 μmol/L* and *n=2.639* for *82.3 μmol/L*) [۲۳]

همان‌طور که در شکل ۷ دیده می‌شود (مشابه شکل۵)، با افزایش ضریب شکست، طول موج تشدید منحنی انتشار نیز افزایش یافته است [۳۹]. با توجه به شکل ۷ و معادلات ۳-۶، پارامترهای زیر برای حسگر زیستی در درگاه۲ جهت تشخیص کراتینین حاصل می‌شود. فاکتور کیفیت (130.4– 137.76)، حساسیت 1435.8 nm/RIU، محدودیت آشکارسازی RIU (7.8 e-4–8.86e-4) و (FOM): RIU^{-1} (110.8 – 126.74). همان‌طور که ذکر شد این حسگر کمک شایانی به پزشکان و بیماران در راستای تشخیص زودهنگام و دقیق نارسایی‌های کلیوی می کند. در ادامه نتایج حاصل از این تحقیق را با نتایج حاصل از تحقیقات پیشین در جدول ۲ مقایسه می‌کنیم.

جدول (۲): مقایسه نتایج حسگر زیستی پیشنهادی با تحقیقات پیشین

مقاله	حساسیت (nm/RIU)	FOM (RIU^{-1})	فاکتور کیفیت	محدودیت آشکارسازی (RIU)
حسگر هموگلوبین [۲۷]	۳۱,۲	۲۲۹		
حسگر هموگلوبین [۴۰]	۲۰۸		۲۲۰	
حسگر هموگلوبین [۴۱]	۵۱۷,۹	۲۰۰		
حسگر هموگلوبین [۲۹]	**۱۷۸۵**	- ۱۴۲,۸	- ۱۱۰,۸	0.000694 –
		۱۴۴,۰۱	۱۱۸,۹۲	0.000702
حسگر هموگلوبین پیشنهادی در این مقاله	۱۷۴۵	**- ۱۶۶,۱** **۱۹۰,۷**	**- ۱۴۰** **۱۶۸**	**0.00052 – 0.0006**
حسگر کراتینین [۲۳]	۳۰۶			
حسگر کراتینین	۶۳۷	۱۰,۳		۰,۰۰۱

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.91]

[۴۲]				
حسگر کراتینین	۷۵	۲۶		
[۴۳]				
حسگر کراتینین	۱۰۸۷	- ۱۱۲,۳	**- ۱۵۵**	0.000878
[۲۹]		۱۱۳,۹	**۱۶۸**	- 0.000894
حسگر کراتینین	**۱۴۳۵,۸**	**- ۱۱۰,۸**	- ۱۳۰,۴	**0.00078 - 0.000886**
پیشنهادی در این مقاله		**۱۲۶,۷۴**	۱۳۷,۷۶	

براساس مفاهیم بیان‌شده، حساسیت (حداقل تغییرات قابل تشخیص در ضریب شکست ماده مورد سنجش)، فاکتور کیفیت (معیاری از نسبت انرژی ذخیره شده در ساختار نسبت به انرژی تلف شده)، FOM (بازده و کارآیی و عملکرد یک حسگر) و محدودیت آشکارسازی (حداقل غلظت قابل تشخیص ماده مورد سنجش در حسگر)، موارد زیر از جدول (۲) استنتاج می شود. هر چه میزان حساسیت، فاکتور کیفیت و FOM بالاتر و محدودیت آشکارسازی پایین تر باشد، حسگر زیستی عملکرد بهتر و مفیدتری خواهد داشت. بنابراین ساختار پیشنهادی در مقایسه با تحقیقات پیشین عملکرد بسیار بهتر و مطلوب‌تری نشان می‌دهد (فقط مرجع [۴۰] در برخی موارد اندکی بهتر است) و برای تشخیص هموگلوبین و کراتینین در نمونه‌های خونی مناسب می‌باشد.

