

طراحی یک حسگر جرم الکترواستاتیکی مبتنی بر میکروسیالات پوشیدنی جهت تجزیه و تحلیل تعرق در ورزشکاران

رضا حاجی آقایی و فایی^۱، مهناز مهدی پور^۲، سبحان شیخی وند^۳، صیاد نوجوان^{*}

۱- دانشیار، گروه مهندسی برق، دانشکده برق، دانشگاه بناب، بناب، ایران، reza.vafaie@ubonab.ac.ir

Sayyad.nojavan@ubonab.ac.ir

۲- پژوهشگر پسادکتری، گروه الکترونیک، دانشکده برق، دانشگاه بناب، بناب، ایران، m.mehdipoor@ubonab.ac.ir

۳- استادیار، گروه مهندسی پزشکی، دانشکده علوم و فناوری های بین رشته ای، دانشگاه بناب، بناب، ایران، sheykhivand@ubonab.ac.ir

چکیده

امروزه استفاده از حسگرهای قابل پوشیدن بطور وسیعی در زمینه **تعرق و تشخیص سلامت بکار می رود**. در این مقاله یک حسگر جرم متشكل از محركهای الکترواستاتیکی شانه ای همفاز و ناحیه فعل ارایه می شود که می تواند برای کاربردهای میکروسیالاتی مبتنی بر الکتروخیسی بکار گرفته شود. محركهای الکترواستاتیکی توسط چندین فنر به ناحیه فعل متصل شده که این ناحیه شامل یک نوسانگر دایروی بوده که در قسمت مرکزی حسگر واقع شده و سطح فوقانی آن با لایه طلا پوشانده شده که به منظور به تله انداختن ذرات زیستی بکار می رود. با اعمال ولتاژ به الکترودهای شانه ای، کل سیستم به موارات بستر دوران کرده و با کمترین میرایی چسبندگی مواجه است. برای انتقال ذرات زیستی به ناحیه فعل حسگر، از قطره های حامل دستکاری شده توسط سیستم میکروسیالاتی و برپایه پدیده الکتروخیسی در نزدیکی حسگر استفاده می شود که با قرار گرفتن ذرات بر روی حسگر جرم کل سیستم تغییر پیدا کرده و در نهایت فرکانس نوسانات کاهش پیدا می کند. شبیه سازی های ساختاری حسگر پیشنهادی با نرم افزار اجزائ محدود انجام شده است. با در نظر گرفتن اثرات میرایی چسبندگی و صرف نظر از اثرات سایر منابع میرایی از جمله آنکوراها، نتایج شبیه سازی ها نشانگر آنست که حسگر با فرکانس کاری $330/73$ کیلوهرتز در صفحه نوسان کرده و دارای ضریب کیفیت و حساسیت جرمی به ترتیب برابر با 570 و 19 هرتز بر فمتوگرم است.

کلمات کلیدی
حسگر جرم، میکروسیالات پوشیدنی، تعرق، صنعت ورزش، تشخیص سلامت

-1- مقدمه

در زمینه فناوری ورزشی، تکامل حسگرهای زیستی تعرق بطور وسیعی مرتبط با تکنولوژی ادوات انعطاف پذیر قابل پوشیدن می-باشد که امروز با پیشرفت فناوری میکروسیالات و سیستم های آزمایشگاه بر روی تراشه تحول وسیعی در این زمینه پیش بینی می شود. ابزارهای تحلیلی میکروسیال آزمایشگاه روی یک تراشه¹ یا میکرو سامانه های تحلیل کلی² گستره وسیعی از تجهیزات بوده که فرآیندهای شیمیایی و زیستی را در سیستم های مقیاس کوچک انجام می دهنند. دستگاه های تحلیلی میکروسیال شامل تراشه های میکروسیال و همچنین سیستم های کوچک سازی شده غیرسیال مانند حسگرهای است (Dittberg و Manz, 2006).

وزر شکاران و افرادی که در گیر فعالیت های فیزیکی سخت می باشند، می توانند از حسگرهای زیستی جهت تجزیه و تحلیل لحظه ای وضعیت فیزیولوژیکی خودشان استفاده نمایند. فناوری میکروسیال شامل کنترل و تجزیه و تحلیل سیال در یک سیستم در مقیاس کوچک بوده که بسته را برای ادغام عملیات های مختلف با هدف توسعه دستگاه های تحلیلی میکروسیال ارائه می دهد (أتالای و همکاران، 2011).

یکی از روش های تحریک سیال در سیستم میکروسیالات دیجیتال استفاده از اثرات خیس شدن الکتریکی³ است که در واقع مدلولاسیون کشش سطحی بین یک مایع رسانا و یک الکترود جامد عایق شده، با اعمال پتانسیل الکتریکی بین این دو اشاره دارد. این شیوه راهی مستقیم برای کنترل کشش سطحی مایع در سطح مشترک مایع- جامد به رو شی قابل پیش بینی و تکرار می دهد در نتیجه، دستکاری های اولیه قطرات مانند توزیع قطرات، انتقال، ادغام، اختلاط و تقسیم به دست می آید (تنگ و همکاران، 2023). سیستم آزمایشگاه دیجیتال بر روی یک تراشه مبتنی بر الکتروخیسی بسیار منعطف برای انتقال معرفه های متعدد و سازگاری آن با طیف وسیعی از نمونه های زیستی است. در این مقاله یک حسگر جرمی عاری از برچسب برای کابردهای زیستی از جمله آزمایشگاه بر روی تراشه و دیجیتال میکروسیالات ارایه می شود که فناوری های مذکور تحول عظیمی در زمینه تشخیص های پزشکی بر بالین بیمار⁴ و سایر تست های سریع با کاربردهای مختلفی از جمله شناسایی های شیمیایی و بیولوژیکی تا پایش محیطی ایجاد کرده اند. برای بهبود عملکرد حسگر نوسانی پیشنهادی از یک لایه نازک طلا در ناحیه فعال حسگر استفاده می شود که با اینکار می توان حساسیت و پاسخ دهی سیستم را بهبود بخشید (فراسکونی و همکاران، 2010). بیشتر حسگرهای جرمی برای کابردهای گازی طراحی شده است که در آنها میرایی فشرده⁵، رفتار دینامیکی سیگنال خروجی نوسانگر را بشدت کاهش می دهد (الچیخ و همکاران، 2020). رزولوشن جرمی و حساسیت نوسانگرها در محیط مایع کاهش می یابد زیرا انرژی اتلافی ناشی از میرایی چسبندگی⁶ نسبت به انرژی الاستیک خیلی بیشتر است. میکرونوسانگرهای متعددی برای کار در محیط مایع نیز طراحی شده است (بردلسی، 2011، عیدی و همکاران، 2019، اندو و همکاران، 2018، قاتکسار، 2007، پیکر و همکاران، 2016، پراساد و همکاران، 2015، سئو و برند، 2005 و خو و همکاران، 2010).

