طراحی حسگر زیستی کریستال فوتونی مبتنی بر نانوتشدیدگر

سعید علیائی[۱] **احمد محب‌زاده بهابادی**[۲]

۱- دانشیار- آزمایشگاه تحقیقاتی نانوفوتونیک و اپتوالکترونیک - دانشکده مهندسی برق - دانشگاه تربیت دبیر شهید رجائی - تهران- ایران

s_olyaee@srttu.edu

۲- دانشجوی دکتری- آزمایشگاه تحقیقاتی نانوفوتونیک و اپتوالکترونیک - دانشکده مهندسی برق - دانشگاه تربیت دبیر شهید رجائی – تهران- ایران

a.moheb@srttu.edu

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 کوچک‌تر 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 nm/RIU ۹/۷۸ و ۲۸۰۰ است.

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

تاریخ ارسال مقاله : ۱۳۹۳/۸/۲۲

تاریخ پذیرش مشروط مقاله: ۱۳۹۴/۰۹/۰۹

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

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.10.0]

Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.13- No.4-Winter 2016

۱- مقدمه

امروزه به منظور تحلیل سریع و قابل اعتماد پارامترهای مختلف در زمینه‌های نانوفناوری، نگهداری مواد غذایی، تحقیقات زیست پزشکی، تولید و تست داروها و غیره، حسگرهای زیستی نوری مختلفی ارائه شده است [۱]. 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 هدف را شناسایی می‌کند. مبدل نیز برای تبدیل رویداد تشخیص مولکول زیستی به یک سیگنال قابل اندازه‌گیری استفاده می‌شود. نکته‌ای که در حسگرهای زیستی منحصر به فرد است، یک‌پارچه شدن دو مولفه در یک وسیله است. این ترکیب اندازه‌گیری مولکول زیستی هدف را بدون استفاده از واکنش‌گر قادر می‌سازد.

کاربردهای حسگرهای زیستی زیاد بوده و مهم‌ترین آن‌ها 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 سیگنال‌های 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، حسگرهای زیستی مبتنی بر موجبر نوری، حسگرهای زیستی مبتنی بر فیبرهای نوری، حسگرهای زیستی مبتنی بر حلقه‌های تشدیدگر و حسگرهای زیستی مبتنی بر کریستال‌های فوتونی [۴].

کریستال‌های فوتونی ساختارهای متناوبی هستند که از مواد دی-الکتریک ساخته می‌شوند. یک کریستال فوتونی با ایجاد تغییرات متناوب در ضریب شکست مواد دی‌الکتریک و یا با پر کردن مواد دی-الکتریک به وسیله ردیف منظمی از حفره‌ها به‌وجود می‌آید [۴-۸]. هنگامی که نور در ساختار متناوب منتشر می‌شود، در هر تقابل با ماده دی‌الکتریک بازتاب می‌شود. در نتیجه تداخل بازتاب کلی در طول‌موج مشخصی به‌وقوع می‌پیوندد. نور با طول‌موج مشخصی نمی‌تواند از داخل ماده عبور نماید و از آن خارج شود. این طول‌موج یا فرکانس ممنوعه شکاف باند فوتونی نام دارد که پایه عملکرد کریستال‌های فوتونی است [۴-۷]. شکاف باند نوری شامل فرکانس‌هایی 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 شکاف باند فوتونی و انعطاف پذیری تنظیم طول‌موج حالت نقص در سراسر شکاف باند فوتونی با تنظیم مناسب پارامترهای ساختاری، حسگرهای زیستی کریستال فوتونی را به طور فوق العاده مورد توجه قرار داده است. این حسگرها نسبتا حساسیت خوب و طیف دینامیکی وسیعی دارند، که آن را برای اندازه‌گیری نهادهای بیوشیمیایی در اندازه کوچک قادر می‌سازد. به ارزانی فیلم‌های پلاستیکی هستند، از نظر اندازه کوچک‌ترند، نسبت به تداخل الکترومغناطیسی مصون‌اند 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 الکترومغناطیسی محوشونده و آنالیت را مورد استفاده قرار می‌دهند، کریستال‌های فوتونی می‌تواند برای متمرکز کردن میدان الکتریکی در ضریب شکست ناحیه‌ای 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 بر این کریستال فوتونی با فناوری CMOS ساخته می‌شود و به راحتی اجازه مجتمع شدن در تراشه‌های مجتمع را می‌دهد و به سادگی می‌توان با دستگاه‌های میکروالکترونیک، میکروسیال و انواع دیگر دستگاه‌های نوری یک‌پارچه شوند.

