

KNO-1003-4102

یک بیوسنسور جدید فیبر کریستال فوتونیک با استفاده از پلاسمون سطحی

مهران کریمیان ریزی^۱ مریم فریور^۲

فارغ التحصیل کارشناسی ارشد، مهندسی پزشکی، دانشگاه تبریز، ایران،

mehrankarimian97@ms.tabrizu.ac.ir

آمربی سازمان آموزش فنی و حرفه ای کشور، شاهین شهر، ایران،

Farivar.maryam@yahoo.com

چکیده: یک بیوسنسور جدید فیبر کریستال فوتونی (PCF) بر اساس پدیده تشدید پلاسمون سطحی (SPR) پیشنهاد شده است. از نظر شیمیایی پایداری ماده پلاسمونیک فعال طلا (Au) (و لایه حسگر در خارج از ساختار فیبر برای ساده تر کردن پیکربندی حسگر استفاده می شود. حسگر پیشنهادی می تواند آنالیت های ناشناخته را با جاری شدن در سطح فلز یا چکیدن روی سطح خارجی لایه فلزی تشخیص دهد. سنسور پیشنهادی از سوراخ های هوای دایره ای متقارن تشکیل شده است. دو سوراخ هوای کوچک در حلقه دوم استفاده شده است. که به تولید میدان کمک می کند و همچنین به تنظیم تطابق فاز بین حالت هدایت شده هسته و حال تپلاریتون ها پلاسمون سطحی (SPP) کمک می کند. پلاسمون های سطحی در امتداد سطح فلز با حالت هدایت شده هسته گوس مانند نشتی برانگیخته می شوند. خواص راهنما و عملکرد سنجش به صورت عددی توسط روش المان محدود (FEM) بررسی می شود. یک لایه دایره ای شکل و کاملاً منطبق برای جذب تشعشع به سمت سطح استفاده می شود. سنسور پیشنهادی حداکثر حساسیت $1000\text{nm}/RIU$ را با وضوح سنسور کمتر از $1 \times 10^{-4} RIU$ نشان می دهد. طراحی حسگر پیشنهادی نتایج امیدوارکننده ای را نشان می دهد که می تواند در تشخیص آنالیت ها بیولوژیکی و بیوشیمیایی استفاده شود

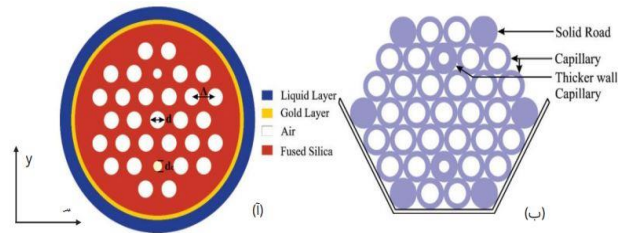
کلید واژه ها: فیبر کریستال فوتونیک، رزونانس پلاسمون سطحی، سنسورهای فیبر نوری

۱. مقدمه

سنسورهای تشدید پلاسمون سطحی از چند دهه گذشته به دلیل عملکرد بسیار حساس خود توجه زیادی را نشان داده اند. به طور کلی از هندسه منشوری جفت شده تجاری برای سنسورهای SPR استفاده می شود. منشور برای عبور نور به رابط سطح فلز استفاده می شود، در حالی که نور مغناطیسی عرضی (TM) یا نور پلاریزه p در رابط فلز یا دی الکتریک القا می شود. نور فرودی توسط الکترون های آزاد سطح فلز جذب می شود و در نتیجه موج پلاسمون سطحی (SPW) تولید می شود. سنسور SPR مبتنی بر منشور حجیم است و کاربردهای سنجش از راه دور را محدود می کند [۱، ۲]. برای غلبه بر این مشکلات، سنسور SPR مبتنی بر فیبر کریستال فوتونی معرفی شده است. PCF اندازه کوچکی دارد و دارای انعطاف طراحی است. بر اساس کاربردها، انتشار حالت نشتی هدایت شده با هسته را می توان با استفاده از انواع مختلف ساختارهای PCF مانند شش ضلعی، مربعی، هشت ضلعی، ده ضلعی، هیبریدی و غیره کنترل کرد. و همچنین هدایت را می توان با بهینه سازی پارامترهای ساختاری کنترل کرد [۳، ۴]. نور هدایت شده فیبر نوری توسط عوامل خارجی (به دلیل اثرات فیزیکی، شیمیایی یا بیولوژیکی) اصلاح می شود و از نور خروجی قابل تشخیص است. سنسورهای PCF SPR بر اساس میدان فروپاشی کار می کنند که به دلیل انتشار نور در ناحیه پوشش هسته تولید می شود. دمهای ناپایدار نور پلاسمون سطحی با سطح پلاسمونی تعامل دارند. بنابراین، ضریب شکست نور هدایت شونده تغییر خواهد کرد. با توجه به تغییر ضریب شکست

