

طراحی و شبیه‌سازی زیست حسگر پلاسمونیکی D- شکل فیبر کریستال فوتونیکی: بررسی تأثیر پارامترهای ساختاری بر میزان حسگری

خلاصه

داود جلالیان^۱

مقدمه: امروزه حسگرهای تشدید پلاسمون‌های سطحی (SPR) به دلیل توانایی‌ها و کاربردهای گسترده‌شان در زیست - حسگری، تصویربرداری زیستی، تشخیص‌های پزشکی، نظارت محیطی، تشخیص بیماری و... مورد توجه بسیاری از پژوهشگران هستند. حسگرهای SPR فیبر کریستال فوتونیکی (PCF) به دلیل محدودسازی موثر میدان در هسته فیبر و تشدید قوی پلاسمون - پلاریتون‌های سطحی (SPP) از کارایی و دقت بسیار بالایی برخوردارند. انواع گوناگونی از این‌گونه حسگرها تاکنون معرفی و ساخته شده‌اند. اگرچه محدودیت‌هایی در زمینه شیوه قراردعی فلز در حسگر در تماس با آنالیت وجود دارد. یک راه‌حل موثر به کارگیری از حسگرهای D- شکل است. در این مقاله ساختار اصلاح‌شده‌ای از یک حسگر D-PCF-SPR- شکل که نسبت به تغییرات ضریب شکست محیط حساسیت بالایی دارد، معرفی شده است و تأثیر پارامترهای ساختاری بر کارکرد آن مورد مطالعه قرار گرفته است.

۱. استادیار مهندسی الکترونیک، واحد فومن و شفت، دانشگاه آزاد اسلامی، فومن، ایران.

روش بررسی: در فیبر کریستال فوتونیکی از جنس سیلیکا حفره‌هایی از هوا با مقطع دایره‌ای با دو قطر متفاوت برای محدودکردن میدان الکترومغناطیسی در هسته فیبر ایجاد شدند. لایه نازکی از نقره بر روی سطح تخت فیبر در تماس با آنالیت در نظر گرفته شد. با تغییر ضریب شکست محیط، مکان پیک تشدید پلاسمونی لایه نقره تغییر می‌کند. با کمک روش اجزای محدود (FDM) تأثیر پارامترهای هندسی بر میزان حسگری قطعه طراحی شده برآورد می‌گردد.

یافته‌ها: با بهینه‌سازی پارامترهای ساختاری در حسگر طراحی شده، بیشینه حساسیت طول موجی $\mu\text{m}/\text{RIU}$ ۱۰/۵ با تفکیک‌پذیری $10^{-6} \times 7/2$ در بازه ضریب شکست ۱/۳۳-۱/۳۶ به دست آمد.

نتیجه‌گیری: نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهند که میزان اتلاف محدودیت (Confinement Loss) 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 طراحی شده را گزینه‌ای مناسب برای کاربردهای تشخیصی و زیستی می‌سازد.

نویسنده‌مسئول: داود جلالیان

پست الکترونیک:

davoud540@gmail.com

۰۹۱۱۱۸۴۲۰۴۴

شماره تماس:

