



# بهینه سازی عملکرد حسگر زیستی مبتنی بر بلور فوتونی یک بعدی حاوی مواد با ضریب شکست متغیر

فرزانه بیات<sup>۱</sup> | سهراب احمدی کندیجانی<sup>۱</sup> | حبیب تجلی<sup>۱\*</sup>

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

۲. قطب فوتونیک ایران، دانشگاه تبریز، تبریز

## چکیده

در این کار، به بهینه سازی عملکرد حسگر زیستی مبتنی بر بلورهای فوتونی یک بعدی پرداخته شده است. بلور فوتونی مورد استفاده متشکل از لایه‌های A، B و F است که به ترتیب  $\text{SiO}_2$ ،  $\text{ZnSe}$  و کانالی است که امکان جاری شدن سیال حاوی ماده‌ی زیستی را فراهم می‌نماید. همچنین، در مرکز بلور فوتونی لایه‌ی نقص D با تابع توزیع ضریب شکست شعاعی قرار می‌گیرد. با تابش نور تخت به ساختار بلور فوتونی معرفی شده، شدت نور خروجی توزیع فضایی پیدا کرده و این امر منجر به تولید حلقه‌های روشن نور در صفحه‌ی خروجی می‌شود. تغییرات ایجاد شده در ضریب شکست موثر سیال جاری در کانال‌ها منجر به تغییر شعاع این حلقه‌ها می‌گردد. پارامترهای متعددی از جمله تعداد، ضخامت لایه‌ها و شیب تغییرات ضریب شکست در لایه‌ی D در میزان این حساسیت تاثیر دارند. با بهینه کردن این پارامترها، تغییرات ضریب شکست در سیال به اندازه‌ی  $\Delta n = 1 \times 10^{-5} RIU$  قابل تشخیص است.

**واژگان کلیدی:** بلورهای فوتونی یک بعدی، حسگرهای زیستی، مواد با ضریب شکست متغیر.

## ۱ مقدمه

در دهه‌های گذشته مطالعات گسترده‌ای در زمینه‌ی حسگرهای زیستی انجام شده است. از این میان حسگرهای زیستی نوری از اهمیت زیادی برخوردار می‌باشند و ساختارهای فوتونی متعددی جهت طراحی این نوع از

حسگرها به کار گرفته شده است [۱، ۲]. حسگرهای زیستی مبتنی بر پلاسمون‌های سطحی [۳-۵] و بلورهای فوتونی [۶-۸] نمونه‌هایی از این نوع حسگرها می‌باشند. در حسگرهای مبتنی بر پلاسمون‌های سطحی تغییرات ضریب شکست محیط اطراف سطح فلز، ناشی از برهمکنش آنالیت با لیگاند‌های تثبیت شده بر روی سطح، توسط مدهای تشدید پلاسمون‌های سطحی شناسایی می‌شوند. این نوع از حسگرها برای شناسایی مولکول‌های کوچک و همچنین در مواقعی که جرم اندکی از آنالیت بر سطح می‌نشیند مناسب نمی‌باشد [۴]. از طرف دیگر، تشدید نوری جایگزین مناسبی برای تشدید پلاسمون‌های سطحی جهت طراحی حسگر زیستی محسوب می‌شود. به عنوان مثال، می‌توان از حسگرهای مبتنی بر بلورهای فوتونی نام برد. بلورهای فوتونی ساختارهایی متناوب متشکل از مواد با ضرایب شکست مختلف هستند که دارای ویژگی‌های خاصی مانند باند گاف فوتونی می‌باشند. باند گاف فوتونی به محدوده‌ای از فرکانس‌ها اطلاق می‌شود که مجوز عبور از ساختار را نمی‌یابند [۹-۱۱]. نکته حائز اهمیت این است که برای این که نور تناوبی بودن ساختار را درک کند، ضخامت لایه‌ها می‌بایست نزدیک به طول موج باریکه تابشی به ساختار باشد. برای ایجاد باند گافی در محدوده‌ی مرئی طیف، لایه‌هایی با ضخامتی در حدود چند صد نانومتر مورد نیاز است.

