

طراحی و شبیه‌سازی یک حسگر زیستی مبتنی بر نانو حلقه تشدیدگر دایره‌ای با استفاده از بلورهای فوتونی دوبعدی

فریبرز پرندین و فرصاد حیدری

فناوری CMOS را دارند و به آسانی اجازه مجتمع‌شدن را در تراشه‌های مجتمع با دستگاه‌های میکروالکترونیک، میکروسیال و انواع دیگر دستگاه‌های نوری یکپارچه دارند [۹] تا [۱۱].

یک بلور فوتونی با ایجاد تغییرات متناوب در ضریب شکست مواد عایق و یا با ایجاد ردیف منظمی از میله‌ها در مواد عایق به وجود می‌آیند. هنگامی که نور در ساختار متناوب منتشر می‌شود، در هر تقابل با ماده عایق بازتاب می‌شود. این بازتاب در محدوده پیوسته‌ای از طول موج‌ها رخ می‌دهد. به عبارتی نور با طول موج‌های مشخصی نمی‌تواند از داخل ماده عبور نماید که این طول موج یا فرکانس ممنوع، شکاف باند فوتونی (PBG) نام دارد که پایه عملکرد بلور فوتونی است [۱۲] و [۱۳].

بلورهای فوتونی در الکترونیک و مخابرات نوری دارای کاربردهای زیادی است و کارهای زیادی در این زمینه انجام شده که می‌توان به طراحی انواع دروازه‌ها و مدارهای منطقی نوری اشاره کرد [۱۴] و [۲۱].

۲- حسگرهای زیستی بلور فوتونی

در حسگرهای زیستی مبتنی بر بلورهای فوتونی، شناسایی پارامتر مورد سنجش در ابتدا موجب تغییر ضریب شکست در ساختار بلور فوتونی می‌شود. به این معنی که افزودن ماده مورد نظر به ساختار بلور فوتونی، ضریب شکست آن ناحیه را تغییر داده و این تغییر ضریب شکست باعث تغییر در طیف انتقال خواهد شد. سازوکار سنجش و اندازه‌گیری در حسگرهای بلور فوتونی به دو صورت انجام می‌گیرد [۲۲]:

(۱) اندازه‌گیری جابه‌جایی طول موج تشدید

(۲) اندازه‌گیری شدت طیف انتقال در طول موج تشدید

در روش اول تغییر پارامتر فیزیکی در حسگر یا اتصال مولکول زیستی در حسگر زیستی باعث جابه‌جایی طول موج تشدید در ساختار خواهد شد. این گونه حسگرها با باریک‌تر شدن پهنای کامل در نصف بیشینه (FWHM) بهبود می‌یابند. در روش دوم با اضافه‌شدن آنالیت به میله‌های سنجش و با تغییر پارامتر فیزیکی در حسگر، شدت در طول موج تشدید تغییر می‌کند. این روش در مقایسه با روش اول به ابزارهای ساده‌تری نیاز دارد. از معایب این روش این است که فقط در محدوده باریکی از طول موج، اندازه‌گیری می‌کند.

یکی از پارامترهای مهم در حسگرهای بلور فوتونی، ضریب کیفیت است که با (۱) محاسبه می‌شود

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

در (۱) λ طول موج تشدید مرکزی و $\Delta\lambda_{FWHM}$ پهنای طیفی در نصف بیشینه برای طیف انتقال مرکزی است. به منظور افزایش ضریب کیفیت و حساسیت بیشتر حسگر مبتنی بر حلقه تشدیدگر، کاهش شعاع حلقه‌ها می‌تواند مؤثر باشد. از طرفی با کاهش شعاع حلقه، اتلاف مربوط به خم

