Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Amirkabir J. Mech. Eng., 53(Special Issue 6) (2021) 911-914
DOI: 10.22060/mej.2021.18867.6907

# Design and simulation of a biosensor based on a microelectromechanical resonator array

M. Mehdipoor [1], H. Badri Ghavifekr [2]*

Electronics Department, Faculty of Electrical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

**ABSTRACT:** The use of microfluidic systems for various applications such as lab-on-chip, drug delivery, and micro chemical reactors is increasing day by day and several sensors have been provided to control and develop these microsystems. In this paper, a biosensor based on microelectromechanical systems was introduced with direct application in liquid environment for digital microfluidic systems that have the ability to be integrated with various fluidics components such as delivery, separation, and mixing. The proposed sensor comprises semi-sized coupled microresonators which vibrate in parallel to the substrate so that it can be integrated between the plane electrodes in digital microfluidics systems. Active area of the sensor is located in the center of the structure and immobilized for capturing any special biological targets. Due to in-plane vibration of the sensor, the viscous damping is low enough to achieve measurable quality factor by resonator. The total system is simulated by finite element methods and the results demonstrate that the appropriate vibration frequency for in-plane motion of the sensor is 16.5 kHz. In addition, the quality factor and mass sensitivity are 49 and 100 Hz/µg, respectively, which are comparable to sensors with similar fluidics applications.

**Review History:**

Received: Aug. 17, 2020
Revised: Jan. 16, 2021
Accepted: Jan. 22, 2021
Available Online: Mar. 03, 2021

**Keywords:**

Microelectromechanical resonator
Digital microfluidics
Biosensor
Damping.

## 1- Introduction

One of the biggest challenges in the state of the art of the diagnostics systems such as lab-on-chip technologies and microfluidics systems is the integration of various components including micropump, microsenser, micromixer, and reactor. So far, a large number of resonators based on microelectromechanical systems have opened a new horizon for medical and biological applications due to their features such as high-quality factor, real-time, small size and ability to be integrated with electronic devices [1]. Due to the small size of these sensors, an array of coupled microresonators can be fabricated on a single chip without structural complexity [2].

Almost all digital microfluidic sensors require the detection and measurement of bio-particles in a liquid medium, but the sensitivity and mass resolution of microsonsors in a liquid medium reduced because of the high surface-to-volume ratio at that scale and high adhesive damping to elastic energy.

In this study, in accordance with Coupled MicroResonator Array (CMRA) systems, a microresonator sensor with integration ability with digital microfluidic components is presented in

Fig. 1. The system consists of a number of semi-sized microsonsors coupled by springs. It has three main parts including electrostatic comb-drive actuators, capacitive sensors and the active zone located in the middle of the structure.

According to Fig. 1, the droplets encapsulating bio-particles are driven towards the active zone and by placing these particles on the surface of the active region, the total mass of the structure increases slightly, so the oscillating frequency of the sensor changes.

By rotary actuation of electrostatic comb drives, the proposed sensor vibrates parallel to the substrate with the lowest damping and the quality factor of output signal is comparable to other sensors with similar application [3, 4] and can be used to control other digital microfluidic components such as delivery, separation, mixing, reactant, and mixer systems.

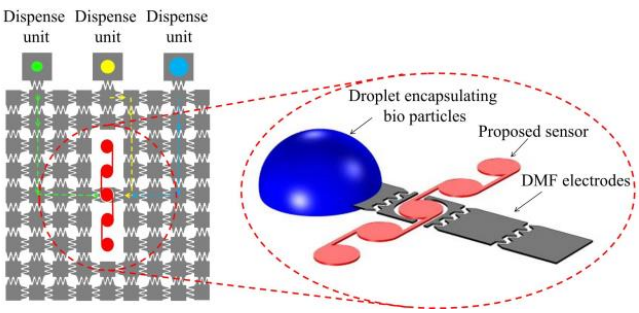



**Fig. 1. Overview of integration of proposed sensor in digital microfluidics**

*Corresponding author's email: badri@sut.ac.ir

Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Amirkabir University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode.

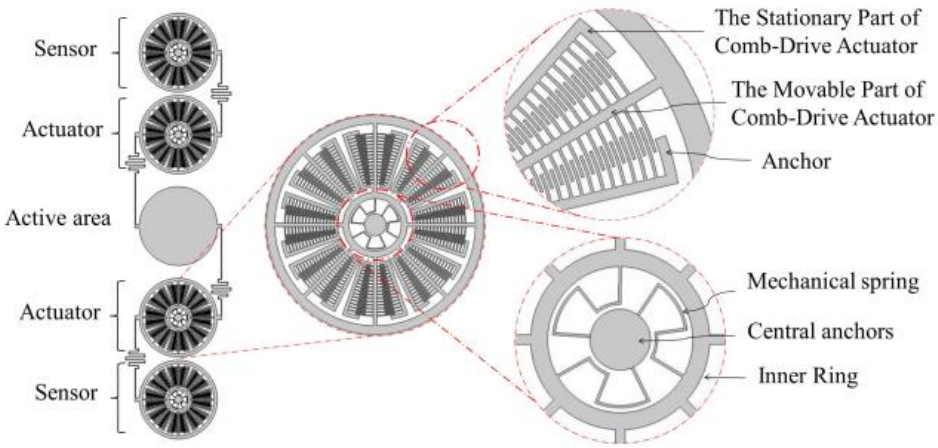



**Fig. 2. Different components of the proposed biosensor including active area, actuators, and sensors**

## 2- Performance and Design of the Sensor

This sensor consists of several resonators with 250 µm radius connected in series by springs and the central part of it is the active zone. According to Fig. 2, by applying voltage to actuators, the generated electrostatic force causes torque and in-phase rotation on both sides of the active area.

Given that the sensor is proposed for liquid environment and squeeze damping has impressive effect on the performance of resonating structures, so a frequency is applied to actuators that slide damping occurs which has a slight effect on quality factor.

The proposed fabrication method for the sensor is POLYMUMPS which uses a thin film of gold for immobilizing bio-particles on the active zone [5, 6].

## 3- Lumped-mass Model, Damping Coefficient

Lumped-mass model was used to analyze the performance of the proposed sensor in reduced form as shown in Fig. 3.

where, $I_a$, $I_s$, and $I_{az}$ are inertia of actuators, sensors and active area, respectively, k is stiffness coefficient of the anchored springs, $k_c$ is torsional stiffness of the coupling springs, $\theta_a$, $\theta_s$, and $\theta_{az}$ are angular displacement of actuators, sensors and active area, respectively, and $c_a$ and $c_s$ are damping values of sensors and actuators.

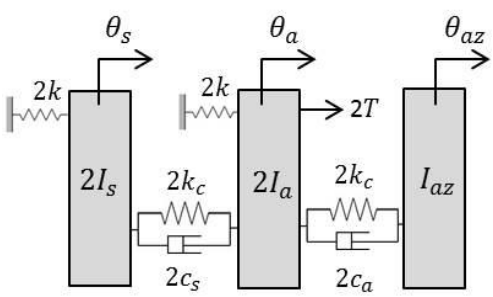



**Fig. 3. Reduced Lumped-mass model of the sensor**

Angular displacement equations are:

$$\begin{cases} 2I_s\ddot{\theta}_s + 2c_s\left(\dot{\theta}_s - \dot{\theta}_a\right) + 2k_c(\theta_s - \theta_a) + 2k\theta_s = 0 \\ 2I_a\ddot{\theta}_a + 2c_s\left(\dot{\theta}_a - \dot{\theta}_s\right) + 2c_a\left(\dot{\theta}_a - \dot{\theta}_{az}\right) + 2k_c(\theta_a - \theta_s) + 2k_c(\theta_a - \theta_{az}) + 2k\theta_a = 2T(t) \\ I_{az}\ddot{\theta}_{az} + 2c_a\left(\dot{\theta}_{az} - \dot{\theta}_a\right) + 2k_c(\theta_{az} - \theta_a) = 0 \end{cases} \quad (1)$$

T(t) is an actuator torque and ω is damping angular frequency. Natural frequencies of the system are obtained under the free vibration conditions.

To achieve viscous damping in lower surface of the sensor and active area, couette-type and stokes-type models [7] are used respectively as Eqs. (2) and (3).

$$c_g = \mu_g A / h \quad (2)$$

$$c_v = \sqrt{\rho\omega_0\mu_v / 2}A \quad (3)$$

where, $\mu_g$, A, and h are dynamic viscosity of air, overlapped area and air gap, respectively, and ρ, $\mu_v$ are density and dynamic viscosity of liquid, respectively.

## 4- Discussion and Results

In order to investigate natural frequencies and the frequency response of the proposed sensor three-dimensional simulations have been done by finite elements methods. There are few frequencies that the structure vibrates parallel to the substrate as listed in Table 1. As shown in Fig. 4, at f=16.5 kHz maximum in-phase actuation occurs in electrostatic rotary comb-drives.

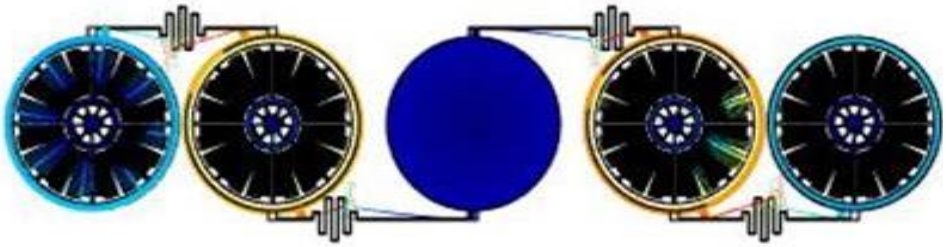


**Fig. 4. Demonstration of in-plane vibration of the sensor at f =16.5 kHz**

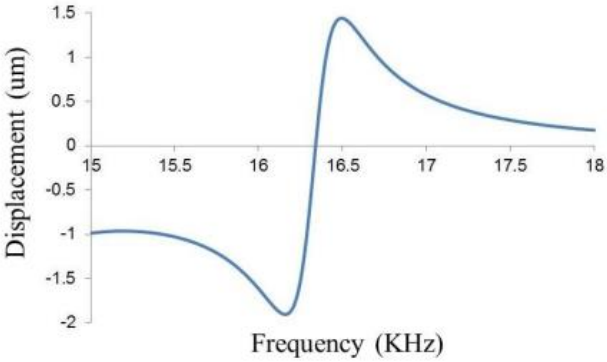



**Fig. 5. Frequency response of sensor displacement**

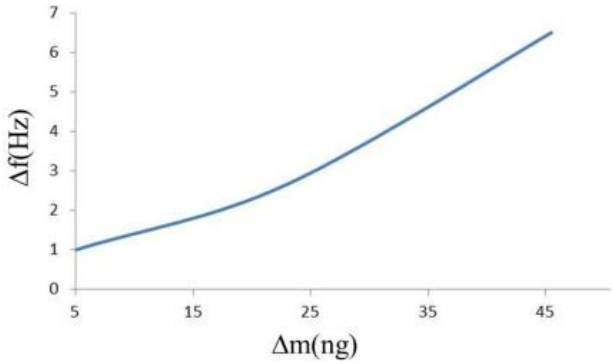



**Fig. 6. Diagram of frequency shift vs. added mass**

**Table 1. Different values of natural frequency with in-plane vibration**

| *n* | *f* (kHz) |
|---|---|
| 1 | 8.01 |
| 2.a | 13.96 |
| 2.b | 13.99 |
| 3.a | 16.47 |
| 3.b | 16.50 |
| 4.a | 45.44 |
| 4.b | 45.53 |
| 5.a | 46.175 |
| 5.b | 46.232 |
| 6.a | 46.68 |
| 6.b | 46.787 |

By applying the mentioned damping and electrostatic forces of 8e-7 N, the desired frequency response is obtained by measuring the displacement at one point of the sensor as shown in Fig. 5.

