همایش نانوفوتونیک ایران ۱۳۹۹- ۱ و ۲ آبان
Iranian Nano-Photonic Conference 2020
October 23 and 24

تشخیص مالاریا در خون با استفاده از زیست حسگر مبتنی بر بلور فوتونی دو بعدی

علی رشیدنیا*، حسن پاکارزاده،محسن حاتمی

دانشکده فیزیک دانشگاه صنعتی، شیراز، ایران

چکیده:

در این مقاله ، یک زیست حسگر بر پایه بلور فوتونی دو بعدی بر اساس تغییرات ضریب شکست برای تشخیص مالاریا در گلبولهای قرمز شبیه سازی شده است. از آنجا که تشخیص زودهنگام مالاریا نقش اساسی در درمان آن دارد این طرح پیشنهادی با دقت و حساسیت بالایی بین گلبولهای قرمز طبیعی و گلبولهای آلوده به مالاریا تمایز قائل می شود. این زیست حسگر ابعاد بسیار کوچکی دارد و از میله های طلا در بستر هوا تشکیل شده که در طول موج مرئی ۵۱۴ نانومتر کار می کند. این ساختار با استفاده از روش بست موج تخت (PWE) برای محاسبه شکاف باند فوتونی بوسیله نرم افزار OPTIFDTD شبیه سازی می شود. تغییرات شکاف باند فوتونی نسبت به تغییرات ضریب شکست نشان می دهد که این تغییرات به خوبی خطی بوده و شکاف باند فوتونی با افزایش ضریب شکست کاهش می یابد که این نشانه وجود حساسیت است.

کلید واژگان: زیست حسگر؛ بلور فوتونی ؛ مالاریا؛ روش بست موج تخت (PWE)

Detection of malaria in the blood using a biosensor based on two-dimensional photonic crystal

Ali Rashidnia, Hassan Pakarzadeh, Mohsen Hatami

Department of Physics, Shiraz University of Technology, Shiraz, Iran

Abstract

In this paper, a biosensor based on a two-dimensional photonic crystal is simulated based on refractive index changes to detect malaria in red blood cells. Since early detection of malaria plays an essential role in its treatment, this proposed design is accurate and sensitive .Because early detection of malaria plays an essential role in its treatment, the proposed design distinguishes between normal red blood cells and malaria-infected cells with high accuracy and sensitivity. This biosensor is very compact and consists of gold rods in the air wafer that operate at a visible wavelength of 514 nm. This structure is simulated using the Plane wave expansion (PWE) method to calculate the photonic band gap by OPTIFDTD software. Changes in the photonic band gap to the refractive index changes show that these changes are well linear and the photonic band gap decreases with increasing refractive index, which is a sign of sensitivity.

keywords: Biosensor; Photonic crystal; Malaria; Plane wave expansion method(PWE)

* A.rashidnia@sutech.ac.ir

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-13]

۱- مقدمه

پنج نوع پلاسمودیوم باعث مالاریا می شوند که مهمترین آنها پلاسمودیوم فالسیپاروم است. چرخه ی زندگی این انگل در گلبولهای قرمز شامل چندین مرحله مختلف است که به ترتیب عبارت است از رینگ، تروفوزوئیت و شیزونت[۱]. در اثر آلودگی به این انگل،گلبولهای قرمز آلوده در سیتوپلاسم خود توزیع غیر همگن ضریب شکست را نشان می دهند درحالی که گلبولهای قرمز سالم توزیع ضریب شکست همگن دارند. این اختلاف ضریب شکست قابل توجه بین گلبول های قرمز سالم و آلوده می تواند به عنوان عاملی اساسی برای تشخیص بیماری مالاریا استفاده شود[۲]. روش های آزمایشگاهی مختلفی برای تشخیص مالاریا وجود دارند که اکثرا"هزینه بر،دارای نتایج کاذب و دقت پایینی هستند و روش استفاده از میکروسکوپ نوری که روش اصلی تشخیص مالاریا است احتیاج به متخصصان با تجربه دارد، بنابراین استفاده از تکنیک های نوری برای تولید داده هایی با دقت بالا، درمورد تشخیص بیماری های خونی ضروری می باشد[۲و۳]. زیست حسگر مبتنی بر بلور فوتونی یکی از این تکنیک های نوری است که به دلیل ویژگیهایی مانند محصور کردن نور و فشرده بودن مورد توجه قرار گرفته است[۴].

