

ORIGINAL ARTICLE

Biosensor for Brain Tissues Based on Photonic Crystals Containing Superconducting Nanocomposites

Robabeh Talebzadeh^{1*}, Shabnam Andalibi Miandoab²

1 Associate Professor, Department of Physics, Ta C, Islamic Azad University, Tabriz, Iran.

2 Associate Professor, Department of Electrical Engineering, Ta C, Islamic Azad University, Tabriz, Iran.

Correspondence

Robabeh Talebzadeh

Email: robab.talebzadeh@iau.ac.ir

How to cite

Talebzadeh, R. Andalibi Miandoab, Sh. (2026). Biosensor for Brain Tissues Based on Photonic Crystals Containing Superconducting Nanocomposites, Optoelectronic, 8(3), 67-73.

ABSTRACT

This study presents the design and theoretical analysis of a novel optical biosensor for the detection of malignant brain tissues. The proposed sensor is based on a one-dimensional photonic crystal structure (comprising alternating layers of silica and air) that incorporates a central defect cavity coated with a high-temperature superconducting nanocomposite based on bismuth (BSCCO). Using the transfer matrix method, we numerically investigated the transmittance spectrum of the structure. Our findings demonstrate that the introduction of the superconducting nanocomposite significantly enhances the interaction between incident electromagnetic waves and the biological samples, leading to the formation of distinct, sharp resonant modes within the photonic band gap. The spectral position of these resonant modes is highly sensitive to the refractive index of the analyte filling the cavity, which can be tuned by optimizing structural parameters such as the nanocomposite filling factor and the thickness of the sample cavity. By analyzing the transmittance spectra for various brain tissue types, including cerebrospinal fluid (CSF), low-grade glioma, medulloblastoma, glioblastoma, and lymphoma, we confirmed that each tissue type yields a unique and clearly distinguishable resonant peak. Our optimized design achieves a high sensitivity, for example reaching approximately 1.63 $\mu\text{m}/\text{RIU}$ for the detection of lymphoma. This work demonstrates that the proposed 1D photonic crystal biosensor, incorporating bismuth-based high-temperature superconductors, offers a promising, highly sensitive, and label-free platform for the early and precise diagnosis of brain tumors. The simplicity of its 1D structure also makes it a cost-effective and practical candidate for developing advanced point-of-care diagnostic devices.

KEYWORDS

Biosensor, Brain Tissue, Nanocomposite, Sensitivity, Superconductor, Photonic Crystal.

فصلنامه علمی

اپتوالکترونیک

«مقاله پژوهشی»

حسگر زیستی بافت‌های مغزی مبتنی بر بلورهای فوتونی حاوی نانوکامپوزیت‌های ابررسانایی

ربابه طالب زاده^{۱*}، شبنم عندلیبی میاندوآب^۲

چکیده

در این پژوهش، یک حسگر زیستی نوری نوین برای تشخیص بافت‌های سرطانی مغز طراحی و به‌صورت نظری تحلیل شده است. ساختار پیشنهادی بر پایه بلور فوتونی یک‌بعدی متشکل از لایه‌های تناوبی سیلیس و هوا طراحی شده که درون آن یک کاواک نقص‌دار با لایه‌ای از نانوکامپوزیت ابررسانای دمای بالای پایه بیسموت پوشانده شده است. با بهره‌گیری از روش ماتریس انتقال، طیف تراگسیل ساختار بررسی شده و نتایج نشان می‌دهد که حضور نانوکامپوزیت ابررسانا، برهم‌کنش امواج الکترومغناطیسی با نمونه‌های زیستی را به‌طور چشمگیری تقویت کرده و باعث ایجاد مدهای تشدید باریک و مشخص در شکاف باند فوتونی می‌شود. موقعیت طیفی این مدهای تشدید به ضریب شکست ماده زیستی داخل کاواک وابسته است و با بهینه‌سازی پارامترهایی مانند ضریب پراش نانوکامپوزیت و ضخامت جایگاه نمونه، قابلیت تنظیم‌پذیری بالایی پیدا می‌کند. با بررسی نمونه‌های مختلف بافت مغزی شامل مایع مغزی نخاعی، گلیوما درجه پایین، مدولوبلاستوما، گلیوبلاستوما و لیپوما مشاهده شد که هر یک از این نمونه‌ها قله‌های تشدید مجزا و قابل تشخیصی در طیف تراگسیل ایجاد می‌کنند که فاصله آنها از طول موج مرجع به‌خوبی قابل اندازه‌گیری است. در ساختار بهینه‌شده، حساسیت حسگر برای بیماری لیپوما تا حدود ۱/۶۳ میکرومتر بر واحد ضریب شکست افزایش یافته که نشان‌دهنده عملکرد بسیار مطلوب آن نسبت به نمونه‌های مشابه است. این یافته‌ها حاکی از آن است که حسگر زیستی پیشنهادی مبتنی بر بلور فوتونی یک‌بعدی حاوی نانوکامپوزیت ابررسانای بیسموت، می‌تواند به‌عنوان ابزاری حساس، بدون نیاز به نشان‌گذار، مقرون‌به‌صرفه و قابل اعتماد برای تشخیص زودهنگام و دقیق تومورهای مغزی در طراحی ادوات تشخیصی پیشرفته استفاده شود.

