مقاله پژوهشی

مدلسازی فیزیکی یک حسگر فیبر کریستال فوتونیکی ضریب شکست بر پایه تشدید پلاسمونهای سطحی

خلاصه

مقدمه: حسگرهای فیبر کریستال فوتونیکی (PCF) بر پایه تشدید پلاسمونهای سطحی توانایی های بی نظیر خود را در تصویر برداری زیستی، تشخیص های پزشکی، نظارت محیطی، تشخیص بیماری غیر مخرب و... نشان داده اند. با محدود سازی موثر میدان الکتر ومغناطیسی در هسته فیبر و تشدید قوی پلاسمون - پلاریتون های سطحی، میدان محوشونده در مرز میان فلز پلاسمونیک و آنالیت تقویت شده و تپ (پالس) معنی داری را گسیل می کند که این امر کارایی و دقت این گونه از حسگرها را بشدت افزایش می دهد. شکل های متنوعی از این گونه از حسگرها تاکنون طراحی شده اند. بااین وجود همچنان چالش هایی در چگونگی طراحی فصل مشترک فلز و آنالیت وجود دارد. برای حل این مشکل می توان هندسه فیبر را اصلاح نمود تا در فصل مشترک فلز و آنالیت وجود دارد. برای تقویت شود. در این مطالعه ساختار نوینی برای حسگر یاد شده معرفی می شود که حساسیت شدیدی به تغییرات ضریب شکست آنالیت های زیستی نشان می دهد.

روش بررسی: در حسگر طراحی شده فیلم نازکی از نقره بر روی صفحه تخت صیقلی فیبر پوشانیده می شود. پس زمینه فیبر از جنس سیلیکا با حفره هایی از هوا با مقطع دایره ای برای محدودکردن میدان الکترومغناطیسی در هسته فیبر آراییده شد. با تغییر ضریب شکست محیط، مکان پیک تشدید پلاسمونی لایه نقره تغییر میکند. با کمک روش المان های محدود (FDM) تاثیر پارامترهای گوناگون بر میزان حسگری فیبر فوتونیکی پلاسمونی طراحی شده برآورد می گردد.

یافتهها: عملکرد حسگر طراحیشده با استفاده از بررسیهای طول موج و دامنه بررسی گردید. بیشینه حسگری طول موجی کانال ضریب شکست به ترتیب ۲/۹ µm/RIU بهدست آمد، و بیشینه حسگری دامنهای مربوطه I-RIU ۲٤٢/٥٠ محاسبه شد. این مقادیر در قیاس با حسگرهای موجود بهبود قابل توجهی را نشان میدهد.

نتیجهگیری: نتایج بهدست آمده نشان میدهند که میزان اتلاف محدودسازی میدان با ضخامت لایه نقره، شعاع حفرههای هوا و فاصله میان حفرهها به گونه قابل ملاحظهای تغییر میکند. حساسیت بالا به ضریب شکست محیط پیرامون، حسگر طراحیشده را گزینهای مناسب برای کاربردهای تشخیصی و زیستی میسازد.

واژگان كليدى: فيبر كريستال فوتونى، تشديد پلاسمون سطحى، پلاسمون - پلاريتون، حسگر، ضريب شكست، تشخيص پزشكى غيرمخرب. عباس باقرى خطيباني

آزمایشگاه تحقیقاتی نانو، واحد لاهیجان، دانشگاه آزاد اسلامی، لاهیجان، ایران

نویسندۀ مسئول: عباس باقری خطیبانی پست الکترونیکی: bagherikhatibani@gmail.com

· 91117770714

شماره تماس:

مقدمه

نوسانهای گروهی الکترون های فرمی در سطح مشترک بین دىالكتريك و فلز را پلاسمون،اي سطحي مينامند. پلاسمون،هاي سطحی میدان های موضعی بسیار قوی پیرامون ذرات باردار پدید می آورند. پلاسمون های سطحی می توانند در امتداد سطح مشترک به شکل یک موج پیشرونده به نام پلاریتون پلاسمون سطحی (SPP) پیش رانده شوند. SPP ها را میتوان در فصل مشترک فلز -دىالكتريك با جفتكردن ميدان الكترومغناطيسي به ذرات باردار متراكم از مواد پلاسمونيک مانند طلا، نقره، مس، آلومينيوم و غيره تولید کرد. SPP ها در زمینههای مختلف ایتیک از جمله فرامواد ً فوتونی و حسگر زیستی نوری استفاده میشوند [۱]. سنسورهای ایتیکی بریایه تشدید یلاسمونهای سطحی^۳ (SPR) با نگهداشتن شرایط سازگاری فاز میان مد SPP و مد هدایت شده هسته فیبر ایتیکی در یک طول موج معین، بهدلیل ویژگیهای اپتیکی یکتا در زمینههای گوناگون آنالیز و اندازهگیری، اقبال پژوهشگران را به خود جلب نمودهاند [۲]. با مهندسی آرایه حفرههای هوا، فیبرهای کریستال فوتونی برای فراهم آوری شرایط سازگاری فاز مد SPP و مد پایه هسته براي حسگرهاي تشديد پلاسمونهاي سطحي فيبر كريستال فوتوني بکار میروند [۳]. در برخی از این سنسورها محیط حسگری در بيرون از فيبر قرار داده شده است كه اين كار ساخت آنها را سادهتر مىكند [٦-٤]. چالش مهم در طراحي اينگونه از حسگرها كه در كارهاى تحقيقاتي گزارش شده مشاهده مي شود عملي نبودن بسياري از طرحهای ارایهشده در مدلسازیها و شبیهسازیها است که با وجود کارایی تئوری ساخت آنها در عمل امکانپذیر نمیباشد. در این مقاله ساختاری با سطح موثر گسترده در فصل مشترک فلز پلاسمونیک و آنالیت معرفی می شود که امکان ساخت عملی آن را ممکن میسازد و با بهینهسازی اجزای هندسی، مدلی کاربردی و کارا ارايه مي شود.

ضریب شکست[؛] (RI)، یارامتر تعیین کننده ای در بیوفیزیک و بيوشيمي و بيوپزشكي مي باشد. از اين رو بررسي ساختار ياختهها و تعیین ضریب شکست آنها بسیار مهم و راهگشاست. هر یاخته زیستی دارای اندامکهایی با ضرایب شکست گوناگون است. مثلاً IR سیتویلاسم در حدود ۱/۳۸–۱/۳۵ هسته سلول در حدود ۱/۳۹ است یا پروتئینها که بیشتر فضای یاخته را تشکیل میدهند IR در محدوده ۱/۵۸–۱/۵۰ دارند. IR یاختههای سالم و سرطانی با هم متفاوت بوده و به این ترتیب متمایز کردن یاختههای سالم از یاختههای سرطانی ساده است. برای نمونه در مورد سلولهای سرطانی Basal و MCF-7 ،(MDA)-MB-231 ،PC-12 ،HeLa ،Jurkat ضریب شکست سلولهای سرطانی (سالم) به ترتیب ۱/۳۹۰ (1/٣٨٥) 1/٣٩٩ ((1/٣٨١))/٣٩٢ (٨٦٣/١), ٥٩٣/١ (١/٣٧٦) ۱/٤٠١ (١/٣٨٧) و١/٣٦٠ (١/٣٦٠) مي باشد [٧]. در ايـن مقالــه یک سنسور اپتیکی IR برپایه SPR وPCF طراحی و معرفی می شود که با توجه به ایمنبودن، تشخیص فوری، مقرونبهصرفه بودن نسبت به روشهای تهاجمی مانند بیوپسی و نیز دقت بالا میتواند گزینه مناسبي براي روش هاي تشخيصي غيرتهاجمي باشد.