در حالی که نوسانگرهایی با مد حرکتی در صفحه، میرایی چسبندگی کمتری را تجربه می کنند به این صورت که ناحیه ای از سطح که در خلاف فصل مشترک مایع به آن ضربه وارد می شود در مقایسه با حالت خارج از صفحه خیلی کوچکتر است بنابراین ضربه کیفیت ساختارهای کم عرض با مد نوسانی در صفحه به صورت قابل ملاحظه ای زیاد است (ال. ای. بردلسی و همکاران، 2010، کوکز و همکاران، 2010 و شولتز و همکاران، 2014).

مطابق شکل 1، حسگر جرمی ارایه شده می تواند در تماس مستقیم با یک سیال (نمونه عرق بدن) قرار گیرد که در طراحی آن از تعدادی محرک شانه ای دورانی استفاده شده است که باعث می شود کل حسگر به صورت چرخشی در صفحه به موازات بستر حرکت کند و در نتیجه سیستم با میرایی کمتری در سیگنال خروجی مواجه شود. محرک های الکترواستاتیک با ولتاژ تحریک پایین جابجایی بزرگی را تولید می کنند و همچنین برای افزایش نیروی الکترواستاتیک می توان از چندین محرک استفاده کرد که ساخت آنها مطابق با تکنولوژی ساخت مطرح شده بوده و عملکردشان به ابعاد الکترودها و اندازه ولتاژ بستگی دارد. استفاده از چهار انکور احتمال ارتعاشات عمودی و نایابداری سیستم را کاهش می دهد و علاوه بر آن استفاده از توزیع متقاضان انکورها حول نوسانگر مرکزی موجب کاهش اثرات میرایی آنها شده است.

¹ Lab-on-a-chip (LOC)

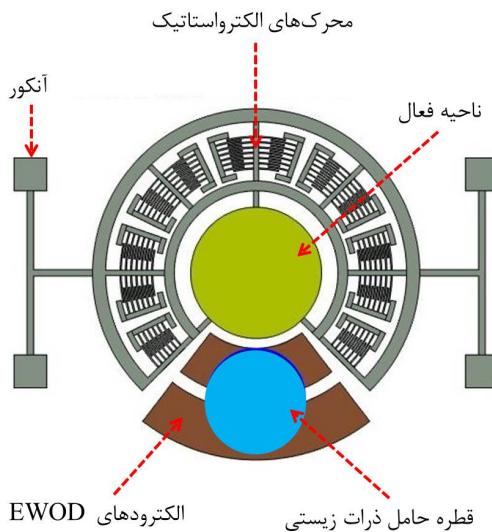
² Micro total analysis system (μ TAS)

³ Electrowetting-on-dielectric (EWOD)

