لیزر در پزشکی ۱۴۰۱/ دوره ۱۹ / شماره (۴) / صفحات ۲۳-۱۷.

مقاله پژوهشی

طراحی حسگر پوستی فشار مبتنی بر تشدید پلاسمون سطحی براساس تغییرات توری گرافنی

مرتضی منصوری[1*]
علی میر[1]
علی فرمانی[1]

۱. گروه برق- الکترونیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه لرستان ۶۸۱۵۱۴۴۳۱۶ لرستان، ایران

نویسندهٔ مسئول: مرتضی منصوری

پست الکترونیکی:
mansouri.mo@fe.lu.ac.ir

شماره تماس: ۰۹۳۸۰۶۳۲۴۹۸

خلاصه

مقدمه: در این مقاله یک حسگر فشار، قابل نصب روی پوست بدن، براساس تشدیدگرهای پلاسمون سطحی (SPR) مبتنی بر گرافن ارائه شده است. در ساختار پیشنهادی لایه توری گرافنی، روی بستر SiO2، باعث تحریک پلاسمون‌ها در یک طول موج خاص می‌شود که نتیجه تغییر در دوره تناوب توری به علت وجود فشار خاصی در بدن است. شبیه‌سازی‌ها در دو بخش مکانیکی، با روش FEM، و پلاسمونیکی با روش FDTD، انجام پذیرفته است. تغییرات فشار در بخش مکانیکی، در محدوده صفر تا ۳۰۰ میلی‌متر جیوه بوده که در ادامه نیز طول موج متناسب با هر فشار تعیین شده است. به‌عبارت دیگر با برقرار ارتباط بین نتایج هر بخش، طول موج منحصر به فردی برای هر فشار مشخص شده است. پاسخ سریع، تکرارپذیری، قابلیت توسعه اندازه‌گیری پارامترها، وسیع بودن محدوده تغییرات فشار، از مزایای این حسگر هستند.

روش بررسی: روش بررسی شبیه‌سازی عددی بوده که روش عددی FDTD برای بخش پلاسمونیک و از روشFEM برای بخش مکانیکی استفاده شده است. از نرم‌افزارهای Lumerical و MATLAB برای محاسبات پلاسمونیکی (FDTD) و نرم‌افزار Comsol برای محاسبات فشار (FEM) استفاده شده است. نتایج مربوطه، اعم از پاسخ‌های طیفی، انعکاس، بازتاب و جذب با کد نویسی محاسبه و مورد بررسی قرار گرفته‌اند.

یافته‌ها: در محدوده فشار بدن روی تغییرات بالاتر و پایین‌تر از حد طبیعی (۱۲۰ mmHg) جابجایی طول موج تشدید به‌خوبی مشاهده شده است. این تغییرات برای محدوده طول موجی ۹۵۰۰-۷۰۰ نانومتر اتفاق می‌افتد که نتایج به‌دست‌آمده بخوبی این موارد را نشان می‌دهد. با اعمال مشخصات لایه‌ها، میزان تغییرات از نظر ساختار مکانیک برای محدوده مورد نظر محاسبه شده است. جابجایی مد نظر در مقیاس نانو است که با ایجاد ارتباط میان نتایج ساختار مکانیکی و پلاسمونیکی، طول موج تشدید مختص هر فشار محاسبه شده است.

نتیجه‌گیری: استفاده از حسگرهای پلاسمونیکی فشار بر اساس سازوکار SPR، حساسیت و انتخاب‌کنندگی بالایی برای تشخیص فشار ارایه می‌کنند. سهولت در استفاده، سادگی ساختار، برنامه‌پذیربودن و قابلیت اندازه‌گیری دیگر پارامترها از خصوصیات بارز ستفاده از این حسگر است. قرار گرفتن این حسگر بر روی شریان بدن قابلیت کنترل فشار را فراهم می‌کند، که برای بیمارانی که از نظر فشار تحت مراقبت هستند بسیار کاربردی و مفید است.