روش بررسی

شکل ۱ سطح مقطع ساختار طراحی شده و پیشنهادی برای انجام محاسبات به روش اجزای محدود[°] (FEM) در نرم افزار کامسول مالتی فیزیکس COMSOL Multi Physics را نشان می دهد. در فرآیند شبیه سازی، شرایط مرزی امپدانس^۲ در نظر گرفته می شود و از روش FEM برای مطالعه خواص PCF-SPR و عملکرد حسگری استفاده می شود. FEM حسگر پیشنهادی را به زیرفضاهای همگن تقسیم می کند که به شکل مثلث هستند. زیرفضاهای مجاور حل معادلات ماکسول را با استفاده از FEM به پیش می برند. روش FEM

مدل سازی فیزیکی یک حسگر فیبر کریستال فوتونیکی ضریب شکست بر پایه تشدید پلاسمون های سطحی

⁴ Refractive Index

⁵ Finite element method

⁶ Impedance boundary condition

¹ Surface plariton plasmon

² Metamaterisal

³ Surface Plasmon Resonance

نتایج دقیق تر کمک می کند. علاوه براین، تعداد عناصر دامنه و عناصر مرزی^۲ به ترتیب ۲۲۲۲ و ۱۷۵۹ است. در حسگر طراحی شده، لایه نقره فلزی به عنوان بخش حسگر RI روی صفحه D نهشت داده می شود و آن را مستقیماً در معرض آنالیت قرار می دهد. همچنین سوراخ های هوا به صورت مشبک مثلثی آراییده شده اند. ثابت شبکه یا سوراخ های هوا به صورت مشبک مثلثی آراییده شده اند. ثابت شبکه یا کام (Λ) PCF ٤ میکرومتر در نظر گرفته می شود. شعاع فیبر (r) برابر با ۸۸ و فاصله بین مرکز فیبر و سطح تخت مرزی ۸ 1.1 است. ضخامت لایه نقره (t_{Ag}) ٤٢ نانومتر در نظر گرفته شد. RI sensing region



شکل ۱: شماتیک حسگر PCF پیشنهادشده. حفرههای هوا برای محدودکردن میدان و لایه نقره برای تشدید پلاسمونی بکار رفتهاند.

سیلیس ذوب^۳ شده به عنوان ماده زمینه با RI=1.45 در نظر گرفته شد. پارامترهای دی الکتریک Ag را میتوان از مدل L4 بهدست آورد [۸]

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_{\infty} + \frac{\sigma/\varepsilon_0}{i\omega} + \sum_{p=1}^4 \frac{C_p [eV^2]}{\omega^2 + A_p [eV]\omega + B_p [eV^2]}$$
(1)

با توجه به رفرنس [۸] ، ضرایب معادله بالا برای نقره عبارتند از: $A_{p=1,2,3,4}=-1.160 \times 10^{5} - 4.252 - 0.4960 - 2.118 (eV),$ $B_{p=1,2,3,4}=-3050 - 0.8385 - 13.85) - 10.23 (eV^{2})$ $C_{p=1,2,3,4}=3.634 \times 10^{8} \cdot 112.2 \cdot 1.815 \cdot 14.31 (eV^{2}).$

