

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی تبدیل انرژی

بررسی عددی و تجربی حرکت و سورتینگ ذرات دی الکتریک

در میکرومدل حاوی سیال به روش دی الکتروفارسیس

نگارنده: ساره یونسی هولاری

استاد راهنما:

دکتر محسن نظری

دکتر محمد محسن شاه مردان

اسفند ۱۴۰۰



مدیریت تحصیلات تکمیلی

باسمه تعالی

فرمهای ارزیابی پایان نامه کارشناسی ارشد
مربوط به ورودیههای ۹۴ به بعد

شماره: ۱۱۰/۲۴۱/۲
تاریخ: ۱۴۰۱/۲/۱۷
ویرایش:

* فرم شماره (۳) صورت جلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم ساره یونسی هولاری با شماره دانشجویی ۹۷۱۷۶۶۴ رشته مهندسی مکانیک گرایش تبدیل انرژی تحت عنوان بررسی عددی و تجربی سورتینگ و جداسازی ذرات دی الکتریک با استفاده از نیروی دی الکتروفورسیز که در تاریخ ۱۴۰۰/۱۲/۱۱ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار شد به شرح ذیل اعلام میگردد:

الف) درجه عالی: نمره ۲۰-۱۹ ☒ ب) درجه خیلی خوب: نمره ۱۸-۱۸/۹۹ ☐ ج) درجه خوب: نمره ۱۷-۱۶/۹۹ ☐ د) درجه متوسط: نمره ۱۵-۱۴/۹۹ ☐ ه) کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول و نیاز به دفاع مجدد دارد ☐ نوع تحقیق: نظری ☐ عملی ☒			
عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنمای اول	دکتر محسن نظری	دانشیار	
۲- استاد راهنمای دوم	دکتر محمد محسن شاهمردان	استاد	
۳- استاد مشاور	---	---	---
۴- استاد داور اول	دکتر پوریا اکبرزاده	دانشیار	
۵- استاد داور دوم	دکتر رامین ذاکری	استادیار	
۶- نماینده تحصیلات تکمیلی	دکتر احمد نظری	استادیار	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده: دکتر مهدی گردویی

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:



۱۴۰۱/۲/۱۱

این پایان نامه را تقدیم می‌کنم به عزیزترین همراهان زندگیم، پدر عزیزتر از جانم،
مادر دلسوز و مهربانم و بهترین رفیقم که حضورشان همیشه مشوق و انرژی دهنده‌ی من
در این راه بوده است.

از استاد گرامیم جناب آقای دکتر ممسن نظری برای تمام راهنمایی‌ها و حمایت‌های
بی دریغشان سپاسگزارم.

همچنین از اساتید و دوستانی که مطالب مفید و ارزشمندی را به من آموختند تشکر
کرده و برایشان آرزوی سلامتی و موفقیت از خداوند منان خواستارم.

تعهد نامه

اینجانب ساره یونسی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی تبدیل انرژی دانشکده مهندسی مکانیک و مکترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه بررسی عددی و تجربی حرکت و سورتینگ ذرات دی الکتریک در میکرومدل حاوی سیال به روش دی الکتروفارسیس تحت راهنمایی دکتر محسن نظری و دکتر محمد محسن شاه مردان متعهد می شوم.

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است .
- در استفاده از نتایج پژوهشهای محققان دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است .
- مطالب مندرج در پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است .
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه صنعتی شاهرود» و یا «Shahrood University of Technology» به چاپ خواهد رسید .
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است .
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

تاریخ

امضا دانشجو

مالکیت نتایج و حق نشر

کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج ، کتاب ، برنامه های رایانه ای ، نرم افزار ها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود می باشد . این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود .

استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

چکیده

در این مطالعه میکروچیپی ارائه شده است که با به کارگیری از فرکانس چندگانه و هندسه‌ی خاص الکترودها به هدایت و به دام انداختن ذرات مخمر (غیر فعال) به درون محفظه‌ی تعبیه شده در میکروکانال می‌پردازد. ابتدا با نرم افزار شبیه‌ساز کامسول، مدل اصلی که در آزمایش تجربی قابلیت ساخت آن وجود داشته باشد شبیه‌سازی شده است تا بتواند با استفاده از نیروی دی‌الکتروفراسیس، هدایت ذرات دی‌الکتریک موجود در جریان سیال به محفظه‌ای خاصی که محل به دام افتادن و تجمع ذرات است را مورد بررسی قرار دهد. ذرات پس از ورود به کانال اصلی، تحت تاثیر میدان الکتریکی غیریکنواخت الکترودها قرار می‌گیرند و با تحت تاثیر قرار گرفتن از نیروهای دی‌الکتروفراسیس مثبت و یا منفی به سمت الکترودها جذب و یا دفع می‌شوند و می‌توان مسیر تعریف شده‌ای برای حرکت ذرات و قرارگیری آن‌ها در مکان مشخصی به وجود آورد. در به وجود آمدن نیروی دی‌الکتروفراسیس در یک میکروکانال، خواص الکتریکی ذرات و سیال (ثابت دی‌الکتریک و رسانایی الکتریکی) و فرکانس اعمالی به الکترودهای متصل به منبع ولتاژ دخیل است. با تغییر میزان فرکانس ورودی به الکترودها، نیروی دی‌الکتروفراسیس مثبت یا منفی بر ذرات به وجود می‌آید. در این مطالعه از میکروذرات مخمر (ساکارومایسس سرویزیه) و سیالی از ترکیبات متانول، متیلن و آب دیونیزه به عنوان سیال کاری انتخاب شده است. جریان سیال حاوی ذرات مخمر با سرعت ۲۵۰ میکرومتر بر ثانیه به درون کانال هدایت می‌شود. این جریان در ابتدا تحت تاثیر میدان ولتاژ و فرکانس اعمالی بر الکترودها متمرکزکننده قرار می‌گیرد و سپس در ادامه با تحت تاثیر قرار گرفتن جریان از میدان ولتاژ و فرکانس اعمالی بر الکترودها جذب کننده، ذرات موجود در جریان سیال به سمت درون محفظه جذب شده و تجمع می‌یابند. تغییر در تعداد و هندسه‌ی الکترودها می‌تواند بر اثرگذاری نیروی دی‌الکتروفراسیس بر ذرات، برای به دام افتادن درون محفظه تاثیرگذار باشد. در این مطالعه با نوآوری ایجاد شده در هندسه‌ی الکترودهای متمرکزکننده این نتایج منتج شد که می‌توان با تغییر در این هندسه، ذرات معلق بیش‌تری را که در جریان سیال قرار دارند به سمت مرکز کانال به صورت خطی هدایت کرد. ذرات با استفاده از نیروی دی‌الکتروفراسیس منفی علاوه بر سقف و کف میکروکانال، از جداره‌ها نیز فاصله گرفته و در مرکز میکروکانال متمرکز می‌شوند. هم‌چنین در تحلیل عددی، ذرات مخمر با دو قطر متفاوت (۸ و ۵ میکرومتر) درون محفظه‌های مجزا با استفاده از نیروی دی‌الکتروفراسیس، از یکدیگر جدا شدند. جدایش ذرات در محفظه‌های مجزا، پیشرفت بزرگی در حوزه‌های مهمی از جمله پزشکی به وجود می‌آورد. اعتبارسنجی هدایت و به دام انداختن ذرات به درون محفظه به صورت تجربی مورد آزمایش قرار گرفته است.

کلمات کلیدی: نیروی دی‌الکتروفراسیس، ضریب کلایوس ماسیتی، جدایش ذرات، به دام انداختن

ذرات

فهرست مطالب

۱	فصل اول: مقدمه	۱
۲	۱-۱ مقدمه	۲
۵	۲ فصل دوم: مروری بر مطالعات گذشته	۵
۶	۱-۲ مقدمه:	۶
۸	۲-۲ تجربه‌ی جداسازی انواع مختلف ذرات دی‌الکتریک، توسط محققین مختلف	۸
۲۰	۳-۲ به دام انداختن ذرات با استفاده از فرکانس چندگانه	۲۰
۲۲	۱-۳-۲ نیروی دی‌الکترواستاتیک ایجاد شده با فرکانس چند گانه به روش ضریب کلازیوس ماسیتی	۲۲
۲۴	۴-۲ نواقص مطالعات گذشته و نوآوری انجام شده در پژوهش مورد مطالعه	۲۴
۲۷	۳ فصل سوم: معادلات حاکم	۲۷
۲۸	۱-۳ مقدمه	۲۸
۳۲	۱-۱-۳ روش دو قطبی نقطه‌ای	۳۲
۳۵	۲-۱-۳ فرمول تانسور تنش ماکسول (MST)	۳۵
۳۷	۲-۳ نیروی دی‌الکترواستاتیک در یک میدان الکتریکی AC	۳۷
۴۰	۳-۳ نیروی دی‌الکترواستاتیک بر ذرات بیولوژیکی	۴۰
۴۵	۴ فصل چهارم: معرفی موضوع مورد تحقیق	۴۵
۴۶	۱-۴ تعریف مساله	۴۶
۵۸	۲-۴ تحلیل نیروی برآیند وارد بر ذره، با توجه به حساسیت شبکه و گام زمانی	۵۸
	۳-۴ تحلیل عددی نیروهای دی‌الکترواستاتیک و درگ به وجود آمده، در میکروکانال حاوی جریان سیال و ذرات معلق در آن	۶۰
۶۲	۴-۴ میزان عملکرد به دام انداختن ذرات به درون محفظه، در میکروکانال مورد مطالعه	۶۲
۶۵	۵ فصل پنجم: اعتبار سنجی	۶۵
۶۶	۱-۵ مقدمه	۶۶
۶۶	۲-۵ تهیه‌ی محلول مورد استفاده در آزمایش تجربی	۶۶
۶۹	۳-۵ مراحل ساخت میکروچیپ	۶۹
۷۳	۴-۵ نحوه‌ی انجام آزمایش تجربی	۷۳
۷۶	۵-۵ اعتبارسنجی عددی نتایج تحلیل عددی مورد مطالعه با نتایج پژوهش آردنتا و اسملا [19]	۷۶
۷۸	۶-۵ اعتبارسنجی نتایج به دست آمده از انجام آزمایش تجربی با تحلیل عددی، در پژوهش مورد مطالعه	۷۸
۸۳	۶ فصل ششم: نتیجه‌گیری	۸۳
۸۶	۷ منابع	۸۶

فهرست جداول

جدول ۱-۵ خواص الکتریکی لایه‌های مخمر.....	۶۸
جدول ۲-۵ خواص الکتریکی سیال کاری.....	۶۸

فهرست اشکال

- شکل ۱-۲ مقایسه رفتار ذره تحت میدان های مختلف [4] ۶
- شکل ۲-۲ به وجود آمدن نیروی دی الکتروفارسیس متضاد در پژوهش مولر و همکاران [8] ۱۰
- شکل ۳-۲ طرح از میکروساختار طراحی شده در پژوهش دانفن [9] ۱۱
- شکل ۴-۲ نمایش طرح جدایش ذرات با استفاده از میدان الکتریکی مستقیم در پژوهش لی [10] ۱۲
- شکل ۵-۲ نمایش هندسه ی استفاده شده در میکرو دستگاه مبتنی بر عایق [12] ۱۴
- شکل ۶-۲ طرح سه بعدی از میکرو کانال به روش دی الکتروفارسیس بدون تماس [14] ۱۵
- شکل ۷-۲ نمایش سرعت ورودی سیال و ذرات در جدایش پلاکت ها از سایر سلول ها [15] ۱۶
- شکل ۸-۲ نمایش جدایش پلاکت ها از گلبول های قرمز [15] ۱۶
- شکل ۹-۲ نمایش جدایش پلاکت ها از سایر سلول های خونی از دستگاه دو مرحله ای [16] ۱۷
- شکل ۱۰-۲ نمایش نحوه ی جدایش گلبول سفید از گلبول قرمز [17] ۱۸
- شکل ۱۱-۲ قوانین لایه نشانی با دو نوع سلول [18] ۲۰
- شکل ۱۲-۲ تحلیل عددی به دام انداختن ذرات با استفاده از نیروی دی الکتروفارسیس مثبت [19] ۲۱
- شکل ۱۳-۲ نتایج نهایی از تحلیل عددی آردنتا و اسملا در به دام انداختن ذرات به درون محفظه [19] ۲۲
- شکل ۱۴-۲ هندسه ی الکترودها در مقاله ی آردنتا و اسملا به کمک ضریب کلازیوس ماسیتی موثر ۲۳
- شکل ۱-۳ نیروی DEP روی یک دوقطبی القایی با حضور میدان الکتریکی غیر یکنواخت [21] ۲۹
- شکل ۲-۳ نمایش شرایط مرزی ۳۰
- شکل ۳-۳ نمایش نیرو در روش دو قطبی نقطه ایی [21] ۳۳
- شکل ۴-۳ نمایش ذره ای با غشاهای متفاوت [20] ۴۰
- شکل ۱-۴ نمایش اندازه ی هندسه ی مورد مطالعه (a) نمای جانبی (b) از نمای بالای میکروچیپ ۴۷
- شکل ۲-۴ نمودار ضریب کلازیوس ماسیتی برای ذره ی مخمر ساکارومایسس سرویزیه ۴۹
- شکل ۳-۴ کانتور لگاریتم گرادیان مربع میدان الکتریکی بر روی الکترودهای متمرکز کننده و جذب کننده ۵۰
- شکل ۴-۴ تحلیل عددی به دام انداختن ذرات مخمر درون محفظه ۵۱
- شکل ۵-۴ به دام انداختن ذرات مخمر غیر فعال شده با قطر ۸ میکرومتر ۵۲
- شکل ۶-۴ نمایش به دام انداختن ذرات مخمر ۵۰ میکرومتری در سرعت ۴۰۰ میکرومتر بر ثانیه ۵۳
- شکل ۷-۴ نمایش از نمای بالای آرایش هندسه ی الکترودها بر نتیجه ی به دام انداختن ذرات مخمر ۵۴
- شکل ۸-۴ نمایش اثر گذاری تغییر هندسه ی الکترودمتمرکز کننده بر مکان ذرات در طول میکرو کانال ۵۶
- شکل ۹-۴ نمایش تحلیل عددی جدایش و به دام انداختن ذرات مخمر به درون محفظه های مجزا ۵۷
- شکل ۱۰-۴ استقلال از شبکه ی محاسباتی و گام زمانی برای مخمر ساکارومایسس سرویزیه ۵۹
- شکل ۱۱-۴ بزرگ نمایی شبکه بندی در اطراف پله های محفظه در مدل سازی سه بعدی ۵۹
- شکل ۱۲-۴ تحلیل عددی نیروی دی الکتروفارسیس و درگ وارد شده در جهت Z ۶۱
- شکل ۱۳-۴ نمایش عملکرد به دام انداختن ذرات مخمر با قطر ۸ میکرومتر در میکرو کانال مورد مطالعه ۶۲

