



بیست و هشتمین کنفرانس اپتیک و
فوتونیک ایران و چهاردهمین کنفرانس
مهندسی و فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه شهید چمران اهواز،
خوزستان، ایران.
۱۴-۱۲ بهمن ۱۴۰۰



زیست حسگر مبتنی بر بلور فوتونی ناهمسانگرد شامل لایه هایی از جنس نیم رسانا و تیغه های دوشکستی با تغییر ضخامت تدریجی

مهتاب خزاعی^۱، صمد روشن انتظاری^۱ و سپهر رازی^۲
دانشکده فیزیک، دانشگاه تبریز، s-roshan@tabrizu.ac.ir و mahtab.khazaey@gmail.com
گروه مهندسی اپتیک و لیزر، دانشگاه صنعتی ارومیه، s.razi@uut.ac.ir

چکیده - در این مقاله یک زیست حسگر مبتنی بر بلور فوتونی یک بعدی و متشکل از لایه های ناهمسانگرد دوشکستی از جنس KTP و تیغه های نیم رسانای PbS و TiO₂ پیشنهاد می گردد. به منظور افزایش دقت و کیفیت آشکارسازی و تحقق شرایط هرچه بهتر برای تحریک شدن مناسب تر امواج سطحی بلاخ، لایه های از جنس گرافن در حد فاصل هسته حسگر (بلور فوتونی) و ماده زیستی مورد مطالعه تعبیه گردیده است. همچنین ساختار بلور فوتونی به نحوی انتخاب شده است که ضخامت لایه های تشکیل دهنده بلور با نزدیک شدن به ماده زیستی مطابق رابطه مشخصی افزایش می یابند. نتایج به خوبی نشان می دهند که پاسخ اپتیکی ساختار پیشنهادی کاملاً وابسته به مشخصه های ساختاری بلور فوتونی بوده، بطوریکه با تغییر ضخامت هر یک از لایه ها نه تنها طول موج مرکزی مد تشدید تغییر کرده بلکه شدت و پهنای پیک مربوطه نیز تحت تاثیر قرار می گیرد. از طرف دیگر تعداد تناوب لایه ها نیز بر روی طیف بازتاب حسگر پیشنهادی بصورت چشمگیری تاثیر گذار بوده و با افزایش مقدار آن مد تشدید در طول موج های کوتاه تری ظاهر گردیده و پهنای آن کاهش می یابد.

کلید واژه- بلور فوتونی، پاسخ تنظیم پذیر، تیغه دوشکستی، تغییر ضخامت تدریجی، حسگر زیستی.

Biosensor Based on Anisotropic Photonic Crystal Including Semiconductor Layers and Birefringence Slabs with graded thickness variations

Mahtab Khazaie¹, Samad Roshan Entezar¹ and Sepehr Razi²
Faculty of Physics, Tabriz University, s-roshan@tabrizu.ac.ir & mahtab.khazaey@gmail.com
Optics and Laser Engineering Group, Urmia University of Technology, s.razi@uut.ac.ir

Abstract- Biosensor based on one dimensional photonic crystal (PC) and including anisotropic birefringence layers of KTP and semiconductor slabs of PbS and TiO₂ is suggested in this paper. In order to increase the detection accuracy and quality as well as realization of a superior substrate for better excitation of Bloch surface waves, layers of graphene are considered between the sensor core (PC) and the studied biological material. Also the structure of the crystal is selected in a way that the thicknesses of the involved layers are increased in a specific manner as they approach the bio-sample. Results clearly indicate that optical response of the suggested structure are totally in relation with the structural characteristics of the PC so that by changing the thickness of the layers, not only the central wavelength of the resonant mode is changed but also its intensity and width are affected as well. Furthermore, the number of the periods of the layers has also a very important effect on the reflectance spectrum of the suggested sensor and by increasing its value the resonant mode is generated at lower wavelengths and its width is reduced.

Keywords: Photonic crystal, Tunable responsivity, Birefringence slab, Graded thickness changes, Biosensor.

