

«مقاله پژوهشی»

طراحی و شبیه‌سازی حسگر زیستی فیبر کریستال فوتونیک با حساسیت بالا با استفاده از خواص پلاسمونیک مواد

مهدی فاضلی¹، اشکان حری^{2*}، محمد باقر توکلی³

1. دانشجوی دکتری، مهندسی برق الکترونیک، واحد اراک، دانشگاه آزاد اسلامی، اراک، ایران

2. استادیار، مهندسی برق الکترونیک، واحد اراک، دانشگاه آزاد اسلامی، اراک، ایران

3. استادیار، مهندسی برق الکترونیک، واحد اراک، دانشگاه آزاد اسلامی، اراک، ایران

تاریخ دریافت: 1401/11/01 تاریخ پذیرش: 1401/12/12

Design and Simulation of Photonic Crystal Fiber Biosensor with High Sensitivity Using Plasmonic Properties of Materials

M. Fazeli¹, A. Horri^{2*}, M. Bagher Tavakoli³

1. Ph.D. Student, Electrical Engineering, Arak Branch, Islamic Azad University, Arak, Iran

2. Assistant Professor, Electrical Engineering, Arak Branch, Islamic Azad University, Arak, Iran

3. Assistant Professor, Electrical Engineering, Arak Branch, Islamic Azad University, Arak, Iran

Received: 2023/01/21 Accepted: 2023/03/03

Abstract

A surface plasmon resonance (SPR) sensor based on photonic crystal fiber (PCF) was designed and gold was used as a sensitive plasmonic layer. The performance of this sensor was investigated using the finite element method (FEM) for the refractive indices (RIs) of 1.39 to 1.43. This sensor had a sensitivity for the defined RIs ranging from 3936.5 to 67315 nm/RIU at the wavelength of 850 to 2650 nm and had the highest resolution, the best figure of merit (FOM), and amplitude sensitivity with the values of 1.486×10^{-6} RIU, 524.825 RIU⁻¹, and 2300.57 RIU⁻¹, respectively. Therefore, due to the simple structure of this sensor and its favorable performance, it can be used as a beneficial diagnostic tool for biological materials with different RIs.

Keywords

Biosensor, Photonic Crystal Fiber, Surface Plasmon Resonance, Plasmonics

چکیده

یک حسگر فیبر بلور فوتونیک مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی طراحی شد که طلا به عنوان یک لایه پلاسمونیک حساس در آن مورد استفاده قرار گرفت. عملکرد این حسگر با استفاده از روش دامنه زمانی تفاضل محدود برای ضریب شکست 1/39 تا 1/43 بررسی شد. این حسگر برای ضریب شکست‌های تعریف شده دارای حساسیتی از 3936.5 تا 67315 (nm/RIU) در طول موج‌های 850 تا 2650 نانومتر و همچنین دارای بالاترین وضوح، بهترین رقم شایستگی (FOM) و حساسیت دامنه به ترتیب با مقادیر 1.486×10^{-6} RIU، 524/825 RIU⁻¹ و 2300/57 RIU⁻¹ می‌باشد. بنابراین با توجه به ساختار ساده این حسگر و عملکرد مطلوب آن، می‌توان از آن به عنوان یک ابزار تشخیصی مفید برای مواد بیولوژیکی با ضریب شکست‌های مختلف استفاده کرد.

واژه‌های کلیدی

حسگر زیستی، فیبر بلور فوتونیک، تشدید پلاسمون سطحی، پلاسمونیک

مقدمه

به نوسانات الکترون‌ها در سطح مشترک بین دی‌الکتریک و فلز، پلاسمون‌های سطحی می‌گویند. این نوسانات در اثر برخورد نور با الکترون‌ها ایجاد می‌شود. اگر فرکانس نور ساطع شده با فرکانس طبیعی الکترون یکسان باشد، موج پلاسمون سطحی در فصل مشترک دی‌الکتریک و فلز منتشر می‌شود که به آن تشدید پلاسمون سطحی¹ (SPR) می‌گویند [1]. فن‌آور SPR دسترسی به حسگرهای تشخیص فوق‌فشرده و دستگاه‌های الکترونیکی را فراهم می‌کند [2]. با توجه به حساسیت حسگر SPR به ضریب شکست² (RI) و قابلیت سنجش بدون برچسب آن، این حسگر به عنوان یک دستگاه اندازه‌گیری مستقیم کاربردهای زیادی مانند پایش محیطی [3]، ارزیابی سلامت مواد غذایی [4]، تشخیص مواد بیولوژیکی [5] و نظارت بر ضخامت لایه‌ها [6] دارد.

