



حسگر زیستی فوتونیکی بر پایه نانوتوری طلا / مغز

فوزیه سهرابی، سیده مهری حمیدی*

دانشگاه شهید بهشتی، پژوهشکده لیزر و پلاسمما، آزمایشگاه مگنتوپلاسمونیک، تهران، ایران ۱۹۸۳۹۶۹۴۱۱

*m_hamidi@sbu.ac.ir

چکیده - در این مقاله حسگر زیستی مبتنی بر توری پلاسمونی (بلورپلاسمونی یک بعدی) پیشنهاد گردیده است. نمونه‌ی زیستی مورد بررسی برشی از مغز موش می‌باشد. توزیع میدان در ساختار پیشنهادی با استفاده از روش معین فوریه (FMM) مصور شده است. علاوه بر این، جهت بررسی تاثیر دوره‌ی تناوب در میزان عبور نور، جاروب دوره‌ی تناوب از ۱۵۰ الی ۹۵۰ نانومتر برای ضخامت‌های متفاوت توری شامل ۱۵۰، ۲۵۰، ۳۰۰ و ۴۵۰ نانومتر صورت گرفته است. پهنا در نصف مقدار پیشنهادی (FWHM) برای نمودارهای ترسیم شده مورد بررسی قرار گرفته و نهایتاً ضخامت ۲۵۰ نانومتر که سه کمینه با باریکترین پهنا در نصف مقدار پیشنهادی را ارائه می‌دهد انتخاب گردید. در بین این سه کمینه دوره تناوب ۵۹۵ نانومتر بهینه ترین پاسخ حسگری را می‌تواند فراهم آورد.

کلید واژه- پلاسمون، حسگر، روش معین فوریه، مغز

Bio-photonic sensor based on Au/Brain nano grating

Foozieh Sohrabi, Seyedeh Mehri Hamidi*

Magneto-plasmonic Lab, Laser and Plasma Research Institute, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

(* m_hamidi@sbu.ac.ir)

Abstract- In this paper, a biosensor based on plasmonic grating (1D plasmonic crystal) has been investigated. The biological sample was the slice of the brain mouse. The field distribution has been visualized by Fourier Modal Method (FMM) which is suitable for periodic structures. In addition, the grating period has been swept from 150 nm to 950 nm in order to show the effect of period on the transmission. This sweep has been done for three different thicknesses (heights) of 150, 250, 300 and 450 nm. Full widths at Half Maxima (FWHM) for simulated graphs have been investigated and finally the height of 250 nm which offered 3 dips with narrow FWHM was selected. Among these three dips, the second dip with grating period of 595nm would have the most optimum sensing response.

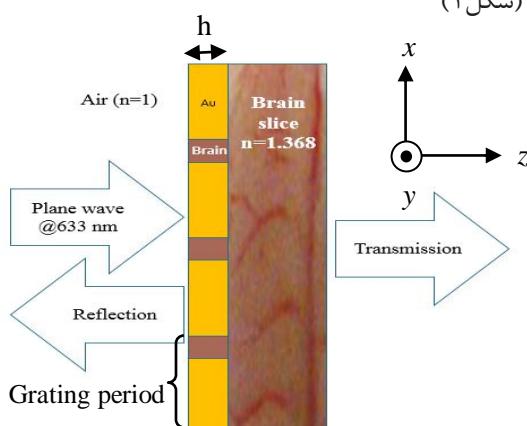
Keywords: Brain, Fourier Modal Method, Plasmon, Sensor.

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

و همکارانش [۴] و آقای ژانگ و همکارنش [۵] اشاره کرد. در این مقاله سعی برآن است که با استفاده از نانوتوری پلاسمونی مبتنی بر طلا و مغز، میزان عبور نور را در دوره های تنابوت مختلف (از ۱۵۰ الی ۹۵۰ نانومتر) برای ضخامت های مختلف ۱۵۰، ۲۵۰، ۳۰۰ و ۴۵۰ نانومتر توسط روش معین فوریه (FMM) مورد بحث و بررسی قرار دهیم و نهایتاً ضخامت و دوره تنابوت بهینه برای پاسخ حسگری را پیشنهاد نمائیم.

