مجله کنترل
ISSN (print) 2008-8345
ISSN (online) 2538-3752
جلد ۱۲، شماره ۳، پاییز ۱۳۹۷، صفحه ۶۱-۴۳

طراحی بهینه و ساخت حس‌گر ریزسیالی شناسایی مواد و قرائت‌گر خازنی مبتنی بر چرخه حدی

میثم زمانی پدرام[۱،۴*]، منصور محتشمی‌فر[۲]، احمد عفیفی[۳]

[۱*] استادیار دانشکده مهندسی برق، گروه مهندسی مکاترونیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، mzpedram@kntu.ac.ir

[۲] مربی مجتمع برق و کامپیوتر، گروه مهندسی الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، moh1965@mut.ac.ir

[۳] دانشیار مجتمع برق و کامپیوتر، گروه مهندسی الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، afifi@mut.ac.ir

[۴] محقق مجتمع برق و کامپیوتر، گروه مهندسی الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر

دریافت مقاله: ۱۳۹۵/۲/۵ ویرایش اول: ۱۳۹۶/۷/۱۵ ویرایش دوم: ۱۳۹۶/۱۰/۱۷ پذیرش مقاله: ۱۳۹۶/۱۰/۲۰

چکیده: در این تحقیق، با استفاده از ساختارهای میکروفلوئید و فن زیست‌فناوری، سامانه تشخیص گر مواد مخدر طراحی و ساخته‌شده است. اندازه‌گیر خازنی با استفاده از شبیه‌سازی چندفیزیکی به صورت بهینه طراحی شده است و پس از استخراج اندازه‌های بهینه، با استفاده تکنولوژی میکروالکترونیک ساخته شده است. در این نوع حسگر، آپتامرهای معین بر روی سطوح خازن پوشش دهی می‌گردد و با عبور سیال از کانال تعبیه‌شده، ماده‌ی مذکور در میان رشته‌های آپتامر درگیر می‌شود و سبب تغییر اندازه خازن می‌گردد. در این پروژه الگوریتم قرائت خازنی نوین مبتنی بر استفاده از چرخه‌ی حدی سیستم غیرخطی بیان‌شده است. این متد نوین با ایجاد یک مدل غیرخطی مجازی در کنار ساختار خازنی و ایجاد چرخه حدی تلقینی، ظرفیت خازنی به صورت لحظه‌ای را اندازه‌گیری می‌کند.

کلمات کلیدی: حسگر تشخیص مواد، ریز سیال، قرائت گر نوین خازنی، چرخه حدی.

An Optimal Design and Fabrication of Microfluidic Material Detection Sensor and Limit Cycle Based Readout System

Maysam Zamani Pedram, Mansour Mohtashamifar, Ahmad Afifi

Abstract: In this Study, according to microfluidic structure and bio inspired techniques, a material detection sensor has been designed and fabricated based on micro fabrication method. The capacitive sensing has been designed numerically and optimized by a familiar multi physics software. In this type of sensor, a defined aptamer has been coated on the capacitor electrode surface and by flowing the fluid through the microchannel, the targeted material would be involved between the aptamer string structure and it makes a change in capacitor value. In this research, a novel readout system based on limit cycle has been introduced and implemented. In this method, a virtual nonlinear dynamic has been supposed beside the real system and makes the whole system behave in a limit cycle (LC). By measuring LC frequency and amplitude, capacitor value is estimated.

Keywords: Material Detection Sensor, Microfluidic, Novel Capacitor Readout, Limit Cycle

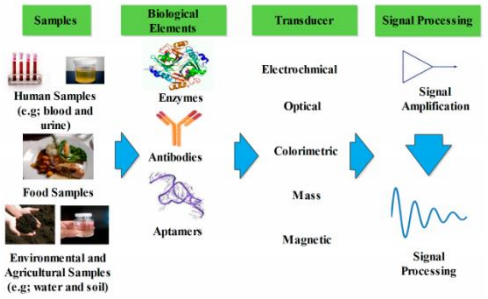
[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

۱- مقدمه

اهمیت سامانه‌های میکروفلوئیدی از فرایندهای شیمیایی شروع گردید. در آن زمان، در ابتدا با نام اختصاری μTAS[۱] به چنین ساختارهایی انتصاب شده بود [۱, ۲]. در آن برهه، تحقیقات بسیاری در این زمینه برای کاربردهای شیمیایی و بیوشیمیایی صورت گرفت. پس از گذشت چند سال و گسترش این حوزه، نام‌های ریزسیال[۲] و آزمایشگاه رو چیپ[۳] نیز در کنار نام اختصاری پیشین قرار گرفت. پژوهشگران این حوزه، ساختارهای میکروفلوئیدی خود را با کمک فنّاوری‌های ساخت سامانه‌های میکرو الکترومکانیک و به کمک مواد سازگار با ترجمان‌های[۴] بدن، میکرو کانال‌هایی در ابعاد میکرومتر ایجاد نموده و بر اساس تحلیل‌های مکانیکی، شیمیایی و فیزیکی به یکدیگر مرتبط می‌سازند [۳-۵]. ساختارهای میکروفلوئید کاربردهای بسیاری در علم پزشکی ازجمله شناسایی انواع سلول‌ها بخصوص سلول‌های سرطانی، مشابه‌سازی ترجمان‌های داخلی بدن ازجمله ریه، زبان، کلیه و غیره دارند [۶-۱۰]. به‌طورکلی در شناسایی مواد، با استفاده از ساختارهای ممز[۵] به روش‌های نوری، مقاومتی، ارتعاشی و طیف‌سنجی پژوهش‌های صورت گرفته است[۱۱-۲۰]. در این میان استفاده از آپتامرها در تشخیص و شناسایی مواد حوزه‌ی قابل‌توجهی را به خود اختصاص داده است. آپتامرها اولین بار در سال ۱۹۹۰ گزارش شدند. آپتامرها سکانس‌های الیگونوکلئوتیدی خاصی هستند (۳۰ تا ۱۰۰ نوکلئوتید) که لیگاندهای خاصی را تشخیص می‌دهند و با مولکول‌های هدف متنوعی از یون‌های کوچک گرفته تا پروتئین‌های بزرگ با میل و اختصاصات بالایی با ثابت‌های تجزیه عموماً از میکرومولار تا محدوده‌های پایین‌تر از پیکومولار که در مقایسه با آنتی‌بادی‌ها حتی بهتر است [۲۱]، پیوند برقرار می‌کنند. با توجه به اختصاصیت و تمایل بالای آپتامرها به اهدافشان به‌عنوان جایگزین مصنوعی برای آنتی‌بادی‌ها محسوب می‌شوند[22].

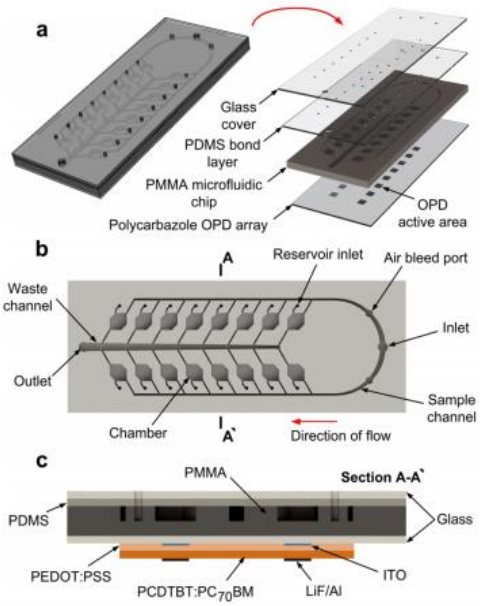
اخیرا کارهای جدیدی بر روی حسگرهای ریزسیالی صورت گرفته است. این حسگرها بر مبنای ترکیب ساختار ریزسیال به همراه قرائت‌گر مقاومتی، نوری و جداسازی سانتریفیوژی انجام می‌گیرد. از آنجایی که اغلب حسگرها در کاربردهای بایو زیستی مورد استفاده قرار می‌گیرد لذا استفاده از یک ماده واسطه جهت مبدل و یا تفکیک مواد لازم است. شکل ۱ به صورت خلاصه، مراحل تفکیکی روش‌های مختلف شناسایی و متد قرائت را حسگرهای ریز سیالی نشان می‌دهد [۲۳]. در تکنیک‌های نوری متمرکز، با ایجاد یک حفره و عبور ریز سیال از مسیری که نور به صورت عمودی بر محور آن تابانده می‌شود، تغییر ویژگی‌های سیگنال نور دریافتی در خروجی بیانگر ابعاد اندازه و نوع ماده است [۲۴-۲۶]. می‌توان با استفاده از تکنولوژی نانو، پراکندگی نور را جهت اندازه‌گیری افزایش داد [۲۷-۲۹].

استفاده از فلوئورسنت از دیگر مواردی است که به صورت روش‌های ترکیبی ریزسیال و نوری عنوان می‌شود. در این روش فلوئورسنت به مواد معین چسبیده می‌شود و حضور فلوئورسنت به معنای وجود ماده مورد نظر است [۳۰].



شکل ۱: جدول روش‌های مختلف شناسایی بر پایه ریز سیال

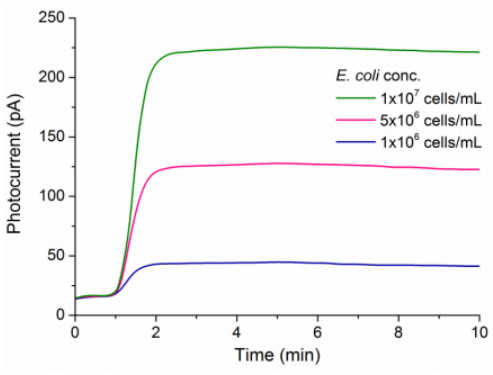
در کنار کاربردهای تشخیصی این نوع حسگرها، می‌توان جهت مشخصه‌یابی پارامترهای فیزیکی نیز استفاده شوند. در [۳۱] نمونه‌ای از بیوحسگرجهت تشخیص باکتری بیان طراحی شده است. در این حسگر بر اساس ریزسیال و پردازش نوری، متناسب با غلظت مختلف، میزان ولتاژ (آمپر) تشخیص‌گر نوری در بازه‌های متنوع خروجی می‌دهد. از این حسگر در تشخیص نوع سلول در رنج وسیع و گسترده نیز قابل استفاده و طراحی است. شکل ۲ شماتیک ساختار میکروسازه را نشان می‌دهد و شکل ۳ نمودار خروجی جریان-زمان در غلظت‌های مختلف را نشان می‌دهد.



شکل ۲: تصویر شماتیک از حس‌گر ریزسیالی تشخیص‌گر باکتری و ویروس

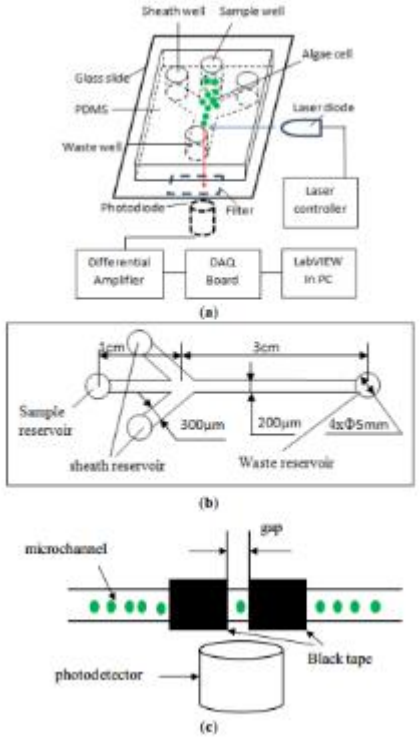
[۱] miniaturized total chemical analysis systems
[۲] Microfluidics
[۳] Lab on a chip
[۴] Organ
[۵] MEMS

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]



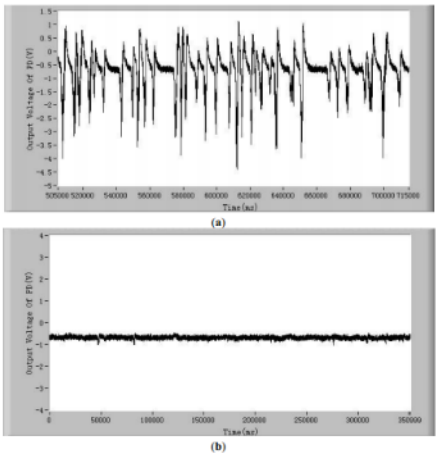
شکل ۳: نمودار تشخیص سلول در غلظت‌های مختلف ویروس مشخص بر اساس جریان خروجی فتودیتکتور

در [۳۲] حسگر تشخیص سلول زنده‌ی جلبک ساخته شده است. در این سلول بر اساس ساختار ریزسیال و میزان پراکندگی نور در اثر جذب نور سلول زنده و مرده‌ی جلبک، تشخیص داده می‌شود. در شکل ۴، شماتیک ساختاری نحوه‌ی تشخیص سلول نشان داده شده است. در [۳۳] نیز با استفاده از روشی مشابه، تشخیص‌گر سلول سرطانی طراحی و ساخته شده است.

