



طراحی و مدل‌سازی حس‌گر نوری-مکانیکی چندمنظوره پلاسمونی با حساسیت بالا مبتنی بر شیارهای نازک فلزی

ولی اله پورحسین باقری^۱، حامد سقائی^{۲*}

۱. گروه الکترونیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد ساری، ساری، ایران
۲. گروه مهندسی برق، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه آزاد اسلامی واحد شهرکرد، شهرکرد، ایران

نویسنده مسئول: h.saghaei@iaushk.ac.ir

چکیده

در این مقاله، یک حس‌گر پلاسمونیکی با حساسیت بالا برای جذب مولکولی با استفاده از شیارهای متقارن و نامتقارن ارائه می‌شود که این شیارها درون فیلم‌های نازک فلزی حکاکی شده‌اند. ایجاد شیارهای بسیار کوچک با اندازه‌های زیر طول موجی (نانومتری) بر روی فیلم نازک فلزی منجر به افزایش چشم‌گیر حساسیت مرتبط با جذب مولکولی می‌شود. با تمرکز نور درون شیارها، شیفیت پیک طول‌موج در زمان جذب نور بهبود می‌یابد. حساسیت در غشای نازک بیومولکولی زمانی که ساختار بدون شیار و در حد نانومتر است به اندازه ۱/۳ مرتبه بهبود پیدا می‌کند. اما زمانی که درون همین ساختار، شیار حکاکی می‌شود، حساسیت به اندازه ۸/۴ مرتبه بهبود پیدا می‌کند. عملکردهای حس‌گر برای ساختارهای پلاسمونیکی با شیارهای متقارن و نامتقارن مورد بررسی قرار گرفته و نشان داده می‌شود که حس‌گر پیشنهادی قادر به عملکرد آشکارسازی بیومولکولی به صورت مالتی پلکس است.

کلمات کلیدی: حس‌گر پلاسمونیکی، پلاسمون پلاریتونه‌ای سطحی، سنسورهای پلاسمونیکی، انتقال نور بی‌نهایت.

مقدمه

رزونانس پلاسمون سطحی^۱ (SPR) در حس‌گرهای زیستی و شیمیایی منجر به ارتقای فرایند آشکارسازی می‌شود [۵-۱] که در ساختارهای پیشنهادی توسط محققان متشکل از مواد گرافن و پلاسمونیک کاربردهای زیادی دارند [۶-۹]. رزونانس پلاسمون سطحی مرسوم بر پایه کرشمن که در آن‌ها از منشور استفاده می‌شود دارای حساسیت بالا و پایداری مطلوب می‌باشند، اما به دلیل اندازه بزرگ این نوع ساختار در مدارهای مجتمع قابل استفاده نمی‌باشند [۹]. حس‌گرهای پلاسمونیکی بر پایه انتقال نوری بی‌نهایت^۲ (EOT) جایگزین مناسبی برای استفاده در مدارهای مجتمع هستند که از فرایند تولید نسبتاً ساده و کم‌هزینه‌ای برخوردار هستند. EOTها دارای ساختاری متناوب هستند و از لایه‌های نازک فلزی در آن‌ها استفاده می‌شود [۱۰]. دلایل فوق منجر به استفاده EOT در آشکارسازی نوری مدارهای مجتمع نوری می‌شود [۱۱-۱۷]. حس‌گرهای بر پایه EOT حساسیت کمتری نسبت به حس‌گرهای SPR مرسوم دارند. برای افزایش حساسیت EOTها، پیکربندی‌های پلاسمونیکی متنوعی ارائه شده است [۱۸-۲۱]. محققان به ارائه ساختارهایی با روزه‌های نانو شکل بهینه‌شده [۱۶] و بهینه‌سازی خط و عرض پرداخته‌اند [۲۲]. بهبود حساسیت در ساختار پیشنهادی قبلی محدود است، اما زمانی که از آرایه