¹ Domain elements

مدها زمانی که n_{eff} آنها با هم برابر باشند با یکدیگر جفت میشوند. اساساً در نقطه تقاطع، فرکانس فوتون های هدایتشده از طريق هسته و فركانس الكترونهاي سطحي فلز پلاسمونيك مطابقت دارند و بهدلیل تطابق کامل فاز، حداکثر توان از مد بنیادی هدایتشده هسته به مد SPP منتقل میشود. ازاینرو، بیشینه اتلاف ناشی از محصورشدگی مد پایه هدایتشده هسته در مقدار خاصی از RI آنالیت یافت میشود. برای بررسی ویژگیهای جفتشدن حسگر طراحیشده، منحنی n_{eff} و توزیعهای میدان E را همراه با طیف اتلاف مدهای مربوطه در شکل ۲ نشان دادهایم. در یک فیبر نوری، توزيع ميدان مودال عموماً نوساني يا محوشونده در جهت عرضي میباشد. اگر توزیع میدان مودال در هسته نوسانی باشد و در روکش ناپدید شود، مد در هسته محدود میشود زیرا توزیع میدان مودال به سرعت در روکش کاهش مییابد. این مدها بهعنوان مدهای هدایتشده با هسته شناخته میشوند. ازسویدیگر، SPP ها بهعنوان مدهاي نوري غيرتابشي مرتبط با نوسانات پلاسمايي الكترونهاي آزاد که بهصورت رزونانسی در سطح فلز برانگیخته میشوند و در امتداد سطح با میدان های الکترومغناطیسی ناپایدار منتشر میشوند، شناخته میشوند. مکانیسم حسگری اساساً به جفتشدن بین مدهای SPP پیرامون یک سطح فلزی و مدهای هدایتشده توسط هسته در یک محیط نزدیک بستگی دارد. جفتشدن زمانی اتفاق میافتد که بخش حقیقی شاخص،های مؤثر مدهای اصلی و مد SPP برابر باشند. بنابراین، تطابق رخ میدهد و حداکثر انتقال توان از مد هدایت شده با هسته به مد SPP اتفاق می افتد و رزونانس حاصل میشود. اتلاف ناشی از محصورشدگی حسگر را می توان با استفاده از فرمول زیر مشخص کرد [۸]

$$\alpha_{Loss}(dB/cm) = 8.686 \times \left(\frac{2\pi}{\lambda[cm]}\right) \times \mathrm{Im}(n_{eff}) \times 10^4 \quad (\Upsilon)$$

SPP پوشش دادهشده در صفحه D فقط میتواند مد SPP قطبش y را تحریک کند که میتواند تنها در طول موج رزونانس به مد هسته قطبش y جفت شود. این رفتار را میتوان بهوضوح با توزیع میدان E در شکل مشاهده کرد. واضح است که مدهای هسته

² Boundary elements

³ Fused silica

۳۰ | فصلنامه لیزر در پزشکی / دوره نوزدهم / شماره (۳)

قطبی شده y به خوبی در ناحیه هسته محصور می شوند. منحنی اتلاف محصور شدگی دارای یک پیک جذب آشکار در طول موج مربوط به نقاط تقاطع در قسمت واقعی n_{eff} مد SPP است که جفت شدگی تطبیق فاز را تأیید می کند که در آن انرژی می تواند از مد هسته به مدهای SPP لایه نازک نقره به ترتیب در امتداد قطبشی y منتقل شود.



شکل۲: بخش حقیقی neff برای مد پلاریزه y هسته و مد SPP به همراه طیف اتلاف برای مد قطبشی y هسته. توزیع میدان الکتریکی مربوطه نیز نشان داده شده است. فلشهای قرمز جهت قطبش میدان E را نشان میدهند.

$$S_n(\mu m / RIU) = \frac{\Delta \lambda_{peak}}{\Delta n_{Anl.}}$$
(r)

که در آن Δλ_{peak} جابجایی پیک تشدید را نشان میدهد. بهدلیل نیاز نداشتن به دستکاری طیفی، بکارگیری روش آزمون دامنه' (AIM) برای بررسی کارآیی حسگر مقرونبهصرفهتر است. حساسیت دامنه^۲ را میتوان از رابطه زیر به دست آورد:

$$S_{Amp.}(RIU^{-1}) = -\frac{1}{\alpha(\lambda, n_{Anl.})} \times \frac{\Delta\alpha(\lambda, n_{Anl.})}{\Delta n_{Anl.}}$$
(\$)

¹ Amplitude interrogation method

² Amplitude sensitivity

مدلسازی فیزیکی یک حسگر فیبر کریستال فوتونیکی ضریب شکست بر پایه تشدید پلاسمونهای سطحی

