



تأثیر زاویه تابش بر عملکرد زیست‌حسگر HIV-۱ مبتنی بر بلور فوتونیکی یک‌بعدی

مهدی سویزی*، مریم علیان‌نژادی

دانشکده فیزیک، دانشگاه سمنان، صندوق پستی: ۳۶۳-۳۵۱۹۵، سمنان - ایران

*Email: msovizi@semnan.ac.ir

مقاله فنی

تاریخ دریافت مقاله: ۱۴۰۲/۱۱/۲۶ تاریخ بازنگری مقاله: ۱۴۰۲/۲/۱۶ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۴۰۳/۳/۲۰

چکیده

شناسایی به موقع ویروس‌ها مثل ویروس نقص ایمنی انسانی (HIV-۱) در نقطه مراقبت (POC) می‌تواند منجر به اقدامات پزشکی به موقع، درمان مناسب و کاهش نرخ رشد و گسترش بیماری شود. در این مقاله دو زیست‌حسگر HIV مبتنی بر بلور فوتونیکی یک‌بعدی کامل و حاوی لایه نقص برای تشخیص این ویروس پیشنهاد و مشخصه‌های اصلی این زیست‌حسگرها مثل حساسیت و ضریب کیفیت (ضریب Q) مورد بررسی قرار می‌گیرد. همچنین، تأثیر زاویه تابش بر عملکرد این دو حسگر نیز مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. نتایج نشان می‌دهد که حساسیت زیست‌حسگر HIV بر پایه بلور فوتونیکی کامل مستقل از زاویه تابش است در حالی که ضریب Q این حسگر با افزایش زاویه تابش افزایش یافته و مقدار این کمیت تحت زاویه تابش ۸۵ درجه تقریباً ۱۴ برابر بزرگتر از تابش عمودی است. این در حالی است که حساسیت و ضریب Q زیست‌حسگر حاوی لایه نقص تابعی از زاویه تابش است و بیشینه مقدار این کمیت‌ها که در زوایای تابش ۶۵ و ۴۷ درجه اتفاق می‌افتد و به ترتیب برابر با ۱۰۵۶ nm/RIU و ۱۲۶۸۳ می‌باشند. بنابراین، این زیست‌حسگر به عنوان گزینه مناسبی برای تشخیص ویروس HIV پیشنهاد می‌شود.

کلیدواژه‌ها: زیست‌حسگر، حسگر نوری، بلورهای فوتونیکی یک‌بعدی، ویروس نقص ایمنی انسانی

Effect of irradiation angle on the performance of HIV-1 biosensor based on one-dimensional photonic crystal

M. Sovizi*, M. Aliannezhadi

Faculty of Physics, Semnan University, P.O.Box: 35195-363, Semnan – Iran

Technical Paper

Received: 15.2.2024, Revised: 5.5.2024, Accepted: 9.6.2024

Abstract

The timely detection of human immunodeficiency virus (HIV) at the point of care (POC) enables prompt medical intervention, and appropriate treatment, and helps reduce the growth rate and spread of the disease. In this paper, two HIV-1 biosensors are proposed: one based on a perfect 1-D photonic crystal (PC) and the other based on a 1-D PC containing a defect layer. The main characteristics of these biosensors, including sensitivity and Q factor, are analyzed. Additionally, the effect of the irradiation angle on the performance of these two sensors is evaluated. The results show that the sensitivity of the HIV-1 biosensor based on the perfect photonic crystal is independent of the irradiation angle. Meanwhile, the Q factor of this sensor increases with an increase in the irradiation angle, with the Q factor at an angle of 85 degrees being nearly 14 times greater than that at normal incidence. On the other hand, both the sensitivity and Q factor of the biosensor containing the defect layer are dependent on the irradiation angle. The maximum values of these parameters occur at irradiation angles of 65 and 47 degrees, with corresponding values of 1056 nm/RIU and 12683, respectively. Therefore, the biosensor with the defect layer is recommended as a suitable candidate for HIV detection.

Keywords: Biosensor, Optical sensor, One-dimensional photonic crystals, Human immunodeficiency virus (HIV)



۱. مقدمه

سلامت انسان در کشورهای توسعه یافته و در حال توسعه به طور جدی توسط بیماری‌های عفونی تهدید می‌شود. به عنوان مثال، شیوع گسترده COVID-۱۹ باعث تحقیقات گسترده در زمینه تشخیص اولیه و زودهنگام ویروس شده است [۱]. علاوه بر این، شناسایی به موقع سایر ویروس‌ها مثل ویروس نقص ایمنی انسانی (HIV) نیز مهم است. زیرا، تشخیص زودهنگام عفونت ناشی از این ویروس می‌تواند منجر به اقدامات پزشکی به موقع شود و درمان مناسب را امکان‌پذیر سازد [۱]. همچنین، این امر می‌تواند باعث تأخیر یا جلوگیری از به وجود آمدن AIDS و عوارض وابسته به آن شود و امکان نظارت بر فرایند درمان، اثربخشی و تشخیص مقاومت دارویی را فراهم کند. علاوه بر این، به بهبود تحقیقات علمی و تعیین نرخ و الگوهای عفونت به مقامات بهداشت عمومی کمک می‌کند تا نرخ رشد و گسترش آن را کاهش می‌دهد. براساس گزارش سال ۲۰۲۲ سازمان جهانی بهداشت، حدود ۳۸/۴ میلیون نفر در سراسر جهان با HIV/ایدز زندگی می‌کنند و ۶۵۰ هزار نفر در سال ۲۰۲۱ بر اثر علل مرتبط با HIV جان خود را از دست داده‌اند [۱].

برای تشخیص ویروس‌ها، مشکلات و بیماری‌ها می‌توان از انواع روش‌های تشخیص استفاده کرد. روش‌های متداول تشخیص بیماری HIV معمولاً قادر به کشف مستقیم ویروس نیستند و فاصله زمانی بین ابتلای بیمار تا کمترین حد تشخیص طولانی است. علاوه بر این، هزینه روش‌های متداول و سنتی گران است و نیازمند تجهیزات تخصصی و کارکنان آموزش‌دیده می‌باشد که ممکن است در محیط‌های با منابع محدود در دسترس نباشند یا به دلیل هزینه زیاد مورد اقبال قرار نگیرند و موجب تبعات جدی بعدی شوند. همچنین، این روش‌ها اغلب شامل مراحل پیچیده آماده‌سازی نمونه، شرایط خاص ذخیره‌سازی و تفسیر دقیق نتایج می‌باشند که باعث افزایش خطا و زمان‌های طولانی برای اعلام نتایج می‌شود و عملاً به‌کارگیری این روش‌ها را در مناطق دورافتاده یا فاقد تجهیزات آزمایشگاهی خاص مقدر نمی‌سازد. از طرف دیگر، زیست‌حسگرهای نوری به دلیل ابعاد کوچک، اندازه‌گیری سریع، حساسیت بالا، پایداری بالا، نویز کم، پایداری در برابر اختلالات خارجی، قابل اطمینان بودن نتایج، امکان ایجاد آرایه‌ای از چند حسگر بر روی یک تراشه و مقرون به صرفه بودن مورد توجه خاص قرار دارند [۲-۴].

زیست‌حسگرهای HIV متعدد بر مبنای استفاده از خاصیت فلورسانس نانوساختارهای مختلف مثل QDs, GO, rGONs, AuNPs و ... تاکنون در مقالات گزارش شده‌اند [۵-۸]. علاوه بر این، زیست‌حسگرهای نوری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی (SPR) [۹، ۱۰]، تشدید پلاسمون سطحی موضعی (LSPR) [۱۱، ۱۲]، توری‌ها [۱۳] و بلورهای فوتونیک [۱۴] نیز ارائه شده است. زیست‌حسگرهای بلور فوتونیک (PC) در این میان روش تشخیص نوری سریع و حساسی را برای بیومولکول‌ها، سلول‌ها و ویروس‌ها با بررسی تغییرات ضریب شکست به دلیل حضور ماده مورد نظر فراهم می‌کنند و به همین دلیل مورد توجه محققان قرار گرفته‌اند [۱۴-۱۶]. چیدمان دوره‌ای مواد دی‌الکتریک در زیست‌حسگر PC منجر به ایجاد تشدید نوری در طول‌موج مشخص می‌شود. در این زیست‌حسگرها غالباً از یک ماده با ضریب شکست کم در کنار یک لایه دی‌الکتریک با ضریب شکست بالا و تابش پهن‌بند استفاده می‌شود تا بازتاب و عبورهای متعدد در مرز این لایه‌ها بتوانند شرط تداخل سازنده را برای طول‌موج خاص فراهم و بررسی این طول موج اطلاعاتی در مورد ماده هدف در اختیار کاربر قرار دهد.