واژه‌های کلیدی: حسگر فشار پوستی، تشدید پلاسمون سطحی، انعکاس خروجی، حساسیت، توری گرافنی.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-26]

۱. مقـدمه

در فیزیک به نوسانات الکترون‌های آزاد یک محیط پلاسمایی، پلاسمون می‌گویند. از دیدگاه کلاسیک، پلاسمون‌ها می‌توانند به عنوان نوسان چگالی الکترون‌های آزاد نسبت به یون‌های مثبت در یک فلز توصیف شوند که در فرکانس پلاسما به جلو و عقب می‌روند تا زمانی که انرژی آن‌ها در یک فرایند مقاومتی یا استهلاکی تمام شود. پلاسمون نقش عمده‌ای در خواص نوری فلزات دارد [۱]. در نیم‌رساناها، فرکانس پلاسمای الکترون‌های ظرفیت معمولاً در عمق ناحیه فرابنفش است، که به‌همین دلیل، در این ناحیه بازتابنده هستند. اگرچه تمام مواد رسانا می‌توانند حامل پلاسمون‌های سطحی باشند، فلزات نجیب بیشتر در پلاسمونیک مورد استفاده قرار می‌گیرند [۲]. توانایی کنترل نور توسط خواص مواد طبیعی در دسترس، محدودشده، ولی توسعه جامعه انسانی همیشه همراه با کشف مواد جدید بوده است. در چند قرن اخیر علم و فنّاوری به‌طور بی‌سابقه‌ای توسعه یافته است که همراه با کشف و اختراع میلیون‌ها نوع جدید از مواد طبیعی و مصنوعی است. دسته بزرگی از آنها مواد نوری است که برای تولید، شناسایی و یا کنترل امواج الکترومغناطیسی استفاده می‌شود [۳].

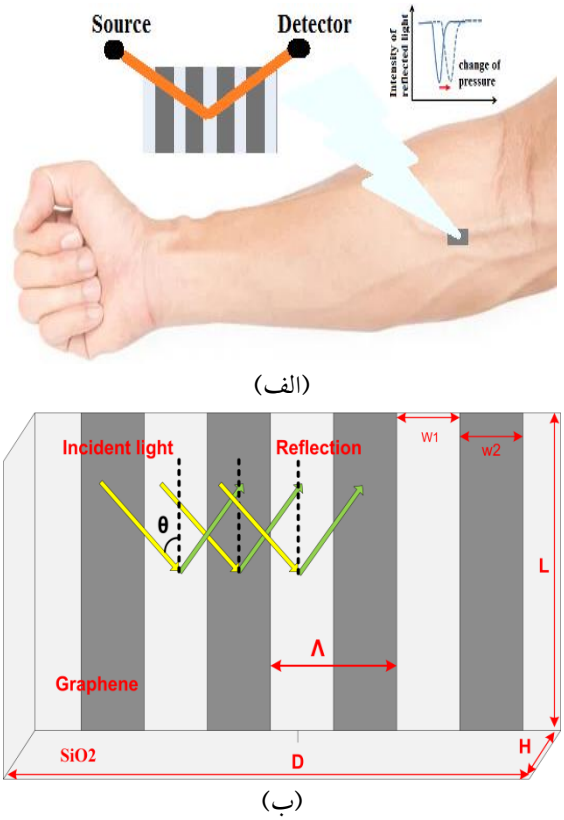
حسگرها افزاره‌هایی هستند که به گونه‌ای از تغییرات فیزیکی و یا شیمیایی محیط حساسیت نشان می‌دهند. در بدن انسان پدیده‌ها یا متغیرهای محیطی مانند گرما، فشار، رطوبت، حرکت و غیره وجود دارند که حسگرها می‌توانند به آنها پاسخ دهند. این پاسخ به تغییر روی خصوصیات فیزیکی، مکانیکی، نوری، شیمیایی یا الکترومغناطیسی حسگرها، می‌تواند برای پردازش و اندازه‌گیری مورد استفاده قرار گیرد. حسگرها، قلب سامانه‌های اندازه‌گیری هستند. حسگرهای نوری، براساس تبدیل در یکی از کمیت‌های نور ورودی از جمله میزان جذب یا انعکاس نور، زاویه انعکاس، تغییر در طول موج جفت‌شدگی، تغییر در قطبش و شدت نور عمل می‌کنند. خواصی که مواد جدید نانوپلاسمونیکی دارند، باعث‌شده جذب و انشار نور طوری صورت پذیرد که باعث ایجاد خواص منحصربه‌فرد در تشخیص و شناسایی شود. به‌همین دلیل مواد نانو پلاسمونیکی در زمین‌های مختلف از جمله حسگرها، سلول‌های خورشیدی و ذخیره اطلاعات حوزه جدیدی را پیش روی محققان قرار داده است [۴، ۵]. حسگرهای پلاسونیکی در تشخیص بیماری‌ها، تولید انرژی، سامانه‌های نظامی، ارتباطات سریع و... مورد توجه قرار گرفته و پیشرفت سریعی در پاسخ‌گویی به تقاضای این سامانه‌ها داشته‌اند [۶،۷]. در واقع پیشرفت‌های سال‌های اخیر در این حسگرها باعث حذف بسیاری از محدودیت‌های حسگرهای نوری شده است [۸]، به‌طوری‌که استفاده از این نانو ساختارها، موجب ارتقای حساسیت، پایداری نوری، نانو مقیاس، قابلیت تنظیم‌پذیری و به کارگیری در محیط‌های زیستی شده‌اند [۴].