۲- ساختار پیشنهادی

در این مقاله ساختار مورد نظر از سه ناحیه تشکیل شده است. ناحیه اول، دوم و سوم به ترتیب هوا، لایه ای متنابوت از طلا و برشی از بافت مغز موش می باشد. شایان ذکر است که طلا یکی از پرکاربردترین مواد در شیمی و زیست می باشد زیرا این فلز از نظر زیستی تقریباً سازگار و غیر سمی می باشد و همچنین خواص اپتیکی و شیمیایی پایداری دارد. موج تخت با طول موج ۶۳۳ نانومتر به صورت عمودی و با قطبش TM فرود می آید. ضریب شکست بافت مغزی در این طول موج به گزارش منبع [۶] ۱.۳۶۸ میباشد. لایه طلای میانی به صورت بلور پلاسمونی یک بعدی با تنابوت در راستای X تعریف شده است که با شیارهایی از بافت مغزی موش پر شده است. ضریب شکست طلا در طول موج فرودی با استفاده از درون یابی لگرانژ که توسط آقای کیم و همکارنش [۷] پیشنهاد شده است در شبیه سازی اعمال گردیده است. عرض شکاف ۵۰ نانومتر در نظر گرفته شده است.



شکل ۱- ساختار پیشنهادی متشکل از سه لایه هوا، توری و برش مغز موش. در شکل ضخامت (h) و دوره تنابوت ساختار مشخص شده‌اند

۱- مقدمه

در سال های اخیر، عملکردهای مغز توجه جهانی را به طور چشمگیری به خود جلب کرده است. هرچند که تکنیک های تصویربرداری فراوانی تا کنون ابداع شده اند [۱] ولی هیچ یک از آن ها قادر به تولید داده های معتبر کمی نیستند که نیازمندی هایی همچون اینمنی، عدم خاصیت تخریبگری، اطمینان در جمعیت های کاشته شده و القاتات مزمن در حالت درون تنی (in vivo) با رزو لوشن بالای فضایی و زمانی را فراهم آورند [۲]. با در نظر داشتن این چالش ها در ذهن، تکنیک های مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی به عنوان زیرمجموعه ای مهمی از تکنیک های نوری ثبت فعالیت عصبی معرفی شدند. حسگری تشدید پلاسمون سطحی بر تشخیص تغییرات کوچک ضریب شکست یا ضخامت استوار است [۳]. به بیان دیگر، هرگونه تغییر در خواص محیط دی الکتریک محلی موجب تغییری در شرط تشدید می شود. بطور خلاصه، خصوصیات این حسگری مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی عبارتند از: سرعت، عدم نیاز به برچسب گذاری، حساسیت بالا، فراهم آوردن داده های کمی و کیفی درباره اندرکنش بین زیرلایه و نمونه بیولوژیکی. در حالت کلی می توان تکنیک های مبتنی بر پلاسمون های سطحی را در دو دسته ای روش های تحریک مبتنی بر منشور و روش های تحریک بدون منشور تقسیم بندی کرد. دسته اول با وجود کاربرد فراوان از برخی مشکلات رنج می برد نظیر: سختی در یکپارچه سازی در ادوات کم هزینه، عدم قابلیت حمل و سایز نسبتاً بزرگ برای اندازه گیری های سریع آنالیز زیستی نمونه هایی که از نظر جرمی محدود هستند. بهترین راه حل استفاده از تحریک غیر منشوری مبتنی بر بلورهای پلاسمونی است. در حالت کلی، بلورهای پلاسمونی مزایای قابل توجهی نظیر عبور اپتیکی بهبودیافته، افزایش بزرگ میدان، موازی سازی نور از طریق گشودگی های طول موجی، تشدید-های پلاسمونی چند مدل قابل تنظیم، یکپارچگی، نفوذپذیری و ضریب شکست منفی در طول موج های مرئی به همراه غلبه بر حد پراش را دارا می باشند. در حوزه حسگری زیستی مبتنی بر بلورهای پلاسمونی بر روی بافت مغزی می توان به کارهای برجسته ای آقای لی

