

مقایسه دو طرح فیبر بلور فوتونی در تشخیص سلولهای سرطانی

ملیکا باقری^۱، علیرضا عبدی کیان^{۲*} و راضیه زارع گنبدی^۳

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، دانشکده فیزیک، دانشگاه ملایر، ملایر، ایران

^۲ هیات علمی، دانشکده فیزیک، دانشگاه ملایر، ملایر، ایران

^۳ هیات علمی، دانشکده فیزیک، دانشگاه ملایر، ملایر، ایران

چکیده

اطلاعات مقاله

این پژوهش به طراحی و تحلیل یک زیست حسگر پلاسمون سطحی مبتنی بر فیبر بلور فوتونیک می پردازد. دو ساختار شامل پیکربندی شش ضلعی رأس روبه بالا و لبه تخت چرخیده به اندازه ۶۰ درجه بررسی شدند تا نقش آرایش حفره های هوا بر پاسخ پلاسمونی مشخص شود. شبیه سازی ها با نرم افزار کامسول ۶/۳ و بر پایه معماری فیبر بلوری نوری انجام گرفت تا امکان جفت شدگی مناسب بین مد هدایت شونده و پلاسمون سطحی فراهم شود. نتایج نشان داد پیکربندی رأس روبه بالا تطابق فازی بهتری با موج پلاسمون پلاریتون سطحی ایجاد کرده و اتلاف محصور شده بیشتری برابر با 37.83 dB/cm در مقایسه 35.71 dB/cm ارائه می دهد. تحلیل حساسیت طول موجی در بازه ضریب شکست ۱/۳۵ تا ۱/۴۰ حساسیت بالایی را برای هر دو ساختار نشان داد، اما ساختار رأس روبه بالا مقدار بالاتری معادل 936.26 nm/RIU نسبت به 929.75 nm/RIU در ساختار لبه تخت داشت. هر دو طرح با افزایش ضریب شکست آنالیت، افزایش اتلاف و جابجایی طول موج به ناحیه قرمز را تجربه کردند. در کاربرد تشخیص سلول های سالم و سرطانی پوست و خون، طرح رأس روبه بالا جابجایی طول موج بیشتری (65 nm و 80 nm) نسبت به لبه تخت (60 nm و 70 nm) نشان داد و عملکرد دقیق تری ارائه کرد. همچنین رگرسیون دوجمله ای با $R^2 > 0.99$ کیفیت بالای برازش و دقت بیشتر این پیکربندی را تأیید نمود. در نتیجه، بهینه سازی هندسه حفره های هوا و ویژگی های پلاسمونی نقش مهمی در بهبود عملکرد حسگرهای فیبر بلوری نوری بر پایه تشدید پلاسمون سطحی داشته و زمینه توسعه نسل جدید حسگرهای زیستی پر بازده را فراهم می کند.

واژگان کلیدی: فیبر بلور نوری، اتلاف محصور شده، طول موج تشدید، سلول سالم و سرطانی.

تاریخ دریافت: ۱۴۰۵/۰۱/۱۷

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۵/۰۶/۰۱

تاریخ چاپ: ۱۴۰۵/۰۶/۰۱

شاپای چاپی: 2588-493x

شاپای الکترونیکی: 2588-4921

* نویسنده مسئول

abdykian@malayeru.ac.ir



مقدمه

اختلافات بسیار جزئی بین سلول های سالم و سرطانی را دارند و به عنوان یکی از حساس ترین روش های نوری برای آشکارسازی تغییرات کوچک در محیط فلز-دی الکتریک مطرح شده اند [۱]. این حسگرها مبتنی بر برهم کنش مد هدایت شده با پلاریتون های سطحی پلاسمونی^۲ (SPP) عمل می کنند [۲]؛ امواجی وابسته به نوسانات الکترون های آزاد در سطح فلز که شرایط انتشار آنها به شدت به ضریب شکست

بر اساس گزارش سازمان بهداشت جهانی، تنها در سال ۲۰۲۰ حدود ۲۰ میلیون نفر در جهان به دلیل سرطان جان خود را از دست داده اند [۱]. آماري که اهمیت تشخیص زودهنگام را به وضوح برجسته می کند. در سال های اخیر (۲۰۱۸ تا ۲۰۲۵)، پژوهش ها نشان داده اند که حسگرهای بلوری نوری^۱ (PCF) توانایی شناسایی

² Surface Plasmon Polariton

¹ Photonic Crystal Fiber

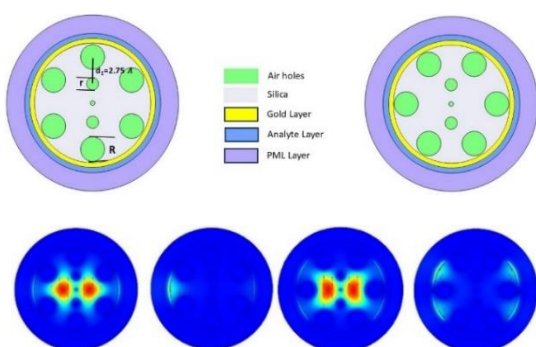
تشخیص سلول‌های سرطان سینه حساسیت 289 RIU^{-1} و توان تفکیک 2.33×10^{-4} ارائه داده که از بسیاری از روش‌های پیشین دقیق‌تر است. امیری و دیگران [۹] نیز نشان دادند که یک حسگر PCF دوهسته‌ای با پوشش نازک طلا و ساختار ساده دایره‌ای می‌تواند سلول‌های سرطانی را با دقت بالا تشخیص دهد. این حسگر برای سرطان پوست، حساسیت دامنه 595 RIU^{-1} گزارش کرده است. همچنین، حساسیت طول‌موجی $16,285 \text{ nm/RIU}$ و مقدار 571.4 RIU^{-1} را به‌عنوان معیار تشخیص برای سرطان غده فوق‌کلیوی ثبت کرده است.

