



# طراحی بهینه و ساخت حس گر ریزسیالی شناسایی مواد و قرائت گر خازنی مبتنی بر چرخه حدی

میثم زمانی پدرام<sup>۴٬۱</sup>، منصور محتشمیفر<sup>۲</sup>، احمد عفیفی<sup>۳</sup>

ى، mzpedram@kntu.ac.ir	لنگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی	، برق، گروه مهندسی مکاترونیک، دانن	*' استادیار دانشکده مهندسی
<sup>۲</sup> مربی مجتمع برق و کامپیوتر، گروه مهندسی الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، moh1965@mut.ac.ir			
" دانشیار مجتمع برق و کامپیوتر، گروه مهندسی الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر، afifi@mut.ac.ir			
<sup>۴</sup> محقق مجتمع برق و کامپیوتر، گروه مهندسی الکترونیک، دانشگاه صنعتی مالک اشتر			
پذیرش مقاله: ۱۳۹۶/۱۰/۲۰	ويرايش دوم: ١٣٩۶/١٠/١٧	ويرايش اول: ۱۳۹۶/۷/۱۵	دریافت مقاله: ۱۳۹۵/۲/۵

**چکیده:** در این تحقیق، با استفاده از ساختارهای میکروفلوئید و فن زیستفناوری، سامانه تشخیص گر مواد مخدر طراحی و ساخته شده است. اندازه گیر خازنی با استفاده از شبیه سازی چندفیزیکی به صورت بهینه طراحی شده است و پس از استخراج اندازه های بهینه، با استفاده تکنولوژی میکروالکترونیک ساخته شده است. در این نوع حسگر، آپتامرهای معین بر روی سطوح خازن پوشش دهی می گردد و با عبور سیال از کانال تعبیه شده، ماده ی مذکور در میان رشته های آپتامر در گیر می شود و سبب تغییر اندازه خازن می گردد. در این پروژه الگوریتم قرائت خازنی نوین مبتنی بر استفاده از چرخه ی حدی سیستم غیر خطی بیان شده است. این متد نوین با ایجاد یک مدل غیر خطی مجازی در کنار ساختار خازنی و ایجاد چرخه حدی تلقینی، ظرفیت خازنی به صورت لحظهای را اندازه گیری می کند.

**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

#### ۱- مقدمه

اهمیت سامانههای میکروفلوئیدی از فرایندهای شیمیایی شروع گردید. در آن زمان، در ابتدا با نام اختصاری (µTAS 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 گستر ش این حوزه، نامهای ریزسیال ٔ و آزمایشگاه رو چیپ ٔ 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 ترجمان های ٔ بدن، میکرو کانالهایی در ابعاد میکرومتر ایجاد نموده و بر اساس تحلیل های مکانیکی، شیمیایی و فیزیکی به یکدیگر مرتبط می سازند [۳-۵]. ساختارهای میکروفلوئید کاربردهای بسیاری در علم پزشکی ازجمله شناسایی انواع سلولها بخصوص سلولهاي سرطاني، مشابه سازي ترجمان هاي داخلي بدن ازجمله ریه، زبان، کلیه و غیره دارند [۶-۱۰]. به طور کلی در شناسایی مواد، با استفاده از ساختارهای ممز<sup>ه</sup> به روشهای نوری، مقاومتی، ارتعاشی و طیفسنجی پژوهش های صورت گرفته است[۱۱-۲۰]. در این میان استفاده از آیتامرها در تشخیص و شناسایی مواد حوزهی قابل توجهی را به خود اختصاص داده است. آپتامرها اولین بار در سال ۱۹۹۰ گزارش شدند. آيتامرها سكانس،هاي اليگونوكلئوتيدي خاصي هستند (۳۰ تا ۱۰۰ نوکلئوتید) که لیگاندهای خاصی را تشخیص میدهند و با مولکولهای هدف متنوعی از یون،های کوچک گرفته تا پروتئین،های بزرگ با میل و اختصاصات بالابي با ثابت هاي تجزبه عموماً از مبكر ومولار تا محدو دههاي پایین تر از پیکومولار که در مقایسه با آنتیبادیها حتی بهتر است [۲۱]، ييوند برقرار مي كنند. با توجه به اختصاصيت و تمايل بالاي آيتامرها به اهدافشان بهعنوان جايگزين مصنوعي براي آنتيباديها محسوب مي شو ند [22].

