

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.

تاریخچه داوری:

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

کلمات کلیدی:

نوسانگر میکروالکترومکانیکی
میکروسایالات دیجیتال
حسگر زیستی
میرایی

خلاصه: استفاده از سیستم‌های میکروسایالاتی 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 میکروسایالات 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 میکروسایالات دیجیتال را داراست. ناحیه فعال حسگر در وسط سازه قرار گرفته و برای به دام انداختن 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.

۱- مقدمه

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 میکروسایالاتی ارائه شده‌است. یکی از اصلی‌ترین طبقه‌بندی‌های این نوع حسگرها، عملکرد براساس نوسان مکانیکی است که عبارتند از حسگرهای میکروبالانس کریستال کوارتز [۱]، امواج صوتی در بدنه [۲]، امواج صوتی در سطح [۳] و تیرک سرآزاد [۴]. در حسگرهای میکروبالانس کریستال کوارتز تغییرات جرم با استفاده از تغییرات موجود در فرکانس نوسانات کریستال کوارتز اندازه‌گیری 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. اخیراً^۱ نوسانگرهای براساس سیستم‌های میکروالکترومکانیکی^۲ افق جدیدی برای کاربردهای پزشکی و زیستی به دلیل داشتن ویژگی‌هایی از

فن‌آوری‌های آزمایشگاه بر روی تراشه و سیستم‌های میکروسایالاتی از علوم بروز دنیا بوده که یکی از بزرگترین چالش‌های موجود در آنها اجتماع مولفه‌های مختلف سیالاتی از جمله میکروپمپ، میکرو حسگر، میکرومخلوط‌کن و راکتور می‌باشد. یکی از زیر شاخه‌های سیستم‌های میکروسایالاتی، دیجیتال میکروسایالات می‌باشد که در این تحقیق سعی بر آن است که حسگر زیستی بر پایه فن‌آوری سیستم‌های میکروالکترومکانیکی ارائه گردد که می‌تواند در میان الکترودهای مسطح مربوط به رانش قطرات در سیستم‌های الکترووتینگ بر روی عایق^۱ 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.

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

1 Electrowetting on dielectric (EWO)

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



جمله ضریب کیفیت بالا، بلادرنگ بودن، اندازه کوچک و قابلیت اجتماع با ادوات الکترونیکی گشوده است [۵]. به دلیل اندازه کوچک این نوع حسگرها می‌توان آرایه‌ای از نوسانگرهای همبند شده 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 یافته است [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 شده است [۷]. علاوه بر کاربردهای 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 کوپل شده^۱ برای کار در محیط‌های گازی طراحی گردیده است زیرا میرایی فشاری^۲ 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 بسیار کوچکی 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. تقریباً 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 زیاد بودن نسبت سطح به حجم در آن مقیاس و میرایی چسبیده بالا به انرژی الاستیک کاهش می‌یابد. مطالعات زیادی در مورد کاربرد و عملکرد نوسانگرهای میکرومکانیکی در تماس مستقیم با محیط مایع ذکر شده است به عنوان مثال یک نوسانگر صوتی با ضریب کیفیت بالای ۱۸۹ برای کار در محیط مایع با کاربردهای پزشکی گزارش شده است که از یک لایه نازک پیزوالکتریک از جنس نیتريد آلومینیوم به شکل حلقه ساخته شده است [۸]. در نمونه دیگر یک تیرک مجتمع شده در داخل یک سیستم میکروسیالاتی مطرح شده که در آن سازه با تحریک مغناطیسی بر راستای عمودی نوسان می‌کند که برای سیال مخلوط آب و گلیسیرید مقدار ضریب کیفیتی برابر با ۵/۱۳ گزارش شده است [۹]. علاوه بر موارد ذکر شده یک نوسانگر مکانیکی دیگر به شکل پل با

