

فیبر کریستال فوتونیک تشدید پلاسمون سطحی (حسگر زیستی: رویکرد سنجش عملی)

مهران کریمیان ریزی^۱

مریم فریور^۲

وحید رنجبر عین‌الدین^۳

^۱ دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir

^۲ کارشناسی ارشد، مهندسی برق-الکترونیک، سازمان آموزش فنی و حرفه‌ای، farivar.maryam@yahoo.com

^۳ دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران، v.ranjbar98@ms.tabrizu.ac.ir

چکیده: ما یک بیوسنسور ساده، دو حلقه، شبکه شش ضلعی فیبر کریستال فوتونیک (PCF) با استفاده از پدیده تشدید پلاسمون سطحی (SPR) پیشنهاد می‌کنیم. یک لایه طلای پلاسمونیک فعال و آنالیت (نمونه) در خارج از ساختار الیاف به جای داخل سوراخ‌های هوا قرار می‌گیرند، که منجر به فرآیند ساخت ساده‌تر و مستقیم‌تر می‌شود. حسگر پیشنهادی رفتار انکسار دوگانه‌ای را نشان می‌دهد که حساسیت آن را افزایش می‌دهد. بررسی عددی خواص هدایت‌کننده و عملکرد حسگری با روش المان محدود (FEM) انجام می‌شود. با استفاده از روش‌های بازجویی طول موج و دامنه، حسگر پیشنهادی می‌تواند حداکثر حساسیت‌ها را به ترتیب تا $4000nm/RIU$ و $320RIU^{-1}$ ارائه دهد. وضوح سنسور $2.5 \times 10^{-5} RIU$ و $3.125 \times 10^{-5} RIU$ برای حالت‌های بازجویی طول موج و دامنه است. طراحی حسگر پیشنهادی نتایج امیدوارکننده‌ای را نشان می‌دهد که می‌تواند در تشخیص آنالیت‌های بیولوژیکی و بیوشیمیایی استفاده شود.

کلید واژه‌ها: فیبر کریستال فوتونیک، رزونانس پلاسمون سطحی، سنسورهای فیبر نوری

۱. مقدمه

فلز-دی الکتریک جفت می‌شود [۱، ۵، ۶]. تکنیک SPR برای سنجش زیستی و تشخیص گاز اولین بار توسط لیدبرگ و همکاران در سال ۱۹۸۳ گزارش شد [۷]. با این حال، سنسور SPR مبتنی بر منشور در مجموعه شناخته شده کرچمان، حجیم است و برای سنجش از راه دور مناسب نیست [۸].

اخیراً با ادغام پدیده SPR، فیبر کریستال فوتونیک (PCF) به دلیل ویژگی‌های خاص خود، مانند اندازه کوچک و انعطاف‌پذیری طراحی، پتانسیل زیادی برای سنجش زیستی نشان داده است

در چند دهه اخیر، پدیده تشدید پلاسمون سطحی (SPR) به دلیل طیف وسیعی از کاربردهای حسی و حساسیت بالا توجه زیادی را به خود جلب کرده است. حسگر SPR پیشرفت قابل توجهی در کاربردهای حسگر زیستی مانند تشخیص آنالیت‌های بیومولکولی، تشخیص پزشکی، برهمکنش آنتی-آنتی ژن و غیره نشان داده است [۱-۴]. به طور کلی، یک پیکربندی کوپلینگ منشوری با یک لایه نازک از پوشش فلزی به عنوان سنسور SPR استفاده می‌شود. نور مغناطیسی عرضی (TM) یا نور پلاریزه p که به منشور پرتاب می‌شود، زمانی که شرایط تطابق فاز برآورده شود، به رابط

روی سطح خارجی لایه فلزی انجام داد. طلا به عنوان ماده پلاسمونیک استفاده می شود زیرا از نظر شیمیایی در محیط آبی پایدار است و شیفت پیک تشدید بالایی را نشان می دهد [۱۵]. حسگر پیشنهادی در این کار می تواند به راحتی با استفاده از روش رسم PCF استاندارد Stack-and-Draw [۱۶] و روش رسوب پاشی ساخته شود [۱۷]. علاوه بر این، اثر لایه طلا برای تحریک پلاسمونیک برای عملکرد سنجش و همچنین کاهش ردپای حسگر بررسی و بهینه سازی می شود.

