

## ابرجاذب پلاسمونیک مرئی بر پایه نانوجزیره نقره با قابلیت کاربرد زیست حسگری

### خلاصه

**مقدمه:** اخیراً، زمینه تحقیقاتی جدیدی از ساختار پلاسمونیک، معروف به ابرجاذب پلاسمونیک، توجه زیادی را به خود جلب کرده است. ابرجاذبها به طور 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 پلاسمون سطحی جایگزیده (LSPR) و حسگرهای MIM می‌توان از مزیت‌های هر دو حسگر به‌طور همزمان بهره برد.

**روش بررسی:** یک ابرجاذب پلاسمونیک (بدون استفاده از روش لیتوگرافی) متشکل از نقره-دی‌الکترونیک-لایه نانوجزیره نقره که در فرکانس مرئی کار می‌کند و مفهوم ابرجاذب و حسگر LSPR را در یک‌جا جمع می‌کند، با بهره‌گیری از روش لایه‌نشانی تبخیر حرارتی ساخته شد. طیف بازتاب ابرجاذب با استفاده از روش طیف‌سنجی بازتابی پخشی ثبت شد. از ویژگی‌های این ساختار به‌عنوان حسگر، تغییر رنگ قابل مشاهده با چشم 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 نشان 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

فاطمه حبیبی مقدم<sup>۱</sup>  
حسین مهرزاد<sup>۱</sup>  
عزالدین مهاجرانی<sup>۱</sup>  
افشان شیرکوند<sup>۲،۱</sup>

۱. آزمایشگاه فوتونیک مواد آلی و پلیمرها، پژوهشکده لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید بهشتی، تهران، ایران

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

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

## مقدمه

پلاسمونیک، مطالعه برهم کنش بین میدان الکترومغناطیسی و الکترون‌های آزاد در فلزات، به خاطر کاربردهای فراوان از جمله حسگری شیمیایی و زیستی، سلول‌های خورشیدی، تصویربرداری با وضوح بالا<sup>۱</sup> و ... همچنین خواص اپتیکی شگفت‌انگیز نانوساختارهای فلزی از جمله جذب، پراکندگی و افزایش میدان محلی مورد توجه تحقیقات زیادی قرار گرفته است [۱-۳].

پلاسمون‌های سطحی<sup>۲</sup> (نوسان گروهی الکترون‌های رسانش در مرز بین مواد با گذردهی الکتریکی مثبت و منفی، معمولاً یک دی‌الکتریک و فلز) به دو گروه تقسیم‌بندی می‌شوند:

پلاسمون‌های پلاریتون سطحی<sup>۳</sup> (پلاسمون‌های سطحی انتشاری) و پلاسمون‌های سطحی جایگزیده<sup>۴</sup> (پلاسمون‌های سطحی که اطراف نانوذره و در یک محل نوسان می‌کنند، به عبارتی در ساختار زیر طول موج جایگزیده می‌شوند). تحریک پلاسمون‌های سطحی توسط تابش الکترومغناطیسی با فرکانسی برابر فرکانس پلاسمون‌های سطحی منجر به ایجاد تشدید پلاسمون سطحی<sup>۵</sup> (SPR) و در مورد پلاسمون‌های سطحی جایگزیده منجر به ایجاد تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده<sup>۶</sup> (LSPR) می‌شوند [۴-۶].

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 [۶-۸].

حسگرهای SPR به منظور پایش برهم کنش 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 هندسه بازتاب کلی تضعیف یافته<sup>۷</sup> ATR می‌باشند، به طوری که شرط تحقق تحریک SPR توسط نور فرودی در زاویه مایل به دست می‌آید. در هندسه ATR، یک فیلم فلزی نازک روی یک سطح منشور لایه‌نشانی می‌شود که محیط حسگری و منشور را از هم جدا می‌کند. اما این حسگرها به خاطر ساختار حجیم برای سیستم‌های حسگری کوچک‌سازی شده و مدارهای مجتمع فوتونیک مناسب نیستند. برخلاف حسگرهای SPR، حسگرهای LSPR حجیم نیستند و کوچک‌سازی شده‌اند، همچنین در زاویه عمود تحریک می‌شوند [۹].