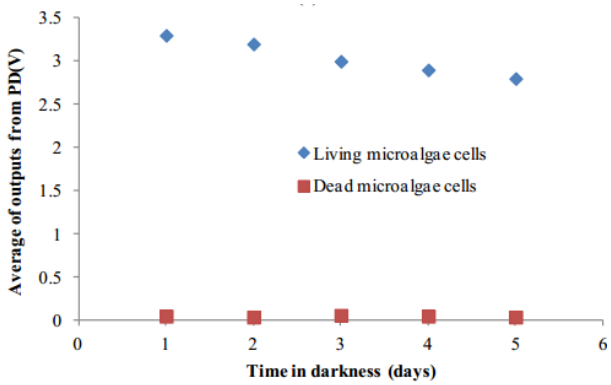


شکل ۴: ساختار کلی تشخیص سلول زنده و مرده

در شکل ۵ نمودار ولتاژ خروجی تشخیص‌گر نوری بر اساس عبور سلول زنده و مرده نشان داده شده است. همچنین به طور کلی شکل ۶ نیز بیان‌گر میانگین ولتاژ سلول زنده و مرده است.

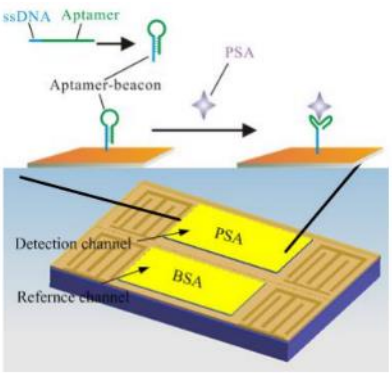


شکل ۵: نمودار خروجی تشخیص‌گر نوری بر اساس زمان و برای دو سلول زنده (الف) و مرده (ب)



شکل ۶: نمودار میانگین خروجی سلول زنده و مرده بر اساس گذر زمان (روز)

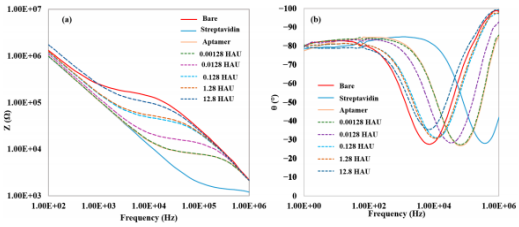
در [۳۴] حسگر تشخیص آنتی‌ژن پروستات طراحی و ساخته شده است. این حسگر بر مبنای ساختار ریزسیالی و آپتامر، تشخیص شیمیایی آنتی‌ژن مربوطه را انجام می‌دهد(شکل ۷).



شکل ۷: میکرو ساختار حس‌گر تشخیص آنتی ژن پروستات

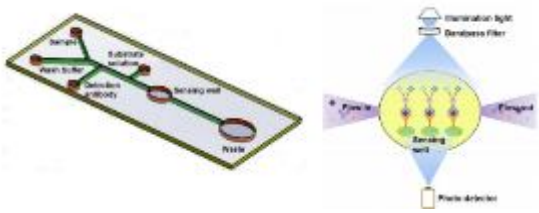
در [۳۵] یک حسگر آپتامری و ریزسیالی بر مبنای تغییر امپدانس خروجی جهت تشخیص ویروس آنفولانزا معرفی شده است.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

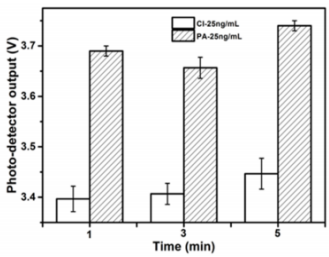


شکل ۸: نمودار خروجی بر اساس امپدانس و فرکانس

در [۳۶] یک حسگر ریزسیالی جهت شناسایی آلرژی غذایی طراحی شده است. روش شناسایی آلرژی مبتنی بر آزمون ایمونوسوربنت است که آنزیم آن در آزمایشگاه مربوطه ساخته شده است. نحوه‌ی شناسایی آن بدین صورت است که سیال (حاوی مایع و مواد غذایی) از یک سمت وارد حسگر شده و در یک محل ترکیبات با آنزیم مربوطه انجام می‌گیرد و از سوی دیگر خارج می‌شود. در محل ترکیبات آنزیم مربوطه با مولکول‌های مورد نظر وارد ترکیب شده و ساختار متفاوتی را روی بستر میکروسازه ایجاد می‌کنند. اعمال سیگنال نوری به محل تجمعات و دریافت سیگنال فرکانسی و تشخیص فرکانسی منتج به حضور ماده‌ی مورد نظر را فراهم می‌سازد. شکل ۹ و شکل ۱۰به ترتیب ساختار ریزسیالی-نوری تشخیص‌گر و خروجی حسگر را نشان می‌دهند.

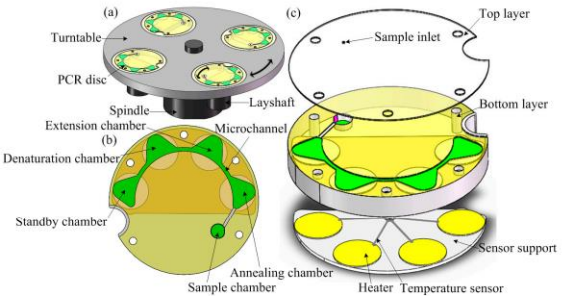


شکل ۹: ساختار ریزسیالی تشخیص‌گر به همراه روش شناسایی نوری ماده

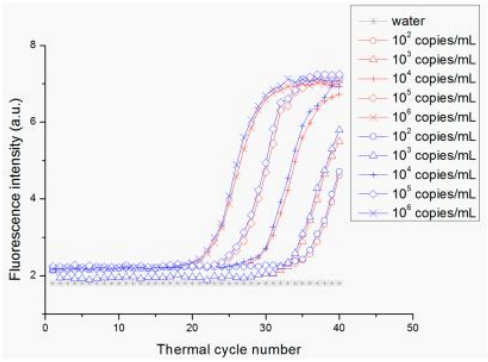


شکل ۱۰: خروجی ولتاژ دیتکتور نوری در حضور مواد مورد نظر

در [۳۷] بر مبنای ریزسیال و ساختار دورانی هپاتیت نوع ب توسط فلوئورسنت شناسایی و تشخیص داده می‌شود. سرعت تشخیص آن نسبت به نمونه‌ی تجاری آن سریع تر است و در ظرف مدت ۳۰ دقیقه فرآیند شناسایی به اتمام می‌رسد. نمونه‌ی تجاری این سامانه، به طریقی مشابه در مدت زمان ۱۲۰ دقیقه افرآیند تشخیص را نهایی می‌کند. شکل ۱۱ ساختار دیسکی میکروسازه، به همراه مکان ورود و خروج سیال را نشان می‌دهد. شکل ۱۲ نیز نمودار شدت خروجی فلوئورسنت بر حسب میزان غلظت اولیه ویروس مورد نظر را نشان می‌دهد.



شکل ۱۱: ساختار دیسکی میکروسازه به همراه ورود و خروج سیال



شکل ۱۲: نمودار خروجی بر حسب شدت فلوروسنت در میزان غلظت‌های اولیه متفاوت

در این پروژه با بکارگیری آپتامر و ترکیب آن با ساختار ریزسیالی، در جهت تشخیص مواد مخدر شیشه و کوکائین سعی می‌شود. تحلیل و آنالیز ساختار ریزسیالی و ترکیب آن با زیست‌فناوری، این امکان را در آینده فراهم می‌سازد تا به کمک فرایند میکرو ماشین‌کاری به همراه فن‌های ساخت ریزسیالی، محصول باهدف شناسایی مواد ساخته شود که کاربردهای بسیار در سطوح مختلف دارد. بعلاوه ساختار ریزسیالی این امکان را فراهم می‌نماید تا به‌راحتی بتوان یک ماده‌ی مشخص در یک سیال بررسی گردد و وجود یا عدم وجود آن به‌صورت یک سیگنال معین تعیین شود. در این آزمایش دو ماده کوکائین و شیشه مورد بررسی قرارگرفته‌اند. الگوریتم مورداستفاده در این سامانه شامل حوزه‌های مهندسی برق، مکانیک به همراه زیست‌فناوری است. در حقیقت، با استفاده از ریز سیال و آپتامرهای پوشیده شده بر سطح الکترودهای طراحی‌شده، ظرفیت خازنی تغییر کرده و با تغییر ظرفیت خازن، میزان غلظت ماده موردنظر استخراج می‌شود. نوآوری این مقاله، در کنار طراحی بهینه‌ی ساختار ریز سیالی و محاسبه‌ی ظرفیت خازنی به صورت معادلات ریاضی، قرائت ظرفیت خازن با استفاده از دانش پایه مهندسی کنترل است. در این روش به صورت الکترونیکی مدار معادل خازنی را در داخل یک حلقه‌ی بسته با فیدبک منفی و کنترل کننده غیرخطی قرار داده و به صورت تلقینی ساختار حلقه بسته در یک چرخه‌ی حدی گرفتار می‌گردد. با عنایت به تسلط به معادلات چرخه‌حدی و اندازه‌گیری فرکانس نوسان و دامنه نوسان، پارامترهای داخلی سیستم که در این مسئله خازن و مقاومت معادل است بدست می‌آیند.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

در ادامه و در بخش دوم، حسگرهای مبتنی بر آپتامر توضیح داده می‌شود. در این بخش مواد موردسنجش نیز ازجمله شیشه و کوکائین به‌اختصار توضیح داده می‌شود. در بخش سوم طراحی و ساخت یک حسگر مبتنی بر ساختار خازنی و ریزسیال توضیح داده‌شده است. در این بخش به‌علاوه روش ساخت میکرو ساختار نیز به‌صورت خلاصه توضیح داده‌شده است. در بخش چهارم الگوریتم نوین قرائت خازنی شرح داده‌شده است و در بخش پنجم نیز نتایج آزمایش بیان‌شده است.

۲- حسگرهای مبتنی بر آپتامر

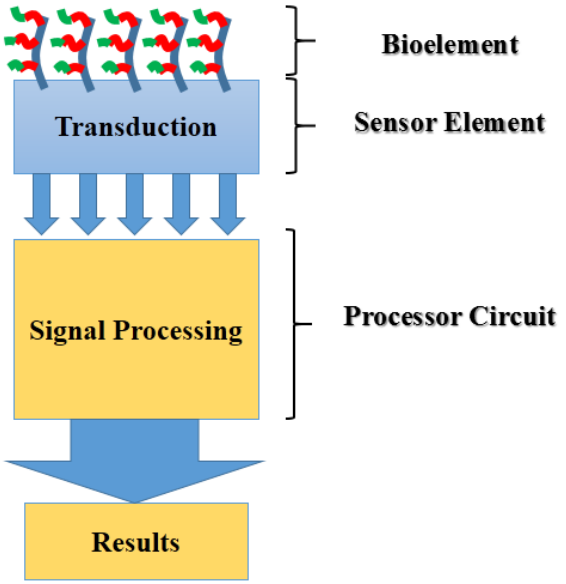
بشر آنالیزهای زیستی را از گذشته تاکنون با استفاده از سلول‌های عصبی، چشایی، لامسه و غیره تشخیص داده‌اند. ازآنجایی‌که موجودات زنده یکی از کارآمدترین ماشین‌ها هستند، دانشمندان برای ایجاد نسخه‌هایی مشابه خصوصاً در موارد تشخیص از آن‌ها الگوبرداری می‌کنند. لذا آن‌ها با به‌کارگیری عناصر پذیرنده زیستی وسایل جدید آنالیز شیمیایی را که اغلب دارای قدرت انتخاب بالایی برای سامانه‌های تشخیص بیولوژیک هستند، توسعه داده‌اند. این عناصر در ترکیب با روش‌های مختلف انتقال، به توسعه و گسترش سریع زمینه‌های آنالیز زیستی کمک کرده و فنّاوری‌های مرتبط به‌عنوان بیوحسگرها و بیوچیپ‌ها شناخته می‌شوند. به بیوحسگرهای مبتنی بر آپتامر، آپتاسنسور گفته می‌شود. تشخیص هدف، توسط آپتامرها می‌تواند به‌وسیله‌ی روش‌های مختلفی ارزیابی شود که ازجمله‌ی عناصر تبدیل‌کننده سیگنال می‌توان به الکترودهای الکتروشیمی، اجزای گرمایی، نیمه‌رساناها، ترکیبات نوری (مانند فیبر نوری و پلاسمای سطح) قطعات پیزو الکتریک و... اشاره نمود. آپتاسنسورها با روش‌های متنوعی ازجمله بیوحسگرهای الکتروشیمیایی، بیوحسگرهای نوری و بیوحسگرهای حساس به جرم ساخته می‌شوند.

بیوحسگرها وسایل تحلیل‌کننده‌ای هستند که از ترکیب و به هم آمیختن اجزای بیولوژیک و مبدل‌های فیزیکی و شیمیایی تشکیل می‌شوند یک بیوحسگر می‌تواند به‌صورت یک ابزار محاسباتی فشرده و یا یک واحد پیوسته بیولوژیک یا یک عنصر حسگر زیستی مرتبط با مبدل تعریف شود. به‌طور اختصاصی یک بیوحسگر از سه جز تشکیل‌شده است (شکل ۱۳):

الف) عنصر بیولوژیک حساس: عنصر بیولوژیک حساس (مواد بیولوژیک مانند بافت‌ها و...) که می‌تواند توسط مهندس بیولوژیک ایجاد شوند. در حقیقت اساس شناسایی و سنجش ترکیبات در این دستگاه‌ها اتصال ویژه آنالیت مورداندازه‌گیری به حس‌گر، توسط عناصر بیولوژیک حساس است که عامل اصلی گزینش در بیوحسگرها محسوب می‌شوند که عمدتاً در چند گروه تقسیم‌بندی می‌شوند: آنتی‌بادی‌ها، آنزیم‌ها، اسید نوکلئیک، ساختارهای سلولی، سلول‌ها و... .