۲. ساختار سازه و مدل سازی نظری

شکل ۱ (a) سطح مقطع ساختار پیش فرم PCF پیشنهادی را بر اساس انباشتگی مویرگ های مختلف نشان می دهد [۱۶]. شکل ۱ (b) سطح مقطع سنسور پیشنهادی را نشان می دهد. ما یک PCF شبکه دو حلقه ای شش ضلعی با یک سوراخ هوای مرکزی کوچک را پیشنهاد می کنیم که تطبیق فاز بین حالت اصلی هدایت شده با هسته و حالت پلاریتون های پلاسمون سطحی (SPP) را تسهیل می کند. دو سوراخ در حلقه اول در کنار سوراخ مرکزی برای معرفی اثر دوشکستگی حذف شده است. دو سوراخ هوا در حلقه دوم در یک ردیف با حفره هوای مرکزی کوچک شده اند تا میدان فروپاشی را در دو طرف مقابل فیبر متمرکز کنند تا پلاسمون سطحی بتواند به طور موثر برانگیخته شود. ساختار PCF پیشنهادی را می توان با معرفی میله ها و مویرگ های جامد با دیواره ضخیم تر، همانطور که در شکل ۱ (a) نشان داده شده است، ساخت.

[۸]. با اصلاح ساختار و ابعاد PCF، می توان میدان فروپاشی را افزایش داد و ویژگی های مودال نور منتشر را دستکاری کرد. برای افزایش حساسیت و درک پیک تشدید باریک، انتشار نور تک حالت مناسب تر است [۹].

اخیراً سنسور SPR مبتنی بر فیبر چند سوراخه توسط گائو و همکاران پیشنهاد شده است. [۱۰]، جایی که تمام سوراخ ها با طلا و دی اکسید تیتانیوم پوشیده شده بودند. برای تحقق تشخیص چند آنالیت، آکوا و همکاران. سنسور PCF-SPR سوراخ هوای بیضوی با چهار شیار میکرو سیال را پیشنهاد کرد [۱۱].

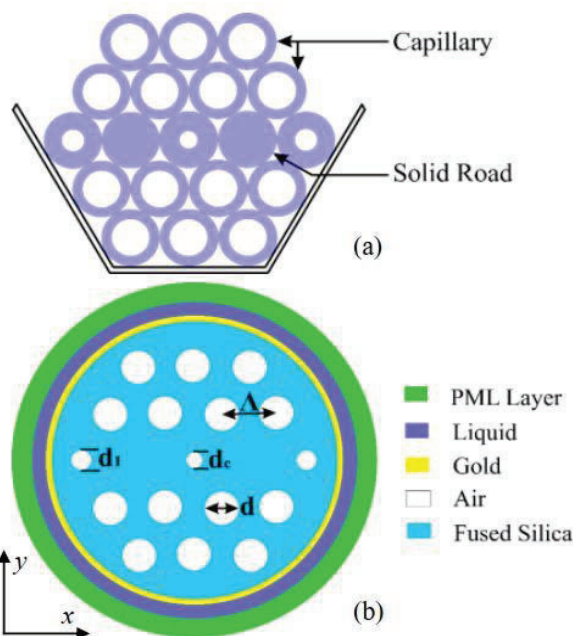
علاوه بر این، آنالیت های با ضریب شکست بالا (RI) که به طور انتخابی طلا پوشیده شده با هسته پر از آنالیت هستند توسط گین و همکاران ارائه شده است. [۱۲]. در چنین سنسورهای SPR مبتنی بر PCF که در آن لایه فلزی باید در داخل سوراخ های فیبر پوشش داده شود. یکی از چالش های اصلی دستیابی به پوشش یکنواخت در داخل سوراخ های مویرگی قطر میکرومتر است. اشکال اضافی این است که مایع باید به طور انتخابی به سوراخ های فیبر نفوذ کند، که اجرای عملی آن را محدود می کند. برای حذف این چالش ها و محدودیت های عملی، اخیراً چندین سنسور SPR مبتنی بر PCF گزارش شده اند که در آن پوشش فلزی و لایه های حسگر بر روی سطح بیرونی ساختار فیبر اعمال می شود. تان و همکاران [۱۳] یک PCF شکل D را پیشنهاد کرد که یک سطح بیرونی صاف برای فلز و لایه های حسگر را فراهم می کند، با این حال، این نیاز به تلاش ریزبینانه برای حذف دقیق بخش از پیش تعیین شده PCF دارد. در مطالعات دیگر، دس و همکاران [۸] و اتویری و همکاران، [۱۴] دو ساختار PCF نامنظم را پیشنهاد کردند که در آن لایه حسگر SPR در سطح بیرونی فیبر قرار می گیرد. با این حال، ساخت چنین نامنظم سازه های PCF که نیاز به اندازه های مختلف سوراخ ها برای قرار دادن در موقعیت های خاص در هندسه الیاف دارند، که حتی با سیستم های حفاری پیش فرم الیافی بسیار دقیق، عملاً چالش برانگیز است.