در این مطالعه، دو زیست‌حسگر PCF-SPR با پوشش طلا برای تشخیص دقیق تغییرات جزئی ضریب شکست در آنالیت‌های زیستی و شیمیایی پیشنهاد شدند. این ساختارها از حفره‌های هوای شش‌ضلعی با سطح مقطع یکسان تشکیل شده به‌گونه‌ای که پیکربندی نخست به صورت رأس رو به بالا^۳ و پیکربندی دوم به صورت لبه تخت^۴ طراحی شده است [۱۰]. هر دو هندسه با استفاده از روش المان محدود در نرم‌افزار کامسول تحلیل شدند و ویژگی‌های عملکردی آن‌ها به صورت سیستماتیک مقایسه گردیدند. تحلیل مقایسه‌ای نشان داد که هر پیکربندی مزایای مکملی از نظر حساسیت و دقت ارائه می‌دهد و بدین ترتیب دامنه کاربردهای احتمالی ساختارهای پیشنهادی را در حوزه‌های متنوع حسگری نوری گسترش می‌دهد. نوآوری‌های انجام شده در این مقاله عبارتند از: (۱) ساختارهای حفره‌ای شش‌ضلعی با پیکربندی‌های رأس رو به بالا و لبه تخت با روش المان محدود مقایسه شده‌اند. (۲) ساختار رأس رو به بالا به دلیل افزایش دوشکستی^۵، جفت‌شدگی پلاسمونی و حساسیت، عملکرد بهتری نسبت به ساختار لبه تخت دارد. (۳) نقطه انطباق فاز و حساسیت بالاتر در ساختار رأس رو به بالا مشاهده شده است. (۴) ساختار رأس رو به بالا توانایی

محیط اطراف وابسته است. همین ویژگی، اساس توسعه زیست‌حسگرهای مبتنی بر SPP را فراهم کرده و تشخیص بدون‌نشانگر و لحظه‌ای را ممکن ساخته است [۴]. ادغام اثرات پلاسمونی با ساختارهای فیبر نوری، به‌ویژه PCF، یک رویکرد قدرتمند برای ارتقای عملکرد زیست‌حسگرها محسوب می‌شود. PCF‌ها امکان کنترل دقیق بر هندسه حفره‌های هوا، توزیع میدان هدایت‌شده و پیکربندی موجبر را فراهم می‌کنند که آن‌ها را برای طراحی حسگرهای تخصصی مناسب می‌سازد [۵]. در زیست‌حسگرهای تشدید پلاسمون سطحی^۱ (SPR)، لایه‌ای نازک از فلز (عموماً طلا یا نقره) روی بخش‌هایی از فیبر نشانده می‌شود تا مد هدایت‌شده با مد SPP جفت شود. هر تغییر کوچک در ضریب شکست محیط، شرط انطباق فاز را تغییر داده و موجب جابجایی طول موج تشدید می‌گردد که به‌عنوان سیگنالی قابل اندازه‌گیری استفاده می‌شود [۶]. حساسیت و عمق تشدید در چنین حسگرهایی تحت تأثیر ضخامت لایه فلزی و شکل مؤثر ساختار فیبر است [۷]. از سوی دیگر، ثابت شده است که سلول‌های سرطانی به دلیل متابولیسم متفاوت و غلظت پروتئینی بالاتر، معمولاً ضریب شکست کمی بیشتر از سلول‌های سالم دارند [۸]. داده‌های مطالعات پیشین نشان می‌دهند که اختلاف ضریب شکست بین سلول‌های سالم و سرطانی، هرچند کوچک، اما کاملاً قابل‌اندازه‌گیری است. برای نمونه، ضریب شکست سلول‌های پوستی نوع باسل^۲ از مقدار $1/360$ (سالم) به $1/380$ (سرطانی) و در سلول‌های خون از $1/368$ به $1/392$ افزایش می‌یابد. راملا و دیگران [۸] در سال ۲۰۲۱ نشان دادند که یک زیست‌حسگر با دو قطبش TM و TE قادر است سلول‌های سرطانی را در بازه ضریب شکست $1/360$ تا $1/40$ شناسایی کند و به حداکثر حساسیت طول‌موجی $12,857.14 \text{ nm/RIU}$ برای مد TM و $14,285.71 \text{ nm/RIU}$ برای مد TE برسد. همچنین، میتال و دیگران [۱] استفاده از یک حسگر PCF-SPR مارپیچی را برای تشخیص سلول‌های سرطانی پیشنهاد کردند و گزارش دادند که لایه طلا عملکرد بسیار مطلوبی ایجاد کرده است. این ساختار برای

³ Point-top⁴ Flat-top⁵ Birefringence¹ Surface Plasmon Resonance² Basal

ویژگی باعث تقویت هم‌پوشانی مد هدایت‌شده با موج SPP در مرز فلز-آنالیت شده و در نهایت جفت‌شدگی مؤثرتر و تشدید پلاسمونی قوی‌تری ایجاد می‌کند؛ عاملی که بهبود عملکرد حسگری را به دنبال دارد [۱۳]. برای جلوگیری از بازتاب‌های ناخواسته و تضمین محصورسازی دقیق، مرز بیرونی دامنه شبیه‌سازی با یک لایه جاذب ایده‌آل^۱ (PML) احاطه شده است. بنابراین، طراحی مدل‌های پیشنهادی به‌طور ویژه برای دستیابی به عملکرد بهینه SPR در ساختارهای مبتنی بر PCF طراحی شده است. یکی از اهداف اصلی این طراحی‌ها، افزایش هم‌پوشانی میدان هدایت‌شده فیبر با محیط حسگری است. اهمیت این موضوع از آن جهت است که دنباله میدان هدایت‌شده، که حاصل ناپیوستگی ضریب شکست بین هسته و محیط اطراف است، تنها چندصد نانومتر در ناحیه مجاور نفوذ می‌کند [۱۲]. با وجود این افت سریع، این میدان قادر است با لایه آنالیت برهم‌کنش کرده و نوسانات جمعی الکترون‌ها را در سطح طلا تحریک کند. هنگامی که شرط انطباق فاز برقرار باشد، مد نوری هدایت‌شده با موج SPP جفت‌شده و تغییر قابل‌توجهی در طیف تشدید ایجاد می‌کند؛ تغییری که معمولاً به‌صورت جابجایی طول‌موج تشدید یا افت توان عبوری مشاهده می‌شود [۱۴].



