لیزر در پزشکی؛ ۱۳۹۷، دورهٔ ۱۵، شمارهٔ ٤، صفحات: ۱۹-۱۰ .

مقاله پژوهشی

طراحی و شبیه‌سازی آشکارساز پلاسمونیک به‌منظور تشخیص بهینهٔ سیگنال‌های بیولوژیکی

محسن قهرمانی سالیانه [۱]
علی بهاری [۲]

خلاصه

مقدمه: بهینه‌سازی آشکارسازهای نوری به‌منظور تشخیص سیگنال‌های بیولوژی با دقت و حساسیت بالا در تشخیص انواع سرطان ها و تومورها برخوردار از اهمیت زیادی است. در این مطالعه یک ساختار بهینهٔ آشکارساز مبتنی بر اثرات پلاسمونیکی در بیوحسگرهای تشخیص سیگنال‌های سرطان پستان از بافت نرمال مورد بررسی قرار گرفته است.

روش بررسی: یک ساختار بهینهٔ آشکارساز مبتنی بر اثرات پلاسمونیکی در بیوحسگر تشخیص سیگنال‌های سرطان پستان از بافت نرمال پیشنهاد شده است. به‌منظور بهینه کردن آشکارسازهای تشخیص سرطان پستان، اثرات پلاسمونیک مجموعه از نانوذرات کروی طلا و نقره برروی زیرلایهٔ سیلیکون در طول‌موج‌های مختلف بررسی شده است. خواص اپتیکی شامل ضرایب جذب و فاکتور بهبود برای نانوذرات طلا و نقره، طیف عبوری و بازتابی میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی در محدودهٔ طول‌موج لیزر فرودی، تولید پلاسمون پلاریتون سطحی در سطح مشترک نانوذرات نقره و نیم‌رسانا و نحوهٔ انتشار آن‌ها درون مادهٔ فعال آشکارساز محاسبه شده است. درنهایت به برهم‌کنش تابش فرودی با پلاسمون‌های جایگزیده در حالت تشدید و انتشار پلاسمون پلاریتون‌های سطحی در طول‌موج‌های مختلف به‌صورت جذب در مادهٔ فعال سیلیکونی پرداخته شده است.

یافته‌ها: نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد افزودن نانوذرات پلاسمونیک باعث افزایش ۵۰ درصدی توان جذب‌شده در مقایسه با آشکارسازهای متداول می‌گردد.

نتیجه‌گیری: این مطالعه نشان می‌دهد برای بهینه‌سازی توان جذب‌شده به‌منظور آشکارسازی تشخیص سرطان پستان از بافت نرمال باید ساختار متناوبی با دورهٔ تناوب ۹ نانوذرات از جنس نقره و شعاع آن‌ها در محدودهٔ ۷۵ نانومتر انتخاب شود.

واژه‌های کلیدی: آشکارسازی برهم‌کنش لیزر با بافت، آشکارسازهای پلاسمونیک، پلاسمون پلاریتون جایگزیده، آرایهٔ نانوذرات

۱. دکتری فیزیک گرایش اپتیک و لیزر، گروه فیزیک، دانشکدهٔ علوم پایه، دانشگاه لرستان، خرم آباد، ایران

۲. دانشیار لیزر، گروه فیزیک، دانشکدهٔ علوم پایه، دانشگاه لرستان، خرم‌آباد، ایران

نویسندهٔ مسئول: محسن قهرمانی سالیانه، تلفن: ۰۹۱۴۷۶۲۸۵۷۷
پست الکترونیک: mohsen.ghahramany@yahoo.com

مقدمه

امروزه، استفاده از پدیدهٔ تشدید پلاسمون پلاریتون‌های سطحی[1] و جایگزیده[2] در طراحی و ساخت بیوحسگرها به علت کاربردهای وسیع در زمینه‌های پزشکی، داروسازی و اندازه‌گیری پارامترهای شیمیایی و فیزیکی از اهمیت زیادی برخوردار است. این حسگرها براساس برهم‌کنش تابش بازتابی از محیط نمونه و سطح حسگر، پارامترهای مختلف زیستی، شیمیایی و فیزیکی را اندازه‌گیری می‌کنند[۱]. مهم‌ترین کاربردهای این حسگرهای بیولوژیکی در زمینهٔ تشخیص در پزشکی، طیف‌نگاری از سلول‌های زیستی، پایش‌های محیطی و شیمیایی، صنعت داروسازی، تشخیص کیفیت غذا و ... می‌باشد[۴-۲]. بیوحسگرهای مبتنی بر پلاسمون پلاریتون‌های جایگزیده از یک آشکارساز معمولی تشکیل می‌شوند که روی سطح آشکارساز از نانوذرات فلزی با اندازهٔ حساس به سیگنال‌های بیولوژیکی پوشیده تشکیل شده است. نوسان دسته‌جمعی الکترون‌های آزاد در نانوذرات باعث تولید موج الکترومغناطیسی می‌شود. پلاسمون سطحی جایگزیده توسط موج الکترومغناطیس فرودی برانگیخته می‌شود. وقتی ثابت انتشار تابش فرودی و موج پلاسمون جایگزیده برابر باشند، تشدید اتفاق می‌افتد. این پدیده که تحت عنوان پدیدهٔ تشدید پلاسمون‌های سطحی جایگزیده یا پلاسمون پلاریتون جایگزیده مشهور است، موجب جذب قابل توجه انرژی تابش فرودی در فرکانس تشدید پلاسمون سطحی جایگزیده می‌شود. شرایط تشدید بستگی به زاویهٔ تابش، قطبش و طول‌موج تابش فرودی همچنین ضرایب شکست نانوذرات و دی‌الکتریک دارد. خواص اپتیکی، شدت و پهنای طیف تشدید پلاسمون پلاریتون جایگزیده به شکل هندسی، ابعاد و جنس نانوذرات، فاصلهٔ نانوذرات از هم و جنس دی الکتریک زیرلایه بستگی دارد[۵]. بیشینهٔ طیف جذبی تشدید پلاسمون پلاریتون جایگزیده برای نانوذرات فلزی در محدودهٔ مرئی [۶] و برای نانوذرات نیم‌رسانا در محدودهٔ مادون قرمز نزدیک و دور [۷و۸] می‌باشد. از این خواص می‌توان به منظور بهبود راندمان ادوات نانواپتوالکترونیک[3] و فوتونیک از جمله حسگرها [۱۱-۹]، سلول خورشیدی [۱۲و۱۳]، آشکارسازهای نوری[4] [۱۷-۱۴] و ... استفاده کرد.

