



حسگرهای زیستی فیبر نوری پلاسمونی با لایه‌های نازک باریوم تیتانات و دی اکسید تیتانیوم

شهاب احمد عبدالقادر شاطری^۱، محمد کوهی^{۱،۲*} و علی واحدی^{۱،۲}

۱. گروه فیزیک، واحد تبریز، دانشگاه آزاد اسلامی، تبریز

۲. مرکز تحقیقات بیوفوتونیک، واحد تبریز، دانشگاه آزاد اسلامی، تبریز

پست الکترونیکی: kouhi@iaut.ac.ir

(دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۶/۲۹؛ دریافت نسخه نهایی: ۱۴۰۰/۱۰/۲۷)

چکیده

در این مقاله دو ساختار حسگر زیستی فیبر نوری تشدید پلاسمون سطحی با اضافه کردن لایه نازک دی اکسید تیتانیوم و باریوم تیتانات معرفی و به طور مقایسه‌ای مورد مطالعه قرار گرفته‌اند. حساسیت این حسگرهای زیستی با استفاده از روش ماتریس انتقال محاسبه شده‌اند. افزودن لایه نازک باریوم تیتانات و دی اکسید تیتانیوم بعد از لایه طلا هر دو به دلیل انتقال بار آزاد بین طلا و دی الکتریک باعث افزایش حساسیت حسگر زیستی می‌شوند. نتایج حاصل از مطالعه مقایسه‌ای انجام یافته نشان می‌دهند که لایه دی اکسید تیتانیوم می‌تواند جایگزین مناسبی برای باریوم تیتانات برای افزایش بیشتر حساسیت حسگر زیستی فیبر نوری تشدید پلاسمون سطحی باشد.

واژه‌های کلیدی: تشدید پلاسمون سطحی، فیبر نوری، حسگر زیستی، حساسیت حسگر

۱. مقدمه

سازگاری زیستی فیبر نوری و ابعاد پایین آن مزیت اصلی محسوب می‌شوند. در این راستا مطالعه روش‌های بهبود حساسیت حسگرهای زیستی فیبر نوری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی اهمیت زیادی دارد.

یک حسگر زیستی، ویژگی بیولوژیکی یا شیمیایی را با تبدیل کردن به سیگنال قابل اندازه گیری، آشکار می‌کند. ساختار حسگر زیستی به طور مشخص از سه قسمت بستر، رابط عملکرد بیولوژیکی و گیرنده‌های زیستی تشکیل یافته است [۲].

با پیشرفت‌های روز افزون علمی و صنعتی، حسگرهای فیبر نوری می‌توانند راه حل مناسبی برای بخش عمده‌ای از مشکلات ساخت دستگاه‌های مینیاتوری و هوشمند، به ویژه برای سیستم‌های تجزیه و تحلیل فیزیکی، شیمیایی، بیوشیمیایی و بیولوژیکی باشند [۱]. مزیت اصلی استفاده از پیکربندی حسگر فیبرنوری، جایگزین کردن منشور با ابعاد بزرگ با فیبر نوری است. همچنین، در کاربردهای زیست حسگری،

بوده و بنابراین از روش بررسی زاویه‌ای طیف تشدید پلاسمونی استفاده شده است. نویسندگان با تجزیه و تحلیل طیف پلاسمونی، پارامترهای مختلف عملکردی مانند حساسیت، دقت تشخیص، پارامتر کیفیت و عامل افزایش شدت میدان الکتریکی حسگر زیستی را مطالعه کرده‌اند. نتایج محاسبات عددی آنها نشان می‌دهد، لایه اکسید روی که ثابت دی الکتریک حقیقی و بزرگی دارد در ترکیب با لایه‌های طلا، MoS_2 و گرافن باعث افزایش کارایی حسگر زیستی شده است.

نویسندگان مرجع [۷] یک حسگر زیستی فیبر نوری پلاسمونی برای حسگری DNA هیبریدی طراحی کرده‌اند. پوشش یک ناحیه ای از فیبر نوری بر داشته شده و به جای آن لایه‌های نقره، دی سولفید تنگستن، گرافن و محیط حساس قرار داده شده است. آنها ادعا کرده‌اند که با استفاده از دی سولفید تنگستن می‌توان حسگر زیستی فوق حساس برای حسگری DNA هیبریدی درست کرد. حساسیت، دقت تشخیص، و معیار شایستگی به عنوان پارامترهای عملکردی در نظر گرفته شده است. در کل نتایج محاسبات آنها نشانگر افزایش کارایی حسگر زیستی است. قرار دادن لایه دی سولفید تنگستن بین لایه‌های نقره و گرافن باعث افزایش حساسیت حسگر زیستی شده است.

در مرجع [۱۱] حسگر فیبر نوری پلاسمونی بر مبنای توری براگ مایل مطالعه شده است. در این نوع حسگرهای فیبر نوری پلاسمون‌های سطحی توسط توری براگ مایل با مدهای پوسته فیبر تحریک می‌شوند. به دلیل استفاده از فیبر قطبیده، پایداری حسگر تامین می‌شود. نویسندگان مقاله همچنین، به طور تجربی نشان داده‌اند که کوچک‌ترین ضریب شکست قابل آشکارسازی توسط این نوع حسگر 2×10^{-6} واحد ضریب شکست است. آنها همچنین بیان داشته‌اند که حسگر طراحی شده با قدرت تفکیک بالایی می‌تواند مولکول‌های پروتئینی را آشکارسازی کند.

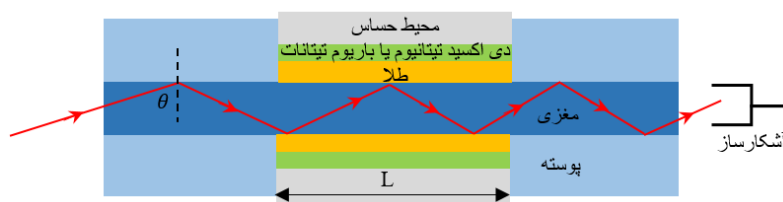
وانگ و همکارانش [۱۰] حسگر زیستی فیبر نوری پلاسمونی با ساختار (مغزی فیبر نوری/لایه نازک طلا/لایه نازک باریوم تیتانات) را پیشنهاد داده‌اند. حساسیت حسگر با

عمده گیرنده‌های زیستی، پادتن‌ها، آنزیم‌ها، پروتئین‌ها، سلول‌ها یا میکرو اورگانسیم‌ها هستند. گیرنده‌های زیستی برای آشکار کردن مولکول‌های هدف که آنالیت یا نشانگرهای زیستی نامیده می‌شوند، به کار می‌روند. این فعل و انفعالات زیستی توسط بستر به سیگنال‌های نوری، الکتریکی، مکانیکی یا صوتی قابل پردازش تبدیل می‌شود. رابط عملکرد بیولوژیکی شامل یک یا چند زیرلایه است که با استفاده از روش‌های مبتنی بر فناوری نانو، گیرنده‌های زیستی را به بستر متصل می‌کنند [۳].

طرح‌های متنوعی برای افزایش کارایی حسگرهای زیستی پلاسمونی از طرف محققین این حوزه ارائه شده است. این طرح‌های ارائه شده را می‌توان در دو گروه عمده: پایه منشوری و پایه فیبر نوری طبقه‌بندی کرد. در حسگرهای زیستی پایه منشوری زاویه تابش نور تک رنگ تغییر داده شده و بازتابندگی اندازه گرفته می‌شود و پدیده تشدید پلاسمون سطحی در یک زاویه خاصی اتفاق می‌افتد. این شیوه به دست آوردن طیف تشدید پلاسمونی را بررسی زاویه‌ای می‌نامند. در روش بررسی طول موجی که در حسگرهای زیستی پایه فیبر نوری انجام می‌گیرد، نور با محدوده طول موج‌های مختلف وارد فیبر نوری شده و شدت نور عبوری به صورت تابعی از طول موج تابشی اندازه گرفته می‌شود. در طول موجی که پلاسمون سطحی اتفاق افتاده باشد، شدت نور عبوری کمینه خواهد شد.