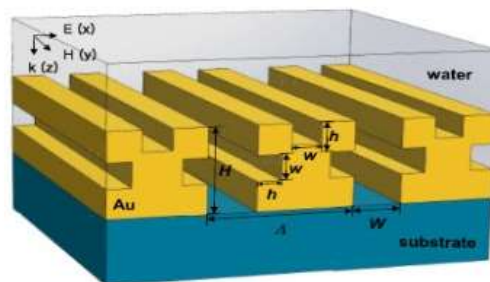
¹ Surface plasmon resonance

² Extraordinary optical transmission

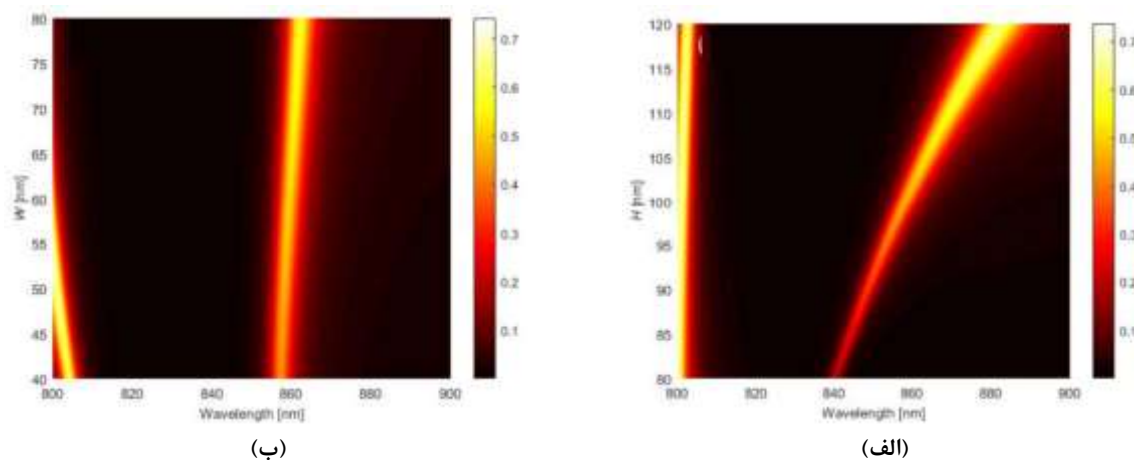
شیردار استفاده می‌شود حساسیت بهبود می‌یابد. در تعدادی از ساختارهای پیشنهادی به استفاده از ترکیبات مختلفی از شکاف‌ها و شیارها پرداخت [۲۳-۲۵] پرداخته شده است. برخی از آنها شامل شیارهای حلقوی، آرایه روزنه‌ها [۲۶]، برآمدگی‌های دی‌الکتریک، پشته‌های دی‌الکتریک [۲۷] و دیسک‌های مدور [۲۸] هستند. با این حال، تمرکز تحقیقات تا به امروز بر پایه نقش پرتو و جهت تابش در ادوات پلاسمونیک بوده است. در این مقاله ما یک حس‌گر پلاسمونیک با حساسیت بالا بر اساس EOT، برای جذب مولکولی با استفاده از شیارهای متقارن یا نامتقارن، که این شیارها درون فیلم‌های نازک فلزی حکاکی شده است را ارائه می‌کنیم. این شیارهای بسیار کوچک با اندازه‌های زیر طول موج (کوچک‌تر از طول موج) بر روی فیلم نازک فلزی منجر به افزایش چشمگیر حساسیت مرتبط با جذب مولکولی می‌شوند. ما یک حس‌گر پیکربندی شده با شیارهای متقارن، که از بالا یک سیگنال تک مد بر روی ساختار می‌تابانیم و مشاهده می‌کنیم که این حس‌گر قادر به آشکارسازی مالتی پلکس منحصربه‌فرد موقعیت‌های مختلف جذب است. علاوه بر این یک آرایه حس‌گر با شیار نانو پلاسمونیک نامتقارن، با حساسیت بالا را که برای آشکارسازی تغییرات ظریف در جذب فیلم دی‌الکتریک مطلوب است پیشنهاد می‌دهیم.

تجزیه و تحلیل عددی حس‌گر آرایه پلاسمونی

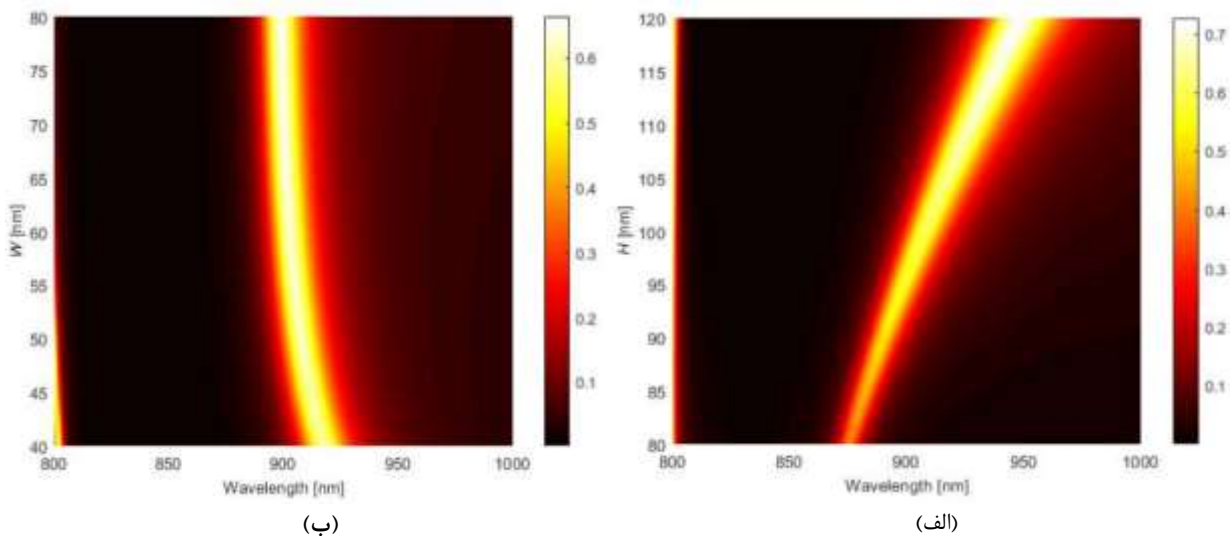
طرح‌واره حس‌گر پیشنهادی در این تحقیق در شکل ۱ نمایش داده شده است، در این ساختار آرایه‌ها با یک دوره تناوب مشخص و ثابت در کنار یکدیگر قرار دارند. این آرایه‌ها بر روی یک بستر به رنگ آبی قرار دارند و در هر آرایه شیارهایی که در داخل سطح آرایه‌ها حکاکی شده‌اند وجود دارد. در محاسبات عددی نشان خواهیم داد در یک آرایه پریودیک از شکاف‌ها و شیارهای کوچک زیر طول موج، نسبت به یک ساختار بدون شیار با همان مساحت انتقال نوری بیشتر صورت می‌پذیرد که این پدیده EOT نامیده می‌شود [۱۱].



