لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۸، دورهٔ ۱۶، شمارهٔ ۲، صفحات: ۱۷-۱۱ .

مقاله پژوهشی

ابرجاذب پلاسمونیک مرئی بر پایهٔ نانوجزیرهٔ نقره با قابلیت کاربرد زیست‌حسگری

فاطمه حبیبی مقدم [۱]
حسین مهرزاد [۱]
عزالدین مهاجرانی [۱]
افشان شیرکوند [۱،۲]

خلاصه

مقدمـــه: اخیراً، زمینهٔ تحقیقاتی جدیدی از ســاختار پلاســمونیک، معــروف به ابرجاذب پلاسمونیک، توجه زیادی را به خود جلب کرده است. ابرجاذب‌ها به‌طور وسیعی در زمینه‌های نوظهور مثل حسگری شیمیایی و زیستی قابل کاربرد می‌باشند. رایج‌ترین طراحی برای ابرجاذب براساس ساختار سه‌لایه‌ای شامل فلز-عایق-فلز(MIM) می‌باشد. با ترکیب حسگرهای تشدید پلاســمون ســطحی جایگزیده (LSPR) و حســگرهای MIM می‌توان از مزیت‌های هر دو حسگر به‌طور همزمان بهره برد.

روش بررسی: یک ابرجاذب پلاسمونیک (بدون استفاده از روش لیتوگرافی) متشکل از نقره-دی‌الکتریک-لایهٔ نانوجزیرهٔ نقره که در فرکانس مرئی کار می‌کند و مفهوم ابرجاذب و حســگر LSPR را در یک‌جا جمع می‌کند، با بهره‌گیری از روش لایه‌نشانی تبخیر حرارتی ساخته شد. طیف بازتاب ابرجاذب با اســتفاده از روش طیف‌سنجی بازتابی پخشی ثبت شد. از ویژگی‌های این ســاختار به‌عنوان حسگر، تغییر رنگ قابل مشاهده با چشــم هنگام تغییر ضریب‌شکست محیط اطراف است. همچنین با استفاده از شبیه‌سازی FDTD امکان استفاده از این ساختار به‌عنوان یک زیست‌حسگر مورد بررسی قرار گرفت.

یافته‌ها: نتایج نشــان می‌دهد این ابرجاذب امکان استفاده به‌عنوان حسگر ضریب‌شکست و حسگر زیستی را دارد. همچنین تغییر رنگ قابل مشاهده با چشم هنگام تغییر ضریب‌شکست محیط اطراف، قابلیت زیاد این ساختار برای عملکرد حسگری حتی در محیط غیر آزمایشگاهی را نشان می‌دهد.

بحث و نتیجه‌گیری: وابستگی شدید نمونه به مواد اطراف، این ابرجاذب را گزینه‌ای مناسب برای کاربرد به‌عنوان حسگر می‌کند.

واژه‌های کلیدی: پلاسمونیک، ابرجاذب، زیست‌حسگر، نانوجزیره، تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده

۱. *آزمایشــگاه فوتونیــک مواد آلــی و پلیمرها، پژوهشکدهٔ لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران*

۲. *گروه پژوهشی لیزر پزشکی، مرکز تحقیقات لیزر در پزشکی، پژوهشــکده یارا جهاد دانشگاهی واحد علوم پزشکی تهران، تهران، ایران*

نویسندهٔ مسئول: عزالدین مهاجرانی، تلفن: ۰۲۱۶۶۴۱۵۹۷۱
پســت الکترونیک: e-mohajerani@sbu.ac.ir

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-18]

مقدمه

پلاسمونیک، مطالعهٔ برهم‌کنش بین میدان الکترومغناطیسی و الکترون‌های آزاد در فلزات، به‌خاطر کاربردهای فراوان ازجمله حسگری شیمیایی و زیستی، سلول‌های خورشیدی، تصویربرداری با وضوح بالا[1] و ... همچنین خواص اپتیکی شگفت‌انگیز نانوساختارهای فلزی ازجمله جذب، پراکندگی و افزایش میدان محلی مورد توجه تحقیقات زیادی قرار گرفته است[۳-۱].

پلاسمون‌های سطحی[2] (نوسان گروهی الکترون‌های رسانش در مرز بین مواد با گذردهی‌الکتریکی مثبت و منفی، معمولاً یک دی‌الکتریک و فلز) به دوگروه تقسیم‌بندی می‌شوند:

پلاسمون‌های پلاریتون سطحی[3] (پلاسمون‌های سطحی انتشاری) و پلاسمون‌های سطحی جایگزیده[4] (پلاسمون‌های سطحی که اطراف نانوذره و در یک محل نوسان می‌کنند، به‌عبارتی در ساختار زیر طول‌موج جایگزیده می‌شوند). تحریک پلاسمون‌های‌سطحی توسط تابش الکترومغناطیسی با فرکانسی برابر فرکانس پلاسمون‌های سطحی منجر به ایجاد تشدید پلاسمون‌سطحی[5] (SPR) و در مورد پلاسمون‌های سطحی جایگزیده منجر به ایجاد تشدید پلاسمون‌سطحی جایگزیده[6] (LSPR) می‌شوند[۶-۴].

