لیزر در پزشکی ۱۴۰۱/ دوره ۱۹ / شماره (۲) / صفحات ۳۳-۲۷.

مقاله پژوهشی

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

**عباس باقری خطیبانی**

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

## خلاصه

**مقدمه:** حسگرهای فیبر کریستال فوتونیکی (PCF) بر پایه تشدید پلاسمون‌های سطحی توانایی‌های بی‌نظیر خود را در تصویربرداری زیستی، تشخیص‌های پزشکی، نظارت محیطی، تشخیص بیماری غیرمخرب و... نشان داده‌اند. با محدود سازی موثر میدان الکترومغناطیسی در هسته فیبر و تشدید قوی پلاسمون - پلاریتون‌های سطحی، میدان محوشونده در مرز میان فلز پلاسمونیک و آنالیت تقویت‌شده و تپ (پالس) معنی‌داری را گسیل می‌کند که این امر کارایی و دقت این‌گونه از حسگرها را بشدت افزایش می‌دهد. شکل‌های متنوعی از این‌گونه از حسگرها تاکنون طراحی شده‌اند. بااین‌وجود همچنان چالش‌هایی در چگونگی طراحی فصل مشترک فلز و آنالیت وجود دارد. برای حل این مشکل می‌توان هندسه فیبر را اصلاح نمود تا در فصل مشترک فلز - آنالیت، میدان محوشونده به‌طور موثری تقویت شود. در این مطالعه ساختار نوینی برای حسگر یادشده معرفی می‌شود که حساسیت شدیدی به تغییرات ضریب شکست آنالیت‌های زیستی نشان می‌دهد.

**روش بررسی:** در حسگر طراحی‌شده فیلم نازکی از نقره بر روی صفحه تخت صیقلی فیبر پوشانیده می‌شود. پس‌زمینه فیبر از جنس سیلیکا با حفره‌هایی از هوا با مقطع دایره‌ای 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 المان‌های محدود (FDM) تاثیر پارامترهای گوناگون بر میزان حسگری فیبر فوتونیکی پلاسمونی طراحی شده برآورد می‌گردد.

**یافته‌ها:** عملکرد حسگر طراحی‌شده با استفاده از بررسی‌های طول موج و دامنه بررسی گردید. بیشینه حسگری طول موجی کانال ضریب شکست به ترتیب ۶/۹ $\mu$m/RIU به‌دست آمد، و بیشینه حسگری دامنه‌ای مربوطه RIU-1 ۶۴۲/۵۰ 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 کلیدی:** فیبر کریستال فوتونی، تشدید پلاسمون سطحی، پلاسمون - پلاریتون، حسگر، ضریب شکست، تشخیص پزشکی غیرمخرب.

**نویسندهٔ مسئول:** عباس باقری خطیبانی

پست الکترونیکی:

bagherikhatibani@gmail.com

شماره تماس: ۰۹۱۱۱۳۳۷۵۳۱۴

[ Downloaded from icml.ir on 2026-02-04 ]

## مقدمه

نوسان‌های گروهی الکترون های فرمی در سطح مشترک بین دی‌الکتریک و فلز را پلاسمون‌های سطحی می‌نامند. پلاسمون‌های سطحی میدان‌های موضعی بسیار قوی پیرامون ذرات باردار پدید می‌آورند. پلاسمون‌های سطحی می‌توانند در امتداد سطح مشترک به شکل یک موج پیش‌رونده به نام پلاریتون پلاسمون سطحی[1] (SPP) پیش رانده شوند. SPP ها را می‌توان در فصل مشترک 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 فراماده[2] فوتونی و حسگر زیستی نوری استفاده می‌شوند [۱]. سنسورهای اپتیکی برپایه تشدید پلاسمون‌های سطحی[3] (SPR) با نگهداشتن شرایط سازگاری فاز میان مد SPP و مد هدایت‌شده هسته فیبر اپتیکی 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 فراهم‌آوری شرایط سازگاری فاز مد SPP و مد پایه هسته برای حسگرهای تشدید پلاسمون‌های سطحی فیبر کریستال فوتونی بکار می‌روند [۳]. در برخی از این سنسورها محیط حسگری در بیرون از فیبر قرار داده شده است که این کار ساخت آنها را ساده‌تر می‌کند [٦-٤]. چالش مهم در طراحی این‌گونه از حسگرها که در کارهای تحقیقاتی گزارش شده مشاهده می‌شود عملی نبودن بسیاری 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 می‌شود که امکان ساخت عملی آن را ممکن می‌سازد و با بهینه‌سازی اجزای هندسی، مدلی کاربردی و کارا ارایه می‌شود.