واژه‌های کلیدی

حسگر زیستی، بافت مغزی، نانوکامپوزیت، حساسیت، ابررسانا، بلور فوتونی.

۱ دانشیار، گروه فیزیک، واحد تبریز، دانشگاه آزاد اسلامی، تبریز، ایران.
۲ دانشیار، گروه مهندسی برق، واحد تبریز، دانشگاه آزاد اسلامی، تبریز، ایران.

نویسنده مسئول:

ربابه طالب زاده

رایانامه: robab.talebzadeh@iau.ac.ir

استناد به این مقاله:

ربابه طالب زاده، شبنم عندلیبی میاندوآب (۱۴۰۵). حسگر زیستی بافت‌های مغزی مبتنی بر بلورهای فوتونی حاوی نانوکامپوزیت‌های ابررسانایی. فصلنامه علمی اپتوالکترونیک،

۷۳-۶۷، (۳)۸

مقدمه

رشد غیرعادی بافت‌ها در مغز و ستون فقرات منجر به تشکیل تومورهای مغزی می‌شود که از بیش از ۱۲۰ نوع شناخته شده تشکیل شده‌اند. تومورهای بدخیم حاوی سلول‌های سرطانی بوده و به دلیل گسترش سریع در سایر نقاط مغز، بسیار خطرناک هستند. تشخیص به موقع این تومورها، اگرچه فرآیندی پیچیده و نیازمند تجهیزات پیشرفته و تخصص چندرشته‌ای است، نقش حیاتی در افزایش شانس درمان و کاهش هزینه‌ها و درد و رنج بیمار دارد [۱-۲]. از آنجا که سلول‌های سرطانی مغز دارای آب بیشتری نسبت به سلول‌های طبیعی هستند، ضریب شکست بالاتری از خود نشان می‌دهند. به طور مثال، ضریب شکست بافت‌های مختلف مغز انسان بین ۱/۳ تا ۱/۴۲ متغیر است و این تغییرات فیزیکی می‌تواند مبنایی برای تشخیص و طراحی حسگر باشد [۳-۴].

تاکنون حسگرهای زیستی متنوعی از جمله حسگرهای مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی، تداخل سنجی، فیبر نوری و حلقه‌های تشدیدگر معرفی شده‌اند [۵]؛ در این میان، حسگرهای زیستی نوری مبتنی بر بلورهای فوتونی یک بعدی به دلیل ساخت آسان، هزینه کمتر و قابلیت بهینه‌سازی با پارامترهای محدود، توجه ویژه‌ای را به خود جلب کرده‌اند. لی و همکاران حسگری بر پایه بلور فوتونی برای تشخیص متان ارائه دادند [۶] و سلطانی و همکاران به مطالعه ساختارهای ناهمگون بلور فوتونی حاوی ابررسانا برای کاربردهای دمای پایین پرداختند [۷]. پژوهش‌های متعددی در این حوزه انجام شده است؛ به عنوان مثال نژاد و همکاران حسگری فوق حساس مبتنی بر متامواد با حساسیت ۶۸۵ نانومتر بر واحد ضریب شکست برای تشخیص سلول‌های سرطانی ارائه دادند [۳]، یاسلی حسگر بلور فوتونی مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی را مطالعه کرد [۸] و پاندا و همکاران با بهره‌گیری از گرافن به حساسیت ۲۹۰ نانومتر بر واحد ضریب شکست دست یافتند [۹]. از سوی دیگر، استفاده از نانومواد در ساختار بلورهای فوتونی یک بعدی، سطح تثبیت مواد زیستی را افزایش داده و به بهبود چشمگیر حساسیت منجر می‌شود [۱۰-۱۱]. همچنین، حسگرهای زیستی معمولی حساسیت کافی در برابر حضور مولکول‌های زیستی ندارند؛ از این رو در سال‌های اخیر بهره‌گیری از مواد ابررسانا در نانوساختارهای بلور فوتونی مورد توجه قرار گرفته است. این مواد با ایجاد مدهای تشدید بسیار باریک، توان تفکیک بالایی بین بیماری‌هایی با ضریب شکست نزدیک فراهم می‌کنند [۱۲-۱۳]. پژوهش‌های پیشین اغلب بر ابررسانای دمای بالای مرسوم YBCO متمرکز بوده و

حساسیت‌هایی تا حدود ۱۰۰۰ نانومتر بر واحد ضریب شکست برای بیماری لیپوما گزارش شده است [۱۴-۱۵]. با توجه به دمای بحرانی بالاتر و سمیت کمتر بیسموت بالای پایه بیسموت (BSCCO) به صورت نانوکامپوزیت در ساختار کاواک‌دار بلور فوتونی یک بعدی استفاده شده است. هدف ما افزایش حساسیت حسگر زیستی برای تشخیص انواع بافت‌های سرطانی مغز از طریق بهینه‌سازی پارامترهای ساختاری نظیر ضریب پرتداد و ضخامت جایگاه نمونه است [۱۶-۱۷]. در ادامه، ابتدا مدل تئوری و روش ماتریس انتقال معرفی شده، سپس نتایج عددی شامل طیف تراگسیل و حساسیت حسگر برای نمونه‌های مختلف بافت مغزی ارائه و در نهایت نتیجه‌گیری خواهد شد.