In spite of high viscous damping on the active area, Fig. 5 shows that the quality factor is 49, which is significantly comparable to sensors with similar fluid applications [3, 4]. Although it will be less than this value in practice, this sensor has required innovativity for digital microfluidics applications. Besides frequency response, the mass resolution of 100 Hz/µg was obtained according to Fig. 6.

## 5- Conclusions

In this paper, a biosensor based on MEMS technology and coupled resonators is presented for digital microfluidic applications, in which electrostatic comb drives system are used for both excitation and sensing. Due to the direct contact of sensor with the fluid in digital microfluidics platforms, it vibrates parallel to the substrate to minimize the viscous damping effect on output signal. Using finite element simulations, the desired working frequency and quality factor are 16.5 kHz and 49, respectively, which are comparable to other existing sensors with similar fluid applications. Inpractice, it is possible for fluid to leak to the bottom of the active area and reduce the quality factor; however, the proposed sensor is innovative enough for digital microfluidics applications.

## References


[1] R. Abdolvand, B. Bahreyni, J. Lee, F. Nabki, Micromachined resonators: A review, Micromachines, 7(9) (2016) 160.

[2] M. Spletzer, A. Raman, H. Sumali, J.P. Sullivan, Highly sensitive mass detection and identification using vibration localization in coupled microcantilever arrays, Applied Physics Letters, 92(11) (2008) 114102.

[3] F. Castonguay, Increasing the quality factor of microcantilevers in a fluid environment, McGill University Library, 2010.

[4] C. Vančura, I. Dufour, S.M. Heinrich, F. Josse, A. Hierlemann, Analysis of resonating microcantilevers operating in a viscous liquid environment, Sensors and Actuators A: Physical, 141(1) (2008) 43-51.

[5] S. Zhang, N. Wang, Y. Niu, C. Sun, Immobilization of glucose oxidase on gold nanoparticles modified Au electrode for the construction of biosensor, Sensors and Actuators B: Chemical, 109(2) (2005) 367-374.

[6] T. Siepenkoetter, U. Salaj-Kosla, E. Magner, The immobilization of fructose dehydrogenase on nanoporous gold electrodes for the detection of fructose, ChemElectroChem, 4(4) (2017) 905-912.

[7] N. Lobontiu, Dynamics of microelectromechanical systems, Springer Science & Business Media, 2014.



**HOW TO CITE THIS ARTICLE**

*M. Mehdipoor, H. Badri Ghavifekr, Design and simulation of a biosensor based on a microelectromechanical resonator array, Amirkabir J. Mech. Eng., 53(Special Issue 6) (2021) 911-914.*

**DOI:** 10.22060/mej.2021.18867.6907

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۳، شماره ویژه ۶، سال ۱۴۰۰، صفحات ۳۸۴۱ تا ۳۸۵۴
DOI: 10.22060/mej.2021.18867.6907

# طراحی و شبیه‌سازی یک حسگر زیستی براساس آرایه نوسانگرهای میکروالکترومکانیکی

مهناز مهدی پور، حبیب بدری قویفکر*

گروه الکترونیک، دانشکده برق، دانشگاه صنعتی سهند، تبریز، ایران.

**خلاصه:** استفاده از سیستم‌های میکروسیالاتی برای کاربردهای مختلف از جمله آزمایشگاه بر روی تراشه، انتقال دارو و راکتورهای ریزشیمیایی روز به روز در حال افزایش است که برای کنترل و توسعه این ریزسیستم‌ها حسگرهای متعددی ارائه شده‌است. در این مقاله حسگری برپایه سیستم‌های میکروالکترومکانیکی با کاربرد مستقیم در محیط مایع برای سیستم‌های میکروسیالات دیجیتال معرفی می‌گردد که قابلیت اجتماع با سایر مولفه‌های سیالاتی مانند انتقال، جداسازی و ترکیب را نیز داراست. حسگر پیشنهادی از تعدادی میکرونوسانگر همبندی هم‌اندازه تشکیل یافته که به موازات بستر حرکت کرده از این رو قابلیت اجتماع در میان الکترودهای مسطح در میکروسیالات دیجیتال را داراست. ناحیه فعال حسگر در وسط سازه قرار گرفته و برای به دام‌انداختن هدف زیستی ایستا گردیده‌است. به دلیل حرکت در صفحه این حسگر، میرایی سیالاتی در حدی است که ضریب کیفیت قابل قبول در خروجی به دست می‌آید. ساختار پیشنهادی به روش اجزا محدود شبیه‌سازی گردیده و نتایج نشانگر این است که فرکانس مناسب برای حرکت در صفحه سیستم برابر با ۱۶/۵ کیلوهرتز است. علاوه بر آن ضریب کیفیت و حساسیت جرمی به ترتیب برابر با ۴۹ و ۱۰۰ هرتز بر میکروگرم بوده که قابل مقایسه با حسگرهایی با کاربرد مشابه سیالاتی است.

**تاریخچه داوری:**
دریافت: ۱۳۹۹/۰۵/۲۷
بازنگری: ۱۳۹۹/۱۰/۲۷
پذیرش: ۱۳۹۹/۱۱/۰۳
ارائه آنلاین: ۱۳۹۹/۱۲/۱۳

**کلمات کلیدی:**
نوسانگر میکروالکترومکانیکی
میکروسیالات دیجیتال
حسگر زیستی
میرایی

## ۱- مقدمه

فن‌آوری‌های آزمایشگاه بر روی تراشه و سیستم‌های میکروسیالاتی از علوم بروز دنیا بوده که یکی از بزرگترین چالش‌های موجود در آنها اجتماع مولفه‌های مختلف سیالاتی از جمله میکروپمپ، میکروحسگر، میکرومخلوط‌کن و رآکتور می‌باشد. یکی از زیر شاخه‌های سیستم‌های میکروسیالاتی، دیجیتال میکروسیالات می‌باشد که در این تحقیق سعی بر آن است که حسگر زیستی بر پایه فن‌آوری سیستم‌های میکروالکترومکانیکی ارایه گردد که می‌تواند در میان الکترودهای مسطح مربوط به رانش قطرات در سیستم‌های الکتروتینگ بر روی عایق[1] مجتمع گردد. با استفاده از ساختار الکترواستاتیک شانه‌ای و تحریک آن به موازات بستر، حرکت حسگر پیشنهادی به صورت در صفحه بوده بنابراین میرایی کمتری در سیگنال خروجی تولید شده و همچنین با اختصاص بخشی از سازه به عنوان ناحیه فعال که در تماس مستقیم با ماده هدف زیستی باشد از وقوع اتصال کوتاه در بخش تحریک جلوگیری می‌گردد.

در سیستم پیشنهادی برای بخش حسگری، از ساختار شانه‌ای هم‌اندازه و همنوع با محرک‌ها و به روش تشخیص خازنی استفاده شده‌است.

تاکنون شمار زیادی از حسگرهای شیمیایی و زیستی برای کاربردهای میکروسیالاتی ارایه شده‌است. یکی از اصلی‌ترین طبقه‌بندی‌های این نوع حسگرها، عملکرد براساس نوسان مکانیکی است که عبارتند از حسگرهای میکروبالانس کریستال کوارتز [۱][2]، امواج صوتی در بدنه [۲][3]، امواج صوتی در سطح [۳][4] و تیرک سرآزاد [۴]. در حسگرهای میکروبالانس کریستال کوارتز تغییرات جرم با استفاده از تغییرات موجود در فرکانس نوسانات کریستال کوارتز اندازه گیری می‌شود. در حسگرهای نوع امواج صوتی در بدنه و سطح، محدوده فرکانسی از صد مگاهرتز تا گیگاهرتز تغییر پیدا کرده که در این نوع از حسگرها، کوچکترین مقدار جرم افزوده قابل اندازه‌گیری است.

اخیرا" نوسانگرهای براساس سیستم‌های میکروالکترومکانیکی[5] افق جدیدی برای کاربردهای پزشکی و زیستی به دلیل داشتن ویژگی‌هایی از

1 Electrowetting on dielectric (EWO)

2 Quartz crystal microbalance
3 Bulk acoustic wave
4 Surface acoustic wave
5 Microelectromechanical systems (MEMS)

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: badri@sut.ac.ir

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

جمله ضریب کیفیت بالا، بلادرنگ‌بودن، اندازه کوچک و قابلیت اجتماع با ادوات الکترونیکی گشوده است [۵]. به دلیل اندازه کوچک این نوع حسگرها می‌توان آرایه‌ای از نوسانگرهای همبندشده را بر روی یک تراشه بدون وجود پیچیدگی ساختاری ایجاد کرد. این نوع ساختارها برای کاربردهای کنترل غذایی، کنترل محیط، بخش سلامت با حساسیت و قابلیت اطمینان بالا توسعه یافته‌است [۶]. یکی از انواع پرکاربرد این نوع از حسگرها، بینی مصنوعی یا بینی الکترونیکی که در جهت مشابهت‌سازی با بینی زیستی برای تشخیص یا شناسایی انواع مختلف ماده یا بو بکارگرفته شده‌است [۷]. علاوه برکاربردهای مذکور می‌توان به استفاده از آن در بخش نظامی یا فضایی برای سیستم‌های حسگر متحرک و در کنترل محیطی برای نظارت مواد یا واکنش‌گرهای ناخوشایند یا خطرناک اشاره کرد.