۱- مقدمه

بطور کلی در حال حاضر استفاده از دو رهیافت عمومی در طراحی زیست حسگرها رایج می‌باشند که عبارتند از: الف) حسگرهایی که در آن‌ها از نشانگرهایی همچون نانو مواد و آنزیم‌های خاص استفاده می‌گردد و ب) حسگرهایی که نیازمند بهره‌مندی از نشانگر خاصی نبوده و به اصطلاح آن‌ها را *label-free* می‌نامند [۱-۳]. دسته دوم به دلیل کم بودن پیچیدگی-های ساختاری آن‌ها و دست نخورده ماندن ماهیت طبیعی ماده زیستی مورد مطالعه، به مراتب نسبت به گروه اول بیشتر مورد توجه می‌باشند [۲-۳]. بخش هسته این حسگرها که عمل اصلی شناسایی آنالیت را بر عهده دارد، توجه ویژه‌ای را توسط محقق‌های حوزه‌های مختلف به خود اختصاص داده است و تحقیق‌های گسترده‌ای در این خصوص صورت پذیرفته و انواع مختلفی از آن‌ها پیشنهاد گردیده اند که از آن جمله می‌توان به زیست حسگرهای اپتیکی پیشنهاد شده در سال‌های اخیر اشاره داشت [۳-۴].

از مهم‌ترین زیست حسگرهای اپتیکی، شناساگرهای مبتنی بر بلورهای فوتونی می‌باشند. این بلورها ساختارهایی متشکل از دو یا چند ماده با ضریب شکست و ثابت‌های الکتریکی یا مغناطیسی متفاوت می‌باشند که بصورت متناوب در کنار یکدیگر قرار داده می‌شوند [۴]. حضور هرگونه نقص در ساختار این بلورها باعث بهم ریختن طیف بازتابی یا عبوری آن‌ها و بویژه عامل ظاهر شدن پیک‌های تشدیدی در ناحیه باند توقف مربوطه می‌گردد. این مشخصه منحصر به فرد به همراه بهره‌مندی از مفاهیم اثبات شده‌ای همچون تشدید پلاسمون‌های سطحی و یا امواج سطحی بلاخ بصورت گسترده‌ای مورد توجه پژوهشگران در طراحی و ساخت زیست حسگرهای با حساسیت بسیار بالا قرار گرفته است [۵]. از جمله شاخص‌ترین گزارش‌های ارائه شده در چند سال اخیر می‌توان به ساختارهای برپایه مواد با ضریب شکست تدریجی پیشنهاد شده در [۳]، بلورهای متشکل از لایه‌های ابر رسانا [۴] و حسگرهای برپایه مواد دوبعدی اشاره داشت [۵]. در این پژوهش بر روی طراحی زیست حسگر جدیدی از جنس بلور فوتونی تک بعدی تمرکز گردیده است، به طوریکه با انتخاب ساختار متشکل از لایه‌های متناوبی از جنس مواد دی الکتریک و تیغه‌های دو شکستی با ضخامت‌های متفاوت، تلاش شده است که یک زیست حسگر با کارآمدی مطلوب طراحی گردد.

۲- رهیافت ریاضی

شکل ۱ زیست حسگر پیشنهادی با پیکربندی کریشمان و ساختار $ZF10/[B_kD_k]^M/TiO_2/Graphene/Sensing\ medium$ را نمایش می‌دهد. در این ساختار منشور با جنس ZF10 کوپل شدن نور پمپ خارجی به بدنه حسگر و لذا ماده زیستی را محقق می‌سازد. لایه‌های B و D به ترتیب نمایشگر تیغه‌های دوشکستی (KTP) و دی الکتریک (PbS) هستند. با توجه به ناهمسانگرد بودن ماده دوشکستی، ضریب شکست KTP در سه راستای X, Y, Z به ترتیب به صورت (n_x, n_y, n_z) در نظر گرفته می‌شود. در $[B_kD_k]^M$ ، M و k تعداد و شماره تناوب هستند و ضخامت لایه‌های B و D برای هر تناوب از رابطه‌های $d_{1k} = d_1 + (k-1) \Delta d_1$ و $d_{2k} = d_2 + (k-1) \Delta d_2$ بدست می‌آیند.

