



طراحی و شبیه سازی یک حسگر زیستی کریستال فوتونی دو بعدی جهت تشخیص کوکائین

مهدی اصلی نژاد^{۱*}، فرصاد حیدری^۲، زهرا رحیمی^۳

- ۱- استادیار، دانشکده برق، دانشگاه علوم و فنون هوایی شهیدستاری، تهران، ایران
- ۲- کارشناسی ارشد، دانشکده برق، دانشگاه علوم و فنون هوایی شهیدستاری، تهران، ایران
- ۳- کارشناسی ارشد، موسسه غیر انتفاعی جهاد دانشگاهی کرمانشاه، کرمانشاه، ایران

*m.aslinezhad@ssau.ac.ir

ارسال: مرداد ماه ۱۴۰۰ پذیرش: مهر ماه ۱۴۰۰

چکیده

هر در این مقاله یک حسگر زیستی کریستال فوتونی مبتنی بر یک نانو حلقه تشدیدگر دایره‌ای طراحی شده است. این حسگر دارای یک نانو حلقه دایره‌ای است که سبب می‌شود توزیع بین موج‌بر و نانو حلقه تشدیدگر صورت گیرد. همچنین جهت تزویج بهتر نور از یک ردیف میله بین موج‌بر ورودی و نانو حلقه تشدیدگر استفاده شده است. ساختار شامل میله‌های عایق در هوا است. این ساختار دارای ابعاد کوچک بوده و بیشتر ساختار دارای اندازه یکسان است که طراحی و ساخت آن را آسان می‌کند. در این مقاله از یک ساختار بلور فوتونی با ساختار شش وجهی استفاده شده است. حسگر شامل یک نانو حلقه تشدیدگر دایره‌ای مابین دو موج‌بر ورودی و خروجی است. موج‌بر سمت چپ به عنوان موج‌بر ورودی و موج‌بر سمت راست به عنوان خروجی در نظر گرفته شده است. به دلیل چینش دایره‌ای نانو حلقه تشدیدگر حسگر مورد نظر دارای ضریب کیفیت بالای ۵۱۶۶ و حساسیت خوبی است.

کلمات کلیدی: حسگر زیستی، کریستال فوتونی، کوکائین، نانو حلقه تشدیدگر

۱- مقدمه

حسگرهای زیستی که به گونه‌ای طراحی و پیاده سازی شده‌اند تا تنها با یک ماده خاص واکنش نشان داده و نتیجه این واکنش به صورت سیگنال‌های الکتریکی است. حسگرهای زیستی ابزارهای قدرتمندی جهت تشخیص مولکول‌های زیستی هستند، امروزه کاربردهای مختلفی در زمینه‌های مختلفی همچون پزشکی، صنایع شیمیایی، صنایع غذایی، مانیتورینگ محیط زیست، تولید محصولات دارویی، بهداشتی و غیره دارند. حسگر زیستی باعث واکنش یک پیام شیمیایی، به نوری و یا الکتریکی است. کاربرد اصلی حسگرهای زیستی به دست آوردن غلظت محلولی و بررسی DNA به منظور کشف هرگونه نقص ژنتیکی است. در یک حسگر زیستی، هنگامی عنصر حسگری به ماده‌ای بیولوژیکی پاسخ می‌دهد، که دارای طبیعت بیولوژیکی باشد. حسگرهای زیستی را می‌توان به گروه از سیستم‌های اندازه‌گیری تقسیم کرد که طراحی آنها بر اساس تشخیص هدف وار آنالیت‌ها بر اساس اجزاء بیولوژیک است. در دهه‌های کنونی با توجه به پیشرفت روزافزون تکنولوژی در زمینه الکترونیک و کاهش ابعاد آن، گرایش به استفاده از میکرو حسگرها و نانو حسگرها به شدت محبوبیت پیدا کرده و روزانه به تعداد تحقیق‌ها و ساختارهای آن افزوده می‌شود.

از سوی دیگر سرعت در عملکرد ادوات الکترونیکی اهمیت بالایی پیدا کرده است. یکی از سریع‌ترین ادوات استفاده از ساختارهای کریستال فوتونی هستند که مبنای ساخت حسگرهای کریستال فوتونی هستند. حسگرهای کریستال فوتونی دارای حساسیت خوب و بازه دینامیکی وسیعی بوده و کاربرد وسیعی در اندازه‌گیری‌های دقیق و در مقیاس ریز را دارند. کریستال‌های فوتونی ساختارهای متناوبی از مواد عایق ساخته هستند که شامل نواحی با ضریب عایق متناوب تکرار شونده هستند. یک کریستال فوتونی با ایجاد تغییرات متناوب در ضریب شکست مواد عایق به وجود می‌آیند. به طور کلی ساختار کریستال فوتونی یک محیط با خواص اپتیکی است که ساده‌ترین آن شامل لایه‌های متناوب مواد است که دارای ضریب عایق متناوب بوده که ضریب شکست آن‌ها تنها در یک جهت تغییر کرده و در جهت‌های دیگر همگن است [۱-۱۵].