مدل تئوری و فرمول بندی مسئله

ساختار حسگر زیستی پیشنهادی که قادر به تشخیص بافت‌های سرطانی مغز است، شامل دو بلور فوتونی یک بعدی $(AB)^N$ است که در شکل ۱ نشان داده شده است. در این ساختار، لایه‌های A و B به ترتیب سیلیس و هوا با ضریب شکست‌های n_B و n_A و ضخامت‌های d_A و d_B هستند و N تعداد دوره‌های تناوب را نشان می‌دهد. این دو بلور فوتونی از طریق یک حفره هوا به ضخامت d_D به یکدیگر متصل شده‌اند که با مواد نانوکامپوزیت از جنس ابررسانای دمای بالای پایه بیسموت (BSCCO) به ضخامت d_{SC} پوشانده شده است. نمونه‌های مایع مغزی نخاعی (CSF) با ضریب شکست معین n_s و حاوی بافت‌های مختلف استخراج شده از قسمت‌های گوناگون مغز انسان، از طریق سوزن بلند به داخل این حفره تزریق می‌شوند. این روش که پونکسیون کمری نام دارد، در تشخیص بیماری‌هایی نظیر مننژیت، لیپوما، گلیوما و خونریزی‌های مغزی کاربرد داشته و همچنین برای تزریق بی‌حس کننده‌های نخاعی و شیمی درمانی نیز استفاده می‌شود.

به منظور توصیف خواص ابررسانای استفاده شده، از مدل دوشاره‌ای بهره گرفته می‌شود [۱۸]. بر اساس این مدل، در دمای پایین‌تر از دمای گذار (T_c) ، الکترون‌های هدایت به دو گروه تقسیم می‌شوند: گروهی به صورت ابرالکترون‌ها با چگالی n_s رفتار می‌کنند که بدون مقاومت حرکت می‌کنند و گروه دیگر مانند الکترون‌های معمولی با چگالی n_n عمل می‌کنند که دچار پخش‌شدگی و ایجاد مقاومت می‌شوند. رسانندگی الکتریکی مختلط یک ابررسانا در حضور میدان الکترومغناطیسی متغیر با زمان، از مجموع رسانندگی الکترون‌های معمولی (σ_n) و ابرالکترون‌ها (σ_s) حاصل می‌شود [۱۸]:

$$\sigma = \sigma_n + \sigma_s \quad (1)$$

بنابراین ماتریس انتقال کل برای ساختار مطالعه‌شده به صورت $M=M_{\text{total}}$ و ضریب تراگسیل آن عبارت است از [۲۰]:

$$t = \frac{2}{m_{11}+m_{22}-m_{12}\cos(\theta_0)-\frac{m_{21}}{\cos(\theta_0)}} \quad (۱۰)$$

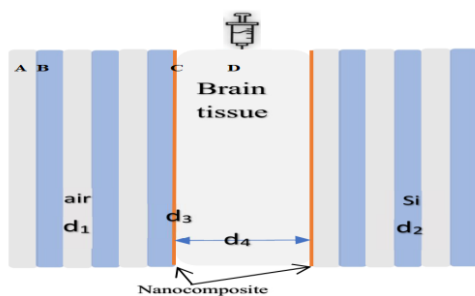
که در آن M_{ij} درایه‌های ماتریس M هستند.

در نهایت، حساسیت به عنوان مهم‌ترین پارامتر ارزیابی حسگر زیستی، به صورت میزان جابه‌جایی طول موج تشدید نسبت به تغییرات ضریب شکست ماده آنالیت تعریف می‌شود [۲۱-۲۲]

