



دانشگاه صنعتی سهند

نشریه سالانه‌های غیرخطی در مهندسی برق

دوره ۶ - شماره ۲

پاییز و زمستان ۱۳۹۸

صفحات ۴ الی ۱۵

ISSN: 2322-3146

<http://jnsee.sut.ac.ir>

طراحی و شبیه‌سازی یک میکروسنسور بیولوژیکی کاربردی در محیط

مایع بر پایه آرایه نوسانگر مکانیکی

امین عیدی^۱، موسی شمسی^۲ و حبیب بدری قویفکر^۳

^۱دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، a_eidi@sut.ac.ir

^۲نویسنده مسئول، استاد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، shamsi@sut.ac.ir

^۳دانشیار، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، badri@sut.ac.ir

(تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۷/۰۹/۱۵ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۸/۰۱/۲۲)

چکیده

واژه‌های کلیدی

در این مقاله، یک سنسور بیولوژیکی حساس به جرم با قابلیت ساخت به کمک تکنولوژی میکروالکترومکانیکی با کاربرد در محیط مایع و با قابلیت به کارگیری در قطعات "آزمایشگاه روی یک تراشه" برای کاربردهای پزشکی ارائه شده است. سنسور بیولوژیکی پیشنهادی از ترویج الکترومکانیکی المان‌های نوسانگر مکانیکی هارمونیک به کمک فنرهای هارمونیک مناسب، به‌عنوان یک آرایه نوسانگر مکانیکی طراحی شده است. انتشار موج مکانیکی در راستای این آرایه به کمک روش الکترواستاتیکی با استفاده از یک مولد و یک حسگر بر پایه خازن‌های انگشتی انجام می‌گیرد. ویژگی‌های مهم این طرح، هزینه ساخت کم، اتلاف کم در تداخل با محیط مایع، حساسیت بالا و سطح مؤثر جذب بزرگ سنسور بیولوژیکی پیشنهادی است. ارزیابی ویژگی‌ها و عملکرد سنسور بیولوژیکی پیشنهادی از جمله حساسیت سنسور به کوچکترین میزان جرم جذب شده و امکان اندازه‌گیری تغییرات خازنی در خروجی آن و اثرات میرایی موج انتشاری در تداخل با محیط مایع به کمک نرم‌افزار کامسول مدل‌سازی شده است. بررسی نتایج، گویای حساسیت جرمی بالا توأم با امکان سنجش خروجی این سنسور بیولوژیکی با ادوات الکترونیکی موجود است.

سنسور بیولوژیکی کاربردی در محیط مایع، میکروسنسور، آرایه نوسانگر مکانیکی.



Sahand University
of Technology

Journal of Nonlinear
Systems in Electrical
Engineering

Vol.6, No.2

Autumn and Winter 2019

ISSN: 2322 – 3146

<http://jnsee.sut.ac.ir>

Design and Simulation of a Fluidic Micro-Bio-Sensor based on Resonator Array

Amin Eidi¹, Mousa Shamsi², and Habib Badri Ghavifekr³

¹Ph.D. Candidate, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran, a_eidi@sut.ac.ir

²**Corresponding Author**, Professor, Faculty of Biomedical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran, shamsi@sut.ac.ir

³Associate Prof., Faculty of Electrical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran, badri@sut.ac.ir

ABSTRACT

Keywords

Fluidic Biosensor,
Micro Sensor,
Mechanical Resonator Array.

In this paper, a fluidic biosensor with possibility to fabricate by Micro-Electro-Mechanical Systems (MEMS) technology is proposed for biomedical mass detection and lab-on-a-chip applications. This is designed by electromechanical coupling of harmonic micromechanical resonators with harmonic springers as a mechanical resonator array. It can disperse mechanical wave along the array by electrostatic method using interdigitate capacitors as a mechanical wave actuator and sensor. It has some vital advantages like: low cost fabrication method, low fluidic interference damping effect, and high sensitivity with large absorbent area. In order to estimate the sensitivity of the proposed biosensor against the mass perturbation, the measurability of capacitance changes and fluidic interference damping effect, the stimulated analysis is conducted by COMSOL. It results a suitable sensitivity and possibility to measure the biosensor outputs by available electronic instrumentations.

۱- مقدمه

انواع سنسورهای بیولوژیکی^۱، که بر اساس نوسان‌گرهای مکانیکی عمل می‌کنند، برای کشف مولکول‌ها در قطعات "آزمایشگاه روی یک تراشه"^۲ مورد استفاده قرار می‌گیرند. قاعده کار این سنسورها همانند روندنمای شکل ۱ به این صورت است که سیستم نوسانگر در یک فرکانس طبیعی خاص، نوسان می‌کند. در ساختار، سطحی طراحی می‌شود که مسلح به آنتی‌بادی^۳ و یا آنتی‌ژن^۴ بوده و مولکول مورد نظر را جذب می‌کند و در نتیجه، جرم سنسور افزایش می‌یابد. فرکانس طبیعی نوسانگر در پاسخ به جرم جذب‌شده، کم می‌شود. رابطه جرم جذب‌شده و فرکانس می‌تواند با معادله Sauerbrey، به فرم رابطه ۱ بیان شود [۱]:

$$\frac{\Delta f}{f} = -\frac{\Delta m}{m}, \quad \Delta f = f - f_0 \quad (1)$$

که Δf تغییرات فرکانس و Δm نشانگر تغییر جرم بر اثر جذب مولکول هدف، f_0 فرکانس ارتعاشی حالت اولیه و f فرکانس بعد از افزایش جرم سیستم نوسانگر هستند.

مجموعه سنسورهای بیولوژیکی مکانیکی چند گروه بزرگ از جمله کانتیلورها، نوسانگرهای حلقه‌ای و دیسک‌شکل، سنسورهای بر پایه SAW^۵ و BAW^۶ و کریستال‌های فونونی و ... را شامل می‌شود که به وفور نمونه‌های متنوعی با هدف حسگری ذرات ریز معلق در محیط گازی معرفی شده‌اند [۴-۲]. اما تا به حال برای کارکرد در محیط مایع، در عمل هیچ نمونه‌ای پذیرفته نشده است. ایراد عمده آن‌ها بدین شرح است که طراحی‌های معرفی شده ساختاری را داشتند که بخش‌های الکترونیکی سنسورها دچار تداخل الکتریکی با نمونه مایع مورد آزمایش می‌شدند [۵، ۶].

