

## طراحی، تحلیل و شبیه‌سازی یک حسگر Bio-MEMS مبتنی بر تنش سطحی با استفاده از فناوری سنسجش خازنی به منظور تشخیص مولکول‌های زیستی

مهديه خرسندی فرد<sup>۱</sup>، یاشار غلامی مهرآبادی<sup>۱</sup>، کیان جعفری<sup>\*۱</sup>

<sup>۱</sup>دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی برق، k\_jafari@sbu.ac.ir

چکیده - در این مقاله یک حسگر Bio-MEMS مبتنی بر تنش سطحی با سنسجش خازنی برای تشخیص مولکول‌های زیستی، پیشنهاد شده است. حسگر پیشنهادی به نحوی طراحی شده است که با عبور نمونه از روی آن، مولکول‌های هدف موجود در نمونه، توسط مولکول‌های جذب‌کننده کاشته شده بر روی سطح حسگر، جذب می‌شوند. این موضوع منجر به تغییرات تنش سطحی شده و باعث جابجایی صفحه متحرک و در نتیجه تغییرات در خازن اولیه می‌شود.

شبیه‌سازی‌های متعددی برای ساختار پیشنهادی به وسیله نرم‌افزار COMSOL multiphysics 5.4 صورت گرفته است و خصوصیات عملکردی حسگر Bio-MEMS پیشنهادی گزارش شده است. با استفاده از سنسجش خازنی و همچنین استفاده از پایه‌های فزنی ماریچ در ساختار این حسگر، حساسیت آن بهبود داده شده است. حساسیت خازنی این حسگر مطابق شبیه‌سازی‌های انجام شده ۶/۴۳٪ و اولین مد تشدید نیز برای حسگر پیشنهادی ۱۸/۵ KHz می‌باشد که با توجه به این مقدار، می‌توان پهنای باند ۱ KHz را برای حسگر پیشنهادی مناسب دانست. این خصوصیات عملکردی نشان می‌دهد که حسگر زیست‌محیطی MEMS پیشنهاد شده، جهت تشخیص انواع مختلفی از مولکول‌های زیستی مناسب می‌باشد.

کلمات کلیدی - تنش سطحی، حسگر، سامانه‌های میکروالکترومکانیکی، سنسجش خازنی.

۱- مقدمه  
ساختارهای دیافراگمی می‌باشند که در ابعاد مختلف با مواد متفاوت ساخته می‌شوند [۳].

همچنین در این حسگرها روش‌های تشخیص متنوعی وجود دارد که به کلی‌ترین صورت به دو بخش الکتریکی [۴-۹] و نوری [۱۰-۱۳] تقسیم می‌شود. در این مقاله از روش سنسجش خازنی استفاده شده است که یک روش الکتریکی می‌باشد.

در میان حسگرهای Bio-MEMS گروهی از حسگرها مبتنی بر تغییر فرکانس تشدید عمل می‌کنند و گروهی دیگر بر اساس میزان جابجایی، که این دو گروه را به ترتیب حسگرهای Bio-MEMS پویا و ایستا می‌نامند [۱۴]. در این مقاله تمرکز ما بر روی حسگرهای ایستا می‌باشد. این حسگرها از تغییرات تنش سطحی بهره می‌برند به طوری که با جذب مولکول‌های هدف در یک نمونه میزان تنش سطحی در این سطح از حسگر تغییر می‌کند و باعث تغییر شکل و خم شدن بخشی از حسگر می‌شود. به این حسگرها، حسگرهای مبتنی بر تنش سطحی گفته می‌شود [۱۵]. از حسگرهای مبتنی بر تنش سطحی در

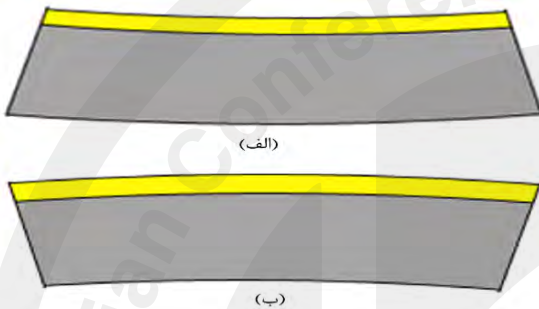
فناوری MEMS در چند دهه‌ی اخیر پیشرفت چشمگیری داشته است. این فناوری قابلیت ارزیابی شرایط محیطی مانند دما، میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی، مواد شیمیایی، تغییرات نیرو و... را دارد و می‌تواند نسبت به آن‌ها واکنش‌های متقابل نشان دهد. از جمله مهم‌ترین کاربردهای این فناوری می‌توان به شتاب‌سنج‌ها،ژیروسکوپ‌ها، فشارسنج‌ها، کلیدهای MEMS و کاربردهای پزشکی اشاره نمود. در این راستا زمینه Bio-MEMS نیز با تمرکز بر کاربردهای بیولوژیکی و شیمیایی پدید آمده است [۱]. حسگرهای Bio-MEMS بخش عمده‌ای از ادوات Bio-MEMS را تشکیل می‌دهند. در طول دهه‌های گذشته حسگرهای بسیار زیادی برای تشخیص یون‌ها، مولکول‌های کوچک، پروتئین‌ها، DNAها، سلول‌ها و بسیاری موارد دیگر توسعه پیدا کرده‌اند [۲]. این حسگرها دارای ساختارهای متفاوتی مانند ساختارهای مبتنی بر تیرک‌های یکسرگیردار، ساختارهای مبتنی بر تیرک با دو انتهای ثابت و