در کار قبلی خود، حسگر زیستی مبتنی بر بلورهای فوتونی را معرفی کرده‌ایم که لایه‌ی نقصی با تابع توزیع ضریب شکست شعاعی در مرکز آن قرار دارد [۱۲]. حضور دو کانال در اطراف لایه‌ی نقص مرکزی، امکان شناسایی تغییرات ضریب شکست در سیال جاری در کانال‌ها را فراهم می‌کند. در این

طول موج مرجع که در این کار  $\lambda_0 = 632.8 \times 10^{-9}$  انتخاب شده است. همچنین،  $D$  نمایشگر لایه‌ی نقص مرکزی است که توزیع ضریب شکست آن به صورت  $n_D = n_0(1 - ar^2/2)$  انتخاب شده است و در آن  $r$  فاصله‌ی شعاعی از مرکز لایه‌ی نقص می باشد. عدد ثابت  $a$  نشانگر میزان تغییرات ضریب شکست لایه نقص از مرکز به سمت کناره‌ها و  $n_0$  ضریب شکست لایه‌ی نقص در مرکز آن،  $n_0 = 1.608$  می باشد. در واقع، این لایه‌ی نقص نظیر یک عدسی محدب (مثبت) رفتار می کند با این تفاوت که رفتار عدسی ناشی از ضخامت متغیر آن در راستای عرضی است در صورتی که لایه‌ی نقص مورد استفاده دارای ضخامت ثابتی بوده و توزیع ضریب شکست آن در راستای عرضی منجر به بروز رفتار عدسی گونه می شود [۱۴].

در این کار، از روش ماتریس انتقال برای انجام محاسبات عددی در نرم افزار متلب استفاده شده است [۱۵]. در روش ماتریس انتقال، بردار میدان الکتریکی  $E$  و میدان مغناطیسی  $H$  بین دو لایه‌ی مجاور تحت تابش نور تخت با ماتریس زیر به هم مرتبط می شوند:

$$M = \begin{bmatrix} \cos(k_j d_j) & \frac{i}{n_j} \sin(k_j d_j) \\ i n_j \sin(k_j d_j) & \cos(k_j d_j) \end{bmatrix} \quad (1)$$

که در آن  $k_j = n_j \omega / c$ ،  $i = \sqrt{-1}$  و  $d_j$  ضخامت لایه‌ها است و  $j = F, A, B, D$ . ماتریس انتقال کل ساختار از رابطه‌ی زیر محاسبه می شود:

$$M(r, \omega) = (M_A M_B)^N M_F M_D M_F (M_A M_B)^N \quad (2)$$

$$= \begin{bmatrix} m_{11}(r, \omega) & m_{12}(r, \omega) \\ m_{21}(r, \omega) & m_{22}(r, \omega) \end{bmatrix}$$

ضریب عبور از ساختار با استفاده از عناصر ماتریس فوق بدست می آید:

$$t(r, \omega) = \frac{2}{[m_{22}(r, \omega) + m_{11}(r, \omega)] - [m_{12}(r, \omega) + m_{21}(r, \omega)]} \quad (3)$$

تراگسیل کل نیز از رابطه‌ی زیر محاسبه می شود:

حسگر تغییرات ضریب شکست به میزان  $\Delta n = 1 \times 10^{-4} RIU$  قابل شناسایی است. از جمله محدودیت‌هایی که در ساختار ارائه شده برای این حسگر وجود دارد، می توان به عملکرد غیر انتخابی حسگر اشاره کرد. این بدین معنی است که هر عاملی که منجر به ایجاد تغییراتی در ضریب شکست سیال شود توسط حسگر شناسایی می شود. به عنوان مثال تغییرات دما در محیط یکی از این عوامل به حساب می آید. علاوه بر این، محدودیت در انتقال جرم در کانال‌ها پارامتر دیگری است که اختلال ایجاد می کند. در واقع، سیال‌هایی که حاوی مولکول‌های بزرگ می باشند، نمی توانند به راحتی در کانال‌ها جاری شوند. از این رو، بررسی امکان تعبیه‌ی کانال‌هایی با پهناهای بزرگتر در ساختار حائز اهمیت است. در این کار، تلاش بر این است که راهکارهایی جهت کمتر نمودن محدودیت‌های مذکور ارائه گردد.

همچنین، پارامترهای متعددی نظیر تابع توزیع ضریب شکست لایه‌ی نقص مرکزی و تعداد لایه‌های موجود در ساختار بلور فوتونی، در میزان حساسیت حسگر دخیل می باشند. در این مقاله قصد داریم حساسیت حسگر مذکور را با بهینه سازی این پارامترها ارتقا بخشیم.