اخیراً، حوزه تحقیقاتی جدیدی از ساختار پلاسمونیک، معروف به

ابرجاذب پلاسمونیک، توجه زیادی را به خود جلب کرده است [۶]. ابرجاذب‌ها به طور 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 لایه فلزی مهندسی شده بالایی، لایه دی‌الکتریک میانی و بازتابنده فلزی پایینی است که به اصطلاح ساختار فلز-عایق-فلز<sup>۸</sup> (MIM) نامیده می‌شود [۱۰].

حسگرهایی با ساختار MIM یا به اصطلاح ابرجاذب که قادر است برهم‌کنش‌های مولکول‌های مختلف از جمله مولکول‌های زیستی را آشکار کند، بر خلاف حسگرهای SPR، در زاویه عمود تحریک می‌شوند. بنابراین می‌توان حسگرهای LSPR و حسگرهای MIM را در یک حسگر جمع کرد و از مزیت‌های هر دو حسگر به طور 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 بر روی فیلم نازک طلا (فیلم طلا به عنوان 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].

به منظور دستیابی به فرکانس‌های مرئی باید نانوذرات لایه بالایی اندازه‌های کمتر از ۱۰۰ نانومتر داشته باشند. چنین ساختار ظرفی می‌تواند توسط لیتوگرافی باریکه الکترونی حاصل شود، اما با توجه به تکنولوژی‌های امروزی اندازه نمونه پایانی محدود به کمتر از ۱ میلی‌متر می‌شود در نتیجه تولید انبوه آن‌ها مشکل و کاربردهایشان محدود می‌شود. چندین گزارش برای تولید نانوذرات لایه بالایی با استفاده از سنتز شیمیایی ذرات و انتقال ذرات روی زیر لایه از قبل آماده شده وجود دارد. این شیوه مشکلاتی مثل توده شدن 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 جدا از هم<sup>۹</sup> تولید می‌شود. حرارت‌دهی فیلم، شکل جزایر و شرایط رزونانس و بنابراین رنگ فیلم را تغییر می‌دهد. در واقع، به محض پردازش حرارتی، فیلم‌های جزیره‌ای خیلی نازک فلزی تقریباً پیوسته با شکل ناهمسانگرد که روی زیر لایه شفاف لایه‌نشانی شده‌اند، از نظر انرژی ناپایدار می‌شوند و به صورت گسسته در می‌آیند و در نهایت به آرایه‌ای از ذرات کره‌مانند جدا از هم تجزیه می‌شوند [۱۲].

استفاده از نانوجزیره دو مزیت دارد: سهولت تولید انبوه و کاتوره‌ای بودن توزیع و اندازه ذرات که باعث می‌شود خواص اپتیکی

## 8. MIM: metal-insulator-metal

## 9. Isolated islands

## 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 plasmon resonance

## 7. ATR: Attenuated total reflection

$\gamma$  است، بنابراین از  $\gamma$  در مقابل  $\omega$  صرفنظر می‌شود. وقتی LSPR اتفاق می‌افتد،  $\epsilon_m = -2\epsilon_d$  است. از این رو فرکانس LSPR به صورت رابطه ۳ بیان می‌شود.

$$\omega_{\text{LSPR}} = \frac{\omega_p}{\sqrt{2\epsilon_d + 1}} \quad (3)$$

هنگام تبدیل فرکانس به طول موج از طریق  $\lambda = 2\pi c/\omega$ ، معادله بالا تبدیل به رابطه ۴ می‌شود:

$$\lambda_{\text{LSPR}} = \lambda_p \sqrt{2\epsilon_d + 1} \quad (4)$$

که  $\lambda_p$  طول موج متناظر با فرکانس پلاسما فلز حجمی است و  $\epsilon_d = n_d^2$ . در نتیجه با توجه به رابطه ۴، یک افزایش در ثابت دی‌الکتریک یا ضریب شکست محیط اطراف منجر به جابه‌جایی قله LSPR نانوذره فلزی به سمت طول موج بلندتر می‌شود. این رابطه اساس کار حسگرهای پلاسمونیک می‌باشد [۱۵].

