همایش نانوفوتونیک ایران ۱۳۹۹- ۱ و ۲ آبان
Iranian Nano-Photonic Conference 2020
October 23 and 24

مدلسازی عددی حسگر پلاسمونیکی فضای آزاد جهت تشخیص گلوکز

انیس امیدنیایی[۱]، سلمان کریمی *[۱]، علی فرمانی[۱]

[۱] گروه الکترونیک، دانشکده فنی و مهندسی دانشگاه لرستان، خرم آباد، ایران

چکیده: جهت تشخیص گلوکز در این مقاله یک حسگر پلاسمونیکی فضای آزاد پیشنهاد شده است. جهت تحلیل ساختار از روش تفاضل محدود در حوزه زمان استفاده شده است. با در نظر گرفتن بهترین ضخامت لایه ها، زاویه منبع نور ورودی در محدوده ۴۰-۶۰ درجه تغییر کرده است. نشان داده خواهد شد که در زاویه تزویج نور به ساختار در صورت حضور گلوکز نور بازتابی به محدوده صفر می رسد. در حالیکه در صورت عدم حضور گلوکز نور برخوردی به ساختار بصورت تقریبا کامل با تلفات بسیار پایین بازتاب می کند. با توجه به نتایج بدست آمده، میتوان از حسگر پیشنهادی جهت اندازه گیری گلوکز و همچنین غلظت آن نیز استفاده کرد.

کلید واژگان: حسگر گلوکز؛ ساختار فضای آزاد؛ پلاسمونیک

Numerical Modeling of a Free space sensor for Glucose Detection

Anise Omidniaee[1], Salman Karimi[1,*] , Ali Farmani[1]

[1]Department of Electrical Engineering, Lorestan University, Khorramabad, Iran

Abstract: In this paper, a free space plasmonic sensor is proposed for glucose detection. In order to analyze the structure, Finite-Difference Time-Domain (FDTD) method has been used. Considering the best thickness of the layers, the angle of the incoming light source has tuned in the range of 40-60 degree. It will be shown that at the angle of light coupling to the structure in the presence of glucose the reflected light reaches the zero range. In the absence of glucose, light strikes the structure almost completely with very low losses. According to the obtained results, the proposed sensor can be used to measure glucose as well as its concentration.

Keywords: Glucose sensor; Free space structure; Plasmonics

* karimi.salman@lu.ac.ir

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-13]

۱- مقدمه

گلوکزیک مولکول در مسیرهای اصلی تولید آدنوزین تری فسفات است که در بسیاری از فعالیت‌های متابولیکی و نظارتی مانند انسولین نقش دارد وهرگونه اختلال در تولید انسولین با تغییردرسطح گلوکز منجر به بیماری دیابت می‌شود [۱]. طراحی حسگرهای زیستی باهدف اندازه گیری سطح گلوکز با دو مکانیسم مبتنی بر آنزیم و پلاسمون سطحی طراحی‌شده‌اند؛ که دراین حسگرها پارامترهایی همچون حساسیت و حداقل غلظت قابل تشخیص و ساختارهای فضای آزاد مبتنی بر اتو و کریشتمان مد نظر هستند. در سال ۲۰۱۵ سریوستاو و همکاران باطرح ساختاری بر اساس پدیده پلاسمون سطحی برای سنجش تغییرات غلظت گلوکز نشان دادندکه نانو ذرات نقره در ناحیه مرئی پیک جذب قوی در پلاسمون سطحی دارند اما تداخلات موجود در محلول با کاهش حساسیت همراه بود [۲]. حضورگلوگز مرکاپتوفنیل بورونیک اسیدنیز بر روی سطح نانوذرات طلا تغییرات قابل‌توجهی را در طول‌موج تشدید پلاسمون سطحی با افزایش حساسیت ایجاد می کندکه یوهان و همکارانش در سال ۲۰۱۸ مطرح کردند. مقایسه این پژوهش‌ها اهمیت استفاده از نانو ذرات فلزی طلا و نقره را نشان می دهد [۳]. بنابراین در این مقاله یک حسگر زیستی مبتنی بر ترکیب طلا و نقره با روش حل عددی تفاضل محدود در حوزه زمان پیشنهاد شده است

۲- تئوری و مدل

تابع دی الکتریک نانوذرات فلزات نجیب را در محدوده مرئی ومادون قرمز را با دقت بالا قابل محاسبه است چراکه بسیاری از پارامترهای مهم مانند ضریب شکست وطول موج انتشار پلاسمون ها حساس به تغییرات کوچک دی الکتریک می باشد پارامتر آن رامی توان با استفاده ازتقریب مدل درود طبق رابطه زیر تعریف کرد:

$$\in (w) = \in (\infty) - \frac{wp^2}{w(w - i\gamma)} \qquad (۱)$$

در این معادله $\in (\infty)$ تابع دی الکتریک در فرکانس بالا $w(p)$ فرکانس پلاسما w فرکانس زاویه ایی و γ فرکانس برخورد تعریف می شوند در مدل پیشنهادی از پیکربندی کریشتمان برای تحریک پلاسمون های سطح استفاده می شود. منشور $Bk7$ با تغییرات ضریب شکست از مرجع شماره [۴] با دقت بالا استخراج شده است :

$$n^2 - 1 = \frac{1.03961212\lambda^2}{\lambda^2 - 0.0600069867} + \frac{0.231792344\lambda^2}{\lambda^2 - 0.0200179144} + \frac{1.01046945\lambda^2}{\lambda^2 - 103.560653} \qquad (۲)$$

تغییرات در غلظت گلوکز متناسب باتغییرات در ضریب شکست با استفاده از تابع دی الکتریک گلوکز به دست آید: w فرکانس زاویه ایی و $\in_c' (w)$ ثابت دی الکتریک وابسته به فرکانس $\in_c'' (w)$ تلفات دی الکتریک وابسته به فرکانس $\in (\infty)$ ثابت دی الکتریک در فرکانس های بالا $\Delta \in_n$ تراکم پذیری αn ثابت زمان نشست و σi نیز پارامتر هدایت استاتیکی یون ها می باشد.