چنین تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده‌ای به شدت، به اندازه، شکل و تغییر ضریب دی‌الکتریک محیط اطراف نانوساختار وابسته است. این نوع وابستگی به مواد اطراف آن را برای کاربردهای حسگری مناسب می‌کند[۸-۶].

حسگرهای SPR به‌منظور پایش برهم‌کنش بین مولکول‌های زیستی و سطح حسگر از امواج SPP (امواجی که در امتداد مرز فلز-دی‌الکتریک منتشر می‌شوند) استفاده می‌کنند. این حسگرها اصولاً بر اساس هندسهٔ بازتاب کلی تضعیف یافته[7] ATR می‌باشند، به‌طوری‌که شرط تحقق تحریک SPR توسط نور فرودی در زاویهٔ مایل به‌دست می‌آید. در هندسهٔ ATR، یک فیلم فلزی نازک روی یک سطح منشور لایه‌نشانی می‌شود که محیط حسگری و منشور را از هم جدا می‌کند. اما این حسگرها به‌خاطر ساختار حجیم برای سیستم‌های حسگری کوچک‌سازی‌شده و مدارهای مجتمع فوتونیکی مناسب نیستند. برخلاف حسگرهای SPR، حسگرهای LSPR حجیم نیستند و کوچک‌سازی شده‌اند، همچنین در زاویهٔ عمود تحریک می‌شوند[۹].

اخیراً، حوزهٔ تحقیقاتی جدیدی از ساختار پلاسمونیک، معروف به ابرجاذب پلاسمونیک، توجه زیادی را به خود جلب کرده است[۶]. ابرجاذب‌ها به‌طور وسیعی در زمینه‌های نوظهور از تبدیل انرژی خورشیدی تا حسگری شیمیایی و زیستی و درمان سرطان توسط حرارت تولید شده با نور قابل کاربرد می‌باشند. رایج‌ترین طراحی برای ابرجاذب براساس ساختار سه‌لایه‌ای شامل لایهٔ فلزی مهندسی‌شدهٔ بالایی، لایهٔ دی‌الکتریک میانی و بازتابندهٔ فلزی پایینی است که به‌اصطلاح ساختار فلز-عایق-فلز[8] (MIM) نامیده می‌شود[۱۰].

حسگرهایی با ساختار MIM یا به‌اصطلاح ابرجاذب که قادر است برهم‌کنش‌های مولکول‌های مختلف از جمله مولکول‌های زیستی را آشکار کند، بر خلاف حسگرهای SPR، در زاویهٔ عمود تحریک می‌شوند. بنابراین می‌توان حسگرهای LSPR و حسگرهای MIM را در یک حسگر جمع کرد و از مزیت‌های هر دو حسگر به‌طور همزمان بهره برد[۹].

اولین حسگر زیستی براساس ترکیب MIM و LSPR توسط گروه تحقیقاتی آلمانی در سال ۲۰۱۴ مطرح گردید[۶]. حسگر از آرایه‌ای دوبعدی از نانودیسک‌های طلا قرار گرفته برروی فیلم نازک طلا (فیلم طلا به‌عنوان آینه عمل می‌کند) که توسط دی‌الکتریک MgF_2 از هم جدا شده‌اند، تشکیل شده بود[۹].

شکل‌های مختلفی از سطح‌های نانوساختار MIM شامل نانودیسک‌ها، نانومربع‌ها و نانومکعب‌ها مورد بررسی قرار گرفته‌اند[۹].

به‌منظور دستیابی به فرکانس‌های مرئی باید نانوذرات لایهٔ بالایی اندازه‌ای کمتر از ۱۰۰ نانومتر داشته باشند. چنین ساختار ظریفی می‌تواند توسط لیتوگرافی باریکهٔ الکترونی حاصل شود، اما باتوجه به تکنولوژی‌های امروزی اندازهٔ نمونهٔ پایانی محدود به کمتر از ۱ میلی‌متر می‌شود در نتیجه تولید انبوه آن‌ها مشکل و کاربردهایشان محدود می‌شود. چندین گزارش برای تولید نانوذرات لایهٔ بالایی با استفاده از سنتز شیمیایی ذرات و انتقال ذرات روی زیر لایهٔ از قبل آماده‌شده وجود دارد. این شیوه مشکلاتی مثل توده‌شدن نانوذرات یا غیریکنواختی توزیع ذرات را دارد[۱۱].

