

«علمی- پژوهش»

## طراحی یک حسگر زیستی جدید ضریب شکستی مبتنی بر بلور فوتونی مناسب جهت تشخیص DNA

یدالله شهامت<sup>۱</sup>، جواد خلیلزاده<sup>۲\*</sup>، علی ریاحی<sup>۱</sup>

۱- پژوهشگر، ۲- دانشیار، دانشگاه جامع امام حسین (ع)

(دریافت: ۹۸/۱۰/۲۴، پذیرش: ۹۸/۱۲/۱۱)

### چکیده

در این مقاله یک حسگر زیستی بلور فوتونی جدید جهت اندازه‌گیری ضریب شکست، پیشنهاد و مورد بررسی قرار گرفته است. سه ساختار تک، جفت و سه کاواکی طراحی و مطالعه شدند. در این ساختارها یک کاواک مرکزی به‌عنوان کاواک سنجش بین موج‌برهای ورودی و خروجی ساندویچ شده است. به‌منظور شبیه‌سازی و بررسی نحوه انتشار نور در ساختارها از روش تفاضل محدود در حوزه زمان و بسط موج تخت استفاده شده است. جذب مولکول‌های DNA موجود در محلول حسگری (PBS) منجر به تغییر در ضریب شکست مؤثر کاواک‌های سنجش شده و در نتیجه میزان عبوردهی طیفی از موج‌بر تغییر خواهد کرد. با بررسی میزان این تغییرات، فرآیند سنجش و تشخیص میسر می‌شود. با مطالعه اثر پارامترهای مختلف بر طیف خروجی ساختار، به‌منظور دستیابی به بهترین پارامترهای حسگری، مشاهده شد که پارامترهای هندسی ناحیه نقص و همچنین شعاع کاواک‌های کناری کاواک مرکزی، تأثیر قابل ملاحظه‌ای بر طیف ساختارها دارند. نتایج نشان دادند که ساختار تک‌کاواکی بیشینه حساسیت برابر با ۳۴۵ nm/RIU و ساختار سه کاواکی بیشینه فاکتور کیفیت برابر با ۵۳۱ را دارند. در مقایسه با ساختارهای قبلی انجام‌شده، ساختارهای پیشنهادی در این مقاله به نسبت کارایی به مراتب بهتری از خود نشان می‌دهند.

**کلید واژه‌ها:** بلور فوتونی، زیست حسگر، DNA.

## Design of a New Refractive Index Bio-Sensor Based on Photonic Crystal Suitable for DNA Sensing

Y. Shahamat<sup>1</sup>, J. Khalilzadeh, A. Riahi

Imam Hossein Comprehensive University  
(Received: 14/01/2020; Accepted: 01/03/2020)

### Abstract

*In this paper, a novel biosensor based on the photonic crystal for refractive index measurements is proposed and investigated. Three designs, known as single-cavity structure, double and triple-cavities structures, are designed and studied. All the structures were composed of a main hole as a ring resonator localized between the input and output waveguides. Two-dimensional finite-difference time domain and plane-wave expansion methods are employed to study the output power spectrum of the structures. By absorbing DNA molecules in the PBS solution, the refractive index of the sensing holes differ which results to the output transmission spectrum of the structure shift and hence, the sensing process occurs. We study the impact of different parameters on the sensing of the structures. Results show that the sensitivity of the sensor depends mainly on the geometrical properties of the defect region of the photonic crystal structure. Results show that the single cavity and triplet structures have the best sensitivity equal to 345nm/RIU and 531 compared to the other proposed sensors, respectively.*

**Keywords:** Photonic Crystal, Biosensor, DNA.

## ۱. مقدمه

طول موجی ساختار، شامل عبوردهی، بازگشتی و یا جذبی، ماده مجهول شناسایی می‌شود. ۲- روش شدتی: در این روش طول موج نور فرودی ثابت بوده و با اندازه‌گیری میزان تغییرات در شدت نور خروجی در آن طول موج، شناسایی ماده مجهول صورت می‌گیرد. ۳- روش فازی: در این روش با اندازه‌گیری اختلاف فاز میان مدهای TE و TM نور فرودی، تشخیص و شناسایی ماده هدف صورت می‌گیرد. در چند سال اخیر زیست حسگرهای نوری متنوعی، نظیر حسگرهای فیبری [۹]، حسگرهای مبتنی بر مشددها [۱۰]، حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی [۱۱]، حسگرهای بلور فوتونی [۱۲] و غیره بر اساس این روش‌ها ارائه شده است [۱۸-۱۳]. در میان حسگرهای اشاره‌شده، حسگرهای مبتنی بر بلورهای فوتونی به خاطر دقت و حساسیت بالا، فرآیند ساخت نسبتاً آسان، قابلیت مجتمع شدن بر روی تراشه‌های مجتمع، تلفات نوری ناچیز و توانایی سنجش از راه دور مورد توجه خاص محققان قرار گرفته‌اند.

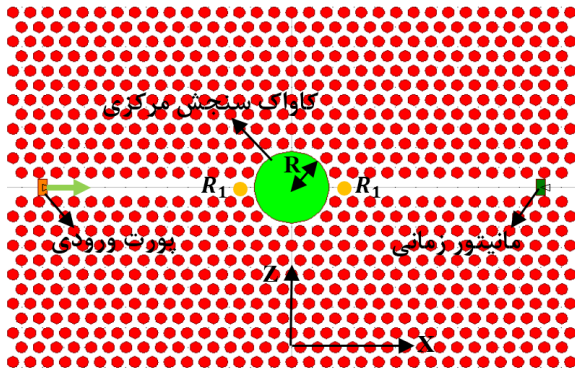
در حالت کلی می‌توان گفت بلورهای فوتونی در سه حالت یک، دو و سه بعدی طراحی و ساخته می‌شوند [۱۲]. در یک بلور فوتونی یک بعدی ضریب شکست محیط به صورت تناوبی در یک راستا و در حالت دو و سه بعدی نیز به ترتیب در دو و سه راستا تغییر می‌کند. از جمله خواص مهم چنین ساختارهایی وجود ناحیه‌ای موسوم به باند فوتونی در آن‌ها است. شکاف باند فوتونی به محدوده طول موجی گفته می‌شود که در آن محدوده هیچ فوتونی امکان عبور از ساختار را ندارد. این خاصیت این امکان را برای کاربر فراهم می‌کند تا بتواند نور را با کیفیت بالا در مکان‌هایی موسوم به نقص‌های نقطه‌ای محدود کرده و یا به اصطلاح گیر اندازد. علاوه بر محدودسازی انرژی در نقص‌های نقطه‌ای، هدایت آسان نوری که طول موجش در شکاف باند فوتونی بلور قرار دارد، بدون پخش شدگی در بلور، از طریق یک نقص خطی در بلور امکان‌پذیر است [۱۶]. امکان دسترسی به سرعت گروه پایین، قابلیت انعطاف‌پذیری خوب در شکل و ابعاد و همچنین امکان پیاده‌سازی آسان ساختارهای بلور فوتونی از طریق فن‌آوری مدارات مجتمع نوری سیلیکون-پایه از دیگر ویژگی‌های بلورهای فوتونی به شمار می‌روند [۱۶].

امروزه طراحی نقص‌های نقطه‌ای با قابلیت محدودسازی بالا و نیز هدایت و انتقال نور با تلفات ناچیز از طریق نقص‌های خطی، امکان طراحی و ساخت حسگرهایی با ویژگی‌های حسگری بالا را فراهم کرده است. بر همین اساس، در چند سال اخیر حسگرهای زیستی متنوعی مبتنی بر نقص‌های نقطه‌ای طراحی شده است [۲۵-۱۹]. به عنوان مثال در سال ۲۰۱۶، اولیایی و همکارانش یک ساختار حسگری مبتنی بر بلور فوتونی با حساسیت

تروریسم زیستی موضوعی است که در دهه‌های اخیر توجه دولتمردان را به دلیل هراس و نگرانی ناشی از خسارت‌های جبران‌ناپذیری که حملات حوزه زیستی می‌توانند بر کشورها تحمیل کنند، به خود اختصاص داده است. آشکارسازی به کمک ساختارهایی موسوم به حسگرهای زیستی اولین و مهم‌ترین مرحله از سلسله مراحل اقدامات دفاعی در برابر این تهدیدات است. ساختارهای حسگری به خاطر ابعاد بسیار کوچکشان قادر به شناسایی، سنجش و ردیابی میکروارگانیسم‌ها، شناسایی باکتری‌ها، پروتئین‌ها، آنتی‌بادی‌ها، ویروس‌ها و سموم احتمالی در مواد غذایی، آب، خاک و هوا هستند [۴-۱]. از این حسگرها همچنین می‌توان به منظور تشخیص عواملی نظیر سارین، سومان و خردل برای جلوگیری از تماس و یا استشمام آن‌ها در مناطق عملیاتی و در صورت تشخیص حملات بیولوژیکی جهت جلوگیری انتشار بیماری‌های عفونی استفاده کرد.