$$S = \Delta\lambda_r / \Delta n \quad (۱۱)$$

بحث و نتایج عددی

اخیرا استفاده از حسگرهای زیستی به دلیل دقت و حساسیت و همچنین در مواردی به دلیل عدم نیاز به وسایل پیشرفته و صرف زمان و هزینه زیاد برای تشخیص آنالیت‌ها مورد توجه قرار گرفته است. برای این منظور ساختار حسگر زیستی $(AB)^N CDC(AB)^N$ مطابق شکل ۱ را در نظر گرفتیم که در آن لایه A سیلیس و لایه B هوا به ترتیب با ضریب شکست‌های $n_1 = 3.3$ و $n_2 = 1$ و نیز به ضخامت‌های متناوب $d_1 = 0.35\mu m$ و $d_2 = 0.275\mu m$ لایه‌های متناوب بلور فوتونی یک بعدی را تشکیل می‌دهند. کاواک هوا به ضخامت d_4 با دو لایه نانوکامپوزیت ابررسانای دمای بالای پایه بیسموت به ضخامت $d_3 = 0.09\mu m$ و عمق نفوذ $\lambda_0 = 150nm$ همچنین دمای بحرانی $T_c = 95K$ احاطه شده است [۱۲]. همچنین تعداد دوره تناوب را $N = 3$ و تابش را عمود بر ساختار در نظر گرفتیم و دمای مطالعه‌شده را $4.5K$ فرض کردیم. البته می‌دانیم اندازه‌گیری مستقیم مایعات زیستی در این دمای امکان‌پذیر نیست، در کاربردهای عملیاتی برای غلبه بر این محدودیت به جای مایع، بیومارکرها یا شاخص‌های زیستی بیمار، پس از خالص‌سازی و خشک شدن، به صورت لایه نازک روی سطح حسگر قرار داده شده و اندازه‌گیری در آن دما انجام می‌شود.



شکل ۱. طرح شماتیک ساختار حسگر زیستی

اگر رسانندگی مختلط را صورت $\sigma = \sigma_1 - i\sigma_2$ بیان کنیم، بخش حقیقی آن مربوط به اتلاف توان ناشی از الکترون‌های معمولی و بخش موهومی ناشی از ابرالکترون‌هاست. با فرض نمونه‌ای بدون اتلاف و با استفاده از مدل دوشاره‌ای و اعمال تقریب‌های مربوطه، ضریب گذردهی نسبی الکتریکی ابررسانا از رابطه زیر و با بهره‌گیری از عمق نفوذ لندن در دمای غیرصفر به دست می‌آید [۱۸]:

$$\varepsilon_{sc}(\omega) = 1 - c^2 / (\omega^2 \lambda_L^2(T)) \quad (۲)$$

که در آن c سرعت نور، ω فرکانس زاویه‌ای موج الکترومغناطیسی و $\lambda_L(T)$ عمق نفوذ لندن در دمای T است که به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\lambda_L(T) = \lambda_L(0) / \sqrt{1 - (T/T_c)^n} \quad (۳)$$

در رابطه فوق، $\lambda_L(0)$ عمق نفوذ لندن در دمای صفر کلونین، T_c دمای بحرانی ابررسانا و n پارامتری تجربی است که وابستگی دمایی عمق نفوذ را توصیف می‌کند. با استفاده از رابطه ماکسول-گارنت، ضریب شکست مؤثر نانوکامپوزیت‌های ابررسانایی به صورت زیر محاسبه می‌شود [۱۹]:

$$n_3 = \sqrt{\varepsilon_{NC}} = \sqrt{\frac{\varepsilon_m(2\eta\varepsilon_{sc}-2\eta\varepsilon_m+\varepsilon_{sc}+2\varepsilon_m)}{(2\varepsilon_m+\varepsilon_{sc}+\eta\varepsilon_m-\eta\varepsilon_{sc})}} \quad (۴)$$

که در آن ε_m گذردهی الکتریکی ماده دی‌الکتریک، ε_{sc} گذردهی الکتریکی ابررسانا و η ضریب پراش یا ضریب کسر حجمی کامپوزیت‌ها هست به این معنی که معرف بخشی یا کسری از نانوذرات هست که در ماده تعبیه شده است.

مطابق روش ماتریس انتقال، میان مولفه‌های مماسی میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی در هر دو نقطه z و $z + \Delta z$ در داخل یک لایه مشخص رابطه زیر برقرار است [۲۰]:

$$\begin{bmatrix} E_x^{(j)}(z + \Delta z) \\ cH_y^{(j)}(z + \Delta z) \end{bmatrix} = M_j(\Delta z) \begin{bmatrix} E_x^{(j)}(z) \\ cH_y^{(j)}(z) \end{bmatrix} \quad (۵)$$

که در آن ماتریس انتقال در لایه j ($j = A, B$) عبارت است از:

$$M_j(\Delta z) = \begin{bmatrix} \cos(k_z^j \Delta z) & i \frac{\sin(k_z^j \Delta z)}{q_j} \\ iq_j \sin(k_z^j \Delta z) & \cos(k_z^j \Delta z) \end{bmatrix} \quad (۶)$$

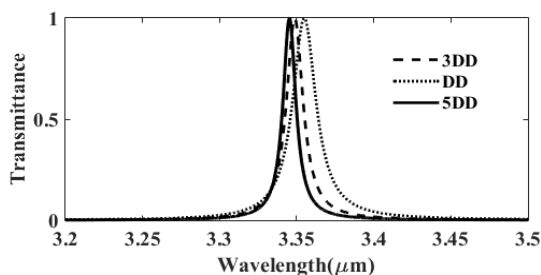
$$k_j = (\omega/c)n_j \quad (۷)$$

عدد موج در لایه j و c سرعت نور در خلأ است. برای امواج قطبیده TE و TM، پارامتر q_j به ترتیب به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$q_j = n_j \cos\theta_j \sqrt{(\varepsilon_0/\mu_0)} \quad (۸)$$