شکل ۱: (بالا) سطح مقطع دو حسگر PCF-SPR پیشنهادی. (پایین) توزیع مد SPP در فصل مشترک طلا-آنالیت است.

تفکیک بهتری برای سلول‌های سرطانی پوست و خون نشان داده است. (۵) همبستگی قوی و غیرخطی برای ساختار رأس رو به بالا تأیید شد که نشان‌دهنده دقت و قابلیت اطمینان بیشتر آن است. ساختار این مقاله به شرح زیر است: بخش ۲ به معرفی هندسه دو حسگر پیشنهادی، تشریح چارچوب نظری پایه و توصیف مدل‌سازی می‌پردازد. بخش ۳ نتایج شبیه‌سازی را گزارش کرده و برای دو نوع سلول سرطانی به مقایسه دو حسگر می‌پردازد. در نهایت، بخش آخر به برجسته‌سازی یافته‌های اصلی مطالعه اختصاص دارد.

۱- طراحی و مدل‌سازی نظری

در این پژوهش، دو ساختار زیست‌حسگر مبتنی بر SPR در بستر PCF بررسی شد (شکل ۱، بالا). هر دو ساختار شش‌ضلعی بوده و از دو حلقه حفره هوایی تشکیل شده‌اند: حلقه داخلی با دو حفره بزرگ‌تر و حلقه بیرونی با آرایش شش‌ضلعی که میدان را در ناحیه هسته محصور می‌کند. با وجود تعداد حفره‌های هوای یکسان، در ساختار دوم، حلقه بیرونی به میزان ۶۰ درجه چرخانده شده است. سطح خارجی فیبر با لایه طلای (ضخامت t_g) پوشانده شده و ناحیه آنالیت (ضخامت t_a) بر روی آن قرار گرفته است. ضخامت لایه طلا به‌عنوان یکی از پارامترهای مؤثر بر برهم‌کنش مد هدایت‌شده با مد SPP، عمق تشدید و ویژگی‌های اتلاف در نظر گرفته می‌شود. در این مطالعه، به‌منظور مقایسه منصفانه دو هندسه پیشنهادی، ضخامت طلا در هر دو ساختار ثابت و برابر با 40 nm انتخاب شد؛ این مقدار با توجه به مقادیر متداول گزارش‌شده برای حسگرهای PCF-SPR با پوشش طلای خارجی انتخاب شده است [۱۱]. برای ایجاد توازن بین دقت عددی شبیه‌سازی‌ها و سرعت محاسباتی، از شبکه‌بندی پیش‌فرض استفاده شد که همگرایی پایدار در تمامی نواحی را تضمین می‌کند. شکل ۱ (پایین) الگوی توزیع میدان الکتریکی عرضی مدهای بنیادی هدایت‌شده را برای هر دو طرح نشان می‌دهد. همان‌گونه که انتظار می‌رود، نحوه آرایش حفره‌ها و چرخش ساختار در طرح دوم، منجر به ایجاد ناهمسانگردی کنترل‌شده و افزایش دوشکستی مدال شده است. این

¹ Perfectly Matched Layer

تغییر ضریب شکست محیط آنالیت، مطابق رابطه زیر تعریف می‌شود [۱۹]:

$$S_{\lambda}(nm/RIU) = \frac{\Delta\lambda_{peak}}{\Delta n_a} \quad (4)$$

که در آن $\Delta\lambda_{peak}$ تغییر تشدید در اثر تغییر Δn_a است. کوچک‌ترین تغییر قابل تشخیص در ضریب شکست محیط نیز با استفاده از «توان تفکیک حسگر»^۶ به صورت زیر است:

$$R_{\lambda} = \frac{\Delta\lambda_{min}}{S_{\lambda}} \quad (5)$$

که $\Delta\lambda_{min}$ حداقل تغییر قابل تفکیک طول موج است. برای نمونه، اگر $\Delta\lambda_{min} = 0.1 \text{ nm}$ ، تغییر $\Delta n_a = 0.01$ و تغییر قله $\Delta\lambda_{peak} = 46 \text{ nm}$ ، توان تفکیک حسگر برابر با $R_{\lambda} = 2.17 \times 10^{-5} \text{ RIU}$ خواهد بود، که نشان‌دهنده توانایی بسیار بالا در آشکارسازی تغییرات کوچک ضریب شکست است. روش دوم، «حساسیت دامنه‌ای»^۷ با اندازه‌گیری تضعیف مد هدایت‌شده در طول موج ثابت (مثلاً 800 nm) پاسخ حسگر را ارزیابی می‌کند. این روش نیازی به اسکن طیفی ندارد و به صورت زیر است [۱۹]:

$$S_A(RIU^{-1}) = -\frac{1}{\alpha(\lambda, n_a)} \frac{\partial \alpha(\lambda, n_a)}{\partial n_a} \quad (6)$$

در این رابطه، $\alpha(\lambda, n_a)$ اتلاف محصورشده متناظر با ضریب شکست مشخص محیط آنالیت است. با تحلیل تغییرات اتلاف نسبت به تغییرات ضریب شکست، می‌توان حساسیت دامنه‌ای را به صورت مستقیم استخراج کرد. برای جمع‌بندی عملکرد کلی حسگر، از «معیار برازندگی»^۸ (FOM) استفاده می‌شود:

$$FOM = \frac{S_A}{FWHM} \quad (7)$$

در این تعریف، FWHM عرض پهنای تشدید (پهنای نیم‌حداکثر طیف اتلاف) است. مقدار بالاتر FOM نشان‌دهنده باریک‌تر بودن خط تشدید و توانایی بالاتر ساختار در تفکیک تغییرات بسیار کوچک ضریب شکست

برای توصیف دقیق ضریب شکست سیلیکا خالص در بازه طول‌موج 0.37 تا 2.2 میکرومتر، از مدل پاشندگی سلمیر^۱ با رابطه زیر استفاده شد [۱۵]:

$$n = \sqrt{1 + \frac{0.692\lambda^2}{\lambda^2 - 0.0047} + \frac{0.408\lambda^2}{\lambda^2 - 0.014} + \frac{0.897\lambda^2}{\lambda^2 - 97.934}} \quad (1)$$