در لایه‌نشانی فیلم‌هایی با ضخامت کمتر از ۲۰ nm، فیلم پیوسته و یکنواخت ایجاد نمی‌شود بلکه جزایر جداازهم[9] تولید می‌شود. حرارت‌دهی فیلم، شکل جزایر و شرایط رزونانس و بنابراین رنگ فیلم را تغییر می‌دهد. درواقع، به‌محض پردازش‌حرارتی، فیلم‌های جزیره‌ای خیلی نازک فلزی تقریباً پیوسته با شکل ناهمسانگرد که روی زیرلایهٔ شفاف لایه‌نشانی شده‌اند، ازنظر انرژی ناپایدار می‌شوند و به‌صورت گسسته در می‌آیند و درنهایت به آرایه‌ای از ذرات کره‌مانند جداازهم تجزیه می‌شوند[۱۲].

استفاده از نانوجزیره دو مزیت دارد: سهولت تولید انبوه و کاتوره‌ای‌بودن توزیع و اندازهٔ ذرات که باعث می‌شود خواص اپتیکی

1. Super-resolution imaging
2. SPs: Surface plasmons
3. SPPs: Surface plasmon polaritons
4. LSPs: Localized surface plasmons
5. SPR: Surface plasmon resonance
6. LSPR: Localized surface plasmone resonance
7. ATR: Attenuated total reflection
8. MIM: metal-insulator-metal
9. Isolated islands

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-18]

مستقل از قطبش نور فرودی باشد[۱۳].

تاکنون، ابرجاذب‌ها در ناحیهٔ مادن‌قرمز یا مرئی با استفاده از ساختارهای فلزی طراحی‌شده با لیتوگرافی ساخته می‌شدند که تولید انبوه آن‌ها سخت و در نتیجه کاربردشان کم می‌شد[۱۴].

این مطالعه باهدف استفاده از روش لایه‌نشانی مستقیم فیلم جزیره‌ای فلزی برای ساخت نانوذراتی که توزیع و اندازهٔ کاتوره‌ای[۱۰] دارند و توده نمی‌شوند و اندازهٔ متوسط آن‌ها می‌تواند در طول فرآیند لایه‌نشانی و حرارت‌دهی کنترل شود، به‌منظور دستیابی به یک ابرجاذب بدون لیتوگرافی که در فرکانس مرئی کار می‌کند، اجرا گردید و حساسیت ساختار نسبت به محیط دی‌الکتریک اطراف به‌عنوان حسگر ضریب‌شکست بررسی گردید. به‌علاوه امکان‌سنجی کاربری این ساختار به‌عنوان زیست‌حسگر مورد بررسی قرار گرفت.

روش بررسی

مبانی نظری

در نانوساختارهای پلاسمونیک فلزی به‌عنوان ابرجاذب، لازم است ضریب عبور (T) و ضریب بازتاب (R) را همزمان حذف کرد. ازآنجایی‌که عبور به‌خاطر حضور بازتابندهٔ فلزی کاملاً حذف می‌شود، جذب ساختار (A) به‌صورت ذیل تعریف می‌شود:

$$A = 1 - R \qquad (۱)$$

بنابراین برای افزایش جذب باید بازتاب کمینه شود. ابرجاذب بیشتر نور فرودی را بازتاب می‌کند و فقط محدودهٔ طیفی باریکی از نور در ساختار محبوس می‌شود، بنابراین جایی که بازتاب کمینه (درهٔ طیف بازتاب) می‌شود، جذب بیشینه است[۶و۷].

طبق تئوری پراکندگی مای[۱۱]، طول‌موج تشدید پلاسمون سطحی جایگزیدهٔ مربوط به نانوذرات به ضریب‌شکست محیط اطراف آن‌ها بستگی دارد[۱۳].