- شکل ۴-۱۴ نمایش کمی درصد به دام انداختن ذرات مخمر ۸ میکرومتر در ولتاژ متمرکزکننده ثابت..... ۶۳
- شکل ۴-۱۵ نمایش کمی درصد به دام انداختن ذرات مخمر ۸ میکرومتر در ولتاژ متمرکزکننده ثابت..... ۶۳
- شکل ۵-۱۱ اندازه‌گیری هدایت الکتریکی سیال کاری..... ۶۷
- شکل ۵-۲ لایه های تشکیل دهنده‌ی ذره مخمر [25]..... ۶۷
- شکل ۵-۳ محلول و ذره استفاده شده در آزمایش..... ۶۸
- شکل ۵-۴ شماتیک از لایه‌نشانی میکروکانال طراحی شده..... ۷۱
- شکل ۵-۵ طرح نهایی از میکروکانال..... ۷۲
- شکل ۵-۶ میکروکانال ساخته شده در پژوهش مورد مطالعه..... ۷۳
- شکل ۵-۷ شماتیک از به هم بستن مدار و تجهیزات آزمایش..... ۷۶
- شکل ۵-۸ مسیر حرکت ذرات مخمر در طول میکروکانال در پژوهش آردنتا و اسملا..... ۷۷
- شکل ۵-۹ تحلیل عددی میکروکانال مورد مطالعه..... ۷۸
- شکل ۵-۱۰ نمای سه بعدی از تحلیل عددی به دام انداختن ذرات مخمر در میکروکانال مورد مطالعه..... ۷۹
- شکل ۵-۱۱ نمایی از انجام آزمایش..... ۸۰
- شکل ۵-۱۲ تجمع ذرات درون محفظه، در آزمایش تجربی..... ۸۱

نمادها			
نماد	نام فارسی	نام انگلیسی	واحد
F_{DEP}	نیروی دی الکتروفارسیس	Dielectrophoresis force	N
σ	هدایت الکتریکی	Electrical conductivity	$s. C^2 / N. m^2$
ϵ	ثابت دی الکتریک	Relative permittivity	_____
CM_{eff}	ضریب کلازیوس ماسیتی موثر	Effective clausius mossoti factor	_____
CM	ضریب کلازیوس ماسیتی	Clausius mossoti factor	_____
Ω	دامنه محاسباتی	Calculation domain	_____
$\tilde{\varphi}$	پتانسیل الکتریکی	Electric potential	V
$\vec{x}$	مکان	position	m
ω	فرکانس زاویه ای	Angular frequency	rad/s
t	زمان	Time	s
$\vec{n}$	بردار عمود	Normal vector	_____
$\vec{u}$	سرعت	velocity	m/s
p	فشار		pa
		pressure	
μ	گران روی	viscosity	Kg/m.s
$\vec{\vec{E}}$	میدان الکتریکی	Electric field	V/m
ρ	چگالی	density	Kg/m ³
$\vec{f}_B$	نیروی حجمی	Body force	N/m ³
$\vec{p}$	گشتاور دو قطبی موثر	Effective dipole moment	C.m
q	بار الکتریکی	Electrical charge	C
R	شعاع	radius	m
T_M	تانسور تنش ماکسول	Maxwell stress tensor	N/m ²
I	تانسور یکه	Unique tensor	_____
F_d	نیروی درگ	Drag force	N
m_p	جرم ذره	Partice mass	Kg

١ فصل اول: مقدمه

تراشه‌های میکروفلوئیدیک^۱ به عنوان ابزاری برای کاربردهای زیست‌پزشکی مانند: تشخیص‌های بالینی، تجزیه و تحلیل دی‌ان‌ای^۲، به دام انداختن و جداسازی سلول‌ها تبدیل شده است. در سال‌های اخیر مقالات زیادی در زمینه‌ی رشد و کاربرد تکنولوژی پدیده‌ی الکتروکینتیک^۳ در آنالیزهای شیمیایی و بیولوژیکی [1] مانند: بایوسنسورها^۴، سلول درمانی، کشف داروها، تشخیص پزشکی، میکروفلوئیدیک و پالایش ذرات به چاپ رسیده است. پدیده‌ی الکتروکینتیک مانند دی‌الکتروفورسیس و الکتروفورسیس، به عنوان راه‌حل مناسبی برای هدایت کردن ذرات و سلول‌ها در مقیاس میکرو به کار می‌روند. نیروی الکتروفورسیس به علت حرکت ذرات باردار تحت تاثیر یک میدان الکتریکی (یکنواخت یا غیریکنواخت) به وجود می‌آید. در حالی که نیروی دی‌الکتروفورسیس، از حرکت ذرات دی‌الکتریک در یک میدان الکتریکی غیریکنواخت، بر اثر برهم کنش ذرات دوقطبی و گرادیان میدان الکتریکی به وجود می‌آید [2]. موضوع مورد مطالعه در این پژوهش، عملکرد نیروی دی‌الکتروفورسیس به عنوان یک تکنیک ساده و پرکاربرد برای مطالعه‌ی سلول‌ها می‌باشد. نیروی دی‌الکتروفورسیس در هر دو میدان متناوب و مستقیم قابل استفاده است. این نیرو حتی برای ذرات خنثی نیز مناسب می‌باشد. برای ایجاد دی‌الکتروفورسیس جریان مستقیم، از الکترودهای خارجی که درون مخازن در ابتدا و انتهای میکروکانال قرار دارد، استفاده می‌شود. در روش دی‌الکتروفورسیس جریان مستقیم، به علت فاصله‌ی بین الکترودها برای ایجاد میدان الکتریکی لازم جهت قطبیده شدن ذرات به ولتاژ بالایی نیاز دارد. محلول‌های بافری که برای نگهداری ذرات بیولوژیکی استفاده می‌شوند رسانایی الکتریکی بالایی دارند، بنابراین ایجاد ولتاژ بالاتر این محلول‌ها باعث به وجود آمدن گرمایش ژول می‌شود. گرمایش ژول باعث افزایش گرادیان دما در میکروکانال و در نتیجه منجر به تشکیل حباب و تغییر شکل پروتئین‌ها و سایر سلول‌های زنده‌ی موجود در محلول می‌شود. همچنین ممکن است باعث از کار افتادن تراشه‌ی میکروفلوئیدیک شود. بنابراین به کارگیری روش دی‌الکتروفورسیس جریان مستقیم، برای چنین محلول‌هایی

¹ Microfluidic

² DNA

³ Electrokinetic

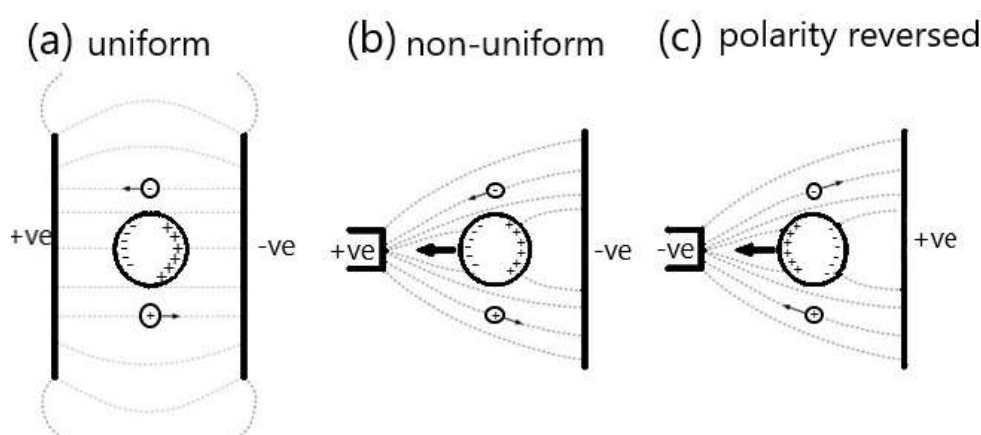
⁴ Biosensor

مورد کاربرد نیست. در دی‌الکتروفارسیس جریان متناوب، از الکترودهای دو بعدی مسطح فلزی که به فاصله‌ی کمی از یکدیگر (به نسبت الکترودهای موجود در دی‌الکتروفارسیس جریان مستقیم) در داخل میکروکانال قرار دارند، استفاده می‌شود. این فاصله‌ی کم‌تر الکترودها از یکدیگر باعث می‌شود که برای ایجاد نیروی دی‌الکتروفارسیس، به مقدار ولتاژ کمتری نیاز باشد. در نتیجه‌ی این عمل، گرمایش ژول کم‌تری نیز به وجود می‌آید. در این مطالعه، به دام انداختن و جداسازی ذرات براساس دی‌الکتروفارسیس جریان متناوب ارائه می‌شود. برای تولید میدان الکتریکی غیریکنواخت، الکترودهایی از جنس طلا و استیل در داخل میکروکانال بر روی کف و سقف، قرار داده می‌شوند. نحوه‌ی لایه نشانی الکترودها در فصل ۵ اشاره شده است. الکترودها به دو منبع ولتاژ با دو فرکانس متفاوت متصل شدند. نیروی دی‌الکتروفارسیس به ضریبی به نام ضریب کلازیوس ماسیتی وابسته است. مقدار این ضریب به خواص الکتریکی مانند: ثابت دی‌الکتریک، رسانایی الکتریکی ذرات و سیال کاری و فرکانس، بستگی دارد. با توجه به خواص ذرات، در محدوده‌ای از فرکانس، ضریب کلازیوس ماسیتی مثبت و در محدوده‌ی دیگری از فرکانس، ضریب کلازیوس ماسیتی منفی به وجود می‌آید. همان طور که ذکر شد، نیروی دی‌الکتروفارسیس از قطبیده شدن ذرات در میدان الکتریکی غیر یکنواخت به وجود می‌آید. با قطبیده شدن ذرات، بارهای مثبت و منفی بر روی سطح آن‌ها از هم جدا شده و در دو سمت هر ذره قرار می‌گیرد. چون میدان الکتریکی غیریکنواخت است تجمع بارهای موجود در هر دو سمت ذره یکسان نبوده و برآیند نیروهای وارد بر هر ذره غیرصفر می‌باشد. اگر ذرات قطبش پذیری بیشتری نسبت به محیط داشته باشند، برآیند نیروها به سمت میدان قوی‌تر است و ذرات به سمت میدان قوی‌تر جذب می‌شوند که نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت را توصیف می‌کند و اگر قطبش پذیری ذرات از محیط کمتر باشد، برآیند نیروها به سمت میدان ضعیف‌تر است و ذرات به سمت میدان ضعیف‌تر هدایت می‌شوند که نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی را به وجود می‌آورند [3]. در این مطالعه، ذرات مخمر ساکارومایسس سرویزیه (غیرفعال شده) به همراه سیالی با خواص الکتریکی مشخص وارد میکروکانال می‌شوند. ذرات موجود در جریان سیال پس از رسیدن به اولین الکترودها (الکترودهای متمرکزکننده) در ابتدای میکروکانال، بر روی یک خط متمرکز می‌شوند. در واقع این رفتار ذرات و قرارگیری آن‌ها در یک خط جریان،

به دلیل ایجاد نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی در ابتدای کانال و قبل از رسیدن آن‌ها به محفظه‌ی کانال می‌باشد. تمرکز ذرات بر روی یک خط باعث می‌شود زمانی که ذرات به نزدیکی الکتروود جذب کننده در داخل محفظه می‌رسند، تحت تاثیر میدان یکسانی قرار گرفته و به دیواره‌های محفظه بر خورد نکنند. براساس تحلیل‌های عددی صورت گرفته مشخص گردید که ذرات مخمر (قطر ۵ تا ۸ میکرومتر) با ولتاژها و فرکانس‌های اعمالی مشخص به هر الکتروود و نیز با یک سرعت جریان ورودی ثابت، به درون محفظه هدایت می‌شوند. نتایج دقیق از پارامترهای کنترل‌کننده در این روش در فصل ۴ به‌طور کامل تشریح شده‌است.

۲ فصل دوم: مروری بر مطالعات گذشته

مطالعات بسیاری در زمینه‌ی جداسازی و هدایت ذرات مانند: تفکیک ذرات بر اساس قطر آن‌ها، جدایش ذرات براساس خواص الکتریکی نوع ذرات و نوع سیال صورت گرفته است. پیش از آن که در مورد نیروی دی‌الکترواستاتیک صحبت شود، لازم است که خواص فیزیکی و الکتریکی ذرات شناخته شود. قطبش‌پذیری ذرات در شکل ۱-۲ نشان داده شده است. نیروی دی‌الکترواستاتیک به منظور جداسازی ذرات، تحت تاثیر مقدار اختلاف در ثابت دی‌الکتریک ذرات و محیط می‌باشد [4].



شکل ۱-۲ مقایسه رفتار ذره تحت میدان‌های مختلف (a) قطبش‌پذیری ذرات در میدان یکنواخت (b) قطبش‌پذیری ذرات در میدان غیر یکنواخت (c) قطبش‌پذیری ذرات در قطبیت معکوس [4].

