

طراحی و شبیه‌سازی آشکارساز پلاسمونیک به منظور تشخیص بهینه سیگنال‌های بیولوژیکی

خلاصه

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

روش بررسی: یک ساختار بهینه آشکارساز مبتنی بر اثرات پلاسمونیک 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 بر روی زیرلایه سیلیکون در طول موج‌های 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 محدوده طول موج لیزر فرودی، تولید پلاسمون پلاریتون سطحی در سطح مشترک نانوذرات نقره و نیم‌رسانا و نحوه انتشار آن‌ها درون ماده فعال آشکارساز محاسبه شده است. درنهایت به برهم‌کنش تابش فرودی با پلاسمون‌های جایگزیده در حالت تشدید و انتشار پلاسمون پلاریتون‌های سطحی در طول موج‌های مختلف به‌صورت جذب در ماده 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 دوره تناوب ۹ نانوذرات از جنس نقره و شعاع آن‌ها در محدوده ۷۵ نانومتر انتخاب شود.

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

محسن قهرمانی سالیانه^۱
علی بهاری^۲

۱. دکتری فیزیک گرایش اپتیک و لیزر، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه لرستان، خرم‌آباد، ایران

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

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

از پیش آشکار می‌شود.

سرطان پستان را می‌توان با روش‌های مختلفی از جمله ماموگرافی^۵ و بازسازی تصاویر توموگرافی^۶ و ... تشخیص داد. در روش ماموگرافی از اشعه X استفاده می‌شود که این اشعه یونساز می‌باشد و احتمال آسیب رساندن به بافت‌های سالم وجود دارد. روش‌های توموگرافی از جمله تصویربرداری تشدید مغناطیسی^۷ (MRI) و تابش پوزیترون گران قیمت می‌باشد و همچنین احتمال آسیب رسیدن به بافت‌های سالم نیز وجود دارد [۲۰].

اما، روشی که همواره جهت تشخیص نهایی به کار می‌رود، آزمایش پاتولوژی است. این روش با وجود توانایی‌هایی که در زمینه تشخیص انواع بیماری‌ها دارد، دارای مشکلاتی همچون تهاجمی بودن (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. علاوه بر این حساسیت زیاد به درجه حرارت، قدرت تفکیک فضایی بالا، طبیعت بدون تماس و بی‌ضرر بودن از ویژگی‌های روش تصویربرداری حرارتی است.

روش‌های نوری باتوجه به گیر بودن ساز، غیرتهاجمی و ارزان قیمت بودن، گزینه 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 بقیه تابش جذب بافت می‌شود [۲۳]. مؤلفه‌های تابش پراکنده شده و عبوری از بافت، حاوی همه 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 مورد نظر را به دست آورد [۲۵].

بررسی ضرایب عبور و انعکاس آرایه‌ای از نانوذرات سیلیکونی کروی با شعاع‌های بزرگ‌تر از ۶۵ نانومتر و با تقریب دوقطبی بر روی زیرلایه دی‌الکتریک همگن در سال ۲۰۱۰ صورت گرفت [۲۸]. نویسندگان نشان دادند در شرایط تشدید می‌توان افزایش شدت میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی ساختار را به‌طور جداگانه کنترل کرد. برانگیختگی تشدید پلاسماون‌های جایگزیده در آرایه 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