برای تعیین رابطهٔ بین طول‌موج قلهٔ LSPR و تابع دی‌الکتریک محیط اطراف (ε_d)، می‌توان از مدل درود[۱۲] (رابطهٔ ۲) برای وابستگی به فرکانس استفاده کرد:

$$\varepsilon_m = 1 - \frac{\omega_P^2}{\omega^2 + \gamma^2} \qquad (۲)$$

که ω_P، γ و ε_m به‌ترتیب فرکانس پلاسما، ثابت میرایی فلز حجیم و تابع دی‌الکتریک فلز هستند. در ناحیهٔ مرئی و مادون قرمز نزدیک، ω $\gg \gamma$ است، بنابراین از γ در مقابل ω صرفنظر می‌شود. وقتی LSPR اتفاق می‌افتد، $\varepsilon_m = -2\varepsilon_d$ است. ازاین‌رو فرکانس LSPR به‌صورت رابطهٔ ۳ بیان می‌شود.

$$\omega_{LSPR} = \frac{\omega_P}{\sqrt{2\varepsilon_d + 1}} \qquad (۳)$$

هنگام تبدیل فرکانس به طول‌موج از طریق $\lambda = 2\pi c/\omega$، معادلهٔ بالا تبدیل به رابطهٔ ۴ می‌شود:

$$\lambda_{LSPR} = \lambda_P \sqrt{2\varepsilon_d + 1} \qquad (۴)$$

که λ_P طول‌موج متناظر با فرکانس پلاسمای فلز حجمی است و $\varepsilon_d = n_d^2$. در نتیجه با توجه به رابطهٔ ۴، یک افزایش در ثابت دی‌الکتریک یا ضریب‌شکست محیط اطراف منجر به جابه‌جایی قلهٔ LSPR نانوذرهٔ فلزی به سمت طول‌موج بلندتر می‌شود. این رابطه اساس کار حسگرهای پلاسمونیک می‌باشد[۱۵].

حساسیت زیست‌حسگر به‌صورت جابه‌جایی قلهٔ تشدید به‌میزان تغییر ضریب‌شکست محیط می‌باشد و طبق رابطهٔ ۵ تعریف می‌شود:

$$S = \Delta\lambda_{LSPR} / \Delta n \qquad (۵)$$

در این رابطه $\Delta\lambda_{LSPR}$ جابه‌جایی قلهٔ LSPR ناشی از تغییر ضریب‌شکست محیط به‌اندازهٔ Δn است. شاخص شایستگی عددی FOM نسبت حساسیت زیست‌حسگر به‌پهنای طیف (FWHM) است و از رابطهٔ ۶ محاسبه می‌شود:

$$FOM = S/FWHM \qquad (۶)$$

همچنین فاکتور کیفیت Q به‌صورت رابطهٔ ۷ تعریف می‌شود[۹]:

$$Q \quad factor = \lambda_{LSPR} / FWHM \qquad (۷)$$

مواد و روش‌ها

ابتدا سه لایه یعنی ۱۷۰ nm نقره به‌عنوان بازتابنده به‌روش تبخیر حرارتی با نرخ $1.5 A^{\circ}/s$ و در فشار 8×10^{-5} mbar و ۱۵ nm عایق SiO_2 (به‌روش تبخیر با تفنگ‌الکترونی) و ۷nm نقره (به‌روش تبخیر حرارتی) در فشار 8×10^{-5} mbar و با نرخ $0.1 A^{\circ}/s$ روی زیر لایهٔ شیشه لایه‌نشانی شد. سپس در محفظهٔ گاز آرگون به‌مدت ۲ دقیقه در دمای ۲۰۰ درجهٔ سلسیوس روی هات‌پلیت حرارت داده شد. طی این عملیات حرارتی نانوجزیره‌های تقریباً پیوسته از هم جدا می‌شوند و نانوذره‌ها شکل می‌گیرند[۱۲]. با این کار میزان جذب و حساسیت نسبت به ضریب‌شکست افزایش خواهد یافت. درادامه، طیف بازتاب نمونه قبل و بعد از حرارت‌دهی در زاویهٔ عمود به‌روش طیف‌سنجی بازتابی پخشی با استفاده از طیف‌سنج Ocian Optic HR4000، پروب فیبرنوری دو شاخه و منبع نور هالوژن-دوتریوم گرفته شد. به‌منظور آشکار کردن حساسیت ساختار ابرجاذب به محیط دی‌الکتریک اطراف و تغییر ضریب‌شکست و

10. Random

11. Mie scattering

12. Drude model

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-18]

توانایی حسگری این ساختار روی سطح نمونه با حلال استون مرطوب شد و طیف بازتاب ساختار قبل و بعداز ریختن استون ثبت شد.

شبیه‌سازی

در این قسمت به‌منظور شبیه‌سازی ساختار سه‌لایه‌ای شامل فیلم نقره-دی‌الکتریک- نانوجزیرهٔ نقره از نرم‌افزار لومریکال بستهٔ FDTD استفاده شده است. نانوجزیرهٔ نقره به‌صورت آرایه‌ای از نانوذرات نیم‌کروی درنظر گرفته شده‌اند. در راستای x و z از شرایط مرزی پریودیک و در راستای y از شرط مرزی PML همچنین از منبع نور تخت با قطبشی در راستای z برای روشن‌سازی نمونه استفاده شده است.