شکل ۱. طرح‌واره یک آرایه نانو شکاف فیلم نازک طلائی بر روی یک بستر



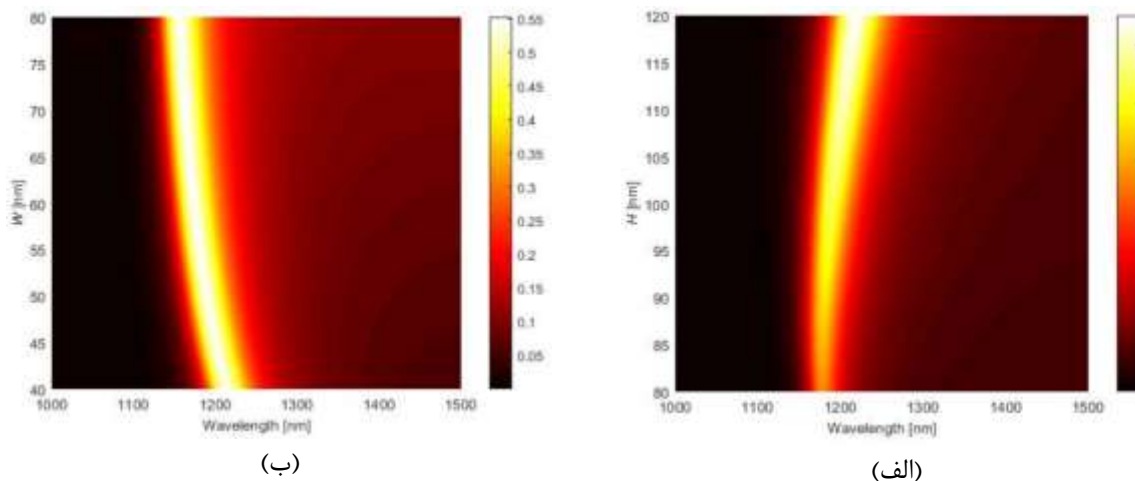
شکل ۲. (الف) طیف انتقالی با ارتفاع شکاف متغیر H و عرض شکاف ثابت W مساوی با ۵۰ نانومتر. (ب) طیف انتقالی با عرض شکاف متغیر W و ارتفاع شکاف ثابت H مساوی با ۱۰۰ نانومتر. آرایه نانو شکاف بدون شیار با پریود ۶۰۰ نانومتر از بالا نمایش داده می‌شود.



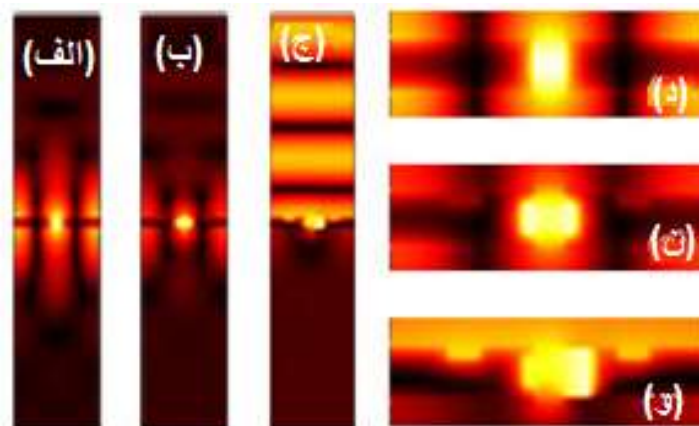
شکل ۳. (الف) طیف انتقالی با ارتفاع شکاف متغیر H و عرض شکاف ثابت W مساوی با ۵۰ نانومتر. (ب) طیف انتقالی با عرض شکاف متغیر W و ارتفاع شکاف ثابت H مساوی با ۱۰۰ نانومتر. هندسه شکل شامل آرایه نانو شکاف با شیار متقارن در بالای فلز و دیواره‌ها. عرض w و عمق شیار h به ترتیب ۵۰ و ۲۰ نانومتر می‌باشند.