⁴ Point of care

⁵ Squeeze

⁶ Viscous

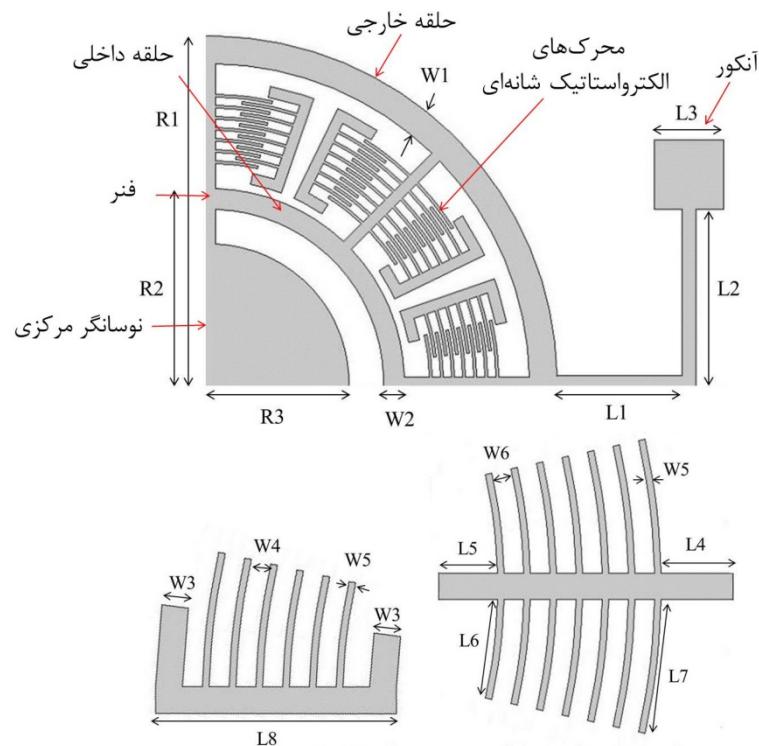


شکل ۱: نمای حسگر جرمی به همراه الکتروودهای سیستم الکتروخیسی

با قرار گرفتن ذرات زیستی بر روی ناحیه فعال، جرم کلی سیستم افزایش می‌یابد که باعث کاهش فرکانس خروجی سیستم می‌شود. روش پیشنهادی برای انتقال این ذرات به ناحیه فعال استفاده از الکتروودهای رانشی در سیستم الکتروخیسی است. مطابق شکل ۱ قطره حاوی ذرات مذکور توسط الکتروودهای الکتروخیسی به سمت قسمت مرکزی حسگر رانده می‌شوند. بعد از انتقال قطره حامل ذرات توسط الکتروودهای الکتروخیسی، با اعمال مستقیم ولتاژ به قطره حامل ذرات زیستی و کنترل آن می‌توان از اتصال کوتاه بین ناحیه فعال (نوسانگر مرکزی) و محرك‌های اطراف آن جلوگیری کرد. کلیه شبیه سازی‌های انجام شده برای حسگر پیشنهادی از نوع ساختاری بوده و با توجه به امکانات موجود، فرکانس کاری لازم برای حرکت چرخشی در صفحه برابر با ۳۳۰/۷۳ کیلوهرتز بوده که دارای حساسیت جرمی ۱۹ هرتز برق‌متوگرم و ضریب کیفیت ۵۷۰ است که در صورت ساخت، ضریب کیفیت از این مقدار نیز کمتر خواهد بود. قسمت مرکزی حسگر که به عنوان ناحیه فعال بوده با یک رویه از جنس طلا پوشانده شده است که می‌تواند برای جذب ذرات زیستی موجود در داخل قطره از جمله اتصالات پروتئینی با گروه thiol (فراسکونی و همکاران، ۲۰۱۰)، اتصالات آنتی‌بادی (اشمیت و همکاران، ۲۰۰۶)، اتصالات اکسیداز‌گلوكوز (زانگ و همکاران، ۲۰۰۵)، DNA (کیلی و همکاران، ۲۰۰۸)، باکتری (سینگ و همکاران، ۲۰۰۹) و فراکتوز (سیپینکوتور و همکاران، ۲۰۱۷) به کار گرفته شود. بیشتر حسگرهای میکروالکترومکانیکی که از نوع نوسانگر می‌باشد برای محیط گازی تعریف شده اند که حسگر پیشنهادی برای کاربرد مستقیم با مایعات (قطره حامل ذرات زیستی) می‌باشد. ساختار حسگر پیشنهادی ساده و قابل اجتماع با الکترونیک لازم برای درایو آن بوده و علاوه بر آن با توجه به حرکت در صفحه این حسگر که توسط محرك‌های الکترواستاتیک انجام می‌شود حسگر میرایی ویسکوز کمتری در مقایسه با نوسان خارج از صفحه تحریبه می‌کند.

2- طراحی حسگر

مطابق شکل ۲ در طراحی حسگر دو حلقه خارجی و داخلی، تعدادی الکترود شانه‌ای، نوسانگر مرکزی و تعدادی فتر بکار گرفته شده است که شعاع حلقه خارجی و داخلی به ترتیب برابر با ۲۵۰ و ۱۴۰ میکرومتر بوده که همه الکتروودهای شانه‌ای برای تحریک نوسانگر مرکزی به صورت چرخشی و در صفحه در نظر گرفته شده است. کل ساختار برای استحکام و پایداری بیشتر توسط چهار انکور از طرفین به بستر متصل است که با اینکار احتمال نوسانات عمودی کاهش می‌یابد. قسمت مرکزی آن به عنوان ناحیه فعال در اندرکنش با هدف‌های زیستی بوده که توسط محرك‌ها می‌لغزد. با توجه به اینکه ناحیه فعال تماماً با محرك‌ها احاطه نشده اند می‌تواند در نزدیکی با الکتروودهای رانشی در سیستم الکتروخیسی قرار بگیرد و به این ترتیب انتقال قطره حاوی ذرات زیستی به حسگر با سهولت بیشتری صورت می‌گیرد. از مزایای این سیستم پیشنهادی حرکت در صفحه، ولتاژ تحریک پایین و جایگایی بزرگتر است و برای افزایش نیروی الکترواستاتیک لازم برای به حرکت درآوردن ناحیه فعال، از چندین محرك استفاده شده است که اینکار پیچیدگی آنچنانی به سیستم اعمال نمی‌کند و همچنین، ساخت آنها مطابق با تکنولوژی ساخت مطرح شده بوده و عملکردشان به ابعاد الکتروودها و اندازه ولتاژ بستگی دارد. علاوه بر آن می‌توان از خروجی حسگر برای کنترل سایر مولفه‌های میکروسیالاتی از جمله میکروپیمپ و میکرومیکسر استفاده کرد. ناحیه فعال توسط سه فنر به محرك‌های الکترواستاتیک وصل شده است که از دو سری شانه ثابت و متحرک تشکیل شده که در طراحی این شانه‌ها برای داشتن ممنتوم بالا در ولتاژهای پایین از حداقل فاصله بین الکتروودها استفاده شده است. ابعاد ساختار پیشنهادی که در شکل ۲ نشان داده شده است در جدول ۱ ذکر شده است.



قسمت متحرک الکترودهای شانه‌ای قسمت ثابت الکترودهای شانه‌ای

شکل 2 : قسمتهای مختلف حسگر پیشنهادی

جدول 1 : مقادیر پارامترهای مربوط به قسمتهای مختلف حسگر که در شکل 2 نشان داده شده است

پارامتر	مقدار (μm)
$R1$	250
$R2$	140
$R3$	100
$W1$	20
$W2$	15
$W3$	8
$W4$	6
$W5$	2
$W6$	6
$L1$	90
$L2$	125
$L3$	50
$L4$	22
$L5$	18