در مرجع [۱۶] یک حسگر زیستی مبتنی بر نانوحلقه دایره‌ای ارائه شده است. این حسگر شامل میله‌های عایق در پروتئین است. نانوحلقه تشدیدگر در وسط موج‌بر ورود و خروج قرار دارد. حسگر ارائه شده شامل حفره‌های هوا در سیلیکون است. این ساختار شامل دو کاواک که در میان دو موج‌بر ورود و خروج است، قرار داد. موج برپایین به عنوان موج‌بر ورود و موج‌بر بالا به عنوان موج‌بر خروج تعیین شده است [۱۷]. در مرجع [۱۸] یک حسگر زیستی مبتنی بر نانوحلقه لوزی شکل در مرکز ساختار ارائه شده است. این نانوحلقه در میان دو موج‌بر قرار گرفته که موج‌بر پایین به عنوان ورود و موج‌بر بالا به عنوان خروج قرار گرفته است. نوعی دیگر نانوحلقه ارائه شده است که به صورت لوزی شکل بوده و در مرکز ساختار قرار می‌گیرد. این ساختار نانوحلقه در مابین دو موج‌بر قرار گرفته است. این ساختار جهت تشخیص عوامل تشکیل دهنده خون است [۱۹]. در مرجع [۲۰] یک حسگر زیستی مبتنی بر دونانوحلقه تشدیدگر دایره‌ای جهت تشخیص دو نوع مولکول زیستی ارائه شده است. نانوحلقه‌های تشدیدگر بین موج‌بر ورود و موج‌بر خروج قرار گرفته‌اند. جهت تزویج بهتر نور و افزایش ضریب کیفیت، موج‌بر ورود به صورت انتها بسته طراحی شده است. کوکائین یا گُک یک داروی محرک قوی اعتیادآور است که از برگ‌های گیاه کوکا بومی آمریکای جنوبی گرفته می‌شود. از این ماده به صورت وسیع به منظور تفریحات غیرقانونی و در پزشکی از آن برای بی‌حسی موضعی قبل از عمل جراحی استفاده می‌کنند. کوکائین که یک استراسید بنزوئیک است و یک بی‌حس کننده موضعی است. به علت عوارض جانبی آن و قدرت اعتیاد آورش کاربرد آن محدود به جراحی‌های گوش و حلق و بینی است. کوکائین دارای فرم نمکی پودر شده و هیدروکلراید است. پایه کوکائین هیدروکلراید است که با آمونیاک فرآوری می‌شود و برای از بین بردن نمک هیدروکلراید گرما داده می‌شود [۲۱-۲۵].

۲- حسگرهای زیستی کریستال فوتونی

حسگرهای زیستی کریستال فوتونی دارای ابعاد بسیار کوچک بوده که دارنده پاسخ زمانی اندک هستند. در حسگرهای زیستی کریستال فوتونی عامل اصلی تغییر ضریب شکست در ساختار کریستال فوتونی، شناسایی پارامتر مورد سنجش است. با افزودن ماده مورد نظر جهت سنجش به ساختار، باعث تغییر ضریب شکست آن ناحیه شده و این تغییر ضریب شکست ایجاد کننده اصلی تغییر در طیف انتقال است. دو سازوکار اصلی سنجش در حسگرهای زیستی کریستال فوتونی به صورت زیر است:

- اندازه‌گیری جابه‌جایی طول موج تشدید

- اندازه‌گیری شدت طیف انتقال در طول موج تشدید

در روش اول با اتصال مولکول زیستی به حسگر زیستی، باعث جابه‌جایی طول موج تشدید در ساختار خواهد شد. در روش دوم با اضافه شدن آنالیت به میله یا حفره سنجش و با تغییر پارامتر فیزیکی در حسگر، شدت در طول موج تشدید تغییر می‌کند. چندین پارامتر مهم در حسگرهای زیستی وجود دارد که مبنای سازو کار سنجش و اندازه‌گیری در این نوع حسگرها است [۲۶-۳۰]. از مهمترین پارامترهای مهم در حسگرهای کریستال فوتونیکی، ضریب کیفیت است که طبق رابطه (۱) محاسبه می‌شود:

$$Q = \frac{\lambda}{\Delta\lambda_{FWHM}} \quad (1)$$

معادله (۱) طول موج رزونانس مرکزی بر پهنای طیفی در نصف بیشینه برای طیف انتقال مرکزی تشکیل دهنده ضریب کیفیت هستند.

