

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

Reza Hajiaghaie Vafaie

Department of Electronics, Faculty of Electrical Engineering, Bonab University, Bonab, Iran.

m.mehdipoor@ubonab.ac.ir

Sobhan Sheikhi Vand

Faculty of Interdisciplinary Sciences and Technologies, University of Bonab, Bonab, Iran (**Corresponding author**). sheykhivand@ubonab.ac.ir

Mahnaz Mehdipoor

Department of Electronics, Faculty of Electrical Engineering, Bonab University, Bonab, Iran. reza.vafaie@ubonab.ac.ir

Abstract

Recently, the use of wearable sensors is widely used in the field of perspiration monitoring and health diagnosis. In this paper, a label-free mass sensor is introduced for lab on a chip and microfluidics application revolutionized the fields of point-of-care medical diagnostics and other rapid in-field testing for various applications including chemical and biological warfare detection to environmental monitoring. All finite element simulations and analysis were structural and according to the available facilities, the desired resonance frequency for rotational in-plane vibration was 330.73 kHz with mass sensitivity and quality factor of 19 (kHz/pgr), 570, respectively which is comparable to the theoretically and experimentally similar works. Rotational comb-drive actuators were applied in design of the sensor that vibrates in-plane azimuthally with low damping. The central part of the sensor was assumed to be covered by a thin layer of gold during the fabrication process which is a proper choice to detect various bio-particles including protein thiol groups, antibody connections, glucose oxidase connections, DNA, bacteria and fructose. By immobilizing the bio-particles on the active area, the total mass of the structure increases so the output resonance frequency decreases consequently. To sense the targets, the proposed sensor was assumed as an

¹ Received: 2024/09/29; Revised: 2024/12/05; Accepted: 2025/02/09; Published online: 2025/04/09

Article type: Research Article

Publisher: Qom Islamic Azad University

© the authors



oscillator in an electrical circuit, and through the positive feedback loop, the resonance frequency of the system matches the mechanical resonance frequency. Mass changes in the active area causes electrical equivalent value change so the resonance frequency decreases. The proposed method to deliver the bio-particles to the sensor is the use of driven electrodes in an electrowetting-based digital microfluidic platform. The carrier droplet, encapsulating bioparticles, was driven to the central part of the sensor by electrowetting electrodes. The design consists of two rings inner and outer, some com-drive electrodes, a central resonator, and some springs which outer and inner rings have radius of 250 μ m, 140 μ m, respectively connecting the comb drive actuators. To have a structure with more strength and stability, four anchors were used on two sides of the sensor so the probability of vertical resonance would be reduced. The central part of the sensor was applied for sensing aim, where interaction with biological targets occurs, and vibrated parallel to the substrate by actuators. Due to the active area was not surrounded by actuators completely so EWO electrodes can be replaced near to it and deliver the bioparticles to the sensor easily. The advantages of using electrostatic actuators are low power consumption and high operating speed so several actuators were applied to increase the electrostatic force to move the active area with no such complexity to the system. Also, it can be fabricated by the proposed manufacturing technology and their performance depends on the dimensions of the electrodes and the voltage. Also the output signal can be applied to control other microfluidic components like micropump and micromixer. The active area has been connected to the actuators by three springs and each comb-drive has two sets of electrodes, fixed and movable with a minimum gap between them to obtain maximum momentum in low voltage. The proposed sensor preparation and measurement steps are pre-wash, frequency measurement, and post-wash, respectively. In the pre-wash step, the sensor was washed with DI water droplets delivered by EWO electrodes toward the active zone. As only the top surface of the active zone was immobilized to capture target, so the possible leakage of drops cannot affect the measurement and remove the residue pollution during former measurements. This step can be repeated several times. Then, the reference frequency was obtained in the presence of the droplet and any probable stiction was omitted. During the measurement step, the desired frequency was measured in the presence of the droplet carrying bioparticles and it was compared with the reference frequency to achieve the frequency shift. Because of the fabrication process, 2 μ gap is between the structure and the substrate which is connected through four anchors. Applying the actuating voltage to the in-phase comb-drive electrodes, the active area moves around the z-axis and as the target was absorbed on it, the viscous damping decreases the mechanical energy and consequently displacement of the sensor. Considering, the proposed sensor is for fluidic application, to reduce the viscous damping effect, a frequency is chosen that the structure moves in-plane so the damping types are slide and viscous that affect the system less than out-of-plane mode. In the post-wash step, after each frequency measurement, a DI water droplet was use to wash the active zone again where target were removed through proper washing methods. To extract the main parameter of the sensor including resonance frequency, quality factor, and mass sensitivity, the proposed design was simulated structurally using the finite element method. To calculate the damping coefficient resulting from a thin layer of air between the sensor and the substrate and the

viscous damping effect of carrier droplet on the active area, the Couetee-type model and Stokes-type model are used, respectively. The desired resonance frequency is 330.37 kHz that the structure rotates around the z axis. To find the performance of the proposed sensor, quality factor and mass sensitivity, frequency studies have been done using Couette model, stokes model, and several reasonable masses applied to the system in the finite element simulation. The quality factor of the present sensor is almost 570 with mass sensitivity of 19 (kHz/pgr) which is comparable with other sensors with the liquid application.