عوامل اصلی تعیین‌کننده در مقدار ثابت دی‌الکتریک هر ماده، چگالی^۱ و سهولت جابجایی بار آن ذره است که به نوبه خود به وزن اتمی^۲، کثوردیناسیون^۳ و غیره بستگی دارد. زمانی که ذرات در معرض یک میدان الکتریکی غیریکنواخت قرار می‌گیرند و حالت دوقطبی در ذرات القا می‌شود، برآیند نیروهای وارد شده بر هر ذره غیر صفر است که باعث می‌شود ذرات به سمت مناطقی با میدان قوی‌تر و یا ضعیف‌تر هدایت شوند. هدایت ذرات به میزان قطبش‌پذیری ذرات، در مقایسه با قطبش‌پذیری محیط غوطه‌ور در آن بستگی دارد. مثلاً اگر ذرات در مقایسه با محیط معلق در آن قطبش‌پذیری بیش‌تری داشته باشند، ذرات به سمت میدان

¹ Density

² Atomic mass

³ Coordination

قوی‌تر حرکت می‌کنند که این رفتار به دلیل ایجاد نیروی دی‌الکترواستاتیک مثبت است. بزرگی این دو قطبی شدن به خواصی مانند هدایت الکتریکی و ثابت دی‌الکتریک محیط و ذرات وابسته است. از طرف دیگر، دی‌الکترواستاتیک منفی زمانی اتفاق می‌افتد که قطبش پذیری ذرات کمتر از محیط سیال باشد. ذرات با ثابت دی‌الکتریک کم‌تر به سمت میدان ضعیف‌تر هدایت می‌شوند. به گونه‌ای که مشابه شناور بودن مواد با چگالی کم در مایعات با چگالی بالاتر است.

در این پژوهش، مطالبی بیان می‌شود که نشان می‌دهد نیروی دی‌الکترواستاتیک می‌تواند به‌عنوان ابزاری برای جداسازی ذرات میکرونی با توجه به خواص دی‌الکتریک آن‌ها باشد. سلول‌های خونی (گلبول قرمز، گلبول سفید و پلاکت) تعداد مشخصی دارند، اگر از تعداد طبیعی خود بیش‌تر یا کم‌تر شوند مبتنی بر وجود یک نوع بیماری در فرد است. بنابراین جدایش و شمارش این سلول‌ها در حوزه‌ی پزشکی اهمیت دارد. نیروی دی‌الکترواستاتیک توانایی جدایش سلول‌ها را دارد. در نتیجه در تشخیص زود هنگام بیماری‌های مختلف، به‌عنوان ابزاری کاربردی می‌تواند نقش موثری ایفا کند.

در سال‌های اخیر، برای جدا کردن سلول‌های بنیادی روش‌های مختلفی به‌کار برده شده‌است. با پیشرفته شدن تکنولوژی میکروفلوئیدیک، که در یک بستر در مقیاس کوچک به‌کار برده می‌شود، نوید دهنده‌ی یک موفقیت بزرگ است. میکروفلوئیدیک یک ابزار کاربردی برای جدایش سلول‌ها و ذرات می‌باشد که از مزایای زیادی برخوردار است. از جمله:

۱. مقادیر کم نمونه هزینه‌های اضافی که به‌علت حجم زیاد نمونه گرفته می‌شود را کم می‌کند.
۲. زمان انجام معاینه به‌علت آماده سازی سریع تست، محدود می‌شود.
۳. دقت تشخیص با حساسیت بالایی که دارد، افزایش می‌یابد.
۴. آلودگی نمونه به‌علت مداخله کمتر، کاهش می‌یابد.
۵. قابلیت حمل و امکان تشخیص در محل مراقبت بیمار، در مکان‌هایی که دچار ضعف و فاقد

آزمایشگاه‌های بالینی و کمبود پرسنل ماهر هستند افزایش می‌یابد.

در ادامه‌ی این فصل کاربردهای مختلف نیروی دی‌الکتروفارسیس که توسط محققین بسیاری انجام شده است ارائه می‌شود. در فصل ۳ معادلات حاکم بر نیروی دی‌الکتروفارسیس، شرح داده می‌شود. در فصل ۴ نقش این نیروی کاربردی در تراشه‌ی میکروفلوئیدیک مورد مطالعه ارزیابی می‌شود.

۲-۲ تجربه‌ی جداسازی انواع مختلف ذرات دی‌الکتریک، توسط محققین مختلف

واژه دی‌الکتروفارسیس، در ابتدا توسط پل [5] پذیرفته شد. منشا آن از یک کلمه یونانی فارین^۱ است. یک نیرویی که در نتیجه‌ی حرکت ذرات با توجه به خواص الکتریکی آن‌ها به وجود می‌آید.

پل [5] نظریه‌ی جدایش ذرات مختلف از یکدیگر در میدان الکتریکی غیریکنواخت، با استفاده از نیروهای دی‌الکتروفارسیس متضاد را پیشنهاد داده بود. در آن زمان پدیده دی‌الکتروفارسیس به طور موثری مورد بهره‌برداری قرار نگرفت تا در سال‌های اخیر، درک این اثر بهبود یافت و با ارائه‌ی میکروالکترودها معرفی شد.

دو روش برای جدایش دی‌الکتروفارسیس نشان داده شده است: انتقال دی‌الکتروفارسیس^۲ و نگه‌داری دی‌الکتروفارسیس^۳. در انتقال دی‌الکتروفارسیس، از نیروهای دی‌الکتروفارسیس اعمال شده بر روی قطب‌های متضاد ذرات مختلف بهره‌برداری می‌شود. به طوری که در این روش، ذرات با استفاده از نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت به سمت مناطقی با میدان بالا جذب می‌شود. در حالی که با اعمال دی‌الکتروفارسیس منفی، ذرات از مناطقی با میدان قوی‌تر دفع می‌شود. بدین ترتیب در این روش، انواع مختلف ذرات در مکان‌های مختلفی از ساختار میکروکانال متمرکز می‌شوند و جدایش حاصل می‌شود.

نگه داری دی‌الکتروفارسیس، از رقابت بین دی‌الکتروفارسیس و نیروهای جریان سیال بهره می‌برد. ذراتی که تحت تاثیر نیروی دی‌الکتروفارسیس ضعیف (مثبت کوچک یا منفی) هستند، به همراه جریان

¹ Phorein

² DEP migration

³ DEP retention

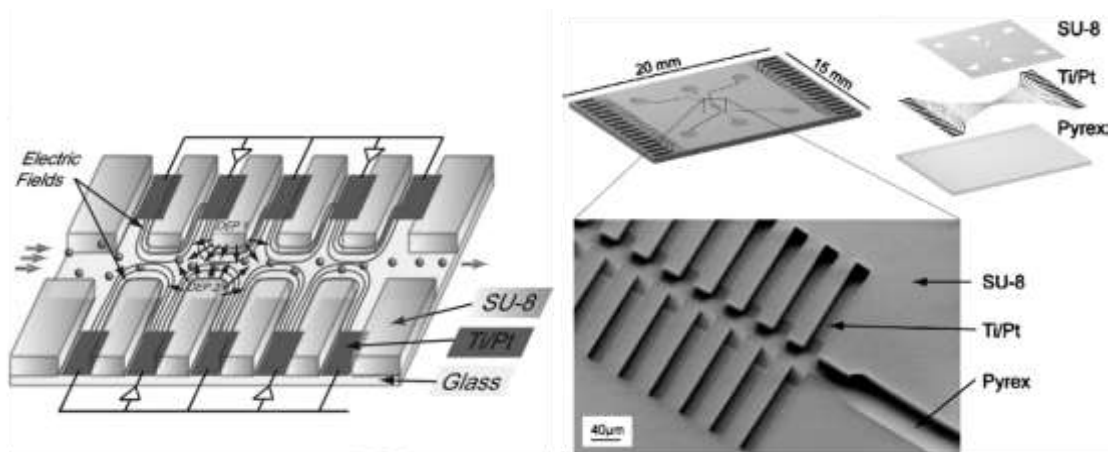
سیال جابه‌جا می‌شوند. جایی که ذرات نیروی دی‌الکتروفارسیس قوی را تجربه می‌کنند، در کناره‌های الکتروود به دام می‌افتند. بیکر^۱ و همکاران [6] با استفاده از این روش به جدایش سلول‌های سرطان پستان و سرطان خون تحت تاثیر میدان الکتریکی و جریان سیال، دست پیدا کردند.

پیتر و همکاران [7] در مقاله‌ی خود با استفاده از نیروی دی‌الکتروفارسیس، جداسازی انواع مختلف سلول سرطانی از خون را با توجه به وابستگی که به خواص دی‌الکتریکی دارند، نشان دادند. این جداسازی با استفاده از آرایه‌های میکروالکتروودی مسطح، که بر دیواره‌ی پایینی میکروکانال قرار گرفتند، انجام شده است. نیروی دی‌الکتروفارسیس موثر بر ذرات، با اعمال میدان الکتریکی متناوب بر الکتروودها تولید می‌شود. جداسازی سلولی برای نسبت‌های مختلف سلول‌های سرطانی به سلول‌های طبیعی، در غلظت‌های مختلف انجام شده است. در این جدایش، قابلیت زیستی سلول‌ها حفظ شده است. نرخ جداسازی حداقل 10^3 سلول بر ثانیه بوده است. هم از لحاظ تئوری و هم تجربی، عملکرد چنین جداکننده‌ایی در پژوهش پیتر و همکاران ارائه شده است.

مولر و همکاران [8] ساختار میکروفلوئیدیک را براساس چیدمان هندسی جدیدی از الکتروودهای جانبی و عایق‌های الگوبرداری شده طراحی کردند. این سیستم مفهوم دی‌الکتروفارسیس بدون الکتروود (مبتنی بر عایق) را با به‌کاربردن فرکانس متعدد ترکیب می‌کند تا به متمرکز کردن و جداسازی پیوسته‌ی ذرات دی‌الکتریکی که در یک کانال جریان می‌یابند دست‌یابد. نیروهای متضاد دی‌الکتروفارسیس، موقعیت تعادلی مکان ذرات دی‌الکتریک در این میدان را تعریف می‌کند. این موقعیت تعادلی به صورت خارجی با به‌کاربردن فرکانس‌های مختلف، بر هر دو دیواره که تابعی از خواص دی‌الکتریک ذرات و محیط اطرافش است کنترل می‌شود. این نیروهای متضاد، به وسیله‌ی الکتروودهای جانبی که با سطوح عایق از یکدیگر فاصله گرفته‌اند تولید می‌شود. این دستگاه دو مزیت مهم دارد. مکان خروجی ذرات بعد از آن که به موقعیت تعادلی رسیدند، به مکان اولیه خود وابسته نیست. هم‌چنین بازدهی جدایش، به معیارهایی مانند چگالی و سایز که در نمونه‌های بیولوژیکی دائماً در حال تغییر می‌باشند حساس نیست. این دستگاه از دو ردیف ۱۵ تایی

¹ Beaker

الکترودهای فلزی که در دو طرف کانال اصلی قرار دارند تشکیل شده است. این دستگاه مطابق با شکل ۲-۲ از سه ورودی و سه خروجی تشکیل شده است. الکترودهای فلزی از طریق کانالهای باریک جانبی به کانال اصلی متصل میشوند. کانال طراحی شده برای آن که بخشهای مختلف آن (کانال اصلی و کانالهای جانبی) از لحاظ الکتریکی به یکدیگر متصل باشند، از محلول الکترولیت پر شده است. زمانی که اختلاف پتانسیل به یک جفت الکترودها اعمال میشود، میدان الکتریکی از طریق محلول الکترولیت به کانال اصلی انتقال می‌یابد. صفحات عایق خطوط میدان را هدایت می‌کند و توزیع میدان الکتریکی در داخل میکروکانال را تعیین می‌کنند.

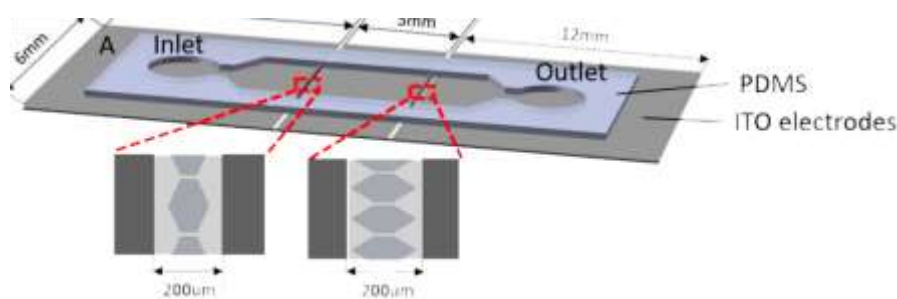


شکل ۲-۲ بلوک‌های مستطیل شکل، الکترودهای فلزی را نشان می‌دهد که مابین آن حجم‌های عایق وجود دارد که باعث می‌شود میدان الکتریکی درون مرکز میکروفلوئیدیک شکل بگیرد. سیگنال‌های وارد شده به الکترودها، دو نیروی دی‌الکتروفورسیس متضاد را به وجود می‌آورد. در واقع این نوع شکل از آرایه‌های الکترودها باعث متمرکز شدن ذرات در میان کانال می‌شود. که از سه ورودی و سه خروجی و دو دسته‌ی ۱۵ تایی الکترودها تشکیل شده است [8].

جداسازی ذرات و پالایش جریان سیال به وسیله‌ی میکروساختارها بر اساس اندازه‌ی ذرات، به یکی از روش‌های رایج جداسازی تبدیل شده است. دی‌الکتروفورسیس با کنترل کردن حرکت ذرات، به‌عنوان یک روش در جداسازی ذرات پذیرفته شده است. دانفن و همکاران [9] تراشه‌ی میکروفلوئیدیک را ارائه دادند که مزایای از میکروفیلترها و دی‌الکتروفورسیس در جداسازی میکروذرات و سلول‌ها را ترکیب می‌کند. آن‌ها در پژوهش خود از ذرات پلی‌استایرن در سه سایز مختلف استفاده کردند. ذرات به‌واسطه‌ی ساختار آرایه‌های

میکروپیلار به عنوان بستری برای غربال گری، با اعمال ولتاژ متناوب ۳۵ ولت و فرکانس ۱۰ کیلو هرتز جدا شدند. در ادامه ذرات بیولوژیکی توسط این میکروفیلتر مورد ارزیابی قرار گرفته است. همانند ذرات پلی استایرن با موفقیت از یکدیگر جدا شدند.

از میکروفیلترها در زمینه های بسیاری مانند: جذب، غنی سازی و جداسازی ذرات استفاده می شود. در اغلب میکروفیلترها، مشکل انسداد مسیر در جداسازی ذرات رخ می دهد که دانفن و همکاران [9] یک تراشه ی میکروفلوئیدیک جدید طراحی کردند که از یک سری فیلتر برای جداسازی ذرات با استفاده از ولتاژ متناوب بهره می برد.



شکل ۲-۳ طرح از میکروساختار طراحی شده در پژوهش دانفن که میکروپیلارهایی به فاصله ۵ میلی متر از یک دیگر برای غربال کردن ذرات استفاده می شود [9].