در حسگرهای زیستی معمول فیبرنوری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی، بخشی از پوشش فیبر برداشته شده و مغزی فیبر با فلز طلا یا نقره لایه نشانی می‌شود؛ به طوری که نمونه زیستی مستقیماً با لایه فلزی در تماس باشد. اما در طرح‌های بعدی به منظور افزایش حساسیت حسگر زیستی استفاده از نانو ذرات فلزی [۴، ۵]، لایه دو فلزی [۶]، لایه گرافن یا مواد دو بعدی [۶-۸]، لایه اکسید روی [۹] و تیتانات باریوم [۱۰] پیشنهاد شده است.

یک حسگر زیستی مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی با ساختار ترکیبی (منشور شیشه‌ای SF-10 / اکسید روی / طلا / MoS_2 / گرافن) توسط نویسندگان مرجع [۹] گزارش شده است. حسگر زیستی مورد مطالعه در این مقاله بر پایه منشور



شکل ۱. ساختار حسگرهای زیستی مورد مطالعه.

توان عبوری نور در انتهای دیگر آشکارسازی می‌شود. با تغییر دادن طول موج تابشی، طیف توان عبوری اندازه گرفته می‌شود. به ازای طول موجی که در ناحیه حساس، تشدید پلاسمون سطحی اتفاق افتاده توان عبوری بهنجار شده کمینه می‌شود. با تغییر ضریب شکست نمونه زیستی مثلاً در اثر افزایش یا کاهش غلظت عناصر شیمیایی خاص، طول موج تشدید تغییر می‌کند. با اندازه گیری تغییر طول موج تشدید می‌توان غلظت عناصر شیمیایی مورد نظر در نمونه زیستی را به دست آورد.

برای شبیه‌سازی حسگرهای زیستی مورد مطالعه همان طوری که از شکل ۱ مشخص است، می‌توان چهار لایه در نظر گرفت. لایه اول مغزی فیبر نوری از جنس سیلیکون خالص بوده و ضریب شکست آن برحسب طول موج از رابطه پاشندگی سللمیر^۱ به دست می‌آید [۱۶-۱۸].

$$n_1(\lambda) = \sqrt{1 + \frac{a_1 \lambda^2}{\lambda^2 - b_1^2} + \frac{a_2 \lambda^2}{\lambda^2 - b_2^2} + \frac{a_3 \lambda^2}{\lambda^2 - b_3^2}}, \quad (1)$$

که λ طول موج بر حسب میکرومتر و $a_1, a_2, a_3, b_1, b_2, b_3$ ضرایب سللمیر با مقادیر زیر هستند [۱۸]:

$$a_1 = 0.6961663, a_2 = 0.4079426, a_3 = 0.8974794, \quad (2)$$

$$b_1 = 0.0684043, b_2 = 0.1162414, b_3 = 9.896161 \mu m, \quad (3)$$

لایه دوم فلز طلا است که ثابت دی الکتریک آن از مدل درود^۲ پیروی می‌کند. در مدل درود یک رسانای الکتریکی به‌عنوان یک بلور یونی مورد توجه قرار می‌گیرد که در آن الکترون‌ها می‌توانند آزادانه حرکت کنند (مدل گاز الکترونی). نوسان‌های الکترونی در زمینه یکنواخت و ساکن یون‌های فلز توسط بسامد پلازما بیان می‌شود. همچنین، طبق این مدل الکترون‌ها با

انتقال بار بین لایه طلا و باریوم تیتانات بهبود یافته است. آنها با استفاده از روش ماتریس انتقال، حساسیت حسگر را 2820 nm/RIU به دست آورده‌اند.

در این مقاله، دو ساختار حسگر زیستی فیبر نوری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی با اضافه کردن لایه نازک دی اکسید تیتانیوم و باریوم تیتانات معرفی شده‌اند. طیف تشدید پلاسمونی هر دو حسگر با محاسبه توان عبوری بهنجار شده به صورت تابعی از طول موج تعیین و حساسیت آنها به دست می‌آیند. نتایج حاصل از محاسبات نشان می‌دهند پارامترهای کارایی حساسیت، دقت تشخیص و معیار شایستگی ساختارهای معرفی شده مناسب‌تر از حسگرهای مطالعه شده در مراجع [۷, ۱۰ و ۱۵-۱۲] هستند. همچنین، از نقطه نظر افزایش حساسیت، ساختار حاوی لایه نازک دی اکسید تیتانیوم مناسب‌تر از باریوم تیتانات است.

۲. تئوری و روش محاسبات

شکل ۱ طرحواره‌ای از ساختار حسگرهای زیستی طراحی شده در این مقاله را نشان می‌دهد. پوسته فیبر نوری در ناحیه به طول L برداشته شده و لایه نازکی از فلز طلا روی مغزی فیبر در این ناحیه لایه نشانی شده است. دو طرح متفاوت حسگر زیستی با استفاده از لایه‌های نازک باریوم تیتانات یا دی اکسید تیتانیوم روی لایه فلزی قابل حصول هستند. برعکس طرح‌های متداول حسگرهای زیستی که در آنها نمونه‌های زیستی مستقیماً با لایه فلزی در تماس هستند، در حسگرهای زیستی مورد مطالعه ارتباط محیط حساس با لایه فلزی توسط لایه‌های نازک باریوم تیتانات و دی اکسید تیتانیوم تحت تأثیر قرار می‌گیرد.

پرتو نور از یک انتهای فیبر نوری به داخل آن تزریق شده و

۱. Sellmeier

۲. Drude

یک بازتاب منفرد را به توان تعداد بازتاب‌هایی که در یک زاویه تابش خاص اتفاق می‌افتد، می‌رسانیم [۲۲].

$$P_{trans}(\theta) = R^{N_{ref}(\theta)}, \quad (9)$$

وقتی تمام پرتوهای هدایت شده در فیبر انتقال می‌یابند، توان عبوری بهنجار شده برای پرتوهای مختلف متفاوت است. پهنای طیف عبوری به زاویه پرتو بستگی دارد. در پایین‌ترین مد هدایت، زاویه تابش ۹۰ درجه بوده و پرتو به موازات محور فیبر حرکت کرده و مطابق رابطه (۸) تعداد بازتاب‌های کلی صفر می‌شود. در نتیجه برای این مد خاص توان عبوری بهنجار شده برای تمام طول موج‌ها مقدار ثابتی است. در مورد کوچک‌ترین زاویه تابش (زاویه حد) برای پرتو هدایت شده، تعداد بازتاب‌های کلی داخلی حداکثر بوده و طیف مؤثر عبوری پهن‌ترین وضعیت را خواهد داشت. برای تمام پرتوهای هدایت شده طیف عبوری تشدید پلاسمون سطحی، مجموع طیف تمام پرتوهای هدایت شده است. بنابراین رابطه ریاضی توان عبوری به صورت زیر نوشته می‌شود [۲۲ و ۲۳]:

$$P_{trans} = \frac{\int_{\theta_{cr}}^{\pi/2} R^{N_{ref}(\theta)} dp}{\int_{\theta_{cr}}^{\pi/2} dp}, \quad (10)$$

که $\theta_{cr} = \sin^{-1}(\frac{n_{cl}}{n_1})$ زاویه حد و dp توزیع توان نوری است. برای محاسبه توزیع توان نوری انتقال یافته توسط فیبر نوری، تمام پرتوهای هدایت شده باید در شبیه‌سازی‌ها در نظر گرفته شوند. در پژوهش حاضر، بحث در مورد تحریک پلاسمون سطحی توسط پرتوهای کناری در یک فیبر نوری است. شکل ۲، تغذیه دو پرتو کناری و هدایت آنها در داخل مغزی فیبر نوری را نشان می‌دهد. توان نوری dp رسیده به نقطه c در اثر تابش پرتوها بین زاویه‌های ψ و $\psi + d\psi$ توسط رابطه زیر داده می‌شود [۲۳-۲۵]:

$$dp = 2\pi f^2 \left(\frac{\tan \psi}{\cos^2 \psi} \right) d\psi, \quad (11)$$

که در آن f فاصله کانونی عدسی است که پرتوهای نور را روی محور فیبر نوری متمرکز می‌کند.

