طراحی حسگر زیستی کریستال فوتونی مبتنی بر نانوتشدیدگر

سعید علیائی اسمد محبزاده بهابادی ا ۱- دانشیار - آزمایشگاه تحقیقاتی نانوفوتونیک و اپتوالکترونیک - دانشکده مهندسی برق - دانشگاه تربیت دبیر شهید رجائی -تهران - ایران <u>solyaee@srttu.edu</u> ۲- دانشجوی دکتری - آزمایشگاه تحقیقاتی نانوفوتونیک و اپتوالکترونیک - دانشکده مهندسی برق - دانشگاه تربیت دبیر شهید رجائی – تهران - ایران <u>a.moheb@srttu.edu</u>

چکیده: در این مقاله، یک حسگر زیستی مبتنی بر نانو تشدیدگر کریستال فوتونی معرفی شده است. در این حسگر نانو -تشدیدگر در میان ساختار بوده و توسط دو موجبر احاطه شده است. تشدیدگر با کوچک تر کردن حفرههای هوا شکل گرفته است. به منظور افزایش محدودیت نوری و تزویج بهتر نور بین موجبرها و تشدیدگر، از دو موجبر انتهادار استفاده شده است. با اتصال مولکول زیستی به دیوارهی حفره سنجش، ضریب شکست آن تغییر کرده و طول موج تشدید ساختار جابهجا خواهد شد. نتایج نشان میدهد که حساسیت و ضریب کیفیت ساختار به ترتیب برابر با m/RIU و ۹/۷۸ nm/RIU است.

کلمات کلیدی: حسگر زیستی؛ کریستال فوتونی؛ نانو تشدیدگر؛ طولموج تشدید؛ حفره سنجش؛ حساسیت.

DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.10.0]

Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol. 13- No.4-Winter 201

تاریخ ارسال مقاله : ۱۳۹۳/۸/۲۲

- تاريخ پذيرش مشروط مقاله: ١٣٩۴/٠٩/٠٩
 - تاریخ پذیرش مقاله : ۱۳۹۴/۹/۲۲
- **نام نویسندهی مسئول:** دکتر سعید علیائی

نشانی نویسندهی مسئول: ایران – تهران – لویزان – دانشگاه تربیت دبیر شهید رجائی – دانشکده مهندسی برق – آزمایشگاه تحقیقاتی نانوفوتونیک و اپتوالکترونیک

۱- مقدمه

امروزه به منظور تحليل سريع و قابل اعتماد پارامترهای مختلف در زمینه های نانوفناوری، نگهداری مواد غذایی، تحقیقات زیست پزشکی، تولید و تست داروها و غیره، حسگرهای زیستی نوری مختلفی ارائه شده است [1]. حسگر زیستی وسیلهای است که از دو جزء گیرنده زیستی و مبدل تشکیل شده است [۲]. گیرنده زیستی یک مولکول شناسایی زیستی است که مولکول زیستی هـدف را شناسایی می کند. مبدل نیز برای تبدیل رویداد تشخیص مولکول زیستی به یک سیگنال قابل اندازه گیری استفاده می شود. نکتهای که در حسگرهای زیستی منحصر به فرد است، یکپارچه شدن دو مولفه در یک وسیله است. این ترکیب اندازه گیری مولکول زیستی هدف را بدون استفاده از واكنشگر قادر مىسازد.

کاربردهای حسگرهای زیستی زیاد بوده و مهمترین آن ها شامل تشخیص باکتریهای مضر و یا آفتکشها موجود در هوا، آب، یا مواد غذایی، استفاده به عنوان دستگاه ضد بیوتروریسم، استفاده در جنگ-های شیمیایی و بیولوژیکی برای تشخیص و جلوگیری از در معرض گازهای شیمیایی و عفونتها قرار گرفتن، استفاده در دستگاههای در مقیاس کوچک و قابل حمل توسط بدن انسان برای نظارت بر علائم حیاتی، اصلاح اختلالات، و یا حتی تشخیص سیگنال های خاص برای کمک در شرایط اضطراری است [۱–۳].

تا به حال، حسگرهای زیستی متنوعی ارائه شدهاند. این حسگرها عبارتند از حسگرهای زیستی مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی، حسگرهای زیستی مبتنی بر تداخل، حسـگرهای زیسـتی مبتنـی بـر موجبر نوری، حسگرهای زیستی مبتنی بر فیبرهای نوری، حسـگرهای زیستی مبتنی بر حلقههای تشدیدگر و حسگرهای زیستی مبتنی بر کریستالهای فوتونی [۴].