1 Coupled microresonator array

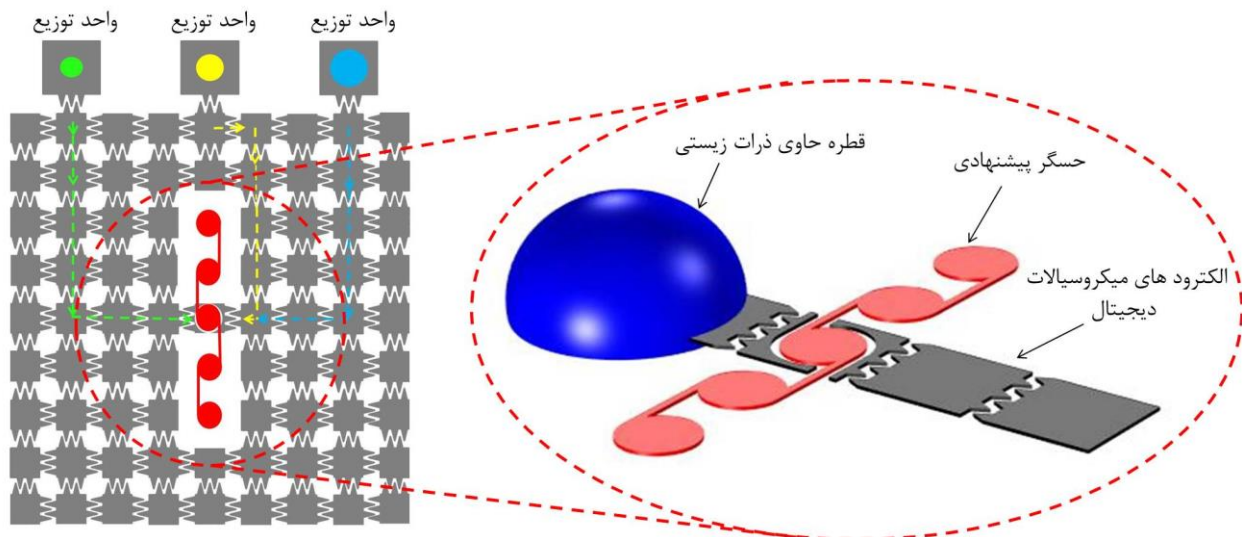
2 Squeeze

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 تک سلول یا تک ذره 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 همبند شده سری که به صورت حرارتی تحریک شده 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 کوپل شده موجود، یک حسگر نوسانی با قابلیت اجتماع با سایر مولفه‌های دیجیتال میکروسیالاتی آرایه شده که در شکل ۱ نشان داده شده است. این سیستم از تعدادی میکرونوسانگرهای هم‌اندازه تشکیل یافته که توسط فنرهای به هم جفت شده است. 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 شده است.

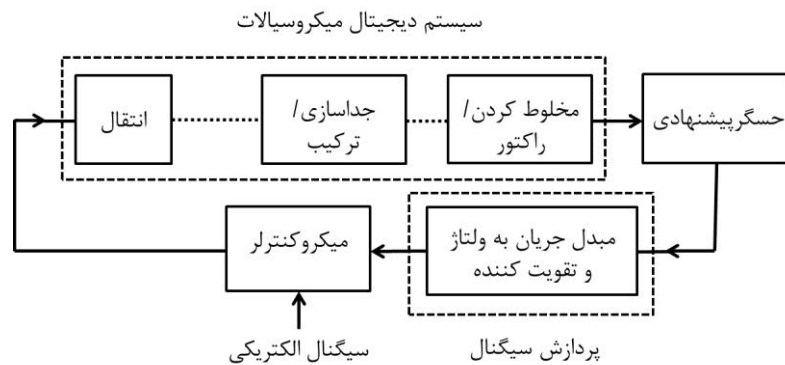
برای داشتن کمترین میرایی در سیستم، محرک‌های الکترواستاتیک شانه‌ای به صورت هم‌فاز و در صفحه تحریک شده که از طرفین ناحیه فعال را به ارتعاش درمی‌آورد. شکل ۱ نشانگر دید کلی از نحوه اجتماع این حسگر در میان الکترودهای مربوط به سیستم‌های میکروسیالاتی دیجیتال^۳ است. مطابق شکل ۱ قطرات حاوی ذرات زیستی به سمت ناحیه 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 چسبیده قوی باعث ایجاد مقاومت زیادی در مقابل حرکت آن شده که با اینکار میزان



شکل ۱. نمای کلی از اجتماع حسگر در میکروسیالات دیجیتال

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



شکل ۲. سیستم حلقه بسته از اجتماع المانهای مختلف در میکروسیالات دیجیتال

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

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 شده است 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

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، ترکیب کردن، واکنش گر و مخلوطکن استفاده کرد.