نور از بالا به ساختار تابیده می‌شود و باعث می‌شود spp^1 ها روی سطح فلز و شیار دیواره‌ها برانگیخته شوند. ضریب شکست بخش‌های مختلف ساختار از بالا آب n_1 و پایین بستر n_2 مشخص شده‌اند. میزان تراکم نسبی طلا با استفاده از فرمول مدل درود با $\omega_p = 1.37 \times 10^{15} \text{ rad/s}$ ، $\gamma = 3.6 \times 10^{13} \text{ rad/s}$ در اینجا w فرکانس زاویه‌ای نور است محاسبه می‌شود [۲۹]. برای افزایش بازده یک ماده به‌عنوان بستر، با همان ضریب شکست آب ($n_1 = n_2 = 1.33$) مثل تفلون یا FPE پلیمر را انتخاب کردیم. در ساختار حس‌گر، عرض و ارتفاع شکاف، عرض و عمق شیارها به ترتیب $H = 100 \text{ nm}$ ، $W = 50 \text{ nm}$ ، $w = 50 \text{ nm}$ و $h = 20 \text{ nm}$ می‌باشند. شیارها در مرکز بالای فلز و دیواره جانبی نانو شکاف قرار داده شده‌اند. مشخصات انتقال در نرم افزار کامسول از طریق یک روش حل کامل المان محدود (FEM) با استفاده از شرایط مرزی PML از بالا-پایین و شرایط مرزی پرپودیک از چپ-راست سلول واحد مورد بررسی قرار می‌گیرد که در کارهای قبل توسط محققان شرح داده شده است [۳۰-۳۳]. فاصله مش‌ها در داخل شکاف برای آنالیز دقیق میدان‌های الکترومغناطیسی حداقل ۱۰ نقطه در هر طول موج و به‌طور ویژه ۲۰ نقطه در هر طول موج است. شکل ۲ (الف) طیف انتقالی محاسبه شده از آرایه نانو شکاف بدون شیار به‌عنوان تابعی از شکاف ارتفاع H (متغیر) نشان داده شده است. پیک طول موج با افزایش H تمایل دارد به تدریج به سمت طول موج‌های طولانی‌تر انتقال یابد که باعث می‌شود شدت اوج و پهنای باند افزایش می‌یابد. از شکل ما می‌توانیم به‌طور واضح تغییر رنگ مداوم پیک انتقال را مشاهده کنیم. شکل ۲ (ب) طیف انتقال از آرایه نانو شکاف بدون شیار مطابق با شکاف عرض W را نشان می‌دهد. ما می‌بینیم که شدت پیک تفاوت زیادی نمی‌کند اما پهنای باند با افزایش W ، افزایش می‌یابد. در شکل ۲ الف و ب ما می‌توانیم ببینیم که تیزی پیک در طول موج کوتاه با Rayleigh-Wood مطابقت دارد که به‌طور معمول در نزدیکی طول موج $\lambda = n_1 \square = 798 \text{ nm}$ اتفاق می‌افتد، که به‌طور مستقیم با ساختار شیار ارتباطی ندارد. همچنین به ارتفاع شکاف H و عرض W ارتباط چندانی ندارد. به عبارت دیگر شدت پیک به ضریب شکست مواد و پرپود بستگی دارد. برای طول موج‌های طولانی‌تر از $\lambda = n_2 \square / l \leq 798$ در اینجا l یک عدد صحیح است، انتقال پراکندگی بالاتری وجود ندارد.

¹ Surface plasmon polariton



شکل ۴. (الف) طیف انتقالی با ارتفاع شکاف متغیر H با عرض شکاف ثابت W مساوی با ۵۰ نانومتر (ب) طیف‌های انتقالی با عرض شکاف متغیر W با ارتفاع شکاف ثابت H مساوی با ۱۰۰ نانومتر. عرض w و عمق h از شیارها در هر دو بالای فلز و در سمت چپ شکاف دیواره به ترتیب ۵۰ و ۲۰ نانومتر است. درحالی که آن‌هایی که در سمت راست شکاف دیوار هستند به ترتیب ۲۰ و ۵۰ نانومتر هستند.



شکل ۵. بزرگی میدان مغناطیسی برای هندسه (الف) بدون شیار (ب) شکاف‌های متقارن و (ج) شکاف‌های نامتقارن بالا و دیواره. توزیع میدان مغناطیسی در شکاف بزرگ برای هندسه (د) بدون شیار (ن) شیار متقارن و (و) شیار نامتقارن با $H=100$ و $W=50$ نانومتر.