اخیرا کارهای جدیدی بر روی حسگرهای ریزسیالی صورت گرفته است. این حسگرها بر مبنای ترکیب ساختار ریزسیال به همراه قرائت گر مقاومتی، نوری و جداسازی سانتریفیوژی انجام می گیرد. از آنجایی که اغلب حسگرها در کاربردهای بایو زیستی مورد استفاده قرار می گیرد لذا استفاده از یک ماده واسطه جهت مبدل و یا تفکیک مواد لازم است. شکل ۱ به صورت خلاصه، مراحل تفکیکی روش های مختلف شناسایی و متد قرائت را حسگرهای ریز سیالی نشان می دهد [۲۳]. در تکنیکهای نوری متمرکز، با ایجاد یک خفره و عبور ریز سیال از مسیری که نور به صورت عمودی بر محور آن تابانده می شود، تغییر ویژگی های سیگنال نور دریافتی در خروجی بیانگر ابعاد اندازه و نوع ماده است [۲۴–۲۴]. می توان با استفاده از تکنولوژی نانو، پراکندگی نور را جهت اندازه گیری افزایش داد [۲۷–۲۴].

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



شکل ۱: جدول روش های مختلف شناسایی بر پایه ریز سیال

در کنار کاربردهای تشخیصی این نوع حسگرها، میتوان جهت مشخصه یابی پارامترهای فیزیکی نیز استفاده شوند. در [۳۱] نمونه ای از بیو حسگرجهت تشخیص باکتری بیان طراحی شده است. در این حسگر بر اساس ریزسیال و پردازش نوری، متناسب با غلظت مختلف، میزان ولتاژ (آمپر) تشخیص گر نوری در بازه های متنوع خروجی می دهد. 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 می دهد و شکل ۳ نمودار خروجی جریان-زمان در غلظتهای مختلف را نشان می دهد.



<sup>&</sup>lt;sup>¢</sup> Organ

DOI: 10.29252/joc.12.3.43

<sup>&</sup>lt;sup>1</sup> miniaturized total chemical analysis systems

<sup>&</sup>lt;sup>7</sup> Microfluidics

<sup>&</sup>quot; Lab on a chip

<sup>&</sup>lt;sup>a</sup> MEMS



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]



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



سکل ۲. نمودار میاکنین خروجی شنون زنده و مرده بر اساس کنار زمان ارور

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 حس گر 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 2025-07-12 ]





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 ماشین کاری به همراه فن های ساخت ریز سیالی، محصول باهدف شناسایی مواد ساخته شود که کاربردهای بسیار در سطوح مختلف دارد. بعلاوه ساختار ریزسیالی این امکان را فراهم می نماید تا به راحتی بتوان یک ماده ی مشخص در یک سیال بررسی گردد و وجود یا عدم وجود آن به صورت یک سیگنال معین تعیین شود. در این آزمایش دو ماده کو کائین و شیشه مورد بررسی قرار گرفتهاند. 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 طراحی شده، ظرفیت خازنی تغییر کرده و با تغییر ظرفیت خازن، میزان غلظت ماده موردنظر استخراج می شود. نو آوری این مقاله، در کنار طراحی بهینهی ساختار ریز سیالی و محاسبه ي ظرفيت خازني به صورت معادلات رياضي، قرائت ظرفيت 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 منفى و كنترل كننده غيرخطي قرار داده و به صورت تلقيني ساختار حلقه بسته در یک چرخه ی حدی گرفتار می گردد. با عنایت به تسلط به معادلات چرخهحدی و اندازه گیری فرکانس نوسان و دامنه نوسان، پارامترهای داخلی سیستم که در این مسئله خازن و مقاومت معادل است بدست می-آىند.



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 می گیرد و از موی دیگر خارج می شود. در محل ترکیبات آنزیم مربوطه با مولکول های مورد نظر وارد ترکیب شده و ساختار متفاوتی را روی بستر میکروسازه ایجاد می کنند. اعمال سیگنال نوری به محل تجمعات و دریافت سیگنال فرکانسی و تشخیص فرکانسی منتج به حضور مادهی مورد نظر را فراهم می سازد. شکل ۹ و شکل ۱۰ به ترتیب ساختار ریزسیالی-نوری تشخیص گر و خروجی حسگر را نشان می دهند.



شکل ۹: ساختار ریزسیالی تشخیص گر 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 می شود. 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 می کند. شکل ۱۱ ساختار دیسکی میکروسازه، به همراه مکان ورود و خروج سیال را نشان می دهد. شکل ۱۲ نیز نمودار شدت خروجی فلوئورسنت بر حسب میزان غلظت اولیه ویروس مورد نظر را نشان می دهد.

