بیست و هشتمین کنفرانس اپتیک و
فوتونیک ایران و چهاردهمین کنفرانس
مهندسی و فناوری فوتونیک ایران،
دانشگاه شهید چمران اهواز،
خوزستان، ایران.
۱۴-۱۲ بهمن ۱۴۰۰

تأثیر اندازه‌ی ذرات و دوره‌ی تناوب در نانوحسگر زیستی نوری

صدیقه شنان حیاوی[۱،*]، عبدالمحمد قلمبر دزفولی [۱و۲]
[۱]گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران
[۱]مرکز تحقیقات لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران
s-shananhayavi@stu.scu.ac.ir* , a.ghalambor@scu.ac.ir

چکیده – در این مقاله به بررسی حساسیت نانوحسگرهای زیستی نوری نسبت به تغییرات خواص اپتیکی محیط اطراف پرداخته ایم. برای این منظور، یک نانوحسگرزیستی طراحی و مدلسازی شد و تأثیر تغییر دوره تناوب توری و اندازه نانوذرات در تقویت حساسیت آن مطالعه گردید. نتایج نشان می‌دهد که حساسیت نانوحسگرهای زیستی نوری نسبت به تغییرات خواص نوری محیط در حد $۰٫۰۱\frac{nm}{RIU}$ و تغییر در اندازه‌ی نانوذره و همچنین تغییر دوره ی تناوب توری یک شیفت فرکانسی قرمز را ایجاد می‌نماید.

کلید واژه- دوره تناوب توری، اندازه نانو ذرات ، نانوحسگر نوری، مدل‌سازی

Effects of particle size and periodicity on optical nanobiosensors

Sedigheh Shanan Hayavi*[,۱], Abdolmohammad Ghalambor Dezfuli [۱،۲]
[۱]□□□□□□□□□□ □□ □□□□□□□□, □□□□□□□□ □□ □□□□□□□□,□□□□□□□ □□□□□□□□ □□□□□□□□□□□ □□ □□□□□□, □□□□□□,□□□□□
[۲]□□□□□□□ □□□□ □□□□□□□□□ □□ □□□□□□ □□□□ □□□□□□□,□□□□□□□ □□□□□□□□ □□□□□□□□□□□ □□ □□□□□□, □□□□□□,□□□□□
s-shananhayavi@stu.scu.ac.ir* , a.ghalambor@scu.ac.ir

Abstract- In this paper, we investigate the sensitivity of optical nanobiosensors with respect to the changes of the background's optical properties. For this purpose, a nanobiosensor designed and modeled and the effects of changing the grating periodicity and nanoparticle size on enhancing its sensitivity have been investigated. The results show that the sensitivity of optical nanobiosensors to the changes in the background's optical properties is of the order of ۰٫۰۱nm / RIU. Also, the change in the size of nanoparticle as well as the change in the grating periodicity shows a red frequency shift.

Keywords: size of nanoparticle, grating periodicity, nanobiosensors

[Downloaded from opsi.ir on 2024-04-19]