یون‌های موجود در ساختار بلوری جامد برخورد می‌کنند. بنابراین رسانندگی الکتریکی و به تبع آن ثابت دی الکتریک فلز به دو بسامد پلاسما و بسامد برخورد بستگی داشته و به صورت زیر نوشته می‌شود [۱۶ و ۱۸].

$$\epsilon_m(\lambda) = \epsilon_{mr} + i\epsilon_{mi} = 1 - \frac{\lambda_c^2}{\lambda_p^2(\lambda_c + i\lambda)}, \quad (4)$$

در این معادله λ_p و λ_c به ترتیب طول موج پلاسما و طول موج برخورد هستند. مقادیر ثابت این طول موج‌ها برای فلز طلا عبارتند از [۱۶ و ۱۹]:

$$\lambda_p = 0.16826 \mu m, \quad \lambda_c = 0.09342 \mu m, \quad (5)$$

لایه سوم باریوم تیتانات یا دی اکسید تیتانیوم است. ضریب شکست باریوم تیتانات از روی داده‌های تجربی مرجع [۲۰] و با فرمول‌بندی مرجع [۱۰] به صورت زیر بیان می‌شود:

$$n_T(\lambda) = 1 + \frac{4/187\lambda^2}{\lambda^2 - 0.223^2}, \quad (6)$$

ضریب شکست لایه دی اکسید تیتانیوم برحسب تابعی از طول موج از رابطه زیر به دست می‌آید [۱۵ و ۲۱]:

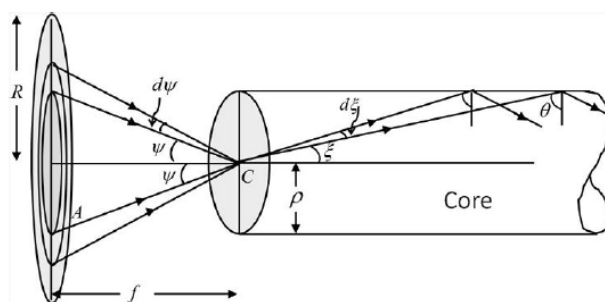
$$n_T(\lambda) = \sqrt{5/913 + \frac{0.2441}{\lambda^2 - 0.0843^2}}, \quad (7)$$

لایه چهارم محیط حساس بوده که نمونه زیستی مورد حسگری را شامل می‌شود. در پژوهش حاضر برای مشابهت سازی با عوامل بیولوژیکی، ضریب شکست ناحیه حساس در بازه‌های ۰/۰۱ تا ۱/۳۳ تا ۱/۳۷ تغییر داده شده است.

توزیع طیف عبوری از حسگر فیبر نوری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی، به تعداد بازتاب‌های کلی پرتوهای هدایت شده در ناحیه حساس و توزیع توان نوری انتقال یافته بستگی دارد. تعداد بازتاب‌های کلی داخلی پرتو هدایت شده در ناحیه حساس، N_{ref} ، تابعی از زاویه پرتو با خط عمود بر سطح جدایی مغزی- لایه فلزی، θ ، قطر مغزی، D ، و طول ناحیه حساس، L ، بوده و از رابطه زیر به دست می‌آید [۱۹]:

$$N_{ref} = \frac{L}{D \tan \theta}, \quad (8)$$

برای یک پرتو معین، افزایش طول یا کاهش قطر مغزی فیبر تعداد بازتاب‌ها را افزایش می‌دهد. به منظور تعیین توان عبوری بهنجار شده در مورد یک پرتو هدایت شده، بازتابندگی R برای



شکل ۲. تغذیه و انتقال دو پرتو کناری به داخل فیبر نوری [۲۳].

پلاسمون سطحی می‌تواند به صورت زیر باشد [۱۶ و ۱۸]:

$$P_{trans} = \frac{\int_{\theta_{cr}}^{\pi/2} R_p N_{ref}(\theta) \frac{n_1^2 \sin \theta \cos \theta}{(1 - n_1^2 \cos^2 \theta)^2} d\theta}{\int_{\theta_{cr}}^{\pi/2} \frac{n_1^2 \sin \theta \cos \theta}{(1 - n_1^2 \cos^2 \theta)^2} d\theta}, \quad (16)$$

که R_p بازتابندگی برای پرتو نور قطبیده خطی در امتداد سطح مغزی-پوسته است. محاسبه بازتابندگی نور تابشی قطبیده نوع P، معمولاً با استفاده از روش ماتریس انتقال برای سیستم چند لایه‌ای انجام می‌شود. ساده و دقیق بودن محاسبات و راحتی نوشتن برنامه کامپیوتری با روش ماتریس انتقال، باعث شده این روش توسط پژوهشگران زیادی مورد توجه قرار گیرد [۱۶ و ۲۶-۲۹].

در شکل ۳ مدل N لایه‌ای برای محاسبه ماتریس انتقال نشان داده شده است. لایه‌ها در امتداد محور z فرض شده‌اند. برای لایه k ام ضخامت با d_k ، ثابت دی الکتریک با ϵ_k ، نفوذ پذیری مغناطیسی با μ_k و ضریب شکست با n_k نشان داده شده‌اند. وقتی موجی به سطح مشترک دو محیط فرود می‌آید، به دو موج عبوری و بازتابی تبدیل می‌شود. دامنه این موج‌ها با استفاده از شرایط مرزی حاکم بر میدان‌های الکترومغناطیس در سطح مشترک دو محیط تعیین می‌شود. مولفه مماسی میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی مرز اول ($z = z_1 = 0$) به مقادیر میدان‌ها در مرز نهایی ($z = z_{N-1}$) توسط معادله ماتریسی زیر مربوط می‌شوند [۱۶ و ۳۰]:

$$\begin{bmatrix} E_1 \\ B_1 \end{bmatrix} = M \begin{bmatrix} E_{N-1} \\ B_{N-1} \end{bmatrix}, \quad (17)$$

E_1 و B_1 به ترتیب مولفه‌های مماسی میدان‌های الکتریکی و

از آنجایی که دامنه زاویه‌های پرتوهای هدایت شده به فیبر نوری ناشی از بازتابش کلی داخلی در محدوده از زاویه حد بین مغزی-پوسته θ_{cr} تا $\pi/2$ قرار دارد، محاسبه توان برحسب زاویه θ مناسب‌تر از محاسبه برحسب ψ است. در شکل ۲ برای پرتوی که تحت زاویه ψ نسبت به محور فیبر نوری از هوا وارد فیبر نوری می‌شود، قانون شکست نور به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\sin \psi = n_1 \sin \xi, \quad (12)$$

با توجه به این که دو زاویه ξ و θ متمم یکدیگر هستند، می‌توان روابط زیر را بین زاویه‌های ψ و θ نوشت:

$$\begin{cases} \cos^2 \psi = 1 - n_1^2 \cos^2 \theta \\ \tan \psi = \frac{n_1 \cos \theta}{\sqrt{1 - n_1^2 \cos^2 \theta}} \end{cases}, \quad (13)$$

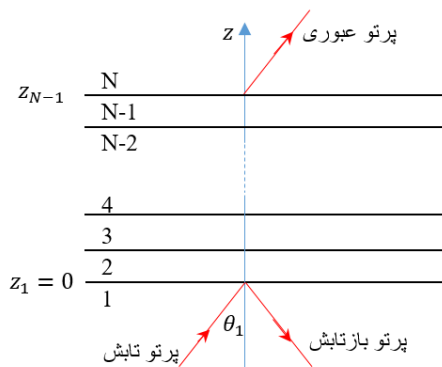
با جایگذاری در معادله (۱۱) خواهیم داشت:

$$dp = \frac{-2\pi f^2 n_1^2 \sin \theta \cos \theta}{(1 - n_1^2 \cos^2 \theta)^2} d\theta, \quad (14)$$

بنابراین توزیع زاویه‌ای توان در داخل فیبر نوری برای یک پرتو هدایت شده که با خط عمود بر سطح جدایی مغزی-پوسته زاویه θ می‌سازد، صرف نظر از عدسی جمع کننده به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$dp \propto \frac{n_1^2 \sin \theta \cos \theta}{(1 - n_1^2 \cos^2 \theta)^2} d\theta, \quad (15)$$

با جایگذاری در معادله (۱۰) برای نور قطبیده نوع P و با در نظر گرفتن تمام پرتوهای هدایت شده، بیان عمومی برای توان عبوری بهنجار شده، برای یک حسگر فیبر نوری شدید



شکل ۳. مدل N لایه‌ای برای محاسبه ماتریس انتقال.