تغییرات در اتصالات آنالیت باعث ایجاد تغییر سیگنال عبوری می شود. میزان قدرت واکنش نور و ماده را حساسیت نمایان می کند. در رابطه ۲ می توان معادله به دست آوردن حساسیت را مشاهده کنید:

$$S = \frac{\Delta\lambda}{\Delta n} \quad (2)$$

در رابطه بالا $\Delta\lambda$ جابه جایی طیف انتقال و Δn تغییرات ضریب شکست است. پارامتر مهم بعدی حد تشخیص است که مطابق رابطه (۳) به دست می آید:

$$DL = \frac{\lambda}{10SQ} \quad (3)$$

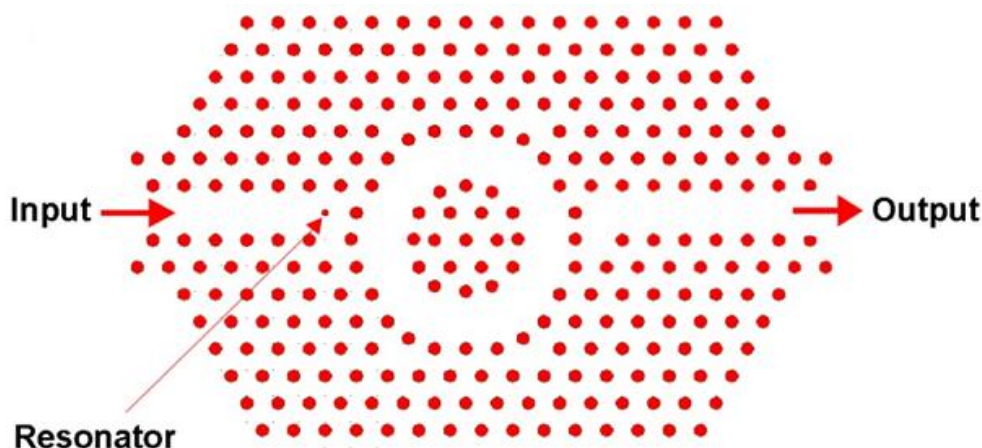
در رابطه (۳) پارامتر λ طول موج رزونانس، S حساسیت و Q ضریب کیفیت است. پارامتر بعدی معیار شایستگی یا FOM است که مطابق رابطه (۴) به دست می آید.

$$FOM = \frac{SQ}{\lambda} \quad (4)$$

در رابطه فوق، S حساسیت، Q ضریب کیفیت و λ طول موج رزونانس است.

