

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

میثم زمانی پدرام^{۱*}، منصور محتشمی فر^۲، احمد عفیفی^۳

^{۱*} استادیار دانشکده مهندسی برق، گروه مهندسی میکاترونیک، 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 زیست فناوری، 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 درگیر می شود و سبب تغییر اندازه خازن می گردد. در این پروژه الگوریتم قرائت خازنی نوین مبتنی بر استفاده از چرخه ی حدی سیستم غیرخطی بیان شده است. این متد نوین با ایجاد یک مدل غیرخطی مجازی در کنار ساختار خازنی و ایجاد چرخه حدی تلفیقی، ظرفیت خازنی به صورت لحظه ای 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

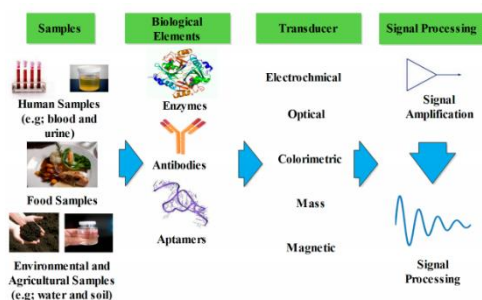
Maysam Zamani Pedram, Mansour Mohtashamifar, Ahmad Afifi

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

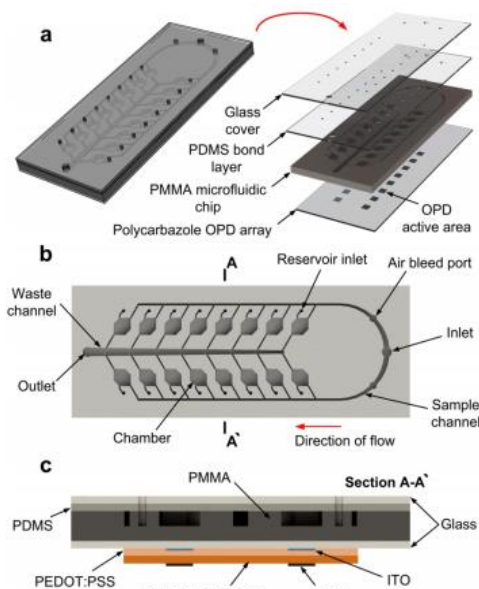
۱- مقدمه

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



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

در کنار کاربردهای تشخیصی این نوع حسگرها، می توان جهت مشخصه یابی پارامترهای فیزیکی نیز استفاده شوند. در [۳۱] نمونه ای از بیوحسگر جهت 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 غلظت های مختلف را نشان می دهد.



شکل ۲: تصویر شماتیک از حس گر ریزسیالی تشخیص گر باکتری و ویروس

اهمیت سامانه های میکروفلوئیدی از فرایندهای شیمیایی شروع گردید. در آن زمان، در ابتدا با نام اختصاری ^۱μTAS به چنین ساختارهایی انتصاب شده بود [۲، ۱]. در آن برهه، تحقیقات بسیاری در این زمینه برای کاربردهای شیمیایی و بیوشیمیایی صورت گرفت. پس از گذشت چند سال و گسترش این حوزه، نام های ریزسیال^۲ و آزمایشگاه رو چیپ^۳ نیز در کنار نام اختصاری پیشین قرار گرفت. پژوهشگران این حوزه، ساختارهای میکروفلوئیدی خود را با کمک فناوری های ساخت سامانه های میکرو الکترومکانیک و به کمک مواد سازگار با ترجمان های^۴ بدن، میکرو کانال هایی 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 از جمله شناسایی انواع سلول ها بخصوص سلول های سرطانی، مشابه سازی ترجمان های داخلی بدن از جمله ریه، زبان، کلیه و غیره دارند [۶-۱۰]. به طور کلی در شناسایی مواد، با استفاده از ساختارهای ممزه^۵ به روش های نوری، مقاومتی، ارتعاشی و طیف سنجی پژوهش های صورت گرفته است [۱۱-۲۰]. در این میان استفاده از آپتامرها در تشخیص و شناسایی مواد حوزه ی قابل توجهی را به خود اختصاص داده است. آپتامرها اولین بار در سال ۱۹۹۰ گزارش شدند. آپتامرها سکانس های الیگونوکلوئیدی خاصی هستند (۳۰ تا ۱۰۰ نوکلئوتید) که لیگاند های خاصی را تشخیص می دهند و با مولکول های هدف متنوعی از یون های کوچک گرفته تا پروتئین های بزرگ با میل و اختصاصات بالایی با ثابت های تجزیه عموماً از میکرومولار تا محدوده های پایین تر از پیکومولار که در مقایسه با آنتی بادی ها حتی بهتر است [۲۱]، پیوند برقرار می کنند. با توجه به اختصاصیت و تمایل بالای آپتامرها به اهدافشان به عنوان جایگزین مصنوعی برای آنتی بادی ها محسوب می شوند [۲۲].

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 تکنیک های نوری متمرکز، با ایجاد یک حفره 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 [۲۴-۲۶]. می توان با استفاده از تکنولوژی نانو، پراکندگی نور را جهت اندازه گیری افزایش داد [۲۷-۲۹].

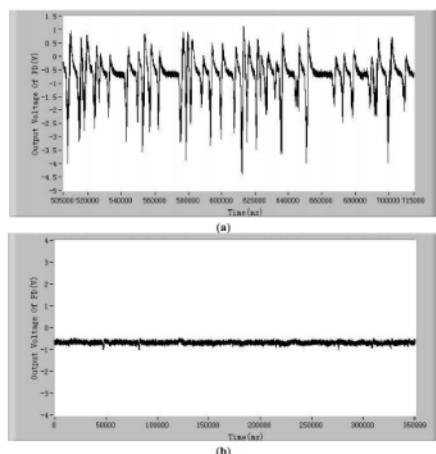
^۴ Organ

^۵ MEMS

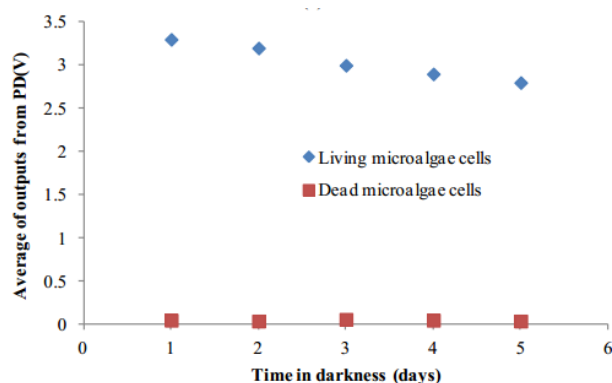
^۱ miniaturized total chemical analysis systems

^۲ Microfluidics

^۳ Lab on a chip

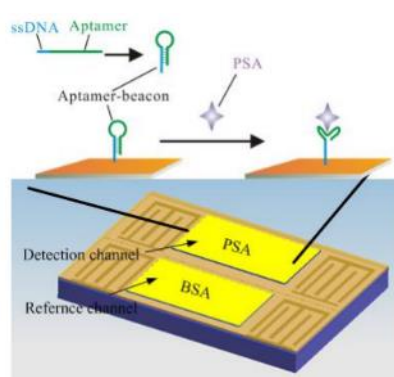


شکل ۵: نمودار خروجی تشخیص گر نوری بر اساس زمان و برای دو سلول زنده (الف) و مرده (ب)

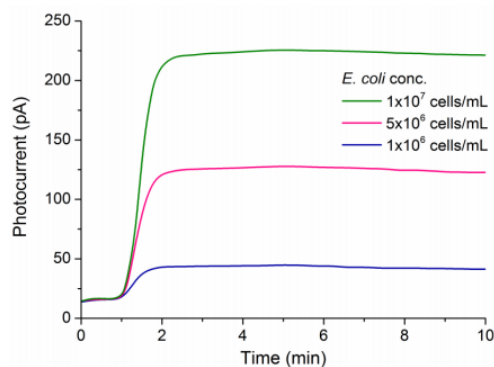


شکل ۶: نمودار میانگین خروجی سلول زنده و مرده بر اساس گذر زمان (روز)

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

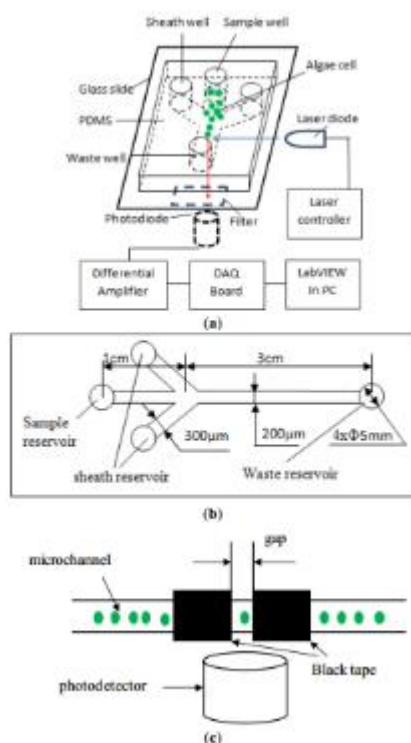


شکل ۷: میکرو ساختار حسگر تشخیص آنتی ژن پروستات
در [۳۵] یک حسگر آپتامری و ریزسیالی بر مبنای تغییر امپدانس خروجی جهت تشخیص ویروس آنفلوآنزا معرفی شده است.