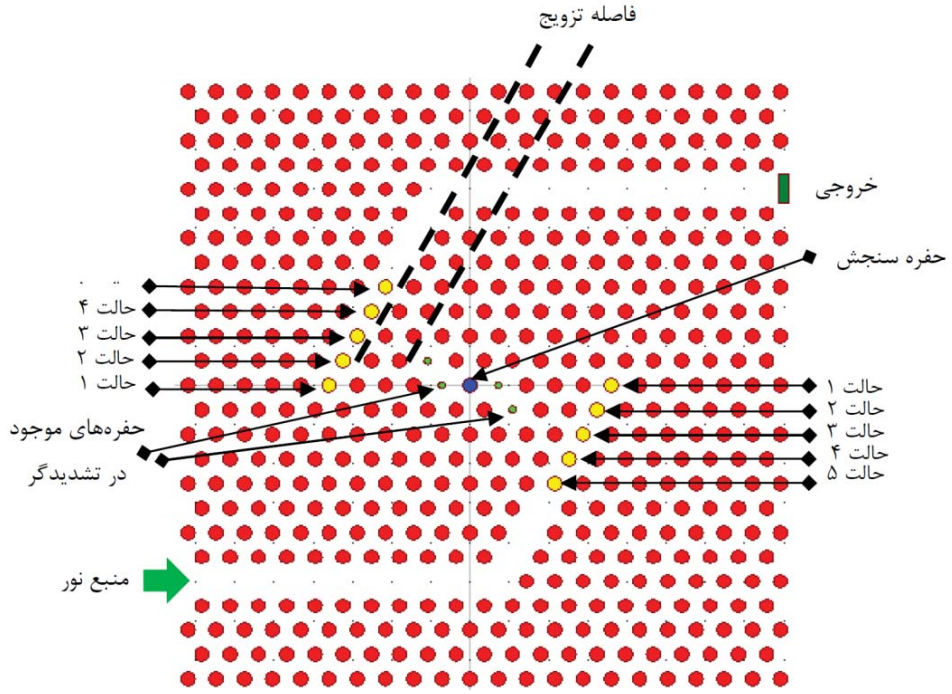
حسگرهای زیستی کریستال فوتونی با توجه به ساختار کریستال فوتونی استفاده شده در آن تنوع زیادی دارد. این حسگرها عبارتند از حسگرهای زیستی فیبرهای کریستال فوتونی [۹]، حسگرهای زیستی موجبرهای کریستال فوتونی [۱۰-۱۱]، حسگرهای زیستی نانو حلقه-های تشدیدگر کریستال فوتونی [۱۲-۱۵] و حسگرهای زیستی میکرو/نانو تشدیدگرهای 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 می‌کنند.

یک حسگر زیستی مبتنی بر حلقه تشدیدگر به شکل شش ضلعی توسط هاسیو و همکارانش گزارش شد [۱۲]. نانو حلقه تشدیدکننده در این حسگر با از بین بردن حفره‌های آب به‌صورت 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. سپس عوامل موثر در بهبود پارامترهای این حسگر زیستی مورد بررسی قرار گرفته و پارامترها بهینه‌سازی شده است [۱۵]. 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

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.10.0]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.13- No.4- Winter 2016



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

کاهش اندازه حفره هوا در مرکز ساختار تشکیل شده است. طیف انتقال این حسگر یک طول‌موج تشدیدی در محدوده طول‌موج ۱/۵ میکرومتر نشان می‌داد که ضریب کیفیتی برابر با ۴۰۰ داشت. سپس در سال ۲۰۰۷ نیز یک حسگر زیستی مبتنی بر میکرو تشدیدگر کریستال فوتونی ارائه گردید [۱۷]. این حسگر قادر به نظارت پروتئین متصل شونده به دیواره‌های نقاط نقص و اندازه‌گیری عددی قطر پروتئین بود.