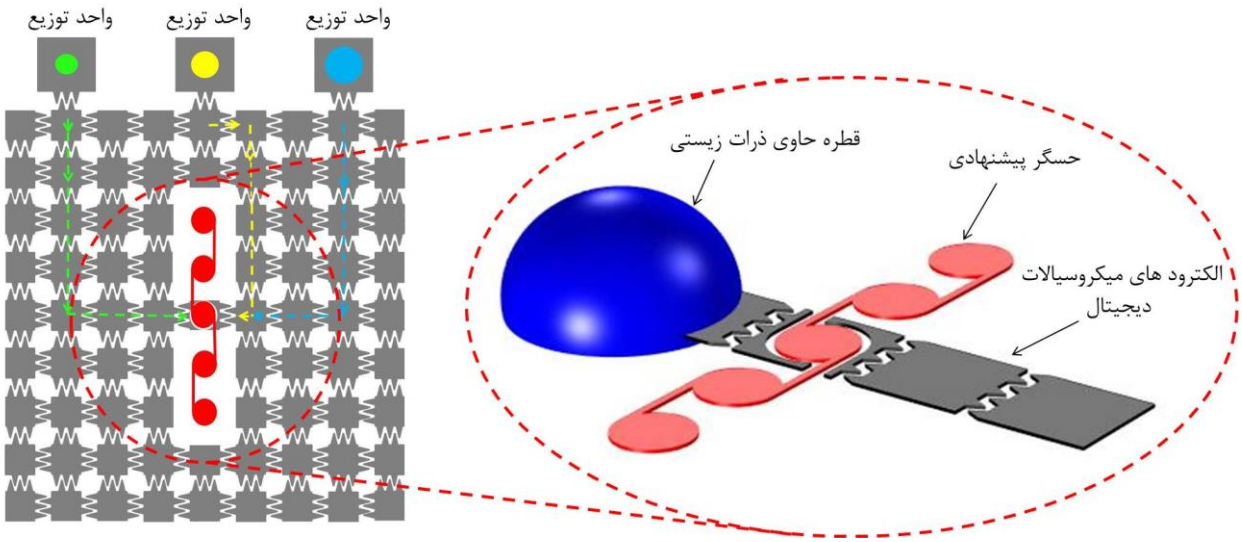
اغلب آرایه‌های نوسانگری کوپل‌شده[1] برای کار در محیط‌های گازی طراحی گردیده‌است زیرا میرایی فشاری[2] موجود در ساختارهای نوسانی، خروجی سیستم را بشدت تحت تاثیر قرار می‌دهد. اصول کارکرد این نوع حسگرها براساس تغییر فرکانس خروجی به دلیل جرم اعمالی بوده به عبارتی، قسمتی از سطح نوسانگر ایستا گردیده که بسیار حساس بوده و قادر به جذب جرم بسیارکوچکی از ماده مورد نظر مانند مولکولهای بو است. پارامترهای طراحی و ملزومات عملکرد یک حسگر نوسانگر عبارتند از ضریب کیفیت بالا، قابلیت انتخاب کافی برای مواد ورودی، تغییرات زیاد فرکانس نوسان، وابستگی کم حرارتی و قابلیت انتخاب مد مناسب حرکتی. تقریبا در تمامی حسگرهای مربوط به دیجیتال میکروسیالات نیاز به تشخیص و اندازه‌گیری ذرات زیستی در محیط مایع است اما حساسیت و تفکیک جرم میکرونوسانگرها در محیط مایع به دلیل زیادبودن نسبت سطح به حجم در آن مقیاس و میرایی چسبنده بالا به انرژی الاستیک کاهش می‌یابد. مطالعات زیادی در مورد کاربرد و عملکرد نوسانگرهای میکرومکانیکی در تماس مستقیم با محیط مایع ذکر شده‌است به عنوان مثال یک نوسانگر صوتی با ضریب کیفیت بالای ۱۸۹ برای کار در محیط مایع با کاربرهای پزشکی گزارش شده‌است که از یک لایه نازک پیزوالکتریک از جنس نیترید آلومینیوم به شکل حلقه ساخته شده‌است [۸]. در نمونه دیگر یک تیرک مجتمع‌شده در داخل یک سیستم میکروسیالاتی مطرح شده که در آن سازه با تحریک مغناطیسی بر راستای عمودی نوسان می‌کند که برای سیال مخلوط آب وگلیسیرید مقدار ضریب کیفیتی برابر با ۵/۱۳ گزارش شده‌است [۹]. علاوه بر موارد ذکرشده یک نوسانگر مکانیکی دیگر به شکل پل با کارکرد مد پیچشی در تماس مستقیم با مایع برای کاربردهای حسگری زیستی می‌باشد که دارای تفکیک جرمی برابر با فمتوگرم می‌باشد [۱۰]. در گزارشی دیگر، یک حسگر برای کاربردهای فاز مایع معرفی می‌گردد که در آن میکروکانال سیال در میان بخش داخلی میکرونوسانگر ساخته می‌شود که در محیط هوا و حتی در خلا با ضریب کیفیت نزدیک ۱۵۰۰۰ کار کرده و در عین حال سختی‌های میرایی سیال نیز بشدت کاهش می‌یابد. این تکنیک محدودیت‌های بسیار کمی در روش تشخیص دارد بطوری که مقدار بسیار کوچکی از ذرات به اندازه تک‌سلول یا تک‌ذره به بزرگی ۷ زپتوگرم قابل تشخیص با این روش می‌باشد [۱۱]. به عنوان آخرین مورد از حسگرهای با کاربرد مایع، دو نمونه از نوسانگرهای دیسک شکل با مد چرخشی به صورت تک‌نوسانگر و نوسانگرهای همبندشده سری که به صورت حرارتی تحریک‌شده اشاره می‌شود که قابلیت کارکرد در محیط مایع با ضریب کیفیت بالا می‌باشد. سطوح نوسانگرها به صورت موازی با فصل مشترک مایع می‌لغزد که این کار منجر به کاهش اندرکنش میان محیط مایع و میرایی حاصله می‌گردد [۱۲].

در این تحقیق، مطابق با سیستمهای آرایه‌های نوسانگری کوپل‌شده موجود، یک حسگر نوسانی با قابلیت اجتماع با سایر مولفه‌های دیجیتال میکروسیالاتی ارایه شده که در شکل ۱ نشان داده شده‌است. این سیستم از تعدادی میکرونوسانگرهای هم‌اندازه تشکیل یافته که توسط فنرهایی به هم جفت شده‌است. حسگر پیشنهادی از سه قسمت اصلی محرکهای الکترواستاتیک شانه‌ای، حسگرهای خازنی و ناحیه فعال تشکیل یافته که در آن ناحیه فعال در وسط سازه قرار گرفته که از طرفین توسط محرکهای الکترواستاتیک شانه‌ای و حسگرهای خازنی احاطه شده‌است.

برای داشتن کمترین میرایی در سیستم، محرکهای الکترواستاتیک شانه‌ای به صورت هم‌فاز و در صفحه تحریک شده که از طرفین ناحیه فعال را به ارتعاش درمی‌آورد. شکل ۱ نشانگر دید کلی از نحوه اجتماع این حسگر در میان الکترودهای مربوط به سیستم‌های میکروسیالاتی دیجیتال[3] است. مطابق شکل ۱ قطرات حاوی ذرات زیستی به سمت ناحیه فعال رانده شده و با قرارگرفتن ذرات زیستی بر روی سطح ناحیه فعال، جرم سازه در حد بسیار اندک افزایش یافته بنابراین فرکانس نوسانات خروجی حسگر تغییر پیدا می‌کند.

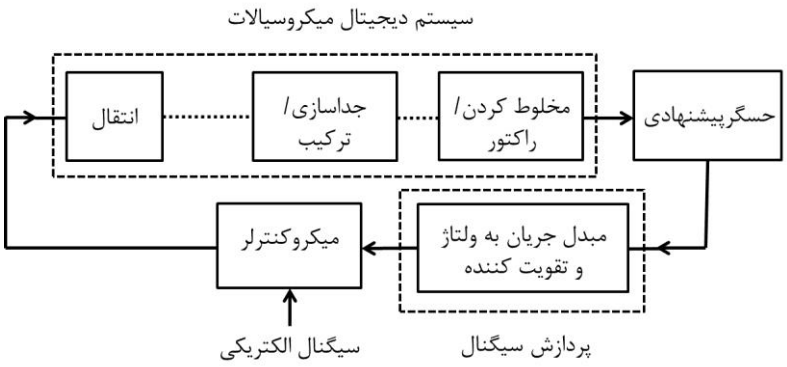
به دلیل تماس مستقیم مایع با سطح ناحیه فعال، میرایی چسبنده قوی باعث ایجاد مقاومت زیادی در مقابل حرکت آن شده که با اینکار میزان

1 Coupled microresonator array
2 Squeeze
3 Digital microfluidics




**شکل ۱. نمای کلی از اجتماع حسگر در میکروسیالات دیجیتال**

**Fig. 1. Overview of integration of proposed sensor in digital microfluidics**




**شکل ۲. سیستم حلقه‌بسته از اجتماع المانهای مختلف در میکروسیالات دیجیتال**

**Fig. 2. Closed loop system of integration of different digital microfluidics elements**

جابجایی ناحیه فعال خیلی کمتر از محرکها بوده اما با این وجود، با استفاده از تحلیل به روش اجزا محدود خروجی قابل قبول و منطقی در سیستم بدست می‌آید.

با توجه به اینکه مکانیسم تشخیص در خروجی سیستم از نوع خازنی بوده، نیاز به تبدیل جریان به ولتاژ و تقویت در سیستم خروجی است. مطابق شکل ۲، از خروجی حسگر می‌توان برای کنترل سایر مولفه‌های دیجیتال میکروسیالاتی همانند سیستم انتقال، جداسازی، ترکیب‌کردن، واکنش‌گر و مخلوط‌کن استفاده کرد.

با توجه به اینکه تعداد حسگرهای محدودی وجود دارد که با سیستم‌های دیجیتال میکروسیالاتی مجتمع شده و در چرخه کنترلی با سایر مولفه‌های سیالاتی موجود باشد بنابراین در این تحقیق سعی بر آن شده‌است که سیستم حسگری معرفی گردد که بتواند در میان الکترودهای ادوات میکروسیالاتی دیجیتال قرار بگیرد. در سیستم پیشنهادی، زنجیره‌ای از نوسانگرهای مربوط به تحریک الکترواستاتیک شانه‌ای و حسگری خازنی با کمک فنرهایی به هم متصل گشته و از یک ناحیه جداگانه به نام ناحیه فعال جهت اندرکنش با مواد و ذرات زیستی و جلوگیری از اتصال کوتاه در بخش‌های الکترواستاتیک

استفاده شده‌است. با تحریک دورانی محرکهای موجود، حسگر پیشنهادی با کمترین میرایی موجود به موازات بستر حرکت کرده و ضریب کیفیت سیگنال خروجی قابل مقایسه با سایر حسگرها با کاربرد مشابه در خروجی سیستم حاصل می‌گردد [۱۳, ۱۴].