در ادامه و در بخش دوم، حسگرهای مبتنی بر آپتامر توضیح داده می-شود. 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. از آنجایی که موجودات زنده یکی از کارآمدترین ماشینها هستند، دانشمندان برای ایجاد نسخههايي مشابه خصوصاً در موارد تشخيص از آنها الگوبرداري مي كنند. لذا آنها با به کار گیری عناصر پذیرنده زیستی وسایل جدید آنالیز شیمیایی را كه اغلب داراى قدرت انتخاب بالايي براى سامانههاى تشخيص بیولوژیک هستند، توسعه دادهاند. این عناصر در ترکیب با روشهای مختلف انتقال، به توسعه و گسترش سریع زمینههای آنالیز زیستی کمک کرده و فنّاوری های مرتبط به عنوان بیو حسگرها و بیوچیپ ها شناخته می-شوند. به بیوحسگرهای مبتنی بر آپتامر، آپتاسنسور گفته می شود. تشخیص هدف، توسط آپتامرها می تواند بهوسیلهی روش های مختلفی ارزیابی شود که ازجملهی عناصر تبدیل کننده سیگنال می توان به الکترودهای الكتروشيمي، اجزاي گرمايي، نيمهرساناها، تركيبات نوري (مانند فيبر نوري و پلاسمای سطح) قطعات پیزو الکتریک و... اشاره نمود. آپتاسنسورها با روش،های متنوعی ازجمله بیوحسگرهای الکتروشیمیایی، بیوحسگرهای نوری و بیوحسگرهای حساس به جرم ساخته می شوند.

بیوحسگرها وسایل تحلیل کنندهای 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. به طور اختصاصی یک بیوحسگر از سه جز تشکیل شده است ( شکل ۱۳):

الف) عنصر بیولوژیک حساس: عنصر بیولوژیک حساس (مواد بیولوژیک مانند بافتها و...) که می تواند توسط مهندس بیولوژیک ایجاد شوند. در حقیقت اساس شناسایی و سنجش ترکیبات در این دستگاهها اتصال ویژه آنالیت مورداندازه گیری به حس گر، توسط عناصر بیولوژیک حساس است که عامل اصلی گزینش در بیوحسگرها محسوب می شوند که عمدتاً در چند گروه تقسیم بندی می شوند: آنتی بادی ها، آنزیم ها، اسید نوکلئیک، ساختارهای سلولی، سلول ها و....

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





شکل ۱۳: نمای کلی یک بیوحسگر

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

## ۳- طراحی و ساخت حسگر

بهطور کلی 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 می شود و از طرف دیگر خارج می شود. باوجود آپتامرها بر روی سطح الکترودها تنها ماده موردنظر بر روی سطح الکترود می ماند و درنتیجه ظرفیت خازن به علت تغییر دی الکتریک بین دو صفحه خازن زیاد می شود. 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 کو کائین

Results

DOI: 10.29252/joc.12.3.43

ساختار در نظر گرفته شده در این حس گر به صورت یک میکروفلوئید تک کاناله است که تنها جهت تشخیص وجود یک ماده ی خاص در سیال مورداستفاده قرار می گیرد. این ساختار می تواند به عنوان شناساگر مواد مختلف از جمله مواد مخدر و یا شناساگر سلول های موردنظر در خون مانند سلول سرطانی استفاده شود. در این حس گر سنجش مواد مت آمفتامین و کو کائین مدنظر قرار گرفته شده است.

#### ۱-۳ 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 می آید. کوکا آلکالوئید اصلی برگ کوکا است که از برگهای بو تهای به نام (Ergthroxglom Coca) به دست می آید و مرکز اصلی رویش آن کشورهای امریکای جنوبی است. مصرف این مواد می تواند باعث افزایش هوشیاری، سرخوشی و کاهش اشتها شوند. لذا در بسیار از نقاط دنیا مورد مصرف قرار می گیرند. کوکائین به شکل نمک هیدرو کلراید قابل حل در آب (C17H21NO4·HCl) با وزن مولکولی gmol





شکل ۱۶: فرمول ساختاری کو کائین

## ۲-۳ شبیه سازی بهینه و ساخت عنصر مبدل

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 می گردد و در ادامه با تعریف فیزیکهای مختلف و متناسب با ساختار و تعریف شرایط مرزی مسئله اقدام به شبیهسازی آن می شود. 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 میکروماشین کاری استخراج می شود.