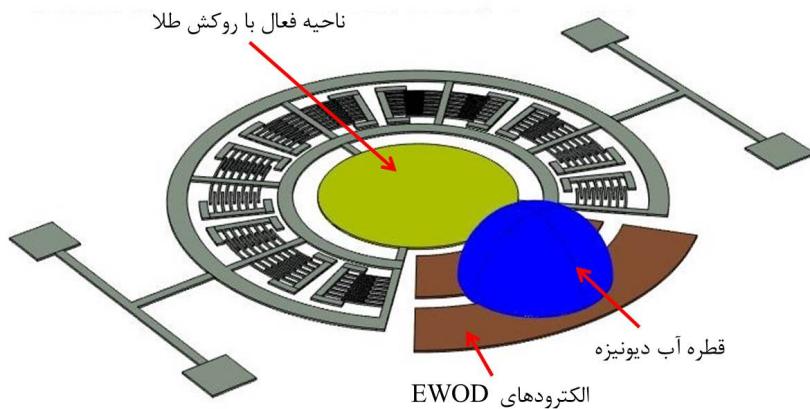
30	L6
41	L7
72	L8

برای ساخت حسگر پیشنهادی که از جنس پلی سیلیکون بوده می توان از روش PolyMUMPS استفاده کرد که در آن حسگر صورت لایه به لایه بر روی بستر ساخته می شود که این ساده و مقرن به صرفه است . در ابتدا یک لایه نازک سیلیکون نیترید روی یک ویفر سیلیکونی به منظور عایق سازی الکتریکی لایه نشانی می شود. در مراحل a-c، فسفوسیلیکدگلس به عنوان لایه قربانی با ضخامتی در حدود دو میکرومتر طی فرآیند لایه نشانی بخار با فشار کم قرار می گیرد و سپس آنکرها ساخته می شوند. در مرحله بعدی، دو میکرومتر از پلی سیلیکون بار دیگر از طریق فرآیند لایه نشانی بخار با فشار کم لایه نشانی می شود. در ادامه برای ساخت بدنه اصلی حسگر از جنس پلی سیلیکون، عملیات لیتوگرافی و اسیدکاری پلاسما بر روی فوتورزیست و پلی سیلیکون نامطلوب به ترتیب انجام می گیرد. سپس برای کاربردهای ویژه از جمله تشخیص بر بالین بیمار، یک لایه بسیار نازک از جنس طلا به روش بخار لایه نشانی شده و از روش Lift-off ساختاردهی می شود. در مرحله نهایی حسگر پیشنهادی بعد از حذف لایه های قربانی و فوتورزیست روی بستر آزاد می شود.

3- مراحل آماده سازی و اندازه گیری حسگر پیشنهادی

راهاندازی حسگر و اندازه گیری خروجی شامل سه مرحله است که عبارتند از: 1) مرحله پیش شستشوی حسگر 2) مرحله اندازه گیری فرکانسی 3) مرحله پس شستشوی حسگر که در ادامه به تفصیل بیان می شود.

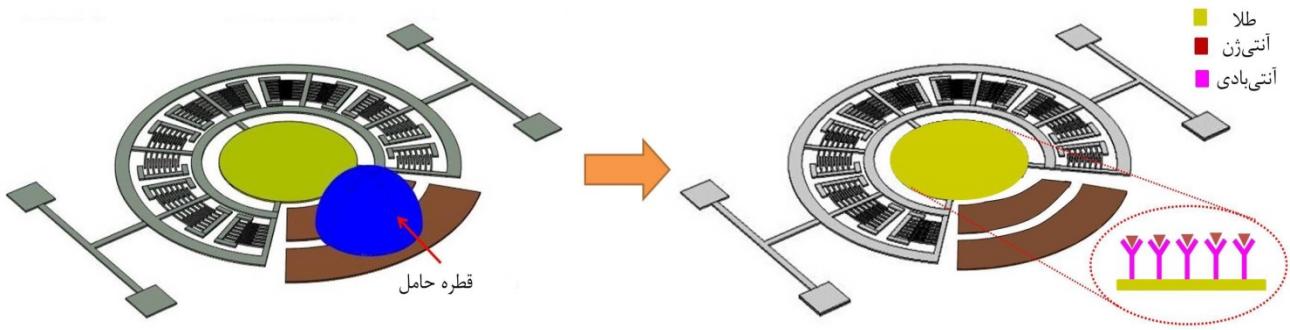
1) مرحله پیش شستشوی حسگر: قبل از اندازه گیری، مطابق شکل 3 حسگر شستشو داده می شود که برای اینکار یک قطره آب مقطر توسط الکترودهای میکروسیالاتی دیجیتال به سمت ناحیه فعال می آید که این قطره امکان دارد سطح زیرین نوسانگر را پر کند و به طور کامل از سیستم تخلیه نشود ولی با توجه به اینکه تنها سطح بالای ناحیه فعال برای ذرات زیستی ایموبلایز شده است این حالت تاثیری در خروجی حسگر نخواهد داشت و علاوه بر آن هرگونه آلودگی ناشی از اندازه گیری های قبلی در سیستم از بین می رود که این مرحله شستشو را می توان چندین بار تکرار نمود. در این مرحله، ساختار به صورت در صفحه حرکت کرده و فرکانس مرجع در حضور قطره آب مقطر اندازه گیری می شود و هرگونه اصطکاک استاتیکی¹ احتمالی نیز از بین می رود.



شکل 3: نمایش مرحله پیش شستشوی حسگر پیشنهادی

2) مرحله اندازه گیری فرکانسی: بعد از مرحله شستشو نوبت به مرحله اندازه گیری می رسد که قطره حاوی مواد زیستی بر روی نوسانگر قرار گرفته و اندازه گیری های فرکانسی مربوطه انجام می شود و فرکانس این مرحله با فرکانس مرجع مقایسه می شود. در واقع، با اعمال ولتاژ به سیستم الکترودهای شانه ای به صورت همفاز، ناحیه فعال به صورت آزادانه حول محور Z می چرخد. با توجه به اینکه کاربرد این سازه برای حسگری در محیط سیال بوده برای کاهش اثرگذاری میرایی چسبندگی، فرکانسی برای تحریک انتخاب می شود که در آن ساختار به صورت در صفحه حرکت کرده بنابراین میرایی در قسمت پایین سازه از نوع لغزشی و در ناحیه فعال از نوع چسبندگی بوده که محدودیت کمتری در مقایسه با حرکت خارج از صفحه بر روی سیگنال خروجی اعمال می کند.

¹ Stiction



شکل 4: نحوه اندازه‌گیری در حسگر پیشنهادی

(3) مرحله پس شستشوی حسگر: مشابه روند مرحله اول پس از هر اندازه‌گیری بار دیگر از قطرات آب مقطر برای شستشوی حسگر استفاده می‌شود که در این مرحله ذرات با روش‌های مناسب از سطح ناحیه فعال شستشو داده می‌شوند. با توجه به اینکه حسگر از نوع نوسانی بوده، برای کنترل خروجی و پایداری سیستم می‌توان آن را در یک حلقه کنترلی بسته با فیدبک مشبت قرارداد. با وجود این حلقه فیدبک، فرکانس نوسانات مکانیکی دقیقاً برابر با فرکانس الکتریکی لازم برای تحریک سیستم است و زمانی که مقدار جرم در نوسانگر مرکزی افزایش می‌یابد معادل الکتریکی آن افزایش یافته بنابراین تغییرات فرکانس خروجی قابل اندازه‌گیری است.