حسگرهای نوری متداولی که با استفاده از پدیده SPR ساخته می‌شوند، مشکلات متعددی دارند که با ظهور فیبرهای بلور فوتونی³ (PCF) و با استفاده از مزایای آنها مانند اندازه کوچک‌تر، انتقال آسان‌تر نور و انتشار نور تک حالت حل می‌شوند. حساسیت در حسگرهای PCF مبتنی بر SPR، را با استفاده از تعداد حفره‌های هوا و ابعاد آنها تنظیم کرد [7]. در حال حاضر، پدیده SPR با استفاده از طلا، نقره، مس و آلومینیوم در اکثر حسگرهای PCF ایجاد می‌شود. در بین فلزات، طلا با محیط‌های آلی سازگاری بیشتری دارد [8]. حسگرهای PCF مبتنی بر SPR به طور کلی به دو دسته تقسیم می‌شوند. در دسته اول، پوشش لایه فلزی به صورت انتخابی در داخل حفره‌های هوا ایجاد شده در PCF قرار می‌گیرد و ماده محلول به صورت اجباری در همان حفره‌ها قرار می‌گیرد. در دسته دوم، پوشش فلزی در لایه بیرونی PCF قرار می‌گیرد و ماده محلول روی آن قرار می‌گیرد. دسته اول حسگرها چندان مطلوب نیستند زیرا قرار دادن لایه فلزی در داخل حفره‌های هوا دشوار است. دسته دوم بیشتر مورد استفاده قرار می‌گیرد؛ زیرا قرار دادن لایه فلزی روی سطح خارجی ساده‌تر است و حساسیت خوبی

دارد [9-11]. با این حال، حسگرهایی که تا کنون طراحی شده‌اند از اولین روش ساخت استفاده کرده‌اند [12-13]. به عنوان مثال، چائو لیو⁴ و همکاران در سال 2019 حسگر PCF پیشنهاد کرد که از یک نانوسیم طلا به عنوان یک لایه حساس پلاسمونیک استفاده می‌کرد و به حساسیت 14200 nm/RIU دست یافت [14]. در مقاله دیگری، ژنکای فن⁵ (2019) ساختاری را ارائه کرد که در آن یک حلقه طلا در داخل PCF به عنوان یک لایه پلاسمونیک استفاده شد و می‌توانست به حساسیت 2150 nm/RIU برسد [15]. علاوه بر این، سودا⁶ و همکارانش حسگر PCF مبتنی بر SPR را پیشنهاد کردند که از دو نانوسیم نقره در سوراخ‌های هوا استفاده می‌کرد و در بهترین حالت، حسگر حساسیت 3400 nm/RIU و وضوح 2/5 RIU را ارائه می‌داد [16]. در مقاله دیگری، شیوام⁷ و همکاران، حسگری را طراحی کردند که با توجه به مواد به‌کار رفته و ساختار پیشنهادی، مقدار حساسیت، حساسیت دامنه و وضوح به ترتیب 35000 nm/RIU، 350 RIU⁻¹ و 4/347×10⁻⁶ RIU بدسن آمد [17]. در حسگر پیشنهادی دیگری که توسط رحمان⁸ و همکاران ارائه شده است ITO به عنوان لایه پلاسمونیک استفاده می‌شود که می‌تواند مقدار حساسیت طول موج و حساسیت دامنه به ترتیب 37000 nm/RIU و 407/285 RIU⁻¹ ارائه کند [18]. در این مقاله، یک حسگر PCF مبتنی بر SPR پیشنهاد شده است. این حسگر به صورتی طراحی شده لایه پلاسمونیک در سطح بیرونی قرار می‌گیرد تا ساخت آن راحت‌تر و عملکرد بهتری داشته باشد. عملکرد این حسگر پیشنهادی با استفاده از نرم‌افزار LUMERICAL در محدوده ضریب شکست 1/39 تا 1/43 ارزیابی شده است.

طراحی حسگر پیشنهادی

یک نمای شماتیک دو بعدی از حسگر زیستی PCF مبتنی بر SPR پیشنهادی در شکل 1- الف و یک

4. Chao Liu

5. Zhenkai Fan

6. Suoda Chu

7. Shivam Singh

8. Mustafizur Rahman

1. Surface Plasmon Resonance

2. Refractive Index

3. Photonic Crystal Fibers

عملکرد این حسگر به این صورت است که محلول با سطح صاف و صیقلی طلا در تماس است و هنگامی که نور در مرکز هسته فیبر متمرکز شد، مقداری تلفات در لایه طلا رخ می‌دهد و از آنجا که ضریب شکست محلول‌ها با یکدیگر متفاوت است، پیک نمودار تلفات هر بار در طول موج خاص رخ می‌دهد. به این ترتیب، یک طیف را می‌توان با تجزیه و تحلیل طیف نوری به دست آورد.

از ماده فیوز سیلیکا به عنوان بستر اصلی فیبر بلور فوتونیک استفاده شده، که ضریب شکست آن از رابطه سلمیر که در زیر بیان شده، به دست می‌آید [19]

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

که در آن مقادیر $B_1, B_2, B_3, C_1, C_2, C_3$ به ترتیب $0/691663, 0/407943, 0/8974494$ و $0/0046791 \mu\text{m}^2, 0/013512 \mu\text{m}^2, 97/933983 \mu\text{m}^2$ هستند. λ طول موج نور منتشر شده در مرکز هسته فیبر است.