\* نویسنده مسئول

Micro ElectroMechanical Svstems<sup>1</sup>

میزان جابجایی در حسگر بیشتر می‌شود. پس با اندازه‌گیری میزان جابجایی می‌توان به مقدار مولکول‌های موجود در نمونه پی برد.

اگر تنش از نوع مثبت باشد، نحوه تغییر شکل صفحه متحرک به صورت شکل ۱-الف می‌باشد و به آن تنش سطحی کششی گفته می‌شود. اگر تنش سطحی از نوع منفی باشد تغییر شکل صفحه متحرک به صورت شکل ۱-ب می‌باشد و به آن تنش سطحی فشاری گفته می‌شود.



شکل ۱: الف- تنش سطحی کششی. ب- تنش سطحی فشاری.

### ۳- معرفی حسگر پیشنهادی

حسگر ارائه شده در این مقاله دارای ساختار دیافراگمی و مبتنی بر تنش سطحی و فناوری حسگری خازنی می‌باشد که در قالب چهار طرح در شکل ۲ قابل مشاهده است. ساختار کلی هر چهار طرح یکسان می‌باشد. مولکول‌های جذب‌کننده بر روی سطح دیافراگم کشت داده می‌شوند و تنها تفاوت در نوع طراحی پایه‌ها می‌باشد که خود می‌تواند در مشخصه‌های عملکردی حسگر نقش قابل ملاحظه‌ای بازی کند. لذا در بخش‌های بعدی نتایج شبیه‌سازی در نرم افزار COMSOL multiphysics 5.4 برای کلیه طرح‌ها ارائه می‌شود و مشخصه‌های عملکردی و مزایا و معایب هر یک جهت تشخیص مولکول‌های زیستی مورد بحث و بررسی قرار می‌گیرد. برای نگاه‌داشتن دیافراگم در دو طرح از تیرک‌های متمرکز استفاده شده (شکل ۲-الف و پ). که به عبارتی در وسط هر ضلع از دیافراگم، یک پایه نگاه‌دارنده طراحی شده است. همچنین این تیرک‌ها در هریک از طرح‌ها به صورت صاف و فنری مارپیچ در نظر گرفته شده است. در دو ساختار دیگر (شکل ۲-ب و ت) تیرک‌ها به صورت پراکنده طراحی می‌شوند به طوری که در دو انتهای هر ضلع یک تیرک نگاه‌دارنده قرار گرفته است. جنس حسگر Bio-MEMS پیشنهادی از کربن شیشه‌ای (glassy carbon) طراحی شده تا ضمن رسانایی مناسب، قابلیت کشت مولکول‌های جذب‌کننده برای تشخیص مولکول‌های زیستی را نیز داشته باشد.

کاربردهای بسیاری از جمله تشخیص مولکول‌های DNA، جیوه، الکل، آنتی‌ژن‌ها و... استفاده شده است [۱۶].