امروزه، استفاده از پدیده تشدید پلاسماون پلاریتون‌های سطحی^۱ و جایگزیده^۲ 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 زمینه تشخیص در پزشکی، طیف‌نگاری از سلول‌های زیستی، پایش‌های محیطی و شیمیایی، صنعت داروسازی، تشخیص کیفیت غذا و ... می‌باشد [۴-۲]. بیوحسگرهای مبتنی بر پلاسماون پلاریتون‌های جایگزیده از یک آشکارساز معمولی تشکیل می‌شوند که روی سطح آشکارساز از نانوذرات فلزی با اندازه حساس به سیگنال‌های بیولوژیکی پوشیده تشکیل شده است. نوسان دسته‌جمعی الکترون‌های آزاد در نانوذرات باعث تولید موج الکترومغناطیسی می‌شود. پلاسماون سطحی جایگزیده توسط موج الکترومغناطیس فرودی برانگیخته می‌شود. وقتی ثابت انتشار تابش فرودی و موج پلاسماون جایگزیده برابر باشند، تشدید اتفاق می‌افتد. این پدیده که تحت عنوان پدیده تشدید پلاسماون‌های سطحی جایگزیده یا پلاسماون پلاریتون جایگزیده مشهور است، موجب جذب قابل توجه انرژی تابش فرودی در فرکانس تشدید پلاسماون سطحی جایگزیده می‌شود. شرایط تشدید بستگی به زاویه تابش، قطبش و طول موج تابش فرودی همچنین ضرایب شکست نانوذرات و دی‌الکتریک دارد. خواص اپتیکی، شدت و پهنای طیف تشدید پلاسماون پلاریتون جایگزیده به شکل هندسی، ابعاد و جنس نانوذرات، فاصله نانوذرات از هم و جنس دی‌الکتریک زیرلایه بستگی دارد [۵]. بیشینه طیف جذبی تشدید پلاسماون پلاریتون جایگزیده برای نانوذرات فلزی در محدوده مرئی [۶] و برای نانوذرات نیم‌رسانا در محدوده مادون قرمز نزدیک و دور [۷ و ۸] می‌باشد. از این خواص می‌توان به منظور بهبود راندمان ادوات نانوآپتوالکترونیک^۳ و فوتونیک از جمله حسگرها [۹-۱۱]، سلول خورشیدی [۱۲ و ۱۳]، آشکارسازهای نوری^۴ [۱۴-۱۷] و ... استفاده کرد.

سرطان پستان شایع‌ترین سرطان و یکی از علل مهم مرگ و میر در بین زنان ۴۰ تا ۵۰ ساله می‌باشد و در صورت تشخیص به موقع، روند بهبود و درمان به‌طور قابل ملاحظه‌ای افزایش خواهد یافت. طبق آمار انستیتو ملی سرطان ایالات متحده 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

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

بافت هوا مقداری از تابش، پراکنده و بقیه جذب می‌شود. شکل ۱ شماتیک چیدمان آزمایشگاهی تشخیص سرطان پستان را نشان می‌دهد.

چیدمان آزمایشگاهی این آشکارساز به‌عنوان بیوحسگر در شکل ۱ آورده شده است. در این چیدمان از لیزر نیمه‌رسانا با طیف پیوسته و طول موج ۵۳۲ نانومتر با توان $p=0.5 \text{ W/m}^2$ استفاده می‌شود. پرتوی لیزر به سطح پستان تابیده می‌شود و طیف پراکنده شده از آن توسط بیوحسگر آشکارسازی می‌گردد. آشکارساز، طیف تابیده شده را به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌کند. سپس این سیگنال تقویت شده با یک مبدل آنالوگ به دیجیتال به سیگنال دیجیتال تبدیل می‌شود و برای پردازش به سامانه پردازش تصویر فرستاده می‌شود و در قسمت پردازش تصویر اطلاعات مورد نیاز استخراج می‌گردند [۲۶].

ضریب جذب دو بافت سالم و سرطانی در طول موج‌های مختلف در منبع [۲۶] بررسی شده است. ضریب جذب در طول موج‌های کوچک‌تر از ۶۰۰ نانومتر به شدت به فشار خون وابسته می‌باشد. نتایج شبیه‌سازی آن‌ها نشان می‌دهد برای طول موج‌های یکسان اختلاف زیادی بین ضریب جذب بافت‌های سرطانی و سالم وجود دارد. برای طول موج ۵۱۴/۵ نانومتر کمترین مقدار ضریب جذب مشاهده شد این مقدار برای بافت سالم ۲/۱۶ و برای بافت سرطانی ۶/۵۶ اندازه‌گیری شد. همچنین در طول موج ۴۸۸ نانومتر بیشترین مقدار ضریب جذب برای بافت سالم ۲/۷۵ و برای بافت سرطانی ۷/۵۱ مشاهده شد [۲۶]. در ادامه ضریب پراکندگی دو بافت سالم و بافت سرطانی در طول موج‌های مختلف نیز بررسی شده است. نتایج بررسی نشان داد برای طول موج‌های یکسان اختلاف زیادی بین ضریب پراکندگی بافت‌های سرطانی و سالم وجود دارد. برای طول موج ۵۱۴/۵ نانومتر کمترین مقدار ضریب پراکندگی رخ می‌دهد. ضریب پراکندگی در این طول موج برای بافت سالم ۱۸۹ و برای بافت سرطانی ۲۹۸ می‌باشد. در طول موج ۴۷۶/۵ نانومتر بیشینه مقدار ضریب پراکندگی برای بافت سالم ۲۲۱ و برای بافت سرطانی ۳۳۳ رخ می‌دهد.