سرطان پستان شایع‌ترین سرطان و یکی از علل مهم مرگ و میر در بین زنان ۴۰ تا ۵۰ ساله می‌باشد و درصورت تشخیص به‌موقع، روند بهبود و درمان به‌طور قابل ملاحظه‌ای افزایش خواهد یافت. طبق آمار انستیتو ملی سرطان ایالات متحدهٔ آمریکا از هر هشت زن یک نفر در زندگی خود به سرطان پستان مبتلا می‌شود[۱۸]. در ایران نیز ۲۵ درصد سرطان‌هایی که زنان به آن مبتلا می‌شوند را سرطان پستان تشکیل می‌دهد[۱۹] از این‌رو اهمیت پیشگیری در مراحل قبل از ابتلا و درمان بعد از آن، بیش از پیش آشکار می‌شود.

سرطان پستان را می‌توان با روش‌های مختلفی ازجمله ماموگرافی[5] و بازسازی تصاویر توموگرافی[6] و ... تشخیص داد. در روش ماموگرافی از اشعهٔ x استفاده می‌شود که این اشعه یونساز می‌باشد و احتمال آسیب رساندن به بافت‌های سالم وجود دارد. روش‌های توموگرافی ازجمله تصویربرداری تشدید مغناطیسی[7] (MRI) و تابش پوزیترون گران‌قیمت می‌باشد و همچنین احتمال آسیب‌رسیدن به بافت‌های سالم نیز وجود دارد[۲۰].

اما، روشی که همواره جهت تشخیص نهایی به‌کار می‌رود، آزمایش پاتولوژی است. این روش با وجود توانایی‌هایی که در زمینهٔ تشخیص انواع بیماری‌ها دارد، دارای مشکلاتی همچون تهاجمی‌بودن (نیاز به نمونه‌برداری)، زمان پاسخ نسبتاً طولانی و نتایج وابسته به فرد که به تجربه و تخصص پاتولوژیست بستگی دارد می‌باشد[۲۱].

با ظهور نسل‌های جدید آشکارسازهای مادون قرمز، تصویربرداری مادون قرمز و مرئی تبدیل به یک ابزار دقیق پزشکی برای تشخیص و اندازه‌گیری بافت‌های غیرطبیعی در الگوهای حرارتی شده است. علاوه‌براین حساسیت زیاد به درجهٔ حرارت، قدرت تفکیک فضایی بالا، طبیعت بدون تماس و بی‌ضرربودن از ویژگی‌های روش تصویربرداری حرارتی است.

روش‌های نوری باتوجه به غیریون‌ساز، غیرتهاجمی و ارزان قیمت بودن، گزینهٔ مناسبی برای تشخیص سرطان پستان می‌باشند[۲۲]. در روش اپتیک فضای آزاد، پرتوی لیزر به سطح ضخیم بافت تابیده می‌شود و باتوجه به اختلاف ضریب شکست بافت_هوا مقداری از تابش در سطح مشترک بافت_هوا پراکنده و بقیهٔ تابش جذب بافت می‌شود[۲۳]. مؤلفه‌های تابش پراکنده‌شده و عبوری از بافت، حاوی همهٔ اطلاعات بافت از جمله ساختار، متابولیسم و فیزیولوژی فعالیت بافت می‌باشد[۲۴]. بدن انسان از ساختارهای لایه‌ای از بافت‌های مختلف با خواص اپتیکی متفاوت و متمایز از هم تشکیل شده است. با استفاده از تصویر نوری بازتابی از بافت می‌توان ساختارهای داخلی بافت با جزئیات موردنظر را به‌دست آورد[۲۵].

بررسی ضرایب عبور و انعکاس آرایه‌ای از نانوذرات سیلیکونی کروی با شعاع‌های بزرگ‌تر از ۶۵ نانومتر و با تقریب دوقطبی بر روی زیرلایهٔ دی‌الکتریک همگن در سال ۲۰۱۰ صورت گرفت[۲۸]. نویسندگان نشان دادند درشرایط تشدید می‌توان افزایش شدت میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی ساختار را به‌طور جداگانه کنترل کرد. برانگیختگی تشدید پلاسمون‌های جایگزیده در آرایهٔ تناوبی از نانوذرات طلا بر روی محیطی با ضریب شکست یکنواخت با روش عددی مورد بررسی قرار گرفت[۲۹]. در این مقاله توزیع میدان الکتریکی در مد اثر غیرعادی

---

1. Surface plasmon polaritons
2. Localized Surface Plasmon
3. Nano Optoelectronic Devices
4. Photodetectors
5. Mammography
6. Reconstruction of Tomographic Images
7. Magnetic Resonance Imaging

رایلی با تشـــدید تک نانوذره و بهینه‌ســـازی پارامترهای شـــبکه به‌منظور افزایش شدت میدان الکتریکی بررسی شده است. در سال ۲۰۱۶ آرایه‌ای از نانـــوذرات ســـیلیکونی و نقره بر روی زیرلایهٔ ســـیلیکون و با تأکید بر نقش تکانهٔ مغناطیســـی به‌صورت تئوری مـــورد مطالعه قرار گرفت[۳۰]. ابرشـــبکهٔ تولیدشده توســـط آرایه‌ای از ذرات طلا در سال ۲۰۱۸ گزارش شـــد. در این مقاله نشـــان داده شد ابرشبکهٔ پلاســـمونیکی، جفت‌شدگی پلاســـمون‌های شـــبکه و مدهای براگ شـــبکه را توصیف می‌کند[۳۱]. در ســـال ۲۰۱۸ توان جذب‌شـــده در مـــادهٔ فعال آشکارســـازهای نوری ســـیلیکونی با آرایـــه‌ای از نانوذرات طلا و نقره مورد بررســـی قرار گرفته اســـت. ما در این مقاله نشان دادیم که اســـتفاده از نانوذرات نقره نسبت بـــه طلا در محـــدودهٔ طیـــف مرئـــی دارای راندمان بهتری می‌باشـــد و می‌توان میدان ناشی از کوپل‌شدگی تابش فرودی با پلاسمون‌های سطحی جایگزیدهٔ آرایهٔ تناوبی از نانوذرات نقره را تا ۵۰ درصد افزایش داد[۳۲].

در مقالات بررسی‌شده تاکنون، ضریب شکست زیرلایه ثابت درنظر گرفته شـــده است. همچنین اکثراً طیف عبوری و انعکاسی از نانوذرات را بررسی کرده‌اند و آرایهٔ نانوذرات بررسی‌شـــده دارای تناوب تک‌نانوذره بوده است. این نواقص انگیزهٔ ما برای بررســـی کامل‌تر و دقیق‌تر مســـئله شد. در این مطالعه، ضریب شکست زیرلایهٔ سیلیکونی به‌عنوان ماده به‌صورت تابعی از طول‌موج درنظر گرفته شده است. همچنین برای اکثر کاربردهای فوتونیک و اپتوالکترونیـــک از قبیل آشکارســـازهای نوری، نانولیزرها، ســـلول‌های خورشـــیدی و ... از ضریب جذب استفاده می‌شـــود. به‌همین‌دلیل در این مطالعه ضریب جذب بررسی شده است.