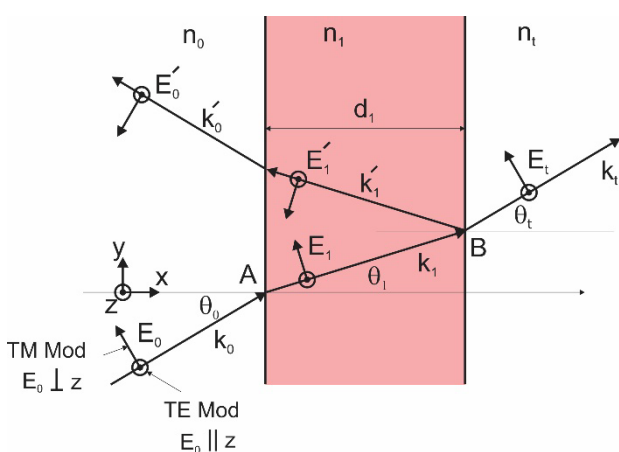
تاکنون، زیست‌حسگرهای HIV متعدد بر مبنای PC گزارش شده است و نتایج این بررسی‌ها مؤید این مطلب است که HIV با استفاده از بلورهای فوتونیک قابل شناسایی می‌باشد [۱۷]. در ادامه به بیان برخی از این تحقیقات پرداخته می‌شود. حسگر بلور فوتونیک مبتنی بر طلا برای حسگری HIV مورد بررسی قرار گرفته است و نتایج نشان داده است که حساسیت این حسگرها از حسگرهای LSPR بالاتر است [۱۸]. علاوه بر این، زیست‌حسگر مبتنی بر بلور فوتونیک یک بعدی از پلی‌استر/ TiO_2 با ۳۸۴ تناوب و دوره تناوب ۵۵۰ نانومتر ایجاد و برای حسگری HIV-۱ مورد بهره‌برداری قرار گرفته و قابلیت این ساختار برای حسگری HIV-۱ به اثبات رسیده است [۱۴]. همچنین، حسگرهای مبتنی بر بایولیزرهای رنگ (محلول رودامین ۶G) با بلورهای فوتونیک دوبعدی با دوره تناوب ۴۵۰ نانومتر نیز برای حسگری این ویروس گزارش و در آنها محلول رودامین ۶G حاوی ویروس از داخل ناحیه مرکزی عبور داده شد و بهبود عملکرد زیست‌حسگر به دست آمده است [۱۹]. علاوه بر این، بلور فوتونیک دوبعدی به همراه شکاف برای عبور ویروس HIV گزارش شده است و دریافتند که حساسیت حسگر



موج الکترومغناطیسی تکفام با قطبش‌های متفاوت TE و TM را در نظر بگیرید که به لایه نازک تابیده شده است. مشخصات موج فرودی، لایه نازک و محیط‌های پیرامون آن در شکل ۱ بیان شده است. ضریب بازتاب و عبور دامنه میدان الکتریکی در هر دو قطبش الکتریکی عرضی و مغناطیسی عرضی محاسبه می‌شود و طبیعتاً، در صورت نیاز می‌توان دامنه میدان مغناطیسی را با استفاده از دامنه‌های بازتابی و عبوری میدان الکتریکی محاسبه نمود. با توجه به شکل ۱، موج فرودی از سمت چپ با زاویه فرود θ_0 به لایه نازک تابیده شده است و این موج در داخل لایه به موج رفت و برگشتی تبدیل می‌شود. برهم‌نهی امواج عبوری از لایه و همچنین برهم‌نهی امواج بازتابی از لایه به ترتیب در سمت راست و چپ لایه نشان داده شده است. به منظور محاسبه دامنه میدان این دو موج از شرایط مرزی استفاده می‌شود و این شرایط مرزی با توجه به این که در این مسئله بار و جریان الکتریکی آزاد وجود ندارد، به صورت زیر بیان می‌شوند:

$$\begin{aligned} E_{1t} &= E_{rt} \\ H_{1t} &= H_{rt} \end{aligned} \quad (1)$$

شاخص t بیان‌کننده مؤلفه‌های مماسی این میدان‌ها است و شاخص‌های ۱ و ۲ نمادی از محیط‌های قبل و بعد از مرز هستند. از آنجاکه هر لایه از دو مرز تشکیل شده است، شرایط مرزی ۱ باید یک‌بار روی مرز اول ($Z=0$) و بار دیگر روی مرز دوم ($Z=d_1$) برآورده شوند.



شکل ۱. نمایی از لایه نازک اپتیکی و میدان‌های فرودی، بازتابی و عبوری در هر دو قطبش TE و TM.

با افزایش طول موج کاهش می‌یابد [۲۰]. نتایج بررسی‌ها نشان داده است که هر دو نوع حسگر بلور فوتونیک یک و دوبعدی می‌توانند در حوزه تشخیص و حسگری بسیار کاربردی باشند، اما ساخت بلورهای فوتونیک یک‌بعدی نسبت به بلورهای فوتونیک دوبعدی ساده‌تر و قیمت نهایی محصول ارزان‌تر می‌باشد و به همین دلیل ساختار بلور فوتونیک یک‌بعدی برای مطالعه در این پژوهش انتخاب شده است.

با توجه به مطالب فوق، تشخیص به موقع و زود هنگام ویروس HIV برای جامعه جهانی و بیمار بسیار حیاتی است و زیست‌حسگرهای مبتنی بر بلورهای فوتونیک به دلیل مزایای ذکر شده برای تشخیص این ویروس مناسب می‌باشند. از طرفی، دو نوع اصلی HIV وجود دارد که عبارتند از: HIV-۱ و HIV-۲. HIV-۱ که شیوع جهانی زیادی دارد و HIV-۲ در غرب آفریقا مشاهده شده است. همچنین، HIV-۱ راحت‌تر منتقل شده و سریع‌تر به ایدز تبدیل می‌شود. بنابراین، اگرچه که انواع HIV و تشخیص به موقع آنها بسیار مهم است اما تحقیقات در زمینه تشخیص و مدیریت HIV-۱ به دلیل گستردگی جهانی و نرخ انتقال بالا، اولویت اساسی در مبارزه با HIV می‌باشد و در این مقاله نیز تمرکز بر تشخیص این ویروس قرار گرفته و مشخصات این ویروس مورد بهره‌برداری قرار گرفته است. در این راستا، دو ساختار زیست‌حسگر HIV-۱ مبتنی بر بلور فوتونیک یک‌بعدی پیشنهاد و تأثیر زاویه تابش نور بر عملکرد این زیست‌حسگر مورد بررسی قرار می‌گیرد. نتایج مؤید تأثیر زاویه تابش بر حساسیت یکی از ساختارها و مستقل بودن حساسیت ساختار دیگر از این کمیت مهم می‌باشد. همچنین، اختلاف قابل توجه بین حساسیت دو ساختار پیشنهادی در تشخیص ویروس HIV-۱ به دست می‌آید.

۲. مبانی نظری و شبیه‌سازی

اساس عملکرد بلورهای فوتونیک یک‌بعدی مبتنی بر بازتاب و عبور نور از لایه‌های نازک متوالی است. مدل ماتریسی یکی از متداول‌ترین مدل‌ها برای بررسی بلورهای فوتونیک است. در ادامه مدل ماتریسی برای محاسبه بازتاب و عبور موج تکفام از لایه‌های نازک اپتیکی برای قطبش‌های الکتریکی عرضی (TE^1) و مغناطیسی عرضی (TM^2) ارائه و به بلورهای فوتونیک یک‌بعدی تعمیم داده می‌شود.