در این مقاله، آرایه‌ای از نوسانگرهای مکانیکی به‌عنوان یک سنسور بیولوژیکی با هدف استفاده در یک محیط مایع بیولوژیکی طراحی و پیشنهاد شده است که قابلیت ساخت با تکنولوژی میکروسیستم‌ها را دارد. هدف طراحی، کارکرد بدون اتصال کوتاه الکتریکی و با میرایی کم در محیط مایع و حساسیت بالا برای کشف مولکول‌های ریز بیولوژیکی است. در بخش ۲ این مقاله، میکروسنسور بیولوژیکی بر پایه آرایه نوسانگر مکانیکی با هدف کاربرد در محیط مایع طراحی شده و در بخش ۳ نیز پروسه ساخت استاندارد آن در تکنولوژی میکروسیستم‌ها ارائه شده است. در ادامه و در بخش ۴، نتایج شبیه‌سازی عملکرد سنسور پیشنهادی به کمک نرم‌افزار کامسول آورده شده است که شامل تعیین فرکانس کاری مطلوب سیستم، پاسخ فرکانسی و حساسیت جرمی سنسور بیولوژیکی پیشنهادی در کشف کوچکترین میزان جرم ممکن است. بخش ۵ نیز شامل ویژگی‌ها و جمع‌بندی نتایج طراحی پیشنهادی است.

¹ Biosensor

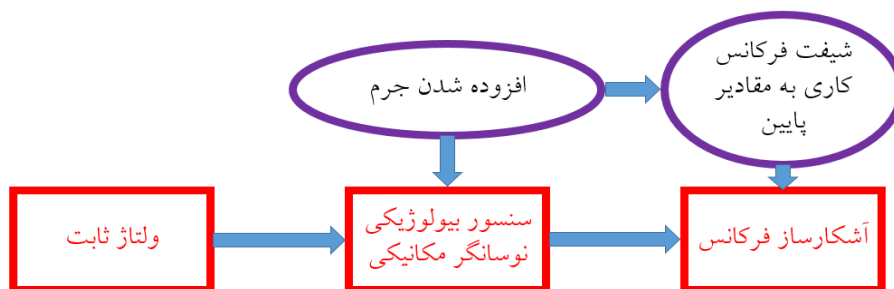
² Lab on a chip

³ Antibody

⁴ Antigen

⁵ Surface Acoustic Wave

⁶ Bulk Acoustic Wave

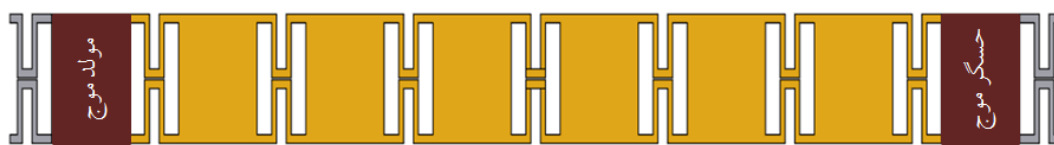


شکل ۱. روندنمای تشخیص فرکانسی در سنسورهای نوسانگر حساس به جرم.

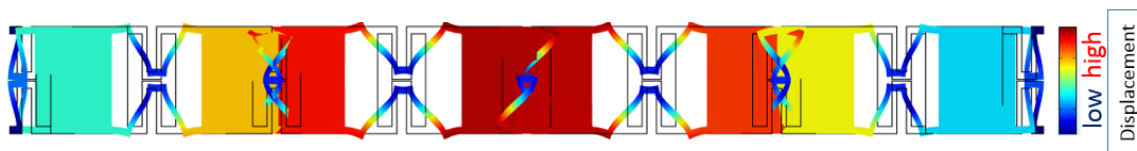
۲- طراحی سنسور بیولوژیکی پیشنهادی

در این کار، یک آرایه نوسانگر مکانیکی با قابلیت ساخت به کمک تکنولوژی ساخت میکروسیستم‌ها پیشنهاد شده است. مطابق شکل ۲، تعدادی نوسانگر مکانیکی با تزویج^۱ الکترومکانیکی توسط فنرهای مناسبی به‌عنوان یک آرایه نوسانگر مکانیکی پیشنهاد شده‌اند که در ابتدا و انتهای این آرایه مولد و حسگر موج قرار دارند. با این ساختار، موج مکانیکی حاصل از ارتعاش المان‌های آرایه از سمت مولد موج تا حسگر موج انتشار می‌یابد. برای تحقق میرایی کم در این طراحی، ارتعاش برشی در راستای آرایه طبق شکل ۳ انتخاب شده است و همین امر باعث شده تا فنرهای طراحی شده به شکلی باشند که المان‌ها بتوانند به‌صورت برشی در راستای آرایه ارتعاش کرده و ارتعاش خود را از طریق این فنرها به المان کناری خود منتقل کنند.

آرایه پیشنهادی با نمایش در شکل ۴، به‌طور دقیق طراحی شده که یک مولد موج در سمت چپ و یک حسگر موج در سمت راست با روش الکترواستاتیکی^۲ به کمک خازن‌های انگشتی^۳ دوطرفه و قرینه طراحی شده‌اند که نسبت به کارهای انجام گرفته با استفاده از فرستنده و گیرنده اولتراسونیک^۴ هزینه ارزان‌تری دارد [۶-۹]. خازن‌های انگشتی در قالب دو آرایه در دو سمت مولد موج و حسگر موج طراحی شده‌اند. با دقت در شکل ۴، مشاهده می‌شود که در هر کدام از این آرایه‌های خازنی، بخشی از انگشت‌ها، متصل به بدنه اصلی آرایه هستند و در مقابل بخش‌هایی در ساختار مجزا از ساختار اصلی آرایه به گونه‌ای طراحی شده‌اند که ثابت باشند، یعنی حرکت مکانیکی و ارتعاش نداشته باشند.