که در آن n ضریب شکست و λ طول موج است. برای مدل‌سازی دقیق رفتار فلز-دی‌الکتریک، مدل درود-لورنتس^۲ بکار گرفته شد. این مدل قابلیت توصیف هم‌زمان پاسخ الکترون‌های آزاد و گذارهای بین‌باندی در فلزات نجیب در گستره مرئی و نزدیک مادون‌قرمز را دارد که به صورت زیر تعریف می‌شود [۱۶]:

$$\varepsilon = \varepsilon_{\infty} - \frac{\omega_D^2}{\omega(\omega + j\gamma_D)} + \frac{\Delta\varepsilon\Omega_L^2}{(\omega^2 - \Omega_L^2) - j\Gamma_L\omega} \quad (2)$$

در این رابطه پارامترهای $\varepsilon_{\infty} = 5.9673$ ، $\Delta\varepsilon = 1.09$ ، ω_D ، Ω_L و Γ_L به ترتیب ثابت دی‌الکتریک فرکانس بالا، قدرت نوسانگر لورنتس، فرکانس زاویه‌ای، فرکانس پلاسما، فرکانس میرایی، فرکانس تشدید لورنتس و پهنای خط^۳ هستند [۱۷]. مقادیر زیر در شبیه‌سازی بکار رفته‌اند: $\omega_D/2\pi = 2113.6 \text{ THz}$ ، $\Omega_L/2\pi = 15.92 \text{ THz}$ ، $\gamma_D/2\pi = 650.07 \text{ THz}$ و $\Gamma_L/2\pi = 104.86 \text{ THz}$. کمیت «اتلاف محصورشده»^۴ مد هدایت‌شده، که نشان‌دهنده میزان نشت میدان به ناحیه فلزی است، با استفاده از مؤلفه موهومی ضریب شکست مؤثر به صورت زیر محاسبه می‌شود [۱۸]:

$$\alpha_{loss} \left(\frac{dB}{cm} \right) = 8.856 \times 10^4 \times \frac{2\pi}{\lambda} \text{Im}(n_{eff}) \quad (3)$$

که در آن λ بر حسب میکرومتر و $\text{Im}(n_{eff})$ بخش موهومی ضریب شکست مؤثر است. این معیار امکان ارزیابی شدت تشدید پلاسمونی سطحی در ساختار PCF-SPR پیشنهادی را فراهم می‌کند. برای تحلیل حساسیت، دو رویکرد انجام شد. نخست، «حساسیت طول موجی»^۵، جابه‌جایی طول‌موج تشدید نسبت به

¹ Sellmeier

² Drude-Lorentz

³ Linewidth

⁴ Confinement Loss

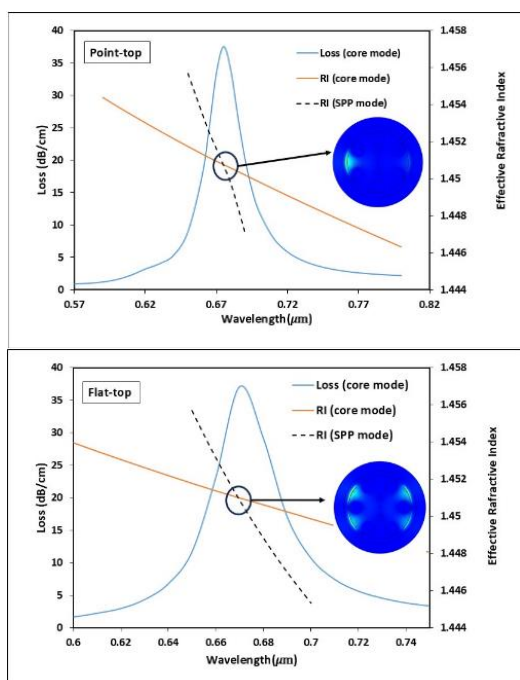
⁵ Wavelength-Interrogation

⁶ Sensor Resolution

⁷ Amplitude-Interrogation

⁸ Figure of Merit

ناهمسانگردی ساختاری وابسته است که منجر به ایجاد دوگانگی شکست و تغییر در بخش موهومی ضریب شکست مؤثر $\text{Im}(n_{\text{eff}})$ می‌شود. تفاوت‌های هندسی بین دو پیکربندی، مشخصات اتلاف را بهینه کرده و پروفایل اتلاف مد پلاسمونی را تغییر می‌دهد. در فیبر با پیکربندی رأس رو به بالا، حداکثر اتلاف محصورشده برابر با 37.83 dB/cm است، در حالیکه مقدار آن برای هندسه لبه تخت 35.71 dB/cm می‌شود.



شکل ۲: طیف اتلاف محصورسازی و مشخصات پاشندگی مد هدایت‌شده و مد SPP متناظر تحت تحریک

شکل ۳: طیف‌های اتلاف محصورشده را برای دو ساختار رأس رو به بالا و لبه تخت، در بازه ضریب شکست $1.35-1.40$ با گام‌های 0.01 نشان می‌دهد. با افزایش ضریب شکست آنالیت، اتلاف محصورشده در هر دو ساختار افزایش می‌یابد، اما ساختار رأس رو به بالا همواره اتلاف بیشتری دارد. این نتایج نشان می‌دهند که پاسخ مد SPP علاوه بر ضریب شکست آنالیت، به هندسه و تقارن ساختار PCF نیز وابسته است و تغییرات کوچک ضریب شکست می‌تواند موجب جابه‌جایی محسوس طول موج تشدید و ویژگی‌های اتلاف شود.

