لیزر در پزشکی ۱۴۰۰/ دوره ۱۸ / شماره (۴) / صفحات ۲۵-۱۹.

مقاله پژوهشی

# طراحی و شبیه‌سازی زیست حسگر پلاسمونیکی D– شکل فیبر کریستال فوتونیکی: بررسی تاثیر پارامترهای ساختاری بر میزان حسگری

داود جلالیان[1*]

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

نویسندهٔمسئول: داود جلالیان
پست الکترونیکی:
davoud540@gmail.com
شماره تماس: ۰۹۱۱۱۸۴۲۰۴۴

## خلاصه

**مقـــدمه:** 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) به‌دلیل 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 قراردهی 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 تاثیر پارامترهای ساختاری بر کارکرد آن مورد مطالعه قرار گرفته است.

**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) تاثیر پارامترهای هندسی بر میزان حسگری قطعه طراحی‌شده برآورد می‌گردد.

**یافته‌ها:** با بهینه‌سازی پارامترهای ساختاری در حسگر طراحی‌شده، بیشینه حساسیت طول موجی $\mu$m/RIU ۱۰/۵ با تفکیک‌پذیری RIU $۷/۲\times۱۰^{-۶}$ 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 طراحی‌شده را گزینه‌ای مناسب برای کاربردهای تشخیصی و زیستی می‌سازد.

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

[ Downloaded from icml.ir on 2026-09-13 ]

## مقـدمه

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[1] (PSW) شناخته می‌شوند، می‌توانند در امتداد سطح مشترک به شکل یک موج پیش‌رونده به نام پلاریتون پلاسمون سطحی[2] (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 فراماواد[3] 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، به‌دلیل خواص نوری منحصربه‌فرد و کاربردهای گسترده در زمینه‌های مختلف سنجش، پژوهشگران را به خود جذب کرده‌اند. حسگرهای SPR به‌دلیل 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 الکترونیکی رسانید. با تنظیم آرایه‌های انعطاف‌پذیر از حفره های هوا، PCF ها برای تنظیم شرایط تطبیق فاز حالت SPP و حالت بنیادی هدایت‌شده هسته برای حسگرهای SPR مبتنی بر PCF به کار می‌روند [۳]. بااین‌حال، سنسورهای SPR مبتنی‌بر 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 [٦-٤]. محیط حسگری این نوع از سنسورهای SPR مبتنی بر PCF در خارج قرار داده شده‌اند که عملی‌نمودن 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 فوتونیکی به شکل D طراحی گردیده است. مساله مهم در طراحی چنین حسگری امکان عملی‌بودن ساخت آن و نیز قراردهی مناسب حفره‌های محصورکننده میدان است. در این مقاله با بهینه‌سازی عناصر هندسی و موقعیت اجزای فیبر، مدلی کاربردی و کارا ارایه 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 ۱/۳۵-۱/۳۸و هسته در حدود ۱/۳۹ است. پروتئین ها بیشتر حجم سلول را دربردارند که ضریب شکست آنها در حد ۱/۵۰-۱/۵۸ 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 درحدود ۱/۳۵-۱/۳۷و برای سلول‌های سرطانی در حدود ۱/۳۹-۱/٤۰ است [7]. سلول‌های سرطانی در مقایسه با سلول‌های سالم، ضریب شکست بزرگتری دارند به دلیل اینکه آنها در هستهٔ خود دارای پروتئین بیشتری برای تکثیر خود هستند. بنابراین تشخیص سلول های سالم از سلول‌های سرطانی آسان است. در این مقاله به طراحی یک حسگر ضریب شکست برمبنای تشدید پلاسمونی و ساختار فیبر کریستال فوتونیکی PCF پرداخته شده است. با در نظر گرفتن غیرتهاجمی‌بودن، پاسخ فوری، کم‌هزینه‌تر بودن نسبت به روش‌هایی مانند بیوپسی و آنالیزهای پاتوبیولوژیک و دقت بالای حسگر طراحی‌شده، 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 plariton plasmon
[3] Metamaterisal

[ Downloaded from icml.ir on 2026-09-13 ]

و فاصله میان حفره‌های هوا، حسگر طراحی‌شده، توانایی آشکارسازی سلول‌های سرطانی که ضریب شکست‌شان در محدوده ۱/۳۹ به بالا است را دارا می‌باشد.