چکیده: در این مقاله یک حسگر زیستی بر مبنای بلور فوتونی طراحی شده است. این حسگر دارای دو نانو حلقه دایره‌ای کنار هم است که سبب می‌شود تزویج بین موج‌برها و نانو حلقه تشدیدگر صورت گیرد. برای طراحی حسگر از تعدادی میله دی‌الکتریک استفاده شده که در محیط آب قرار گرفته‌اند. بین موج‌برهای ورودی و خروجی نیز از حلقه‌های تشدیدگر دایره‌ای شکل استفاده شده است. همچنین برای بالا بردن محدودیت نوری و بهتر شدن عملکرد تزویج موج‌برها و نانو حلقه تشدیدگر، مسیرهای ورودی و خروجی به صورت انتها بسته به کار رفته است. در ساختار پیشنهادی که دارای ابعاد کوچکی است، میله سنجش طوری انتخاب شده که ضریب کیفیت بالایی داشته باشد. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که حسگر زیستی طراحی شده دارای ضریب کیفیت بالا بوده و با اتصال مولکول زیستی به آن، جابه‌جایی طول موج تشدید به خوبی شکل می‌گیرد. ویژگی مهم دیگر ساختار پیشنهادی این است که تمام میله‌های دی‌الکتریک دارای شعاع یکسان هستند که این موجب آسان‌تر شدن ساخت حسگر می‌شود.

کلیدواژه: بلورهای فوتونی، حسگر زیستی، تشدیدگر.

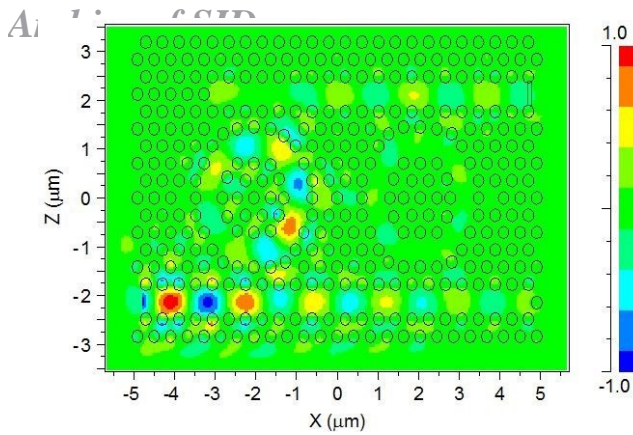
۱- مقدمه

حسگرهای زیستی ساختارهایی هستند که توانایی تشخیص گونه‌های شیمیایی و بیولوژیکی را دارند. اخیراً با توجه به پیشرفت فناوری در زمینه الکترونیک و کاهش ابعاد ادوات الکترونیکی، گرایش به استفاده از میکروحسگرها و نانوحسگرها به شدت افزایش یافته است. از جمله این موارد، حسگرهای بلور فوتونی می‌باشند. حسگرهای بلور فوتونی دارای حساسیت خوب و بازه دینامیکی وسیعی هستند و کاربرد وسیعی در اندازه‌گیری‌های دقیق و در مقیاس کوچک را دارند. این حسگرها از نظر اندازه کوچک هستند و نسبت به تداخل الکترومغناطیسی مصون می‌باشند [۱] تا [۸].

بر خلاف بسیاری از روش‌های شناسایی در حسگرهای زیستی که در آنها واکنش بین میدان الکترومغناطیسی محوشونده و آنالیت را مورد بررسی قرار می‌دهند، بلورهای فوتونی می‌توانند برای متمرکز کردن میدان الکتریکی در ناحیه‌ای با ضریب شکست کم طراحی شود. این موضوع باعث می‌شود که حسگرها به تغییر ضریب شکست‌های کم نیز حساس باشند. منطقه کوچک سنجش در این نوع حسگرها اجازه می‌دهد تعداد زیادی از حسگرها به صورت مترامک، قابلیت مجتمع‌سازی بر روی یک تراشه را داشته باشند. همچنین بلورهای فوتونی قابلیت ساخته‌شدن با

این مقاله در تاریخ ۴ فروردین ماه ۱۳۹۸ دریافت و در تاریخ ۲۵ بهمن ماه ۱۳۹۸ بازنگری شد.