ضریب شکست[4] (RI)، پارامتر تعیین کننده ای در بیوفیزیک و بیوشیمی و بیوپزشکی می باشد. از این رو بررسی ساختار یاخته‌ها و تعیین ضریب شکست آنها بسیار مهم و راهگشاست. هر یاخته زیستی دارای اندامک‌هایی با ضرایب شکست گوناگون است. مثلاً IR سیتوپلاسم در حدود ۱/۳۸-۱/۳۵و 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 متمایزکردن یاخته‌های سالم از یاخته‌های سرطانی ساده است. برای نمونه در مورد سلول‌های سرطانی Jurkat، HeLa، PC-12، (MDA)-MB-231، MCF-7 و Basal ضریب شکست سلول‌های سرطانی (سالم) به ترتیب ۱/۳۹۰ (۱/۳۷٦)، ۱/۳۹۲ (۱/۳٦۸)، ۱/۳۹۵ (۱/۳۸۱)، ۱/۳۹۹ (۱/۳۸۵)، ۱/٤۰۱ (۱/۳۸۷) و۱/۳۸۰ (۱/۳٦۰) می‌باشد [۷]. در این مقاله یک سنسور اپتیکی IR برپایه SPR وPCF طراحی و معرفی می‌شود که با توجه به ایمن‌بودن، تشخیص فوری، مقرون‌به‌صرفه بودن نسبت به روش‌های تهاجمی مانند بیوپسی و نیز دقت بالا می‌تواند گزینه مناسبی برای روش‌های تشخیصی غیرتهاجمی باشد.

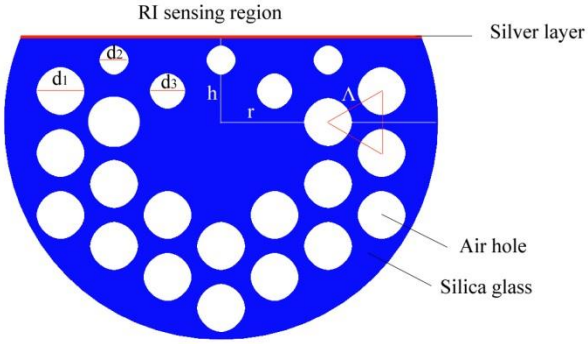
## روش بررسی

شکل ۱ سطح مقطع ساختار طراحی‌شده و پیشنهادی برای انجام محاسبات به روش اجزای محدود[5] (FEM) در نرم افزار کامسول مالتی فیزیکس COMSOL Multi Physics را نشان می‌دهد. در فرآیند شبیه‌سازی، شرایط مرزی امپدانس[6] در نظر گرفته می‌شود و از روش FEM برای مطالعه خواص PCF-SPR و عملکرد حسگری استفاده می‌شود. FEM حسگر پیشنهادی را به زیرفضاهای همگن تقسیم می‌کند که به شکل مثلث هستند. زیرفضاهای مجاور حل معادلات ماکسول را با استفاده از FEM به پیش می‌برند. روش FEM همچنین به دستیابی به الگوی میدان مد و ضریب شکست مؤثر با

[1] Surface plariton plasmon
[2] Metamaterisal
[3] Surface Plasmon Resonance
[4] Refractive Index
[5] Finite element method
[6] Impedance boundary condition

[ Downloaded from icml.ir on 2026-02-04 ]