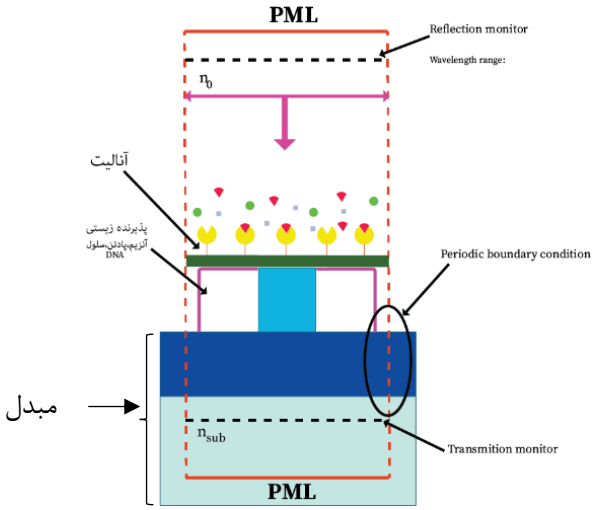
مقدمه

اولین حسگر زیستی توسط کلارک و لیون در سال ۱۹۶۲ برای اندازه‌گیری گلوکز در نمونه های بیولوژیکی اختراع شد، از استراتژی تشخیص الکتروشیمیایی اکسیژن یا پراکسید هیدروژن با استفاده از الکترود گلوکز اکسیداز بی حرکت استفاده کردند. حسگر زیستی یک ابزار آنالیزی و ردیابی است که برای تشخیص وجود یک آنالیت یا تعیین غلظت آن،طی فرایندی چند مرحله ای، یک پاسخ زیستی را به سیگنال الکتریکی تبدیل می کند. ایجاد این پاسخ زیستی می‌تواند حاصل ترکیبات زیستی متنوعی مانند آنزیم ها، پادتن‌ها،آنتی ژن ها و... باشد [۱،۲]. در دسته حسگرهای زیستی نوری می‌توان حسگرهای مبتنی بر فیبر نوری، نانوذرات، نانولوله، نانوسیم، و همچنین حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی را نام برد. در این مقاله با استفاده از ساختار لایه ای در مقیاس نانو سعی در طراحی یک نانوحسگر زیستی نوری با حساسیت بالا می‌نماییم که ساختار آن به گونه ای بهینه می‌گردد که تشدید پلاسمون سطحی را از آن دریافت کرده و در نتیجه سیگنال خروجی با دقت بالا از نانو حسگر زیستی بدست آوریم. از طرفی با توجه به‌آنکه سیگنال‌های خروجی این نانوحسگرزیستی نوری در ناحیه ی فروسرخ قرار می‌گیرند، امکان تقویت سیگنال رامان نیز در آن فراهم می‌شود. شبیه‌سازی و مطالعه‌ی رفتار این حسگرهای‌نوری در اندرکنش نور با آنها موردتوجه بسیاری از پژوهشگران قرار گرفته است. دراین‌مقاله برهمکنش نور با ساختار نانوحسگرزیستی نوری، به وسیله‌ی حل معادلات ماکسول (معادلات فارادی و آمپر) و با استفاده از روش تفاضل متناهی دامنه زمان، ساده سازی، حل و شبیه سازی شده است[۳،۴] . در این روش از شکل دیفرانسیلی معادلات ماکسول به روش تفاضلات محدود مرکزی در هر دو حوزه‌ی زمان و فرکانس استفاده می‌گردد. روش تفاضل متناهی اولین بار توسط تام در سال ۱۹۲۴ارائه شد. روش تفاضل متناهی دامنه زمان توسط یی در سال ۱۹۰۰ارائه گردید که با کمک آن معادلات ماکسول در مسائل پراکندگی به صورت عددی حل می‌شد. در اوایل دهه‌ی هشتاد میلادی تافلو و دیگران روشهای عددی مربوط به این الگوریتم را گسترش دادند.

طراحی نانوحسگر زیستی نوری

به‌طور کلی نانوحسگر زیستی نوری از یک آنالیت و عنصر پذیرنده‌ی زیستی با یک مبدل، و همچنین آشکارسازنوری تشکیل شده است. یک پذیرنده زیستی و یا مولکول بیولوژیکی مانند بافت، میکروارگانیسم،دریافت کننده‌های سلولی، پادتن، آنزیم و نوکلئیک اسید آنالیت را تشخیص می دهد و مبدل آن را به سیگنال های‌قابل اندازه‌گیری تبدیل می‌کند.شکل۱اجزای‌کلی یک نمونه نانوحسگرزیستی نوری را نشان می دهد، که شامل یک لایه‌ی سیلیکا می‌باشد که لایه‌ی نازکی از طلا روی آن کشیده شده است.ترکیب این دو لایه یک مبدل را تشکیل می‌دهد و نانو ذرات‌طلا که بر روی آنها به‌صورت یک شبکه توری قرار گرفته نقش مؤثری در تولید پلاسمون سطحی و تقویت سیگنال رامان دارد. چشمه‌ی موج تخت از بالا به چنین ساختاری‌تابیده شده و آشکارسازها در بالا و پایین ساختار برای‌اندازه‌گیری میزان بازتاب و عبور قرار می‌گیرند. از طرفی‌لایه‌های‌کاملا جور در بالا و پایین ساختار به عنوان شرایط مرزی‌جاذب‌قرارمی‌گیرند، این لایه‌ها از بازگشت نور به درون محیط شبیه‌سازی جلوگیری می‌کنند[۵،۶،۷] ساختار نانوحسگر زیستی این مقاله حاوی یک زیرلایه سیلیکا و یک لایه طلا به ضخامت ۲۰۰نانومتر و یک شبکه توری مربعی طلا به ضخامت ۵۰نانومتر می‌باشد.