در این مقاله، یک بیوسنسور PCF ساده بر اساس SPR پیشنهاد شده است. از آنجایی که لایه های حسگر سنسور پیشنهادی در خارج از PCF قرار دارند، تشخیص آنالیت ناشناخته را می توان به سادگی با جاری کردن آن از طریق یا چکاندن آن بر

ω_D و γ_D به ترتیب فرکانس پلاسما و فرکانس میرایی هستند، در حالی که $\omega_D/2\pi = 2113.6\text{THz}$ و $\gamma_D/2\pi = 15.92\text{THz}$ هستند. ضریب وزنی به صورت $\Delta\varepsilon = 1.09$ بیان می‌شود در حالی که، $\Gamma_L/2\pi = 104.86\text{THz}$ و $\Omega_L/2\pi = 650.07\text{THz}$ به ترتیب عرض طیفی و قدرت نوسانگر نوسانگرهای لورنتس هستند. در بالای لایه طلا نمونه (آنالیت) قرار دارد که به عنوان یک لایه دی الکتریک تعریف می‌شود. عملکرد سنسور پیشنهادی با استفاده از روش المان محدود (FEM) مبتنی بر نرم‌افزار تجاری COMSOL با یک لایه کاملاً منطبق دایره‌ای (PML)، که با جذب نور پراکنده از سازه از بازتابش جلوگیری می‌کند، به صورت عددی مورد مطالعه قرار می‌گیرد.

۳. نتایج و تجزیه و تحلیل عملکرد

اصل کار سنسورهای PCF-SPR بر اساس برهمکنش میدان ناپایدار با لایه فلزی است. انتشار نور در هسته، میدان ناپایداری ایجاد می‌کند که از طریق ناحیه روکش نفوذ می‌کند. در طول موج تشدید، بخش واقعی ضریب شکست موثر هدایت شده هسته و ضریب شکست موثر پلاسمون سطحی برابر هستند. میدان ناپایدار پوشیده از هسته، الکترون‌های آزاد سطح فلز را تحریک می‌کند، در نتیجه، موج پلاسمون سطحی تولید می‌شود. یک پیک تلفات شدید در طول موج تشدید ظاهر می‌شود و RI آنالیت ناشناخته را می‌توان از طریق تغییر طول موج یا تغییرات دامنه این پیک تشخیص داد. با توجه به دوشکستگی، سنسور پیشنهادی دو حالت اساسی را نشان می‌دهد. همانطور که در شکل ۲(a) نشان داده شده است، مولفه y نمایه شاخص موثر بالاتری را در مقایسه با مولفه x نشان می‌دهد. علاوه بر این، سنسور پیشنهادی پیک تلفات تشدید حالت اساسی بالاتری را با استفاده از مولفه y در مقایسه با حالت مولفه x نشان می‌دهد. در کار زیر، حالت بنیادی مولفه y در نظر گرفته شده است. مشخصات میدان الکتریکی سنسور پیشنهادی و ویژگی تطبیق فاز در شکل ۲ با آنالیت $n_a = 1.36$ نشان داده شده است. شکل ۲(b) و (c) حالت بنیادی هدایت شده هسته ای را به ترتیب برای x -component و y -