در ادامه به بررسی آشکارسازهای پلاسمونیک بهینه به‌عنوان نانوبیوحسگر می‌پردازیم.

ساختار مورد بررسی در شکل ۲ نشان داده شده است.



شکل ۱: شماتیک چیدمان آزمایشگاهی تشخیص سرطان پستان در فضای آزاد [۲۶]

رایلی با تشدید تک نانوذر و بهینه‌سازی پارامترهای شبکه به‌منظور افزایش شدت میدان الکتریکی بررسی شده است. در سال ۲۰۱۶ آرایه‌ای از نانوذرات سیلیکونی و نقره بر روی زیرلایه سیلیکون و با تأکید بر نقش تکانه مغناطیسی به‌صورت تئوری مورد مطالعه قرار گرفت [۳۰]. ابرشبه‌تولید شده توسط آرایه‌ای از ذرات طلا در سال ۲۰۱۸ گزارش شد. در این مقاله نشان داده شد ابرشبه‌تولید پلاسمونیک، جفت‌شدگی پلاسمون‌های شبکه و مدهای براگ شبکه را توصیف می‌کند [۳۱]. در سال ۲۰۱۸ توان جذب شده در ماده فعال آشکارسازهای نوری سیلیکونی با آرایه‌ای از نانوذرات طلا و نقره مورد بررسی قرار گرفته است. ما در این مقاله نشان دادیم که استفاده از نانوذرات نقره نسبت به طلا در محدوده طیف مرئی دارای راندمان بهتری می‌باشد و می‌توان میدان ناشی از کوپل‌شدگی تابش فرودی با پلاسمون‌های سطحی جایگزیده آرایه تناوبی از نانوذرات نقره را تا ۵۰ درصد افزایش داد [۳۲].

در مقالات بررسی شده تاکنون، ضریب شکست زیرلایه ثابت در نظر گرفته شده است. همچنین اکثراً طیف عبوری و انعکاسی از نانوذرات را بررسی کرده‌اند و آرایه نانوذرات بررسی شده دارای تناوب تک‌نانوذر بوده است. این نواقص انگیزه ما برای بررسی کامل‌تر و دقیق‌تر مسئله شد. در این مطالعه، ضریب شکست زیرلایه سیلیکونی به‌عنوان ماده به‌صورت تابعی از طول موج در نظر گرفته شده است. همچنین برای اکثر کاربردهای فوتونیک و اپتوالکترونیک از قبیل آشکارسازهای نوری، نانولیزرها، سلول‌های خورشیدی و ... از ضریب جذب استفاده می‌شود. به‌همین دلیل در این مطالعه ضریب جذب بررسی شده است.

در این مقاله ابتدا توان تولید شده پلاسمون‌های سطحی جایگزیده با در نظر گرفتن ترکیب چند قطبی‌های الکتریکی و مغناطیسی ناشی از نانوذرات نقره در طول موج‌های مختلف با مدل درود تعمیم یافته و با روش عددی FDTD^۱ بررسی شده است. سپس به مطالعه برهم کنش تابش فرودی با پلاسمون‌های جایگزیده در حالت تشدید و انتشار پلاسمون پلاریتون‌های سطحی در طول موج‌های مختلف به‌صورت جذب در ماده فعال سیلیکونی پرداخته شده است.

روش بررسی

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

تکنیک‌های اپتیک فضای آزاد با توجه به غیر یون ساز، غیرتهاجمی و ارزان قیمت بودن، حساسیت به درجه حرارت، بی‌ضرر بودن، قدرت تفکیک فضایی و طبیعت بدون تماس گزینه مناسبی برای تشخیص سرطان پستان می‌باشد. در این روش‌ها پرتوی لیزر به سطح ضخیم بافت تابیده می‌شود با توجه به اختلاف ضریب شکست بافت و هوا در سطح مشترک

8. Finite Difference Time Domain

برای محور X و Y به صورت تناوبی و در جهت Z شرط مرزی PML^{۱۰} صورت گرفته است.

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

$$\omega_p(\mathbf{r}) = \left(\frac{e^2 n(\mathbf{r})}{\epsilon_0 m} \right)^{1/2} \quad (1)$$

که در آن e بار الکترون، m جرم مؤثر آن، n چگالی ذرات پلاسمون و ε_۰ ضریب گذردهی خلأ است.