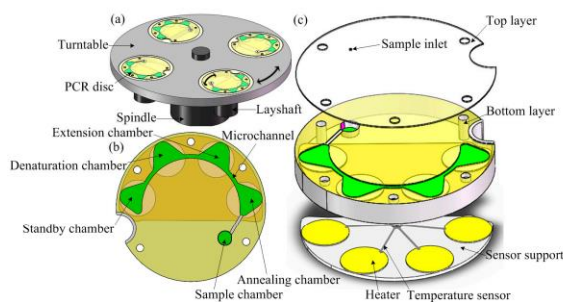
شکل ۸: نمودار تشخیص سلول در غلظت های مختلف ویروس مشخص بر اساس جریان خروجی فتودیونکتور

در [۳۲] حسگر تشخیص سلول زنده ی جلبک ساخته شده است. در این سلول بر اساس ساختار ریزسیال و میزان پراکندگی نور در اثر جذب نور سلول زنده و مرده ی جلبک، تشخیص داده می شود. در شکل ۴، شماتیک ساختاری نحوه ی تشخیص سلول نشان داده شده است. در [۳۳] نیز با استفاده از روشی مشابه، تشخیص گر سلول سرطانی طراحی و ساخته شده است.

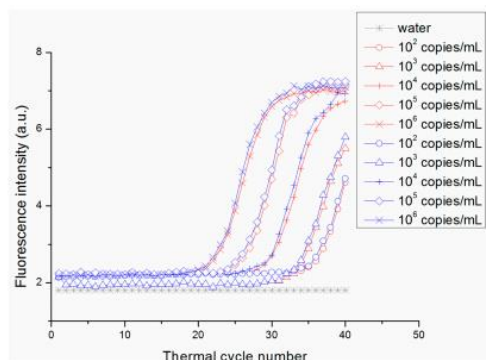


شکل ۹: ساختار کلی تشخیص سلول زنده و مرده

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.

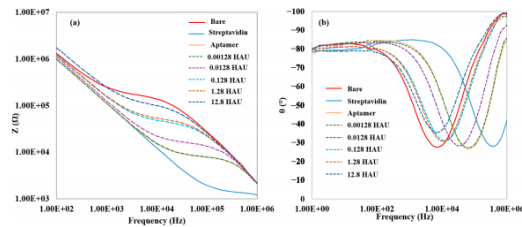


شکل ۱۱: ساختار دیسکی میکروسازه به همراه ورود و خروج سیال



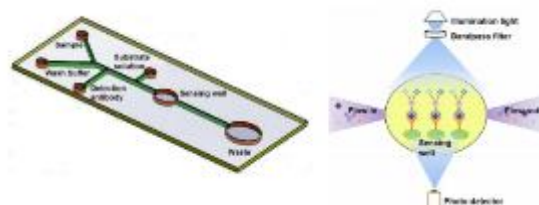
شکل ۱۲: نمودار خروجی بر حسب شدت فلوروسنت در میزان غلظت های اولیه متفاوت

در این پروژه با بکارگیری آپتامر و ترکیب آن با ساختار ریزسیالی، در جهت تشخیص مواد مخدر شیشه و کوکائین سعی می شود. تحلیل و آنالیز ساختار ریزسیالی و ترکیب آن با زیست فناوری، این امکان را در آینده فراهم می سازد تا به کمک فرایند میکرو ماشین کاری به همراه فن های ساخت ریزسیالی، 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 کوکائین و شیشه مورد بررسی قرار گرفته اند. الگوریتم مورد استفاده در این سامانه شامل حوزه های مهندسی برق، مکانیک به همراه زیست فناوری 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 مورد نظر استخراج می شود. نوآوری این مقاله، در کنار طراحی بهینه ساختار ریز سیالی و محاسبه ی 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 حلقه ی بسته با فیدبک منفی و کنترل کننده غیرخطی قرار داده و به صورت تلقینی ساختار حلقه بسته در یک چرخه ی حدی گرفتار می گردد. با عنایت به تسلط به معادلات چرخه حدی و اندازه گیری فرکانس نوسان و دامنه نوسان، پارامترهای داخلی سیستم که در این مسئله خازن و مقاومت معادل است بدست می آیند.

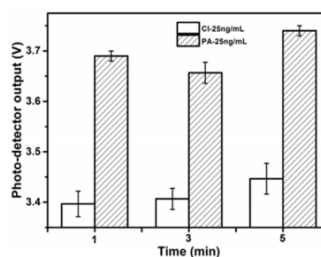


شکل ۱۳: نمودار خروجی بر اساس امپدانس و فرکانس

در [۳۶] یک حسگر ریزسیالی جهت شناسایی آلرژی غذایی طراحی شده است. روش شناسایی آلرژی مبتنی بر آزمون ایمنوسوربنت است که آنزیم آن در آزمایشگاه مربوطه ساخته شده است. نحوه ی 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 سوی 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 ماده ی 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.



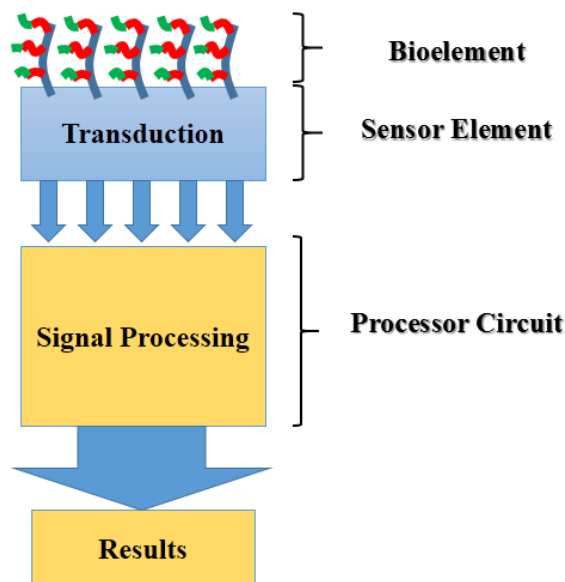
شکل ۹: ساختار ریزسیالی تشخیص گر به همراه روش شناسایی نوری ماده



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

در [۳۷] بر مبنای ریزسیال و ساختار دورانی هپاتیت نوع ب توسط فلوروسنت شناسایی و تشخیص داده می شود. سرعت تشخیص آن نسبت به نمونه ی تجاری آن سریع تر است و در ظرف مدت ۳۰ دقیقه فرآیند شناسایی به اتمام می رسد. نمونه ی تجاری این سامانه، به طریقی مشابه در مدت زمان ۱۲۰ دقیقه فرآیند 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 فلوروسنت بر حسب میزان غلظت اولیه ویروس مورد نظر را نشان می دهد.

ج) پردازشگر الکترونیک: پردازشگر الکترونیک یا سیگنال که به طور کلی مسئول نشان دادن نتایج هستند.

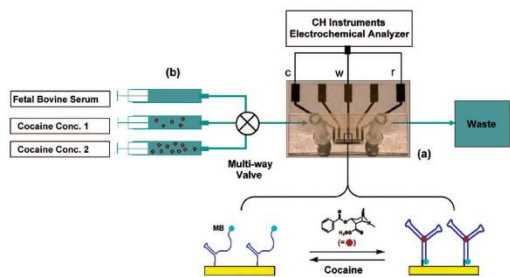


شکل ۱۳: نمای کلی یک بیوسنسر

هیبریداسیون دئوکسی ریبونوکلئیک اسیدها و یا ریبونوکلئیک اسیدها به عنوان یکی از پرکاربردترین پذیرنده های زیستی در فناوری بیوسنسرها و بیوچپها مورد استفاده واقع شده اند، شکل اساسی بیوسنسرها مبتنی بر DNA اغلب اشاره به حس گرهای ژنی دارد.

۳- طراحی و ساخت حسگر

به طور کلی در این حسگر قصد بر شناسایی مواد و تشخیص وجود و یا عدم وجود از یک ماده مورد نظر در یک سیال است. با توجه به شکل ۱۴ پرواضح است که در این ساختار میکروکانالی، سیال وارد می شود و از طرف دیگر خارج می شود. با وجود آپتامرها بر روی سطح الکترودها تنها ماده مورد نظر بر روی سطح الکترودها می ماند و در نتیجه 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 مورد نظر در سیال مربوطه را دارد.



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

در ادامه و در بخش دوم، حسگرهای مبتنی بر آپتامر توضیح داده می شود. در این بخش مواد موردسنجش نیز ازجمله شیشه و کوکائین به اختصار توضیح داده می شود. در بخش سوم طراحی و ساخت یک حسگر مبتنی بر ساختار خازنی و ریزسیال توضیح داده شده است. در این بخش به علاوه روش ساخت میکرو ساختار نیز به صورت خلاصه توضیح داده شده است. در بخش چهارم الگوریتم نوین قرائت خازنی شرح داده شده است و در بخش پنجم نیز نتایج آزمایش بیان شده است.