Keywords: Mass sensor, wearable microfluidics, perspiration, sports industry, health diagnostics.

طراحی یک حسگر جرم الکترواستاتیکی مبتنی بر میکروسیالات

پوشیدنی جهت تجزیه و تحلیل تعرق در ورزشکاران

رضا حاجی آقایی وفایی

گروه الکترونیک، دانشکده برق، دانشگاه بناب، بناب، ایران. reza.vafaie@ubonab.ac.ir

سبحان شیخی‌وند

دانشکده علوم و فناوری‌های بین رشته‌ای، دانشگاه بناب، بناب، ایران (نویسنده مسئول). sheykhivand@ubonab.ac.ir

مهناز مهدی‌پور

گروه الکترونیک، دانشکده برق، دانشگاه بناب، بناب، ایران. m.mehdipoor@ubonab.ac.ir

چکیده

امروزه استفاده از حسگرهای قابل پوشیدن به طور وسیعی در زمینه پایش تعرق و تشخیص سلامت به کار می‌رود. در این مقاله یک حسگر جرم متشکل از محرک‌های الکترواستاتیکی شانه‌ای هم‌فاز و ناحیه فعال ارائه شده که می‌تواند برای کاربردهای میکروسیالاتی مبتنی بر الکتروخیسی بکار گرفته شود. محرک‌های الکترواستاتیکی توسط چندین فنر به ناحیه فعال 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 می‌رود. با اعمال ولتاژ به الکترودهای شانه‌ای، کل سیستم به موازات بستر دوران کرده و با کمترین میرایی چسبندگی مواجه است. برای انتقال ذرات زیستی به ناحیه فعال حسگر، از قطره‌های حامل دستکاری شده توسط سیستم میکروسیالاتی و بر پایه پدیده الکتروخیسی در نزدیکی حسگر استفاده می‌شود که با قرار گرفتن ذرات بر روی حسگر، جرم کل سیستم تغییر پیدا کرده و در نهایت فرکانس نوسانات کاهش پیدا می‌کند. شبیه‌سازی‌های ساختاری حسگر پیشنهادی با نرم‌افزار اجزای محدود انجام شده است. با در نظر گرفتن اثرات میرایی چسبندگی و صرف‌نظر از اثرات سایر منابع میرایی از جمله آنکورها، نتایج شبیه‌سازی‌ها نشانگر آن است 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.

کلیدواژه‌ها: حسگر جرم، میکروسیالات پوشیدنی، تعرق، صنعت ورزش، تشخیص سلامت.

^۱ تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۰۷/۰۸؛ تاریخ اصلاح: ۱۴۰۳/۰۹/۱۵؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۱۱/۲۱؛ تاریخ انتشار آنلاین: ۱۴۰۴/۰۱/۲۰