## ب. تاثیر پارامتر تعداد شانهها

در این قسمت تاثیر تعداد شانه ها بر روی ظرفیت خروجی بررسی می-شود. در این شبیه سازی، تعداد شانه های خازن، از ۲ به بالا افزایش می یابد و نمودار تغییرات خازن بر حسب افزایش شانه ها بیان می شود. شکل ۱۷ الی شکل ۲۵ توزیع پتانسیل الکتریکی فیمابین شانه های خازنی را نمایش می-دهند. در این اشکال تعداد شانه ها از ۲ الی ۶ تغییر نموده است و توزیع پتانسیل الکتریکی را به صورت سه بعدی به تصویر می کشانند. نماهای مختلفی برای توزیع پتانسیل الکتریکی جهت وضوح بالاتر بیان شده است. از آنجایی که طرح به صورت الکتروهای شانه ای است، حداکثر پتاسیل الکتریکی در فضای بین الکترودها اتفاق می افتد و رنگ اشکال با افزایش تعداد شانه ها در فضای بین شانه ها نمایش داده می شود.





۴٨



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 ۳۰نتایج 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.

	Saved ne: Cap.mpn		Complete mesh consists of 746345 domain elements, 81281 boundary elements, and 2740 edge elements Formed union of 4 sold objects. Finalized geometry has 5 domains, 52 boundaries, 124 edges, and 80 vertices. Number of degrees of freedom solved for: 1750001. Number of degrees of freedom solved for: 3193173. Number of degrees of freedom solved for: 3193173. Number of degrees of freedom solved for: 4635132. Solution time (Study 1): 2809 s. (46 minutes, 49 seconds) Saved [Bit: Cap.mp].
--	-------------------	--	---

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 می دهد. 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 صحه گذاری می نماید. لذا حساسیت خازن نسبت به تعداد شانهها همواره عددی ثابت است.



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.



شانه ها

## ت. تاثیر پارامتر عرض /طول شانهها

در این فصل، پارامترهای طولی و عرضی الکترودها مورد توجه قرار می گیرند. 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 می گیرد. شکل ۳۲ الی شکل ۳۶ مراحل اجرا و پیکرهبندی را نمایش میدهند.



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



شكل ٣٣: تصوير مربوط به انتخاب الكترودها (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)

شكل ۳۸ نمودار تغییرات خازن شانهای بر حسب تغییرات عرض الكترودها را نشان میدهد. با توجه به این شكل هرچه عرض الكترودها بیشتر باشد، میدان الكتریكی قویتر شده و لذا ظرفیت خازن افزایش می-یابد.





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 قوی تر شده و لذا ظرفیت خازن افزایش مییابد.



افقی=میکرومتر، واحد محور عمودی-پیکو فاراد)

شکل ۴۰ بیان گر نمودار تغییرات مقدار خازنی بر حسب تغییرات فاصله بین الکترودها است. هرچه فاصله بین الکترودها افزایش یابد ظرفیت خازنی کاهش می یابد لذا تا جایی که می توان بایستی فاصله بین الکترودها کاهش یابد.



سکل ۲۰. مودار تعییرات خاربی بر حسب تعییرات قاصله 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 اندازه گیری بیشتر میشود تا جایی که ظرفیت خازن به اشباع میرود. علت این امر در این است با توجه به ابعاد و اندازه ها و میزان ولتاژ تحریک سازی تا حد ۲۰۰ میکرون ارتفاع، تمامی خطوط میدان از داخل سیال عبور کرده به الکترود سمت دیگر می-رسد لذا تغییر محیط و تضعیف سیگنال میدان الکتریکی ناشی از تغییرات ماده در این حالت صورت نمی گیرد. 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.



Number of degrees of freedom solved for: 2472899. Number of degrees of freedom solved for: 2472356. Solution time (Study 1): 6670 s. (1 hour, 51 minutes, 10 seconds) 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-سکه 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 می شود. لذا بر اساس فایل پیشین سه نوع متغیر ارتفاع کانال، سرعت ورودی و پهنای کانال مورد توجه قرار می گیرد. با تغییر این پارامترها، میزان تاثیرات سرعت توزیعی سیال در طول کانال و میزان فشار بیشینه بر روی جدارههای کانال استخراج می شود. شکل ۴۲ و شکل ۴۳ تصاویر توزیع فشار و سرعت سیال در طول کانال را برای ارتفاع کانال ۴۰۰ میکرون نمایش می دهند.



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 میثم زمانی پدرام، منصور محتشمیفر، احمد عفیفی

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



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



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 می یابد.







- 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 می گیرد. 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 می یابد.