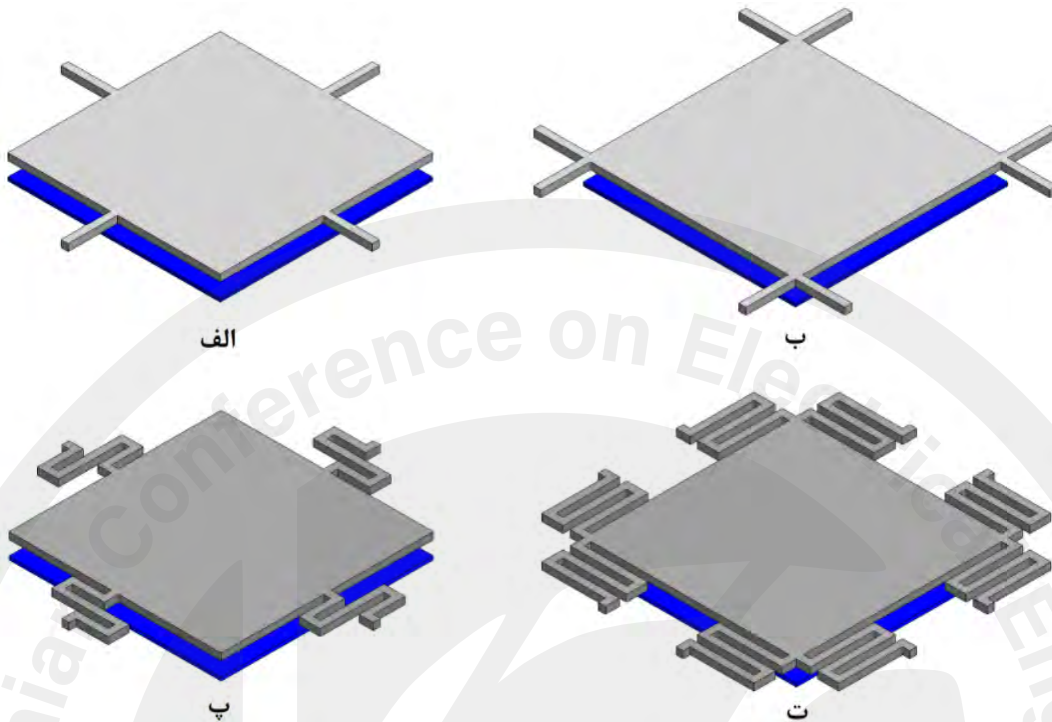
در این مقاله یک حسگر مبتنی بر تنش سطحی با سنجش خازنی جهت تشخیص مولکول‌های زیستی پیشنهاد شده است. این حسگر دارای ساختار دیافراگمی می‌باشد که به وسیله‌ی چندین پایه نگه داشته شده است. ابتدا شکل‌های متفاوتی برای پایه‌های این حسگر در نظر گرفته شده است و با انجام شبیه‌سازی‌های متعدد مشخص شده است که حسگر با پایه‌های فنری پراکنده دارای ویژگی‌های مناسب‌تری، از جمله حساسیت بالاتر در تشخیص مولکول‌های زیستی می‌باشد.

در ادامه این مقاله در بخش دوم به بررسی حسگرهای مبتنی بر تنش سطحی پرداخته شده است. در بخش سوم حسگر پیشنهادی معرفی و در بخش سوم شبیه‌سازی‌های مربوطه برای بدست آوردن ویژگی‌های عملکردی حسگر پیشنهادی نشان داده شده است. در بخش پنجم مقایسه‌ای با کارهای پیشین و در انتها نیز نتایج استخراج شده از این مقاله بیان شده است.

### ۲- بررسی حسگرهای مبتنی بر تنش سطحی

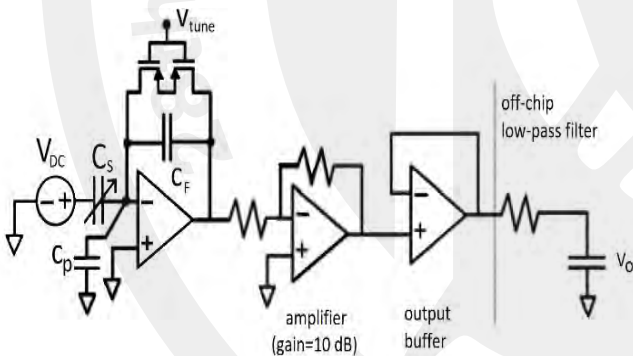
گروه بزرگی از حسگرهای Bio-MEMS حسگرهایی هستند که بر اساس تنش سطحی عمل می‌کنند. این حسگرها عموماً دارای یک صفحه متحرک می‌باشند که مولکول‌های گیرنده بر روی آن کشت داده می‌شود. مولکول‌های گیرنده مولکول‌هایی هستند که قادر به جذب یک نوع مولکول خاص از میان مولکول‌های نمونه می‌باشند. با جذب این مولکول‌ها تنش سطحی در این سطح از صفحه متحرک تغییر پیدا می‌کند. در نتیجه بین این سطح و سطح دیگر صفحه متحرک اختلاف تنش سطحی به وجود می‌آید که باعث تغییر شکل صفحه می‌شود.

مقدار جابجایی در این حسگرها کاملاً وابسته به میزان تغییر تنش سطحی میان دو سطح صفحه متحرک می‌باشد. در حسگرهای مبتنی بر تنش سطحی ابتدا بر روی سطح حسگر مولکول‌های جذب‌کننده کشت داده می‌شوند. این مولکول‌ها می‌توانند مولکول‌های خاصی را در نمونه جذب کنند. با جذب این مولکول‌ها تنش سطحی در سطح حسگر تغییر می‌کند و باعث تغییر شکل صفحه متحرک می‌شود. بنابراین میزان جابجایی صفحه متحرک وابسته به نوع مولکول‌های گیرنده و مولکول‌های هدف می‌باشد. همچنین هر چه مقدار مولکول‌های هدف در نمونه بیشتر باشد، تنش سطحی بیشتر تغییر می‌کند و



شکل ۲: طرح ساختارهای مختلف حسگر پیشنهادی. الف- حسگر با پایه‌های نگه‌دارنده صاف متمرکز. ب- حسگر با پایه‌های نگه‌دارنده صاف پراکنده. پ- حسگر با پایه‌های نگه‌دارنده فنری متمرکز. ت- حسگر با پایه‌های نگه‌دارنده فنری پراکنده.