يافتههاوبحث

همان طور که ضریب شکست آنالیت (.n_{Anl}) تغییر می کند، تقاطعهای مربوطه (نقاط تطبیق فاز) نیز بر این اساس تغییر می کند و منجربه جابجایی پیکهای تشدید قطبش x و y به طول موجهای مختلف می شود. تغییرات منحنی اتلاف محصور شدگی^۳ (.CL) پیک تشدیدی قطبش y در اn_{Anl} های مختلف در شکل ۳ نشان داده شده است. با افزایش اn_{Anl} ، پیک رزونانس (λ_{Peak}) به طول موجهای بلندتر جابجا می شود و شدت پیک رزونانس به تدریج افزایش می یابد. با تغییر اn_{An} افزایش می یابد. این نشان می دهد که سنسور می تواند حساسیت افزایش می یابد. این نشان می دهد که سنسور می تواند حساسیت بالاتری را در ا_{An} های بالاتر در محدوده حسگری ارائه دهد. از رابطه (۳) برای محاسبه حسگری م^C استفاده شده است.



شکل ۳: وابستگی منحنی اتلاف قطبش y به ضریب شکست آنالیت nAnl.

نتیجه محاسبه حسگری، بیشینه حسگری µm/RIU را در محدوده ۲/۹ µm/RIU نشان می دهد. م_n مای بالاتر ممکن است محدوده مد هسته را کاهش دهد، و از این رو میدان محوشونده E در ناحیه حسگری افزایش یابد، که منجربه حسگری بالاتر می شود. بااین وجود، از آنجایی که در م_n بیش از ۱/٤۱ (نشان داده نشده)، حالت های SPP مرتبه بالاتر برانگیخته می شوند، نویز و اختلال بیشتری در طیف اتلاف مدهای هسته پدیدار می شود. بنابراین،

³ Confinement loss

سنسور برای حسکردن n_{Anl} بیش از ۱/٤۱ مناسب نیست. حد تشخیص^۱ یک فاکتور شایستگی^۲ (FOM) برای مشخصکردن عملکرد سنسور است و با کوچکترین تغییر قابل تشخیص در RI تعریف می شود. این پارامتر به صورت زیر بیان می شود [۹]

$$FOM = \frac{S_n}{FWHM(\mu m)} \tag{(0)}$$

که در آن FWHM پهنای کامل در نصف بیشینه پیک تشدید^۳ را نشان میدهد. FOM محاسبهشده هنگامی که RI از ۱/۳۳ به ۱/۳۸ افزایش یافته است، از ۰/۲۸ تا ۰/۹۸ IIW تغییر نموده است. هم افزایش حسگری و هم کاهش FWHM با RI به بهبود حد تشخیص با افزایش RI کمک میکند.

برای آشکارکردن آنالیت، حسگر در محدوده طول موج براساس روش بررسی طول موج عمل میکند و کارکردن با طیف مورد نیاز است. ازآنجاییکه الزامی به کارکردن با طیف نیست، استفاده از روش بررسی دامنه[؟] (AIT) برای مطالعه عملکرد سنسور مقرونبهصرفهتر است. حساسیت دامنه را میتوان با معادله زیر بدست آورد [۱۰]

$$S_{A}(RIU^{-1}) = -\frac{1}{\alpha(\lambda, n_{a})} \frac{\partial \alpha(\lambda, n_{a})}{\partial n_{a}}$$
(7)

که در آن $(\alpha(\lambda, n_a)$ اتلاف محصورشوندگی در ضریب شکست n_a است و $\partial \alpha(\lambda, n_a)$ اختلاف اتلاف ناشی از محصورشدگی دو RI متوالی است. حسگری دامنه سنسور مدلسازیشده محاسبهشده بر پایه روش AIT در شکل ٤ نشان داده شده است.



همان طور که از شکل مشاهده می شود، حسگری دامنه سنسور D شکل RI پیشنهادی در طول موجهای ۲۰/۵۲۹، ۲/۱۷، ۱/۱۷۰، ۱۹۹۵، و ۱/۷۸۷، میکرومتر به ترتیب ۱۸۵/۵۶، ۲۸۳/۱۳، ۳۷۱/۱۳، ۱۹۷۵، و ۱۵/۲۵۰ RIU⁻¹ می باشد. همان طور که دیده می شود، ۱۹۷۸، حسگری دامنه برای کانال ضریب شکست ^{۱–}RIU ۲۶۲/۵۰ ۲۲ در ۷۸۸ نانومتر است. این عدد بالاتر از مقادیر گزارش شده در کارهای گذشته است [۱۱].