در این مقاله ابتدا توان تولیدشـــدهٔ پلاســـمون‌های ســـطحی جایگزیده با درنظر گرفتن ترکیب چند قطبی‌های الکتریکی و مغناطیســـی ناشـــی از نانـــوذرات نقـــره در طول‌موج‌های مختلف با مـــدل درود تعمیم یافته و با روش عددی FDTD[8] بررســـی شده است. ســـپس به مطالعهٔ برهم کنش تابش فرودی با پلاســـمون‌های جایگزیده در حالت تشدید و انتشار پلاسمون پلاریتون‌های سطحی در طول‌موج‌های مختلف به‌صورت جذب در مادهٔ فعال سیلیکونی پرداخته شده است.

روش بررسی

در این قسمت ســـاختار و تئوری به‌کار رفته در شبیه‌سازی مقاله مورد بحث قرار داده می‌شود.

تکنیک‌های اپتیک فضای آزاد با توجه به غیریون ساز، غیرتهاجمی و ارزان قیمت بودن، حساســـیت به درجه حرارت، بی ضرر بودن، قدرت تفکیک فضایی و طبیعت بدون تماس گزینهٔ مناســـبی برای تشـــخص ســـرطان پســـتان می‌باشد. در این روش‌ها پرتوی لیزر به سطح ضخیم بافت تابیده می‌شـــود با توجه به اختلاف ضریب شکست بافت و هوا در سطح مشترک بافت_هوا مقداری از تابش، پراکنده و بقیه جذب بافت می‌شـــود. شکل ۱ شماتیک چیدمان آزمایشگاهی تشخیص سرطان پستان را نشان می‌دهد.

چیدمان آزمایشـــگاهی این آشکارســـاز به‌عنوان بیوحسگر در شکل ۱ آورده شده اســـت. در این چیدمان از لیزر نیمه‌رســـانا با طیف پیوسته و طول‌موج ۵۳۲ نانومتر با توان $p=0.5\ W/m^2$ اســـتفاده می‌شود. پرتوی لیزر به ســـطح پستان تابیده می‌شـــود و طیف پراکنده‌شده از آن توسط بیوحسگر آشکارسازی می‌گردد. آشکارساز، طیف تابیده‌شده را به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌کند. ســـپس این ســـیگنال تقویت‌شده با یک مبدل آنالوگ به دیجیتال به ســـیگنال دیجیتال تبدیل می‌شود و برای پردازش به سامانهٔ پردازش تصویر فرســـتاده می‌شود و در قسمت پردازش تصویر اطلاعات مورد نیاز استخراج می‌گردند[۲۶].

ضریب جذب دو بافت ســـالم و ســـرطانی در طول‌موج‌های مختلف در منبع [۲۶] بررسی شده اســـت. ضریب جذب در طول‌موج‌های کوچک‌تر از ۶۰۰ نانومتر به شـــدت به فشار خون وابسته می‌باشد. نتایج شبیه‌سازی آن‌ها نشان می‌دهد برای طول‌موج‌های یکسان اختلاف زیادی بین ضریب جذب بافت‌های سرطانی و سالم وجود دارد. برای طول‌موج ۵۱۴/۵ نانومتر کمترین مقدار ضریب جذب مشاهد شد این مقدار برای بافت سالم ۲/۱۶ و برای بافت ســـرطانی ۶/۵۶ اندازه‌گیری شد. همچنین در طول‌موج ۴۸۸ نانومتر بیشـــترین مقدار ضریب جذب برای بافت سالم ۲/۷۵ و برای بافت سرطانی ۷/۵۱ مشاهده شد[۲۶]. درادامه ضریب پراکندگی دو بافت سالم و بافت ســـرطانی در طول‌موج‌های مختلف نیز بررســـی شده است. نتایج بررسی نشـــان داد برای طول‌موج‌های یکسان اختلاف زیادی بین ضریب پراکندگی بافت‌های ســـرطانی و سالم وجود دارد. برای طول‌موج ۵۱۴/۵ نانومتر کمترین مقدار ضریب پراکندگی رخ می‌دهد. ضریب پراکندگی در این طول‌موج برای بافت ســـالم ۱۸۹ و برای بافت سرطانی ۲۹۸ می‌باشد. در طول‌موج ۴۷۶/۵ نانومتر بیشـــنهٔ مقدار ضریـــب پراکندگی برای بافت سالم ۲۲۱ و برای بافت سرطانی ۳۳۳ رخ می‌دهد.

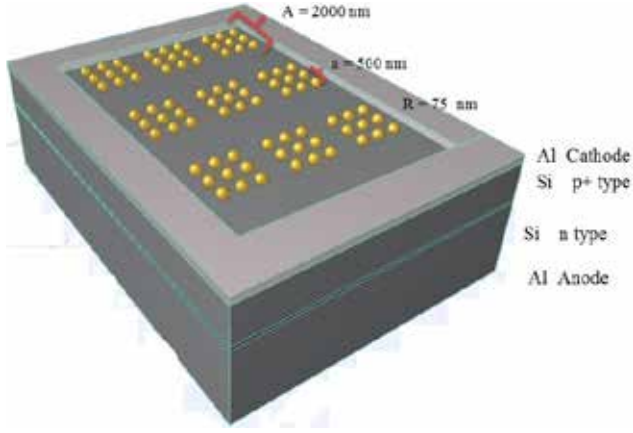
درادامـــه به بررســـی آشکارســـازهای پلاســـمونیک بهینـــه به‌عنوان نانوبیوحسگر می‌پردازیم.

ساختار مورد بررسی در شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل۱: شماتیک چیدمان آزمایشگاهی تشخیص سرطان پستان در فضای آزاد[۲۶]

8. Finite Difference Time Domain



شکل۲: آرایه‌ای از نانوذرات شامل تناوبی از ۹ نانوذرهٔ نقره بر روی آشکارساز سیلیکونی

این ساختار شـــامل یک دیود سیلیکونی با اتصالات فلزی آلومینیوم که نانوذرات نقره بر روی آن رشد داده‌شده می‌باشد. ساختار شامل آرایه‌ای از ۹ نانوذرهٔ نقره می‌باشد. شعاع هر نانوذره ۷۵ نانومتر و فاصلهٔ دو نانوذرهٔ مجاور ۵۰۰ نانومتر می‌باشد که جزئیات آن در جدول شمارهٔ ۱ آورده شده است.

برای بررســـی کامل و دقیق‌تر مسئله، ضریب شکست زیرلایهٔ سیلیکونی به‌عنوان مادهٔ فعال با داده‌های تجربی و به‌صورت مختلط و وابسته به طول‌موج درنظر گرفته شده است[۲۷].