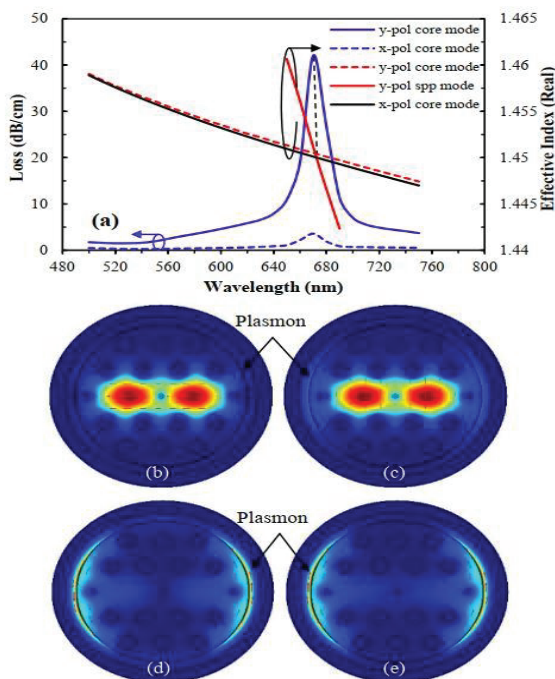
شکل ۱ (الف) مقطع انباشته PCF's پیشنهادی، (ب) مقطع سنسور پیشنهادی.

تمام سوراخ‌های هوا به شکل دایره‌ای هستند. همانطور که در شکل ۱ (b) نشان داده شده است، قطر سوراخ‌های هوا $d_c = 0.15\Lambda$ و $d_1 = 0.25\Lambda$ و $d = 0.5\Lambda$ (اندازه مرکز تا مرکز) $\Lambda = 2\mu\text{m}$ میکرومتر است.

ضریب شکست سیلیس دوب شده مورد استفاده در مدل سازی از معادله سلمایر پیروی می‌کند [۱۱]. در سطح بیرونی ساختار الیاف، یک لایه طلا نازک با ضخامت ثابت ($d_g = 40\text{nm}$) به عنوان ماده پلاسمونیک استفاده می‌شود. این نوع لایه نازک را می‌توان با استفاده از تکنیک رسوب پاشی، تکنیک رسوب بخار شیمیایی با فشار بالا (CVD) و غیره در خارج از فیبر ساختار یافته یکپارچه کرد [۱۷، ۱۸]. ثابت دی الکتریک طلا با مدل Drude-Lorentz [۱۹] تعریف می‌شود که به صورت زیر نوشته شده است:

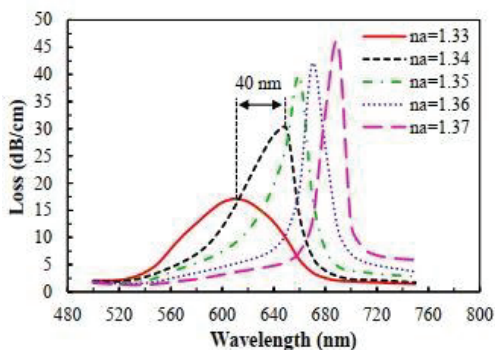
$$\varepsilon_{Au} = \varepsilon_{\infty} - \frac{\omega_D^2}{\omega(\omega + j\gamma_D)} - \frac{\Delta\varepsilon \cdot \Omega_L^2}{(\omega^2 - \Omega_L^2) + j\Gamma_L\omega}$$

که در آن ε_{Au} گذردهی طلا، ε_{∞} گذردهی در فرکانس بالا و مقدار آن 5.9673 است. فرکانس زاویه ای را می‌توان به صورت $\omega = 2\pi c/\lambda$ بیان کرد که در آن c سرعت نور است.



شکل ۲ مشخصات میدانی سنسور پیشنهادی در آنالیت RI 1.36 (الف) روابط پراکندگی حالت اساسی و حالت SPP. (ب) و (د) حالت هدایت شده هسته بنیادی x-component و حالت SPP به ترتیب، (ج) و (ه) حالت هدایت شده هسته بنیادی y-component و حالت SPP

با استفاده از روش بازجویی طول موج، سنسور پیشنهادی حداکثر حساسیت مثبت $4000\text{nm}/\text{RIU}$ را نشان می‌دهد و وضوح حسگر $2.5 \times 10^{-5} \text{RIU}$ است (با فرض تفکیک طول موج ۰,۱ نانومتر). حساسیت بازجویی طول موج سنسور پیشنهادی با منابع [۱۰، ۱۲، ۱۵، ۲۱] با ساختار عملاً ساده‌تر قابل مقایسه است.