شکل ۲. طرح کلی سنسور بیولوژیکی پیشنهادی. آرایه نوسانگر مکانیکی با مولد و حسگر موج الکترواستاتیکی در دو انتها.



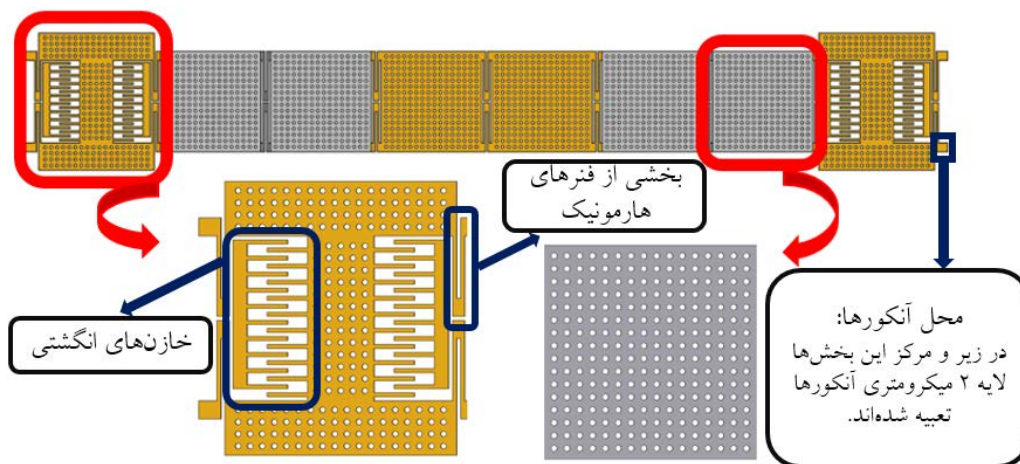
شکل ۳. ارتعاش مطلوب برای آرایه نوسانگر پیشنهادی (ارتعاش برشی المان‌ها در راستای آرایه).

¹ Coupling

² Electrostatic

³ Interdigitate Capacitors

⁴ Ultrasonic



شکل ۴. طراحی آرایه نوسانگر پیشنهادی با مولد موج آکوستیکی در سمت چپ و حسگر موج آکوستیکی در سمت راست. ابعاد المان‌های مربعی متخلخل میانی ۱۰۰ میکرومتر در ۱۰۰ میکرومتر بوده و سطح حسگر و مولد موج مساحتی برابر با المان‌های میانی دارند و ضخامت آرایه ۲ میکرومتر است.

هدف از تحریک دوطرفه در مولد موج، از بین بردن مدهای ناهنجار ارتعاشات مکانیکی در سیستم است. تحریک در مولد موج به این صورت است که بدنه اصلی آرایه پیشنهادی بدون بار الکتریکی و با ولتاژ برابر با صفر طراحی شده است و دو مجموعه خازن انگشتی که در دو سمت مولد موج آرایه قرار دارند به‌طور غیرهمزمان باهم ولتاژی را دریافت می‌کنند. یعنی در ابتدا اگر به قسمت ثابت خازن انگشتی سمت چپ ولتاژ اعمال شود و قسمت ثابت خازن انگشتی سمت راست ولتاژ صفر داشته باشد، بدنه اصلی مولد که در ساختار آرایه است، به سمت چپ کشیده می‌شود و اگر به قسمت ثابت خازن سمت راست ولتاژ غیرصفر اعمال شود و قسمت ثابت خازن سمت چپ دارای ولتاژ صفر باشد، بدنه متحرک مولد به سمت راست کشیده می‌شود. این تحریک متناوب با هر فرکانسی که انجام گیرد، موجب ارتعاش مولد موج به‌صورت مکانیکی با همان فرکانس خواهد شد. این ارتعاش مکانیکی مولد موج با تزویج مکانیکی توسط فنرها به المان کناری منتقل می‌شود و موج تحت شرایط خاصی وابسته به عوامل مختلف در راستای آرایه پیشنهادی انتشار یافته و با حسگر موج آرایه در سمت دیگر به‌طور مکانیکی دریافت و به سیگنال الکتریکی تبدیل می‌شود.

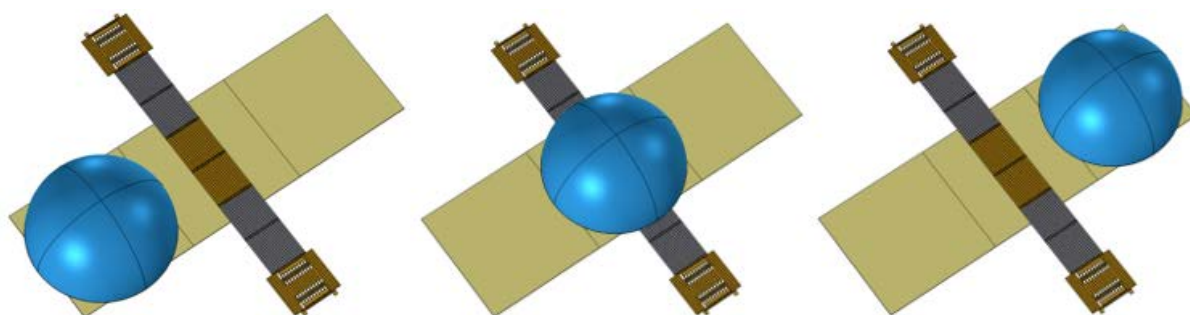
المان‌های مرکزی در آرایه که به‌شکل مربع‌های متخلخل هستند، ابعاد ۱۰۰ میکرومتر در ۱۰۰ میکرومتر دارند و به‌عنوان جرم در سیستم نوسانگری طراحی شده‌اند و توسط فنرهای هارمونیکی از نظر مکانیکی به یکدیگر تزویج شده‌اند. نکته قابل توجه در این طراحی این است که با وجود تفاوت در ظاهر و ساختار مولد و حسگر موج در این آرایه، این مولد و حسگر نیز به‌گونه‌ای طراحی شده‌اند که جرمی برابر با المان‌های میانی را دارند. بدین شرح که سطوح المان‌های مرکزی و حسگر و مولد موج با دقت زیادی، هم‌اندازه طراحی شده‌اند و ماده اصلی ساختار آرایه پیشنهادی پلی‌سیلیکون است که ضخامت ۲ میکرومتر دارد، در نتیجه، جرم همه المان‌های مرکزی و حسگر و مولد موج در آرایه پیشنهادی برابر است. ساختار متخلخل طراحی، بنا به روش‌های ساخت میکروسیستم‌ها در نظر گرفته شده است که حفره‌های موجود به‌عنوان منافذی برای عبور مایعات به لایه‌های پایینی در حین ساخت استفاده می‌شوند و اثر کاهش سطح و جرم ناشی از این فضاها در المان‌های مختلف به‌طور کامل محاسبه و توازن جرمی همه المان‌های آرایه با یکدیگر حفظ شده است.