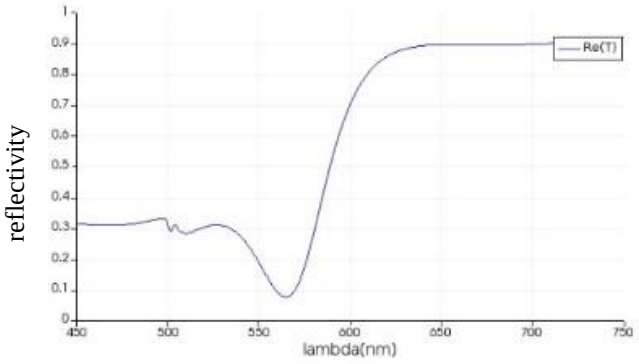
[Downloaded from opsi.ir on 2024-04-19]



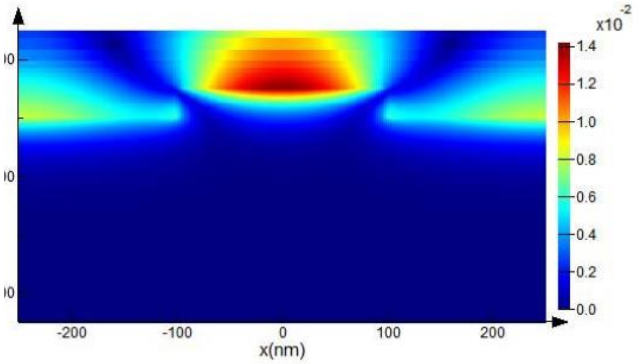
شکل ۱: طرحواره اجزای تشکیل دهنده‌ی نانوحسگر زیستی نوری

نتایج

همانطور که در بالا اشاره شد، ساختار نانوحسگرزیستی نوری‌موردمطالعه حاوی زیرلایه و شبکه توری است که از دو طرف شرط مرزی دوره ای در آن قرار می‌گیرد. این به این معناست که حسگر از یک سلول با ساختار تناوبی تشکیل می‌گردد. شرایط مرزی جاذب در بالا و پایین ساختار باعث آن می‌شود که تمامی امواج الکترومغناطیس فرودی بر سطح را جذب گردد. در واقع این مجموعه مرزهای باز و بدون انعکاس را مدل می‌نماید. نتایج نشان می‌دهد که حداقل فاصله بین مرزهای جاذب باید نصف طول موج $\frac{\lambda}{2}$ باشد .با قرار دادن دو مشاهده گر میزان توان عبور و بازتاب محاسبه خواهد شد. چشمه‌ی موج تختی با طول موج بین ۱۱۰۰-۴۰۰ نانومتر از بالا به ساختار تابانده می‌شود و میزان بازتاب از ساختار شبیه‌سازی و محاسبه می‌گردد. شکل۲نمودار بازتاب برحسب طول موج را نشان می‌دهد و مطابق این شکل طول‌موج کمینه در مقدار ۵۷۳,۶نانومتر قرار دارد. حال چنان‌چه توزیع شدت میدان مغناطیسی در صفحهxyرا مطابق شکل ۳رسم نماییم، مشاهده می‌گردد که برروی شبکه توری بیشترین میزان پلاسمون سطحی تشکیل شده است. دلیل آنکه کمینه نمودار بازتاب برای ما قابل اهمیت می‌باشد آن است که زمانی‌که نور به مرز مشترک بین فلز و دی‌الکتریک برخورد می‌کند، پلاسمون سطحی در این مرز تشکیل و تقویت می‌گردد. در توصیف این پدیده می‌توان بیان داشت که امواج الکترومغناطیس به اصطلاح در این مرز گیر می‌کنند و در اینصورت شاهد کمترین بازتاب و بیشترین توزیع شدت میدان مغناطیسی خواهیم بود.