در حالت کلی، یک حسگر زیستی شامل دو جزء گیرنده و مبدل هست. گیرنده وظیفه شناسایی و گزینش مولکول‌های هدف، و مبدل‌ها ساختارهایی به منظور تبدیل رویداد تشخیص مولکول‌های هدف به یک سیگنال قابل اندازه‌گیری توسط ادوات می‌باشند [۱]. تاکنون حسگرهای زیستی مختلفی با سازوکارهای عملکردی متفاوت توسط محققان ارائه شده‌اند [۸-۵]. در میان آن‌ها، حسگرهای زیستی نور-پایه به دلیل مزایایی همچون وزن ناچیز، قابلیت تکرارپذیری بالا، دقت بسیار بالا، مصنوعیت در برابر اثرات الکترومغناطیسی، مقاومت در برابر تغییرات دمایی محیط و سرعت پاسخ بالایی که دارند، مورد توجه ویژه هستند. این نوع حسگرها برخلاف دیگر حسگرهای زیستی که بیشتر بر اساس فلورسانس فرآیند تشخیص عوامل را انجام می‌دهند، نیازی به نشان‌دار کردن مولکول‌ها با مواد فلورسنتی نظیر رنگ را ندارند. در واقع عمل تشخیص و سنجش توسط این حسگرها، بر اساس اندازه‌گیری و بررسی تغییرات ضریب شکست اپتیکی ناحیه سنجش ناشی از فعل و انفعالات مولکولی بوده که در آن ناحیه انجام می‌گیرد. به بیانی دیگر، با اتصال مولکول‌های زیستی به دیواره‌های ناحیه سنجش، مشخصات طیف خروجی ساختار به خاطر تغییرات ایجاد شده در ضریب شکست محیط سنجش تغییر کرده و از این طریق عمل تشخیص صورت می‌گیرد. لازم به ذکر است که دیواره‌ها از قبل توسط گیرنده‌های گزینش‌کننده هدف پوشش داده می‌شوند. تغییرات حاصل شده در نور عبوری از ساختار می‌تواند شامل تغییر در طول موج، شدت و یا تغییر در فاز باشد. بر همین اساس، سازوکار و روش‌های حسگری مختلفی برای حسگرها تعریف می‌شوند. این روش‌ها عبارت‌اند از: ۱- روش طیفی: در این روش با اندازه‌گیری میزان جابه‌جایی طیف

می‌شود. به منظور تزویج بهتر نور به کاواک سنجش و افزایش توان نور انتقال داده شده به موج بر خروجی، نقص‌های نقطه‌ای با شعاع  $R_1$  در مسیر موج‌برها قرار داده شده است (حفره‌های نارنجی‌رنگ).



شکل ۱. ساختار حسگر تک کاواکی مبتنی بر نانو تشدیدگر. در این ساختار موج‌بر سمت چپ به‌عنوان موج‌بر ورودی و موج‌بر سمت راست به‌عنوان موج‌بر خروجی در نظر گرفته شده‌اند. ماده موردنظر جهت شناسایی درون ناحیه تشدیدگر (ناحیه سبزرنگ) قرار می‌گیرد.

اساس حسگری ساختار پیشنهاد شده بر اساس اندازه‌گیری تغییرات ایجاد شده در طیف نور خروجی از موج‌بر نسبت به تغییر ضریب شکست کاواک سنجش ناشی از اتصال مولکول‌های هدف به دیواره‌های درونی آن هست. با اندازه‌گیری این تغییرات، ماده هدف شناسایی خواهد شد. به منظور بررسی کارایی ساختار، پارامتر حساسیت ( $S$ ) با معادله

$$S = \frac{\Delta\lambda_{res}}{\Delta n_{Analyte}} (nm / RIU) \quad (1)$$

تعریف می‌شود، که در آن،  $\Delta\lambda_{res}$  معرف میزان جابه‌جایی طیف ساختار برای حالتی است که ضریب شکست محیط آنالایت به‌اندازه  $\Delta n_{Analyte}$  تغییر کرده باشد. در این مقاله از بسط موج تخت موسوم به  $PWE^2$  برای محاسبه شکاف باند فوتونی بلور و از روش تفاضل محدود در حوزه زمان  $^3$  (FDTD) برای بررسی نحوه انتشار موج الکترومغناطیسی در ساختارهای پیشنهادی استفاده شده است. با توجه به دوبردی بودن ساختار پیشنهادی، شبیه‌سازی‌های صورت گرفته در دو بعد با مش بندی‌های  $\Delta x = \Delta z = 10 \text{ nm}$  انجام گرفته است.  $\Delta x$  و  $\Delta z$  به ترتیب گام‌های مکانی در امتداد محور  $x$  و  $z$  هستند. گام زمانی  $\Delta t$  با در نظر گرفتن شرط پایداری برنامه موسوم به شرط کوری مطابق رابطه (۲) لحاظ شده است [۳۸-۳۶].

۲۷۲/۴۳nm/RIU و فاکتور کیفیت ۳۰۰۰ ارائه دادند [۲۶]. ساختار آن‌ها شامل یک نقص نقطه‌ای بود که در مسیر موج‌بر اصلی از کنار به آن تزویج شده بود. حسگر بلور فوتونی دیگری در سال ۲۰۱۸، توسط دانایی و همکارش ارائه شد [۲۷]. حساسیت و فاکتور کیفیت حسگر آن‌ها به ترتیب ۷۲۰nm/RIU و بین ۲۵ تا ۳۰ گزارش شده است. یک سال بعد، رحمان زاده و همکارانش حسگر بلور فوتونی دیگری ارائه دادند [۲۸]. حساسیت و فاکتور کیفیت حسگر آن‌ها به ترتیب ۳۰۰nm/RIU و ۴۱۸ گزارش شده است. اخیراً هم حسگر دیگری مبتنی بر بلور فوتونی توسط بنمرخی و همکارانش با حساسیت ۲۹۲/۴۶ nm/RIU و فاکتور کیفیت حدود ۴۹۷۶۷ گزارش شده است [۲۹]. حسگرهای متعدد دیگری در سال‌های بعد توسط محققان ارائه شده است [۳۰-۳۵].

ما در این مقاله با به‌کارگیری تشدیدگر در بلور فوتونی دوبردی، یک حسگر زیستی جدید با حساسیت و فاکتور کیفیت بالا ارائه کرده‌ایم. حسگر زیستی معرفی شده بر پایه یک کاواک اصلی سنجش است که در بستری از سیلیکون ایجاد شده است. با پیوند مولکول‌های DNA مجهول و مولکول‌های DNA سنجشی، ضریب شکست محیط آنالایت تغییر کرده و در نتیجه طول موج تشدید جابه‌جا می‌شود. با اندازه‌گیری تغییرات در طیف خروجی ساختار، عمل سنجش و شناسایی عامل انجام می‌گیرد.

## ۲. معرفی ساختار و پارامترهای حسگری

شکل (۱) شمای پایه حسگر طراحی شده را نمایش می‌دهد. این حسگر از زیر لایه سیلیکونی تشکیل شده است که در آن سوراخ‌های هوا با ضریب شکست واحد و شعاع  $0.35a$  در آرایشی مثلثی ایجاد شده‌اند ( $a$  معرف ثابت شبکه است). در این حسگر از دو نقص خطی یکسان به‌عنوان موج‌بر جهت هدایت نور استفاده شده است. این دو موج‌بر توسط یک کاواک (نقص) به شعاع  $R$  (کاواک سبزرنگ) به همدیگر ارتباط پیدا کرده‌اند. این کاواک نقش کاواک سنجش جهت شناسایی مولکول‌های آنالایت را دارد. ضریب شکست ماده درون کاواک با نماد  $n$  نمایش داده می‌شود. به‌منظور تحریک ساختار از یک پالس زمانی با پوش گوسی استفاده شده است که از ابتدای موج‌بر سمت چپ به‌عنوان موج‌بر ورودی به ساختار تابانده می‌شود. این نور از طریق موج‌بر به کاواک سنجش رسیده و بعد از تحریک و تشدید آن، به موج‌بر سمت راست که به‌عنوان موج‌بر خروجی در نظر گرفته شده است منتقل می‌شود. توان نور خروجی توسط یک پایشگر<sup>۱</sup> زمانی که در انتهای موج‌بر سمت راست قرار داده شده است اندازه‌گیری

<sup>2</sup> Plane-Wave Expansion

<sup>3</sup> Finite-Difference Time-Domain

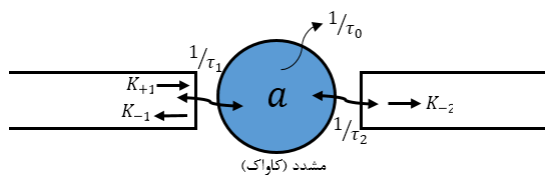
<sup>1</sup> Monitor

دارای گاف فوتونی باشد، زیرا تنها در این صورت است که بعد از تحریک درگاه ورودی حسگر، نور به درون ساختار نشت نکرده و در مسیر موج‌بر منتشر می‌شود. بر این اساس، در ادامه منبع تحریک‌کننده‌ای که دارای مد TM است را به‌عنوان منبع ورودی در نظر خواهیم گرفت. همچنین با توجه به کارکرد حسگر در محدوده فیبرهای مخابراتی ۱۵۵۰ نانومتر، ثابت شبکه برابر با ۴۲۰/۰۵ نانومتر در نظر گرفته شده است.

## ۲-۲. مدل‌سازی

به‌منظور تحلیل طیف خروجی حسگر، رفتار ساختار پایه نمایش داده‌شده در شکل (۱) به کمک نظریه مدهای جفت‌شده (CMT)<sup>۱</sup> مدل‌سازی شد. مطابق مدل شکل (۳) ساختار نمایش داده‌شده در شکل (۱) را می‌توان به‌صورت دو موج‌بر مستقیم که توسط یک ماسد یا کاواک به همدیگر ارتباط پیدا کرده‌اند در نظر گرفت. وقتی ورودی ساختار توسط یک منبع گوسی تحریک می‌شود، بخشی از این نور که دارای فرکانسی برابر با فرکانس تشدید کاواک است از کاواک عبور کرده و به درگاه خروجی موج‌بر سمت راست منتقل می‌شود. مابقی نور که دارای فرکانسی غیر از فرکانس تشدید کاواک است، بعد از رسیدن به کاواک، از آن منعکس شده و به درگاه ورودی برمی‌گردد. حال با فرض اینکه  $1/\tau_1$  و  $1/\tau_2$  به ترتیب نرخ تزویج نور از موج‌بر ورودی به کاواک و از کاواک به موج‌بر خروجی باشند، آنگاه تحول زمانی دامنه مد بهنجار شده درون کاواک (a) به‌صورت رابطه (۳) خواهد بود.

$$\frac{da}{dt} = (-i\omega_0 - \frac{1}{\tau_0} - \frac{1}{\tau_1} - \frac{1}{\tau_2})a + e^{-i\theta} \sqrt{\frac{2}{\tau_1}} K_{+1} \quad (3)$$



شکل ۳. مدل نظری زیست حسگر تک کاواکی،  $1/\tau_1$  و  $1/\tau_2$  به ترتیب نرخ تزویج نور از موج‌بر ورودی به کاواک و از کاواک به موج‌بر خروجی می‌باشند.  $1/\tau_0$  نیز نرخ تلفات نور در کاواک است.