دو المان مرکزی به‌عنوان المان‌های حساس به جرم با لایه سطحی شامل آنتی‌بادی یا آنتی‌ژن در نظر گرفته شده‌اند. سطح حسگر و مولد موج در راستای افزایش هدایت الکتریکی و همچنین سطح المان‌های مرکزی حساس به جرم بنا به امکان‌سازی لایه‌نشانی آنتی‌ژن بر روی پلی‌سیلیکون از طلا پوشانده می‌شوند. برای جلوگیری از اتصال الکتریکی بین بخش‌های پوشانده شده از طلا، از المان‌های ایزوله‌کننده که عاری از لایه سطحی طلا هستند، در مجاورت المان‌های مرکزی استفاده شده است. جرم افزوده شده المان‌های حاوی سطوح طلا و آنتی‌بادی حاصل از این مواد اشاره شده، در حین طراحی با تعدیل از جرم و در اصل ضخامت ماده پلی‌سیلیکون آن‌ها، یکسان‌سازی می‌شود. با در نظر داشتن شکل ۴، در زیر این ساختار اصلی و در پایین و موقعیت مرکزی ۴ قسمت که به‌عنوان محل آنکورها^۱ در این شکل مشخص شده‌اند، لایه دومی به‌عنوان آنکورهای آرایه طراحی شده است که مکعب‌های مربعی کوچکی با ابعاد ۲ میکرومتر هستند و در این شکل در پشت تصویر جای دارند که نمایان نیستند. در اصل آرایه پیشنهادی در روی ۴ آنکور به‌صورت معلق قرار می‌گیرد. آنکورها تنها نقاط ثابت شده و متصل به بدنه آرایه نوسانگر هستند که ارتعاش مکانیکی ندارند.

برای اینکه بتوان این سنسور بیولوژیکی پیشنهادی را در محیط مایع استفاده کرد آرایه پیشنهادی با یک پمپ میکروسیال دیجیتالی مانند شکل ۵ مجتمع‌سازی شده است که آرایه از مرکز یک الکتروود پمپ دیجیتالی عبور می‌کند و المان‌های مرکزی و حساس به جرم آن در سطح مشترک با این الکتروود قرار می‌گیرند. با حرکت قطره مایع نمونه در راستای کانال این پمپ، زمانی که قطره بر روی الکتروود مجتمع‌سازی شده قرار بگیرد، مولکول هدف موجود در این قطره نمونه توسط المان‌های حاوی آنتی‌ژن جذب خواهند شد و در اثر آن، تغییر جرم و تغییر در فرکانس ارتعاش آرایه ایجاد می‌شود.

نکته مهم این طرح ورود و خروج کاملاً مکانیکی و بدون تداخل الکتریکی موج انتشاری در محیط مایع است. به این ترتیب، مولد و حسگر موج آکوستیکی طراحی شده در آرایه پیشنهادی، هیچ تماسی با نمونه مایع مورد آزمایش ندارند.

البته در این مقاله برای کاهش تعداد معادلات، اندازه قطره میکروسیالی کوچکتر از واقعیت انتخاب شده است، بنابراین ساختار آرایه در عمل، تعداد المان‌های مرکزی و تعداد مولدها و حسگرهای موج بیشتری باید داشته باشد. اما در این کار، عملکرد کلی طراحی پیشنهادی بررسی شده و نتایج قابل قبول آن به‌دست آمده است.



شکل ۵. طرح کاربردی طراحی پیشنهادی با پمپ میکروسیال دیجیتالی. آرایه پیشنهادی از مرکز یک الکتروود از پمپ میکروسیالی عبور کرده است و قطره مایع آبی‌رنگ با حرکت دیجیتالی روی الکتروودها، در یک مقطع زمانی در محل المان‌های حساس به مولکول خاص از آرایه پیشنهادی قرار می‌گیرد و عمل سنسور بیولوژیکی کامل می‌شود.