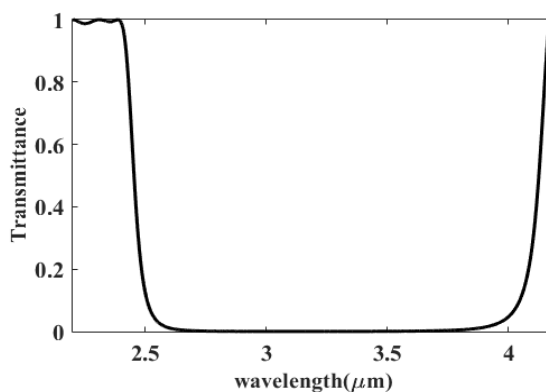
$$q_j = n_j / \cos\theta_j \sqrt{(\varepsilon_0/\mu_0)} \quad (۹)$$

شکل ۳ رسم کردیم. مشاهده کردیم که مد تشدید در طول موج $\lambda = 3.510\mu\text{m}$ در طیف تراگسیل ساختار $(AB)^N CDC (AB)^N$ ظاهر می‌شود. مطابق شکل ۳ علاوه بر اینکه که موقعیت آن به‌ازای مقادیر مختلف ضریب پرتشددی ابررسانا، تغییر می‌کند؛ بلکه با کاهش ضریب پرتشددی تا $\eta = 0.1$ میزان عبور مد تشدید در $\lambda = 3.239\mu\text{m}$ به مقدار یک می‌رسد. با انتخاب ضریب پرتشددی $\eta = 0.2$ و با در نظر گرفتن ضخامت‌های مختلف محل قرارگیری نمونه در ساختار حسگر پیشنهادی، موقعیت مد تشدید را بررسی کردیم. همان طور که در شکل ۴ نشان داده شده است مشاهده کردیم که با افزایش ضخامت جایگاه قرار گیری نمونه تا 5DD، مد تشدید به سمت طول موج‌های کوچک جابه‌جا می‌شود طوری‌که جایگزیده‌تر شده است.



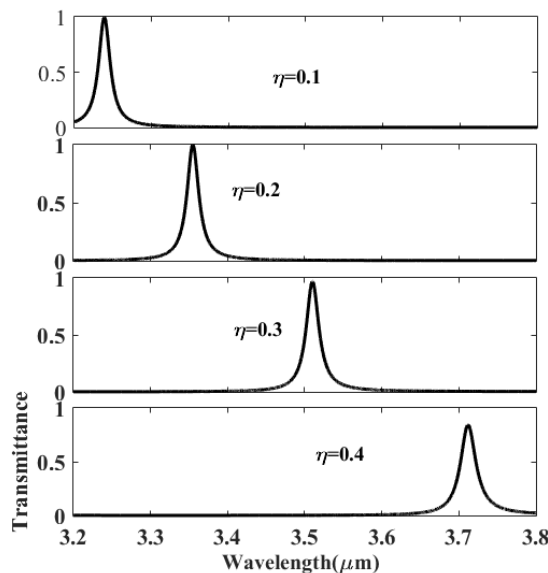
شکل ۴. مد تشدید در طیف تراگسیل ساختار $(AB)^N CDC (AB)^N$ با ضریب پرتشددی $\eta = 0.2$ به ازای مقادیر مختلف ضخامت جایگاه.

همان طور که می‌دانیم با توجه به وجود مقدار زیادی آب در سلول‌های تومورهای سرطانی مغز نسبت به سلول‌های طبیعی، مقادیر ضریب شکست سلول‌های سرطانی بیشتر از سلول‌های طبیعی است. مطابق ستون اول جدول ۱ مقادیر ضریب شکست مربوط به مایع مغزی^۱ و نمونه‌های بیماری‌های متداول مغزی از جمله التهاب مغزی^۲، گلیومای درجه پایین^۳، مدولوبلاستوما^۴، گلیوما^۵ و نیز لیومما^۶ را برای نمونه‌های مورد نظر در حسگر زیستی پیشنهادی در نظر گرفتیم [۴]. در این بررسی برای مطالعه خواص حسگری ساختار پیشنهادی، نمونه مایع مغزی را به عنوان یک مرجع فیزیکی با کمترین ضریب شکست، برای اثبات حداکثر توان تفکیک نظری حسگر در محیط بیولوژیکی مغز در نظر گرفتیم. اغلب در کاربردهای عملی، ماده سفید مغز معیار مقایسه بالینی است.