حساسیت زیست‌حسگر به صورت جابه‌جایی قله تشدید به میزان تغییر ضریب شکست محیط می‌باشد و طبق رابطه ۵ تعریف می‌شود:

$$S = \Delta\lambda_{\text{LSPR}} / \Delta n \quad (5)$$

در این رابطه  $\Delta\lambda_{\text{LSPR}}$  جابه‌جایی قله LSPR ناشی از تغییر ضریب شکست محیط به اندازه  $\Delta n$  است. شاخص شایستگی عددی FOM نسبت حساسیت زیست‌حسگر به پهنای طیف (FWHM) است و از رابطه ۶ محاسبه می‌شود:

$$\text{FOM} = S/\text{FWHM} \quad (6)$$

همچنین فاکتور کیفیت Q به صورت رابطه ۷ تعریف می‌شود [۹]:

$$Q \text{ factor} = \lambda_{\text{LSPR}} / \text{FWHM} \quad (7)$$

#### مواد و روش‌ها

ابتدا سه لایه یعنی ۱۷۰ nm نقره به‌عنوان بازتابنده به‌روش تبخیر حرارتی با نرخ  $1.5 \text{ \AA}/\text{s}$  و در فشار  $8 \times 10^{-5} \text{ mbar}$  و ۱۵ nm عایق  $\text{SiO}_2$  (به‌روش تبخیر با تفنگ الکترونی) و ۷ nm نقره (به‌روش تبخیر حرارتی) در فشار  $8 \times 10^{-5} \text{ mbar}$  و با نرخ  $0.1 \text{ \AA}/\text{s}$  روی زیر لایه شیشه لایه‌نشانی شد. سپس در محفظه گاز آرگون به مدت ۲ دقیقه در دمای ۲۰۰ درجه 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 ضریب شکست افزایش خواهد یافت. در ادامه، طیف بازتاب نمونه قبل و بعد از حرارت‌دهی در زاویه عمود به‌روش طیف‌سنجی بازتابی پخشی با استفاده از طیف‌سنج Ocean Optic HR 4000، پروب فیبرنوری دو شاخه و منبع نور هالوژن-دوتریوم گرفته شد. به‌منظور آشکار کردن حساسیت ساختار ابرجاذب به محیط دی‌الکتریک اطراف و تغییر ضریب شکست

مستقل از قطبش نور فرودی باشد [۱۳].

تاکنون، ابرجاذب‌ها در ناحیه مادون قرمز یا مرئی با استفاده از ساختارهای فلزی طراحی شده با لیتوگرافی ساخته می‌شدند که تولید انبوه آن‌ها سخت و در نتیجه کاربردهای کم می‌شد [۱۴].

این مطالعه باهدف استفاده از روش لایه‌نشانی مستقیم فیلم جزیره‌ای فلزی برای ساخت نانوذراتی که توزیع و اندازه کاتوره‌ای<sup>۱۰</sup> دارند و توده نمی‌شوند و اندازه 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 ضریب شکست 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. از آنجایی که عبور به‌خاطر حضور بازتابنده فلزی کاملاً حذف می‌شود، جذب ساختار (A) به صورت ذیل تعریف می‌شود:

$$A = 1 - R \quad (1)$$

بنابراین برای افزایش جذب باید بازتاب کمینه شود. ابرجاذب بیشتر نور فرودی را بازتاب می‌کند و فقط محدوده طیفی باریکی از نور در ساختار محبوس می‌شود، بنابراین جایی که بازتاب کمینه (دره طیف بازتاب) می‌شود، جذب بیشینه است [۷و۶].