¹ Anchors

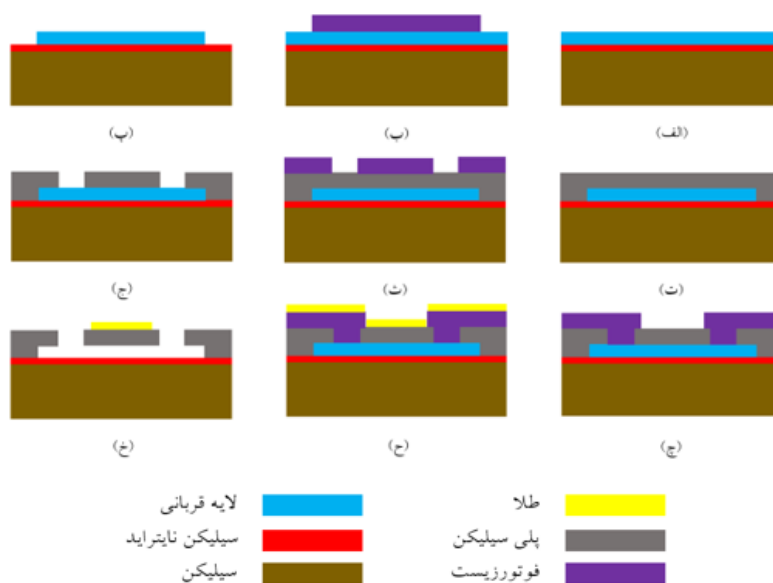
۳- پروسه ساخت

پروسه PolyMUMPs شرکت MEMSCAP برای ساخت سنسور پیشنهادی انتخاب شده است و این در حالی است که با توجه به ساختار ساده طراحی پیشنهادی، امکان ساخت آن با تمامی پروسه‌های دیگر شرکت MEMSCAP از جمله MetalMUMPs نیز وجود دارد [۱۰]. استانداردهای طراحی با پروسه PolyMUMPs رعایت شده است. حداقل فاصله بین اجزا یا به بیانی فاصله بین فنرها و نوسانگرها و خازن‌های انگشتی برابر با ۲ میکرومتر و همچنین ضخامت ساختار پیشنهادی ۲ میکرومتر در نظر گرفته شده است که استاندارد حداقل آن ۱ میکرومتر است.

در شکل ۶ روند ساخت سنسور بیولوژیکی پیشنهادی با پروسه PolyMUMPs نشان داده شده است. با توجه به ساختار ساده طراحی پیشنهادی با پلی‌سیلیکون و وجود لایه طلا در سطح المان‌های حساس به جذب مولکولی خاص که لایه آنتی‌بادی یا آنتی‌ژن بر روی طلا گسترده می‌شود، و لایه‌ای از طلا بر سطح المان‌های مولد و حسگر موج در آرایه در راستای افزایش هدایت الکتریکی در آن‌ها، مراحل ساخت به شرح زیر است:

(الف) لایه نازک سیلیکون نایتراید روی بستر سیلیکونی لایه‌نشانی شده تا پلی‌سیلیکونی که در مراحل بعد اضافه می‌شود، از نظر الکتریکی از بستر ایزوله شود و سپس یک لایه قربانی^۱ از PSG^۲ لایه‌نشانی می‌شود.

(ب) سطح ویفر با فوتورزیست^۳ پوشانده و الگودهی می‌شود.



شکل ۶. روند ساخت طراحی پیشنهادی بر اساس روش پروسه PolyMUMPs شرکت MEMSCAP. الف) لایه‌نشانی سیلیکون نایتراید و لایه قربانی. ب) نشاندن فوتورزیست و الگودهی آن. پ) حذف محل آتکورها از لایه قربانی. ت) لایه‌نشانی پلی‌سیلیکون. ث) افزودن فوتورزیست و الگودهی آن. ج) حذف قسمت‌های مورد نظر از پلی‌سیلیکون. چ) نشاندن فوتورزیست و الگودهی آن. ح) لایه‌نشانی طلا. خ) حذف فوتورزیست و لایه قربانی.

¹ Sacrificial layer

² Phosphor Silicate Glass (PSG)

³ Photoresist

(پ) برای ایجاد محل آنکورها، بخش‌هایی از لایه قربانی توسط اسید حذف می‌شود.

(ت) پلی‌سیلیکون به‌عنوان ماده اصلی سنسور پیشنهادی لایه‌نشانی می‌شود.

(ث) دوباره فوتورزیست نشانده شده و الگودهی می‌شود.

(ج) نواحی مورد نظر از روی پلی‌سیلیکون حذف می‌شوند.

(چ) دوباره فوتورزیست مورد استفاده قرار می‌گیرد.

(ح) در قسمت‌های مورد نظر طلا لایه‌نشانی می‌شود.

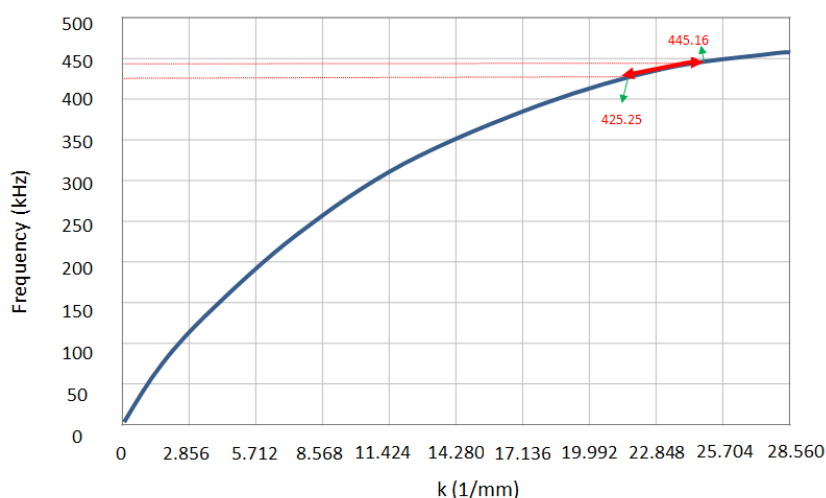
(خ) در مرحله آخر فوتورزیست و لایه قربانی هر دو حذف می‌شوند و سازه سنسور پیشنهادی بر روی ویفر باقی می‌ماند.

۴- نتایج شبیه‌سازی

در این بخش، برای بررسی نتایج و عملکرد سنسور پیشنهادی، ابتدا فرکانس کاری مطلوب برای سیستم طراحی شده انتخاب و در ادامه پاسخ فرکانسی دقیق با توجه به اثرات میرایی ناشی از تداخل با محیط مایع، در خروجی آرایه پیشنهادی بررسی می‌شود. در انتهای این بخش در راستای بررسی کیفیت طرح پیشنهادی، حساسیت سنسور پیشنهادی به کوچکترین جرم ممکن محاسبه می‌شود.