ب) عنصر مبدل یا آشکارساز: عنصر مبدل یا آشکارساز که سیگنال ایجادشده از برهمکنش آنالیت با عنصر بیولوژیک را به سیگنال دیگری که قابل‌اندازه‌گیری است تبدیل می‌کند.

ج) پردازشگر الکترونیک: پردازشگر الکترونیک یا سیگنال که به‌طورکلی مسئول نشان دادن نتایج هستند.

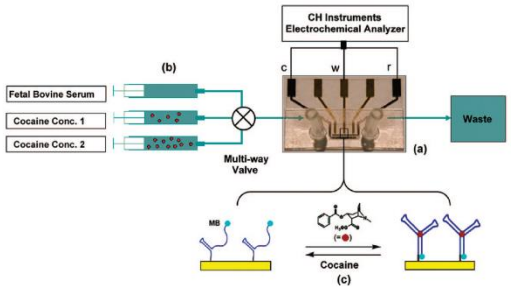


شکل ۱۳: نمای کلی یک بیوحسگر

هیبریداسیون دئوکسی ریبونوکلئیک‌اسیدها و یا ریبونوکلئیک‌اسیدها به‌عنوان یکی از پرکاربردترین پذیرنده‌های زیستی در فنّاوری بیوحسگرها و بیوچیپ‌ها مورداستفاده واقع‌شده‌اند، شکل اساسی بیوحسگرها مبتنی بر DNA اغلب اشاره به حس‌گرهای ژنی دارد.

۳- طراحی و ساخت حسگر

به‌طورکلی در این حسگر قصد بر شناسایی مواد و تشخیص وجود و یا عدم وجود از یک ماده موردنظر در یک سیال است. با توجه به شکل ۱۴ پرواضح است که در این ساختار میکرو کانالی، سیال وارد می‌شود و از طرف دیگر خارج می‌شود. باوجود آپتامرها بر روی سطح الکترودها تنها ماده موردنظر بر روی سطح الکترود می‌ماند و درنتیجه ظرفیت خازن به علت تغییر دی‌الکتریک بین دو صفحه خازن زیاد می‌شود. میزان افزایش ظرفیت خازن در حقیقت ارتباط با میزان غلظت ماده موردنظر در سیال مربوطه را دارد.



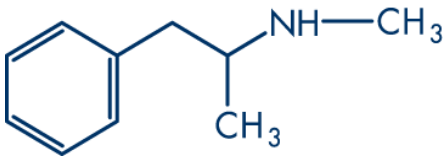
شکل ۱۴: ساختار حسگر بر مبنای آپتامر جهت تشخیص ماده مخدر کوکائین

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

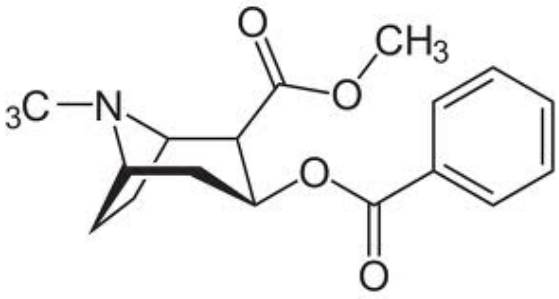
ساختار در نظر گرفته‌شده در این حس‌گر به‌صورت یک میکروفلوئید تک کاناله است که تنها جهت تشخیص وجود یک ماده‌ی خاص در سیال مورداستفاده قرار می‌گیرد. این ساختار می‌تواند به‌عنوان شناساگر مواد مختلف ازجمله مواد مخدر و یا شناساگر سلول‌های موردنظر در خون مانند سلول سرطانی استفاده شود. در این حس‌گر سنجش مواد مت‌آمفتامین و کوکائین مدنظر قرارگرفته شده است.

۳-۱ مواد موردسنجش

در این پژوهش دو ماده مت آمتامین و کوکائین مورد بررسی قرار گرفته‌اند. مت آمفتامین و آمفتامین ازنظر ساختاری به گروهی از داروها به نام آمین‌های sympathomimetic (SMAs) متعلق است که محرک قوی سیستم عصبی مرکزی است (شکل ۱۵). کوکائین از گیاه کوکا به دست می‌آید. کوکا آلکالوئید اصلی برگ کوکا است که از برگ‌های بوته‌ای به نام (Ergthroxglom Coca) به دست می‌آید و مرکز اصلی رویش آن کشورهای امریکای جنوبی است. مصرف این مواد می‌تواند باعث افزایش هوشیاری، سرخوشی و کاهش اشتها شوند. لذا در بسیار از نقاط دنیا مورد مصرف قرار می‌گیرند. کوکائین به شکل نمک هیدرو کلراید قابل‌حل در آب ($C17H21NO4{\cdot}HCl$) با وزن مولکولی 339.81 g/mol به طریق خوراکی، استنشاقی و تزریقی مورد سوءمصرف قرار می‌گیرد. (شکل ۱۶).



شکل ۱۵: فرمول ساختاری مت آمفتامین



شکل ۱۶: فرمول ساختاری کوکائین

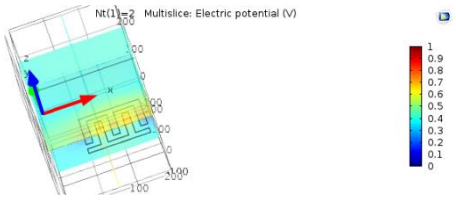
۳-۲ شبیه سازی بهینه و ساخت عنصر مبدل

أ. شبیه سازی بهینه حسگر

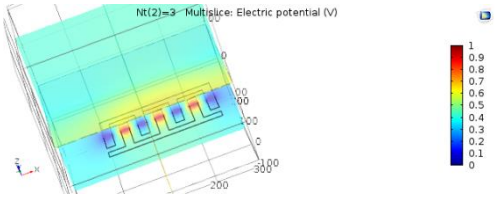
شبیه‌سازی ساختار ممز، در اصل بررسی رفتار تمامی فیزیک‌های حاکم بر کل سیستم است. در این شبیه‌سازی ساختاری مشابه با آنچه در واقعیت رخ می‌دهد در نرم‌افزار کامسول پیاده‌سازی می‌گردد و در ادامه با تعریف فیزیک‌های مختلف و متناسب با ساختار و تعریف شرایط مرزی مسئله اقدام به شبیه‌سازی آن می‌شود. در شبیه‌سازی انجام گرفته چند پارامتر فیزیکی از جمله فشار سیال در میکروکانال، سرعت سیال به همراه تغییرات خازنی ایجادشده حائز اهمیت هستند. یافتن این پارامترهای فیزیکی، نیازمند حل عددی همزمان فیزیک‌های مکانیک، سیالات، الکترو استاتیک است. لذا علت استفاده از نرم افزار کامسول نیز دقیقا به جهت قابلیت پیاده‌سازی چند محیط فیزیکی همزمان بر بستر مدل میکرو سازه است. همچنین با پیاده‌سازی حسگر به صورت پارامتری و استفاده نموده قابلیت انحراف دادن به پارامترها به صورت جداگانه، تاثیر عوامل و پارامترهای مختلف طراحی بر روی خازن خروجی بررسی شده است. و در نهایت نیز با استفاده از بشینه سازی حساسیت خازن به پارامترهای طراحی، مقادیر میکروسازه جهت ساخت به روش میکروماشین‌کاری استخراج می‌شود.

ب. تاثیر پارامتر تعداد شانه‌ها

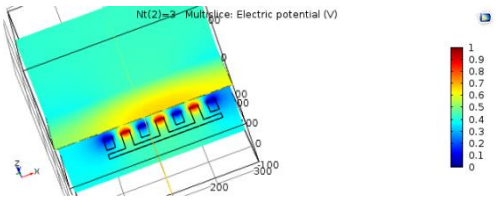
در این قسمت تاثیر تعداد شانه‌ها بر روی ظرفیت خروجی بررسی می‌شود. در این شبیه‌سازی، تعداد شانه‌های خازن، از ۲ به بالا افزایش می‌یابد و نمودار تغییرات خازن بر حسب افزایش شانه‌ها بیان می‌شود. شکل ۱۷ الی شکل ۲۵ توزیع پتانسیل الکتریکی فیمابین شانه‌های خازنی را نمایش می‌دهند. در این اشکال تعداد شانه‌ها از ۲ الی ۶ تغییر نموده است و توزیع پتانسیل الکتریکی را به صورت سه بعدی به تصویر می‌کشانند. نماهای مختلفی برای توزیع پتانسیل الکتریکی جهت وضوح بالاتر بیان شده است. از آنجایی که طرح به صورت الکتروهای شانه‌ای است، حداکثر پتاسیل الکتریکی در فضای بین الکترودها اتفاق می‌افتد و رنگ اشکال با افزایش تعداد شانه‌ها در فضای بین شانه‌ها نمایش داده می‌شود.



شکل ۱۷: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۲ شانه

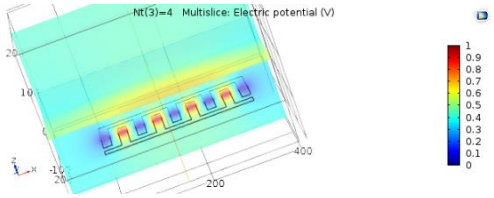


شکل ۱۸: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۳ شانه-نمای ۱

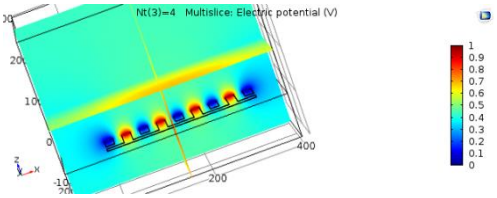


شکل ۱۹: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۳ شانه-نمای ۲

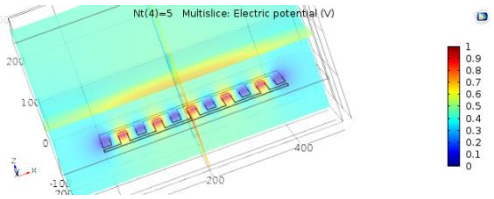
[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]



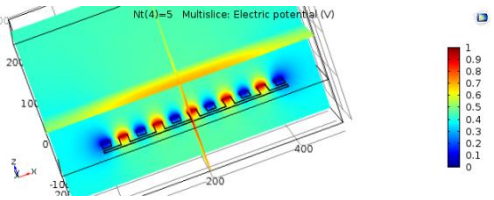
شکل ۲۰: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۴ شانه–نمای ۱



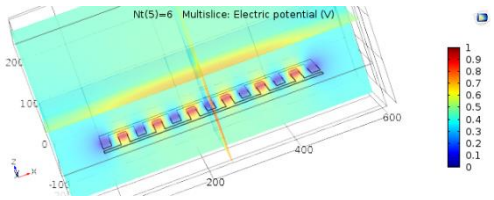
شکل ۲۱: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۴ شانه–نمای ۲



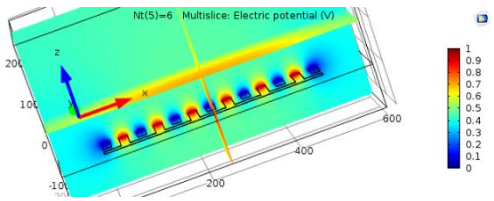
شکل ۲۲: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۵ شانه–نمای ۱



شکل ۲۳: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۵ شانه–نمای ۲

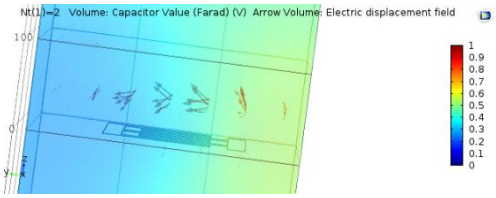


شکل ۲۴: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۶ شانه–نمای ۱

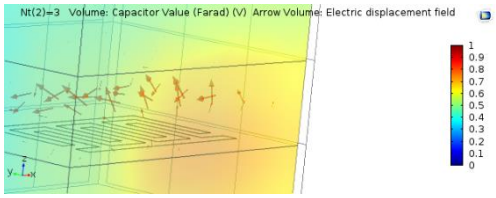


شکل ۲۵: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۶ شانه–نمای ۲

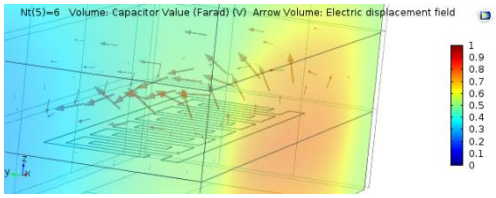
در کنار پتانسیل الکتریکی، توزیع میدان الکتریکی و بردار میدان الکتریکی نیز حائز اهمیت است. در واقع اندازه‌ی خازن ناشی از میزان شدت بردار میدان الکتریکی فیمابین الکترودها خواهد بود. در شکل ۲۶ الی شکل ۲۹، توزیع میدان الکترکی در نماهای مختلف برای تعداد شانه-های مختلف نمایش داده شده است.