مقدمه

در زمینه فناوری ورزشی، تکامل حسگرهای زیستی تعرق، به طور وسیعی مرتبط با تکنولوژی ادوات انعطاف‌پذیر قابل پوشیدن می‌باشد که امروز با پیشرفت فناوری میکروسیالات و سیستم‌های آزمایشگاه بر روی تراشه، تحول وسیعی در این زمینه پیش‌بینی می‌شود. ابزارهای تحلیلی میکروسیال آزمایشگاه روی یک تراشه^۱ یا میکرو سامانه‌های تحلیل کلی^۲ گستره وسیعی از تجهیزات بوده که فرآیندهای شیمیایی و زیستی را در سیستم‌های مقیاس کوچک انجام می‌دهند. دستگاه‌های تحلیلی میکروسیال شامل تراشه‌های میکروسیال و همچنین سیستم‌های کوچک‌سازی شده غیرسیال مانند حسگرها است (دیتریچ و مانز، ۲۰۰۶). ورزشکاران و افرادی که درگیر فعالیت‌های فیزیکی سخت می‌باشند، می‌توانند از حسگرهای زیستی جهت تجزیه و تحلیل لحظه‌ای وضعیت فیزیولوژیک استفاده نمایند. فناوری میکروسیال شامل کنترل و تجزیه و تحلیل سیال در یک سیستم در مقیاس کوچک بوده که بستری را برای ادغام عملیات‌های مختلف با هدف توسعه دستگاه‌های تحلیلی میکروسیال ارائه می‌دهد (آتالای و همکاران، ۲۰۱۱). یکی از روش‌های تحریک سیال در سیستم میکروسیالات دیجیتال، استفاده از اثرات خیس شدن الکتریکی^۳ است که در واقع به مدولاسیون کشش سطحی بین یک مایع رسانا و یک الکتروود 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 روشی قابل پیش‌بینی و تکرار ارائه می‌دهد. در نتیجه، دستکاری‌های اولیه قطرات مانند توزیع قطرات، انتقال، ادغام، اختلاط و تقسیم به دست می‌آید (تانگ و همکاران، ۲۰۲۳). سیستم آزمایشگاه دیجیتال بر روی یک تراشه مبتنی بر الکتروخیسی بسیار منعطف، برای انتقال معرف‌های متعدد و سازگاری آن با طیف وسیعی از نمونه‌های زیستی است. در این مقاله یک حسگر جرمی عاری از برچسب برای کاربردهای زیستی از جمله آزمایشگاه بر روی تراشه و دیجیتال میکروسیالات ارائه می‌شود که فناوری‌های مذکور تحول عظیمی در زمینه تشخیص‌های پزشکی بر بالین بیمار^۴ و سایر تست‌های سریع با کاربردهای مختلفی از جمله شناسایی‌های شیمیایی و بیولوژیکی تا پایش محیطی ایجاد کرده‌اند. برای بهبود عملکرد حسگر نوسانی پیشنهادی از یک لایه نازک طلا در ناحیه فعال حسگر استفاده می‌شود که با این کار می‌توان حساسیت و پاسخ‌دهی سیستم را بهبود بخشید (فراسکونی و همکاران، ۲۰۱۰). بیشتر حسگرهای جرمی برای کاربردهای گازی طراحی شده‌اند که در آنها میرایی فشردگی^۵، رفتار دینامیکی سیگنال خروجی نوسانگر را به شدت کاهش می‌دهد (الچیخ و همکاران، ۲۰۲۰). رزولوشن جرمی و حساسیت نوسانگرها در محیط مایع کاهش می‌یابد؛ زیرا انرژی اتلافی ناشی از میرایی چسبندگی^۶ نسبت به انرژی الاستیک خیلی بیشتر است. میکرونوسانگرهای متعددی برای کار در محیط مایع نیز طراحی شده است (عیدی و همکاران، ۲۰۱۹؛ اندو و همکاران، ۲۰۱۸؛ قاتکسار، ۲۰۰۷؛ پیکر و همکاران، ۲۰۱۶؛ پراساد و همکاران، ۲۰۱۵؛ سئو و برند، ۲۰۰۵؛ خو و همکاران، ۲۰۱۰). در حالی که

¹ Lab-on-a-chip (LOC)

² Micro total analysis system (μ TAS)

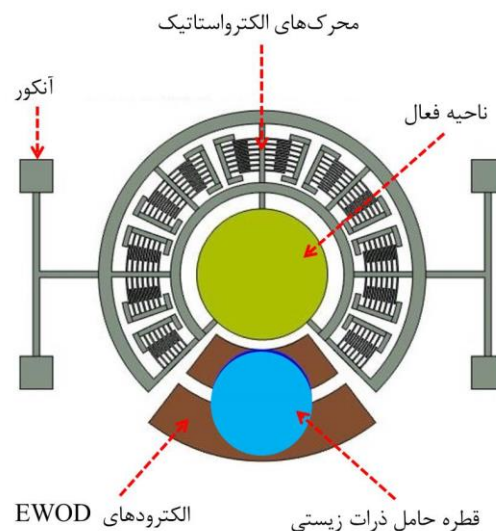
³ Electrowetting-on-dielectric (EWOD)

⁴ Point of care

⁵ Squeeze

⁶ Viscous

نوسانگرهایی با مد حرکتی در صفحه، میرایی چسبندگی کمتری را تجربه می‌کنند. به این صورت که ناحیه‌ای از سطح که در خلاف فصل مشترک مایع به آن ضربه وارد می‌شود، در مقایسه با حالت خارج از صفحه، خیلی کوچک‌تر است. بنابراین، ضریب کیفیت ساختارهای کم عرض با مد نوسانی در صفحه به صورت قابل ملاحظه‌ای زیاد است (بردسلی و همکاران، ۲۰۱۰؛ کوکز و همکاران، ۲۰۱۰؛ شولتز و همکاران، ۲۰۱۴). مطابق شکل (۱)، حسگر جرمی ارائه شده می‌تواند در تماس مستقیم با یک سیال (نمونه عرق بدن) قرار گیرد که در طراحی آن از تعدادی محرک شانه‌ای دورانی استفاده شده است که باعث می‌شود کل حسگر به صورت چرخشی در صفحه به موازات بستر حرکت کند و در نتیجه سیستم با میرایی کمتری در سیگنال خروجی مواجه شود. محرک‌های الکترواستاتیک با ولتاژ تحریک پایین، جابجایی بزرگی را تولید می‌کنند و همچنین برای افزایش نیروی الکترواستاتیک می‌توان 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 آنکور احتمال ارتعاشات عمودی و ناپایداری سیستم را کاهش می‌دهد و علاوه بر آن استفاده از توزیع متقارن آنکورها حول نوسانگر مرکزی موجب کاهش اثرات میرایی آنها شده است.