شکل ۳: طیف تلفات اساسی با تغییر آنالیت RI از ۱,۳۳ تا ۱,۳۷

component نشان می‌دهد. هنگامی که نور در هسته منتشر می‌شود، نور y-component در مقایسه با نور x-component به سمت سطح شکسته می‌شود. به وضوح قابل مشاهده است که میدان الکتریکی مولفه y در لایه حسگر در مقایسه با x-component قوی تر است. شدت میدان الکتریکی روی سطح فلز نشان دهنده سطح حساسیت است. شکل ۲ (d) و (e) حالت SPP را برای x-component و y-component به ترتیب نشان می‌دهد. علاوه بر این، شکل ۲ (a) تطبیق فاز را در ۶۷۰ نانومتر نشان می‌دهد که در آن شاخص مؤثر حالت بنیادی هدایت شده با هسته و حالت SPP برای آنالیت با RI 1.36 منطبق است. در پیک رزونانس ۶۷۰ نانومتر، بزرگترین انرژی از حالت اصلی هدایت شده با هسته به حالت SPP منتقل می‌شود، زمانی که هر دو حالت به شدت کوپل شده‌اند. پدیده جفت تطبیق فاز با همزمانی پیک رزونانس و تقاطع بین روابط پراکندگی حالت هدایت شده با هسته و حالت SPP تأیید می‌شود. اتلاف محصور شدن توسط $\alpha(\text{dB/cm}) = 8.686 \times (2\pi/\lambda) \text{Im}(n_{\text{eff}}) \times 10^4$ [8] محاسبه می‌شود [۸]، که در آن، $\text{Im}(n_{\text{eff}})$ بخش خیالی شاخص حالت مؤثر و λ طول موج است. در میکرومتر بخش واقعی شاخص مؤثر حالت پلاسمون سطحی (n_{eff}) به شدت تحت تأثیر ضریب شکست آنالیت است. این به نوبه خود طول موج را برای شرایط تطبیق فاز بین حالت هدایت شده هسته و حالت های پلاریتون-های پلاسمون سطحی تعیین می‌کند. شکل ۳ اوج تغییر طول موج ناشی از تغییر آنالیت RI را از ۱,۳۳ به ۱,۳۷ نشان می‌دهد. افزایش آنالیت RI، $R(n_{\text{eff}})$ منحنی SPP را در شکل ۲ (a) به سمت مقدار بالاتر در مجموع تغییر خواهد داد. در نتیجه، طول موج تطبیق فاز یا پیک رزونانس به سمت طول موج بلندتر منتقل می‌شود. با افزایش آنالیت RI، پیک رزونانس به سمت طول موج بلندتر جابه‌جا می‌شود و عمق تلفات به طور همزمان افزایش می‌یابد به دلیل کنتراست شاخص هم‌پوشش پایین‌تر، عمق تشدید کمتر با آنالیت RI در ۱,۳۳ مشاهده شد. این نشان دهنده انتقال انرژی ضعیف تر از حالت هدایت شده هسته به حالت SPP است که منجر به گسترش طیف تشدید می‌شود [۲۰].

$$d_c = (0.15\Lambda, d_1 = 0.25\Lambda, d = 0.5\Lambda \text{ و } t_g = 40\text{nm})$$