حسگرهای فشار نیز یکی از حسگرهای کاربردی هستند که در این راستا پیشرفت چشم‌گیری داشته‌اند. وسعت محدوده کارکرد برای اندازه‌گیری فشار، یکی از پارامترهای مهم است. باتوجه به عملکرد مناسب مواد دو بعدی، استفاده از مواد دوبعدی برای حسگرهای فشار بسیار مورد نیاز است. وجود مواد دوبعدی در انتقال فشار به علت ضخامت کم (در اندازه یک یا چند اتم) باعث ایجاد حساسیت بالا در اندازه گیری می‌شود. استفاده از حسگر فشار براساس تشخیص پلاسمونی باعث دراختیارگرفتن مزایای این حوزه می‌شود [۹،۱۰]. در این راستا با بررسی انجام شده برای بکارگیری از گرافن بعنوان یک ماده دوبعدی در دسترس با قابلیت پاسخ‌گویی به فشار به طراحی حسگر فشار پوستی می‌پردازیم. فشارخون دارای دو مقدار بیشینه یا فشار سیستولیک و کمینه یا فشار دیاستولیک است. عدد نخست مربوط به زمانی است که قلب می‌تپد و خون را به شریان‌ها می‌فرستد و عدد دوم مربوط به زمانی است که قلب در مدت زمان بین ضربان‌ها، استراحت می‌کند. واحد اندازه‌گیری فشار خون، میلی‌متر جیوه است که در حالت طبیعی کمتر از ۸۰/۱۲۰ میلی‌متر جیوه است. فشارخون افزایش‌یافته زمانی است که عدد سیستولیک بین ۱۲۰ تا ۱۲۹ میلی‌متر جیوه و عدد دیاستولیک کمتر از ۸۰ میلی‌متر جیوه باشد. افرادی که فشارخون افزایش‌یافته دارند، اگر کاری برای بهبود آن انجام ندهند، ممکن است به پرفشاری خون مبتلا شوند. پرفشاری خون یا فشار خون بالا زمانی است که مقادیر اندازه‌گیری‌شده فشارخون، بیشتر از مقادیر ذکر شده باشند. در این حالت پایین‌آوردن فشار خون بسیار اهمیت دارد [۱۱]. در این راستا معرفی حسگر پوستی فشار بدن برای کنترل و اندازه‌گیری فشار بسیار مفید و کاربردی است.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-26]

۲. ساختار حسگر پیشنهادی و روابط حاکم

فشارسنج‌های معمولی میزان تغییرات عروق بدن در اثر فشار را اندازه‌گیری می‌کنند. فشاری که اندازه‌گیری می‌شود، فشار خون خارجی و سطحی بدن است که تاثیر خود را روی پوست می‌گذارد. برای سنجش دقیق و صحیح‌تر فشار خون، نیاز به ابزاری حساس جهت انتقال این فشار و تبدیل آن داریم. برای این منظور از یک زیرلایه SiO_2 که بروی آن یک لایه گرافن رشد داده شده است، به عنوان یک تراشه استفاده می‌کنیم.



