



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^۲

^۱گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران

^۲مرکز 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 نانوحسگر زیستی 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 $0.01 \frac{nm}{RIU}$ و تغییر در اندازه‌ی نانوذره و همچنین تغییر دوره‌ی تناوب توری یک شیفت فرکانسی قرمز را ایجاد می‌نماید.

کلیدواژه- دوره تناوب توری، اندازه نانوذرات، نانوحسگر نوری، مدلسازی

Effects of particle size and periodicity on optical nanobiosensors

Sedigheh Shanan Hayavi^{۱*}, Abdolmohammad Ghalambor Dezfuli^۲

^۱گروه فیزیک، دانشکده علوم، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران

^۲مرکز تحقیقات لیزر و پلاسما، دانشگاه شهید چمران اهواز، اهواز، ایران

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 $0.01 \text{ nm} / \text{RIU}$. 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

مقدمه

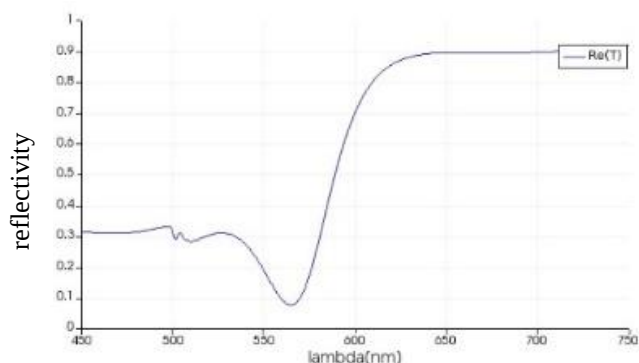
اولین حسگر زیستی توسط کلارک و لیون در سال ۱۹۶۲ برای اندازه‌گیری گلوکز در نمونه‌های بیولوژیکی اختراع شد، از استراتژی تشخیص الکتروشیمیایی اکسیژن یا پراکسید هیدروژن با استفاده از الکتروود گلوکز اکسیداز بی حرکت استفاده کردند. حسگر زیستی یک ابزار آنالیزی و ردیابی است که برای تشخیص وجود یک آنالیت یا تعیین غلظت آن، طی فرایندی چند مرحله‌ای، یک پاسخ زیستی را به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌کند. ایجاد این پاسخ زیستی می‌تواند حاصل ترکیبات زیستی متنوعی مانند آنزیم‌ها، پادتن‌ها، آنتی ژن‌ها 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 لایه‌ای در مقیاس نانو سعی در طراحی یک نانوحسگر زیستی نوری با حساسیت بالا می‌نماییم که ساختار آن به گونه‌ای 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 به آنکه سیگنال‌های خروجی این نانوحسگرزیستی نوری در ناحیه‌ی فروسرخ قرار می‌گیرند، امکان تقویت سیگنال رامان نیز در آن فراهم می‌شود. شبیه‌سازی و مطالعه‌ی رفتار این حسگرهای نوری در اندرکنش نور با آنها موردتوجه بسیاری از پژوهشگران قرار گرفته است. در این مقاله برهمکنش نور با ساختار نانوحسگرزیستی نوری، به وسیله‌ی حل معادلات ماکسول (معادلات فارادی و آمپر) و با استفاده از روش تفاضل متناهی دامنه زمان، ساده‌سازی، حل و شبیه‌سازی 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 ۱۹۲۴ ارائه

شد. روش تفاضل متناهی دامنه زمان توسط یی در سال ۱۹۰۰ ارائه 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.

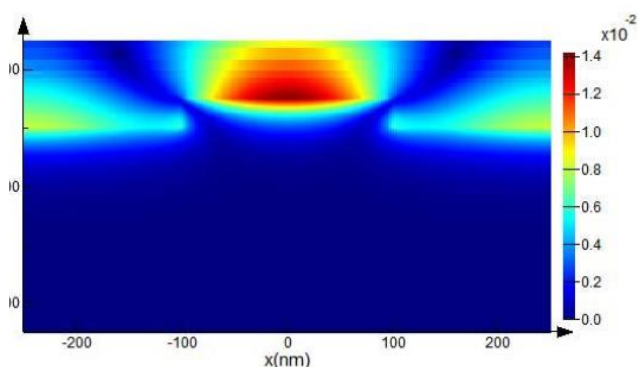
طراحی نانوحسگر زیستی نوری

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، میکروارگانسیم، دریافت‌کننده‌های سلولی، پادتن، آنزیم و نوکلئیک اسید آنالیت را تشخیص می‌دهد و مبدل آن را به سیگنال‌های قابل اندازه‌گیری تبدیل می‌کند. شکل ۱ اجزای کلی یک نمونه نانوحسگرزیستی نوری را نشان می‌دهد، 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 ذرات طلا 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 ساختاری تابیده شده و آشکارسازها در بالا و پایین ساختار برای اندازه‌گیری میزان بازتاب و عبور قرار می‌گیرند. از طرفی لایه‌های کاملاً جور در بالا و پایین ساختار به عنوان شرایط مرزی جاذب قرار می‌گیرند، 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 ۲۰۰ نانومتر و یک شبکه توری مربعی طلا به ضخامت ۵۰ نانومتر می‌باشد.