نتایج دقیق‌تر کمک می‌کند. علاوه‌براین، تعداد عناصر دامنه[1] و عناصر مرزی[2] به ترتیب ۲۶۲۲۰ و ۱۷۵۹ است. در حسگر طراحی‌شده، لایه نقره فلزی به عنوان بخش حسگر RI روی صفحه D نهشت داده می‌شود و آن را مستقیماً در معرض آنالیت قرار می‌دهد. همچنین سوراخ‌های هوا به صورت مشبک مثلثی آراییده شده‌اند. ثابت شبکه یا گام (Λ) PCF ٤ میکرومتر در نظر گرفته می‌شود. شعاع فیبر (r) برابر با ۷Λ و فاصله بین مرکز فیبر و سطح تخت مرزی h=1.1 Λ است. ضخامت لایه نقره ($t_{Ag}$) ٤٢ نانومتر درنظر گرفته شد.




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

سیلیس ذوب[3] 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]

$$\varepsilon(\omega)=\varepsilon_{\infty}+\frac{\sigma/\varepsilon_0}{i\omega}+\sum_{p=1}^{4}\frac{C_p\left[eV^2\right]}{\omega^2+A_p\left[eV\right]\omega+B_p\left[eV^2\right]} \quad (۱)$$

با توجه به رفرنس [۸] ، ضرایب معادله بالا برای نقره عبارتند از:

$A_{p=1,2,3,4}$=- 1.160×10$^5$ ،- 4.252 ،- 0.4960 ،- 2.118 (eV)،

$B_{p=1,2,3,4}$=- 3050 ،- 0.8385 ،(- 13.85 ،- 10.23 (eV$^2$)

$C_{p=1,2,3,4}$=3.634×10$^8$ ،112.2 ،1.815 ،14.31 (eV$^2$).

مدها زمانی که $n_{eff}$ آنها با هم برابر باشند با یکدیگر جفت می‌شوند. اساساً در نقطه تقاطع، فرکانس فوتون‌های هدایت‌شده از طریق هسته و فرکانس الکترون‌های سطحی فلز پلاسمونیک 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، توزیع میدان مودال عموماً نوسانی یا محوشونده در جهت عرضی 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 مدهای نوری غیرتابشی مرتبط با نوسانات پلاسمایی الکترون‌های آزاد که به‌صورت رزونانسی در سطح فلز برانگیخته می‌شوند و در امتداد سطح با میدان‌های 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 شاخص‌های مؤثر مدهای اصلی و مد SPP برابر باشند. بنابراین، تطابق رخ می‌دهد و حداکثر انتقال توان از مد هدایت‌شده با هسته به مد SPP اتفاق می‌افتد و رزونانس حاصل می‌شود. اتلاف ناشی از محصورشدگی حسگر را می‌توان با استفاده از فرمول زیر مشخص کرد [۸]

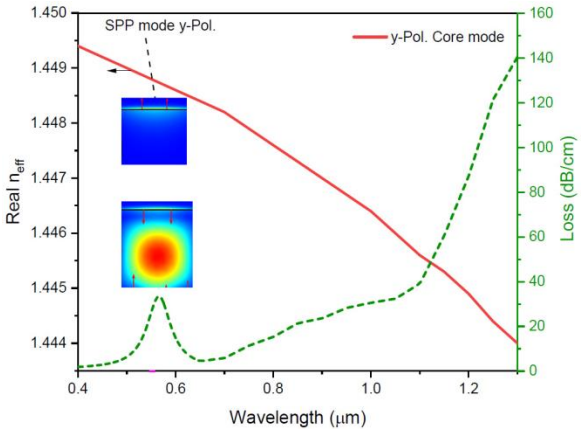
$$\alpha_{Loss}(dB/cm)=8.686\times\left(\frac{2\pi}{\lambda[cm]}\right)\times\mathrm{Im}\left(n_{eff}\right)\times10^4 \quad (۲)$$

لایه Ag 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

[1] Domain elements
[2] Boundary elements
[3] Fused silica

[ Downloaded from icml.ir on 2026-02-04 ]

قطبی‌شده y به خوبی در ناحیه هسته محصور می‌شوند. 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 جفت‌شدگی تطبیق فاز را تأیید می‌کند که در آن انرژی می‌تواند 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.