## ۲- عملکرد حسگر پیشنهادی

همانطور که پیشتر اشاره گردید حسگر پیشنهادی متشکل از چندین نوسانگر بوده که به صورت سری توسط فنرهایی به هم وصل شده‌است. قسمت مرکزی این حسگر به عنوان ناحیه فعال بوده که در تماس مستقیم با ماده هدف زیستی می‌باشد که این ناحیه فعال توسط دو محرک الکترواستاتیک شانه‌ای دورانی از طرفین به حرکت درمی‌آید. این ناحیه در اندرکنش مستقیم با قطره در سیستم میکروسیالاتی دیجیتال است که برای جابجایی، ترکیب و مخلوط‌کردن قطرات بر روی یک سری الکترودهای مسطح است که یک ابزار قوی برای کنترل دقیق قطره با کاربردهایی مانند لنزهای مایع با قابلیت تنظیم فوکوس [۱۵]، سوییچ‌های برقی [۱۶] و حرارتی [۱۷] است. برای بخش حسگری، از ساختار شانه‌ای هم‌اندازه و همنوع با محرکها به روش تشخیص خازنی استفاده شده‌است.

با توجه به اینکه اجتماع ادوات مختلف میکروسیالاتی مانند پمپ، مخلوط‌کن، رآکتور و حسگر یکی از چالش‌های مهم در سیستم‌های دیجیتال میکروسیالاتی می‌باشد از این حسگر می‌توان به صورت مجتمع‌شده در میان الکترودهای مسطح آن استفاده کرد. از مهمترین مزایای این حسگر پیشنهادی، اعمال ولتاژ پایین به محرک‌های الکترواستاتیک شانه‌ای، تولید جابجایی بزرگتر در ورودی و همچنین قابلیت سازگاری این سیستم با فن‌آوری ساخت ادوات الکترونیکی می‌باشد. علاوه بر آن با اختصاص قسمتی از حسگر به عنوان ناحیه فعال، با وجود سیستم الکترواستاتیکی و کاربرد حسگر برای محیطهای مایع امکان اتصال کوتاه در سیستم وجود ندارد. از معایب این سیستم می‌توان به احتمال نشست سازه حین بارگذاری سنگین سیال در ناحیه فعال و همچنین نشت مایع به فاصله هوایی میان سازه و بستر اشاره کرد.

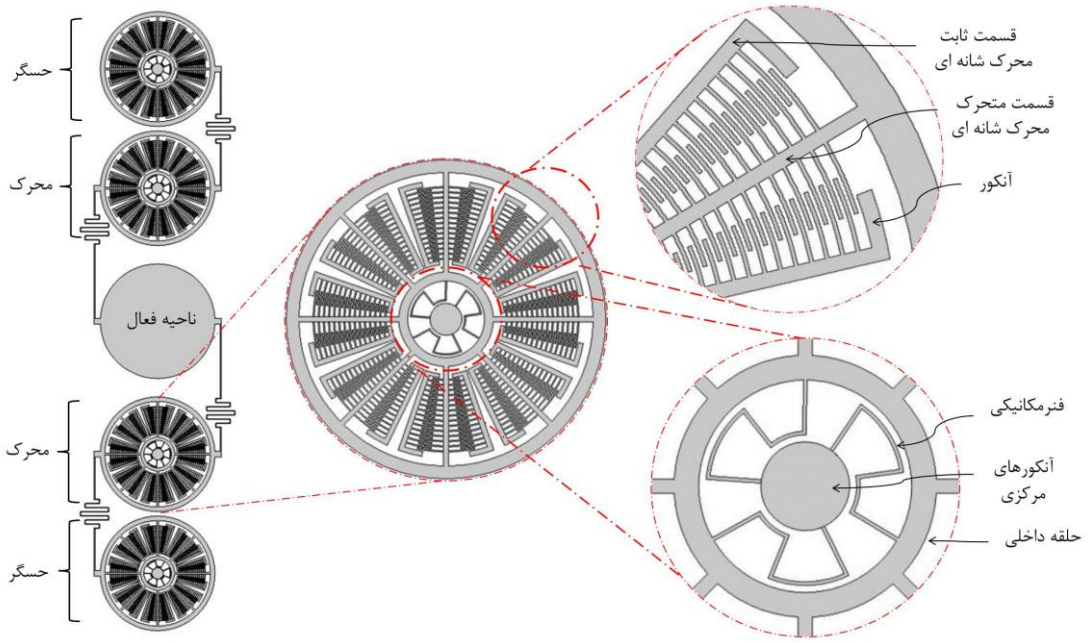
به دلیل نحوه ساخت این ساختار، یک فاصله هوایی به اندازه دو میکرومتر بین سازه و بستر وجود دارد که برای داشتن یک ساختار پایدارتر، نوسانگرهای مربوط به محرکها و حسگرها از قسمت مرکز آنکور شده‌اند. مطابق شکل ۳ مکانیسم الکترواستاتیک شانه‌ای دورانی برای محرکها در نظر گرفته شده‌است که با اعمال ولتاژ، نیروی الکترواستاتیک تولیدی باعث ایجاد گشتاور و گردش نوسانگر حول مرکز می‌شود بنابراین محرکها در دو طرف ناحیه فعال به صورت هم‌فاز شروع به چرخش کرده و یک موج مکانیکی متناسب با فرکانس ورودی، شروع به پیشروی در طول سازه می‌کند. چرخش سازه می‌تواند به صورت آزادانه حول محور z انجام شود و حسگرها در طرفین محرکها جاسازی گردیده‌است که قسمت ثابت محرکها و حسگرها مابین دو حلقه خارجی و داخلی تعبیه شده‌است.

با برخورد موج مکانیکی به قطره در ناحیه فعال، مقداری از انرژی مکانیکی به دلیل میرایی چسبنده تلف می‌گردد بنابراین اندازه جابجایی در ناحیه فعال کمتر از محرک‌ها بوده و در قسمت حسگرها به مراتب کمتر از ناحیه فعال خواهد بود. برای داشتن یک سیگنال خروجی قابل اندازه‌گیری در خروجی بهترین انتخاب برای نوع محرک، از نوع الکترواستاتیک شانه‌ای بوده که نه تنها با ولتاژ پایین کارکرده بلکه جابجایی بزرگی تولید کرده و همچنین قابلیت اجتماع با سایر ادوات الکترونیکی را داراست.

با توجه به اینکه کاربرد حسگر پیشنهادی برای محیط مایع بوده و میرایی فشاری مهمترین عامل محدودکننده عملکرد ساختارهای نوسانی است بنابراین برای تحریک سازه، فرکانسی انتخاب می‌گردد که در آن میرایی از نوع لایه لغزشی بوده که به مراتب محدودیت کمتری نسبت به نوع فشاری در خروجی سیستم اعمال می‌کند.

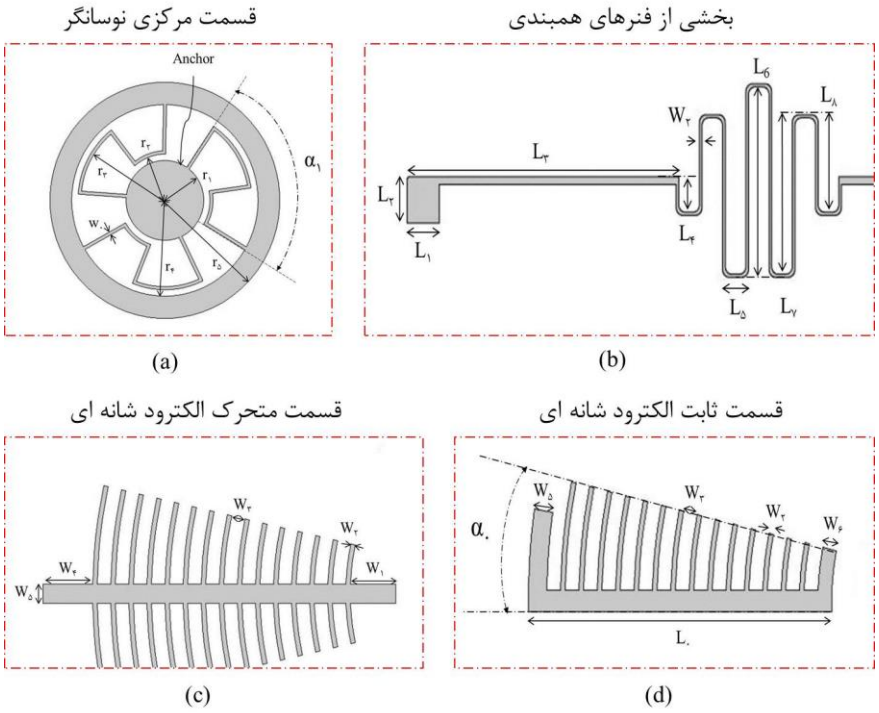
## ۳- طراحی حسگر

نوسانگرهای بکاررفته در قسمت تحریک و حسگری از سه بخش اصلی تشکیل یافته‌است که عبارتند از ۱) ساختار الکترودهای شانه‌ای چرخان ۲) فنرهای مکانیکی ۳) حلقه‌های درونی و بیرونی. شعاع هر نوسانگر برابر ۲۵۰ میکرومتر بوده که در طراحی آن از دو حلقه با اندازه متفاوت استفاده شده‌است که این حلقه‌های درونی و بیرونی قسمتهای متحرک محرک‌ها را بهم وصل می‌کند. مطابق شکل ۴.a آنکورها در وسط نوسانگر قرار گرفته‌است که توسط فنرهایی به حلقه درونی متصل می‌باشد که این حلقه‌ها به همراه الکترودهای شانه‌ای بر روی بستر معلق نگه داشته شده‌است و به منظور اطمینان از چرخش سازه حول مرکز، فنرهای مرکزی طوری طراحی گردیده‌است که در طول دوران تغییر شکل نمی‌یابد [۱۸]. مطابق شکل ۴.b، همچنین برای افزایش اثر کشسانی فنرهای اتصالی بین نوسانگرها از ساختار s شکل استفاده شده‌است [۱۹]. هر نوسانگر دارای سه فنر مکانیکی در مرکز بوده که به هشت گروه شانه چرخان متصل گردیده که این شانه‌ها از دو قسمت ثابت و متحرک تشکیل یافته‌است که در شکل ۴.c و ۴.d نشان داده