شده به صورت تابعی از طول موج محاسبه می‌شود. با تغییر دادن طول موج تابشی، طیف توان عبوری را می‌توان به دست آورد. با فرض این که برای ضریب شکست محیط حساس n_s ، طول موج تشدید $\delta\lambda_{res}$ باشد، اگر ضریب شکست محیط حساس به اندازه δn_s افزایش یابد، طول موج تشدید به اندازه $\delta\lambda_{res}$ جابه‌جا می‌شود. حساسیت حسگر زیستی فیبر نوری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی به صورت نسبت اندازه جابه‌جایی طول موج تشدید به تغییر ضریب شکست محیط حساس تعریف می‌شود [۱۰ و ۳۵]:

$$S = \frac{\delta\lambda_{res}}{\delta n_s}, \tag{24}$$

با وجود این که در اپتیک ضریب شکست بدون واحد است، اما در حسگرهای نوری برای ضریب شکست، از واحد ضریب شکست (RIU) استفاده می‌شود. اگر طول موج برحسب نانومتر اندازه‌گیری شود، واحد حساسیت nm / RIU خواهد شد. هر چه حساسیت یک حسگر زیستی بیشتر باشد، به این معنی خواهد بود که به ازای تغییرات جزئی در ضریب شکست محیط حساس، تغییر در طول موج تشدید زیاد بوده و به راحتی قابل اندازه‌گیری است.

یکی از پارامترهای دیگر کارایی حسگرهای تشدید پلاسمون سطحی نسبت سیگنال به نوفه است که به عنوان دقت تشخیص^۱ نیز شناخته شده است. دقت تشخیص به صورت نسبت جابه‌جایی طول موج تشدید $\Delta\lambda_{res}$ به نیم پهنای بیشینه (FWHM)^۲، $\Delta\lambda_p/5$ تعریف می‌شود [۷].

مغناطیسی در مرز لایه اول هستند و نیز E_{N-1} و B_{N-1} میدان‌های مطابق با آنها در مرز لایه N ام هستند. ماتریس مشخصه ساختار مرکب M به صورت رابطه زیر نوشته می‌شود [۳۱]:

$$M = \prod_{k=2}^{N-1} M_k = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix}, \tag{18}$$

ماتریس لایه k ام به صورت زیر است:

$$M_k = \begin{bmatrix} \cos \beta_k & (-i \sin \beta_k) / q_k \\ (-iq_k \sin \beta_k) & \cos \beta_k \end{bmatrix}, \tag{19}$$

که در آن q_k و β_k به صورت زیر تعریف می‌شوند:

$$q_k = \left(\frac{\mu_k}{\epsilon_k} \right)^{1/2} \cos \theta_k = \frac{\sqrt{\epsilon_k - n_1^2 \sin^2 \theta_1}}{\epsilon_k}, \tag{20}$$

$$\beta_k = \frac{\gamma \pi (z_k - z_{k-1})}{\lambda} n_k \cos \theta_k = \frac{\gamma \pi d_k}{\lambda} \sqrt{\epsilon_k - n_1^2 \sin^2 \theta_1}, \tag{21}$$

با جایگذاری روابط (۲۰) و (۲۱) در رابطه (۱۹) ماتریس مشخصه لایه k ام به دست می‌آید. سپس با ضرب کردن ماتریس‌های مشخصه تمامی لایه‌ها مطابق معادله (۱۸)، ماتریس مشخصه انتقال سیستم N لایه‌ای تعیین می‌شود. از روی عناصر ماتریس انتقال، دامنه ضریب بازتاب نور تابشی قطبیده P به دست می‌آید [۱۶ و ۳۲-۳۴]:

$$r_p = \frac{(M_{11} + M_{12}q_N)q_1 - (M_{21} + M_{22}q_N)}{(M_{11} + M_{12}q_N)q_1 + (M_{21} + M_{22}q_N)}, \tag{22}$$

بازتابندگی سیستم N لایه‌ای برای نور تابشی قطبیده p را می‌توان به صورت زیر نوشت:

$$R_p = |r_p|^2, \tag{23}$$

با جایگذاری بازتابندگی در رابطه (۱۶) توان عبوری بهنجار

۱. Detection accuracy

۲. Full width of half maximum

برای ساختار متداول حسگر زیستی، با تغییر دادن ضخامت لایه نازک طلا توان عبوری بهنجار شده به ازای ضرایب شکست مختلف محیط حساس محاسبه و نمودارهای حاصل در شکل ۴ نشان داده شده‌اند. ضریب شکست محیط حساس با گام ۰/۰۱ از ۱/۳۳ تا ۱/۳۷ تغییر داده شده است. در شکل‌های الف، ب، پ، ت، ث و ج ضخامت لایه طلا به ترتیب ۱۰، ۲۰، ۳۰، ۴۰، ۵۰ و ۶۰ نانومتر هستند.

از شکل ۴ مشخص است با افزایش ضریب شکست محیط حساس، طول موج تشدید به طرف طول موج‌های بزرگ‌تر انتقال می‌یابد. همچنین با افزایش ضخامت لایه طلا نیز نمودارهای تشدید پلاسمون سطحی به طول موج‌های بزرگ‌تر منتقل شده‌اند. علاوه بر این، از این شکل مشهود است که افزایش ضخامت لایه طلا باعث شده است جدایی نمودارهای تشدید پلاسمونی برای ضرایب شکست متفاوت محیط حساس به وضوح دیده شوند. این رفتار به مفهوم افزایش حساسیت حسگر زیستی با افزایش ضخامت لایه طلا است. اما با افزایش بیشتر ضخامت لایه طلا عمق نمودارهای تشدید پلاسمونی یا توان عبوری بهنجار شده کمتر شده است. در ضخامت‌های بزرگ‌تر لایه طلا این رفتار مشهودتر است. با مقایسه شکل‌های ۴. ث و ۴. ج ملاحظه می‌شود که وقتی ضخامت لایه طلا ۶۰ nm است، عمق نمودارهای توان عبوری بهنجار شده نسبت به ضخامت ۵۰ nm بالاتر هستند.

با استفاده از داده‌های به دست آمده از شکل ۴ نمودار تغییرات طول موج تشدید برحسب ضریب شکست محیط حساس به ازای ضخامت‌های مختلف لایه طلا در شکل ۵ رسم شده است. شیب این نمودارهای خطی حساسیت حسگر زیستی را نشان می‌دهد. ملاحظه می‌شود با افزایش ضخامت لایه طلا، شیب خط‌ها و در نتیجه حساسیت حسگر زیستی افزایش می‌یابد. برازش خطی با روش کمترین مجموع مربعات برای هر کدام از نمودارهای شکل ۵ انجام گرفته و نتایج در جدول ۱ نشان داده شده است.

نتایج جدول ۱ نشان می‌دهند با افزایش ضخامت لایه طلا ضریب همبستگی ابتدا کاهش می‌یابد، اما با افزایش بیشتر

$$DA = \frac{\Delta\lambda_{res}}{\Delta\lambda_{\theta/5}}, \quad (25)$$

نسبت حساسیت حسگر به نیم پهنای بیشینه $(\Delta\lambda_{\theta/5})$ طیف تشدید پلاسمون سطحی را معیار شایستگی^۱ یا ضریب کیفیت حسگر می‌نامند [۱۰]. هر دو پارامتر دقت تشخیص و معیار شایستگی با کاهش نیم پهنای بیشینه طیف تشدید پلاسمون سطحی افزایش می‌یابند. در این کار پژوهشی سه پارامتر کارایی (حساسیت، دقت تشخیص و معیار شایستگی) حسگرهای زیستی معرفی شده مورد مطالعه قرار گرفته است.