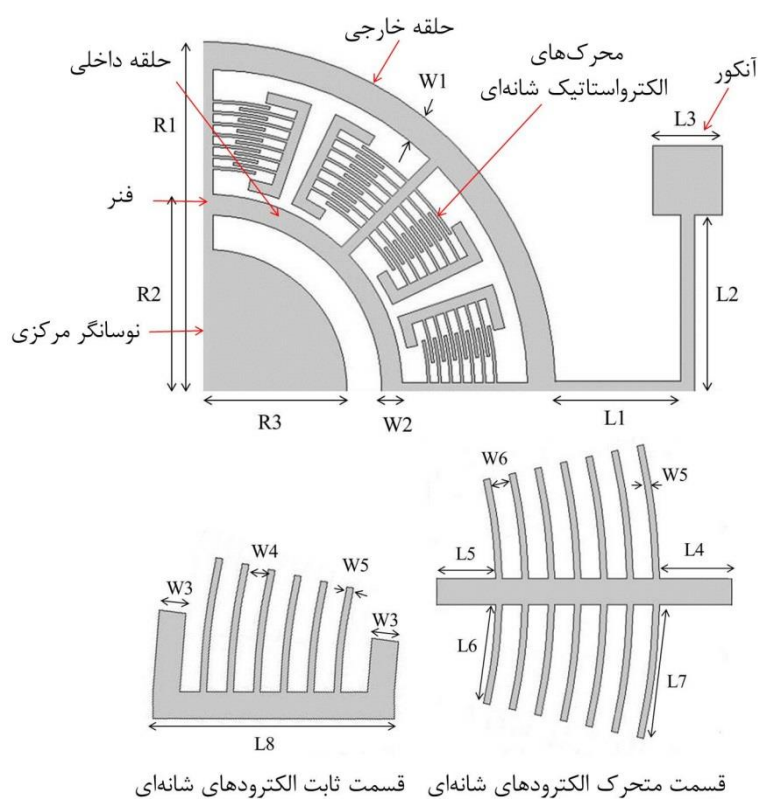
شکل ۱ - نمای حسگر جرمی به همراه الکترودهای سیستم الکتروخیسی

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 الکترودهای رانشی در سیستم الکتروخیسی است. مطابق شکل (۱) قطره حاوی ذرات مذکور توسط الکترودهای الکتروخیسی به سمت قسمت مرکزی حسگر رانده می‌شوند. بعد از انتقال

قطره حامل ذرات توسط الکترودهای الکتروخیسی، با اعمال مستقیم ولتاژ به قطره حامل ذرات زیستی و کنترل آن می‌توان از اتصال کوتاه بین ناحیه فعال (نوسانگر مرکزی) و محرک‌های اطراف آن جلوگیری کرد. کلیه شبیه‌سازی‌های 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 $330/73$ کیلوهرتز بوده که دارای حساسیت جرمی 19 هرتز برفمتوگرم و ضریب کیفیت 570 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 که می‌تواند برای جذب ذرات زیستی موجود در داخل قطره از جمله اتصالات پروتئینی با گروه thiol (فراسکونی و همکاران، 2010)، اتصالات آنتی‌بادی (اشمیت و همکاران، 2006)، اتصالات اکسیداز گلوکوز (ژانگ و همکاران، 2005)، DNA (کیلی و همکاران، 2008)، باکتری (سینگ و همکاران، 2009) و فراکتوز (سپینکوتر و همکاران، 2017) به کار گرفته شود. بیشتر حسگرهای میکروالکترومکانیکی که از نوع نوسانگر می‌باشد، برای محیط گازی تعریف شده‌اند که حسگر پیشنهادی برای کاربرد مستقیم با مایعات (قطره حامل ذرات زیستی) است. ساختار حسگر پیشنهادی ساده و قابل اجتماع با الکترونیک لازم برای درآیو آن بوده و علاوه بر آن با توجه به حرکت در صفحه این حسگر که توسط محرک‌های الکترواستاتیک انجام می‌شود، حسگر میرایی و یسکوز کمتری را در مقایسه با نوسان خارج از صفحه تجربه می‌کند.

طراحی حسگر

مطابق شکل (۲)، در طراحی حسگر دو حلقه خارجی و داخلی، تعدادی الکترودهای شانه‌ای، نوسانگر مرکزی و تعدادی فنر بکار گرفته شده است که شعاع حلقه خارجی و داخلی به ترتیب برابر با 250 و 140 میکرومتر بوده که همه الکترودهای 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 آنکور 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 محرک‌ها می‌لغزد. با توجه به اینکه ناحیه فعال تماماً با محرک‌ها احاطه نشده، می‌تواند در نزدیکی با الکترودهای 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 جابجایی بزرگ‌تر است و برای افزایش نیروی الکترواستاتیک لازم برای به حرکت درآوردن ناحیه فعال، از چندین محرک استفاده شده که این کار پیچیدگی آنچنانی به سیستم اعمال نمی‌کند و همچنین، ساخت آنها مطابق با تکنولوژی ساخت مطرح شده بوده و عملکردشان به ابعاد الکترودها و اندازه ولتاژ بستگی دارد. علاوه بر آن می‌توان از خروجی حسگر برای کنترل سایر مولفه‌های میکروسیالاتی از جمله میکروپمپ و میکرومیکسر استفاده کرد. ناحیه فعال توسط سه فنر به محرک‌های الکترواستاتیک وصل شده که از دو سری شانه ثابت و متحرک تشکیل شده که در طراحی این شانه‌ها برای داشتن ممنوم بالا در ولتاژهای پایین از حداقل فاصله بین الکترودها استفاده شده است. ابعاد ساختار پیشنهادی که در شکل (۲) نشان داده شده، در جدول (۱) آمده است.