واژه‌های کلیدی: SPR، PCF، حسگر، ضریب شکست، تشخیص پزشکی، SPP

مقدمه

پلاسمون‌ها نوسانات گروهی بار در سطح مشترک بین دی‌الکتریک و فلز هستند و میدان‌های محلی بسیار قوی در اطراف ذرات باردار ایجاد می‌کنند. این نوسانات بار جمعی در سطح مشترک که به‌عنوان امواج سطحی پلاسمونیک^۱ (PSW) شناخته می‌شوند، می‌توانند در امتداد سطح مشترک به شکل یک موج پیش‌رونده به نام پلاریتون پلاسمون سطحی^۲ (SPP) هدایت شوند. SPP ها را می‌توان در بین سطح فلز- دی‌الکتریک با جفت‌کردن میدان الکترومغناطیسی به ذرات باردار متراکم از مواد پلاسمونیک مانند طلا، نقره، مس، آلومینیوم و غیره تولید کرد. SPP ها در زمینه‌های مختلف اپتیک از جمله فرامواد^۳ فوتونی و حسگر زیستی نوری استفاده می‌شوند [۱]. حسگرهای نوری مبتنی بر SPR با حفظ شرایط تطابق فاز بین حالت SPP و حالت هدایت‌شده هسته فیبر نوری در یک طول موج خاص، به دلیل خواص نوری منحصربه‌فرد و کاربردهای گسترده در زمینه‌های مختلف سنجش، پژوهشگران را به خود جذب کرده‌اند. حسگرهای SPR به دلیل ویژگی‌های حساسیت بهترشان برای آنالیزهای گوناگونی مانند آزمایش آب، حفظ کیفیت غذا، سنجش زیستی، تشخیص پزشکی، تشخیص گاز، تصویربرداری زیستی، پایش محیطی، سنجش مواد شیمیایی آلی، پایش گلوکز، تشخیص بیماری و غیره، توجه بسیاری را به‌سوی خود جلب نموده‌اند [۲]. یک پیشرفت بزرگ در اپتیک، اختراع ویژگی‌های نوری تنظیم‌پذیر PCF ها بود که پژوهشگران را به اندیشه طراحی دستگاه‌های الکترونیک نوری نوآورانه با دستکاری برهم‌کنش فوتون‌ها با دستگاه‌های الکترونیک رسانید. با تنظیم شرایط تطابق فاز حالت SPP و حفره‌های هوا، PCF ها برای تنظیم شرایط تطابق فاز حالت SPP و حالت بنیادی هدایت‌شده هسته برای حسگرهای SPR مبتنی بر PCF به کار می‌روند [۳]. با این حال، سنسورهای SPR مبتنی بر PCF معمولی با پرکردن گزینشی حفره‌های هوا با مواد پلاسمونیک

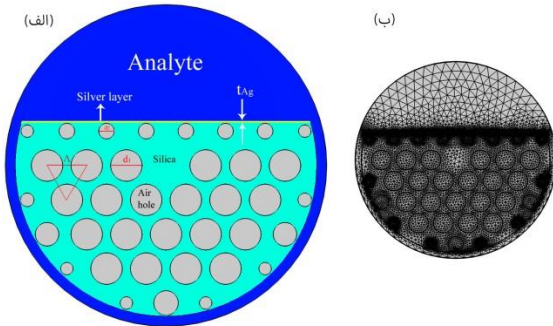
پوشش داده‌شده در بیرون از آنالیت‌های اندازه‌گیری، طراحی و تحلیل می‌شوند. اجرای عملی این تکنیک‌های تشخیص بسیار دشوار است. بنابراین، اخیراً سنسورهای SPR مبتنی بر PCF کاربردی‌تر در مقالات گزارش شده‌اند [۶-۴]. محیط حسگری این نوع از سنسورهای SPR مبتنی بر PCF در خارج قرار داده شده‌اند که عملی نمودن آنها ساده‌تر است. طراحی حسگرهای PCF-SPR به شکل حرف D امکان تماس موثرتر آشکارساز با آنالیت مورد نظر را فراهم می‌آورد. در این کار، یک فیبر فوتونیک به شکل D طراحی گردیده است. مساله مهم در طراحی چنین حسگری امکان عملی بودن ساخت آن و نیز قراردعی مناسب حفره‌های محصورکننده میدان است. در این مقاله با بهینه‌سازی عناصر هندسی و موقعیت اجزای فیبر، مدلی کاربردی و کارا ارائه می‌شود.

ضریب شکست، نقش حیاتی در بیوفیزیک و بیوشیمی و بیوپزشکی دارد. بنابراین پایش ساختار سلول‌ها و تشخیص ضریب شکست آنها اهمیت بسیاری دارد. هر سلول زنده شامل اندامک‌هایی با ضریب شکست های گوناگون است. ضریب شکست سیتوپلاسم در حدود ۱/۳۸-۱/۳۵ و هسته در حدود ۱/۳۹ است. پروتئین‌ها بیشتر حجم سلول را دربردارند که ضریب شکست آنها در حد ۱/۵۸-۱/۵۰ است که سهم بیشتری از ضریب شکست را دارا است. برای هر بافتی سلول‌هایی با ضریب شکست‌های متفاوت وجود دارد اما میانگین ضریب شکست سلول‌های سالم در حدود ۱/۳۷-۱/۳۵ و برای سلول‌های سرطانی در حدود ۱/۴۰-۱/۳۹ است [۷]. سلول‌های سرطانی در مقایسه با سلول‌های سالم، ضریب شکست بزرگتری دارند به دلیل اینکه آنها در هسته خود دارای پروتئین بیشتری برای تکثیر خود هستند. بنابراین تشخیص سلول‌های سالم از سلول‌های سرطانی آسان است. در این مقاله به طراحی یک حسگر ضریب شکست بر مبنای تشدید پلاسمونی و ساختار فیبر کریستال فوتونیک PCF پرداخته شده است. با در نظر گرفتن غیرتجانمی بودن، پاسخ فوری، کم‌هزینه‌تر بودن نسبت به روش‌هایی مانند بیوپسی و آنالیزهای پاتوبیولوژیک و دقت بالای حسگر طراحی شده، ضرورت انجام آن برای گسترش بیشتر روش‌های تشخیصی بیشتر احساس می‌شود. با بهینه‌سازی پارامترهای ساختاری از جمله شعاع حفره‌های هوا، ضخامت لایه نقره