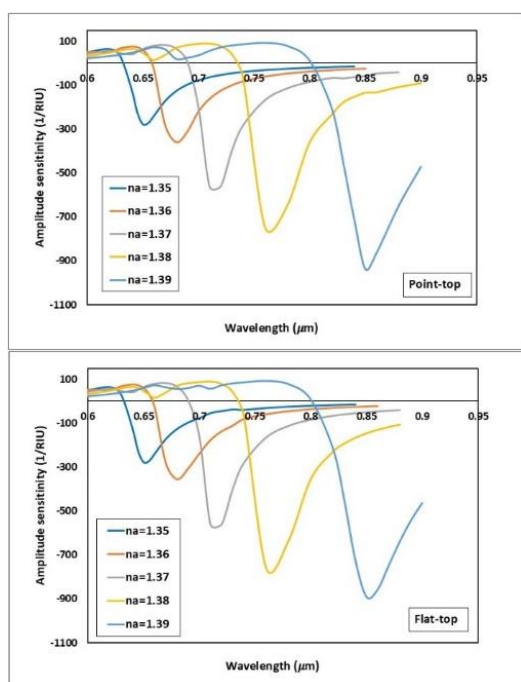
است. بنابراین، بهینه‌سازی هم‌زمان حساسیت دامنه‌ای و عرض تشدید برای دستیابی به یک حسگر زیستی دقیق و کارآمد ضروری است.

۲- بررسی یافته‌های شبیه‌سازی

عملکرد حسگرهای زیستی مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی (SPR) به‌طور مستقیم به توانایی آن‌ها در تشخیص تغییرات ظریف ضریب شکست محیط اطراف بستگی دارد. این امر از آن جهت اهمیت دارد که در محیط‌های زیست‌شیمیایی، ضریب شکست معمولاً در بازه 1.33 تا 1.39 قرار دارد [۲۰]. در طراحی پیشنهادی حسگری ما که بر پایه ساختار فیبر بلوری نوری (PCF) بنا شده است، ماده آنالیت با ضریب شکستی در همین بازه در نظر گرفته شده است. در این ساختارها، گام شبکه^۱ برابر با $\Lambda = 2 \mu\text{m}$ انتخاب شده که فاصله بین هسته فیبر و اولین لایه حفره‌های هوا را مشخص می‌کند. همچنین، حلقه بیرونی حفره‌های هوا در فاصله 2.6Λ از هسته قرار گرفته است. برای دستیابی به محصورسازی قوی میدان و تحریک مؤثر پلاسمونی، سه شعاع مختلف برای حفره‌های هوا در نظر گرفته شده است: $r_0 = 200 \text{ nm}$ (کوچک)، $r = 500 \text{ nm}$ (متوسط) و $R = 1.06 \mu\text{m}$ (بزرگ). لایه نازکی از طلا به ضخامت $t_g = 40 \text{ nm}$ ناحیه حسگری را پوشش می‌دهد و محیط آنالیت با ضخامت $t_a = 0.84 \mu\text{m}$ مجاورت آن تعبیه شده است. ضخامت لایه جاذب ایده‌آل نیز $t_p = 1.6 \mu\text{m}$ در نظر گرفته شد. توزیع میدان مد برای هر دو پیکربندی PCF در شکل ۱ نمایش داده شده است.

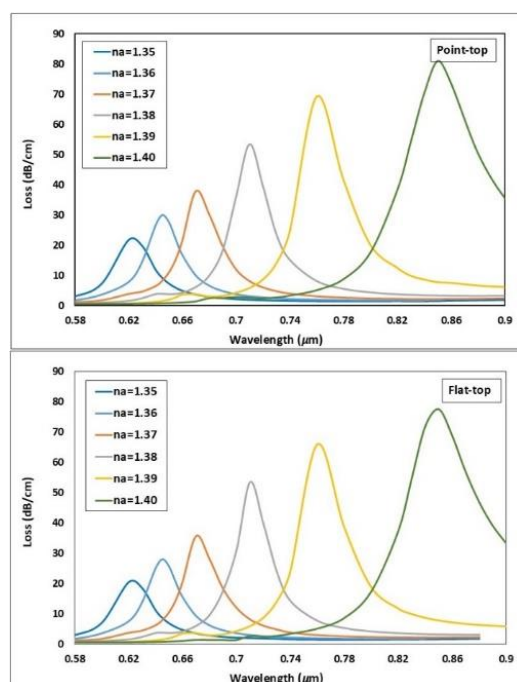
شکل ۲: پروفایل‌های پاشندگی ساختار را در ضریب شکست آنالیت 1.37 نشان می‌دهد. در این شرایط، مد هسته‌ای در ساختار رأس رو به بالا در طول موج تقریبی $0.675 \mu\text{m}$ میکرومتر و در ساختار لبه تخت در حدود $0.68 \mu\text{m}$ میکرومتر با مد SPP هم‌فاز می‌شود. این هم‌فازی، انتقال حداکثری انرژی از مد هدایت‌شده به مد SPP را نشان می‌دهد. شدت این جفت‌شدگی به توزیع فضایی میدان و

¹ The grating pitch



شکل ۴: پروفایل‌های حساسیت طول موج دو حسگر پیشنهادی برای شاخص‌های شکست آنالیت در محدوده ۱/۳۵ تا ۱/۳۹.

