بیست و سومین کنفرانس اپتیک و فوتونیک و نهمین کنفرانس مهندسی و فناوری فوتونیک ایران
دانشگاه تربیت مدرس
۱۴-۱۲ بهمن ۱۳۹۵
23rd Iranian Conference on Optics and Photonics and 9th Conference on Photonics Engineering and Technology
Tarbiat Modares University, Tehran, Iran
January 31- February 2, 2017

طراحی حسگر زیستی نوری با استفاده ار بلورهای نوری یک بعدی حاوی لایه نقص وابسته به مکان

حمید پاشایی عدل[۱]، فرزانه بیات[۱]، نادیا قرآنی[۱]، سهراب احمدی کندجانی[۱]، حبیب تجلی[۱و۲]

[۱]گروه فوتونیک، پژوهشکده فیزیک کاربردی و ستاره شناسی دانشگاه تبریز، تبریز، ایران.

[۲]قطب علمی فوتونیک، دانشگاه تبریز، تبریز، ایران

چکیده – در این مقاله یک حسگر زیستی جدید بر پایه بلورهای نوری یک بعدی حاوی لایه نقص و بازتاب کلی داخلی معرفی شده است. لایه‌ی نقص موجود در این حسگر دارای توزیع ضریب شکست وابسته به مکان است که در انتهای ساختار قرار داده شده است. وجود چنین لایه نقصی منجر به ایجاد حلقه‌های هم مرکز در توزیع شدت نور بازتابی از ساختار می‌شود که شعاع آن‌ها حساسیت زیادی به تغییرات ضریب شکست لایه‌ی حاوی آنالیت در انتهای ساختار دارند. با استفاده از روش ماتریس انتقال، حساسیت این حسگر زیستی به ازای هر کدام از این حلقه‌ها محاسبه شده است.

کلید واژه- حسگر زیستی، بلورهای نوری، ضریب شکست وابسته به مکان، بازتاب داخلی کلی، روش ماتریس انتقال.

Design of Optical Biosensor Using 1D Photonic Crystal Structures Containing a Gradient Refractive Index Defect Layer

Hamid Pashaei Adl[1], Farzaneh Bayat[1], Nadia Ghorani[1], Sohrab Ahmadi-Kandjani[1], Habib Tajalli[1,2]

[1]Photonics Group, Research Institute for Applied Physics and Astronomy, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

[2]Excellence Center for Photonics, University of Tabriz, Tabriz, Iran.

Abstract- In this paper, we introduce a novel biosensor based on defective one-dimensional photonic crystals in total internal reflection (TIR) geometry, where a gradient refractive index (GRIN) defect layer is located at the end of the structure. By using the GRIN defect in the structure due to its special refractive index distribution function, the concentric ring-shaped reflectance distribution appears on the output plane of the structure that their radius is highly dependent to the refractive index of the Analyte at the end of the structure. Using the transfer matrix method (TMM) the sensitivity of this biosensor has been calculated for each ring.

Keywords: Biosensor, Photonic Crystals, Gradient Refractive Index, Total Internal Reflection, Transfer Matrix Method (TMM).

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

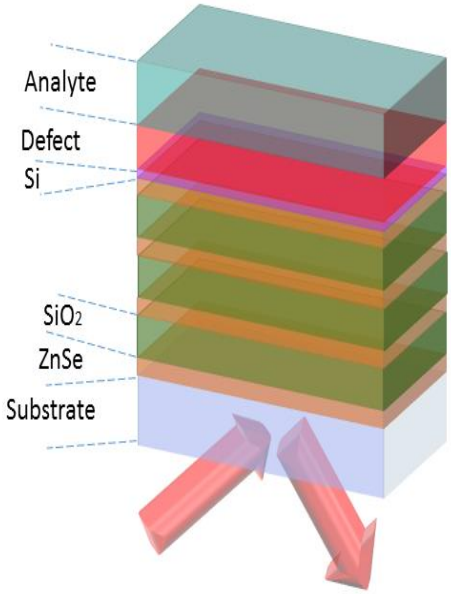
[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-10-31]