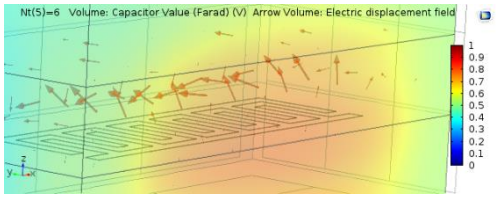
شکل ۲۶: تصویر مربوط میدان الکتریکی توزیع شده در فضای بین شانه های برای تعداد ۲ شانه–نمای ۱



شکل ۲۷: تصویر مربوط میدان الکتریکی توزیع شده در فضای بین شانه های برای تعداد ۲ شانه–نمای ۲

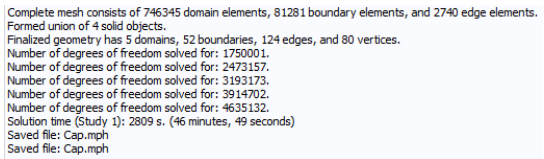


شکل ۲۸: تصویر مربوط میدان الکتریکی توزیع شده در فضای بین شانه های برای تعداد ۶ شانه–نمای ۱



شکل ۲۹: تصویر مربوط میدان الکتریکی توزیع شده در فضای بین شانه های برای تعداد ۶ شانه–نمای ۲

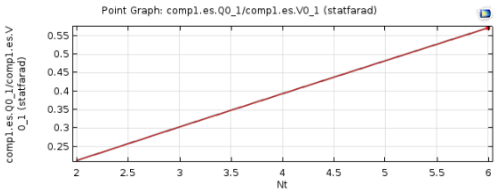
شکل ۳۰ نتایج تمامی شبیه سازی‌ها برای تمامی حالت‌ها را در نرم‌افزار نمایش می‌دهد. در این گزارش میزان زمان اجرا برای هر حالت در حدود ۴۷ دقیقه عنوان شده است.



شکل ۳۰: تصویر مربوط به زمان سوئیف دادن و حل کل معادلات بر اساس تعداد حوزه ها، لبه ها و دیواره ها

شکل ۳۱ نمودار تغییرات خازن بر حسب تعداد شانه‌ها را نشان می‌دهد. بر اساس این آزمون، تعداد شانه ها رابطه‌ای کاملا خطی با تغییرات خازن دارد و این موضوع روابط ریاضی عنوان شده در فصل مربوط به محاسبات خازنی را صحه‌گذاری می‌نماید. لذا حساسیت خازن نسبت به تعداد شانه‌ها همواره عددی ثابت است.

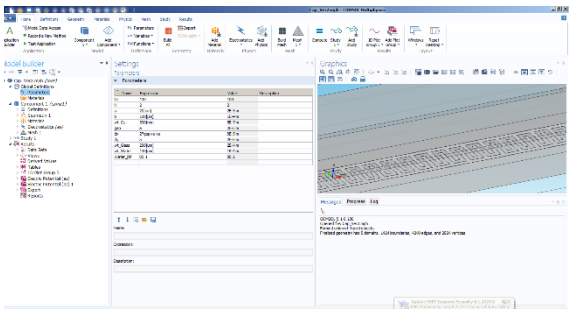
[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]



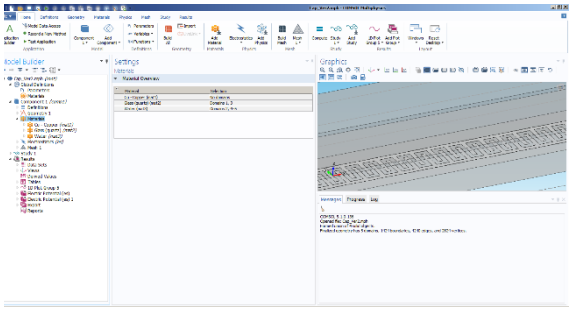
شکل ۳۱: نمودار مربوط به تغییرات میزان خازن شانه ای بر حسب تغییرات تعداد شانه ها

ت. تاثیر پارامتر عرض/طول شانه‌ها

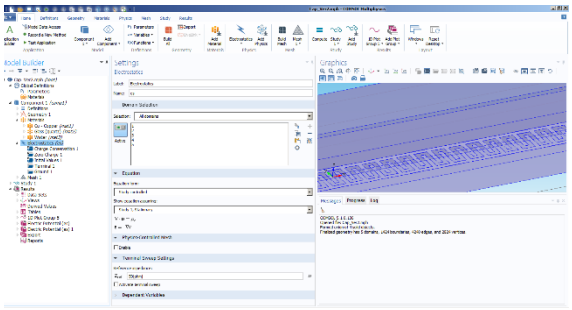
در این فصل، پارامترهای طولی و عرضی الکترودها مورد توجه قرار می‌گیرند. با توجه به پیکره‌بندی به صورت متغیر پایه، قابلیت تغییرات و ایجاد انحراف بر روی مقادیر مختلف خازنی به ازای تغییرات پارامترها وجود دارد. لذا در این بخش با تغییرات بر روی متغیرها، میزان تغییرات خازنی مورد بررسی قرار می‌گیرد. شکل ۳۲ الی شکل ۳۶ مراحل اجرا و پیکره‌بندی را نمایش می‌دهند.



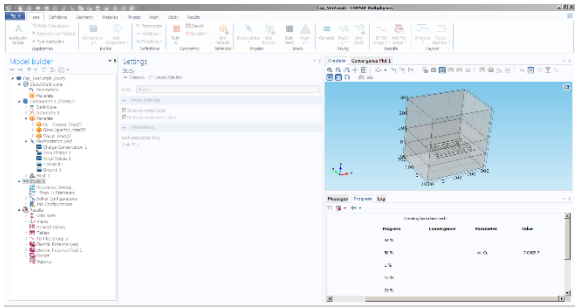
شکل ۳۲: تصویر پیکره بندی جهت ایجاد تغیر در پارامترهای ساختاری الکترودها



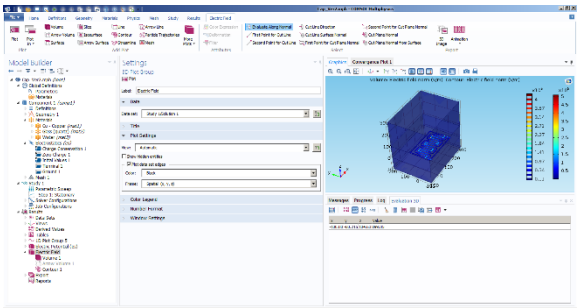
شکل ۳۳: تصویر مربوط به انتخاب الکترودها (مربوط به ماده مورد نظر)



شکل ۳۴: تصویر مربوط به انتخاب فیزیک مورد نظر جهت انجام شبیه سازی

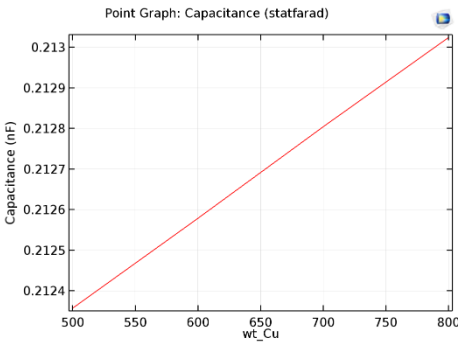


شکل ۳۵: تصویر مربوط به شروع شبیه سازی برای حالتی که تغییرات پارامترهای شکلی الکترودها



شکل ۳۶: تصویر مربوط به اتمام شبیه سازی و خروجی میدان و پتانسیل الکتریکی توزیع شده

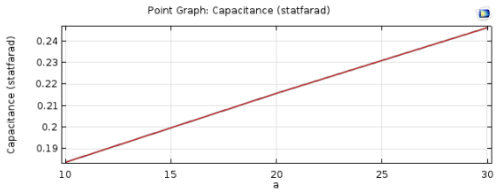
شکل ۳۷ نمودار تغییرات ظرفیت خازنی بر حسب ارتفاع الکترود لایه‌نشانی شده را نمایش می‌دهد. با عنایت به این شکل، هرچه ارتفاع لایه افزایش داده شود، ظرفیت خازنی نیز افزایش می‌یابد.



شکل ۳۷: نمودار تغییرات مقدار خازنی بر حسب تغییرات ابعادی الکترود (با فرض یک شکل بودن تمامی شانه ها) (واحد محور افقی=میکرومتر، واحد محور عمودی-پیکو فاراد)

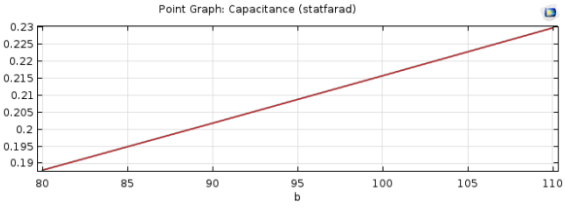
شکل ۳۸ نمودار تغییرات خازن شانه‌ای بر حسب تغییرات عرض الکترودها را نشان می‌دهد. با توجه به این شکل هرچه عرض الکترودها بیشتر باشد، میدان الکتریکی قوی‌تر شده و لذا ظرفیت خازن افزایش می‌یابد.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]



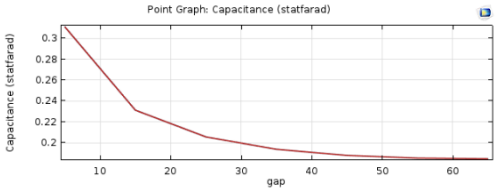
شکل ۳۸: نمودار تغییرات خازنی بر حسب تغییرات عرض الکترودها(واحد محور افقی=میکرومتر، واحد محور عمودی-پیکو فاراد)

شکل ۳۹ نمودار تغییرات خازن شانه‌ای بر حسب تغییرات عرض الکترودها را نشان می‌دهد. با توجه به این شکل هرچه طول الکترودها بیشتر باشد، میدان الکتریکی قوی‌تر شده و لذا ظرفیت خازن افزایش می‌یابد.



شکل ۳۹: نمودار تغییرات خازنی بر حسب تغییرات طول الکترودها(واحد محور افقی=میکرومتر، واحد محور عمودی-پیکو فاراد)

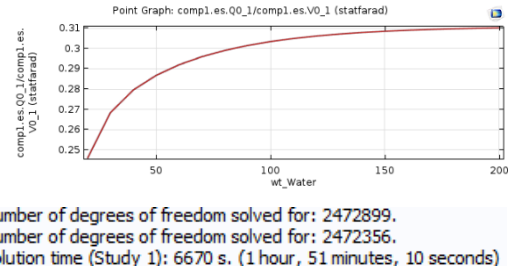
شکل ۴۰ بیان‌گر نمودار تغییرات مقدار خازنی بر حسب تغییرات فاصله بین الکترودها است. هرچه فاصله بین الکترودها افزایش یابد ظرفیت خازنی کاهش می‌یابد لذا تا جایی که می‌توان بایستی فاصله بین الکترودها کاهش یابد.



شکل ۴۰: نمودار تغییرات خازنی بر حسب تغییرات فاصله بین صفحات(واحد محور افقی=میکرومتر، واحد محور عمودی-پیکو فاراد)

ث. تاثیر پارامتر ارتفاع کانال

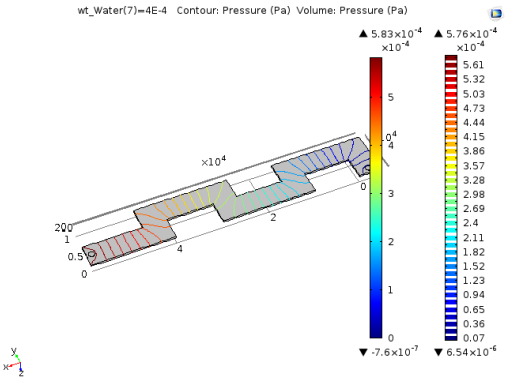
در این بخش نیز همانند بخش‌های پیشین، با تغییر ارتفاع کانال، تغییرات خازن بررسی شده است. مطابق با شکل ۴۱، میزان خازن خروجی بر حسب تغییرات ارتفاع کانال بیان شده است. با توجه به این شکل، هرچه ارتفاع کانال بیشتر شود ظرفیت خازن قابل اندازه‌گیری بیشتر می‌شود تا جایی که ظرفیت خازن به اشباع می‌رود. علت این امر در این است با توجه به ابعاد و اندازه‌ها و میزان ولتاژ تحریک‌سازی تا حد ۲۰۰ میکرون ارتفاع، تمامی خطوط میدان از داخل سیال عبور کرده به الکترود سمت دیگر می‌رسد لذا تغییر محیط و تضعیف سیگنال میدان الکتریکی ناشی از تغییرات ماده در این حالت صورت نمی‌گیرد. لذا با توجه به این امر ارتفاع کانال مورد نیاز بایستی تقریبا از ۱۵۰ میکرون به بالا باشد تا تمامی خطوط میدان از سیال عبور نماید.



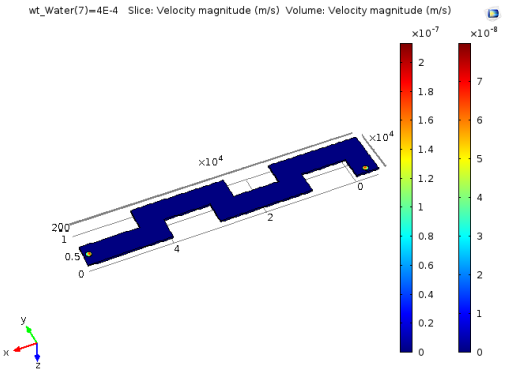
شکل ۴۱: نمودار تغییرات خازنی بر حسب تغییرات ارتفاع کانال به همراه زمان شبیه سازی برای هر مرحله (واحد محور افقی=میکرومتر، واحد محور عمودی-پیکو فاراد)

ج. تاثیر پارامتر ارتفاع کانال با سرعت و فشار وارده

در این بخش، تاثیر پارامترهای کانال بر روی فشار و سرعت توزیع شده در طول کانال استخراج می‌شود. لذا بر اساس فایل پیشین سه نوع متغیر ارتفاع کانال، سرعت ورودی و پهنای کانال مورد توجه قرار می‌گیرد. با تغییر این پارامترها، میزان تاثیرات سرعت توزیعی سیال در طول کانال و میزان فشار بیشینه بر روی جداره‌های کانال استخراج می‌شود. شکل ۴۲ و شکل ۴۳ تصاویر توزیع فشار و سرعت سیال در طول کانال را برای ارتفاع کانال ۴۰۰ میکرون نمایش می‌دهند.