¹ Plasmonic surface waves

² Surface plasmon polariton

³ Metamaterial



شکل ۱:
(الف) طرحواره مقطع حسگر PCF پیشنهاد شده و
(ب) مش بندی به کار گرفته شده در محاسبات به روش FEM.

مدهای وابسته به هسته فیبر و لایه نقره، هنگامی که ضریب شکست موثر (n_{eff}) آنها با هم برابر باشند، جفت خواهند شد. در نتیجه تشدید ایجاد شده، دامنه میدان تقویت و سیگنال معنی دار و واضحی به آشکارساز حسگر فرستاده می شود. برای بررسی ویژگی های جفت شدن حسگر طراحی شده، منحنی n_{eff} و توزیع های میدان E را همراه با طیف اتلاف حالت های مربوطه در شکل ۲ نشان می دهیم. اتلاف ناشی از محدود شدن حسگر را می توان با استفاده از فرمول زیر مشخص کرد [۹]:

$$\alpha_{Loss} (dB/cm) = 8.686 \times \left(\frac{2\pi}{\lambda} \right) \times \text{Im}(n_{eff}) \times 10^4 \quad (3)$$

حساسیت حسگر در یکای ضریب شکست یا RIU با رابطه زیر داده می شود:

$$S_n (\mu m / RIU) = \frac{\Delta \lambda_{peak}}{\Delta n_{Anl.}} \quad (4)$$

که در آن $\Delta \lambda_{peak}$ جابجایی پیک تشدید را نشان می دهد. به دلیل نیاز نداشتن به دستکاری طیفی، به کارگیری روش آزمون دامنه^۲ (AIM) برای بررسی کارایی حسگر مقرون به صرفه تر است. حساسیت دامنه^۳ را می توان از رابطه زیر به دست آورد:

$$S_{Amp.} (RIU^{-1}) = - \frac{1}{\alpha(\lambda, n_{Anl.})} \times \frac{\Delta \alpha(\lambda, n_{Anl.})}{\Delta n_{Anl.}} \quad (5)$$

و فاصله میان حفره های هوا، حسگر طراحی شده، توانایی آشکارسازی سلول های سرطانی که ضریب شکست شان در محدوده ۱/۳۹ به بالا است را دارا می باشد.

روش بررسی

شکل ۱ (الف) تصویر مقطع حسگر پیشنهادی را نشان می دهد. گام شبکه $\Lambda = 4 \mu m$ است، قطر حفره های هوا d_1 و d_2 به ترتیب برابر $3/2$ و $1/6$ میکرومتر می باشد. ضخامت لایه نقره (T_{Ag}) ۴۰ نانومتر تنظیم شده است. ماده پس زمینه PCF طراحی شده سیلیکای ذوب شده است. در این مقاله از روش اجزای محدود (FEM) و نرم افزار کامسول (COMSOL) برای مطالعه ویژگی های PCF-SPR و سنجش عملکرد آن استفاده می شود. مش بندی مربوط به گسسته سازی استفاده شده در FEM در شکل ۱ (ب) نشان داده شده است. رابطه پاشندگی سیلیکای ذوب شده با معادله سلمایر^۱ به دست می آید [۸]

$$n(\lambda) = \sqrt{\epsilon + \frac{A}{\lambda^2} + \frac{B\lambda_1^2}{\lambda^2 - \lambda_1^2}} \quad (1)$$

که در آن λ طول موج فضای آزاد را نشان می دهد و $\epsilon = 11/68$ ، $\lambda_1 = 1/1 \mu m$ ، $A = 0/94$ میکرومتر مربع، و $B = 8/1 \times 10^{-3}$ می باشند. پارامترهای دی الکتریک نقره را می توان از مدل L4 تعیین کرد [۹]:

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_\infty + \frac{\sigma}{i\omega} + \sum_{p=1}^4 \frac{C_p}{\omega^2 + A_p\omega + B_p} \quad (2)$$

همه ضرایب در معادله بالا از مقاله [۹] اقتباس شده اند.