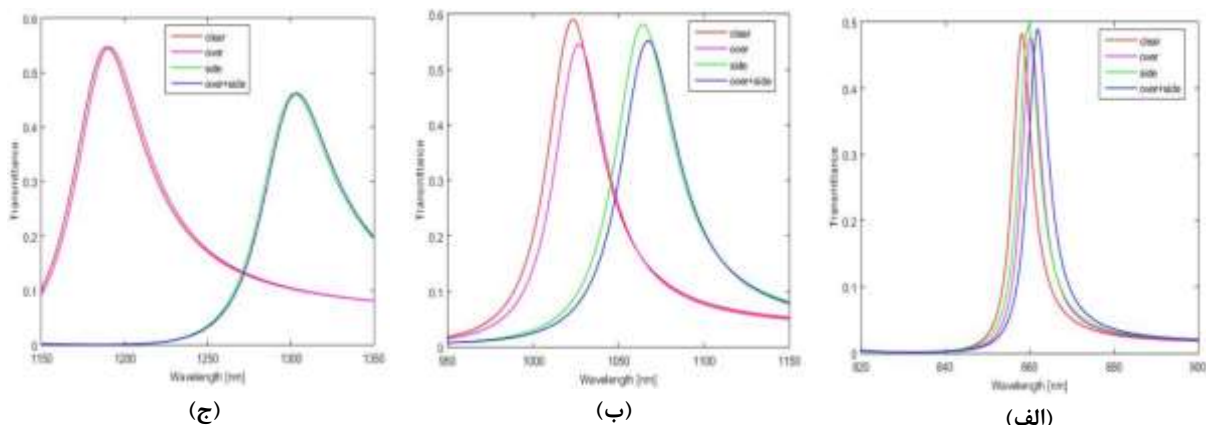
شکل ۳ (الف) و (ب) طیف انتقال نانوشیار با آرایش شیارهای متقارن به ترتیب در مرکز بالا و دیوار به‌عنوان تابعی از ارتفاع شکاف H و عرض شکاف W را نشان می‌دهد. عرض و عمق شیارها به ترتیب ۵۰ و ۲۰ نانومتر و پریود ۶۰۰ نانومتر است و ساختار از بالا در معرض تابش نور است. شیفت پیک طول‌موج در ساختارهای بدون شیار تمایل به طول‌موج‌های طولانی‌تر و پهنای باند گسترده‌تر می‌شود وقتی که شیارها حک می‌شوند در داخل آرایه‌ها، ضریب شکست مؤثر SPP شیار، کوچک می‌شود و شیفت قرمز در یک طول‌موج اتفاق می‌افتد. طیف انتقال آرایه نانو شکاف با شیارهای نامتقارن در مرکز بالای فلز و دیواره شکاف مطابق با ارتفاع شکاف H و عرض W به ترتیب در شکل ۴ (الف) و (ب) نشان داده شده است. عرض w و عمق h شکاف هر دو بالا و پهلوی چپ دیواره از شکاف ۵۰ و ۲۰ نانومتر درحالی که عرض w و عمق h شکاف پهلوی راست دیواره به ترتیب ۲۰ و ۵۰ نانومتر است. شیفت‌های پیک طول‌موج تمایل دارد به سمت طول‌موج‌های طولانی‌تر در مقایسه با شکل‌های ۲ و ۳ انتقال یابد. بزرگی میدان مغناطیسی برای هندسه‌های به ترتیب در شکل ۵ (الف)، (ب) و (ج) و برای هندسه‌های بدون شیار، متقارن و نامتقارن بر روی بالای فلز و شیار دیوار نشان داده شده است. نکته قابل‌توجه این است که نور منعکس‌شده



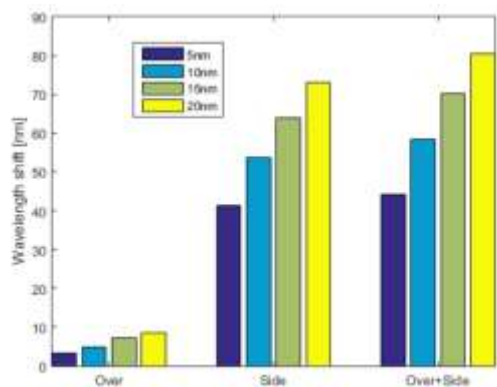
منتقل شده، فقط دارای میدان مغناطیسی جز y است وقتی که نور اعمالی با پلاریزاسیون TM است. هندسه شیپارهای ساختار همان مواردی است که در شکل ۳ و ۴ برای دیدن توزیع میدان داخل شیپار به ترتیب در شکل ۵ (د)، (ن) و (و) نشان داده شده است. در مورد هندسه بدون شیپار مشاهده می‌شود که میدان نوری به‌طور فراوان در عرض شیپارها افزایش می‌یابد، درحالی‌که میدان نوری در داخل شکاف در ساختار بدون شیپار تمرکز دارد. همچنین ما می‌بینیم فوکوس نور در ساختار با شیپار نامتقارن نسبت به شیپارهای متقارن قوی‌تر است. همه ما می‌دانیم قدرت نوری در شکاف‌ها قابل اغماض نیست، ضخامت دی‌الکتریک بستر تأثیر زیادی در انتقال نور دارد و شیفت پیک طول‌موج دورتر افزایش می‌یابد.