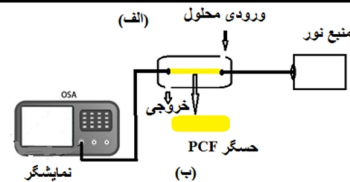
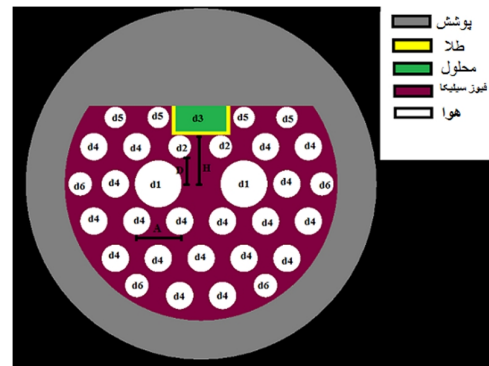
در این حسگر از لایه طلا به عنوان ماده پلاسمونیک استفاده شده که ثابت دی‌الکتریک آن از معادله درود به دست می‌آید [14,21]

$$\epsilon = \epsilon_\infty - \frac{w_p^2}{w(w + jw_c)} \quad (2)$$

که $\epsilon_\infty = 9/75$ تابع دی‌الکتریک فرکانس بالا طلا است. در حالی که $w_p = 1/36 \times 10^{16} \text{ rad/s}$ و $w_c = 1/45 \times 10^{14} \text{ rad/s}$ به ترتیب فرکانس پلاسمایی فلز و فرکانس پراکندگی الکترون‌ها هستند. ضریب شکست هوا نیز یک در نظر گرفته می‌شود.

برای ارزیابی عملکرد این حسگر زیستی از روش محاسباتی، دامنه زمانی تفاضل محدود (FDTD) توسط نرم‌افزار LUMERICAL استفاده شده است.

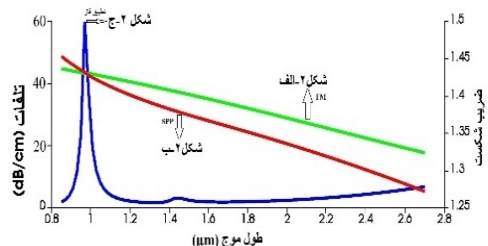
چیدمان آزمایشی از نحوه عملکرد حسگر در شکل 1-ب نشان داده شده است. حسگر PCF را می‌توان با استفاده از روش‌های ریخته‌گری قالبی¹ و پشته‌ای² ساخت [20-19]. همان طور که در شکل نشان داده شده است، این حسگر زیستی از یک شش ضلعی منظم از حفره‌ها بر روی بستری از سیلیس ذوب شده با قطر 14 میکرومتر تشکیل شده است. قطر سوراخ‌های هوا $d_1, d_2, d_3, d_4, d_5, d_6$ به ترتیب $2/4, 1/16, 1/4, 1/1, 1/2$ میکرومتر است. فاصله بین حفره‌های هوا را ثابت شبکه می‌نامند و با A نشان داده می‌شود که برابر با $2/2$ میکرومتر است. لایه‌ای از طلا با ضخامت 60 نانومتر، عرض $2/9$ میکرومتر و عمق $1/44$ میکرومتر به عنوان لایه تحریک پلاسمون سطحی طبق آنچه که در شکل نشان داده شده، استفاده شده است. فاصله لایه طلا تا مرکز هسته $H = 2/5 \mu\text{m}$ است. مختصات d_2 در جهت x برابر با 1 میکرومتر و فاصله آن از مرکز $D = 1/90526$ میکرومتر است. عمق مکانی که محلول در آن قرار می‌گیرد، d_3 برابر با $1/44$ میکرومتر است.



شکل 1. الف) برش سطح مقطع حسگر پیشنهادی (ب) چیدمان آزمایشگاهی

1. Die-Cast
2. Stack-and-Draw

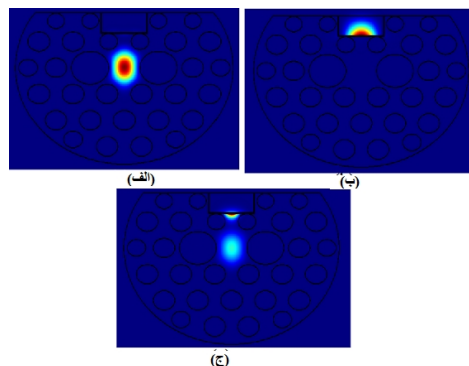
[22]. در این حسگر، محیط اطراف لایه فلزی با محلول پر می‌شود و زمانی که تغییرات جزئی در ضریب شکست



شکل 3. نحوه عملکرد حسگر در مدهای FM, SPP و تطبیق فاز

محلول در اطراف لایه فلزی ایجاد می‌شود، ضریب شکست مؤثر تغییر می‌کند، در نتیجه موقعیت طول موجی، پیک تلفات جابه‌جا می‌شود.