به طور کلی، امکان بروز خطای جزئی در حد ۲. \pm در پارامترهای ساختاری بهینه سازی شده به هنگام ساخت قطعه محتمل است. به منظور تأیید عملکرد و امکان ساخت حسگر پیشنهادی، پارامتر ساختاری مدل سازی شده را با اعمال خطای ساخت $. \pm 7$ بررسی نموده ایم. شکل ٥ به طور نمونه اثر اعمال $T \pm \%$ خطا بر t_{Ag} (ضخامت لایه نقره) بر روی حسگری دامنه ای سنسور مدل سازی شده وضوح مشاهده کرد، پیک رزونانس جابجایی بسیار ناچیزی را در بازای تغییرات ۲ $\% \pm$ در ضخامت لایه نقره ¹⁻¹/۱/٤ می بازای تغییرات ۲ $\% \pm$ در ضخامت لایه نقره ¹⁻¹/۱/٤ می بازای تغییرات ۲ $\% \pm$ در ضخامت لایه نقره ¹⁻¹/۱/٤ مروی بازای تغییرات ۲ مید. بر این اساس، خطای ۲ درصدی در t_{Ag} روی حسگری سنسور پیشنهادی در طول فرآیند ساخت تاثیری نخواهدداشت.

¹ Detection limit

² Figure-of-Merit

³ Full width at half maximum

⁴ Amplitude interrogation technique

۳۲ | فصلنامه لیزر در پزشکی / دوره نوزدهم / شماره (۳)



نگل ٥: تغییرات حسکری دامنه ای با اعمال ۲ درصد خطا بر روی ضخامت لایه نقره (nAnl.=1.37).

در مقایسه با فیبرهای نوری معمولی، فرآیند ساخت حسگر PCF نانوساختار پیچیدهتر است. برخی از روش های مرسوم و شناختهشده عبارتند از سل - ژل، نهشت بخار شیمیایی، روش یولیش چرخ'، نهشت لایه اتمی، چاپ سهبعدی کپهای و سهبعدی، مدلسازی تزريق، و تكنيكهاي انباشت مويين . با استفاده از تكنيك متهكاري، یک آسیاب کنترلشونده توسط کامپیوتر برای متهکاری سوراخهای هوا در تیوب جامد استفاده می شود. سنسور پیشنهادی می تواند به عنوان یک حسگر زیستی استفاده شود زیرا محدوده عملیاتی ضریب شکست آنالیت در آن از ۱/۳۳ تا ۱/۳۸ است. تعداد قابل توجهی از RI آنالیتهای بیولوژیکی در این محدوده قرار دارند. بهعنوان مثال، سلول های سل (۱/۳٤٥ – ۱/۳٤۹)، تست بارداری (۱/۳۳۵ – ۱/۳۶۷)، تشخيص سلول هاي سرطاني (١/٣٦-١/٣٦)، حسكر الكل (١/٣٣٣-(۱/۳٦۱۱)، سنجش اجزای مختلف خون (۱/۳۳–۱/٤)، و غیره. ازاینرو، طیف وسیع آنالیتها و عملکرد حسگری بالا سنسور پیشنهادی در این مقاله را بهعنوان یک نامزد امیدوارکننده در تعداد زیادی از کاربردهای حسگر زیستی معرفی مینماید. در کنار این موارد طراحی به نسبت ساده و در معرض قرارگرفتن موثر لایه نقره با

مدلسازی فیزیکی یک حسگر فیبر کریستال فوتونیکی ضریب شکست بر پایه تشدید پلاسمونهای سطحی

آنالیت امکان تولید این حسگر را کاملاً عملی و میسر میسازد. البته در ایجاد حفرههای هوای داخل فیبر با توجه به ابعاد میکرومتری محدودیتهایی تکنیکی وجود دارد که در این کار تلاش گردید چینش و ابعاد حفرهها بهگونهای طراحی شود که به کمک لیزرهای موجود بتوان آنها را با سهولت بیشتری ایجاد نمود.