شکل ۴۲: تصویر کنتور و توزیع سه بعدی فشار به ازای ارتفاع کانال ۴۰۰ میکرون

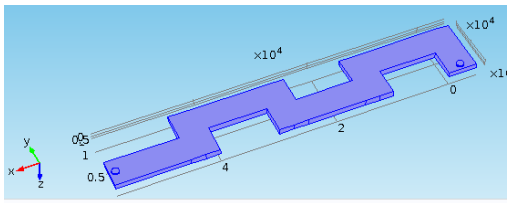


شکل ۴۳: تصویر کنتور و توزیع سه بعدی سرعت سیال به ازای ارتفاع کانال ۴۰۰ میکرون

شکل ۴۴ و شکل ۴۵ به ترتیب جدول تغییرات فشار بیشینه بر حسب تغییرات ارتفاع کانال و نمودار تغییرات فشار بیشینه در طول کانال بر حسب

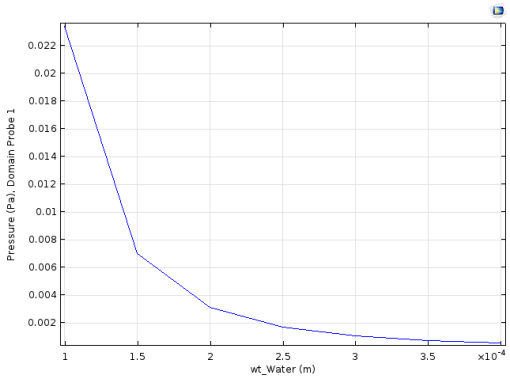
[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

ارتفاع مانال را نمایش می‌دهند. مطابق با این دیاگرام‌ها هرچه ارتفاع کانال افزایش یابد، فشار وارده بر دیوار کاهش می‌یابد.



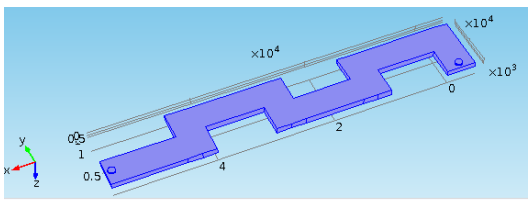
wt_Water (m)	Pressure (Pa), Domain Probe 1
1.0000E-4	0.023383
1.5000E-4	0.0070166
2.0000E-4	0.0030998
2.5000E-4	0.0017165
3.0000E-4	0.0010808
3.5000E-4	7.5038E-4
4.0000E-4	5.8283E-4

شکل ۴۴: تصویر جدول فشار بیشینه به ازای ارتفاع کانال های مختلف



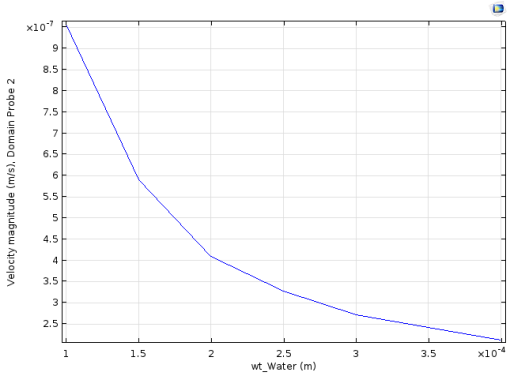
شکل ۴۵: نمودار فشار بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات ارتفاع کانال های

شکل ۴۶ و شکل ۴۷ به ترتیب جدول تغییرات سرعت بیشینه توزیع شده در طول کانال را بر حسب تغییرات ارتفاع کانال و نمودار تغییرات سرعت بیشینه در طول کانال بر حسب ارتفاع مانال را نمایش می‌دهند. مطابق با این دیاگرام‌ها هرچه ارتفاع کانال افزایش یابد، سرعت وارده بر دیوار کاهش می‌یابد.



wt_Water (m)	Velocity magnitude (m/s), Domain Probe 2
1.0000E-4	9.5632E-7
1.5000E-4	5.9018E-7
2.0000E-4	4.1036E-7
2.5000E-4	3.2831E-7
3.0000E-4	2.7166E-7
3.5000E-4	2.4181E-7
4.0000E-4	2.1304E-7

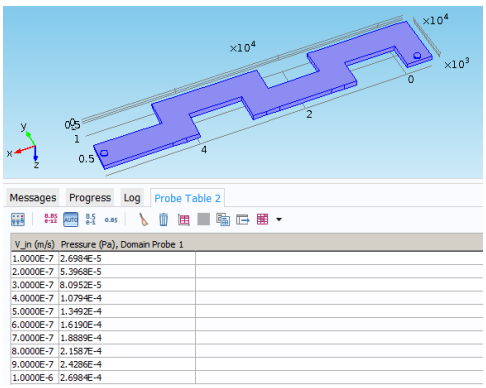
شکل ۴۶: تصویر جدول سرعت بیشینه به ازای ارتفاع کانال های مختلف



شکل ۴۷: نمودار سرعت بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات ارتفاع کانال های

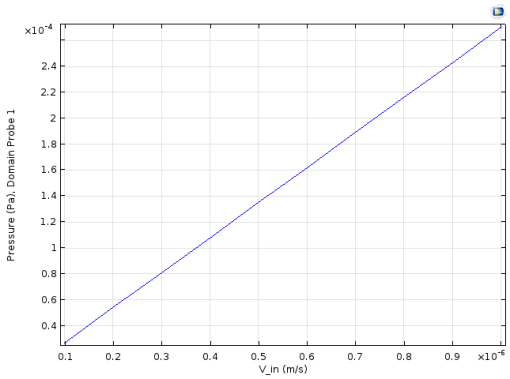
ح. تاثیر پارامتر سرعت ورودی سیال بر فشار و توزیع سرعت سیال در کانال

در این بخش نیز تغییرات سرعت ورودی سیال را مورد بررسی قرار می‌گیرد. شکل ۴۸ الی شکل ۵۱ گویای این واقعیت هستند. با توجه به این اشکال، با افزایش سرعت ورودی سیال، میزان بیشینه سرعت توزیعی در طول سیال و همچنین فشار توزیعی بیشینه افزایش می‌یابد.



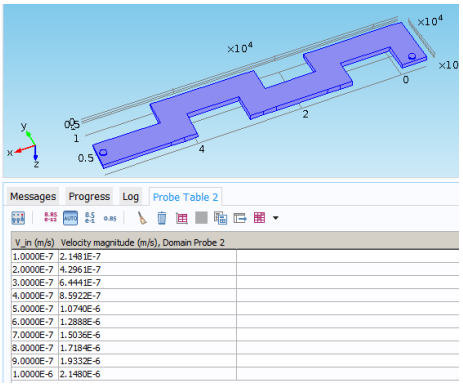
V_in (m/s)	Pressure (Pa), Domain Probe 1
1.0000E-7	2.6984E-5
2.0000E-7	5.3968E-5
3.0000E-7	8.0952E-5
4.0000E-7	1.0794E-4
5.0000E-7	1.3492E-4
6.0000E-7	1.6190E-4
7.0000E-7	1.8889E-4
8.0000E-7	2.1587E-4
9.0000E-7	2.4286E-4
1.0000E-6	2.6984E-4

شکل ۴۸: تصویر جدول فشار بیشینه به ازای سرعت مختلف ورودی کانال

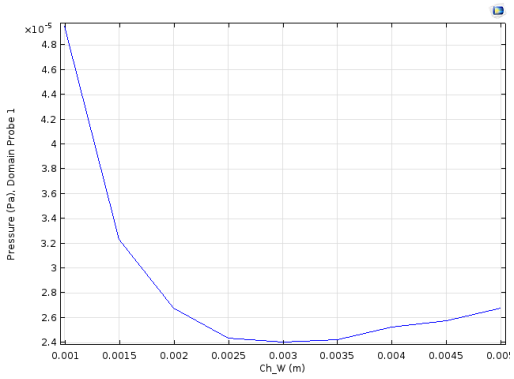


شکل ۴۹: نمودار فشار بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات سرعت ورودی کانال

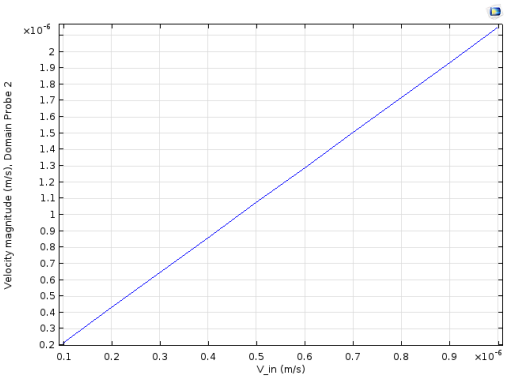
[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]



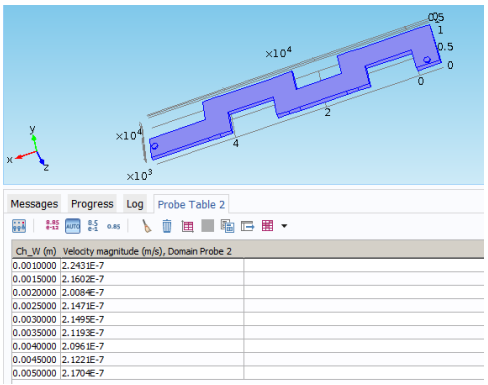
شکل ۵۰: تصویر جدول سرعت بیشینه به ازای سرعت مختلف ورودی کانال



شکل ۵۳: نمودار فشار بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات پهنای کانال



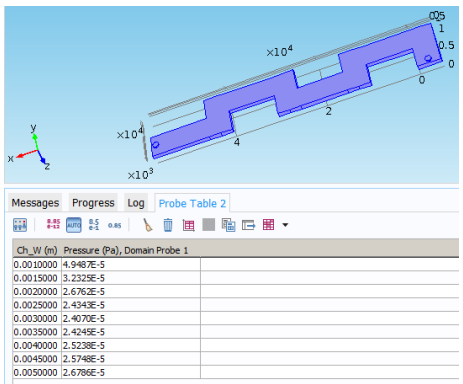
شکل ۵۱: نمودار سرعت بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات سرعت ورودی کانال



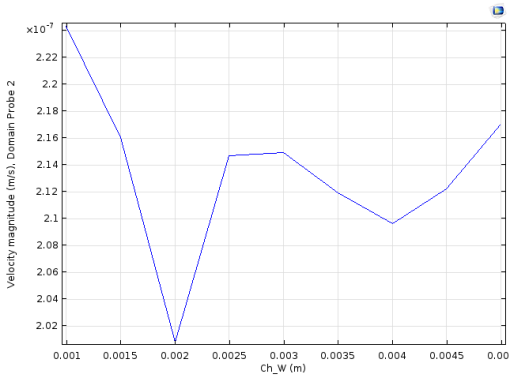
شکل ۵۴: تصویر جدول سرعت بیشینه به ازای پهنای مختلف کانال

خ. تاثیر پارامتر عرض کانال با فشار و توزیع سرعت سیال در کانال

با توجه به شکل ۵۲ الی شکل ۵۵ با افزایش پهنای کانال، تغییرات فشار و سرعت، نظم مشخصی ندارند. اما با افزایش پهنای کانال در ابتدا فشار کاهش می‌یابد و سپس افزایش، همین روند نیز برای سرعت توزیعی سیال در طول کانال اتفاق می‌افتد. بدین صورت که ابتدا کاهش سریع سپس افزایش سریع که در مقایسه با تغییرات فشار سرعت بالاتری دارد.