دی الکتروفارسیس جریان مستقیم که قطبیده شدن ذرات دی الکتریک تحت میدان الکتریکی مستقیم غیریکنواخت را نشان می دهد، روش بسیار کارآمد برای جداسازی ریزذرات براساس اندازه آن ها می باشد. در پژوهش لی و همکاران [10] برای ایجاد میدان الکتریکی غیریکنواخت، از یک بلوک عایق از جنس پلی دی متیل سیلوکسان^۱ در وسط میکروکانال استفاده شده است. ذرات نیروی دی الکتروفارسیس منفی را در لبه های بلوک تجربه می کنند، جایی که میدان الکتریک از سایر نواحی قوی تر است. بنابراین ذرات از خطوط جریان در اطراف بلوک منحرف می شوند. درجه ی انحراف به نیروی دی الکتروفارسیس و اندازه ذرات بستگی دارد. در این میکروکانال برای جداسازی ذرات، باید ولتاژ خروجی الکترودها در انتهای شاخه های مختلف را تنظیم کرد. مخلوطی از ریزذرات در اندازه های مختلف، به طور مداوم در دو مخزن جدا می شوند. این روش

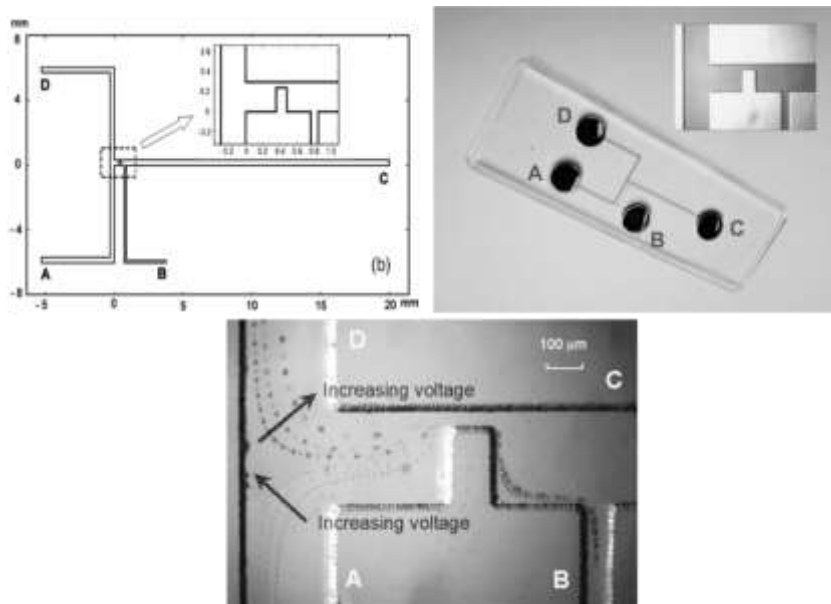
¹ PDMS

جداسازی حساسیت بالایی دارد و می‌تواند ذرات با اختلاف قطر چند میکرومتر را با موفقیت جدا کند. از مزایای طرح آن‌ها شرح داده شده است:

۱. به علت هندسه‌ی ساده‌ی آن که هیچ میکروالکتروودی در داخل کانال وجود ندارد، می‌توان آن را به راحتی ساخت.

۲. جداسازی بسیار کارآمد است و درصد خلوص بالایی را نشان می‌دهد.

۳. جداسازی ذرات و سلول‌ها با اندازه‌های مختلف نیازی به طراحی جدید کانال ندارد. تنها چیزی که لازم است، تنظیم ولتاژ اعمال شده به الکترودها می‌باشد.



شکل ۲-۴ نمایش طرح جدایش ذرات با استفاده از میدان الکتریکی مستقیم غیریکنواخت در پژوهش لی [10].

فینتسچنگو و همکاران [11] در مقاله‌ی خود از روش دی‌الکتروفارسیس مبتنی بر عایق (iDEP)^۱ استفاده کردند، که جداسازی مخلوط دو گونه باکتری زنده به طور هم زمان انجام شده است. چهار گونه‌ی مختلف از باکتری را مورد مطالعه قرار دادند. تحت یک میدان الکتریکی مستقیم، همه‌ی گونه‌های باکتری رفتار منفی دی‌الکتروفارسیس را از خود نشان دادند. جداسازی ذرات به روش

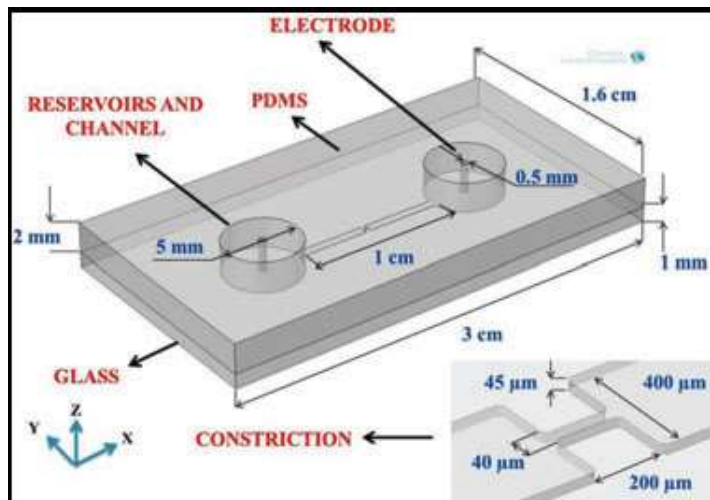
¹ Insulator-based dielectrophoresis

دی الکتروفارسیس، در میکروکانال شیشه‌ای شامل مکان‌های عایق انجام شده است. غیریکنواختی میدان الکتریکی به واسطه‌ی این مکان‌های عایق در میکروکانال به وجود می‌آید. مخلوطی از دو گونه باکتری نشانه‌دار اش‌ریشیا کلی^۱ و باسیلوس^۲ به میکروکانال پر از آب وارد شدند و یک میدان الکتریکی در طول کانال اعمال شد. گونه‌های مختلف باکتری، رفتارهای دی الکتروفارسیس متفاوتی تحت تاثیر میدان الکتریکی غیر یکنواخت از خود نشان دادند. آستانه‌ی میدان الکتریکی مورد نیاز برای به دام انداختن هر گونه باکتری متفاوت است. رفتارگونه‌های مختلف باکتری نشان داد که رسانایی الکتریکی غشا، تنها پارامتر کنترل کننده در رفتار دی الکتروفارسیس سلول‌ها نیست. پارامترهای دیگری از شکل سلول، اندازه سلول و سایر خصوصیات زیستی مسئول رفتار متفاوت باکتری‌ها هستند. البته مرحله رشد باکتری‌ها، عملکرد چنین سیستمی را پیچیده می‌کند. دی الکتروفارسیس مبتنی بر عایق برای استفاده در فیلتر سیستم‌های حسگر، برای شناسایی باکتری‌ها و دستگاه‌های که باکتری‌ها را از حجم زیادی از آب آشامیدنی جمع‌آوری می‌کنند توسعه می‌یابد.

دی الکتروفارسیس مبتنی بر عایق، به عنوان ابزار قدرتمندی برای هدایت ذرات در تراشه‌های میکروفلوئیدیک است. با این حال گرمایش ژول ممکن است در میکرودرستگاه‌های مبتنی بر عایق به دلیل تقویت میدان الکتریکی در اطراف نواحی عایق، به یک مشکل تبدیل شود. منجر به یک نیروی الکتروگرمایی می‌شود که خودش را در میدان جریان به شکل چرخش نشان می‌دهد، بنابراین بر حرکت ذرات تاثیر می‌گذارد. کال و همکاران [12] در مدل خود گرمایش ژول و اثرات آن بر انتقال ذرات و سیال در یک دستگاه مبتنی بر عایق را مورد مطالعه قرار دادند. در این مدل سازی ضخامت بخشی از میکروکانال کاهش یافته است. این تغییر ضخامت، گرادیان میدان الکتریکی را به وجود می‌آورد و منجر به افزایش دما می‌شود. با افزایش اختلاف پتانسیل الکتریکی و افزایش عمق پله‌هایی که ایجاد شده است، جریان‌های چرخشی اطراف پله‌ها شدیدتر شده و مانع از عبور ذرات از آن ناحیه می‌شود. مدل سازی هم به صورت سه بعدی با نرم افزار کامسول و هم به صورت تجربی مورد بررسی قرار گرفته است.

¹ E.coil

² Bacillos

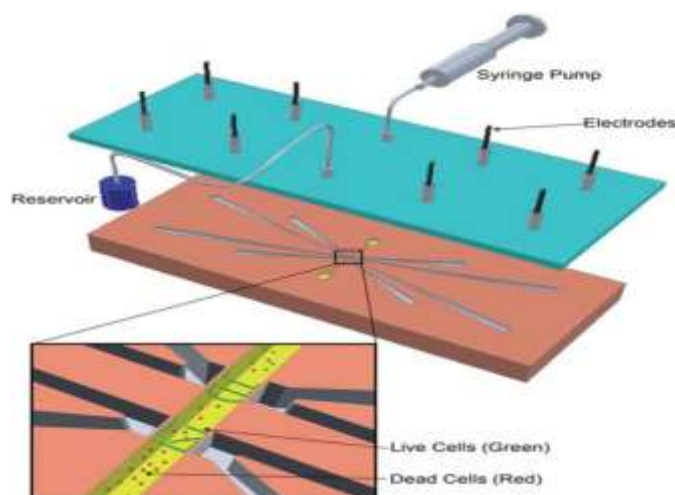


شکل ۵-۲ نمایش هندسه‌ی استفاده شده در میکرو دستگاه مبتنی بر عایق در پژوهش کال و همکاران [12].

پرز و همکاران [13] وابستگی عملکرد میکروکانال مبتنی بر عایق را از نظر به دام انداختن ذرات، به تعداد موانع عایق موجود در کانال نشان دادند. کاهش تعداد ستون های عایق، به طور قابل توجهی بر توزیع میدان الکتریکی تاثیر می‌گذارد و ولتاژ مورد نیاز برای به دام انداختن ذرات کاهش می‌یابد.

شافی و همکاران [14] در پژوهش خود، از روش دی‌الکتروفورسیس بدون تماس ($cDEP$)^۱ استفاده کردند. که تماس مستقیمی بین الکترودها و نمونه وجود ندارد. شکل ۶-۲ میکروکانالی نشان می‌دهد که در آن سلول‌های سرطانی زنده را از مرده با استفاده از خواص الکتریکی آن‌ها جدا می‌کند و اثرات ولتاژ و فرکانس برگرایان میدان الکتریکی و کارایی دستگاه را به صورت عددی و آزمایشگاهی مورد بررسی قرار می‌دهد. در این روش میدان الکتریکی از طریق الکترودهایی که درون محفظه‌های رسانا قرار داده شدند، تولید می‌شود. عدم تماس الکترودها و نمونه از مشکلاتی که در سایر روش‌های جداسازی ذرات به روش الکتروفورسیس انجام شده است از جمله: آلودگی، اثرات الکتروشیمیایی، تشکیل حباب و اثرات مخرب گرمایش ژول جلوگیری می‌کند.

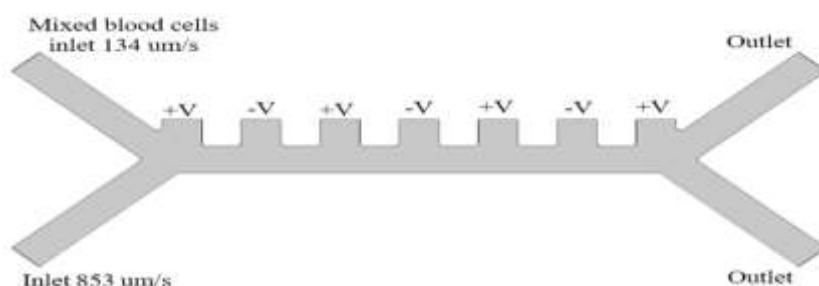
¹ Contactless DEP



شکل ۶-۲ طرح سه بعدی از میکروکانال به روش دی‌الکتروفورسیس بدون تماس در پژوهش هادی شافی و همکاران [14].

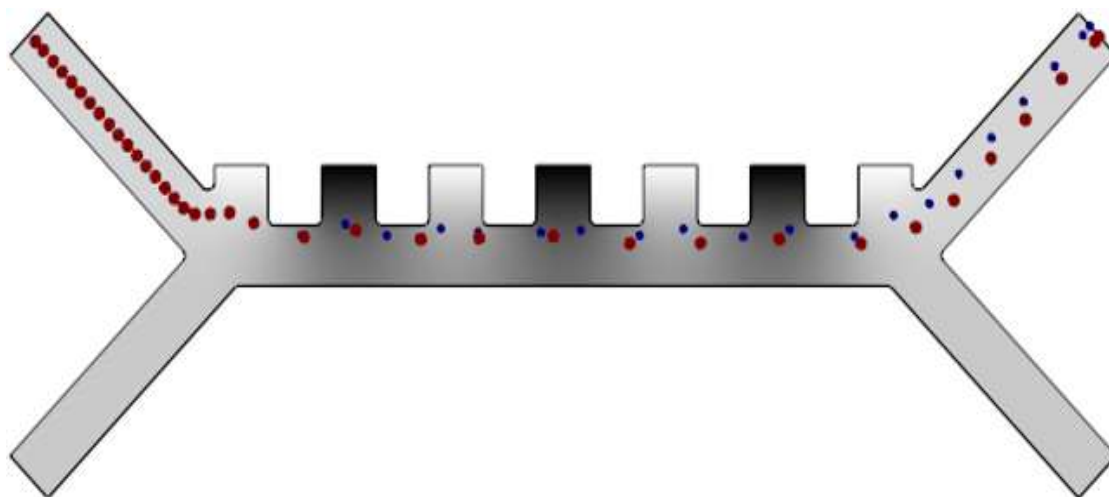
ندا و همکاران [15] در پژوهش خود با استفاده از مکانیزم دی‌الکتروفورسیس، بر روی جداسازی پلاکت‌ها^۱ از سایر سلول‌های خونی در جریان پیوسته کار کردند. روش‌های مختلفی برای جدایش سلول‌های خونی وجود دارد، اما معایبی که دارد برای آنالیز کردن، به زمان زیاد و حجم بزرگی از نمونه احتیاج دارد. استفاده از قطبش‌پذیری و خواص مغناطیسی در جدایش سلول‌ها، در دهه‌های اخیر کاربرد فراوانی پیدا کرده‌است. مدل ارائه شده شامل دو ورودی و دو خروجی و یک منطقه جدایش است. با استفاده از میدان الکتریکی غیریکنواخت توسط الکترودهای به کار برده شده، مسیر حرکت ذرات را تغییر می‌دهند. مخلوط سلول‌های خونی از یک ورودی و بافر از ورودی دیگر وارد می‌شوند. به علت عرض کم در منطقه جدایش، جریان آرام می‌باشد عدد رینولتز آن کمتر از ۰/۰۵ می‌باشد. همانطور که در شکل ۷-۲ نشان داده شده است سرعت سیال ورودی پایین‌تر، بیش‌تر می‌باشد زیرا می‌خواهند ذرات تزریق شده به بالای کانال نزدیک‌تر شود.