آنالیت (RI)، بخش واقعی سطح مجاور شاخص موثر پلاریتون‌های پلاسمون سطحی (SPP) تغییر می‌کند، در نتیجه نقطه تطبیق فاز یا طول موج تشدید نیز تغییر می‌کند. ذرات یا مولکول‌ها با اندازه گیری این تغییر طول موج تشدید شنا سایی می‌شوند. این اصل کار اصلی سنسورهای PCF SPR است [۵، ۶]. در سال ۱۹۹۳، اولین سنسور SPR مبتنی بر فیبر نوری توسط R.C پیشنهاد شد. Jorgenson که در آن، هسته الیاف با جدا کردن بخشی از روکش فیبر برای نشان دادن پاسخ پلاسمونیک با لایه طلا پوشانده شد [۷]. به عنوان یک سنسور SPR، شرایط تطبیق فاز باید برآورده شود. در حالی که حالت بنیادی هدایت شده هسته، حالت پلاریتون‌های پلاسمون سطحی (SPP) و اوج تلفات انتشار در یک طول موج مشخص مطابقت دارند. در آن طول موج تطبیق فاز، آنالیت ناشناخته با جابجایی پیک رزونانس تشخیص داده خواهد شد. M. A. Schmidt و همکاران ساخت نانوسیم طلا با فیبر کریستال فوتونی را معرفی کرد و برای اولین بار پدیده SPR را به صورت تجربی مشاهده کرد [۸]. ساختار PCF با پوشش انتخابی مبتنی بر پلیمر توسط Rajan Jha و Jitendra Narayan Das برای بررسی عملکرد حسگری در طول موج مادون قرمز نزدیک پیشنهاد شده است [۹]. نفوذ انتخابی از هسته آنالیت برای نشان دادن همزیستی حساسیت ضریب شکست مثبت و منفی معرفی شده است [۱۰]. علاوه بر این، چند لایه گرافن نیز با ساختار PCF کنترل انکسار دوگانه برای حسگر SPR توسط Rajan Jha و Jitendra Narayan Das [۱۱] معرفی شد. رسوب انتخابی فلز در سوراخ‌های فیبر و همچنین نفوذ انتخابی به مایع یا آنالیت‌ها چالش برانگیز است. روش رسوب بخار شیمیایی با فشار بالا (CVD) توسط Sazio و همکاران گزارش شده است. برای پوشش همگن فلز در سوراخ‌های هوای فیبر یا هسته [۱۲]. اکثر سنسورهای PCF SPR گزارش شده از لایه‌های فلزی متعدد و نفوذ مایع در داخل سوراخ‌های هوا استفاده می‌کنند که از نظر ساخت دشوار است. اخیراً، حسگرهای زیستی PCF SPR که با نگه داشتن لایه فلزی و لایه حسگر خارج از ساختار PCF ساخته شده‌اند، پیشنهاد شده‌اند که در آن اندازه‌های مختلف سوراخ هوا معرفی شده و در موقعیت‌های مختلف برای کنترل انتشار نور در جهات خاص قرار می‌گیرند [۱۳، ۱۴]. با این وجود، ساخت چنین هندسه PCF نامنظمی حتی با سیستم‌های حفاری پیش‌فرم فیبر بسیار دقیق دشوار است. به طور کلی، فلز طلا و نقره به طور گسترده‌ای به عنوان یک ماده پلاسمونیک فعال استفاده می‌شود. نقره رساناترین ماده است. پیک رزونانس آن بسیار تیز است و همچنین دقت تشخیص بالاتری را در مقایسه با طلا نشان می‌دهد [۶]. با این حال، نقره به راحتی اکسید می‌شود که دقت تشخیص را کاهش می‌دهد، در نتیجه عملکرد سنسور نیز مختل می‌شود. برای جلوگیری از اکسیداسیون نقره از لایه گرافن در این کار استفاده شده است. گرافن مانع از عبور مولکول‌های اکسیژن می‌شود و در نتیجه نقره اکسید نمی‌شود [۱۵]. طلا به عنوان یک ماده پلاسمونیک جایگزین، از نظر شیمیایی حتی در محیط آبی نیز پایدار است. علاوه بر این، تغییر طول موج بزرگتر را در طول موج تشدید نشان می‌دهد که به تشخیص آسان و افزایش دقت برای تشخیص دقیق آنالیت ناشناخته کمک می‌کند [۱۴]. در این مقاله، ما یک بیوسنسور شش ضلعی PCF SPR تقریباً ساده و منظم را معرفی کردیم که در آن لایه طلا و حسگر در خارج از ساختار فیبر قرار می‌گیرد که به کاهش پیچیدگی طراحی و ساده‌تر کردن فرآیند سنجش کمک می‌کند. تشخیص آنالیت ناشناخته را می‌توان با جریان دادن آنالیت یا قرار دادن آنالیت در خارج از سطح طلا انجام داد. سنسور پیشنهادی ما در مقایسه با سنسورهای PCF SPR گزارش شده از نظر ساخت ساده‌تر است.