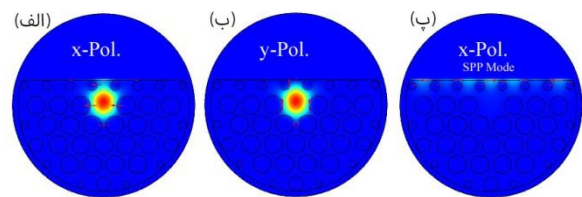
² Amplitude interrogation method

³ Amplitude sensitivity

¹ Sellmeire

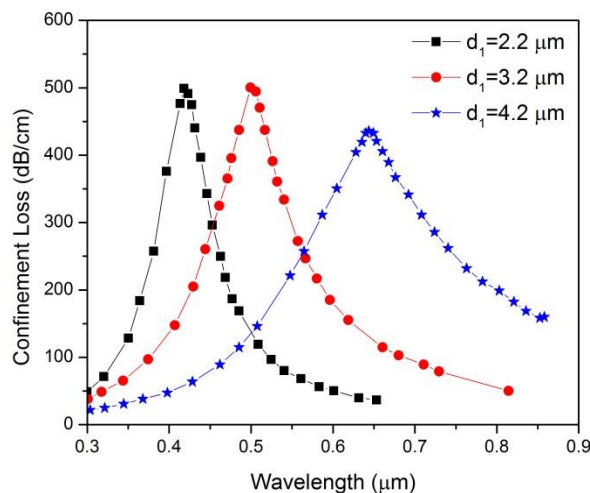
یافته‌ها و بحث

در حسگر طراحی شده، مد پایه هسته با قطبش x-، مد پایه هسته با قطبش y- و مد SPP در لایه حسگر همان‌گونه که در شکل ۲ نشان داده شده‌اند مورد مطالعه قرار گرفتند.



شکل ۲: الگوی مد (توزیع میدان) (الف) قطبش x-هسته، (ب) قطبش y- هسته و (پ) مد SPP لایه نقره در حسگر طراحی شده.

فقط مد پایه قطبش x می‌تواند با حالت SPP در $\lambda = 500$ نانومتر تشدید ایجاد نماید. بنابراین، تنها یک پیک اتلافی در تقاطع دو منحنی ظاهر می‌شود که برای کاربرد حسگری بسیار مناسب است. با توجه به منحصربه‌فرد بودن پیک رزونانس در حسگر، می‌توان به تشخیص دقیق ضریب شکست آنالیت دست یافت.

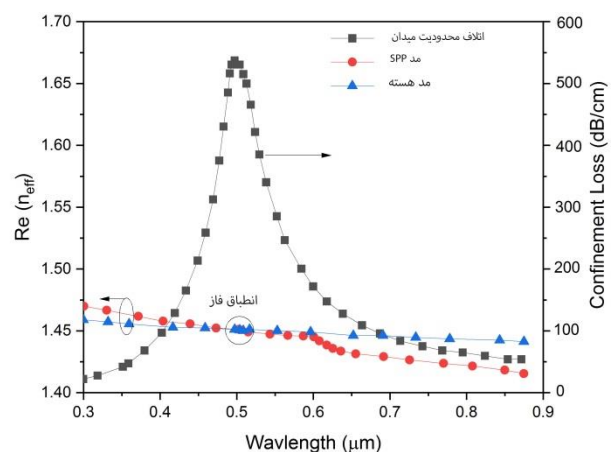


شکل ۴: تغییرات طیف اتلاف حسگر طراحی شده به ازای مقادیر گوناگون قطر حفره هوا در PCF.