۲-طراحی و نتایج شبیه سازی

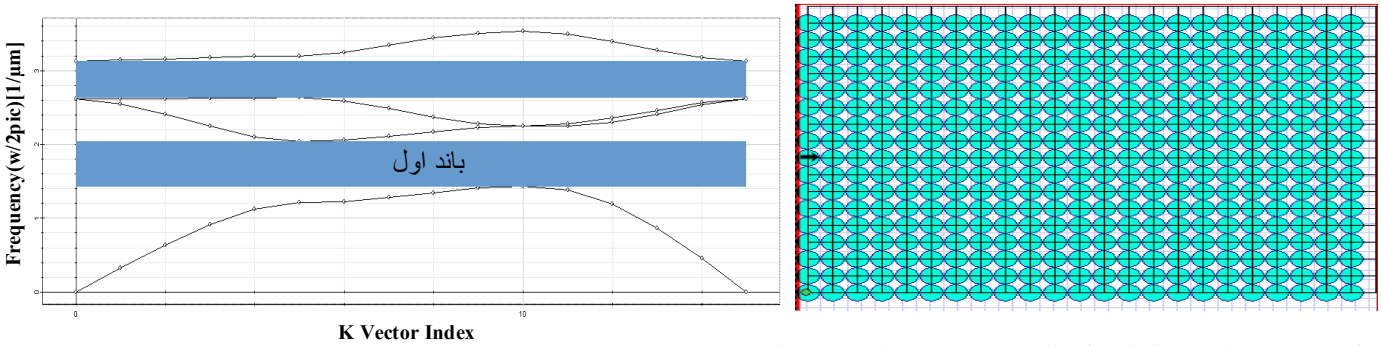
بلور فوتونی از آرایش مستطیلی میله های طلا در بستر هوا ایجاد می شود (شکل۱). ثابت دی الکتریک طلا را می توان با مدل Drude تعریف کرد [۵و۶]:

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\infty} - \frac{\omega_p^2}{\omega(\omega + i\,\omega_c)} \qquad (۱)$$

که ε_∞ ثابت دی الکتریک طلا در فرکانس بالا و مقدار آن ۹/۷۵ است ، فرکانس پلاسما $\omega_p = 1.36\times10^{16}$, $\omega_c = 1.45\times10^{14}$ است. ضریب شکست هوا ۱ است و شعاع میله ها و ثابت شبکه به ترتیب ۰,۲۲ میکرومتر و ۰,۴۵ میکرومتر است. تعداد میله ها در جهت X و Z به ترتیب ۱۷ و ۲۳ و ابعاد آن μm^2 ۸/۲ ×۱۰/۷۵ است. از بافر فسفات نمکی(PBS) به عنوان ماده مرجع استفاده می شود که ضریب شکست آن در طول موج ۵۱۴ نانومتر ۱,۳۳۶ به دست آمده است[۷]. زمانی که این زیست حسگر در نمونه حاوی بافر فرو می رود هوا جای خودش را به بافر می دهد. ضرایب شکست گلبول قرمز خون طبیعی و گلبولهای قرمز خون آلوده که در بافر فسفات نمکی حل شده اند در طول موج ۵۱۴ نانومتر در مرحله حلقه ، تروفوزوئیت و شیزونت به ترتیب ۱,۳۹۹ ، ۱,۳۹۵ ، ۱,۳۸۳ ، ۱,۳۷۳ می باشد[۸]. جهت شناسایی گلبول های قرمز طبیعی و آلوده، محلول آنها جایگزین بافر فسفات نمکی می شود که این کار باعث تغییر ضریب شکست و انتشار نور در بلور فوتونی می گردد. محاسبه شکاف های باند فوتونی (PBGs) با روش بست موج تخت (PWE) و با استفاده از نرم افزار OPTIFDTD انجام می شود. همانطور که درشکل ۲ می بینید ساختار کریستال فوتونیک ذکر شده در بافر دارای دو PBG برای مد الکتریکی عرضی (TE) است که یکی در حدود (۱/۴۳۶۱۵ 1/μm تا ۲/۰۳۶)که مربوط به محدوده طول موج ۴۹۱ تا ۶۹۶ نانومتر و دیگری در حدود (۲/۶۳۳۵۱ 1/μm تا ۳/۱۲۹۴۸)که مربوط به محدوده طول موج ۳۱۹ تا ۳۷۹ نانومترمی باشد که باند اول مد نظر می باشد. علت انتخاب آرایش مستطیلی به این دلیل بود که با این آرایش PBG در محدوده ۵۱۴ نانومتر است یعنی طول موجی که ضرایب شکستی که در بالا ذکر شده است در آن به دست می آیند در صورتی که در گزارشات دیگر از همین ضرایب شکست ولی در طول موج های ۱,۵۵ و ۲,۰۹ میکرومتر استفاده شده است[۲و۱] . مقادیر PBG برای ضرایب شکست بافر فسفات نمکی ، گلبول قرمز طبیعی و گلبول های آلوده به مالاریا به دست آمده است (جدول۱). نمودار تغییرات PBG مقابل ضریب شکست نشان می دهد که این تغییرات به خوبی خطی بوده و PBG با افزایش ضریب شکست کاهش می یابد که این نشانه وجود حساسیت به گلبول های قرمز در چرخه های مختلف انگل مالاریا است (شکل۳).