۲. طراحی سازه و تحلیل عددی



شکل ۱ (الف) سطح مقطع سنسور پیشنهادی. (ب) مقطع پریفورم انباشته PCF پیشنهادی

شکل ۱ (الف) سطح مقطع سنسور پیشنهادی را نشان می دهد. یک ساختار PCF 3 حلقه ساده و شش ضلعی برای سنسور SPR معرفی شده است. دو سوراخ هوای کوچک در امتداد سوراخ مرکزی هوا استفاده می شود. علاوه بر سوراخ‌های هوای کوچک، دو سوراخ متقابل حذف شده‌اند تا شکافی برای جریان سوهان ناپایدار ایجاد شود تا سطح فلز را تحریک کند. همانطور که در شکل ۲ (b) نشان داده شده است، با معرفی مویرگ‌های دیواره ضخیم تر و میله‌های جامد، PCF‌های پیشنهادی را می توان ساخت. با پیروی از رسم استاندارد فیبر روش Stack-and-Draw PCF پیشنهادی را می توان ساخت. به دلیل سوراخ‌های هوای کوچک، سطح سیلیس بزرگی وجود دارد که به عنوان هسته عمل می کند و نور را به روش بازتاب داخلی کل (TIR) منتشر می کند. پارامترهای ساختاری سنسور پیشنهادی اندازه گام، $\Lambda = 1.7 \mu\text{m}$ ، قطر سوراخ هوا، $d = 0.5\Lambda$ و قطر هسته، $d_c = 0.25\Lambda$ استفاده شده است. علاوه بر این، ضخامت طلا در حالت ایده آل ۴۰ نانومتر در نظر گرفته می شود و ثابت دی الکتریک طلا با پیروی از مدل درود-لورنتس [۱۴] گرفته شده است. علاوه بر این، ضریب شکست سیلیس با استفاده از معادله سلمایر [۱۳] گرفته شده است.

$$n^2(\lambda) = 1 + \frac{B_1\lambda^2}{\lambda^2 - C_1} - \frac{B_2\lambda^2}{\lambda^2 - C_2} - \frac{B_3\lambda^2}{\lambda^2 - C_3}$$