با استفاده از تعریف فوق ضریب گذردهی پلاسمون به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\epsilon(\omega, \mathbf{r}) = \epsilon_\infty - \frac{\omega_p^2(\mathbf{r})}{\omega(\omega + i\nu)} \quad (2)$$

که در آن ω فرکانس موج الکترومغناطیس و ν فرکانس برخورد ذرات پلاسما با یکدیگر و ε_∞ گذردهی پلاسما در فرکانس بی‌نهایت است. در محیط‌های پلاسماهای گازی ε_∞ = ۱ قرار داده می‌شود. چون گذردهی پلاسما مقداری مختلط است، لذا قسمت موهومی آن موجب جذب امواج الکترومغناطیس می‌شود. قسمت‌های حقیقی و موهومی گذردهی به صورت زیر می‌باشند:

$$\epsilon_r(\omega, \mathbf{r}) = \epsilon_\infty - \frac{\omega_p^2(\mathbf{r})}{\omega^2 + \nu^2}, \quad \epsilon_i(\omega, \mathbf{r}) = \frac{\nu \omega_p^2(\mathbf{r})}{\omega(\omega^2 + \nu^2)} \quad (3)$$

از معادله فوق ملاحظه می‌شود که ε_r ممکن است مقداری منفی نیز داشته باشد لذا، شرط انتشار امواج سطحی در پلاسما برای برخی از فرکانس‌ها می‌تواند برقرار شود.

اگر گذردهی پلاسما را برحسب رسانندگی آن σ_p(r) بازنویسی شود، می‌توان نوشت:

$$\sigma_p(\mathbf{r}, \omega) = \frac{\epsilon_0 \nu \omega_p^2(\mathbf{r})}{\omega^2 + \nu^2} \quad (4)$$

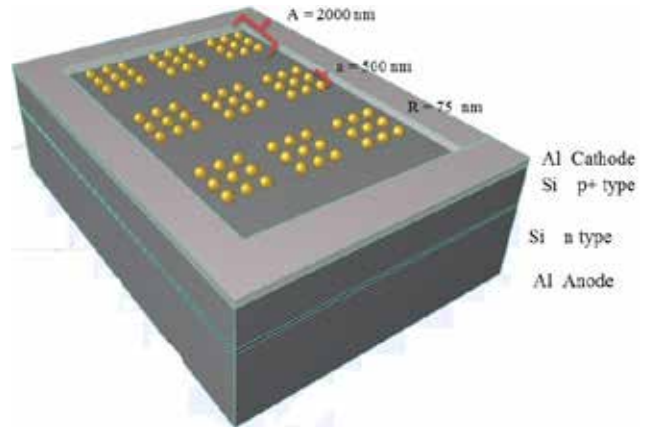
$$\epsilon(\omega) = 1 + \frac{i}{\epsilon_0 \omega} \sigma_p(\omega) \quad (5)$$

در این مقاله به جای استفاده از مدل ساده درود که در بالا شرح داده شد، از مدل درود تعمیم‌یافته [۲۴] به صورت زیر استفاده شده است.

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + i\tau\omega} + \frac{\sigma_p(\omega)}{i\epsilon_0\omega} \quad (6)$$

برای محاسبه توان جذب‌شده در ماده فعال، ابتدا باید ضرایب عبور،

10. Perfectly Matched Layer



شکل ۲: آرایه‌ای از نانوذرات شامل تناوبی از ۹ نانوذره نقره بر روی آشکارساز سیلیکونی

این ساختار شامل یک دیود سیلیکونی با اتصالات فلزی آلومینیوم که نانوذرات نقره بر روی آن رشد داده شده می‌باشد. ساختار شامل آرایه‌ای از ۹ نانوذره نقره می‌باشد. شعاع هر نانوذره ۷۵ نانومتر و فاصله دو نانوذره مجاور ۵۰۰ نانومتر می‌باشد که جزئیات آن در جدول شماره ۱ آورده شده است. برای بررسی کامل و دقیق تر مسئله، ضریب شکست زیرلایه سیلیکونی به عنوان ماده فعال با داده‌های تجربی و به صورت مختلط و وابسته به طول موج در نظر گرفته شده است [۲۷].