۴-۱- تعیین فرکانس کاری

با توجه به اینکه طرح پیشنهادی یک آرایه نوسانگر مکانیکی بوده و قابل مدلسازی با یک زنجیره از جرم‌ها و فنرهای هارمونیک است، در ابتدا، نمودار انتشار موج در نیم‌سیکل اول، برای یک زنجیره با تعداد بینهایت المان از آرایه پیشنهادی، طبق شکل ۷ برای حرکت ارتعاشی مطلوب سیستم (شکل ۴)، محاسبه شده است. ناحیه قرمز رنگ بر روی نمودار انتشار موج، ناحیه فرکانس کاری مناسب برای آرایه با تعداد المان‌های محدود را معین می‌کند [۱۱]. در ادامه برای انتخاب فرکانس کاری دقیق، پاسخ فرکانسی جابه‌جایی خروجی مربوط به حرکت ارتعاشی مطلوب با اعمال میرایی‌های هوا و محیط مایع به‌طور تقریبی در محدوده مناسب فرکانسی نمودار انتشار موج محاسبه شده و در شکل ۸ نمایش داده شده است.



شکل ۷. نمودار انتشار موج. قسمت قرمز رنگ ناحیه مناسب فرکانسی برای کارکرد آرایه پیشنهادی.

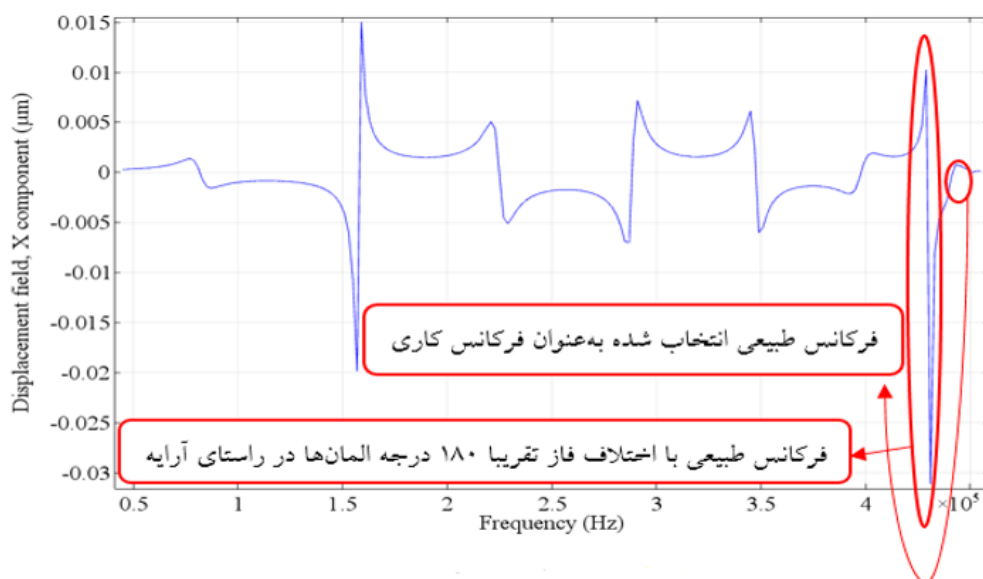
با توجه به پاسخ فرکانسی شکل ۸، بزرگترین فرکانس طبیعی سیستم، فرکانس طبیعی با اختلاف فاز ۱۸۰ درجه المان‌ها در راستای آرایه است. اما بزرگترین فرکانس طبیعی با پاسخ فرکانسی بزرگ که به‌عنوان فرکانس طبیعی مطلوب در این مقاله انتخاب شده است، در شرایطی است که دو المان مرکزی در تداخل با نمونه مایع، در گره موج سینوسی انتشار یافته در طول آرایه قرار می‌گیرند، بنابراین حرکت و ارتعاش کمتری دارند و در نتیجه اثر میرایی مایع در چنین فرکانسی به‌طور قابل توجهی کم می‌شود، و این باعث پاسخ فرکانسی با دامنه بزرگتری برای این فرکانس است. فرکانس مربوط به مد مطلوب طی شبیه‌سازی در حدود ۴۳۱ kHz برای طراحی در این مقاله محاسبه شده است.

۴-۲- بررسی دقیق پاسخ فرکانسی سنسور بیولوژیکی پیشنهادی در محدوده فرکانس کاری دقیق

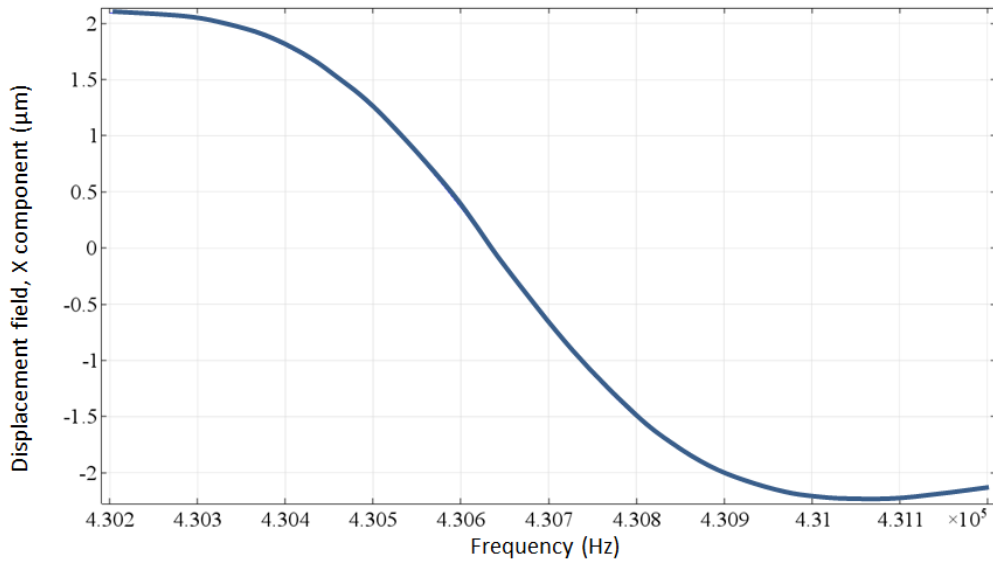
در این قسمت با توجه به هدف و طرح اصلی مقاله، پاسخ فرکانسی دقیق در محدوده فرکانس کاری مطلوب، در حین انتشار موج با نیروی متناسب از طرف مولد موج در کارکرد با ولتاژ ۲۰ ولت به حسگر موج محاسبه شده و در شکل ۹ نتیجه آن نشان داده شده است. اثر میرایی آب مایع با ضریب چسبندگی دینامیکی ۸۹۰ میکروپاسکال در ثانیه متناسب با فرکانس کاری سنسور نوسانگر پیشنهادی بر حسب کیلوهرتز در المان‌های مرکزی آرایه اعمال شده است. اثر میرایی هوا نیز با ضریب چسبندگی دینامیکی ۱۸/۱ میکروپاسکال در ثانیه که در سطح زیرین سنسور با ارتفاعی برابر ضخامت خود سنسور تمرکز موثری دارد، اعمال و مورد بررسی قرار گرفته است.