4- تئوری کار، ضربی کیفیت، میرایی سیستم و حساسیت

ضربی کیفیت فاکتور مهمی در ساختارهای نوسانی برای ارزیابی عملکردشان است که برابر با انرژی ذخیره شده در هر سیکل به انرژی اتلافی در هر رadian است که برابر است با (لابانتیو، 2014):

$$QF = \frac{m\omega_0}{c} \quad (1)$$

جرم، ω_0 فرکانس زاویه‌ای و c ضربی میرایی بوده و این فاکتور برای ساده‌سازی الکترونیک کنترل فیدبک، اندازه‌گیری پاسخ نوسانگر، دقت بالا و پایداری طولانی مدت ساختارهای نوسانی بکار می‌رود. مهمترین عامل کاهنده ضربی کیفیت یک نوسانگر مقدار میرایی آن است که انواع میرایی در سیستم‌های نوسانی عبارتند از: میرایی چسبنده، اصطکاک خشک یا شانه‌ای، میرایی متربال، میرایی ترموالاستیک و میرایی آکوستیک ناشی از آنکورها. در ساختار پیشنهادی با توجه به اینکه مقدار ضربی کیفیت ناشی از آنکورها به مراتب بیشتر از ضربی کیفیت ناشی از سیال است در شبیه‌سازی‌ها اثر آنکورها صرفنظر شده و فقط به دو مدل Stokes و Couette مدل (لابانتیو، 2014) اشاره می‌شود.

4-1- Stokes و Couette مدل‌های

برای محاسبه میرایی ناشی از لایه هوایی نازک در حدود 2 میکرومتر در حد فاصله بین ساختار و بستر از مدل Couette و میرایی ناشی از اندرکنش سیال با سطح حسگر در ناحیه فعال حسگر از مدل Stokes استفاده می‌شود که از روابط زیر قابل محاسبه هستند (لابانتیو، 2014):

$$c_{Thin-film} = \frac{\mu A_0}{h} \quad (2)$$

$$c_r = \sqrt{\frac{\rho \omega \mu}{2}} A \quad (3)$$

در رابطه (2) مقادیر μ ، A_0 و h به ترتیب برابر با گرانزوی دینامیکی سیال، سطح مشترک نوسانگر و سیال و ضخامت لایه نازک و در رابطه (3) مقادیر ρ ، ω و A به ترتیب برابر با چگالی سیال، سرعت زاویه‌ای، گرانزوی دینامیکی سیال، سطح مشترک نوسانگر و سیال است.

4-2- حساسیت جرمی حسگر پیشنهادی

در یک نوسانگر، با افزایش جرم فرکانس نوسانات کاهش می‌یابد که نسبت تغییرات فرکانسی به تغییرات جرمی حساسیت جرمی اطلاق می‌شود که طبق فرمول زیر است (لابانتیو، 2014)

$$S = \left| \frac{\Delta f_0}{\Delta m} \right| = \left| \frac{f_0}{2m_0} \right| \quad (4)$$

که در آن Δf_0 , f_0 و m_0 به ترتیب برابر با شیفت فرکانسی، تغییرات جرمی، فرکانس کاری و جرم نوسانگر است.

5- تحلیل اجزای محدود حسگر تعرق

برای استخراج پارامترهای حسگر پیشنهادی از جمله فرکانس کاری، ضریب کیفیت و حساسیت از شبیه‌سازی ساختاری با نرم افزار COMSOL Multiphysics استفاده شده است. شبیه‌سازی‌ها با استفاده از فیزیک جامد و شرایط مرزی سکون برای اجزا محدود آنکورها و تعریف نیروی Couette (لایه لغزشی) برای سیال موجود در پایین سازه و تعریف نیروی نرمال و برشی برای سیال موجود در بالای سازه انجام شد. در مشبّدی ساختار سه بعدی از شبکه بنده مثلثی و اعمال روش جاروب (swept) استفاده شده و علاوه بر آن، برای برآورد شرایط اولیه و مرزی از جمله ضخامت لایه استوک جهت تحلیل مکانیکی سازه در ابتدا شبیه‌سازی‌های مربوط به اندرکش جامد و سیال انجام شد. مشخصات مورد نیاز بکار گرفته شده در شبیه‌سازی به صورت زیر است:

جدول 2: مشخصات سیالهای بکار رفته در شبیه‌سازی

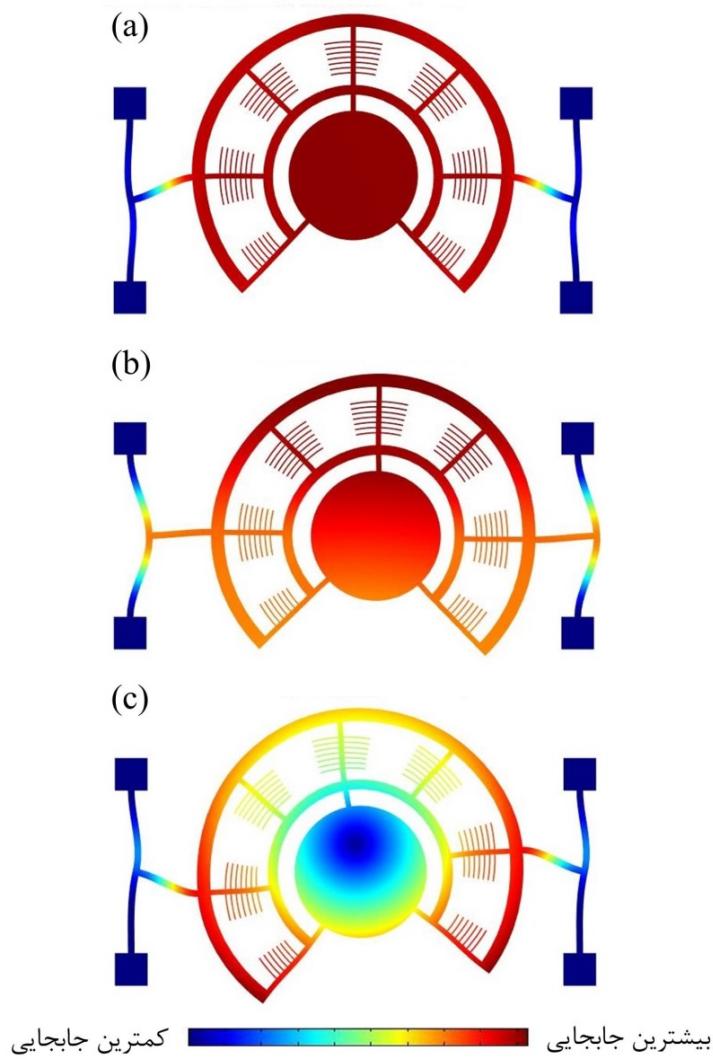
مقدار	مشخصه
1000 [kg/m ³]	چگالی اب
8.9e-4 [Pa.s]	گرانزوی اب
18.27e-6 [Pa.s]	چگالی هوا
1.225 [kg/m ³]	گرانزوی هوا