1. Transverse Electric
2. Transverse Magnetic



$$r_{TE} = \frac{Ap_o + Bp_o p_t - C - Dp_t}{Ap_o + Bp_o p_t + C + Dp_t} \quad (10)$$

$$t_{TE} = \frac{\gamma p_o}{Ap_o + Bp_o p_t + C + Dp_t}$$

$$r_{TM} = \frac{Ap_o + Bp_o p_t - C - Dp_t}{Ap_o + Bp_o p_t + C + Dp_t} \quad (11)$$

$$t_{TM} = \frac{\cos \theta_o}{\cos \theta_t} \frac{\gamma p_o}{Ap_o + Bp_o p_t + C + Dp_t}$$

که A, B, C و D عناصر ماتریس انتقال هستند. پس از محاسبه ضرایب بازتاب و عبور دامنه میدان می‌توان ضرایب بازتاب و عبور توان را با استفاده از بردار پوینتینگ به صورت زیر محاسبه نمود:

$$R_{TE, TM} = |r_{TE, TM}|^2$$

$$T_{TE, TM} = \frac{n_t \cos \theta_t}{n_o \cos \theta_o} |t_{TE, TM}|^2 \quad (12)$$

از آنجاکه لایه‌ها بدون جذب و پراکندگی در نظر گرفته شده است، بدیهی است که بقای انرژی به شکل زیر برقرار باشد:

$$R + T = 1 \quad (13)$$

یکی از مزایای بسیار مهم و کاربردی روش ماتریسی این است که در صورت افزایش تعداد لایه‌ها به بیش از یک لایه، دوباره نیاز به بازنویسی و حل معادلات شرایط مرزی وجود ندارد و این روش با یک اصلاح ساده قابل تعمیم به لایه‌های متعدد و در نتیجه بلورهای فوتونیکی می‌باشد. اگر تعداد لایه‌ها بیشتر از یک لایه باشند، فقط کافی است که ماتریس انتقال کل لایه‌ها محاسبه شود. در صورتی که تعداد لایه‌ها برابر با n لایه باشند، روابط ۶ و ۷ به صورت زیر تبدیل می‌شوند:

$$\begin{pmatrix} 1 \\ p_o \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 1 \\ -p_o \end{pmatrix} r_{TE} = T_1 T_2 \cdots T_n \begin{pmatrix} 1 \\ p_t \end{pmatrix} t_{TE} \quad (14)$$

$$\begin{pmatrix} 1 \\ p_o \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 1 \\ -p_o \end{pmatrix} r_{TE} = T_1 T_2 \cdots T_n \begin{pmatrix} 1 \\ p_t \end{pmatrix} t_{TE} \frac{\cos \theta_t}{\cos \theta_o} \quad (15)$$

ماتریس انتقال کل با توجه به این روابط به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$T = \begin{pmatrix} A & B \\ C & D \end{pmatrix} = T_1 T_2 \cdots T_n \quad (16)$$

با ضرب ماتریس‌های انتقال تک‌تک لایه‌ها در یکدیگر و محاسبه عناصر ماتریس انتقال کل، دوباره می‌توان از روابط ۱۰ تا ۱۳ بدون هیچ‌گونه تغییری استفاده نمود و ضرایب بازتاب و عبور توان را محاسبه کرد.

شرط مرزی روی مرز اول برای قطبش TE به صورت:

$$E_o + E'_o = E_1 + E'_1 \quad (2-الف)$$

$$H_o \cos \theta_o - H'_o \cos \theta_o = H_1 \cos \theta_1 - H'_1 \cos \theta_1 \quad (2-ب)$$

و برای قطبش TM به صورت:

$$H_o - H'_o = H_1 - H'_1 \quad (3-الف)$$

$$E_o \cos \theta_o + E'_o \cos \theta_o = E_1 \cos \theta_1 + E'_1 \cos \theta_1 \quad (3-ب)$$

نوشته می‌شوند. به طور مشابه روی مرز دوم برای قطبش‌های TE و TM به ترتیب داریم:

$$E_1 \exp(i\delta_1) + E'_1 \exp(-i\delta_1) = E_t \quad (4-الف)$$

$$H_1 \cos \theta_1 \exp(i\delta_1) - H'_1 \cos \theta_1 \exp(-i\delta_1) = H_t \cos \theta_t \quad (4-ب)$$

$$H_1 \exp(i\delta_1) - H'_1 \exp(-i\delta_1) = H_t \quad (5-الف)$$

$$E_1 \cos \theta_1 \exp(i\delta_1) + E'_1 \cos \theta_1 \exp(-i\delta_1) = E_t \cos \theta_t \quad (5-ب)$$

که $\delta_1 = k_1 d_1 \cos \theta_1$ معرف اختلاف فاز ایجاد شده روی موج در انتقال آن در داخل لایه نازک است. دستگاه‌های ۴ معادله و ۴ مجهولی (به ازای هر قطبش) با استفاده از رابطه تناسبی $H \propto nE$ و حذف میدان‌های E_1 و E'_1 از مجموعه معادلات ۲ تا ۵، به دستگاه‌های ۲ معادله و ۲ مجهولی تبدیل می‌شوند که در نمایش ماتریسی به صورت زیر بیان می‌شوند:

$$\begin{pmatrix} 1 \\ p_o \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 1 \\ -p_o \end{pmatrix} r_{TE} = T_1 \begin{pmatrix} 1 \\ p_t \end{pmatrix} t_{TE} \quad (6)$$

$$\begin{pmatrix} 1 \\ p_o \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 1 \\ -p_o \end{pmatrix} r_{TM} = T_1 \begin{pmatrix} 1 \\ p_t \end{pmatrix} t_{TM} \frac{\cos \theta_t}{\cos \theta_o} \quad (7)$$

که در قطبش TE پارامتر $p_t = n_t \cos \theta_t$ و $p_o = n_o \cos \theta_o$ و در قطبش TM پارامتر $p_t = n_t / \cos \theta_t$ و $p_o = n_o / \cos \theta_o$ است و ماتریس انتقال T_1 و ضرایب بازتاب r و عبور t به صورت:

$$T_1 = \begin{pmatrix} \cos \delta_1 & -\frac{i \sin \delta_1}{p_1} \\ -ip_1 \sin \delta_1 & \cos \delta_1 \end{pmatrix} \quad (8)$$

$$r_{TE, TM} = \frac{E'_o}{E_o} \Big|_{TE, TM}, t_{TE, TM} = \frac{E_t}{E_o} \Big|_{TE, TM} \quad (9)$$

تعریف می‌شوند. با حل این معادلات ضرایب بازتاب و عبور به صورت معادله ۱۰ و ۱۱ محاسبه می‌شوند:

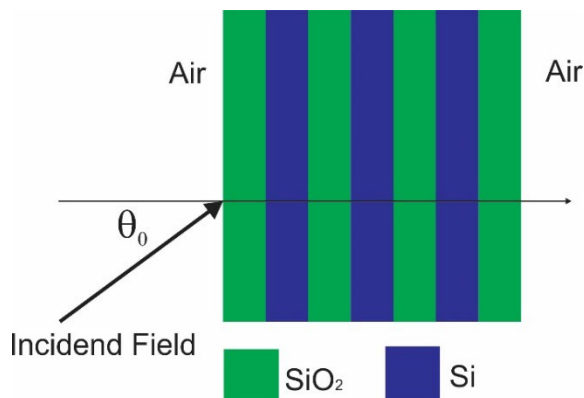


۳. تجزیه و تحلیل نتایج

۱.۳ بلور فوتونیک SiO₂/Si

به منظور بررسی تأثیر زاویه تابش بر عملکرد بلورهای فوتونیک در ابتدا بلور کامل متشکل از ۱۰ تناوب در نظر گرفته شده است. هر دوره تناوب شامل یک لایه SiO₂ و یک لایه Si با ضخامت‌های مشخص (ضخامت لایه‌های SiO₂ برابر با $d_{\text{SiO}_2} = d_a = 200 \text{ nm}$ و ضخامت لایه‌های Si برابر با $d_{\text{Si}} = d_b = 150 \text{ nm}$) در نظر گرفته شده است. نمایی از ساختار مورد نظر در شکل ۲ نشان داده شده است.

طیف عبور بلورهای فوتونیک و موقعیت نوار ممنوعه فوتونیک در کاربردهای مختلف مثل صافی‌ها، حسگرها و ... مورد توجه خاص قرار دارند. در شکل ۳ نمودار عبور بلورهای فوتونیک با ۲، ۵، ۱۰ و ۱۵ تناوب و تحت تابش عمودی یا به عبارتی زاویه تابش صفر ارائه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌کنید، عبور تقریباً صفر یا ناحیه طول‌موجی نوار ممنوعه فوتونیک با استفاده از دو تناوب بلور فوتونیک عملاً ایجاد نشده است و با افزایش تعداد تناوب‌ها این ناحیه ممنوعه شکل گرفته و ناحیه با عبور صفر به وضوح مشخص‌تر و بزرگ‌تر شده است. بنابراین، نتایج نشان می‌دهد که عملکرد بلور فوتونیک با افزایش تعداد تناوب‌ها به عملکرد بلور فوتونیک ایدئال نزدیک می‌شود. همچنین، نوار ممنوعه بلور فوتونیک SiO₂/Si با افزایش تعداد تناوب‌ها از ۱۰ به ۱۵ تقریباً بدون تغییر مانده است. علاوه‌براین، دو ناحیه نوار ممنوعه فوتونیک در بازه طول‌موجی ۷۰۰ تا ۲۵۰۰ نانومتر در بلور فوتونیک با ۱۰ تناوب ظاهر شده است که نوار ممنوعه اول در بازه ۷۵۶ تا ۹۲۶ نانومتر و نوار ممنوعه دوم در بازه ۱۳۳۷ تا ۲۱۸۱ نانومتر قرار دارند و پهنای نوار ممنوعه فوتونیک دوم بسیار بیشتر از نوار اول است. با این وجود، هر یک از این نواحی با توجه به کاربرد و ناحیه طیفی مورد نظر می‌توانند مورد بهره‌برداری قرار گیرند.