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 کار کرده 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

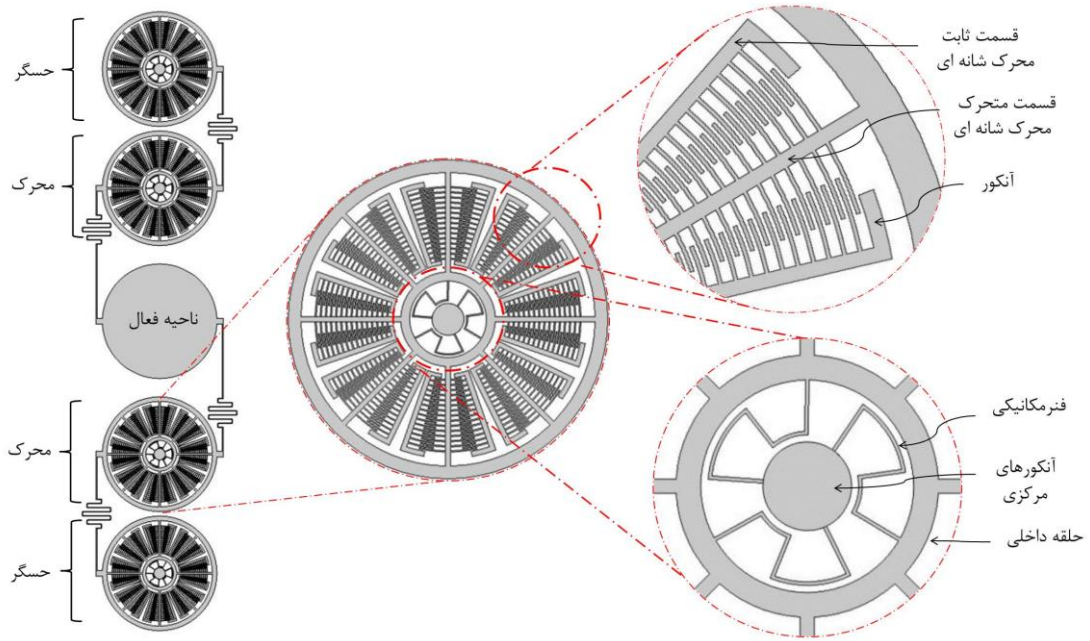
استفاده شده‌است. با تحریک دورانی محرکهای موجود، حسگر پیشنهادی با کمترین میرایی موجود به موازات بستر حرکت کرده و ضریب کیفیت سیگنال خروجی قابل مقایسه با سایر حسگرها با کاربرد مشابه در خروجی سیستم حاصل می‌گردد [۱۳، ۱۴].

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 مخلوط کردن 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]، سویچ‌های برقی [۱۶] و حرارتی [۱۷] است. برای بخش حسگری، از ساختار شانه‌ای هم‌اندازه و هم‌نوع با محرکها به روش تشخیص خازنی استفاده شده‌است.