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



میثم زمانی پدرام، منصور محتشمیفر، احمد عفیفی



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



شکل ۵۴: تصویر جدول سرعت 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 می گردد. در بهینه سازی یکی از مواردی که مورد توجه قرار می گیرد 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 مسئله ای 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 بهینه سازی می شود. پیش



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



ورودى كانال

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 می یابد و سپس افزایش، همین روند نیز برای سرعت توزیعی سیال در طول کانال اتفاق می افتد. 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



استورو به مورو یی یی دی معنوان ماسک بچک په چ بر روی میس استفاده نهایی بهعنوان ماسک است.







شکل ۵۸: طرح نهایی ماسکها در فرمت dxf

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

$$S_a = \frac{0.24 - 0.19}{30 - 10} = 0.0025 \frac{pf}{\mu m} \tag{1}$$

$$S_{b} = \frac{0.23 - 0.19}{110 - 80} = 0.0025 \frac{pf}{\mu m}$$
(Y)

$$S_{cu_w} = \frac{0.213 - 0.2124}{800 - 500} = 2 \times 10^{-3} \frac{nf}{nm}$$
(7)

$$S_{N_{t}} = \frac{0.6 - 0.1}{6 - 2} = 0.125 \frac{pf}{unit}$$
<sup>(F)</sup>

همچنین مطابق شکل ۴۰ هرچه فاصله بین الکترودها کاهش یابد، ظرفیت خازن افزایش می یابد 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 می-شوند:

$$\begin{split} C_{Eq} &= aS_{a} + bS_{b} + cu_{w}S_{cu_{w}} + N_{i}S_{N_{i}} & (\delta) \\ X &= (\frac{N_{i}}{2} - 1)(2a + 2a_{gap}) \\ &: e \text{ authors in subset } (9) \text{ Transformation of } (9) \\ J &= Max(C_{Eq}) & (6) \\ Sub.to \begin{cases} C_{Eq} > 100 \mu f \\ X < 6500 \mu f \\ a = a_{gap} > 50 \mu m \\ b < 2.5 cm \end{cases} \end{split}$$

با توجه به محدودیت ساخت، کمینه میزانی که می توان با تکرار پذیری بالا ساخت اتخاذ می گردد. لذا  $a = a_{gap} = 50 \,\mu m$  قرار داده می-شود. همچنین با توجه به آنکه ابعاد لام قابل استفاده بیشتر از ۳ اینج نیستند، لذا طول کلی نیز در حدود ۶٫۴ سانتی متر طول لام است. که البته می توان به صورت مارپیچ چیده شود تا شانه های خازن در طول افزایش یابند. لذا با انتخاب  $N_t = 800$  شانه و m = 5mm تمامی شرایط مسئله ارضا می گردد و خازن نیز در رنج قابل اندازه گیری و قرار می گیرد. لذا در (۷) مقدار خازن در حالت آزاد را تخمین می زند.

$$\begin{split} C_{Eq} &= aS_a + bS_b + cu_w S_{cu_w} + N_t S_{N_t} \Box aS_a + bS_b + N_t S_{N_t} \\ C_{Eq} &= 50 \times 0.0025 + 5000 \times 0.0025 + 800 \times 0.125 \\ C_{Eq} &= .125 + 12.5 + 100 \Box 113 pf \end{split}$$

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

ذ. طراحي ماسك

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.

ر. مراحل ساخت

بهطورکلی برای پیادهسازی طرح مربوطه بایستی مراحل زیر سپری شود:

- ابتدا ماسک های مربوط به شکل کانال و الکترودها استخراج شود. •
  - بروى شيشه لايه نشاني كروم طلا انجام مي شود.
- طرح مربوط به الكترودها بر اساس ماسك مربوطه روى شيشه طرح • داده میشود.
- سپس روی الکترودها آپتامر مربوط به کوکائین و شیشه را مجزا • پوشش دهي ميشود.
- میکرو کانال نیز با استفاده از ماسک مربوط به میکرو کانال نیز • ساخته می شود.



شکل 64: ساختار ایجادشده در فرایند لیتو گرافی مربوط به الکترودهای شانهای و منحني شكل



ز. مدار الكترونيك پردازش سيگنال

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 می گردد. در داخل پردازشگر این مدار، الگوریتم قرائت گر نوین خازنی مبتنی بر چرخهی حدی تعبیهشده است که در ادامه به توضیح آن پرداخته می شود.



شكل ۶۱: مدار الكترونيكي جهت قرائت خازني

## ٤- مدلسازی و روش قرائت خازنی

حس گر خازنی با الکترودهای به هم متصل <sup>۱</sup> در بالای تراشهی cmos بهمنظور تشخیص تغییرات لحظهای ظرفیت در الکترودهای سنجشی که آنها با خازنهای پارازیتی بزرگ مرتبطاند پیادهسازی می شود.