شکل ۲. الف) نمایش طرح‌وار بلور فوتونیک یک‌بعدی با تناوب‌های دولا به از Si و SiO₂.

بلورهای فوتونیک یک‌بعدی که از لایه‌های نازک متناوب تشکیل شده‌اند رفتار اپتیکی منحصربه‌فردی دارند. تشکیل یک یا چند بازه با عبور تقریباً صفر یا همان نوار ممنوعه فوتونیک در طیف عبوری این بلورها از مهم‌ترین ویژگی‌های آنها است. با استفاده از مدل ماتریسی ارائه شده در این بخش می‌توان طیف عبوری بلورهای فوتونیک را برحسب طول‌موج نور فرودی محاسبه نمود و اثر تغییر مشخصات اپتیکی و هندسی را بر نوار ممنوعه فوتونیک و مدهای نقص بررسی نمود.

همان‌طور که بیان شد، طیف عبوری بلورهای فوتونیک کامل شامل نوار ممنوعه فوتونیک است که طول‌موج‌های داخل این بازه تقریباً به طور کامل از سطح بلور بازتاب می‌شوند و ضریب عبور آنها تقریباً صفر است. ولی در صورتی که یک لایه نقص در ساختار ایجاد شود، یک یا چند مد نقص که مدهای تشدید هستند، در بازه نوار ممنوعه فوتونیک به صورت قله‌های عبوری تشکیل می‌شوند. تغییرات طول‌موج مرکزی مد نقص برحسب تغییرات ضریب شکست لایه نقص توصیف‌کننده حساسیت و نسبت طول‌موج مرکزی مد نقص به تمام پهنای قله‌های عبوری (در نصف ارتفاع) بیان‌کننده ضریب کیفیت است. با تحلیل مدهای نقص می‌توان پارامترهای حساسیت، ضریب کیفیت و همچنین کمترین ضریب شکست و ضریب پرتشدگی قابل تشخیص را به صورت زیر تعیین نمود:

$$S = \frac{d\lambda_r}{dn} \approx \frac{\Delta\lambda_r}{\Delta n} \quad (17)$$

$$Q = \frac{\lambda_r}{\delta\lambda}, \quad \delta\lambda = FWHM \quad (18)$$

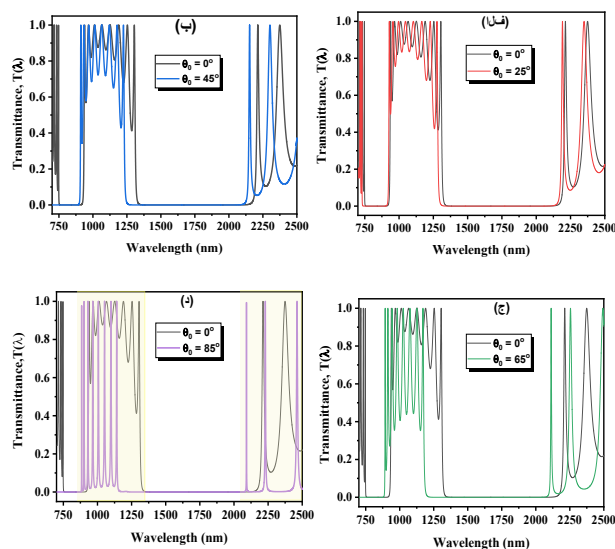
$$\delta n_{\min} = \frac{FWHM}{S} = \frac{\lambda_r}{SQ} \quad (19)$$

که در این روابط λ_r طول‌موج تشدید مد نقص، n ضریب شکست لایه نقص و $\delta\lambda$ تمام پهنای مد نقص در نصف ارتفاع بیشینه هستند.

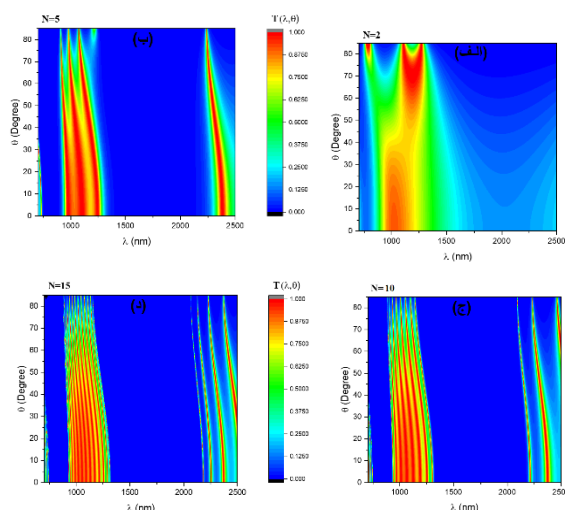
در این مقاله، به منظور شبیه‌سازی عملکرد حسگر از زبان برنامه‌نویسی فرترن و روش TMM استفاده می‌شود. ضرایب شکست لایه‌های SiO₂ و Si با در نظر گرفتن پاشندگی محاسبه شده است. علاوه‌براین، شرایطی در نظر گرفته می‌شود که آنالیت حاوی ویروس HIV-۱ به داخل بلورهای فوتونیک و در نواحی مشخص‌شده در ساختار پیشنهادی نفوذ داده شود. ویروس HIV-۱ دارای شعاع ۵۰ تا ۱۰۰ نانومتر است [۱۹] و برطبق کارهای تجربی دارای ضریب شکستی برابر با ۱/۴۲ می‌باشد [۲۱].



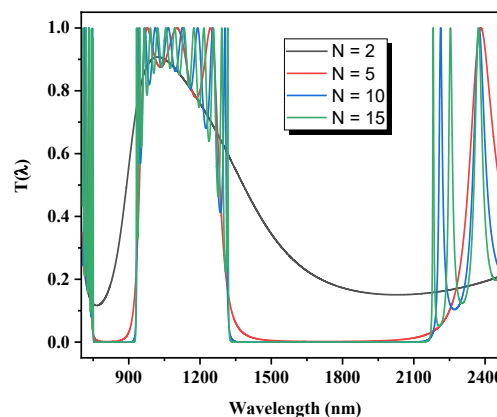
این وجود نواحی آبی رنگ (عبور ۰٪) در مجاورت نواحی قرمز رنگ (عبور ۱۰۰٪) در زوایای تابش بالا نشانگر تیزتر شدن قله‌های عبور و کاهش کمینه‌های تابش در این زوایا است. علاوه بر این، نزدیک‌تر شدن رفتار بلورهای فوتونیک با ۱۰ و ۱۵ تناوب به رفتار بلور فوتونیک ایدئال با افزایش زاویه تابش در شکل‌های ۵-ج و ۵-د به چشم می‌خورد. همچنین، اگرچه که پهنای قله‌های مجاور ناحیه ممنوعه در ساختار بلور فوتونیک با ۱۵ تناوب اندکی از ۱۰ تناوب کمتر است، اما این تغییرات چندان قابل توجه نمی‌باشد.



شکل ۴. طیف عبور موج از بلور فوتونیک کامل دارای ۱۰ تناوب شامل لایه‌های SiO_2 و Si و ضخامت‌های $d_b=150 \text{ nm}$ و $d_a=200 \text{ nm}$ تحت زوایای تابش الف (۲۵ درجه، ب (۴۵ درجه، ج (۶۵ درجه، د (۸۵ درجه) در تمامی نمودارها طیف عبور موج با زاویه تابش غیرعمود با طیف عبور موج با زاویه تابش عمود بر سطح بلور مقایسه شده است.



شکل ۵. نمودار توزیع سطحی طیف عبور برحسب زاویه تابش برای بلور فوتونیک شامل لایه‌های SiO_2 و Si و ضخامت‌های $d_a=200 \text{ nm}$ و $d_b=150 \text{ nm}$ (الف ۲، ب ۵، ج ۱۰ و د ۱۵ تناوب در زوایای تابش صفر تا ۸۵ درجه).