مشترک بین فلز و دی الکتریک برخورد می کند، پلاسمون سطحی در این مرز تشکیل و تقویت می گردد. در توصیف این پدیده می توان بیان داشت که امواج الکترومغناطیس به اصطلاح در این مرز گیر می کنند و در اینصورت شاهد کمترین بازتاب و بیشترین توزیع شدت میدان مغناطیسی خواهیم بود.



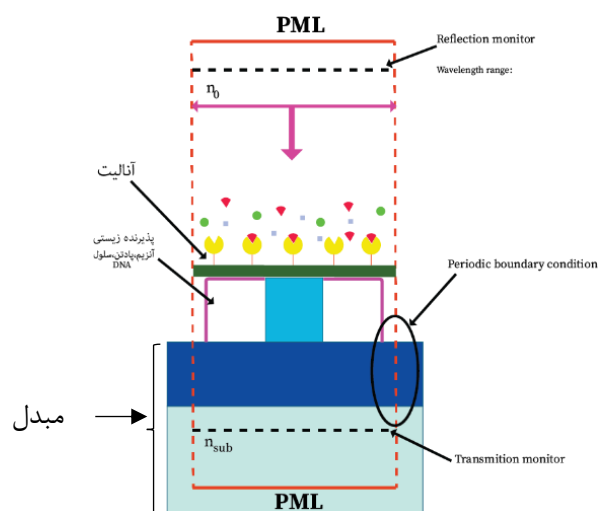
شکل ۲: نمودار بازتاب شبکه توری یک بعدی در دوره تناوب ۵۰۰ نانومتر



شکل ۳: توزیع شدت میدان مغناطیسی در راستای XY

تغییر دوره ی تناوب

دوره ی تناوب در اینجا میزان تغییرات ابعاد نانو ساختار در راستای X می باشد، که در اینجا نانو ساختار ما یک ساختار مربعی شکل دارد که دوره ی تناوب آن را بین ۵۰۰ تا ۸۰۰ نانومتر تغییر داده و میزان حساسیت نانو حسگر زیستی نسبت به تغییر ضریب شکست محیط اطراف در هر دوره تناوب را بررسی کردیم.



شکل ۱: طرحواره اجزای تشکیل دهنده ی نانو حسگر زیستی نوری

نتایج

همانطور که در بالا اشاره شد، ساختار نانو حسگر زیستی نوری مورد مطالعه حاوی زیر لایه و شبکه توری است که از دو طرف شرط مرزی دوره ای در آن قرار می گیرد. این به این معناست که حسگر از یک سلول با ساختار تناوبی تشکیل می گردد. شرایط مرزی جاذب در بالا و پایین ساختار باعث آن می شود که تمامی امواج الکترومغناطیس فرودی بر سطح را جذب گردد. در واقع این مجموعه مرزهای باز و بدون انعکاس را مدل می نماید. نتایج نشان می دهد 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. چشمه ی موج تختی با طول موج بین ۱۱۰۰-۴۰۰ نانومتر از بالا به ساختار تابانده می شود و میزان بازتاب از ساختار شبیه سازی و محاسبه می گردد. شکل ۲ نمودار بازتاب بر حسب طول موج را نشان می دهد و مطابق این شکل طول موج کمینه در مقدار ۵۷۳٫۶ نانومتر قرار دارد. حال چنانچه توزیع شدت میدان مغناطیسی در صفحه XY را مطابق شکل ۳ رسم نماییم، مشاهده می گردد که بر روی شبکه توری بیشترین میزان پلاسمون سطحی تشکیل شده است. دلیل آنکه کمینه نمودار بازتاب برای ما قابل اهمیت می باشد آن است که زمانی که نور به مرز

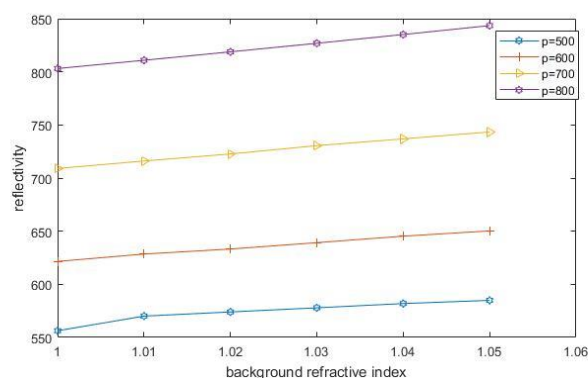
شد، همچنین از نتایج به دست آمده این نتیجه گرفته شد که پلاسمون سطحی نقش بسزایی در افزایش حساسیت نانوحسگر خواهد داشت.

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.
- [۴] Umashankar, K. and A. Taflove, A novel method to analyze electromagnetic scattering of complex objects, IEEE transactions on electromagnetic compatibility, p. ۳۹۲-۴۰۵, 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.
- [۶] 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, ۲۰۱۶.
- [۷] Sönnichsen, Carsten. *Plasmons in metal nanostructures*, Cuvillier Verlag, ۱۹۹۸.



شکل ۴: تأثیرات تغییر دوره تناوب بر حساسیت نانوحسگر زیستی: نمودار مقایسه شیب بازتاب ساختار در دوره تناوب بین ۵۰۰ تا ۸۰۰ نانومتر نسبت به تغییر ضریب شکست محیط اطراف با مقادیر بین ۱.۰۵ تا ۱.۰۵۱

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

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 نانوحسگر زیستی نوری انجام