فریبرز پرندین (نویسنده مسئول)، گروه مهندسی برق، واحد اسلام‌آباد غرب، دانشگاه آزاد اسلامی، اسلام‌آباد غرب، ایران، (email: fparandin@gmail.com).
فرصاد حیدری، گروه مهندسی برق، واحد اسلام‌آباد غرب، دانشگاه آزاد اسلامی، اسلام‌آباد غرب، ایران، (email: farsad.heidari@gmail.com).



شکل ۳: توزیع نور به ورودی و انتشار در مسیره‌های نقص.

طراحی شده، مولکول زیستی به یکی از میله‌های دی‌الکتریک در اطراف تشدیدگر متصل می‌شود. با توجه به مکان انتخاب شده برای میله مورد نظر، میزان تحدید نوری در اطراف میله و در نتیجه، برهم‌کنش نور و ماده تغییر می‌کند. در این حسگر هر کدام از میله‌های موجود در اطراف نانوحلقه می‌تواند به عنوان میله سنجش انتخاب شود. با بررسی نتایج شبیه‌سازی میله‌های متعدد در اطراف نانوحلقه تشدیدگر، بهترین میله‌هایی که می‌توان برای اتصال مولکول زیستی به عنوان میله سنجش انتخاب کرد مشخص شدند. شکل ۲ میله‌های مناسب برای قرارگرفتن مولکول زیستی را نشان می‌دهد.

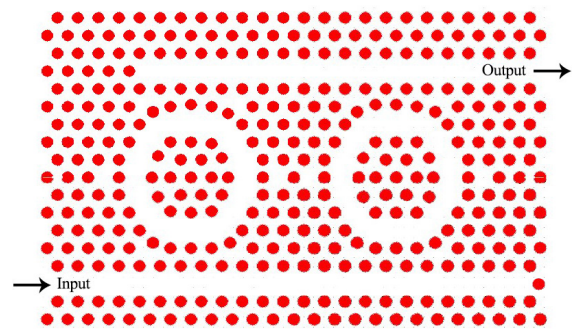
بعد از اتصال مولکول زیستی به تک‌تک میله‌ها و دریافت نتایج حاصل از شبیه‌سازی، بهترین میله از نظر ضریب کیفیت و جابه‌جایی طول موج تشدید، تعیین و بررسی می‌شود. این میله‌ها با نام‌های SHX در شکل ۲ نشان داده شده‌اند. برای بررسی ساختار، میله‌ها را با مولکول DNA جایگزین کرده و با توجه به تغییر ضریب شکست ایجادشده طیف انتقال محاسبه می‌شود. در اینجا ضریب شکست میله‌های جایگزین شده با مولکول DNA برابر با ۱٫۴۵ انتخاب شده است [۲۵]. شکل ۳ نحوه توزیع نور در ساختار را برای یکی از حالت‌ها نشان می‌دهد.

بهترین میله‌هایی که به اتصال مولکول زیستی از میان ۲۶ میله دیگر واکنش نشان دادند، میله‌های SH۱۱، SH۱۴، SH۱۶ و SH۲۰ بودند. طیف خروجی مربوط به هر کدام از میله‌های سنجش هنگام اتصال مولکول زیستی بررسی شده است. شکل ۴ نتایج مربوط به این شبیه‌سازی‌ها را نشان می‌دهد.