در رابطه (۳)،  $1/\tau_0$  نرخ تلفات نور در کاواک،  $\theta$  و  $\omega_0$  نیز به ترتیب فاز نور تزویج شده از کاواک به موج‌بر و فرکانس تشدید کاواک هستند. با توجه به رابطه (۳) خواهیم داشت:

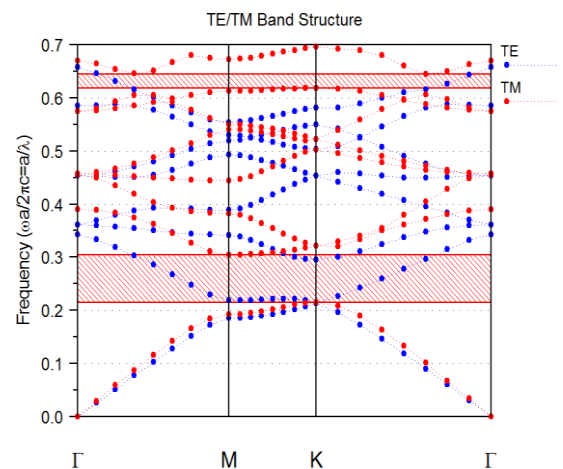
$$K_{+1} = \frac{-i(\omega - \omega_0) + \frac{1}{\tau_0} + \frac{1}{\tau_1} + \frac{1}{\tau_2}}{e^{-i\theta} \sqrt{\frac{2}{\tau_1}}} a \quad (4)$$

$$\Delta t \leq \frac{1}{c} \sqrt{\Delta x^2 + \Delta z^2} \quad (2)$$

که در آن c سرعت نور در فضای آزاد است. در انتها لازم است اشاره کنیم که ما در این مقاله برای شبیه‌سازی ساختارهای پیشنهادی از نرم‌افزار فوتونیک Rsoft استفاده کرده‌ایم که در آن از ماژول BandSOLVE برای محاسبه گاف نوار و از ماژول FullWave برای محاسبه طیف خروجی استفاده شده است. همچنین لازم است اشاره شود که در این بسته نرم‌افزاری لازم است شرط پایداری رفتار طیفی ساختار مطابق با رابطه (۲) ارضاء گردد که این مهم همواره هنگام انجام شبیه‌سازی رعایت شده است.

## ۲-۱. گاف فوتونی

شکل (۲) ساختار گاف نوری بلور فوتونی کامل، وقتی هیچ نقصی در بلور فوتونی ایجاد نشده است، را برای دو مد TE (خطوط آبی) و TM (خطوط قرمز) نشان می‌دهد. مد TE معرف حالتی است که در آن میدان الکتریکی در امتداد محور کاواک‌های هوا (عمود بر صفحه) و مد TM حالتی است که در آن میدان مغناطیسی موج فرودی در امتداد محور کاواک‌ها قرار دارد.

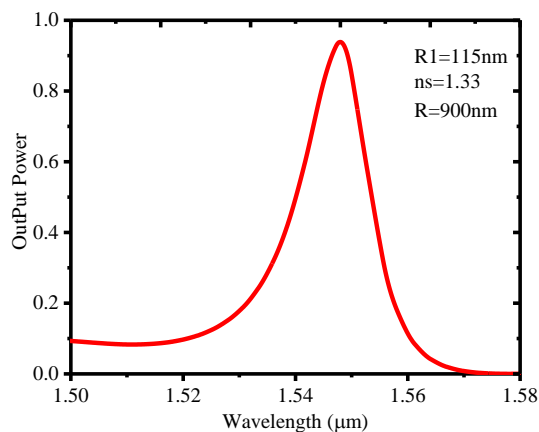


شکل ۲. گاف نوار فوتونی ساختار کامل متشکل از کاواک‌های هوا به شعاع ۰/۳۵a در یک بستر سیلیکونی برای دو مد TE (منحنی‌های آبی‌رنگ) و TM (منحنی قرمز رنگ).

همان‌طور که مشاهده می‌شود، ساختار پیشنهادی برای مد TE هیچ گافی ندارد، درحالی‌که برای مد TM دو ناحیه گاف بین نوارهای صفر و یک در بازه پهن بهنجار شده  $(\omega a/2\pi c)$  (۰/۲۲۲ تا ۰/۳۳۱) و نوارهای چهار و پنج در یک بازه باریک (۰/۴۶۹ تا ۰/۶۶۵) وجود دارد. با توجه به اینکه در طراحی حسگرهای مبتنی بر بلورهای فوتونی، ما به دنبال انتقال نور از طریق موج‌برها (به‌عنوان نقص‌های خطی) هستیم، لذا باید مدی را برای منبع نور فرودی انتخاب کنیم که ساختار برای آن مد

<sup>1</sup> Coupled Mode Theory

خروجی (توان عبوری بهنجار شده از موجبر خروجی) را برای مد TM نشان می‌دهد. در این نمودار، شعاع کاواک مرکزی ۹۰۰ nm، شعاع دو کاواک همسایه آن ۱۱۵ nm و ضریب شکست ماده داخل کاواک ۱/۳۳ در نظر گرفته شده است. مطابق این شکل، عبوردهی، قله‌ای تیز به مقدار ۰/۹۴ در طول موج ۱/۵۴۸ μm با پهنای ۱۳ nm دارد. این قله معرف طول موج ۱/۵۴۸ μm به عنوان طول موج تشدید کاواک است. ضریب کیفیت  $(QF = \frac{\lambda_{res}}{FWHM})$  برای این قله برابر با ۱۱۹/۰۷ است، که در آن FWHM معرف تمام پهنای طیفی در نیم بیشینه است. با انطباق<sup>۱</sup> نمودار شکل (۴)، مطابق جدول (۱)، نرخ تزویج نور از موجبر ورودی به کاواک، از کاواک به موجبر خروجی و نرخ تلفات نور در کاواک به ترتیب برابر با مقادیر ۷/۵۳۷، ۷/۵۳۷ و ۰/۵۰۶ گیگاهرتز به دست آمدند.



شکل ۴. عبوردهی طیفی از ساختار تک کاواکی پیشنهاد شده

جدول ۱. مقادیر مربوط به نرخ تزویج نور از موجبر ورودی به کاواک، از کاواک به موجبر خروجی و نرخ تلفات نور در کاواک.

پارامتر	مقدار بر حسب گیگاهرتز
$1/\tau_1$	۷/۵۳۷
$1/\tau_2$	۷/۵۳۷
$1/\tau_0$	۰/۵۰۶

نمایه<sup>۲</sup> میدان مغناطیسی در طول موج تشدید ۱/۵۴۸ μm برای مد TM در شکل (۵) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌کنیم در این طول موج، نور در کاواک تشدید شده و به سمت خروجی هدایت می‌شود. ضریب شکست محیط نمونه در این حالت ۱/۳۳ در نظر گرفته شده است.

پایستگی انرژی در سیستم ایجاب می‌کند که

$$K_{-2} = \sqrt{\frac{2}{\tau_2}} e^{+i\theta'} a \quad (5)$$

باشد. با حل معادلات (۳) تا (۵)، ضریب عبور نور از موجبر سمت راست ( $\xi_{trans}$ ) به صورت رابطه (۶) به دست خواهد آمد:

$$\xi_{trans} = \frac{\sqrt{\frac{2}{\tau_2} \times \frac{2}{\tau_1}} e^{+i(\theta' - \theta)}}{-i(\omega - \omega_0) + \frac{1}{\tau_0} + \frac{1}{\tau_1} + \frac{1}{\tau_2}} \quad (6)$$

در این صورت میزان عبور که برابر با مزدوج مختلط ضریب عبور است، به صورت

$$T = \frac{4}{\tau_1 \tau_2 (\omega - \omega_0)^2 + \left(\frac{1}{\tau_0} + \frac{1}{\tau_1} + \frac{1}{\tau_2}\right)^2} \quad (7)$$

خواهد بود. با توجه به متقارن بودن کاواک  $\frac{1}{\tau_2} = \frac{1}{\tau_1} = \frac{1}{\tau}$  است و با توجه به آن میزان عبور به رابطه (۸) کاهش پیدا می‌کند.

$$T = \frac{\left(\frac{2}{\tau}\right)^2}{(\omega - \omega_0)^2 + \left(\frac{1}{\tau_0} + \frac{2}{\tau}\right)^2} \quad (8)$$

همان‌طور که مشاهده می‌شود بیشینه مقدار عبور در حالت تشدید یعنی:  $\omega = \omega_0$  رخ خواهد داد. این مقدار با فرض تلفات ناچیز ( $1/\tau_0 \sim 0$ ) برابر با واحد می‌شود. طول موج تشدید (معادل فرکانس تشدید کاواک ( $\omega_0$ )) نیز از رابطه تقریبی (۹) به دست خواهد آمد.

$$\frac{2\pi}{\lambda_{res}} n_{eff} \times 2L_{eff} + \varphi_r = 2m\pi \quad (9)$$

که در آن  $L_{eff}$  طول مؤثر کاواک و  $m$  اعداد صحیح هستند. بر طبق این رابطه، طول موج تشدید به پارامترهای هندسی کاواک نظیر طول مؤثر آن و ضریب شکست اپتیکی ماده درون آن وابسته است. به همین جهت، در ادامه، بعد از بررسی نتایج اولیه ساختار تک کاواکی، اثر پارامترهای هندسی مربوط به کاواک سنجش بر روی عبوردهی طیفی ساختار بررسی می‌شود.