**شکل ۳. اجزای مختلف حسگر پیشنهادی شامل ناحیه فعال و محرکها و حسگرهای مجاور آن**

**Fig. 3. Different components of the proposed biosensor including active area, actuators, and sensors**




**شکل ۴. قسمتهای مختلف حسگر پیشنهادی**

**Fig. 4. Different parts of the proposed sensor**

**جدول ۱. ابعاد قسمتهای مختلف حسگر پیشنهادی**

**Table 1. Dimensions of different parts of the proposed sensor**

| پارامتر | مقدار [μm] |
|---|---|
| $W_0$ | ۲ |
| $W_1$ | ۲۰ |
| $W_2$ | ۲ |
| $W_3$ | ۶ |
| $W_4$ | ۲۲ |
| $W_5$ | ۸ |
| $W_6$ | ۶ |
| $r_1$ | ۲۵ |
| $r_2$ | ۲۹ |
| $r_3$ | ۵۵ |
| $r_4$ | ۶۱ |
| $r_5$ | ۷۵ |
| $L_0$ | ۱۳۲ |
| $L_1$ | ۲۵ |
| $L_2$ | ۳۰ |
| $L_3$ | ۲۰۸ |
| $L_4$ | ۲۳ |
| $L_5$ | ۲۰ |
| $L_6$ | ۱۲۱ |
| $L_7$ | ۸۳ |
| $L_8$ | ۵۸ |
| پارامتر | مقدار [degree] |
| $\alpha_0$ | ۱۲/۵۰ |
| $\alpha_1$ | ۹۱ |

شده‌است. در طراحی حسگر پیشنهادی، حداقل فاصله هوایی میان شانه‌ها در نظر گرفته شده زیرا محرکهای شانه‌ای با کمترین فاصله میان الکترودها بیشترین ممنتوم را در ولتاژهای بایاس پایین تولید می‌کند. ابعاد هندسی قسمتهای مختلف مذکور در شکل ۴ در جدول ۱ خلاصه شده‌است.

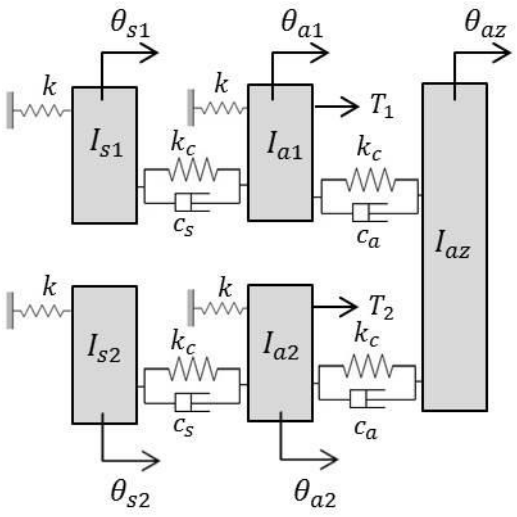
## ۴- فرآیند ساخت پیشنهادی

در این مقاله تکنولوژی میکروماشینکاری چندکاربرده پلی‌سیلیکون[1] برای ساخت حسگر پیشنهاد داده شده‌است زیرا سازه از جنس پلی‌سیلیکون بوده و لایه‌به‌لایه روی سطح بستر ساخته شده و همچنین از یک لایه نازک طلا برای ایستاکردن ذرات زیستی برای کاربردهای میکروسیالات دیجیتال استفاده می‌شود. مزایای استفاده از این روش سادگی، مقرون‌بصرفه‌بودن و دارابودن درجاتی از انعطاف‌پذیری است. برای ساخت، در ابتدا یک لایه بسیار نازک از سیلیکون نیترید روی بستر سیلیکونی به منظور جداسازی الکتریکی استفاده می‌شود. بعد از آن مراحل (a-c) به این ترتیب اعمال می‌شود: ضخامتی از فسفوسیلیکات گلس[2] به اندازه دو میکرومتر بر روی لایه سیلیکون نیترید به روش لایه‌نشانی بخارات شیمیایی در فشار کم و به عنوان لایه قربانی لایه‌نشانی می‌گردد و سپس یک لایه فوتورزیست نشانده شده و الگودهی می‌شود. بعد از آن قسمتهایی از لایه قربانی به روش اسیدکاری مرطوب برای ساخت آنکورها استفاده می‌شود. در مرحله (d) پلی‌سیلیکون که بدنه اصلی حسگر بوده به اندازه دو میکرومتر به روش لایه‌نشانی بخارات شیمیایی در فشار کم لایه‌نشانی می‌شود. در مرحله بعد، (e)، یک فوتورزیست ۳ میکرومتری نوردهی و ساختارسازی می‌شود. در مرحله (f)، با استفاده از روش اسیدکاری از نوع پلاسما قسمتهای ناخواسته پلی سیلیکون حذف می‌گردد. در مرحله (g) بار دیگر فوتورزیست نوردهی و الگودهی می‌شود تا یک لایه طلا به ضخامت ۵۰۰ نانومتر به روش تبخیر نشانده شده و قسمتهای ناخواسته آن حذف می‌گردد. در مرحله آخر، با حذف فوتورزیست و لایه قربانی، حسگر بر روی بستر آزاد می‌گردد. از لایه طلای نشانده‌شده می‌توان برای ایستاکردن چندین مولفه مختلف از جمله اتصالات پروتئینی با گروه تیول [۲۰]، اتصالات آنتی‌بادی [۲۱]، اتصالات اکسیدازگلوکوز [۲۲]، دزوکسی ریبونو اسید نوکلوئیک[۲۳]، باکتری [۲۴] و فراکتوز [۲۵] استفاده کرد.

## ۵- تحریک الکترواستاتیک و حسگری خازنی

سیستم الکترواستاتیک شانه‌ای و تشخیص خازنی برای تحریک سیستم و خواندن سیگنال خروجی به ترتیب استفاده می‌شود که توان مصرفی نزدیک صفر و سرعت عملکرد بالایی دارند. همه ابعاد هندسی قسمتهای مربوط به محرکها و حسگرها یکسان بوده و از تعداد زیادی الکترودهای شانه‌ای برای افزایش نیرو و نتیجتا کاهش تلفات استفاده شده‌است که با اینکار پیچیدگی

1 Polysilicon multi-user micromachining process
2 Phosphosilicate glass




**شکل ۵. مدل جرم نقطه‌ای برای حسگر**

**Fig. 5. Lumped-mass model of the sensor**

خاصی در ساخت سازه اعمال نگردیده و یک سیگنال قابل اندازه‌گیری در قسمت حسگری خازن خواهد بود.

برای حرکت سازه در صفحه از ساختار الکترود شانه‌ای استفاده شده که درآن نیاز به دو گروه الکترودی مجاور هم متحرک و ثابت است [۲۶]. با اعمال ولتاژ متناوب به همراه بایاس ثابت به الکترودها، یک نیروی الکترواستاتیکی متناوب به محرک‌ها اعمال شده که باعث چرخش آنها در دو طرف ناحیه فعال می‌گردد. عملکرد این محرکها به عوامل مختلفی از جمله ابعاد هندسی الکترودها و مقدار ولتاژ بستگی دارد [۲۷] و فرآیند ساخت آن مطابق با تکنولوژی ساخت تجهیزات الکترونیکی است. مزایای استفاده از سیستم شانه‌ای توان پایین، فرایند ساخت ساده، وابستگی حرارتی کم، اندازه جابه‌جایی بزرگ، سرعت شارژ و دشارژ بالا، تسهیل در قابلیت اجتماع و تست با مدارات کنترل الکترونیکی است. اصول کار تشخیص خازنی براساس تغییرات خازن شارژ شده‌است که باعث تولید جریان می‌شود [۲۸] که تبدیل این جریان به ولتاژ و استفاده از تغییرات فرکانسی تعیین‌کننده پاسخ نوسانگر است.

## ۶- تئوری

### ۶- ۱- مدل جرم نقطه‌ای[1]، ضریب کیفیت، میرایی و حساسیت

برای توصیف عملکرد سیستم حسگری پیشنهادی از مدلسازی مکانیکی به روش جرم نقطه‌ای استفاده شده‌است بدین ترتیب که هرکدام از نوسانگرهای بکاررفته معادل با یک جرم مکانیکی بوده که توسط فنرهایی به هم وصل شده‌است. بنابراین سیستم حاصله دارای چندین درجه آزادی بوده که به علت وجود تقارن ساختاری در طرفین ناحیه فعال ساده‌سازی‌های محاسباتی لازم در سیستم صورت گرفته و با توجه به حرکت دورانی حسگر پیشنهادی، معادلات حرکت مربوطه در دستگاه مختصات قطبی استخراج گردیده‌است.

برای بررسی عملکرد سیستم حسگری پیشنهادی تحت ارتعاش واداشته از مدل جرم نقطه‌ای نشان‌داده‌شده در شکل ۵ استفاده شده‌است که درآن $I_a$، $I_s$ و $I_{az}$ به ترتیب اینرسی سکون قسمتهای محرک، حسگر و ناحیه فعال، $k$ سختی پیچشی فنرهای آنکور شده و $k_c$ سختی پیچشی فنرهای کوپلاژ مکانیکی، $\theta_s$، $\theta_a$ و $\theta_{az}$ به ترتیب جابه‌جایی‌های زاویه‌ای حسگر، محرک و ناحیه فعال و $c_a$ و $c_s$ به ترتیب میرایی‌های نواحی حسگری و محرک می‌باشد.

برای سیستم نوسانی متقارن، معادلات بالا به صورت زیر ساده‌سازی شده و مدل مذکور می‌تواند به صورت شکل ۶ کاهش داده شود که در آن $T(t)$ گشتاور لازم برای تحریک و $\omega$ فرکانس طبیعی تحت میرایی است.