۴- نتیجه‌گیری

یک حسگر زیستی برمبنای ساختار بلورهای نوری دو بعدی پیشنهاد و بررسی شد. ساختار متشکل از ۲۰*۲۵ آرایه سیلیکنی در بستری از هوا بود. برخی از میله‌های سیلیکنی بصورت نقص خطی با تغییر شعاع به رنگ مشکی و آبی تیره جهت سنجش ماده آنالیت و به‌عنوان میله‌های محدود کننده جهت تشخیص ماده آنالیت استفاده شده‌اند. ساختار حسگر زیستی پیشنهادی برای تشخیص هموگلوبین (در درگاه خروجی ۱) و کراتینین (در درگاه خروجی ۲) در طول موج‌های تشدید متفاوت، استفاده شده است. منحنی‌های باند ممنوعه نوری و انتشار میدان با کمک روش‌های توسعه موج مسطح و تفاضل متناهی در محدوده زمان بدست آمدند. پس از اعمال سیگنال نوری به ورودی ساختار و انتشار در طول حسگر زیستی، خروجی در درگاه های ۱ یا ۲ متناسب با طول موج تشدید هر درگاه، حاصل شدند. درگاه خروجی ۱ برای تشخیص غلظت هموگلوبین با فاکتور کیفیت (168 - 140)، حساسیت 1745nm/RIU، محدودیت آشکارسازی (5.2e-4 - 6.01e-4) RIU و RIU^{-1} (166.1 – 190.7) :(FOM) استفاده شده است. درگاه خروجی ۲ نیز برای تشخیص غلظت کراتینین با فاکتور کیفیت (130.4 – 137.76)، حساسیت 1435.8 nm/RIU، محدودیت آشکارسازی (7.8 e-4 – 8.86e-4) RIU و RIU^{-1} (110.8 – 126.74) :(FOM) به کار برده شد. در نهایت ساختار پیشنهادی قابلیت استفاده در مدارات مجتمع نوری با بازدهی بالا و عملکرد مناسب را خواهد داشت.

مراجع

[1] F. Parandin, A. Sheykhian, "Design and simulation of a 2 × 1 All-Optical multiplexer based on photonic crystals, Optics & Laser Technology", Vol. 151, 2022, 108021.

[2] E. Rafiee, F. Emami, "Design of a Novel All-Optical Ring Shaped Demultiplexer based on Two-Dimensional Photonic Crystals, Optik", Vol. 140, pp. 873-877, 2017.

[3] F. Parandin, High contrast ratio all-optical 4 × 2 encoder based on two-dimensional photonic crystals, Opt. Laser Technol., Vol. 113, pp. 447–452, 2019.

[۴] فصیحی، کیازند. ایمانی، مریم. "طراحی و شبیه‌سازی دی‌مالتی‌پلکسر صوتی ۳×۱ مبتنی بر کریستال‌های فونونی شش‌ضلعی با استفاده از کاواک‌های رینگ رزوناتوری"، نشریه برق و الکترونیک ایران، جلد ۲۱، شماره ۳، پاییز ۱۴۰۳ (در دست چاپ).

[۵] فرمانی، علی. بیرانوند، رضا. "مدلسازی عددی گیت منطقی فردکین مبتنی بر بلور نوری و اثرات غیرخطی در محدوده طول موج مخابراتی ۱۵۵۰ نانومتر"، نشریه برق و الکترونیک ایران، سال بیستم، شماره اول، بهار ۱۴۰۲، صفحه ۹۷-۱۰۵.

[6] E. Rafiee, F. Emami, "Realization of tunable optical channel drop filter based on photonic crystal octagonal shaped structure", Optik, Vol. 171, pp. 798-802, 2018.

[7] Rafiee, E., et al., Design of a Novel Nano Plasmonic-Dielectric Photonic Crystal Power Splitter Suitable for Photonic Integrated Circuits, Optik, Vol. 172, pp. 234-240, 2018.

[8] F. Parandin, et al., A novel design of all optical half-subtractor using a square lattice photonic crystals, Opt Quant Electron., Vol. 53, 2021, 114.