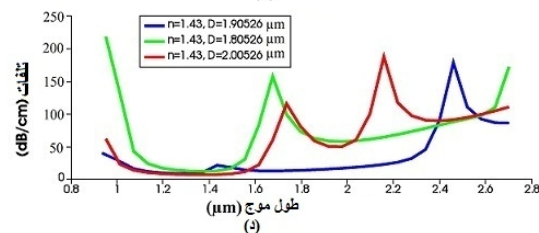
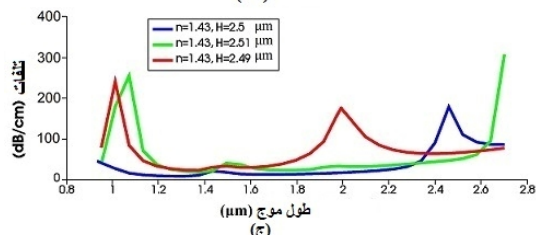
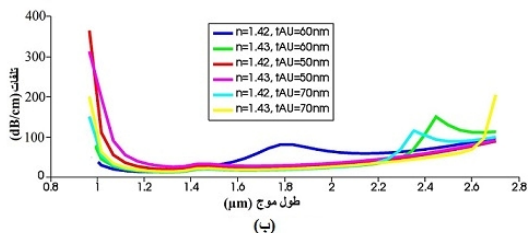
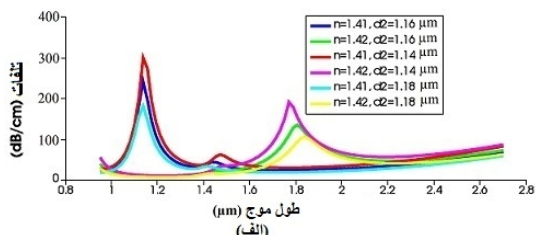
برای نشان دادن شکل توزیع میدان در حالت‌های مختلف برای سنسور پیشنهادی، به عنوان مثال نتایج شبیه‌سازی برای ضریب شکست 1/39 در شکل 2 نشان داده شده است. این شکل، توزیع میدان را در حالت‌های FM و SPP و تطبیق فاز، برای محلولی با ضریب شکست 1/39 نشان می‌دهد. در این شکل، الف، ب و ج به ترتیب توزیع میدان در حالت‌های FM, SPP و تطبیق فاز هستند. برای نشان دادن چگونگی تطبیق فاز و اینکه چه زمانی



شکل 2. توزیع میدان برای محلول با ضریب شکست $n=1/39$ (الف) توزیع میدان در حالت FM، (ب) حالت SPP، (ج) حالت تطبیق فاز هستند.

شبیه‌سازی و نتایج

اصل عملکرد حسگر PCF مبتنی بر SPR بر اساس برهمکنش بین الکترون‌های سطح بین فلز و عایق و میدان ایجاد شده در اطراف آن است. هنگامی که یک موج نور در هسته PCF منتشر می‌شود، میدانی ایجاد می‌شود که پس از برخورد با یک الکترون روی سطح لایه فلزی، یک موج پلاسمون سطحی تولید می‌کند. اگر فرکانس مد اصلی¹ (FM) نور هدایت شده در هسته، با فرکانس مد پلاریتون پلاسمون سطحی² (SPP) منطبق باشد، تطبیق فاز رخ می‌دهد و پیک تلفات در آن فرکانس ایجاد می‌شود [23-].



شکل 4. تأثیر تغییر پارامترهای الف (d2) ضخامت لایه طلا ج (H) د (D)

1. Fundamental Mode
2. Surface Plasmon Polariton

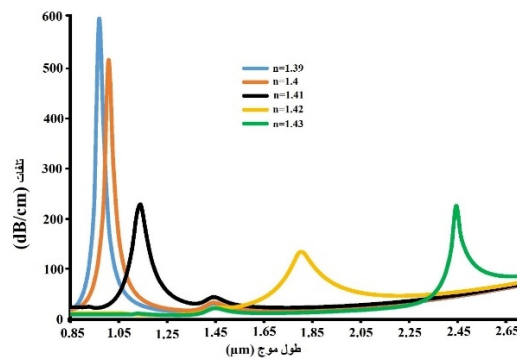
حسگر فقط بتواند یک پیک تشدید تولید کند که در نهایت منجر به انتخاب مقدار $1/90526$ شد.

با توجه به بهینه شدن پارامترهای ساختاری حسگر، خروجی نهایی آن برای ضریب شکست‌های بین $1/39$ تا $1/43$ در شکل 5 نشان داده شده است.

همان طور که در شکل 5 مشاهده می‌شود، پیک تشدید هر یک از ضریب شکست‌ها کاملاً واضح و تفکیک شده است و این باعث می‌شود که حسگر عملکرد مناسبی در تشخیص محلول‌ها داشته باشد.

عملکرد این نوع حسگرها عمدتاً توسط پارامترهای ساختاری مانند طول موج تشدید، تلفات، حساسیت، وضوح، FOM و حساسیت دامنه تعیین می‌شود [19,24]. حساسیت¹ آن را می‌توان با روش بازجویی² بر حسب nm/RIU با استفاده از فرمول 4 به دست آورد [19].

$$S_{\lambda} (nm/RIU) = \frac{\Delta\lambda_{peak}}{\Delta n_a} \quad (4)$$



شکل 5. خروجی حسگر برای ضریب شکست‌های بین $1/39$ تا $1/43$

که $\Delta\lambda_{peak}$ نشان دهنده تغییر طول موج پیک تشدید، برای هر گونه تغییر در ضریب شکست محلول مورد آزمایش است. Δn_a تفاوت بین دو ضریب شکست متوالی است. که در این ساختار حداکثر تغییر طول موج پیک تشدید به مقدار $673/15 \text{ nm}$ است و برای تغییر ضریب شکست از $1/41$