¹ Platelets



شکل ۷-۲ نمایش سرعت ورودی سیال و ذرات در جدایش پلاکت ها از سایر سلول ها با استفاده از مکانیزم دی‌الکتروفورسیس در پژوهش آیت ندا و همکاران [15].

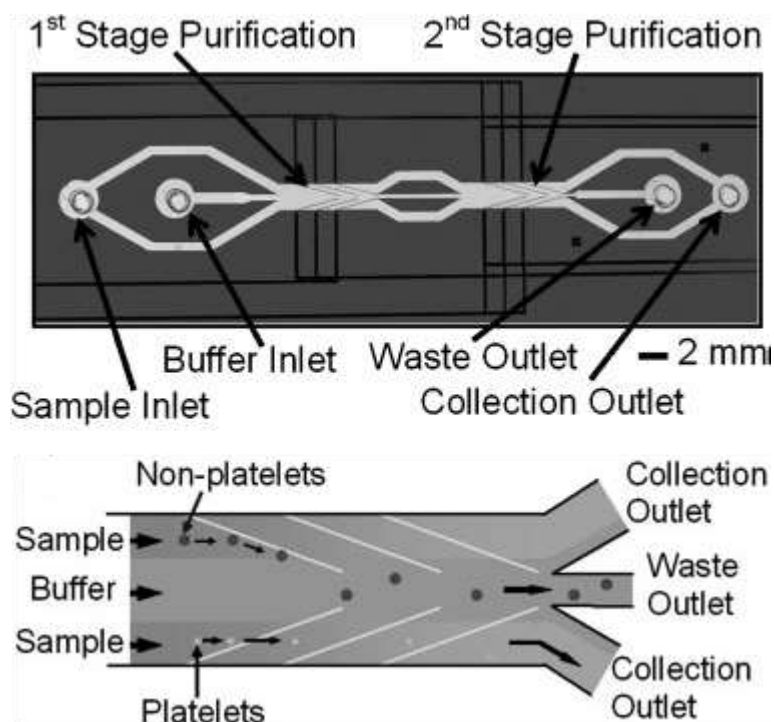
شکل ۸-۲ مسیر حرکت ذرات، نشان داده شده است. این تصویر سلول‌های قرمز را دورتر از الکترودها، به علت حضور نیروی دی‌الکتروفورسیس منفی نشان می‌دهد. سمت چپ مسیر حرکت، پلاکت‌ها را نشان می‌دهد که همراه با جریان آرام باقی مانده و از سمت چپ از منطقه جدایش خارج می‌شود. سلول‌ها بر اساس اختلافی که در خواص دی‌الکتریکی دارند، در فرکانس‌های خاصی جدا می‌شوند. هر دو سلول از فرکانس اعمالی، تحت تاثیر قرار می‌گیرند. اما گلبول قرمز به واسطه سایز آن که از پلاکت بزرگ‌تر است، بیش‌تر تحت تاثیر نیروی دی‌الکتروفورسیس قرار می‌گیرد.



شکل ۸-۲ نقاط آبی رنگ پلاکت‌ها و نقاط قرمز رنگ گلبول‌های قرمز را نشان می‌دهد [15].

جدایش پلاکت‌ها در ولتاژی بین ۱۰ تا ۱۵ ولت (پیک‌تاپیک) و فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز قابل اجرا می‌باشد. که ویژگی خاص این دستگاه، آن را به بستر مناسبی برای آنالیزهای مراقبتی پزشکی تبدیل می‌کند.

متیو و همکاران [16] با استفاده از نیروی دی‌الکتروفورسیس به جدایش مستقیم پلاکت‌ها از خون پرداختند. پلاکت‌ها کوچک‌ترین نوع سلول در خون هستند و نقش مهمی در خون‌ایستی^۱ و آمبولی^۲ دارند. بنابراین شناخت این سلول و تعداد آن در خون نقش اساسی در تشخیص اولیه وضعیت بیمار دارد. در این روش، از دستگاه جداکننده‌ی دو مرحله‌ای سلول فعال به طور پیوسته برای جدایش پلاکت‌ها از جریان خون رقیق شده استفاده می‌شود. با یک بار عبور پلاکت‌ها از این دستگاه، جدایش از ۱۸ به ۹۵ درصد افزایش می‌یابد. برای نگهداری پلاکت‌ها از محلول بافر قندی استفاده می‌شود. برای چنین بافری ولتاژ ۱۰۰ ولت و فرکانس ۱ مگاهرتز برای جداسازی مجاز می‌باشد. روش دی‌الکتروفورسیس، در مقایسه با دستگاه‌های سانتریفیوژ برای جداسازی پلاکت‌ها، مزیت بیشتری دارد چرا که سانتریفیوژ با سرعت بالا منجر به فعال شدن ۵۰ درصدی سلول‌ها می‌شود.

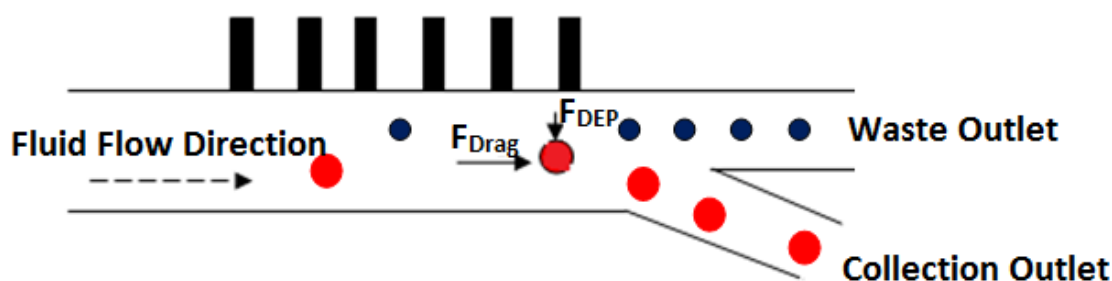


شکل ۹-۲ نمایش جدایش پلاکت‌ها از سایر سلول‌های خونی از دستگاه دو مرحله‌ای با استفاده از نیروی دی‌الکتروفورسیس [16].

¹ Hemostasis

² Thrombosis

کافیار و همکاران [17] در پژوهش خود، تراشه‌ی میکروفلوئیدیک با الکتروده‌های جانبی را ارائه دادند. این الکتروده‌ها میدان غیر یکنواختی در عرض میکروکانال ایجاد می‌کنند. به این طریق نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی مورد نیاز برای انحراف گلبول‌های سفید خون از دیواره‌ها تولید می‌شود و گلبول‌های سفید به سمت خروجی مورد نظر هدایت می‌شوند. گلبول‌های قرمز در مسیر جریان باقی مانده و در خروجی جمع‌آوری می‌شوند. در اینجا از میکروالکتروده‌های مسی بر روی دیواره‌های میکروکانال استفاده شده است.



شکل ۲-۱۰ نمایش نحوه‌ی جدایش گلبول سفید از گلبول قرمز با استفاده از نیروی دی‌الکتروفارسیس در پژوهش کافیار [17].

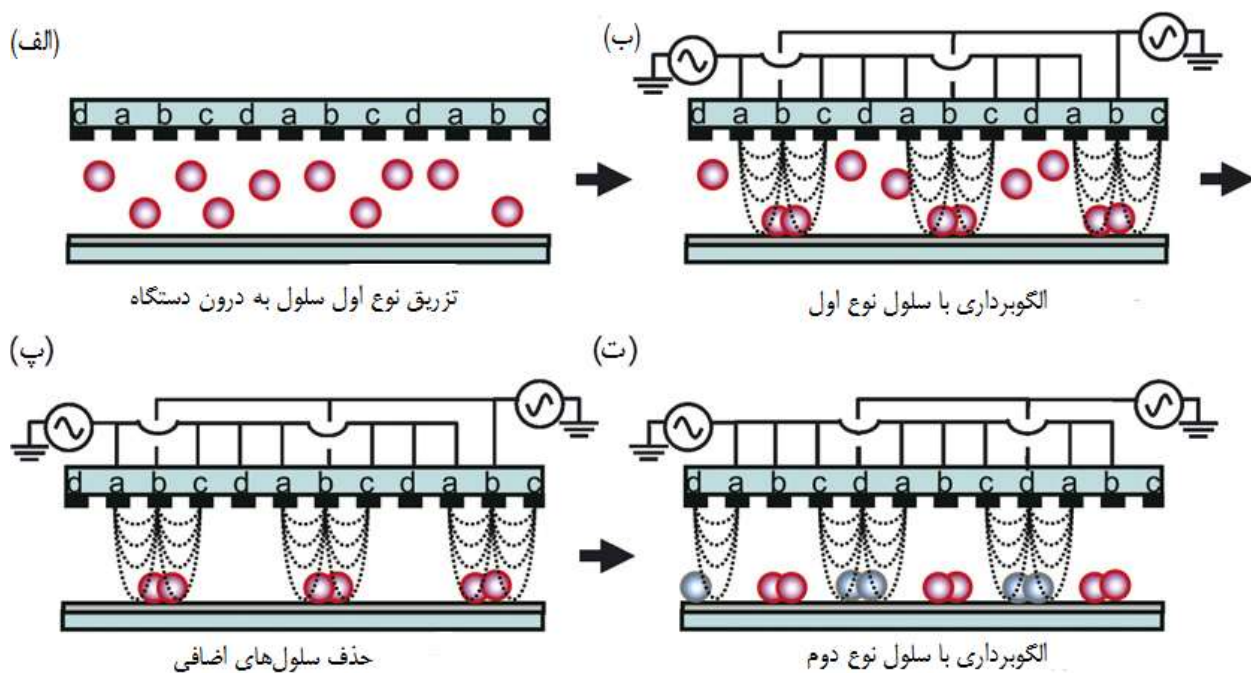
نیروهایی که در شکل ۲-۱۰ به ذره وارد می‌شوند، در برابر یکدیگر به طور هم‌زمان عمل می‌کنند. اگر نیروی دی‌الکتروفارسیس از نیروی درگ بیشتر باشد، ذرات از مسیر خود به سمت محفظه‌ی جمع‌آوری منحرف می‌شوند. از آنجایی که نیروی دی‌الکتروفارسیس، متناسب با مکعب شعاع ذره است بنابراین نیروی دی‌الکتروفارسیس وارد بر ذره‌ی کوچک‌تر، کمتر از نیروی وارد بر ذره‌ی بزرگ‌تر است. ذره با شعاع کوچک‌تر قبل از آن که به ناحیه دی‌الکتروفارسیس مورد نیاز برای انحراف به سمت محفظه‌ی جمع‌آوری برسد به خروجی رسیده و خارج می‌شود در حالی که ذرات بزرگ‌تر منحرف شده‌اند.

سوزوکی و همکاران [18] سیستمی را طراحی کردند که با استفاده از نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی، به‌طور هم‌زمان انواع مختلف سلول را در مکان‌های مشخص الگوپردازی کردند. این سیستم از

الکترودهایی که به یک منبع متصل شده (IDA)^۱ و با چهار میکروالکتروود مستقل از جنس ایندیموم تین اکساید ساخته شده است. یک سوسپانسیون حاوی سلول های بافت ماهیچه موش C2C12^۲ در دستگاه الگوبرداری شده بین الکترودهای به هم پیوسته و صفحه ی دیگر وارد شده است. در این سیستم، نیروی دی الکتروفورسیس منفی با اعمال ولتاژ (۱۲ ولت متناوب و فرکانس ۱ مگاهرتز) به الکترودها تولید می شود تا سلول ها به سمت منطقه ضعیف تری از شدت میدان الکتریکی هدایت شوند. سلول ها در مدت ۱ دقیقه بر روی صفحه، در مقابل یکی از نوارهای الکترودهای به هم پیوسته مرتب می شوند. مناطقی از صفحه که سلول ها بر روی آن مرتب شدند در منطقه ای با میدان الکتریکی پایین تر قرار دارد. اگر میدان الکتریکی متناوب به مدت ۵ دقیقه اعمال شود، سلول ها فرصت لازم برای قرارگیری بر روی صفحات متناسب خود را پیدا خواهند کرد. همانطور که در شکل ۲-۱۱ (ب) مشخص است. پس از حذف سلول های اضافی نوع اول، همان طور که در شکل ۲-۱۱ (ت) نشان داده شده است، نوع دوم سلول وارد دستگاه شده و به مناطق دیگر هدایت می شود، تا الگویی متفاوت ایجاد شود. این سیستم قادر به این است که دو نوع سلول را، در مدت ۱۵ دقیقه الگوبرداری کند. روش الگو سازی، ابزاری جدید برای استفاده در مطالعات بنیادی زیست شناسی سلولی می باشد.