۲- حسگرهای مبتنی بر آپتامر

بشر آنالیزهای زیستی را از گذشته تاکنون با استفاده از سلولهای عصبی، چشایی، لامسه و غیره تشخیص داده اند. از آنجایی که موجودات زنده یکی از کارآمدترین ماشین ها هستند، دانشمندان برای ایجاد نسخه هایی مشابه خصوصاً در موارد تشخیص از آن ها الگوبرداری می کنند. لذا آن ها با به کارگیری عناصر پذیرنده زیستی وسایل جدید آنالیز شیمیایی را که اغلب دارای قدرت انتخاب بالایی برای سامانه های تشخیص بیولوژیک هستند، توسعه داده اند. این عناصر در ترکیب با روش های مختلف انتقال، به توسعه و گسترش سریع زمینه های آنالیز زیستی کمک کرده و فناوری های مرتبط به عنوان بیوسنسرها و بیوچپها شناخته می شوند. به بیوسنسرها مبتنی بر آپتامر، آپتاسنسور گفته می شود. تشخیص هدف، توسط آپتامرها می تواند به وسیله روش های مختلفی ارزیابی شود که ازجمله عناصر تبدیل کننده سیگنال می توان به الکترودهای الکتروشیمی، اجزای گرمایی، نیمه رساناها، ترکیبات نوری (مانند فیبر نوری و پلاسمای سطح) قطعات پیزو الکتریک و... اشاره نمود. آپتاسنسورها با روش های متنوعی ازجمله بیوسنسرها الکتروشیمیایی، بیوسنسرها نوری و بیوسنسرها حساس به جرم ساخته می شوند.

بیوسنسرها وسایل تحلیل کننده ای هستند که از ترکیب و به هم آمیختن اجزای بیولوژیک و مبدل های فیزیکی و شیمیایی تشکیل می شوند یک بیوسنسر می تواند به صورت یک ابزار محاسباتی فشرده و یا یک واحد پیوسته بیولوژیک یا یک عنصر حسگر زیستی مرتبط با مبدل تعریف شود. به طور اختصاصی یک بیوسنسر از سه جز تشکیل شده است (شکل ۱۳):

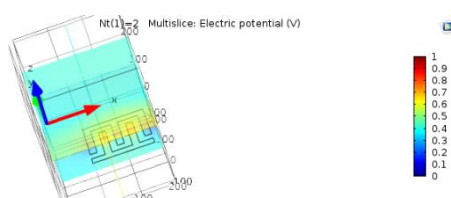
الف) عنصر بیولوژیک حساس: عنصر بیولوژیک حساس (مواد بیولوژیک مانند بافت ها و...) که می تواند توسط مهندس بیولوژیک ایجاد شوند. در حقیقت اساس شناسایی و سنجش ترکیبات در این دستگاه ها اتصال ویژه آنالیت مورد اندازه گیری به حس گر، توسط عناصر بیولوژیک حساس است که عامل اصلی گزینش در بیوسنسرها محسوب می شوند که عمدتاً 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 ایجاد شده از برهمکنش آنالیت با عنصر بیولوژیک را به سیگنال دیگری که قابل اندازه گیری است تبدیل می کند.

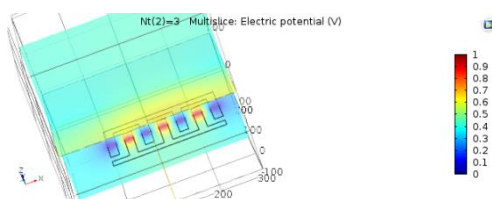
خازنی ایجاد شده حائز اهمیت هستند. یافتن این پارامترهای فیزیکی، نیازمند حل عددی همزمان فیزیک‌های مکانیک، سیالات، الکترو استاتیک است. لذا علت استفاده از نرم افزار کامسول نیز دقیقاً به جهت قابلیت پیاده سازی چند محیط فیزیکی همزمان بر بستر مدل میکرو سازه است. همچنین با پیاده سازی حسگر به صورت پارامتری و استفاده 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 شانه ها

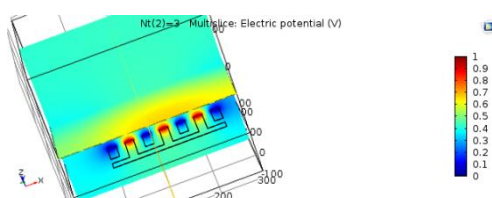
در این قسمت تاثیر تعداد شانه ها بر روی ظرفیت خروجی بررسی می شود. در این شبیه سازی، تعداد شانه های خازن، از ۲ به بالا افزایش می یابد و نمودار تغییرات خازن بر حسب افزایش شانه ها بیان می شود. شکل ۱۷ الی شکل ۲۵ توزیع پتانسیل الکتریکی فیما بین شانه های خازنی را نمایش می دهند. در این اشکال تعداد شانه ها از 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 پتانسیل الکتریکی در فضای بین الکتروها اتفاق می افتد و رنگ اشکال با افزایش تعداد شانه ها در فضای بین شانه ها نمایش داده می شود.



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



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

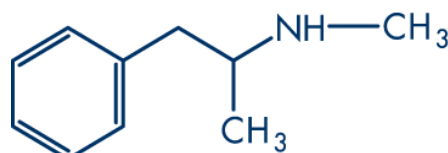


شکل ۱۹: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۳ شانه-نمای ۲

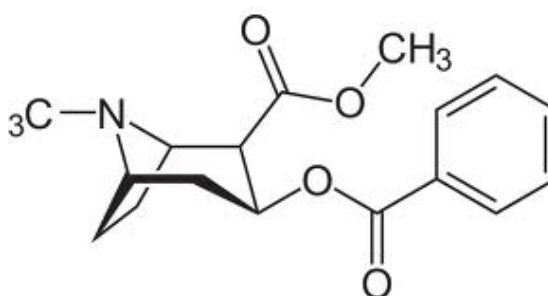
ساختار در نظر گرفته شده در این حس گر به صورت یک میکروفلوئید تک کاناله است که تنها جهت تشخیص وجود یک ماده ی خاص در سیال مورد استفاده قرار می گیرد. این ساختار می تواند به عنوان شناساگر مواد مختلف از جمله مواد مخدر و یا شناساگر سلول های مورد نظر در خون مانند سلول سرطانی استفاده شود. در این حس گر سنجش مواد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

۳-۱ مواد مورد سنجش

در این پژوهش دو ماده مت آمفتامین و کوکائین مورد بررسی قرار گرفته اند. مت آمفتامین و آمفتامین از نظر ساختاری به گروهی از داروها به نام آمین های 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 برگ های بوته ای 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 $C_{17}H_{21}NO_4 \cdot HCl$ با وزن مولکولی 339.81 g/mol به طریق خوراکی، استنشاقی و تزریقی مورد سوء مصرف قرار می گیرد. (شکل ۱۶).



شکل ۱۵: فرمول ساختاری مت آمفتامین

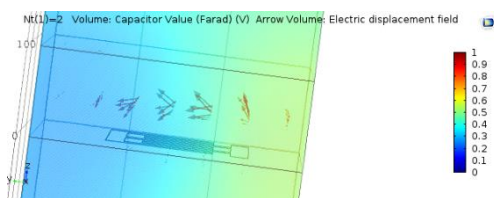


شکل ۱۶: فرمول ساختاری کوکائین

۳-۲ شبیه سازی بهینه و ساخت عنصر مبدل

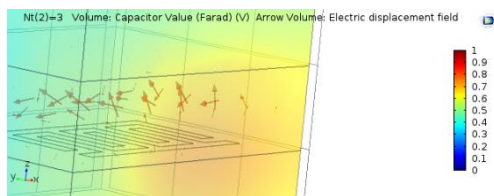
أ. شبیه سازی بهینه حسگر

شبیه سازی ساختار ممز، در اصل بررسی رفتار تمامی فیزیک های حاکم بر کل سیستم است. در این شبیه سازی ساختاری مشابه با آنچه در واقعیت رخ می دهد در نرم افزار کامسول پیاده سازی می گردد و در ادامه با تعریف فیزیک های مختلف و متناسب با ساختار و تعریف شرایط مرزی مسئله اقدام به شبیه سازی آن می شود. در شبیه سازی انجام گرفته چند پارامتر فیزیکی از جمله فشار سیال در میکرو کانال، سرعت سیال به همراه تغییرات



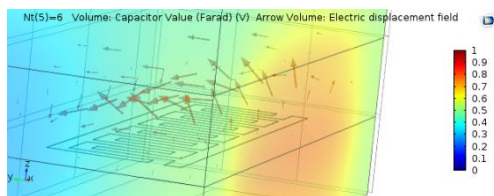
شکل ۲۶: تصویر مربوط میدان الکتریکی توزیع شده در فضای بین شانه های برای

تعداد ۲ شانه-نمای ۱



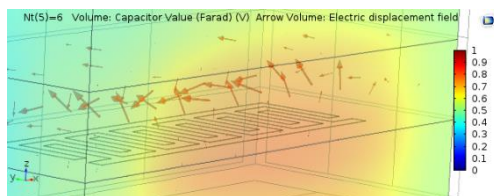
شکل ۲۷: تصویر مربوط میدان الکتریکی توزیع شده در فضای بین شانه های برای

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

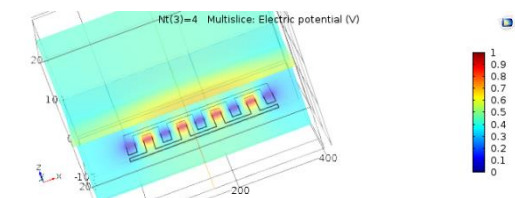
شکل ۳۰: نتایج تمامی شبیه سازی ها برای تمامی حالت ها را در نرم افزار نمایش می دهد. در این گزارش میزان زمان اجرا برای هر حالت در حدود ۴۷ دقیقه عنوان شده است.