این اتفاق رخ می‌دهد و منجر به پیک تشدید می‌شود. شکل 3 برای یکی از ضریب شکست‌ها رسم شده است. در شکل 3 طیف تولید شده از تلفات (منحنی آبی)، رابطه پراکندگی برای حالت FM (منحنی سبز) و SPP (منحنی قرمز) نشان داده شده است. مقدار تلفات در لایه پلاسمونیک با استفاده از معادله 3 بر حسب دسی بل بر سانتی متر محاسبه می‌شود [19]

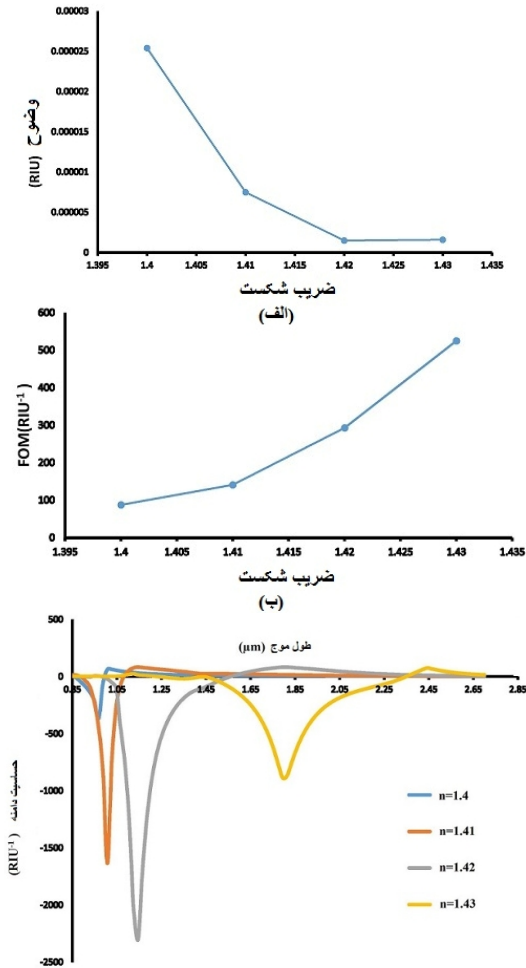
$$\alpha_{loss} = 8/686 \times K_0 \times \text{Im}[n_{eff}] \times 10^4 \quad (2)$$

که $\text{Im}[n_{eff}]$ قسمت موهومی ضریب شکست مؤثر و $K_0 = 2\pi/\lambda$ است. همان طور که در شکل 3 نشان داده شده است، برای محلول با ضریب شکست $1/39$ ، نمودار ضریب شکست حالت FM و SPP در طول موج $0/968085$ میکرومتر یکدیگر را قطع می‌کنند که منجر به تطبیق فاز شده است و این نشان می‌دهد بیشترین انتقال انرژی از حالت FM به حالت SPP در این طول موج رخ داده و باعث تشدید و تولید پلاسمون سطحی شده است.

در شکل 4 تأثیرات تغییر در بعضی از پارامترهای ساختاری حسگر، بر خروجی آن نمایش داده شده است که برای به‌دست آمدن خروجی مطلوب مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

در شکل 4-الف قطر حفره d_2 برای به‌دست آوردن حساسیت بهتر و همچنین پیک تشدید بهتر تأثیر دارد. لذا مقایسه‌ای بین خروجی حسگر با قطرهای متفاوت بین دو ضریب شکست متوالی $1/41$ و $1/42$ انجام گرفته که در نهایت منجر به انتخاب $1/16$ میکرومتر برای d_2 شد؛ زیرا شکل بهتری داشت. شکل 4-ب تأثیر تغییرات ضخامت لایه طلا را نشان می‌دهد که با توجه به مقایسه بین ضریب شکست‌های انجام شده برای به دست آمدن شکل طیفی مناسب و حساسیت مناسب، در نهایت ضخامت 60 نانومتری انتخاب شد. شکل 4-ج برای انتخاب یک مقدار مناسب برای H رسم شده به طوری که حسگر باید بتواند در بازه تعریف شده فقط یک پیک تشدید در خروجی داشته باشد که در نهایت منجر به انتخاب مقدار $2/5$ میکرومتری شد. زیرا در این فاصله حسگر فقط یک پیک تشدید تولید می‌کند و این برای کار آنالیز خیلی مناسب است. شکل 4-د نیز برای انتخاب بهینه D رسم شده است به طوری که

است و مقدار تلفات $\alpha(\lambda, n)$ شکل (6-ج) رابطه بین طول موج و حساسیت دامنه را نشان می‌دهد.



شکل 6. نمودار رابطه ضریب شکست و الف) وضوح ب) FOM ج) حساسیت دامنه

همان طور که مشاهده می‌شود بهترین وضوح (شکل 6-الف) در ضریب شکست 1/42 و 1/43، است و نمودار رسم شده نشان دهنده این است که به خوبی می‌تواند مقدارهای کوچک غلظت را تشخیص دهد. همچنین بهترین FOM (شکل 6-ب) در ضریب شکست 1/43 و بهترین حساسیت دامنه (شکل 6-ج) در ضریب شکست 1/42 رخ می‌دهد و خروجی این دو نمودار نشان دهنده عملکرد خوب حسگر برای تشخیص است.