کریستال های فوتونی ساختارهای متناوبی هستند که از مواد دی-الكتريك ساخته مي شوند. يـك كريسـتال فوتـوني بـا ايجـاد تغييـرات متناوب در ضریب شکست مواد دی الکتریک و یا با پر کردن مواد دی-الكتريك به وسيله رديف منظمي از حفرهها بهوجود مي آيد [۴-٨]. هنگامی که نور در ساختار متناوب منتشر می شود، در هر تقابل با ماده دیالکتریک بازتاب میشود. در نتیجه تداخل بازتاب کلی در طول موج مشخصی بهوقوع می پیوندد. نور با طولموج مشخصی نمی تواند از داخل ماده عبور نماید و از آن خارج شود. این طول موج یا فرکانس ممنوعه شکاف باند فوتونی نام دارد که پایه عملکرد کریستالهای فوتونی است [۴–۷]. شکاف باند نوری شامل فرکانس هایی است که به ازای آنها امواج الکترومغناطیسی مجاز به انتشار در کریستال نیستند.

ساختارهای کریستال فوتونی در مقایسه با دستگاههای نوری معمولی محدودیت نوری قابل توجهی دارد. این محدودیت نوری قوی ارائه شده توسط شكاف باند فوتوني و انعطاف پذيري تنظيم طولموج حالت نقص در سراسر شکاف باند فوتونی با تنظیم مناسب پارامترهای ساختاری، حسگرهای زیستی کریستال فوتونی را به طور فوق العادهای

مورد توجه قرار داده است. این حسگرها نسبتا حساسیت خوب و طیف دینامیکی وسیعی دارند، که آن را برای اندازه گیری نهادهای بیوشیمیایی در اندازه کوچک قادر میسازد. به ارزانی فیلمهای پلاستیکی هستند، از نظر اندازه کوچکترند، نسبت به تداخل الكترومغناطيسي مصون اند و قادر به انجام سنجش از راه دور و تشخیص چندگانه در یک دستگاه واحد هستند [۴-۵].

برخلاف بسیاری از روشهای شناسایی که واکنش بین میدان الكترومغناطيسي محوشونده و آناليت را مورد استفاده قرار مي دهند، کریستالهای فوتونی میتواند برای متمرکز کردن میدان الکتریکی در ضریب شکست ناحیه ای کوچک طراحی شود، که این عمل، حسگری با حساسیت بالا میسازد. منطقه کوچک سنجش در این نوع حسگر اجازه میدهد بسیاری از حسگرهای به صورت متراکم بر روی تراشه عمل کنند و به طور بالقوه تشخیص تک مولکولی بدهد. علاوه بـر ایـن کریستال فوتونی با فناوری CMOS ساخته می شود و به راحتی اجازه مجتمع شدن در تراشههای مجتمع را میدهد و به سادگی میتوان با دستگاههای میکروالکترونیک، میکروسیال و انواع دیگر دستگاههای نوری یکیارچه شوند.

حسگرهای زیستی کریستال فوتونی با توجه به ساختار کریستال فوتونی استفاده شده در آن تنوع زیادی دارد. این حسـگرها عبارتنـد از حسگرهای زیستی فیبرهای کریستال فوتونی [۹]، حسگرهای زیستی موجبرهای کریستال فوتونی [۱۰-۱۱]، حسگرهای زیستی نانو حلقه-های تشدیدگر کریستال فوتونی [۱۲-۱۵] و حسگرهای زیستی میکرو/نانو تشدیدگرهای کریستال فوتونی [۱۶-۱۸]. در ساختارها آن-هایی که مبتنی بر تشدیدگرند به دلیل داشتن ناحیه حسگری کوچک-تر، طراحی حسگرهای زیستی کوچک و قابل حمل را امکان پذیرتر می کنند.

یک حسگر زیستی مبتنی بر حلقه تشدیدگر به شکل شش ضلعی توسط هاسيو و همكارانش گزارش شد [۱۲]. نانو حلقه تشديدكننده در این حسگر با از بین بردن حفرههای آب به صورت شش ضلعی در شبکه شکل گرفته و اندازه آن برابر ۳ میکرومتر است. ضریب کیفیت ساختار در حالتی که فاصله تزویج بین موجبر و تشدیدگر دو ردیف از حفره ها است برابر با ۲۴۰۰ است.