شکل ۵. طیف تراگسیل بلور فوتونی $(AB)^3$

برای مطالعه خواص حسگری ساختار پیشنهادی، ابتدا طیف تراگسیل بلور فوتونی یک بعدی را با بهره‌گیری از روش ماتریس انتقال در محیط نرم‌افزار مطلب رسم کردیم. مطابق شکل ۵ مشاهده کردیم که پهنای گاف باندی در گستره طول موجی $2.4 - 4.1\mu\text{m}$ در طیف تراگسیل ساختار ظاهر می‌شود که نسبتاً پهن و قابل استفاده برای خواص حسگری است. هرچند با در نظر گرفتن تعداد زیادی از تناوب‌ها گاف باند پهن ساختار تیزتر خواهد بود؛ اما با توجه به محدودیت و نیز هزینه‌های ساخت سعی کردیم با کمترین تعداد تناوب $N = 3$ ، خواص حسگری ساختار پیشنهادی را مطالعه کنیم.



شکل ۶. مد تشدید در طیف تراگسیل ساختار $(AB)^N CDC (AB)^N$ به ازای مقادیر مختلف ضریب پرتشددی به ترتیب $\eta = 0.1, \eta = 0.2, \eta = 0.3, \eta = 0.4$ و $\eta = 0.2$

با افزودن کاواکی با ضخامتی برابر با ضخامت یک تناوب از بلور فوتونی $d_4 = d_1 + d_2 = 1DD$ با دو لایه نانوکامپوزیت ابررسانای دمای بالای بیسموت به ضریب پرتشددی $\eta = 0.3$ با فرض اینکه حاوی مایع مغزی به ضریب شکست $n = 1.3333$ باشد، طیف تراگسیل ساختار را مطابق

1 CSF
 2 Walls of solid brain
 3 Low grade glioma
 4 Moduloblastoma
 5 Glioblasma
 6 Lymphoma

دوباره رسم نمودیم و نتایج آنها را در جدول ۱ آوردیم.

برای بررسی بهتر حساسیت حسگر زیستی، تغییرات مد تشدید ساختار بر حسب ضخامت محل قرارگیری نمونه را به ازای هر یک از بیماری‌های مطالعه شده را رسم کردیم. همان طور که در شکل ۶ نشان داده شده است با افزایش ضخامت تا ۷ برابر دوره تناوب میزان فاصله طول موج تشدید مربوط به هریک از بیماری‌ها نسبت به طول موج مرجع به طور قابل توجهی افزایش می‌یابد که این به نوبه خود در افزایش میزان حساسیت حسگر زیستی تاثیرگذار هست؛ طوری که مطابق نتایج آورده شده در جدول ۱، میزان حساسیت تا $1.6279 \mu\text{m}/\text{RIU}$ افزایش می‌یابد.

نتیجه‌گیری

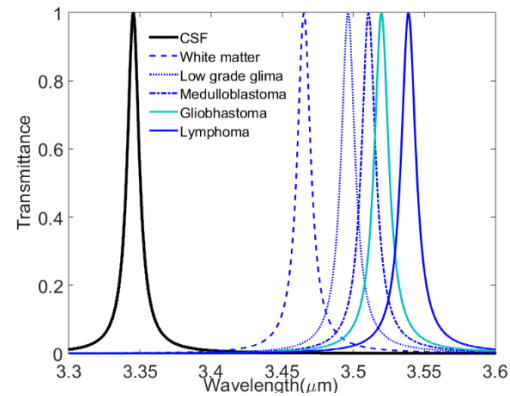
در این مطالعه ساختار حسگر زیستی مبتنی بر بلورهای فوتونی یک بعدی را با بهره‌گیری از روش ماتریس انتقال بررسی کردیم که قادر به تشخیص بافت‌های سرطانی مغز

جدول ۱. طول موج مرکزی مد تشدید و حساسیت ساختار

$(AB)^N CDC (AB)^N$ با ضریب پرتداد $\eta = 0.2$ و ضخامت‌های مختلف جایگاه قرارگیری نمونه، برای نمونه‌های مختلف بیماری‌ها

	CSF	White matter	Low grade glioma	Medullo Blastoma	Glioblastoma	Lymphoma
Brain tissues						
RI	۱/۳۳۳۳	۱/۴۱۲۱	۱/۴۳۲	۱/۴۴۱۲	۱/۴۴۷	۱/۴۵۹۱
$d_i=1DD$						
$\lambda(\mu\text{m})$	۳/۳۴۳	۳/۴۱۱۱	۳/۴۲۵۲	۳/۴۳۱۲	۳/۴۳۶۲	۳/۴۴۵۱
$d_i=1DD$						
$S(\mu\text{m}/\text{RIU})$	-	۰/۸۶۴۲۱	۰/۸۳۲۸۲	۰/۸۱۷۴۲	۰/۸۱۹۷	۰/۸۱۱۶
$d_i=3DD$						
$\lambda(\mu\text{m})$	۳/۳۴۵۱	۳/۴۴۶	۳/۴۷۱	۳/۴۸۳۲	۳/۴۹	۳/۵۰۶۱
$d_i=3DD$						
$S(\mu\text{m}/\text{RIU})$	-	۱/۲۸۰۴	۱/۲۷۵۵۸	۱/۲۷۹۸۸	۱/۲۷۴۴	۱/۲۷۹۸
$d_i=5DD$						
$\lambda(\mu\text{m})$	۳/۳۴۹۱	۳/۴۶۵۱	۳/۴۹۶	۳/۵۱۱۱	۳/۵۲۱	۳/۵۳۹۳
$d_i=5DD$						
$S(\mu\text{m}/\text{RIU})$	-	۱/۴۷۲	۱/۴۸۸۳	۱/۵۰۱۳	۱/۵۱۱۸	۱/۵۱۱۹
$d_i=7DD$						
$\lambda(\mu\text{m})$	۳/۳۵۵۴	۳/۴۷۸۱	۳/۵۱۲۱	۳/۵۲۸۳	۳/۵۳۹۱	۳/۵۶۰۲
$d_i=7DD$						
$S(\mu\text{m}/\text{RIU})$	-	۱/۵۵۷۱	۱/۵۸۷۶	۱/۶۰۳۴	۱/۶۱۵۶	۱/۶۲۷۹