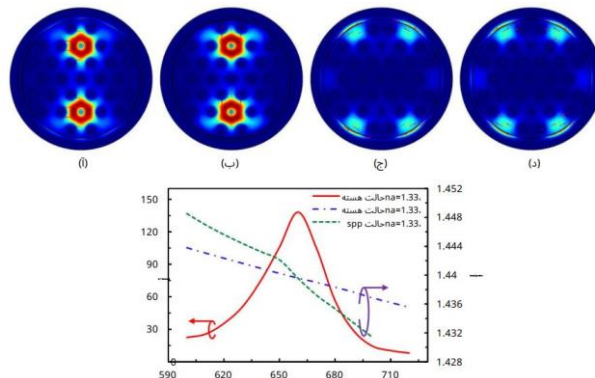
که در آن، ضریب شکست سیلیس n و λ طول موج بر حسب میکرومتر است.

علاوه بر این، ضرایب سل مایر، $B_1 = 0.69616300$ ، $B_2 = 0.407942600$ ، $B_3 = 0.897479400$ ، $C_1 = 4.67914826 \times 10^{-3} \mu\text{m}^2$ ، $C_2 = 1.35120631 \times 10^{-2} \mu\text{m}^2$ and $C_3 = 97.9340025 \mu\text{m}^2$. با شرایط مرزی لایه جاذب تابش خوب کاملاً منطبق بر روی خارجی ترین لایه استفاده می کنیم و همچنین از شرایط مرزی پراکندگی در سطح بیرونی برای بررسی محصور شدن حالت استفاده می شود.

۳. نتایج و تجزیه و تحلیل عملکرد

سنسور PCF SPR بر اساس میدان‌های ناپایدار کار می کند. تحریک کارآمد سطح فلز یک عامل کلیدی پدیده پلاسمونیک است. در یک طول موج مشخص، میدان فرودی می تواند سطح را تحریک کرده و تشدید ایجاد کند. در سنسور پیشنهادی، دو سوراخ کوچک تأثیر قابل توجهی بر رفتار تطبیق فاز دارند. اندازه سوراخ‌های کوچک با $d_c = 0.25\Lambda$ ثابت شده است، اگر قطر از این کاهش یابد، نور بیشتر از طریق هسته متمرکز می شود، اما برای پدیده SPR تحریک سطحی مسئله مهمی است. علاوه بر این، اگر قطر سوراخ‌های هوای کوچک را افزایش دهید، شاخص مؤثر هدایت شده هسته کاهش می یابد و نور هدایت کننده بر روی ناحیه روکش پخش می شود و در نتیجه تحریک سطح کاهش می یابد. در این کار، حالت بنیادی پلاریزاسیون X به دلیل تلفات مودال بالای آن در مقایسه با قطبش X مورد توجه قرار گرفته است. علاوه بر این، قطبش Y میدان ناپایدار تولید می کند و تحریک سطحی در مقایسه با مولفه پلاریزاسیون X

کمتر است. حالت اصلی هدایت شده هسته، حالت پلاریتون های پلاسمون سطحی (SPP) و حالت تطبیق فاز در شکل ۲ نشان داده شده است.

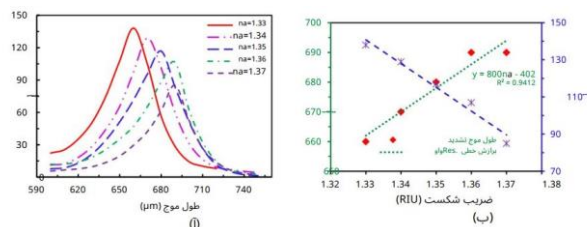


شکل ۲ نمایه های میدانی حالت هدایت شده با هسته (a) و (b) به ترتیب برای قطبش X و قطبش Y. (c) و (d) حالت SPP برای قطبش X و قطبش Y به ترتیب. (e) رابطه پراکندگی حالت هدایت شده با هسته و حالت SPP.