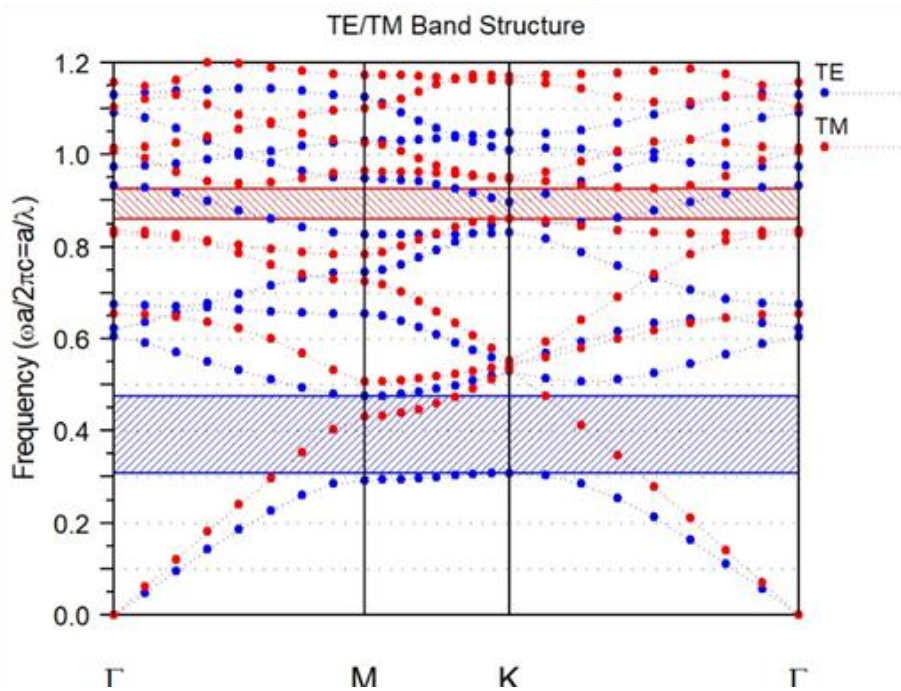
۳- طراحی حسگر و نتایج شبیه سازی

در این مقاله از یک ساختار بلور فوتونی با ساختار شش وجهی برای طراحی حسگر زیستی استفاده شده که ماده زمینه هوا بوده و میله های دی الکتریک با سطح مقطع دایره ای در محیط قرار داده شده است. این حسگر شامل یک نانوحلقه تشدیدگر دایره ای مابین دو موج بر ورود و خروج است. موج بر سمت چپ به عنوان موج بر ورودی و موج بر سمت راست به عنوان خروجی در نظر گرفته شده است. یکی از مولفه های مهم در حسگرهای زیستی مبتنی بر نانوحلقه های تشدیدگر، تزویج مناسب بین موج بر و تشدیدگر است. تعداد ردیف های مابین موج بر و تشدیدگر را فاصله تزویج می گویند. با افزایش فاصله تزویج بین موج بر و نانوحلقه تشدیدگر ضریب کیفیت افزایش یافته اما از سوی دیگر جابه جایی طول موج تشدید به ازای تغییرات ضریب شکست کاهش می یابد. همچنین برای داشتن حساسیت بهتر فاصله تزویج باید کم باشد از این سو در این حسگر فاصله تزویج شامل یک میله با اندازه $R \times 0.5$ مابین موج بر ورود و نانوحلقه تشدیدگر است. این ساختار شامل میله های عایق با شعاع $R=120\text{nm}$ و ثابت شبکه $a=600\text{nm}$ است. ضریب شکست میله های عایق برابر $2/5$ در نظر گرفته شده است و ضریب شکست هوا برابر ۱ است. محاسبات ساختار باند با استفاده از بسط موج تخت (PWE) در نرم افزار RSoft صورت گرفته است. نتایج ساختار باند نشان می دهد که یک شکاف باند فوتونیک در محدوده طول موج $1.26\mu\text{m}$ تا $1.92\mu\text{m}$ ایجاد می شود. در این فاصله، هیچ طول موجی نمی تواند در ساختار انتشار یابد. در شکل ۱ می توان ساختار طراحی شده را با جزئیات آن مشاهده کرد.



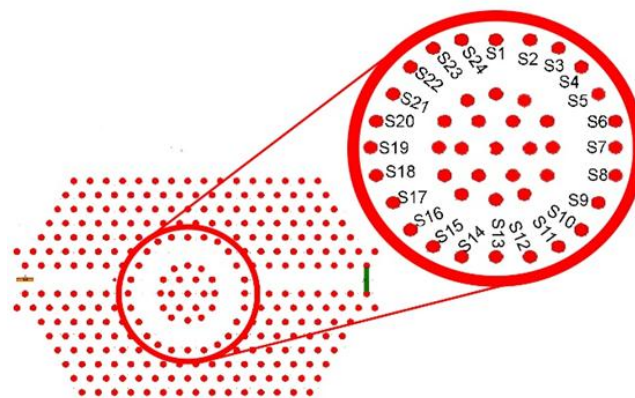
شکل ۱- حسگر زیستی مبتنی بر نانوحلقه تشدیدگر کریستال فوتونی

همچنین می توان در شکل ۲ ساختار باند حسگر مورد نظر را در دو مد TE و TM مشاهده کرد.



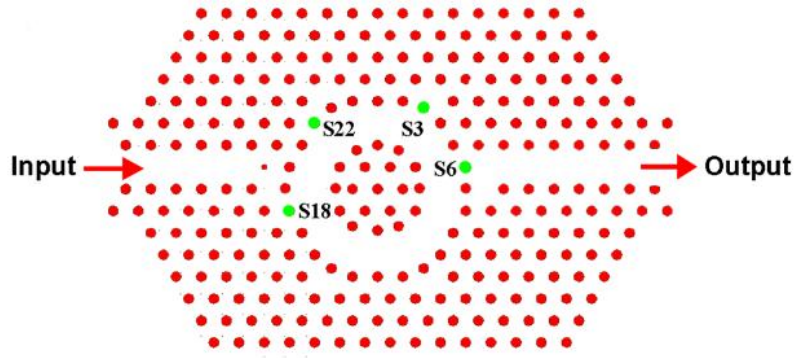
شکل ۲- محاسبه ساختار باند در دو مد TE و TM

در حسگر طراحی شده، مولکول زیستی می تواند به یکی از میله های دی الکتریک در اطراف نانو حلقه تشدیدگر متصل شود. از سوی دیگر با توجه به مکان انتخاب شده برای میله مورد نظر، میزان تحدید نوری در اطراف میله و در نتیجه، برهم کنش نور و ماده تغییر می کند. میله های موجود در اطراف نانو حلقه به عنوان میله سنجش انتخاب شده اند. شکل ۳ میله های مناسب برای قرار گرفتن مولکول زیستی را نشان می دهد.



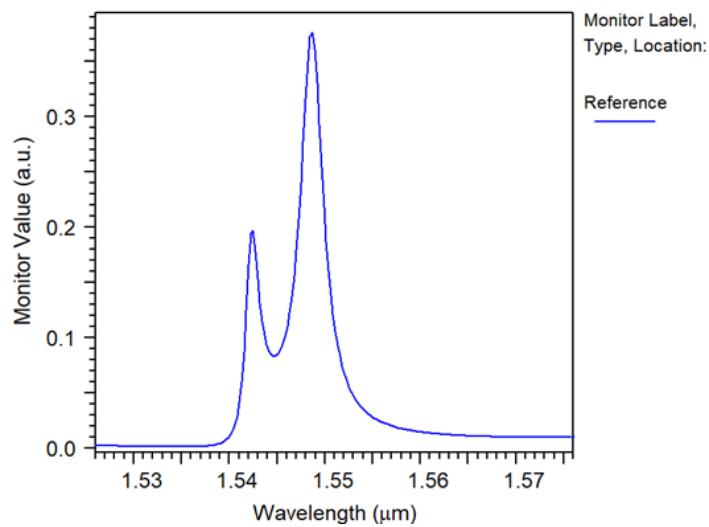
شکل ۳- انتخاب محل برای اتصال مولکول زیستی (آنالیت)