5-1- تحلیل فرکانس‌های طبیعی ساختار پیشنهادی

ساختار حسگر پیشنهادی به عنوان یک نوسانگر در نظر گرفته شده است و همه پارامترها مربوط به کل سازه می‌باشد. برای بدست آوردن فرکانس‌های طبیعی، برای تمامی آنکورها میزان جابجایی برابر صفر در نظر گرفته شده است. با استفاده از روش تحلیل اجزای محدود تعدادی فرکانس طبیعی به دست می‌آید که در آنها ساختار پیشنهادی به موازات بستر می‌کند که از میان آنها فرکانسی مدنظر خواهد بود که ساختار پیشنهادی حول محور Z چرخش می‌کند. از میان فرکانس‌های طبیعی با حرکت در صفحه، فرکانسی مدنظر خواهد بود که کمترین میرایی در سیستم رخ می‌دهد که برای سیستم موجود، میرایی شامل میرایی لایه نازک و چسبندگی بوده و همانطور که پیشتر اشاره شد در شبیه‌سازی از میرایی سایر موارد از جمله آنکورها اغماض شده است. مقادیر فرکانس‌های با حرکت در صفحه حسگر پیشنهادی در جدول 2 ذکر شده و این فرکانس‌ها با کمی اغراق در نحوه نمایش در شکل 5 نیز نشان داده شده است.

جدول 3: فرکانس‌های طبیعی حسگر پیشنهادی با مدد حرکتی در صفحه

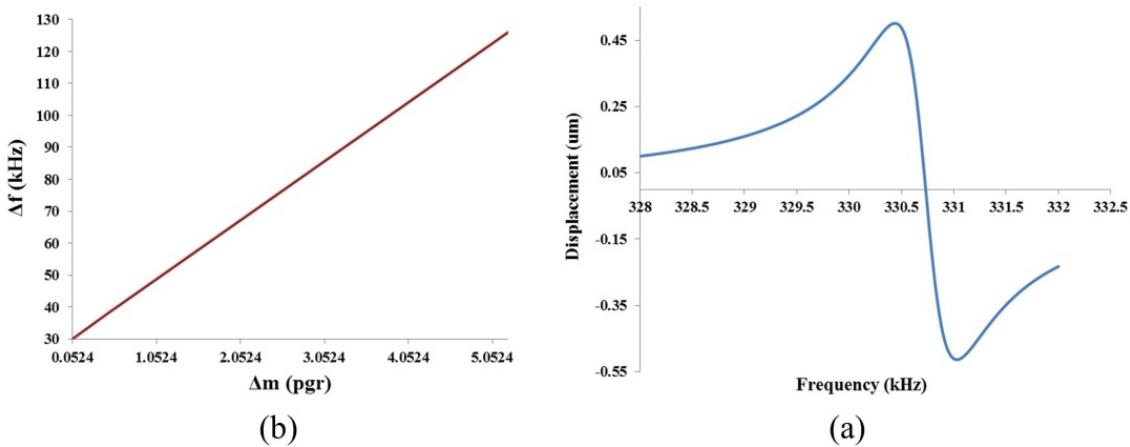
(c)	(b)	(a)	شماره
330/73	204/66	179/04	فرکانس نوسان طبیعی (KHz)



شکل ۵ : فرکانس‌های طبیعی با مد حرکتی در صفحه

2-5- پاسخ فرکانسی سیستم

پس از استخراج فرکانس کاری مناسب، با توجه به استفاده از تحلیل مکانیکی برای سیستم پیشنهادی و محدود بودن امکانات پردازشی، برای تحریک ساختار پیشنهادی از اعمال نیرو به محركها و برای دمپینگ کوتی از تعریف نیروی برشی و در دمپینگ استوکر از نیروی نرمال و برشی استفاده شده است. زمانی که ولتاژ به الکترودهای پیش ران در سیستم حسگری اعمال می‌شود قطره‌های حاوی ذرات زیستی به طرف ناحیه فعال حرکت کرده و با قرار گرفتن آنها در ناحیه فعال و نتیجتاً "اعمال میرایی چسبندگی به سیستم، فرکانس نوسانات ساختار و مقدار جابجایی کاهش می‌باید. پاسخ فرکانسی جابجایی حاصل از شبیه‌سازی به روش اجزائی محدود حسگر پیشنهادی به صورت شکل ۶.a است. برای استخراج حساسیت جرمی حسگر پیشنهادی، در شبیه‌سازی‌ها جرم‌های متعدد معقولی به سیستم اعمال شده و تغییرات فرکانس نوسانات حاصله مطابق شکل 6.b بوده که شبیه‌سازی نشانگر حساسیت جرمی است.



شکل 6 : (a) نمودار طیف فرکانسی جابجایی حسگر ; (b) حساسیت جرمی حسگر پیشنهادی

با توجه به شکل 6.a در فرکانس 330/73 کیلوهرتز مقدار ضریب کیفیت برابر با 570 و حساسیت جرمی برابر با 19 هرتز بر فمتوگرم است که در تفسیر آن تغییرات فرکانس 19 هرتز در اثر افزودن جرم 1 فمتوگرم خواهد بود. با توجه به نمودار پاسخ فرکانسی حابجایی حسگر در شکل 6.a در محدوده فرکانس کاری دو قله مثبت و منفی قرار دارد که در این صورت مقدار ضریب کیفیت از نسبت فرکانس کاری به اختلاف فرکانس دو قله یعنی $Q = f_c / \Delta f$ بدست می‌آید. برای داشتن دید کلی از فرکانس کاری و ضریب کیفیت حسگرهای میکروالکترومکانیکی اخیر با کاربردهای مایع و مقایسه سیستم پیشنهادی با آنها در جدول 3 ارایه شد.