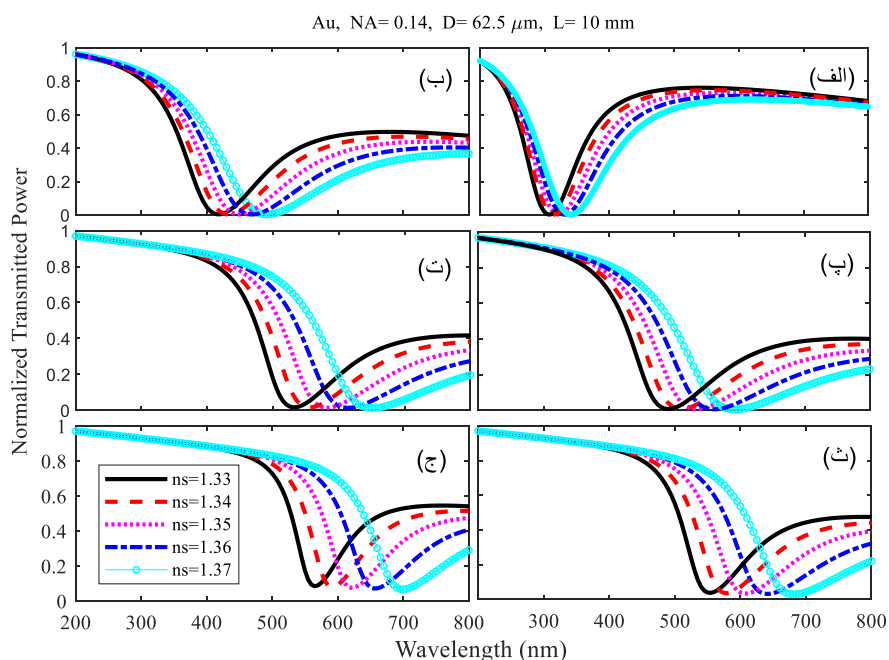
با لحاظ کردن پارامترهای ساختاری حسگر زیستی از قبیل ضرایب شکست و ضخامت لایه‌های مختلف و همچنین با انتخاب ناحیه طول موجی مناسب، ابتدا ماتریس انتقال سیستم محاسبه می‌شود، سپس بازتابندگی و به دنبال آن توان عبوری بهنجار شده به صورت تابعی از طول موج تابشی محاسبه می‌شود. با تغییر دادن ضریب شکست محیط حساس و محاسبه جابه‌جایی طول موج تشدید پلاسمون سطحی، حساسیت حسگر زیستی قابل برآورد است. به این صورت که نمودارهای توان عبوری بهنجار شده را به ازای ضرایب شکست مختلف محیط حساس رسم کرده و طول موج‌های تشدید را به دست می‌آورند. با رسم طول موج تشدید برحسب ضریب شکست محیط حساس و برازش خطی با روش کمترین مجموع مربعات، حساسیت حسگر زیستی به دست می‌آید.

۳. نتایج و بحث

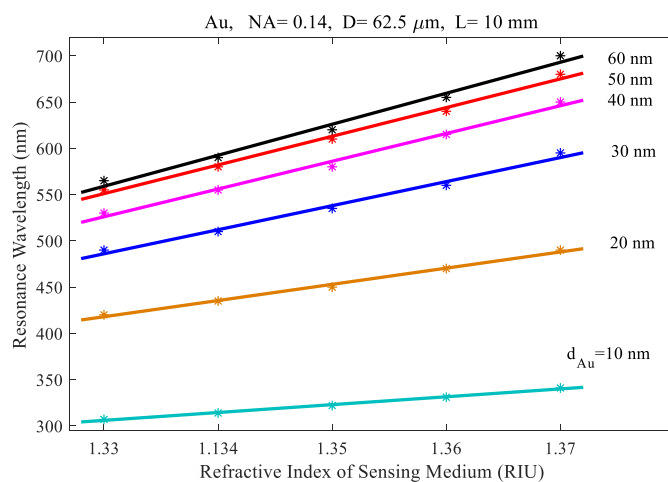
در تمامی محاسبات انجام یافته طول محیط حساس $L = 10 \text{ mm}$ ، قطر مغزی فیبر نوری مقدار استاندارد $D = 62/5 \mu\text{m}$ و روزنه عددی $NA = 0/14$ انتخاب شده است. نتایج به دست آمده با تفکیک به چهار زیر بخش مجزا، ارائه و مورد بحث قرار می‌گیرد.

۳.۱. بهینه کردن ضخامت لایه طلا

بدون قرار دادن لایه نازک دی اکسید تیتانیوم یا باریوم تیتانات،



شکل ۴. توان عبور بهنجار شده بر حسب طول موج برای ضخامت‌های مختلف لایه طلا (الف) $d=10\text{ nm}$ ، (ب) $d=20\text{ nm}$ ، (پ) $d=30\text{ nm}$ ، (ت) $d=40\text{ nm}$ ، (ث) $d=50\text{ nm}$ و (ج) $d=60\text{ nm}$.



شکل ۵. طول موج تشدید بر حسب ضریب شکست محیط حساس به ازای ضخامت‌های مختلف لایه طلا.

تجربی گزارش شده برای حسگرهای زیستی مبتنی بر فیبر نوری [۱۰، ۱۹ و ۳۶] و منشور [۳۱ و ۳۴ و ۳۷] سازگار است.

۲.۳. نتایج حساسیت حسگر زیستی با لایه نازک دی اکسید تیتانیوم

در شکل ۶. الف توان عبوری بهنجار شده برای حسگر زیستی

ضخامت لایه طلا، ضریب همبستگی افزایش پیدا کرده و در ضخامت 50 nm لایه طلا، ضریب همبستگی $R^2 = 0.9964$ به دست می‌آید. وقتی ضخامت لایه طلا به 60 nm افزایش می‌یابد، ضریب همبستگی کاهش پیدا می‌کند. بنابراین، بهترین ضخامت لایه طلا 50 nm است. مقدار 50 nm نانومتر به دست آمده برای ضخامت بهینه لایه طلا در این مقاله با کارهای تئوری و

جدول ۱. بهینه‌سازی حساسیت حسگر زیستی نسبت به ضخامت لایه طلا.

d_{Au} (nm)	S (nm/RIU)	R^2
۱۰	۸۵۰	۰/۹۹۷۶
۲۰	۱۷۵۰	۰/۹۹۷۲
۳۰	۲۶۰۰	۰/۹۹۴۹
۴۰	۳۰۰۰	۰/۹۹۶۱
۵۰	۳۱۰۰	۰/۹۹۶۴
۶۰	۳۳۵۰	۰/۹۹۳۵

است. در حالی که مطابق شکل ۶، الف تغییرات طول موج تشدید از حدود ۶۵۰ nm تا ۸۰۰ nm است.

به منظور بهینه کردن ضخامت لایه نازک دی اکسید تیتانیوم، محاسبات مربوط به توان عبوری بهنجار شده و حساسیت حسگر زیستی پیشنهادی با ضخامت‌های مختلف لایه نازک دی اکسید تیتانیوم انجام گرفته و نتایج در جدول ۲ ارائه شده است. بدون لایه نازک دی اکسید تیتانیوم حساسیت حسگر زیستی ۳۱۰۰ nm/RIU بوده اما با اعمال لایه نازک دی اکسید تیتانیوم و افزایش ضخامت آن، حساسیت حسگر زیستی پیشنهادی به مقدار ۵۳۵۰ nm/RIU به ازای ضخامت ۲۵ nm لایه نازک دی اکسید تیتانیوم افزایش یافته است.