b. $z_- \langle z \rangle z_+$

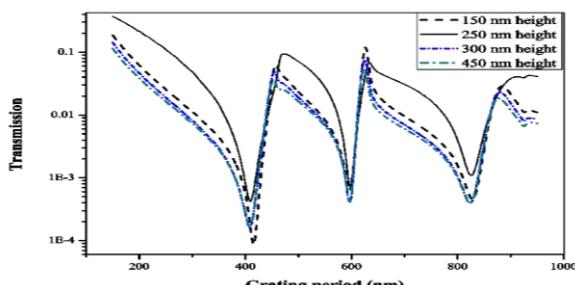
$$\begin{aligned} \left(\begin{array}{c} E \\ H \end{array} \right) &= \sum_{g=1}^{M^+} C_g^+ \begin{pmatrix} E^{(g)+} \\ H^{(g)+} \end{pmatrix} + \sum_{g=1}^{M^-} C_g^- \begin{pmatrix} E^{(g)-} \\ H^{(g)-} \end{pmatrix} \quad (2) \\ E^{(g)+}(x, y, z) &= \sum_{m=-M}^M \sum_{n=-N}^N \left(E_{x,m,n}^{(g)+}, E_{y,m,n}^{(g)+}, E_{z,m,n}^{(g)+} \right) e^{j(k_{x,m}x + k_{y,m}y + k_z^{(g)+}(z - z_-))} \\ E^{(g)-}(x, y, z) &= \sum_{m=-M}^M \sum_{n=-N}^N \left(E_{x,m,n}^{(g)-}, E_{y,m,n}^{(g)-}, E_{z,m,n}^{(g)-} \right) e^{j(k_{x,m}x + k_{y,m}y + k_z^{(g)-}(z - z_+))} \\ H^{(g)+}(x, y, z) &= \sum_{m=-M}^M \sum_{n=-N}^N \left(H_{x,m,n}^{(g)+}, H_{y,m,n}^{(g)+}, H_{z,m,n}^{(g)+} \right) e^{j(k_{x,m}x + k_{y,m}y + k_z^{(g)+}(z - z_-))} \\ H^{(g)-}(x, y, z) &= \sum_{m=-M}^M \sum_{n=-N}^N \left(H_{x,m,n}^{(g)-}, H_{y,m,n}^{(g)-}, H_{z,m,n}^{(g)-} \right) e^{j(k_{x,m}x + k_{y,m}y + k_z^{(g)-}(z - z_+))} \end{aligned}$$

c. $z_+ \leq z$

$$\begin{aligned} \left(\begin{array}{c} \bar{E}_t \\ \bar{H}_t \end{array} \right) &= \left(\begin{array}{c} \bar{E}_{t,x}, \bar{E}_{t,y}, \bar{E}_{t,z} \\ \bar{H}_{t,x}, \bar{H}_{t,y}, \bar{H}_{t,z} \end{array} \right) \quad (3) \\ &= \sum_{m=-M}^M \sum_{n=-N}^N \left(\begin{array}{c} \bar{E}_{t,x,m,n}, \bar{E}_{t,y,m,n}, \bar{E}_{t,z,m,n} \\ \bar{H}_{t,x,m,n}, \bar{H}_{t,y,m,n}, \bar{H}_{t,z,m,n} \end{array} \right) e^{j(k_{x,m,n}x + k_{y,m,n}y + k_{z,m,n}(z - z_+))} \end{aligned}$$

۴- بحث و نتایج

برای بررسی تاثیر ثابت شبکه (دوره تنابوب) در ساختار پیشنهادی با استفاده از روش FMM میزان عبور برای دوره تنابوب های ۱۵۰ نانومتر الی ۹۵۰ نانومتر جاروب شده است. همچنین برای بررسی تاثیر ضخامت (ارتفاع) لایه ی بلور پلاسمونی این جاروب را برای ضخامتها متفاوت، ۱۵۰، ۲۵۰، ۳۰۰ و ۴۵۰ نانومتر انجام داده ایم.



شکل ۲: نمودار عبور بر حسب دوره تنابوب ساختار برای ضخامت های ۱۵۰، ۲۵۰، ۳۰۰ و ۴۵۰ نانومتر. دوره تنابوب از ۱۵۰ تا ۹۵۰ نانومتر جاروب شده است.

با بررسی شکل ۲ به این نتیجه می رسیم که در ضخامت ۲۵۰ نانومتر، نمودار دارای کمبینه های باریکتری میباشد. به عبارتی دیگر پهنا در نصف مقدار بیشینه بیشینه عامل موثری در بهبود خواص حسگری می باشد.^[۸, ۹] توجیه این مساله را می توان در نوع مدهای