جدول 4 : مقایسه فرکانس کاری و ضریب کیفیت برخی حسگرهای با کاربرد سیالاتی با حسگر پیشنهادی

ضریب کیفیت	فرکانس کاری	مرجع
170	7/67 KHZ	(ره افروز و پور کمالی، 2011)
183	35 MHZ	(قاراداغی و همکاران، 2018)
30	3-190 MHZ	(جیا و فنگ، 2019)
315-440	17/2 MHZ	(منصورزاده و همکاران، 2019)
311	5/12 MHZ	(ونگ و همکاران، 2020)
366	3/5 MHZ	(الشنايدر و همکاران، 2020)
6/8	1/22 KHZ	(تاكاپیاما و همکاران، 2018)
25	20 KHZ	(ماهاجنه و همکاران، 2014)

32	426 KHZ	(ال. بردسلی و همکاران، 2010)
4/8±1/5	35/2±0/3 KHZ	(کاستانگوای، 2010)
17	93/4 KHZ	(وانچورا، 2008)
570	330/73 KHZ	تحقيق حاضر

6- نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر، یک حسگر جرمی برپایه فناوری میکروسیالات قابل پوشیدن با تحریک الکترواستاتیک معرفی شد که می‌تواند در کاربردهای تکنولوژی ورزشی از جمله تحلیل تعرق و تشخیص سلامت ورزشکاران مورد استفاده قرار گیرد. از سیستم الکترواستاتیک شانه‌ای برای تحریک ساختار به صورت دورانی با حرکت در صفحه استفاده می‌شود. قسمت حسگری سیستم در مرکز آن واقع شده که با یک رویه از طلا برای به دام انداختن ذرات مختلف زیستی پوشانده شده است. تنها میرایی‌های مورد مطالعه در این تحقیق میرایی لایه نازک و چسبندگی بوده که در شبیه‌سازی‌های انجام شده سعی بر آن بوده که برای اعمال پارامترهای آن به صورت دقیق از شبیه‌سازی‌های ¹fsi مربوطه استفاده شده است. با توجه به اینکه این تحقیق از نوع شبیه‌سازی ساختاری بوده، تئوری کار بطور دقیق از بررسی شده و در شبیه‌سازی‌ها اعمال شده است. مقدار فرکанс کاری و ضریب کیفیت حسگر شبیه سازی شده به ترتیب برابر با 330/73 کیلوهرتز و 570 است که در صورت ساخت حسگر مسلم ضریب کیفیت از این مقدار کمتر خواهد بود.

7- تقدير و تشکر:²

این مقاله از طرح پسادکتری دانشگاه بناب با شماره قرارداد ۰۱/پ/۱۴۰۲ استخراج شده است.

8- فهرست علائم

علائم انگلیسی

محور مختصات	z
ضخامت لایه نازک	h
سطح مشترک نوسانگر و سیال	A
فرکانس کاری	f
جرم نوسانگر	m

علائم یونانی

μ	گرانروی سیال
ρ	چگالی سیال
ω	سرعت زاویه‌ای
v	گرانروی دینامیکی سیال

منابع

- Alcheikh, N., Kosuru, L., Kazmi, S., & Younis, M. I. (2020). In-plane air damping of micro-and nano-mechanical resonators. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 30(3), 035007.
- Atalay, Y. T., Vermeir, S., Witters, D., Vergauwe, N., Verbruggen, B., Verboven, P., . . . Lammertyn, J. (2011). Microfluidic analytical systems for food analysis. *Trends in food science & technology*, 22(7), 386-404.

¹ Fluid-solid interface

² Acknowledgment

- Beardslee, L., Demirci, K., Luzinova, Y., Su, J., Mizaikoff, B., Heinrich, S., . . . Brand, O. (2010). In-plane mode resonant cantilevers as liquid phase chemical sensors with ppb range limits of detection. Tech. Dig. Solid-State Sens., Actuator Microsyst. Workshop, Hilton Head Island, SC,
- Beardslee, L. A. (2011). Liquid-phase operation of mems resonators for biochemical sensing in point of care and embedded applications Georgia Institute of Technology].
- Beardslee, L. A., Addous, A. M., Heinrich, S., Josse, F., Dufour, I., & Brand, O. (2010). Thermal excitation and piezoresistive detection of cantilever in-plane resonance modes for sensing applications. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 19(4), 1015-1017.
- Castonguay, F. (2010). Increasing the quality factor of microcantilevers in a fluid environment McGill University Library].
- Cox, R., Josse, F., Heinrich, S., Dufour, I., & Brand, O. (2010). Resonant microcantilevers vibrating laterally in viscous liquid media. 2010 IEEE International Frequency Control Symposium,
- Dittrich, P. S., & Manz, A. (2006). Lab-on-a-chip: microfluidics in drug discovery. *Nature reviews Drug discovery*, 5(3), 210-218.
- Eidi, A., Ghavifekr, H. B., & Shamsi, M. (2019). A Novel Biosensor Based on Micromechanical Resonator Array for Lab-On-a-Chip Applications. *Sensing and Imaging*, 20(1), 1-10.
- Endo, D., Yabuno, H., Yamamoto, Y., & Matsumoto, S. (2018). Mass sensing in a liquid environment using nonlinear self-excited coupled-microcantilevers. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 27(5), 774-779.
- Frasconi, M., Mazzei, F., & Ferri, T. (2010). Protein immobilization at gold–thiol surfaces and potential for biosensing. *Analytical and bioanalytical chemistry*, 398(4), 1545-1564.
- Ghatkesar, M. K. (2007). Resonating nanomechanical microcantilevers for quantitative biological measurements in liquid University_of_Basel].
- Jia, H., & Feng, P. X.-L. (2019). Very high-frequency silicon carbide microdisk resonators with multimode responses in water for particle sensing. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 28(6), 941-953.
- Keighley, S. D., Li, P., Estrela, P., & Migliorato, P. (2008). Optimization of DNA immobilization on gold electrodes for label-free detection by electrochemical impedance spectroscopy. *Biosensors and Bioelectronics*, 23(8), 1291-1297.
- Lobontiu, N. (2014). Dynamics of microelectromechanical systems (Vol. 17). Springer Science & Business Media.
- Mahajne, S., Guetta, D., Lulinsky, S., Krylov, S., & Linzon, Y. (2014). Liquid mass sensing using resonating microplates under harsh drop and spray conditions. *Physics Research International*, 2014.
- Mansoorzare, H., Moradian, S., & Abdolvand, R. (2019). Very high-Q resonant MEMS for liquid-phase bio-sensing. 2019 Joint Conference of the IEEE International Frequency Control Symposium and European Frequency and Time Forum (EFTF/IFC),
- Peiker, P., Klingel, S., Menges, J., Bart, H.-J., & Oesterschulze, E. (2016). A partially wettable micromechanical resonator for chemical-and biosensing in solution. *Procedia Engineering*, 168, 606-609.
- Prasad, A., Seshia, A. A., & Charmet, J. (2015). Micromechanical piezoelectric-on-silicon BAW resonators for sensing in liquid environments. 2015 Joint Conference of the IEEE International Frequency Control Symposium & the European Frequency and Time Forum,

