



حسگر زیستی مبتنی بر تحریک پلاسمون پلاریتون‌های سطحی: بررسی، مقایسه و بهینه‌سازی

مریم گلی | سامان محمودی | مهرداد مرادی*

پژوهشکده علوم فناوری نانو، دانشگاه کاشان، کاشان

چکیده: در این مقاله حسگر زیستی بر پایه تحریک پلاسمون پلاریتون سطحی شامل فلزات پلاسمونیک طلا و نقره بصورت تئوری مورد بررسی قرار گرفت. شبیه‌سازی‌ها بوسیله نرم‌افزار متلب و بر اساس روش ماتریس‌های انتقال 4×4 انجام شده است. اساس عملکرد این حسگر بر حسب مقدار جابجایی در زاویه کمینه بازتاب از سطح ساختار تعریف شد. بازتاب ساختار سه لایه [شیشه/فلز پلاسمونیک/دی‌الکتریک] در ضخامت‌های ۱۰ تا ۸۰ نانومتر برای زوایای تابشی مختلف مورد محاسبه قرار گرفت و ضخامت بهینه برای داشتن بیشینه تحریک پلاسمون سطحی بدست آورده شد. کمینه بازتاب به ترتیب در ضخامت‌های ۴۵ و ۴۷/۵ نانومتر برای ساختارهای شامل طلا و نقره بدست آمد و سپس قدرت حسگری این ساختار در ضخامت بهینه مورد بررسی دقیق‌تر قرار گرفت. در ساختار [شیشه/طلا/خون] به ازای $0/01$ تغییر در ضریب شکست به مقدار $1/8$ درجه در کمینه بازتاب جابجایی مشاهده می‌شود که این مقدار برای حسگر نقره برابر با $1/37$ درجه بدست آمد. نتایج نشان دادند که برای ماده زیستی خون، حسگر شامل فلز پلاسمونیک طلا دقت قابل قبولی دارد که می‌تواند به عنوان یک حسگر زیستی ساده با دقت بالا پیشنهاد شود.

واژگان کلیدی: پلاسمون پلاریتون سطحی، حسگر زیستی، پیکربندی کرشمن، لایه نازک، ضریب شکست موثر.

m.moradiser@kashanu.ac.ir

۱- مقدمه

اختصاصی بودن جزء مزایای یک حسگر زیستی محسوب می‌شود [۴]. بیوحسگرهایی که نانو ساختارها در آنها به کار رفته‌اند، به نانوبیوحسگر معروفند و به دلیل برخورداری از سطح وسیع تثبیت نمونه، کارایی و حساسیت بالایی دارند. حسگرهای زیستی پلاسمون پلاریتون سطحی نوعی از بیوحسگرها هستند که بر مبنای تحریک پلاسمون سطحی در سطح مشترک فلز نجیب (ماده حساس) و دی‌الکتریک (ماده مورد بررسی) و حساسیت این پدیده به تغییرات در ماده مورد بررسی در امر حسگری مورد استفاده قرار می‌گیرند [۵ و ۶]. طراحی دقیق این ساختار پلاسمونیک از جمله نوع مواد، ضخامت و ترکیب آنها اهمیت بسیار بالایی در بالابردن بهره و قدرت حسگر دارد [۷ و ۸]. کارهای بسیاری در

حسگر زیستی، عبارت است از ایزاری که حضور ماده مورد تجزیه در نمونه را به صورت کمی اندازه‌گیری می‌کند. حسگرها شامل یک سیستم تشخیص به نام گیرنده یا پذیرنده، یک مبدل و یک سیستم خواندن می‌باشند. لایه زیستی مسئول برهمکنش اختصاصی با ماده مورد تجزیه می‌باشد؛ مبدل، اطلاعات حاصل از این برهمکنش را به اثر قابل اندازه‌گیری تبدیل می‌کند و در سیستم خواندن پدیده فیزیکی ناشی از برهمکنش اندازه‌گیری می‌شود [۳-۱]. حسگرهای زیستی با توجه به مبدل مورد استفاده در آنها انواع مختلف دارند. سرعت، قابلیت ردیابی، سادگی و