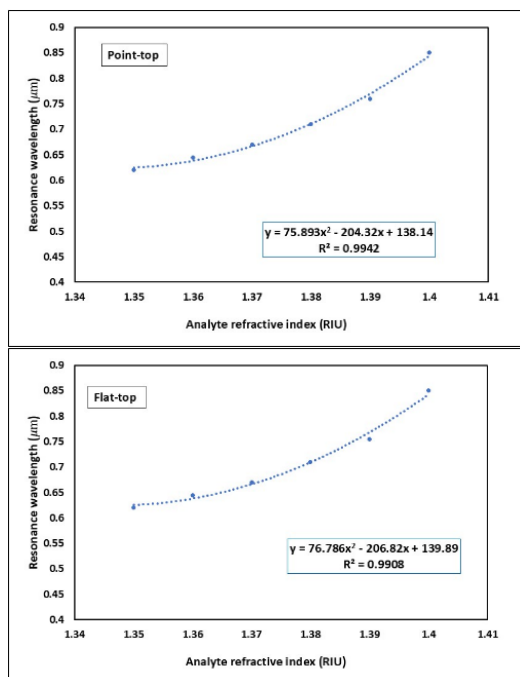
برای ارزیابی توانایی حسگر در تمایز بین نمونه‌های زیستی، شکل ۵ طیف اتلاف محصور شده را بر حسب طول موج، مربوط به سلول‌های پوستی و خونی سالم و سرطانی برای هر دو حسگر پیشنهادی رسم کرده است. در حسگر رأس رو به بالا، تغییرات در طول موج تشدید برای سلول پوستی سالم و سرطانی به ترتیب ۶۴۵ و ۷۱۰ نانومتر و برای سلول خونی سالم و سرطانی ۷۰۰ و ۷۸۰ نانومتر مشاهده می‌شود. در نتیجه، جابجایی طول موج تشدید به مقدار ۶۵ نانومتر برای سلول پوستی و ۸۰ نانومتر برای سلول خونی اندازه‌گیری می‌شود. برای حسگر لبه تخت، این مقادیر به ترتیب ۶۴۰ و ۷۰۰ نانومتر (برای سلول پوستی) و ۷۷۵ و ۷۰۰ نانومتر (برای سلول خونی) هستند؛ که منجر به جابجایی طول موج تشدید به مقدار ۶۰ نانومتر برای اولی و ۷۰ نانومتر برای سلول دومی می‌شود. مقایسه این جابجایی‌ها نشان می‌دهد که حسگر رأس رو به بالا، توانایی بهتری در تفکیک سلول‌های سالم و سرطانی، هم برای نمونه‌های پوستی و هم خونی، نسبت به حسگر لبه تخت دارد.



شکل ۳: تغییرات اتلاف محصورسازی برای هر دو هندسه پیشنهادی PCF با افزایش ضریب شکست آنالیت از ۱/۳۵ تا ۱/۴۰.

شکل ۴ روند تغییرات حساسیت طول موجی را بر حسب ضریب شکست آنالیت برای هر دو ساختار به تصویر می‌کشد. طبق معادله (۴)، در بازه ضریب شکست ۱/۳۵ تا ۱/۳۹، ساختار شش‌ضلعی رأس رو به بالا حساسیت‌هایی معادل 279.23 nm/RIU، 358.73 nm/RIU، 562.23 nm/RIU، 748.54 nm/RIU و 936.26 nm/RIU را از خود نشان می‌دهد. در مقابل، حساسیت‌های متناظر برای پیکربندی لبه تخت به ترتیب کاهش یافته و به 278.56 nm/RIU، 356.31 nm/RIU، 562.20 nm/RIU، 745.68 nm/RIU و 929.75 nm/RIU می‌رسد. این نتایج بر اهمیت جهت‌گیری حفره‌های هوا و ناهمسانگردی ساختاری در پاسخ پلاسمونی حسگر تأکید دارند. همچنین، افزایش ۰/۰۱ در ضریب شکست آنالیت موجب بهبود محسوس حساسیت می‌شود که ناشی از کاهش اختلاف ضریب شکست بین مد هدایت‌شده و مد SPP، تقویت جفت‌شدگی مد و انتقال شرایط هم‌فازی به طول موج‌های بلندتر است.

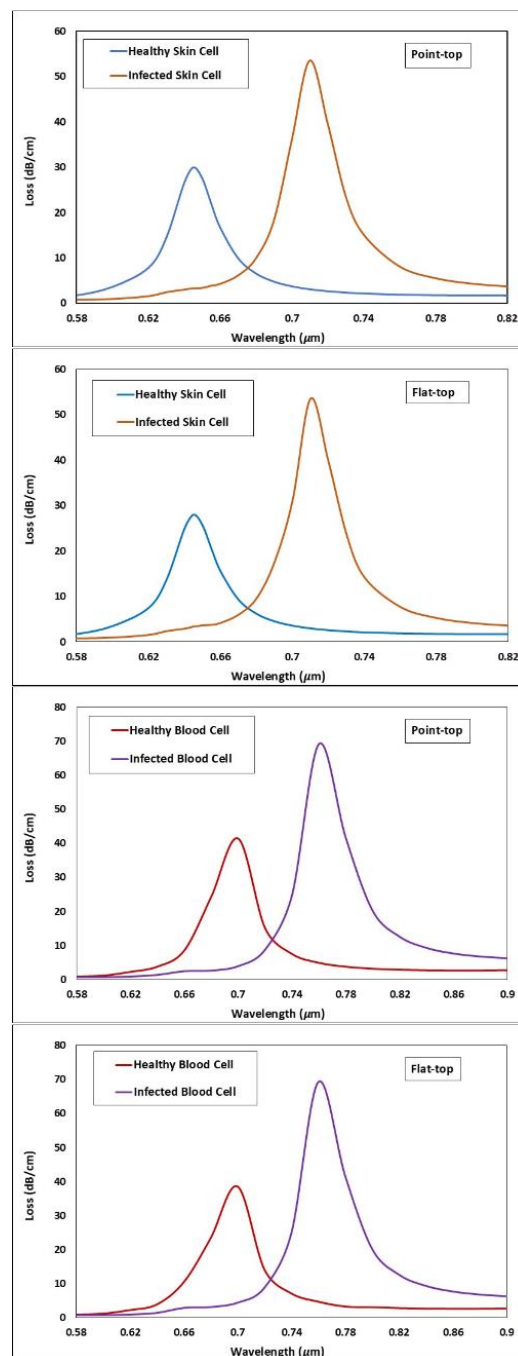
همبستگی غیرخطی قوی بین طول موج تشدید و ضریب شکست آنالیت را تأیید می‌کنند. شایان ذکر است که پیکربندی رأس رو به بالا، دقت برازش بهتر و حساسیت ارتقا یافته‌ای را نسبت به پیکربندی لبه تخت ارائه می‌دهد که این ویژگی آن‌ها را برای کاربردهای پیشرفته در حسگرهای زیستی مناسب می‌سازد.



شکل ۶ نمودار برازش دوجمله‌ای برای دو حسگر پیشنهادی.