به 1/42 رخ می‌دهد و یک مقدار حساسیت برابر با 67315 nm/RIU به دست می‌آید.

وضوح¹ حسگر پارامتر مهم دیگری است که از معادله 5 به دست می‌آید [19].

$$R \text{ (RIU)} = \Delta n_a \frac{\Delta \lambda_{min}}{\Delta \lambda_{peak}} \quad (5)$$

که $\Delta \lambda_{peak}$ نشان دهنده حداکثر شیفت پیک طول موج تشدید است، $\Delta \lambda_{min}=0/1$ (nm) نشان دهنده حداقل وضوح طیفی است و $\Delta n=0/01$ تغییرات دو تا ضریب شکست متوالی است. به عنوان مثال، برای تغییر ضریب شکست از 1/41 به 1/42، مقدار $\Delta \lambda_{peak}$ برابر با 673/15 نانومتر و مقدار وضوح برابر با $1/486 \times 10^{-6}$ RIU است. رابطه بین وضوح و ضریب شکست محلول در شکل (6-الف) نشان داده شده است.

رقم شایستگی² (FOM)² پارامتر دیگری بود که با استفاده از معادله 6 برای حسگر محاسبه می‌شود [19]

$$FOM \text{ (RIU}^{-1}\text{)} = \frac{S \left(\frac{nm}{RIU} \right)}{FWHM \text{ (nm)}} \quad (6)$$

که در آن S نشان دهنده حساسیت حسگر بر حسب (nm/RIU) است و FWHM نشان دهنده پهنای باند در نیمه پیک تشدید بر حسب نانومتر است. مقدار FOM بالاتر برای دقت تشخیص خیلی مهم است. رابطه بین FOM و ضریب شکست در شکل (6-ب) نشان داده شده است.

پارامتر مهم دیگر حساسیت دامنه³ است که از معادله 7 به دست می‌آید [18].

$$S_A = -(1/\alpha(\lambda, n)) \times (\Delta \alpha(\lambda, n) / \Delta n) \quad (7)$$

در اینجا Δn تغییرات ضریب شکست است، $\Delta \alpha(\lambda, n)$ اختلاف تلفات بین دو محلول با ضریب شکست متفاوت

1. Resolution
2. Figure of Merit
3. Amplitude Sensitivity

جدول 1. خروجی‌های حسگر برای ضریب شکست بین 1/39 تا 1/43

ضریب شکست	تلفات (dB/cm)	طول موج تشدید (nm)	FWHM (nm)	جابجایی پیک (nm)	حساسیت (nm/RIU)	وضوح (RIU)	FOM (RIU) ⁻¹	حساسیت دامنه (RIU) ⁻¹
1/39	599/22	968/085	43	Ref	Ref	Ref	Ref	Ref
1/40	517/85	1007/45	45	39/365	3936/5	$2/54 \times 10^{-5}$	87/48	449/14
1/41	228/82	1141/21	95	133/76	13376	$7/476 \times 10^{-6}$	140/8	1634/53
1/42	132/83	1814/36	230	673/15	67315	$1/486 \times 10^{-6}$	292/67	2300/57
1/43	226/77	2444/15	120	629/79	62979	$1/587 \times 10^{-6}$	524/825	887/817

مشاهده می‌شود، بیشترین حساسیت، بهترین FOM، بهترین وضوح و بیشترین حساسیت دامنه به ترتیب (nm/RIU) 62979، (RIU)⁻¹ 524/825.

خروجی‌های حسگر برای ضریب شکست‌های بین 1/39 تا 1/43 در جدول 1 نشان داده شده است. در این جدول خروجی‌های حسگر برای ضریب

جدول 2. مقایسه عملکرد حسگر پیشنهادی با حسگرهای پیشنهادی در مقالات روز دنیا

Ref	محدوده تشخیص	حساسیت (nm/RIU)	وضوح (RIU)	FOM (RIU) ⁻¹	حساسیت دامنه (RIU) ⁻¹
[14]	1/33-1/4	14200	$7/04 \times 10^{-6}$	-	-
[15]	1/33-1/43	2150	-	-	-
[16]	1/35-1/50	3400	$2/94 \times 10^{-5}$	-	-
[17]	1/30-1/35	35000	$4/347 \times 10^{-6}$	-	350
[18]	1/33-1/40	37000	$2/70 \times 10^{-6}$	217/64	386/63
[19]	1/22-1/33	15000	$6/67 \times 10^{-6}$	-	442/47
[21]	1/40-1/44	17000	-	62/2	-
[25]	1/40-1/44	17200	$5/8 \times 10^{-6}$	-	-
[26]	1/35-1/40	10000	2×10^{-5}	-	1115
[27]	1/42-1/46	15000	-	45	230
[28]	1/32-1/39	25000	4×10^{-6}	500	928
[29]	1/27-1/37	-	-	127	192
[30]	1/36-1.40	38/571	-	522/25	-
Proposedwork	1/39-1/43	67315	$1/486 \times 10^{-6}$	524/82	2300/57