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

$$S_n(\mu m / RIU) = \frac{\Delta\lambda_{peak}}{\Delta n_{Anl.}} \qquad (۳)$$

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

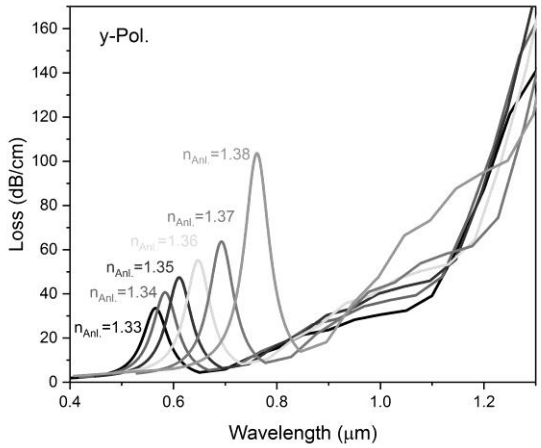
به‌دلیل نیاز نداشتن به دستکاری طیفی، بکارگیری روش آزمون دامنه[1] (AIM) برای بررسی کارآیی حسگر مقرون‌به‌صرفه‌تر است. حساسیت دامنه[2] را می‌توان از رابطه زیر به دست آورد:

$$S_{Amp.}(RIU^{-1}) = -\frac{1}{\alpha(\lambda, n_{Anl.})} \times \frac{\Delta\alpha(\lambda, n_{Anl.})}{\Delta n_{Anl.}} \qquad (٤)$$

[1] Amplitude interrogation method
[2] Amplitude sensitivity

## یافته‌ها و بحث

همان‌طورکه ضریب شکست آنالیت ($n_{Anl.}$) تغییر می‌کند، تقاطع‌های مربوطه (نقاط تطبیق فاز) نیز بر این اساس تغییر می‌کند و منجربه جابجایی پیک‌های تشدید قطبش x و y به طول موج‌های مختلف می‌شود. تغییرات منحنی اتلاف محصورشدگی[3] (CL) پیک تشدیدی قطبش y در $n_{Anl}$ های مختلف در شکل۳ نشان داده شده است. با افزایش $n_{Anl}$ ، پیک رزونانس ($\lambda_{Peak}$) به طول موج‌های بلندتر جابجا می‌شود و شدت پیک رزونانس به‌تدریج افزایش می‌یابد. با تغییر $n_{Anl}$ از ۱/۳۳ به ۱/۳۸، $\lambda_{Peak}$ از ۰/۵٦ میکرومتر به ۰/۷٦ میکرومتر افزایش می‌یابد. این نشان می‌دهد که سنسور می‌تواند حساسیت بالاتری را در $n_{Anl}$ های بالاتر در محدوده حسگری ارائه دهد. از رابطه (۳) برای محاسبه حسگری $S_n$ استفاده شده است.




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

نتیجه محاسبه حسگری، بیشینه حسگری ٦/۹ μm/RIU را در محدوده ۱/۳۳-۱/۳۸ نشان می‌دهد. $n_{Anl}$ های 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 می‌شود. بااین‌وجود، ازآنجایی‌که در $n_{Anl}$ بیش از ۱/٤۱ (نشان داده نشده)، حالت‌های SPP مرتبه بالاتر برانگیخته می‌شوند، نویز و اختلال بیشتری در طیف اتلاف مدهای هسته پدیدار می‌شود. بنابراین،

[3] Confinement loss

[ Downloaded from icml.ir on 2026-02-04 ]

سنسور برای حس‌کردن $n_{Anl}$ بیش از ۱/۴۱ مناسب نیست. حد تشخیص[1] یک فاکتور شایستگی[2] (FOM) برای مشخص‌کردن عملکرد سنسور است و با کوچکترین تغییر قابل تشخیص در RI تعریف می‌شود. این پارامتر به صورت زیر بیان می‌شود [۹]