شکل ۲(a) و (b) مشخصات میدان الکتریکی حالت هدایت شده با هسته اصلی را برای قطبش X و y-polarization به ترتیب نشان می دهد و (c) و (d) حالت SPP را برای قطبش X و -y نشان می دهد. قطبی شدن، به ترتیب. قسمت واقعی حالت بنیادی و حالت SPP به ترتیب با خط جامد آبی و سبز ارائه می شود. از دست دادن مودال حالت هدایت شده هسته اصلی با معادله زیر محاسبه می شود [۱۶].

$$\alpha = 40\pi \cdot \text{Im}(n_{\text{eff}}) / (\ln(10)\lambda) \approx 8.686 \times k_0 \cdot \text{Im}[n_{\text{eff}}] \times 10^4 \text{ dB/cm}$$

که در آن $k_0 = 2\pi/\lambda$ عدد موج در فضای آزاد و طول موج λ بر حسب میکرومتر است. در طول موج ۶۶۰ نانومتر، یک پیک تلفات بسیار تیز پیدا می شود همچنین شاخص مؤثر حالت اصلی هدایت شده هسته و حالت SPP با هم منطبق هستند. حداکثر انتقال توان از حالت هدایت شده هسته به حالت SPP را نشان می دهد. پیک تلفات به دلیل کنتراست ضریب انکسار روکش هسته پیدا می شود. بدون اینکه تحت تأثیر مدهای پلاسمونیک مرتبه بالاتر قرار گیرد، یک پیک رزونانس را برای حالت اساسی نشان می دهد. وجود رزونانس بر روی سطح فلز نشان دهنده عملکرد حسگری است. شکل ۲(a) پدیده های تطبیق فاز را نشان می دهد که در آن حالت هسته اصلی، حالت SPP و پیک تلفات در طول موج معین ۶۶۰ نانومتر به خوبی تطبیق داده می شوند. علاوه بر این، شکل ۲(c) میدان الکتریکی را نشان می دهد



شکل ۳ (الف) طیف تلفات حسگر پیشنهادی با تغییر RI آنالیت از ۱,۳۳ تا ۱,۳۷. (ب) منحنی برازش خطی سنسور پیشنهادی.

همانطور که در شکل ۳ (a) بیان شد، با افزایش آنالیت RI، طیف تلفات اوج به سمت طول موج بلندتر حرکت می کند. همچنین دامنه طیف های تلفات به تدریج با افزایش آنالیت RI کاهش می یابد. برای تشخیص آنالیت ها، روش بازجویی طول موج و روش های

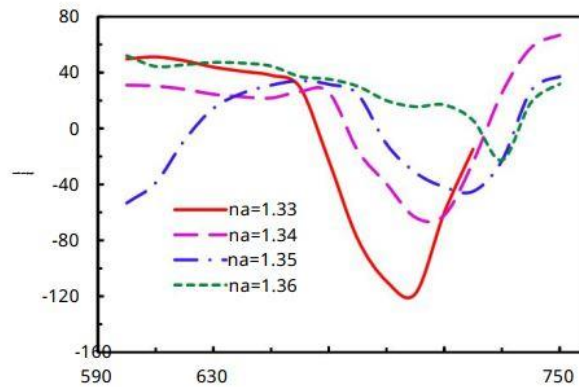
تشخیص دامنه (فاز) بسیار آشنا هستند. روش بازجویی طول موج حساسیت بالاتر و دامنه تشخیص بالاتر را در مقایسه با روش تشخیص دامنه نشان می دهد [۶]. با پیروی از روش بررسی طول موج، در حالی که ضریب شکست آنالیت از ۱,۳۳ به ۱,۳۷ تغییر می کند، حداکثر حساسیت RI مثبت ۱۰۰۰ نانومتر RIU / به دست می آید که قابل مقایسه با [9]. ref. حداکثر دامنه طیف تلفات ۱۳۸ dB/cm در طول موج ۶۶۰ نانومتر برای ضریب شکست آنالیت، $n_a=1.33$ و برای آنالیت $n_a=1.37$ ، عمق تلفات به ۸۵ dB/cm در طول موج ۶۹۰ نانومتر کاهش می یابد. حساسیت بازجویی طول موج به صورت [۶] تعریف می شود،

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

حساسیت، $S_A(\lambda)(nm/RIU) = \Delta\lambda_{peak}/\Delta n_a$ ، که در آن $\Delta\lambda_{peak}$ شیفت پیک تشدید و Δn_a تغییر ضریب شکست آنالیت است. علاوه بر این، قله های تشدید یافت می شوند