۱- مقدمه

حسگرهای زیستی را می‌توان یکی از مهمترین دستاوردهای تکنولوژی به حساب آورد که به سرعت در حال پیشرفت است. این نوع از حسگرها حاصل نتایج مطالعات بنیادی در زمینه های بیولوژی، شیمی، علوم مهندسی و ... می‌باشند. حسگرهای زیستی انواع مختلفی دارند که هر نوع، ساز و کار خاص خود را دارد. از این میان می‌توان به حسگرهای زیستی الکتروشیمیایی [۱]، حسگرهای زیستی تشدیدی [۲] و حسگرهای زیستی نوری [۳] اشاره کرد. حسگرهای نوری به خاطر سادگی و توانایی فوق العاده در تشخیص زود هنگام بیماری‌هایی نظیر آلزایمر و انواع سرطان‌ها نظر محققان را به خود جلب کرده است. یکی از انواع حسگرهای نوری، حسگرهای نوری مبتنی بر بلورهای نوری می‌باشند [۴]. بلورهای نوری ساختارهایی تناوبی از مواد دی الکتریک هستند که در یک، دو و یا سه بُعد آرایش یافته اند. ساختار بلورهای نوری به گونه‌ای است که امواج الکترومغناطیسی تکفام با فرکانس‌های معینی نمی‌توانند در آن‌ها انتشار یابند و نوار توقف نوری به وجود می‌آید. نوار توقف نوری یک ناحیه فرکانسی غیرمجاز برای انتشار مدهای الکترومغناطیسی می‌باشد که به عنوان ویژگی اساسی بلورهای نوری به شمار می‌آید [۵]. با ایجاد لایه‌های نقص در داخل ساختار بلورهای نوری می‌توان مدهای عبوری در داخل نوار توقف نوری ایجاد کرد و باعث تشدید میدان در طول موج مربوط به این مدهای عبوری شد. در این مقاله با استفاده از بازتاب داخلی کلی یک ساختار جدیدی پیشنهاد شده است که حاوی یک لایه نقص است که توزیع ضریب شکست شعاعی دارد. مزیت اساسی این حسگر نسبت به سایر حسگرهای نوری این است که لایه‌ی نقص با توزیع ضریب شکست وابسته به مکان، امکان محاسبه مقدار بهینه ضریب شکست لایه نقص برای بدست آوردن حساسیت بیشینه را فراهم می‌کند .

۲- فرمول‌بندی مسئله و ساختار مورد استفاده

ساختار پیشنهادی برای حسگر زیستی در این مقاله بصورت $Substrate/(AB)^3/C/D/Analyte$ می‌باشد که در راستای z کنار هم چیده شده اند. در اینجا زیر لایه از جنس شیشه $BK7$ با ضریب شکست $n_S=1.515$ انتخاب شده است. لایه‌های A و B به ترتیب $ZnSe$ و SiO_2 با ضرایب شکست $n_A=2.60$ و $n_B=1.45$ و همچنین ضخامت‌های $d_A=71nm$ و $d_B=315nm$ هستند. لایه C و لایه نقص D نیز به ترتیب عبارتند از: لایه‌ای با ضخامت $6nm$ از Si با ضریب شکست $n_C=2.711+0.045i$ و یک لایه با ضخامت $233nm$ با تابع توزیع ضریب شکست $n_D(r)=n_0(1+a\cos^2(\pi r))$ [۶] که در آن $a=0.085, n_0=1.608$ و r مختصه‌ی شعاعی دستگاه مختصات قطبی و کروی است.