برهم‌کنـــش بیـــن ذرات نقره حتـــی در ابعـــاد چند نانومتـــر و میدان الکترومغناطیـــس فـــرودی را می‌توان بدون متوســـل شـــدن به مکانیک کوانتومی و به‌ســـادگی در قالب معادلات ماکســـول بررســـی کرد. برای محاســـبهٔ خواص نوری مادهٔ فعال آشکارســـازهای نوری می‌توان از روش تفاضلات متناهی حوزهٔ زمان[۹] (FDTD) اســـتفاده کرد. روش FDTD براســـاس مشـــتق‌های زمانی و مکانی موجود در معادلات ماکسول برای تقریب یک تابع دیفرانســـیل‌های محـــدودی را فراهم می‌کند که با مش بندی مناســـب و انتخاب شـــرایط مرزی مناسب مسئله می‌توان به‌صورت دقیق حل کرد. شبیه‌ســـازی مسئله به‌صورت ســـه‌بعدی و شرایط مرزی

جدول۱: جزئیات ساختار آرایه‌ای از نانوذرات نقره بر روی آشکارساز سیلیکونی

واحد		پارامتر
	نقره	نوع نانوذرات medium 1
نانومتر	75	شعاع نانوذرات
نانومتر	a=500	فاصلهٔ بین نانوذرات
نانومتر	A=2000	اندازهٔ یک پریود بررسی‌شده
cm^{-3}	Si نوع P+ با غلظت 10^{21}	مادهٔ فعال medium 2
cm^{-3}	Si نوع n با غلظت 10^{18}	زیرلایهٔ medium 3
	آلومینیوم	کاتد و آند

9. Finite Difference Time Domain

برای محور x و y به‌صورت تناوبی و در جهت z شـــرط مرزی PML[۱۰] صورت گرفته است.

پلاسمون‌ها در برابر امواج الکترومغناطیس رفتاری خاص دارند که ناشی از وجود مجموعه‌ای از بارهای الکتریکی در آن اســـت. برای هر پلاسمون در مدل درود یک فرکانس پلاســـمون، که در محاسبات مربوط به خواص نوری پلاسمونیک کاربرد فراوانی دارد، و به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\omega_p(r) = \left(\frac{e^2 n(r)}{\varepsilon_0 m}\right)^{1/2} \quad (۱)$$

که در آن **e** بار الکترون، **m** جرم مؤثر آن، **n** چگالی ذرات پلاســـمون و **ε۰** ضریب گذردهی خلأ است.

بااستفاده‌از‌تعریف‌فوق‌ضریب‌گذردهی‌پلاسمون‌به‌صورت‌زیر‌نوشته‌می‌شود:

$$\varepsilon(\omega, r) = \varepsilon_\infty - \frac{\omega_p^2(r)}{\omega(\omega+i\nu)} \quad (۲)$$

کـــه در آن ω فرکانس موج الکترومغناطیس و ν فرکانس برخورد ذرات پلاســـما با یکدیگر و ε ∞ گذردهی پلاســـما در فرکانس بی‌نهایت است. در محیط‌های پلاســـمای گازی ε∞ =۱ قرار داده می‌شود. چون گذردهی پلاســـما مقداری مختلط اســـت، لذا قســـمت موهومی آن موجب جذب امواج الکترومغناطیس می‌شـــود. قسمت‌های حقیقی و موهومی گذردهی به‌صورت زیر می‌باشند:

(۳)

$$\varepsilon_r(\omega, r) = \varepsilon_\infty - \frac{\omega_p^2(r)}{\omega^2+\nu^2} \quad , \quad \varepsilon_i(\omega, r) = \frac{\nu}{\omega}\frac{\omega_p^2(r)}{\omega^2+\nu^2}$$

از معادلهٔ فوق ملاحظه می‌شـــود که εr ممکن اســـت مقداری منفی نیز داشـــته باشد لذا، شـــرط انتشار امواج سطحی در پلاســـما برای برخی از فرکانس‌ها می‌تواند برقرار شود.

اگر گذردهی پلاسما را برحسب رســـانندگی آن σp(r) بازنویسی شود، می‌توان نوشت:

$$\sigma_p(r, \omega) = \frac{\varepsilon_0 \nu \omega_p^2(r)}{\omega^2+\nu^2} \quad (۴)$$

$$\varepsilon(\omega) = 1 + \frac{i}{\varepsilon_0 \omega}\sigma_p(\omega) \quad (۵)$$

در این مقاله به‌جای اســـتفاده از مدل ســـادهٔ درود که در بالا شرح داده شد، از مدل درود تعمیم‌یافته[۲۴] به‌صورت زیر استفاده شده است.

$$\varepsilon(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1+i\tau\omega} + \frac{\sigma_p(\omega)}{i\varepsilon_0\omega} \quad (۶)$$

برای محاســـبهٔ توان جذب‌شـــده در مادهٔ فعال، ابتدا باید ضرایب عبور،

10. Perfectly Matched Layer

انعکاس و جذب را به‌دست آورد سپس توان جذب‌شده را محاسبه کرد. مطابق الکترودینامیک کلاسیک ضریب عبور برابر است با [۳۳]:

$$T(\omega) = \frac{\int_{S_T} \mathrm{Re}\, P_2(\omega)\, ds}{\int_S \mathrm{Re}\, P_{in}(\omega)\, ds} \quad (۷)$$

در این رابطه P_2 بردار پویین‌تینگ در محیط ۲ (مادهٔ فعال)، P_{in} بردار پویین‌تینگ تابش فرودی و ST سطح مرجع عبور می‌باشد. ضریب انعکاس هم مانند ضریب عبور و به‌صورت زیر تعریف می‌شود:

$$R(\omega) = \frac{\int_{S_R} \mathrm{Re}\, P_2(\omega)\, ds}{\int_S \mathrm{Re}\, P_{in}(\omega)\, ds} \quad (۸)$$

در این رابطه SR سطح مرجع انعکاس مناسب است. توان جذب‌شده در هر نانوذره را می‌توان با انتگرال‌گیری از شار فوتونی در حجم نانوذره (۹) محاسبه کرد:

(۹)

$$P_{abs_NP}(\omega) = \int_{V_{NP}} \frac{1}{2}\omega\, |E(\omega, r)|^2 \varepsilon_{Im_NP}(\omega)\, dV$$

در این رابطه ε_{Im_NP} قسمت موهومی ثابت دی‌الکتریک نانوذره است. توان جذب‌شده در آرایه‌ای نانوذرات را می‌توان با جمع میدان الکتریکی برهم‌کنشی نانوذرات به‌دست آورد. توان جذب‌شده در مادهٔ فعال سیلیکونی را می‌توان با انتگرال‌گیری از شار فوتونی در حجم مادهٔ فعال به‌صورت زیر محاسبه کرد:

(۱۰)

$$P_{abs_Si}(\omega) = \int_{V_{si}} \frac{1}{2}\omega\, |E(\omega, r)|^2 \varepsilon_{Im_Si}(\omega)\, dV$$