همچنین در سال ۲۰۱۳، حسگر زیستی سه‌کاناله‌ای برای شناسایی هم‌زمان چند مولکول زیستی طراحی شد [۱۸]. این سه 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 این مقاله، ضمن بیان انواع سازوکارهای شناسایی در حسگرهای زیستی کریستال فوتونی، با طراحی و بهبود خصوصیات یک نانو تشدیدگر، حسگر زیستی جدیدی ارائه شده است. در حسگر زیستی معرفی شده برای داشتن محدودیت نوری بیشتر و تزویج بهتر نور بین موجبر و تشدیدگر، موجبرها به صورت خمیده و با انتهای بسته به‌کار گرفته شده است. در این حسگر با اتصال مولکول زیستی به دیواره‌های حفره سنجش و تغییر ضریب شکست آن طول‌موج تشدید ساختار جابه‌جا می‌شود. نتایج شبیه‌سازی در این مقاله با استفاده از نرم‌افزار Rsoft به دست آمده است.

۲- سازوکار شناسایی در حسگرهای زیستی کریستال فوتونی

سازوکار شناسایی در حسگرهای کریستال فوتونی به طور کلی در دو دسته شناسایی مبتنی بر فلورسانس و شناسایی بدون برچسب قرار می‌گیرد [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 هدف و مولکول شناسایی زیستی است. تشخیص مبتنی بر فلورسانس بسیار حساس است و تشخیص را به یک تک مولکول محدود می‌کند. اما این روش دارای محدودیت در فرایندهای دشوار برچسب‌گذاری است.

در مقابل، در تشخیص بدون بر چسب مولکول‌های هدف برچسب‌دار نیست و در اشکال طبیعی خود شناسایی می‌شوند. این نوع تشخیص نسبتاً آسان و ارزان انجام می‌شود. برخی از سازوکارهای تشخیص بدون برچسب، تغییرات ضریب شکست بر اثر فعل و انفعالات مولکولی را اندازه‌گیری می‌کند. 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 تشخیص‌های خیلی کوچک هدف شناسایی باشد و به حتم سودمندتر از تشخیص مبتنی بر فلورسانس است که سیگنال معمولاً به تعداد کل

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.10.0]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.13- No.4-Winter 2016

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 طول‌موج تشدید می‌شود. این تغییر می‌تواند به دو صورت باشد ۱- تغییر در طول‌موج تشدید یا جابه‌جایی طول‌موج تشدید به طول‌موج‌های بلندتر ۲- تغییر در شدت طیف انتقال در طول‌موج تشدید [۱۹].

در توصیف عملکرد حسگرهای کریستال فوتونی پارامترهایی مختلفی به‌کار می‌رود. دو پارامتر ضریب کیفیت و حساسیت از مهم‌ترین این پارامترهاست.