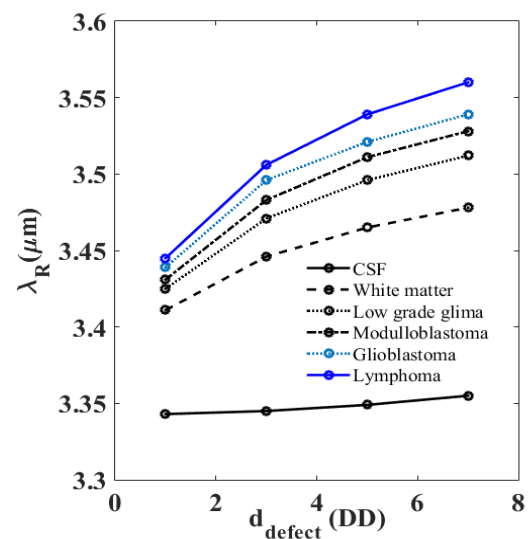
باشد. نشان دادیم حضور لایه‌هایی از نانوکامپوزیت‌های ابررسانایی بیسموت در ساختار پیشنهادی به صورت $(AB)^N CDC (AB)^N$ می‌تواند منجر به تقویت برهمکنش بین امواج الکترومغناطیسی و نمونه‌های بررسی شده، شود طوری که با در نظر گرفتن نمونه مایع مغزی به عنوان نمونه



شکل ۵. مد تشدید در طیف تراگسیل ساختار $(AB)^N CDC (AB)^N$ با

ضریب پرتداد $\eta = 0.2$ و ضخامت جایگاه قرارگیری نمونه $d_4 =$

5DD با در نظر گرفتن نمونه‌های مختلف بافت‌های مغزی



شکل ۶. مد تشدید در طیف تراگسیل ساختار $(AB)^N CDC (AB)^N$

با توجه به نتایج فوق و با انتخاب ضخامت جایگاه قرارگیری نمونه 5DD و نیز با انتخاب ضریب پرتداد $\eta = 0.2$ طیف تراگسیل ساختار را مطابق شکل ۵ رسم کردیم. همان طور که در شکل نشان داده شده است هر یک از بیماری‌ها منجر به مد تشدید مجزایی با عبور کامل در طول موج‌های مختلفی در طیف تراگسیل ساختار می‌شوند که فاصله‌ای قابل توجه تا طول موج تشدید مرجع دارند طوری که جابه‌جایی‌های بسیار کوچک طول موج ناشی از نزدیکی ضریب شکست‌ها، از طریق باریکی قله‌ها به وضوح از هم جدا شده و امکان تشخیص نوع بیماری با استفاده از ابزارهای اندازه‌گیری نوری دقیق فراهم می‌گردد. بنابراین با در نظر گرفتن پارامترهای فوق به نظر می‌رسد ساختار پیشنهادی به عنوان حسگر زیستی می‌تواند عمل کند. متناظر با طول موج‌های تشدید، حساسیت حسگر زیستی پیشنهادی مطابق رابطه ۱۱ محاسبه کردیم و با در نظر گرفتن ضخامت‌های مختلف برای قرارگیری نمونه در ساختار طیف‌های تراگسیل را

سیاسگزاری

نویسندگان این مقاله از دانشگاه آزاد اسلامی واحد تبریز برای حمایت مالی از طرح پژوهشی اینجانبان که بخشی از نتایج آن در اینجا آورده شد، تقدیر و تشکر می‌کنیم.

مرجع و نمونه‌هایی از بیماری‌های متداول مربوط به مغز، قادر به بهینه‌سازی ساختار پیشنهادی به عنوان حسگر زیستی تا حساسیت $1627.9nm/RIU$ رسیدیم.