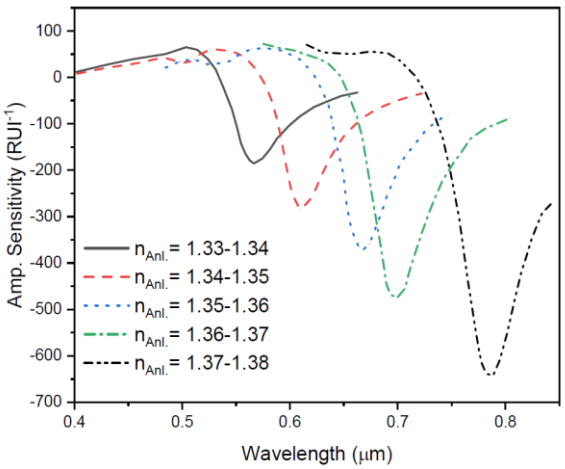
$$FOM = \frac{S_n}{FWHM(\mu m)} \qquad (۵)$$

که در آن FWHM پهنای کامل در نصف بیشینه پیک تشدید[3] را نشان می‌دهد. FOM محاسبه‌شده هنگامی که RI از ۱/۳۳ به ۱/۳۸ افزایش یافته است، از ۰/۲۸ تا ۰/۹۸ $RIU^{-1}$ 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[4] (AIT) برای مطالعه عملکرد سنسور مقرون‌به‌صرفه‌تر است. حساسیت دامنه را می‌توان با معادله زیر بدست آورد [۱۰]

$$S_A\left(RIU^{-1}\right) = -\frac{1}{\alpha(\lambda, n_a)}\frac{\partial\alpha(\lambda, n_a)}{\partial n_a} \qquad (۶)$$

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.



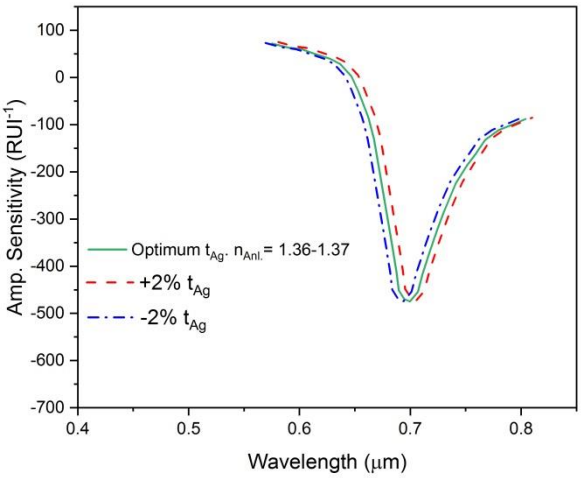

**شکل ٤:** تغییرات حسگری دامنه‌ای برای تغییرات ضریب شکست با گام ۰/۰۱.

همان‌طورکه از شکل مشاهده می‌شود، حسگری دامنه سنسور D شکل RI پیشنهادی در طول موج‌های ۰/٥٦٦، ۰/٦۰۹، ۰/٦٦٧، ۰/٦٩٤ و ۰/۷۸۸ میکرومتر به ترتیب ۱۸٥/٥٤، ۲۸۳/۱٦، ۳۷۱/۱۳، ٤۷٤/۸۷، و ٦٤۲/٥۰ $RIU^{-1}$ می‌باشد. همان‌طورکه دیده می‌شود، بیشینه حسگری دامنه برای کانال ضریب شکست ٦٤۲/٥۰ $RIU^{-1}$ در ۷۸۸ نانومتر است. این عدد بالاتر از مقادیر گزارش‌شده در کارهای گذشته است [۱۱].