شکل ۲ - قسمتهای مختلف حسگر پیشنهادی

جدول ۱ - مقادیر پارامترهای مربوط به قسمت‌های مختلف حسگر که در شکل (۲) نشان داده شده است.

پارامتر	مقدار (μm)
R۱	۲۵۰
R۲	۱۴۰
R۳	۱۰۰
W۱	۲۰
W۲	۱۵
W۳	۸

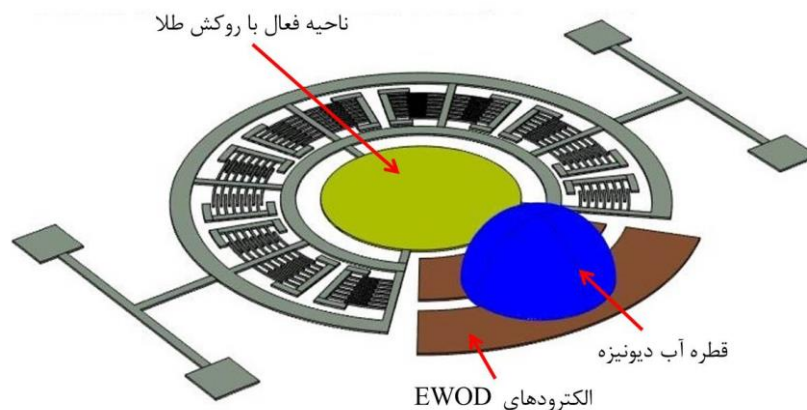
۶	W _۴
۲	W _۵
۶	W _۶
۹۰	L _۱
۱۲۵	L _۲
۵۰	L _۳
۲۲	L _۴
۱۸	L _۵
۳۰	L _۶
۴۱	L _۷
۷۲	L _۸

برای ساخت حسگر پیشنهادی که از جنس پلی سیلیکون بوده می‌توان از روش PolyMUMPS استفاده کرد که در آن حسگر صورت لایه‌به‌لایه بر روی بستر ساخته می‌شود که این ساده و مقرون به صرفه است. در ابتدا یک لایه نازک سیلیکون نیتريد روی یک ویفر سیلیکونی به منظور عایق‌سازی الکتریکی لایه نشانی می‌شود. در مراحل a-c، فسفوسیلیکدگلس به عنوان لایه قربانی با ضخامتی در حدود دو میکرومتر طی فرآیند لایه نشانی بخار با فشار کم قرار می‌گیرد و سپس آنکورها ساخته می‌شوند. در مرحله بعدی، دو میکرومتر از پلی سیلیکون بار دیگر از طریق فرآیند لایه‌نشانی بخار با فشار کم لایه نشانی می‌شود. 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 می‌گیرد. 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 می‌شود. در مرحله نهایی حسگر پیشنهادی بعد از حذف لایه‌های قربانی و فوتورزیست روی بستر آزاد می‌شود.

مراحل آمادسازی و اندازه‌گیری حسگر پیشنهادی

راه‌اندازی حسگر و اندازه‌گیری خروجی شامل سه مرحله است که عبارتند از: (۱) مرحله پیش شستشوی حسگر، (۲) مرحله اندازه‌گیری فرکانسی، (۳) مرحله پس شستشوی حسگر.