این خازنهای پارازیتی و مدل مدار تعادل نمونه در شکل ۶۲ نشان داده شده است. همان طور که در تصویر می بینید، ویژگی های خازن و مقاومت مورد تجزیه با خازن موازی Cs و مقاومت R مدل سازی شده است. خازنهای پارازیتی در سراسر لایهی تحت تأثیر امC، در بین الکترودها Cp2 و در بین لایه های زیرین سیلیسیوم و الکترودها Cp2 در این مدل نشان داده شده اند. در حقیقت R و Ca می توانند از ترکیب موازی تعداد زیادی المنتهای کوچک به دست آیند. (کهره دکر).



شکل ۶۲: (a) خازنهای پارازیتی ایجادشده بر روی تراشهی cmos (گ۵ و δR به ترتیب خازن با پارازیت جزئی<sup>۳</sup> و مقاومت هستند.) و (b) مدار معادل<sup>٤</sup> کل میکرو ساختار است.

 $\delta C$  در شکل b، ۵۶ نشان داده می شود، با فرض مقدار یکسان برای  $\delta C$  و شکل  $\delta R$  و مان و  $\delta R$  در هر شاخه، ولتاژ V فرستاده شده روی ترکیب موازی در حال حاضر این نتیجه را می دهد  $I = I_1 + I_2 + + I_n = nI_1$ 

و I1(S) = V(S)/( $\delta R$  + 1/ $\Delta c_S S$ ) با توجه به تبدیل لاپلاس (S) = N(S)/( $\delta R$  + 1/ $\Delta c_S S$ ) درنتیجه I(S) = nI1(S) = V(S)/( $\delta R/n$ +1/n $\delta C_S S$ )

بهعبارت دیگر، با توجه به فرض ذکرشده و R بهعبارت دیگر، با توجه به فرض ذکرشده و R  $= I_n(0) = I_n(0) = I_n(0) = 0$  به المنت متناهی  $^2$  تقسیم می شود. بر  $\delta R/n$  و  $\delta R/n$   $\approx n \delta C_s \approx \delta R/n$  اساس این موضوع، الکترودهای متصل با تعداد زیادی باریکه حاصل تعداد زیادی خازن معادل و یک مقاومت کوچک است. مدار معادل که در شکل (یادی خازن ماد است برای تحقق الکترود خازنی از طریق پروسهی coms به دست می آید.

در اين بخش يک روش نوين جهت قرائت خازني ارائه مي شود. در این روش بر اساس چرخهی حدی و دینامیک دستگاههای غیرخطی پارامترهای سیستم که در اصل ظرفیت خازنی است، تخمین زده می شود. در این روش، سیستم را به کمک یک دینامیک غیرخطی مجازی، مجبور به قرار گیری در داخل چرخه حدی می شود. در اصل شرایطی ایجاد می-شود تا سیستم در داخل چرخهی حدی قرار گیرد. با توجه به آنکه خروجی سیستم در حال مشاهده است، لذا فرکانس و دامنه ی نوسان قابل اندازه گیری است. به عبارت دیگر دو پارامتر فرکانس نوسان و دامنه نوسان از جمله متغیرهایی هستند که توسط یک مدار الکتریکی قابل اندازه گیری و مشاهده است. با داشتن دینامیک سیستم و دینامیک سیستم غیرخطی مجازی و متغیر های چرخه حدی، یارامتر های سیستم خطی که در اصل خازن اندازه-گیر است، به دست می آید. با توجه به منابع سامانه های غیر خطی [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 می کنیم:

- ۱- تنها یک بخش غیرخطی در سیستم وجود دارد.
  - ۲- بخش غیر خطی تغییر ناپذیر 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.

نابع طیر شکلی یاف نابع کرد است.

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

- <sup>a</sup> Laplace
- <sup>9</sup> finite

- \ interdigitate
- <sup>r</sup> Elements
- <sup>v</sup> partial

<sup>&</sup>lt;sup>\*</sup> equivalent

حدى يا يافتن تقريبي دامنهي نوسان و فركانس آن، بتوان به تحليل و درك مناسبی از رفتار سیستم در حوزهی نوسان دستیافت. سیستم شکل ۶۳ را در نظر بگیرید: c(t) Linear



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

اگر برای قسمت غیرخطی، تابع توصیفی مناسبی استخراج شود و قسمت خطى نيز با تابع تبديل مربوطه نشان داده شود، شكل ۶۳ بهصورت شکل ۶۴ قابل بیان است.