سنجش چندبعدی با استفاده از آرایش شیپارها

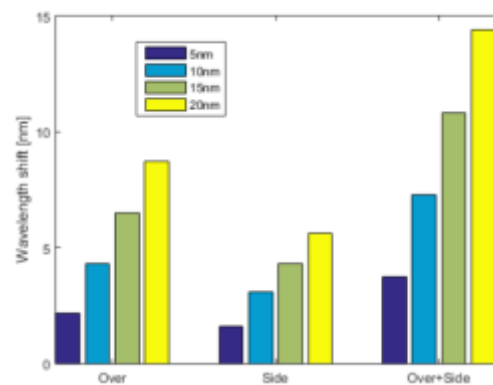
ضخامت دی‌الکتریک در ساختار برای بررسی پاسخ حسگر به جذب فیلم بیومولکولی بسیار مهم است و ما انتقال نوری سلول واحد را برای موقعیت‌های مختلف جذب محاسبه می‌کنیم. ضخامت و ضریب شکست فیلم بیومولکولار به ترتیب تا ۵ نانومتر تنظیم می‌شود. شکل ۶ (الف) طیف انتقال برای یک ساختار مرسوم بدون شیپار برای انواع جذب فیلم بیومولکولی به ترتیب بالای فلز، بر روی پهلوی دیوار نانوشکاف (کنار) و هر دو هم‌زمان (بالا+پهلوی) نشان داده شده است. ما می‌توانیم ببینیم که پیک‌های EOT به طول‌موج‌های طولانی‌تر در فیلم نازک جذب، ۲ نانومتر (بالا)، ۱٫۶ نانومتر (پهلوی)، و ۳٫۶ نانومتر (بالا و پهلوی)، به ترتیب حرکت می‌کنند. آشکار است که بزرگ‌ترین شیفت پیک طول‌موج زمانی رخ می‌دهد، هنگامی که فیلم زیست مولکولی در هر دو قسمت بالا و دیواره جاذب باشد. طیف انتقال برای ساختار با شیپار در بالای فلز و پهلوی دیوار نانو شکاف که در شکل ۶ (ب) نشان داده شده است. عرض و عمق شیپارها به ترتیب $w=50\text{nm}$ و $h=20\text{nm}$. شیفت‌های پیک طول‌موج به ترتیب ۴، ۴۱ و ۴۴ نانومتر می‌باشد، محاسبه شده است که خیلی بزرگ‌تر از نمونه‌های مرسوم است. بنابراین ما می‌توانیم موقعیت جذب را به‌وسیله اندازه‌گیری پیک شیفت طول‌موج که دلالت بر مالتی پلکس بیومولکولی دارد تعیین کنیم. به‌منظور به دست آوردن حساسیت بیشتر، یک ساختار با شیپارهای نامتقارن روی فلز و دیواره جانبی نانو شکاف نیز ارائه شده است. شکل ۶ (ج) طیف انتقال را در جذب فیلم‌های مختلف برای ساختار با شیپار نامتقارن نشان می‌دهد. که در آن عرض و عمق شیپارهای سمت راست شکاف دیواره $w=20\text{nm}$ و $h=50\text{nm}$ که شیپارهای در بالای فلز و در سمت چپ دیواره از ساختار مرجع همان مواردی است که در شکل ۵ دیده می‌شود. شیفت‌های قرمز می‌تواند ۱٫۸، ۵٫۱۱۲ و ۱۱۴ نانومتر به ترتیب باشند. جایگاه در آن حساسیت، بالای فلز + پهلوی فلز در مقایسه با ساختار شیپار متقارن با همان شیپار بیشتر افزایش یافته است.



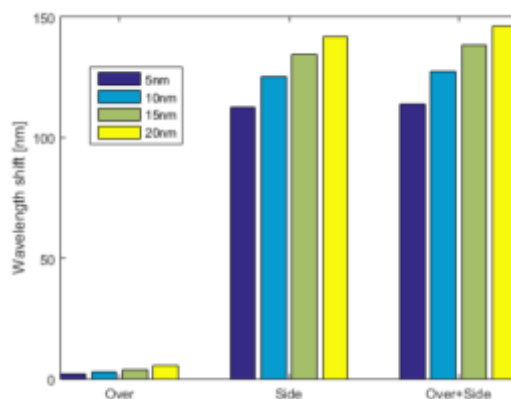
شکل ۶. شیفت طیف در موقعیت‌های مختلف جذب فیلم بیومولکولی برای ساختارهای (الف) بدون شیپار (ب) با شیپارهای متقارن با $w=50\text{nm}$ و $h=20\text{nm}$ و (ج) با شیپارهای نامتقارن جایی که عرض w و عمق h شیپارها در هر دو فوقانی و سمت چپ دیواره شکاف ۵۰ نانومتر و ۲۰ نانومتر همانند شکل ۵.



(ب)



(الف)



(ج)

شکل ۷. شیفت پیک طول موج با ضخامت‌های مختلف بیومولکولی برای ساختارهای (الف) بدون شکاف (ب) با شیارهای متقارن و (ج) با شیارهای نامتقارن برای همان هندسه مشابه با شکل ۶.

جدول ۱: حساسیت به ضخامت جذب فیلم نازک (در شیفت طول موج به ضخامت فیلم دی الکتریک)

ترکیب	بالای فلز	پهلوی فلز	پهلوی+بالای فلز
بدون شکاف [۳۲]	۶۴/۰	۲/۶۸
بدون شکاف	۴۲۹۸/۰	۳۱۹۱/۰	۷۴۷۶/۰
با شکاف متقارن	۸۳۲۱/۰	۲۵۳۹/۰	۸/۸۱۶۷
با شکاف نامتقارن	۳۵۷۵/۰	۵۰۴۸/۲۲	۲۲/۸۰۰۲

از شکل ۵ می‌توان دید تمرکز نور در یک ساختار با شیار نامتقارن، نسبت به ساختارهای با شیار متقارن قوی‌تر است. بنابراین جذب فیلم بیومولکولی در یک ساختار با شیارهای نامتقارن تأثیر بیشتری بر روی انتقال نور دارد و همچنین شیفت پیک طول موج دورتر اتفاق خواهد افتاد. حساسیت به ضخامت جذب فیلم، بالای فلز (روی)، در پهلوی دیوار نانوشکاف (پهلوی) و هر دو هم‌زمان (روی + پهلوی) محاسبه و در جدول ۱ به ترتیب نشان داده شده است. حداکثر موارد حساسیت مربوط به ساختارهای پهلوی و بالا + پهلوی با ساختار شیارهای نامتقارن است. درحالی‌که بزرگ‌ترین مورد حساسیت مربوط به شیار متقارن است. در مقایسه با مقادیر گزارش شده قبلی در حس‌گرهای مرسوم با همان ساختار و متریکال اما بدون شیار، به ترتیب ۱/۳ و