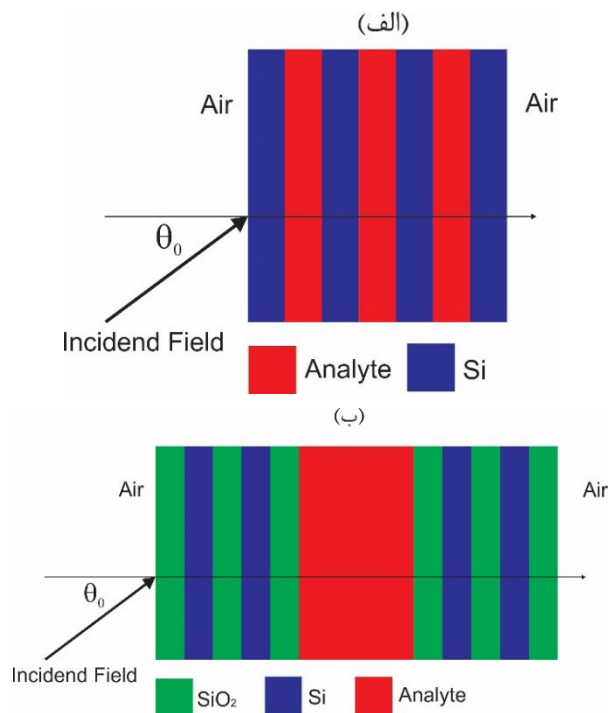


شکل ۳. طیف عبور بلور فوتونیک یک‌بعدی با تعداد تناوب‌های ۲، ۵، ۱۰ و ۱۵ تناوب از SiO_2 و Si تحت زاویه تابش صفر و ضخامت لایه‌های SiO_2 برابر با $d_{\text{SiO}_2}=d_b=150 \text{ nm}$ و ضخامت لایه‌های Si برابر با $d_{\text{Si}}=d_a=200 \text{ nm}$.

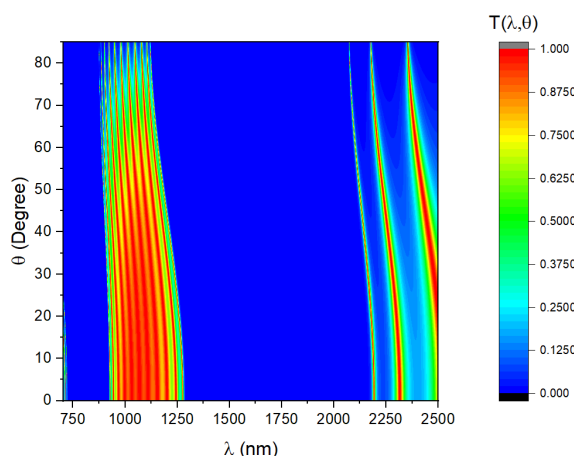
زاویه تابش نور فرودی یکی از پارامترهای بسیار مؤثر بر موقعیت و اندازه نوار ممنوعه فوتونیک است. در این قسمت، تأثیر زاویه تابش بر طیف عبور موج از بلور کامل بررسی می‌شود. در شکل ۴ طیف عبور موج از بلور کامل با ۱۰ تناوب کامل در زوایای تابش مختلف نشان داده شده است. مشخصات بلور همانند بلور مورد بررسی در شکل ۳ است و با توجه به این که قطبش‌های الکتریکی عرضی و مغناطیسی عرضی در تابش عمود بر سطح رفتار یکسان دارند ولی در تابش غیرعمودی رفتار این قطبش‌ها متفاوت هستند، ذکر این نکته ضروری است که نمودارهای شکل ۴ برای قطبش الکتریکی عرضی ترسیم شده است. همچنین، به منظور مشاهده تغییر رفتار اپتیکی بلور، طیف عبور موج با تابش عمود بر سطح نیز در نمودارهای این شکل ترسیم شده است. نتایج نمودارهای شکل ۴ نشان می‌دهد که پهنای نوار ممنوعه فوتونیک با افزایش زاویه تابش، تغییر معناداری نکرده است اما به سمت طول موج‌های کوتاه‌تر جابه‌جا شده است. از طرفی، کمینه‌های عبور در خارج از نوار ممنوعه فوتونیک تحت زوایای تابش خیلی بزرگ (۸۵ درجه) بسیار کوچک شده و به صفر نزدیک شده‌اند (شکل ۴-د). این پدیده‌ها امکان تنظیم موقعیت نوار ممنوعه در یک بلور ساخته شده را فراهم می‌آورد.

به منظور بررسی دقیق‌تر تأثیر زاویه تابش فرودی بر طیف خروجی بلور فوتونیک، نمودار توزیع سطحی طیف عبور بلور فوتونیک با ۲، ۵، ۱۰ و ۱۵ تناوب در شکل ۵ ارائه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌کنید، عدم وجود ناحیه ممنوعه در بلور با ۲ تناوب به ازای تمام زوایای تابش به چشم می‌خورد. علاوه بر این، شکل ۵-ب، برای بلور فوتونیک با ۵ تناوب، مؤید گسترده‌تر شدن نوار ممنوعه با افزایش زاویه تابش و نزدیک‌تر شدن رفتار بلور فوتونیک به بلور فوتونیک ایدئال است. همچنین، نتایج نمودار بلور فوتونیک با ۱۰ تناوب نشان می‌دهد که تغییرات طول موج بیشینه این بلور فوتونیک زیاد نیست با





شکل ۶. حسگر HIV-۱ پیشنهادی بر مبنای بلور فوتونیک (الف) بدون لایه نقص و با جایگزینی خون آلوده به جای SiO_2 و (ب) دارای یک لایه نقص. لایه عبور خون حاوی ویروس در شکل‌ها با رنگ قرمز نشان داده شده است.



شکل ۷. ضریب عبور زیست‌حسگر HIV-۱ پیشنهادی بر مبنای بلور فوتونیک کامل شکل ۶-الف بر حسب طول موج و زاویه تابش.

به منظور بررسی دقیق‌تر در شکل ۸ نمودار طول موج این قله و نیز پهنای این قله عبوری بر حسب زاویه رسم شده است. همان‌طور که مشاهده می‌کنید، طول موج تشدید این قله با افزایش زاویه کاهش می‌یابد و این قله انتقال به آبی می‌یابد. همچنین، پهنای خط این قله عبوری با افزایش زاویه تابش نیز کاهش یافته است و از مرتبه ۱۰ نانومتر به کمتر از یک نانومتر کاهش یافته است. هرچند که هنوز این پهنای نسبتاً زیاد است و از آنجا که ضریب کیفیت با پهنای قله عبوری رابطه عکس دارد، نمی‌توان انتظار ضریب کیفیت بالایی را داشت.

همان‌طور که ذکر شد، در بلورهای ایدئال که دارای بی‌نهایت تناوب هستند، ضریب عبور موج الکترومغناطیسی در نوار ممنوعه فوتونیک برابر با صفر و ضریب انعکاس به بیشترین مقدار خود میل می‌کند. طبیعتاً تلاش بر این است که کیفیت ساخت بلور و مواد به کار رفته در آن به گونه‌ای باشد که بلور دارای کمترین اتلاف ممکن باشد، اما اتلاف صفر عملاً غیرممکن است و بنابراین افزایش تعداد تناوب‌ها در بلور باعث افزایش اتلاف ساختار می‌شود. از طرفی، هزینه ساخت بلور با کاهش تعداد تناوب‌ها کمتر می‌شود. با توجه به مطالب فوق، باید تعداد تناوب‌ها به اندازه‌ای در نظر گرفته شود که خواص اپتیکی ساختار به خواص اپتیکی بلور ایدئال نزدیک باشد و از طرفی مشکلات ساخت و اتلاف ساختار به حداقل مقدار ممکن برسد. بنابراین، حداکثر تعداد ۱۰ تناوب می‌تواند برای ساخت حسگرهای مبتنی بر بلور فوتونیک مناسب باشد. بنابراین، این بلورهای فوتونیک برای پیشنهاد زیست‌حسگرهای HIV-۱ و بررسی رفتار حسگرهای پیشنهادی در ادامه در نظر گرفته می‌شوند.