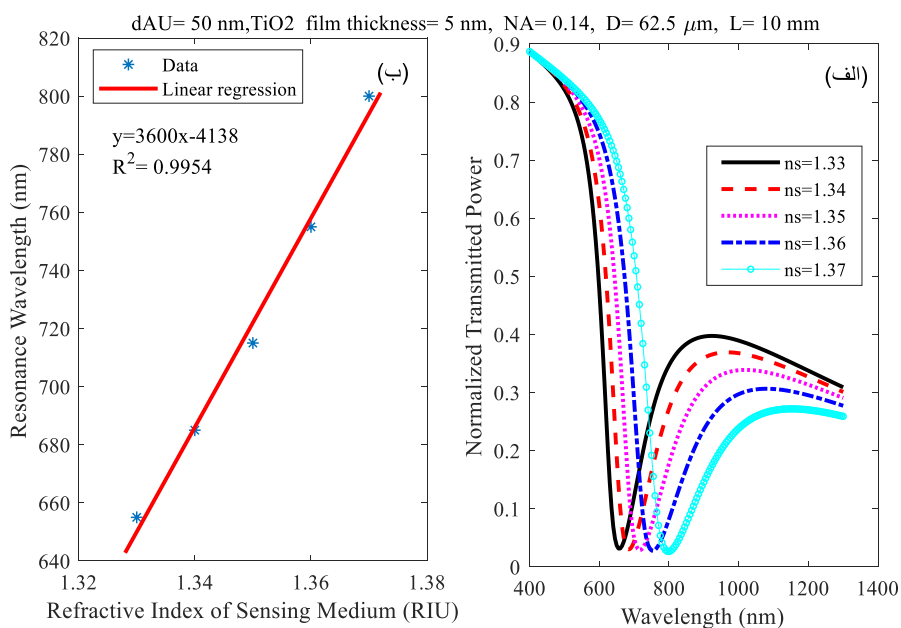
غیر از ناحیه طول موجی مورد استفاده در حسگر زیستی، خطی بودن تغییرات طول موج تشدید برحسب ضریب شکست محیط حساس نیز اهمیت زیادی دارد. ضریب همبستگی برازش خطی نمودارهای تغییرات طول موج تشدید برحسب ضریب شکست برای ضخامت ۱۵ nm لایه نازک دی اکسید تیتانیوم بیشترین مقدار را دارد. لذا ضخامت بهینه لایه نازک دی اکسید تیتانیوم در این تحقیق ۱۵ nm در نظر گرفته می‌شود که با نتیجه گزارش شده در مرجع [۱۵] مطابقت دارد.

برای ضخامت بهینه ۱۵ nm لایه دی اکسید تیتانیوم، نمودارهای تشدید پلاسمون سطحی حسگر زیستی به ازای تغییرات ضریب شکست محیط حساس در شکل ۷ نشان داده شده است. در مقایسه با شکل ۶، ناحیه طول موجی که تشدید پلاسمون سطحی اتفاق می‌افتد به طرف طول موج‌های بزرگ‌تر (حدود ۸۰۰ تا ۱۰۰۰ نانومتر) انتقال یافته‌اند.

با لایه نازک دی اکسید تیتانیوم به ضخامت ۵ نانومتر رسم شده است. ملاحظه می‌شود با افزایش ضریب شکست محیط حساس طول موج تشدید پلاسمون سطحی نیز افزایش می‌یابد. داده‌های به دست آمده برای تغییرات طول موج تشدید پلاسمون سطحی بر حسب ضریب شکست محیط حساس، به همراه برازش خطی در شکل ۶. ب نشان داده شده است. حساسیت حسگر زیستی موقع استفاده از لایه نازک دی اکسید تیتانیوم با ضخامت ۵ نانومتر ۳۶۰۰ nm/RIU به دست آمده است. در حالی که با توجه به جدول ۱ برای ضخامت بهینه طلا حساسیت حسگر زیستی متداول ۳۱۰۰ nm/RIU است. بنابراین، استفاده از لایه نازک دی اکسید تیتانیوم باعث افزایش حساسیت حسگر زیستی می‌شود.

تشدید پلاسمون سطحی در مرز مشترک بین لایه فلز و محیط حساس (دی الکتریک) اتفاق می‌افتد. وقتی از لایه اضافی بعد از فلز و قبل از محیط حساس استفاده می‌شود، چگالی الکترون‌های آزاد اندرکنش کننده با موج تضعیف شونده تغییر می‌کند که می‌تواند شرایط تشدید پلاسمون سطحی را تغییر دهد. در اینجا از لایه دی اکسید تیتانیوم استفاده شده است که انتقال بار بین دی اکسید تیتانیوم و طلا باعث افزایش میدان الکتریکی موج الکترومغناطیس در ناحیه حساس می‌شود [۱۰].

مقایسه شکل ۶. الف با شکل ۴. ث نشان می‌دهد که استفاده از لایه نازک دی اکسید تیتانیوم باعث انتقال طول موج‌های تشدید پلاسمونی به طول موج‌های بزرگ‌تر شده است؛ به طوری که مطابق شکل ۴. ث طول موج‌های تشدید با افزایش ضریب شکست از حدود ۵۵۰ nm تا ۷۰۰ nm تغییر کرده



شکل ۶. (الف) توان عبوری بهنجار شده برحسب طول موج و (ب) طول موج تشدید برحسب ضریب شکست محیط حساس، به ازای ضخامت ۵ nm دی اکسید تیتانیوم.

جدول ۲. بهینه‌سازی حساسیت حسگر زیستی نسبت به ضخامت دی اکسید تیتانیوم.

d_{TiO_2} (nm)	S (nm/RIU)	R^2
۰	۳۱۰۰	۰/۹۹۶۴
۵	۳۶۰۰	۰/۹۹۵۴
۱۰	۴۰۰۰	۰/۹۹۴۴
۱۵	۴۳۵۰	۰/۹۹۶۱
۲۰	۴۷۵۰	۰/۹۹۵۲
۲۵	۵۳۵۰	۰/۹۹۳۰

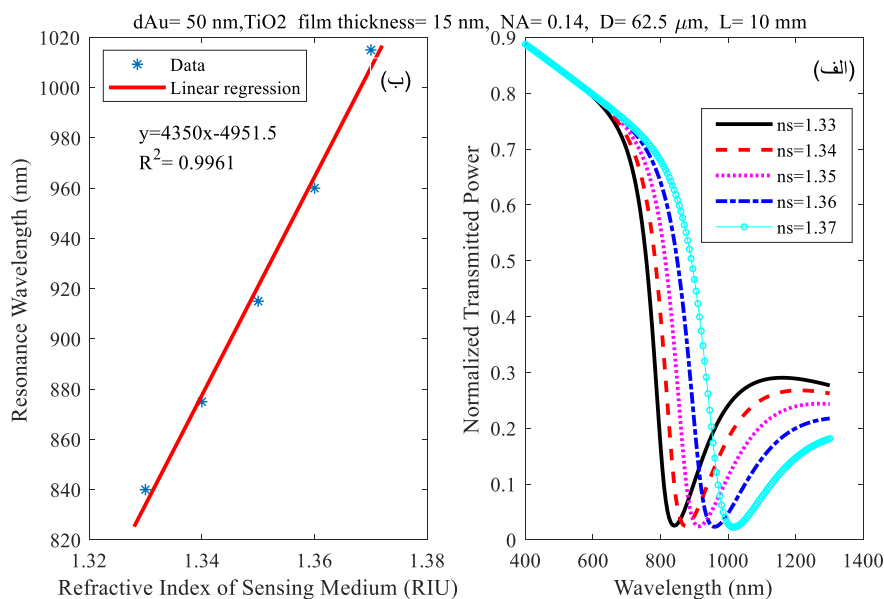
نازک باریوم تیتانات افزایش یافته است.