در بررسی ساختار، میله های مورد نظر در اطراف نانو حلقه را با مولکول ماده کوکائین جایگزین کرده و با توجه به تغییر ضریب شکست ایجاد شده طیف انتقال محاسبه می شود. ضریب شکست میله های جایگزین شده با مولکول DNA با ضریب شکست ۱/۵۰۲۲ انتخاب شده است [۲۱-۲۵]. بعد از انجام شبیه سازی متعدد، بهترین میله های سنجش همانند شکل ۴ شامل میله های S22، S18، S6، S3 است.



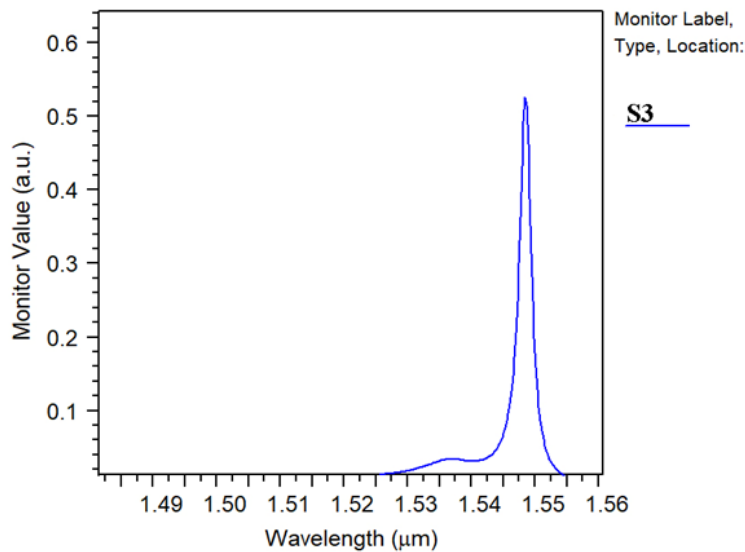
شکل ۴- انتخاب بهترین میله های سنجش

در شکل شماره ۵ می توان خروجی حسگر را در حالت بدون اتصال مولکول زیستی به میله های سنجش مشاهده کرد. طول موج مرجع در این حسگر بر روی ۱۵۵۰ نانومتر انتخاب شده است.



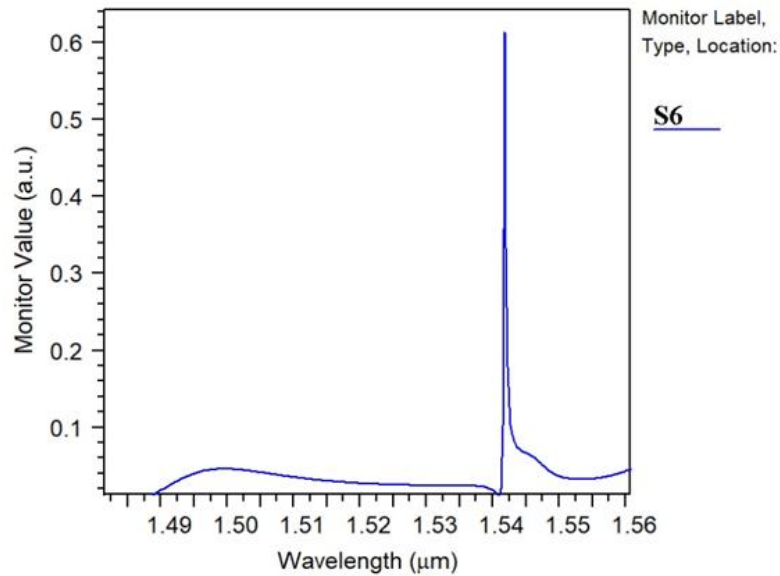
شکل ۵- خروجی حسگر در حالت بدون اتصال مولکول زیستی

خروجی میله های سنجش S22 و S18، S6، S3 به ترتیب در شکل های ۶، ۷، ۸ و ۹ نمایش داده شده است. در شکل ۶ به هنگام اتصال مولکول زیستی به میله مورد نظر، توان خروجی حسگر افزایش یافته و همچنین ضریب کیفیت نیز تقویت بهبود است.