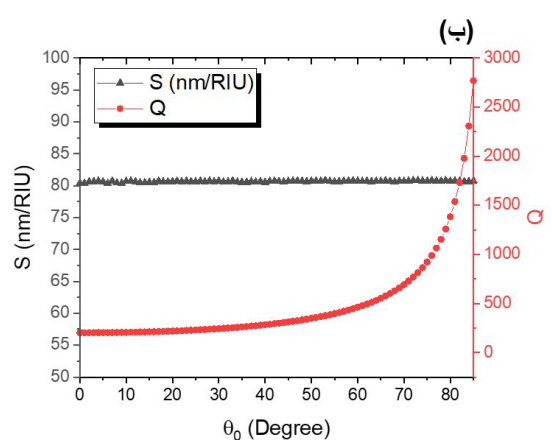
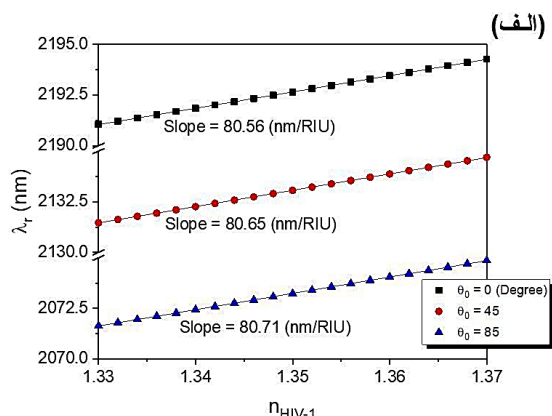
۲.۳ زیست‌حسگر HIV-۱ مبتنی بر بلور فوتونیک کامل

به منظور ایجاد حسگر نوری HIV-۱ در ابتدا زیست‌حسگری پیشنهاد می‌شود که در آن بلور فوتونیک کامل شکل ۲ به کار رفته و فقط ویروس مورد نظر جایگزین لایه SiO_2 شود. نمایی از این ساختار در شکل ۶-الف نشان داده شده است. جایگزینی این لایه SiO_2 با خون آلوده به دلیل نزدیکی ضریب شکست این دو لایه پیشنهاد شده است.

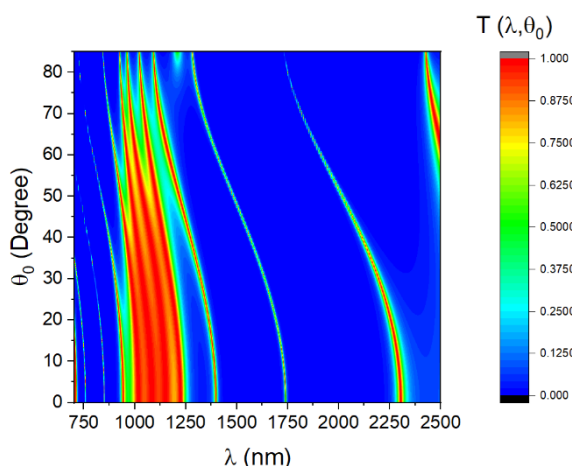
توزیع سطحی طیف ضریب عبور بر حسب زاویه تابش حسگر شکل ۶-الف در شکل ۷ ارائه شده است تا تأثیر زاویه تابش نور بر عملکرد زیست‌حسگر HIV-۱ پیشنهادی بر مبنای بلور فوتونیک کامل بررسی شود. همان‌طور که مشاهده می‌کنید، افزایش زاویه تابش منجر به نزدیک‌تر شدن رفتار حسگر پیشنهادی به بلور فوتونیک کامل و کاهش پهنای قله‌های عبوری می‌شود. علاوه بر این، اولین قله در سمت راست ناحیه ممنوعه و در حوالی ۲۱۹۰ نانومتر دارای پهنای خط نسبتاً کم (0.75°) در زاویه تابش 85° می‌باشد و بنابراین برای حسگری ویروس HIV-۱ می‌تواند مناسب باشد و در ادامه عملکرد این حسگر بر مبنای ردیابی مکان این قله مورد بررسی قرار می‌گیرد.



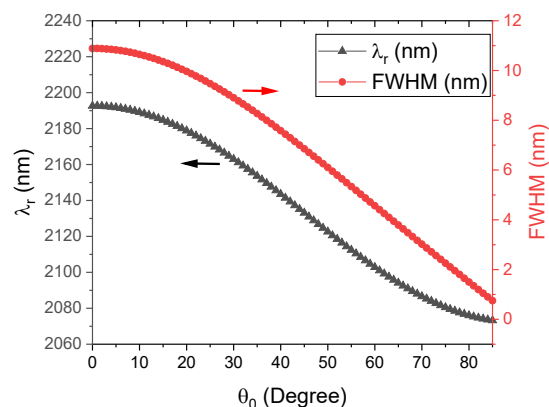
نشان می‌دهد که طول‌موج مد نقص با افزایش زاویه تابش کاهش می‌یابد و انتقال به آبی اتفاق می‌افتد.



شکل ۹. الف) نمودار طول‌موج قله عبوری زیست‌حسگر HIV-۱ برحسب ضریب شکست خون آلوده به HIV-۱ به ازای تابش عمودی و زوایای تابش ۴۵ و ۸۵ درجه و خط راست برازش شده به داده‌ها و ب) حساسیت و ضریب Q حسگر برحسب زاویه تابش.



شکل ۱۰. ضریب عبور زیست‌حسگر HIV-۱ پیشنهادی بر مبنای بلور فوتونیک دارای یک لایه نقص (شکل ۶-ب) برحسب طول‌موج و زاویه تابش برای ساختاری با ۵ تناوب در دو طرف لایه نقص با ضخامت لایه‌های SiO_2 و Si برابر $d_a=200$ nm و $d_b=150$ nm و ضخامت لایه نقص برابر با ۱۵۰۰ نانومتر و ضریب شکست ۱.۳۵.



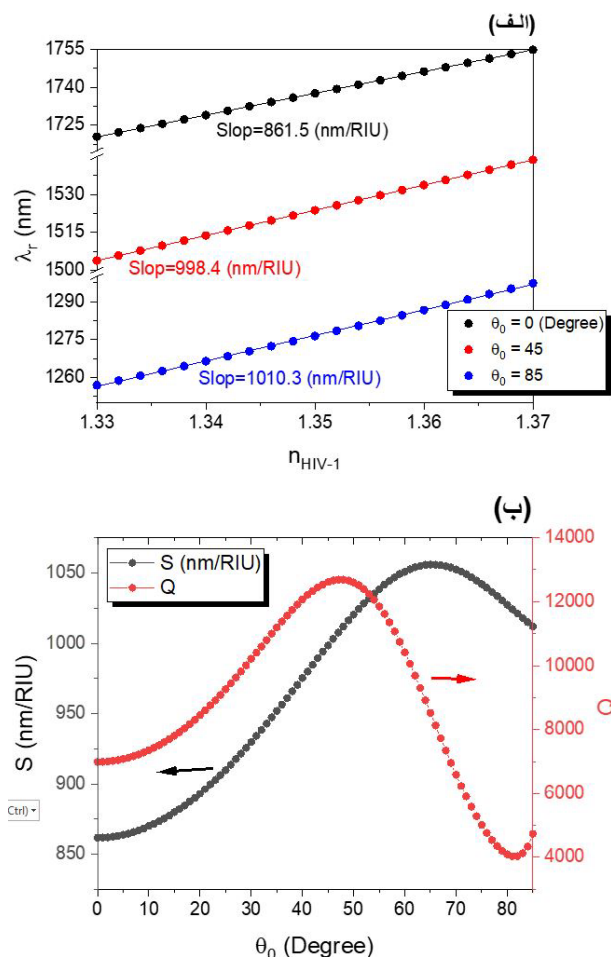
شکل ۸. طول‌موج قله عبوری زیست‌حسگر HIV-۱ و پهنای خط (FWHM) بر مبنای بلور فوتونیک کامل برحسب زاویه به ازای ضخامت $d_{\text{HIV-1}}=200$ nm و ضخامت لایه عبور ویروس $d_{\text{Si}}=150$ nm.

نمودار λ_r برحسب ضریب شکست ناحیه حاوی ویروس HIV-۱ برای ساختار پیشنهادی بر مبنای بلور فوتونیک کامل (شکل ۶-الف) و به ازای تابش عمودی و زوایای تابش ۴۵ و ۸۵ درجه در شکل ۹-الف نشان داده شده و خط راست به این سه نمودار برازش شده است. همان‌طور که مشاهده می‌کنید، شیب این خطوط به یکدیگر نزدیک و تقریباً برابر با $S \approx 80.5$ nm/RIU می‌باشد. به منظور بررسی دقیق‌تر، نمودار حساسیت و ضریب کیفیت (ضریب Q) برحسب زاویه تابش نور فرودی در شکل ۹-ب ارائه شده است. همان‌طور که مشاهده می‌کنید، حساسیت مستقل از زاویه تابش است در حالی که ضریب Q به طور چشمگیری افزایش یافته است و ضریب Q در زاویه تابش ۸۵ درجه تقریباً ۱۴ برابر بزرگ‌تر از تابش عمودی است.