## روش بررسی

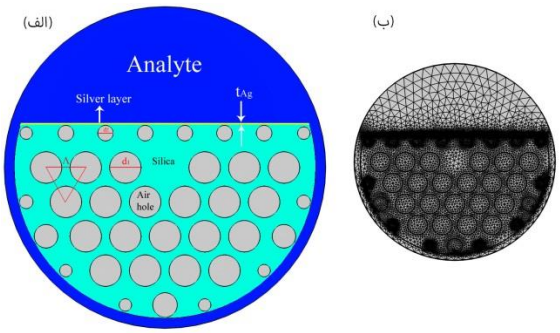
شکل ۱ (الف) تصویر مقطع حسگر پیشنهادی را نشان می‌دهد. گام شبکه $\Lambda=4\mu m$ است، قطر حفره‌های هوا $d_1$ و $d_2$ به ترتیب برابر ۳/۲ و ۱/۶ میکرومتر می‌باشد. ضخامت لایه نقره ($T_{Ag}$) ۴۰ نانومتر تنظیم شده است. ماده پس‌زمینه PCF طراحی‌شده سیلیکای ذوب‌شده است. در این مقاله از روش اجزای محدود (FEM) و نرم‌افزار کامسول (COMSOL) برای مطالعه ویژگی‌های PCF-SPR و سنجش عملکرد آن استفاده می‌شود. مش‌بندی مربوط به گسسته‌سازی استفاده‌شده در FEM در شکل ۱ (ب) نشان داده شده است. رابطه پاشندگی سیلیکای ذوب‌شده با معادله سلمایر[1] به‌دست می‌آید [۸]

$$n(\lambda)=\sqrt{\varepsilon+\frac{A}{\lambda^2}+\frac{B\lambda_1^2}{\lambda^2-\lambda_1^2}} \qquad (۱)$$

که در آن $\lambda$ طول موج فضای آزاد را نشان می‌دهد و $\varepsilon$=۱۱/۶۸ ، $\lambda_1$=۱/۱ $\mu m$ ، A=۰/۹۴ میکرومتر مربع، و $B=8/1\times10^{-3}$ می‌باشند. پارامترهای دی‌الکتریک نقره را می‌توان از مدل L4 تعیین کرد [۹]:

$$\varepsilon(\omega)=\varepsilon_\infty+\frac{\sigma/\varepsilon_0}{i\omega}+\sum_{p=1}^{4}\frac{C_p}{\omega^2+A_p\omega+B_p} \qquad (۲)$$

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




**شکل ۱:**
(الف) طرحواره مقطع حسگر PCF پیشنهادشده و
(ب) مش‌بندی 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 ایجادشده، دامنه میدان تقویت و سیگنال معنی‌دار و واضحی به آشکارساز حسگر فرستاده می‌شود. برای بررسی ویژگی‌های جفت‌شدن حسگر طراحی‌شده، منحنی $n_{eff}$ و توزیع‌های میدان E را همراه با طیف اتلاف حالت‌های مربوطه در شکل ۲ نشان می‌دهیم. اتلاف ناشی از محدودشدن حسگر را می‌توان با استفاده از فرمول زیر مشخص کرد [۹]:

$$\alpha_{Loss}(dB/cm)=8.686\times\left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)\times \mathrm{Im}(n_{eff})\times10^4 \qquad (۳)$$

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

$$S_n(\mu m/RIU)=\frac{\Delta\lambda_{peak}}{\Delta n_{Anl.}} \qquad (۴)$$

که در آن $\Delta\lambda_{peak}$ جابجایی پیک تشدید را نشان می‌دهد.

به دلیل نیاز نداشتن به دستکاری طیفی، به‌کارگیری روش آزمون دامنه[2] (AIM) برای بررسی کارآیی حسگر مقرون‌به‌صرفه‌تر است. حساسیت دامنه[3] را می توان از رابطه زیر به‌دست آورد:

$$S_{Amp.}(RIU^{-1})=-\frac{1}{\alpha(\lambda,n_{Anl.})}\times\frac{\Delta\alpha(\lambda,n_{Anl.})}{\Delta n_{Anl.}} \qquad (۵)$$