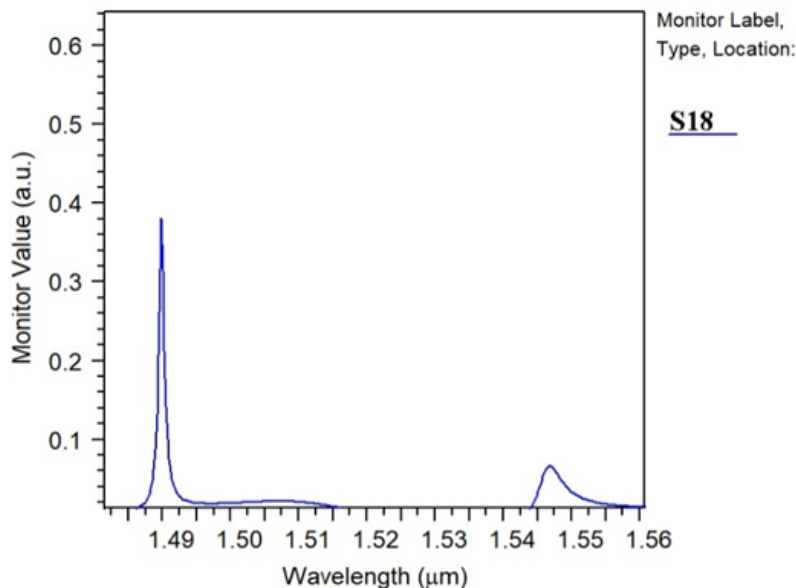
شکل ۶- خروجی حسگر در حالت اتصال مولکول زیستی به میله S3

همان‌طور که در شکل ۷ قابل مشاهده است، خروجی حسگر به هنگام اتصال مولکول زیستی به میله سنجش S6 توان خروجی حسگر تقریباً دوبرابر شده و ضریب کیفیت به صورت چشم‌گیری افزایش یافته است. همچنین جابه‌جایی طول موج تشدید قابل قبولی نیز صورت گرفته است.



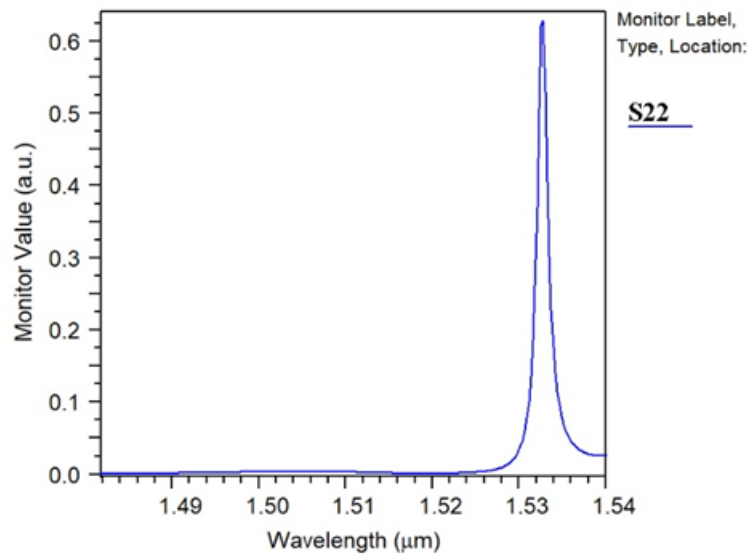
شکل ۷- خروجی حسگر به هنگام اتصال مولکول زیستی به میله S6

همان‌طور که قبلاً اشاره شد، جابه‌جایی طول موج تشدید در حسگرهای زیستی کریستال فوتونی از اهمیت بالایی برخوردار است. به هنگام اتصال مولکول زیستی به میله S18، نسبت به میله S6 ضریب کیفیت کمتری داریم اما دارای جابه‌جایی طول موج تشدید بسیار خوب و زیادی است که تشخیص مولکول‌های زیستی را برای ما آسان می‌کند (شکل ۸).



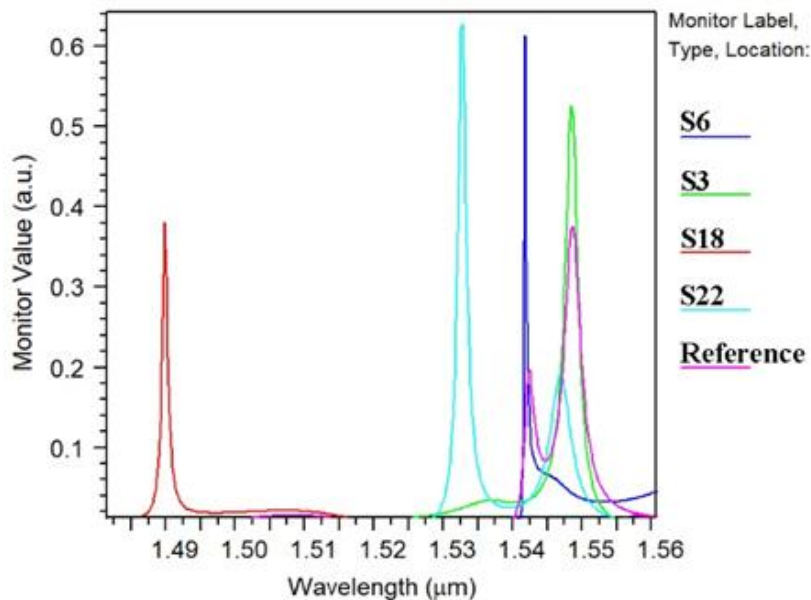
شکل ۸- خروجی حسگر به هنگام اتصال مولکول زیستی به میله S18

با مشاهده خروجی حسگر در شکل ۹ می‌توان نتیجه گرفت که با اتصال مولکول زیستی به میله S22 توان خروجی حسگر تقریباً دوبرابر شده و تشخیص در این نوع حالت سهولت می‌یابد. همچنین ضریب کیفیت افزایش یافته و جابه‌جایی طول موج تشدید نیز قابل مشاهده است.