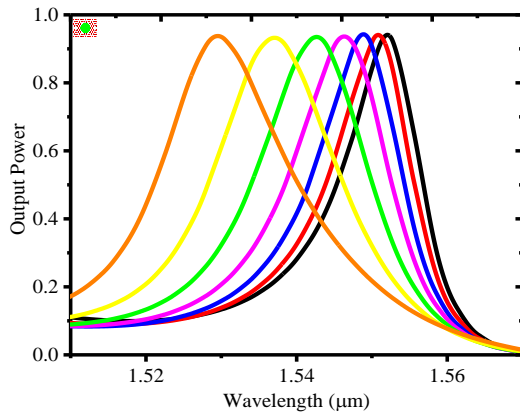
### ۳. شبیه‌سازی ساختار تک کاواکی

در انجام شبیه‌سازی ابتدا کارایی حسگر پیشنهادی از طریق محاسبه طیف خروجی با استفاده از ماژول FullWave مربوط به نرم‌افزار Rsoft مورد بررسی قرار گرفت. این ماژول با حل معادلات ماکسول به کمک روش FDTD، قادر است رفتار نور در نانو ساختارها را شبیه‌سازی کند. شکل (۴) عبوردهی طیفی موجبر

<sup>۱</sup> Fit

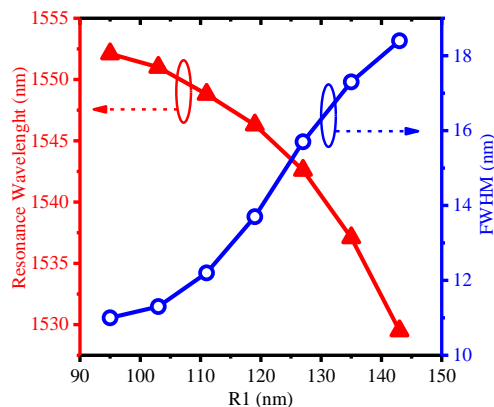
<sup>۲</sup> Profile

شکل (۷) عبوردهی طیفی ساختار را برای شعاع‌های مختلف کاواک‌های جانبی از ۹۵ nm تا ۱۴۳ nm برای شعاع ۹۰۰ nm کاواک سنجش نشان می‌دهد. با افزایش شعاع کاواک‌ها، طول موج تشدید به سمت مقادیر کمتر جابجا می‌شود. این نتیجه نیز مطابق استدلال قبلی برای شکل (۶) قابل توجیه است.



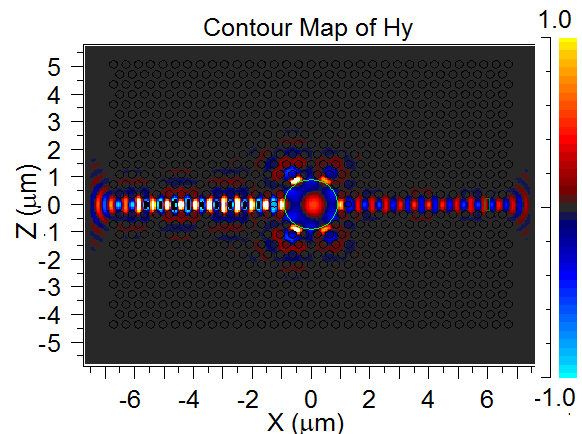
شکل ۷. عبوردهی طیفی ساختار تک کاواکی برای شعاع‌های مختلف کاواک‌های کناری کاواک. در این شکل منحنی‌های سیاه، قرمز، آبی، صورتی، سبز، زرد و نارنجی به ترتیب مربوط به شعاع (R1) های ۹۵، ۱۰۳، ۱۱۱، ۱۱۹، ۱۲۷، ۱۳۵ و ۱۴۳ نانومترند. ضمناً شعاع کاواک سنجش ۹۰۰ nm در نظر گرفته شده است.

مطابق شکل (۸)، با افزایش شعاع R<sub>1</sub> از ۹۵ nm به ۱۴۳ nm، طول موج تشدید از ۱/۵۵۲ μm به ۱/۵۲۹ μm کاهش پیدا می‌کند. پهنای طیف خروجی نیز از ۱۱ nm به ۱۸/۵ nm افزایش می‌یابد.



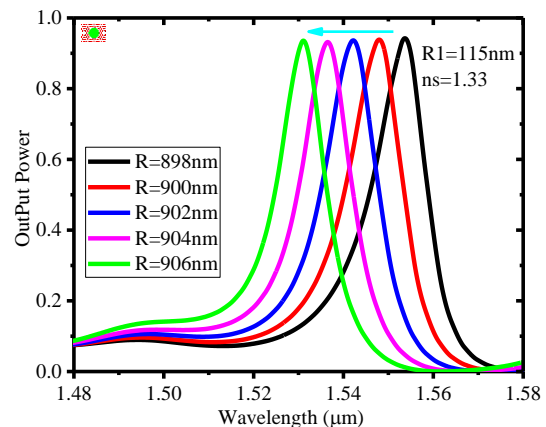
شکل ۸. طول موج تشدید (منحنی قرمز) و پهنای عبوردهی طیفی (منحنی آبی) برای مقادیر مختلف شعاع کاواک‌های کناری کاواک سنجش (R<sub>1</sub>). شعاع کاواک سنجش ۹۰۰ nm در نظر گرفته شده است.

عبوردهی طیفی ساختار برای ضرایب شکست مختلف (۱/۳۳)، ۱/۳۴، ۱/۳۵، ۱/۳۶ و ۱/۳۷ آنالایت در شکل (۹) نشان داده شده است. مطابق این شکل، با افزایش ضریب شکست محیط درون کاواک، طول موج تشدید به سمت مقادیر بیشتر شیفت پیدا می‌کند. میزان عبور نیز چندان تغییر نمی‌کند.



شکل ۵. نمایه میدان مغناطیسی در ساختار تک کاواکی در طول موج تشدید ۱/۵۴۸ μm برای مد TM.

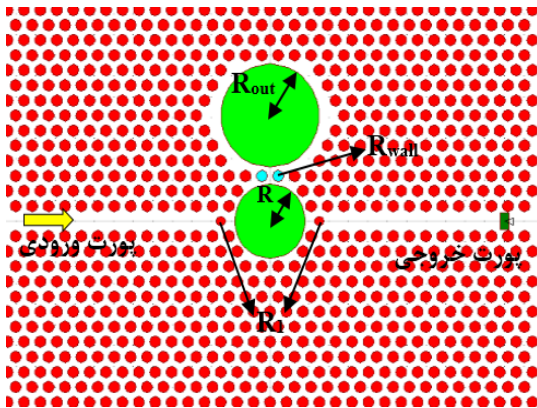
مطابق رابطه (۹)، شعاع کاواک مرکزی (R) (که متناسب با طول موثر کاواک است) از طریق تأثیر بر اندازه راه نوری می‌تواند بر مشخصات طیفی ساختار تأثیرگذار باشد. لذا در ادامه به منظور بررسی میزان اثرگذاری این پارامتر و همچنین بهبود پارامترهای حسگری، اثر شعاع کاواک و کاواک‌های کناری آن (R<sub>1</sub>) بر طیف ساختار بررسی شدند. شکل (۶) عبوردهی طیفی را برای شعاع‌های کاواک سنجش: ۸۹۸، ۹۰۰، ۹۰۲، ۹۰۴ و ۹۰۶ نانومتر نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود با افزایش شعاع کاواک، طول موج تشدید به سمت مقادیر کمتر جابجا می‌شود. این در حالی است که مقدار عبور تغییر قابل ملاحظه‌ای ندارد. نتیجه حاصل شده در توافق با رابطه نظری (۹) است. مطابق این رابطه، با افزایش شعاع (و در نتیجه طول موثر) کاواک، راه نوری کاهش می‌یابد. در واقع افزایش شعاع کاواک باعث جابجایی گاف انرژی به فرکانس‌های بالاتر می‌شود. به عبارت دیگر با افزایش شعاع کاواک طول موجی که می‌تواند از کاواک عبور کند به طول موج‌های پایین منتقل می‌شود مطابق شکل (۶)، با افزایش شعاع از ۸۹۸ nm به ۹۰۶ nm، طول موج تشدید از ۱/۵۵۳ μm به ۱/۵۳۱ μm کاهش پیدا می‌کند.



شکل ۶. عبوردهی طیفی ساختار تک کاواکی برای شعاع‌های مختلف (R).

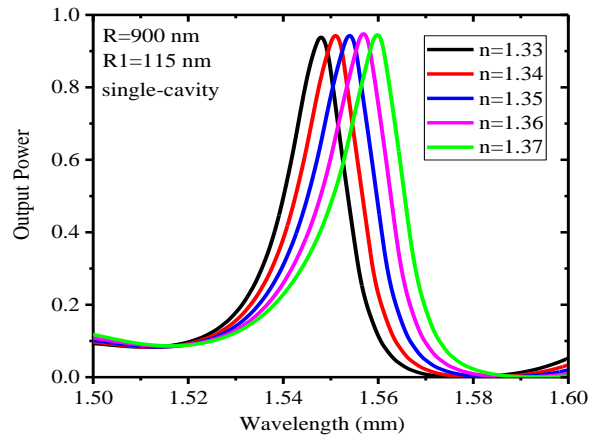
#### ۴. شبیه‌سازی ساختار دو کاواکی

در این شبیه‌سازی به منظور افزایش پارامترهای حسگری، ساختار دوم شامل دو کاواک مستقیماً تزویج شده باهم (موسوم به ساختار دو کاواکی) مطابق شکل (۱۱) طراحی و مورد بررسی قرار گرفت. در این ساختار، شعاع کاواک دوم  $R_{out}$  و شعاع کاواک‌های دیواره مشترک دو کاواک (کاواک‌های آبی‌رنگ) با  $R_{wall}$  نمایش داده شده‌اند. نور بعد از ورود به کاواک اول در صورت داشتن شرایط لازم می‌تواند از طریق کاواک‌های مشترک به کاواک دوم تزویج شده و در نتیجه طول راه نوری در ماده افزایش می‌یابد. با این افزایش انتظار می‌رود پارامترهای حسگری نیز بالا رود.



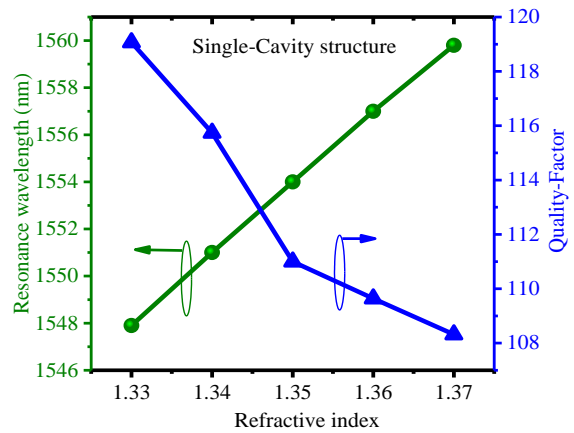
شکل ۱۱. ساختار دو کاواکی حسگر زیستی پیشنهاد شده.