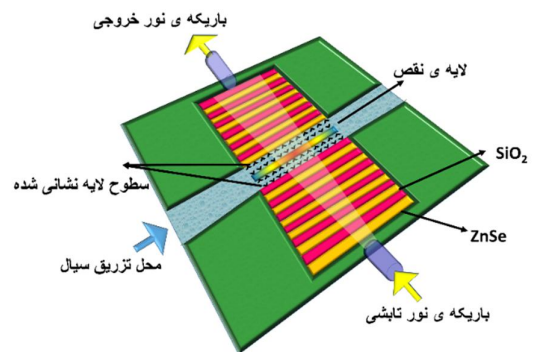
## ۲ بخش تئوری

ساختار حسگر زیستی بلور فوتونی یک بعدی که در این کار مورد بررسی قرار می گیرد عبارت است از:  $(AB)^N FDF(AB)^N$  که نمایی از آن در شکل ۱ نمایش داده شده است. همان طور که در این شکل پیداست،  $F$  نمایشگر کانال‌هایی است که سیال‌هایی حاوی ماده‌ی زیستی با ضرایب شکست مختلف در آن‌ها جریان پیدا می کنند.  $A$  و  $B$  به ترتیب عبارتند از:  $ZnSe$  با ضریب شکست  $n_A = 2.6$  و  $SiO_2$  با ضریب شکست  $n_B = 1.05$ . قابل ذکر است که ضریب شکست مذکور برای  $SiO_2$  زمانی حاصل می شود که لایه نشانی با زاویه‌ی مایل انجام شود [۱۳]. ضخامت لایه‌های  $A$  و  $B$  از قانون یک چهارم طول موج مرجع تبعیت می کند و از این رو خواهیم داشت:  $n_A d_A = n_B d_B = \lambda_0 / 4$  که در آن عبارت است از

ادامه می‌یابد. از این رو، غلظت آنالیت در کانال‌ها با مرور زمان افزایش یافته و سپس ثابت می‌ماند. در نتیجه، بخش عمده‌ی تغییرات ایجاد شده در ضریب شکست موثر سیال ناشی از افزایش غلظت آنالیت در کانال خواهد بود. در شکل ۱ سطوح پیشنهادی جهت لایه نشانی، نمایش داده شده است. شایان ذکر است که امکان عملی نمودن این رویکرد در آزمایشگاه در حال بررسی است.

محدودیت دیگری که در ساختار حسگر معرفی شده وجود دارد، مشکل انتقال جرم یا جاری شدن سیال‌هایی حاوی مولکول‌های بزرگ در کانال‌ها است. با افزایش پهناى کانال‌ها امکان ایجاد فضای بیشتری برای حرکت مولکول‌های بزرگ موجود در سیال فراهم می‌شود. توجه به این نکته ضروری است که در نهایت پهناى کانال‌ها می‌بایست از مرتبه‌ی طول موج باشد تا نور بتواند تناوبی بودن ساختار را درک کرده و ویژگی‌های اساسی ساختار بلور فوتونی، مانند باند گاف فوتونی، پا برجا بماند. جهت بررسی تاثیرات عامل مذکور، طیف نور عبوری محاسبه شده توسط روش ماتریس انتقال بر حسب طول موج باریکه‌ی تابشی و فاصله‌ی عرضی  $y$  برای کانال‌هایی با ضخامت  $\lambda_0/4$ ،  $\lambda_0/2$ ،  $\lambda_0$  و  $2\lambda_0$  در شکل ۲ ترسیم شده است. در این محاسبه ضریب شکست موثر سیال ۱,۳۵۵ انتخاب شده است. در این شکل، منطقه‌ی میانی نشان دهنده‌ی باند گاف فوتونی است که در نتیجه‌ی حضور لایه‌های نقص، مدهای نقص در داخل آن ایجاد شده است. وجود چنین مدهای نقصی حاکی از آن است که به ازای محدوده‌ای خاص از فرکانس‌ها در مکان‌های مختلف، عبور خواهیم داشت. همان‌طور که در این شکل نمایان است، با افزایش پهناى کانال‌ها تعداد مدهای نقص در باند گاف افزایش یافته و در نهایت باند گاف ناپدید می‌شود. به طور کلی، افزایش پهناى کانال تا حدی که اختلالی در ساختار بلور فوتونی ایجاد نکند، می‌تواند در بهبود محدودیت انتقال جرم موثر باشد.

$$T = |t(r, \omega)|^2 \quad (۴)$$

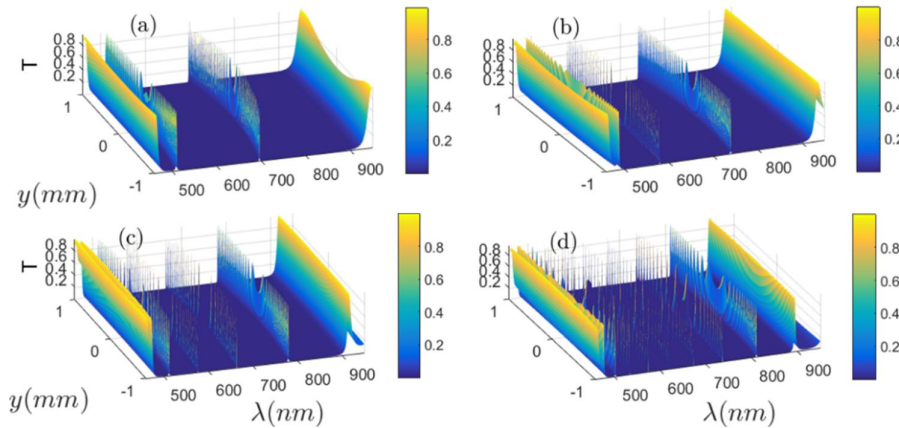


شکل ۱: نمایش حسگر زیستی طراحی شده مبتنی بر بلورهای فوتونی یک بعدی برای  $N = 6$ .