شکل ۹- خروجی حسگر به هنگام اتصال مولکول زیستی به میله S22

همچنین جهت نمایش بهتر خروجی حسگر، در شکل ۱۰ تمامی طول موج‌های خروجی حسگر در کنار یکدیگر جهت بررسی و مقایسه با حالت مرجع نمایش داده شده است.



شکل ۱۰- طیف انتقالی میله‌های سنسجش به هنگام اتصال کوکائین به آن‌ها و مقایسه با حالت مرجع

در جدول ۱ می‌توان اطلاعات مربوط به خروجی حسگر به ازای اتصال مولکول زیستی به میله‌های سنسجش یاد شده را مشاهده کرد.

جدول ۱- پارامترهای مربوط به خروجی حسگر

میله سنسجش	طول موج تشدید (nm)	جابه جایی طول موج تشدید (nm)	پهنای طیفی ($\Delta\lambda_{FWHM}$)	ضریب کیفیت	حساسیت (nm/fg)	حد تشخیص (DL) (RIU^{-1})	معیار شاسینگی FOM
Reference	1550	0	3.4	455	-	-	-
S3	1543	7	1.2	1291	2380	0.050	1.99
S6	1542	8	0.3	5166	590	0.050	1.97
S18	1490	60	1.4	1107	2780	0.048	2
S22	1533	17	0.7	2214	1390	0.049	2

همچنین در جدول ۲ می‌توان حسگر زیستی طراحی شده فعلی را با چندین کار قبلی که در مراجع ذکر شده است را مقایسه و مشاهده کنیم. در این جدول مشخصات میله سنسجش S6 با سایر مقالات مقایسه شده است.

جدول ۲- مقایسه با کارهای پیشین

نام مرجع	ضریب کیفیت	حساسیت (nm/fg)	حد تشخیص (RIU ⁻¹)	معیار شایستگی
16	262	1000	0.002	-
17	178.5	1000	-	-
18	1960	952.02	-	-
19	308	-	-	-
20	1656	0.13	-	-
طرح پیشنهادی	5166	590	0.05	1.97

۴- نتیجه گیری

در این تحقیق یک حسگر زیستی مبتنی بر یک نانوحلقه تشدیدگر دایره‌ای ارائه شده است. نانو حلقه تشدیدگر مابین موج بر ورودی و خروجی قرار گرفته است و و فاصله تزویج مابین موج بر ورود و نانوحلقه شامل یک ردیف میله است. این یک ردیف میله باعث افزایش ضریب کیفیت بالای حسگر شده است. در این حسگر به ۲۴ میله موجود در نانوحلقه مولکول زیستی متصل شده و شبیه سازی انجام شد که سرانجام فقط یک میله که از نظر ضریب کیفیت، حساسیت و جابه جایی طول موج تشدید بهتر بود، تعیین گردید. ضریب کیفیت و حساسیت در این حسگر به ترتیب برابر برابر ۵۱۶۶ و ۵۹۰ نانومتر است. همچنین حد تشخیص به دست آمده در این حسگر برابر (RIU⁻¹) ۰/۰۵ است.

۵- مراجع

- Joannopoulos, J. D. Johnson, S. D. Winn, J. N. and Meade, R. D. (2007). Photonic crystal molding the flow of light, New Jersey: Princeton University Press.
- Busch, K. Lolkes, S. Wehrspohn, R.B. and Foll, H. (2004). Photonic crystals advances in design, fabrication, and characterization, John Wiley & Sons.
- Joannopoulos, J. D. Johnson, S. D. Winn, J. N. and Meade, R. D. (2007). Photonic crystal molding the flow of light, New Jersey: Princeton University Press.
- Soljacic, M. & Joannopoulos, J. D. Enhancement of nonlinear effects using photonic crystals. Nature Materials, 3(4), 211-219.
- Liu, Q. Ouyang, Z. Wu, C. J. Liu, C. P. & Wang, J. C. (2008). All-optical half adder based on cross structures in two-dimensional photonic crystal, Optical express.
- D, Dorfiner. T. Zabel, T. Hurlimann, N. Hauke, L. Frandsen, U. Rant, G. Abstreiter, and J. Finley, (2009). Photonic crystal nanostructures for optical biosensing applications, Biosens. Bioelectron, (24), 3688-3692.
- R, V. Nair. and R. Vijaya, (2010). Photonic crystal sensors: an overview, Prog. Quant. Electron., (34), 89-134.
- X, Fan. I, M. White, S. I. Shopova, H. Zhu. J. D. Suter, Y. Sun. (2008). Sensitive optical biosensors for unlabeled targets: A review, Anal. Chim. Acta, (620), 8-26.
- P, J. Russell. (2006). Photonic crystal fiber, J. Lightwave Technol, 12(24), 4729-4749.
- X, Fan. I, M. White. S, I. Shopova. H, Zhu. J, D. Suter. Y, Sun. (2008). Sensitive optical biosensors for unlabeled targets: A review” Anal. Chim. Acta, (620), 8-26.
- C, Y. Chao. and L, J. Guo. (2006). Design and optimization of microring resonators in biomedical sensing application, J. Lightwave Technol, 3(24), 1395-1402.
- S, Olyae. A, M, Bahabady (2014). Two-curve-shaped biosensor using photonic crystal nano-ring resonators,” J. Nanostruct., 4(3), 303-308.
- S, Olyae. H, Arman. and A, Naraghi. (2015). Design, Simulation, and optimization of acetylene gas sensor using hollow-core photonic bandgap fiber, Sensor Lett, 13(5), 387-392.
- Scullion, M. G. Falco, A. D. Krauss, T. F. (2011). Slotted photonic crystal cavities with integrated microfluidics for biosensing applications, Biosens Bioelectron, 27, 101-105.