تأثیر پارامترهای ساختاری PCF بر عملکرد حسگر پیشنهادی نیز مورد بررسی قرار گرفت. شکل ۴ طیف اتلاف میدان را برای مقادیر مختلف d_1 به ازای $n_{\text{Airy}} = 1/33$ نشان می‌دهد. همان‌گونه که آشکار است، با افزایش d_1 ، مکان پیک تشدید به سمت قرمز طیف جابجا می‌شود. همزمان، شدت سیگنال تشدید نیز تغییر می‌کند. به‌خصوص در حالتی که d_1 برابر $4/2$ میکرومتر است، شدت پیک کاهش یافته و پیک پهن‌تر می‌شود. دلیل این رخداد این است که افزایش d_1 همراه با کم‌تر شدن مساحت ناحیه هسته است که حفظ شرایط انتقال مناسب تک حالت PCF را دشوار می‌سازد، بنابراین مد پایه با قطبش x نمی‌تواند جفت‌شدگی قوی با مد SPP ایجاد کند.

به‌ازای d_1 برابر $2/2$ و $3/2$ میکرومتر، اتلاف انرژی میدان در دومی کمی بزرگتر اولی است. اگر انرژی اتلاف بیشتر باشد، تشخیص پیک نیز آسان‌تر خواهد بود، بنابراین مقدار $3/2$ میکرومتر برای گام بعدی شبیه‌سازی انتخاب می‌شود.

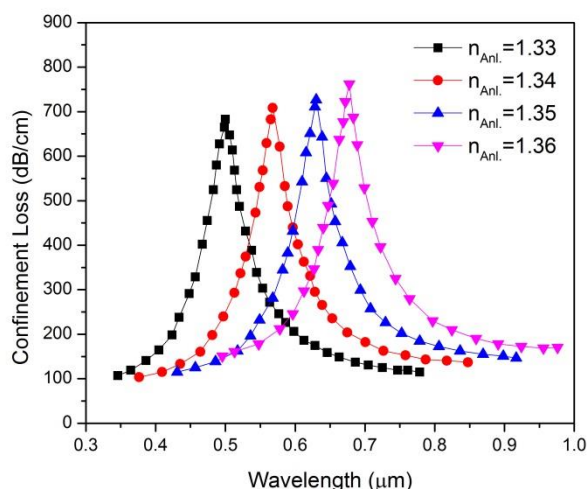
تأثیر ضخامت‌های مختلف لایه نقره (T_{Ag}) بر عملکرد حسگر طراحی شده نیز مورد مطالعه قرار گرفت و تغییرات طیف اتلافی آن در



شکل ۳: ضریب شکست موثر مد هسته، مد SPP و طیف اتلافی ناشی از محدودیت میدان در هسته فیبر کریستال فوتونیکی طراحی شده. محل برخورد منحنی‌های ضریب شکست موثر هسته و پلاریتون-پلاسمون‌های سطحی نقطه انطباق فاز نامیده می‌شود که طیف اتلافی بیشینه در این طول موج رخ می‌دهد. ضریب شکست آنالیت در این محاسبه $1/33$ در نظر گرفته شده است.

در برهمکنش نور با ماده در فصل مشترک لایه نقره با آنالیت (دی‌الکتریک)، هر دو مد x و y به‌طور هم‌زمان وجود دارند اما آن‌گونه که از شکل مشهود است تنها مد قطبشی x می‌تواند سبب برانگیختگی پلاسمون‌های سطحی شود. بر پایه رابطه پاشندگی میان مد پایه با قطبش x و مد پلاسمونیک در شکل ۳، یک پیک اتلافی قوی در محل برخورد دو منحنی مربوط به ضریب شکست موثر PCF و لایه نقره (نقطه تطبیق فاز) دو منحنی RI وجود دارد. در شرایط تشدید مد، میدان ناپایدار در فیبر به‌طور قابل ملاحظه‌ای تقویت می‌شود و یک پیک اتلافی قوی ظاهر می‌شود. در مطالعه ما،