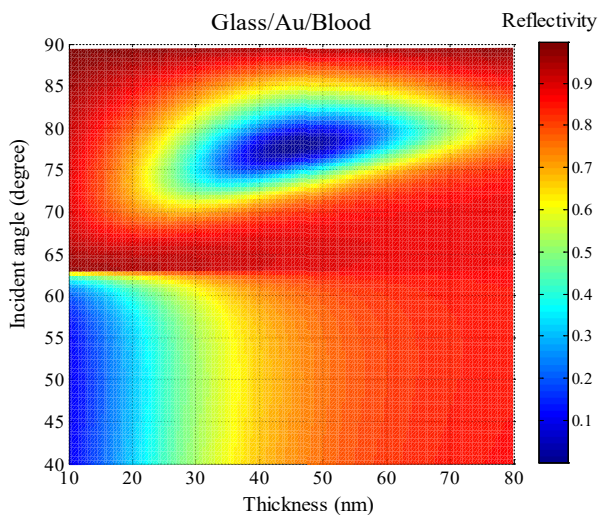
طریق که برای هر لایه ماتریس مرزی و انتشار تعریف شده و در نهایت ساختار به صورت زیر تعریف می‌شود [۱۲]:

$$M = A_i D_i A_i^{-1} \quad (2)$$

در رابطه بالا M ماتریس ساختار می‌باشد که با استفاده از آن بازتاب به دست می‌آید.

۳- محاسبات و نتایج

با توجه به روابط ذکر شده در قسمت قبل، کدنویسی در برنامه MATLAB انجام شده و شبیه‌سازی ساختار در قطبش P در طول موج ۶۳۲/۸ نانومتر صورت گرفت و بازتاب ساختار [شیشه/ طلا/ خون] در زوایای تابشی مختلف و ضخامت‌های ۱۰ تا ۸۰ نانومتر لایه طلا محاسبه شد و نتایج در شکل ۲ نمایش داده شده است.

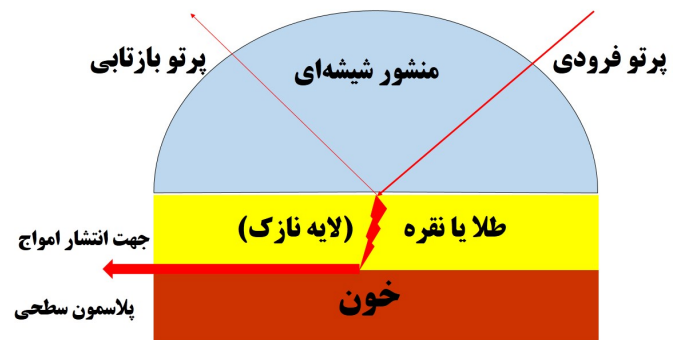


شکل ۲: بازتاب از ساختار [شیشه/ طلا/خون] برای زوایای تابشی ۴۰ تا ۹۰ درجه و ضخامت‌های ۱۰ تا ۸۰ نانومتر لایه طلا.

با توجه به شکل ۲ مشاهده می‌شود که کمترین بازتاب که مربوط به بیشینه تحریک پلاسمون پلاریتون سطحی می‌باشد در زاویه تابشی حوالی ۷۷/۵ درجه نور تابشی و برای ساختار با لایه طلا به ضخامت ۴۵ نانومتر به دست می‌آید. پس می‌توان نتیجه گرفت که بهینه ضخامت لایه طلا در همین حدود است و محاسبات و بررسی‌های بیشتر در این ضخامت انجام شد. این بررسی به صورت مشابه برای ساختار [شیشه/نقره/خون] تکرار شده و نتایج آن در شکل ۳ نمایش داده شده است.

این راستا انجام شده است که معمولاً در آن‌ها به لایه‌های ترکیبی و پیچیده با فرایند ساخت دشوار پرداخته شده است.

در این مقاله با ایجاد یک کد محاسباتی در برنامه MATLAB حسگر زیستی شامل فلزات پلاسمونیک طلا و نقره به شکل [شیشه/ طلا/ خون] و [شیشه/ نقره/خون] در طول موج ثابت ۶۳۲/۸ نانومتر به صورت نظری شبیه‌سازی شده است. این ساختارها در عین سادگی دارای قدرت حسگری و بازدهی مطلوب هستند. در این راستا ضخامت و شرایط بهینه برای بدست آمدن بهترین بازده مورد بررسی قرار گرفته و ارجحیت هر کدام از ساختارها بررسی می‌شود.