برهم کنش بین ذرات نقره حتی در ابعاد چند نانومتر و میدان الکترومغناطیس فرودی را می‌توان بدون متوسط شدن به مکانیک کوانتومی و به سادگی در قالب معادلات ماکسول بررسی کرد. برای محاسبه خواص نوری ماده فعال آشکارسازهای نوری می‌توان از روش تفاضلات متناهی حوزه زمان^۹ (FDTD) استفاده کرد. روش FDTD بر اساس مشتق‌های زمانی و مکانی موجود در معادلات ماکسول برای تقریب یک تابع دیفرانسیل‌های محدودی را فراهم می‌کند که با مش بندی مناسب و انتخاب شرایط مرزی مناسب مسئله می‌توان به صورت دقیق حل کرد. شبیه‌سازی مسئله به صورت سه بعدی و شرایط مرزی

جدول ۱: جزئیات ساختار آرایه‌ای از نانوذرات نقره بر روی آشکارساز سیلیکونی

پارامتر	واحد	
نوع نانوذرات ۱	نقره	medium 1
شعاع نانوذرات	75	نانومتر
فاصله بین نانوذرات	a=500	نانومتر
اندازه یک پرپود بررسی شده	A=2000	نانومتر
ماده فعال 2	Si نوع P+ با غلظت ۱۰ ^{۲۱}	cm ⁻³
زیرلایه 3	Si نوع n با غلظت ۱۰ ^{۱۸}	cm ⁻³
کاتد و آند	آلومینیوم	

9. Finite Difference Time Domain

فرودی به داخل محیط فعال متمرکز شود و ساختار مانند عدسی‌های کوچکی عمل کنند. برای بررسی این پدیده ابتدا توان جذب‌شده در ماده فعال بررسی شده است.

نتایج شبیه‌سازی توان جذب‌شده برحسب طول‌موج در ماده 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 اندازه 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 بیشینه توان جذب‌شده در محدوده طیف بزرگ‌تر از ۴۶۰ نانومتر می‌باشد همچنین بیشترین ضریب 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 نانوذرات طلا باعث کاهش توان جذب‌شده در آشکارساز می‌شود. این شکل نشان می‌دهد با افزایش شعاع نانوذرات در این محدوده 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 آشکارساز سیلیکونی معمولی در شکل ۴ آورده شده است.

شکل ۴ الف، نشان می‌دهد استفاده از آرایه نانوذرات نقره به‌منظور بهبود توان جذب‌شده در ماده 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 محدوده 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 می‌یابد و برای طول‌موج‌های بزرگ‌تر از ۵۳۰ نانومتر تا مادون قرمز نزدیک به طور میانگین ۵۰ درصد افزایش در بهبود توان جذب‌شده در ناحیه فعال داریم. نکته جالب در مورد این ساختار این است که بیشینه توان جذب در محدوده ۵۳۲ نانومتر می‌باشد که محدوده لیزر تابشی به بافت می‌باشد. بنابراین استفاده از آرایه‌ای از نانوذرات با شعاع ۷۵ نانومتر در طول‌موج‌های

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

$$T(\omega) = \frac{\int_{ST} \text{Re } P_2(\omega) ds}{\int_S \text{Re } P_{in}(\omega) ds} \quad (7)$$

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

$$R(\omega) = \frac{\int_{SR} \text{Re } P_2(\omega) ds}{\int_S \text{Re } P_{in}(\omega) ds} \quad (8)$$

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)

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

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 ماده فعال سیلیکونی را می‌توان با انتگرال‌گیری از شار فوتونی در حجم ماده فعال به‌صورت زیر محاسبه کرد:

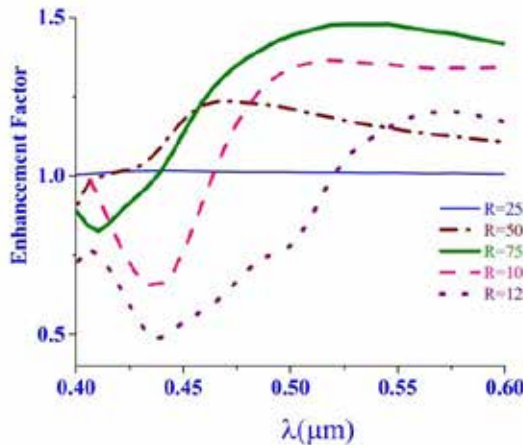
(۱۰)