شکل (۱۲) عبوردهی طیفی موج‌بر خروجی ساختار دو کاواکی را برای شعاع کاواک مرکزی  $900\text{ nm}$ ، شعاع کاواک‌های کناری  $115\text{ nm}$  و شعاع کاواک بیرونی  $1207\text{ nm}$  ( $R_{out}$ ) نشان می‌دهد. شعاع کاواک‌های آبی‌رنگ ( $R_{wall}$ ) نیز برابر با  $138\text{ nm}$  بوده و ضریب شکست ماده داخل کاواک‌ها  $1/33$  در نظر گرفته شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود قله‌ای که قبلاً برای ساختار تک کاواکی (نمودار آبی‌رنگ شکل (۱۲)) وجود داشت در این حالت به یک دره تبدیل شده است. علت چنین رویدادی را در اختلاف راه نوری باید جست. در واقع با اضافه کردن کاواک دوم به ساختار تک کاواکی، به‌عنوان مثال، نوری با طول موج  $1/548\text{ }\mu\text{m}$  بعد از تشدید در کاواک اول از طریق کاواک‌های واقع در مرز مشترک به کاواک دوم نشت خواهد کرد. در صورتی که این نور بتواند در آن کاواک تشدید شود راه نوری معادل  $\pi$  رادیان دیگر را تجربه خواهد کرد. به بیان دیگر، نور در کل مسیر مواجهه با جفت کاواک‌ها اختلاف فاز  $3\pi$  رادیان پیدا خواهد کرد. وجود چنین اختلاف‌فازی، باعث خواهد شد که نور اجازه عبور از ساختار را نداشته باشد. به همین دلیل، قله ساختار قبلی برای چنین ساختاری به دره تبدیل می‌شود. علاوه بر این‌ها، به‌طور هم‌زمان دو قله جدید (در دو طرف قله قبلی) در



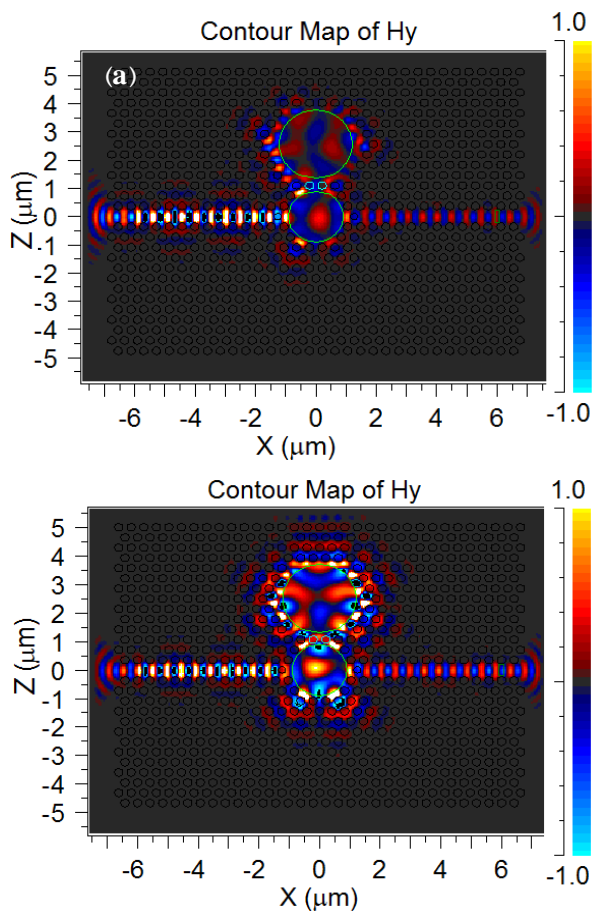
شکل ۹. عبوردهی طیفی ساختار تک کاواکی برای مقادیر مختلف ضریب شکست آنالایت.

با تغییر ضریب شکست آنالایت درون کاواک سنجش از  $1/33$  به  $1/37$ ، طول موج تشدید از  $1/548\text{ }\mu\text{m}$  به صورت خطی به مقدار  $1/5598\text{ }\mu\text{m}$  افزایش می‌یابد. این در حالی است که ضریب کیفیت، همان‌طور که در شکل (۱۰) نشان داده شده است، روند کاهشی دارد. به‌عبارت دیگر با افزایش ضریب شکست ماده درون کاواک، طیف خروجی پهن‌تر می‌شود. برای چنین ساختاری مقدار حساسیت برابر با  $295\text{ nm.RIU}^{-1}$  به دست آمد.

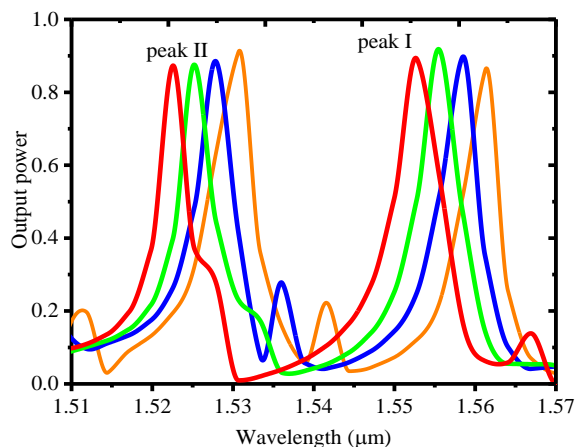


شکل ۱۰. طول موج تشدید (منحنی سبز رنگ) و فاکتور کیفیت (منحنی آبی) ساختار تک کاواکی برای مقادیر مختلف ضریب شکست آنالایت درون کاواک سنجش مرکزی. برای این ساختار شعاع کاواک‌های کناری کاواک  $115\text{ nm}$  لحاظ شده‌اند.

همچنین با تغییر ضریب شکست ماده درون کاواک سنجش، به‌ازای شعاع‌های مختلف کاواک‌های کناری ( $R_1$ )، مشاهده شد که بیشترین حساسیت برابر با  $345\text{ nm.RIU}$  برای شعاع  $103\text{ nm}$  حاصل می‌شود.

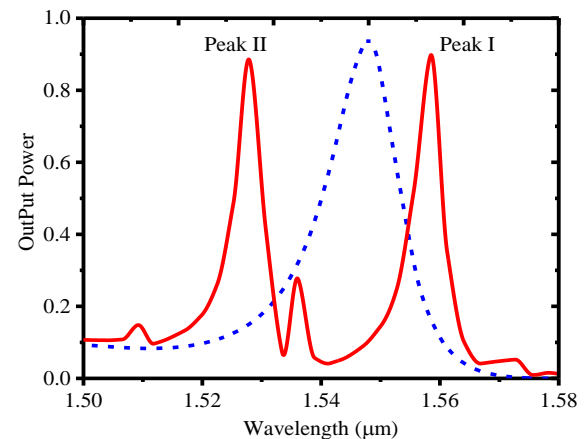


شکل ۱۳. نمایه میدان‌های مغناطیسی در طول‌موج‌های (الف)  $1.548 \mu\text{m}$  و (ب)  $1.5278 \mu\text{m}$  به ترتیب متناظر با قله‌های ۱ و ۲ (شکل ۱۲) برای مد TM.



شکل ۱۴. عبوردهی طیفی ساختار دو کاواکی (با شعاع کاواک مرکزی  $900 \text{ nm}$ ) برای شعاع‌های مختلف کاواک بیرونی. نمودار قرمز، سبز، آبی و نارنجی به ترتیب متناظر با شعاع‌های  $1213 \text{ nm}$ ،  $1211 \text{ nm}$ ،  $1207 \text{ nm}$  و  $1208 \text{ nm}$  نانومتر هستند. در این نمودار شعاع کاواک مرکزی  $900 \text{ nm}$  در نظر گرفته شده است.

طول‌موج‌های  $1.5278 \mu\text{m}$  و  $1.558 \mu\text{m}$  طیف ساختار دو کاواکی به وجود آمده‌اند. مزیت اصلی ساختار دو کاواکی نسبت به ساختار قبلی این است که اگرچه میزان عبور در طول‌موج‌های تشدید آن‌ها تفاوت محسوسی باهمندارد اما پهنای طیفی ساختار دو کاواکی به طور قابل ملاحظه‌ای نسبت به ساختار تک کاواکی کاهش یافته است. این مزیت موجب حسگری بهتر ساختار دو کاواکی می‌شود.

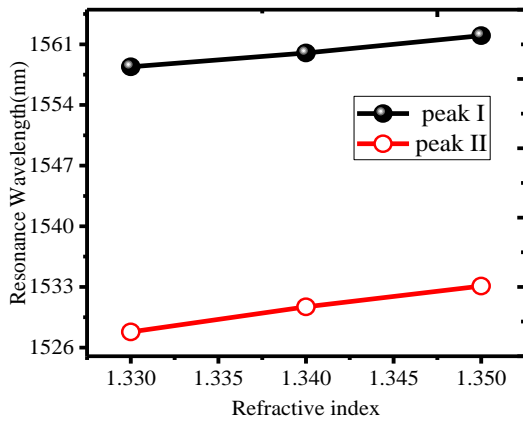


شکل ۱۵. عبوردهی طیفی ساختار دو کاواکی (منحنی قرمز رنگ) و ساختار تک کاواکی (منحنی آبی خط‌چین). در این نمودار شعاع کاواک مرکزی  $900 \text{ nm}$ ، کاواک بیرونی  $1207 \text{ nm}$  و شعاع کاواک‌های کناری کاواک مرکزی  $115 \text{ nm}$  می‌باشند.

نمایه میدان‌های مغناطیسی در طول‌موج‌های مربوط به قله‌های ۱ و ۲ به ترتیب در شکل‌های (۱۳-الف) و (۱۳-ب) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود در این طول‌موج‌ها، نور با کاواک‌ها تداخل سازگار داشته و در نتیجه به سمت خروجی هدایت می‌شود.