یکی از موارد مهم در طراحی حسگرهای MEMS، بدست آوردن مقدار جابجایی ایجاد شده در این حسگرها می‌باشد که این کار با استفاده از روش‌های تشخیص مختلفی صورت می‌پذیرد. در این مقاله از روش خازنی استفاده شده است. استفاده از روش خازنی در این حسگر موجب افزایش حساسیت نسبت به روش پیزومقاومتی می‌شود. اگرچه روش سنجش خازنی نسبت به روش‌های نوری حساسیت کمتری دارد اما از نظر قیمت و سادگی از روش‌های نوری مناسب‌تر می‌باشد. همچنین پیاده‌سازی مدار قرائت برای این روش ساده‌تر از روش نوری می‌باشد. در این روش، با جذب مولکول‌های هدف، تنش سطحی در سطح حسگر تغییر پیدا می‌کند که باعث تغییر شکل دیافراگم می‌شود. این تغییر شکل منجر به تغییر فاصله میان صفحات خازن و در نتیجه تغییر ظرفیت خازن اولیه می‌شود که با اندازه‌گیری آن می‌توان به میزان مولکول‌های هدف در نمونه پی برد. همان‌طور که در [۱۷] نشان داده شده است، برای مشخص نمودن تغییرات خازن و تبدیل آن به ولتاژ خروجی از مدار نشان داده شده در شکل ۳ استفاده می‌شود. در این مدار  $C_s$  به عنوان خازن حسگر در نظر گرفته شده است. مقدار  $V_{DC}$  برابر با  $5V$  و مقدار خازن  $C_F$  معادل با  $90\text{ fF}$  می‌باشد. خازن  $C_p$  نیز برای مدل‌سازی خازن‌های پارازیتی در نظر گرفته شده است. یک تقویت‌کننده‌ی جریان نیز برای تقویت جریان تولید شده با حرکت حسگر اضافه شده است.

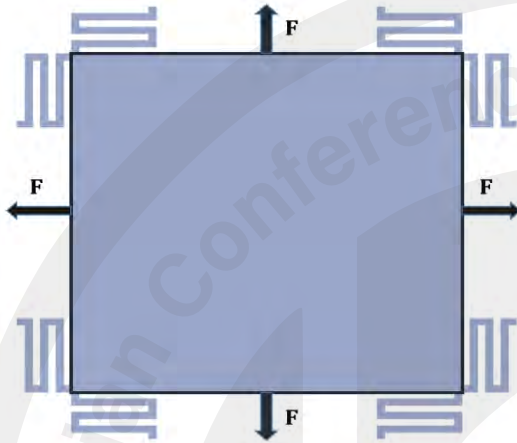


شکل ۳: مدار قرائت برای حسگرهای مبتنی بر تشخیص خازنی [۱۷].

#### ۴- تحلیل و شبیه‌سازی حسگر Bio-MEMS پیشنهادی

همان‌طور که در بخش‌های پیشین توضیح داده شده است، از این حسگر برای تشخیص مولکول‌های زیستی استفاده می‌شود. نوع این مولکول‌های زیستی وابسته به مولکول‌های گیرنده‌ای است که بر روی سطح این حسگر کشت داده می‌شود. میزان جابجایی این حسگر نیز ابتدا وابسته به کاربردی است که برای این حسگر در نظر گرفته می‌شود، زیرا هر مولکول هدف، میزان تنش سطحی مشخصی تولید می‌کند که این میزان تنش باعث جابجایی حسگر می‌شود. با توجه به [۱۶] مشخص شده است که جذب بسیاری از مولکول‌ها زیستی منجر

شده در سطح بالایی دیافراگم افزایش می‌یابد که این موضوع با افزایش اندازه‌ی نیروی اعمال شده شبیه‌سازی شده است. با افزایش نیرو و تغییر شکل دیافراگم، فاصله‌ی میان صفحات خازن افزایش می‌یابد که مشخص کننده‌ی میزان جذب مولکول‌های هدف می‌باشد.



شکل ۴: نحوه اعمال نیرو برای ایجاد اختلاف تنش بین دو سطح دیافراگم.