¹ Interdigitated array electrode

² Mouse myoblast cell line



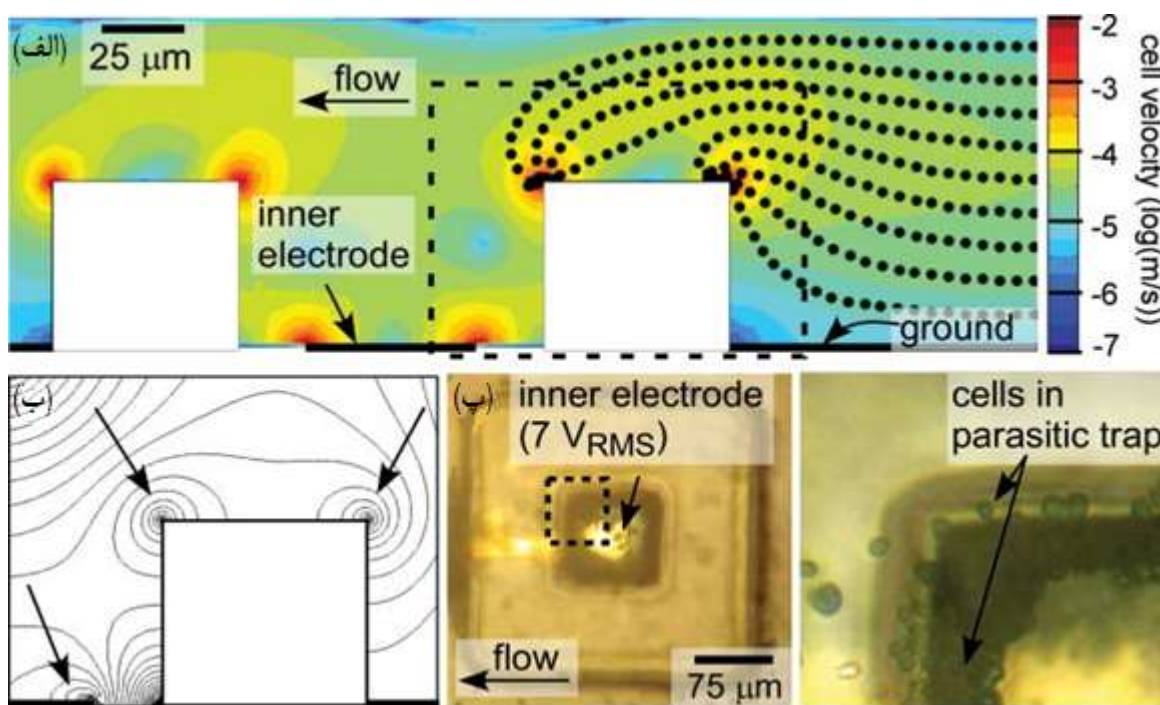
شکل ۲-۱۱ قوانین لایه نشانی با دو نوع سلول [18].

۲-۳ به دام انداختن ذرات با استفاده از فرکانس چندگانه

آردانتا و اسملا [19] در این مقاله، از روش چندفرکانس برای خنثی‌سازی اعوجاجات میدان الکتریکی استفاده کردند. پارازیت‌های ایجاد شده در به دام‌انداختن سلول‌ها به دلیل اعوجاج در میدان الکتریکی یا توسط هندسه الکتروود یا حضور مواد دیگری در محیط ایجاد می‌شود. در این پژوهش، طرحی شبیه‌سازی شده است که در آن سلول‌ها در محفظه‌ای به دام‌انداخته شوند. دیواره‌های محفظه، پارازیت‌هایی را برای مکان به دام‌انداختن ذرات ایجاد می‌کند و از ورود سلول به آن جلوگیری می‌کند. با پارازیت‌های به وجود آمده، به دام‌انداختن سلول‌ها یا هر ذره‌ی دیگری در داخل محفظه با استفاده از تنها یک نوع از نیروی دی‌الکتروفارسیس غیرممکن است. باید نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت و نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی، هم‌زمان برای چنین سیستمی ایجاد شود. با قرار دادن الکتروودها بر روی پله‌های محفظه و تولید نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی به واسطه‌ی آن، ذرات از پله‌ها فاصله می‌گیرند. در این صورت موانع به‌وجود آمده به طور کامل حذف می‌شوند و ذرات به واسطه‌ی نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت، درون محفظه تجمع می‌یابند. این مدل به صورت آزمایشی نیز اعتبار سنجی شده‌است و سلول‌ها درون محفظه قرار گرفتند. قبل از آن، با

اعمال تک فرکانس امکان پذیر نبوده است. در این مقاله از روش فرکانس چندگانه دی‌الکتروفارسیس (MFDEP)^۱ استفاده شده است. در این مدل الکترودها به اندازه کافی از یکدیگر دور هستند و در صورت نزدیک بودن باید در تجزیه و تحلیل نیروی دی‌الکتروفارسیس برهم‌کنش‌ها را هم لحاظ کرد.

در این مقاله در شبیه‌سازی اولیه، مشاهده شده است ذرات معلق در محیط که توسط جریان سیال انتقال یافته، وارد محفظه نشدند و به دیواره‌های محفظه برخورد کردند. نیروی دی‌الکتروفارسیس اعمال شده بر الکتروود داخل محفظه مثبت است اما به تنهایی نمی‌تواند بر اعوجاجات ناشی از میدان، در لبه‌ی دیواره غلبه کند. شکل ۲-۱۲(الف) آن را به خوبی نمایش می‌دهد.

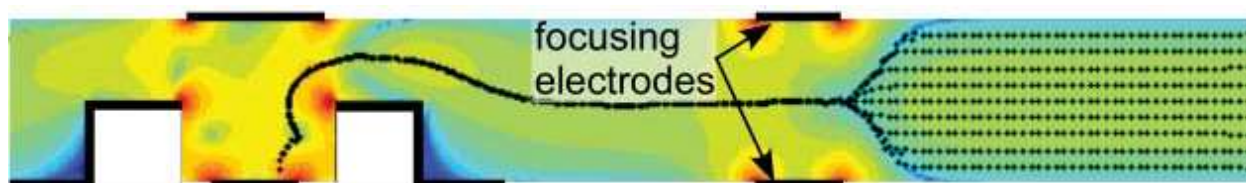


شکل ۲-۱۲ (الف) نشان دهنده‌ی نتیجه‌ی تحلیل عددی به دام انداختن ذرات با استفاده از نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت pDEP بکاربرده شده در داخل محفظه، بدون از بین بردن اعوجاجات ناشی از میدان در لبه‌ی محفظه می‌باشد و رنگ زمینه سرعت را نشان می‌دهد. (ب) خطوط میدان الکتریکی در اطراف دیواره‌های محفظه نشان می‌دهد. (پ) نمای بالای محفظه که به صورت تجربی، آزمایش شده است [19].

شکل ۲-۱۲ (ب) گرادیان ایجاد شده اطراف دیواره‌های محفظه را نشان می‌دهد. برای اینکه از برخورد ذرات به گوشه‌های دیواره جلوگیری شود، از الکتروودی بر بالای دیواره‌های محفظه استفاده شده است

¹ Multiple frequency dielectrophoresis

و فرکانس اعمالی آن به گونه‌ای می‌باشد که نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی را برای دفع ذرات به وجود می‌آورد. نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی باید به اندازه‌ای باشد که اعوجاجات میدان را از بین ببرد. از طرفی مقدار آن نباید به اندازه‌ای باشد که از رفتن ذرات به درون محفظه جلوگیری کند. الکترودهای متصل به زمین نیز باید در نزدیکی الکترودهای مثبت دی‌الکتروفارسیس و منفی دی‌الکتروفارسیس باشد در غیر این صورت، به علت تداخل میدانی الکترودی با ولتاژ بزرگتر بر دیگری چیره می‌شود و اثر آن را از بین می‌برد.



شکل ۲-۱۳ نتایج نهایی از تحلیل عددی آردنتا و اسملا، که خطوط رسم شده مسیر ذرات را نشان می‌دهد، که وارد محفظه شدند [19].

۲-۳-۱ نیروی دی‌الکتروفارسیس ایجاد شده با فرکانس چند گانه به روش ضریب کلازیوس ماسیتی موثر آردنتا و اسملا [20] در این مقاله، ضریب کلازیوس ماسیتی موثر ۱ را برای سلول‌های مخمر مرده و زنده حساب کردند. ضریب کلازیوس ماسیتی موثر، برخلاف ضریب کلازیوس ماسیتی، علاوه بر فرکانس به میدان الکتریکی نیز وابسته می‌باشد. این میکروکانال، از دو الکتروده با فرکانس های مختلف و الکتروده سوم که به پایه زمین ۲ متصل است طراحی شده است. اعتبار سنجی این مقاله به صورت تجربی نیز مورد بررسی قرار گرفته است. انتخاب فرکانس چندگانه در این سیستم، توانایی جدا کردن سلول‌های زنده در یک مکان و سلول‌های مرده در مکان دیگر فراهم می‌آورد. مخلوطی از مخمر زنده و مرده، در محدوده‌ی فرکانسی خاصی نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت و در محدوده‌ی دیگری از فرکانس، نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی را تجربه می‌کنند و از یکدیگر جدا می‌شوند. ذرات هم‌نوع در لبه‌های الکترودها به واسطه‌ی بیشترین شدت میدان الکتریکی در آن مکان جذب می‌شوند. و ذرات نوع دیگر، یا دفع می‌شوند یا به واسطه‌ی تحت کنترل قرار گرفتن از جریان سیال از میکروکانال خارج می‌شوند. ضریب کلازیوس ماسیتی موثر از معادله (۲-۱) به

¹ Effective clausius mossotti

² Ground electrode

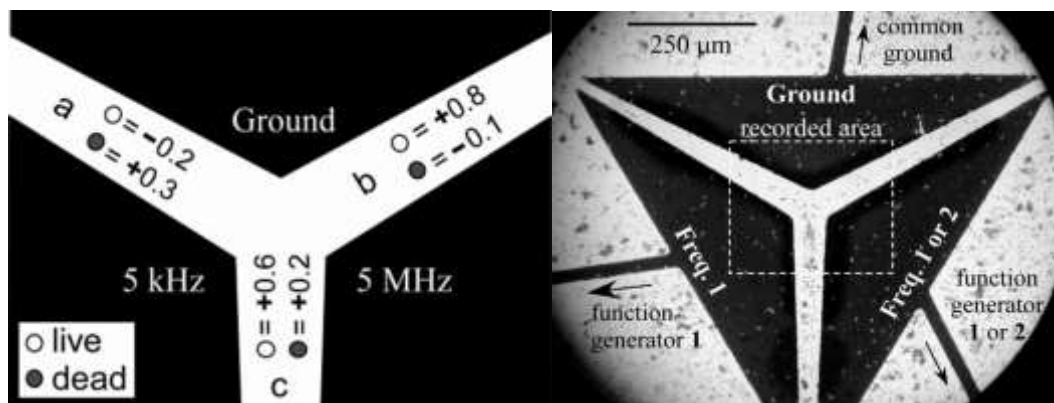
دست می‌آید:

$$\underline{CM_{eff}} = \frac{\left| \sum_i^n CM_i \nabla |\underline{E_i}|^2 \right|}{\left| \sum_i^n \nabla |\underline{E_i}|^2 \right|}$$

(۱-۲)

که $\underline{CM_{eff}}$ متوسط زمانی ضریب کلازیوس ماسیتی موثر، E_i میدان الکتریکی و CM_i مقدار CM (ضریب کلازیوس ماسیتی) را در فرکانس f_i نشان می‌دهد. مقدار $\underline{CM_{eff}}$ برخلاف CM_i که تنها به موقعیت و فرکانس وابسته است به میدان الکتریکی نیز بستگی دارد.

در شکل ۱۴-۲ هندسه‌ی الکترودها و ارتباط آن‌ها را نشان می‌دهد که دو الکتروود پایینی به منبع ولتاژ متصل شده و الکتروود سوم به عنوان الکتروود زمین در نظر گرفته شده است. مطابق با مقدار ضریب کلازیوس ماسیتی موثر، ذرات مخمرزنده در فرکانس ۵ مگاهرتز نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت و در فرکانس ۵ کیلوهرتز نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی را تجربه می‌کنند. در حالی که ذرات مخمر مرده رفتاری مخالف با ذرات مخمر زنده دارند.



شکل ۱۴-۲ هندسه‌ی الکترودها در مقاله‌ی آردنتا و اسملا به کمک ضریب کلازیوس ماسیتی موثر در استفاده از فرکانس چندگانه [20].

۴-۲ نواقص مطالعات گذشته و نوآوری انجام شده در پژوهش مورد مطالعه

در مطالعات عددی ممکن است برای کاهش حجم محاسبات، از یک سری فرضیات استفاده شود. لذا بررسی هر سیستم در تحلیل عددی، ممکن است با شرایط واقعی آن متفاوت باشد. اگر بتوان سیستم تحلیل شده را به حالت واقعی آن نزدیک تر کرد، نتایج بدست آمده نیز دقیق تر خواهد بود. در اکثر مطالعات انجام شده، تحلیل به صورت دو بعدی انجام شده است. این موضوع باعث اختلاف در نتایج حاصل از تحلیل عددی با نتایج واقعی می شود. هم چنین در مطالعات انجام شده، هدایت از مکان تعریف شده و جداسازی ذرات به صورت هم زمان انجام نشده است. در مورد اثرگذاری هندسه ی میکروکانال و الکترودها بر نتیجه ی جدایش ذرات، تحلیلی صورت نگرفته است. استفاده از چند فرکانس به طور هم زمان، مطالعات محدودی انجام شده است. در این مطالعه که منشا آن پژوهش آردنتا و اسملا می باشد، موارد ذکر شده به عنوان نوآوری مورد مطالعه قرار می گیرد. ذرات به صورت هم زمان با توجه به قطرهای متفاوتی که دارند از یکدیگر جدا شده و در دو محفظه قرار می گیرند. تحلیل های عددی به صورت سه بعدی انجام شده است. از دو فرکانس متفاوت بهره برداری می شود. اثر هندسه ی الکترودها بر شدت متمرکز کردن و هدایت ذرات از مکان های مشخص شده و در نتیجه به دام انداختن آن ها تحلیل شده است. آردنتا و اسملا برای جلوگیری از برخورد ذرات به دیواره های محفظه، از الکترودهایی بر روی پله ها استفاده کردند که مانع از برخورد ذرات به دیواره های جانبی پله ها بوده است. در این مطالعه، شکل هندسه ی الکترودها متمرکزکننده در ابتدای کانال باعث می شود ذرات از دیواره های جانبی نیز فاصله گرفته و با عبور از بالای محفظه تحت تاثیر نیروی دی الکتروفارسیس از سمت الکترودها درون محفظه قرار بگیرند، در نتیجه ذرات به دیواره های جانبی محفظه برخورد نمی کنند. با اعمال این تغییر، مشکلات ناشی از ساخت الکترودها بر روی پله های محفظه، که به روش لیفت آف^۱ انجام می شده است برطرف شده و هندسه ی کانال ساده تر شده است. مزیت استفاده از این میکروچیپ از سایر میکروچیپ های جداکننده ذرات در این است که مکان ورودی ذرات اهمیت ندارد. ذرات از هر ارتفاعی از میکروکانال رها شوند به واسطه ی الکترودها متمرکزکننده در ابتدای میکروکانال، به سمت مرکز میکروکانال هدایت

¹ Lift off

می‌شوند. هم‌چنین برتری استفاده از میکروچیپ جداکننده ذرات و یا سلول‌ها در مقایسه با دستگاه‌های سانتریفیوژ، در این است که برای آنالیز کردن به زمان زیاد و حجم بزرگی از نمونه احتیاج ندارد. هم‌چنین برای جدا کردن پلاکت‌ها که کوچک‌ترین نوع از سلول‌های خونی می‌باشند باید از دستگاه‌های سانتریفیوژ دور بالا استفاده شود که منجر به فعال شدن ۵۰ درصدی پلاکت‌ها می‌شود بنابراین استفاده از میکروچیپ‌ها با استفاده از پدیده‌ی الکتروکینتیک نتایج خوبی را نشان می‌دهند.