[9] F. Parandin, et al., Design of 2D photonic crystal biosensor to detect blood Components, Opt Quant Electron, Vol. 54, 2022, 618.

[10] G. Palai, et al., Optical MUX/DEMUX using 3D photonic crystal structure: A future application of silicon photonics, Optik, Vol. 128, pp. 224–227, 2017.

[11] A. Vahdati, F. Parandin, Antenna patch design using a photonic crystal substrate at a frequency of 1.6 THz, Wireless Pers. Commun., Vol. 109, pp. 2213–2219, 2019.

[12] F. Parandin, M. Moayed, Designing and simulation of 3-input majority gate based on two-dimensional photonic crystals, Optik, Vol. 216, 2020, 164930. https://doi.org/ 10.1016/j.ijleo.2020.164930.

[13] F. Parandin, Ultra-compact terahertz all-optical logic comparator on GaAs photonic crystal platform, Opt. Laser Technol., Vol. 144, 2021, 107399. https://doi.org/ 10.1016/j.optlastec.2021.107399

[14] F. Parandin, et al., Two-dimensional photonic crystal Biosensors: A review, Opt. Laser Technol., Vol. 144, 2021, 107397. https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2021.107397.

[15] A. Askarian, Design and analysis of all optical 2 × 4 decoder based on kerr effect and beams interference procedure, Opt Quant Electron., Vol. 53, 2021, 291.

[16] Fasihi K, yosefi hashem abad R. Design and simulation of a highly sensitive photonic crystal temperature sensor based on a cavity filled with the distilled water. Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers 2021; 18 (1) :101-108

[17] Fasihi K, nourouzi S. Design and simulation of a pressure sensor based on a two dimensional photonic crystal slab of PbMoO4. Journal of Iranian Association of

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]

[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.91]