۸/۴ برابر در بالا و پهلوی دیواره حساسیت‌ها افزایش می‌یابد. از نتایج عددی شیفت پیک طول‌موج در طیف انتقالی در طی جذب فیلم بیومولکولی نشان داده می‌شود که نانو فوکوس نور در شیارها تقویت می‌شود. برای ساختارهای مشابه شکل ۶، علاوه بر این ما تغییرات در پیک طول‌موج (شیفت قرمز) با ضخامت‌های مختلف بیومولکولی را محاسبه کردیم که به ترتیب در شکل ۷ (الف)، (ب) و (ج) نشان داده شده است. می‌توان دید که اگر جذب در عمق متناظر (۵، ۱۰، ۱۵، ۲۰ نانومتر) اتفاق بیافتد: الف- ضخامت جذب ب- همچنین موقعیت آن را می‌توان از طیف انتقالی اندازه‌گیری شده، استخراج کرد که دلالت بر آن دارد که حساسیت بالاتر ارتباط مستقیم با الف- تقارن یا عدم تقارن شیار و ب- عمق آن دارد. زیرا هر جذب در یک موقعیت با یک ضخامت، دارای یک شیفت طول‌موج متناظر منحصر به فرد است. برای ساختارهای بدون شیار و با شیار متقارن و نامتقارن حساسیت‌های شیفت طول‌موج برای ضخامت فیلم جذب ۲۰ نانومتر به ترتیب به‌عنوان 60.0 nm/RIU، 335.4 nm/RIU و 609.7 nm/RIU محاسبه می‌شود. بنابراین واضح است که ساختار حس‌گر با شیار اضافی شیفت طول‌موج بلندتر در مقایسه با 323 nm/RIU و 488.7 nm/RIU دارد.

نتیجه‌گیری

در این تحقیق به اختصار، حس‌گرهای پلاسمونیک بر پایه EOT با آرایه شکاف فلزی با شیارهای اضافی پیشنهاد و آنالیز شدند و نشان داده شد که با ارائه ساختار پیشنهادی حساسیت حس‌گری به‌طور قابل توجهی افزایش می‌یابد. شیفت پیک طول‌موج در طیف انتقالی، در طی جذب فیلم بیومولکولی، با استفاده از تمرکز نور در شیارها تقویت شده است. حساسیت‌های فیلم بیومولکولار حس‌گرها، بهبود قابل ملاحظه‌ای در مقایسه با حس‌گرهای بدون شیار مرسوم با همان مواد و ساختار دارد که نتایج شبیه‌سازی عددی نشان می‌دهند به ترتیب با ۱/۳ و ۸/۴ برابر در بالا و دیواره شیار حساسیت حس‌گری بهبود داشته است. تأثیر شیار بر انتقال برای موقعیت‌های مختلف فیلم بیومولکولی بررسی شده است. ساختار پیشنهاد شده با شیارهای متقارن و نامتقارن که با حساسیت بالا برای آشکارسازی بیومولکولی مالتی پلکس، در مقایسه با نمونه‌های رایج بدون شیار ارائه شده است. عملکرد حس‌گرها می‌تواند به‌وسیله انتخاب پارامترهای هندسی بهینه، بیشتر بهبود یابد.

مراجع

- [1] S. Asgari, N. Granpayeh, (2017), Tunable plasmonically induced reflection in graphene-coupled side resonators and its application, *Journal of Nanophotonics*, 11(2), pp 26012.
- [2] S. Naghizade, H. Saghaei, (2020), Tunable graphene-on-insulator band-stop filter at the mid-infrared region, *Optical and Quantum Electronics*, 52(4), pp 224,.
- [3] A. A. Tabrizi, H. Saghaei, M. A. Mehranpour, M. Jahangiri, (2021), Enhancement of absorption and effectiveness of a perovskite thin-film solar cell embedded with Gold nanospheres, *Plasmonics*, 16, pp. 747–760,.
- [4] F. Tavakoli, F. B. Zarrabi, H. Saghaei, (2019), Modeling and analysis of high-sensitivity refractive index sensors based on plasmonic absorbers with Fano response in the near-infrared spectral region, *Applied Optics*, 58(20), pp 5404–5414,.
- [5] F. Tavakoli, F. B. Zarrabi, H. Saghaei, (2019), Modeling and analysis of high-sensitivity refractive index sensors based on plasmonic absorbers with Fano response in the near-infrared spectral region, *Applied Optics*, 58(20), pp 5404–5414,.
- [6] M. A. Baqir, A. Farmani, T. Fatima, M. R. Raza, S. F. Shaukat, A. Mir, (2018), Nanoscale, tunable, and highly sensitive biosensor utilizing hyperbolic metamaterials in the near-infrared range, *Applied optics*, 57(31), pp 9447–9454,.
- [7] A. Farmani, (2019), Three-dimensional FDTD analysis of a nanostructured plasmonic sensor in the near-infrared range, *JOSA B*, 36(2), pp 401–407,.
- [8] A. Alipour, A. Farmani, A. Mir, (2018), High sensitivity and tunable nanoscale sensor based on plasmon-induced transparency in plasmonic metasurface, *IEEE Sensors Journal*, 18(17), pp 7047–7054,.