Complete mesh consists of 746345 domain elements, 81281 boundary elements, and 2740 edge elements.
Formed union of 4 solid 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: 2473157.
Number of degrees of freedom solved for: 3193173.
Number of degrees of freedom solved for: 3914702.
Number of degrees of freedom solved for: 4635132.
Solution time (Study 1): 2809 s. (46 minutes, 49 seconds)
Saved file: Cap.mph
Saved file: Cap.mph

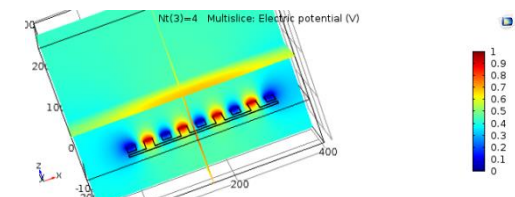
شکل ۳۰: تصویر مربوط به زمان سوئیچ دادن و حل کل معادلات بر اساس تعداد

حوزه ها، لبه ها و دیواره ها

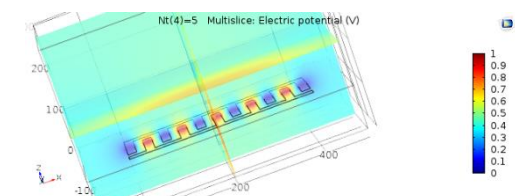
شکل ۳۱: نمودار تغییرات خازن بر حسب تعداد شانه ها را نشان می دهد. بر اساس این آزمون، تعداد شانه ها رابطه ای کاملاً خطی با تغییرات خازن دارد و این موضوع روابط ریاضی عنوان شده در فصل مربوط به محاسبات خازنی را صحت گذاری می نماید. لذا حساسیت خازن نسبت به تعداد شانه ها همواره عددی ثابت است.



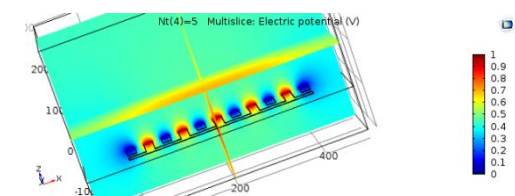
شکل ۲۰: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۴ شانه-نمای ۱



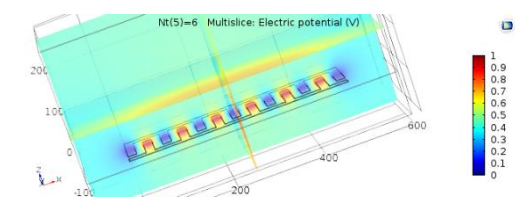
شکل ۲۱: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۴ شانه-نمای ۲



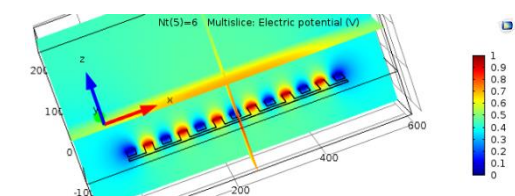
شکل ۲۲: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۵ شانه-نمای ۱



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

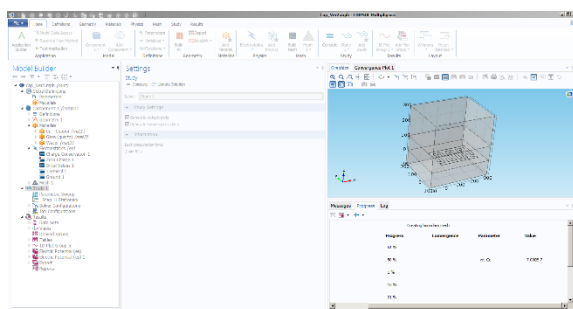


شکل ۲۴: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۶ شانه-نمای ۱

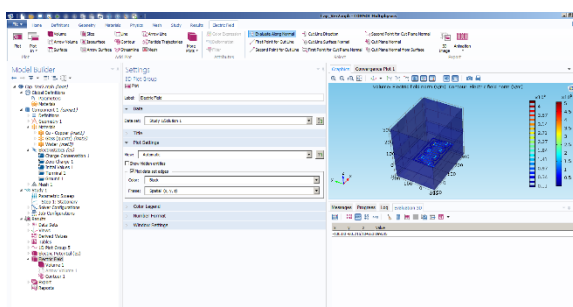


شکل ۲۵: تصویر مربوط توزیع پتانسیل الکتریکی برای تعداد ۶ شانه-نمای ۲

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

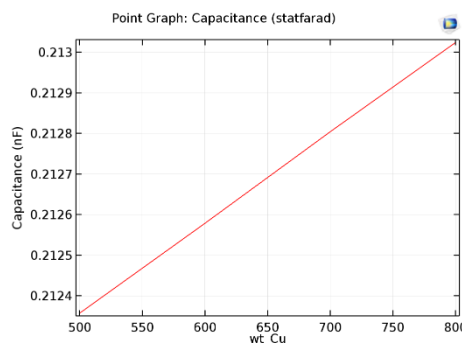


شکل ۳۵: تصویر مربوط به شروع شبیه سازی برای حالتی که تغییرات پارامترهای شکلی الکترودها



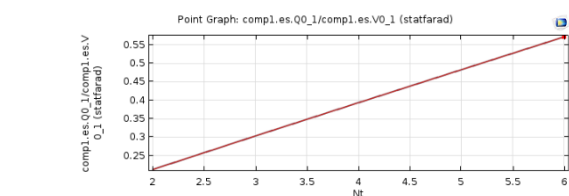
شکل ۳۶: تصویر مربوط به اتمام شبیه سازی و خروجی میدان و پتانسیل الکتریکی توزیع شده

شکل ۳۷: نمودار تغییرات ظرفیت خازنی بر حسب ارتفاع الکترودها لایه نشانی 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 الکترودها (با فرض یک شکل بودن تمامی شانه‌ها) (واحد محور افقی= میکرومتر، واحد محور عمودی= پیکوفاراد)

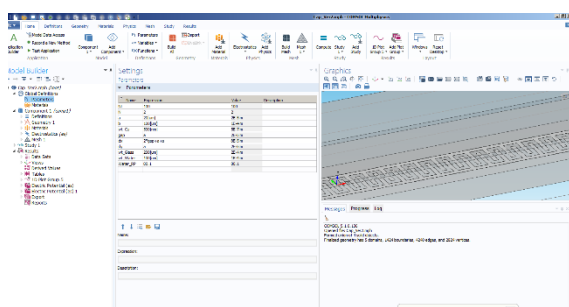
شکل ۳۸: نمودار تغییرات خازن شانه‌ای بر حسب تغییرات عرض الکترودها را نشان می‌دهد. با توجه به این شکل هرچه عرض الکترودها بیشتر باشد، میدان الکتریکی قوی‌تر شده و لذا ظرفیت خازن افزایش می‌یابد.



شکل ۳۹: نمودار مربوط به تغییرات میزان خازن شانه‌ای بر حسب تغییرات تعداد شانه‌ها

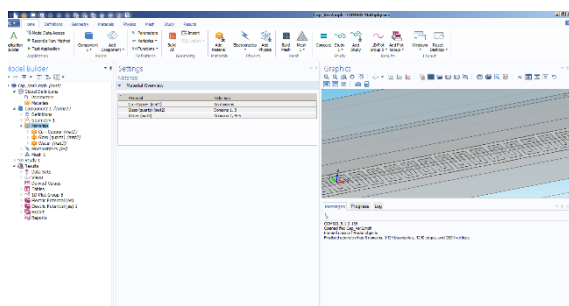
ت. تاثیر پارامتر عرض/طول شانه‌ها

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.