15. L, K. Baghdouche. E. Cassan. (2018). Mid-infrared refractive index sensing using optimized slotted photonic crystal waveguides, *Photonics and Nanostructures – Fundamentals and Applications*, (28), 32-36.
16. S, Robinson. K. V. Shanthi, M. Zion. (2016). Analysis of Protein Concentration Based on Photonic Crystal Ring Resonator, *International Journal of Optics and Photonics*, 10(2), 123-130.
17. A, M. Bahabady. S, Olyae. H, Arman, (2017). Optical Biochemical Sensor Using Photonic Crystal Nano-ring Resonators for the Detection of Protein Concentration, *Current Nanoscience*, 13(4).
18. T, Suganya. and S, Robinson. (2017). 2D Photonic Crystal based Biosensor using Rhombic Ring Resonator for Glucose Monitoring, *ICTACT Journal on Microelectronics*, 3(1).
19. R, Arunkumar. T, Suaganya. S, Robinson. (2019). Design and Analysis of 2D Photonic Crystal Based Biosensor to Detect Different Blood Components, *Photonic Sensors*, 9(1), 69-77.
۲۰. پرندین فریبرز، حیدری فرصاد. طراحی و شبیه سازی یک حسگر زیستی مبتنی بر نانو حلقه تشدیدگر دایره ای با استفاده از بلور های فوتونی دوبعدی. مهندسی برق و مهندسی کامپیوتر ایران - الف مهندسی برق. ۱۳۹۹.
21. A, Giles. Davies. Andrew. D, Burnett. Wenhui. Fan. Edmund. H. Linfield. John, E. Cunningham. (2008). Terahertz spectroscopy of explosives and drugs, *Materials Today*, 11, 18-26.
22. (2021). National Center for Biotechnology Information. PubChem Compound Summary for CID 446220, Cocaine. <https://pubchem.ncbi.nlm.nih.gov/compound/Cocaine>.
23. Kumar, A. Verma, P. & Jindal, P. Decagonal. (2021). solid core PCF based refractive index sensor for blood cells detection in terahertz regime, *Opt Quant Electron*, 53, 165.
24. SangYun, Lee. Kyoohyun, K. Yuhyun, L. Sungjin, P. Heejae, S. Jongwon, Y. K, K. HyunJoo, P. YongKeun, P. (2015). Measurements of morphology and refractive indexes on human downy hairs using three-dimensional quantitative phase imagin, *Journal of Biomedical Optics*, 20.
25. Zahra, Monsef K. (2012). Reflectance IR Spectroscopy, *Materials Science, Engineering and Technology*, 233-244.
26. D, Dorfner. T, Zabel. T, Hürlimanna. N, Haukea. L, Frandsenb. U, Rant. G. Abstreiter, J. Finleya, (2009). Photonic crystal nanostructures for optical biosensing applications, *Biosensors and Bioelectronics*, 24, 3688-3692.
27. L, Huang. H, Tian. D, Yang. J, Zhou, Q, Liu. P, Zhan. Y, J. (2014). Optimization of figure of merit in label-free biochemical sensors by designing a ring defect coupled resonator, *Optics Communications*, 332, 42-49.
28. Y, Zhang. Y, Zhao. R, q. (2015). A review for optical sensors based on photonic crystal cavities” *Sensors and Actuators A: Physical*, 233, 374-389.
29. S, Arafa. M, Bouchemat. T, Bouchemat. A, Benmerkhi. A, Hocini. (2017). Infiltrated photonic crystal cavity as a highly sensitive platform for glucose concentration detection, *Optics Communications*, 384, 93-100.
30. M, Maache, Y, Fazea, I, B, Hassan. A, A. Alkahtani. I, U. Din. (2020). High-Sensitivity Capsule-Shaped Sensor Based on 2D Photonic Crystals, *Symmetry*, 12(9), 1480.