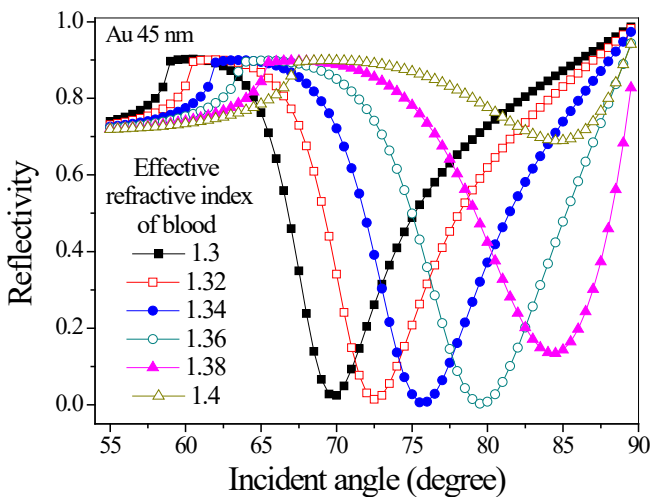
شکل ۱: طرحواره ساختار مورد بررسی در پیکربندی کرشمن.

۲- مبانی نظری و شبیه‌سازی

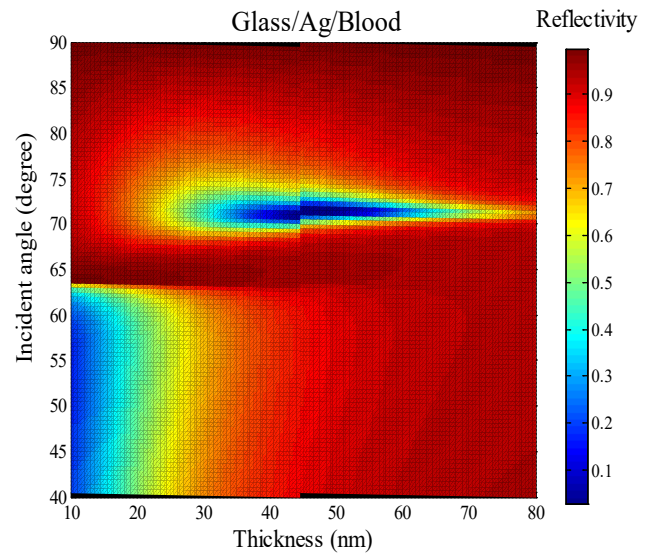
بردار موج پلاسمون پلاریتون سطحی به صورت رابطه (۱) تعریف می‌شود [۹]:

$$k_{spp} = k_0 \sqrt{\frac{\epsilon_d \epsilon_m}{\epsilon_d + \epsilon_m}} \quad (1)$$

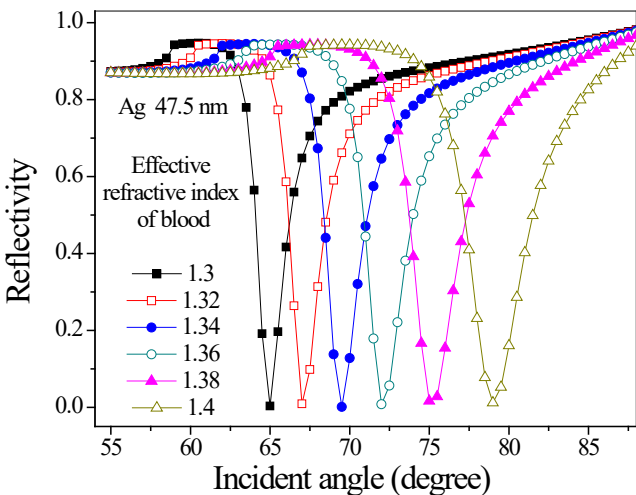
که در آن ϵ_m و ϵ_d به ترتیب گذردهی الکتریکی لایه دی‌الکتریک و فلز هستند و k_0 عدد موج پرتو فرودی در خلا است. برای ایجاد تحریک پلاسمون پلاریتون سطحی از پیکربندی کرشمن (شکل ۱) استفاده شده است. در این حالت پرتو قبل از این که به ساختار پلاسمونی برسد از منشور عبور می‌کند. با توجه به رابطه (۱)، در سطح مشترک فلز پلاسمونیک و لایه دی‌الکتریک (خون) به ازای زاویه‌ای خاص جفت‌شدگی اتفاق افتاده و موج پلاسمون پلاریتون سطحی انتشار می‌یابد [۱۰ و ۱۱]. در شبیه‌سازی ساختار به صورت نظری از روش ماتریس‌های انتقال ۴×۴ استفاده شده است، به این