شکل-۱: الف) طرح پیشنهادی سامانه حسگری و سنجش فشار، ب) نمای سه بعدی از حسگر قرار گرفته بر روی زیرلایه SiO2 و حالت متناوب لایه‌های گرافن با ابعاد w1=w2=150nm, Λ300nm, D=10μm, L=1μm, H=10nm

این تراشه با چسبیدن بر روی پوست بدن، مانند یک غشای پوستی عمل می‌کند. تغییرات ایجاد شده در ساختار به علت فشار، در انعکاس نور خروجی از سطح، قابل مشاهده است. این توصیف در شکل ۱-الف نشان داده شده است. اندازه کوچک این حسگر با قرار گرفتن زیر نور ورودی برای فشار طبیعی دارای یک مشخصه خروجی یکتا است و برای تغییرات فشارهای بیشتر و کمتر از این حد، دچار انتقال می‌شوند. ابعاد این حسگر در نمای سه‌بعدی آن در شکل ۱- ب نشان داده شده است. مقدار فشار باعث تغییر در دروه تناوب و زاویه نور ورودی (θ) به حسگر می‌گردد که این تغییرات در انعکاس نور خروجی از سطح موثر است. این حسگر با چسبیدن به پوست می‌تواند اطلاعات دریافتی‌اش را به یک دستگاه پردازشگر ارسال کند و نمودار تغییرات فشار بدن یا هر بررسی دیگری را برای پزشک فراهم آورد. نظریه حاکم بر ساختار حسگر همراه با نتایج شبیه‌سازی، در ادامه بررسی می‌شود.

۲-۱. روابط حاکم بر طرح پیشنهادی

هندسه حسگر برای حالت توری گرافن با دوره تناوب مشخص بر روی لایه sio_2 در شکل-۱ نشان داده شده است. توری گرافن دارای دوره تناوب Λ با پهنای W است. در حالت اولیه (برای فشار نرمال) مقدار Λ ۳۰۰ نانومتر انتخاب شده است. میزان ارتفاع زیرلایه مورد نظر برای این طرح ۱۰ نانومتر در نظر گرفته شده است. انرژی فرمی گرافن و میزان تحرک حامل به ترتیب با E_F وμ نشان داده می‌شود. حال برای به‌دست‌آوردن پاسخ نوری این حسگر نیاز به تغییرات رفتار ساختار گرافن داریم تا بتوانیم با شبیه‌سازی عددی به روش FDTD انعکاس نور خروجی از سطح ساختار را محاسبه کنیم. رسانایی نوری گرافن به انرژی فرمی، E_F، و تحرک حامل μ، از طریق تقریب فاز تصادفی، رابطه زیر مرتبط است [۱۲]:

$$\sigma(\omega)=\frac{2e^2T}{\pi\hbar}\frac{i}{\omega+i\tau^{-1}}\log[2\cosh(\frac{E_F}{2K_BT})]$$
$$+\frac{e^2}{4\hbar}\left[H(\omega/2)+\frac{4i\omega}{\pi}\int_0^\infty d\varepsilon\frac{H(\varepsilon)-H(\omega/2)}{\omega^2-4\varepsilon^2}\right]$$

که در آن:

$$H(\varepsilon)=\frac{\sinh(\hbar\varepsilon/k_BT)}{\cosh(E_F/k_BT)+\cosh(\hbar\varepsilon/k_BT)}$$

در این رابطه $\tau = \mu E_F/ev_F^2$ زمان واهلش ذاتی و $v_F \approx c/300$ سرعت فرمی است. دمای T برابر با ۳۰۰ کلوین درنظر گرفته شده است. برای ایجاد جفت‌شدگی و القای پلاسمون سطحی در سطح گرافن نیاز است که بردار موج ورودی با بردار موج توری گرافن برابر باشند. این منظور برای ما با تغییر در دوره تناوب لایه‌های گرافن به صورت زیر ایجاد می‌شود به‌عبارت دیگر،

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-26]

به‌دلیل تناوب نوارهای گرافن، تنها امواج پلاسمونی که بردار موج آن با بردار موج ورودی یکسان است تحریک می‌شوند.

$$k_{GP}(\omega)=\frac{2i\,\omega\varepsilon_0}{\sigma(\omega)}$$

تطبیق میان بردار موج فوتون و بردار موج پلاسمون سطحی گرافن K_{GP} با تغییر در زاویه ورودی و دوره تناوب توری قابل حصول است. به‌عبارت دیگر عدم‌تطبیق بین بردارهای موج تکانه‌ای فوتون‌ها و بردار K_{GP} را می‌توان از طریق ایجاد توری شیاردار یا حفره‌هایی با ثابت شبکه (Λ) روی سطح فلز تعدیل نمود. برای سادگی در توری تک‌بعدی جفت‌شدگی هنگامی رخ می‌دهد که داشته باشیم [۱۳]:

$$K_{GP}=k\sin\theta\pm vg$$

که در آن $v=1,2,3,\ldots$ و بردار وارون توری $g=2\pi/a$ می‌باشد. پس تغییرات ساختار در اثر فشار، باعث جابجایی دوره تناوب و بطبع تغییر انعکاس نور خروجی می‌شود، این انعکاس برای هر فشار منحصربه‌فرد است.