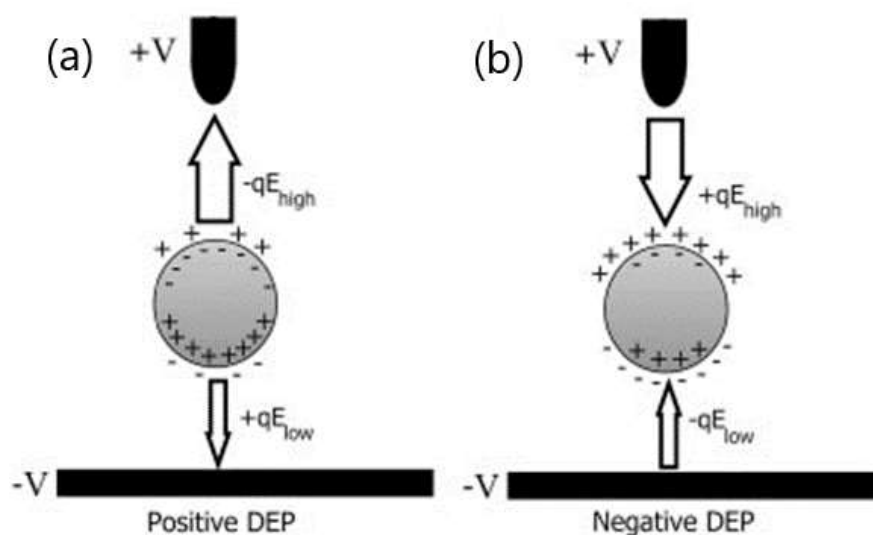
۳ فصل سوم: معادلات حاکم

از کاربرد نیروی دی‌الکتروفارسیس در زمینه‌های مختلف از جمله جدایش سلول‌های بایولوژیکی، تصفیه سیال و هم‌چنین جدایش ذرات درشت‌تر از ذرات ریزتر نتیجه گرفته می‌شود، نیروی دی‌الکتروفارسیس تابع گرادیان مربع ولتاژ و مکعب شعاع ذرات است. نیروی دی‌الکتروفارسیس، یک روش دقیق برای هدایت ذرات و سلول‌ها در مقیاس کوچک است. نیروی دی‌الکتروفارسیس برای ذرات غیررسانا نیز به کار می‌رود و می‌تواند با استفاده از میدان جریان مستقیم^۱ یا جریان متناوب^۲ تولید شود. در تولید نیروی دی‌الکتروفارسیس جریان مستقیم، میدان الکتریکی بر الکترودهای خارجی که در ابتدا و انتهای میکروکانال در مخازن غوطه‌ور هستند اعمال می‌شود. هم‌چنین میدان الکتریکی غیریکنواخت با استفاده از طراحی خاصی از موانع عایق درون میکروکانال، تولید می‌شود و آن را دی‌الکتروفارسیس مبتنی بر عایق (iDEP) می‌نامند. استفاده از الکترودهای مسطح فلزی، که در داخل میکروکانال تعبیه شدند، روشی کاربردی برای تولید نیروی دی‌الکتروفارسیس با استفاده از میدان الکتریکی متناوب است. اکثر اوقات این الکترودهای داخلی مسطح (دو بعدی) هستند (یعنی ارتفاع الکترودها در مقیاس صد نانومتر است). دی‌الکتروفارسیس مبتنی بر جریان متناوب به دلیل ولتاژ کاری پایین، از گرمایش ژول جلوگیری می‌کند [2]. نیروی دی‌الکتروفارسیس از قطبیده شدن ذرات دی‌الکتریک در میدان الکتریکی غیریکنواخت به وجود می‌آید. دوقطبی شدن ذرات دو منشا اصلی دارد، حالت اول آن دوقطبی دائمی است که به علت جهت‌گیری اتم‌ها است و دائماً وجود دارد. حالت دوم آن دوقطبی القایی است که با جهت‌گیری بارهای سطحی در حضور میدان الکتریکی شکل می‌گیرد. حالت دو قطبی القایی، با مفهوم قطبش پذیری شناخته می‌شود. در واقع قطبش پذیری میزان توانایی مواد در پاسخ به میدان الکتریکی می‌باشد. عملکرد دی‌الکتروفارسیس از طریق تجمع بار الکتریکی در مرز مشترک ذرات و سیال اطراف آن بیان می‌شود. ذرات خنثی در میدان الکتریکی قطبیده می‌شوند، بارهای مثبت و منفی از یکدیگر تفکیک شده و در دو سمت هرذره قرار می‌گیرند. اگر میدان الکتریکی یکنواخت باشد، تجمع بار در دو طرف ذره یکسان می‌باشد و نیرویی به ذره وارد نمی‌شود و

¹ Direct current (DC)

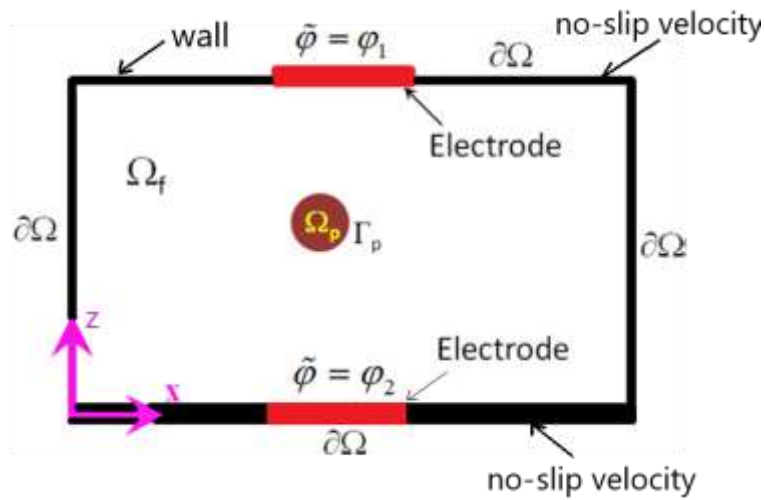
² Alternative Current (AC)

ذره ثابت باقی می‌ماند. اما اگر میدان الکتریکی غیریکنواخت باشد، تجمع بار در دو سمت ذره یکسان نبوده و برآیند نیروهای وارد بر ذره صفر نمی‌باشد و ذره حرکت می‌کند که در شکل ۳-۱ قابل مشاهده است. این نیروی خالص، با توجه به خواص الکتریکی ذرات و سیال و فرکانس اعمال شده، ذرات را به سمت میدان قوی‌تر و ضعیف‌تر هدایت می‌کند. اگر ذرات از محیط اطرافش قطبش پذیرتر باشد، به سمت میدان قوی‌تر هدایت می‌شوند. در این حالت نیروی خالص، معرف نیروی دی‌الکترواستاتیسی مثبت می‌باشد. اگر قطبش پذیری ذرات از محیط اطرافش کمتر باشد، ذرات به سمت میدان ضعیف‌تر هدایت می‌شوند. که نیروی دی‌الکترواستاتیسی منفی را بیان می‌کند.



شکل ۳-۱ نیروی DEP روی یک دوقطبی القایی با حضور میدان الکتریکی غیر یکنواخت [21].

همانطور که پیش از این اشاره شد در روش جدایش دی‌الکترواستاتیسی، پتانسیل الکتریکی اعمال شده می‌تواند مستقیم یا متناوب یا در هر دو حالت باشد. در این مطالعه، معادلات حاکم بر میدان متناوب بیان می‌شود و برای میدان مستقیم می‌توان از پارامترهای مانند فرکانس از معادلات فوق صرف نظر کرد. برای مدل سازی، ذرات به صورت معلق در محیط در نظر گرفته می‌شوند.



شکل ۲-۳ نمایش شرایط مرزی

با توجه به شکل ۲-۳ محیط سیال را با Ω_f نشان داده شده است.

معادله حاکم [22] بر پتانسیل الکتریکی متناوب با توجه به معادله ماکسول^۱ استخراج می‌شود:

$$\nabla \cdot (\tilde{\epsilon}_f \nabla \tilde{\varphi}) = 0$$

(۱-۳)

معادله حاکم برای محیط سیال نوشته شده است. در روابط زیر نویس f به محیط اشاره می‌کند.

پتانسیل مختلط^۲ $\tilde{\varphi}$ به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\tilde{\varphi} = \varphi(\vec{x})e^{j\omega t}$$

(۲-۳)

و ثابت دی‌الکتریک مختلط محیط به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\tilde{\epsilon}_f = \epsilon_f - j \frac{\sigma_f}{\omega}$$

(۳-۳)

که ϵ ثابت دی‌الکتریک و σ رسانایی الکتریکی و ω فرکانس زاویه‌ای $\omega = 2\pi f$ و t زمان می‌باشد.

¹ Maxwell's equation

² Complex potential

که در مناطق فرکانس پایین، رسانایی الکتریکی حاکم است در حالی که در مناطق فرکانس بالا، ثابت دی الکتریک حاکم است.

برای شکل ۳-۲ شرایط مرزی به صورت زیر تعریف می شود:

$$\tilde{\varphi} = \varphi(\vec{x}) \quad (4-3)$$

معادله ی (۴-۳) شرط مرزی بر روی سطح الکترو د می باشد.

$$\vec{n} \cdot (\nabla \tilde{\varphi}) = 0 \quad (5-3)$$

که $\vec{n}$ بردار عمود بر سطح است. و شرایط مرزی بر روی سطوح عایق می باشد.

میدان الکتریکی $\vec{E}$ برای چنین سیستمی به صورت زیر تعریف می شود:

$$\vec{E} = -\nabla \tilde{\varphi} \quad (6-3)$$

که این میدان، نیروی دی الکتروفارسیس $\vec{F}_{DEP}$ وارد بر ذرات را تولید خواهد کرد. که استخراج این نیرو در بخش بعدی ارائه خواهد شد. معادلات مربوط به جریان سیال ویسکوز ناپایدار، توسط معادلات ناویر استوکس^۱ و معادله پیوستگی^۲ به صورت زیر ارائه می شود:

$$\rho \left[\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} \right] = -\nabla P + \mu \Delta \vec{u} + \vec{f}_B \quad (7-3)$$

¹ Navier-stokes equation

² Continuity equation

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0$$

(۸-۳)

که ρ چگالی سیال و $\vec{u}$ سرعت سیال، P فشار، μ ویسکوزیته سیال و $\vec{f}_B$ نیروهای حجمی^۱ برسیال کاری می‌باشد. دو روش برای محاسبه نیروی DEP بر روی یک ذره وجود دارد: روش نقطه دو قطبی و فرمول تانسور تنش ماکسول

۳-۱-۱ روش دو قطبی نقطه‌ای

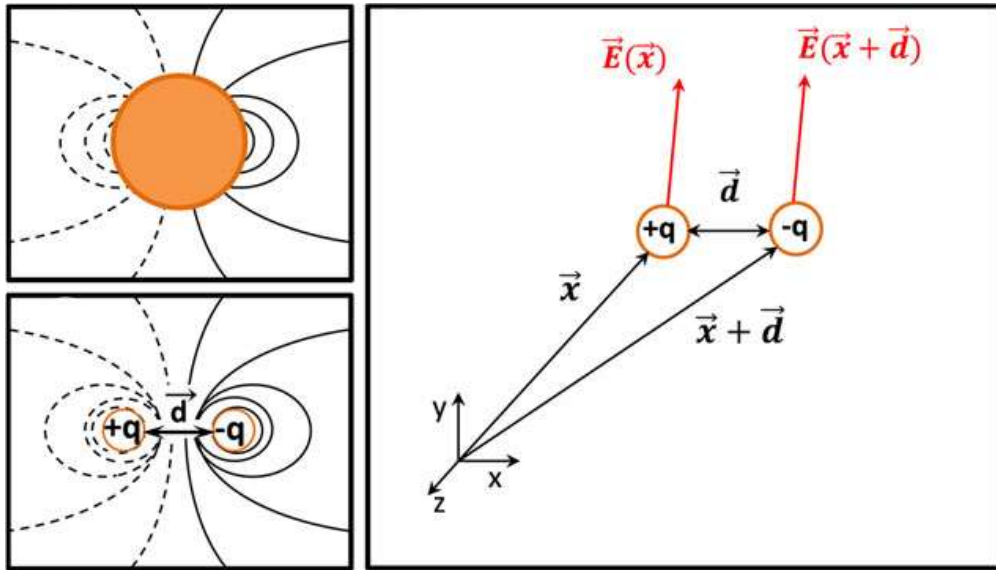
این روش [23] بر اساس نزدیکی بار نقطه‌ای در حین حل میدان الکتریکی در محیط است. در این روش برای بدست آوردن نیروی دی‌الکتروفارسیس، وجود ذره با چند قطبی معادل از جمله دو قطبی، چهار قطبی، هشت قطبی و ... جایگزین می‌شود. برای ذرات میکرونی ابعاد ذرات از ابعاد الکترودها بسیار کوچکتر است. به این معنا که مقیاس طولی میدان الکتریکی غیریکنواخت تحمیل شده در مقایسه با ابعاد ذرات بسیار بزرگتر است. بنابراین میدان الکتریکی اطراف ذره را می‌توان یکنواخت در نظر گرفت. میدان الکتریکی یکنواخت باعث قطبش یکنواخت در اطراف ذره می‌شود. می‌توان ذره قطبیده شده را به عنوان تجمع بار نقطه‌ای مثبت و منفی یا دو قطبی در نظر گرفت. بنابراین در این روش یک ذره با دو قطبی مناسب جایگزین می‌شود. که می‌تواند توزیع پتانسیل مشابهی در اطراف ذره ایجاد کند. پتانسیل القایی ایجاد شده توسط ذره قطبیده شده اصلی، گشتاور دو قطبی القایی p است. در روش دو قطبی نقطه‌ای، نیروی دی‌الکتروفارسیس برای پتانسیل الکتریکی متناوب و مستقیم اعمال شده یکسان است. نیروی دی‌الکتروفارسیس را برای پتانسیل الکتریکی مستقیم به دست می‌آوریم. همانطور که در شکل ۳-۳ نشان داده شده است از دو بار مساوی و مخالف هم $+q$ و $-q$ تشکیل شدند که فاصله‌ی بین آن‌ها به اندازه‌ی d می‌باشد. اگر میدان الکتریکی اعمال شده غیریکنواخت باشد دو بار $+q$ و $-q$ مقادیر مختلفی از میدان $\vec{E}(\vec{x})$ و $\vec{E}(\vec{x} + \vec{d})$ را تجربه می‌کنند. بنابراین نیروی خالص تجربه شده توسط یک ذره که با دو قطبی نقطه‌ای نشان داده می‌شود، می‌تواند به صورت معادله (۳-۹) بیان شود:

¹ Body force

$$\vec{F}_{DEP} = q\vec{E}(\vec{x} + \vec{d}) - q\vec{E}(\vec{x})$$

(۹-۳)

که $\vec{x}$ بردار مکان از $+q$ می باشد.