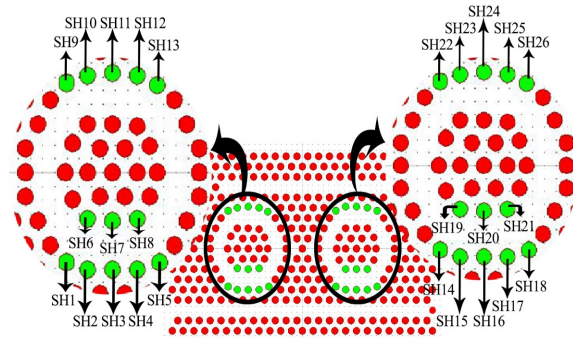
در شکل ۴- الف میله SH۱۱ به عنوان میله سنجش انتخاب شده و مولکول زیستی به آن تزریق شده است. در این حالت توان نوری خروجی کم بوده و پهنای طیفی نیز زیاد است و بنابراین ضریب کیفیت نیز بالا نخواهد بود. در شکل ۴- ب میله SH۱۴ به عنوان میله سنجش انتخاب شده است. در این حالت توان نوری خروجی بهتر است اما پهنای طیفی کمی بزرگ‌تر شده و بنابراین ضریب کیفیت خیلی افزایش نیافته است.

در شکل ۴- ج که میله SH۱۶ به عنوان میله سنجش انتخاب شده است، هرچند دامنه توان خروجی نسبت به حالت مرجع کاهش یافته است اما به دلیل پهنای طیفی کمتر، ضریب کیفیت در این حالت خیلی کاهش نخواهد یافت. در شکل ۴- د نیز میله SH۲۰ به عنوان میله سنجش انتخاب شده که دامنه کمی کاهش یافته و چون پهنای طیفی نسبت به سایر حالات کاهش یافته است، ضریب کیفیت بهبود یافته است.

شکل ۵ نتایج فوق را با هم نشان داده و با طیف مرجع مقایسه کرده است. منظور از طیف مرجع خروجی حسگر زمانی می‌باشد که هنوز مولکول زیستی به ساختار اتصال نیافته است. همان طور که در شکل ۵



شکل ۱: ساختار حسگر زیستی بلور فوتونی متشکل از دو نانوحلقه دایره‌ای.



شکل ۲: میله‌های مناسب برای اتصال مولکول زیستی.

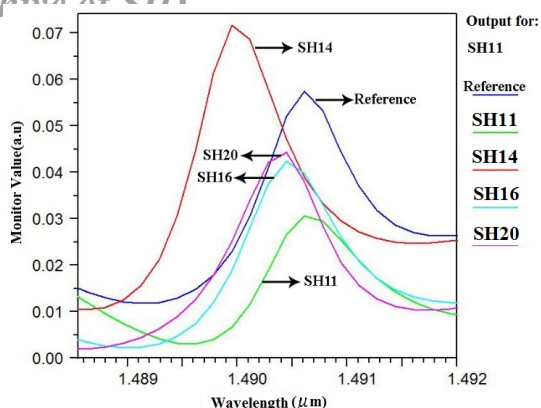
حلقه به میزان قابل توجهی افزایش می‌یابد. یکی از حسگرهای زیستی که در یک شبکه بلور فوتونی دوبعدی طراحی شده، حسگر زیستی مبتنی بر نانوحلقه تشدیدگر شش‌ضلعی و دایره‌ای است. این ساختار به صورت تکی، دوتایی و سه‌تایی وجود دارد. در این حسگرها برای بالا بردن محدودیت نوری و بهتر کردن عمل توزیع بین موج‌برها و نانوحلقه تشدیدگر، موج‌برها به صورت انتها بسته به کار رفته‌اند. از سوی دیگر به منظور افزایش ضریب کیفیت تشدیدگر، تعداد خطوط ساخته شده از میله‌های دی‌الکتریک بین موج‌بر و تشدیدگر افزایش داده شده است [۲۳].