شکست 1/39 به عنوان معیار مقایسه تغییرات در خروجی حسگر در نظر گرفته می‌شود و بقیه خروجی‌های حسگر با آن مقایسه می‌شوند. به این ترتیب می‌توان میزان تغییرات پیک تشدید را برای محلول با ضریب شکست‌های مختلف به دست آورد. و با استفاده از معادلات 4، 5، 6 و 7 و همچنین شکل‌های 5 و (6-ج) همه پارامترهای مهم حسگر را محاسبه نمود. بنابراین همان طور که در جدول

شکست 1/39 به عنوان معیار مقایسه تغییرات در خروجی حسگر در نظر گرفته می‌شود و بقیه خروجی‌های حسگر با آن مقایسه می‌شوند. به این ترتیب می‌توان میزان تغییرات پیک تشدید را برای محلول با ضریب شکست‌های مختلف به دست آورد. و با استفاده از معادلات 4، 5، 6 و 7 و همچنین شکل‌های 5 و (6-ج) همه پارامترهای مهم حسگر را محاسبه نمود. بنابراین همان طور که در جدول

بحث و نتیجه‌گیری

در این مقاله، ما یک حسگر PCF مبتنی بر SPR برای اندازه‌گیری محلول‌های با ضریب شکست بین 1/39 تا 1/42 پیشنهاد کردیم. در این حسگر از فلز طلا به عنوان یک لایه پلاسمونیک حساس استفاده شده است. این حسگر توسط نرم‌افزار لومریکال شبیه‌سازی شد و نتایج آن نشان داد که حداکثر حساسیت برای این حسگر در محدوده آزمایش شده 67315 nm/RIU است. علاوه بر

این، حداکثر وضوح، بهترین FOM و حساسیت دامنه به ترتیب $1/486 \times 10^{-6}$ RIU، $524/825$ (RIU)⁻¹، $2300/57$ (RIU)⁻¹، با مقایسه این طرح پیشنهادی با سایر طرح‌های پیشنهاد شده در مقالات دیگر مشاهده شده، که از این حسگر می‌توان به عنوان یک حسگر زیستی مناسب استفاده کرد.

منابع

- [1] P. K. Maharana, P. Padhy and R. Jha; "On the field enhancement and performance of an ultrastable SPR biosensor based on graphene", IEEE Photonics Technology Lett. 25(22), 2156-2159 (2013).
- [2] S.P. Burgos, H.W. Lee, E. Feigenbaum, "Synthesis and characterization of plasmonic resonant guided wave networks", Nano Lett. 14 (6), 3284-3292(2014).
- [3] Kim YC, Cramer J, Battaglia T, Jordan JA, Soame NB, Peng W, Laurel LK, Karl SB, " Investigation of in situ surface plasmon resonance spectroscopy for environmental monitoring in and around deep-sea hydrothermal vents", Anal Lett. 46(10),1607–1617 (2013).
- [4] Chen ST, Mark HM, Christopher TE, Jos B, "Advances in surface plasmon resonance biosensor technology towards high throughput, food-safety analysis", TrAC Trends Anal Chem. 29(11),1305–1315 (2010)
- [5] Li L, Zhang X, Liang Y, Guang J, Peng W, "Dual-channel fiber surface plasmon resonance biological sensor based on a hybrid interrogation of intensity and wavelength modulation". J Biomed Opt. 21(12), 127001(2016).
- [6] T. Akimoto, S. Sasaki, K. Ikebukuro, "Refractive-index and thickness sensitivity in surface plasmon resonance spectroscopy", Appl Optic. 38 (19), 4058-4064(1999).
- [7] R. K. Gangwar and V. K. Singh, "Highly sensitive surface plasmon resonance based D-shaped photonic crystal fiber refractive index sensor", Plasmonics. 12(5),1367-1372(2017).
- [8] A. A. Rifat, G. A. Mahdiraji, Y. M. Sua, Y. G. Shee, R. Ahmed, D. M. Chow, and F. M. Adikan, "Surface plasmon resonance photonic crystal fiber biosensor: a practical sensing approach," IEEE Photonics Technology Letters. 27(15), pp. 1628- 1631(2015).
- [9] M. R. Hasan, S. Akter, K. Ahmed and D. Abbott, "Plasmonic refractive index sensor employing niobium nanofilm on photonic crystal fiber", IEEE Photonics Technology Letters. 30(4), 315-318 (2018).
- [10] X. Yang et al., "Analysis of graphene-based photonic crystal fiber sensor using birefringence and surface plasmon resonance," Plasmonics. 12(2), 489–496 (2017)
- [11] A. A. Rifat, M. R. Hasan, R. Ahmed and, H. Butt, "Photonic crystal fiber-based plasmonic biosensor with external sensing approach", Journal of Nanophotonics. 12(1), 012503(2017).
- [12] A. Rifat et al., "Photonic crystal fiber-based surface plasmon resonance sensor with selective analyte channels and