ما نیز یک حسگر زیستی مبتنی بر نانوحلقه تشدیدگر را ارائه کردیم [۱۳]. نانو حلقه تشدیدگر به شکل لوزی و با کاهش اندازه شعاع حفرههای هوا شکل گرفته است. اندازه قطر حلقه تشدیدگر برابر ۱/۱ نانومتر است. سـپس عوامـل مـوثر در بهبـود پارامترهـای ایـن حسـگر زیستی مورد بررسی قرار گرفته و پارامترها بهینهسازی شده است [1۵]. ضریب کیفیت ساختار برابر با ۳۷۰۰ و حساسیت برای شناسایی مولکول DNA برابر با ۳/۴ nm/fg است.

شناسایی تغییرات ضریب شکست با تغییرات کوچکی در حد ۰/۰۰۲ با میکرو تشدیدگر کریستال فوتونی توسط چو و همکارانش در سال ۲۰۰۴ نشان داده شد [۱۶]. در این حسگر میکرو تشدیدگر با



شکل (۱): ساختار حسگر زیستی مبتنی بر نانو تشدیدگر. موجبر پایینی برای ورود نور و موجبر بالایی به عنوان موجبر خروجی در نظر گرفته شده است. موجبرها برای ایجاد محدودیت نوری بالاتر و تزویج بهتر نور به صورت خمیده و انتهادار طراحی شده است

٨٣

کاهش اندازه حفره هوا در مرکز ساختار تشکیل شده است. طيف انتقال این حسگر یک طول موج تشدیدی در محدوده طول موج ۱/۵ میکرومتر نشان میداد که ضریب کیفیتی برابر با ۴۰۰ داشـت. سـپس در سال ۲۰۰۷ نیز یک حسگر زیستی مبتنی بر میکرو تشدیدگر كريستال فوتونى ارائه گرديد [١٧]. اين حسگر قادر به نظارت پروتئين متصل شونده به دیوارههای نقاط نقص و اندازه گیری عددی قطر پروتئين بود.

همچنــین در ســال ۲۰۱۳، حســگر زیســتی ســهکانالــهای بــرای شناسایی همزمان چند مولکول زیستی طراحی شد [۱۸]. ایـن سـه کانال دارای طولموجهای تشدید متفاوتی بوده و ضریب کیفیت در سه کانال به ترتیب برابر با ۵۰۰۰، ۶۴۰۰ و ۲۶۰۰ است. حساسیت در این حسگر برای شناسایی مولکول DNA در یکی از کانالها بررسی شده و برابر با ۱/۱۸۵ nm/fg است.

در ایـن مقالـه، ضـمن بیـان انـواع سـازو کارهای شناسـایی در حسگرهای زیستی کریستال فوتونی، با طراحی و بهبود خصوصیات یک نانو تشدیدگر، حسکر زیستی جدیدی ارائه شده است. در حسگر زیستی معرفی شده برای داشتن محدودیت نوری بیشتر و تـزویج بهتـر نور بین موجبر و تشدیدگر، موجبرها بـه صـورت خمیـده و بـا انتهـای بسته به کار گرفته شده است. در این حسگر با اتصال مولکول زیستی به دیوارههای حفره سنجش و تغییر ضریب شکست آن طولموج تشدید ساختار جابهجا می شود. نتایج شبیه سازی در این مقاله با استفاده از نرمافزار Rsoft به دست آمده است.

۲- سازوکار شناسایی در حسگرهای زیستی كريستال فوتوني

سازوکار شناسایی در حسگرهای کریستال فوتونی به طور کلی در دو دسته شناسایی مبتنی بر فلورسانس و شناسایی بدون برچسب قرار می گیرد [۸]. در شناسایی مبتنی بر فلورسانس، هردو مولکول زیستی هدف و مولکول شناسایی زیستی با علامت فلورسنت مانند رنگ، برچسبدار میشوند. شدت فلورسانس نشان دهنده حضور مولکول هدف و قدرت تعامل بین مولکول هـدف و مولکـول شناسایی زیسـتی است. تشخیص مبتنی بر فلورسانس بسیار حساس است و تشخیص را به یک تک مولکول محدود می کند. اما این روش دارای محدودیت در فرایندهای دشوار برچسب گذاری است.

of Electrical در مقابل، در تشخیص بدون بر چسب مولکولهای هدف برچسبدار نیست و در اشکال طبیعی خود شناسایی می شوند. این نوع تشخیص نسبتاً آسان و ارزان انجام می شود. برخی از سازو کارهای تشخیص بدون برچسب، تغییرات ضریب شکست بر اثر فعل و انفعالات مولکولی را اندازه گیری می کند. تغییرات ضریب شکست به جای این که به کل جرم نمونه وابسته باشد به غلظت نمونه و یا تراکم سطح مربوط است. این ویژگی به خصوص زمانی جذاب است که تشخیص-های خیلی کوچک هدف شناسایی باشد و به حتم سودمندتر از تشخیص مبتنی بر فلورسانس است که سیگنال معمولاً به تعداد کل

Engineers

مولکولهای زیستی در دوره تشخیص و یا بر روی سطح تشخیص بستگی دارد.