1 Lumped-mass

$$\begin{cases} I_{s1} = I_{s2} = I_{a1} = I_{a2} = I \\ \theta_{s1} = \theta_{s2} = \theta_s = \alpha\theta_a \\ \theta_{a1} = \theta_{a2} = \theta_a \\ \theta_{az} = \beta\theta_a \end{cases} \quad (۱)$$

برای مدل کاهش‌یافته، معادلات حرکت دورانی واداشته در حوزه زمان به صورت رابطه ۲ می‌باشد

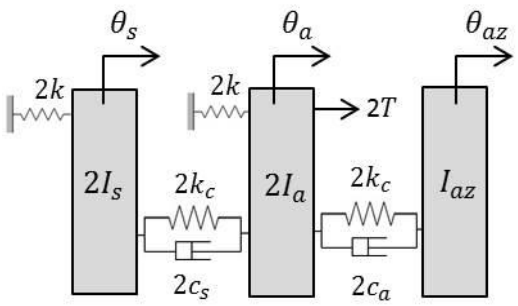
$$\begin{cases} 2I_s\ddot{\theta}_s + 2c_s\left(\dot{\theta}_s - \dot{\theta}_a\right) + 2k_c(\theta_s - \theta_a) + 2k\theta_s = 0 \\ 2I_a\ddot{\theta}_a + 2c_s\left(\dot{\theta}_a - \dot{\theta}_s\right) + 2c_a\left(\dot{\theta}_a - \dot{\theta}_{az}\right) + \\ \quad 2k_c(\theta_a - \theta_s) + 2k_c(\theta_a - \theta_{az}) + 2k\theta_a = 2T(t) \\ I_{az}\ddot{\theta}_{az} + 2c_a\left(\dot{\theta}_{az} - \dot{\theta}_a\right) + 2k_c(\theta_{az} - \theta_a) = 0 \end{cases} \quad (۲)$$

ماتریس جابه‌جایی‌های زاویه‌ای در حوزه فرکانس بصورت زیر است:

$$\begin{bmatrix} -2I_s\omega^2 + 2c_s j\omega + 2(k_c + k) & -2(c_s j\omega + k_c) & 0 \\ -2(c_s\omega + k_c) & 2(-I_a\omega^2 + (c_s + c_a)j\omega + (2k_c + k)) & -2(c_a\omega + k_c) \\ 0 & -2(c_a\omega + k_c) & -I_{az}\omega^2 + 2(c_a j\omega + k_c) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_s(j\omega) \\ \theta_a(j\omega) \\ \theta_{az}(j\omega) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 2T(j\omega) \\ 0 \end{bmatrix} \quad (۳)$$

برای بدست‌آوردن فرکانسهای طبیعی سیستم از ارتعاش آزاد ($T(j\omega)=0$) استفاده می‌شود که در اینصورت معادلات جابجایی زاویه‌ای برابر است با:

$$\begin{bmatrix} -2I_s\omega^2 + 2c_s j\omega + 2(k_c + k) & -2(c_s j\omega + k_c) & 0 \\ -2(c_s\omega + k_c) & 2(-I_a\omega^2 + (c_s + c_a)j\omega + (2k_c + k)) & -2(c_a\omega + k_c) \\ 0 & -2(c_a\omega + k_c) & -I_{az}\omega^2 + 2(c_a j\omega + k_c) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_s(j\omega) \\ \theta_a(j\omega) \\ \theta_{az}(j\omega) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (۴)$$




**شکل ۶. مدل جرم نقطه‌ای کاهش‌یافته برای حسگر**

**Fig. 6. Reduced Lumped-mass model of the sensor**

بدیهی است که پاسخ $\theta_s$ ، $\theta_a$ و $\theta_{az}$ برابر با صفر، در معادله بالا صادق می‌کند اما این پاسخ‌ها، سیستم را در حالتی نشان می‌دهد که ارتعاشی انجام نمی‌دهد؛ بنابراین بایستی پاسخی دیگر برای معادلات مذکور وجود داشته باشد که به منظور یافتن آنها، دترمینان ماتریس باید برابر صفر قرار داده شود که از حل معادله مشخصه حاصله، فرکانسهای طبیعی سیستم نوسانی بدست می‌آید.

ضریب کیفیت یک معیار عالی برای ارزیابی عملکرد یک نوسانگر است که نسبت انرژی ذخیره‌شده در هر سیکل به انرژی اتلافی در هر رادیان است. برای یک نوسانگر مکانیکی مقدار ضریب کیفیت برابر است با $QF = \frac{m\omega_0}{c}$ که در آن m به ترتیب جرم، $\omega_0$ فرکانس کاری و c ضریب میرایی است [۲۹]. ضریب کیفیت بالا فاکتور بسیار مهمی برای ساده‌سازی الکترونیک کنترل فیدبک، اندازه‌گیری دقیق پاسخ نوسانگر، داشتن دقت بالا و پایداری دراز مدت است [۳۰].

مهمترین عامل محدودکننده ضریب کیفیت یک نوسانگر مکانیکی، مقدار میرایی است که اغلب منابع میرایی در یک سیستم نوسانی عبارتند از میرایی چسبنده، میرایی اصطکاک خشک یا شانه‌ای، میرایی هیستریک یا متریال، میرایی ترمو الاستیک و اتلاف اکوستیک آنکور [۳۱].

میرایی ویسکوز غالب‌ترین مکانیسم محدودکننده در ساختارهای نوسانی است. زمانی که یک سازه مکانیکی در محیط سیال مانند هوا، آب یا روغن شروع به حرکت می‌کند، مقاومت سیال بر روی نوسانگر به صورت زیر است [۳۱]:

$$M_d = c\dot{\theta} = c\omega \quad (۵)$$

که درآن $M_d$ گشتاور میرایی و c مقدار میرایی است. برای مطالعه تاثیر میرایی بر روی عملکرد سیستم مدلهای کووت[1] و استوکز[2] به تفصیل در ادامه بیان شده‌است.

### ۶- ۱- ۱- مدل کووت

به دلیل وجود فاصله هوایی دو میکرومتری بین سازه و بستر و حرکت موازی ساختار نسبت به بستر، ی‌ک میرایی لایه نازک مطابق با مدل کووت همانند رابطه ۶ بدست می‌آید [۳۱]

$$c_g = \frac{\mu_g A}{h} \quad (۶)$$

که در آن $\mu_g$ گرانروی دینامیک و A مساحت مشترک و h فاصله هوایی است.

### ۶- ۱- ۲- مدل استوکز

به دلیل تماس مایع با سطح ناحیه فعال تعبیه‌شده در وسط نوسانگر مقدار میرایی چسبنده از مدل استوکز طبق رابطه زیر بدست می‌آید [۳۱]

$$c_v = \sqrt{\frac{\rho\omega_0\mu_v}{2}}A \quad (۷)$$

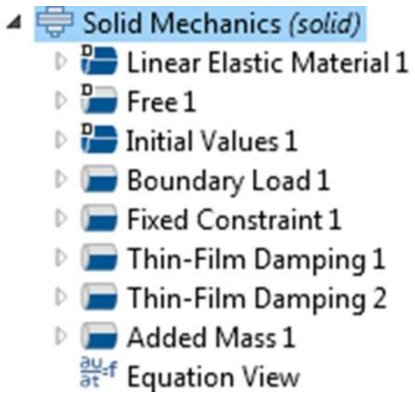
که در آن ρ چگالی سیال و $\mu_v$ گرانروی دینامیک سیال است.

### ۶- ۲- حساسیت حسگر

در حسگر نوسانی، جرم افزوده ناشی از قرارگرفتن ذره هدف بر سطح نوسانگر باعث کاهش فرکانس خروجی می‌شود که نسبت شیفت فرکانسی به جرم افزوده به عنوان حساسیت سیستم طلقی می‌شود که در آن Δm تغییرات جرم، $f_o$ فرکانس نوسانات، $m_o$ جرم اولیه و $\Delta f_o$ اختلاف فرکانسی منتجه است [۳۲].

$$S = \left|\frac{\Delta f_0}{\Delta m}\right| = \left|\frac{f_0}{2m_0}\right| \quad (۸)$$

1 Couette-type
2 Stokes-type




**شکل ۷. فیزیک بکاررفته با شرایط لازم برای شبیه‌سازی مکانیک جامد حسگر پیشنهادی**

**Fig. 7. Applied physic with required boundary conditions for solid-mechanic simulation of the proposed sensor**

## ۷- تحلیل المان محدود

### ۷- ۱- نتایج

برای شبیه‌سازی نرم‌افزار اجزا محدود کامسول[3] بکارگرفته شده‌است که برای استخراج طیف فرکانسی سیگنال خروجی و مقدار ضریب کیفیت و مقایسه آن با سایر حسگرها با کاربرد مشابه سیالاتی مطابق شکل ۷ از فیزیک مکانیک جامد بهمراه شرایط لازم برای شبیه‌سازی استفاده شده‌است.

به منظور بررسی پاسخ فرکانسی و رفتار مکانیکی حسگر پیشنهادی، شبیه‌سازی‌های سه بعدی متعددی از جمله فرکانس‌های طبیعی و دامنه فرکانسی انجام شده‌است. نکته قابل توجه این است که گشتاور اعمال‌شده به حلقه‌های داخلی توسط شانه‌های چرخان باید در تعادل با فنرهای مکانیکی بوده بنابراین باید ولتاژهای پایینی برای تحریک سازه در نظر گرفته شود. تعداد المان‌ها، نوع المان‌ها و سایر مشخصات مورد نیاز بکارگرفته‌شده در شبیه‌سازی به روش اجزا محدود در جدول ۲ خلاصه شده‌است.

### ۷- ۱- ۱- تحلیل فرکانس های طبیعی سیستم

در ابتدا برای بدست‌آوردن فرکانس‌کاری از شبیه‌سازی فرکانس طبیعی استفاده شده‌است که بدین منظور تنها شرایط مرزی بکاررفته استفاده از جابجایی صفر برای قسمت آنکورها می‌باشد. براساس نتایج حاصل از شبیه‌سازی به روش المان محدود مطابق شکل ۸، تعداد زیادی فرکانس طبیعی برای سیستم بدست می‌آید که در آن حرکت سازه به صورت در

3 COMSOL

**جدول ۲. مشخصات بکاررفته برای شبیه‌سازی**

**Table 2. Applied properties for simulation**

| مشخصه | مقدار |
|---|---|
| تعداد المانهای محدود | ۱۹۰۰۰۲ |
| نوع المانهای محدود | مثلثی و چهار وجهی |
| چگالی آب | ۱۰۰۰ [kg/m$^3$] |
| گرانروی آب | ۸/۹e-۴ [Pa.s] |
| گرانروی هوا | ۱۸/۲۷e-۶ [Pa.s] |

صفحه و میرایی ناشی از لایه نازک هوا در قسمت زیرین حسگر از نوع لایه لغزشی است. مقادیر فرکانسهای طبیعی در جدول ۳ خلاصه شده که از میان آنها فرکانسی برای تحریک همزمان محرک‌ها در طرفین ناحیه فعال استفاده می‌شود که در آن بیشترین اندازه تحریک در قسمت محرک‌ها اتفاق بیفتد. برای حسگر پیشنهادی مطابق شکل ۸، مد حرکتی مطلوب ۳.b در فرکانس کاری ۵/۱۶کیلوهرتز بوده که در این حالت میرایی سیال در ناحیه فعال از نوع فشردگی نخواهد بود.