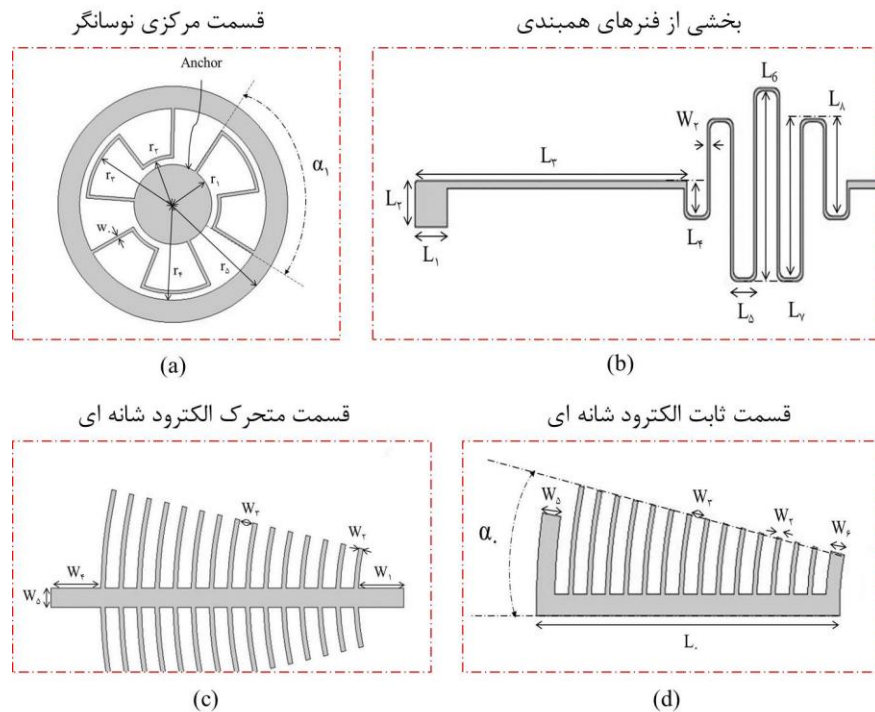
با توجه به اینکه اجتماع ادوات مختلف میکروسیالاتی مانند پمپ، مخلوط‌کن، راکتور و حسگر یکی از چالش‌های مهم در سیستم‌های دیجیتال میکروسیالاتی می‌باشد از این حسگر می‌توان به صورت مجتمع شده در میان الکترودهای مسطح آن استفاده کرد. از مهمترین مزایای این حسگر پیشنهادی، اعمال ولتاژ پایین به محرک‌های الکترواستاتیک 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 نشست 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



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

۴- فرآیند ساخت پیشنهادی

در این مقاله تکنولوژی میکروماشینکاری چندکاربره پلی سیلیکون^۱ برای ساخت حسگر پیشنهاد داده شده است زیرا سازه از جنس پلی سیلیکون بوده و لایه به لایه روی سطح بستر ساخته شده و همچنین از یک لایه نازک طلا برای ایستاکردن ذرات زیستی برای کاربردهای میکروسایالات دیجیتال استفاده می شود. مزایای استفاده از این روش سادگی، مقرون بصرفه بودن و دارابودن درجاتی از انعطاف پذیری است. برای ساخت، در ابتدا یک لایه بسیار نازک از سیلیکون نیتريد روی بستر سیلیکونی به منظور جداسازی الکتریکی استفاده می شود. بعد از آن مراحل (a-c) به این ترتیب اعمال می شود: ضخامتی از فسفوسیلیکات کلس^۲ به اندازه دو میکرومتر بر روی لایه سیلیکون نیتريد به روش لایه نشانی بخارات شیمیایی در فشار کم و به عنوان لایه قربانی لایه نشانی می گردد و سپس یک لایه فوتورزیست نشانده شده و الگودهی می شود. بعد از آن قسمتهایی از لایه قربانی به روش اسیدکاری مرطوب برای ساخت آنکورها استفاده می شود. در مرحله (d) پلی سیلیکون که بدنه اصلی حسگر بوده به اندازه دو میکرومتر به روش لایه نشانی بخارات شیمیایی در فشار کم لایه نشانی می شود. در مرحله بعد، (e)، یک فوتورزیست ۳ میکرومتری نوردهی و ساختارسازی می شود. در مرحله (f)، با استفاده از روش اسیدکاری از نوع پلاسما قسمتهای ناخواسته پلی سیلیکون حذف می گردد. در مرحله (g) بار دیگر فوتورزیست نوردهی و الگودهی می شود تا یک لایه طلا به ضخامت ۵۰۰ نانومتر به روش تبخیر نشانده شده و قسمتهای ناخواسته آن حذف می گردد. در مرحله آخر، با حذف فوتورزیست و لایه قربانی، حسگر بر روی بستر آزاد می گردد. از لایه طلای نشانده شده می توان برای ایستاکردن چندین مولفه مختلف از جمله اتصالات پروتئینی با گروه تیول [۲۰]، اتصالات آنتی بادی [۲۱]، اتصالات اکسیداز گلوکز [۲۲]، دزوکسی ریبونو اسید نوکلئیک [۲۳]، باکتری [۲۴] و فراکتوز [۲۵] استفاده کرد.