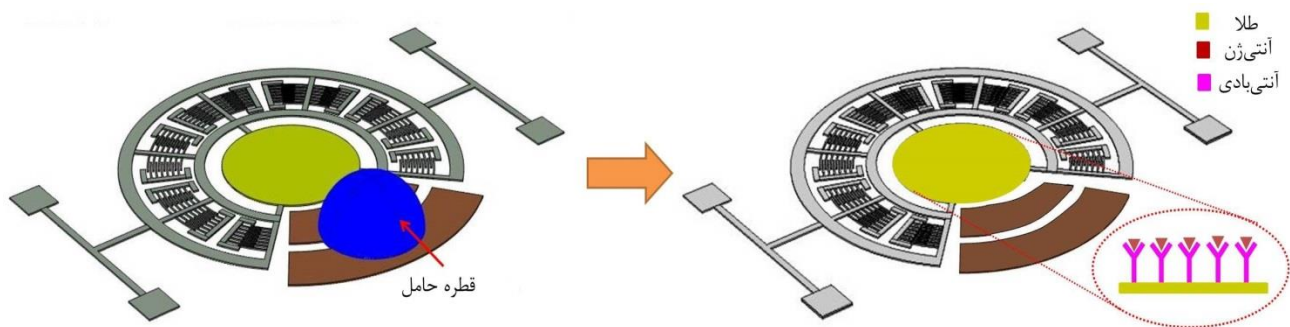
(۱) مرحله پیش شستشوی حسگر: قبل از اندازه‌گیری، مطابق شکل (۳)، حسگر شستشو داده می‌شود که برای این کار یک قطره آب مقطر توسط الکترودهای میکروسیالاتی دیجیتال به سمت ناحیه فعال می‌آید که این قطره امکان دارد سطح زیرین نوسانگر را پر کند و به طور کامل از سیستم تخلیه نشود، ولی با توجه به اینکه تنها سطح بالایی ناحیه فعال برای ذرات زیستی ایموبلایز شده است، این حالت تاثیری در خروجی حسگر نخواهد داشت و علاوه بر آن هرگونه آلودگی ناشی از اندازه‌گیری‌های قبلی در سیستم از بین می‌رود که این مرحله شستشو را می‌توان چندین بار تکرار نمود. در این مرحله، ساختار در صفحه حرکت کرده و فرکانس مرجع در حضور قطره آب مقطر اندازه‌گیری می‌شود و هرگونه اصطکاک استاتیکی^۱ احتمالی نیز از بین می‌رود.



شکل ۳ - نمایش مرحله پیش شستشوی حسگر پیشنهادی

(۲) مرحله اندازه‌گیری فرکانسی: بعد از مرحله شستشو نوبت به مرحله اندازه‌گیری می‌رسد که قطره حاوی مواد زیستی بر روی نوسانگر قرار گرفته و اندازه‌گیری‌های فرکانسی مربوطه انجام شده و فرکانس این مرحله با فرکانس مرجع مقایسه می‌شود. در واقع، با اعمال ولتاژ به سیستم الکترودهای شانه‌ای به صورت هم‌فاز، ناحیه فعال به صورت آزادانه حول محور Z می‌چرخد. با توجه به اینکه کاربرد این سازه برای حسگری در محیط سیال بوده، برای کاهش اثرگذاری میرایی چسبندگی، فرکانسی برای تحریک انتخاب می‌شود 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 می‌کند.

¹ Stiction



شکل ۴ - نحوه اندازه‌گیری در حسگر پیشنهادی

۳) مرحله پس‌شستشوی 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 مثبت قرار داد. 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.

تئوری کار، ضریب کیفیت، میرایی سیستم و حساسیت

ضریب کیفیت فاکتور مهمی در ساختارهای نوسانی برای ارزیابی عملکردشان است که برابر با انرژی ذخیره شده در هر سیکل به انرژی اتلافی در هر رادیان است که برابر است با (لابانتیو، ۲۰۱۴):

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

m جرم، ω_0 فرکانس زاویه‌ای و c ضریب 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 ضریب کیفیت یک نوسانگر مقدار میرایی آن است که انواع میرایی در سیستم‌های نوسانی عبارتند از: میرایی چسبنده، اصطکاک خشک یا شانه‌ای، میرایی متریکال، میرایی ترموالاستیک و میرایی آکوستیک ناشی از آنکورها. در ساختار پیشنهادی با توجه به اینکه مقدار ضریب کیفیت ناشی از آنکورها به مراتب بیشتر از ضریب کیفیت ناشی از سیال است، در شبیه‌سازی‌ها از اثر آنکورها صرف‌نظر شده و فقط به دو مورد مدل Couette و مدل Stokes (لابانتیو، ۲۰۱۴) اشاره می‌شود.

مدل‌های Stokes و Couette

برای محاسبه میرایی ناشی از لایه هوایی نازک در حدود ۲ 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، ۲۰۱۴):

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

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

در رابطه (۲) مقادیر μ ، A_0 و h به ترتیب برابر با گرانشی دینامیکی سیال، سطح مشترک نوسانگر و سیال و ضخامت لایه نازک و در رابطه (۳) مقادیر ρ ، ω و A به ترتیب برابر با چگالی سیال، سرعت زاویه‌ای، گرانشی دینامیکی سیال، سطح مشترک نوسانگر و سیال است.

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 و طبق فرمول زیر است (لابانتیو، ۲۰۱۴):

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

که در آن Δf_0 ، Δm_0 و f_0 به ترتیب برابر با شیفت فرکانسی، تغییرات جرمی، فرکانس کاری و جرم نوسانگر است.