شکل ۴: شدت بازتاب ساختار [شیشه/ طلا (۴۵ نانومتر)/ خون] در زوایای تابشی ۵۵ تا ۹۰ درجه برای ضریب شکست‌های $1/3$ تا $1/4$ خون با گام $0.2/0$.



شکل ۳: بازتاب از ساختار [شیشه/نقره/خون] برای زوایای تابشی ۴۰ تا ۹۰ درجه و ضخامت‌های ۱۰ تا ۸۰ نانومتر لایه نقره.



شکل ۵: شدت بازتاب ساختار [شیشه/نقره (۴۷/۵ نانومتر)/خون] در زوایای تابشی ۵۵ تا ۹۰ درجه برای ضریب شکست‌های $1/3$ تا $1/4$ خون با گام $0.2/0$.

تغییرات ضریب شکست خون برای هر دو حسگر طلا و نقره رسم شده و در شکل ۶ نمایش داده شده است.

شیب خطوط در این شکل نمایشگر تغییرات زاویه تحریک پلاسمون سطحی بر واحد ضریب شکست بوده و نماینده قدرت حسگری حسگر می‌باشد. هرچه این شیب بیشتر باشد، حساسیت حسگر زیستی بیشتر خواهد بود که مشاهده می‌شود برای حسگر طلا این مقدار برابر 180 با خطای $14/7$ بوده و همچنین شیب منحنی برای حسگر شامل لایه نقره برابر 137 با خطای $7/7$ می‌باشد، در نهایت می‌توان ادعا کرد که قدرت حسگری در حسگر طلا از حسگر نقره بیشتر می‌باشد. شایان ذکر است که در محاسبه

در این حالت مشاهده شد، کمینه بازتاب که معرف بیشترین تحریک پلاسمون پلاریتون سطحی است در زاویه تابشی حدودی 71 درجه و ضخامت تقریبی $47/5$ نانومتر لایه نقره بدست می‌آید که بهینه ضخامت و شرایط در این ساختار محسوب شده و بررسی‌های بیشتر بر روی این ساختار در این محدوده انجام خواهد شد. در ادامه برای بررسی دقت حسگر زیستی [شیشه/طلا (۴۵ نانومتر)/خون] بازتاب نور از این ساختار برای ضریب شکست موثر خون در $1/3$ تا $1/4$ با گام‌های $0.2/0$ محاسبه شده تا میزان پاسخ و عکس‌العمل بازتاب نور به تغییرات در ضریب شکست خون بررسی شود. لازم به ذکر است که محدوده ضریب شکست موثر خون [13 و 14] و میزان تغییرات آن با توجه به مقالات انتخاب شدند [15 و 16]. نتایج این بررسی در شکل ۴ نمایش داده شده است. مشابه قسمت قبل محاسبات بستگی کمینه بازتاب و تحریک پلاسمون پلاریتون سطحی حسگر [شیشه/نقره (۴۷/۵ نانومتر)/خون] به تغییرات ضریب شکست خون بررسی شده و نتایج آن در شکل ۵ گزارش شده است.

کمیت بسیار مهم در مبحث حسگر زیستی بر پایه تحریک پلاسمون پلاریتون سطحی تغییرات زاویه مربوط به کمینه بازتاب برای ضریب شکست‌های مختلف خون است. این پارامتر نماینده میزان عکس‌العمل حسگر به تغییرات در خون و انجام عمل حسگری است. در این رابطه منحنی زاویه کمینه بازتاب بر حسب

است [۱۸].