### ۷- ۱- ۲- پاسخ فرکانسی اندازه جابه‌جایی سیستم

پس از انتخاب فرکانس کاری مناسب برای سیستم، با توجه به محدودبودن سیستم‌های پردازش و حافظه موجود، از شبیه‌سازی مکانیکی سه‌بعدی با اعمال نیرو به محرک‌ها به عنوان ورودی سیستم استفاده شده‌است. با اعمال نیرو به محرک‌های موجود در طرفین، مطابق شکل ۹ ناحیه فعال شروع به حرکت در صفحه کرده که به دلیل وجود میرایی‌های مذکور و اتلاف انرژی حاصله میزان جابجایی در قسمت حسگرها کمتر می‌شود. طیف مطلوب فرکانسی با اندازه‌گیری میزان جابجایی در یک نقطه از حسگر در محدوده فرکانس کاری بدست می‌آید. به دلیل تشابه ساختاری، مقادیر اولیه برای شبیه‌سازی این سیستم براساس [۱۸] انتخاب می‌گردد که در آن ولتاژ ۵۰ ولت به محرک‌های شانه‌ای اعمال می‌گردد که نیروی کافی برای حرکت دورانی حلقه‌ها در مسیر مطلوب تامین می‌گردد.

در این شبیه‌سازی فرض بر این است که محرک‌ها، نیرویی الکترواستاتیک معادل ۸e-۷ نیوتن برای نگه‌داشتن ناحیه فعال در مدکاری مطلوب اعمال کرده و جابه‌جایی قابل قبول در ناحیه حسگری سیستم تولید می‌شود.

زمانی که ولتاژ به الکترودهای پیش‌ران اعمال می‌گردد، قطره حاوی ذرات زیستی به طرف ناحیه فعال حسگر حرکت کرده و این ذرات زیستی بر روی لایه طلا ایستا می‌شوند بنابراین جرم کلی سیستم افزایش پیدا کرده و نتیجتا فرکانس خروجی در مقایسه با فرکانس تحریک کاهش یافته و در عین حال اندازه سیگنال خروجی به دلیل وجود میرایی قابل توجه کاهش می‌یابد.

شکل۱۰ پاسخ فرکانسی حاصل از شبیه‌سازی اجزا محدود حسگر پیشنهادی را نشان می‌دهد.

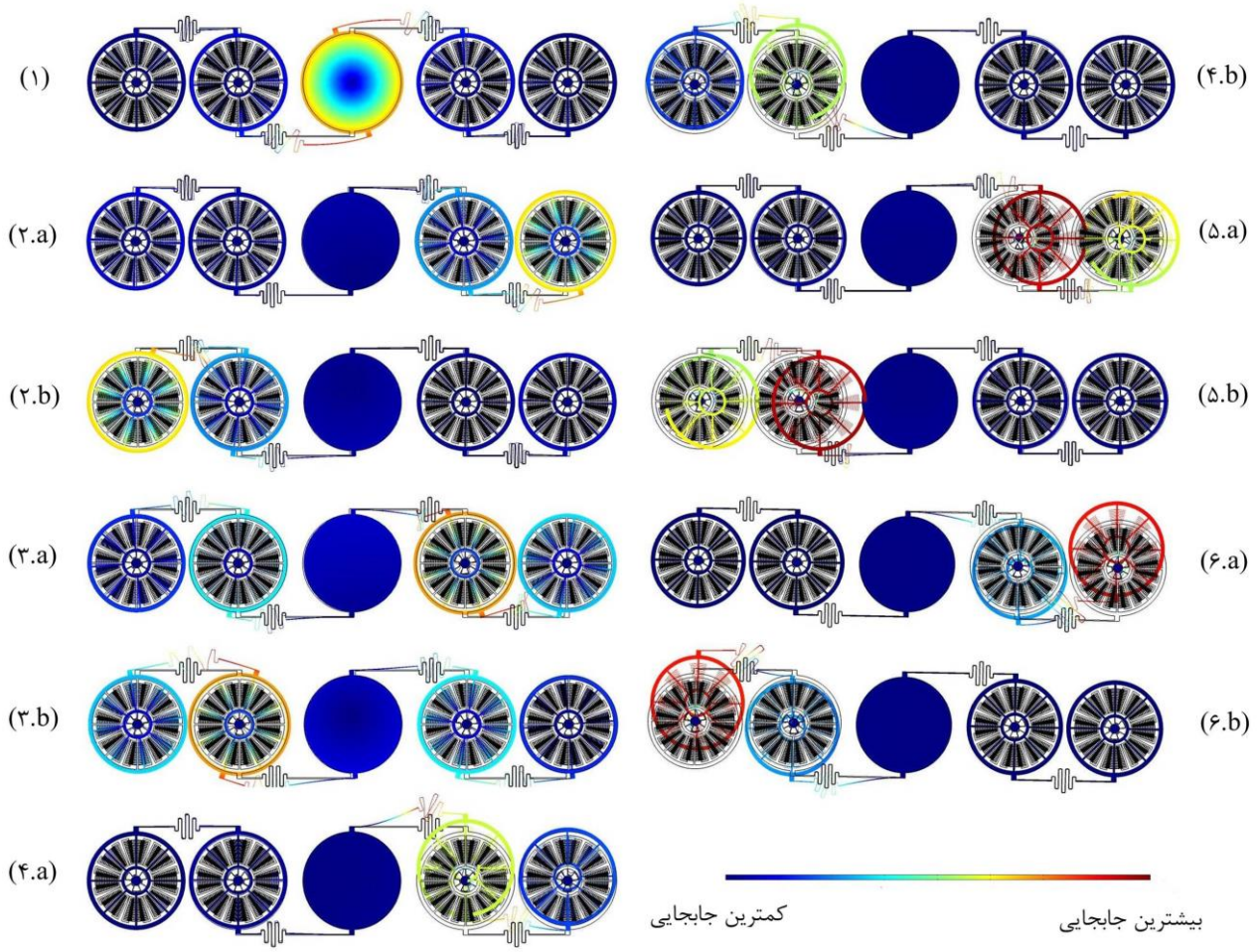
همانطور که در شکل ۱۰ دیده می‌شود اندازه جابه‌جایی در فرکانس خروجی برابر ۴۴/۱ میکرومتر است که به آسانی می‌تواند در سیستم حسگری خازنی اندازه‌گیری شود. علی‌رغم وجود میرایی زیاد ناشی از میرایی ویسکوز در ناحیه فعال، مقدار ضریب کیفیت برابر ۴۹ بوده که قابل توجه در مقایسه با حسگرهایی با کاربردهای مشابه سیالاتی است [۱۳, ۱۴] که در عمل مقدار ضریب کیفیت از این مقدار نیز کمتر خواهد بود ولی با این وجود این حسگر ابداعیت لازم برای کاربردهای میکروسیالاتی دیجیتال را داراست.

برای محاسبه فاکتور حساسیت جرمی، مقادیر جرمی متعددی به شبیه‌سازی اضافه گردیده‌است که مطابق رابطه ۸، شیب نمودار تغییرات فرکانسی برحسب جرم افزوده تعیین‌کننده مقدار حساسیتی برابر ۱۰۰ هرتز بر میکروگرم است که در شکل ۱۱ نشان داده شده‌است.

**جدول ۳. مقادیر مختلف فرکانسهای طبیعی با مد حرکتی در صفحه**

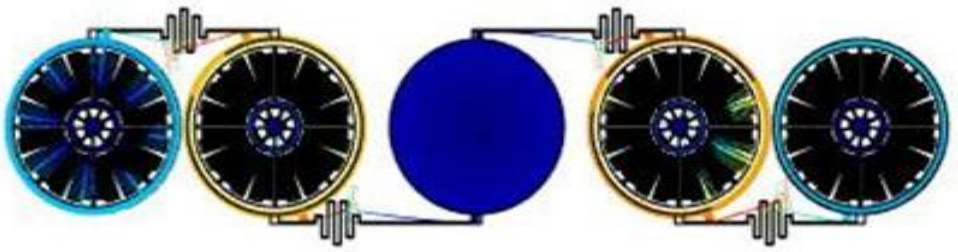
**Table 3. Different values of natural frequency with in-plane vibration**

| شماره | ۱ | ۲.a | ۲.b | ۳.a | ۳.b | ۴.a | ۴.b | ۵.a | ۵.b | ۶.a | ۶.b |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| *f* (kHz) | ۸/۰۱ | ۱۳/۹۶ | ۱۳/۹۹ | ۱۶/۴۷ | ۱۶/۵۰ | ۴۵/۴۴ | ۴۵/۵۳ | ۴۶/۱۷۵ | ۴۶/۲۳۲ | ۴۶/۶۸ | ۴۶/۷۸۷ |



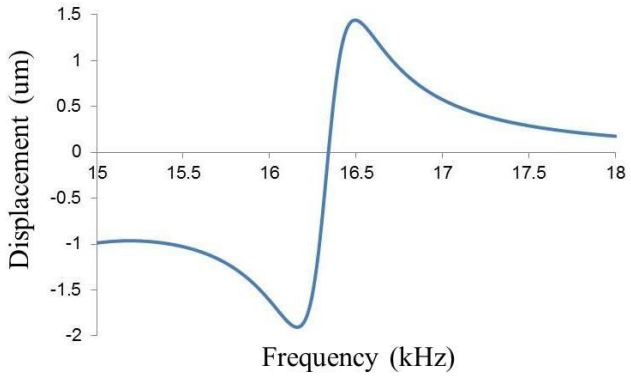

**شکل ۸. نمایش مدهای مختلف حرکت در صفحه حسگر پیشنهادی**

**Fig. 8. Display of different modal shapes of in-plane vibration of introduced biosensor**



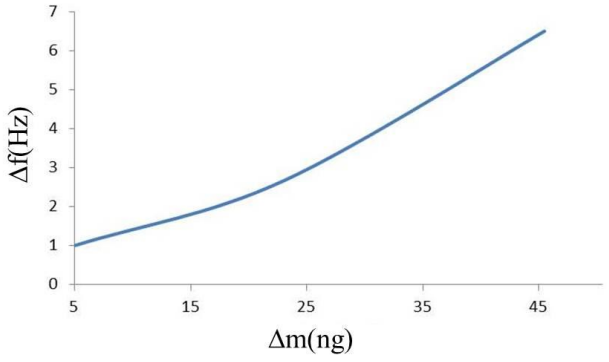
**شکل ۹. نمایش حرکت درصفحه حسگر در فرکانس ۱۶/۵ کیلوهرتز**

**Fig. 9. Demonstration of in-plane vibration of the sensor at f =16.5 kHz**




**شکل ۱۰. پاسخ فرکانسی اندازه جابجایی حسگر**

**Fig. 10. Frequency response of sensor displacement**




**شکل ۱۱. نمودار تغییرات فرکانس برحسب تغییرات جرم افزوده**

**Fig. 11. Diagram of frequency shift vs. added mass**

## ۸- نتیجه‌گیری

در این مقاله یک حسگر زیستی بر پایه فن‌آوری سیستم‌های میکروالکترومکانیکی و نوسانگرهای همبندشده برای کاربردهای میکروسیالاتی از نوع دیجیتال ارایه گردیده که در آن برای تحریک و حسگری به ترتیب از سیستم الکترواستاتیک شانه‌ای و تشخیص خازنی هم‌اندازه استفاده شده‌است. با توجه به کاربرد این حسگر برای سیستم‌های میکروسیالاتی و تماس مستقیم با سیال از یک ناحیه فعال استفاده شده‌است که با اینکار از اتصال کوتاه سیستم الکترواستاتیک در محیط سیال جلوگیری بعمل آمده که این ناحیه در وسط ساختار قرار گرفته و از طرفین محرک‌ها و حسگرهای هم‌اندازه احاطه شده‌است و برای داشتن کمترین میزان میرایی در سیگنال خروجی و ایجاد موج مکانیکی دورانی در نوسانگرهای همبند شده از تحریک حسگر به موازات بستر استفاده شده‌است.