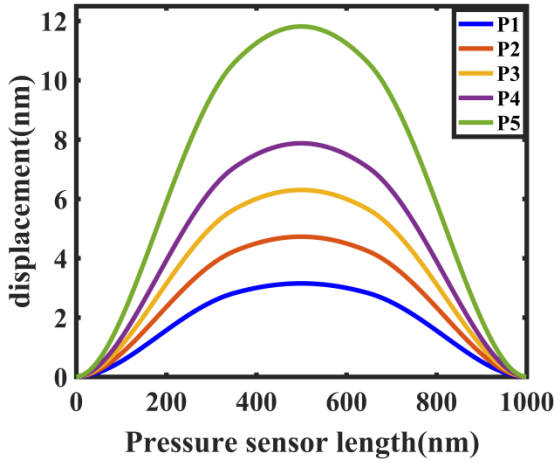
در بخش ساختار مکانیک حسگر شرایط سازگاری و فشار کششی را ارائه می‌دهیم، که تغییرات نسبی در جابجایی هر نقطه از ساختار را تعریف می‌کند. برای تجزیه‌وتحلیل ساختاری می‌توان از تقارن لایه‌ها و یک مدل الاستیک خطی استفاده کرد. معادلات حاکم در تحلیل مکانیک ساختاری شامل: تعادل، سازگاری و معادلات مشخصه است [۱۴]. معادلات تعادل در هر ساختار با تنش‌های داخلی برآورده می‌شود. در این جا تنش‌ها را در بازه فشار بدن انسان که بین صفر تا ۳۰۰ میلی‌متر جیوه، معادل صفر تا ۴۰ کیلو پاسکال است درنظر می‌گیریم. وقتی که موقعیت نسبی دو نقطه از یک جسم به‌هم‌پیوسته[1] تغییر نماید، گفته می‌شود، جسم تغییر شکل یافته و یا اصطلاحاً تحت کرنش قرار گرفته است. کرنش در یک نقطه، به صورت تغییر فاصله نسبی بین دو نقطه بسیار نزدیک به هم تعریف می‌شود. با داشتن خصوصیات لایه‌ها از جمله مدول الاستیسیته، ضریب پواسون و ضریب انبساط حرارتی می‌توان تغییرات جابجایی لایه‌ها را متناسب با فشار اعمالی محاسبه کرد [۱۵]. حال با استفاده از این بخش برای حسگر فشار و جابجایی لایه‌ها در اثر اعمال فشار بدن، نتایج شبیه‌سازی را در بخش بعد مورد بررسی قرار می‌دهیم.

۳. نتایج و شبیه‌سازی

در این بخش ساختار عملکرد حسگر را از نظر تغییرات مکانیک و پلاسمونیک شبیه‌سازی و بررسی می‌کنیم. عملکرد حسگر به این صورت است که با اعمال فشار پارامترهای لایه‌های متناسب با فشار اعمالی تغییر می‌کنند و این تغییرات مقدار خود را در فرکانس تشدید و نور منعکس‌شده خروجی نشان می‌دهند. پس در ابتدا محدوده فشار بدن را با اعمال بر ساختار حسگر و به‌دنبال آن تغییر در دوره تناوب توری و زاویه نور ورودی محاسبه می‌کنیم. باید نسبت فشار ورودی، که باعث تغییر شکل سطح توری گرافنی می‌شود را محاسبه کنیم.

۳-۱. ساختار مکانیک

برای شبیه‌سازی رفتار حسگر ساختارلایه‌ها را با مشخصات هر لایه براساس روش FEM، توسط نرم افزار کامسول حل می‌کنیم، که در آن از برای بیان رفتار مدل، از الگوریتم خطی استفاده می‌شود [۱۶].