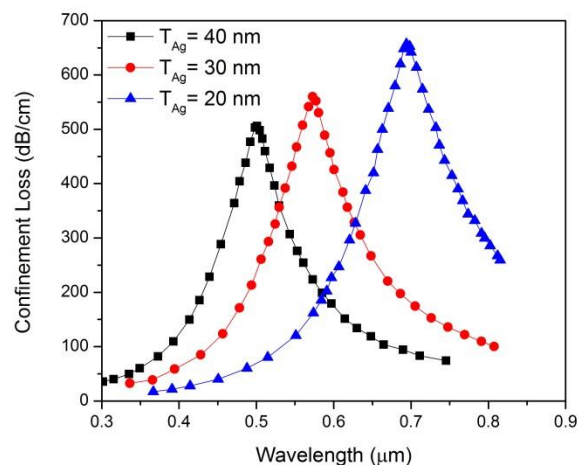
از روی شکل هویدا است که با افزایش Λ ، پیک اتلاف به سمت طول موج‌های کوتاه‌تر جابجا شده و شدت آن افزایش می‌یابد. دلیل این رفتار این است که با افزایش Λ ، نور در هسته فیبر بیشتر به پیرامون نفوذ می‌کند و میدان الکترومغناطیسی محوشونده افزایش می‌یابد که در نتیجه آن اتلاف بیشتر می‌شود.



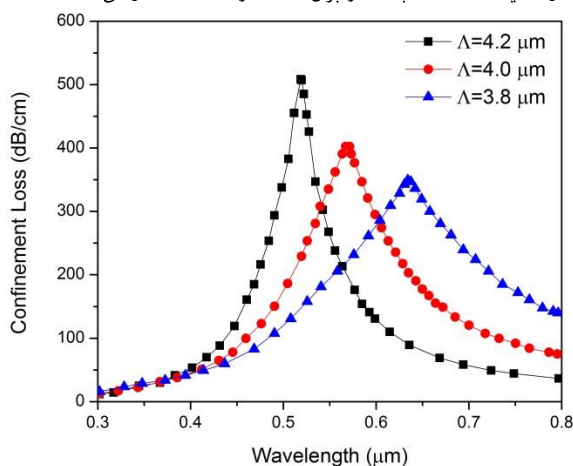
شکل ۷: طیف اتلافی حسگر PCF پلاسمونیک پیشنهادی به ازای ضریب شکست آنالیت از ۱/۳۳ تا ۱/۳۶.

عملکرد سنسور PCF پلاسمونیک RI به جابجایی موقعیت پیک تشدید پلاسمونیک در نتیجه تغییر آنالیت وابسته است. با توجه به توزیع یکنواخت طیف اتلاف و پیک منفرد در باند مورد بررسی، حسگر پیشنهادی برای کاربردهای سنجش بسیار مناسب به نظر می‌رسد. شکل ۷ طیف اتلافی را به ازای ضریب شکست‌های گوناگون از ۱/۳۳ تا ۱/۳۶ نشان می‌دهد. با استفاده از روش آزمون طول موج^۱، هنگامی که ضریب شکست از ۱/۳۳ تا ۱/۳۶ تغییر می‌کند، طول موج تشدید مربوطه را می‌توان از ۰/۵ تا ۰/۷ میکرومتر تنظیم کرد. نتایج نشان می‌دهد که میانگین $\Delta\lambda_{\text{peak}}$ حدود ۷۷ نانومتر است. بنابراین، میانگین حساسیت طول موج (S_n) حسگر طراحی شده (معادله ۴) ۷۷۰۰ نانومتر/RIU است. بیشینه S_n زمانی رخ می‌دهد که ضریب شکست آنالیت از ۱/۳۳ تا ۱/۳۴ تغییر می‌کند. بیشینه حساسیت حسگر به ۹۵۰۰ نانومتر/RIU می‌رسد و وضوح مربوطه $RIU \times 10^{-6}$ است. شکل ۸ حساسیت دامنه محاسبه‌شده با روش AIM به ازای آنالیت‌های مختلف را نشان

شکل ۵ نشان داده شده است. با افزایش T_{Ag} ، مکان پیک اتلافی به سمت طول موج‌های آبی جابجا می‌شود و شدت آن کاهش می‌یابد. یک دلیل آن این است که ضخامت نازک‌تر لایه نقره باعث برهمکنش بیشتر نور- ماده می‌شود که منجر به بیشتر شدن نوسان آزاد پلاسمون‌های سطحی می‌گردد. این رویداد همچنین میدان محوشونده نزدیک فصل مشترک با دی‌الکتریک را تقویت می‌کند. از این رو ضخامت ۲۰ نانومتر برای لایه نقره به عنوان ضخامت بهینه برای مرحله بعدی شبیه‌سازی انتخاب می‌شود.