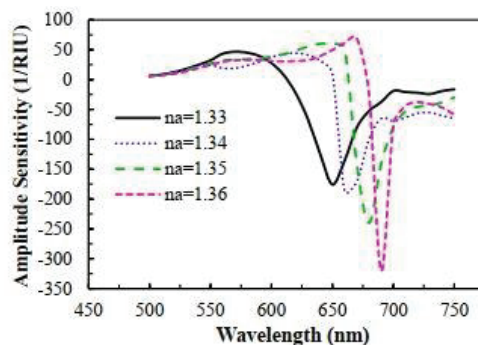
از شکل ۴، با افزایش آنالیت RI، حساسیت دامنه به تدریج افزایش می یابد. برای تشخیص آنالیت با RI 1.36، سنسور پیشنهادی حداکثر حساسیت دامنه $320RIU^{-1}$ را نشان می دهد که قابل مقایسه با Ref. [۱۰]. علاوه بر این، حساسیت های دامنه ۱۷۶، ۱۸۴ و $240RIU^{-1}$ برای آنالیت های با RI به ترتیب ۱،۳۳، ۱،۳۴ و ۱،۳۵ به دست می آید. علاوه بر این، وضوح سنسور پیشنهادی 3.125×10^{-5} است، با فرض اینکه حداقل ۱٪ شدت ارسال به طور دقیق تشخیص داده شود. به طور کلی، حساسیت سنسورهای SPR مبتنی بر PCF به میدان های محو شده بستگی دارد. میدان های ناپایدار قوی تر منجر به تلفات انتقال بیشتر در فیبر می شود. با این حال، تعامل با سطح فلز را افزایش می دهد و متعاقباً حساسیت سنسور را بهبود می بخشد. با توجه به تلفات زیاد در پیک رزونانس، تنها چند میلی متر طول سنسور برای دستیابی به سیگنال قابل مشاهده با سنسور پیشنهادی مورد نیاز است. بنابراین کاهش مقدار آنالیت برای تشخیص ضخامت لایه طلا تاثیر قابل توجهی بر عملکرد سنسور دارد. تغییر عملکرد سنسور با تغییر ضخامت لایه در شکل ۵ نشان داده شده است. شکل ۵(a) تغییر رنگ قرمز طیف تلفات را با افزایش ضخامت لایه طلا نشان می دهد. در ضخامت $t_g = 40\text{nm}$ حداکثر تلفات 40 dB/cm و 42 dB/cm در ۶۶۰ نانومتر و ۶۷۰ نانومتر به دلیل RI آنالیت ۱،۳۵ و ۱،۳۶ به ترتیب رخ می دهد. برای بررسی طول موج، حساسیت های ۱۰۰۰، ۱۹۰۰ و $2000\text{ nm}/RIU$ را در ضخامت طلای ۴۰، ۵۰ و ۶۰ نانومتر نشان می دهد، زمانی که آنالیت RI 1.35 باشد. همانطور که ضخامت لایه طلا افزایش می یابد، n_{eff} حالت SPP محدود شده در لایه Au بیشتر می شود، که منجر به تغییر رنگ قرمز طول موج مطابق فاز می شود. عمق تلفات به تدریج با افزایش ضخامت لایه طلا کاهش می یابد. همان سناریو برای حساسیت دامنه نیز مشاهده می شود، همانطور که در شکل ۵

$$(d_c = 0.15\Lambda, d_1 = 0.25\Lambda, d = 0.5\Lambda \text{ و } t_g = 40\text{nm})$$

حساسیت دامنه با استفاده از [۱۱] محاسبه می شود:

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

حساسیت بازجویی طول موج توسط $S_\lambda(\lambda) = \Delta\lambda_{\text{peak}}/\Delta n_a$ تعیین می شود. که در آن تغییر RI آنالیت و قله $\Delta\lambda$ پیک شیفست است. پیک های تشدید در طول موج های ۶۶۰، ۶۷۰ و ۶۹۰ نانومتر برای آنالیت RI به ترتیب ۱،۳۵، ۱،۳۶ و ۱،۳۷ یافت می شوند. حساسیت ۱۰۰۰، ۱۰۰۰ و ۲۰۰۰ nm/RIU زمانی به دست می آید که آنالیت RI به ترتیب از ۱،۳۴-۱،۳۵، ۱،۳۵-۱،۳۶ و ۱،۳۶-۱،۳۷ تغییر کند. تغییر آنالیت RI بر n_{eff} حالت SPP، n_{eff} core mode، عمق نفوذ میدان SPP و غیره به طور همزمان تاثیر می گذارد. اثر متقاطع آن ویژگی های تحت تاثیر به تغییرات دلخواه در بزرگی تغییر طول موج کمک کرد. در عمل، یک فاکتور کالیبراسیون برای هر محدوده از آنالیت RI مورد نیاز است. از روش بازجویی طول موج، حسگر پیشنهادی حساسیت بالاتری را در مقایسه با روش بازجویی دامنه نشان می دهد. حساسیت بازجویی دامنه در یک طول موج مشخص اندازه گیری می شود که این روش را در مقایسه با روش بازجویی طول موج ساده تر و مقرون به صرفه تر می کند [۳]. با تغییر RI آنالیت، حساسیت دامنه در شکل ۴ نشان داده شده است.



شکل ۴: حساسیت دامنه تابعی از طول موج است

معتقدیم که می توان آن را برای کاربردهای سنجش محیطی، بیولوژیکی و بیوشیمیایی محقق کرد.