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

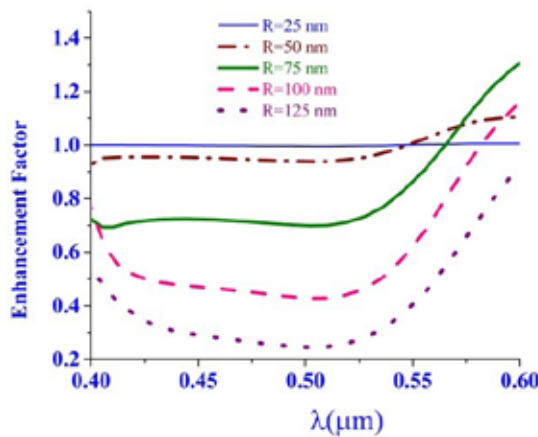
یافته‌ها

برای محاسبه برهم‌کنش تابش فرودی با نانوذرات نقره و همچنین ماده فعال آشکارسازهای نوری از روش تفاضلات متناهی حوزه زمان (FDTD) استفاده می‌شود. ساختار بررسی‌شده 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 فاصله دو نانوذره 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)، در نظر گرفته شده است. ترکیب آرایه‌ای از نانوذرات بر روی ماده فعال با اثر کاواکی لایه فعال ناشی از ضخامت محدود آن باعث می‌شود تابش

الف



ب



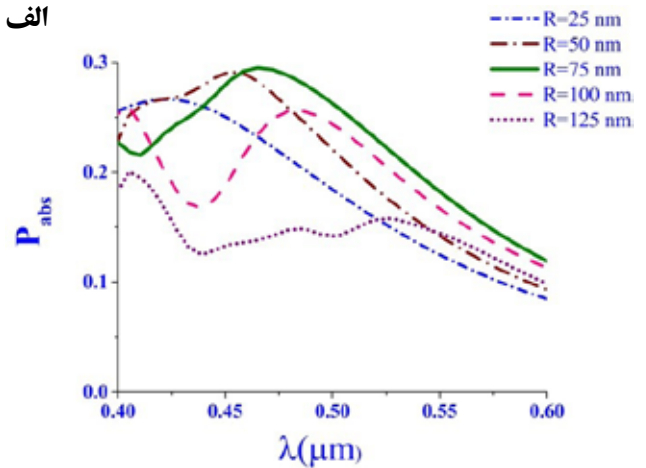
شکل ۴: فاکتور بهبود توان آشکارساز پلاسمونیک برحسب طول موج برای نانوذرات الف: نقره و ب: طلا برای شعاع‌های متفاوت

در شکل ۵ تولید پلاسمون پلاریتون سطحی در سطح مشترک نانوذرات نقره و نیمه‌رسانا و انتشار آن‌ها به درون ماده فعال نیمه‌رسانا برای طول موج‌های مختلف مشهود است. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد پلاسمون پلاریتون سطحی در سطح مشترک نانوذرات نقره و نیمه‌رسانا به شدت به طول موج وابسته می‌باشد و بیشترین جذب برای محدوده ۵۳۲ نانومتر مشاهده می‌شود. علت آن نیز این است که طیف جذبی فلز نقره در ناحیه مرئی است. همچنین در طول موج‌های مختلف پروفایل انتشار متفاوت است.

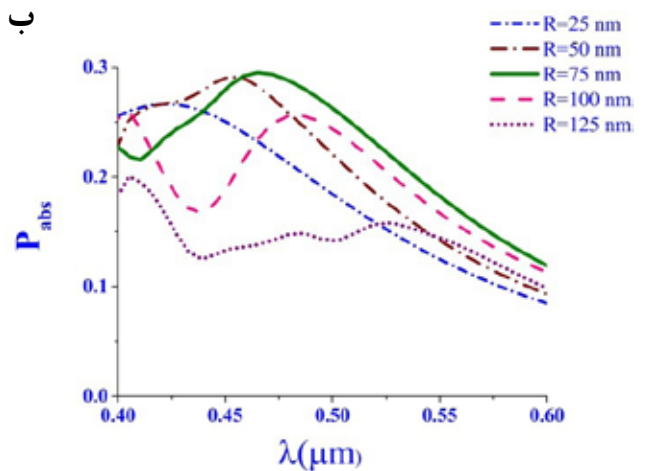
برای بررسی دقیق‌تر برهم‌کنش تابش بازتابیده از بافت با نانوذرات، سطح مقطع جذب درون ماده فعال شبیه‌سازی شده است. نتایج این شبیه‌سازی در شکل ۶ آمده است.