شكل ۶۴: سيستم نوساني بيان گر بخش غيرخطي توسط تابع توصيفي

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

$$\sum_{j=1}^{N} \sum_{j=1}^{N} \sum_{j=1}$$

$$\begin{vmatrix} N(A,\omega) & -1 \\ 1 & L(j\omega) \end{vmatrix} = 0$$
(4)

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

real :

*real*: 
$$\operatorname{Re}[L(j\omega)] = \operatorname{Re}[-\frac{1}{N(A,\omega)}]$$
  
*imaginary*:  $\operatorname{Im}[L(j\omega)] = \operatorname{Im}[-\frac{1}{N(A,\omega)}]$ 

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

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 می شود.



شکل ۶۵: ساختار قرارگیری حس گر در مدار الکتریکی

مجدد یادآوری می گردد مدل الکتریکی حس گر خازنی بهصورت شکل ۶۶ است:



شکل ۶۶: مدل تعریفشده در فضای فرکانسی

بر اساس مدل تعریفشده در شکل ۶۲، معادله بین ورودی و خروج  
در فضای فرکانس را می توان بهراحتی استخراج نمود.  
$$Z_n = \frac{1}{R_n C_n s + 1}$$
$$Z_x = R_x + \frac{1}{C_n s}$$

که بر اساس معادله فوق تابع تبدیل در حوزه فرکانس بهصورت (۱۳)

به دست می آید:  

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

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

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

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

در سیستم، تابع عیرخطی موردنیاز جهت الحاد جرخه حدى مجازى، تابع دو وضعيتي (بنگ بنگ) است لذا با تقاطع

یبد چرخ حمدی مجاوی، نابع دو و مسیسی ربعث بعث) است که به کور  
تابع توصیفی و دینامیک سیستم رابطه زیر به دست می آید:  
(۱۴) 
$$\left[ (1 - R_x R_n C_x C_n \omega^2) = 0 \to R_x C_x = \frac{1}{R_n C_n \omega^2} \right]$$

$$\left| \frac{C_x}{(R_n C_n + R_x C_x)} = \frac{\pi A}{4D} \right|$$
  

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

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

مى شود.  
N(A) = 
$$\frac{4D}{\pi A}$$
 (۱۵)

(11)

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 اندازه گیری می-شود، لذا در این داده خروجی فرکانس و دامنه نوسان بهراحتی قابل اندازه گیری هستند. حل معادلهی فوق، بهصورت (۱۶) بهصورت (۱۷) صريح قابلبيان است.

$$\begin{cases} C_x = \frac{\pi A}{4D} \frac{(R_n^2 C_n^2 \omega^2 + 1)}{R_n C_n \omega^2} \\ R_x = \frac{1}{R_n C_n C_x \omega^2} \end{cases} \rightarrow \begin{cases} C_x = \frac{\pi A}{4D} \frac{(R_n^2 C_n^2 \omega^2 + 1)}{R_n C_n \omega^2} \\ R_x = \frac{4D}{\pi A(R_n^2 C_n^2 \omega^2 + 1)} \end{cases}$$
(15)

شایانذکر است در (۱۶)، مقادیر  $R_x, C_x$  مربوط به مشخصات حس گر و مقادیر  $R_n, C_n$  مربوط به مدار الکتریکی ساخته شده هستند و بهصورت از پیش تعیین شده در مدار الکتریکی قرار داده می شوند. به علاوه مقادیر  $A, \omega$  نیز در هنگام نمونه برداری اندازه گیری می شوند. شکل ۴۷، مدار و ساختار ریزسیالی را در هنگام قرائت خازنی نشان میدهد.



شکل ۶۷: مدار و ساختار ریزسیالی ساخته شده در هنگام انجام آزمايش

## ٥- نتایج و مشخصات فنی حسگر

در این آزمون، میکرو کانال مارپیچ مورد آزمایش انجام میگیرد، مطابق با آزمون قبلی مجدد سنجش انجام می شود، در این آزمایش برای غلظتهای ۱۰۰، ۵۰ و ۱۰ میکرو مول بر لیتر برای هر دو ماده شیشه و کوکائین انجام می شود که نتایج به شرح جداول جدول ۱ و جدول ۲ هستند. همچنين بر گه مشخصهي حسگر به صورت جدول ۳ بيان مي گردد.