در اغلب حسگرهای زیستی، سازوکار شناسایی به این صورت است که با اتصال مولکول زیستی به دیواره حفره در ناحیه سنجش، ضریب شکست حفره تغییر میکند. تغییر ایجاد شده در ضریب شکست باعث ایجاد تغییر در طیف انتقال و تغییر در طول موج تشدید می شود. این تغییر می تواند به دو صورت باشد ۱ – تغییر در طول موج تشدید یا جابه جایی طول موج تشدید به طول موجهای بلندتر ۲ – تغییر در شدت طیف انتقال در طول موج تشدید [۱۹].

در توصيف عملكـرد حسـگرهاى كريسـتال فوتـونى پارامترهـايى مختلفى بهكار مىرود. دو پارامتر ضريب كيفيت و حساسـيت از مهـم-ترين اين پارامترهاست.

۳- طراحی ساختار حسگر زیستی کریســتال فوتونی

ساختار کریستال فوتونی حاضر با ایجاد حفرههای هوا در بدنهای دی-الکتریکی از جنس سیلیکون تشکیل شده است. ضریب شکست ها برابر با یک و ضریب شکست بدنه دی دی الکتریکی برابر با ۲/۸۲۵ در نظر گرفته شده است. شعاع حفرههای هوای موجود در ساختار برابر با ۹۰ نانومتر و فاصله مرکز دو حفرهی هوای مجاور ۳۶۰ نانومتر گرفته شده است. طرح اولیه نقص ایجاد شده در ساختار برای استفاده به عنوان حسگر زیستی در شکل ۱ نشان داده شده است. همان طور که در شکل مشاهده میشود، نقص از دو موجبر با انتهای بسته و به صورت خمدار و یک تشدیدگر در میان آن دو موجبر تشکیل شده است. موجبرها با پر کردن حفرههای ایجاد شده و تشدیدگر با کاهش اندازه شعاع حفرههای در ساختار کریستال فوتونی شکل گرفتهاند. در ابتدای موجبر پایینی که به عنوان موجبر ورودی انتخاب شده، یک منبع پالس نوری برای تحریک مود تشدید ساختار قرار گرفته است. نور ورودی به ساختار از طریق موجبر ورودی به تشدیدگر رسیده و بعد از تحریک تشدیدگر، در آن تشدید و به موجبر بالایی که به عنوان موجبر خروجی در نظر گرفته شده است منتقل مے شود. نور منتقل شده توسط موجبر خروجی در انتها توسط یک نمایشگر آشکارسازی شده و طيف انتقال خروجي حاصل مي شود.

طراحی موجبر به صورت موجبری که انتهای آن بسته است و همچنین در میان خود خم دارد به این دلیل بوده است که هر دو عمل صورت گرفته بر روی موجبر به تزویج بالاتر نور بین موجبر و تشدیدگر کمک شایانی می کند [۱۳]. از طرفی در ساختار حسگرهای زیستی محدودیت نوری بالا مد نظر است. این طراحی برای موجبرها به این امر کمک می کند. در این ساختار برای بیشتر شدن محدودیت نوری تشدیدگر با کاهش حفرهها شکل گرفته است.

میزان فاصله بین موجبرها و تشدیدگر که به عنوان فاصله تـزویج خوانده میشود، در محدودیت نوری و تزویج مناسـب بـین موجبرهـا و

تشدیدگر موثر است. با افزایش فاصله تزویج بین موجبرها و تشدیدگر، بر هم کنش مولکول زیستی و نور در حفره سنجش ساختار کم شود. در این حالت ضریب کیفیت حسگر بالا میرود. این کاهش بر هم کنش، علاوه بر این که دامنه خروجی را کاهش داده و آشکارسازی را دشوارتر می سازد، باعث کم شدن حساسیت حسگر میشود. از طرفی با کاهش فاصله تزویج، بر هم کنش نور و ماده افزایش یافته و باعث بهبود حساسیت حسگر و ارتقای شدت طیف خروجی می شود. اما ضریب کیفیت ساختار کاهش می یابد [۲۲–۱۴]. در این ساختار برای داشتن حالت بهینه ای برای تمامی پارامتره ای موثر در بررسی حسگرهای کریستال فوتونی، فاصله تزویج برابر با دو ردیف حفره هوا بین موجبرها و تشدیدگر انتخاب شده است.