مراجع

[1] B. R. Eggins, Biosensors: an introduction. Wiley, 1996.

[2] R. Bashir, S. Wereley, M. Ferrari, "Biomolecular sensing, processing and analysis", Springer, 2006.

[3] B. R. Eggins, "Chemical sensors and biosensors", Wiley, 2002.

[4] L. G. Carrascosa, M. Moreno, M. Alvarez, L. M. Lechuga, "Nanomechanical biosensors: a new sensing tool", Trends in Analytical Chemistry, 25, 196-206, 2006.

[5] A. Abbas, M. J. Linman, and Q. Cheng, "New trends in instrumental design for surface plasmon resonance-based biosensors", Biosensors and Bioelectronics, 26, 1815-1824, 2011.

[6] B. Liedberg, C. Nylander, I. Lundstrom, "Biosensing with surface plasmon resonance how it all started", Biosensors and Bioelectronics, 10, 1-9, 1995.

[7] T. Chung, S. Lee, E. Y. Song, H. Chun and B. Lee, "Plasmonic nanostructures for nano-scale Bio-Sensing", Sensors, 11, 10907-10929, 2011.

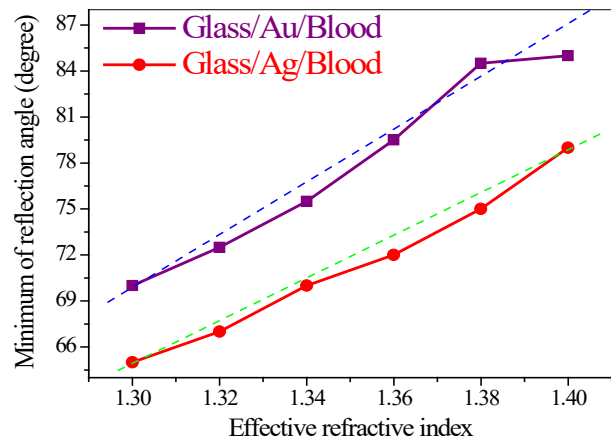
[8] A. J. Haes, C. L. Haynes, A. D. Mcfarland, G. C. Schatz, R. P. Vanduyndt and Sh. Zou, "Plasmonic materials for surface-enhanced sensing and spectroscopy", Materials Research Society Bulletin, 30, 368-375, 2005.

[9] H. Raether, "Surface plasmons on smooth and rough surfaces and on gratings", Springer, 91-116, 1988.

[10] Y. Demidenko, D. Makarov, O. G. Schmidt, and V. Lozovski; "Surface plasmon-induced enhancement of the magneto-optical Kerr effect in magneto plasmonic heterostructures", Optical Society of America B, 28, 2115, 2011.

[11] Y. Yanase, T. Hiragun, K. Ishii, T. Kawaguchi, T. Yanase, M. Kawai, K. Sakamoto and M. Hide, "Surface plasmon resonance for cell-based clinical diagnosis", Sensors, 14, 4948-4959, 2014.

شیب خط برای حسگر شامل لایه طلا از نقطه آخر (ضریب شکست ۱/۴) صرف نظر شده است.



شکل ۶: زاویه کمینه بازتاب در ساختار [شیشه/طلا (۴۵ نانومتر)/خون] (■) و [شیشه/نقره (۴۷/۵ نانومتر)/خون] (●) برحسب ضریب شکست موثر خون. شیب تقریبی خطوط با خط‌های بریده نشان داده شده اند.