۵- تحریک الکترواستاتیک و حسگری خازنی

سیستم الکترواستاتیک شانه ای و تشخیص خازنی برای تحریک سیستم و خواندن سیگنال خروجی به ترتیب استفاده می شود 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 شانه ای برای افزایش نیرو و نتیجتاً کاهش تلفات استفاده شده است که با اینکار پیچیدگی

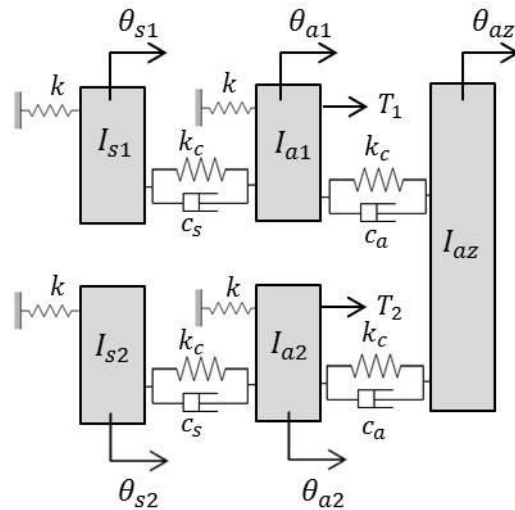
جدول ۱. ابعاد قسمتهای مختلف حسگر پیشنهادی

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]
α_0	۱۲/۵۰
α_1	۹۱

شده است. در طراحی حسگر پیشنهادی، حداقل فاصله هوایی میان شانه ها در نظر گرفته شده زیرا محرکهای شانه ای با کمترین فاصله میان الکترودها بیشترین ممنتوم را در ولتاژهای بایاس پایین تولید می کند. ابعاد هندسی قسمتهای مختلف مذکور در شکل ۴ در جدول ۱ خلاصه شده است.

1 Polysilicon multi-user micromachining process
2 Phosphosilicate glass



شکل ۵. مدل جرم نقطه‌ای برای حسگر

Fig. 5. Lumped-mass model of the sensor

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 نشان داده شده در شکل ۵ استفاده شده‌است که در آن I_s ، I_a 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، θ_s ، θ_a و θ_{az} به ترتیب جابه‌جایی‌های زاویه‌ای حسگر، محرک و ناحیه فعال و C_s و C_a به ترتیب میرایی‌های نواحی حسگری و محرک می‌باشد.

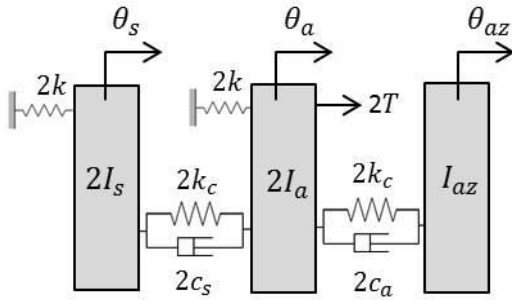
برای سیستم نوسانی متقارن، معادلات بالا به صورت زیر ساده‌سازی شده و مدل مذکور می‌تواند به صورت شکل ۶ کاهش داده شود که در آن $T(t)$ گشتاور لازم برای تحریک و ω فرکانس طبیعی تحت میرایی است.

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

برای حرکت سازه در صفحه از ساختار الکترومکانیکی استفاده شده که در آن نیاز به دو گروه الکترومکانیکی 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، فرآیند 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 تعیین کننده پاسخ نوسانگر است.