شکل۱: طرح شماتیکی از حسگر زیستی طراحی شده

روش عددی به کار رفته در این مقاله، روش ماتریس انتقال است. در این روش میدان الکتریکی و مغناطیسی در انتهای یک لایه توسط ماتریس انتقال به میدان الکتریکی و مغناطیسی در ابتدای لایه‌ی بعدی مربوط می‌شود. میدان در داخل هر یک از لایه‌ها بصورت زیر نمایش داده می شود:

$$\overrightarrow{E}_j(x,z)=E(z)e^{i(k_x x+k_{zj}z)\hat{e}_y} \qquad (۱)$$

بطوریکه $k_{zj}=k_0\sqrt{\varepsilon_j\mu_j(1-\sin\theta^2/\varepsilon_j\mu_j)}$، $k_x=k_0\sin\theta$ و $k_0=\omega/c$ و θ زاویه تابش است. همچنین میدان در داخل هر یک از لایه‌ها از معادله‌ی هلمهولتز پیروی می‌کند [۷]:

$$\frac{d^2E}{dz^2}+(\varepsilon_j\mu_j\frac{\omega^2}{c^2}-k_x^2)E=0 \qquad (۲)$$

همچنین، در فصل مشترک بین لایه‌ها شرایط مرزی زیر حاکم است:

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-10-31]

$$E_+ = E_-$$
$$\frac{1}{\mu_+}\frac{dE}{dz_+} = \frac{1}{\mu_-}\frac{dE}{dz_-} \quad (۳)$$

با اعمال این شرایط مرزی و ارتباط دادن میدان الکتریکی و مغناطیسی انتهای هر یک از لایه‌ها به ابتدای لایه‌ی بعدی ماتریس انتقال مورد استفاده در مسئله بدست می‌آید:

$$m_l(\Delta z_j) = \begin{bmatrix} \cos(k_{zj}\Delta z_j) & -\frac{\mu_j \omega}{k_{zj} c}\sin(k_{zj}\Delta z_j) \\ \frac{k_{zj} c}{\mu_j \omega}\sin(k_{zj}\Delta z_j) & \cos(k_{zj}\Delta z_j) \end{bmatrix} \quad (۴)$$

ماتریس انتقال برای کل ساختار بصورت زیر خواهد بود که در آن l تعداد کل لایه های ساختار را نشان می دهد.

$$M^{g} = \prod_{l=1}^{N} m_l(\Delta z_j) \quad (۵)$$

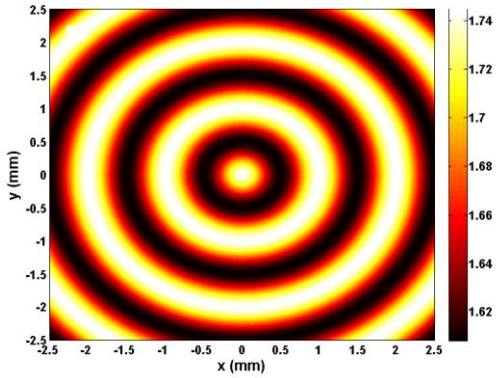
در نهایت عبوردهی را می توان بصورت $T = tt^*$ محاسبه نمود که در آن t عبارت است از:

$t = 2p/(pM_{11}^{g} + pM_{22}^{g} + p^2 M_{12}^{g} + M_{21}^{g})$ و $p = \cos(\theta)$.

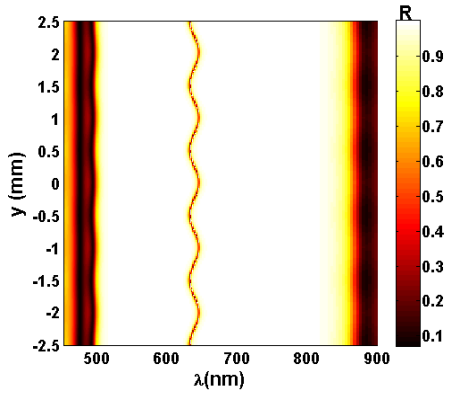
۳- بحث و بررسی نتایج بدست آمده

چنانچه در قسمت‌های قبلی اشاره شد، ضریب شکست لایه نقص دارای وابستگی شعاعی نسبت به مکان است که با تابعیت کسینوسی تغییر می‌کند. نمودار تغییرات ضریب شکست لایه نقص بر حسب پارامتر های x و y در شکل۲ رسم شده است. لازم به توضیح است که در این شکل پارامترهای x و y همان مولفه های طول و عرض در مختصات دکارتی هستند که در مختصات قطبی تغییرات شعاعی $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ ایجاد می‌کنند که تعیین کننده‌ی تغییرات ضریب شکست لایه نقص ($n_D(r)$) است.