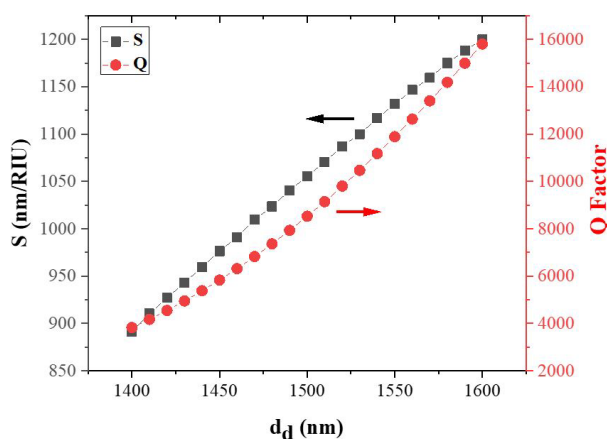
۳.۳ زیست‌حسگر HIV-۱ مبتنی بر بلور فوتونیک با مد نقص

نتایج قسمت قبل نشان می‌دهد که اگرچه که ضریب Q مربوط به حسگر HIV-۱ مبتنی بر بلور فوتونیک دارای مقدار قابل توجهی می‌باشد و با افزایش زاویه تابش بهبود می‌یابد، اما حساسیت ساختار چندان بزرگ نیست. بنابراین، در ادامه، ساختار بلور فوتونیک با ۵ تناوب در دو طرف لایه نقص مطابق شکل ۶-ب پیشنهاد می‌شود که در آن خون حاوی ویروس از لایه نقص عبور می‌کند. به منظور بررسی عملکرد این حسگر و انتخاب مد نقص مناسب در شکل ۱۰ نمودار عبور ساختار برحسب طول‌موج و زاویه تابش نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌کنید، یک مد تشدید یا همان مد نقص در داخل نوار ممنوعه فوتونیک ظاهر شده است که به دلیل ایجاد لایه نقص می‌باشد. این مد دارای پهنای خط بسیار کوچک بوده و می‌تواند برای بررسی حضور ویروس در خون آلوده در حسگر پیشنهادی مورد بررسی قرار گیرد. علاوه‌براین، نتایج شکل ۱۰





شکل ۱۱. نمودارهای الف) طول موج تشدید ساختار حسگر HIV پیشنهادی در شکل ۶-ب برحسب ضریب شکست لایه نقص به ازای زوایای تابش صفر و ۴۵ و ۸۵ درجه و ب) حساسیت و ضریب Q حسگر برحسب زاویه تابش.



شکل ۱۲. بستگی حساسیت (نمودار مشکی) و ضریب کیفیت (نمودار قرمز) به ضخامت لایه نقص برای حسگر توصیف شده در شکل ۶-ب با زاویه تابش ۶۵ درجه.

نمودار طول موج مد نقص برحسب ضریب شکست ناحیه حضور ویروس HIV به ازای تابش عمودی و زوایای تابش ۴۵ و ۸۵ درجه و همچنین خط راست برازش شده با این داده‌ها در شکل ۱۱-الف نشان داده شده است تا حساسیت حسگر پیشنهادی (شیب خط) مورد ارزیابی قرار گیرد. همان‌طور که مشاهده می‌کنید، شیب این خطوط متفاوت است و نشان می‌دهد که حساسیت این ساختار برخلاف ساختار پیشنهادی قبلی تابعی از زاویه تابش می‌باشد. به منظور بررسی دقیق‌تر در شکل ۱۱-ب نمودارهای حساسیت و ضریب Q حسگر پیشنهادی برحسب زاویه تابش نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهد که حساسیت و ضریب Q ساختار با افزایش زاویه تابش در ابتدا افزایش و سپس کاهش می‌یابد و برای این دو کمیت زاویه بهینه تابش وجود دارد. زاویه بهینه تابش برای دستیابی به بیشینه حساسیت و ضریب Q به ترتیب برابر ۶۵ و ۴۷ درجه می‌باشد که مقدار حساسیت در این زوایا به ترتیب به ۱۰۵۶ nm/RIU و ۱۰۰۸ nm/RIU می‌رسد. مقدار حساسیت و ضریب Q ساختار حسگر HIV-۱ پیشنهادی بر مبنای بررسی مد نقص بسیار بالاتر از حسگر HIV-۱ مبتنی بر بلور فوتونیکی کامل است که آن را به عنوان کاندیدای مناسبی با قابلیت ساخت ساده مطرح می‌سازد. در این شرایط کمترین تغییرات ضریب شکست قابل آشکارسازی برابر با $\delta n_{\min} = 1/5 \times 10^{-4}$ است و براساس مدل ماکسول-گارتنت کمترین ضریب پرتشدگی معادل برابر با $\delta f_{\min} = \frac{\delta n_{\min}}{0.7} = 2/143 \times 10^{-3}$ می‌شود که مقدار مطلوبی می‌باشد.

همان‌طور که مشاهده شد، حساسیت حسگر که مشخصه کلیدی آن است در زاویه ۶۵ درجه به بیشترین مقدار خود رسیده است. بنابراین، در ادامه تغییرات کمیت‌های مشخصه حسگر نوری با ضخامت لایه نقص به ازای این زاویه بهینه تابش (۶۵ درجه) بررسی می‌شود و نمودار حساسیت و ضریب کیفیت این حسگر به ازای ضخامت‌های مختلف لایه نقص بررسی و نتایج در شکل ۱۲ ارائه شده است. نتایج نشان می‌دهد که حساسیت و ضریب کیفیت این حسگر به ازای زاویه تابش ۶۵ درجه با افزایش ضخامت لایه نقص به میزان قابل توجهی افزایش می‌یابد.



۴. نتیجه‌گیری

مراجع

1. Eksin E, Erdem A. Recent progress on optical biosensors developed for nucleic acid detection related to infectious viral diseases. *Micromachines*. 2023;14(2):295. <https://doi.org/10.3390/mi14020295>.
2. Sovizi M, Aliannezhadi M. Highly sensitive asymmetric and symmetric cancer sensors with ultra-high-quality factor and resolution power. *Scientific Reports*. 2023;13(1):12251. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-39422-w>.
3. Aliannezhadi M, Mozaffari M.H, Amirjan F. Optofluidic R6G microbubble DBR laser: A miniaturized device for highly sensitive lab-on-a-chip biosensing. *Photonics and Nanostructures-Fundamentals and Applications*. 2023;53:101108. <https://doi.org/10.1016/j.photonics.2023.101108>.
4. Singh A.K, Mittal S, Das M, Saharia A, Tiwari M. Optical biosensors: A decade in review. *Alexandria Engineering Journal*. 2023;67:673-91. <https://doi.org/10.1016/j.aej.2022.12.040>.
5. Fan J, Yuan L, Liu Q, Tong C, Wang W, Xiao F, Liu B, Liu X. An ultrasensitive and simple assay for the Hepatitis C virus using a reduced graphene oxide-assisted hybridization chain reaction. *Analyst*. 2019;144(13):3972-9. <https://doi.org/10.1039/C9AN00179D>.
6. Jeong S, Kim D-M, An S-Y, Kim D.H, Kim D-E. Fluorometric detection of influenza viral RNA using graphene oxide. *Analytical biochemistry*. 2018;561:66-9. <https://doi.org/10.1016/j.ab.2018.09.015>.
7. Ming K, Kim J, Biondi M.J, Syed A, Chen K, Lam A, Ostrowski M, Rebbapragada A, Feld J.J, Chan W.C.W. Integrated quantum dot barcode smartphone optical device for wireless multiplexed diagnosis of infected patients. *Acs Nano*. 2015;9(3):3060-74. <https://doi.org/10.1021/nn5072792>.
8. Gao Y, Han Y, Wang C, Qiang L, Gao J, Wang Y, Liu H, Han L, Zhang Y. Rapid and sensitive triple-mode detection of causative SARS-CoV-2 virus specific genes through interaction between genes and nanoparticles. *Analytica Chimica Acta*. 2021;1154:338330. <https://doi.org/10.1016/j.aca.2021.338330>.
9. Liu Y, Huang C.Z. One-step conjugation chemistry of DNA with highly scattered silver nanoparticles for sandwich detection of DNA. *Analyst*. 2012;137(15):3434-6. <https://doi.org/10.1039/C2AN35167F>.
10. Boltovets P, Snopok B, Boyko V, Shevchenko T, Dyachenko N, Shirshov Y.M. Detection of plant viruses using a surface plasmon resonance via complexing with specific antibodies. *Journal of Virological Methods*. 2004;121(1):101-6. <https://doi.org/10.1016/j.jviromet.2004.06.019>.
11. Farzin L, Shamsipur M, Samandari L, Sheibani S. HIV biosensors for early diagnosis of infection: The intertwine of nanotechnology with sensing strategies. *Talanta*. 2020;206:120201. <https://doi.org/10.1016/j.talanta.2019.120201>.