۳- طراحی ساختار حسگر زیستی کریستال فوتونی

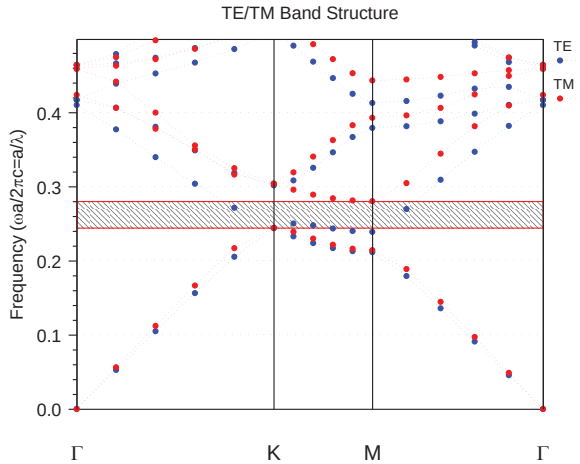
ساختار کریستال فوتونی حاضر با ایجاد حفره‌های هوا در بدنه‌ای دی‌الکتریکی از جنس سیلیکون تشکیل شده است. ضریب شکست هوا برابر با یک و ضریب شکست بدنه‌ی دی‌الکتریکی برابر با ۲/۸۲۵ در نظر گرفته شده است. شعاع حفره‌های هوای موجود در ساختار برابر با ۹۰ نانومتر و فاصله مرکز دو حفره‌ی هوای مجاور ۳۶۰ نانومتر گرفته شده است. طرح اولیه نقص ایجاد شده در ساختار برای استفاده به عنوان حسگر زیستی در شکل ۱ نشان داده شده است. همان‌طور 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 می‌شود. نور منتقل شده توسط موجبر خروجی در انتها توسط یک نمایشگر آشکارسازی شده و طیف انتقال خروجی حاصل می‌شود.

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 می‌کند [۱۳]. از طرفی در ساختار حسگرهای زیستی محدودیت نوری بالا مد نظر است. این طراحی برای موجبرها به این امر کمک می‌کند. 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 تزویج خوانده می‌شود، در محدودیت نوری و تزویج مناسب بین موجبرها و تشدیدگر موثر است. با افزایش فاصله تزویج بین موجبرها و تشدیدگر، بر هم‌کنش مولکول زیستی و نور در حفره سنجش ساختار کم شود. در این حالت ضریب کیفیت حسگر بالا می‌رود. این کاهش بر هم‌کنش، علاوه بر این که دامنه خروجی را کاهش داده و آشکارسازی را دشوارتر می‌سازد، باعث کم شدن حساسیت حسگر می‌شود. از طرفی با کاهش فاصله تزویج، بر هم‌کنش نور و ماده افزایش یافته و باعث بهبود حساسیت حسگر و ارتقای شدت طیف خروجی می‌شود. اما ضریب کیفیت ساختار کاهش می‌یابد [۱۲-۱۴]. در این ساختار برای داشتن حالت بهینه‌ای برای تمامی پارامترهای 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 طول‌موج 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 می‌یابد. این تغییر در ساختار تشدیدگر باعث می‌شود طول‌موج تشدید در طیف انتقال خروجی مقداری جابه‌جا شود. معمولا طول‌موج تشدید به طول‌موج‌های بلندتر جابه‌جا می‌شود.

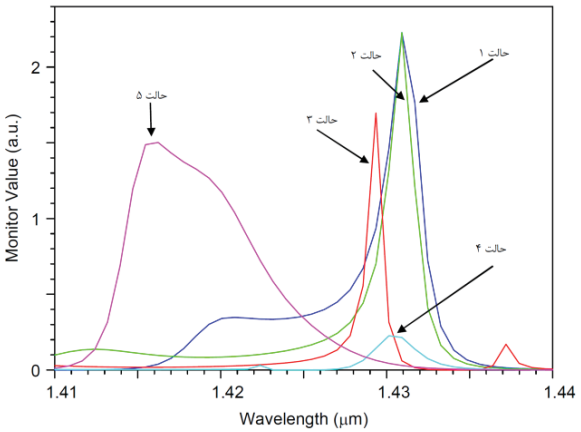
برای تجزیه و تحلیل حسگر زیستی از دو روش تفاضل متناهی در حوزه زمان و بسط موج صفحه‌ای استفاده شده است. روش تفاضل متناهی در حوزه زمان برای بررسی و شبیه‌سازی انتشار امواج الکترومغناطیسی و روش بسط موج صفحه‌ای برای به‌دست آوردن شکاف باند فوتونی به‌کار گرفته شده است. برای این منظور PML، ۵۰۰ نانومتر در نظر گرفته می شود. شکل ۲ شکاف باند ساختار را نشان می‌دهد. شکاف باند برای مود TE محدوده‌ای نداشته و مود TM در محدوده ۰/۲۴۸ تا ۰/۲۸۰ است. این محدوده مطابق با محدوده طول موج ۱۲۸۵ تا ۱۴۹۵ نانومتر است.