۶- تئوری

۶-۱- مدل جرم نقطه‌ای، ضریب کیفیت، میرایی و حساسیت
برای توصیف عملکرد سیستم حسگری پیشنهادی از مدل‌سازی



شکل ۶. مدل جرم نقطه‌ای کاهش‌یافته برای حسگر

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

$$\begin{cases} I_{s1} = I_{s2} = I_{a1} = I_{a2} = I \\ \theta_{s1} = \theta_{s2} = \theta_s = \alpha\theta_a \\ \theta_{a1} = \theta_{a2} = \theta_a \\ \theta_{az} = \beta\theta_a \end{cases} \quad (1)$$

برای مدل کاهش‌یافته، معادلات حرکت دورانی واداشته در حوزه زمان

به صورت رابطه ۲ می‌باشد

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

ماتریس جابه‌جایی‌های زاویه‌ای در حوزه فرکانس بصورت زیر است:

$$\begin{bmatrix} -2I_s \omega^2 + 2c_s j\omega + 2(k_c + k) & -2(c_s j\omega + k_c) \\ -2(c_s \omega + k_c) & 2(-I_a \omega^2 + (c_s + c_a)j\omega + (2k_c + k)) \\ 0 & -2(c_a \omega + k_c) \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\begin{bmatrix} 0 \\ -2(c_a \omega + k_c) \\ -I_{az} \omega^2 + 2(c_a j\omega + k_c) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_s(j\omega) \\ \theta_a(j\omega) \\ \theta_{az}(j\omega) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 2T(j\omega) \\ 0 \end{bmatrix}$$

برای بدست‌آوردن فرکانسهای طبیعی سیستم از ارتعاش آزاد

($T(j\omega)=0$) استفاده می‌شود که در اینصورت معادلات جابه‌جایی زاویه‌ای

برابر است با:

$$\begin{bmatrix} -2I_s \omega^2 + 2c_s j\omega + 2(k_c + k) & -2(c_s j\omega + k_c) \\ -2(c_s \omega + k_c) & 2(-I_a \omega^2 + (c_s + c_a)j\omega + (2k_c + k)) \\ 0 & -2(c_a \omega + k_c) \end{bmatrix} \quad (4)$$

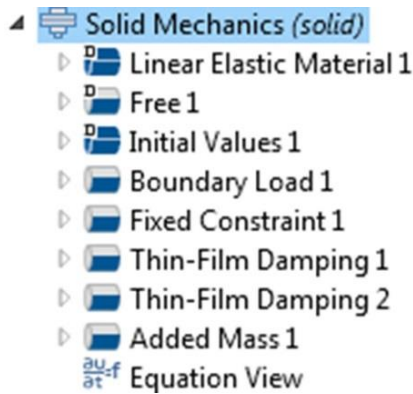
$$\begin{bmatrix} 0 \\ -2(c_a \omega + k_c) \\ -I_{az} \omega^2 + 2(c_a j\omega + k_c) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \theta_s(j\omega) \\ \theta_a(j\omega) \\ \theta_{az}(j\omega) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$$

بدیهي است که پاسخ θ_s ، θ_a و θ_{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، درمینان 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، ω_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]:



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^۳ 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 به‌همراه 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 اعمال شده 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 بکارگرفته شده در شبیه‌سازی به روش اجزا محدود در جدول ۲ خلاصه شده‌است.

۷-۱-۱ تحلیل فرکانس‌های طبیعی سیستم

در ابتدا برای بدست آوردن فرکانس کاری از شبیه‌سازی فرکانس طبیعی استفاده شده‌است که بدین منظور تنها شرایط مرزی بکارگرفته شده 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

$$M_d \dot{\theta} = c\omega \quad (5)$$

که در آن M_d گشتاور میرایی و c مقدار میرایی است. برای مطالعه تاثیر میرایی بر روی عملکرد سیستم مدل‌های کووت^۱ و استوکز^۲ 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]

$$c_g = \frac{\mu_g A}{h} \quad (6)$$

که در آن μ_g گرانیوی دینامیک و A مساحت مشترک و h فاصله هوایی است.

۶-۱-۲ مدل استوکز

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

$$c_v = \sqrt{\frac{\rho\omega_0\mu_v}{2}} A \quad (7)$$

که در آن ρ چگالی سیال و μ_v گرانیوی دینامیک سیال است.