طیف بازتابی از ساختار در شکل ۳ نمایش داده شده است. همان طور که در این شکل پیداست محدوده‌ی نوار توقف نوری در ناحیه مرئی قرار گرفته است.



شکل۲: نمودار سه بعدی تغییرات ضریب شکست لایه نقص بر حسب تغییرات عرضی x و y.

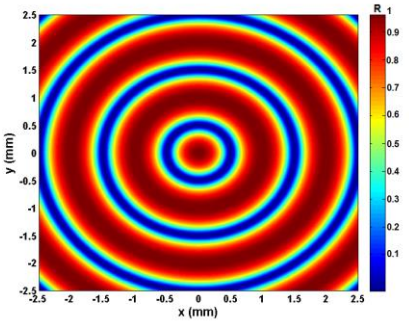


شکل ۳: طیف بازتابی از ساختار بر حسب فاصله‌ی عرضی y . ضریب شکست آنالیت $n_{Analyte} = 1.33$ و زاویه تابش ۶۵ درجه انتخاب شده است.

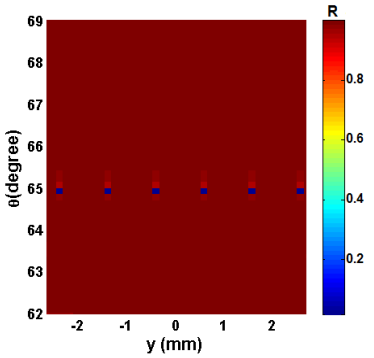
وجود نقص در ساختار منجر به ایجاد مد نقص وابسته به مکان در میان نوار توقف نوری شده است. با انتخاب طول موج 632/8 نانو متر که در محدوده‌ی نوار توقف فوتونی و مد نقص قرار دارد و تابش باریکه‌ی نور لیزر با طول موج مذکور به ساختار تحت زاویه‌ای که بازتابش داخلی کلی صورت پذیرد، شاهد ایجاد توزیع شدت در باریکه‌ی بازتابی از ساختار خواهیم بود که وابستگی مستقیم به تابع توزیع ضریب شکست لایه‌ی نقص دارد. وجود لایه‌ی نقصی با ضریب شکست معرفی شده در این مقاله منجر به ایجاد حلقه‌های هم مرکز در توزیع شدت نور بازتابی از ساختار می‌شود که در شکل ۴ نشان داده شده است. شعاع حلقه‌های هم مرکز ایجاد شده در نور بازتابی از ساختار وابستگی فراوانی به ضریب شکست آنالیت دارد. از این رو، تغییرات ضریب شکست این لایه می‌تواند با محاسبه‌ی تغییرات شعاع حلقه‌های نور در باریکه‌ی بازتابی از ساختار شناسایی شود.

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-10-31]



شکل۴: نمودار بازتابندگی بر حسب تغییرات x و y، که طول موج نور فرودی $\lambda_0 = 632.8nm$ (لیزر هلیوم-نئون) و ضریب شکست آنالیت $n_{Analyte} = 1.33$ و زاویه تابش ۶۵ درجه انتخاب شده است.



شکل۵: نمودار بازتابندگی بر حسب تغییرات عرضی y و زاویه تابش. ضریب شکست آنالیت $n_{Analyte} = 1.33$ و زاویه تابش ۶۵ درجه انتخاب شده است.

در شکل ۵ تغییرات بازتابندگی بر حسب تغییرات عرضی y و زاویه تابش رسم شده است. مشخص است که به ازای زوایای مشخص تغییرات قطر هر یک از حلقه‌ها می‌تواند حساسیت حسگر را مشخص کند.