به منظور بررسی مشخصه‌های اپتیکی زیست حسگر پیشنهادی و استخراج طیف بازتابندگی آن از رهیافت ماتریس انتقال استفاده می‌گردد. جزئیات این روش محاسباتی در مرجع‌های [۴-۷] موجود می‌باشد. به اختصار در این رهیافت و برای موج با قطبش TM ماتریس مشخصه برای هر لایه به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$M_j = \begin{bmatrix} \cos(k_j d_j) & -\frac{i}{p_j} \sin(k_j d_j) \\ -ip_j \sin(k_j d_j) & \cos(k_j d_j) \end{bmatrix} \quad (1)$$

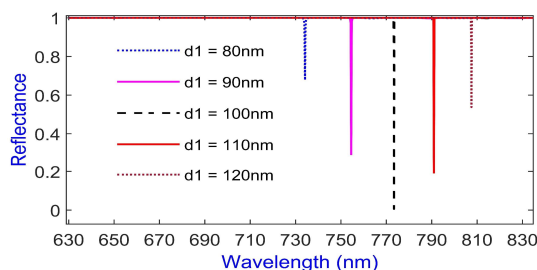
که در آن k_j و p_j به صورت زیر می‌باشند:

$$k_j = \left(\frac{2\pi}{\lambda}\right) n_j \cos\theta_j \quad (2)$$

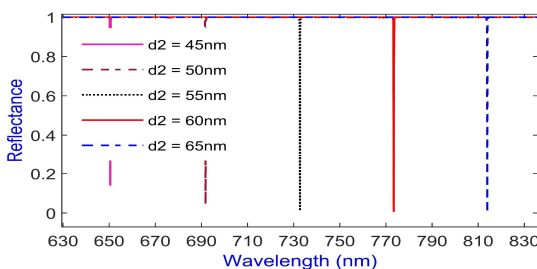
$$p_j = n_j \cos\theta_j$$

بنابراین ماتریس نهایی کل ساختار از حاصل ضرب ماتریس‌های لایه‌های متوالی حاصل می‌گردد. در ادامه با در نظر گرفتن رابطه r بصورت معادله (۳)، بازتابندگی بلور فوتونی از رابطه $R = |r|^2$ بدست می‌آید.

$$r = \frac{(m_{11} + m_{12}p_s)p_0 - (m_{21} + m_{22}p_s)}{(m_{11} + m_{12}p_s)p_0 + (m_{21} + m_{22}p_s)} \quad (3)$$



شکل ۲: بازتابندگی بر حسب طول موج برای ضخامت های مختلف d_1

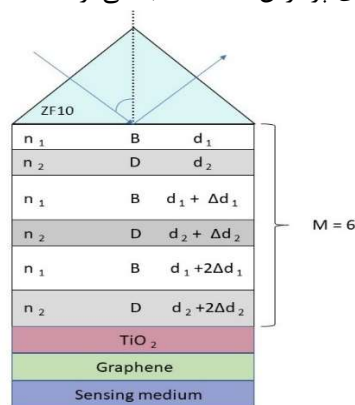


شکل ۳: بازتابندگی بر حسب طول موج برای ضخامت های مختلف d_2

در گام بعدی مطابق شکل ۳ بازتابندگی برای ضخامت های مختلف d_2 از ۴۵ تا ۶۵ نانومتر محاسبه شده است. با افزایش ضخامت، مد تشدیدی به سمت طول موج های بالاتر جابه جا می شود که اصطلاحاً به آن red shift گفته می شود. با توجه به اینکه طول موج کاری ۷۷۳ نانومتر برای زیست حسگر گزینه مناسبی است بنابراین ضخامت بهینه برای d_2 می تواند ۶۰ نانومتر در نظر گرفته شود.