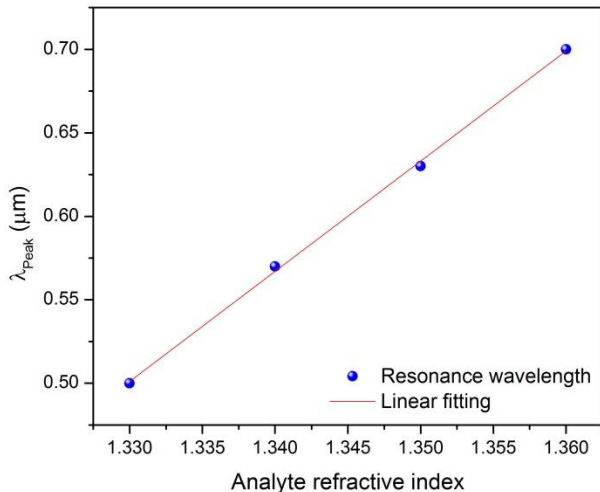


شکل ۵: تاثیر ضخامت‌های گوناگون لایه نقره بر طیف اتلافی حسگر پلاسمونیک فیبر کریستال فوتونیک طراحی شده. در ادامه، تاثیر طول‌های مختلف ثابت شبکه (Λ) بر روی طیف اتلاف حسگر RI پیشنهادی نیز بررسی شده است. شکل ۶ طیف اتلاف محاسبه‌شده را برای سه مقدار مختلف Λ نشان می‌دهد.



شکل ۶: تغییرات طیف اتلافی با طول موج کار به ازای مقادیر مختلف ثابت شبکه (Λ).

¹ Wavelength interrogation method



شکل ۹: تحلیل میزان خطی بودن همبستگی میان طول موج تشدید پلاسمونیک و ضریب شکست آنالیت.

نتیجه‌گیری

به‌طور خلاصه، ما به صورت عددی خواص حسگری یک حسگر ضریب شکست PCF-SPR با کارایی بالا را تجزیه و تحلیل کردیم. برای بررسی عملکرد حسگری از روش اجزای محدود استفاده شد. اثر ویژگی‌های ساختاری، و رابطه بین طول موج‌های تشدید و ضریب شکست آنالیت نیز مورد مطالعه قرار گرفت. با استفاده از روش آزمون طول موج، میانگین حساسیت طول موج ۷۷۰۰ نانومتر بر RIU و وضوح ضریب شکست میانگین RIU 1.05×10^{-5} به‌دست آمد. همچنین بیشینه حساسیت طول موج و وضوح به ترتیب ۹۵۰۰ نانومتر/RIU و 6.5×10^{-6} RIU برای آنالیت با ضریب شکست بین ۱/۳۳ و ۱/۳۴ به‌دست آمد. افزون‌بر این، حساسیت دامنه 215 RIU^{-1} در $n_{\text{Anl.}}=1/33$ از روی محاسبات مشاهده شد. نتایج به‌دست آمده گویای عملکرد مناسب حسگر طراحی شده برای کاربردهای تشخیصی و درمانی است.

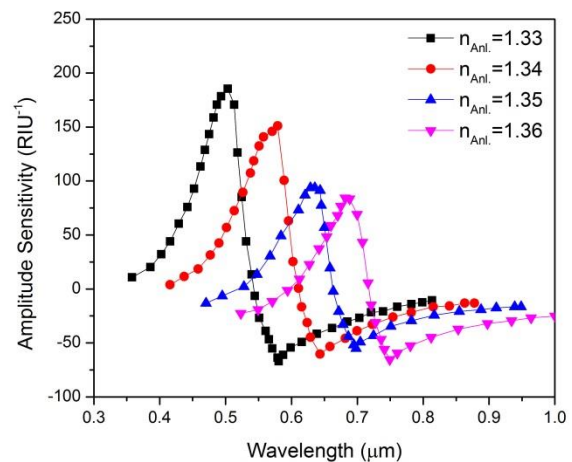
می‌دهد. مشاهده می‌کنیم که شدت پیک متناظر با تغییر ضریب شکست از ۱/۳۳ به ۱/۳۶ کاهش می‌یابد، و بیشینه حساسیت دامنه در ضریب شکست ۱/۳۳ به 215 RIU^{-1} می‌رسد.