۳- نتیجه گیری

در این مطالعه، دو پیکربندی متفاوت از حسگر تشدید پلاسمون سطحی (SPR) مبتنی بر فیبر بلوری نوری (PCF) طراحی، مدل‌سازی و تحلیل شدند. این تحلیل‌ها با استفاده از روش اجزای محدود در نرم‌افزار کامپسول ۶/۳ پیاده‌سازی گردید. هر دو ساختار، یکی با آرایش شش‌ضلعی رأس رو به بالا (طرح ۱) و دیگری با آرایش شش‌ضلعی لبه تخت (طرح ۲)، با یک لایه نازک طلا پوشش داده شدند تا تحریک مؤثر پلاسمونیک صورت پذیرد. نتایج شبیه‌سازی نشان داد که پیکربندی رأس رو به بالا، برتری قابل توجهی در انطباق فاز بین مد هسته‌ای و مد قطبش پلاسمون سطحی (SPP) نسبت به ساختار لبه تخت دارد. این انطباق



شکل ۵ طیف اتلاف محصور شده بر حسب طول موج مربوط به سلول

پوستی و سلول خونی برای دو حسگر پیشنهادی.

به منظور ارزیابی پایداری پاسخ حسگری، رگرسیون دوجمله‌ای بر روی تغییرات طول موج تشدید اعمال شد و منحنی‌های برازش‌شده در شکل ۶ برای هر دو حسگر نمایش داده شده‌اند [۲۱]. کیفیت برازش (معیار R^2) برای ساختارهای هندسی رأس رو به بالا (شکل ۶، بالا) و لبه تخت (شکل ۶، پایین) به ترتیب ۰/۹۹۴۲ و ۰/۹۹۰۸ در بازه $1.35 < n_a < 1.40$ به دست آمد. این مقادیر،

تشکر و قدردانی (اختیاری)

نویسندگان مقاله حاضر، صمیمانه از هیئت تحریریه فصلنامه «پژوهش‌های نوین فیزیک» بابت همکاری و مساعدت در راستای انجام این پژوهش سپاسگزاری می‌نمایند.

منابع

- [۱] S. Mittal, A. Saharia, Y. Ismail, F. Petruccione, A. V. Bourdine, O. G. Morozov, V. V. Demidov, J. Yin, G. Singh, and M. Tiwari, "Spiral Shaped Photonic Crystal Fiber-Based Surface Plasmon Resonance Biosensor for Cancer Cell Detection," *Photonics*, vol. 10, no. 3, pp. 230, 2023.
- [۲] M. R. Sardar, and M. Faisal, "Dual-Core Dual-Polished PCF-SPR Sensor for Cancer Cell Detection," *IEEE Sensors Journal*, vol. 24, no. 7, pp. 9843, 2024.
- [۳] S. A. Maier, *Plasmonics: fundamentals and applications*, United Kingdom: Springer, 2007.
- [۴] A. Abdikian, and H. Abdolrasouli, "Design and Analysis of a Biosensor Based on Surface Plasmon Resonance in a Photonic Crystal Fiber," *Plasmonics*, pp. 1, 2025.
- [۵] A. A. Rifat, G. A. Mahdiraji, Y. M. Sua, R. Ahmed, Y. Shee, and F. M. Adikan, "Highly sensitive multi-core flat fiber surface plasmon resonance refractive index sensor," *Optics express*, vol. 24, no. 3, pp. 2485, 2016.
- [۶] M. Ashrafian, S. Olyae, and M. Seifouri, "Highly sensitive cancer detection using an open D-channel PCF-based SPR biosensor," *Scientific Reports*, vol. 15, no. 1, pp. 10168, 2025.
- [۷] G. K. M. Hasanuzzaman, T. M. Sakib, and A. K. Paul, "Gold coated surface plasmon resonance based biosensor: An hexagonal photonic crystal Fiber platform," *Sensing and Bio-Sensing*

بهتر منجر به جفت‌شدگی قوی‌تر و اتلاف محصورشده بالاتری می‌شود 37.83dB/cm در مقابل 35.71dB/cm . تحلیل حساسیت طول موجی در بازه ضریب شکست $1/40$ تا $1/35$ ، حساسیت‌های بالایی را برای هر دو ساختار آشکار ساخت، اما پیکربندی رأس رو به بالا حساسیت‌های چشمگیری تا 936.26 nm/RIU را به دست آورد که این مقدار برای ساختار لبه تخت 929.75 nm/RIU بود. علاوه بر این، در همین محدوده ضریب شکست آنالیت، هر دو طرح افزایش مداومی در اتلاف محصورسازی و جابجایی به سمت طول موج‌های بلندتر (شیفت به قرمز^۱) را همزمان با افزایش شاخص شکست آنالیت نشان دادند. این یافته بر اهمیت حیاتی جهت‌گیری حفره‌های هوا و ناهمسانگردی ساختاری در تعیین پاسخ پلاسمونی حسگر تأکید می‌کند. در کاربرد عملی برای تمایز سلول‌های پوستی و خونی سالم از سرطانی، پیکربندی رأس رو به بالا جابجایی طول موج تشدید بیشتری را نسبت به ساختار لبه تخت نشان داد (65 نانومتر در مقابل 60 نانومتر برای سلول پوستی و 80 نانومتر در مقابل 70 نانومتر برای سلول خون). این امر، برتری پیکربندی رأس رو به بالا را در توانایی تفکیک بهتر سلول‌های سالم و سرطانی تأیید می‌کند. در نهایت، تحلیل رگرسیون دوجمله‌ای، کیفیت برازش بالایی (مقدار R^2 بالای $0/99$) را برای هر دو ساختار در بازه ضریب شکست مورد بررسی نشان داد. با این حال، پیکربندی رأس رو به بالا دقت برازش بهتری و حساسیت ارتقا یافته‌ای را ارائه کرد که آن را برای کاربردهای پیشرفته حسگرهای زیستی مناسب‌تر می‌سازد. به‌طور کلی، نتایج این مطالعه تأیید می‌کنند که بهینه‌سازی هندسه حفره‌های هوا، مشخصات پلازاسیون و محدوده ضریب شکست آنالیت، نقش اساسی در بهبود حساسیت، رفتار محصورسازی و دقت حسگرهای زیستی مبتنی بر PCF-SPR ایفا می‌کند. یافته‌های ارائه شده در اینجا، مبنای نظری محکمی را برای توسعه نسل بعدی حسگرهای زیستی با کارایی بالا مبتنی بر PCF، جهت کاربردهای نظارت شیمیایی، بیولوژیکی و محیطی فراهم می‌آورد.