در ادامه ابتدا نمودار جابجایی نقطه‌ی وسط دیافراگم برای حسگرهای پیشنهادی نسبت به نیروی اعمال شده به لبه‌های بالایی دیافراگم در شکل ۵ نشان داده شده است. همان طور که در این نمودار مشخص است، جابجایی دیافراگم در حسگر با پایه‌های پراکنده بیشتر است. در نتیجه انتظار می‌رود میزان تغییرات ظرفیت خازن نسبت به ظرفیت خازنی اولیه در این حسگرها بیشتر باشد. نکته‌ای که قابل توجه است این است که در حسگرهای با پایه‌های متمرکز جابجایی دیافراگم به صورتی است که گوشه‌های دیافراگم به سمت پایین و وسط دیافراگم به سمت بالا می‌رود. پس ظرفیت خازن کمتر تغییر می‌کند. نمودار کانتوری جابجایی دیافراگم حسگرها در شکل ۶ نشان داده شده است. با توجه به این شکل می‌توان نتیجه گرفت که در حسگرهایی که دارای پایه‌های پراکنده هستند، جابجایی به نحوی صورت می‌پذیرد که تغییر ظرفیت خازنی بیشتر از حالت متمرکز است. چرا که در حسگرهای با پایه‌های متمرکز گوشه‌های دیافراگم به سمت پایین حرکت می‌کند و وسط دیافراگم به سمت بالا و در مجموع خازن اولیه به میزان کمتری تغییر می‌کند. همچنین جابجایی کل در حسگر با پایه‌های فنری پراکنده از سایر حسگرهای پیشنهادی بیشتر است. با توجه به این توضیحات می‌توان نتیجه گرفت که تغییرات خازن در حسگر با پایه‌های فنری پراکنده بیشتر می‌باشد. بنابراین انتظار می‌رود که حساسیت این حسگر نیز بیشتر باشد. برای این حسگرها حساسیت خازنی به صورت  $\frac{\Delta C}{C1}$  تعریف شده است. واضح است که هر چه این مقدار بزرگ‌تر باشد حساسیت این حسگر بهتر

به ایجاد تنش سطحی به اندازه‌ی  $0.1 \text{ N/m}$  و بالاتر می‌شود. بنابراین در این مقاله برای شبیه‌سازی، بازه‌ی تغییرات تنش سطحی، بین  $0$  تا  $1 \text{ N/m}$  در نظر گرفته شده است. همچنین بیشترین میزان جابجایی در دیافراگم مربعی با توجه به [۱۸] از رابطه (۱) حاصل می‌شود.

$$y_{max} = \frac{M_o(L-a)(L-3a)^3}{54a^2EI} \quad (1)$$

که در این رابطه،  $E$ ، مدول الاستیک و  $I$  مومنت اینرسی تیرک‌ها می‌باشد.  $M_o$  نیز با استفاده از رابطه  $M_o = \frac{2\Delta\sigma Bt^3}{3}$  به دست می‌آید که در آن  $\Delta\sigma$  تغییر تنش سطحی،  $B$  طول ضلع دیافراگم و  $t$  ضخامت دیافراگم می‌باشد. در این مقاله ابتدا چهار ساختار برای این حسگر پیشنهاد شده است. شکل این حسگرها در شکل ۲ نشان داده شده است. ابعاد این حسگرها در جدول ۱ نشان داده شده است.

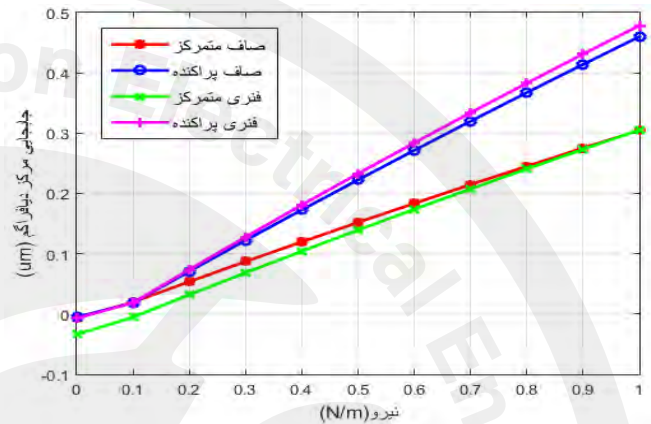
جدول ۱: ابعاد حسگرهای Bio-MEMS پیشنهادی.