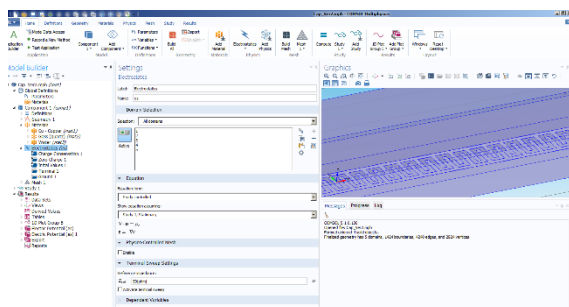


شکل ۳۲: تصویر پیکره‌بندی جهت ایجاد تغییر در پارامترهای ساختاری

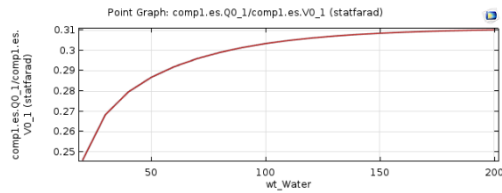
الکترودها



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

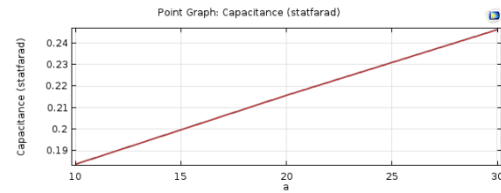


شکل ۳۴: تصویر مربوط به انتخاب فیزیک مورد نظر جهت انجام شبیه سازی



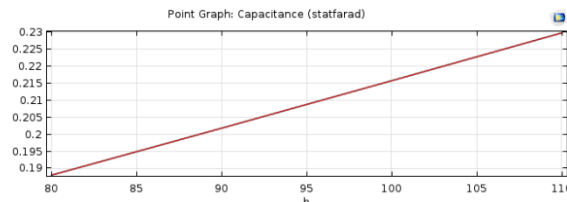
Number of degrees of freedom solved for: 2472899.
Number of degrees of freedom solved for: 2472356.
Solution time (Study 1): 6670 s. (1 hour, 51 minutes, 10 seconds)

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=پیکو فاراد)



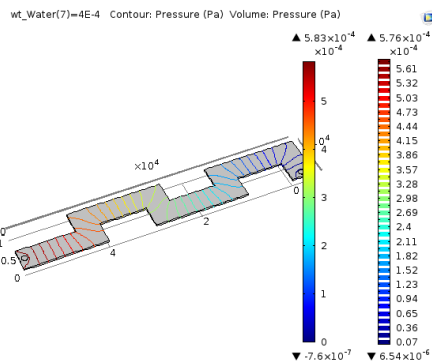
شکل ۳۸: نمودار تغییرات خازنی بر حسب تغییرات عرض الکترودها (واحد محور افقی=میکرومتر، واحد محور عمودی=پیکو فاراد)

شکل ۳۹: نمودار تغییرات خازن شانه ای بر حسب تغییرات عرض الکترودها را نشان می دهد. با توجه به این شکل هرچه طول الکترودها بیشتر باشد، میدان الکتریکی قوی تر شده و لذا ظرفیت خازن افزایش می یابد.



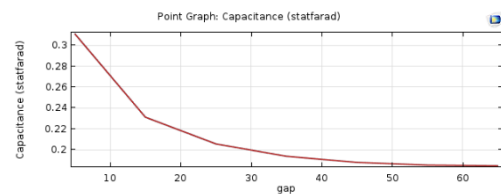
شکل ۳۹: نمودار تغییرات خازنی بر حسب تغییرات طول الکترودها (واحد محور افقی=میکرومتر، واحد محور عمودی=پیکو فاراد)

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 می شود. لذا بر اساس فیلد 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 پیشینه بر روی جداره های 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.

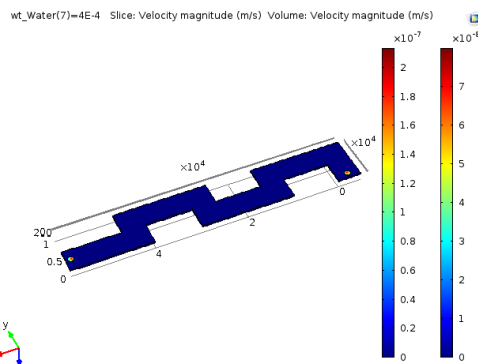


شکل ۴۲: تصویر کنتور و توزیع سه بعدی فشار به ازای ارتفاع کانال ۴۰۰ میکرون

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

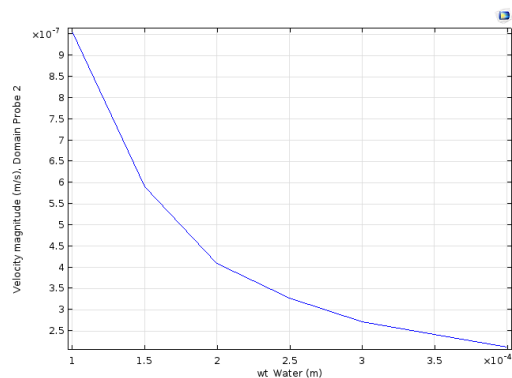


شکل ۴۳: تصویر کنتور و توزیع سه بعدی سرعت سیال به ازای ارتفاع کانال ۴۰۰ میکرون

ث. تاثیر پارامتر ارتفاع کانال

در این بخش نیز همانند بخش های 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 می شود تا جایی که ظرفیت خازن به اشباع می رود. 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 الکترودها 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 تقریباً از ۱۵۰ میکرون به بالا باشد تا تمامی خطوط میدان از سیال عبور نماید.

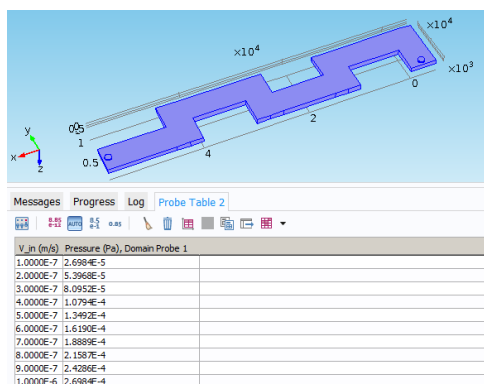
شکل ۴۴ و شکل ۴۵ به ترتیب جدول تغییرات فشار پیشینه بر حسب تغییرات ارتفاع کانال و نمودار تغییرات فشار پیشینه در طول کانال بر حسب



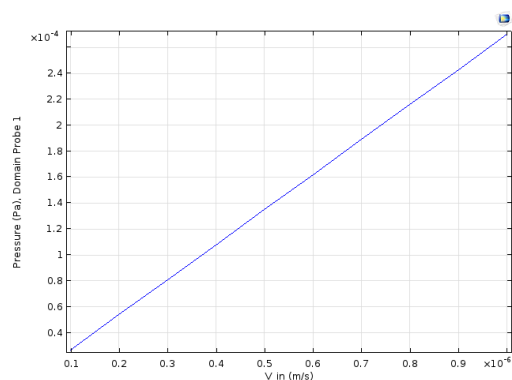
شکل ۴۷: نمودار سرعت بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات ارتفاع کانال های

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 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.

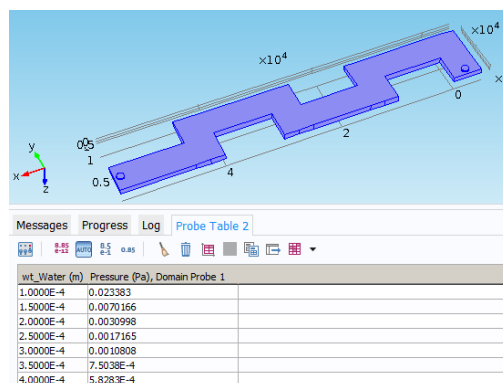


شکل ۴۸: تصویر جدول فشار بیشینه به ازای سرعت مختلف ورودی کانال

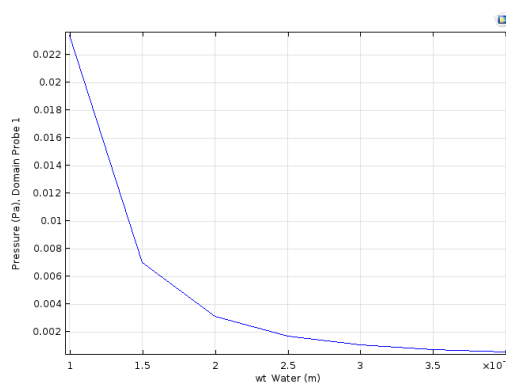


شکل ۴۹: نمودار فشار بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات سرعت ورودی کانال

ارتفاع مانال را نمایش می دهند. مطابق با این دیاگرام ها هر چه ارتفاع کانال افزایش یابد، فشار وارده بر دیوار کاهش می یابد.

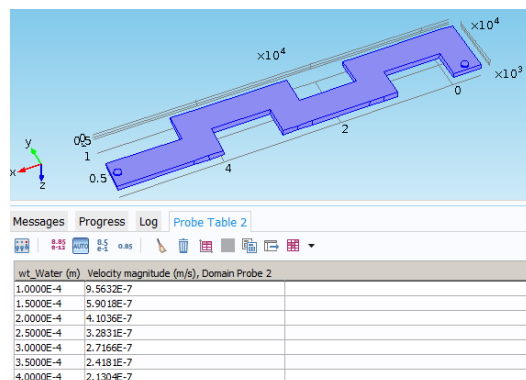


شکل ۴۴: تصویر جدول فشار بیشینه به ازای ارتفاع کانال های مختلف

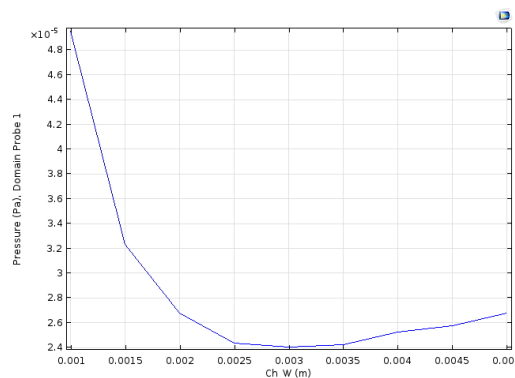


شکل ۴۵: نمودار فشار بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات ارتفاع کانال های

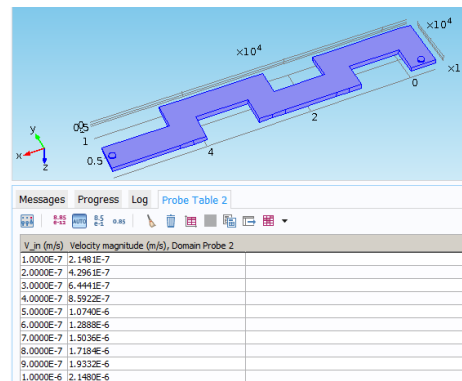
شکل ۴۶ و شکل ۴۷ به ترتیب جدول تغییرات سرعت بیشینه توزیع شده در طول کانال را بر حسب تغییرات ارتفاع کانال و نمودار تغییرات سرعت بیشینه در طول کانال بر حسب ارتفاع مانال را نمایش می دهند. مطابق با این دیاگرام ها هر چه ارتفاع کانال افزایش یابد، سرعت وارده بر دیوار کاهش می یابد.