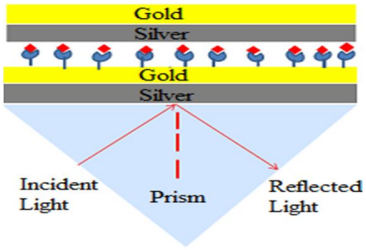
$$\in (w) = \in_c' (w) + i \in_c'' (w) = \in (\infty) + \sum_n \frac{\Delta \in_n}{1 + (jw2n)^{(1-\alpha n)} + \frac{6i}{jw \in_0}} \qquad (۳)$$

شکل (۱) ساختار پیشنهادی مبتنی بر طلا-نقره و منشور و نمونه گلوکز در بین لایه ها می باشد. ضخامت لایه طلا و نقره برای بهترین نتیجه 50 nm انتخاب شده است. منشور از نوع BK7 در نظر گرفته شده است. ضرایب دی الکتریک لایه‌ها وابسته به فرکانس و از بسته

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

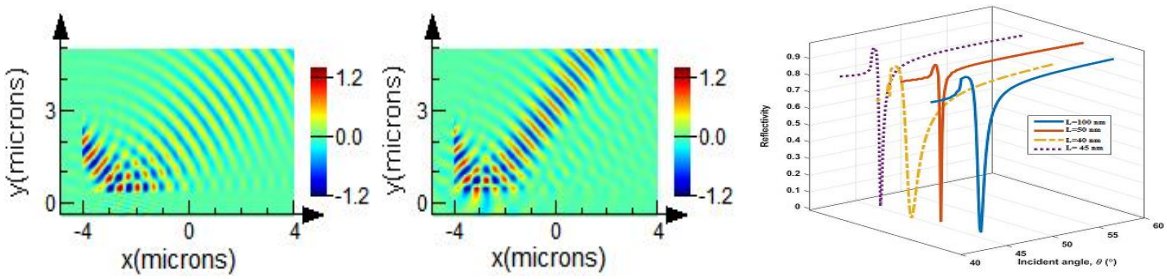
[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-13]

نرم افزار لومریکال استخراج شده است. ویژگی های نوری گلوکز در محدوده طول موج کاری از نتایج تحقیق قبل بدست آمده است[۴-۱]. جهت تست نمونه گلوکز از منبع نوری موج تخت در محدوده 1300-1800 nm و در محدوده زاویه ۴۰-۶۰ درجه استفاده شده است. به منظور محاسبه نور بازتابی از ساختار، شرایط مرزی PML بوده است. نتایج نشان می دهد حداقل غلظت قابل تفکیک $1.5\ g/cm^3$ خواهد بود.



شکل ۱- ساختار پیشنهادی جهت تشخیص گلوکز مبتنی بر طلا-نقره و منشور

در ادامه با استفاده از نرم افزار لومریکال پروفایل میدان نور بازتابی در حضور و عدم حضور گلوکز مورد بررسی قرار گرفته است. همانطور که در شکل ۲ مشاهده می شود بسادگی میتوان وجود گلوکز را تشخیص داد. البته اثرات نوع منشور و ضخامت لایه ها نیز بررسی گردیدند. باتوجه به پنل سمت راست شکل ۲، حساسیت باتوجه به جابجایی مینیمم بازتاب به میزان 200 nm/RIU بدست خواهد آمد.



شکل ۲- محاسبه پروفایل میدان الکتریکی (الف) در حضور گلوکز (ب) عدم حضور گلوکز (ج) محاسبه نور بازتابی با درنظر گرفتن ضخامت لایه طلا و نقره مبتنی بر تغییرات زاویه ورودی

در ادامه تغییر ضخامت همزمان طلا و نقره جهت پیدا کردن بهترین ضریب کیفیت که منجر به بالاترین حساسیت خواهد شد انجام شده است. شکل ۲ (ج) نشان می دهد، بهترین حالت با ضخامت 50 nm برقرار خواهد بود. بصورت خلاصه، یک حسگر زیستی با دقت بالا جهت تشخیص گلوکز با روش حل عددی پیشنهاد شد.

مراجع

1. J. H. Leopold et.al. (2014). **BMC anesthesiology**, *14*(1), 46.
2. S. K. Srivastava et.al. (2015). **Journal of Biosensors & Bioelectronics**, *6*(2),1.
3. L. R Bornhoeft et.al. (2017). **Biosensors**, *7*(1), 8.
4. S. C. Singh et.al. (2020). **IEEE Sensors Journal**, *20*(9), 4628-4634.

این مقاله در صورتی دارای اعتبار است که در سایت www.opsi.ir قابل دسترسی باشد.

[Downloaded from opsi.ir on 2026-11-13]