سازوکار حسگری در این حسگر زیستی مبتنی بر تغییر طول موج تشدید به ازای اتصال مولکول زیستی به دیواره حفره سنجش است. در این ساختار حفره وسطی تشدیدگر با بیشترین تعامل نوری به عنوان حفره سنجش در نظر گرفته شده است. با اتصال مولکول زیستی به دیواره حفره سنجش، ضریب شکست در محدوده این حفره تغییر می-یابد. این تغییر در ساختار تشدیدگر باعث میشود طول موج تشدید در طیف انتقال خروجی مقداری جابه جا شود. معمولا طول موج تشدید به طول موجهای بلندتر جابه جا میشود.

برای تجزیه و تحلیل حسگر زیستی از دو روش تفاضل متناهی در حوزه زمان و بسط موج صفحهای استفاده شده است. روش تفاضل متناهی در صوزه زمان برای بررسی و شبیهسازی انتشار امواج الکترومغناطیسی و روش بسط موج صفحهای برای بهدست آوردن شکاف باند فوتونی به کار گرفته شده است. برای این منظور PML، شکاف باند ساختار را مده نقرت در نظر گرفته می شود. شکل ۲ شکاف باند ساختار را نشان میدهد. شکاف باند برای مود TT محدودهای نداشته و مود TM در محدوده مطابق با ۲۵۰۰ است. این محدوده مطابق با محدوده طول موج ۱۲۸۵ تا ۱۴۹۵ نانومتر است.



Downloaded from jiaeee.com on 2025-05-24



شکل (۲): طیف انتفال حروجی حسکر زیستی طراحی شده در حالت-های مختلف قرارگیری حفره انتهایی موجبر. حالات مختلف روی شکل ۱ نشان داده شدهاند

جدول (۱): طولموج تشدید و ضریب کیفیت حسگر زیستی طراحی

سده به آرای خالبهای محتلف برای خفره انتهایی موجبرها			
حالت قرار گیری حفرہی	طول موج تشديد	ضريب كيفيت	
انتهایی	(نانومتر)		
١	1.471.	٩٠٠	
٢	1.471.	174.	
٣	1.4794	۲۲۳۰	
۴	۵ ۲۰۱۰	۷۱۵	
۵	1.4187	۲۵۰	

۴– بهبود دادن به ساختار حسگر

در ساختار حسگر زیستی کریستال فوتونی طراحی شده حاضر، برای بهبود در پارامترهای مهم در حسگر چند عامل مورد بررسی قرار گرفته است. این عوامل عبارتند از: ۱- انتخاب بهترین حفره برای خاتمه دادن به موجبر یا به عبارتی انتخاب یکی از ۵ حالت در نظر گرفته شده برای طول دو موجبر (این ۵ مورد با شمارهگذاری از حالت یک تا حالت پنج بر روی شکل ۱ مشخص شده است)، ۲- گزینش مناسبترین اندازه برای حفرههای موجود در طول تشدیدگر (این علامتگذاری شدهاند) و ۳- انتخاب اندازه مناسب برای حفره میانی تشدیدگر که به عنوان حفره سنجش عمل میکند (این حفره با رنگ آبی روشن و با نام حفره شده است).

انتقال موثر نور بین موجبر و تشدیدگر از طرفی و بالا بودن محدودیت نوری در تشدیدگر از طرف دیگر، در ساختارهای حسگرهای زیستی از اهمیت بالایی برخوردار است. برای این منظور ۵ حالت مختلف برای ارتباط نوری بین موجبر و تشدیدگر مورد بررسی قرار گرفته است. همان طور که در شکل ۱ نشان داده شده است، در این ۵ حالت تقارن بین موجبر بالایی و پایینی حفظ شده است.

جدول (۲): طولموج تشدید و ضریب کیفیت حسگر زیستی طراحی

سده به آرای اندازه متفاوت برای خفرههای موجود در تسدید در				
شعاع حفره تشديدگر	طول موج تشديد	ضريب كيفيت		
(نانومتر)	(نانومتر)			
٣٠	1.4117	1		
۴.	1.3928	1180		
۴۵	1.3917	14		
۵۰	١.٣٨۵٢	2472		
۵۵	1.444	۲۰۲۰		



ساختارهای جداگانهای برای هر کدام از این ۵ حالت طراحی و شبیه-سازی شده است. در شکل ۳ طیف انتقال مربوط به ۵ حالت مشاهده می شود. اطلاعات مربوط به طول موج تشدید و اندازه ضریب کیفیت هر حالت در جدول ۱ آورده شده است. با توجه به این نکته که در مسگرهای مبتنی بر تغییر طول موج تشدید بالا بودن ضریب کیفیت به بهبود عملکرد حسگر کمک می کند، در این ساختار از سومین حالت قرارگیری موجبرها استفاده شده است. همان طور که از شکل ۳ مشخص است برای حالت ۴ افت شدید دامنه به وجود آمده است زیرا در این حالت با زیاد شدن فاصله بین موجبر و تشدیدگر، نور به خوبی تزویج پیدا نمی کند و به همین دلیل شدت طیف انتقال کاهش شدید پیدا می کند.