۶-۲ حساسیت حسگر

در حسگر نوسانی، جرم افزوده ناشی از قرار گرفتن ذره هدف بر سطح نوسانگر باعث کاهش فرکانس خروجی می‌شود که نسبت شیف فرکانسی به جرم افزوده به عنوان حساسیت سیستم تلقی می‌شود که در آن Δm تغییرات جرم، f_0 فرکانس نوسانات، m_0 جرم اولیه و Δf_0 اختلاف فرکانسی متوجه است [۳۲].

$$S = \left| \frac{\Delta f_0}{\Delta m} \right| = \left| \frac{f_0}{2m_0} \right| \quad (8)$$

- 1 Couette-type
- 2 Stokes-type

جدول ۲. مشخصات بکاررفته برای شبیه‌سازی

Table 2. Applied properties for simulation

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

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 ۵/۱۶ کیلوهرتز 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 ۷-۸e نیوتن برای نگهداشتن ناحیه فعال در مدارکاری 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 نتیجتاً فرکانس خروجی در مقایسه با فرکانس تحریک کاهش یافته و در عین حال اندازه سیگنال خروجی به دلیل وجود میرایی قابل توجه کاهش می‌یابد.

شکل ۱۰ پاسخ فرکانسی حاصل از شبیه‌سازی اجزا محدود حسگر پیشنهادی را نشان می‌دهد.

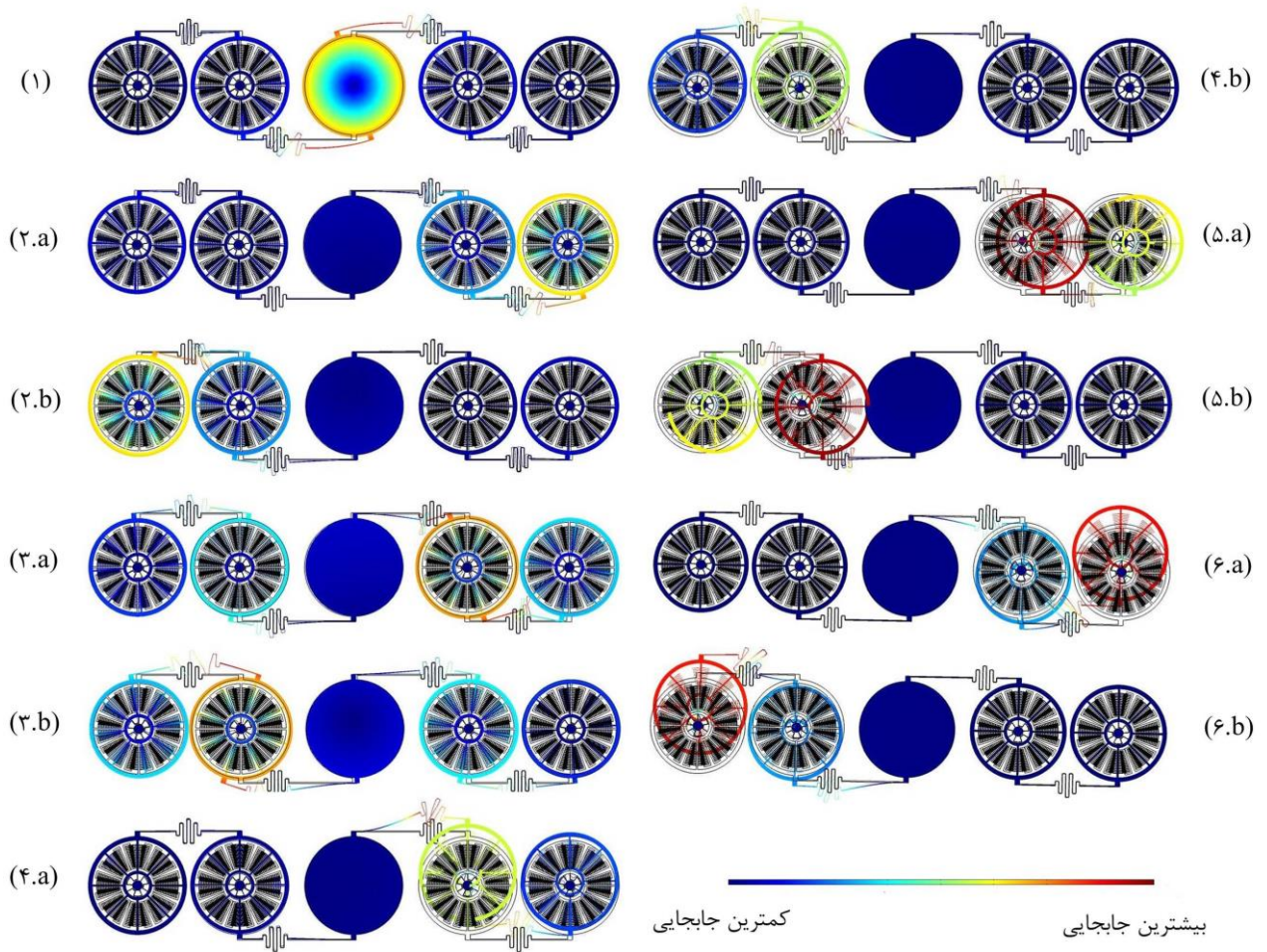
همانطور که در شکل ۱۰ دیده می‌شود اندازه جابه‌جایی در فرکانس خروجی برابر ۴۴/۱ میکرومتر است که به آسانی می‌تواند در سیستم حسگری خازنی اندازه‌گیری شود. علی‌رغم وجود میرایی زیاد ناشی از میرایی ویسکوز در ناحیه فعال، مقدار ضریب کیفیت برابر ۴۹ بوده که قابل توجه در مقایسه با حسگرهایی با کاربردهای مشابه سیالاتی 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