شعاع کاواک بیرونی یکی از پارامترهای مهم است که می‌تواند بر وقوع تشدید تاثیرگذار باشد. بنابراین اثر آن بر طیف ساختار دو کاواکی بررسی شد. شکل (۱۴) عبوردهی طیفی ساختار با شعاع  $900 \text{ nm}$  کاواک مرکزی و شعاع‌های مختلف کاواک بیرونی (از  $1203 \text{ nm}$  تا  $1213 \text{ nm}$ ) را نشان می‌دهد. ضریب شکست ماده آنالایت در اینجا  $1/33$  در نظر گرفته شده است. نتایج بدست آمده نشان می‌دهند که با افزایش شعاع کاواک، طول‌موج‌های متناظر با قله‌های ۱ و ۲ به‌طور هم‌زمان به سمت مقادیر کمتر جابجا می‌شوند. خلاصه میزان این تغییرات در جدول ۲ ارائه شده است. مطابق این جدول، با افزایش شعاع  $R_{\text{out}}$  از  $1203 \text{ nm}$  تا  $1213 \text{ nm}$ ، طول‌موج تشدید متناظر با قله ۱ (قله ۲) از  $1561/3 \text{ nm}$  ( $1530/8 \text{ nm}$ ) به  $1552/7 \text{ nm}$  ( $1522/6 \text{ nm}$ ) کاهش می‌یابد.

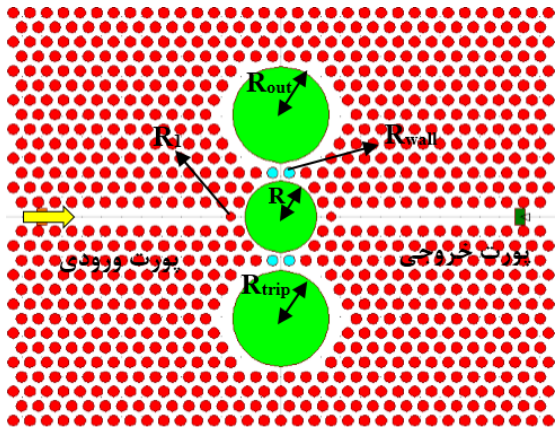




شکل ۱۶. طول موج تشدید متناظر با قله ۱ و قله ۲ برای مقادیر مختلف ضریب شکست آنالایت.

۵. شبیه‌سازی ساختار سه کاواکی

نتایج ساختار دو کاواکی بیانگر این بود که افزایش راه نوری از طریق اضافه کردن یک کاواک دیگر می‌تواند منجر به ایجاد دو قله در طیف شود. بر این اساس، ساختار سوم موسوم به ساختار سه کاواکی مطابق شکل (۱۷) طراحی شد. اضافه کردن کاواک سوم می‌تواند راه نوری طولانی‌تری را پیش روی نور نهاده و از این طریق منجر به ظهور قله‌های بیشتری در طیف شود. در این ساختار، شعاع کاواک سوم با نماد  $R_{trip}$  مشخص شده است.



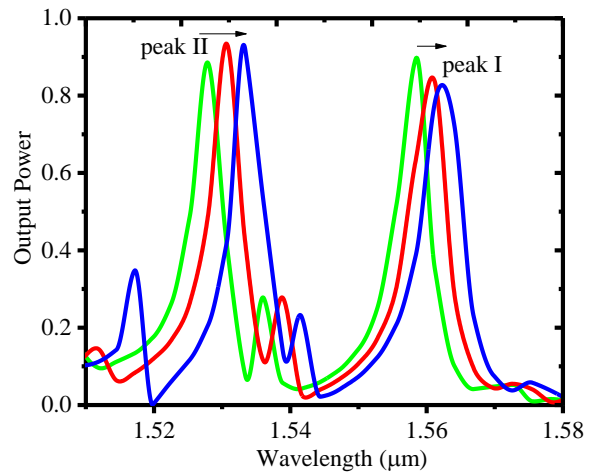
شکل ۱۷ ساختار سه کاواکی پیشنهاد شده. شعاع کاواک مرکزی  $R$  شعاع کاواک دوم  $R_{out}$  و شعاع کاواک سوم با نماد  $R_{trip}$  مشخص شده‌اند.

شکل (۱۸) عبوردهی طیفی ساختار سه کاواکی را برای شعاع کاواک مرکزی  $900 \text{ nm}$ ، شعاع  $R_1$   $115 \text{ nm}$ ، شعاع کاواک بیرونی  $1207 \text{ nm}$  و شعاع کاواک سوم  $1209 \text{ nm}$  نشان می‌دهد. شعاع کاواک‌های آبی‌رنگ ( $R_{wall}$ ) نیز برابر با  $138 \text{ nm}$  و ضریب شکست ماده داخل کاواک‌ها  $1/33$  هست. همان‌طور که مشاهده می‌کنیم برای چنین ساختاری سه قله (قله ۱، قله ۲ و قله ۳)

جدول ۲. طول موج تشدید مربوط به قله ۱ و قله ۲ برای مقادیر مختلف شعاع کاواک بیرونی.

$R_{out}$ (nm)	طول موج تشدید Peak I (nm)	طول موج تشدید Peak II (nm)
۱۲۰۳	۱۵۶۱/۳	۱۵۳۰/۸
۱۲۰۷	۱۵۵۸/۵	۱۵۲۷/۸
۱۲۱۱	۱۵۵۵/۴	۱۵۲۵/۲
۱۲۱۳	۱۵۵۲/۷	۱۵۲۲/۶

شکل (۱۵) نیز عبوردهی طیفی ساختار دو کاواکی را برای ضرایب مختلف ( $1/33$ ،  $1/34$  و  $1/35$ ) آنالایت با شعاع کاواک بیرونی  $1207 \text{ nm}$  نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود با افزایش ضریب شکست آنالایت، طول موج‌های قله ۱ و قله ۲ به سمت بیشتر جابجا می‌شوند.



شکل ۱۵. عبوردهی طیفی ساختار دو کاواکی برای مقادیر مختلف ضریب شکست آنالایت. منحنی سبز، قرمز و آبی به ترتیب مربوط به ضرایب شکست آنالایت  $1/33$ ،  $1/34$  و  $1/35$  هستند.

نتایج حاصل از میزان تغییرات طیف دو کاواکی ناشی از تغییرات در ضریب شکست آنالایت در شکل (۱۶) ارائه شده است. مطابق این شکل، با افزایش ضریب شکست آنالایت از  $1/33$  تا  $1/35$ ، طول موج تشدید متناظر با قله ۱ (قله ۲) از  $1/5584 \mu\text{m}$  ( $1/5278 \mu\text{m}$ ) به  $1/5620 \mu\text{m}$  ( $1/5331 \mu\text{m}$ ) افزایش می‌یابد. مقدار حساسیت برای قله ۱ و قله ۲ به ترتیب  $180 \text{ nm.RIU}^{-1}$  و  $256 \text{ nm.RIU}^{-1}$  به دست آمد.

## ۶. ساختار مناسب برای تشخیص DNA

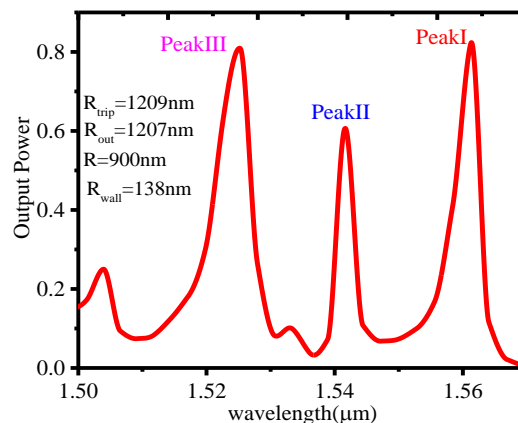
یکی از کاربردهای حسگرهای پیشنهادی فوق‌الذکر، استفاده از آن‌ها به منظور تشخیص و شناسایی پیوند میان تکرارهای مولکول‌های DNA هدف<sup>۱</sup> است. بدین منظور مایع PBS<sup>۲</sup> با ضریب شکست  $1/333$  به عنوان محیط حسگری<sup>۳</sup> در نظر گرفته می‌شود. با تشکیل پیوند میان دو مولکول DNA تکرار شده<sup>۴</sup> (ss-DNA)، یعنی مولکول تکرار شده‌ی DNA کشف کننده هدف که روی سطح درونی کاواک‌ها ثابت هستند و مولکول DNA هدف (مجهول) که در مایع PBS قرار دارند و قرار است شناسایی شوند، ساختار دو رشته‌ای (ds-DNA) تشکیل می‌گردد. تشکیل چنین پیوندهایی منجر به تغییر غلظت مولی محلول PBS خواهد شد و از این طریق ضریب شکست اپتیکی آن ناحیه نیز تغییر خواهد کرد. ضریب شکست محیط آنالایت ( $n_s^a$ ) بعد از جذب مولکول‌های DNA هدف مطابق رابطه (۱۰) به دست می‌آید [۳۹-۴۱].

$$n_s^a = n_s + c \frac{dn}{dc} \quad (10)$$

که در آن،  $c$  غلظت مولکول‌های جذب شده،  $n_s$  ضریب شکست محیط آنالایت قبل از ایجاد پیوند و  $dn/dc$  نرخ افزایش ضریب شکست محیط آنالایت بعد از جذب هست که برای محیط PBS برابر با  $0/182 \text{ cm}^3\text{g}^{-1}$  است. کلیه ساختارهای حسگری پیشنهاد شده در این مقاله برخلاف روش‌هایی نظیر لومینسانس شیمیایی، الکترودهای فعال الکتروشیمیایی و فلئوئورسنت که در آن از برچسب جهت تشخیص مولکول‌های هدف استفاده می‌شوند و به همین خاطر جزء دسته برچسبی محسوب می‌شوند، از نوع بدون برچسب هستند. چراکه در آن‌ها از ویژگی‌های بیوفیزیکی مولکول DNA، یعنی ضریب شکست نوری آن‌ها جهت شناسایی استفاده می‌گردد.