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

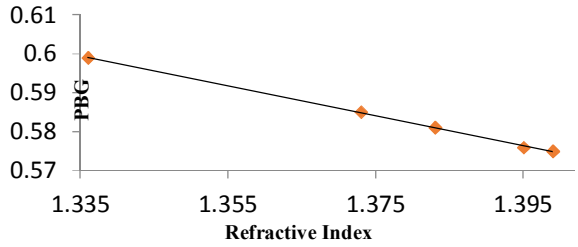
[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-13]



شکل۱ – ساختار بلور فوتونی پیشنهاد شده باشعاع میله ها ی ۰,۲۲میکرومتر و ثابت شبکه ۰,۴۵ میکرومتر **شکل۲**– PBG ها برای مد الکتریکی عرضی (TE) از بافر PBS

جدول۱– مقادیر PBG برای ضرایب شکست PBS و گلبول قرمز طبیعی و گلبول های آلوده به مالاریا

Refractive Index	PBG	Wavelength(nm)
Normal red blood cell 1.399	0.575	513-728
ring stage 1.395	0.576	512-726
trophozoites stage 1.383	0.581	507-720
schizont stage 1.373	0.585	504-715
PBS buffer 1.336	0.599	491-696



شکل۳– نمودار تغییرات PBG مقابل تغییرات ضریب شکست

مراجع

1. Kalyani, Vijay & Sharma, Varsha. (2017). **International Journal of Emerging Research in Management &Technology**. 6. 16-20. 10.23956/ijermt.v6i6.239..

2. Sarra, Bendib & C, Bendib. (2018). **Journal of Biosensors & Bioelectronics**. 09. 10.4172/2155-6210.1000257

3. Bilal, Muhammad *et. al*. (2015). **Journal of biomedical optics**. 20. 17002. 10.1117/1.JBO.20.1.017002.

4. Divya, J. *et. al*. (2018). **Laser Physics**. 28. 066206. 10.1088/1555-6611/aab7d2.

5. Chen, Qiyang *et. al* (2019). **Nanomaterials**. 9. 1587. 10.3390/nano9111587.

6. Hameed, M.F.O. *et. al* (2015). **Optics Express**. 23. 10.1364/OE.23.007007.

7. Barroso, Álvaro *et. al*. (2019). **Proc.SPIE** .80. 10.1117/12.2509221.

8. Park, YongKeun *et. al*. (2008). **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America** . 105. 13730-5. 10.1073/pnas.0806100105.

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-13]