۳- طراحی حسگر زیستی و نتایج شبیه‌سازی

در این مقاله از یک ساختار بلور فوتونی با ساختار مثلثی برای طراحی حسگر زیستی استفاده شده که ماده زمینه آب بوده و میله‌های دی‌الکتریک با سطح مقطع دایره‌ای در محیط قرار داده شده است. همچنین دو نانوحلقه تشدیدگر به صورت دایره‌ای در شبکه و بین موج‌برهای ورودی و خروجی تشکیل شده‌اند. ابعاد این ساختار 17×23 ثابت شبکه در دو بعد بوده که با توجه به این که ثابت شبکه برابر $a = 410 \text{ nm}$ و شعاع میله‌ها برابر $r = 130 \text{ nm}$ است، این ساختار دارای سطح مقطعی برابر با $65/73 \mu\text{m}^2$ خواهد بود. محاسبات ساختار باند با استفاده از بسط موج تخت (PWE) در نرم‌افزار RSoft صورت گرفته است. نتایج ساختار باند نشان می‌دهد که یک PBG در محدوده طول موج $1/26 \mu\text{m}$ تا $1/92 \mu\text{m}$ ایجاد می‌شود. در این فاصله، هیچ طول موجی نمی‌تواند در ساختار انتشار یابد. ضریب شکست آب برابر $1/33$ و ضریب شکست میله‌های دی‌الکتریک برابر $4/155$ در نظر گرفته شده است. ماده‌ای که می‌تواند دارای چنین ضریب شکستی باشد SiGe است. این ماده در طول موج استفاده شده دارای ضریب شکستی بسیار نزدیک به این ضریب شکست است [۲۴]. شکل ۱ نحوه قرارگرفتن ورودی و خروجی و نیز تشدیدگرهای دایره‌ای را در این ساختار نشان می‌دهد.

همان طور که در شکل ۱ دیده می‌شود در این حسگر بین مسیره‌های ورودی و خروجی، دو تشدیدکننده دایره‌ای قرار دارد. در حسگر زیستی

Archive of SID



شکل ۵: طیف انتقالی مربوط به میله‌های سنجش انتخابی برای اتصال DNA.

جدول ۱ تمام اطلاعات چهار میله سنجش انتخاب شده را نشان می‌دهد. در این جدول جابه‌جایی طول موج و ضریب کیفیت و نیز حساسیت برای هر کدام از میله‌های سنجش محاسبه شده است. میله سنجش باید طوری انتخاب شود که دارای ضریب کیفیت مناسبی باشد. همچنین در انتخاب میله سنجش باید توجه کرد که جابه‌جایی طول موج تشدید به ازای اتصال مولکول زیستی دارای مقدار بیشتری بوده تا این تغییرات در خروجی به راحتی حس شود. طول موج مرجع بر روی ۱۴۹۰/۶ nm بوده و تمامی میله‌های سنجش نسبت به آن مقایسه و اندازه‌گیری شده‌اند. در جدول ۱ حساسیت به صورت میزان جابه‌جایی طیف انتقال تقسیم بر جرم مولکول زیستی محاسبه شده و یکای آن نانومتر بر فوتوگرم است. با توجه به ساختار داده شده جرم مولکول زیستی ۱/۵ fg در نظر گرفته شده است.

در جدول ۲ نتایج به دست آمده از شبیه‌سازی ساختار پیشنهادی با چند کار قبلی که در مراجع آمده است، مقایسه شده است. این مقایسه شامل ابعاد، پهنای طیفی، طول موج تشدید و ضریب کیفیت است.

۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله یک حسگر زیستی مبتنی بر دو نانوحلقه دایره‌ای طراحی شده که نانوحلقه‌ها بین دو موج‌بر بالایی و پایینی قرار گرفته است. ساختار به گونه‌ای طراحی شده که هنگام اتصال مولکول‌های زیستی به میله‌های سنجش، جابه‌جایی طول موج تشدید مناسبی به دست آید. از ویژگی ساختار پیشنهادی ضریب کیفیت بالای حسگر است. همچنین امکان انتخاب میله‌های متعددی جهت سنجش مولکول زیستی در این ساختار فراهم است. در این حسگر به دلیل استفاده از موج‌بر انتها بسته در قسمت ورودی و خروجی موج‌بر، پیک خروجی افزایش یافته است.