منابع

References

- [1] World Health Organization. Report on the health of refugees and migrants in the WHO European region: no public health without refugee and migrant health, 2018.
- [2] A. R. C. da Silva, et al Application for predicting breast cancer through Google Prediction API. Anais da VI Escola Regional de Computação aplicada à Saúde. SBC, 2018.
- [3] H. E. Nejad, A. Mir and A. Farmani, "Supersensitive and tunable nano-biosensor for cancer detection," *IEEE Sens. J.*, 19, 4874–4880, 2019
- [4] J. Sun, S. J. Lee and L. Wu, "Sarntinoranont, M.; Xie, H. Refractive index measurement of acute rat brain tissue slices using optical coherence tomography". *Opt. Express*, 20, 1084–1095, 2012.
- [5] X. Fan, I. M. White, S. I. Shopova, H. Zhu, J. D. Suter, Y. Sun, "Sensitive optical biosensors for unlabeled targets: A review", *Analytica Chimica Acta*, Vol. 620, PP. 8-26, 2008.
- [6] J. Li, T. Tang, Y. Zhang, L. Luo, and P. Sun, "Magneto-plasmonic sensor with one dimensional photonic crystal for methane detection," *Optik*, Vol. 155, pp.74–80, 2018.
- [7] A. Soltani, F. Ouerghi, F. AbdelMalek, and S. Haxha, "Comparative study of one-dimensional photonic crystal heterostructure doped with a high and low-transition temperature superconducting for awtemperature sensor," *Opt. Commun.* Vol. 445, pp. 268–272, 2019.
- [8] A. Yasli, "Cancer detection with surface plasmon resonance-based photonic crystal fiber biosensor," *Plasmonics*, 16, 1605–1612, 2021
- [9] A. Panda, P. D. Pukhrambam, F. Wu, W. Belhadj, "Graphene-based 1D defective photonic crystal biosensor for real-time detection of cancer cell," *Eur. Phys. J. Plus*, 136, 809, 2021
- [10] A. Salimi, "Amperometric detection of nitrite, iodate and periodate at glassy carbon electrode modified with catalase and multi-wall carbon nanotubes", *Sensors and Actuators*, Vol. 123, 1, pp. 530-537, 2007.
- [11] H. Yang, "A high performance glucose biosensor enhanced via nanosized SiO₂", *Analytica Chimica Acta*, Vol. 554, 1-2, pp. 92-97, 2005.
- [12] A.H. Aly and D. Mohamed, "BSCCO/SrTiO₃ One Dimensional Superconducting Photonic Crystal for Many Applications," *J. Supercond. Nov. Magn.* 18, 1699–1703, 2015.
- [13] M. Upadhyay, S. K. Awasthi, L. Shiveshwari, P. K. Srivastava, S. P. Ojha, "Thermally tunable photonic filter for WDM networks using 1D superconductor dielectric photonic crystals," *J. Supercond. Nov. Magn.* 28, 2275–2280, 2015.
- [14] A. H. Aly, D. Mohamed, Z. A. Zaky, Z. S. Matar, N.S. Abd El-Gawaad, A. S. Shalaby, F. Tayeboun, M. Mohaseb, "Novel Biosensor Detection of Tuberculosis Based on Photonic Band Gap Materials," *Mater. Res.* 24, e20200483, 2021.
- [15] Malek, C., Abdallah, S.A.O., Awasthi, S.K. et al. Biophotonic sensor for swift detection of malignant brain tissues by using nanocomposite YBa₂Cu₃O₇/dielectric material as a 1D defective photonic crystal. *Sci Rep* 13, 8115, 2023
- [16] T. J. Li, D. S. Wang, and Z. P. Zhang, "High-Q topological photonic crystal based on coupled superconducting resonators for microwave sensing," *Sensors*, vol. 24, no. 4, p. 453, 2024.
- [17] H. M. Yasseen and A. F. Shukur, "Tunable high-sensitivity biosensor based on one-dimensional superconductor-dielectric photonic crystal," *J. Supercond. Nov. Magn.*, 2025 (in press).
- [18] H. F. Zang, S. B. Liu, and H. Yang, "Omnidirectional photonic band gaps in one-dimensional ternary superconductor-dielectric photonic crystals based on a new Thue-Morse aperiodic structure," *J. Supercond. Nov. Magn.* 27, 41-52, 2014.
- [19] M. Upadhyay, S. K. Awasthi, L. Shiveshwari, P. K. Srivastava, S. P. Ojha, "Thermally tunable photonic filter for WDM networks using 1D superconductor dielectric photonic crystals". *J. Supercond. Nov. Magn.* 28, 2275–2280, 2015.
- [20] P. Yeh, *Optical Waves in Layered Media* Wiley New York, Chap. 6, 1988.
- [21] S. Gaur, R. Zafar, D. Somwanshi, "Plasmonic refractive index sensor based on metal insulator metal waveguide," International Conference on Recent Advances and Innovations in Engineering," (ICRAIE), IEEE, 2016.
- [22] S. Andalibi Miandoab and R. Talebzadeh "Ultra-sensitive and selective 2D hybrid highly doped semiconductor-graphene biosensor based on SPR and SEIRA effects in the wide range of infrared spectral," *Optical Materials* 129, 112572, 2022.