در شکل ۴ وابستگی کیفیت پاسخ دهی زیست حسگر پیشنهادی به تناوب لایه ها مورد مطالعه قرار گرفته است. نتایج به خوبی نشان می دهند که حسگر پیشنهادی برای حالتی که دارای ۶ تناوب از سلول واحد در ساختار خود باشد دارای مد تشدیدی با پهنای مطلوب و کمترین میزان بازتابندگی می باشد. به منظور ارزیابی حساسیت حسگر در شناسایی مواد زیستی مختلف، طیف بازتاب ۴ نمونه زیستی مورد مطالعه قرار گرفته و نتایج آن ها در شکل ۵ نمایش داده شده اند. برای بررسی هرچه بهتر پاسخ دهی حسگر، طیف بازتاب نمونه استاندارد (آب خالص) نیز در همان شکل نشان داده شده است. در نهایت وابستگی دقت آشکارسازی به تعداد تناوب لایه ها و ضریب شکست ماده زیستی بصورت کمی از رابطه $DA = \frac{1}{FWHM}$ بدست آمده و در شکل ۶ نمایش داده شده است. نتایج نشان

در این رابطه ضرایب m_{ij} درایه های ماتریس انتقال نهایی ساختار بوده و P_0 و P_s به ترتیب اشاره به منشور و ماده زیستی دارند. در نهایت به منظور استخراج مقادیر کمی دقت آشکارسازی حسگر پیشنهادی، پهنای مدهای رزونانسی خلق شده در طیف بازتاب، بواسطه فیت کردن داده ها و استفاده از رهیافت های پردازش داده محاسبه می گردند.



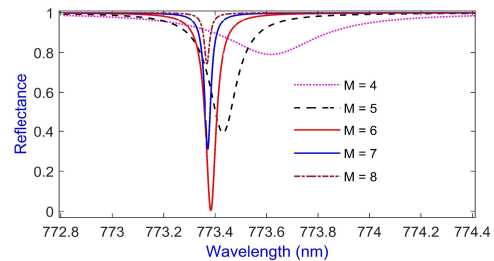
شکل ۱: شماتیک ساختار زیست حسگر مبتنی بر بلور فوتونی یک بعدی

۳- نتایج و بحث

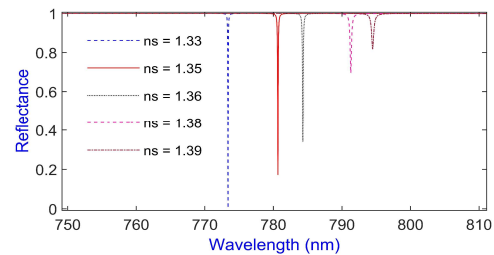
در انجام محاسبات عددی، ضریب شکست منشور و لایه PbS به ترتیب برابر با ۱/۶۶۸ و ۴/۳۵ در نظر گرفته شده و n_x ، n_y و n_z برای لایه KTP به ترتیب برابر با ۱/۶۷۹۸۳، ۱/۶۸۹۶۹ و ۱/۷۵۳۸ می باشند. ضریب شکست و ضخامت لایه TiO_2 برابر با ۲/۳ و ۵۵ نانومتر بوده و $\Delta d_1 = \Delta d_2 = 0.04$ در نظر گرفته شده اند. از طرف دیگر تعداد لایه های گرافن ۶ لایه، با ضخامت هر لایه برابر با ۰/۳۴ نانومتر و نرخ پراکندگی ۱۰ تراهرتز انتخاب شده است. به منظور بررسی کیفیت پاسخ دهی حسگر پیشنهادی، وابستگی مد تشدیدی ظاهر شده در باند توقف به پارامترهای ساختاری در زاویه برخورد ۶۰/۳۳ درجه مورد بررسی قرار می گیرد. در گام نخست مطابق شکل ۲ طیف بازتابندگی برای ضخامت های مختلف d_1 از ۸۰ تا ۱۲۰ نانومتر محاسبه شده است. با توجه به این نکته که کمترین مقدار بازتابندگی به معنای جذب هرچه بیشتر نور در ماده زیستی و یا تبدیل بیشترین مقدار انرژی نور برخوردی به امواج سطحی بلاخ می باشد، بنابراین ضخامت ۱۰۰ نانومتر می تواند بهترین گزینه برای d_1 در طول موج ۷۷۳ نانومتر باشد.