طبق تئوری پراکندگی مای<sup>۱۱</sup>، طول موج تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده مربوط به نانوذرات به ضریب شکست محیط اطراف آن‌ها بستگی دارد [۱۳].

برای تعیین رابطه بین طول موج قله LSPR و تابع دی‌الکتریک محیط اطراف ( $\epsilon_d$ )، می‌توان از مدل درود<sup>۱۲</sup> (رابطه ۲) برای وابستگی به فرکانس استفاده کرد:

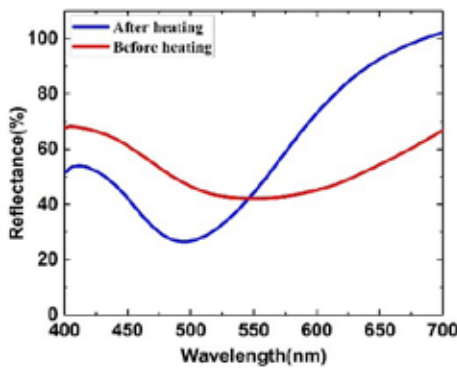
$$\epsilon_m = 1 - \frac{\omega_p^2}{\omega^2 + \gamma^2} \quad (2)$$

که  $\omega_p$ ،  $\gamma$  و  $\epsilon_m$  به ترتیب فرکانس پلاسما، ثابت میرایی فلز حجیم و تابع دی‌الکتریک فلز هستند. در ناحیه مرئی و مادون قرمز نزدیک،  $\omega$

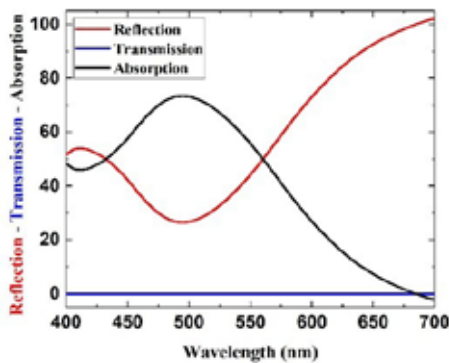
#### 10. Random

#### 11. Mie scattering

#### 12. Drude model



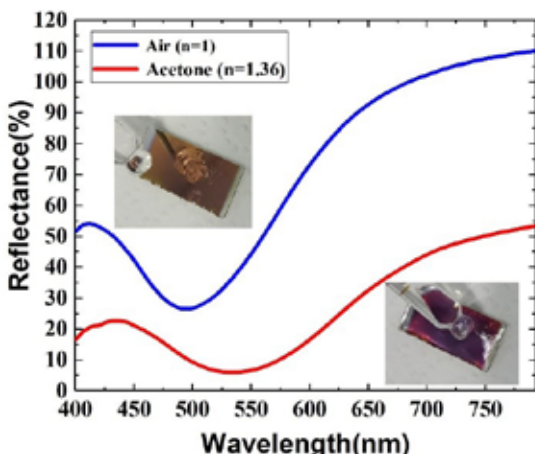
شکل ۲: طیف بازتاب ابرجاذب قبل و بعد از حرارت‌دهی



شکل ۳: طیف جذب، بازتاب و عبور ابرجاذب

همچنین متوجه شدیم که علاوه بر جابه‌جایی پیک جذب ابرجاذب با تغییر ضریب شکست به سمت طول موج بیشتر، پهنای طیف آرایه نانوذرات نیز به تغییر ضریب شکست محیط حساس است و با افزایش ضریب شکست پهنای طیفی بیشتر می‌شود.

خواص طیفی ابرجاذب به‌عنوان حسگر ضریب شکست 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



شکل ۴: طیف بازتاب ابرجاذب قبل و بعد از ریختن استون

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

### شبیه‌سازی

در این قسمت به‌منظور شبیه‌سازی ساختار سه‌لایه‌ای شامل فیلم نقره-دی‌الکتریک-نانوجزیره نقره از نرم‌افزار لومریکال بسته FDTD استفاده شده است. نانوجزیره نقره به‌صورت آرایه‌ای از نانوذرات نیم‌کروی در نظر 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.