- graphene-silver deposited core”, *Sensors*. 15(5), 11499–11510 (2015).
- [13] W. Qin et al., “Analyte-filled core self-calibration microstructured optical fiber based plasmonic sensor for detecting high refractive index aqueous analyte”, *Opt. Lasers Eng.* 58, 1–8(2014).
- [14] Chao Liu, Guanglai Fu, Famei Wang, Zao Yi, Chunhong Xu, Lin Yang, Qiang Liu, Wei Liu, Xianli Li, Haiwei Mu, Tao Sun, Paul K. Chu, " Ex-centric core photonic crystal fiber sensor with gold nanowires based on surface plasmon resonance" *Optik*. 196, 163173(2019).
- [15] Zhenkai Fan, "Surface plasmon resonance refractive index sensor based on photonic crystal fiber covering nanoring gold film" *Optical Fiber Technology*. 50 ,194-199(2019).
- [16] Suoda Chu , K. Nakkeeran , Abdosllam M. Abobaker , Sumeet S. Aphale , S. Sivabalan , P. Ramesh Babu and K. Senthilnathan."A Surface Plasmon Resonance Bio-Sensor based on Dual Core D-Shaped Photonic Crystal Fibre Embedded with Silver Nanowires for Multi-Sensing": *IEEE Sensors Journal*, 21(1), 76-84(2021).
- [17] Shivam Singh, Y.K. Prajapati, " Highly sensitive dual-core symmetrical side-polished modified D-shaped SPR based PCF refractive index sensor with deeply etched micro openings ", *Optik*. 235, 166657(2021).
- [18] Mustafizur Rahman, M. Shah Alam, Rajib Ahmed, M. Asiful Islam, "Irregular hexagonal core based surface plasmon resonance sensor in near-infrared region", *Results in Physics*, 23, 103983(2021).
- [19] Chao Liu, Jianwei Wang, Famei Wang, Weiquan Su, Lin Yang, Jingwei Lv, Guanglai Fu, Xianli Li, Qiang Liu, Tao Sun, Paul K. Chu . " Surface plasmon resonance (SPR) infrared sensor based on D-shape photonic crystal fibers with ITO coatings" *Optics Communications*, 464, 125496 (2020).
- [20] G.Y. Zhou, Z.Y. Hou, S.G. Li, L.T. Hou, " Fabrication of glass photonic crystal fibers with a die-cast process", *Appl. Opt.* 45,4433–4436(2006).
- [21] Suoda Chu, K. Nakkeeran, Senior , Abdosllam M. Abobaker,, Sumeet S. Aphale,Senior, P. Ramesh Babu and K. Senthilnathan" Design and Analysis of Surface – Plasmon – Resonance - Based Photonic Quasi-Crystal Fiber Biosensor for High-Refractive-Index Liquid Analytes ", *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, 25(2) , 18174921(2019).
- [22] R. Otupiri, E. Akowuah, S. Haxha, et al., " A novel birefringent photonic crystal fiber surface plasmon resonance biosensor", *IEEE Photon*, 7,14445688 (2014).
- [23] Moriom Rojy Momota, Md. Rabiul Hasan. "Hollow-core silver coated photonic crystal fiber plasmonic sensor", *Optical Materials*, 76, 287-294(2017).
- [24] E.X. Liu, W. Tan, B. Yan, J.L. Xie, R. Ge, J.J. Liu, "Broadband ultra-flattened dispersion, ultra-low confinement loss and large effective mode area in an octagonal photonic quasi-crystal fiber", *J. Opt. Soc.* 35(3), 431-436(2018).
- [25] Jingwei Lv, Meijun Zhu, Lin Yang, Chunjie Hu, Zao Yi , Jianxin Wang, Xinpeng Song, Debao Wang, Paul K. Chu , and Chao Liu, "Surface plasmon resonance sensor based on the dual core D-shape photonic crystal fiber for refractive index detection in liquids", *Optical Engineering*, 61(8), 086111(2022).
- [26] Satyendra Jain, Kuldeep Choudhary, Santosh Kumar, " Photonic crystal fiber-based SPR sensor for broad range of refractive index sensing applications", *Optical Fiber Technology*, 73, 103030(2022).
- [27] Md. Biplob Hossain, T. V. Mahendiran, Lway Faisal Abdulrazak, Ib-

- rahim Mustafa Mehedi, Md. Amzad Hossain, Md. Masud Rana, " Numerical analysis of gold coating based quasi D-shape dual core PCF SPR sensor" Optical and Quantum Electronics, 52, 446(2020).
- [28] Q. M. Kamrunnahar, Firoz Haider , Rifat Ahmmed Aoni, Jannatul Robaiat Mou, Shamsuttiyeba Shifa, Feroza Begum, Hairul Azhar Abdul-Rashid, and Rajib Ahmed, " Plasmonic Micro-Channel Assisted Photonic Crystal Fiber Based Highly Sensitive Sensor for Multi-Analyte Detection", Nanomaterials, 12(9),1444(2022).
- [29]Yaser Esfahani Monfared, Montasir Qasymeh, " Plasmonic Biosensor for Low-Index Liquid Analyte Detection Using Graphene-Assisted Photonic Crystal Fiber" Plasmonic, 16, 881-889(2021)
- [30] Bahar Meshginqalam , Jamal Barvestani, " Highly sensitive photonic crystal fiber-based plasmonic biosensor with improved malaria detection application", Eur. Phys. J. Plus, 137, 581(2022).

COPYRIGHTS



© 2022 by the authors Licensee PNU, Tehran, Iran This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4 0 International (CC BY4 0) (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0>)