ابعاد حسگرهای پیشنهادی	اندازه ( $\mu\text{m}$ )
طول ضلع دیافراگم	۵۰۵
طول پایه‌های صاف	۷۰
طول میله‌های کوچک در پایه‌های فنری	۵۰
طول میله‌های بزرگ در پایه‌های فنری	۱۰۰
عرض پایه‌ها	۱۰
طول ضلع الکتروود	۵۰۵
ضخامت الکتروود	۲
فاصله هوایی	۵
ضخامت دیافراگم	۵

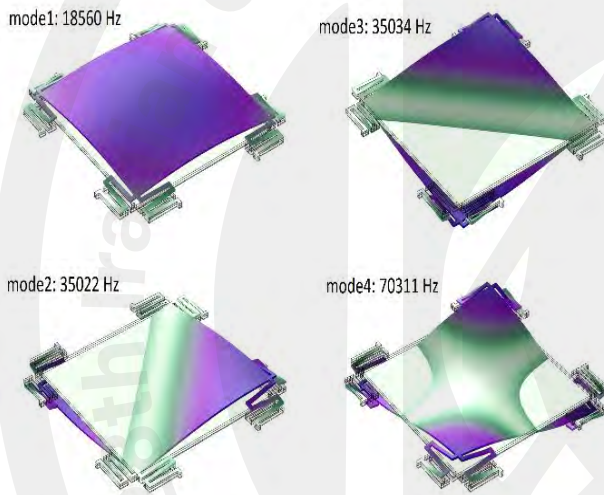
برای شبیه‌سازی اختلاف تنش سطحی میان دو سطح دیافراگم، به لبه‌های بالایی آن، به سمت خارج نیرو اعمال می‌شود و مقدار این نیرو از  $0$  تا  $1 \text{ N/m}$  در نظر گرفته می‌شود. نحوه اعمال نیرو در شکل ۴ نشان داده شده است. در این شکل اعمال نیرو، صرفاً برای حسگر با پایه‌های فنری پراکنده نشان داده شده است. برای سه حسگر دیگر نیز نیرو به همین صورت اعمال می‌شود. این نیروها فقط به لبه‌های سطح بالایی دیافراگم وارد می‌شوند و به سطح پایینی آن نیرویی وارد نمی‌شود. در نتیجه اختلاف تنش در دو سطح دیافراگم رخ می‌دهد و باعث جابجایی آن می‌شود. می‌توان این طور استدلال نمود، هنگامی که مولکول‌های زیستی هدف که در نمونه وجود دارند هنوز توسط مولکول‌های گیرنده جذب نشده باشند، تنش سطحی ایجاد نمی‌شود، در نتیجه نیروی اعمال شده صفر می‌باشد. هر چه مولکول‌های بیشتری توسط مولکول‌های گیرنده جذب شوند، تنش سطحی ایجاد

پهنای باند است. برای حسگر پیشنهادی با پایه‌های فبری پراکنده، چهار مد ارتعاشی اول نیز برای این طرح به دست آورده شده است که به ترتیب برابر با ۱۸۵۶۰، ۳۵۰۲۲، ۳۵۰۳۴، ۷۰۳۱۱ هرتز می‌باشد (شکل ۷). لذا پهنای باند این حسگر را می‌توان ۱ کیلوهرتز تعیین کرد که کاملاً از فرکانس رزونانس اول دور می‌باشد و حسگر می‌تواند در این بازه فرکانسی عملکرد مناسبی داشته باشد. ضمناً، پاسخ فرکانسی حسگر نیز مورد مطالعه قرار گرفته که در شکل ۸ قابل مشاهده است. بخش هموار نمودار مذکور، بخشی است که پهنای باند عملکردی حسگر را نشان می‌دهد. لذا پهنای باند ۱ کیلوهرتز که از تحلیل مودال نتیجه گرفته شد، از بررسی پاسخ فرکانسی نیز مورد تایید می‌باشد.

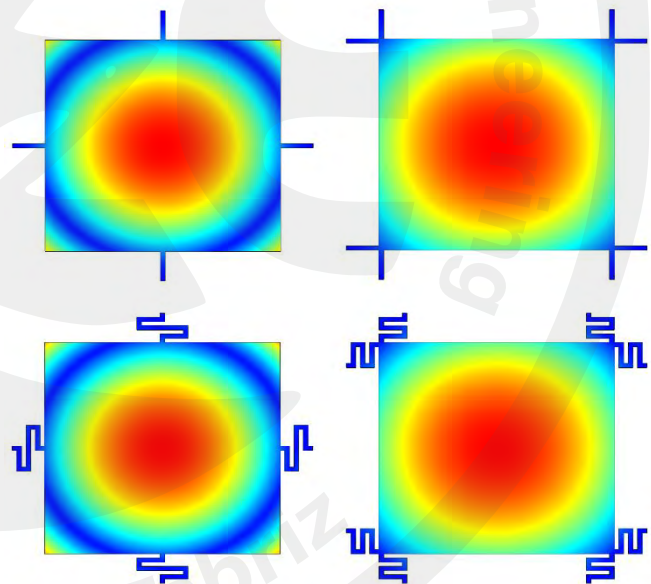
است، چرا که در این صورت نسبت تعداد مول مولکول‌های جذب شده به تغییرات ولتاژ خروجی (حساسیت کلی حسگر) کاهش می‌یابد که نشان دهنده‌ی بهبود حساسیت حسگر می‌باشد. حساسیت خازنی حسگرهای پیشنهادی در جدول ۲ نشان داده شده است.