### ۳ نتایج و بحث

با جاری شدن سیال در کانال‌های ساختار معرفی شده، امکان مشاهده‌ی تغییرات ایجاد شده در ضریب شکست سیال در طول زمان فراهم می‌شود. عوامل متعددی می‌تواند منجر به تغییرات ضریب شکست سیال شود. از این میان می‌توان به تغییراتی مانند انباشتگی اجزای موجود در سیال که با گذشت زمان اتفاق می‌افتد، اشاره کرد. در این حالت، می‌توان عملکرد حسگر را غیر انتخابی نامید و این بدان معنی است که فارغ از عامل ایجاد این تغییرات، هر گونه تغییری در ضریب شکست سیال قابل شناسایی است. در واقع، عواملی ناخواسته از جمله تغییرات دمای محیط نیز می‌تواند منجر به این تغییرات شود.

از طرف دیگر، با توجه به این که ضرایب شکست مواد زیستی از جمله پروتئین‌ها بسیار نزدیک به هم است، تغییرات ضریب شکست موثر سیال ناشی از حضور مواد زیستی مختلف قابل تفکیک نمی‌باشد. جهت رفع این مشکل و انتخابی نمودن عملکرد حسگر، می‌توان سطوح مجاور کانال‌ها را با استفاده از لیگاندهای مشخص، لایه نشانی کرد. با جاری شدن سیال در کانال‌ها، آنالیت به لیگاندها متصل می‌شود و جریان سیال

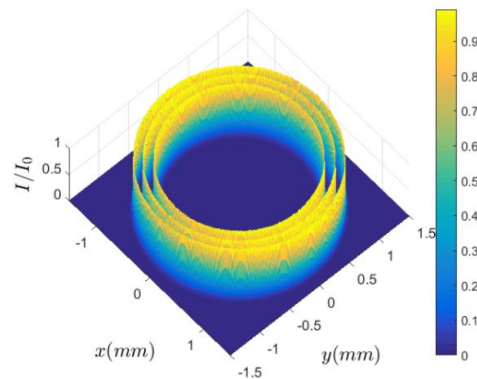


شکل ۲: طیف عبوری نور از ساختار بر حسب طول موج و فاصله‌ی عرضی  $y$  به ازای جاری شدن سیالی با ضریب شکست موثر  $1,355$  در کانال‌ها،  $N = 5$ ،  $a = (0.608)^2$  و به ازای پهنای کانال‌های متفاوت: (a)  $d_F = \lambda_0 / 4$ ، (b)  $d_F = \lambda_0 / 2$ ، (c)  $d_F = \lambda_0$  و (d)  $d_F = 2\lambda_0$ .

با استفاده از روش تصویربرداری مناسب امکان تشخیص تغییرات شعاع ناشی از تغییرات ضریب شکست سیال فراهم می‌شود. قابل ذکر است که آنچه موجب ایجاد محدودیت در حساسیت این حسگرها می‌شود، حد تشخیص روش‌های تصویربرداری موجود است. کوچکترین تغییرات قابل اندازه‌گیری شعاع را می‌توان حد تشخیص روش‌های تصویربرداری تعریف کرد. یکی از بهترین روش‌ها، روش مبتنی بر اسکن پروفایل باریکه مانند BeamR2 و BeamMap2 است. با استفاده از این روش، امکان تشخیص باریکه با قطر  $2\mu m$  وجود دارد [۱۶]. با استفاده از این روش، تغییرات شعاع به اندازه‌ی  $1\mu m$  قابل تشخیص است. در این کار، این روش تصویربرداری را جهت تعیین حد تشخیص حسگر زیستی معرفی شده مبنا قرار می‌دهیم.

در این مرحله به بررسی پارامترهای مختلفی خواهیم پرداخت که در حساسیت حسگر معرفی شده دخیل هستند. یکی از این پارامترها، پهنای حلقه‌ی شدت ایجاد شده در شکل ۳ می‌باشد. این پارامتر، وابستگی زیادی به تعداد لایه‌های A و B در ساختار دارد. با افزایش تعداد لایه‌ها، پهنای حلقه کوچک‌تر می‌شود که منجر به افزایش حساسیت حسگر می‌گردد. توزیع شدت نرمال شده بر حسب فاصله‌ی عرضی  $x$  در ناحیه‌ی مثبت محور  $x$  ها به ازای تعداد لایه‌های مختلف در شکل ۴ ترسیم شده است.