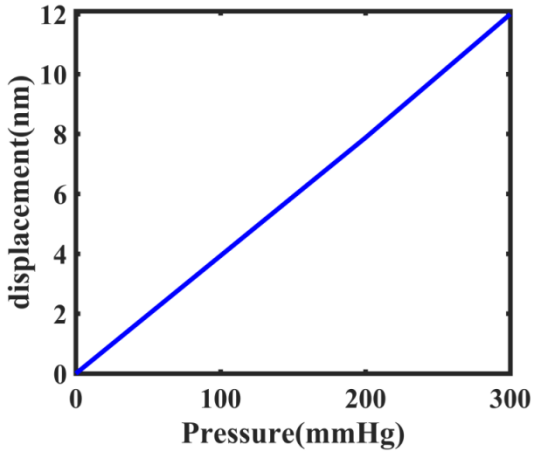
شکل-۲. مقدار جابجایی در دوره تناوب، متناسب با فشارهای ورودی p1=80,p2=120, p3=160, p4=200, p5=300 mmHg

بعد از طراحی ابعاد مدل حسگر و ایجاد شرایط مرزی برای لایه‌ها، تغییرات را برای هر محدوده فشار بدن، محاسبه می‌کنیم. خصوصیات هر لایه توسط مدل یانگ و ضریب پوسان آن مشخص می‌شود. این تغییرات در لایه‌ها به‌ازای فشار متناسب به آنها در شکل-۲ رسم شده است. با توجه به قرارگرفتن ابتدا و

[1] Continuous Body

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-26]

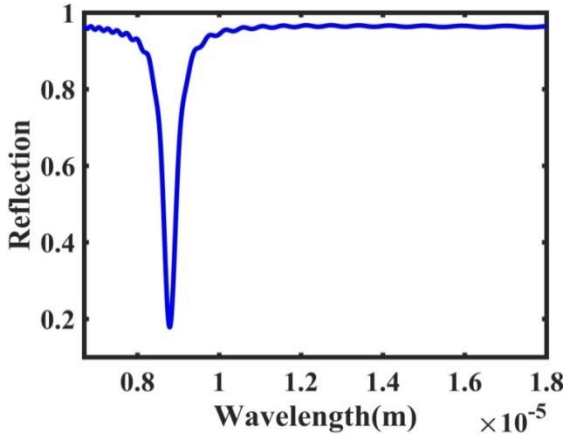
انتهای حسگر برروی رگ‌های بدن، می‌توان گفت که میزان تغییرات به‌صورت شعاعی مشخص می‌شود. این تغییرات در ساختار لایه‌ها در شکل-۳ برای فشارهای صفر تا ۳۰۰ میلی‌متر جیوه رسم شده است. با توجه به خواص مکانیکی منحصربه‌فرد گرافن و مقیاس نانو بودن حسگر، میزان جابجایی در محدوده نانومتر است.



شکل-۳: میزان جابجایی برای ساختار مکانیک حسگر در محدوده فشار صفر تا ۳۰۰ میلی‌متر جیوه

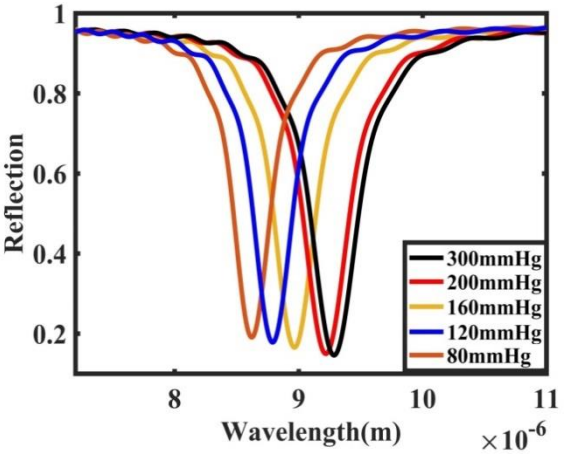
۲-۳. پلاسمونیک

رفتار حسگر برای تشخیص فشار واردشده متناسب با میزان جابجایی در این بخش مورد بررسی قرار می‌گیرد. اکنون ما از نتایج به‌دست آمده در بخش ساختار مکانیک استفاده می‌کنیم و تاثیرات فشار متناسب با میزان انعکاس نور از سطح را شبیه‌سازی می‌کنیم. برخورد نور با سطح توری گرافنی باعث تحریک پلاسمون‌های سطحی، و ایجاد تشدید می‌شود که وابسته به ابعاد ساختار، نوع فلز، فاصله و زاویه برخورد نور است. برای کاهش حجم محاسبات شبیه‌سازی ساختار را در جهت x متناوب لحاظ می‌کنیم. میزان انعکاس نور نسبت به طول موج برای فشار طبیعی (۱۲۰ میلی‌متر جیوه) در شکل ۴ رسم شده است. در این شکل مشاهده می‌شود که طول موج تشدید حدود ۸۸۰ نانومتر است. بعبارت دیگر جفت‌شدگی میان بردار موج ورودی و ساختار گرافنی ایجاد شده است. حال باید ببینیم زمانی که این فشار دچار تغییرات شود برای طول موج تشدید چه انتقالی رخ می‌دهد و نیز دامنه انعکاس به چه صورتی است.