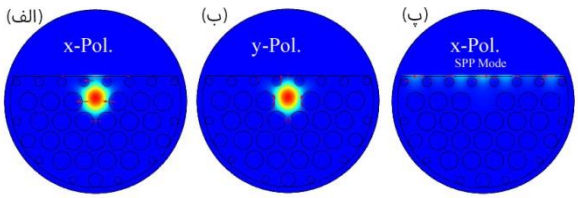
[1] Sellmeire

[2] Amplitude interrogation method
[3] Amplitude sensitivity

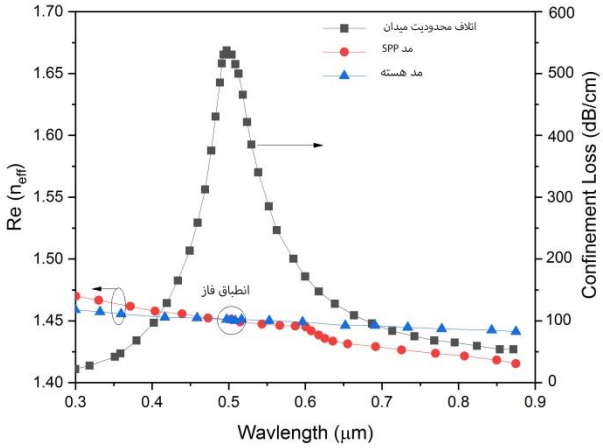
[ Downloaded from icml.ir on 2026-09-13 ]

## یافته‌ها و بحث

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

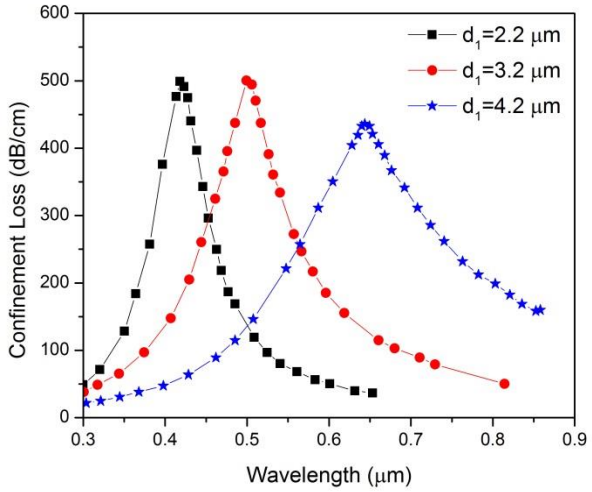



**شکل ۲:** الگوی مد (توزیع میدان) (الف) قطبش-x هسته، (ب) قطبش-y هسته و (پ) مد SPP لایه نقره در حسگر طراحی شده.




**شکل ۳:** ضریب شکست موثر مد هسته، مد SPP و طیف اتلافی ناشی از محدودیت میدان در هسته فیبر کریستال فوتونیکی طراحی‌شده. 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 ۱/۳۳ 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، 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 ٤:** تغییرات طیف اتلاف حسگر طراحی شده به ازای مقادیر گوناگون قطر حفره هوا در PCF.

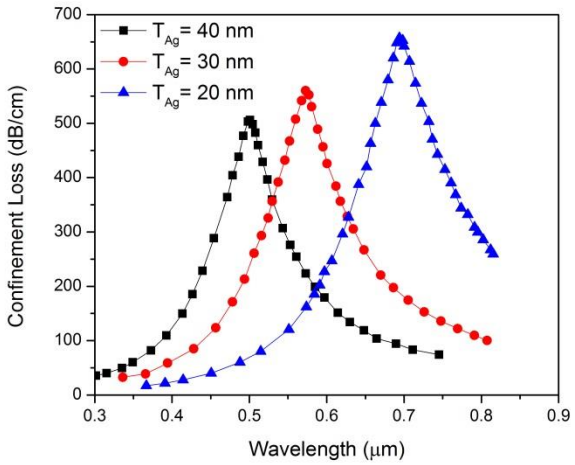
تأثیر پارامترهای ساختاری PCF بر عملکرد حسگر پیشنهادی نیز مورد بررسی قرار گرفت. شکل ٤ طیف اتلاف میدان را برای مقادیر مختلف $d_1$ به ازای $n_{Anl.}$=۱/۳۳ نشان می دهد. همان‌گونه که آشکار است، با افزایش $d_1$، مکان پیک تشدید به سمت قرمز طیف جابجا می‌شود. همزمان، شدت سیگنال تشدید نیز تغییر می کند. به‌خصوص در حالتی که $d_1$ برابر ٤/۲ میکرومتر است، شدت پیک کاهش‌یافته و پیک پهن‌تر می‌شود. دلیل این رخداد این است که افزایش $d_1$ همراه با کمترشدن مساحت ناحیه هسته است که حفظ شرایط انتقال مناسب تک حالته PCF را دشوار می‌سازد، بنابراین مد پایه با قطبش x نمی‌تواند جفت‌شدگی قوی با مد SPP ایجاد کند.

به‌ازای $d_1$ برابر ۲/۲ و ۳/۲ میکرومتر، اتلاف انرژی میدان در دومی کمی بزرگتر اولی است. اگر انرژی اتلاف بیشتر باشد، تشخیص پیک نیز آسان‌تر خواهد بود، بنابراین مقدار ۳/۲ میکرومتر برای گام بعدی شبیه‌سازی انتخاب می‌شود.