حساسیت حسگر زیستی معرفی شده در این مقاله با رابطه‌ی زیر محاسبه می‌شود:

$$S = \frac{\Delta d}{\Delta n_{Analyte}} \qquad (۶)$$

در رابطه (۶)، صورت کسر تغییرات قطر حلقه را نشان می‌دهد. محاسبه تغییرات قطر هر کدام از حلقه‌ها ناشی از تغییر ضریب شکست ماده آنالیت در بازه 1/25 تا 1/40 محاسبه شده است. مقدار حساسیت این حسگر زیستی برای هر کدام از حلقه‌های هم مرکز ایجاد شده به ازای $\Delta n_{Analyte} = 10^{-4} RIU$ تغییر در ضریب شکست ماده آنالیت به ترتیب از حلقه‌ی داخلی به حلقه‌ی خارجی عبارت است از: $\Delta d_3 = 2.2\mu m, \Delta d_2 = 1.75\mu m, \Delta d_1 = 1.4\mu m$. نتایج محاسبات بیانگر این مهم است که حساسیت حسگر با اندازه شعاع حلقه‌ها نسبت مستقیم دارد. به عبارت دیگر هر چقدر حلقه‌هایی با شعاع بزرگتر انتخاب کنیم حساسیت بیشتری برای حسگر بدست خواهیم آورد.

۴- نتیجه‌گیری

دراین مقاله با استفاده از بلورهای نوری یک بعدی حاوی لایه نقص و بازتاب داخلی کلی، یک حسگر زیستی نوری طراحی و معرفی شده است. به علت وجود لایه‌ی نقص با توزیع ضریب شکست وابسته به مکان، شدت نور بازتابی توزیع فضایی یافته و حلقه‌های هم مرکز در نمودار بازتابندگی ایجاد می‌شود. شعاع هر یک از این حلقه‌ها حساسیت زیادی به تغییرات ضریب شکست آنالیت دارد. تغییرات شعاع برای هر کدام از حلقه‌ها متفاوت بوده و محاسبات انجام شده نشان می‌دهد که حلقه‌های بزرگتر حساسیت بیشتری در برابر تغییرات ضریب شکست آنالیت از خود نشان می‌دهند.

سپاسگزاری

این کار با حمایت بنیاد ملی نخبگان انجام گرفته است.

مراجع

[1] O. A. Sadik, A. O. Aluoch, and A. Zhou, “Status of biomolecular recognition using electrochemical techniques,” Biosensors and Bioelectronics, vol. 24, no. 9, pp. 2749–2765, May 2009.
[2] R. S. Marks, D. Cullen, C. Lowe, H. H. Weetall, I. Karube,”Handbook of Biosensors and Biochips”, John Wiley and Sons, (2007).
[3] F. S. Ligler and C.A. Rowe Taitt, ”Optical Biosensors: Present and Future”, Elsevier Science B.V., (2002).
[4] H. Ouyang, C. C. Striemer, and P. M. Fauchet, “Quantitative analysis of the sensitivity of porous silicon optical biosensors,” Applied Physics Letters, vol. 88, no. 16, p. 163108, 2006.
[5] J. Hai- Tao, ch.Hong, L.Hong,Qiang, zhang Ye-wen, “omnidirectional gaps of onedimensiomal photonic crystals containing single-Negative materials”, chin.phys.Lett. 2, 884-886, (2005).
[6] K. Jamshidi-Ghaleh and F. Bayat, “Designing Plane Wave Modulators Using 1DPC Nanostructure with r-GRIN Defect Layer,” Progress In Electromagnetics Research M, vol. 34, pp. 63–71, 2014.
[7] S. M. Wang and L. Gao, “Nonlinear responses of the periodic structure composed of single negative materials,” Optics Communications, vol. 267, no. 1, pp. 197–204, Nov. 2006.

این مقاله به شرط در دسترس بودن در وبگاه www.opsi.ir معتبر است.

[Downloaded from www.opsi.ir on 2026-10-31]