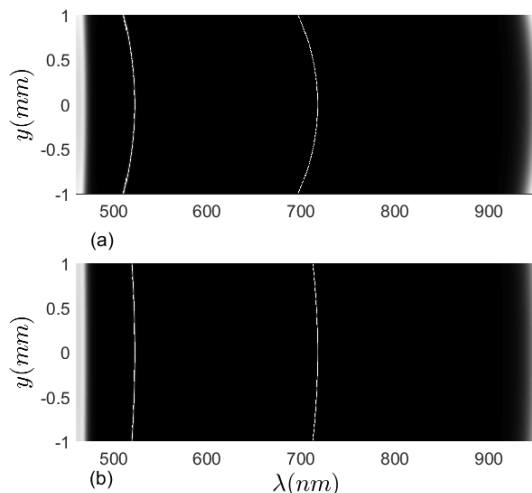
در گام بعدی، فرکانسی از محدوده‌ی مدهای نقص را برگزیده و ساختار را مورد تابش باریکه‌ی نور لیزر با فرکانس مذکور قرار می‌دهیم. حضور لایه‌ی نقص با ضریب شکست متغیر در مرکز ساختار منجر به ایجاد توزیع شدت نور خروجی به صورت حلقوی می‌شود. از این رو، در صفحه‌ی خروجی حلقه‌ی نور مشاهده خواهیم کرد که شعاع آن حساسیت بالایی به ضریب شکست سیال جاری در کانال‌ها دارد. شکل ۳ نمایشگر توزیع شدت در صفحه‌ی خروجی به ازای حضور سیال‌هایی با ضرایب شکست موثر مختلف در کانال‌ها است.



شکل ۳: نمای سه بعدی از شدت نور خروجی نرمال شده بر حسب فواصل عرضی  $x$  و  $y$  برای باریکه‌ی تابشی با طول موج  $\lambda = 718.03 (nm)$ ، ثابت  $a = (0.085)^2$ ،  $N = 5$  و سیال‌هایی با ضرایب شکست موثر  $1,355$  و  $1,356$  (به ترتیب از حلقه‌ی کوچکتر به بزرگتر).

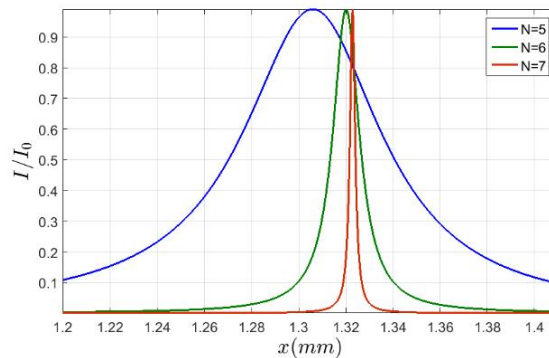


مرجع [۱۷]، مقدار بهینه‌ی  $a = (0.085)^2$  را در ساختار خود در نظر می‌گیریم.



شکل ۵: طیف عبوری نور از ساختار بر حسب طول موج و فاصله‌ی عرضی  $y$  به ازای جاری شدن سیالی با ضریب شکست ۱,۳۵۵ در کانال‌ها،  $N = 5$  و به ازای مقادیر ثابت (a)  $a = (0.608)^2$  و (b)  $a = (0.308)^2$ . ناحیه‌ی سیاه رنگ نمایشگر باند گاف فوتونی و نوارهای سفید رنگ نشانگر مدهای نقص وابسته به مکان می‌باشند.

شکل ۶: توزیع شدت نرمال شده بر حسب فاصله‌ی عرضی  $x$  در ناحیه‌ی مثبت محور  $x$  ها را به ازای حضور سیال‌هایی با ضرایب شکست موثر مختلف در کانال‌ها برای مقادیر مختلف ثابت  $a$  و  $N = 7$  نمایش می‌دهد. در این شکل در قسمت (a) با در نظر گرفتن  $a = (0.608)^2$  نشان داده شده است که با تغییرات ضریب شکست سیال به اندازه‌ی  $\Delta n = 1 \times 10^{-4} RIU$ ، تغییرات شعاع حلقه  $\Delta r = 3.3 \mu m$  است. همچنین، تغییرات شعاع حلقه  $\Delta r = 0.3 \mu m$  در نتیجه‌ی تغییرات ضریب شکست  $\Delta n = 1 \times 10^{-5} RIU$  ایجاد می‌شود که این مقدار از تغییرات شعاع از حد تشخیص روش‌های تصویربرداری که مبنای کار خود قرار دادیم بسیار کوچکتر است. در قسمت (b) شکل ۶ محاسبات برای حالت  $a = (0.085)^2$  انجام یافته و نتایج بدست آمده حاکی از آن است که در این حالت تغییرات ضریب شکست سیال به اندازه‌ی  $\Delta n = 1 \times 10^{-4} RIU$  و  $\Delta n = 1 \times 10^{-5} RIU$  به ترتیب منجر به تغییرات شعاع حلقه به میزان  $\Delta r = 24 \mu m$  و  $\Delta r = 2 \mu m$  شده است. در نتیجه، با روش‌های تصویربرداری موجود، این میزان از تغییرات قابل شناسایی می‌باشند.