شکل (۲): منحنی شکاف باند فوتونی در مودهای TE و TM

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.10.0]



شکل (۳): طیف انتقال خروجی حسگر 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 شده به ازای حالت‌های مختلف برای حفره انتهایی موجبرها

ضریب کیفیت	طول موج تشدید (نانومتر)	حالت قرارگیری حفره‌ی انتهایی
۹۰۰	۱.۴۳۱۰	۱
۱۳۴۰	۱.۴۳۱۰	۲
۲۲۳۰	۱.۴۲۹۴	۳
۷۱۵	۱.۴۳۰۵	۴
۲۵۰	۱.۴۱۶۲	۵

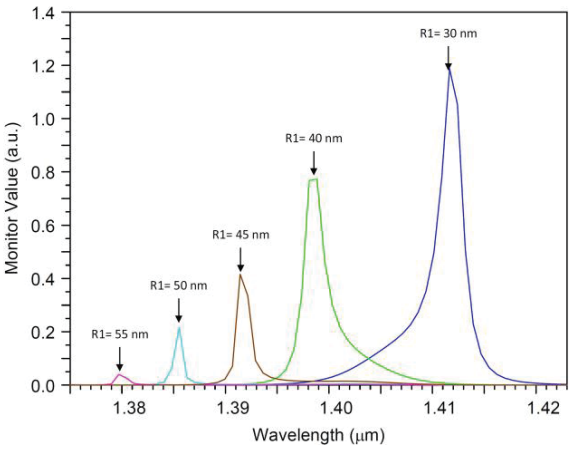
۴- بهبود دادن به ساختار حسگر

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 حفره‌ها با رنگ سبز روشن و با نام حفره‌های تشدیدگر بر روی شکل ۱ 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 سنجش نشانه‌گذاری 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. همان‌طور 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 شده به ازای اندازه متفاوت برای حفره‌های موجود در تشدیدگر

ضریب کیفیت	طول موج تشدید (نانومتر)	شعاع حفره تشدیدگر (نانومتر)
۱۰۰۰	۱.۴۱۱۷	۳۰
۱۱۶۵	۱.۳۹۸۶	۴۰
۱۴۰۰	۱.۳۹۱۷	۴۵
۲۴۷۵	۱.۳۸۵۷	۵۰
۲۰۲۰	۱.۳۷۹۷	۵۵



شکل (۴): طیف انتقال خروجی حسگر زیستی طراحی شده به ازای اندازه متفاوت برای حفره‌های موجود در تشدیدگر

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 می‌شود. اطلاعات مربوط به طول‌موج تشدید و اندازه ضریب کیفیت هر حالت در جدول ۱ آورده شده است. با توجه به این نکته که در حسگرهای مبتنی بر تغییر طول‌موج تشدید بالا بودن ضریب کیفیت به بهبود عملکرد حسگر کمک می‌کند، در این ساختار از سومین حالت قرارگیری موجبرها استفاده شده است. همان‌طور که از شکل ۳ مشخص است برای حالت ۴ افت شدید دامنه به‌وجود آمده است زیرا در این حالت با زیاد شدن فاصله بین موجبر و تشدیدگر، نور به خوبی تزویج پیدا نمی‌کند و به همین دلیل شدت طیف انتقال کاهش شدید پیدا می کند.