شکل ۵۲: تصویر جدول فشار بیشینه به ازای پهنای مختلف کانال



شکل ۵۵: نمودار سرعت بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات پهنای کانال

د. بهینه‌سازی طراحی و استخراج طرح بهینه بر مبنای محدودیت‌های ساخت در آزمایشگاه

در این قسمت با توجه به نتایج بدست آمده در بخش‌های پیشین، مقادیر بهینه جهت طراحی و ساخت استخراج می‌گردد. در بهینه‌سازی یکی از مواردی که مورد توجه قرار می‌گیرد این است که بهینه بودن به چه معیاری مد نظر قرار گیرد. معیارهای متفاوت، جواب‌های متفاوت را در پی خواهد داشت. به طور جامع برای یک مسئله امکان دارد اگر سرعت پاسخ بالاتر باشد جواب بهتر باشد و در یک مسئله‌ی دیگر اگر حساسیت بالاتر باشد پاسخ بهتری دریافت شود. در تعریف تابع هزینه که مورد مطالعه باید قرار گیرد هدف از تعریف تابع بسیار حائز اهمیت است و در واقعیت تعریف تابع هزینه مسبب شکل دادن به مسئله‌ی بهینه‌سازی می‌شود. پیش

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

از شروع به کار متناسب با نمودارهای بدست آمده حساسیت تغییرات پارامترها رو میزان خازن خروجی بیان می‌شود ((۱) الی (۴):

$$S_a = \frac{0.24-0.19}{30-10} = 0.0025\frac{pf}{\mu m} \quad (۱)$$

$$S_b = \frac{0.23-0.19}{110-80} = 0.0025\frac{pf}{\mu m} \quad (۲)$$

$$S_{cu_w} = \frac{0.213-0.2124}{800-500} = 2\times10^{-3}\frac{nf}{nm} \quad (۳)$$

$$S_{N_t} = \frac{0.6-0.1}{6-2} = 0.125\frac{pf}{unit} \quad (۴)$$

همچنین مطابق شکل ۴۰ هرچه فاصله بین الکترودها کاهش یابد، ظرفیت خازن افزایش می‌یابد اما با توجه به محدودیت ساخت حداقل فاصله بین الکترودها در طول زیاد بایستی در حدود ۵۰ میکرون باشد تا ساخت تکرار پذیر باشد. لذا به صورت ریاضی به صورت (۵) تعریف می‌شوند:

$$C_{Eq} = aS_a + bS_b + cu_wS_{cu_w} + N_tS_{N_t} \quad (۵)$$

$$X = (\frac{N_t}{2}-1)(2a+2a_{gap})$$

و مسئله‌ی بهینه سازی به صورت (۶) تعریف می‌شود:

$$J = Max(C_{Eq}) \quad (۶)$$

$$\text{Sub.to}\begin{Bmatrix} C_{Eq} > 100\mu f \\ X < 6500\mu f \\ a = a_{gap} > 50\mu m \\ b < 2.5cm \end{Bmatrix}$$

با توجه به محدودیت ساخت، کمینه میزانی که می‌توان با تکرارپذیری بالا ساخت اتخاذ می‌گردد. لذا $a = a_{gap} = 50\mu m$ قرار داده می‌شود. همچنین با توجه به آنکه ابعاد لام قابل استفاده بیشتر از ۳ اینچ نیستند، لذا طول کلی نیز در حدود ۶,۴ سانتی متر طول لام است. که البته می‌توان به صورت مارپیچ چیده شود تا شانه‌های خازن در طول افزایش یابند. لذا با انتخاب $N_t = 800$ شانه و $b = 5mm$ تمامی شرایط مسئله ارضا می‌گردد و خازن نیز در رنج قابل اندازه‌گیری و قرار می‌گیرد. لذا در (۷) مقدار خازن در حالت آزاد را تخمین می‌زند.

$$C_{Eq} = aS_a + bS_b + cu_wS_{cu_w} + N_tS_{N_t} \approx aS_a + bS_b + N_tS_{N_t} \quad (۷)$$

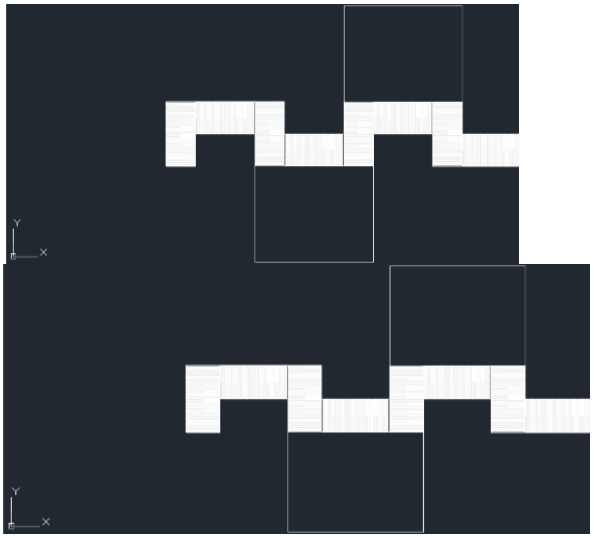
$$C_{Eq} = 50\times0.0025 + 5000\times0.0025 + 800\times0.125$$

$$C_{Eq} = .125 + 12.5 + 100 \approx 113pf$$

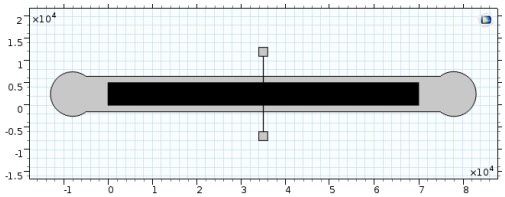
همچنین مطابق با شکل ۴۱، حداقل ارتفاع کانال جهت توزیع کامل میدان الکتریکی ۱۵۰ میکرومتر است که در مراحل ساخت رعایت خواهد گشت.

ذ. طراحی ماسک

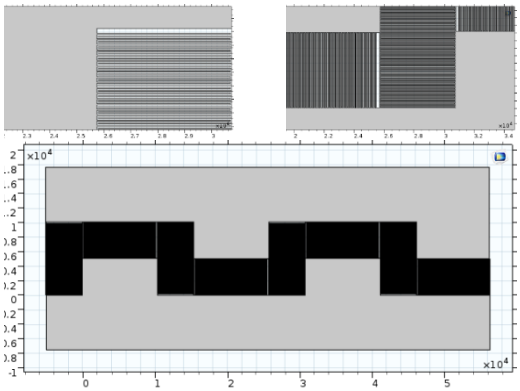
شکل ۵۶ مربوط به ساختار دارای یک کانال و الکترودهای شانه‌ای به‌صورت ردیف پشت سرهم و بافاصله و پهنای ۵۰ میکرومتر است. شکل ۵۷ همانند الکترودهای ساده است اما برای اینکه ظرفیت خازن افزایش داده شود الکترودها به‌صورت منحنی پشت سر هم قرارگرفته شده است.



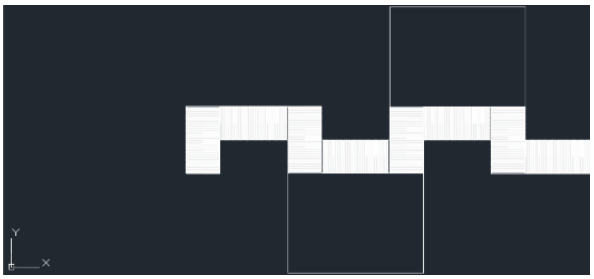
شکل ۵۸ مربوط به خروجی فایل‌های dxf جهت چاپ بر روی شیشه جهت استفاده نهایی به‌عنوان ماسک است.



شکل ۵۶: طرح و ماسک مربوط به میکرو کانال تک کانال با الکترودهای شانه‌ای ساده



شکل ۵۷: طرح و ماسک مربوط به میکرو کانال تک کانال با الکترودهای شانه‌ای و منحنی شکل



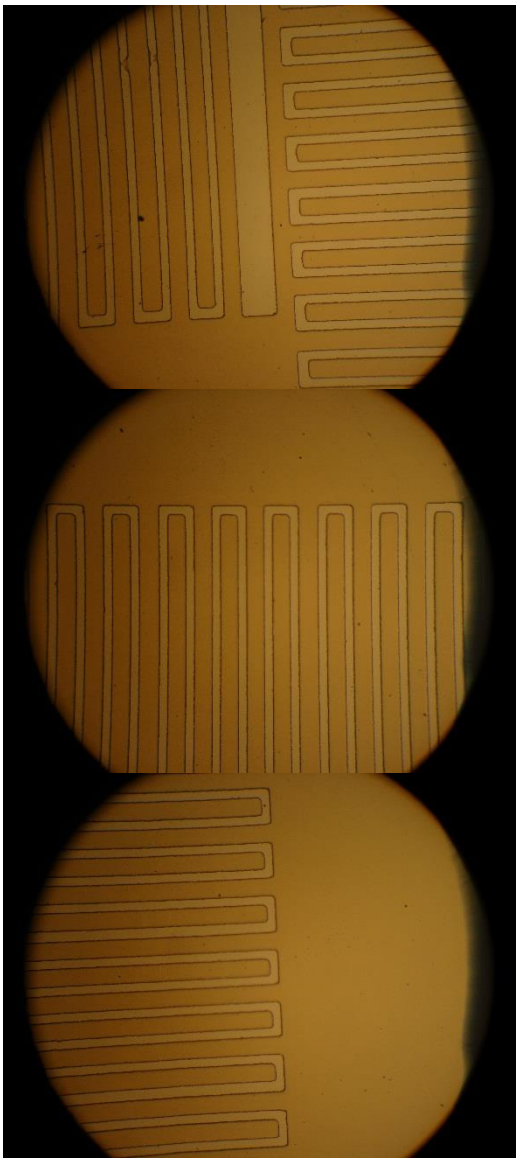
شکل ۵۸: طرح نهایی ماسک‌ها در فرمت dxf

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

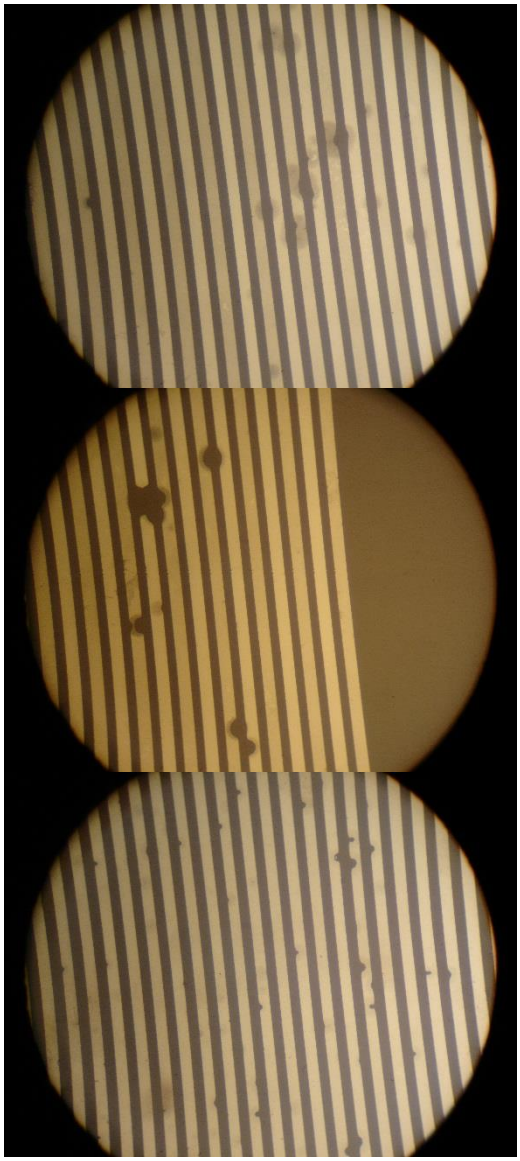
ر. مراحل ساخت

به‌طورکلی برای پیاده‌سازی طرح مربوطه بایستی مراحل زیر سپری شود:

- ابتدا ماسک‌های مربوط به شکل کانال و الکترودها استخراج شود.
- بروی شیشه لایه نشانی کروم طلا انجام می‌شود.
- طرح مربوط به الکترودها بر اساس ماسک مربوطه روی شیشه طرح داده می‌شود.
- سپس روی الکترودها آپتامر مربوط به کوکائین و شیشه را مجزا پوشش دهی می‌شود.
- میکرو کانال نیز با استفاده از ماسک مربوط به میکرو کانال نیز ساخته می‌شود.



شکل ۵۹: ساختار ایجادشده در فرایند لیتوگرافی مربوط به الکترودهای شانه‌ای و منحنی شکل

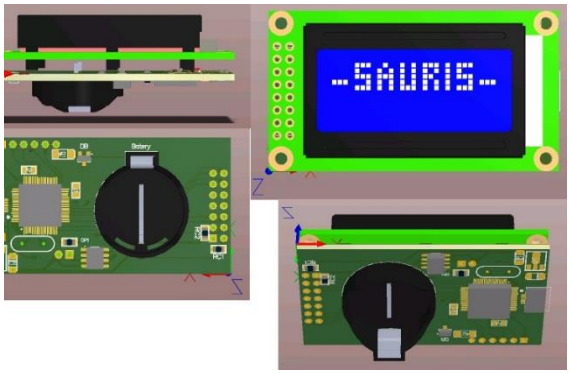


شکل ۶۰: تصاویر از ساخت الکترودهای مربوط به شانه‌های ساده

ز. مدار الکترونیک پردازش سیگنال

با استفاده از یک مدار ساده الکترونیکی دارای خروجی آنالوگ جهت اعمال ولتاژ دلخواه و مبدل آنالوگ به دیجیتال جهت قرائت ولتاژ و ذخیره‌سازی، مدار الکترونیکی ساده‌ای طراحی می‌گردد. در داخل پردازشگر این مدار، الگوریتم قرائت گر نوین خازنی مبتنی بر چرخه‌ی حدی تعبیه‌شده است که در ادامه به توضیح آن پرداخته می‌شود.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

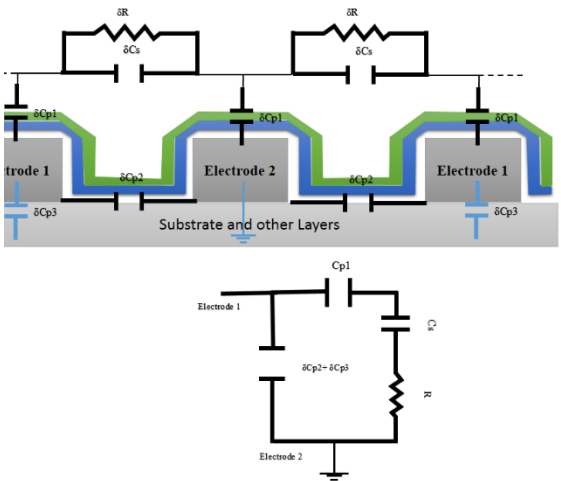


شکل ۶۱: مدار الکترونیکی جهت قرائت خازنی

٤- مدل‌سازی و روش قرائت خازنی

حس‌گر خازنی با الکترودهای به هم متصل[۱] در بالای تراشه‌ی cmos به‌منظور تشخیص تغییرات لحظه‌ای ظرفیت در الکترودهای سنجشی که آن‌ها با خازن‌های پارازیتی بزرگ مرتبط‌اند پیاده‌سازی می‌شود.