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

الف



ب

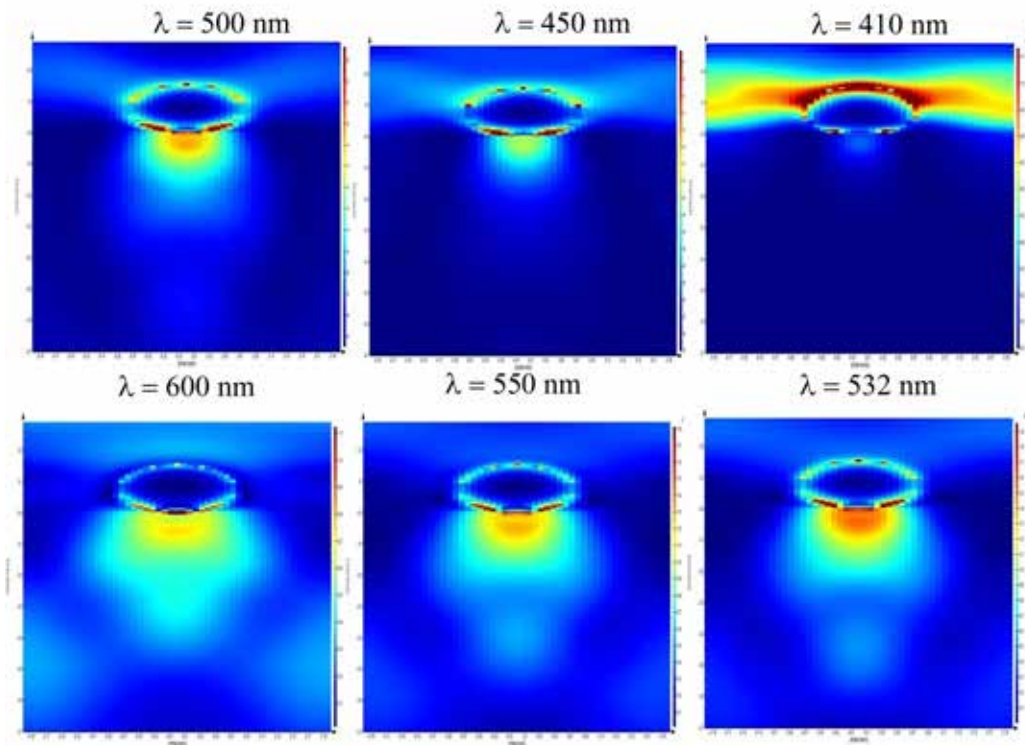


شکل ۳: توان جذب‌شده برای آشکارساز پلاسمونیک برحسب طول موج برای نانوذرات الف: نقره و ب: طلا برای شعاع‌های متفاوت

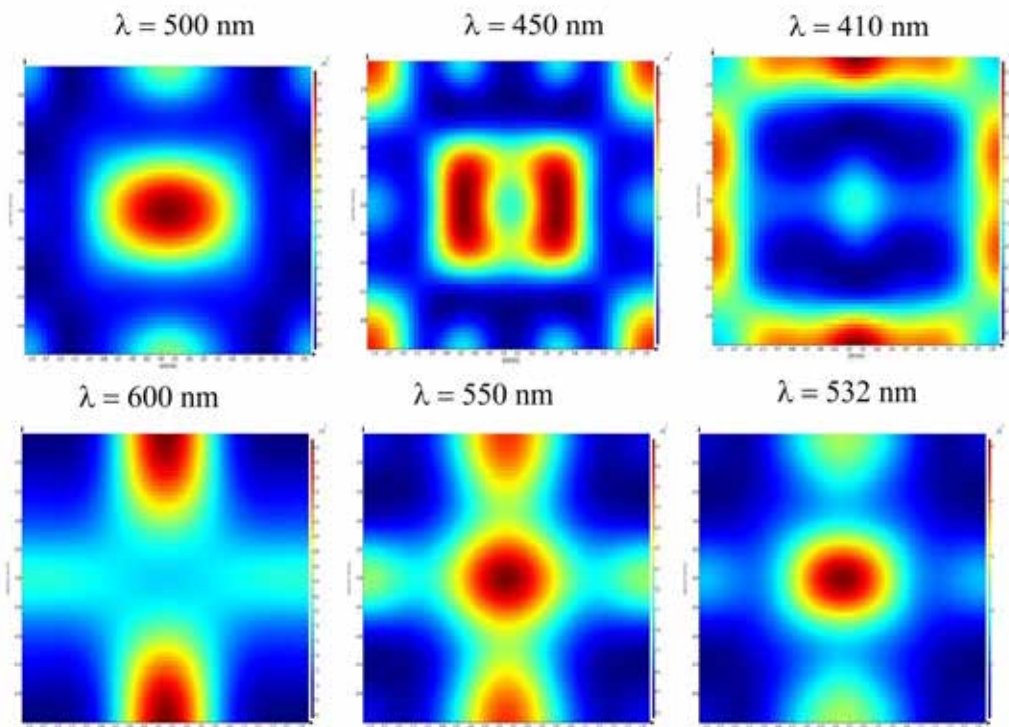
برهم‌کنش لیزر با بافت منجر به پیشینه افزایش توان جذب‌شده می‌شود. در نتیجه برای آشکارسازی بافت‌های پستان بهترین انتخاب می‌باشد.