جدول ۱: جدول نتایج اندازه گیری برای حالت کو کائین

در	كوكائين با	كوكائين با	كوكائين با	
حالت آزاد	غلظت ۱۰۰ میکرو	غلظت ۵۰ میکرو	غلظت ۱۰ میکرو مول	
	مول بر ليتر	مول بر ليتر	بر ليتر	
١١٩	۱٫۱ میکرو	۵۴۰ نانو فاراد	۱۱۰ نانو فاراد	
پيكوفاراد	فاراد			

#### جدول ۲: جدول نتایج اندازه گیری برای حالت شیشه

در	شیشه با	شيشه با غلظت	شیشه با غلظت
حالت آزاد	غلظت ۱۰۰	۵۰ میکرو مول بر	۱۰ میکرو مول بر لیتر
	ميكرو مول بر ليتر	ليتر	
119	۴۴۵ نانو	۲۱۷ نانو فاراد	۴۶ نانو فاراد
پيكوفاراد	فاراد		

$$R = \frac{100 \frac{\mu mol}{L}}{445 n f - 119 p f} \approx \frac{50 \frac{\mu mol}{L}}{217 n f - 119 p f} \approx \frac{10 \frac{\mu mol}{L}}{46 n f - 119 p f}$$
$$R \approx 0.000218 \frac{\mu mol}{L p f} \approx 0.0327 \frac{p p m}{n f}$$

$$R = \frac{100 \frac{\mu mol}{L}}{1100 n f - 119 p f} \approx \frac{50 \frac{\mu mol}{L}}{440 n f - 119 p f} \approx \frac{10 \frac{\mu mol}{L}}{540 n f - 119 p f}$$
$$R \approx 0.0000185 \frac{\mu mol}{L p f} \approx 0.005 \frac{p p m}{n f}$$

## **۲- نتیجه گیری**

در این مقاله، بر مبنای ساختارهای ریزسیال و همچنین فن زیستفناوری، گامی در جهت طراحی و ساخت سامانه تشخیص گر مواد مخدر طراحي برداشته شده است. ابتدا طرح مورد نظر در نرم افزار شبيهساز چند فیزیکی کامسول پیادهسازی و سپس بر مبنای حالتهایی که در واقعیت پیش بینی می شود، فیزیک و پارامتر های مختلف نیز در هنگام شبیه-سازي مد نظر قرار مي گيرند. بر اساس تغيير پارامترها و همچنين تعيين توابع هزينه و حساسيت به ازاي تغيير پارامترهاي موثر در ساخت ريز سيال، 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 حس گر نیز آپتامرهای مورد نظر پوشش دهي مي گردند. در کنار بخش ميکروالکترونيک، قرائت گر خازنی مبتنی بر چرخهی حدی در این مقاله معرفی و پیادهسازی می-گردد. در این روش نوین با ایجاد یک مدل غیرخطی مجازی در کنار ساختار خازنی و ایجاد چرخه حدی تلقینی، ظرفیت خازنی به صورت لحظهای اندازه گیری می شود. نتایج شبیه سازی و پیاده سازی عملی گویای عملکرد مناسب این روش اندازه گیری است.

پارامترهای ساخت میکرو سازه		مقدار	واحد
	طول الكترودها	5000	ميكرومتر
	عرض الكترودها	50	ميكرومتر
	فاصله الكترودها	50	ميكرومتر
	تعداد شانه ها	800	-
	پوشش	مس-طلا	-
	ارتفاع پوشش	100	نانومتر
	ارتفاع كانال	200	ميكرومتر
پارامترهای مکانیکی			
	سرعت ورودي	0.1	میکرومتر بر
	سيال	0.1	ثانيه
	فشار خروجي	فشار هوا	پاسكال
	ارتفاع كانال	200	ميكرومتر
	پهناي کانال	5000	ميكرومتر
	بيشينه سرعت	0.4	ميکرومتر بر
	توزيعى	0.4	ثانيه
	بيشينه فشار توزيعي	0.0031	پاسكال
پارامترهاي الكتريكي			
	ولتاژ ورودى	0-10	ولت
	فركانس پردازنده	8	مگاهر تز
	نوع پردازنده	اتمگا ۸	
	نمايشگر	آرى	
		خازنى-چرخە	*
		حدى	
پارامترهای کنترلی			
	زمان سكون	800	مىلى ئانيە
	زمان پاسخ دهی	720	مىلى ئانيە
	پهنای باند	1.388888889	هر تز

جدول ۳: مشخصات فني حسگر طراحي شده

- [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 nonspecificadsorption 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

مراجع

- 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 paperbased 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.

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.

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 surfaceenhanced Raman spectroscopic study. Lab on a Chip, 2005. 5(4): p. 437-442.
- [29] Strehle, K.R., et al., A reproducible surfaceenhanced 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, 7carbazole)/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