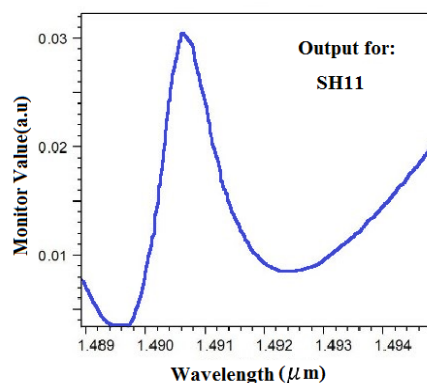
مراجع

[۱] س. علیایی و ا. محب‌زاده بهابادی، "طراحی حسگر زیستی بلور فوتونی مبتنی بر نانو تشدیدگر"، نشریه مهندسی برق و الکترونیک ایران، جلد ۱۳، شماره ۴، صص. ۸۸-۸۱، بهار و زمستان ۱۳۹۵.

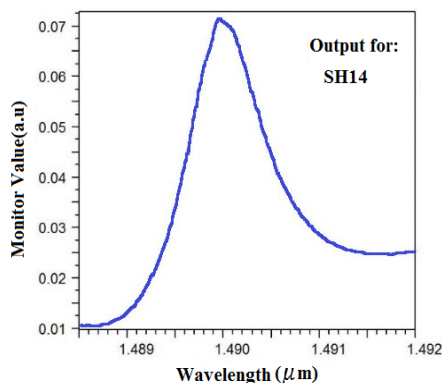
[2] J. D. Joannopoulos, S. G. Johnson, J. N. Winn, and R. D. Meade, *Photonic Crystals Molding the Flow of Light*, Princeton University Press, 2011.

[3] S. Olyaei, A. Naraghi, and V. Ahmadi, "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, Jan. 2014.

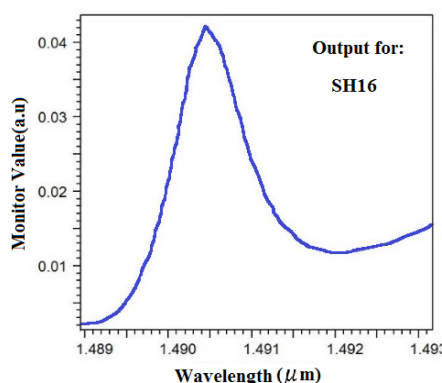
[4] M. A. Baqir, et al., "Nanoscale, tunable, and highly sensitive biosensor utilizing hyperbolic metamaterials in the near-infrared range," *Appl. Opt.*, vol. 57, pp. 9447-9454, 2018.



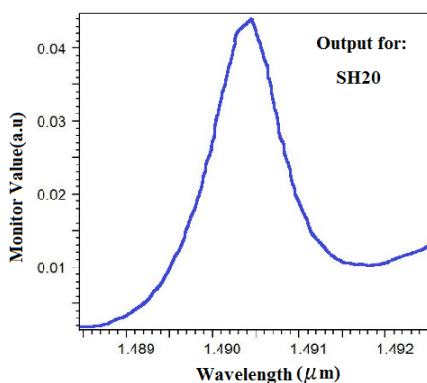
(الف)



(ب)



(ج)



(د)

شکل ۴: طیف انتقال خروجی برای میله سنجش، (الف) SH11، (ب) SH14، (ج) SH16 و (د) SH20.

دیده می‌شود، بیشترین میزان جابه‌جایی قله موج نسبت به حالت مرجع مربوط به زمانی است که میله SH14 به عنوان میله سنجش استفاده شده است. در این حالت میزان جابه‌جایی طول موج ۰/۷ nm است که نسبت به سایر میله‌های سنجش بهتر خواهد بود.

جدول ۱: ضریب کیفیت و جابه‌جایی طول موج برای میله‌های سنسجش انتخابی.