شکل ۴ ب نتایج شبیه‌سازی فاکتور بهبود توان جذب‌شده برحسب طول موج در ماده فعال برای شعاع‌های مختلف نانوذرات طلا را نشان می‌دهد. در این شکل مشخص است برای طول موج‌های کوچک‌تر از ۵۷۰ نانومتر استفاده از نانوذرات طلا باعث کاهش ضریب بهبود جذب می‌شود که با افزایش شعاع نانوذرات در این محدوده طول موج، کاهش می‌یابد.

در ادامه برهم‌کنش طیف‌های بازتابی از بافت با ماده فعال آشکارساز بررسی می‌شود. پس از برهم‌کنش تابش لیزری با طول موج ۵۳۲ نانومتر طیف‌های بازتابی که در محدوده زیادی پراکنده شده‌اند به سطح آشکارساز می‌رسند. چند نمونه از طول موج‌های بازتابی که به سطح آشکارساز برخورد می‌کند شبیه‌سازی شده است. شکل ۵ نتایج شبیه‌سازی این برهم‌کنش‌ها را نشان می‌دهد.



شکل ۵: پروفایل برهم‌کنش تابش بازتابیده از بافت و تولید و انتشار پلاسمون پلاریتون‌های جایگزیده 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

Downloaded from icml.ir at 11:34 +0430 on Wednesday July 31st 2019

نیمه‌رسانا به شدت به طول موج وابسته شود. همچنین در طول موج‌های مختلف پروفایل انتشار متفاوت است.

بحث و نتیجه‌گیری

در این مقاله اثر پلاسمون‌های سطحی جایگزیده ناشی از کوپل‌شدگی آرایه‌ای از نانوذرات کروی نقره بر روی زیرلایه سیلیکون به منظور بهینه کردن توان اپتیکی جذب‌شده در ماده فعال برای کاربرد بیوحسگر تشخیصی سیگنال‌های تشخیص سرطان پستان از بافت نرمال بررسی شده است. در این بررسی ابتدا وابستگی توان جذب‌شده در ماده فعال و فاکتور بهبود توان جذب‌شده به طول موج برای آرایه‌ای از نانوذرات نقره بررسی شده است. سپس به بررسی تولید پلاسمون پلاریتون سطحی جایگزیده در نانوذرات و در پایان نحوه انتشار آن‌ها درون ماده فعال آشکارساز پرداخته شد. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد پلاسمون پلاریتون سطحی تولید شده در سطح مشترک نانوذرات نقره و نیمه‌رسانا به شدت به طول موج 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 طول موج‌های کوچک‌تر از ۴۳۰ نانومتر نه تنها توان جذب بهبود نمی‌یابد بلکه کاهش نیز می‌یابد در نتیجه نانوذرات شبیه عدسی و اگر عمل می‌کند. در این محدوده طول موج 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 محدوده ۴۳۰ تا ۴۷۵ نانومتر به صورت خطی می‌شود و برای طول موج‌های ۴۷۵ تا ۶۰۰ نانومتر تقریباً تا ۵۰ درصد بهبود توان جذب‌شده در ناحیه فعال وجود دارد و از این محدوده 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, Cogley 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, Salieneh MG. Investigation of optical properties by localized surface plasmon excitation of nanoparticle arrays in photodetectors. *Optics Communications*. 2018; 427: 567-72.