نتيجەگىرى

در این کار، یک سنسور تشدید پلاسمون سطحی SPR براساس یک فیبر کریستال فوتونیکی PCF به شکل D پیشنهاد داده شد که دارای کانال حسگری برای آشکارسازی ضریب شکست RI می باشد. عملکرد حسگر طراحی شده با استفاده از بررسیهای طول موج و دامنه بررسی گردید. بیشینه حسگری طول موجی کانال ضریب شکست RIU/۳۹ /۳۱ بهدست آمد، و بیشینه حسگری دامنهای شکست ۲۹ /۳۱/۳۱ محاسبه شد. بنابراین، هیچ تداخل مربوطه ¹⁻RIU ۰۰ ۲۲/۰۰ محاسبه شد. بنابراین، هیچ تداخل مدهای GP برانگیخته شده توسط فیلم Ag به طور بنیادی مورد بحث مدهای GP برانگیخته شده توان گزینه ای امید بخش در کارهای و تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نتایج مدل سازی و محاسبات، سنسور نیستی و پزشکی معرفی میکند. همچنین با مرور تکنیکهای ساخت، مشخص شد که تکنیکهای متنوعی برای ساخت سنسور طراحی شده وجود دارد.

¹ Poolishing wheel

² Capillary

عباس باقری خطیبانی | ۳۳

References:

- 1. Jalalian D. Design and simulation of D-shaped photonic crystal fiber plasmonic biosensor: Investigation of the effect of structural parameters on the sensitivity of the sensor. Lasers in Medicine, 2022; 18(4): 25-19.
- 2. Talib AJ, Yasser HA. Maximizing spectral sensitivity of plasmonic photonic crystal fiber sensor. Optik., 2022; 249: 168228.
- 3. Abu Sufian Sunny SM, Ahmed T, Munteha Haim S, Kumar Paul A. Highly sensitive externally metal coated plasmonic refractive index sensor based on photonic crystal fiber. Optik., 2021; 243: 167482.
- 4. Rifat AA, Mahdiraji GA, Ahmed R, Chow DM, Sua YM, Shee YG, Adikan FRM. Coppergraphene based photonic crystal fiber plasmonic biosensor. IEEE Photon. J., 2016; 8(1).
- 5. Liu C, Yang L, Liu Q, Wang F, Sun Z, Sun T, Mu H, Chu PK. Analysis of a surface plasmon resonance probe based on photonic crystal fibers for low refractive index detection. Plasmonics., 2017.
- 6. Chakma S, Khalek MA, Paul BK, Ahmed K, Hasan MR, Bahar AN. Gold-coated photonic crystal fiber biosensor based on surface plasmon resonance: design and analysis. Sensing and Bio-Sensing Research., 2018; 18: 7-12.

- 7. Parvin T, Ahmed K, M.Alatwi A, Rashed ANZ. Differential optical absorption spectroscopy-based refractive index sensor for cancer cell detection, Opt. Rev. 2021; 28: 134-143.
- Hao F, Nordlander P. Efficient dielectric function for FDTD simulation of the optical properties of silver and gold nanoparticles, Chem. Phys. Lett. 2007; 446:115–118.
- Danlard I, Akowuah EQ. Assaying with PCF– based SPR refractive index biosensors: From recent configurations to outstanding detection limits, Optical Fiber Technology. 2020; 54:102083.
- Rifat AA, Mahdiraji G, Sua YM, Ahmed R, Shee Y, Adikan FM, Highly sensitive multi-core flat fiber surface plasmon resonance refractive index sensor. Opt. Express. 2016; 24: 2485–2495.
- 11. A. Chen A, Yu Z, Dai B, Li Y. Highly sensitive detection of refractive index and temperature based on liquid–filled D–shape PCF, IEEE Photonics Technology Letters. 2021; 33(11): 529–532.