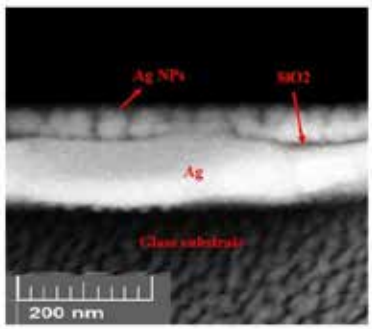
یافته‌ها

تصویر سطح مقطع میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدان[۱۳] ابرجاذب در شکل ۱ نشان داده شده است.

طیف بازتاب ابرجاذب قبل و بعد از حرارت‌دهی در شکل ۲ آورده شده است. همان‌طورکه می‌توان دید طیف بعد از حرارت‌دهی به سمت طول‌موج کمتر جابه‌جا شده است و پهنای طیف نیز کمتر شده است که دلیل آن افزایش جدایی متوسط بین نانوذرات شکل‌گرفته (نانوجزایر) و همچنین ضعیف‌شدن اثر جفت‌شدگی است. چون پهنای باند رابطهٔ مستقیم با مقدار جفت‌شدگی دارد، بنابراین هرچه جفت‌شدگی ضعیف‌تر شود، پهنای باند نیز کمتر می‌شود و یک جابه‌جایی به سمت آبی رخ می‌دهد[۱۲].

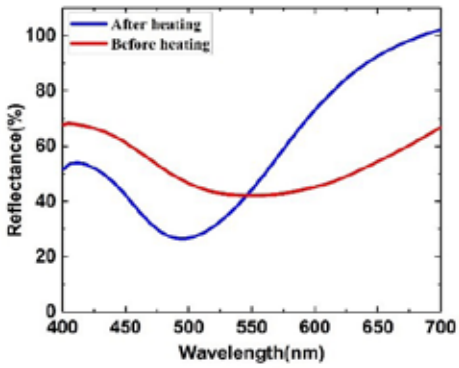
طیف جذب، بازتاب و عبور ابرجاذب بعد از حرارت‌دهی در شکل ۳ نشان داده شده است. ابرجاذب ساخته‌شده جذب بالایی، در حدود ۷۵ درصد، نشان می‌دهد.

به‌منظور مطالعهٔ وابستگی موقعیت طیفی این جذب به محیط پیرامون روی سطح نمونه با حلال استون مرطوب شد. همان‌طورکه در شکل ۴ نشان داده شده است، پیک جذب ساختار به سمت طول‌موج بیشتر جابه‌جا شده است (که با رابطهٔ ۴ سازگار است) به‌نحوی که منجر به تغییر رنگ قابل مشاهده با چشم می‌شود.

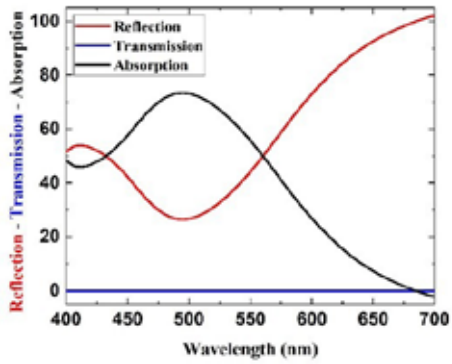


شکل۱: تصویر Cross-sectional FESSEM مربوط به ساختار ابرجاذب

13. Cross-sectional FESSEM



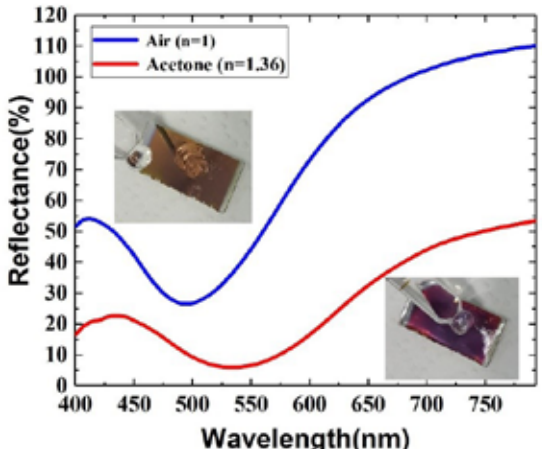
شکل۲: طیف بازتاب ابرجاذب قبل و بعد از حرارت‌دهی



شکل۳: طیف جذب، بازتاب و عبور ابرجاذب

همچنین متوجه شدیم که علاوه‌بر جابه‌جایی پیک جذب ابرجاذب با تغییر ضریب‌شکست به سمت طول‌موج بیشتر، پهنای طیف آرایهٔ نانوذرات نیز به تغییر ضریب‌شکست محیط حساس است و با افزایش ضریب‌شکست پهنای طیفی بیشتر می‌شود.