مطابق جدول ۳ ضریب همبستگی در ضخامت ۱۵ nm بیشترین مقدار را دارد. لذا مانند لایه نازک دی اکسید تیتانیوم، ضخامت بهینه باریوم تیتانات نیز ۱۵ nm است. از آنجایی که هدف اصلی پژوهش حاضر مقایسه کارایی دو ساختار حسگر زیستی فیبر نوری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی با لایه‌های نازک دی اکسید تیتانیوم و باریوم تیتانات است. ناحیه کاری حسگرهای زیستی از لحاظ طول موجی لازم است یکسان انتخاب شوند. بنابراین ضخامت ۵ nm باریوم تیتانات که مطابق شکل ۸ در ناحیه طول موجی از حدود ۸۰۰ تا ۱۰۰۰ نانومتر

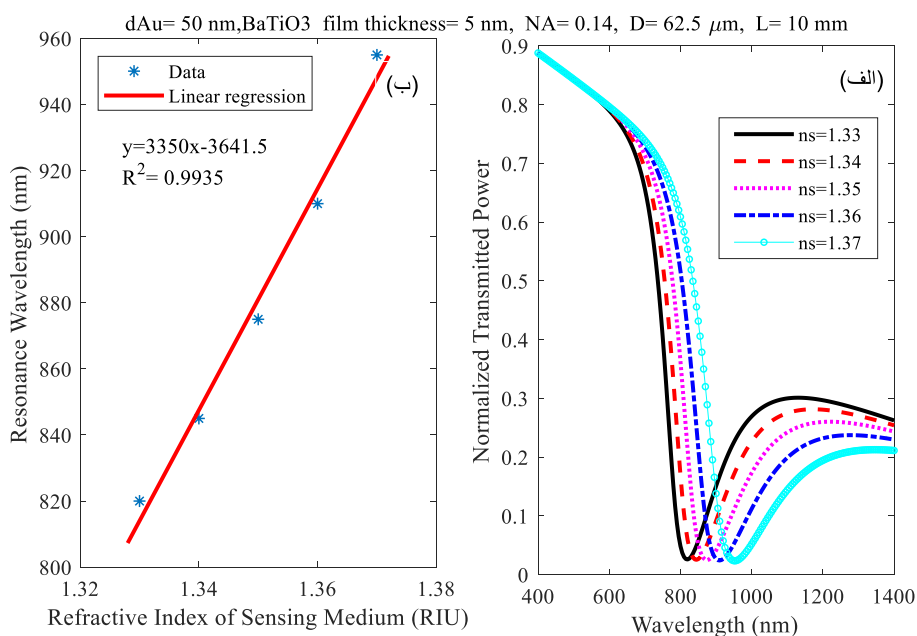
۳.۳. نتایج حساسیت حسگر زیستی با لایه نازک باریوم

تیتانات

شکل ۸ نتایج محاسبات توان عبوری بهنجار شده و حساسیت حسگر زیستی حاوی لایه نازک باریوم تیتانات با ضخامت ۵ nm را نشان می‌دهد. برای ضخامت‌های مختلف لایه نازک باریوم تیتانات، نتایج در جدول ۳ ارائه شده است. ملاحظه می‌شود، حساسیت حسگر زیستی پیشنهادی از مقدار ۳۱۰۰ nm /RIU مربوط به حسگر زیستی متداول تا ۶۰۵۰ nm/RIU برای حالت اضافه شدن ضخامت ۲۵ nm لایه



شکل ۷. (الف) توان عبوری بهنجار شده برحسب طول موج، (ب) طول موج تشدید برحسب ضریب شکست محیط حساس، به ازای ضخامت ۱۵nm دی اکسید تیتانیوم.



شکل ۸. (الف) توان عبوری بهنجار شده برحسب طول موج، (ب) طول موج تشدید برحسب ضریب شکست محیط حساس، به ازای ضخامت 5nm باریوم تیتانات.

۴.۳. مقایسه حسگر زیستی با لایه نازک دی اکسید

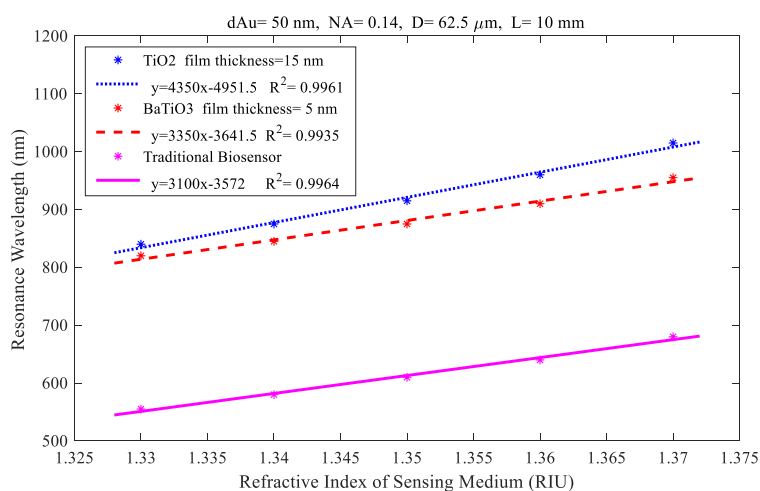
تیتانیوم و باریوم تیتانات

نمودارهای تغییرات طول موج تشدید برحسب ضریب شکست

قرار داشته و مطابقت خوبی با ناحیه طول موجی مربوط به حسگر زیستی حاوی ۱۵ لایه نازک دی اکسید تیتانیوم (شکل ۷) دارد، در مطالعه مقایسه‌ای مورد استفاده قرار گرفته است.

جدول ۳. بهینه‌سازی حساسیت حسگر زیستی نسبت به ضخامت تیتانات.

d_{BaTiO_3} (nm)	S (nm/RIU)	R^2
۰	۳۱۰۰	۰/۹۹۶۴
۵	۳۳۵۰	۰/۹۹۳۵
۱۰	۳۸۵۰	۰/۹۹۲۴
۱۵	۴۴۵۰	۰/۹۹۴۳
۲۰	۵۲۰۰	۰/۹۹۳۴
۲۵	۶۰۵۰	۰/۹۹۲۶



شکل ۹. مقایسه حسگرهای زیستی با لایه‌های دی اکسید تیتانیوم و باریوم تیتانات.

نویسندگان مرجع [۱۰] یک ساختار حسگر زیستی فیبر نوری تشدید پلاسمون سطحی با استفاده از لایه نازک باریوم تیتانات معرفی کرده‌اند. آنها در محاسبات خود از یک فیبر نوری تک مدی با قطر مغزی $8/2$ میکرومتر استفاده کرده و ضخامت لایه باریوم تیتانات را 10 نانومتر در نظر گرفته‌اند. نتیجه محاسبات آنها نیز افزایش حساسیت حسگر زیستی به واسطه استفاده از لایه نازک باریوم تیتانات را نشان می‌دهد. در شرایط ساختار حسگر زیستی مورد مطالعه در مرجع [۱۰]، حساسیت بدون لایه نازک باریوم تیتانات 2280 nm/RIU بوده و با لایه باریوم تیتانات به 2820 nm/RIU افزایش یافته است. یعنی حساسیت حسگر زیستی به اندازه 540 nm/RIU افزایش یافته است؛ در حالی که نتایج حاصل از مطالعه مقایسه‌ای انجام یافته در مقاله حاضر نشان می‌دهند لایه دی اکسید تیتانیوم

محیط حساس برای سه ساختار حسگر زیستی مورد مطالعه در شکل ۹ نشان داده شده است. داده‌ها و خط برازش شده حسگر زیستی متداول بار رنگ بنفش (ممتد)، حسگر زیستی با لایه نازک باریوم تیتانات با رنگ قرمز (خط-خط) و حسگر زیستی با لایه نازک دی اکسید تیتانیوم با رنگ آبی (نقطه چین) نشان داده شده است. استفاده از لایه نازک باریوم تیتانات فقط به اندازه 250 nm/RIU حساسیت حسگر زیستی متداول را افزایش می‌دهد. این در حالی است که استفاده از لایه نازک دی اکسید تیتانیوم باعث افزایش حساسیت حسگر زیستی به اندازه 1250 nm/RIU می‌شود. یعنی استفاده از لایه نازک دی اکسید تیتانیوم پنج برابر بیشتر از لایه نازک باریوم تیتانات حساسیت حسگر زیستی تشدید پلاسمون سطحی مبتنی بر فیبر نوری را افزایش می‌دهد.

جدول ۴. مقایسه پارامترهای کارایی حسگرهای زیستی مورد مطالعه با کارهای مشابه.