این خازن‌های پارازیتی و مدل مدار تعادل نمونه در شکل ۶۲ نشان داده‌شده است. همان‌طور که در تصویر می‌بینید، ویژگی‌های خازن و مقاومت مورد تجزیه با خازن موازی Cs و مقاومت R مدل‌سازی شده است. خازن‌های پارازیتی در سراسر لایه‌ی تحت تأثیر C_{p1}، در بین الکترودها C_{p2} و در بین لایه‌های زیرین سیلیسیوم و الکترودها C_{p2} در این مدل نشان داده‌شده‌اند. در حقیقت R و C_s می‌توانند از ترکیب موازی تعداد زیادی المنت‌های[۲] کوچک به دست آیند.($\delta C_s, \delta R$) .



شکل ۶۲: (a) خازن‌های پارازیتی ایجادشده بر روی تراشه‌ی cmos (δC و δR به ترتیب خازن با پارازیت جزئی[۳] و مقاومت هستند.) و (b) مدار معادل[٤] کل میکرو ساختار است.

در شکل ۶۲ b،a نشان داده می‌شود، با فرض مقدار یکسان برای δC و δR در هر شاخه، ولتاژ V فرستاده‌شده روی ترکیب موازی در حال حاضر این نتیجه را می‌دهد $I = I_1+I_2++I_n= nI_1$

با توجه به تبدیل لاپلاس[۵] $I_1(S) = V(S)/(\delta R + 1/\Delta c_S S)$ و درنتیجه $I(S) =nI_1(s) =V(S)/(\delta R/n+1/n\delta C_s S)$.

به‌عبارت‌دیگر، با توجه به فرض ذکرشده و $I_1(0)=I_2(0)=\ldots=I_n(0)=0$، خازن و مقاومت به ترتیب برابر $R \approx \delta R/n$ و $C_s \approx n\delta C_s$ که الکترود به n المنت متناهی[۶] تقسیم می‌شود. بر اساس این موضوع، الکترودهای متصل با تعداد زیادی باریکه حاصل تعداد زیادی خازن معادل و یک مقاومت کوچک است. مدار معادل که در شکل ۶۲ نشان داده‌شده است برای تحقق الکترود خازنی از طریق پروسه‌ی cmos به دست می‌آید.

در این بخش یک روش نوین جهت قرائت خازنی ارائه می‌شود. در این روش بر اساس چرخه‌ی حدی و دینامیک دستگاه‌های غیرخطی پارامترهای سیستم که در اصل ظرفیت خازنی است، تخمین زده می‌شود. در این روش، سیستم را به کمک یک دینامیک غیرخطی مجازی، مجبور به قرارگیری در داخل چرخه حدی می‌شود. در اصل شرایطی ایجاد می‌شود تا سیستم در داخل چرخه‌ی حدی قرار گیرد. با توجه به آنکه خروجی سیستم در حال مشاهده است، لذا فرکانس و دامنه‌ی نوسان قابل‌اندازه‌گیری است. به‌عبارت‌دیگر دو پارامتر فرکانس نوسان و دامنه نوسان ازجمله متغیرهایی هستند که توسط یک مدار الکتریکی قابل‌اندازه‌گیری و مشاهده است. با داشتن دینامیک سیستم و دینامیک سیستم غیرخطی مجازی و متغیرهای چرخه حدی، پارامترهای سیستم خطی که در اصل خازن اندازه‌گیر است، به دست می‌آید. با توجه به منابع سامانه‌های غیرخطی [۳۸]، برای به دست آوردن چرخه‌ی حدی بایستی برای سیستم غیرخطی تابع توصیفی استخراج شود. سپس با استفاده از (۱۰) و هم‌نهشت سازی دو طرف رابطه، پارامترهای سیستم استخراج شود. برای محاسبه‌ی تابع توصیفی معمولاً چهار فرض زیر را اختیار می‌کنیم:

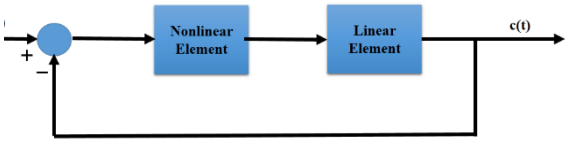
۱- تنها یک بخش غیرخطی در سیستم وجود دارد.
۲- بخش غیرخطی تغییرناپذیر بازمان است.
۳- اگر سیگنال سینوسی با فرکانس f به بخش غیرخطی اعمال شود در خروجی فرکانس غالب همان فرکانس f باشد.
۴- تابع غیرخطی یک تابع فرد است.

سیکل حدی یکی از مهم‌ترین مشخصه‌های یک سیستم غیرخطی است. سیکل حدی در برخی از دستگاه‌ها ازجمله اسیلاتورها می‌تواند بسیار مطلوب باشد. در بعضی دیگر از دستگاه‌ها، سیکل حدی باعث استهلاک قطعات شده و از کارایی سیستم می‌کاهد. باوجوداین یافتن شکل موج دقیق یک سیکل حدی معمولاً ضروری نیست. ممکن است با اثبات وجود سیکل

[۱] interdigitate
[۲] Elements
[۳] partial
[٤] equivalent
[۵] Laplace
[۶] finite

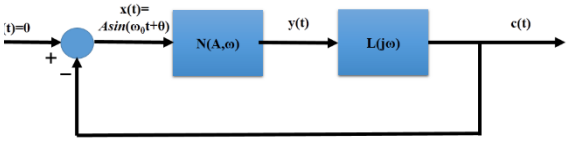
[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

حدی یا یافتن تقریبی دامنه‌ی نوسان و فرکانس آن، بتوان به تحلیل و درک مناسبی از رفتار سیستم در حوزه‌ی نوسان دست‌یافت. سیستم شکل ۶۳ را در نظر بگیرید:



شکل ۶۳: سیستم متشکل از دو بخش خطی و غیرخطی با ورودی صفر

اگر برای قسمت غیرخطی، تابع توصیفی مناسبی استخراج شود و قسمت خطی نیز با تابع تبدیل مربوطه نشان داده شود، شکل ۶۳ به‌صورت شکل ۶۴ قابل‌بیان است.



شکل ۶۴: سیستم نوسانی بیان‌گر بخش غیرخطی توسط تابع توصیفی

معادلات سیستم بالا را می‌توان در ماتریس (۸) به‌صورت ساده بازنویسی کرد:

$$\begin{bmatrix} N(A,\omega) & -1 \\ 1 & L(j\omega) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X(j\omega) \\ Y(j\omega) \end{bmatrix} = 0 \qquad (۸)$$

که پاسخ آن را می‌توان به کمک (۹) به دست آورد.

$$\begin{vmatrix} N(A,\omega) & -1 \\ 1 & L(j\omega) \end{vmatrix} = 0 \qquad (۹)$$

$$1 + N(A,\omega)L(j\omega) = 0$$

ابتدایی‌ترین روش حل معادله‌ی وجود سیکل حدی، روش محاسبات جبری است. مجموعه جواب دامنه و فرکانس نوسانات می‌توانند به‌صورت ضمنی و یا صریح از (۱۰) به دست می‌آیند:

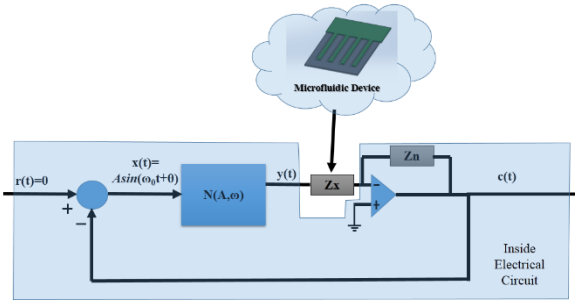
$$real: \quad \mathrm{Re}[L(j\omega)] = \mathrm{Re}[-\frac{1}{N(A,\omega)}] \qquad (۱۰)$$

$$imaginary: \quad \mathrm{Im}[L(j\omega)] = \mathrm{Im}[-\frac{1}{N(A,\omega)}]$$

در روش ترسیمی، معادله‌ی وجود سیکل حدی را به‌صورت (۱۱) بازنویسی می‌کنیم:

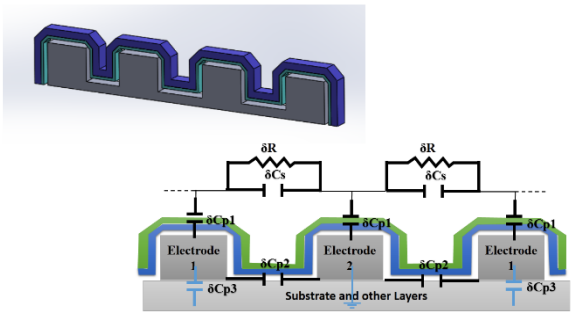
$$L(j\omega) = -\frac{1}{N(A,\omega)} \qquad (۱۱)$$

برای دو طرف معادله‌ی بالا می‌توان نمودار قطبی مجزا رسم کرد. نقاطی که در آن دو نمودار باهم تقاطع داشته باشند نشان‌دهنده‌ی وجود یک سیکل حدی در سیستم خواهد بود. حال در اینجا قصد بر استخراج پارامترهای مدل ارائه‌شده در شکل ۶۲ است. برای این کار مدل ممز را در داخل ساختار شکل ۶۵ قرار داده می‌شود.



شکل ۶۵: ساختار قرارگیری حس‌گر در مدار الکتریکی

مجدد یادآوری می‌گردد مدل الکتریکی حس‌گر خازنی به‌صورت شکل ۶۶ است:



شکل ۶۶: مدل تعریف‌شده در فضای فرکانسی

بر اساس مدل تعریف‌شده در شکل ۶۲، معادله بین ورودی و خروجی در فضای فرکانس را می‌توان به‌راحتی استخراج نمود.

$$Z_n = \frac{1}{R_n C_n s + 1} \qquad (۱۲)$$

$$Z_x = R_x + \frac{1}{C_x s}$$

که بر اساس معادله فوق تابع تبدیل در حوزه فرکانس به‌صورت (۱۳) به دست می‌آید:

$$G(j\omega) = \frac{c(j\omega)}{y(j\omega)} = -\frac{Z_n}{Z_x} = -\frac{C_x j\omega}{(R_n C_n + R_x C_x) j\omega + 1 - R_x R_n C_x C_n \omega^2} \qquad (۱۳)$$

$$G(j\omega) = -\frac{jC_x\omega(1 - R_x R_n C_x C_n \omega^2) + C_x(R_n C_n + R_x C_x)\omega^2}{(R_n C_n + R_x C_x)^2 \omega^2 + (1 - R_x R_n C_x C_n \omega^2)^2}$$

بر اساس دینامیک موجود در سیستم، تابع غیرخطی موردنیاز جهت ایجاد چرخه حدی مجازی، تابع دو وضعیتی (بنگ بنگ) است لذا با تقاطع تابع توصیفی و دینامیک سیستم رابطه زیر به دست می‌آید:

$$\left\{ \begin{array}{l} (1 - R_x R_n C_x C_n \omega^2) = 0 \rightarrow R_x C_x = \dfrac{1}{R_n C_n \omega^2} \\ \dfrac{C_x}{(R_n C_n + R_x C_x)} = \dfrac{\pi A}{4D} \end{array} \right\} \qquad (۱۴)$$

$$\rightarrow C_x = \frac{\pi A}{4D} \frac{(R_n^2 C_n^2 \omega^2 + 1)}{R_n C_n \omega^2}$$

که در (۱۴)، تابع توصیفی یک سیستم دو وضعیتی همانند (۱۵) بیان می‌شود.

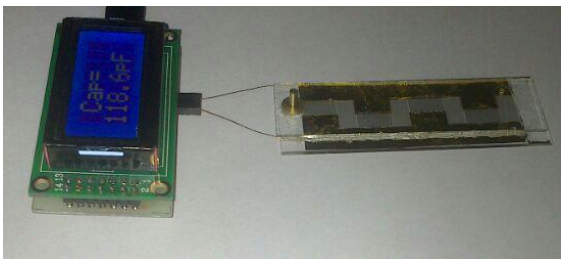
$$N(A) = \frac{4D}{\pi A} \qquad (۱۵)$$

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

که در آن، D, A به ترتیب بیان‌گر دامنه نوسان و میزان حد اشباع است. با توجه به اینکه خروجی سیستم همان ولتاژ است و اندازه‌گیری می‌شود، لذا در این داده خروجی فرکانس و دامنه نوسان به‌راحتی قابل‌اندازه‌گیری هستند. حل معادله‌ی فوق، به‌صورت (۱۶) به‌صورت صریح قابل‌بیان است.

$$\left\{\begin{array}{l} C_x=\dfrac{\pi A}{4D}\dfrac{(R_n^2C_n^2\omega^2+1)}{R_nC_n\omega^2} \\ R_x=\dfrac{1}{R_nC_nC_x\omega^2} \end{array}\right\}\rightarrow\left\{\begin{array}{l} C_x=\dfrac{\pi A}{4D}\dfrac{(R_n^2C_n^2\omega^2+1)}{R_nC_n\omega^2} \\ R_x=\dfrac{4D}{\pi A(R_n^2C_n^2\omega^2+1)} \end{array}\right\} \quad (۱۶)$$

شایان‌ذکر است در (۱۶)، مقادیر R_x, C_x مربوط به مشخصات حس‌گر و مقادیر R_n, C_n مربوط به مدار الکتریکی ساخته‌شده هستند و به‌صورت از پیش تعیین‌شده در مدار الکتریکی قرار داده می‌شوند. به علاوه مقادیر A, ω نیز در هنگام نمونه برداری اندازه‌گیری می‌شوند. شکل ۶۷، مدار و ساختار ریزسیالی را در هنگام قرائت خازنی نشان می‌دهد.