تحلیل اجزای محدود حسگر تعرق

برای استخراج پارامترهای حسگر پیشنهادی ازجمله فرکانس کاری، ضریب کیفیت و حساسیت از شبیه‌سازی ساختاری با نرم‌افزار اجزاء محدود COMSOL Multiphysics استفاده شده است. شبیه‌سازی‌ها با استفاده از فیزیک جامد و شرایط مرزی سکون برای 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 مش‌بندی ساختار سه بعدی، از شبکه‌بندی مثلثی و اعمال روش جاروب^۱ استفاده شده و علاوه بر آن، برای برآورد شرایط اولیه و مرزی ازجمله ضخامت لایه استوکس جهت تحلیل مکانیکی سازه در ابتدا شبیه‌سازی‌های مربوط به اندرکنش جامد و سیال انجام شد. مشخصات مورد نیاز بکار گرفته شده در شبیه‌سازی به صورت زیر است:

¹ Swept

جدول ۲ - مشخصات سیال‌های بکار رفته در شبیه‌سازی

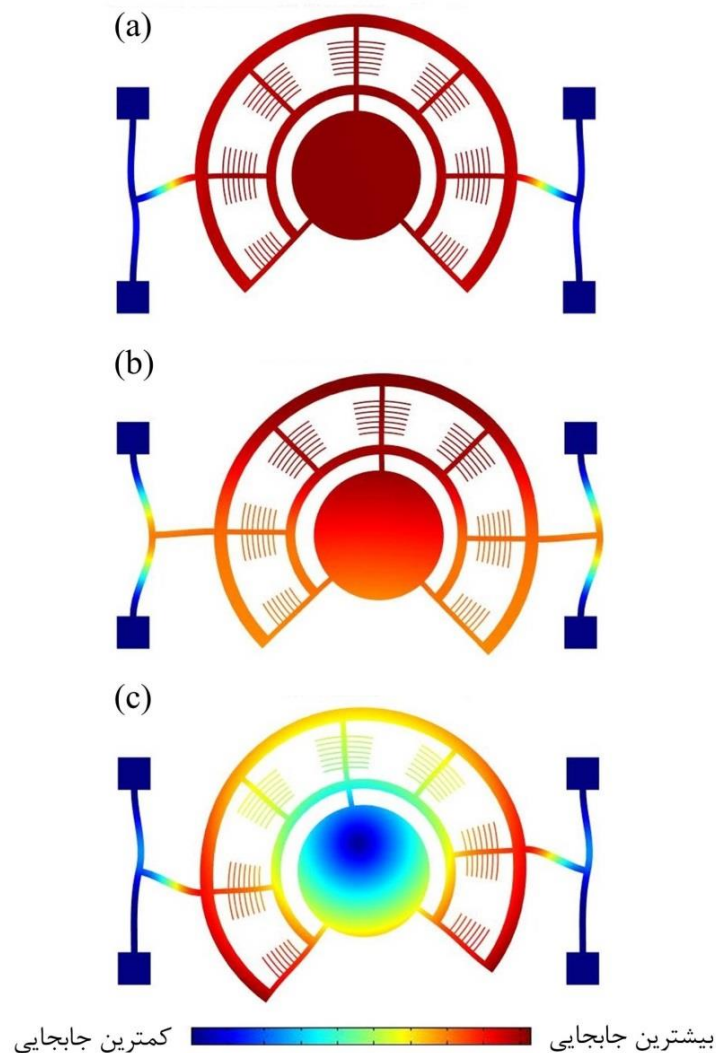
مقدار	مشخصه
1000 [kg/m ³]	چگالی آب
8.9e-4 [Pa.s]	گرانروی آب
18.27e-6 [Pa.s]	چگالی هوا
1.225 [kg/m ³]	گرانروی هوا

تحلیل فرکانس‌های طبیعی ساختار پیشنهادی

ساختار حسگر پیشنهادی به عنوان یک نوسانگر در نظر گرفته شده و همه پارامترها مربوط به کل سازه می‌باشد. برای بدست آوردن فرکانس‌های طبیعی، برای تمامی آنکورها میزان جابجایی برابر صفر (۰) 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 می‌چرخد. 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 اگماض شده است. مقادیر فرکانس‌های با حرکت در صفحه حسگر پیشنهادی در جدول (۲) آمده و این فرکانس‌ها با کمی اغراق در نحوه نمایش در شکل (۵) نیز نشان داده شده است.