حساسیت (nm/fg)	پهنای طیفی ($\Delta\lambda_{FWHM}$)	طول موج تشدید	جابه‌جایی طول موج	ضریب کیفیت	میله سنسجش
۰/۰۶	۱/۱ nm	۱۴۹۰/۶۲	۰/۱ nm	۱۳۵۵	SH۱۱
۰/۴۷	۱/۰ nm	۱۴۸۹/۸۶	۰/۷ nm	۱۴۹۱	SH۱۴
۰/۶۰	۱/۰ nm	۱۴۹۰/۴۵	۰/۱ nm	۱۴۹۱	SH۱۶
۰/۱۳	۰/۹ nm	۱۴۹۰/۴۲	۰/۲ nm	۱۶۵۶	SH۲۰

جدول ۲: مقایسه نتایج به دست آمده از ساختار پیشنهادی.

ابعاد (μm^2)	پهنای طیفی ($\Delta\lambda_{FWHM}$) (nm)	طول موج تشدید (nm)	ضریب کیفیت	مرجع
۸۸/۷	۰/۸۲	۱۳۹۴	۱۷۰۰	[۷]
۹۳/۳	۶/۰۰	۱۵۷۵	۲۶۲	[۸]
۳۷/۰۰	۲/۸۰	۱۵۹۴	۵۷۰	[۱۰]
۱۳۰/۰۰	۶/۰۰	۱۵۸۵	۲۶۴	[۱۱]
۸۰/۷	۰/۵۵-۱/۶۵	۱۴۸۳	۹۰۰-۲۷۰۰	[۲۵]
۶۵/۷۳	۰/۹	۱۴۹۰	۱۶۵۶	طرح پیشنهادی

splitters and digital logic gates," *Superlattices and Microstructures*, vol. 110, pp. 133-138, 2017.