شکل ۶: شدت نرمال شده‌ی نور خروجی بر حسب فاصله‌ی عرضی  $x$  برای باریکه‌ی تابشی با طول موج  $\lambda = 718.03 (nm)$  و ضریب ثابت  $a = (0.085)^2$  به ازای جاری شدن سیالی با ضریب شکست  $n_{bio} = 1.355$  و مقادیر متفاوت  $N$ .

از دیدگاه تئوری افزایش تعداد لایه‌ها می‌تواند ادامه یافته و در نتیجه‌ی آن حلقه‌های شدتی با پهنای کمتری در خروجی ایجاد شود. با این وجود، در عمل این کار با محدودیت مواجه می‌شود. علاوه بر دشواری و پرهزینه بودن ساخت بلور فوتونی با لایه‌های بیشتر، توانایی آشکارساز مورد استفاده در صفحه‌ی خروجی در تشخیص خطوط نوری باریک باید در نظر گرفته شود. با توجه به عوامل مذکور، در این کار، مقدار بهینه برای تعداد لایه‌ها  $N = 7$  در نظر گرفته شده است.

پارامتر موثر دیگر در حساسیت حسگر، ثابت  $a$  در تابع توزیع ضریب شکست لایه‌ی نقص مرکزی می‌باشد. همان‌طور که قبلاً نیز بدان اشاره شد، ثابت  $a$  میزان تغییرات ضریب شکست لایه نقص از مرکز به سمت کناره‌ها را نشان می‌دهد. جهت مطالعه‌ی آثار تغییر ثابت  $a$ ، طیف نور عبوری از ساختار برای مقادیر مختلف  $a$  در شکل ۵ ترسیم شده است. با مقایسه‌ی دو طیف عبوری (a) و (b) در این شکل می‌توان نتیجه گرفت که با کوچکتر شدن ثابت  $a$  میزان وابستگی فضایی مد نقص کاهش می‌یابد و این مد انحنای کمتری پیدا می‌کند. در واقع، با کاهش مقدار  $a$  منحنی مد نقص بخشی از یک دایره‌ی بزرگتر می‌شود.

ساخت چنین لایه‌ی نقصی در عمل با استفاده از پلیمرهای حساس به نور امکان پذیر است [۱۷]. در این روش ساخت، میزان اختلاف ضریب شکست بین مرکز و کناره‌های لایه دارای محدودیت است. با بهره‌گیری از نتایج بدست آمده در

در نتیجه‌ی حضور پروتئین‌های مذکور با دقت همان‌طور که قبلاً نیز اشاره شد، با لایه نشانی سطوح اطراف کانال‌ها، امکان انتخابی نمودن عملکرد حسگر به وجود می‌آید.