۴- نتیجه گیری

حسگرهای زیستی بر پایه تحریک پلاسمون پلاریتون سطحی شامل فلزات پلاسمونیک طلا و نقره مورد بررسی قرار گرفته و بازتاب آن‌ها در ضخامت‌های ۱۰ تا ۸۰ نانومتر برای زوایای تابشی مختلف بررسی شد. ضخامت بهینه برای بدست آمدن بیشینه تحریک پلاسمون سطحی یعنی ۴۵ و ۴۷/۵ نانومتر به ترتیب برای ساختارهای شامل طلا و نقره بدست آمد. در ادامه قدرت حسگری این ساختارها در ضخامت بهینه برای ضرایب شکست ۱/۳ تا ۱/۴ خون مورد بررسی دقیق‌تر قرار گرفت و مشاهده شد که در ساختار [شیشه/طلا/خون] به ازای ۰/۱ تغییر در ضریب شکست موثر خون به مقدار ۱/۸ درجه کمینه بازتاب جابجا می‌شود که این مقدار برای حسگر نقره برابر با ۱/۳۷ درجه بدست آمد. نتایج نشان می‌دهند که حسگر شامل فلز طلا دقت بیشتری داشته و به ازای تغییرات ثابت ضریب شکست خون پاسخ بزرگتری نشان می‌دهد. برای کارآمدی این مقدار حساسیت شایان ذکر است که ضریب شکست گروه‌های مختلف خونی در طول موج‌های نزدیک مادون قرمز از مرتبه صدم و هزارم با یکدیگر تفاوت دارند [۱۷] و در شناسایی غلظت گلوکز، حساسیت ۰/۱ در ضریب شکست، برای شناسایی تغییرات ۰/۰۶ گرم بر میلی لیتر در غلظت گلوکز جوابگو

- [12] M. Moradi, M. Ghanaatshoar, “Cavity enhancement of the magneto-optic kerr effect in glass/Al/SnO₂/PtMnSb/SnO₂ structure”, *Optics Communications*, 283, 5053-5057, 2010.
- [13] O. Zhernovaya, O. Sydoruk, V. Tuchin and A. Douplik, “The refractive index of human hemoglobin in the visible range”, *Physics in Medicine and Biology*, 56, 4013–4021, 2011.
- [14] A. Nahmad-Rohen, H. Contreras-Tello, G. Morales-Luna and A. Garcia-Valenzuela, “On the effective refractive index of blood”, *Physica Scripta*, 91, 015503, 2016.
- [15] S. K. Srivastava, I. Abdulhalim, “Spectral interrogation based SPR sensor for blood glucose detection with improved sensitivity and stability”, *J. Biosens. Bioelectron.* 6, 172, 2015.
- [16] C. W. Lin and C. C. Chang, “Breast cancer detection using surface plasmon resonance-based biosensors”, *Biosensors and cancer*, 229-247, 2012.
- [17] A. K. Sharma, R. Jha and H. S. Pattanaik, “Design considerations for surface plasmon resonance based detection of human blood group in near infrared”, *J. Appl. Phys.* 107, 034701, 2010.
- [18] J. Popp, V. V. Tuchin, A. Chiou, S. H. Heinemann (eds.), *Handbook of biophotonics: Photonics for Health Care*, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2, 2011.



Bio-Sensor Based on Surface Plasmon Polariton: Study, Comparison and Optimization

M. Goli, S. Mahmoodi, M. Moradi*

Institute of Nanoscience and Nanotechnology, University of Kashan, Kashan

Abstract: In this paper, bio-sensors based on surface plasmon polariton, including plasmonic metals, such as gold and silver have been theoretically investigated. The numerical simulations were carried out using MATLAB software based on 4×4 transfer matrix method (TMM). The functional principle of the sensing system is based on the shift in the minimum of reflectivity in [Glass / Plasmonic metal / Dielectric] structure. For obtaining the surface plasmon polariton resonant excitation, the reflectivity of structure in the thicknesses of 10 to 80 nanometer of plasmonic metal is calculated and optimum thicknesses have been found. In simulations, for gold and silver thin films, the minimum of reflectivity in thicknesses of 45 and 47.5 nm were obtained, respectively. In the following, sensitivity in optimum thicknesses has been investigated with more details. [Glass / Au / Blood] and [Glass / Ag / Blood] biosensors were shown 1.8 and 1.37 degree shift in minimum reflection for each 0.01 change in refractive index of blood, respectively. These numerical results have proved that for gold included blood bio-sensor has an acceptable sensitivity which can be considered as a simple high sensitive bio-sensor.

Keywords: Surface plasmon polariton, Bio-sensor, Kretschmann configuration, Thin film, Effective refractive index.