خواص طیفی ابرجاذب به‌عنوان حسگر ضریب‌شکست از جمله حساسیت، فاکتور کیفیت و شاخص شایستگی عددی مربوط به شکل ۴ در جدول ۱ آورده شده است. حساسیت ابرجاذب به‌عنوان حسگر 118.605 nm/RIU



شکل۴: طیف بازتاب ابرجاذب قبل و بعد از ریختن استون

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-18]

می‌باشد. قبل از ریختن استون طول‌موج رزونانس 493.918 nm، FWHM مربوطه 97.506، فاکتور کیفیت 5.065 و شاخص شایستگی عددی 1.216 و بعد از ریختن استون طول‌موج رزونانس 536.616 nm، FWHM مربوطه 117.586، فاکتور کیفیت 4.563 و شاخص شایستگی عددی 1.008 می‌باشند. همان‌طورکه مشخص است با افزایش ضریب‌شکست پهنای طیف بیشتر شده است و مقادیر فاکتور کیفیت و شاخص شایستگی عددی کاهش یافته‌اند.

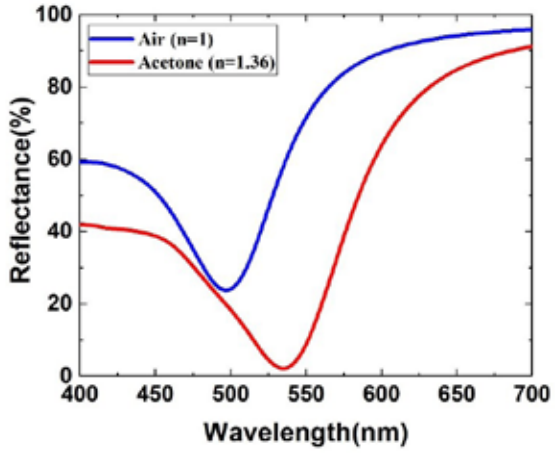
جدول۱: خواص طیفی ابرجاذب به‌عنوان حسگر

Refractive index (RI)		1.0	1.36
Peak	Reseonant wavelength (nm)	493.918	536.616
	FWHM	97.506	117.586
	Q-factor	5.065	4.563
Sensitivity S (nm/RIU)	$S_{average}$=118.605		
Figure of merit (FOM)	1.216	1.008	

طیف بازتاب ابرجاذب شبیه‌سازی‌شده به‌عنوان حسگر ضریب‌شکست در شکل ۵ نمایش داده شده است و خواص طیفی آن در جدول ۲ آورده شده است.

در اینجا نیز با افزایش ضریب‌شکست طیف پهن‌تر شده است و به سمت طول‌موج‌های بلندتر جابه‌جا شده است. حساسیت محاسبه‌شده نیز 105.827 nm/RIU می‌باشد.

از مقایسهٔ جدول ۱ و ۲ می‌توان فهمید که پهنای نمونهٔ واقعی نسبت به نمونهٔ شبیه‌سازی‌شده بیشتر است که دلیل آن کاتوره‌ای بودن اندازه و فاصلهٔ ذرات شکل‌گرفته در نانوجزیره بعد از حرارت‌دهی می‌باشد درحالی‌که در شبیه‌سازی نانوجزیره به‌صورت آرایه‌ای از ذرات با فاصله



شکل۵: طیف بازتاب ابرجاذب شبیه‌سازی‌شده به‌عنوان حسگر ضریب‌شکست

و اندازهٔ معین درنظر گرفته شده‌اند. همچنین حساسیت نمونهٔ واقعی نسبت به نمونهٔ شبیه‌سازی‌شده بیشتر است. اما مقادیر شایستگی عددی و فاکتور کیفیت نمونهٔ شبیه‌سازی‌شده نسبت به نمونهٔ واقعی بیشتر است که دلیل آن کمتر بودن پهنا در نمونهٔ شبیه‌سازی‌شده می‌باشد.