۳- روش شبیه سازی

روش های حل عددی معادلات ماکسول می تواند به روش های مبتنی بر محدوده فضایی و روش های مبتنی بر محدوده فرکانس فضایی تقسیم گردد. در روش های دسته دوم مانند FMM، معادلات ماکسول به معادلات ویژه مقداری جبری ماکسول در محدوده ی فرکانس فضایی تبدیل می گردد و توزیع های میدان الکترومغناطیسی توسط بسط ویژه مدهای بلوخ نمایش داده می شوند.^[۷] در روش FMM، مد ویژه بلوخ توسط سری شبیه فوریه نمایش داده می شود و رابطه ی بینتابع میدان محدوده فضایی و نمایش میدان محدوده ی فرکانس فضایی مشابه رابطه ی بینتابع حوزه ی زمان و تبدیل فوریه زمانی آن است. از ویژگی های مهم FMM این است که با حل معادله ی جبری ویژه مقداری ماکسول در محدوده ی فرکانس فضایی، می توان به صورت ریاضی مجموعه ی کاملی از ویژه مدها برای یک ساختار اپتیکی ساخت که می تواند تمام مقادیر ممکن میدادین داخل چارچوب عددی با ابعاد محدود را پوشاند. در مقایسه با سایر روش های عددی حل معادلات ماکسول می توان گفت روش FMM، روشنی مناسب و سریع برای لایه های متناوب است و علاوه بر این، فرمول بندهای نسبتاً ساده ای دارد.^[۷] با توجه به این موارد، استفاده از FMM برای شبیه سازی ساختار متناوب پیشنهادی در این مقاله مناسب خواهد بود. می توان توزیع میدادین را با استفاده از این روش و با توجه به نواحی مشخص شده در شکل ۱ به سه بخش تقسیم نمود که در آن n و m شاخص های مرتبه پراش و C نشان دهنده ضرایب کوپلاز می باشد:

$$\begin{aligned} a. z \langle z \rangle \quad (1) \\ \left(\begin{array}{c} E \\ H \end{array} \right) &= \left(\begin{array}{c} \bar{E}_i \\ \bar{H}_i \end{array} \right) + \left(\begin{array}{c} \bar{E}_r \\ \bar{H}_r \end{array} \right) \\ &= \sum_{m=-M}^M \sum_{n=-N}^N \left(\begin{array}{c} \bar{E}_{i,x,m,n}, \bar{E}_{i,y,m,n}, \bar{E}_{i,z,m,n} \\ \bar{H}_{i,x,m,n}, \bar{H}_{i,y,m,n}, \bar{H}_{i,z,m,n} \end{array} \right) e^{j(k_{x,m}x + k_{y,m}y + k_{z,m,n}(z - z_-))} \\ &+ \sum_{m=-M}^M \sum_{n=-N}^N \left(\begin{array}{c} \bar{E}_{r,x,m,n}, \bar{E}_{r,y,m,n}, \bar{E}_{r,z,m,n} \\ \bar{H}_{r,x,m,n}, \bar{H}_{r,y,m,n}, \bar{H}_{r,z,m,n} \end{array} \right) e^{j(k_{x,m}x + k_{y,m}y + k_{z,m,n}(z - z_+))} \end{aligned}$$

نانومتر و باریکترین کمینه با دوره تناب ۵۹۵ نانومتر مصور شده است.

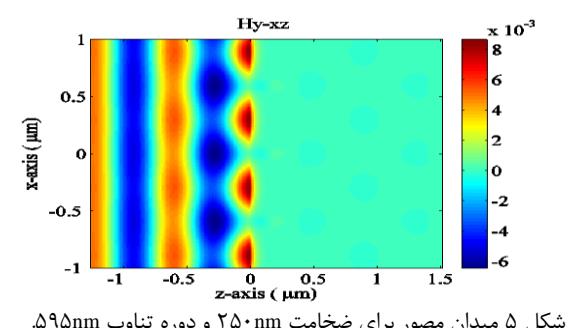
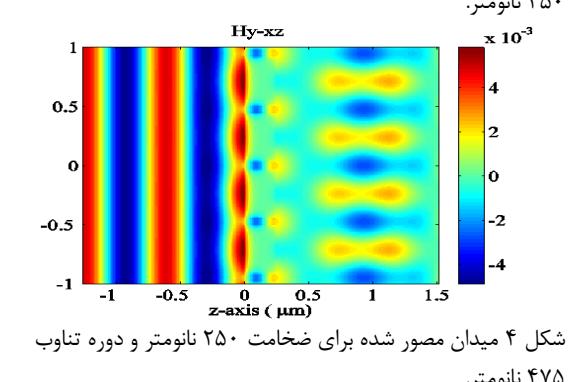
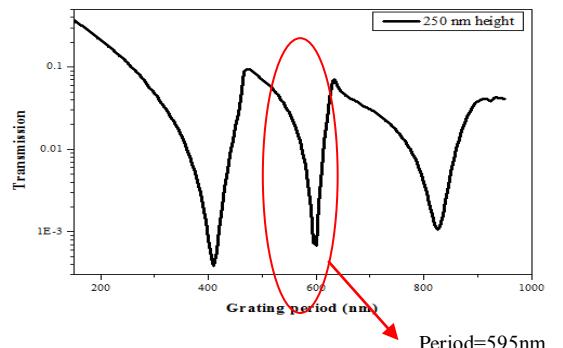
۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله تاثیر دوره تناب در نانوتوری پلاسمونی طلا/بافت مغز موش برای ضخامت‌های ۱۵۰، ۲۵۰، ۳۰۰ و ۴۵۰ نانومتر مورد بررسی قرار گرفته است. شبیه سازی هابا استفاده از روش FMM در MATLAB صورت گرفته است. پس از بررسی‌های صورت گرفته بهینه ترین حسگر برای توری پلاسمونی با ضخامت ۲۵۰ نانومتر و دوره تناب ۵۹۵ نانومتر گزارش شده است.