جدول ۳ - فرکانس‌های طبیعی حسگر پیشنهادی با مد حرکتی در صفحه

شماره	(a)	(b)	(c)
فرکانس نوسان طبیعی (KHz)	۱۷۹/۰۴	۲۰۴/۶۶	۳۳۰/۷۳

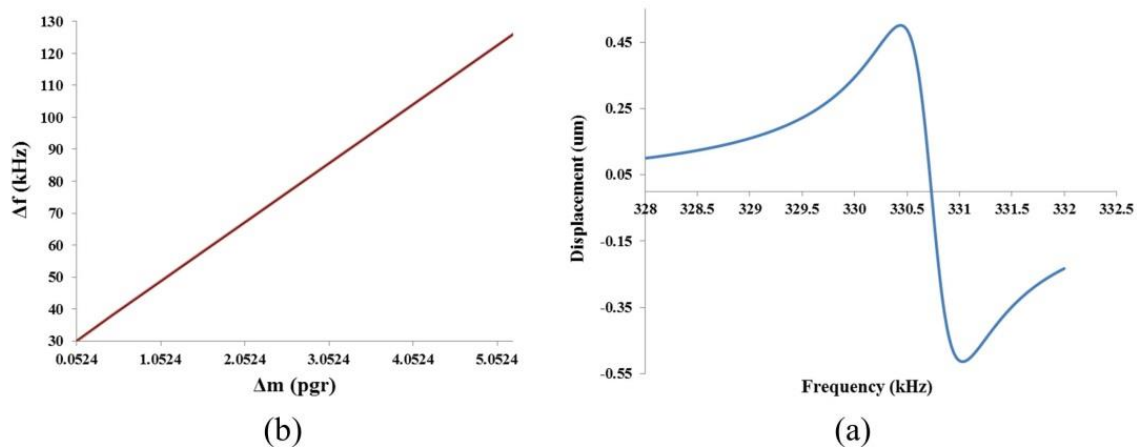


شکل ۵ - فرکانس‌های طبیعی با مد حرکتی در صفحه

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 محرک‌ها و برای دمپینگ کوتی از تعریف نیروی برشی و در دمپینگ استوکز از نیروی نرمال و برشی استفاده شده است. زمانی که ولتاژ به الکترودهای پیش‌ران در سیستم حسگری اعمال می‌شود، قطره‌های حاوی ذرات زیستی به سمت 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 می‌یابد. پاسخ فرکانسی جابجایی حاصل از شبیه‌سازی به روش اجزای 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 حاصل مطابق شکل ۶.b بوده که شیب نمودار نشانگر حساسیت جرمی است.



شکل ۶ - (a) نمودار طیف فرکانسی جابجایی حسگر؛ (b) حساسیت جرمی حسگر پیشنهادی

با توجه به شکل ۶.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 جابجایی حسگر در شکل ۶.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 (۳) ارائه شد.

جدول ۴ - مقایسه فرکانس کاری و ضریب کیفیت برخی حسگرهای با کاربرد سیالاتی با حسگر پیشنهادی

مرجع	فرکانس کاری	ضریب کیفیت
ره‌افروز و پورکمالی (۲۰۱۱)	KHZ ۷/۶۷	۱۷۰
قاراداغی و همکاران (۲۰۱۸)	۳۵ MHZ	۱۸۳

۳۰	MHZ ۳-۱۹۰	جیا و فنگ (۲۰۱۹)
۳۱۵-۴۴۰	۱۷/۲ MHZ	منصور زارع و همکاران (۲۰۱۹)
۳۱۱	۵/۱۲ MHZ	ونگ و همکاران (۲۰۲۰)
۳۶۶	۳/۵ MHZ	اشنایدر و همکاران (۲۰۲۰)
۶/۸	۱/۲۲ KHZ	تاکایاما و همکاران (۲۰۱۸)
۲۵	۲۰ KHZ	ماهاجنه و همکاران (۲۰۱۴)
۳۲	۴۲۶ KHZ	بردسلی و همکاران (۲۰۱۰)
۴/۸±۱/۵	۳۵/۲±۰/۳ KHZ	کاستانگوی (۲۰۱۰)
۱۷	۹۳/۴ KHZ	وانچورا (۲۰۰۸)
۵۷۰	۳۳۰/۷۳ KHZ	تحقیق حاضر

نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر، یک حسگر جرمی بر پایه فناوری میکروسیالات قابل پوشیدن با تحریک الکترواستاتیک معرفی شد که می‌تواند در کاربردهای تکنولوژی ورزشی ازجمله 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 'fsi' مربوطه استفاده شده است. با توجه به اینکه این تحقیق از نوع شبیه‌سازی ساختاری بوده، تئوری کار به طور دقیق بررسی شده و در شبیه‌سازی‌ها اعمال شده است. مقدار فرکانس کاری و ضریب کیفیت حسگر شبیه‌سازی شده به ترتیب برابر با $330/73$ کیلوهرتز و 570 است که در صورت ساخت حسگر، مسلماً ضریب کیفیت از این مقدار کمتر خواهد بود.

تقدیر و تشکر

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

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

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

¹ Fluid-solid interface

References

- 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), p. 035007.
- Atalay, Y.T., Vermeir, S., Witters, D., Vergauwe, N., Verbruggen, B. & et al. (2011). Microfluidic analytical systems for food analysis. *Trends in food science & technology*, 22(7), p. 386-404.
- 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), p. 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), p. 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), p. 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), p. 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), p. 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), p. 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), p.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.
- 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.
- 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*, no. 168, p. 606-609.
- Prasad, A., Seshia, A.A. & Charnet, 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), p.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), p. 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), p. 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), p. 848-860.
- Seo, J.H. & Brand, O. (2005). *Novel high Q-factor resonant microsensor platform for chemical and biological applications*. In: The 13th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, 2005. Digest of Technical Papers.
- 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), p. 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), p. 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), p. 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), p. 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), p. 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), p. 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).
- 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), p. 367-374.