به‌منظور بررسی امکان استفاده از ابرجاذب به‌عنوان زیست‌حسگر، ازآنجایی‌که ضریب‌شکست بیشتر پروتئین‌ها در محدودهٔ ۱/۳ تا ۱/۵ است، جابه‌جایی طیف بازتاب شبیه‌سازی‌شده نسبت به تغییر ضریب‌شکست در

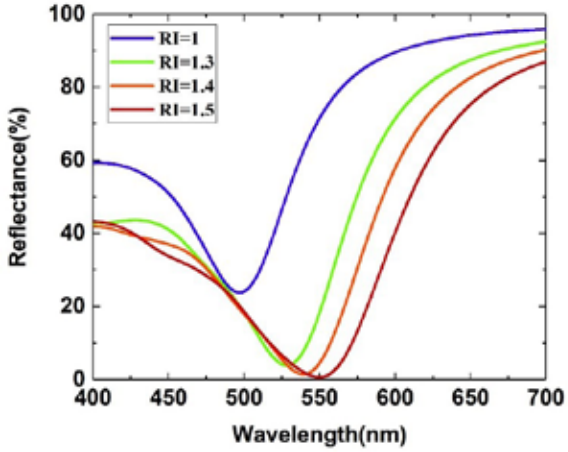
جدول۲: خواص طیفی ابرجاذب شبیه‌سازی‌شده به‌عنوان حسگر

Refractive index (RI)		1.0	1.36
Peak	Reseonant wavelength (nm)	496.580	534.678
	FWHM	56.43	72.777
	Q-factor	8.799	7.346
Sensitivity S (nm/RIU)	$S_{average}$=105.827		
Figure of merit (FOM)	1.875	1.454	

این محدوده رسم شد (شکل۶)[۱۶]. همان‌طورکه انتظار داریم با افزایش ضریب‌شکست طیف به سمت طول‌موج‌های بلندتر جابه‌جا (رابطهٔ ۴) و همچنین پهن‌تر می‌شود.

بحث و نتیجه‌گیری

در این تحقیق ابرجاذب پلاسمونیک برپایهٔ LSPR طراحی و ساخته شد. از ویژگی‌های این ساختار جذب بسیار بالا و حساسیت زیاد نسبت به تغییرات ضریب‌شکست، عدم حساسیت به قطبش نور، عدم نیاز به لیتوگرافی و فعال بودن در ناحیهٔ مرئی و برگشت‌پذیر بودن است.



شکل۶: طیف بازتاب ابرجاذب شبیه‌سازی‌شده با تغییر ضریب‌شکست محیط اطراف به‌عنوان زیست‌حسگر

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-18]

نکتـــهٔ قابل‌توجه درمورد این ســـاختار پهنای جذب بالا می‌باشـــد که به تغییر ضریب‌شکســـت محیط اطراف حساس اســـت. این ویژگی به ابعاد متفاوت نانوذرات مربوط می‌شـــود که از برهم‌نهی طیف پاسخ آن‌ها طیف پهنی ظاهرشده اســـت. تغییر رنگ قابل مشـــاهده با چشم هنگام تغییر ضریب‌شکســـت محیط اطـــراف، قابلیت زیاد این ســـاختار برای عملکرد حسگر حتی در محیط غیرآزمایشـــگاهی را نشان می‌دهد. همچنین این ساختار می‌تواند به‌عنوان یک زیست‌حسگر استفاده شود که به‌دلیل عدم نیاز به مولکول‌های برچســـب[14] فلوروفور برای آشکارسازی بیومارکرها یا مولکول‌های شیمیایی و زیستی مطلوب می‌نماید.

براســـاس تغییرات ضریب‌شکست در ساختارهای ابرجاذب پلاسمونیک، حسگری نمونه‌های شـــیمیایی و زیستی امکان‌پذیر می‌شود. در پژوهشی که توسط جایان[15] و همکاران انجام شده است با استفاده از لایهٔ نانوجزیرهٔ طلا یک زیست‌حســـگر پلاســـمونیک طراحی شده اســـت به‌گونه‌ای که حساســـیت طیفی با محاســـبهٔ میزان جابه‌جایی طول‌موج پیک LSPR نســـبت به تغییـــرات ضریب‌شکســـت به‌صـــورت 62.879 nm/RIU (تجربی) و 89.749 nm/RIU (شبیه‌سازی) مشاهده شده است. تغییر طیـــف LSPR به‌ازای تغییـــر ضخامت لایهٔ پروتئین بـــرآوردی از تغییر ضریب‌شکســـت نمونهٔ زیســـتی می‌باشـــد. بنابراین با ردیابی یکی از این تغییرات خصوصیات فیزیکی نمونه قابل مطالعه می‌شـــود[۱۶]. نمونه‌ای مشـــابه از حســـگرهای نانوجزیره‌ی نقره با حساســـیت بالا برای مطالعهٔ خصوصیات مورفولوژی اگزوزوم‌هـــا[16] و برهمکنش‌های پروتئین-پروتئین معرفی شده‌اند[۱۷].