می‌دهند که با افزایش تناوب لایه‌ها دقت آشکارسازی افزایش می‌یابد با این حال با افزایش ضریب شکست ماده زیستی میزان دقت آشکارسازی کاهش چشمگیری پیدا می‌کند. این رفتار کاملاً در توافق با نتایج ارائه شده در شکل‌های ۴ و ۵ می‌باشند.

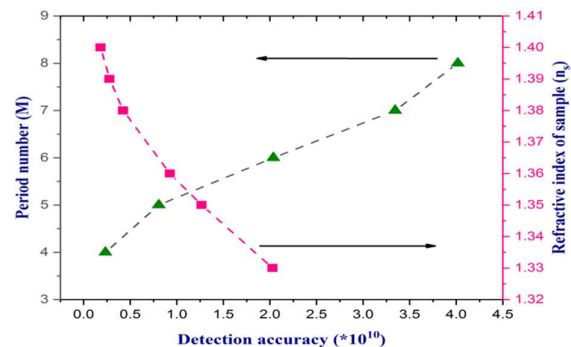
می‌دهند که با افزایش تناوب لایه‌ها دقت آشکارسازی افزایش می‌یابد با این حال با افزایش ضریب شکست ماده زیستی میزان دقت آشکارسازی کاهش چشمگیری پیدا می‌کند. این رفتار کاملاً در توافق با نتایج ارائه شده در شکل‌های ۴ و ۵ می‌باشند.



شکل ۴: بازتابندگی بر حسب طول موج برای تعداد تناوب مختلف M



شکل ۵: بازتابندگی بر حسب طول موج برای مواد زیستی مختلف ns



شکل ۶: وابستگی دقت آشکارسازی به تناوب لایه‌ها و ضریب شکست نمونه

۴- نتیجه‌گیری

پاسخ دهی زیست حسگر فوتونیک پیشنهاد شده کاملاً وابسته به مشخصه‌های ساختاری آن از جمله ضخامت و تناوب لایه‌ها در نظر گرفته شده می‌باشد. با این حال تاثیر ضخامت لایه دی‌الکتریک PbS به مراتب چشمگیرتر بوده و با تغییر آن، طول موج مرکزی مد تشدید بصورت محسوس تری جابجا

۵- مراجع‌ها

- [1] F. Mustafa Abraham, S. Finny Silvana, Printed paper-based (bio)sensors: Design, fabrication and applications, Comprehensive Analytical Chemistry, 89, (2020), 63-89
- [2] S. A. El-Naggar, Tunable terahertz omnidirectional photonic gap in one dimensional graphene-based photonic crystals, Opt. Quant. Electron., 47,(2015) 1627-1636
- [3] B. K. Singh, V. Bambole, V. Rastogi, P. C. Pandey, Multi-channel photonic bandgap engineering in hyperbolic graded index materials embedded one-dimensional photonic crystals, Opt. Laser Technol. 129 (2020) 106293.
- [4] J. Hao, K. Gu, L. Xia, Y. Liu, Zh. Yang, H. Yang, Research on low-temperature blood tissues detection biosensor based on one-dimensional superconducting photonic crystal, Commun Nonlinear Sci. Numer. Simulat. 89 (2020) 105299
- [5] K. V. Sreekanth, Sh. Zeng, K. Yong, T. Yu, Sensitivity enhanced biosensor using graphene-based one-dimensional photonic crystal, Sensors and Actuators B, 182, (2013), 424-428
- [6] Z. Saleki, A. J. Majarshin, Yan-An Luo, De-Long Zhang, Spectral statistics of a 1D photonic crystal containing an anisotropic graphene-based hyperbolic metamaterial defect layer, Optical Material. 121,(2021), 111483.
- [7] F. Ghasemi, S. Roshan Entezar, S. Razi, Graphene based photonic crystal optical filter: Design and exploration of the tunability, Phy. Let. A 383 (2019) 2551-2560.