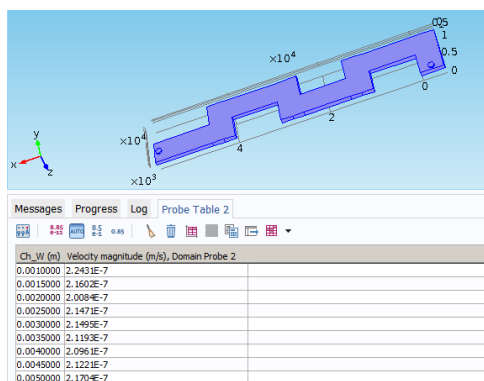
شکل ۴۶: تصویر جدول سرعت بیشینه به ازای ارتفاع کانال های مختلف



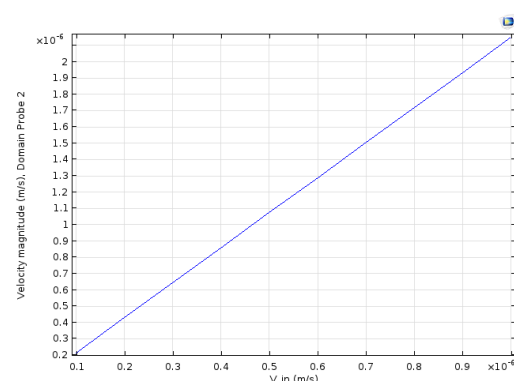
شکل ۵۳: نمودار فشار بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات پهنای کانال



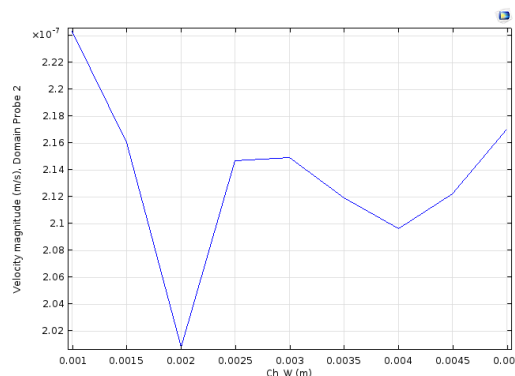
شکل ۵۰: تصویر جدول سرعت بیشینه به ازای سرعت مختلف ورودی کانال



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



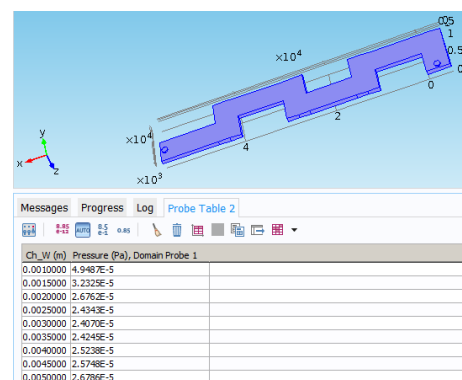
شکل ۵۱: نمودار سرعت بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات سرعت ورودی کانال



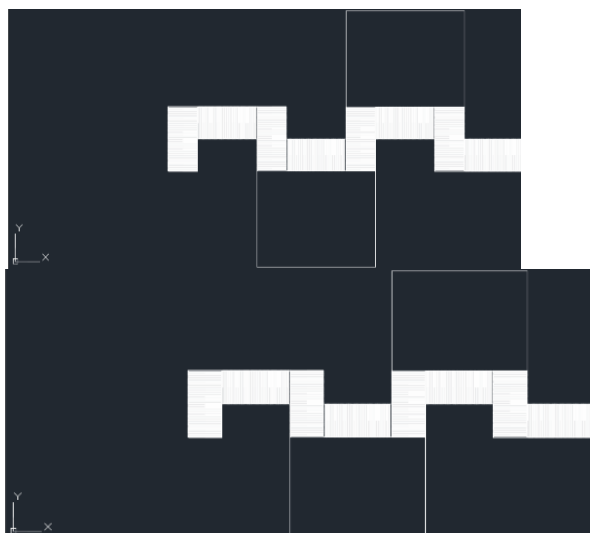
شکل ۵۵: نمودار سرعت بیشینه ایجاد شده در کانال به ازای تغییرات پهنای کانال

د. بهینه سازی طراحی و استخراج طرح بهینه بر مبنای محدودیت های ساخت در آزمایشگاه

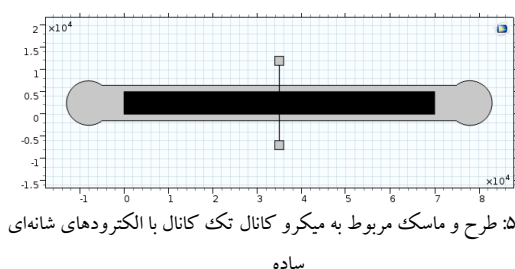
در این قسمت با توجه به نتایج بدست آمده در بخش های پیشین، مقادیر بهینه جهت طراحی و ساخت استخراج می گردد. در بهینه سازی یکی از مواردی که مورد توجه قرار می گیرد این است که بهینه بودن به چه معیاری مد نظر قرار گیرد. معیارهای متفاوت، جواب های متفاوت را در پی خواهد داشت. به طور جامع برای یک مسئله امکان دارد اگر سرعت پاسخ بالاتر باشد جواب بهتر باشد و در یک مسئله 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 مسئله بهینه سازی می شود. پیش



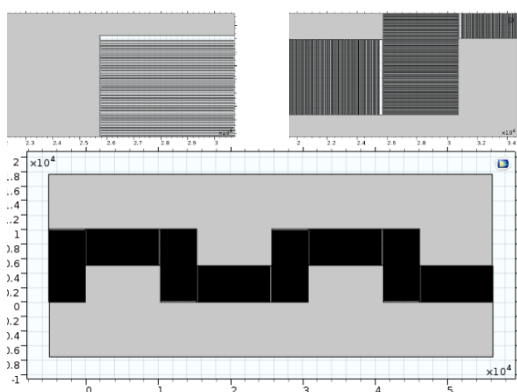
شکل ۵۲: تصویر جدول فشار بیشینه به ازای پهنای مختلف کانال



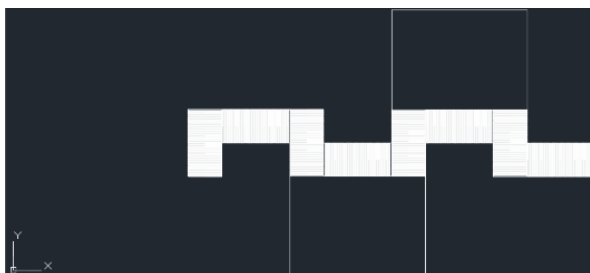
شکل ۵۸: مربوط به خروجی فایل های dxf جهت چاپ بر روی شیشه جهت استفاده نهایی به عنوان ماسک است.



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



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



شکل ۵۸: طرح نهایی ماسک ها در فرمت dxf

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

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

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

$$S_{cu_w} = \frac{0.213 - 0.2124}{800 - 500} = 2 \times 10^{-3} \frac{nf}{nm} \quad (۳)$$

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

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

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

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

و مسئله ی بهینه سازی به صورت (۶) تعریف می شود:

$$J = \text{Max}(C_{Eq}) \quad (۶)$$

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

با توجه به محدودیت ساخت، کمینه میزانی که می توان با تکرارپذیری 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 اینچ نیستند، لذا طول کلی نیز در حدود ۶٫۴ سانتی متر طول لام است. که البته می توان به صورت ماریچ چیده شود تا شانه های خازن در طول افزایش یابند. لذا با انتخاب $N_t = 800$ شانه و $b = 5mm$ 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.