در قدم دوم برای بهبود عملکرد حسگر طراحی شده، اندازه حفره-های تشکیل دهنده تشدیدگر مورد بررسی قرار گرفته است. تشدیدگر را میتوان با پر کردن حفرههای موجود در ساختار و یا با تغییر اندازه حفرهها ایجاد نمود. در این حسگر برای داشتن محدودیت نوری بالاتر و در نتیجه داشتن ضریب کیفیت بالاتری در ساختار، از کاهش اندازه حفرههای هوای ساختار برای ایجاد تشدیدگر استفاده شده است [۱۳]. برای انتخاب مناسبترین اندازه برای این حفرهها، اندازه آنها در محدوده ۳۰ تا ۵۵ نانومتر تغییر داده شده است. ساختارهایی با این

Journal

of Iranian Association of Electrical

and Electronics

Engineers

Vol.13- No.4-W

inter

اندازهی حفرههای تشدیدگر طراحی و بعد از شبیهسازی طیف انتفال خروجی آنها محاسبه شده است.

جدول (۳): طول موج تشدید و ضریب کیفیت حسگر زیستی طراحی شده به ازای اندازه متفاوت برای حفره سنجش

0 :		
شعاع حفره	طول موج تشدید (نانومتر)	ضريب كيفيت
سنجش (نانومتر)		
۶.	1.8981	180.
۶۵	1.8944	۲۲۳۰
٧٠	1.8922	۲۴۸۵
۷۵	1.89.8	1877
٨٠	۱.۳۸۸۵	۲۷۸۰
٨۵	1.777.	787.
٩٠	۱.۳۸۵۵	2410
٩۵	1.7761	۲۳۸۰
1	1.7728	۱۲۰۰



شکل (۵): طیف انتقال خروجی حسگر زیستی طراحی شده به ازای اندازه متفاوت برای حفره سنجش. در این بررسی حفرهی انتهایی موجبر در حالت سوم قرار گرفته و اندازه حفرههای تشدیدگر برابر ۵۰ نانومتر است (اندازهها بر حسب نانومتر است)



در تمامی این بررسی ها، سومین حالت قرارگیری موجبر در کنار تشدیدگر استفاده شده است. طیفهای انتقال و اطلاعات مربوط به شش حالت انجام شده در شکل ۴ و جدول ۲ آورده شده است. با توجه به مقایسه نتایج نشان داده شده اندازهای برابر با ۵۰ نانومتر برای حفرههای تشدیدگر مناسبترین اندازه است.

در گام بعدی برای بهبود حساسیت ساختار حسگر زیستی طراحی شده، اندازه شعاع حفره سنجش حسگر تغییر داده شده و اندازهای مناسب گزینش شده است. برای این منظور ساختارهایی با اندازه حفره سنجش برابر با ۶۰ نانومتر تا ۱۰۰ نانومتر طراحی شده است. در هر کدام از این طراحیها که تنها در اندازه حفره سنجش تفاوت دارند، نور اعمال شده و در پایان طیف انتقال خروجی بهدست آمده است (شکل ۵). اطلاعات مربوط به این حالات در جدول ۳ بیان شده است و با توجه به این اطلاعات بهترین اندازه برای حفره سنجش ساختار برابر با ۸۰ نانومتر است.

۵- شبیهسازی و تحلیل نتایج

با توجه به حالتهای بررسی شده در بخش قبل، سـاختار حسـگر زیستی کریستال فوتونی مبتنی بر نانو تشدیدگر به صورت زیر است. در این حسگر نانو تشدیدگر در میان ساختار و با کاهش اندازه حفرههای از ۹۰ نانومتر به ۵۰ نانومتر تشکیل شده است. حفره میانی این تشدیدگر با اندازهای بزرگتر و برابر با ۸۰ نانومتر برای حفره سنجش و به منظور اتصال مولکول زیستی انتخاب شده است. دو موجبر که انتهای آنها بسته شده و میان آنها خم خورده، در بالا و پایین تشدیدگر قرار گرفته است. این دو موجبر با پر کردن حفرههای هوا توسط دىالكتريك شكل گرفتەاند.