در پایان، خطی بودن حسگر پیشنهادی را با برازش مقادیر طول موج‌های تشدید به‌ازای ضریب شکست آنالیت تحلیل نمودیم. رابطه برازشی میان طول موج تشدید و ضریب شکست آنالیت به صورت زیر به دست آمد (شکل ۹)

$$\lambda_{\text{Peak}} = 6.6n_{\text{Anl.}} - 8.3 \quad (6)$$

همچنین ضریب تعیین تعدیل‌شده R^2 برابر ۰/۹۹۸۶۲ برای معادله برازش پیدا شد که نشان‌دهنده درجه همبستگی بسیار خطی بین λ_{Peak} و $n_{\text{Anl.}}$ می‌باشد.

نتایج به دست آمده از جابجایی پیک اتلافی و نیز حساسیت دامنه حسگر طراحی شده نشان می‌دهد که با افزایش ضریب شکست آنالیت (برای نمونه یک سلول سرطانی) حتی در مرتبه صدم تغییر ضریب شکست، توانایی آشکارسازی حسگر، حفظ می‌شود و پیک تشدید به سوی طول موج‌های بلندتر جابجا می‌گردد. از آنجاکه هرچه قدر زمان بیشتری از بیماری بگذرد، ضریب شکست سلول هم افزایش خواهد یافت، میزان جابجایی پیک تشدید نیز بیشتر خواهد شد. بنابراین حسگر طراحی شده می‌تواند کارکرد بسیار خوبی در زمینه تشخیص زودهنگام سلول‌های بدخیم ارائه دهد.



شکل ۸: تغییرات حساسیت دامنه حسگر پیشنهادی با ضریب شکست آنالیت.

¹ Adjusted residual-square

References:

1. DeHoratius DM. Dover JS. Nonablative tissue remodeling and photorejuvenation. *Clinics in dermatology*. 2007;25(5):474-9.
2. Sommer AP. Zhu D. Green tea and red light—A powerful duo in skin rejuvenation. *Photomedicine and laser surgery*. 2009;27(6):969-71.
3. Vaalamo M. Kariniemi A-L. Saarialho-Kere U. Shapiro SD. Enhanced expression of human metalloelastase (MMP-12) in cutaneous granulomas and macrophage migration. *Journal of Investigative Dermatology*. 1999;112(4):499-505.
4. Zelickson BD. Kilmer SL. Bernstein E. Chotzen VA. Dock J. Mehregan D. et al. Pulsed dye laser therapy for sun damaged skin. *Lasers in surgery and medicine*. 1999;25(3):229-36.
5. Xu X. Zhao X. Liu TC-Y. Pan H. Low-intensity laser irradiation improves the mitochondrial dysfunction of C2C12 induced by electrical stimulation. *Photomedicine and laser surgery*. 2008;26(3):197-202.
6. Lubart R. Landau Z. Linovskv A. Nitzan Y. A new light device for wound healing. *Recent Patents on Biomedical Engineering (Discontinued)*. 2008;1(1):13-7.
7. RUIZ-Rodriguez. Enhanced efficacy of PDT. *JDrug Dermatol* 2007;6:(818-20.).
8. Bitter Jr PH. Noninvasive rejuvenation of photodamaged skin using serial, full-face intense pulsed light treatments. *Dermatologic surgery*. 2000;26(9):835-43.
9. Goldberg DJ. Samady J. Intense pulsed light and Nd: YAG laser non-ablative treatment of facial rhytids. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*. 2001;28(2):141-4.
10. Weiss RA. Weiss MA. Beasley KL. Rejuvenation of photoaged skin: 5 years results with intense pulsed light of the face, neck, and chest. *Dermatologic surgery*. 2002;28(12):1115-9.
11. Sadick NS. Update on non-ablative light therapy for rejuvenation: A review. *Lasers in Surgery and Medicine: The Official Journal of the American Society for Laser Medicine and Surgery*. 2003;32(2):120-8.
12. Kharazi L. Dadkhahfar S. Rahimi H. Gheisari M. Mozafari N. Tehranchinia Z. The Efficacy of Blue Light versus the Combination of Blue and Red Light Therapy in the Treatment of Acne Vulgaris. *Photodermatology, Photoimmunology & Photomedicine*. 2021.
13. Tehranchinia Z. Barzkar N. Riahi SM. Khazan M. A Comparison of The Effects of Clobetasol 0.05% and Photodynamic Therapy Using Aminolevulinic Acid With Red Light in the Treatment of Severe Nail Psoriasis. *Journal of lasers in medical sciences*. 2020;11(1):3.