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

[ Downloaded from icml.ir on 2026-09-13 ]

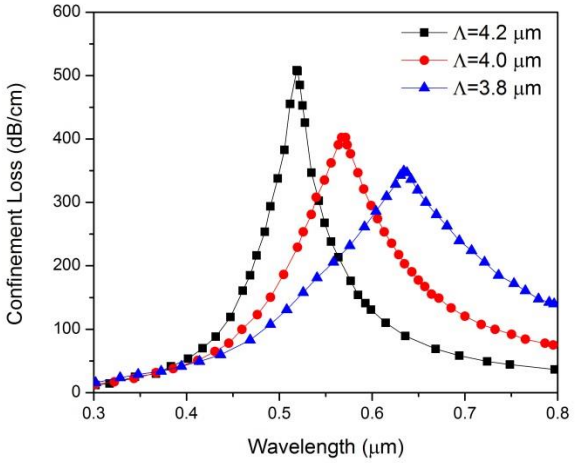
شکل ۵ نشان داده شده است. با افزایش $T_{Ag}$، مکان پیک اتلافی به سمت طول موج‌های آبی جابجا می‌شود و شدت آن کاهش می‌یابد. یک دلیل آن این است که ضخامت نازکتر لایه نقره باعث برهمکنش بیشتر نور – ماده می‌شود که منجربه بیشترشدن نوسان آزاد پلاسمون‌های سطحی می‌گردد. این رویداد همچنین میدان محوشونده نزدیک فصل 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 ضخامت های گوناگون لایه نقره بر طیف اتلافی حسگر پلاسمونیک فیبر کریستال فوتونیکی طراحی‌شده.

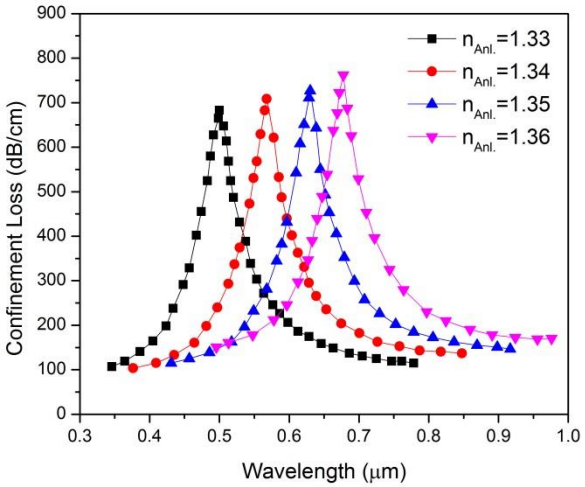
در ادامه، تاثیر طول‌های مختلف ثابت شبکه ($\Lambda$) بر روی طیف اتلاف حسگر RI پیشنهادی نیز بررسی شده است.

شکل ٦ طیف اتلاف محاسبه‌شده را برای سه مقدار مختلف $\Lambda$ نشان می دهد.




**شکل ٦:** تغییرات طیف اتلافی با طول موج کار به ازای مقادیر مختلف ثابت شبکه ($\Lambda$).

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




**شکل ۷:** طیف اتلافی حسگر PCF پلاسمونیکی پیشنهادی به ازای ضریب شکست آنالیت از ۱/۳۳ تا ۱/۳٦.

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 به‌نظر می‌رسد. شکل ۷ طیف اتلافی را به ازای ضریب شکست‌های گوناگون از ۱/۳۳ تا ۱/۳٦ نشان می‌دهد. با استفاده از روش آزمون طول موج[1]، هنگامی که ضریب شکست از ۱/۳۳ تا ۱/۳٦ تغییر می‌کند، طول موج تشدید مربوطه را می‌توان از ۰/۵ تا ۰/۷ میکرومتر تنظیم کرد. نتایج نشان می‌دهد که میانگین $\Delta\lambda_{Peak}$ حدود ۷۷ نانومتر است. بنابراین، میانگین حساسیت طول موج ($S_n$) حسگر طراحی‌شده (معادله ٤) ۷۷۰۰ نانومتر/RIU است. بیشینه $S_n$ زمانی رخ می‌دهد که ضریب شکست آنالیت از ۱/۳۳ تا ۱/۳٤ تغییر می‌کند. بیشینه حساسیت حسگر به ۹۵۰۰ نانومتر/RIU می‌رسد و وضوح مربوطه RIU $٦/٥\times١٠^{-٦}$ است. شکل ۸ حساسیت دامنه محاسبه‌شده با روش AIM به ازای آنالیت‌های مختلف را نشان