- Qaradaghi, V., Ramezany, A., Babu, S., Lee, J., & Pourkamali, S. (2018). Nanoelectromechanical disk resonators as highly sensitive mass sensors. *IEEE Electron Device Letters*, 39(11), 1744-1747.
- Rahafrooz, A., & Pourkamali, S. (2011). Characterization of rotational mode disk resonator quality factors in liquid. *2011 Joint Conference of the IEEE International Frequency Control and the European Frequency and Time Forum (FCS) Proceedings*,
- Schmid, A. H., Stanca, S., Thakur, M., Thampi, K. R., & Suri, C. R. (2006). Site-directed antibody immobilization on gold substrate for surface plasmon resonance sensors. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 113(1), 297-303.
- Schneider, M., Pfusterschmied, G., Patocka, F., & Schmid, U. (2020). High performance piezoelectric AlN MEMS resonators for precise sensing in liquids. *Elektrotechnik und Informationstechnik*, 137(3), 121-127.
- Schultz, J. A., Heinrich, S. M., Josse, F., Dufour, I., Nigro, N. J., Beardslee, L. A., & Brand, O. (2014). Lateral-mode vibration of microcantilever-based sensors in viscous fluids using Timoshenko beam theory. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 24(4), 848-860.
- Seo, J. H., & Brand, O. (2005). Novel high Q-factor resonant microsensor platform for chemical and biological applications. *The 13th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, 2005. Digest of Technical Papers. TRANSDUCERS'05.*
- Siepenkoetter, T., Salaj-Kosla, U., & Magner, E. (2017). The immobilization of fructose dehydrogenase on nanoporous gold electrodes for the detection of fructose. *ChemElectroChem*, 4(4), 905-912.
- Singh, A., Glass, N., Tolba, M., Brovko, L., Griffiths, M., & Evoy, S. (2009). Immobilization of bacteriophages on gold surfaces for the specific capture of pathogens. *Biosensors and Bioelectronics*, 24(12), 3645-3651.
- Takayama, Y., Perret, G., Kumemura, M., Ataka, M., Meignan, S., Karsten, S. L., . . . Tarhan, M. C. (2018). Developing a MEMS device with built-in microfluidics for biophysical single cell characterization. *Micromachines*, 9(6), 275.
- Tong, Z., Shen, C., Li, Q., Yin, H., & Mao, H. (2023). Combining sensors and actuators with electrowetting-on-dielectric (EWOD): advanced digital microfluidic systems for biomedical applications. *Analyst*, 148(7), 1399-1421.
- Vančura, C., Dufour, I., Heinrich, S. M., Josse, F., & Hierlemann, A. (2008). Analysis of resonating microcantilevers operating in a viscous liquid environment. *Sensors and Actuators A: Physical*, 141(1), 43-51.
- Weng, C.-H., Pillai, G., & Li, S.-S. (2020). A thin-film piezoelectric-on-silicon MEMS oscillator for mass sensing applications. *IEEE Sensors Journal*, 20(13), 7001-7009.
- Xu, W., Choi, S., & Chae, J. (2010). A contour-mode film bulk acoustic resonator of high quality factor in a liquid environment for biosensing applications. *Applied Physics Letters*, 96(5), 053703.
- Zhang, S., Wang, N., Niu, Y., & Sun, C. (2005). Immobilization of glucose oxidase on gold nanoparticles modified Au electrode for the construction of biosensor. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 109(2), 367-374.

Design of a wearable microfluidic-based mass sensor for sweat analysis in athletes

¹Reza Hadjiaghaie Vafaie^a, Mahnaz Mehdipoor^b, Sobhan Sheykhivand^c, Sayyad Nojavan^a

^a Associate Professor, Electrical Engineering Faculty, University of Bonab, Bonab, Iran,
reza.vafaie@ubonab.ac.ir Sayyad.nojavan@ubonab.ac.ir

^b Postdoc Researcher, Electrical Engineering Faculty, University of Bonab, Bonab, Iran,
m.mehdipoor@ubonab.ac.ir

^c Assistant Professor, Electrical Engineering Faculty, University of Bonab, Bonab, Iran,
sheykhivand @ubonab.ac.ir

ABSTRACT

Nowadays wearable sensors have been widely employed in perspiration monitoring and health diagnoses. In this paper, a mass sensor consisting of in-phase comb electrostatic actuators and an active area is presented, which can be used for microfluidic applications based on electrowetting. Rotary electrostatic actuators are connected to the active area by several springs, which made up of a circular resonator located in the central part of the sensor and its upper surface is covered with a gold layer used to trap different biological particles. By applying voltage to the com-drive electrodes, the whole system rotates parallel to the substrate so it faces the lowest viscous damping. To deliver the biological particles to the active area of the sensor, carrier droplets are used that are manipulated by the microfluidic system based on the electrowetting effect near the sensor. As the bioparticles are immobilized on the sensor, the oscillating frequency decreases. 3D structural simulations of the proposed sensor have been done with finite element-based software tools. To study viscous damping and thin film damping effects, the stokes-type model and the couette-type model were applied in the simulations, respectively and the results indicate that the sensor oscillates with a working frequency of 330.73 kHz and has a quality factor and mass sensitivity of 570 and 19 Hz/fg, respectively.

KEYWORDS

¹ Corresponding Author: Reza Hadjiaghaie Vafaie, Email: reza.vafaie@ubonab.ac.ir

Mass sensor, wearable microfluidics, perspiration, sports industry, health diagnosis.