مراجع

- [۱] S. A. Kim and S. B. Jun, "In-vivo Optical Measurement of Neural Activity in the Brain," *Exp Neurobiol*, vol. 22, pp. 158-66, Sep 2013.
- [۲] R. V. Beletskiy, "Imaging electrical activity of neurons with metamaterial nanosensors," 2013.
- [۳] J. Q. Zhang, T. Atay, and A. V. Nurmikko, "Detection of Neural Cell Activity Using Plasmonic Gold Nanoparticles," in *Conference on Lasers and Electro-Optics/Quantum Electronics and Laser Science Conference and Photonic Applications Systems Technologies*, San Jose, California, 2008, p. CWM3.
- [۴] A.-P. Le, S. Kang, L. B. Thompson, S. S. Rubakhin, J. V. Sweedler, J. A. Rogers, *et al.*, "Quantitative Reflection Imaging of Fixed Aplysia californica Pedal Ganglion Neurons on Nanostructured Plasmonic Crystals," *The Journal of Physical Chemistry B*, vol. 117, pp. 13069-13081, 2013/10/24 2013.
- [۵] J. Zhang, T. Atay, and A. V. Nurmikko, "Optical Detection of Brain Cell Activity Using Plasmonic Gold Nanoparticles," *Nano Letters*, vol. 9, pp. 519-524, 2009/02/11 2009.
- [۶] N. Lue, J. Bewersdorf, M. D. Lessard, K. Badizadegan, R. R. Dasari, M. S. Feld, *et al.*, "Tissue refractometry using Hilbert phase microscopy," *Opt Lett*, vol. 32, pp. 3522-4, Dec 15 2007.
- [۷] J. P. Hwi Kim, Byoung-ho Lee, *Fourier Modal Method and Its Applications in Computational Nanophotonics*: CRC Press, 2012.
- [۸] J. Li, J. Ye, C. Chen, L. Hermans, N. Verellen, J. Ryken, *et al.*, "Biosensing Using Diffractively Coupled Plasmonic Crystals: the Figure of Merit Revisited," *Advanced Optical Materials*, vol. 3, pp. 176-181, 2015,
- [۹] P. Offermans, M. C. Schaafsma, S. R. K. Rodriguez, Y. Zhang, M. Crego-Calama, S. H. Brongersma, *et al.*, "Universal Scaling of the Figure of Merit of Plasmonic Sensors," *ACS Nano*, vol. 5, pp. 5151-5157, 2011/06/28 2011.
- [۱۰] S. Collin, F. Pardo, R. Teissier, and J. L. Pelouard, "Strong discontinuities in the complex photonic band structure of transmission metallic gratings," *Physical Review B*, vol. 63, p. 033107, 01/02/ 2001.

موجود جستجو کرد. در این ساختار مدهای پلاسمونی سطحی و مدهای مشابه با فابری-پرو داخل ساختار وجود دارند.[۱۰]



کمینه‌ها در ضخامت ۲۵۰ نانومتر به ترتیب در دوره‌های تناب ۴۱۰، ۵۹۵ و ۸۲۵ نانومتر اتفاق می‌افتد (شکل ۳). در این مقادیر میزان عبور به ترتیب برابر با 1.05×10^{-3} ، 7.35×10^{-4} ، 3.85×10^{-4} می‌باشد. همچنین بیشترین بیشینه در دوره‌ی تناب ۴۷۵ نانومتر با میزان عبور 9.37×10^{-2} رخ می‌دهد. در شکل ۴ و ۵ به ترتیب توزیع میدان برای بیشترین بیشینه با دوره تناب ۴۷۵