تشخیص زودهنگام ویروس HIV-1 در خون به درمان سریع‌تر، کنترل گسترش بیماری و تحقیقات علمی در مورد بیماری کمک می‌کند. بنابراین، محققان مختلف به بررسی انواع زیست‌حسگرها برای دسترسی به ساختارهای ساده با حساسیت و ضریب Q بالا برای تشخیص این ویروس و سایر ویروس‌ها پرداخته‌اند. در این مقاله، دو ساختار با قابلیت ساخت ساده و کم‌هزینه بر مبنای بلورهای فوتونیک کامل و دارای نقص و تناوب‌های شامل SiO_2 و Si پیشنهاد و تأثیر زاویه تابش بر عملکرد این حسگرها مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان داده است که حساسیت زیست‌حسگر مبتنی بر بلور فوتونیک کامل به طور قابل توجهی کمتر از حسگر HIV-1 حاوی مد نقص هست و این حساسیت مستقل از زاویه تابش است. در حالی که حساسیت زیست‌حسگر مبتنی بر بلور فوتونیک حاوی نقص (مسیر عبور خون آلوده به ویروس) به شدت به زاویه تابش بستگی دارد. بیشینه حساسیت و ضریب Q زیست‌حسگر HIV مبتنی بر مد نقص به ترتیب برابر با 1056 nm/RIU و 12683 می‌باشد که به طور قابل توجهی از زیست‌حسگرهای نوری مبتنی بر بلور فوتونیک یک‌بعدی در مراجع [۲۲-۲۵] بالاتر است و با افزایش ضخامت لایه نقص این مقادیر بهبود می‌یابند. بنابراین، این زیست‌حسگر با توجه به قابلیت ساخت ساده آن می‌تواند به عنوان گزینه‌ای مناسب برای ساخت پیشنهاد شود. لازم به ذکر است که تولید حسگرهای نوری و از آن جمله زیست‌حسگرهای بلور فوتونیک چالش‌هایی از جمله نیاز به تجهیزات و تخصص خاص، کنترل دقیق پارامترهای طراحی، مواد و روش‌های تولید، کنترل شرایط محیطی، اتصال حسگرهای بلور نوری با سیستم‌های مناسب برای پردازش سیگنال و تجزیه و تحلیل داده‌ها و ... دارند. با این وجود با انتخاب جنس مناسب برای لایه‌ها، قرار دادن بلور فوتونیک در داخل محفظه، بررسی اثرات حرارتی و رسم نمودار کالیبراسیون و ... می‌توان بر این چالش‌ها غلبه کرد و زیست‌حسگری مناسب در ابعاد کوچک و قابل حمل با قابلیت تشخیص آبی و بهره‌برداری در هر مکان حتی در مناطق محروم و کم‌برخوردار را فراهم کرد.

تشکر و قدردانی

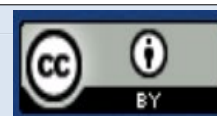
این پژوهش با حمایت مالی معاونت پژوهش و فناوری دانشگاه سمنان به شماره ۲۴۳۱۰ انجام شده است.



12. Lee J-H, Oh B-K, Choi J-W. Development of a HIV-1 virus detection system based on nanotechnology. *Sensors*. 2015;15(5):9915-27. <https://doi.org/10.3390/s150509915>.
13. Sassi I, Ben El Hadj Rhouma M, Taya S.A, Gazzah M.H. The effects of the geometric and optical parameters on the performance of a grating perfect absorber sensor in near-infrared band. *Optical and Quantum Electronics*. 2024;56(6):992. <https://doi.org/10.1007/s11082-024-06713-z>.
14. Shafiee H, Lidstone E.A, Jahangir M, Inci F, Hanhauser E, Henrich T.J, Kuritzkes D.R, Cunningham B.T, Demirci U. Nanostructured optical photonic crystal biosensor for HIV viral load measurement. *Scientific reports*. 2014;4(1):4116. <https://doi.org/10.1038/srep04116>.
15. Chi J, Wu D, Su M, Song Y. All-printed nanophotonic biochip for point-of-care testing of biomarkers. *Sci Bull (Beijing)*. 2022;67(12):1191-3. <https://doi.org/10.1016/j.scib.2022.04.016>.
16. Rizvi A.S, Murtaza G, Zhang W, Xue M, Qiu L, Meng Z. Aptamer-linked photonic crystal hydrogel sensor for rapid point-of-care detection of human immuno-deficiency virus-1 (HIV-1). *J. Pharm Biomed Anal*. 2023;227:115104. <https://doi.org/10.1016/j.jpba.2022.115104>.
17. Lugongolo M.Y, Ombinda-Lemboumba S, Maphanga C, Mthunzi-Kufa P. Editors. Detection of human immunodeficiency virus on a photonic crystal-based platform. *ProcSPIE*. 2023, <https://doi.org/10.1117/12.2647726>.
18. Zhang X, Ma X, Dou F, Zhao P, Liu H. A biosensor based on metallic photonic crystals for the detection of specific bioreactions. *Advanced functional materials*. 2011;21(22):4219-27. <https://doi.org/10.1002/adfm.201101366>.
19. Mozaffari M.H, Ebnali-Heidari M, Moravvej-Farshi M.K. A proposal for ultra-sensitive intensity-based biosensing via photonic crystal optofluidic biolaser. *Laser Physics*. 2019;29(3):035803. <https://doi.org/10.1088/1555-6611/ab0370>.
20. Mahalakshmi S, Nizar S.M, Caroline B.E, Sagadevan K, Loga K. Editors. Design and Investigation of Photonic Crystal Fiber for the Detection of HIV Virus. *2022 Smart Technologies, Communication and Robotics (STCR). IEEE*. 2022. <https://doi.org/10.1109/STCR55312.2022.10009132>.
21. Pang Y, Song H, Cheng W. Using optical trap to measure the refractive index of a single animal virus in culture fluid with high precision. *Biomedical optics express*. 2016;7(5):1672-89. <https://doi.org/10.1364/BOE.7.001672>.
22. Pereira-Silva P, Meira D.I, Costa-Barbosa A, Costa D, Rodrigues M.S, Borges J, Machado A.V, Cavaleiro A, Sampaio P, Vaz F. Immobilization of streptavidin on a plasmonic Au-TiO₂ thin film towards an LSPR biosensing platform. *Nanomaterials*. 2022;12(9):1526. <https://doi.org/10.3390/nano12091526>.
23. Madadi Z, Abedi K, Darvish G, Khatir M. Dual-wavelength plasmonic perfect absorber suitable for refractive index sensing. *Plasmonics*. 2020;15:703-8. <https://doi.org/10.1007/s11468-019-01045-1>.
24. Almwagani A.H, Suthar B, Bhargava A, Taya S.A, Daher M.G, Wu F, Colak I. Sucrose concentration detector based on a binary photonic crystal with a defect layer and two nanocomposite layers. *Zeitschrift für Naturforschung A*. 2022;77(9):909-19. <https://doi.org/10.1515/zna-2022-0126>.
25. Kalyani V.L, Sharmab V.K. Design of 2D photonic crystal biosensor for HIV detection using Nano cavity and micro cavity based structure. <https://doi.org/0.9790/9622-1305190196>.

COPYRIGHTS

©2021 The author(s). This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution (CC BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, as long as the original authors and source are cited. No permission is required from the authors or the publishers.



استناد به این مقاله

سوزی، مهدی، علیان‌نژادی، مریم. (۱۴۰۴). تأثیر زاویه تابش بر عملکرد زیست‌حسگر HIV-۱ مبتنی بر بلور فوتونیکی یک‌بعدی. *مجله علوم، مهندسی و فناوری هسته‌ای*. ۱۷۵-۱۶۵، (۱۱۱). DOI: <https://doi.org/10.24200/nst.2024.1532.1999>. Url: https://jonsat.nstri.ir/article_1656.html