حساســـیت ابرجاذب پلاسمونیک گزارش‌شـــده در این مقاله به‌صورت 118.605 nm/RIU (تجربی) و 105.827 nm/RIU (شبیه‌سازی) می‌باشـــد که نسبت به حساسیت گزارش‌شـــده در نانوجزیرهٔ تنها توسط جایان و همکاران بهبود یافته است. با توجه به کارهای انجام‌شده می‌توان نتیجه گرفت که از این ابرجاذب می‌توان برای پایش برهمکنش پروتئین-پروتئین استفاده کرد.

از محدودیت‌های این طرح می‌توان به زمان‌بر بودن دستیابی به ساختار دلخواه برای ایجاد شـــرایط تغییر رنگ به‌ازای تغییر ضریب‌شکست اشاره نمود. همچنین ضخامت لایه‌نشـــانی انجام‌شده نیز با دقت ممکن دستگاه انجام می‌شـــود که در صورت ارتقای این دقت شرایط ساختار ایدئال‌تری حاصل خواهد شـــود. مطالعات جامع‌تری از بهینه‌ســـازی ساخت و انجام تست‌های زیست‌حسگری از مولکول‌های شیمیایی و زیستی با این حسگر پیشـــنهاد می‌شـــود که در دســـت انجام در قالب تحقیقات بین گروهی می‌باشـــد. به‌علاوه ساده‌ســـازی طرح و اجرای این حسگر و تلفیق آن در آرایه‌های میکروفلوئیدیک و ریزتراشـــه‌ها پیشـــنهاد می‌شود به‌نحوی‌که کاربری آن در مطالعات بیولوژیکی آزمایشگاهی و موجود زنده ممکن شود.

14. Label-Free

15. Jayan

16. Exosomes

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-18]

References:

1. Zhao Y. Light-driven tunable dual-band plasmonic absorber using liquid-crystal-coated asymmetric nanodisk array. 2012; 100(5): 053119.

2. Si G, Zhao Y, Leong E, Liu YJM. Liquid-crystal-enabled active plasmonics: a review. 2014; 7(2): 1296-317.

3. Jenkins JA. Blue-shifted narrow localized surface plasmon resonance from dipole coupling in gold nanoparticle random arrays. 2014; 118(45): 26276-83.

4. Willets KA, Van Duyne RPJARPC. Localized surface plasmon resonance spectroscopy and sensing. 2007; 58: 267-97.

5. Devaraj V, Lee JM, Oh JWJN. Distinguishable Plasmonic Nanoparticle and Gap Mode Properties in a Silver Nanoparticle ona Gold Film System Using Three-Dimensional FDTD Simulations. 2018; 8(8): 582.

6. Jamali AA, Witzigmann BJP. Plasmonic perfect absorbers for biosensing applications. 2014; 9(6): 1265-70.

7. Liu Z. Common metal-dielectric-metal nanocavities for multispectral narrowband light absorption. 2016; 11(3): 781-6.

8. Liu N, Mesch M, Weiss T, Hentschel M, Giessen HJNl. Infrared perfect absorber and its application as plasmonic sensor. 2010; 10(7): 2342-8.

9. Le KQ, Ngo QM, Nguyen TKJIJoSTiQE. Nanostructured metal–insulator–metal metamaterials for refractive index biosensing applications: design, fabrication, and characterization. 2017; 23(2): 388-93.

10. Le KQ, Bai JJJB. Enhanced absorption efficiency of ultrathin metamaterial solar absorbers by plasmonic Fano resonance. OSA, 2015; 32(4): 595-600.

11. Yan M, Dai J, Qiu MJJoO. Lithography-free broadband visible light absorber based on a mono-layer of gold nanoparticles. 2014; 16(2): 025002.

12. Sun H, Yu M, Wang G, Sun X, Lian JJTJoPCC. Temperature-dependent morphology evolution and surface plasmon absorption of ultrathin gold island films. 2012; 116(16): 9000-8.

13. Caputo R, Palermo G, Infusino M, De Sio LJN. Liquid crystals as an active medium: novel possibilities in plasmonics. 2015; 1(1).

14. Moreau A. Controlled-reflectance surfaces with film-coupled colloidal nanoantennas. 2012; 492(7427): 86.

15. Jiang N, Zhuo X, Wang JJCr. Active plasmonics: Principles, structures, and applications. 2017; 118(6): 3054-99.

16. Ozhikandathil J, Packirisamy M. Simulation and Implementation of a Morphology-Tuned Gold Nano-Islands Integrated Plasmonic Sensor. 2014; 14(6): 10497-513.

17. Raju D, Bathini S, Badilescu S, Ouellette RJ, Ghosh A, Packirisamy M. Study of Detection and Capture of Exosomes by Using the Morphologies of Ex Situ and In Situ Nanostructures. (in English), Journal of the Electrochemical Society, 2018; 166(9): B3001-B3006.

[Downloaded from icml.ir on 2025-12-18]