به منظور توضیحی تکمیلی، باید اشاره کرد که در روش‌های با برچسب، مولکول دیگری جهت شناسایی به صورت شیمیایی یا اتصال موقت به مولکول هدف متصل می‌گردد که این اتفاق می‌تواند باعث تغییر در ویژگی‌های ذاتی مولکول خارجی شود. روش‌های با برچسب اغلب کند، مخرب و دارای حساسیت پایین بوده و ادوات مربوطه دارای ابعاد نسبتاً بزرگی هستند. استفاده از روش‌های برچسب‌گذاری باعث کاهش طول عمر حسگر، و تک منظوره شدن آن‌ها می‌شود. اما در مقابل، روش‌های بدون برچسب دارای مزایایی مثل قابلیت اطمینان، حساسیت بالا، ارزان بودن و سهولت در مجتمع‌سازی هستند، ضمن آنکه آسیب به آنالیت مورد نظر نیز در این روش به حداقل مقدار خود می‌رسد [۴۲-۴۸].

به ترتیب در طول موج‌های  $1/5614$ ،  $1/5417$  و  $1/5251$  میکرومتر به ترتیب با پهنای  $4/5$ ،  $2/9$  و  $5/9$  نانومتر به وجود آمده‌اند. فاکتور کیفیت نیز برای قله ۱، قله ۲ و قله ۳ به ترتیب برابر با  $346$ ،  $531$  و  $285$  به دست آمدند.



شکل ۱۸. عبوردهی طیفی ساختار سه کاواکی.

نتایج حاصل از تغییرات ضریب شکست آنالایت در کاواک‌های ساختار فوق نیز نشان دادند که مقدار حساسیت برای قله‌های ۱ و ۲ و ۳ به ترتیب  $90 \text{ nm.RIU}^{-1}$ ،  $280 \text{ nm.RIU}^{-1}$  و  $280 \text{ nm.RIU}^{-1}$  هستند. در جدول (۳) مقایسه‌ای بین نتایج حاصل از پارامترهای حسگری حسگرهای پیشنهادی در این مقاله با ساختارهای قبلی انجام شده است. همان‌طور که مشاهده می‌کنیم در ساختارهای پیشنهادی، کارایی حسگر بهبود یافته است.

جدول ۳. مقایسه حساسیت و فاکتور کیفیت ساختارهای قبلی با ساختارهای ارائه شده در این مقاله.

مرجع	سال	حساسیت (nm/RIU)	فاکتور کیفیت
[۲۶]	۲۰۱۶	۲۷۲/۴۳	۳۰۰
[۲۷]	۲۰۱۸	۷۲۰	۲۵-۳۰
[۲۸]	۲۰۱۹	۳۰۰	۴۱۸
[۲۹]	۲۰۱۹	۲۹۴/۴۶	۴۹۷۶۷
ساختار تک کاواکی	*	۳۴۵	۱۱۹
ساختار دو کاواکی	*	۲۶۵	~۳۸۳
ساختار سه کاواکی (قله ۱)	*	۹۰	۳۴۶
ساختار سه کاواکی (قله ۲)	*	۲۸۰	۵۳۱
ساختار سه کاواکی (قله ۳)	*	۲۹۰	۲۸۵

<sup>۱</sup> Target DNA

<sup>۲</sup> Phosphate Buffer Saline

<sup>۳</sup> Sensing medium

<sup>۴</sup> Single strand target DNA (ss-DNA)

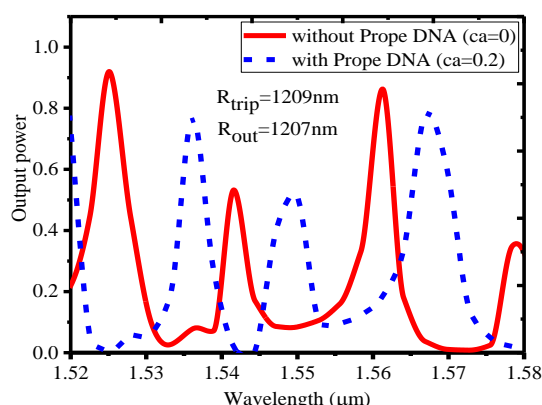
## ۷. نتیجه گیری

هدف از این تحقیق بررسی و طراحی یک حسگر زیستی مبتنی بر بلور فوتونی است. به همین منظور سه ساختار بلور فوتونی شامل کاواک‌های هوا در محیط زمینه سیلیکونی مورد بررسی شده و شبیه‌سازی شدند. مطالعه نظری عبوردهی طیفی حسگر پیشنهادی براساس نظریه جفت‌شدگی مدها انجام شد. همچنین به منظور بررسی و مطالعه نحوه انتشار نور و به دست آوردن طیف خروجی ساختارها از روش FDTD استفاده شد. نتایج نشان دادند که ساختار تک کاواکی دارای حساسیت بالاتری نسبت به دیگر ساختارها است. این در حالی است که بهترین فاکتور کیفیت مربوط به ساختار سه کاواکی بود. در بخش آخر بررسی، از ساختار سه کاواکی به منظور آشکارسازی مولکول‌های DNA استفاده شد. نتایج نشان دادند که حسگرهای پیشنهادی قابلیت استفاده در کاربردهای مختلفی نظیر آشکارسازی عوامل بیولوژیک، آنزیم‌ها و عوامل شیمیایی را دارند.

## ۷. مراجع ها

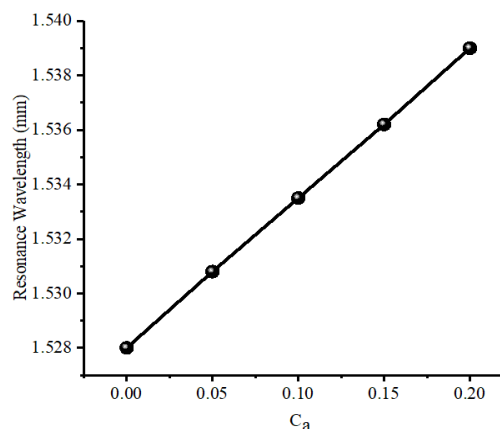
- [1] Bohunicky, B.; Mousa, S. A. "Biosensors: The New Wave in Cancer Diagnosis"; NanoTech. Sci. Appl. 2011, 4, 1.
- [2] Minaei, M. E.; Saadati, M.; Najafi, M.; Honari, M. "Immobilization and Hybridization of DNA/DNA of the rfbE Gene Escherichia Coli O157:H7 on Gold Electrode Surface for the Detection of Specific Sequences by Electrochemical Impedance Spectroscopy Method"; J. Adv. Defence Sci. & Tech. 2014, 4, 279-283.
- [3] Bahabady, A. M.; Olyaei, S. "Two-Curve-Shaped Biosensor for Detecting Glucose Concentration and Salinity of Seawater Based on Photonic Crystal Nano-Ring Resonator"; Sens. Lett. 2015, 13, 774-777.
- [4] Jafari, A.; Rahmatnezamabad, A. "Controlling Band Gap of One Dimensional Photonic Crystals via the Nonlinear Characteristic of Layers"; J. Adv. Defence Sci. & Tech. 2019, 2, 169-175.
- [5] Yang, X.; Zhang, A.Y.; Wheeler, D.A.; Bond, T.C.; Gu C, Li Y. "Direct molecule-specific glucose detection by Raman spectroscopy based on photonic crystal fiber"; Anal. Bioanal. chem. 2012, 402(2), 687-691.
- [6] Salahandish, R.; Zargartalebi, H.; Janmaleki, M.; Khetani, S.; Azarmanesh, M.; Ashani, M.M.; Aburashed, R.; Vatani, M.; Ghaffarinejad, A.; Sanati-Nezhad, A. "Reproducible and Scalable Generation of Multilayer Nanocomposite Constructs for Ultrasensitive Nanobiosensing"; Adv. Materials Tech. 2019 Sep 12:1900478.
- [7] Salahandish, R.; Ghaffarinejad, A.; Omidinia, E.; Zargartalebi, H.; Majidzadeh, A. K.; Naghib, S.M.; Sanati-Nezhad, A. "Label-free ultrasensitive detection of breast cancer miRNA-21 biomarker employing electrochemical nano-genosensor based on sandwiched AgNPs in PANI and N-doped grapheme"; Biosens. Bioelectron. 2018 Nov 30, 120, 129-136.
- [8] Shushama, K. N.; Rana, M. M.; Inum, R.; Hossain, M. B. "Graphene Coated Fiber Optic Surface Plasmon Resonance Biosensor for the DNA Hybridization Detection: Simulation Analysis"; Opt. Commun. 2017, 383, 186-190.

شکل (۱۹) عبوردهی طیفی از ساختار سه کاواکی را قبل از اضافه کردن مولکول‌های DNA جستجوگر و بعد از اضافه کردن آن نشان می‌دهد. در این شکل منظور از پیوند کامل<sup>۱</sup> معرف زمانی است که دو تک رشته از DNA (ss-DNA) یکی به‌عنوان جستجوگر و دیگری به‌عنوان هدف پیوند برقرار کرده و یک ساختار دو رشته‌ای پیچیده‌ای<sup>۲</sup> (ds-DNA) تشکیل می‌دهند. این اتفاق زمانی رخ می‌دهد که دو تک رشته مشابه هم باشند.



شکل ۱۹. طیف عبوری از ساختار سه کاواکی در حالت با و بدون DNA

شکل (۲۰) طول موج تشدید ساختار سه کاواکی را برای غلظت مولکول‌های جذب‌شده نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌کنیم، با افزایش غلظت، طول موج تشدید قله یک به‌صورت خطی به سمت مقادیر بیشتر جابجا می‌شود. مطابق این شکل، حساسیت این قله که برابر با شیب نمودار است برابر با  $0.5 \text{ nm/cm}^3 \cdot g^{-1}$  همچنین مقدار  $R^2$  برابر با ۰/۹۹۹ بدست آمد.



شکل ۲۰. طول موج تشدید متناظر با قله ۱ برای مقادیر مختلف غلظت مولکول‌های جذب‌شده (Ca).