به‌طورکلی، امکان بروز خطای جزئی در حد ۱٪ ± در پارامترهای ساختاری بهینه‌سازی‌شده به هنگام ساخت قطعه محتمل است. به‌منظور تأیید عملکرد و امکان ساخت حسگر پیشنهادی، پارامتر ساختاری مدل‌سازی‌شده را با اعمال خطای ساخت ۲±٪ بررسی نموده‌ایم. شکل ٥ به‌طور نمونه اثر اعمال ۲±% خطا بر $t_{Ag}$ (ضخامت لایه نقره) بر روی حسگری دامنه‌ای سنسور مدل‌سازی‌شده بازای $n_{Anl}$=1.36-1.37 را نشان می‌دهد. همان‌طورکه می‌توان به وضوح مشاهده کرد، پیک رزونانس جابجایی بسیار ناچیزی را در نتیجه اعمال خطای یاد شده نشان می دهد. میزان افزایش / کاهش بازای تغییرات ۲% ± در ضخامت لایه نقره $RIU^{-1}$ ۱/٤۷ $RIU^{-1}$ ۲/۲۱ اندازه‌گیری شد. براین‌اساس، خطای ۲ درصدی در $t_{Ag}$ روی حسگری سنسور پیشنهادی در طول فرآیند ساخت تأثیری نخواهدداشت.

[1] Detection limit
[2] Figure-of-Merit
[3] Full width at half maximum
[4] Amplitude interrogation technique

[ Downloaded from icml.ir on 2026-02-04 ]




**شکل ۵:** تغییرات حسگری دامنه ای با اعمال ۲ درصد خطا بر روی ضخامت لایه نقره (nAnl.=1.36– 1.37).

در مقایسه با فیبرهای نوری معمولی، فرآیند ساخت حسگر PCF نانوساختار پیچیده‌تر است. برخی از روش‌های مرسوم و شناخته‌شده عبارتند از سل – ژل، نهشت بخار شیمیایی، روش پولیش چرخ[1]، نهشت لایه اتمی، چاپ سه‌بعدی کپه‌ای و سه‌بعدی، مدل‌سازی تزریق، و تکنیک‌های انباشت مویین[2]. با استفاده از تکنیک مته‌کاری، یک آسیاب کنترل‌شونده توسط کامپیوتر برای مته‌کاری سوراخ‌های هوا در تیوب جامد استفاده می‌شود. سنسور پیشنهادی می‌تواند به‌عنوان 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، سلول‌های سل (۱/۳۴۵–۱/۳۴۹)، تست بارداری (۱/۳۳۵–۱/۳۴۳)، تشخیص سلول‌های سرطانی (۱/۳۶–۱/۳۸)، حسگر الکل (۱/۳۳۳–۱/۳۶۱۱)، سنجش اجزای مختلف خون (۱/۳۳–۱/۴۰)، 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 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.

## نتیجه‌گیری

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 می‌باشد. عملکرد حسگر طراحی شده با استفاده از بررسی‌های طول موج و دامنه بررسی گردید. بیشینه حسگری طول موجی کانال ضریب شکست ۶/۹ $\mu$m/RIU به‌دست آمد، و بیشینه حسگری دامنه‌ای مربوطه ۶۴۲/۵۰ RIU$^{-1}$ محاسبه شد. بنابراین، هیچ تداخل حسگری رخ نخواهد داد. علاوه‌براین، جفت‌شدن بین مد هسته و مدهای SPP برانگیخته‌شده توسط فیلم Ag به‌طور بنیادی مورد بحث و تجزیه و تحلیل قرار گرفت. نتایج مدل‌سازی و محاسبات، سنسور طراحی‌شده در این مقاله را به عنوان گزینه‌ای امیدبخش در کارهای زیستی و پزشکی معرفی می‌کند. همچنین با مرور تکنیک‌های ساخت، مشخص شد که تکنیک‌های متنوعی برای ساخت سنسور طراحی‌شده وجود دارد.

[1] Poolishing wheel
[2] Capillary

[ Downloaded from icml.ir on 2026-02-04 ]

## 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. Copper-graphene 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.


[ Downloaded from icml.ir on 2026-02-04 ]