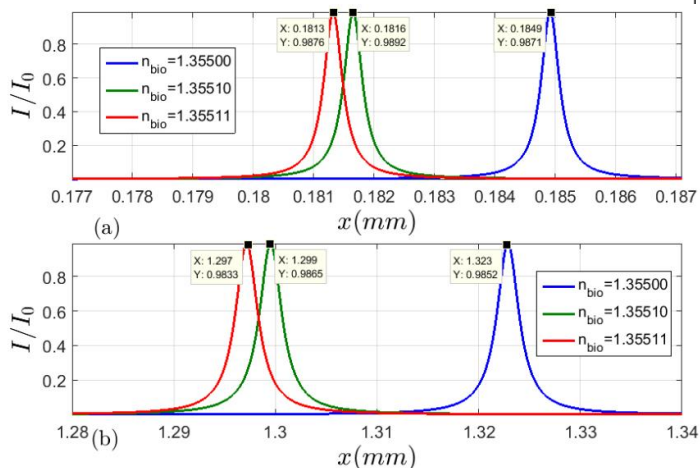
#### ۴ نتیجه گیری

در این مقاله، عملکرد حسگر زیستی مبتنی بر بلور فوتونی یک بعدی با بهینه کردن پارامترهای متعددی بهبود یافت. بلور فوتونی مورد استفاده در ساختار این حسگر متشکل از لایه‌های تناوبی ZnSe و SiO<sub>2</sub> می‌باشد. در مرکز این ساختار، یک لایه‌ی نقص با تابع توزیع ضریب شکست شعاعی تعبیه شده است. در اطراف لایه‌ی نقص مرکزی دو کانال وجود دارد که امکان جاری شدن سیال حاوی مواد زیستی را فراهم می‌کند. در نتیجه‌ی حضور لایه‌ی نقص مرکزی، شدت نور خروجی توزیع حلقوی پیدا می‌کند که شعاع این حلقه وابسته به ضریب شکست سیال جاری در کانال‌ها است. با استفاده از این حسگر، تغییرات ضریب شکست سیال جاری در کانال‌ها قابل شناسایی است. لایه نشانی سطوح مجاور کانال‌ها با لیگاندها، امکان نشست آنالیت بر روی سطوح را فراهم می‌کند. از این رو، غلظت آنالیت در کانال‌ها افزایش یافته و عمده‌ی تغییرات ضریب شکست در کانال‌ها ناشی از حضور این مواد خواهد بود و این امر منجر به انتخابی نمودن عملکرد حسگر می‌شود. با بهینه نمودن پارامترهای مختلف از جمله ضخامت کانال‌ها، تعداد لایه‌های متناوب ساختار بلور فوتونی و همچنین ثابت  $a$  در تابع توزیع ضریب شکست لایه‌ی نقص مرکزی عملکرد حسگر ارتقا یافته و تغییرات ضریب شکست به اندازه‌ی  $\Delta n = 1 \times 10^{-5} RIU$  قابل شناسایی خواهد بود. چنین حساسیتی برای مطالعه‌ی غلظت مواد زیستی مختلف از جمله پروتئین‌ها در مایعات بدن که می‌تواند علائمی از بیماری‌های مختلف باشد، مناسب است.

#### تشکر و قدردانی

این کار با پشتیبانی بنیاد ملی نخبگان انجام شده است.

مقایسه‌ی این نتایج حاکی از نقش مهم ثابت  $a$  در افزایش حساسیت حسگر معرفی شده است.



شکل ۶: شدت نورال شده ی نور خروجی بر حسب فاصله ی عرضی  $x$  برای باریکه‌ی تابشی با طول موج  $\lambda = 718.03 (nm)$ ،  $N = 7$ ، ضریب ثابت (a)  $a = (0.608)^2$  و (b)  $a = (0.085)^2$  به ازای جاری شدن سیال‌هایی با ضرایب شکست موثر متفاوت.

حسگر زیستی معرفی شده می‌تواند جهت تعیین غلظت مواد زیستی مختلف در محلول‌هایی مانند خون، بزاق، مایع مغزی نخاعی و غیره به کار رفته و سپس با مقایسه‌ی نتایج با نمونه‌ی گرفته شده از فرد سالم میزان پیشرفت بیماری را تعیین کند. به عنوان مثال، در بیماری آلزایمر پروتئین‌های  $\beta$ -amyloid (آمیلوئید بتا) و  $\tau$  (تاو) از بیومارکرهای این بیماری به حساب می‌آیند [۱۸].

مطالعه‌ی میزان حضور این پروتئین‌ها در مایعات بدن فرد مبتلا به بیماری از اهمیت زیادی برخوردار است. در این راستا، حسگر مبتنی بر بلورهای فوتونی یک بعدی راهی مناسب پیش روی ما خواهد نهاد. در کارهای قبلی انجام شده، تغییرات ضریب شکست محلول حاوی بیومارکر  $\beta$ -amyloid با استفاده از بلورهای فوتونی یک بعدی به صورت تجربی، با حد تشخیص تغییرات ضریب شکست  $\Delta n = 1.5 \times 10^{-4} RIU$  مطالعه شده است [۱۹]. در این کار، با استفاده از بهینه سازی پارامترهای متعدد در حسگر زیستی معرفی شده امکان تشخیص تغییرات ضریب شکست سیال