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

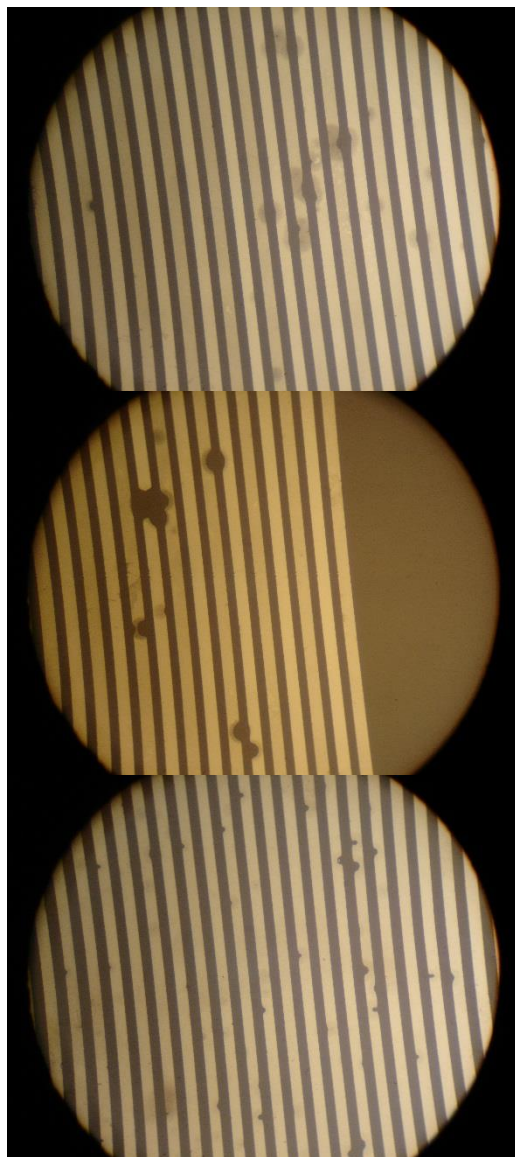
$$C_{Eq} = 50 \times 0.0025 + 5000 \times 0.0025 + 800 \times 0.125$$

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

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

د. طراحی ماسک

شکل ۵۶ مربوط به ساختار دارای یک کانال و الکترودهای شانه ای به صورت ردیف پشت سرهم و با فاصله و پهنای ۵۰ میکرومتر است. شکل ۵۷ همانند الکترودهای ساده است اما برای اینکه ظرفیت خازن افزایش داده شود الکترودها به صورت منحنی پشت سرهم قرار گرفته شده است.



شکل ۴۰: تصاویر از ساخت الکترودهای مربوط به شانه‌های ساده

ز. مدار الکترونیک پردازش سیگنال

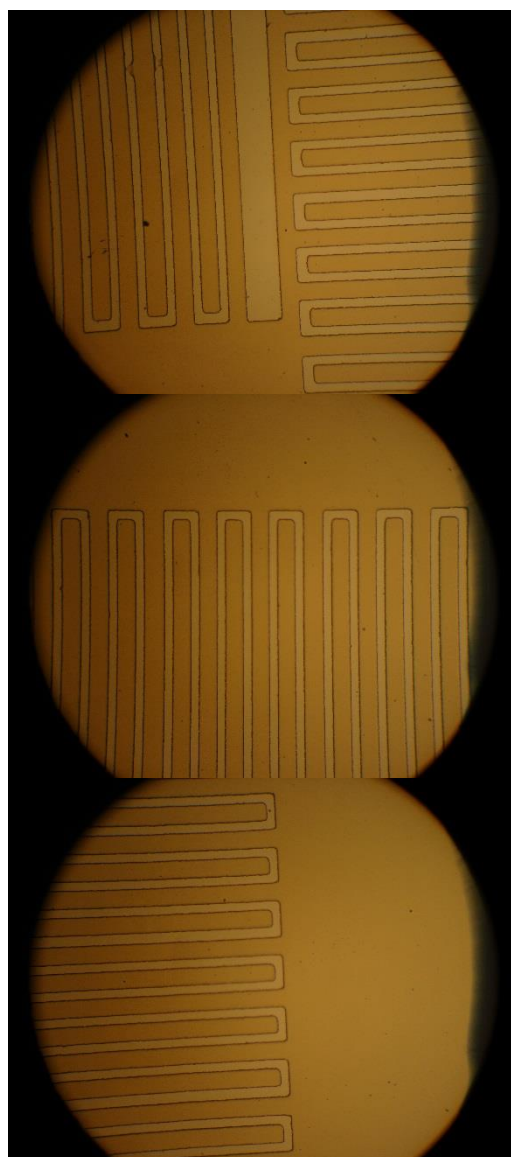
با استفاده از یک مدار ساده الکترونیکی دارای خروجی آنالوگ جهت اعمال ولتاژ دلخواه و مبدل آنالوگ به دیجیتال جهت قرائت ولتاژ و ذخیره‌سازی، مدار الکترونیکی ساده‌ای طراحی می‌گردد. در داخل پردازشگر این مدار، الگوریتم قرائت گر نوین خازنی مبتنی بر چرخه‌ی حدی تعبیه شده است که در ادامه به توضیح آن پرداخته می‌شود.

ر. مراحل ساخت

به‌طور کلی 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 ایجاد شده در فرایند لیتوگرافی مربوط به الکترودهای شانه‌ای و منحنی شکل

در شکل ۶۲ a,b نشان داده می‌شود، با فرض مقدار یکسان برای δC و δR در هر شاخه، ولتاژ V فرستاده شده روی ترکیب موازی در حال حاضر این نتیجه را می‌دهد $I = I_1 + I_2 + \dots + I_n = nI_1$
با توجه به تبدیل لاپلاس^۵ $I_1(s) = V(s)/(\delta R + 1/\Delta C_s S)$ و در نتیجه $I(s) = nI_1(s) = V(s)/(\delta R/n + 1/n\delta C_s S)$
به عبارت دیگر، با توجه به فرض ذکر شده و $I_1(0) = I_2(0) = \dots = I_n(0) = 0$ ، خازن و مقاومت به ترتیب برابر $R \approx \delta R/n$ و $C_s \approx n\delta C_s$ که الکتروده 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 داده شده است برای تحقق الکتروده 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 قابل اندازه‌گیری است. به عبارت دیگر دو پارامتر فرکانس نوسان و دامنه نوسان از جمله متغیرهایی هستند که توسط یک مدار الکتریکی قابل اندازه‌گیری 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 با زمان 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.

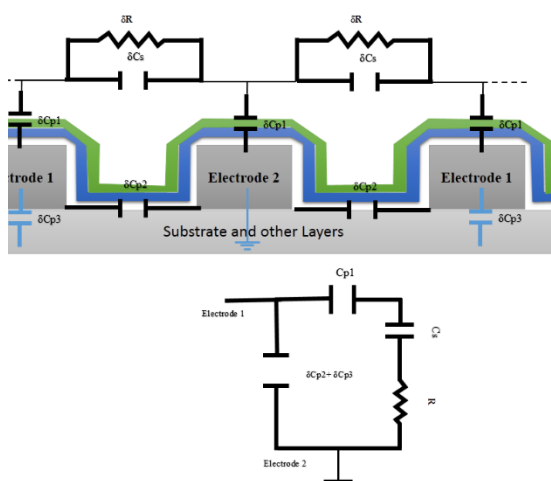
سیکل حدی یکی از مهم‌ترین مشخصه‌های یک سیستم غیرخطی است. سیکل حدی در برخی از دستگاه‌ها از جمله اسلاتورها می‌تواند بسیار مطلوب باشد. در بعضی دیگر از دستگاه‌ها، سیکل حدی باعث استهلاک قطعات شده و از کارایی سیستم می‌کاهد. با وجود این یافتن شکل موج دقیق یک سیکل حدی معمولاً ضروری نیست. ممکن است با اثبات وجود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



شکل ۶۱: مدار الکترونیکی جهت قرائت خازنی

۴- مدل سازی و روش قرائت خازنی

حس گر خازنی با الکترودهای به هم متصل^۱ در بالای تراشه‌ی CMOS به منظور 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 داده شده است. همان‌طور که در تصویر می‌بینید، ویژگی‌های خازن و مقاومت مورد تجزیه با خازن موازی C_s و مقاومت R مدل سازی شده است. خازن‌های پارازیتی در سراسر لایه‌ی تحت تأثیر C_{p1} ، در بین الکترودها C_{p2} و در بین لایه‌های زیرین سیلیسیم و الکترودها C_{p3} در این مدل نشان داده شده‌اند. 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 ایجاد شده بر روی تراشه‌ی CMOS δR و δC به ترتیب خازن با پارازیت جزئی^۳ و مقاومت هستند. و (b) مدار معادل^۴ کل میکرو ساختار است.