در طول موج ۶۷۰، ۶۸۰ و ۶۹۰ نانومتر برای آنالیت RI 1.34، ۱,۳۵ و ۱,۳۶، به ترتیب در شکل ۳ (b) نشان داده شده است. شکل ۳ (b) ثبات عملکرد سنسور را در محدوده سنجش ۱,۳۳ تا ۱,۳۷ نشان می دهد. تغییر طول موج تشدید خطی که در آن رگرسیون خطی R2 برابر با ۱ است، که نشانه خوبی از خطی بودن بالا است. حسگر پیشنهادی حساسیت ثابت ۱۰۰۰ نانومتر RIU / نشان می دهد در حالی که آنالیت RI از ۱,۳۳ تا ۱,۳۶ با تکرار ۰,۰۱ متغیر است. با این حال، تنها حساسیت بالاتر نشان دهنده یک حسگر خوب نیست، همچنین تشخیص دقیق تغییر کوچک تغییر طیفی برای تشخیص دقیق آنالیت ها مهم است. با عملکرد رزولوشن سنسور، اندازه گیری دقیق تغییر کوچک تغییر طیفی امکان پذیر است. حداکثر شیفت پیک سنسور پیشنهادی $\Delta\lambda_{peak} = 10$ نانومتر است و RI آنالیت مطابق شکل ۳ $\Delta n_a = 0.01$ (a) تغییر می کند. اگر فرض کنیم حسگر پیشنهادی می تواند وضوح طیفی $\Delta\lambda_{min} = 0.1$ را به دقت تشخیص دهد. بنابراین، وضوح سنسور پیشنهادی $RIU^{-4} \times 1$ است که با Resolution $R = \Delta n_a$ محاسبه می شود.

$\Delta\lambda_{min} / \Delta\lambda_{peak} RIU \Delta \times$ و نتیجه ما با ref قابل مقایسه است. [۹]. علاوه بر این، روش تشخیص دامنه یا روش تشخیص فاز بسیار متوسط و همچنین مقرون به صرفه برای اندازه گیری حساسیت است. دستکاری طیفی در این روش ضروری نیست [۶]. با تغییر حساسیت دامنه آنالیت RI در شکل ۴ نشان داده شده است. طبق شکل ۴، حداکثر حساسیت دامنه $188 \times RIU^{-1}$ برای ضریب شکست آنالیت ۱,۳۳ به دست می آید. حساسیت دامنه را می توان با رابطه زیر به دست آورد [۶]: در اینجا $\alpha(\lambda, n_a)$ افت انتشار کلی در طول موج در یک ضریب شکست آنالیت خاص و $\partial \alpha(\lambda, n_a)$ تفاوت بین افت است. طیف، قبل و بعد از تغییر ضریب شکست آنالیت. مطابق شکل ۴، حساسیت های دامنه به ترتیب ۱۱۸، ۶۴، ۴۵ و RIU^{-1} ۲۳ برای آنالیت 1.33، ۱,۳۴، ۱,۳۵ و ۱,۳۶ یافت می شود. بالاترین حساسیت $118 \times RIU^{-1}$ در طول موج ۷۰۰ نانومتر نشان داده شده است. اگر فرض کنیم که تغییر ۱٪ در شدت ارسالی را می توان با دقت حس کرد، در نتیجه وضوح سنسور $8.5 \times RIU^{-1}$ خواهد بود.



شکل ۴ حساسیت دامنه به عنوان تابعی از طول موج با آنالیت متغیر ۱,۳۳ تا ۱,۳۶.

۴. نتیجه

در این کار، ما بیوسنسور رزونانس پلاسمون سطح فیبر کریستال فوتونی را به صورت عددی بررسی می‌کنیم. روش المان محدود تمام برداری برای کشف خواص راهنما استفاده می‌شود. برای از بین بردن تابش به سمت سطح، از یک لایه دایره ای کاملاً منطبق استفاده می‌شود. حسگر پیشنهادی به ترتیب حساسیت های طول موج و $1000nm/RIU$ و $118 \times RIU^{-4}$ را نشان می‌دهد. علاوه بر این، حسگر پیشنهادی وضوح سنسور $8.5 \times RIU^{-4}$ و $1 \times RIU^{-4}$ را با در نظر گرفتن روش بازجویی طول موج و دامنه نشان می‌دهد. با توجه به نتایج امیدوارکننده و طرح سنجش ساده، حسگر پیشنهادی می‌تواند یک کاندید بالقوه برای تشخیص آنالیت‌های بیولوژیکی و بیوشیمیایی باشد.