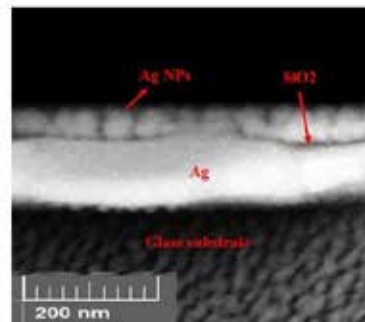
### یافته‌ها

تصویر سطح مقطع میکروسکوپ الکترونی روبشی گسیل میدان<sup>۱۲</sup> ابرجاذب در شکل ۱ نشان داده شده است.

طیف بازتاب ابرجاذب قبل و بعد از حرارت‌دهی در شکل ۲ آورده شده است. همان‌طور که می‌توان دید طیف بعد از حرارت‌دهی به سمت طول موج کمتر جابه‌جا شده است و پهنای طیف نیز کمتر شده است که دلیل آن افزایش جدایی متوسط بین نانوذرات شکل گرفته (نانوجزایر) و همچنین ضعیف‌شدن اثر جفت‌شدگی است. چون پهنای باند رابطه 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 مطالعه وابستگی موقعیت طیفی این جذب به محیط پیرامون روی سطح نمونه با حلال استون مرطوب شد. همان‌طور که در شکل ۴ نشان داده شده است، پیک جذب ساختار به سمت طول موج بیشتر جابه‌جا شده است (که با رابطه ۴ سازگار است) به‌نحوی که منجر به تغییر رنگ قابل مشاهده با چشم می‌شود.



شکل ۱: تصویر Cross-sectional FESSEM مربوط به ساختار ابرجاذب

### 13. Cross-sectional FESSEM

و اندازه معین در نظر گرفته شده‌اند. همچنین حساسیت نمونه واقعی نسبت به نمونه شبیه‌سازی شده بیشتر است. اما مقادیر شایستگی عددی و فاکتور کیفیت نمونه شبیه‌سازی شده نسبت به نمونه واقعی بیشتر است که دلیل آن کمتر بودن پهنا در نمونه شبیه‌سازی شده می‌باشد.

به منظور بررسی امکان استفاده از ابرجاذب به عنوان زیست‌حسگر، از آنجایی که ضریب شکست بیشتر پروتئین‌ها در محدوده ۱/۳ تا ۱/۵ است، جابه‌جایی طیف بازتاب شبیه‌سازی شده نسبت به تغییر ضریب شکست در

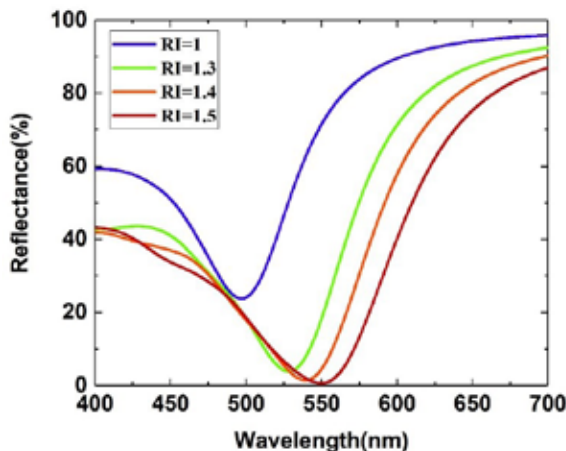
جدول ۲: خواص طیفی ابرجاذب شبیه‌سازی شده به عنوان حسگر

| Refractive index (RI)  |                          | 1.0     | 1.36    |
|------------------------|--------------------------|---------|---------|
| Peak                   | Resonant wavelength (nm) | 496.580 | 534.678 |
|                        | FWHM                     | 56.43   | 72.777  |
|                        | Q-factor                 | 8.799   | 7.346   |
| Sensitivity S (nm/RIU) | Saverage=105.827         |         |         |
| Figure of merit (FOM)  | 1.875                    | 1.454   |         |

این محدوده رسم شد (شکل ۶) [۱۶]. همان‌طور که انتظار داریم با افزایش ضریب شکست طیف به سمت طول‌موج‌های بلندتر جابه‌جا (رابطه ۴) و همچنین پهن‌تر می‌شود.