## مراجع

- [1] M. C. Estevez, M. Alvarez, and L. M. Lechuga, "Integrated optical devices for lab-on-a-chip biosensing applications," *Laser & Photonics Reviews*, vol. 6, no. 4, pp. 463–487, 2011.
- [2] K. Schmitt, B. Schirmer, C. Hoffmann, A. Brandenburg, and P. Meyrueis, "Interferometric biosensor based on planar optical waveguide sensor chips for label-free detection of surface bound bioreactions," *Biosensors and Bioelectronics*, vol. 22, no. 11, pp. 2591–2597, 2007.
- [3] X. Fan, I. M. White, S. I. Shopova, H. Zhu, J. D. Suter, and Y. Sun, "Sensitive optical biosensors for unlabeled targets: A review," *Analytica Chimica Acta*, vol. 620, no. 1–2, pp. 8–26, 2008.
- [4] J. Homola, S. S. Yee, and G. Gauglitz, "Surface plasmon resonance sensors: review," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 54, no. 1–2, pp. 3–15, 1999.
- [5] R. L. Rich and D. G. Myszka, "Why you should be using more SPR biosensor technology," *Drug Discovery Today: Technologies*, vol. 1, no. 3, pp. 301–308, 2004.
- [6] M. R. Lee and P. M. Fauchet, "Two-dimensional silicon photonic crystal based biosensing platform for protein detection," *Optics Express*, vol. 15, no. 8, p. 4530, 2007.
- [7] S. M. Shamah and B. T. Cunningham, "Label-free cell-based assays using photonic crystal optical biosensors," *The Analyst*, vol. 136, no. 6, p. 1090, 2011.
- [8] F. Frascella, C. Petri, S. Ricciardi, L. Napione, P. Munzert, U. Jonas, J. Dostalek, F. Bussolino, C. Fabrizio Pirri, and E. Descrovi, "Hydrogel-Terminated Photonic Crystal for Label-Free Detection of Angiopoietin-1," *Journal of Lightwave Technology*, vol. 34, no. 15, pp. 3641–3645, 2016.
- [9] W. Strutt, "On Waves propagated along the Plane Surface of an Elastic Solid," *Scientific Papers*, pp. 441–447, 1855.
- [10] V. V. Romyantsev, "Peculiarities of Propagation of Electromagnetic Excitations through Nonideal 1d Photonic Crystal," *Journal of Electrical & Electronic Systems*, vol. 02, no. 02, 2013.
- [11] C-J. Wu, J-J. Liao, and T-W. Chang. "Tunable multilayer Fabry-Perot resonator using electro-optical defect layer." *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, vol. 24, no. 4, pp. 531-542, 2010.
- [12] F. Bayat, S. Ahmadi-Kandjani, and H. Tajalli, "Designing Real-Time Biosensors and Chemical Sensors Based on Defective 1-D Photonic Crystals," *IEEE Photonics Technology Letters*, vol. 28, no. 17, pp. 1843–1846, 2016.
- [13] Xi, J-Q., et al. "Optical thin-film materials with low refractive index for broadband elimination of Fresnel reflection." *Nature photonics*, vol 1, no. 3, pp. 176-179, 2007.
- [14] R. W. Wood. *Physical optics, 3rd ed.* Optical Society of America, Washington DC, 1988.
- [15] Y. Amnon, and P. Yeh, *Optical waves in crystals*. Vol. 10. Wiley, New York, 1984.
- [16] "Beam Profiling for Small Beam Widths or Spot Size DataRay Inc." <http://www.dataray.com/blog-beam->

[profiling-for-smallbeam-widths-spot-size.html](#).

[17] C. Ye and R. R. McLeod, "GRIN lens and lens array fabrication with diffusion-driven photopolymer," *Optics Letters*, vol. 33, no. 22, p. 2575, 2008.

[18] C. Humpel, "Identifying and validating biomarkers for Alzheimer's disease," *Trends in biotechnology*, vol. 29, no. 1, pp. 26-32, 2011.

[19] S. Santi, V. Musi, E. Descrovi, V. Paeder, J. Di Francesco, L. Hvozda, P. van der Wal, H. A. Lashuel, A. Pastore, R. Neier, and H. P. Herzig, "Real-time Amyloid Aggregation Monitoring with a Photonic Crystal-based Approach," *ChemPhysChem*, vol. 14, no. 15, pp. 3476–3482, 2013.



# Optimizing the Performance of 1D Photonic Crystal Based Biosensors Containing Gradient Refractive Index Materials

F. Bayat<sup>1</sup>, S. Ahmadi-Kandjani<sup>1</sup>, H. Tajalli<sup>1,2,\*</sup>

<sup>1</sup> Photonics Group, Research Institute for Applied Physics and Astronomy University of Tabriz, Tabriz

<sup>2</sup> Excellence Center for Photonics, University of Tabriz, Tabriz

**Abstract** In this work, we have optimized the performance of the 1D photonic crystal based biosensor. The photonic crystal contains the layers A, B and F which are ZnSe, SiO<sub>2</sub> and a microfluidic channel, respectively. Also, there is a radial gradient refractive index defect layer in the center of the structure. By irradiating a plane beam to the proposed structure, a ring-shaped intensity profile is achieved on the output plane of the structure. Any change in the effective refractive index of the fluid inside of microfluidic channels can cause a change in the radius of the intensity ring. There are different parameters such as number and thickness of the layers and the rate of the refractive index variation in the D layer that can affect the sensitivity. Optimizing these parameters, it is possible to sense the refractive index changes of  $\Delta n = 1 \times 10^{-5} RIU$ .

**Keywords** | 1D Photonic Crystal Nanostructures, Biosensors, Gradient Refractive Index Materials.