یافته‌ها

برای محاسبهٔ برهم‌کنش تابش فرودی با نانوذرات نقره و همچنین مادهٔ فعال آشکارسازهای نوری از روش تفاضلات متناهی حوزه زمان (FDTD) استفاده می‌شود. ساختار بررسی‌شدهٔ یک دیود سیلیکونی با اتصالات فلزی آلومینیوم که آرایه‌ای از نانوذرات نقره شامل تناوب ۹ ذره‌ای که بر روی آن رشد داده است، می‌باشد. شعاع هر نانوذره ۷۵ نانومتر و فاصلهٔ دو نانوذرهٔ مجاور ۵۰۰ نانومتر می‌باشد. شبیه‌سازی مسئله به‌صورت سه‌بعدی با مش‌بندی $\frac{\lambda}{100}$ و شرایط مرزی برای محور x و y برای ۹ نانوذره مطابق شکل ۱ به‌صورت تناوبی و در جهت Z شرط مرزی PML با ۲۴ لایه صورت گرفته است. تابش فرودی نیز به‌صورت موج تخت قطبیده در جهت x در بالای نانوذرات به سمت ساختار (جهت منفی محور Z)، درنظر گرفته شده است. ترکیب آرایه‌ای از نانوذرات بر روی مادهٔ فعال با اثر کاواکی لایهٔ فعال ناشی از ضخامت محدود آن باعث می‌شود تابش فرودی به داخل محیط فعال متمرکز شود و ساختار مانند عدسی‌های کوچکی عمل کنند. برای بررسی این پدیده ابتدا توان جذب‌شده در مادهٔ فعال بررسی شده است.

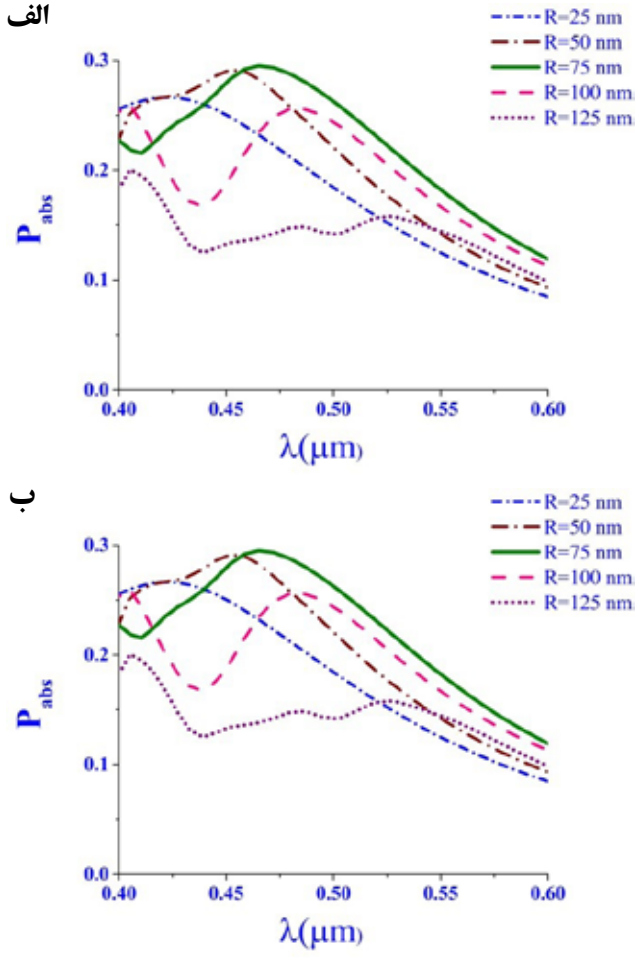
نتایج شبیه‌سازی توان جذب‌شده برحسب طول‌موج در مادهٔ فعال در شکل ۳ آورده شده است.

شکل ۳ الف، توان جذب‌شده در آشکارساز برای نانوذرات نقره با شعاع‌های ۲۵، ۵۰، ۷۵، ۱۰۰ و ۱۲۵ نانومتر را نشان می‌دهد. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد توان جذب‌شده به‌شدت به اندازهٔ نانوذرات وابسته است. برای نانوذرات با شعاع ۵۰ نانومتر بیشترین ضریب جذب در طول‌موج حدود ۴۷۰ نانومتر صورت می‌گیرد و برای طول‌موج‌های بزرگ‌تر، ضریب جذب کاهش می‌یابد. بیشترین ضریب جذب برای شعاع ۷۵ نانومتر و طول‌موج ۴۸۰ نانومتر مشاهده شد. نتایج شبیه‌سازی عددی نشان می‌دهد بیشینهٔ توان جذب‌شده در محدودهٔ طیف بزرگ‌تر از ۴۶۰ نانومتر می‌باشد همچنین بیشترین جذب برای شعاع ۷۵ نانومتر اتفاق می‌افتد.

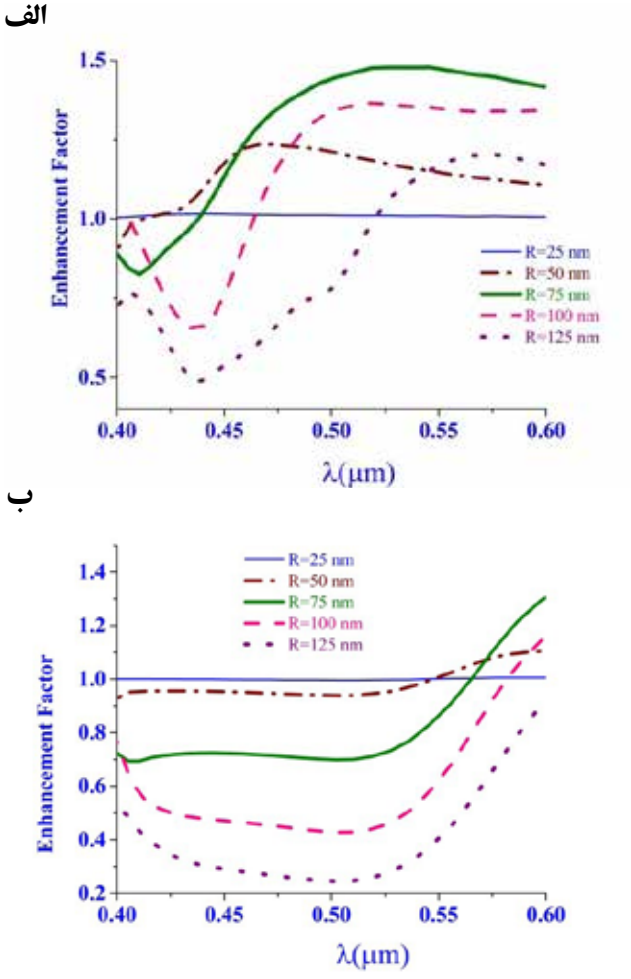
شکل ۳ ب، توان جذب‌شده در آشکارساز برای نانوذرات طلا با شعاع‌های ۲۵، ۵۰، ۷۵، ۱۰۰ و ۱۲۵ نانومتر را نشان می‌دهد. این شکل نشان می‌دهد برخلاف نانوذرات نقره برای طول‌موج‌های کوچک‌تر از ۵۷۰ نانومتر استفاده از نانوذارت طلا باعث کاهش توان جذب‌شده در آشکارساز می‌شود. این شکل نشان می‌دهد با افزایش شعاع نانوذرات در این محدودهٔ طول‌موج، توان جذب‌شده کاهش می‌یابد. بنابراین برای کاربرد تشخیص سرطان پستان نمی‌توان از نانوذرات طلا استفاده کرد.