۵. مراجع

[1] B. Gupta and R. Verma, "Surface plasmon resonance-based fiber optic sensors: principle, probe designs, and some applications, J.Sens" vol. 2009, 2009.

[2] J. Homola, "Present and future of surface plasmon resonance biosensors," Anal. Bioanal. chem., vol. 377, pp. 528-539, 2003.

[3] J. Homola, S. S. Yee, and G. Gauglitz, "Surface plasmon resonance sensors: review," Sensor Actuat. B-Chem., vol. 54, pp. 3-۱۵, 1999.

[4] W. R. Wong, O. Krupin, S. D. Sekaran, F. R. Mahamd Adikan, and P. Berini, "Serological diagnosis of dengue infection in blood plasma using long-range surface plasmon waveguides," Anal. chem., vol. 86, pp. 1735-1743, 2014.

[5] Y. Zhao, Z.-q. Deng, and J. Li, "Photonic Crystal Fiber Based Surface Plasmon Resonance Chemical Sensors," Sensor Actuat. B-Chem. vol. 202, pp. 557-567, 2014.

[6] P. K. Maharana, P. Pandhy, and R. Jha, "On the Electric Field Enhancement and Performance of an ultrastable SPR Biosensor Based on Graphene," IEEE Photon. Tech. L., vol. 25, pp. 2156-۲۱۵۹, 2013.

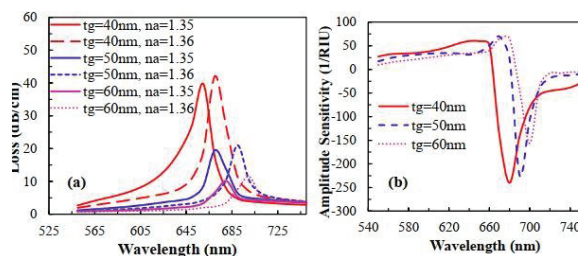
[7] B. Liedberg, C. Nylander, and I. Lunström, "Surface plasmon resonance for gas detection and biosensing," Sensor Actuator, vol. ۴, pp. 299-304, 1983.

[8] J. N. Dash and R. Jha "Graphene Based Birefringent Photonic Crystal Fiber Sensor Using Surface Plasmon Resonance," IEEE Photon. Tech. L., vol. 26, pp. 1092-1095, 2014.

[9] B. Shuai, L. Xia, Y. Zhang, and D. Liu, "A multi-core holey fiber based plasmonic sensor with large detection range and high linearity," Opt. express, vol. 20, pp. 5974-5986, 2012.

[10] D. Gao, C. Guan, Y. Wen, X. Zhong, and L. Yuan, "Multi-hole fiber based surface plasmon

(b) نشان داده شده است، با افزایش ضخامت لایه طلا، حساسیت دامنه به تدریج کاهش می یابد. این نشان دهنده نفوذ کمتر حالت هسته به لایه طلا به دلیل ضخامت بیشتر است.



شکل ۵ (الف) طیف تلفات و (ب) حساسیت دامنه برای ضخامت های مختلف لایه طلا ($d_c = 0.15\lambda$, $d_1 = 0.25\lambda$, $d = 0.5\lambda$)

همچنین، لایه ضخیم تر طلا باعث از دست رفتن میرایی بیشتر فلز طلا می شود. حداکثر حساسیت $240RIU^{-1}$ در 680 نانومتر است که ضخامت طلا $t_g = 40nm$ باشد. هنگامی که ضخامت طلا به ترتیب 50 و 60 نانومتر باشد، حساسیت دامنه به $225RIU^{-1}$ و $157RIU^{-1}$ کاهش می یابد. ضخامت طلایی $t_g = 40nm$ با توجه به نسبت سیگنال به نویز بهتر است. نقطه تطبیق فاز با تغییرات ضخامت برچسب تغییر می کند، این مکانیسم برای مطالعه نانوذرات روی سطح فلزی یک حسگر مفید است. علاوه بر این، یک رویکرد عملی دیگر، نظارت بر غلظت نانوذرات برای مطالعه درمان سرطان فتودینامیک است [۲۲].