شکل ۵: نمودار جابجایی نقطه وسط دیافراگم نسبت به نیروی اعمال شده.

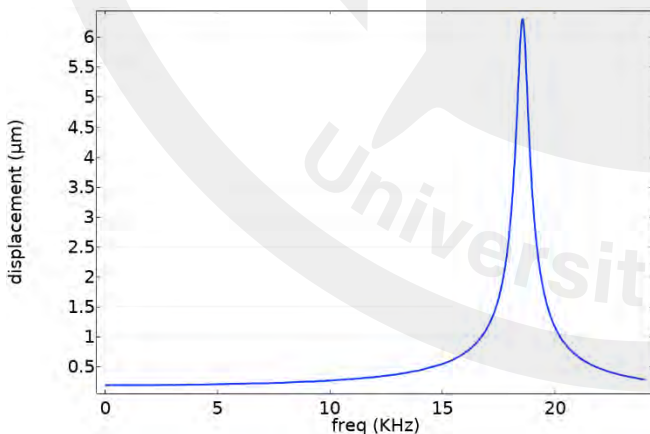


شکل ۷: مدهای ارتعاشی.



شکل ۶: نحوه تغییر شکل دیافراگم در حسگرهای پیشنهادی.

جدول ۲: حساسیت خازنی برای حسگرهای پیشنهادی.



شکل ۸: پاسخ فرکانسی حسگر پیشنهادی با پایه‌های فبری پراکنده.

نوع پایه‌ها	صاف متمرکز	صاف پراکنده	فبری متمرکز	فبری ماریچ
$\frac{\Delta C}{C1}$	۰/۰۲۸۳۳	۰/۰۶۲۳۶	۰/۰۳۲۳۴	۰/۰۶۴۳۹

### ۵- مقایسه

در این بخش، مشخصه‌های عملکردی حسگر پیشنهادی با یک حسگر دیگر که از تنش سطحی و ساختار دیافراگمی بهره می‌برد

با توجه به توضیحات پیشین مشخص است که حسگر Bio-MEMS پیشنهادی با پایه‌های فبری پراکنده عملکرد مناسب‌تری دارد. یکی دیگر از پارامترهای مهم برای حسگرهای Bio-MEMS

پیزومقاومتی دارای مدار قرائت پیچیده‌تری می‌باشد اما فرایند ساخت این حسگر ساده‌تر می‌باشد.

### مراجع

- [1] S. Badilescu and M. Packirisamy, *BioMEMS: science and engineering perspectives*. CRC Press, 2016.
- [2] T. M.-H. J. S. Lee, "Over-the-counter biosensors: Past, present, and future," vol. 8, no. 9, pp. 5535-5559, 2008.
- [3] M. A. Saeed, S. M. Khan, N. Ahmed, M. U. Khan, and A. Rehman, "Design and analysis of capacitance based Bio-MEMS cantilever sensor for tuberculosis detection," in *2016 International Conference on Intelligent Systems Engineering (ICISE)*, 2016, pp. 175-180: IEEE.
- [4] G. Yoshikawa *et al.*, "Two dimensional array of piezoresistive nanomechanical membrane-type surface stress sensor (MSS) with improved sensitivity," vol. 12, no. 11, pp. 15873-15887, 2012.
- [5] F. Loizeau, T. Akiyama, S. Gautsch, P. Vettiger, G. Yoshikawa, and N. J. P. E. de Rooij, "Membrane-type surface stress sensor with piezoresistive readout," vol. 47, pp. 1085-1088, 2012.
- [6] D.-S. Kim, Y.-J. Jeong, B.-K. Lee, A. Shanmugasundaram, D.-W. J. S. Lee, and A. B. Chemical, "Piezoresistive sensor-integrated PDMS cantilever: A new class of device for measuring the drug-induced changes in the mechanical activity of cardiomyocytes," vol. 240, pp. 566-572, 2017.
- [7] L. Zhang *et al.*, "P (VDF-HFP) polymer as sensing material for capacitive carbon dioxide sensors," vol. 17, no. 14, pp. 4349-4356, 2017.
- [8] N. Hernández-Sebastián, D. Díaz-Alonso, F. Renero-Carrillo, N. Villa-Villaseñor, and W. J. S. Calleja-Arriaga, "Design and simulation of an integrated wireless capacitive sensors array for measuring ventricular pressure," vol. 18, no. 9, pp. 2781, 2018.
- [9] M. Filippidou, M. Chatzichristidi, S. J. S. Chatzandroulis, and A. B. Chemical, "A fabrication process of flexible IDE capacitive chemical sensors using a two step lift-off method based on PVA patterning," vol. 284, pp. 7-12, 2019.
- [10] S. Maruyama, T. Hizawa, K. Takahashi, and K. J. S. Sawada, "Optical-interferometry-based CMOS-MEMS sensor transduced by stress-induced nanomechanical deflection," vol. 18, no. 1, p. 138, 2018.
- [11] Y. Tian, W. Wang, N. Wu, X. Zou, and X. J. S. Wang, "Tapered optical fiber sensor for label-free detection of biomolecules," vol. 11, no. 4, pp. 3780-3790, 2011.
- [12] H. Etayash, K. Jiang, S. Azmi, T. Thundat, and K. J. S. r. Kaur, "Real-time detection of breast cancer cells using peptide-functionalized microcantilever arrays," vol. 5, p. 13967, 2015.
- [13] C. Li, G. Zhang, S. Wu, and Q. J. A. c. a. Zhang, "Aptamer-based microcantilever-array biosensor for profenofos detection," vol. 1020, pp. 116-122, 2018.
- [14] S. Bhattacharya, J. Jang, L. Yang, D. Akin, R. J. J. o. R. M. Bashir, and A. i. Microbiology, "BioMEMS and nanotechnology-based approaches for rapid detection of biological entities," vol. 15, no. 1, pp. 1-32, 2007.
- [15] S. Sang *et al.*, "Surface stress-based biosensors," vol. 51, pp. 124-135, 2014.
- [16] H.-F. Ji and B. D. J. A. c. Armon, "Approaches to increasing surface stress for improving signal-to-noise ratio of microcantilever sensors," vol. 82, no. 5, pp. 1634-1642, 2010.
- [17] S.-H. Liao, W.-J. Chen, and M. S.-C. J. I. S. J. Lu, "A CMOS MEMS capacitive flow sensor for respiratory monitoring," vol. 13, no. 5, pp. 1401-1402, 2013.
- [18] M. Z. Ansari, M. Bisen, and C. J. M. T. Cho, "Modelling and analysis of diaphragm integrated SU8/CB nanocomposite piezoresistive polymer microcantilever biosensor", vol. 24, no. 7, pp. 3061-3068, 2018.