برای بررسی دقیق‌تر افزایش ضریب جذب در طیف‌های مختلف فاکتور بهبود ضریب جذب که به صورت نسبت توان نرمالیزه جذب‌شده در ساختار با نانوذرات به توان جذب‌شده در ساختار بدون نانوذرات تعریف می‌شود. فاکتور بهبود توان جذب شده نسبت به آشکار ساز سیلیکونی معمولی در شکل ۴ آورده شده است.

شکل ۴ الف، نشان می‌دهد استفاده از آرایهٔ نانوذرات نقره به‌منظور بهبود توان جذب‌شده در مادهٔ فعال به‌شدت به شعاع نانوذرات و طول‌موج وابسته است برای نانوذرات با شعاع ۷۵ نانومتر، برای طول‌موج‌های کوچکتر از ۴۳۰ نانومتر نه‌تنها توان جذب بهبود نمی‌یابد، بلکه کاهش نیز می‌یابد. در این محدودهٔ طول‌موج نانوذرات مانند عامل پراکنده‌کننده عمل می‌کند و پرتوی تابشی را تا حدودی انعکاس می‌دهد. برای طول‌موج‌های ۴۳۰ تا ۵۰۰ نانومتر توان جذب به‌صورت تقریباً خطی و با شیب زیاد افزایش می یابد و برای طول‌موج‌های بزرگ‌تر از ۵۳۰ نانومتر تا مادون قرمز نزدیک به طور میانگین ۵۰ درصد افزایش در بهبود توان جذب‌شده در ناحیهٔ فعال داریم. نکتهٔ جالب در مورد این ساختار این است که بیشینهٔ توان جذب در محدودهٔ ۵۳۲ نانومتر می‌باشد که محدودهٔ لیزر تابشی به بافت می‌باشد. بنابراین استفاده از آرایه‌ای از نانوذرات با شعاع ۷۵ نانومتردر طول‌موج‌های



شکل۳: توان جذب‌شده برای آشکارساز پلاســـمونیک برحسب طول‌موج برای نانوذرات الف: نقره و ب: طلا برای شعاع‌های متفاوت



شـــکل۴: فاکتور بهبود توان آشکارساز پلاسمونیک برحســـب طول‌موج برای نانوذرات الف: نقره و ب: طلا برای شعاع‌های متفاوت

برهم‌کنش لیزر با بافت منجر به بیشینهٔ افزایش توان جذب‌شده می‌شود. درنتیجه برای آشکارسازی بافت‌های پستان بهترین انتخاب می‌باشد.

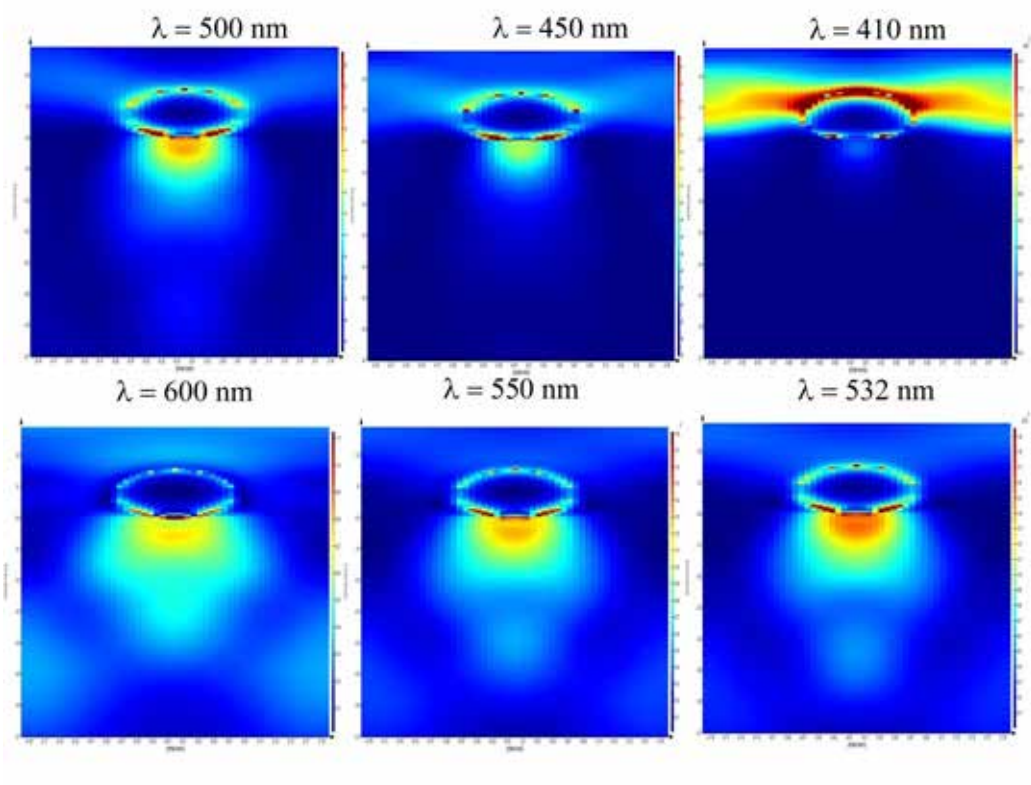
شـــکل ۴ ب نتایج شبیه‌ســـازی فاکتور بهبود توان جذب‌شده برحسب طول‌موج در مادهٔ فعال برای شـــعاع‌های مختلف نانوذرات طلا را نشـــان می‌دهد. در این شکل مشخص است برای طول‌موج‌های کوچک‌تر از ۵۷۰ نانومتر استفاده از نانوذارت طلا باعث کاهش ضریب بهبود جذب می‌شود که با افزایش شعاع نانوذرات در این محدودهٔ طول‌موج، کاهش می‌یابد.

درادامـــه برهم‌کنش طیف‌های بازتابی از بافت با مادهٔ فعال آشکارســـاز بررســـی می‌شود. پس از برهم‌کنش تابش لیزری با طول‌موج ۵۳۲ نانومتر طیف‌های بازتابی که در محدودهٔ زیادی پراکنده شده‌اند به سطح آشکارساز می‌رســـد. چند نمونه از طول‌موج‌های بازتابی که به ســـطح آشکارســـاز برخورد می‌کند شبیه‌ســـازی شده است. شـــکل ۵ نتایج شبیه‌سازی این برهم‌کنش ها را نشان می‌دهد.