ضریب کیفیت، نسبت طول موج تشدید به جابه جایی طول موج در نصف توان خروجی است. ضریب کیفیت بالا در حسگرهایی که از روش اندازه گیری جابه جایی طول موج تشدید استفاده کردهاند، مطلوب است و ضریب کیفیت پایین در حسگرهایی با روش تغییرات شدت طیف انتقال خروجي مطلوب خواهد بود [١٢-١٥]. طول موج تشديد ساختار در ۱۳۸۸/۵ نانومتر و ضریب کیفیت این ساختار در حدود ۲۸۰۰

برای بررسی این که این حسگر قادر به شناسایی مولکول زیستی هست یا نه، ضریب شکست در اطراف حفره سنجش تغییر داده می-شود و طیف انتقال خروجی بررسی می شود. اگر این طیف انتقال دچار تغییری قابل اندازه گیری شده باشد، این حسکر قادر به شناسایی مولکول زیستی است. ضریب شکست در هر مقداری را میتوان با یک حالت خاص در حفره سنجش برابر دانست. ضریب شکست برابر با ۱ برای حالت اصلی حفرہ سنجش بدون اتصال مولکول زیستی در نظر گرفته می شود. ضریب شکست برابر با ۱/۳۳ و ۱/۴۵ نیز به ترتیب با پر شدن حفره سنجش با مولکولهای آب و مولکـولهـای DNA برابـری مىكند. ournal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers

No.4- Winter

Vol.13-

۸۰ نانومتر داشته و در میان تشدیدگر قرار دارد. به منظور افزایش کارایی حسگر از دو موجبر با انتهای بسته در دو طرف تشدیدگر استفاده شده است. این دو موجبر برای ورودی و خروجی نور استفاده می شود. با اتصال مولکول زیستی به حفره سنجش، ضریب شکست حفره سنجش تغییر کرده و این باعث جابه جایی طول موج تشدید در طیف انتقال خروجی خواهد شد. حساسیت و ضریب کیفیت در این حسگر به ترتیب برابر با ۹/۷۸ nm/RIU و ۲۸۰۰ به دست آمده است.

مراجع

- Ghoshal S., Mitra D., Roy S., "Biosensors and Biochips for Nanomedical Applications", Sensors & Transducers Journal, Vol. 113, No. 2, pp. 1-17, 2010.
- [2] Bohunicky B., Mousa S. A., "Biosensors: the new wave in cancer diagnosis", Nanotechnology, Science and Applications, Vol. 4, PP. 1–10, 2010.
- [3] Olyaee S., Mohebzadeh-Bahabady A., "Two-curveshaped biosensor for detecting glucose concentration and salinity of seawater based on photonic crystal nano-ring resonator", Sensor Letters, Vol. 13, PP. 1– 4, 2015.
- [4] Fan X., White I. M., Shopova S. I., Zhu H., Suter J. D., Sun Y., "Sensitive optical biosensors for unlabeled targets: A review", Analytica Chimica Acta, Vol. 620, PP. 8-26, 2008.

[۵] کیانی، محمد جواد، زارع، مسلم، "طراحی و ساخت حسگر قلع با حساسیت بالا به روش سل ژل و تکنیک لایه نشانی چرخشی"، نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران، جلد ۱۱، شماره ۲، یائیز و زمستان ۱۳۹۳.

[6] Olyaee S., Dehghani A. A., "Ultra-sensitive pressure sensor based on point defect resonant cavity in photonic crystal", Sensor Letters, Vol. 11, No. 10, PP. 1854-1859, 2013..

[٧] جلالی، تهمینه، محمدی، احمد، "مقایسه نتایج شبیه سازی بلور فوتونی با استفاده از روش FDTD دوبعدی بهبودیافته و FDTD سهبعدی"، نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران، جلد ۱۰، شماره ۱، بهار و تابستان ۱۳۹۲.

- [8] Olyaee S., Naraghi A., Ahmadi V., "High sensitivity evanescent-field gas sensor based on modified photonic crystal fiber for gas condensate and air pollution monitoring", Optik, Vol. 125, No. 1, PP. 596-600, 2014.
- [9] Coscelli E., Sozzi M., Poli F., Passaro D., Cucinotta A., Selleri S., Corradini R., Marchelli R., "Toward a highly specific dna biosensor: PNA-modified suspended-core photonic crystal fibers", IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics, Vol. 16, No. 4, PP. 967-972, 2010.
- [10] Scullion M. G., Di Falco A., Krauss T. F., "Slotted photonic crystal cavities with integrated microfluidics for biosensing applications", Biosensors and Bioelectronics 27, PP.101–105, 2011.
- [11] Buswell S. C., Wright V. A., Buriak J. M., Van V., Evoy S., "Specific detection of proteins using