<sup>۱</sup> Complementary Target

<sup>۲</sup> Double-stranded (dsDNA) helix structure

- [25] Arunkumar, R.; Suganya, T.; Robinson, S. "Design and analysis of photonic crystal elliptical ring resonator based pressure sensor"; *Photonics Opt. Tech.* 2017 Mar, 3, 30-34.
- [26] Olyae, S.; Mahmood, S.; Mohsenirad, H. "Label-free detection of glycated haemoglobin in human blood using silicon-based photonic crystal nanocavity biosensor"; *Journal of Modern Optics.* 2018, 63, 1274-1279.
- [27] Danaie, M.; Kiani, B. "Design of a label-free photonic crystal refractive index sensor for biomedical applications"; *Photonic. Nanostruct.* 2018 Sep 1, 31, 89-98.
- [28] Fatemeh Rahman, Z.; Kaatuzian, H.; Danaie, M. "Hybrid Photonic Crystal Cavity as a Sensitive Label-Free Biosensor"; *27th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE)*, 2019, 18-22.
- [29] Benmerkhi, A.; Bouchemat, M.; Bouchemat, T. "Computational Study of Photonic Crystal Resonator for Biosensor Application"; *Frequenz.* 2019 Sep 25, 73, 307-316.
- [30] Shruti, S.; Sinha, R.K.; Bhattacharyab, R. "Photonic crystal slab waveguide-based infiltrated liquid sensors: design and analysis"; *J. Nanophotonics.* 2011, 5, 053505.
- [31] Zhanga, L.; Cao, T.; Li, Z.G.; Qin, K.R. and Yan, W.P. "Study of photonic crystal cavity sensor integrated with microfluidic channel in the visible region"; *Proceedings; SPIE 8561; Advanced sensor systems and applications; Beijing; 2012; 85610A:1-7.*
- [32] Dutta, H.; Pal, S. "Design of a highly sensitive photonic crystal waveguide platform for refractive index based biosensing"; *Opt. Quant. Electron.* 45, 2013, 907-917.
- [33] Bagci, F.; Akaoglu, B. "Enhancement of Refractive Index Sensitivity in Photonic Crystal Waveguide-Based Sensors by Selective Infiltration"; *Acta. Phys. Pol. A.* 2013.
- [34] Faïda, B.; Touraya, B.; Mohamed, B.; and Nicole, P. "Optofluidic sensor using two-dimensional photonic crystal waveguides"; *Phys. J. Appl. Phys.* 201 62: 11201.
- [35] Dutta, H.S.; Pal, S. "Design of a highly sensitive photonic crystal waveguide platform for refractive index based biosensing"; *Opt. Quant. Electron.* 2013, 45, 907-917.
- [36] Taflove, A.; Oskooi, A.; Johnson, S. G.; editors. "Advances in FDTD Computational Electrodynamics"; *Photonics and Nanotech. Artech house;* 2013.
- [37] Shahamat, Y.; Vahedi, M. "Designing a Photonic Crystal Based Optical Wavelength Division Demultiplexer for Communication Applications"; *Majlesi J. Telecomm. Devices.* 2019, 8(1), 1-5.
- [38] Shahamat, Y.; Ghaffarinejad, A.; Vahedi, M. "Plasmon Induced Transparency and Refractive Index Sensing in Two Nanocavities and Double Nanodisk Resonators"; *Optik.* 2019 Oct 14:163618.
- [39] Tamersit, K.; Djeflal, F. "Double-Gate Graphene Nanoribbon Field-Effect Transistor for DNA and Gas Sensing Applications: Simulation Study and Sensitivity Analysis"; *IEEE Sensors J.* 2016, 16, 4180-4191.
- [40] Hossain, M.; Rana, M. "Graphene Coated High Sensitive Surface Plasmon Resonance Biosensor for Sensing DNA Hybridization"; *Sens. Lett.* 2016, 14, 145-152.
- [41] Diéguez, L.; Darwish, N.; Mir, M.; Martínez, E.; Moreno, M.; Samitier, J. "Effect of the Refractive Index of Buffer Solutions in Evanescent Optical Biosensors"; *Sens. Lett.* 2009, 7, 851-855.
- [9] Caucheteur, C.; Guo, T.; Albert, J. "Review of Plasmonic Fiber Optic Biochemical Sensors: Improving the Limit of Detection"; *Anal. Bioanal. Chem.* 2015, 407, 3883-3897.
- [10] Ksendzov, A.; Lin, Y. "Integrated Optics Ring-Resonator Sensors for Protein Detection"; *Opt. Lett.* 2005, 30, 3344-3346.
- [11] Rodrigo, D.; Limaj, O.; Janner, D.; Etezadi, D.; De Abajo, F. J.; Pruneri, V.; Altug, H. "Mid-Infrared Plasmonic Biosensing with Graphene"; *Science.* 2015, 349, 165-168.
- [12] Mokari, M.; Shahamat, Y.; Alamatsaz, M.H.; Babaei-Brojeny, A.A.; Moeini, H. "The effect of material nonlinearity on the band gap for TE and TM modes in square and triangular lattices"; *Iranian J. Phys. Research.* 2018; 18(3).
- [13] Wu, L.; Chu, H. S.; Koh, W. S.; Li, E. P. "Highly Sensitive Graphene Biosensors Based on Surface Plasmon Resonance"; *Opt. express.* 2010, 18, 14395-14400.
- [14] Jia, G. Y.; Huang, Z. X.; Zhang, Y. L.; Hao, Z. Q.; Tian, Y. L. "Ultrasensitive Plasmonic Biosensors Based on Halloysite Nanotubes/MoS<sub>2</sub>/Black Phosphorus Hybrid Architectures"; *J. Mater. Chem. C.* 2019, 7, 3843-3851.
- [15] Yen, Y. C.; Chiu, N. F. "Plasmonic Biosensor Detected Human Chorionic Gonadotropin with Naked Eye in Optical Sensors"; *Inter. Soc. Opt. Photonics.* 2019, 11028, 1102823.
- [16] Chow, E.; Grot, A.; Mirkarimi, L. W.; Sigalas, M.; Girolami, G. "Ultracompact Biochemical Sensor Built with Two-Dimensional Photonic Crystal Microcavity"; *Opt. Lett.* 2004, 29, 1093-1095.
- [17] Shahamat, Y.; Vahedi, M. "Mid-Infrared Plasmonically Induced Absorption and Transparency in a Si-Based Structure for Temperature Sensing and Switching Applications"; *Opt. Commun.* 2019, 430, 227-233.
- [18] Luo, Y.; Fan, R.; Zhang, Y.; Wu, Q.; Ren, Z.; Peng, B. "Novel Optical Fiber Refractive Sensor Fabricated with an Alcohol-Filled Photonic Crystal Fiber Based on a Mach-Zehnder Interferometer"; *Opt. Fiber Tech.* 2019, 48, 278-282.
- [19] Kim, S.; Lee, J.; Jeon, H.; Kim, H.J. "Fiber-coupled surface-emitting photonic crystal band edge laser for biochemical sensor applications"; *Appl. Phys. Lett.* 2009, 94, 133503.
- [20] Dündar, M. A.; Ryckebosch, E.C.; Nötzel, R.; Karouta, F.; Van ijzendoorn, L.J.; Van der Heijden, R.W. "Sensitivities of InGaAsP photonic crystal membrane nanocavities to hole refractive index"; *Opt. express.* 2010, 18 (5), 4049-4056.
- [21] Pal, S.; Guillermain, E.; Sriram, R.; Miller, B.L.; Fauchet, P.M. "Silicon photonic crystal nanocavity-coupled waveguides for error-corrected optical biosensing"; *Biosens. Bioelectron.* 2011, 26 (10), 4024-4031.
- [22] Sriram, R.; Baker, J.E.; Fauchet, P.M.; Miller, B.L. "Two dimensional photonic crystal biosensors as a platform for label-free sensing of biomolecules. *in* *frontiers in Biological Detection: From Nanosensors to Systems V*"; *Inter. Soc. Opt. Photonics.* 2013, 8570, 857007.
- [23] Olyae, S.; Bahabady, A.M.; Leitgeb, E. "A diamond-shaped bio-sensor based on two-dimensional photonic crystal nanoring resonator"; *In* *2014 9th International Symposium on Communication Systems, Networks & Digital Sign (CSNDSP).* 2014 Jul 23, 434-437.
- [24] Bendib, S.; Zegadi, A.; Djeflal, N. "Improved sensitivity of 2D annular photonic crystal biosensor working at THz frequency range"; *Opt. Quant. Electron.* 2016 Dec 1; 48(12):528.

- Jianjun, W. "Label-free detection of DNA hybridization with a compact LSPR-based fiber-optic sensor"; *Analyst*, 2017, 142, 1974-1981.
- [46] Juan-Colás.; José.; Steven, J.; Thomas F. Krauss. "Dual-mode Electro-Optical techniques for biosensing applications: A Review"; *Sensors*, 2017, 17, 2047.
- [47] Syahir.; Amir.; Kenji, U.; Kin-ya, Tomizaki.; Kotaro, K.; Hisakazu, M. "Label and label-free detection techniques for protein microarrays"; *Microarrays*, 2015, 228-244.
- [48] Chen.; Xueping.; Yu, L.; Jiaoqi, H.; Wei, L.; Junfu, H.; Yang, Z.; Weiling, F. "Label-free techniques for laboratory medicine applications"; *Frontiers in Laboratory Medicine*, 2017, 82-85
- [42] Shushama, K. N.; Rana, M. M.; Inum, R.; Hossain, M. B. "Graphene Coated Fiber Optic Surface Plasmon Resonance Biosensor for the DNA Hybridization Detection: Simulation Analysis"; *Opt. Commu.* 2017, 383, 186-190.
- [43] Mertens, Johann.; Celia, R.; Montserrat, C.; Daniel, R.; Jose Angel Martín, G.; Carlos, B.; Javier, T. "Label-free detection of DNA hybridization based on hydration-induced tension in nucleic acid films"; *Nature nanotechnology*, 2008, 3, 301.
- [44] Kataoka, H.; Chiho.; Yuji, M. "Label-free detection of DNA by field-effect devices"; *IEEE Sensors Journal*, 2011, 11, 3153-3160.
- [45] Kaye.; Savannah.; Zheng, Z.; Mollye, S.; Krishnan, Ch.; Paula M. Koelle, Robert, L, Upender, M, Yongbin, L,