۵. منابع

- [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, S. S. Yee, and G. Gauglitz, "Surface plasmon resonance sensors: review," Sens. Actuat. B Chem., vol. 54, pp. 3-15, 1999.
- [3] R. Ahmmed, R. Ahmed, and S. A. Razzak, "Design of large negative dispersion and modal analysis for hexagonal, square, FCC and BCC photonic crystal fibers," in Informatics, Electronics & Vision (ICIEV), 2013 International Conference on, 2013, pp. 1-6.
- [4] R. A. Aoni, R. Ahmed, and S. Razzak, "Design and Simulation of Dual-Concentric-Core Photonic Crystal Fiber for Dispersion Compensation," in CIOMP-OSA Summer Session on Optical Engineering, Design and Manufacturing, 2013, p. Tu2.
- [5] J. Homola, "Present and future of surface plasmon resonance biosensors," Anal. Bioanal. Chem., vol. 377, pp. 528-539, 2003.
- [6] A. Rifat, G. Mahdiraji, D. Chow, Y. Shee, R. Ahmed, and F. Adikan, "Photonic Crystal Fiber-Based Surface Plasmon Resonance Sensor with Selective Analyte Channels and Graphene-Silver Deposited Core," Sensors, vol. 15, pp. 11499-11510, 2015.



- [7] R. Jorgenson and S. Yee, "A fiber-optic chemical sensor based on surface plasmon resonance," *Sens. Actuators B Chem.*, vol. 12, pp. 213-220, 1993.
- [8] M. A. Schmidt, L. P. Sempere, H. K. Tyagi, C. G. Poulton, and P. S. J. Russell, "Waveguiding and plasmon resonances in two-na=1.36A.A. Rifat et al. *Procedia Engineering* 140 (2016) 1 – 7 7 dimensional photonic lattices of gold and silver nanowires," *Phys. Rev. B*, vol. 77, p. 033417, 2008.
- [9] J. N. Dash and R. Jha, "SPR Biosensor Based on Polymer PCF Coated With Conducting Metal Oxide," *IEEE Photon. Technol. L.*, vol. 26, pp. 595-598, 2014.
- [10] 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. 25858-25866, 2012.
- [11] R. Jha and J. Dash, "Graphene Based Birefringent Photonic Crystal Fiber Sensor Using Surface Plasmon Resonance," *IEEE Photon. Techn. L.*, vol. 26, pp. 1092-1095, 2014.
- [12] 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. 1583-1586, 2006.
- [13] R. Otopiri, E. Akowuah, S. Haxha, H. Ademgil, F. AbdelMalek, and A. Aggoun, "A Novel birefringent photonic crystal fibre surface plasmon resonance biosensor," *IEEE Photonic J.*, vol. 6, No. 4, 2014.
- [14] A. A. Rifat, G. Amouzad Mahdiraji, Y. M. Sua, Y. G. Shee, R. Ahmed, D. M. Chow, et al., "Surface Plasmon Resonance Photonic Crystal Fiber Biosensor: A Practical Sensing Approach," *IEEE Photon. Techn. L.*, p. 1, 2015.
- [15] V. Kravets, R. Jalil, Y.-J. Kim, D. Ansell, D. Aznakayeva, B. Thackray, et al., "Graphene-protected copper and silver plasmonics," *Scientific reports*, vol. 4, 2014.
- [16] R. A. Aoni, R. Ahmed, M. M. Alam, and S. A. Razzak, "Optimum design of a nearly zero ultra-flattened dispersion with lower confinement loss photonic crystal fibers for communication systems," *Int. J. Sci. Eng. Res.*, vol. 4, pp. 1-4, 2013.