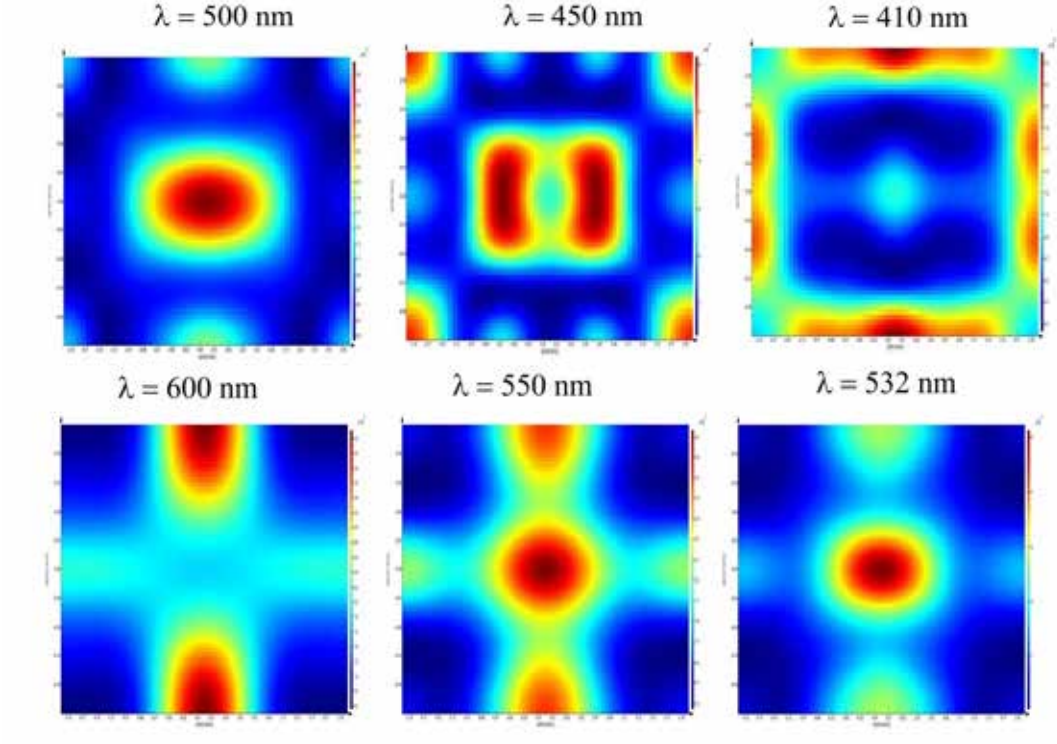
در شکل ۵ تولید پلاسمون پلاریتون سطحی در سطح مشترک نانوذرات نقره و نیمه‌رســـانا و انتشار آن‌ها به درون مادهٔ فعال نیمه‌رسانا برای طول موج‌های مختلف مشهود است. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد پلاسمون پلاریتون سطحی در سطح مشـــترک نانوذرات نقره و نیمه‌رسانا به شدت به طول‌موج وابسته می‌باشد و بیشترین جذب برای محدودهٔ ۵۳۲ نانومتر مشاهده می‌شود. علت آن نیز این است که طیف جذبی فلز نقره در ناحیهٔ مرئی اســـت. همچنین در طول‌موج‌های مختلف پروفایل انتشـــار متفاوت است.

برای بررســـی دقیق‌تر برهم‌کنش تابش بازتابیـــده از بافت با نانوذرات، ســـطح مقطع جذب درون مادهٔ فعال شبیه‌سازی شـــده است. نتایج این شبیه‌سازی در شکل ۶ آمده است.

شـــکل ۶ سطح مقطع توان جذب‌شـــده مادهٔ فعال نیمه‌رسانا برای طول موج‌های مختلف را نشان می‌دهد. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد استفاده از نانوذرات فلزی باعث می‌شود سطح مقطع توان جذب‌شده درون مادهٔ فعال



شکل ۵: پروفایل برهم‌کنش تابش بازتابیده از بافت و تولید و انتشار پلاسمون پلاریتون‌های جایگزیدهٔ ناشی از آن در طول‌موج‌های مختلف



شکل ۶: سطح مقطع توان جذب‌شده در طول‌موج‌های مختلف برای ساختار مورد نظر با نانوذرات نقره با شعاع ۷۵ نانومتر

نیمه‌رسانا به شدت به طول‌موج وابسته شود. همچنین در طول‌موج‌های مختلف پروفایل انتشار متفاوت است.

بحث و نتیجه‌گیری

در این مقاله اثر پلاسمون‌های سطحی جایگزیدهٔ ناشی از کوپل‌شدگی آرایه‌ای از نانوذرات کروی نقره بر روی زیرلایهٔ سیلیکون به منظور بهینه کردن توان اپتیکی جذب‌شده در مادهٔ فعال برای کاربرد بیوحسگر تشخیص سیگنال‌های تشخیص سرطان پستان از بافت نرمال بررسی شده است. در این بررسی ابتدا وابستگی توان جذب‌شده در مادهٔ فعال و فاکتور بهبود توان جذب‌شده به طول‌موج برای آرایه‌ای از نانوذرات نقره بررسی شده است. سپس به بررسی تولید پلاسمون پلاریتون سطحی جایگزیده در نانوذرات و در پایان نحوهٔ انتشار آن‌ها درون مادهٔ فعال آشکارساز پرداخته شد. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد پلاسمون پلاریتون سطحی تولید شده در سطح مشترک نانوذرات نقره و نیمه‌رسانا به شدت به طول‌موج وابسته است و بیشترین جذب برای طیف مرئی مشاهده می‌شود. نتایج شبیه‌سازی عددی نشان می‌دهد برای طراحی آشکارساز پلاسمونیک به‌عنوان نانوبیوحسگر بیولوژیکی در تشخیص سرطان پستان می‌توان از آرایه‌ای از نانوذرات نقره با شعاع ۷۵ نانومتر و با تناوب ۹ تایی استفاده کرد. همچنین نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد برای طول‌موج‌های کوچک‌تر از ۴۳۰ نانومتر نه‌تنها توان جذب بهبود نمی‌یابد بلکه کاهش نیز می‌یابد درنتیجه نانوذرات شبیه عدسی واگرا عمل می‌کند. در این محدودهٔ طول‌موج نانوذرات مانند عامل پراکنده‌کننده عمل می‌کند و پرتوی تابشی را تا حدودی انعکاس می‌دهد. در نهایت نشان داده شد افزودن نانوذرات نقره با شعاع ۷۵ نانومتر باعث افزایش تابش فرودی در محدودهٔ ۴۳۰ تا ۴۷۵ نانومتر به‌صورت خطی می‌شود و برای طول‌موج‌های ۴۷۵ تا ۶۰۰ نانومتر تقریباً تا ۵۰ درصد بهبود توان جذب‌شده در ناحیهٔ فعال وجود دارد و از این محدودهٔ آشکارساز پلاسمونیک می‌تواند به‌عنوان بیوحسگر تشخیص سرطان پستان استفاده شود.