¹ Redshift

- optics*, vol. 56, no. 24, pp. 6988, 2017.
- [۱۶] A. Hassani, and M. Skorobogatiy, "Design criteria for microstructured-optical-fiber-based surface-plasmon-resonance sensors," *Journal of the Optical Society of America B*, vol. 24, no. 6, pp. 1423, 2007.
- [۱۷] A. Vial, A.-S. Grimault, D. Macias, D. Barchiesi, and M. L. De La Chapelle, "Improved analytical fit of gold dispersion: Application to the modeling of extinction spectra with a finite-difference time-domain method," *Phys. Rev. B Condens.*, vol. 71, no. 8, p. 085416, 2005.
- [۱۸] M. Hautakorpi, M. Mattinen, and H. Ludvigsen, "Surface-plasmon-resonance sensor based on three-hole microstructured optical fiber," *Optics express*, vol. 16, no. 12, pp. 8427, 2008.
- [۱۹] X. Guo, T. Sang, G. Yang, and Y. Wang, "Dual-Polarization SPR Sensor of U-Shaped Photonic Crystal Fiber Coated with Au-TiO₂," *Plasmonics*, vol. 20, no. 5, pp. 2665, 2025.
- [۲۰] A. M. T. Hoque, K. F. Al-Tabatabaie, M. E. Ali, A. M. Butt, S. S. I. Mitu, and K. K. Qureshi, "U-grooved selectively coated and highly sensitive PCF-SPR sensor for broad range analyte RI detection," *IEEE Access*, vol. 11, pp. 74486, 2023.
- [۲۱] A. Abdikian, "Arc-shaped gold-coated photonic crystal fiber for enhanced surface plasmon resonance biosensing," *Opt. Quantum Electron.*, vol. 58, no. 3, p. 144, 2026.
- Research*, vol. 42, pp. 100582, 2023.
- [۸] A. Ramola, A. Marwaha, and S. Singh, "Design and investigation of a dedicated PCF SPR biosensor for CANCER exposure employing external sensing," *Applied Physics A*, vol. 127, no. 9, pp. 643, 2021.
- [۹] T. Amiri, E. Kadivar, and S. Ghajarpour-Nobandegani, "Cancer Cell Detection Using a Dual-Core Photonic Crystal Fiber Based on Surface Plasmon Resonance," *Sensing and Imaging*, vol. 25, no. 1, pp. 42, 2024.
- [۱۰] A. Abdikian, "Arc-shaped gold-coated photonic crystal fiber for enhanced surface plasmon resonance biosensing," *Optical and Quantum Electronics*, vol. 58, no. 3, pp. 144, 2026.
- [۱۱] T. Tunazzina, F. A. Khan, and A. Chowdhury, "Design and analysis of arc-shaped single core photonic crystal fiber sensor based on surface plasmon resonance," *Photonics and Nanostructures-Fundamentals and Applications*, vol. 58, pp. 101218, 2024.
- [۱۲] S. Zeng, D. Baillargeat, H.-P. Ho, and K.-T. Yong, "Nanomaterials enhanced surface plasmon resonance for biological and chemical sensing applications," *Chemical Society Reviews*, vol. 43, no. 10, pp. 3426, 2014.
- [۱۳] A. Abdikian, "Design and analysis of a surface plasmon resonance photonic crystal fiber biosensor for early malaria diagnosis," *Opt. Quantum Electron.*, vol. 58, no. 10, p. 479, 2026.
- [۱۴] J. Homola, "Surface plasmon resonance sensors for detection of chemical and biological species," *Chemical reviews*, vol. 108, no. 2, pp. 462, 2008.
- [۱۵] G. An, X. Hao, S. Li, X. Yan, and X. Zhang, "D-shaped photonic crystal fiber refractive index sensor based on surface plasmon resonance," *Applied*

Comparison of Two Photonic Crystal Fiber Designs for Cancer Cell Detection

¹ Melika Bagheri, ^{2*} Alireza Abdikian, ³ Raziye Zare Gonbadi

¹ Department of Physics, Malayer University, Malayer, Iran

^{2*} Department of Physics, Malayer University, Malayer, Iran

³ Department of Physics, Malayer University, Malayer, Iran

Article details

Received: 2026/04/06

Accepted: 2026/08/21

Published: 2026/08/21

ISSN: 2588-493x

eISSN: 2588-4821

Correspondence email:

abdykian@malayeru.ac.ir



Abstract

This study presents the design and analysis of a surface plasmon resonance biosensor based on a photonic crystal fiber. Two honeycomb configurations—a point-top hexagonal structure and a flat-top structure rotated by 60° —were examined to evaluate the influence of air-hole arrangement on the plasmonic response. Simulations were performed in COMSOL 6.3 using a PCF-based architecture to achieve effective coupling between the guided mode and the surface plasmon polariton. Results indicated that the point-top configuration provides better phase matching with the SPP mode and yields a higher confinement loss of 37.83 dB/cm compared to 35.71 dB/cm. Wavelength-based sensitivity analysis within the refractive-index range of 1.35-1.40 revealed high sensitivities for both designs, with the point-top configuration achieving a superior value of 936.26 nm/RIU versus 929.75 nm/RIU in the flat-top design. Both structures exhibited increased loss and a redshift in resonance wavelength as the analyte refractive index increased. In distinguishing healthy and cancerous skin and blood cells, the point-top sensor produced larger resonance wavelength shifts (65 and 80 nm) than the flat-top sensor (60 and 70 nm), indicating higher accuracy. Binomial regression ($R^2 > 0.99$) further confirmed the superior fitting quality of the point-top configuration. Overall, optimizing air-hole geometry and plasmonic characteristics plays a crucial role in enhancing SPR-PCF biosensor performance and supports the development of next-generation high-efficiency biosensing devices.

Keywords: Photonic crystal fiber, Confinement loss, Resonance wavelength, Healthy and cancerous cells