^۴ equivalent

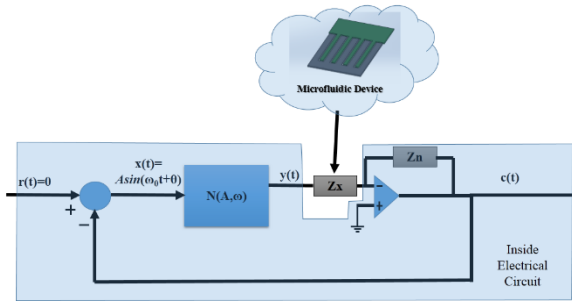
^۵ Laplace

^۶ finite

^۱ interdigitate

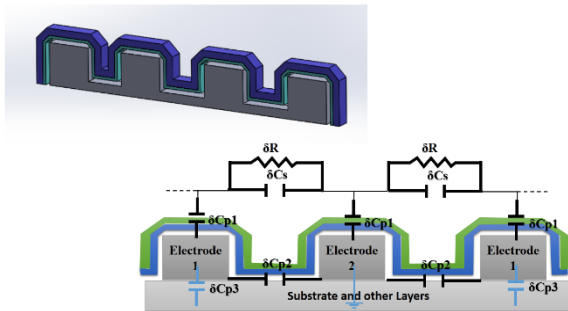
^۲ Elements

^۳ partial



شکل ۶۵: ساختار قرارگیری حس گر در مدار الکتریکی

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



شکل ۶۶: مدل تعریف شده در فضای فرکانسی

بر اساس مدل تعریف شده در شکل ۶۲، معادله بین ورودی و خروجی
در فضای فرکانس را می توان به راحتی استخراج نمود.

$$Z_n = \frac{1}{R_n C_n s + 1} \quad (12)$$

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

که بر اساس معادله فوق تابع تبدیل در حوزه فرکانس به صورت (۱۳)
به دست می آید:

$$G(j\omega) = \frac{c(j\omega)}{y(j\omega)} = -\frac{Z_n}{Z_x} = -\frac{C_x j\omega}{(R_n C_n + R_x C_x)j\omega + 1 - R_x R_n C_x C_n \omega^2} \quad (13)$$

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

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

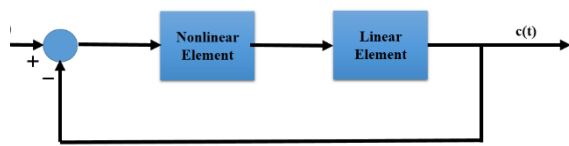
$$\left\{ \begin{aligned} (1 - R_x R_n C_x C_n \omega^2) = 0 &\rightarrow R_x C_x = \frac{1}{R_n C_n \omega^2} \\ \frac{C_x}{(R_n C_n + R_x C_x)} = \frac{\pi A}{4D} \end{aligned} \right. \quad (14)$$

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

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

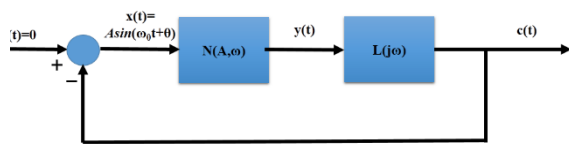
$$N(A) = \frac{4D}{\pi A} \quad (15)$$

حدی یا یافتن تقریبی دامنه ی نوسان و فرکانس آن، بتوان به تحلیل و درک
مناسبی از رفتار سیستم در حوزه ی نوسان دست یافت. 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 به صورت
شکل ۶۴ قابل بیان است.



شکل ۶۴: سیستم نوسانی بیان گر بخش غیرخطی توسط تابع توصیفی

معادلات سیستم بالا را می توان در ماتریس (۸) به صورت ساده

بازنویسی کرد:

$$\begin{bmatrix} N(A, \omega) & -1 \\ 1 & L(j\omega) \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X(j\omega) \\ Y(j\omega) \end{bmatrix} = 0 \quad (8)$$

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

$$\begin{vmatrix} N(A, \omega) & -1 \\ 1 & L(j\omega) \end{vmatrix} = 0 \quad (9)$$

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

ابتدایی ترین روش حل معادله ی وجود سیکل حدی، روش محاسبات
جبری است. مجموعه جواب دامنه و فرکانس نوسانات می توانند به صورت
ضمنی و یا صریح از (۱۰) به دست می آیند:

$$real: \quad Re[L(j\omega)] = Re\left[-\frac{1}{N(A, \omega)}\right] \quad (10)$$

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

در روش ترسیمی، معادله ی وجود سیکل حدی را به صورت (۱۱)
بازنویسی می کنیم:

$$L(j\omega) = -\frac{1}{N(A, \omega)} \quad (11)$$

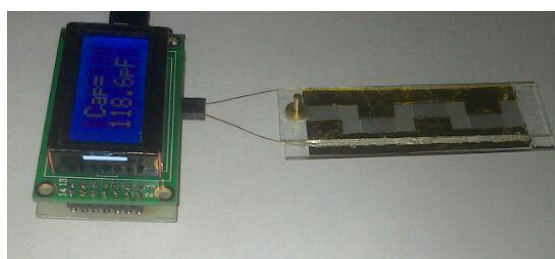
برای دو طرف معادله ی بالا می توان نمودار قطبی مجزا رسم کرد.
نقاطی که در آن دو نمودار باهم تقاطع داشته باشند نشان دهنده ی وجود
یک سیکل حدی در سیستم خواهد بود. حال در اینجا قصد بر استخراج
پارامترهای مدل ارائه شده در شکل ۶۲ است. برای این کار مدل ممز را در
داخل ساختار شکل ۶۵ قرار داده می شود.

که در آن، D, A به ترتیب بیان گر 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 به راحتی قابل اندازه گیری هستند. حل معادله ی فوق، به صورت (۱۶) به صورت صریح قابل بیان است.

$$\left\{ \begin{array}{l} C_x = \frac{\pi A (R_n^2 C_n^2 \omega^2 + 1)}{4D R_n C_n \omega^2} \\ R_x = \frac{1}{R_n C_n C_x \omega^2} \end{array} \right\} \rightarrow \left\{ \begin{array}{l} C_x = \frac{\pi A (R_n^2 C_n^2 \omega^2 + 1)}{4D R_n C_n \omega^2} \\ R_x = \frac{4D}{\pi A (R_n^2 C_n^2 \omega^2 + 1)} \end{array} \right\} \quad (16)$$

شایان ذکر 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 به صورت از پیش تعیین شده در مدار الکتریکی قرار داده می شوند. به علاوه مقادیر A, ω نیز در هنگام نمونه برداری اندازه گیری می شوند. شکل ۶۷، مدار و ساختار ریزسیالی را در هنگام قرائت خازنی نشان می دهد.



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

۵- نتایج و مشخصات فنی حسگر

در این آزمون، میکرو کانال مارپیچ مورد آزمایش انجام می گیرد، مطابق با آزمون قبلی مجدد سنجش انجام می شود، در این آزمایش برای غلظت های 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. همچنین برگه مشخصه ی حسگر به صورت جدول ۳ بیان می گردد.

جدول ۱: جدول نتایج اندازه گیری 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	۱۰۱ میکرو پیکوفاراد	۱۱۹ پیکوفاراد

جدول ۲: جدول نتایج اندازه گیری 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 پیکوفاراد	۱۱۹ پیکوفاراد

تفکیک پذیری برای حس گر تشخیص گر شیشه و کوکائین در (۱۷) و (۱۸) محاسبه شده است.

$$R = \frac{100 \frac{\mu\text{mol}}{L}}{445nf - 119pf} \cong \frac{50 \frac{\mu\text{mol}}{L}}{217nf - 119pf} \cong \frac{10 \frac{\mu\text{mol}}{L}}{46nf - 119pf}$$

$$R \cong 0.000218 \frac{\mu\text{mol}}{Lpf} \cong 0.0327 \frac{\text{ppm}}{nf}$$

$$R = \frac{100 \frac{\mu\text{mol}}{L}}{1100nf - 119pf} \cong \frac{50 \frac{\mu\text{mol}}{L}}{440nf - 119pf} \cong \frac{10 \frac{\mu\text{mol}}{L}}{540nf - 119pf}$$

$$R \cong 0.0000185 \frac{\mu\text{mol}}{Lpf} \cong 0.005 \frac{\text{ppm}}{nf}$$

۶- نتیجه گیری

در این مقاله، بر مبنای ساختارهای ریزسیال و همچنین فن زیست فناوری، گامی در جهت طراحی و ساخت سامانه تشخیص گر مواد مخدر طراحی برداشته شده است. ابتدا طرح مورد نظر در نرم افزار شبیه ساز چند فیزیکی کامسول پیاده سازی و سپس بر مبنای حالت هایی که در واقعیت پیش بینی می شود، فیزیک و پارامترهای مختلف نیز در هنگام شبیه سازی مد نظر قرار می گیرند. بر اساس تغییر پارامترها و همچنین تعیین توابع هزینه و حساسیت به ازای تغییر پارامترهای موثر در ساخت ریز سیال، حالت بهینه پارامترها استخراج می شوند. با استفاده از پارامترهای مستخرج در بخش طراحی بهینه و با کمک فن میکروالکترونیک، ریزسیال مذکور ساخته می شود و بر روی سطح الکترودهای خازنی حس گر نیز آپتامرهای مورد نظر پوشش دهی می گردند. در کنار بخش میکروالکترونیک، قرائت گر خازنی مبتنی بر چرخه ی حدی در این مقاله معرفی و پیاده سازی 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 لحظه ای اندازه گیری می شود. نتایج شبیه سازی و پیاده سازی عملی گویای عملکرد مناسب این روش اندازه گیری است.

جدول ۳: مشخصات فنی حسگر طراحی شده

واحد	مقدار	پارامترهای ساخت میکرو سازه
میکرو متر	5000	طول الکترودها
میکرو متر	50	عرض الکترودها
میکرو متر	50	فاصله الکترودها
-	800	تعداد شانه ها
-	مس-طلا	پوشش
نانومتر	100	ارتفاع پوشش
میکرو متر	200	ارتفاع کانال
		پارامترهای مکانیکی
میکرو متر بر ثانیه	0.1	سرعت ورودی سیال
پاسکال	فشار هوا	فشار خروجی
میکرو متر	200	ارتفاع کانال
میکرو متر	5000	پهنای کانال
میکرو متر 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

مراجع

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

- 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 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