[1] Wavelength interrogation method

[ Downloaded from icml.ir on 2026-09-13 ]

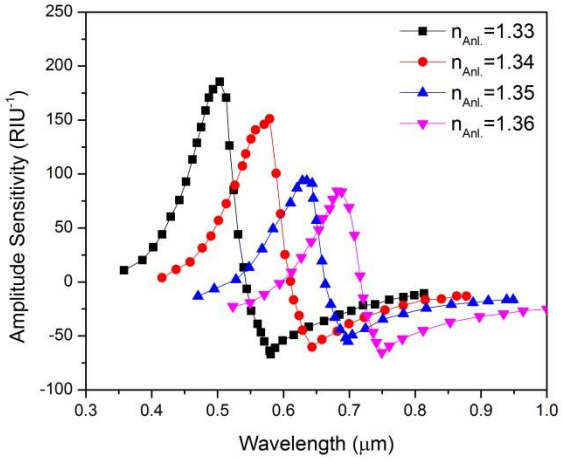
می‌دهد. مشاهده می‌کنیم که شدت پیک متناظر با تغییر ضریب شکست از ۱/۳۳ به ۱/۳٦ کاهش می‌یابد، و بیشینه حساسیت دامنه در ضریب شکست ۱/۳۳ به $RIU^{-1}$ ۲۱۵ می‌رسد.

درپایان، خطی‌بودن 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)

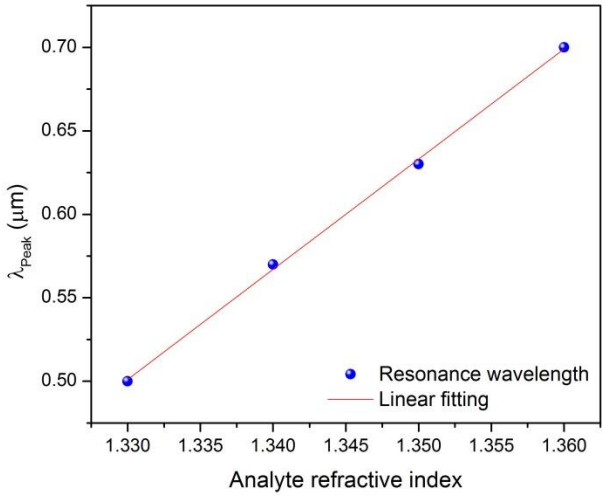
$$\lambda_{Peak} = 6.6 n_{Anl.} - 8.3 \qquad (٦)$$

همچنین ضریب تعیین تعدیل‌شده[1] $R^2$ برابر ۰/۹۹۸٦۲ برای معادله برازش پیدا شد که نشان‌دهنده درجه همبستگی بسیار خطی بین $n_{Anl.}$ و $\lambda_{Peak}$ می‌باشد.

نتایج به دست آمده از جابجایی پیک اتلافی و نیز حساسیت دامنه حسگر طراحی‌شده 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. ازآنجاکه هرچقدر زمان بیشتری از بیماری بگذرد، ضریب شکست سلول هم افزایش خواهد یافت، میزان جابجایی پیک تشدید نیز بیشتر خواهد شد. بنابراین حسگر طراحی‌شده می‌تواند کارکرد بسیار خوبی در زمینه تشخیص زودهنگام سلول‌های بدخیم ارایه دهد.




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




**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 کارآیی 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 $۱/۰۵\times۱۰^{-۵}$ به‌دست آمد. همچنین بیشینه حساسیت طول موج و وضوح به ترتیب ۹۵۰۰ نانومتر/RIU و RIU $٦/۵\times۱۰^{-٦}$ برای آنالیت با ضریب شکست بین ۱/۳۳ و ۱/۳٤ به‌دست آمد. افزون‌بر این، حساسیت دامنه ۲۱۵ $RIU^{-1}$ ۲۱۵ در $n_{Anl.}$=۱/۳۳ از روی محاسبات مشاهده شد. نتایج به‌دست آمده گویای عملکرد مناسب حسگر طراحی‌شده برای کاربردهای تشخیصی و درمانی است.

[1] Adjusted residual–square

[ Downloaded from icml.ir on 2026-09-13 ]

## 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. Lipovsky A. Nitzan Y. A new light device for wound healing. Recent Patents on Biomedical Engineering (Discontinued). 2008;1(1):13-7.
7. RUIZ-Rodrigez. 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.


[ Downloaded from icml.ir on 2026-09-13 ]