شکل-٤: بازتاب نور از سطح حسگر بر حسب طول موج، در فشار طبیعی بدن (۱۲۰ میلی‌متر جیوه)

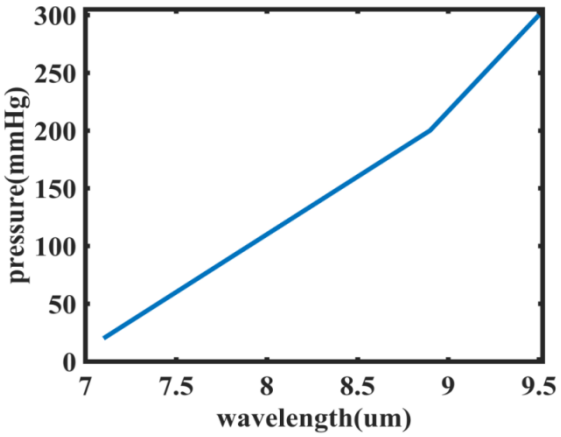
این تغییرات برای فشارهای مختلف در شکل-۵ نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که طول موج تشدید با اعمال هر فشاری تغییر می‌کند و میزان زیاد جذب در آن طول موج از بازتاب نور جلوگیری می‌کند. انعکاس نور خروجی متناسب با تغییر در ساختار به‌علت تغییر در فشار ورودی است. فشار ابعاد ساختار را تغییر می‌دهد که نتیجه آن تغییر در طول موج تشدید تشدید و نور انعکاس یافته است.



شکل-۵: طیف بازتاب نور از سطح حسگر در فشارهای مختلف

میزان انتقال طول موج تشدید در محدوده فشار بدن در شکل-۶ نشان داده شده است. همانطور که مشخص است برای هر فشار طول موج تشدید خاصی وجود دارد.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-26]



شکل-٦: نمودار فشار بر حسب طول موج تشدید

نتایج به‌دست آمده در قسمت‌های قبل توسط نرم‌افزار شبیه‌سازی، و ارایه شده است. البته نرم‌افزار مربوطه دارای خطای بین ساخت و نتایج، بسیار دقیقی است. البته به‌طورکلی بعلت عدم واردکردن همه پارامترهای حالت واقعی در بخش شبیه‌سازی امکان درصد خطایی برای ساخت وجود دارد که در ساخت نمونه به حالت آزمایشگاهی می‌توان با تقریب بسیار مناسب به نتایج مورد نظر دست یافت.

۴. نتیجه‌گیری

این حسگر با قرارگرفتن روی شیریان به‌طوری‌که شرایط تابش و بازتاب از سطح برای حسگر فراهم باشد به تشخیص فشار می‌پردازد. برای هر مقدار فشار در محدوده مشخص طول موج منحصربه‌فردی وجود دارد. علاوه‌بر میزان فشار این حسگر پوستی، می‌توان با وسیع نمودن پردازش روی داده‌های خروجی میزان دمای بدن، غلظت خون، ضربان قلب و... را به‌دست آورد. اندازه‌گیری فشار با حساسیت بالا، تکرارپذیری، مقیاس نانو، نویزپذیری پایین، پاسخ سریع، قابلیت ارتباط با پردازشگرهای پلاسمونیکی و... از مزایای این حسگر هستند. با ورود فناوری این حسگر به عرصه پزشکی، قادر خواهیم بود بسیاری از رویدادهای زیستی بدن و فعالیت‌هایی را که با روش‌های سنتی انجام می‌پذیرفت با این روش انجام دهیم. همچنین می‌توان با اضافه‌کردن یک منبع انرژی، پردازنده و سامانه ارتباطی، اطلاعات را برای تحلیل آماده ساخت. اگر این امکان میسر شود، حسگر می‌تواند فشار خون و دیگر پارامترهای مورد نیاز را اندازه‌گیری و برای تجزیه و تحلیل ارسال کند.