اثر میرایی نوسان آرایه پیشنهادی در تداخل با محیط مایع، به کمک رابطه ۲ اعمال شده است که ضریب میرایی (b) علاوه بر سطح تماس نوسانگر با مایع (A)، با جذر فرکانس نوسان (f)، چگالی مایع (ρ_{fluid}) و چسبندگی دینامیکی مایع (η) رابطه دارد [۱۲].

$$b = \sqrt{\frac{1}{2} \omega \eta \rho_{fluid} A}, \quad \omega = 2\pi f \quad (2)$$



شکل ۸. پاسخ فرکانسی کلی جابه‌جایی آرایه پیشنهادی در خروجی با اعمال اثر میرایی مایع.



شکل ۹. پاسخ فرکانسی جابه‌جایی خروجی در محدوده فرکانس کاری با اعمال اثر میرایی مایع.

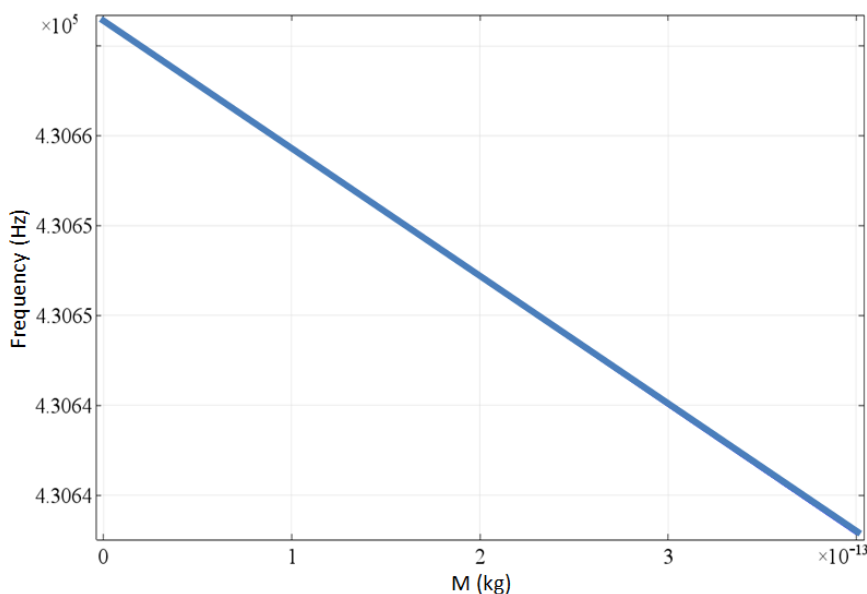
۴-۳- بررسی حساسیت جرمی سنسور بیولوژیکی پیشنهادی

حساسیت سنسور پیشنهادی با توجه به هدف کاربردی اصلی مقاله، کوچکترین میزان جرمی را شامل می‌شود که با جذب آن تغییرات قابل اندازه‌گیری در خروجی ظاهر شود. مهمترین نکته مورد توجه در این بخش، این است که حساسیت با جذب جرم‌های خیلی کوچک در سنسورهای نوسانگر مکانیکی حساس به جرم با کاربرد در محیط گازی اهمیت زیادی دارد، چرا که تعداد مولکول‌های هدف بنا به پراکندگی زیاد مولکول‌های گازی، با احتمال کمتری با سطح آنتی‌بادی یا آنتی‌ژن تماس پیدا خواهند کرد، ولی میرایی عملکرد برای نوسانگرها در محیط گازی خیلی کم است و نمونه‌های مختلفی در این کاربرد پیش از این طراحی شده‌اند. اما برای کاربرد نوسانگرها در محیط مایع، با اینکه میرایی زیادی در عملکرد نوسانگر وجود دارد، بنا به تجمع تعداد زیادی از مولکول‌های هدف در نمونه قطره مایع، لزومی به حساسیت جرمی خیلی کوچک در عملکرد سنسور بیولوژیکی پیشنهادی در محیط مایع نیست.

در شکل ۱۰، با گام‌هایی به کمک افزودن جرم به المان‌های میانی و حساس به مولکول خاص در آرایه پیشنهادی، شیفت فرکانس کاری سنسور پیشنهادی محاسبه شده است. این نمودار طبق رابطه ۱ که در بخش مقدمه اشاره شد، یک رابطه خطی را نشان می‌دهد که با افزوده شدن جرم کلی سیستم در حال نوسان، فرکانس آن کاهش می‌یابد.

اما با این حال، با توجه به تکنولوژی روز الکترونیک که قادر به سنجش تغییرات فرکانسی با اختلاف ۱ هرتز است، حداقل تغییرات که شیفت فرکانس کاری سیستم به میزان ۱ هرتز و یا کمی بیشتر را منجر شود، بیانگر حساسیت جرمی طرح پیشنهادی بوده و طبق نمودار زیر این حساسیت در طرح پیشنهادی در حد ۰/۱ نانوگرم است.