۴. نتیجه گیری

یک سنسور عملا ساده PCF SPR با نگه داشتن لایه فلزی و لایه مایع (نمونه) خارج از ساختار فیبر پیشنهاد می شود. سنسور پیشنهادی با استفاده از FEM و پارامترهای حسگر بهینه سازی شده برای عملکرد سنجش مورد مطالعه عددی قرار می گیرد. سنسور ما حداکثر حساسیت بازجویی به طول موج $4000 nm/RIU$ را با وضوح $2.5 \times 10^{-5} RIU$ نشان می دهد. علاوه بر این، حداکثر حساسیت دامنه $320RIU^{-1}$ با وضوح $3.125 \times 10^{-5} RIU$ است.

از آنجایی که این حسگر پیشنهادی امکان ساخت با روش Stack-and-Draw فعلی PCF و فناوری رسوب پاشی را دارد. ما

- [19] A. Vial, A.-S. Grimault, D. Macías, 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 timedomain method," *Phy. Rev. B*, vol. 71, p. 085416, 2005.
- [20] B. Shuai, L. Xia, and D. Liu, "Coexistence of positive and negative refractive index sensitivity in the liquid-core photonic crystal fiber based plasmonic sensor," *Opt. express*, vol. 20, pp. ۲۵۸۵۸-۲۵۸۶۶, 2012.
- [21] P.-p. Zhang, J.-q. Yao, H.-x. Cui, and Y. Lu, "A surface plasmon resonance sensor based on a multi-core photonic crystal fiber," *Optoelectronic Lett.*, vol. 9, pp. 342-345, 2013.
- [22] L. O. Cinteza, T. Y. Ohulchanskyy, Y. Sahoo, E. J. Bergey, R. K. Pandey, and P. N. Prasad, "Diacyllipid micelle-based nanocarrier for magnetically guided delivery of drugs in photodynamic therapy," *Mol. pharm.*, vol. 3, pp. 415-423, 2006.
- resonance sensor operated at nearinfrared wavelengths," *Opt. Commun.*, vol. 313, pp. 94-98, 2014.
- [11] E. K. Akowuah, T. Gorman, H. Ademgil, S. Haxha, G. K. Robinson, and J. V. Oliver, "Numerical analysis of a photonic crystal fiber for biosensing applications," *IEEE J. Quantum Elect.*, vol. 48, pp. 1403-1410, 2012.
- [12] W. Qin, S. Li, Y. Yao, X. Xin, and J. Xue, "Analyte-filled core self-calibration microstructured optical fiber based plasmonic sensor for detecting high refractive index aqueous analyte," *Opt. Laser Eng.*, vol. 58, pp. 1-8, 2014.
- [13] Z. Tan, X. Li, Y. Chen, and P. Fan, "Improving the Sensitivity of Fiber Surface Plasmon Resonance Sensor by Filling Liquid in a Hollow Core Photonic Crystal Fiber," *Plasmonics*, vol. 9, pp. 167-۱۷۳, 2014.
- [14] R. Otupiri, E. Akowuah, S. Haxha, H. Ademgil, F. AbdelMalek, and A. Aggoun, "A Novel birefringent photonic crystal fibre surface plasmon resonance biosensor," *IEEE Photonic Journal*, vol. 6, No.۴, 2014.
- [15] J. N. Dash and R. Jha, "SPR Biosensor Based on Polymer PCF Coated With Conducting Metal Oxide," *IEEE Photon. Tech. L.*, vol. 26, pp. 595-598, 2014.
- [16] G. Amouzad Mahdiraji, D. M. Chow, S. Sandoghchi, F. Amir Khan, E. D., K. S. Yeo, et al., "Challenges and Solutions in Fabrication of Silica-Based Photonic Crystal Fibers: An Experimental Study," *Fiber Integrated Opt.*, vol. 33, pp. 85-104, 2014.
- [17] P. Malinský, P. Slepíčka, V. Hnatowicz, and V. Švorčík, "Early stages of growth of gold layers sputter deposited on glass and silicon substrates," *Nanoscale Res. Lett.*, vol. 7, pp. 1-7, 2012.
- [18] P. J. Sazio, A. Amezcua-Correa, C. E. Finlayson, J. R. Hayes, T. J. Scheidemantel, N. F. Baril, et al., "Microstructured optical fibers as high-pressure microfluidic reactors," *Science*, vol. 311, pp. ۱۵۸۳-۱۵۸۶, 2006.