- [9] M. Biabanifard, S. Asgari, S. Biabanifard, M. S. Abrishamian, (2019), Analytical design of tunable multi-band terahertz absorber composed of graphene disks, *Optik*, 182, pp 433–442.
- [10] A. Dolatabady, S. Asgari, N. Granpayeh, (2017), Tunable mid-infrared nanoscale graphene-based refractive index sensor,” *IEEE Sensors Journal*, 18(2), pp 569–574.
- [11] J.-C. Yang, J. Ji, J. M. Hogle, D. N. Larson, (2008), Metallic nanohole arrays on fluoropolymer substrates as small label-free real-time bioprobes, *Nano letters*, 8(9), pp 2718–2724,.
- [12] A. De Leebeeck, L. K. S. Kumar, V. De Lange, D. Sinton, R. Gordon, A. G. Brolo, (2007), On-chip surface-based detection with nanohole arrays, *Analytical Chemistry*, 79(11), pp 4094–4100,.
- [13] G. M. Hwang, L. Pang, E. H. Mullen, Y. Fainman, (2008), Plasmonic sensing of biological analytes through nanoholes, *IEEE sensors journal*, 8(12), pp 2074–2079,.
- [14] A. A. Yanik et al., (2010), An optofluidic nanoplasmonic biosensor for direct detection of live viruses from biological media, *Nano letters*, 10(12), pp 4962–4969.
- [15] H. Im, J. N. Sutherland, J. A. Maynard, S.-H. Oh, (2012), Nanohole-based surface plasmon resonance instruments with improved spectral resolution quantify a broad range of antibody-ligand binding kinetics, *Analytical chemistry*, 84(4), pp 1941–1947,.
- [16] K.-L. Lee, P.-W. Chen, S.-H. Wu, J.-B. Huang, S.-Y. Yang, P.-K. Wei, (2012), Enhancing surface plasmon detection using template-stripped gold nanoslit arrays on plastic films,” *ACS nano*, 6(4), pp 2931–2939,.
- [17] K. Lee, M. Chih, X. Shi, K. Ueno, H. Misawa, P. Wei, (2012), Improving Surface Plasmon Detection in Gold Nanostructures Using a Multi- Polarization Spectral Integration Method, *Advanced Materials*, 24(35), pp OP253–OP259.
- [18] Y. Gao, Z. Xin, Q. Gan, X. Cheng, F. J. Bartoli, (2013), Plasmonic interferometers for label-free multiplexed sensing, *Optics express*, 21(5), pp 5859–5871,.
- [19] J. Feng et al., (2012), Nanoscale plasmonic interferometers for multispectral, high-throughput biochemical sensing, *Nano letters*, 12(2), pp 602–609.
- [20] X. Li, Q. Tan, B. Bai, G. Jin, (2011), Non-spectroscopic refractometric nanosensor based on a tilted slit-groove plasmonic interferometer, *Optics express*, 9(21), pp 20691–20703.
- [21] O. Yavas, C. Kocabas, (2012), Plasmon interferometers for high-throughput sensing, *Optics letters*, 37(16), pp 3396–3398,.
- [22] K. A. Tetz, L. Pang, Y. Fainman, (2006), High-resolution surface plasmon resonance sensor based on linewidth-optimized nanohole array transmittance, *Optics letters*, 31(10), pp 1528–1530.
- [23] Y. C. Jun, K. C. Y. Huang, M. L. Brongersma, (2011), Plasmonic beaming and active control over fluorescent emission, *Nature communications*, 2(1), pp 1–6.
- [24] B. Lee, S. Kim, H. Kim, Y. Lim, (2010), The use of plasmonics in light beaming and focusing, *Progress in Quantum Electronics*, 34(2), pp. 47–87.
- [25] Y. S. Hwang, J. Kim, K.-Y. Kim, (2014), An improved design formula for the plasmonic directional beaming of light, *IEEE Photonics Technology Letters*, 26(20), pp 2051–2054,.
- [26] F. I. Baida, D. Van Labeke, (2002), Light transmission by subwavelength annular aperture arrays in metallic films, *Optics communications*, 209 (1–3), pp 17–22,.
- [27] Lin, D. Z., Chang, C. K., Chen, Y. C., Yang, D. L., Lin, M. W., Yeh, J. T., ... & Lee, C. K. (2006). Beaming light from a subwavelength metal slit surrounded by dielectric surface gratings, *Optics Express*, 14(8), pp3503-3511.
- [28] H. Nasari M. S. Abrishamian, (2013), Beam manipulating via an array of nanoslits modified by perpendicular cuts and bumps, *Plasmonics*, 8(4), pp 1675–1682.
- [29] E. D. Palik, (1998), *Handbook of optical constants of solids*, vol. 3. Academic press.
- [30] K.-Y. Kim J. Jung, (2017), Multiobjective optimization for a plasmonic nanoslit array sensor using Kriging models, *Applied optics*, 56(21), pp. 5838–5843,.
- [31] J. Jung, (2018), Robust optimization of nanoslit array sensor based on extraordinary optical transmission, *IEEE Sensors Journal*, 18(21), pp8720–8725,.



- [32] S. Naghizade H. Saghaei, (2021), A Novel Design for an All-Optical Half Adder Using Linear Defects in Photonic Crystal Microstructure, *Journal of Applied Research in Electrical Engineering*, 1(1).
- [33] S. Naghizade, H. Saghaei, (2021), A novel design of fast and compact all-optical full-adder using nonlinear resonant cavities, *Optical and Quantum Electronics*, 53(5), pp 262.