تغییرات در فرکانس نوسانی سیستم متناسب با فرکانس تغییرات ظرفیت خازنی در حسگر خازنی آرایه پیشنهادی است و با اندازه‌گیری تغییرات فرکانس این تغییرات ظرفیت خازنی، شیفت فرکانسی سنسور پیشنهادی و متناسب با آن جرم افزوده شده به سنسور محاسبه می‌شود.



شکل ۱۰. نمودار حساسیت جرمی سنسور بیولوژیکی پیشنهادی.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله یک سنسور بیولوژیکی بر پایه نوسانگرهای مکانیکی با قابلیت ساخت دقیق و ساده با تکنولوژی میکروالکترومکانیک پیشنهاد شد، که یک ساختار تک‌لایه و یک ایده جدید مبنی بر آرایه نوسانگر مکانیکی را برای عملکرد در محیط مایع دربر دارد و چندین مزیت حائز اهمیت نسبت به طراحی‌های پیشین دارد:

- این ساختار آرایه‌ای، شرایط مناسبی به وجود می‌آورد که از تداخلات الکتریکی در محیط مایع مانع می‌شود، به این معنی که موج مکانیکی در طول آرایه انتشار می‌یابد و این موج با مولد و حسگر موج در ورودی و خروجی آرایه تولید و دریافت می‌شود و تعدادی از المان‌های مرکزی این آرایه در تداخل با محیط مایع (قطره مایع) قرار می‌گیرند و به این معنی است که موج انتشاری به صورت کاملاً مکانیکی وارد محیط مایع شده و از آن خارج می‌شود.
- در این کار مولد و حسگر موج انتشاری از روش الکترواستاتیکی و با بهره‌گیری از خازن‌های انگشتی طراحی شده‌اند که نسبت به سایر طراحی‌های پیشین از جمله به کارگیری ادوات اولتراسونیک، هزینه خیلی کمتری در روند ساخت و تحقق عملی دارد.
- با انتخاب حرکت ارتعاشی برشی، حداقل اتلاف ناشی از اثر میرایی برای طرح پیشنهادی ایجاد می‌شود و با توجه به تغییرات خازنی مناسب در حد چند فمتوفاراد در خروجی و یا حسگر موج طراحی پیشنهادی، خروجی قابل اندازه‌گیری عملی توسط ادوات الکترونیکی موجود در مواجهه با اثر میرایی محیط مایع حاصل می‌شود.
- ویژگی عملکردی مهم طراحی پیشنهادی، حساسیت بالای آن به تغییرات جرمی کوچکی در حد ۰/۱ نانوگرم است. از طرفی، سطح موثر این طراحی نسبت به طراحی‌های پیشین به‌طور موثری بزرگتر است و به عبارتی با سطح موثر مناسب، حساسیت جرمی مناسبی نیز به دست می‌آید، که در کنار هم، بیانگر یک نتیجه عالی برای سنسور پیشنهادی است.
- اندازه سنسور پیشنهادی به میزانی کوچک است که قابلیت به کارگیری در قطعات "آزمایشگاه روی تراشه" را دارد.

مراجع

- [1] G. Sauerbrey, "Verwendung von Schwingquarzen zur Wägung dünner Schichten und zur Mikrowägung," *Z.Phys., springer*, vol. 155, no. 2, pp. 206–222, 1959.
- [2] R. Lucklum, M. Zubtsov, A. Oseev, M. P. Schmidt, S. Hirsch, and F. Hagemann, "Phononic Crystals and Applications," in *SENSO, OPTO, IRS, 2013 on*. AMA Conferences, 2013, pp. 62–67.
- [3] J. Wang, Y. Zhu, and X. Wang, "A High-Throughput Cantilever Array Sensor for Multiple Liver Cancer Biomarkers Detection," *IEEE Sensors Journal. IEEE*, vol. 16, no. 12, pp. 4675–4682, 2016.
- [4] S. Faegh, N. Jalili, and S. Sridhar, "Ultrasensitive Piezoelectric-Based Microcantilever Biosensor: Theory and Experiment," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. IEEE*, vol. 20, no. 1, pp. 308–312, 2015.
- [5] R. lucklum, Member, M. Zubtsov, and M. Ke, "Liquid Sensor Utilizing a Regular Phononic Crystal with Normal Incidence of Sound," *Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency control, IEEE Transactions on*, vol. 59, no. 3, pp. 463–471, 2012.
- [6] Y. Liu, D. Wang, and D.F. Wang, "Analytical study on effect of piezoelectric patterns on frequency shift and support loss in ring-shaped resonators for biomedical applications," *Microsystem Technol. Springer*, vol. 23, no. 7, pp. 2899–290, 2017.
- [7] K. K. Adhikari, and N. Y. Kim, "Ultrahigh-Sensitivity Mediator-Free Biosensor Based on a Microfabricated Microwave Resonator for the Detection of Micromolar Glucose Concentrations," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. IEEE*, vol. 64, no. 1, pp. 319–327, 2016.
- [8] S. Villa-Arango, R. Torres, P. A. Kyriacou, and R. Lucklum, "Fully-disposable multilayered phononic crystal liquid sensor with symmetry reduction and a resonant cavity," *Measurement, Elsevier*, vol. 102, pp. 20–25, 2017.
- [9] R. Lucklum, "Phononic Crystal Sensors," in *European Frequency and Time Forum (EFTF), 2012 IEEE Browse Conferences on*. IEEE, 2012, pp. 196–199.
- [10] A. Cowen, B. Hardy, R. Mahadevan, and S. Wilcenski, *PolyMUMPs Design Handbook*. MEMSCAP, 1992-2012.
- [11] P. A. Deymier, *Acoustic Metamaterials and Phononic Crystals*. Springer, 2013.
- [12] A. T-H. Lin, J. Yan, and A. A. Seshia, "Dynamic response of water droplet coated silicon MEMS resonators," in *Ultrasonics Symposium Proceedings (ICUSP), 2009 IEEE International Conference on*. IEEE, 2009, pp. 669–702.