شکل ۲: نمودار بازتاب شبکه توری یک بعدی در دوره تناوب ۵۰۰ نانومتر

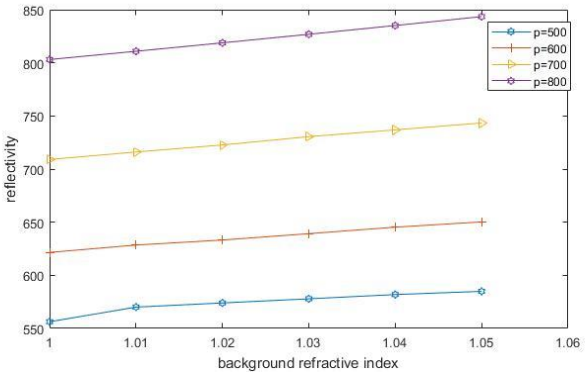


شکل ۳: توزیع شدت میدان مغناطیسی در راستای xy

تغییر دوره‌ی تناوب

دوره ی تناوب در اینجا میزان تغییرات ابعاد نانوساختار در راستای xمی‌باشد، که در اینجا نانوساختار ما یک ساختار مربعی شکل دارد که دوره‌ی تناوب آن را بین ۵۰۰تا ۸۰۰ نانومتر تغییر داده و میزان حساسیت نانوحسگرزیستی نسبت به تغییر ضریب شکست محیط اطراف در هر دوره تناوب را بررسی کردیم.

[Downloaded from opsi.ir on 2024-04-19]



شکل ۴: تاثیرات تغییر دوره تناوب بر حساسیت نانوحسگرزیستی: نمودار مقایسه شیب بازتاب ساختار در دوره تناوب بین ۵۰۰تا ۸۰۰نانومتر نسبت به تغییر ضریب شکست محیط اطراف با مقادیر بین ۱تا۱,۰۵

همان طور که در این شکل مشاهده می‌کنید، طول موج قله‌تشدید به‌صورت خطی با ضریب شکست محیط اطراف مطابق مدل درود تغییر می‌کند. بنابراین حساسیت حسگر را می‌توان به‌صورت تغییرات طول موج به تغییرات ضریب شکست محیط اطراف، به‌صورت $S=\frac{\Delta\lambda_{max}}{\Delta n}$ تعریف نمود، که‌ابعادآن $\frac{nm}{RIU}$می‌باشد. در اینصورت شیب حاصل از مقایسه دوره‌ی تناوب‌ها به‌خوبی گویای حساسیت نانوحسگرزیستی است. در نهایت می‌توان بیان داشت که هرچه شیب این منحنی‌ها بیشتر باشد میزان حساسیت نیز بیشترمی‌باشد.

نتیجه‌گیری

در این مقاله نحوه‌ی طراحی یک نانوحسگر زیستی توضیح داده شد و با استفاده از روش تفاضل متناهی دامنه زمان حل معادلات ماکسول برای این نانوحسگرزیستی نوری انجام شد، همچنین از نتایج به دست آمده این نتیجه گرفته شد که پلاسمون سطحی نقش بسزایی در افزایش حساسیت نانوحسگر خواهد داشت.

سپاسگذاری

بدین وسیله از دانشگاه شهید چمران اهواز به خاطر حمایت از تمامی مراحل تحقیق انجام شده، تشکر و قدردانی می‌شود.

مرجع‌ها

[۱] Coulet PR, Blum LJ, editors. Biosensor principles and applications, CRC Press, ۲۰۱۹.

[۲] Katz, Bioelectronics: From theory to applications, John Wiley & Sons ۲۰۰۲.

[۳] Taflove, A. and S.C. Hagness, Computational electrodynamics, the finitedifference time-domain method, Artech house, ۲۰۰۵.

[٤] Umashankar, K. and A. Taflove, A novel method to analyze electromagnetic scattering of complex objects, IEEE transactions on electromagnetic compatibility, p. ۳۹۲-٤۰۵, ۱۹۷۲.

[۵] Liang X, Li N, Zhang R, Yin P, Zhang C, Yang N, Liang K, Kong B. Carbon-based SERS biosensor: from substrate design to sensing and bioapplication, NPG Asia Materials, Jan ۲۰۲۱ .

[٦] Wang H, Wang X, Wang J, Fu W, Yao C. A SPR biosensor based on signal amplification using antibody-QD conjugates for quantitative determination of multiple tumor markers, Scientific reports, ۲۰۱٦.

[۷] Sönnichsen, Carsten. *Plasmons in metal nanostructures*, Cuvillier Verlag, ۱۹۹۸.

[Downloaded from opsi.ir on 2024-04-19]