- [19] F. Mehdizadeh, M. Soroosh, and H. Alipour-Banaei, "Proposal for 4-to-2 optical encoder based on photonic crystals," *IET Optoelectronics*, vol. 11, no. 1, pp. 29-35, Feb. 2016.
- [20] S. Padidar, V. Ahmadi, and M. Ebnali-Heidari, "Design of high sensitive pressure and temperature sensor using photonic crystal fiber for downhole application," *IEEE Photonics J.*, vol. 4, no. 5, pp. 1590-1599, Oct. 2012.
- [21] F. Parandin, M. M. Karkhanehchi, M. Naseri, and A. Zahedi, "Design of a high bitrate optical decoder based on photonic crystals," *J. of Computational Electronics*, vol. 17, pp. 830-836, 2018.
- [22] S. Olyaei and A. Naraghi, "Design and optimization of index-guiding photonic crystal fiber gas sensor," *Photon. Sensor*, vol. 3, no. 2, pp. 131-136, 2013.
- [23] C. Y. Chao and L. J. Guo, "Design and optimization of microring resonators in biochemical sensing applications," *J. Lightwave Technol.*, vol. 24, no. 3, pp. 1395-1402, 2006.
- [24] G. M. W. Kroesen, G. S. Oehrlein, E. Fresart, and G. J. Scilla, "Refractive index determination of SiGe using reactive ion etching/ellipsometry: application of the depth profiling of the Ge concentration," *Applied Physics Letters*, vol. 60, no. 11, pp. 1351-1353, 1992.
- [25] S. Olyaei and A. Mohebzadeh-Bahabady, "Designing a novel photonic crystal nano-ring resonator for biosensor application," *Opt. Quant. Electron.*, vol. 47, pp. 1881-1888, 2015.
- [5] A. Farmani, A. Mir, M. Bazgir, and F. B. Zarrabi, "Highly sensitive nano-scale plasmonic biosensor utilizing Fano resonance metasurface in THz range: numerical study," *Physica E: Low-Dimensional Systems and Nanostructures*, vol. 104, pp. 233-240, Oct. 2018.
- [6] M. Seifouri, M. A. Rouini, and S. Olyaei, "Design of a surface plasmon resonance biosensor based on photonic crystal fiber with elliptical holes," *Opt. Rev.*, vol. 25, no. 5, pp. 555-562, 2018.
- [7] S. Olyaei and A. Mohebzadeh-Bahabady, "Two-curve-shaped biosensor using photonic crystal nano-ring resonators," *JNS*, vol. 4, no. 3, pp. 303-308, 2014.
- [8] R. Arunkumar, T. Suaganya, and S. Robinson, "Design and Analysis of 2D Photonic Crystal Based Biosensor to Detect Different Blood Components," *Photonic Sensors*, vol. 9, no. 1, pp. 69-77, 2019.
- [9] D. Yang, H. Tian, and Y. Ji, "Nanoscale low crosstalk photonic crystal integrated sensor array," *IEEE Photonics J.*, vol. 6, no. 1, pp. 1-7, Feb. 2014.
- [10] Z. Gharsallah, M. Najjar, B. Suthar, and V. Janyani, "High sensitivity and ultra-compact optical biosensor for detection of UREA concentration," *Opt. Quant. Electron.*, vol. 50, Article No. 249, 2018.
- [11] S. Robinson and N. Dhanlaksmi, "Photonic crystal based biosensor for the detection of glucose concentration in urine," *Photonic Sens.*, vol. 7, pp. 11-19, 2017.
- [12] K. Busch, S. Lolkes, R. B. Wehrspohn, and H. Foll, *Photonic Crystals Advances in Design Fabrication and Characterization*, John Wiley & Sons, ISBN: 3-527-40432-5, 2004.
- [13] S. Olivier, "Transmission properties of two-dimensional photonic crystal channel waveguides," *Opt. Quant. Electron.*, vol. 34, pp. 171-181, 2002.
- [14] S. Afzal, V. Ahmadi, and M. Ebnali-Heidari, "All-optical tunable photonic crystal nor gate based on the nonlinear Kerr effect in a silicon nanocavity," *JOSAB*, vol. 30, no. 9, pp. 25-35, 2013.
- [15] A. Mohebzadeh-Bahabady and S. Olyaei, "All-optical NOT and XOR logic gates using photonic crystal nano-resonator and based on an interference effect," *IET Optoelectronics*, vol. 12, no. 4, pp. 191-195, 2018.
- [16] M. M. Karkhanehchi, F. Parandin, and A. Zahedi, "Design of an all optical half-adder based on 2D photonic crystals," *Photon. Netw. Commun.*, vol. 33, pp. 159-165, 2017.
- [17] F. Parandin, M. R. Malmir, and M. Naseri, "All-optical half-subtractor with low-time delay based on two-dimensional photonic crystals," *Superlattices and Microstructures*, vol. 109, pp. 437-441, 2017.
- [18] H. Saghaei, A. Zahedi, R. Karimzadeh, and F. Parandin, "Line defects on photonic crystals for the design of all-optical power

فریبرز پورندین تحصیلات خود را در مقاطع کارشناسی، کارشناسی ارشد و دکترای مهندسی برق-الکترونیک به ترتیب در سال‌های ۱۳۷۹، ۱۳۸۱ و ۱۳۹۵ از دانشگاه رازی کرمانشاه به پایان رسانده است. وی هم اکنون به عنوان استادیار در دانشکده فنی و مهندسی دانشگاه آزاد اسلامی واحد کرمانشاه و نیز واحد اسلام‌آباد غرب فعالیت دارد. زمینه‌های تحقیقاتی مورد علاقه ایشان عبارتند از: الکترونیک نوری، دروازه‌ها و مدارهای منطقی نوری، حسگرهای کریستال فوتونی، سلول‌های خورشیدی، لیزرهای نیمه‌هادی و مدارهای مجتمع نوری.

فرصاد حیدری در سال ۱۳۹۴ مدرک کارشناسی مهندسی برق-الکترونیک خود را از دانشگاه آزاد اسلامی واحد سنندج و در سال ۱۳۹۷ مدرک کارشناسی ارشد مهندسی برق-الکترونیک خود را از موسسه جهاد دانشگاهی کرمانشاه دریافت نمود. زمینه‌های علمی مورد علاقه ایشان کریستال های فوتونی در حوزه حسگرهای زیستی می باشد.