Electrical and Electronics Engineers 2021; 18 (1) :109-116
[18] E. Rafiee, et al., Cancer Cell Detection Biosensor Based on Graphene-Plasmonic Split Square-Ring-Shaped Nanostructure, Plasmonics. Vol. 18, pp. 431–440, 2023.
[19] R. Negahdari, et al., A Sensitive Biosensor Based on Plasmonic-Graphene Configuration for Detection of COVID-19 Virus, Plasmonics, Vol. 18, pp. 1325–1335, 2023.
[20] A. Chahkoutahi, et al., Sensitive Hemoglobin Concentration Sensor Based on Graphene-Plasmonic Nano-structures, Plasmonics, Vol. 17, pp. 423–431, 2022.
[21] R. Negahdari, et al., Sensitive MIM plasmonic biosensors for detection of hemoglobin, creatinine and cholesterol concentrations, Diamond & Related Materials, Vol. 136, 2023, 110029.
[22] A. Panda, et al., Performance analysis of graphene-based surface plasmon resonance biosensor for blood glucose and gas detection, Appl. Phys. A., Vol. 126, 2020. DOI:10.1007/s00339-020-3328-8.
[23] A. H. Aly, et al., Biophotonic sensor for the detection of creatinine concentration in blood serum based on 1D photonic crystal, RSC Adv., Vol. 10, 2020, 31765. https://doi.org/10.1039/D0RA05448H.
[24] Y. L. Jin, et al., Refractive index measurement for biomaterial samples by total internal reflection, Phys Med Biol., Vol. 51, pp. 371-379, 2006.
[25] H. H. Billett, Hemoglobin and Hematocrit. In: Walker HK, Hall WD, Hurst JW, editors. Clinical Methods, The History, Physical, and Laboratory Examinations. Boston: Butterworths Publishers, a division of Reed Publishing, 1990.
[26] J. Turner, et al., StatPearls. Treasure Island (FL) ineligible companies. Disclosure: Meghana Parsi declares no relevant financial relationships with ineligible companies. Disclosure: Madhu Badireddy declares no relevant financial relationships with ineligible companies, StatPearls Publishing LLC., 2023.
[27] S. Das, et al., Highly sensitive PCF based plasmonic biosensor for hemoglobin concentration detection, Photonics and Nanostructures - Fundamentals and Applications, Vol. 51, 2022, 101040.
[28] G. Ansari, et al., Detection of hemoglobin concentration in human blood samples using a zinc oxide nanowire and graphene layer heterostructure based refractive index biosensor, Optics & Laser Technology, Vol. 164, 2023, 109495.
[29] E. Rafiee, A 2-D based photonic crystal biosensor for efficient diagnosis of anemia and kidney failure, Opt. Mater., Vol. 149, 2024, 115154
[30] B. Rafique, et al., Creatinine Imprinted Photonic Crystals Hydrogel Sensor, Arabian Journal of Chemistry, Vol. 16, 2023, 104684.
[31] H. Sharifi, et al., Sensing blood components and cancer cells with photonic crystal resonator biosensor, Results in Optics, Vol. 14, 2024, 100593.
[32] P.R. Yashaswini, et al., Design and simulation of a highly sensitive one-dimensional photonic crystal for different chemical sensing applications, Results in Optics, Vol. 11, 2023, 100376.
[33] Y. F. Gao, et al., Design of novel power splitters by directional coupling between photonic crystal waveguides, Optoelectron. Lett., Vol. 6, pp. 417–420, 2010.
[34] B. Elyasi, Javahernia, S., All optical digital multiplexer using nonlinear photonic crystal ring resonators, JOPN., Vol. 7, no, 1, pp. 97- 106, 2022.
[35] S. Olyaee, et al., Two-curve-shaped biosensor using photonic crystal nano-ring resonators., JNS., Vol. 4, pp. 303–308, 2014
[36] F. Parandin and F. Heidari, “Design and Simulation of a Biosensor Based on a Circular Nano-Ring Resonator Using Two-Dimensional Photonic Crystals,” Iranian Journal of Electrical and Computer Engineering, Part A: Electrical Engineering, vol. 18, no. 2, Summer 2020.
[37] M. S. Rahman, et al., Enhanced Performance of SnSe-Graphene Hybrid Photonic Surface Plasmon Refractive Sensor for Biosensing Applications, Photonics Nanostructures: Fundam. Appl, Vol. 39, 2020.
[38] A. K. Sharma, J. Gupt, Graphene based chalcogenide fiber-optic evanescent wave sensor for detection of hemoglobin in human blood, Opt. Fiber Technol., Vol. 41, pp. 125–130, 2018.
[39] H. T. Chorsi, et al., Tunable plasmonic substrates with ultrahigh Q-factor resonances, Sci. Rep., Vol. 7, 2017, 15985.
[40] B. Dey, et al., Numerical design of high-performance WS2/metal/WS2/graphene heterostructure based surface plasmon resonance refractive index sensor, Res. Phys., Vol. 23, 2021, 104021.
[41] Y. Ye, et al., Highly sensitive and tunable terahertz biosensor based on optical Tamm states in graphene-based Bragg reflector, Res. Phys., Vol. 15, 2019, 102779.
[42] S. Gandhi, et al., Biophotonic sensor design using a 1D defective annular photonic crystal for the detection of creatinine concentration in blood serum, RSC Adv., Vol. 11, pp. 26655-26665, 2021.
[43] A. Bijalwan. et al., Analysis of one-dimensional photonic crystal based sensor for detection of blood plasma and cancer cells, Optik, Vol. 226, 2021, 165994.

زیرنویس‌ها

[1]Photonic Bandgap
[2]Total Internal Reflection
[3]Plane Wave Expansion
[4]Finite Difference Time Domain
[5]Optical Integrated Circuit
[6]Photonic Crystal Fiber
[7]Quality Factor
[8]Sensitivity
[9]Detection Limit
[10]Figure of Merit

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-16]
[DOI: 10.61186/jiaeee.22.1.91]