### بحث و نتیجه‌گیری

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



شکل ۶: طیف بازتاب ابرجاذب شبیه‌سازی شده با تغییر ضریب شکست محیط اطراف به عنوان زیست‌حسگر

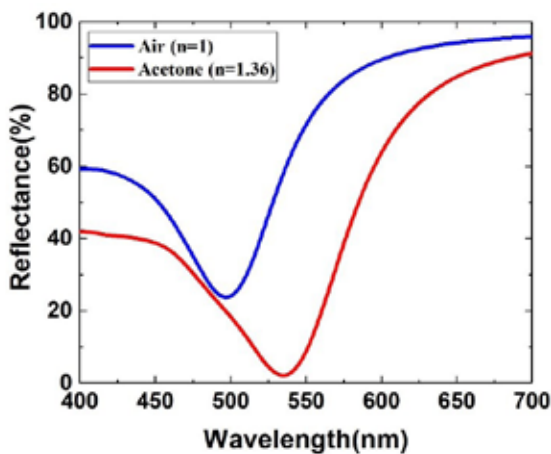
می‌باشد. قبل از ریختن استون طول‌موج رزونانس 493.918 nm، FWHM مربوطه 97.506، فاکتور کیفیت 5.065 و شاخص شایستگی عددی 1.216 و بعد از ریختن استون طول‌موج رزونانس 536.616 nm، FWHM مربوطه 117.586، فاکتور کیفیت 4.563 و شاخص شایستگی عددی 1.008 می‌باشند. همان‌طور که مشخص است با افزایش ضریب شکست پهنای طیف بیشتر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

جدول ۱: خواص طیفی ابرجاذب به عنوان حسگر

| Refractive index (RI)  |                          | 1.0     | 1.36    |
|------------------------|--------------------------|---------|---------|
| Peak                   | Resonant wavelength (nm) | 493.918 | 536.616 |
|                        | FWHM                     | 97.506  | 117.586 |
|                        | Q-factor                 | 5.065   | 4.563   |
| Sensitivity S (nm/RIU) | Saverage=118.605         |         |         |
| Figure of merit (FOM)  | 1.216                    | 1.008   |         |

طیف بازتاب ابرجاذب شبیه‌سازی شده به عنوان حسگر ضریب شکست در شکل ۵ نمایش داده شده است و خواص طیفی آن در جدول ۲ آورده شده است. در اینجا نیز با افزایش ضریب شکست طیف پهن‌تر شده است و به سمت طول‌موج‌های بلندتر جابه‌جا شده است. حساسیت محاسبه شده نیز 105.827 nm/RIU می‌باشد.

از مقایسه جدول ۱ و ۲ می‌توان فهمید که پهنای نمونه واقعی نسبت به نمونه شبیه‌سازی شده بیشتر است که دلیل آن کاتوره‌ای بودن اندازه و فاصله ذرات شکل گرفته در نانوجزیره بعد از حرارت‌دهی می‌باشد در حالی که در شبیه‌سازی نانوجزیره به صورت آرایه‌ای از ذرات با فاصله



شکل ۵: طیف بازتاب ابرجاذب شبیه‌سازی شده به عنوان حسگر ضریب شکست

آرایه‌های میکروفلوئیدیک و ریز تراشه‌ها پیشنهاد می‌شود به نحوی که کاربری آن در مطالعات بیولوژیکی آزمایشگاهی و موجود زنده ممکن شود.