مقایسه شده است. نتایج این مقایسه در جدول ۳ نشان داده شده است. هر دو حسگر مبتنی بر تنش سطحی عمل می‌کنند و تنش سطحی باعث جابجایی دیافراگم در این حسگرها می‌شود. حسگر پیشنهادی در [۱۸] دارای مدار قرائت مقاومتی است و از خاصیت پیزومقاومتی بهره می‌برد. همچنین در فرایند ساخت آن از پایه‌های سه لایه استفاده شده است که مراحل ساخت را افزایش می‌دهد. حسگر پیشنهادی در این مقاله از دیافراگم و پایه‌های یک لایه استفاده می‌کند، در نتیجه دارای فرایند ساخت ساده‌تری می‌باشد. همچنین از نظر فرکانس ارتعاشی و حساسیت نیز عملکرد بهتری دارد. از آن جایی که اکثر حسگرهای مبتنی بر تنش سطحی به صورت تیرک‌های یکسرگیردار می‌باشند، برای مقایسه تنها یک حسگر مشابه پیدا شده است که از ساختار دیافراگمی بهره می‌برد.

جدول ۳: مقایسه حسگر پیشنهادی با یک حسگر Bio-MEMS مبتنی بر تنش سطحی با ساختار دیافراگمی.

حسگر پیشنهادی	[۱۸]	حسگر
مبتنی بر تنش سطحی	مبتنی بر تنش سطحی	مبتنی بر تنش سطحی
ظرفیت خازن	مقاومت	پارامتر مورد اندازه‌گیری
۱۸/۵ (KHz)	۷/۰۳ (KHz)	مد ارتعاشی اول
۶/۴۳ %	۲/۴۱ %	حساسیت مقاومتی یا خازنی

### ۶- نتیجه‌گیری

در این مقاله یک حسگر Bio-MEMS مبتنی بر تنش سطحی با استفاده از سنجش خازنی پیشنهاد شده است. از این حسگر می‌توان در کاربردهای متفاوتی جهت تشخیص مولکول‌های زیستی استفاده نمود. با کشت مولکول‌های گیرنده‌ی متفاوت بر روی دیافراگم این حسگر، می‌توان مولکول‌های زیستی متفاوت را در نمونه تشخیص داد. پایه‌های نگه‌دارنده‌ی دیافراگم می‌توانند نقش مهمی در ویژگی‌های عملکردی حسگر پیشنهادی ایفا کنند. با استفاده از شبیه‌سازی‌های متعدد مشخص شده است که حسگر با پایه‌های فنری پراکنده باعث بهبود حساسیت در حسگر پیشنهادی می‌شود. با استفاده از نرم‌افزار COMSOL multiphysics 5.4، حساسیت خازنی حسگر پیشنهادی ۶/۴۳ % و پهنای باند آن ۱ KHz شبیه‌سازی شده است. در این حسگر از سنجش خازنی استفاده شده است که نسبت به روش‌های