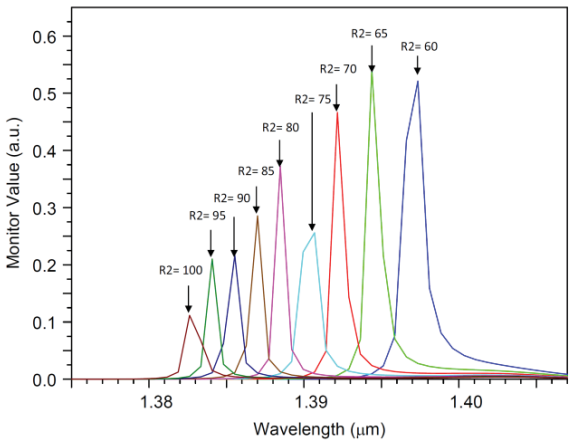
در قدم دوم برای بهبود عملکرد حسگر طراحی شده، اندازه حفره-های تشکیل دهنده تشدیدگر مورد بررسی قرار گرفته است. تشدیدگر را می‌توان با پر کردن حفره‌های موجود در ساختار و یا با تغییر اندازه حفره‌ها ایجاد نمود. در این حسگر برای داشتن محدودیت نوری بالاتر و در نتیجه داشتن ضریب کیفیت بالاتری در ساختار، از کاهش 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

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.10.0]
Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.13- No.4-Winter 2016

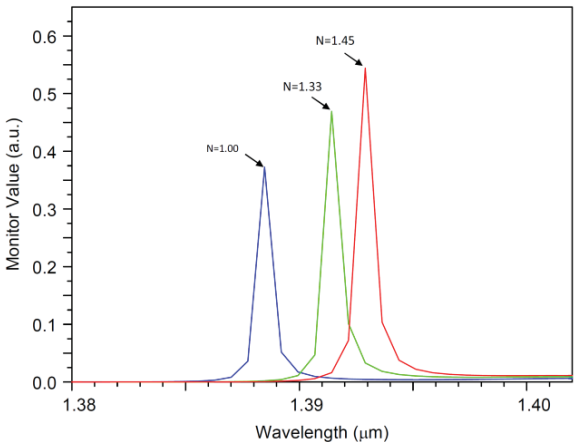
اندازه‌ی حفره‌های تشدیدگر طراحی و بعد از شبیه‌سازی طیف انتقال خروجی آن‌ها محاسبه شده است.

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

ضریب کیفیت	طول موج تشدید (نانومتر)	شعاع حفره سنجش (نانومتر)
۱۶۵۰	۱.۳۹۷۱	۶۰
۲۲۳۰	۱.۳۹۴۴	۶۵
۲۴۸۵	۱.۳۹۲۲	۷۰
۱۶۳۰	۱.۳۹۰۳	۷۵
۲۷۸۰	۱.۳۸۸۵	۸۰
۲۶۷۰	۱.۳۸۷۰	۸۵
۲۴۷۵	۱.۳۸۵۵	۹۰
۲۳۸۰	۱.۳۸۴۱	۹۵
۱۸۰۰	۱.۳۸۲۶	۱۰۰



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)



شکل (۶): طیف انتقال خروجی در حفره سنجش

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.

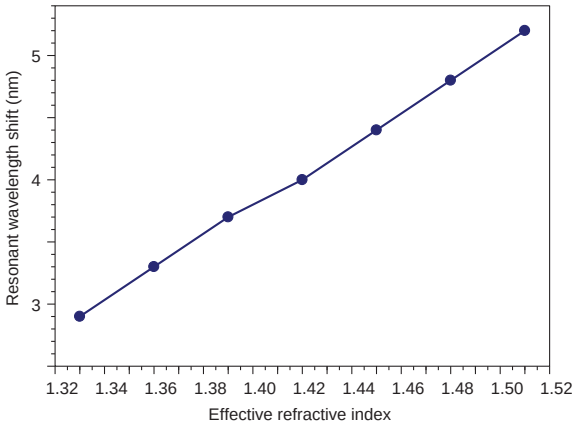
۵- شبیه‌سازی و تحلیل نتایج

با توجه به حالت‌های بررسی شده در بخش قبل، ساختار حسگر 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 دی‌الکتریک شکل گرفته‌اند.