در این مقاله با استفاده از روش‌های عددی و ارتباط بین بخش‌های مختلف حسگر فشار پوستی گرافنی را براساس SPR ارائه کردیم. تغییرات ساختار مکانیک در اثر فشار واردشده را مشخص و تناسب میان این تغییرات و انعکاس از سطح حسگر را بررسی کردیم. از نظر تحلیلی، فشار متناسب با طول موج تشدید در ساختار حسگر نشان داده شد. این حسگر در محدوده فشار بدن، عملکرد نوری خوبی را تحت طیف گسترده‌ای از فرکانس‌ها نشان دهد. حساسیت، تکرارپذیری، بازه عملکرد مناسب، پاسخ سریع و ساختار ساده از مزایای این حسگر است. البته باتوجه به نتایج فوق، از این حسگر می‌توان درکاربردهای تشخیصی دیگر ازجمله ضربان، دمای بدن و غلظت خون استفاده کرد.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-26]

References:

[1] S. A. Maier, Plasmonics: fundamentals and applications. Springer Science & Business Media, 2007.

[2] V. Amendola, R. Pilot, M. Frasconi, O. M. Maragò, and M. A. Iatì, "Surface plasmon resonance in gold nanoparticles: a review," vol ,۲۹ . no. 20, p. 203002, 2017.

[3] C. Wenshan and V. Shalaev, "Optical Metamaterials. Fundamentals and Applications," vol. 3, no. 8, p. 9, 2010.

[4] D. Zhu, B. Liu, and G. Wei, "Two-Dimensional Material-Based Colorimetric Biosensors: A Review ",Biosensors, vol. 11, no. 8, p. 259, 2021.

[5] D. T. Nurrohman and N.-F. Chiu, "A review of graphene-based surface plasmon resonance and surface-enhanced raman scattering biosensors: Current status and future prospects," Nanomaterials, vol. 11, no. 1, 2021.

[6] M. Mansuri, A. Mir, and A. Farmani, "A tunable nonlinear plasmonic multiplexer/demultiplexer device based on nanoscale ring resonators," Photonic Network Communications, pp. 1-10, 2021.

[7] D. Xu et al., "Monolayer MoS2-Based Flexible and Highly Sensitive Pressure Sensor with Wide Sensing Range," Micromachines, vol. 13, no. 5, p. 660, 2022.

[8] H. Farmani, A. Farmani, Z. Biglari, and Nanostructures, "A label-free graphene-based nanosensor using surface plasmon resonance for biomaterials detection," vol. 116, p. 113730, 2020.

[9] M. Mansuri, "Sensitivity enhancement of nanoparticle localized surface plasmon resonance pressure sensor based on the MoS2 monolayer for ultra-wide range pressure detection," Materials Science and Engineering: B, vol. 285, p. 115976, 2022.

[10] M. Mansouri, A. Mir, and A. Farmani, "Design and Numerical Simulation of a MoS2 Plasmonic Pressure Sensor Based on Surface Plasmon Resonance and Fabry–Perot Interferometer," Plasmonics, vol. 17, no. 6, 2022.

[11] R. M. Carey, P. K. Whelton, and A. A. H. G. W. Committee, "Prevention, detection, evaluation, and management of high blood pressure in adults: synopsis of the 2017 American College of Cardiology/American Heart Association Hypertension Guideline," Annals of internal medicine, vol. 168, no. 5, pp. 351-358, 2018.

[12] W. Luo et al., "Flexible modulation of plasmon-induced transparency in a strongly coupled graphene grating-sheet system," Optics express, vol. 24, no. 6, pp. 5784-5793, 201.

[13] L. Du, D. Tang, and X. Yuan, "Edge-reflection phase directed plasmonic resonances on graphene nano-structures," Optics express, vol. 22, no. 19, pp. 22689-22698, 2014.

[14] S. Timoshenko and J. Goodier 2nd, "Theory of Elasticity 2nd ed.,(1951)," ed: McGraw-Hill, New York.

[15] Y. Murakami, Theory of elasticity and stress concentration. John Wiley & Sons, 2016.

[16] B. Szabó and I. Babuška, "Finite Element Analysis: Method, Verification and Validation," 2021.

.

[Downloaded from icml.ir on 2026-11-26]