مرجع	معیار شایستگی (1/RIU)	دقت تشخیص	حساسیت (nm/RIU)	رنج ضریب شکست	ساختار حسگر
[۱۲]	۱۶/۷۷	۲/۳۲۹	۲۵۳۳	۱/۳۳-۱/۴۱	POF (Plastic Optical Fiber) /Gold
[۱۳]	۴۴/۱۵	۰/۸۸	۲۰۶۲	۱/۳۴-۱/۳۶	SPF (Surface Plasmon enhanced Fluorecence) /Silver
[۱۴]	--	--	۲۲۱۷	۱/۳۳۳۲-۱/۳۷۱۰	SPF/Gold
[۷]	۴۷/۰۵	۱۴/۶۵	۳۲۰۰	۱/۳۳-۱/۳۹	Fiber/Ag/WS ₂ /Graphene
[۱۰]	۱۳/۹۵	--	۲۰۴۹	۱/۳۳۳۲-۱/۳۷۱۰	Fiber/Gold
[۱۰]	۱۷/۹۷	--	۲۵۴۳	۱/۳۳۳۲-۱/۳۷۱۰	Fiber/Gold/BaTiO ₃
[۱۵]	--	۱/۴۳	۲۱۲۰	۱/۳۳۲-۱/۳۸۰	Fiber/Gold/TiO ₂
این کار	۲۴/۸۰	۱/۳۹	۳۱۰۰	۱/۳۳-۱/۳۷	Fiber/Gold
این کار	۲۷/۹۲	۱/۱۳	۳۳۵۰	۱/۳۳-۱/۳۷	Fiber/Gold/BaTiO ₃
این کار	۳۶/۲۵	۱/۴۶	۴۳۵۰	۱/۳۳-۱/۳۷	Fiber/Gold/TiO ₂

در جدول ۴ نتایج به دست آمده برای حسگرهای زیستی مورد مطالعه در این پژوهش به همراه نتایج کارهای مشابه نشان داده شده است. هر دو ساختار حسگر زیستی نسبت به ساختارهای معرفی شده توسط پژوهشگران دیگر، از نقطه نظر پارامترهای حساسیت، دقت تشخیص و معیار شایستگی کاری بیشتری دارند. به ویژه از مقایسه دو ساختار مورد مطالعه در این مقاله نتیجه می‌شود که حسگر زیستی فیبر نوری حاوی لایه نازک دی اکسید تیتانیوم نسبت به حسگر زیستی حاوی لایه باریوم تیتانات حساسیت بیشتری دارد.

۴. نتیجه گیری

در این مقاله، دو ساختار حسگر زیستی فیبر نوری تشدید پلاسمون سطحی با اضافه کردن لایه نازک دی اکسید تیتانیوم و باریوم تیتانات معرفی شد. شبیه‌سازی و محاسبه حساسیت حسگرهای زیستی با روش ماتریس انتقال انجام گرفت. استفاده از لایه نازک باریوم تیتانات و دی اکسید تیتانیوم بعد از لایه طلا هر دو به دلیل انتقال بار آزاد بین طلا و دی الکتریک باعث افزایش حساسیت حسگر زیستی می‌شوند. مقایسه دو ساختار پیشنهادی نشان داد که در ناحیه طول موجی یکسان، حسگر

می‌تواند جایگزین مناسبی برای باریوم تیتانات برای افزایش بیشتر حساسیت حسگر زیستی فیبر نوری تشدید پلاسمون سطحی باشد. این بدان معنی است که استفاده از لایه نازک دی اکسید تیتانیوم، حساسیت را به اندازه ۱۲۵۰ nm/RIU یعنی بیشتر از دو برابر مقدار به دست آمده در مرجع [۱۰]، افزایش می‌دهد.

یک حسگر ضریب شکست فیبر نوری تشدید پلاسمون سطحی بر پایه دو لایه فلزی نقره-طلا و لایه نازک دی اکسید تیتانیوم در مرجع [۱۵] معرفی شده است. در این مقاله از یک فیبر نوری تک مدی استفاده شده و ضخامت مجموعه دو لایه‌ای نقره-طلا ۶۰ nm در نظر گرفته شده و مقدار ضخامت هر یک از لایه‌های فلزی با نسبت‌های مختلفی تغییر داده شده است. برای حالتی که فقط لایه طلا در ساختار حسگر وجود داشته باشد، حساسیت ۲۱۲۰ nm/RIU به دست آمده است. مقایسه نتایج به دست آمده در این کار برای حسگر حاوی دی اکسید تیتانیوم با نتایج مرجع [۱۵] نشان می‌دهد علاوه بر این که حساسیت حدود دو برابر افزایش یافته و مقدار ۴۳۵۰ nm/RIU به دست آمده، دقت تشخیص نیز تا حدودی بهبود یافته است.

زیستی حاوی لایه نازک دی اکسید تیتانیوم نسبت به حسگر شایستگی بیشتری دارد.
زیستی حاوی باریوم تیتانات حساسیت، دقت تشخیص و معیار

مراجع

1. F Esmaili Seraji, M Ghanbarisabagh, and D Ranjbar Rafi, *Iranian Journal of Physics Research* **19**, 4 (2020) 659.
2. M Holzinger, A Le Goff, and S Cosnier, *Frontiers in Chemistry* **2** (2014) 63.
3. A B Socorro Lerános, *et al.*, *Biosensors Bioelectronics: X* **1** (2019) 100015.
4. R Chauhan, *et al.*, *Sensors* **222** (2016) 804.
5. Z k Farka, *et al.*, *Chemical Reviews* **117**, 15 (2017) 9973.
6. R Kumar, *et al.*, *Applied Physics A* **124**, 3 (2018) 1.
7. M S Rahman *et al.*, *Photonics and Nanostructures Fundamentals and Applications* **33** (2019) 29.
8. M S Rahman, *et al.*, *Optics Communications* **396** (2017) 36.
9. A S Kushwaha, *et al.*, *Photonics and Nanostructures Fundamentals and Applications* **31** (2018) 99.
10. Q Wang, *et al.*, *Optics Laser Technology* **124** (2020) 105899.
11. V Kapoor, N K Sharma, and O T Letters, *Microwave* **62**, 7 (2020) 2439.
12. N Cennamo, *et al.*, *Sensors* **11**, 12 (2011) 11752.
13. J Zhao, *et al.*, *Sensors Actuators B: Chemical* **230** (2016) 206.
14. L-Y Niu, *et al.*, *Optics Communications* **450** (2019) 287.
15. Y Al Qazwini, *et al.*, *Photonic Sensors* **4**, 4 (2014) 289.
16. N K Sharma, *Pramana* **78**, 3 (2012) 417.
17. V T Hoang, *et al.*, *Applied Sciences* **9**, 6 (2019) 1145.
18. A K Mishra, S K Mishra, and R K Verma, *The Journal of Physical Chemistry C* **120**, 5 (2016) 2893.
19. A K Sharma and B Gupta, *Optics Communications* **274**, 2 (2007) 320.
20. S Wemple, M Didomenico Jr, and I Camlibel, *Journal of Physics and Chemistry of Solids* **29**, 10 (1968) 1797.
21. S Singh and B Gupta, *Measurement Science Technology* **21**, 11 (2010) 115202.
22. B D Gupta, "Fiber optic sensors: principles and applications" New India Publishing (2006).
23. B D Gupta, R Verma, and S K Srivastava, "Fiber optic sensors based on plasmonics" World Scientific (2015).
24. A E Wammes, *et al.*, *Lab on a Chip* **13**, 10 (2013) 1863.
25. B Gupta and A K Sharma, *Sensors Actuators B: Chemical* **107**, 1 (2005) 40.
26. A Berkhout and A F Koenderink, *Nanophotonics* **9**, 12 (2020) 3985.
27. G Marino, *et al.*, *Nanophotonics* **10**, 7 (2021) 1837.
28. Q Ouyang, *et al.*, *Scientific Reports* **6**, 1 (2016) 1.
29. L Han and C Wu, *Plasmonics* **14**, 4 (2019) 901.
30. A K Sharma and B Gupta, *Journal of Applied Physics* **101**, 9 (2007) 093111.
31. A Vahedi and M Kouhi, *Optik* (2021) 167383.
32. M Moznuzzaman, *et al.*, *Results in Physics* **16** (2020) 102874.
33. Y Feng, Y Liu, and J Teng, *Applied Optics* **57**, 14 (2018) 3639.
34. A Vahedi and M Kouhi, *Plasmonics* **15**, 1 (2020) 61.
35. Y Liu and W Peng, *Journal of Lightwave Technology* **39**, 12 (2021) 3781.
36. P Bhatia and B D Gupta, *Applied Optics* **50**, 14 (2011) 2032.
37. L Tao, *et al.*, *Sensors* **20**, 5 (2020) 1505.