شکل ۶۷: مدار و ساختار ریزسیالی ساخته‌شده در هنگام انجام آزمایش

۵- نتایج و مشخصات فنی حسگر

در این آزمون، میکرو کانال مارپیچ مورد آزمایش انجام می‌گیرد، مطابق با آزمون قبلی مجدد سنجش انجام می‌شود، در این آزمایش برای غلظت‌های ۱۰۰، ۵۰ و ۱۰ میکرو مول بر لیتر برای هر دو ماده شیشه و کوکائین انجام می‌شود که نتایج به شرح جداول جدول ۱ و جدول ۲ هستند. همچنین برگه مشخصه‌ی حسگر به صورت جدول ۳ بیان می‌گردد.

جدول ۱: جدول نتایج اندازه‌گیری برای حالت کوکائین

کوکائین با غلظت ۱۰ میکرو مول بر لیتر	کوکائین با غلظت ۵۰ میکرو مول بر لیتر	کوکائین با غلظت ۱۰۰ میکرو مول بر لیتر	در حالت آزاد
۱۱۰ نانو فاراد	۵۴۰ نانو فاراد	۱٫۱ میکرو فاراد	۱۱۹ پیکوفاراد

جدول ۲: جدول نتایج اندازه‌گیری برای حالت شیشه

شیشه با غلظت ۱۰ میکرو مول بر لیتر	شیشه با غلظت ۵۰ میکرو مول بر لیتر	شیشه با غلظت ۱۰۰ میکرو مول بر لیتر	در حالت آزاد
۴۶ نانو فاراد	۲۱۷ نانو فاراد	۴۴۵ نانو فاراد	۱۱۹ پیکوفاراد

تفکیک‌پذیری برای حس‌گر تشخیص گر شیشه و کوکائین در (۱۷) و (۱۸) محاسبه‌شده است.

$$R=\frac{100\frac{\mu mol}{L}}{445nf-119pf}\cong\frac{50\frac{\mu mol}{L}}{217nf-119pf}\cong\frac{10\frac{\mu mol}{L}}{46nf-119pf} \quad (۱۷)$$
$$R\cong 0.000218\frac{\mu mol}{Lpf}\cong 0.0327\frac{ppm}{nf}$$

$$R=\frac{100\frac{\mu mol}{L}}{1100nf-119pf}\cong\frac{50\frac{\mu mol}{L}}{440nf-119pf}\cong\frac{10\frac{\mu mol}{L}}{540nf-119pf} \quad (۱۸)$$
$$R\cong 0.0000185\frac{\mu mol}{Lpf}\cong 0.005\frac{ppm}{nf}$$

۶- نتیجه‌گیری

در این مقاله، بر مبنای ساختارهای ریزسیال و همچنین فن زیست‌فناوری، گامی در جهت طراحی و ساخت سامانه تشخیص گر مواد مخدر طراحی برداشته شده است. ابتدا طرح مورد نظر در نرم افزار شبیه‌ساز چند فیزیکی کامسول پیاده‌سازی و سپس بر مبنای حالت‌هایی که در واقعیت پیش‌بینی می‌شود، فیزیک و پارامترهای مختلف نیز در هنگام شبیه‌سازی مد نظر قرار می‌گیرند. بر اساس تغییر پارامترها و همچنین تعیین توابع هزینه و حساسیت به ازای تغییر پارامترهای موثر در ساخت ریز سیال، حالت بهینه پارامترها استخراج می‌شوند. با استفاده از پارامترهای مستخرج در بخش طراحی بهینه و با کمک فن میکروالکترونیک، ریزسیال مذکور ساخته می‌شود و بر روی سطح الکترودهای خازنی حس‌گر نیز آپتامرهای مورد نظر پوشش‌دهی می‌گردند. در کنار بخش میکروالکترونیک، قرائت گر خازنی مبتنی بر چرخه‌ی حدی در این مقاله معرفی و پیاده‌سازی می‌گردد. در این روش نوین با ایجاد یک مدل غیرخطی مجازی در کنار ساختار خازنی و ایجاد چرخه حدی تلقینی، ظرفیت خازنی به صورت لحظه‌ای اندازه‌گیری می‌شود. نتایج شبیه‌سازی و پیاده‌سازی عملی گویای عملکرد مناسب این روش اندازه‌گیری است.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

جدول ۳: مشخصات فنی حسگر طراحی شده

واحد	مقدار		پارامترهای ساخت میکرو سازه
میکرومتر	5000	طول الکترودها	
میکرومتر	50	عرض الکترودها	
میکرومتر	50	فاصله الکترودها	
-	800	تعداد شانه ها	
-	مس-طلا	پوشش	
نانومتر	100	ارتفاع پوشش	
میکرومتر	200	ارتفاع کانال	
			پارامترهای مکانیکی
میکرومتر بر ثانیه	0.1	سرعت ورودی سیال	
پاسکال	فشار هوا	فشار خروجی	
میکرومتر	200	ارتفاع کانال	
میکرومتر	5000	پهنای کانال	
میکرومتر بر ثانیه	0.4	بیشینه سرعت توزیعی	
پاسکال	0.0031	بیشینه فشار توزیعی	
			پارامترهای الکتریکی
ولت	0-10	ولتاژ ورودی	
مگاهرتز	8	فرکانس پردازنده	
	اتمگا ۸	نوع پردازنده	
	آری	نمایشگر	
*	خازنی-چرخه حدی	متد قرائت	
			پارامترهای کنترلی
میلی ثانیه	800	زمان سکون	
میلی ثانیه	720	زمان پاسخ دهی	
هرتز	1.388888889	پهنای باند	

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

مراجع

[1] Weigl, B.H. and P. Yager, Tech. Sight. Science, 1999. 283(5400): p. 346-347.

[2] van den Berg, A. and T. Lammerink, Micro total analysis systems: microfluidic aspects, integration concept and applications, in Microsystem technology in chemistry and life science. 1998, Springer. p. 21-49.

[3] Nie, Z., et al., Electrochemical sensing in paper-based microfluidic devices. Lab on a Chip, 2010. 10(4): p. 477-483.

[4] Cheng, S. and Z. Wu, A Microfluidic, Reversibly Stretchable, Large-Area Wireless Strain Sensor. Advanced Functional Materials, 2011. 21(12): p. 2282-2290.

[5] Huang, C.-J., et al., Integrated microfluidic systems for automatic glucose sensing and insulin injection. Sensors and Actuators B: Chemical, 2007. 122(2): p. 461-468.

[6] Saadi, W., et al., A parallel-gradient microfluidic chamber for quantitative analysis of breast cancer cell chemotaxis. Biomedical microdevices, 2006. 8(2): p. 109-118.

[7] Chen, J., J. Li, and Y. Sun, Microfluidic approaches for cancer cell detection, characterization, and separation. Lab on a Chip, 2012. 12(10): p. 1753-1767.

[8] Maheswaran, S., et al., Detection of mutations in EGFR in circulating lung-cancer cells. New England Journal of Medicine, 2008. 359(4): p. 366-377.

[9] Yung, T.K., et al., Single-molecule detection of epidermal growth factor receptor mutations in plasma by microfluidics digital PCR in non–small cell lung cancer patients. Clinical Cancer Research, 2009. 15(6): p. 2076-2084.

[10] Fujii, T., PDMS-based microfluidic devices for biomedical applications. Microelectronic Engineering, 2002. 61: p. 907-914.

[11] Thundat, T., et al., Vapor detection using resonating microcantilevers. Analytical Chemistry, 1995. 67(3): p. 519-521.

[12] Fair, R.B., V.K. Pamula, and M. Pollack. MEMS-based explosive particle detection and remote particle stimulation. in AeroSense'97. 1997. International Society for Optics and Photonics.

[13] Pamula, V.K. and R.B. Fair. Detection of dissolved TNT and DNT in soil with a MEMS explosive particle detector. in AeroSense 2000. 2000. International Society for Optics and Photonics.

[14] Rajic, S., et al. Ultraresponsive thermal sensors for the detection of explosives using calorimetric spectroscopy (CalSpec). in AeroSense'99. 1999. International Society for Optics and Photonics.

[15] Pamula, V.K. and R.B. Fair. Detection of nanogram explosive particles with a MEMS sensor. in AeroSense'99. 1999. International Society for Optics and Photonics.

[16] Pinnaduwage, L., et al., Explosives: A microsensor for trinitrotoluene vapour. Nature, 2003. 425(6957): p. 474-474.

[17] Pinnaduwage, L., et al., A sensitive, handheld vapor sensor based on microcantilevers. Review of Scientific Instruments, 2004. 75(11): p. 4554-4557.

[18] Li, X., et al. Four-cantilever trace explosive sensors with dual SAMS functionalized for specific-sensing improvement and nonspecific-adsorption depression. in Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference, 2007. TRANSDUCERS 2007. International. 2007. IEEE.

[19] Miller, R.A., et al., A MEMS radio-frequency ion mobility spectrometer for chemical vapor detection. Sensors and Actuators A: Physical, 2001. 91(3): p. 301-312.

[20] Senesac, L.R., et al., Micro-differential thermal analysis detection of adsorbed explosive molecules using microfabricated bridges. Review of Scientific Instruments, 2009. 80(3): p. 035102.

[21] Jenison, R.D., et al., High-resolution molecular discrimination by RNA. Science, 1994. 263(5152): p. 1425-1429.

[22] Stoltenburg, R., C. Reinemann, and B. Strehlitz, SELEX—a (r) evolutionary method to generate high-affinity nucleic acid ligands. Biomolecular engineering, 2007. 24(4): p. 381-403.

[23] Lee, H., et al., Various on-chip sensors with microfluidics for biological applications. Sensors, 2014. 14(9): p. 17008-17036.

[24] Gao, Y., et al., Plasmonic interferometric sensor arrays for high-performance label-free

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]

biomolecular detection. Lab on a Chip, 2013. 13(24): p. 4755-4764.

[25] Anker, J.N., et al., Biosensing with plasmonic nanosensors. Nature materials, 2008. 7(6): p. 442-453.

[26] Lee, S.H., et al., Linewidth-Optimized Extraordinary Optical Transmission in Water with Template-Stripped Metallic Nanohole Arrays. Advanced Functional Materials, 2012. 22(21): p. 4439-4446.

[27] Lim, C., et al., Optofluidic platforms based on surface-enhanced Raman scattering. Analyst, 2010. 135(5): p. 837-844.

[28] Park, T., et al., Highly sensitive signal detection of duplex dye-labelled DNA oligonucleotides in a PDMS microfluidic chip: confocal surface-enhanced Raman spectroscopic study. Lab on a Chip, 2005. 5(4): p. 437-442.

[29] Strehle, K.R., et al., A reproducible surface-enhanced Raman spectroscopy approach. Online SERS measurements in a segmented microfluidic system. Analytical Chemistry, 2007. 79(4): p. 1542-1547.

[30] Arpali, S.A., et al., High-throughput screening of large volumes of whole blood using structured illumination and fluorescent on-chip imaging. Lab on a Chip, 2012. 12(23): p. 4968-4971.

[31] Matos Pires, N.M. and T. Dong, Microfluidic biosensor array with integrated poly (2, 7-carbazole)/fullerene-based photodiodes for rapid multiplexed detection of pathogens. Sensors, 2013. 13(12): p. 15898-15911.

[32] Wang, J., et al., A label-free microfluidic biosensor for activity detection of single microalgae cells based on chlorophyll fluorescence. Sensors, 2013. 13(12): p. 16075-16089.

[33] Chiu, T.-K., et al., Development of a microfluidic-based optical sensing device for label-free detection of circulating tumor cells (CTCs) through their lactic acid metabolism. Sensors, 2015. 15(3): p. 6789-6806.

[34] Zhang, F., et al., A microfluidic love-wave biosensing device for PSA detection based on an aptamer beacon probe. Sensors, 2015. 15(6): p. 13839-13850.

[35] Lum, J., et al., An impedance aptasensor with microfluidic chips for specific detection of H5N1 avian influenza virus. Sensors, 2015. 15(8): p. 18565-18578 .

[36] Weng, X., G. Gaur, and S. Neethirajan, Rapid Detection of Food Allergens by Microfluidics ELISA-Based Optical Sensor. Biosensors, 2016. 6(2): p. 24.

[37] Miao, B., et al., Centrifugal Microfluidic System for Nucleic Acid Amplification and Detection. Sensors, 2015. 15(11): p. 27954-27968.

[38] Khalil, H.K. and J. Grizzle, Nonlinear systems. Vol. 3. 1996: Prentice hall New Jersey.

[Downloaded from joc-isice.ir on 2026-11-02]
[DOR: 20.1001.1.20088345.1397.12.3.1.9]
[DOI: 10.29252/joc.12.3.43]