ضریب کیفیت، نسبت طول‌موج تشدید به جابه‌جایی طول‌موج در نصف توان خروجی است. ضریب کیفیت بالا در حسگرهایی که از روش اندازه‌گیری جابه‌جایی طول‌موج تشدید استفاده کرده‌اند، مطلوب است و ضریب کیفیت پایین در حسگرهایی با روش تغییرات شدت طیف انتقال خروجی مطلوب خواهد بود [۱۲-۱۵]. طول‌موج تشدید ساختار در ۱۳۸۸/۵ نانومتر و ضریب کیفیت این ساختار در حدود ۲۸۰۰ است.

برای بررسی این‌که این حسگر قادر به شناسایی مولکول زیستی هست یا نه، ضریب شکست در اطراف حفره سنجش تغییر داده می‌شود و طیف انتقال خروجی بررسی می‌شود. اگر این طیف انتقال دچار تغییری قابل اندازه‌گیری شده باشد، این حسگر 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 حفره سنجش بدون اتصال مولکول زیستی در نظر گرفته می‌شود. ضریب شکست برابر با ۱/۳۳ و ۱/۴۵ نیز به ترتیب با پر شدن حفره سنجش با مولکول‌های آب و مولکول‌های DNA برابری می‌کند.

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-09]
[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.10.0]



شکل (۷): منحنی بهنجار شده تغییرات طول موج تشدید در اثر تغییر ضریب شکست

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 می‌شود طول‌موج تشدید در حالتی که مولکول زیستی به حفره سنجش اتصال دارد، به طول‌موج‌های بلندتری انتقال یافته است. این انتقال طول‌موج تشدید به ازای تغییر ضریب شکست را می‌توان به عنوان شناسایی مولکول‌های زیستی مختلف مثل شناسایی انواع پروتئین‌ها، شناسایی انواع ویروس‌ها، 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 طول‌موج تشدید حسگر در پاسخ به تغییرات ضریب شکست تعریف می‌شود. هم‌چنین می‌توان حساسیت را به صورت میزان جابه‌جایی طول‌موج تشدید بر وزن ملکول‌های زیستی شناسایی شونده تعریف نمود [۱۲-۱۵].

در این‌جا برای محاسبه حساسیت، اتصال مولکول DNA صورت گرفته است. در حالت اتصال مولکول زیستی، طول‌موج 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 nm/RIU ۹/۷۸ است.

منحنی بهنجار شده تغییرات طول‌موج تشدید در اثر تغییر ضریب شکست حاصل از اتصال آنالیت به دیواره حفره‌های سنجش در محدوده ۱/۳۳ تا ۱/۵۱ در شکل ۷ آورده شده است. این منحنی، رابطه نسبتا خطی بین تغییر ضریب شکست و تغییر طول‌موج تشدید در محدوده ذکر شده را بیان می‌کند.

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 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 می‌شود. با اتصال مولکول زیستی به حفره سنجش، ضریب شکست حفره سنجش تغییر کرده و این باعث جابه‌جایی طول موج تشدید در طیف انتقال خروجی خواهد شد. حساسیت و ضریب کیفیت در این حسگر به ترتیب برابر با nm/RIU ۹/۷۸ و ۲۸۰۰ به‌دست آمده است.

مراجع

[1] 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-curve-shaped 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، پائیز 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..

[۷] جلالی، تهمینه، محمدی، احمد، **"مقایسه نتایج شبیه‌سازی 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

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.10.0]

Journal of Iranian Association of Electrical and Electronics Engineers - Vol.13- No.4-Winter 2016

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

[12] Hsiao F. l., 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 diamond-shaped 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 micro-cavity", 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.

[Downloaded from jiaeee.com on 2026-11-09]

[DOR: 20.1001.1.26765810.1395.13.4.10.0]