References:

1. Wu L, Chu HS, Koh WS, Li EP. Highly sensitive graphene biosensors based on surface plasmon resonance. Optics express. 2010; 18(14): 14395-400.

2. Homola J. Surface plasmon resonance sensors for detection of chemical and biological species. Chemical reviews. 2008; 108(2): 462-93.

3. Rogalski A, Antoszewski J, Faraone L. Third-generation infrared photodetector arrays. Journal of applied physics. 2009; 105(9): 4.

4. Cennamo N, Chiavaioli F, Trono C, Tombelli S, Giannetti A, Baldini F, Zeni L. A complete optical sensor system based on a POF-SPR platform and a thermo-stabilized flow cell for biochemical applications. Sensors. 2016; 16(2): 196.

5. Kelly KL, Coronado E, Zhao LL, Schatz GC. The optical properties of metal nanoparticles: the influence of size, shape, and dielectric environment.

6. Rycenga M, Cobley CM, Zeng J, Li W, Moran CH, Zhang Q, Qin D, Xia Y. Controlling the synthesis and assembly of silver nanostructures for plasmonic applications. Chemical reviews. 2011; 111(6): 3669-712.

7. Liu X, Swihart MT. Heavily-doped colloidal semiconductor and metal oxide nanocrystals: an emerging new class of plasmonic nanomaterials. Chemical Society Reviews. 2014; 43(11): 3908-20.

8. Zhou S, Pi X, Ni Z. S. Zhou, X. Pi, Z. Ni, Y. Ding, Y. Jiang, C. Jin, C. Delerue, D. Yang, and T. Nozaki, ACS Nano 9, 378 (2015). ACS Nano. 2015; 9: 378.

9. Homola J, Yee SS, Gauglitz G. Surface plasmon resonance sensors. Sensors and Actuators B: Chemical. 1999; 54(1-2): 3-15.

10. Yonzon CR, Jeoung E, Zou S, Schatz GC, Mrksich M, Van Duyne RP. A comparative analysis of localized and propagating surface plasmon resonance sensors: the binding of concanavalin A to a monosaccharide functionalized self-assembled monolayer. Journal of the American Chemical Society. 2004; 126(39): 12669-76.

11. Haes AJ, Van Duyne RP. A unified view of propagating and localized surface plasmon resonance biosensors. Analytical and bioanalytical chemistry. 2004; 379(7-8): 920-30.

12. Senanayake P, Hung CH, Shapiro J, Lin A, Liang B, Williams BS, Huffaker DL. Surface plasmon-enhanced nanopillar photodetectors. Nano letters. 2011; 11(12): 5279-83.

13. Pillai S, Catchpole KR, Trupke T, Green MA. Surface plasmon enhanced silicon solar cells. Journal of applied physics. 2007; 101(9): 093105.

14. Das N, Karar A, Tan CL, Alameh K, Lee YT. Impact of nanograting phase-shift on light absorption enhancement in plasmonics-based metal-semiconductor-metal photodetectors. Advances in Optical Technologies. 2011; 2011.

15. Tan CL, Karar A, Alameh K, Lee YT. Optical absorption enhancement of hybrid-plasmonic-based metal-semiconductor-metal photodetector incorporating metal nanogratings and embedded metal nanoparticles. Optics express. 2013; 21(2): 1713-25.

16. Yu Z, Veronis G, Fan S, Brongersma ML. Design of midinfrared photodetectors enhanced by surface plasmons on grating structures. Applied physics letters. 2006; 89(15): 151116.

17. Stuart HR, Hall DG. Island size effects in nanoparticle-enhanced photodetectors. Applied Physics Letters. 1998; 73(26): 3815-7.

18. Howlader N, Noone AM, Krapcho MS, Neyman N, Aminou R, Altekruse SF, Kosary CL, Ruhl J, Tatalovich Z, Cho H, Mariotto A. SEER cancer statistics review, 1975–2009 (vintage 2009 populations). Bethesda, MD: National Cancer Institute. 2012: 1975-2009.

19. Hajian K, Gholizadeh Pasha AR, Bozorgzadeh Sh. Association of Obesity and Central Obesity with Breast Cancer Risk in Pre- and Postmenopausal Women. J Babol Univ Med Sci 2013; 15: 7-15.(Persian(

20. Srinivasan R, Kumar D, Singh M. Optical characterization and imaging of biological tissues. Current Science. 2004: 218-27.

21. Crow P, Stone N, Kendall CA, Persad RA, Wright MP. Optical diagnostics in urology: current applications and future prospects. BJU international. 2003; 92(4): 400-7.

22. Byrne D, O'Halloran M, Glavin M, Jones E. Data independent radar beamforming algorithms for breast cancer detection. Progress In Electromagnetics Research. 2010; 107: 331-48.

23. Wilson BC, Jacques SL. Optical reflectance and transmittance of tissues: principles and applications. IEEE Journal of Quantum Electronics. 1990; 26(12): 2186-99.

24. Cui W, Ostrander LE. The relationship of surface reflectance measurements to optical properties of layered biological media. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1992; 39(2): 194-201.

25. Singh M, Chacko S. Monte Carlo simulation of laser light scattering in mammalian organs. Current Science. 1997: 1015-9.

26. Ramesh R, Madheswaran M, Kannan K. NUMERICAL SIMULATION OF NANOSCALE FINFET PHOTODETECTOR FOR OPTIMAL DETECTION OF BIOLOGICAL SIGNALS USING INTERPOLATING WAVELETS. Progress In Electromagnetics Research B. 2011; 31.

27. Palik ED, editor., Handbook of Optical Constants of Solids Vol I, Academic Press, Orlando, 1985: 577–80.

28. Gai H, Wang J, Tian Q. Modified Debye model parameters of metals applicable for broadband calculations. Applied optics. 2007; 46(12): 2229-33.

29. Evlyukhin AB, Reinhardt C, Seidel A, Luk'yanchuk BS, Chichkov BN. Optical response features of Si-nanoparticle arrays. Physical Review B. 2010; 82(4): 045404.

30. Nikitin AG, Kabashin AV, Dallaporta H. Plasmonic resonances in diffractive arrays of gold nanoantennas: near and far field effects. Optics express. 2012; 20(25): 27941-52.

31. Baryshnikova KV, Petrov MI, Babicheva VE, Belov PA. Plasmonic and silicon spherical nanoparticle antireflective coatings. Scientific reports. 2016; 6: 22136.

32. Rodriguez SR, Lozano G, Verschuuren MA, Gomes R, Lambert K, De Geyter B, Hassinen A, Van Thourhout D, Hens Z, Gómez Rivas J. Quantum rod emission coupled to plasmonic lattice resonances: A collective directional source of polarized light. Applied Physics Letters. 2012; 100(11): 111103.

33. Bahari A, Salianeh MG. Investigation of optical properties by localized surface plasmon excitation of nanoparticle arrays in photodetectors. Optics Communications. 2018; 427: 567-72.