با استفاده از شبیه‌سازی‌های اجزا محدود، مقدار فرکانس و ضریب کیفیت به ترتیب برابر با ۱۶/۵ کیلوهرتز و ۴۹ می‌باشد که قابل مقایسه با سایر حسگرهای موجود با کاربردهای مشابه سیالاتی می‌باشد. در عمل امکان نشت سیال به قسمت زیرین ناحیه فعال و کاهش مقدار ضریب کیفیت می‌باشد اما با وجود همه این محدودیت‌ها سیستم حسگر ارایه‌شده از ابداعیت لازم برای کاربردهای میکروسیالاتی دیجیتال برخوردار می‌باشد. با توجه به محدودیت‌های مش‌بندی در شبیه‌سازی و امکانات سخت افزاری موجود از جمله حافظه و پردازش، درصدی از خطا در محاسبه کمیت‌های حاصل از شبیه‌سازی وجود دارد که برای سنجش صحت آنها، می‌توان از مقایسه با مقادیر حاصل از تئوری مطرح‌شده استفاده کرد.

## ۹- فهرست علائم

**علائم انگلیسی**

| | |
|---|---|
| $z$ | محور |
| $I$ | اینرسی سکون |
| $k$ | سختی پیچشی فنر |
| $f(t)$ | نیروی محرک |
| $m$ | جرم |
| $c$ | ضریب میرایی |
| $M$ | گشتاور میرایی |
| $A$ | مساحت مشترک |
| $h$ | فاصله هوایی |
| $f$ | فرکانس نوسانات |

علائم یونانی

| | |
|---|---|
| $\theta$ | جابجایی زاویه‌ای |
| $\omega$ | فرکانس زاویه‌ای |
| $\mu$ | گرانروی دینامیک |
| $\rho$ | چگالی |
| $\Delta$ | تغییرات |

**زیرنویس**

| | |
|---|---|
| $a$ | محرک |
| $s$ | حسگر |
| $az$ | ناحیه فعال |
| $d$ | میرایی |
| $g$ | گاز (هوا) |
| $v$ | مایع (آب) |

## منابع

[1] J. Covington, J. Gardner, A. Hamilton, T. Pearce, S. Tan, Towards a truly biomimetic olfactory microsystem: an artificial olfactory mucosa, IET nanobiotechnology, 1(2) (2007) 15-21.

[2] R.W. Cernosek, S.J. Martin, A.R. Hillman, H.L. Bandey, Comparison of lumped-element and transmission-line models for thickness-shear-mode quartz resonator sensors, IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, 45(5) (1998) 1399-1407.

[3] B. Drafts, Acoustic Wave Technology Sensors-Acoustic wave sensors are extremely versatile devices that are just beginning to realize their commercial potential. This tutorial addresses acoustic wave sensor, Sensors-the Journal of Applied Sensing Technology, 17(10) (2000) 68-71.

[4] G. Wu, R.H. Datar, K.M. Hansen, T. Thundat, R.J. Cote, A. Majumdar, Bioassay of prostate-specific antigen (PSA) using microcantilevers, Nature biotechnology, 19(9) (2001) 856.

[5] R. Abdolvand, B. Bahreyni, J. Lee, F. Nabki, Micromachined resonators: A review, Micromachines, 7(9) (2016) 160.

[6] M. Spletzer, A. Raman, H. Sumali, J.P. Sullivan, Highly sensitive mass detection and identification using vibration localization in coupled microcantilever arrays, Applied Physics Letters, 92(11) (2008) 114102.

[7] N.H. Saad, M.C. Ward, R. Al-Dadah, C. Anthony, B. Choubey, S. Collins, Performance Analysis of A Coupled Micro Resonator Array Sensor, Eurosensors XXII, Dresden, Germany, (2008) 60-63.

[8] W. Xu, S. Choi, J. Chae, A contour-mode film bulk acoustic resonator of high quality factor in a liquid environment for biosensing applications, Applied Physics Letters, 96(5) (2010) 053703.

[9] C. Vančura, J. Lichtenberg, A. Hierlemann, F. Josse, Characterization of magnetically actuated resonant cantilevers in viscous fluids, Applied Physics Letters, 87(16) (2005) 162510.

[10] P. Peiker, S. Klingel, J. Menges, H.-J. Bart, E. Oesterschulze, A partially wettable micromechanical resonator for chemical-and biosensing in solution, Procedia Engineering, 168 (2016) 606-609.

[11] T.P. Burg, M. Godin, S.M. Knudsen, W. Shen, G. Carlson, J.S. Foster, K. Babcock, S.R. Manalis, Weighing of biomolecules, single cells and single nanoparticles in fluid, nature, 446(7139) (2007) 1066-1069.

[12] A. Rahafrooz, S. Pourkamali, Characterization of rotational mode disk resonator quality factors in liquid, in: 2011 Joint Conference of the IEEE International Frequency Control and the European Frequency and Time Forum (FCS) Proceedings, IEEE, 2011, pp. 1-5.

[13] F. Castonguay, Increasing the quality factor of microcantilevers in a fluid environment, McGill University Library, 2010.

[14] C. Vančura, I. Dufour, S.M. Heinrich, F. Josse, A. Hierlemann, Analysis of resonating microcantilevers operating in a viscous liquid environment, Sensors and Actuators A: Physical, 141(1) (2008) 43-51.

[15] J. Crassous, C. Gabay, G. Liogier, B. Berge, Liquid lens based on electrowetting: a new adaptive component for imaging applications in consumer electronics, in: Adaptive Optics and Applications III, International Society for Optics and Photonics, 2004, pp. 143-149.

[16] P. Sen, C.-J. Kim, A fast liquid-metal droplet microswitch using EWOD-driven contact-line sliding, Journal of Microelectromechanical Systems, 18(1) (2009) 174-185.

[17] J. Gong, G. Cha, Y.S. Ju, Thermal switches based on coplanar EWOD for satellite thermal control, in: 2008 IEEE 21st International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, IEEE, 2008, pp. 848-

851.

[18] A.K. Ilkhechi, H. Mirzajani, E.N. Aghdam, H.B. Ghavifekr, A new electrostatically actuated rotary three-state DC-contact RF MEMS switch for antenna switch applications, Microsystem Technologies, 23(1) (2017) 231-243.

[19] R. Liu, H. Wang, X. Li, J. Tang, S. Mao, G. Ding, Analysis, simulation and fabrication of MEMS springs for a micro-tensile system, Journal of Micromechanics and Microengineering, 19(1) (2008) 015027.

[20] M. Frasconi, F. Mazzei, T. Ferri, Protein immobilization at gold–thiol surfaces and potential for biosensing, Analytical and bioanalytical chemistry, 398(4) (2010) 1545-1564.

[21] A.H. Schmid, S. Stanca, M. Thakur, K.R. Thampi, C.R. Suri, Site-directed antibody immobilization on gold substrate for surface plasmon resonance sensors, Sensors and Actuators B: Chemical, 113(1) (2006) 297-303.

[22] S. Zhang, N. Wang, Y. Niu, C. Sun, Immobilization of glucose oxidase on gold nanoparticles modified Au electrode for the construction of biosensor, Sensors and Actuators B: Chemical, 109(2) (2005) 367-374.

[23] S.D. Keighley, P. Li, P. Estrela, P. Migliorato, Optimization of DNA immobilization on gold electrodes for label-free detection by electrochemical impedance spectroscopy, Biosensors and Bioelectronics, 23(8) (2008) 1291-1297.

[24] A. Singh, N. Glass, M. Tolba, L. Brovko, M. Griffiths, S. Evoy, Immobilization of bacteriophages on gold surfaces for the specific capture of pathogens, Biosensors and Bioelectronics, 24(12) (2009) 3645-3651.

[25] T. Siepenkoetter, U. Salaj-Kosla, E. Magner, The immobilization of fructose dehydrogenase on nanoporous gold electrodes for the detection of fructose, ChemElectroChem, 4(4) (2017) 905-912.

[26] C. Nguyen, MEMS Comb-Drive Actuators, Microfabrication Technology, (2010).

[27] R. Legtenberg, A. Groeneveld, M. Elwenspoek, Comb-drive actuators for large displacements, Journal of Micromechanics and microengineering, 6(3) (1996) 320.

[28] B.L. Mackey, Sensor patterns for a capacitive sensing apparatus, in, Google Patents, 2006.

[29] W. Thomson, Theory of vibration with applications, CrC Press, 2018.

[30] J. Rigelsford, Mechanical Microsensors Microtechnology and MEMS Series, Sensor Review, (2002).

[31] N. Lobontiu, Dynamics of microelectromechanical systems, Springer Science & Business Media, 2014.

[32] L. Luschi, F. Pieri, Periodically structured Lamé resonators as high sensitivity resonant mass sensors, Procedia Engineering, 87 (2014) 228-231.

**چگونه به این مقاله ارجاع دهیم**

*M. Mehdipoor, H. Badri Ghavifekr, Design and simulation of a biosensor based on a micro-electromechanical resonator array, Amirkabir J. Mech Eng., 53(Special Issue 6)(2021) 3841-3854.*

**DOI:** 10.22060/mej.2021.18867.6907