نکته قابل توجه در مورد این ساختار پهنای جذب بالا می‌باشد که به تغییر ضریب شکست محیط اطراف حساس است. این ویژگی به ابعاد متفاوت نانوذرات مربوط می‌شود که از برهم‌نهی طیف پاسخ آن‌ها طیف پهنی ظاهر شده است. تغییر رنگ قابل مشاهده با چشم هنگام تغییر ضریب شکست محیط اطراف، قابلیت زیاد این ساختار برای عملکرد حسگر حتی در محیط غیرآزمایشگاهی را نشان می‌دهد. همچنین این ساختار می‌تواند به عنوان یک زیست حسگر استفاده شود که به دلیل عدم نیاز به مولکول‌های برچسب<sup>۱۴</sup> فلوروفور برای آشکارسازی بیومارکرها یا مولکول‌های شیمیایی و زیستی مطلوب می‌نماید.

بر اساس تغییرات ضریب شکست در ساختارهای ابرجاذب پلاسمونیک، حسگری نمونه‌های شیمیایی و زیستی امکان پذیر می‌شود. در پژوهشی که توسط جایان<sup>۱۵</sup> و همکاران انجام شده است با استفاده از لایه نانوجزیره طلا یک زیست حسگر پلاسمونیک طراحی شده است به گونه‌ای که حساسیت طیفی با محاسبه میزان جابه‌جایی طول موج پیک LSPR نسبت به تغییرات ضریب شکست به صورت  $62.879 \text{ nm/RIU}$  (تجربی) و  $89.749 \text{ nm/RIU}$  (شبیه‌سازی) مشاهده شده است. تغییر طیف LSPR به‌ازای تغییر ضخامت لایه پروتئین برآوردی از تغییر ضریب شکست نمونه زیستی می‌باشد. بنابراین با ردیابی یکی از این تغییرات خصوصیات فیزیکی نمونه قابل مطالعه می‌شود [۱۶]. نمونه‌ای مشابه از حسگرهای نانوجزیره نقره با حساسیت بالا برای مطالعه خصوصیات مورفولوژی اگزوزوم‌ها<sup>۱۶</sup> و برهمکنش‌های پروتئین-پروتئین معرفی شده‌اند [۱۷].

حساسیت ابرجاذب پلاسمونیک گزارش شده در این مقاله به صورت  $118.605 \text{ nm/RIU}$  (تجربی) و  $105.827 \text{ nm/RIU}$  (شبیه‌سازی) می‌باشد که نسبت به حساسیت گزارش شده در نانوجزیره تنها توسط جایان و همکاران بهبود یافته است. با توجه به کارهای انجام شده می‌توان نتیجه گرفت که از این ابرجاذب می‌توان برای پایش برهمکنش پروتئین-پروتئین استفاده کرد.

از محدودیت‌های این طرح می‌توان به زمان بر بودن دستیابی به ساختار دلخواه برای ایجاد شرایط تغییر رنگ به‌ازای تغییر ضریب شکست اشاره نمود. همچنین ضخامت لایه‌نشانی انجام شده نیز با دقت ممکن دستگاه انجام می‌شود که در صورت ارتقای این دقت شرایط ساختار ایدئال تری حاصل خواهد شود. مطالعات جامع‌تری از بهینه‌سازی ساخت و انجام تست‌های زیست حسگری از مولکول‌های شیمیایی و زیستی با این حسگر پیشنهاد می‌شود که در دست انجام در قالب تحقیقات بین گروهی می‌باشد. به علاوه ساده‌سازی طرح و اجرای این حسگر و تلفیق آن در

#### 14. Label-Free

#### 15. Jayan

#### 16. Exosomes

## 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 on a 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 TKJJoSTiQE. Nanostructured metal-insulator-metal metamaterials for refractive index biosensing applications: design, fabrication, and characterization. 2017; 23(2): 388-93.
10. Le KQ, Bai JJB. 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 JTTJoPCC. 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 LJJN. 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 JJCcr. 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.