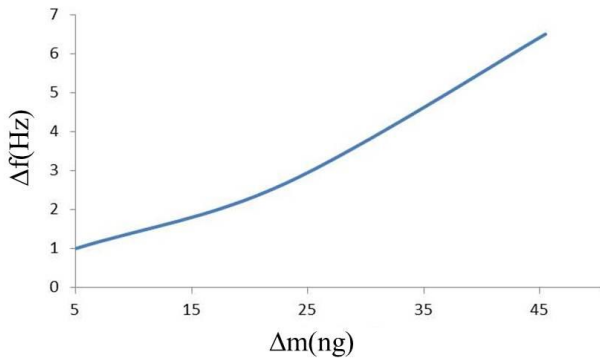
شکل ۸. نمایش مدهای مختلف حرکت در صفحه حسگر پیشنهادی

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



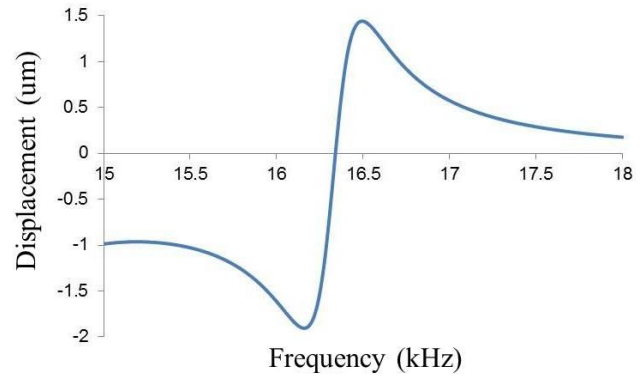
شکل ۹. نمایش حرکت در صفحه حسگر در فرکانس ۱۶/۵ کیلوهرتز

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



شکل ۱۱. نمودار تغییرات فرکانس بر حسب تغییرات جرم افزوده

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



شکل ۱۰. پاسخ فرکانسی اندازه جابجایی حسگر

Fig. 10. Frequency response of sensor displacement

۹- فهرست علائم

علائم انگلیسی	
محور	z
اینرسی سکون	I
سختی پیچشی فنر	k
نیروی محرک	$f(t)$
جرم	m
ضریب میرایی	c
گشتاور میرایی	M
مساحت مشترک	A
فاصله هوایی	h
فرکانس نوسانات	f
علائم یونانی	
جابجایی زاویه‌ای	θ
فرکانس زاویه‌ای	ω
گرانروی دینامیک	μ
چگالی	ρ
تغییرات	Δ
زیرنویس	
محرک	a
حسگر	s
ناحیه فعال	az
میرایی	d
گاز (هوا)	g
مایع (آب)	v

۸- نتیجه گیری

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 $16/5$ کیلوهرتز و 49 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.

- 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-
- [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, *Euroensors 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,

- 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.
- 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

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