طیف انتقال خروجی برای حسگر زیستی موجود در سه ضریب شکست ۱، ۱/۳۳ و ۱/۴۵ در شکل ۶ نشان داده شده است. همانطور که در شکل مشاهده می شود طول موج تشدید در حالتی که مولکول زیستی به حفره سنجش اتصال دارد، به طول موجهای بلندتری انتقال یافته است. این انتقال طول موج تشدید به ازای تغییر ضریب شکست را می توان به عنوان شناسایی مولکول های زیستی مختلف مثل شناسایی انواع پروتئین ها، شناسایی انواع ویروس ها، شناسایی مولکول DNA و یا حتی شناسایی غلظت مولکول گلوگز استفاده نمود.

حساسیت در حسگرهای زیستی با نسبت جابهجایی طول موج حساسیت در حسگرهای زیستی به دو صورت بیان می شود. حساسیت به صورت بزرگی تغییر طول موج تشدید حسگر در پاسخ به تغییرات ضریب شکست تعریف میشود. همچنین می توان حساسیت را به صورت میزان جابهجایی طول موج تشدید بر وزن ملکول های زیستی شناسایی شونده تعریف نمود [۱۵–۱۵].

در اینجا برای محاسبه حساسیت، اتصال مولکول DNA صورت گرفته است. در حالت اتصال مولکول زیستی، طول موج تشدید برابر با ۱۳۹۲/۹ نانومتر است که تغییری برابر با ۴/۴ نانومتر نسبت به طول-موج تشدید اصلی است. بنابراین حساسیت ساختار برابر با ۹/۷۸ ۱۹/۷۸ است.

منحنی بهنجار شده تغییرات طول موج تشدید در اثر تغییر ضریب شکست حاصل از اتصال آنالیت به دیواره حفرههای سنجش در محدوده ۱/۵۳ تا ۱/۵۱ در شکل ۷ آورده شده است. این منحنی، رابطه نسبتا خطی بین تغییر ضریب شکست و تغییر طول موج تشدید در محدوده ذکر شده را بیان می کند.

۶- نتیجهگیری

در این مقاله، یک حسگر مبتنی بر نانو تشدیدگر کریستال فوتونی معرفی شده است. تشدیدگر با کاهش اندازه حفرههای ساختار از ۹۰ نانومتر به ۵۰ نانومتر شکل گرفته است. حفره سنجش اندازهای برابر با

Journal

of Iranian Association of Electrical

and Electronics Engineers - Vol.13- No.4-Winter

photonic crystal waveguides", Optics Express, Vol. 16, No. 20, PP. 15949-15957, 2008.

- [12] Hsiao F. I., Lee C., "Computational study of photonic crystals nano-ring resonator for biochemical sensing", IEEE Sensors Journal, Vol. 10, No. 7, PP. 1185–1191, 2010.
- [13] Olyaee S., Mohebzadeh-Bahabady A., "Designing a novel photonic crystal nano-ring resonator for biosensor application", Opt Quant Electron, Vol. 47, PP. 1881-1888, 2015.
- [14] Olyaee S., Mohebzadeh-Bahabady A., "A diamondshaped bio-sensor based on two-dimensional photonic crystal nano-ring resonator", IEEE, IET 10th International Symposium on Communication Systems, Networks And Digital Signal Processing (CSNDSP 2014), 23-25 July 2014.
- [15] Olyaee S., Mohebzadeh-Bahabady A., "Design and optimization of diamond-shaped biosensor using photonic crystal nano-ring resonator", Optik, 126, PP. 2560–2564, 2015.
- [16] Chow E., Grot A., Mirkarami L., Sigalas M., Girolami G., "Ultera-compact biochemical sensor built with two dimensional photonic crystal microcavity", Opt. Lett. Vol. 29, PP. 1093, 2004.
- [17] Lee M., Fauchet P. M., "Two-dimensional silicon photonic crystal based biosensing platform for protein detection", Optics Express, Vol. 15, No. 8, PP. 4530-4536, 2007.
- [18] Olyaee S., Najafgholinezhad S., "A Novel Multi-Channel Photonic Crystal Waveguide Biosensor", 21th Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE 2013), Ferdowsi University of Mashhad, Iran, 14-16 May 2013.
- [19] Chao C. Y., Guo L. J., "Design and optimization of microring resonators in biochemical sensing applications", Journal of Lightwave Technology, Vol. 24, No. 3, 2006.