شکل ۳-۳ نمایش نیرو در روش دو قطبی نقطه‌ای [21].

با فرض اینکه فاصله‌ی بین دوبار در مقایسه با بعد مشخصه میدان الکتریکی غیر یکنواخت کوچک‌تر

است، $\vec{E}(\vec{x} + \vec{d})$ را می‌توان با بسط تیلور گسترش داد.

$$\vec{E}(\vec{x} + \vec{d}) = \vec{E}(\vec{x}) + \vec{d} \cdot \nabla \vec{E}(\vec{x}) + \frac{\vec{d}^2 \cdot \nabla^2 \vec{E}(\vec{x})}{2!} + \dots + \frac{\vec{d}^n \cdot \nabla^n \vec{E}(\vec{x})}{n!}$$

(۱۰-۳)

با استفاده از دو معادله ی (۹-۳) و (۱۰-۳) نیروی دی‌الکتریک را می‌توان به صورت زیر بیان کرد:

$$\vec{F}_{DEP} = q\vec{d} \cdot \nabla \vec{E}(\vec{x}) + q \frac{\vec{d}^2 \cdot \nabla^2 \vec{E}(\vec{x})}{2!} + \dots + q \frac{\vec{d}^n \cdot \nabla^n \vec{E}(\vec{x})}{n!}$$

(۱۱-۳)

با صرف نظر کردن از ترم‌های مراتب بالاتر و تعریف p به عنوان گشتاور دو قطبی موثر، که $\vec{p} = q\vec{d}$ نیروی دی‌الکتروفارسیس، به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\vec{F}_{DEP} = \vec{p} \cdot \nabla \vec{E}(\vec{x}) \quad (۱۲-۳)$$

برای یک ذره‌ی کروی، گشتاور دو قطبی موثر به صورت زیر بیان می‌شود:

$$\vec{p} = 4\pi\epsilon_f R^3 \left(\frac{\epsilon_p - \epsilon_f}{\epsilon_p + 2\epsilon_f} \right) \vec{E} \quad (۱۳-۳)$$

که R شعاع ذره‌ی کروی است. بنابراین نیروی دی‌الکتروفارسیس با استفاده از گشتاور دو قطبی موثر به دست می‌آید:

$$\vec{F}_{DEP} = 2\pi\epsilon_f R^3 f_{CM} \nabla(\vec{E} \cdot \vec{E}) \quad (۱۴-۳)$$

که f_{CM} ضریب کلازیوس ماسیتی می‌باشد که به صورت معادله (۱۱-۳) به دست می‌آید.

$$f_{CM} = \frac{\epsilon_p - \epsilon_f}{\epsilon_p + 2\epsilon_f} \quad (۱۵-۳)$$

که ضریب کلازیوس ماسیتی نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت و یا منفی را تعریف می‌کند.

که اگر مقدار حقیقی ضریب کلازیوس ماسیتی مثبت باشد ذرات به سمت میدان قوی تر هدایت می‌شود، چنین حالتی به عنوان دی‌الکتروفارسیس مثبت شناخته می‌شود. و اگر مقدار حقیقی ضریب کلازیوس ماسیتی منفی باشد ذرات از میدان الکتریکی قوی تر دفع می‌شود که به عنوان دی‌الکتروفارسیس منفی معرفی می‌شود.

برای پتانسیل الکتریکی متناوب به کار برده شده می‌توان متوسط زمانی دی‌الکتروفارسیس را به صورت زیر بیان کرد:

$$\langle \vec{F}_{DEP} \rangle = \pi \varepsilon_f R^3 \text{Re}(\tilde{f}_{CM}) \nabla(\vec{E}_0 \cdot \vec{E}_0) \quad (۱۶-۳)$$

که $\vec{E}_0$ به رابطه $\tilde{\vec{E}} = \text{Re}(\vec{E}_0 e^{j\omega t})$ که $\tilde{\vec{E}}$ مرتبط می‌باشد.

۲-۱-۳ فرمول تانسور تنش ماکسول (MST)

نیروی دی‌الکتروفارسیس وارد بر ذره، با انتگرال‌گیری تانسور تنش ماکسول بر روی سطح ذره به دست می‌آید [24].

$$F_{DEP} = \oint (T_M \cdot \vec{n}) d\Gamma \quad (۳)$$

Γ سطح محصور شده اطراف ذره می‌باشد. $\vec{n}$ بردار نرمال سطح می‌باشد و T_M به میدان الکتریکی به‌کاربرده شده و ثابت دی‌الکتریک سیال بستگی دارد و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$T_M = \left(\tilde{\vec{E}} \tilde{\vec{E}} - \frac{1}{2} (\tilde{\vec{E}} \cdot \tilde{\vec{E}}) \vec{I} \right) \quad (۱۷-۳)$$

که $\vec{I}$ تانسور یکه می‌باشد. برای یک میدان الکتریکی متناوب، میدان به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\vec{E} = \text{Re}(\vec{E}_0 e^{j\omega t}) = \frac{1}{2} (\tilde{\vec{E}} + \tilde{\vec{E}}^*) \quad (۱۸-۳)$$

که $\vec{E}^*$ مزدوج مختلط $\vec{E}$ می باشد و می توان رابطه ی (۳-۱۸) را باز نویسی کرد:

$$T_M = \frac{1}{2} Re(\tilde{\epsilon}_f) \left((\vec{E}\vec{E}^* + \vec{E}^*\vec{E}) - |\vec{E}|^2 I \right) + \frac{1}{2} Re(\tilde{\epsilon}_f) \\ \times \left((\vec{E}\vec{E} + \vec{E}^*\vec{E}^*) - \frac{1}{2} (\vec{E}\vec{E} + \vec{E}^*\vec{E}^*) I \right) \quad (۳-۱۹)$$

بخش دوم معادله مولفه زمانی است که با میانگین زمانی به صفر می رسد. بنابراین معادله نیروی

دی الکترواستاتیسی به صورت زیر بیان می شود:

$$\langle T_M \rangle = \frac{1}{2} \int_0^T T_M dt = \frac{Re(\tilde{\epsilon}_f)}{4} (\vec{E}\vec{E}^* + \vec{E}^*\vec{E} - |\vec{E}|^2 I) \quad (۳-۲۰)$$

که مقدار $T = \frac{\omega}{2\pi}$ می باشد.

$$\vec{F}_{DEP} = \int \langle T_M \rangle \cdot \vec{n} d\Gamma = \int \left(\frac{Re(\tilde{\epsilon}_f)}{4} (\vec{E}\vec{E}^* + \vec{E}^*\vec{E} - |\vec{E}|^2 I) \right) \cdot \vec{n} d\Gamma \quad (۳-۲۱)$$

برای میدان الکتریکی مستقیم، ترم فرکانسی وجود نخواهد داشت و نیروی دی الکترواستاتیسی به

صورت زیر بازنویسی می شود:

$$\vec{F}_{DEP} = \int \left(\epsilon_f \left(\vec{E}\vec{E} - \frac{1}{2} (\vec{E} \cdot \vec{E}) I \right) \right) \cdot \vec{n} d\Gamma \quad (۳-۲۲)$$

در روش تانسور تنش ماکسول، توزیع میدان الکتریکی را می توان با استفاده از یک روش عددی بر

روی سطح ذرات تعیین کرد و توزیع تنش روی ذرات با استفاده از معادله (۳-۱۹) محاسبه شده، سپس

نیروی دی‌الکترواستاتیک را می‌توان با انتگرال $\underline{T} \cdot \underline{n}$ بر روی سطح ذره بدست آورد. نیروی دی‌الکترواستاتیک بر روی یک ذره کروی می‌تواند به صورت معادله (۳-۲۳) تنظیم شود:

$$F_{DEP} = 2\pi\epsilon_m f_{CM} R^3 \nabla(E \cdot E) = 2\pi\epsilon_m f_{CM} R^3 \nabla|E|^2 \quad (۳-۲۳)$$

که E میدان الکتریکی، ϵ_m ثابت دی‌الکتریک محیط و R شعاع ذره می‌باشد. f_{CM} ضریب کلازیوس ماسیتی می‌باشد که با رابطه‌ی (۳-۲۴) محاسبه می‌شود.

$$f_{CM} = \frac{\epsilon_p - \epsilon_m}{\epsilon_p + 2\epsilon_m} \quad (۳-۲۴)$$

که در رابطه‌ی (۳-۲۴) ϵ ثابت دی‌الکتریک و زیرنویس‌های p و m به ترتیب برای ذره و محیط می‌باشد. زمانی که ثابت دی‌الکتریک ذره از محیط بیشتر باشد ضریب کلازیوس مثبت شده و اگر ثابت دی‌الکتریک ذره از محیط کمتر باشد ضریب منفی می‌شود. که با حد‌گیری از رابطه‌ی فوق، زمانی که $\epsilon_m \rightarrow \infty$ ضریب کلازیوس ماسیتی $\frac{1}{2}$ می‌شود و اگر $\epsilon_p \rightarrow \infty$ ضریب کلازیوس ماسیتی ۱ می‌شود. که این موضوع نشان می‌دهد محدوده‌ی ضریب کلازیوس بین $\frac{1}{2}$ و ۱ می‌باشد.

برای هدایت ذرات و سلول‌ها با استفاده از نیروی دی‌الکترواستاتیک، مقدار این نیرو باید به اندازه کافی بزرگ باشد تا بتواند بر سایر نیروهای مانند نیروی درگ، نیروهای گرمایی الکتریکی، نیروی شناوری، نیروی الکترواستاتی متناوب و حرکت براونی تسلط یابد.

۳-۲ نیروی دی‌الکترواستاتیک در یک میدان الکتریکی AC

در مورد یک میدان متناوب با یک فرکانس منفرد، متغیرهای وابسته به زمان در سیستم را می‌توان با استفاده از نماد گذاری فازور نشان داد.

$$E(x,t) = Re[\hat{E}(x)e^{j\omega t}]$$

(۲۵-۳)

که E فازور میدان الکتریکی است $\hat{E} = (-\nabla\hat{\phi})$ و در میدان الکتریکی متناوب ثابت دی الکتریک درضرب کلازیوس ماسیتی با یک رابطه پیچیده تری جایگزین می شود.

$$\tilde{p} = 4\pi\epsilon_m f_{CM} R^3 E$$

(۲۶-۳)

$$f_{CM}(\tilde{\epsilon}_p, \tilde{\epsilon}_m) = \frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_p + 2\tilde{\epsilon}_m}$$

(۲۷-۳)

که $\tilde{\epsilon}$ ثابت دی الکتریک مختلط می باشد که به صورت معادله (۲۸-۳) بیان می شود:

$$\tilde{\epsilon} = \epsilon - j\left(\frac{\sigma}{\omega}\right)$$

(۲۸-۳)

با استفاده از نمادگذاری فازی، نیروی دی الکتروفارسیس به طور متوسط در یک ذره کروی در یک میدان متناوب می تواند به صورت معادله (۲۹-۳) بیان شود:

$$\langle F_{DEP}(t) \rangle = 2\pi\epsilon_m Re[f_{CM}] R^3 \nabla E_{rms}^2$$

(۲۹-۳)

که E_{rms} میدان الکتریکی متناوب به کار برده شده است. با بررسی این معادله بعضی از ویژگی های مهم پدیده دی الکتروفارسیس بیان می شود:

۱. نیروی دی الکتروفارسیس به دلیل وابستگی به قدرت میدان الکتریکی E^2 یک پدیده غیرخطی است.

۲. نیروی دی‌الکتروفارسیس فقط زمانی وجود دارد که میدان الکتریکی غیر یکنواخت باشد.

۳. نیروی دی‌الکتروفارسیس متناسب با حجم ذرات است (DEP توانایی هدایت ذرات متناسب با اندازه آنها دارد).

۴. نیروی دی‌الکتروفارسیس متناسب با خصوصیات الکتریکی ذره و محیط (میزان رسانایی ذره و محیط) و فرکانس میدان است (نیروی دی‌الکتروفارسیس توانایی هدایت ذرات توسط خصوصیات الکتریکی آنها را دارد).

معادله کلازیوس ماسیتی را می‌توان به صورت معادله ((۳۰-۳)) نوشت:

$$f_{CM}(\varepsilon_p, \sigma_p, \varepsilon_m, \sigma_m, \omega) = \frac{(\varepsilon_p - \varepsilon_m) + \frac{j(\sigma_p - \sigma_m)}{\omega}}{(\varepsilon_p + 2\varepsilon_m) + \frac{j(\sigma_p + 2\sigma_m)}{\omega}} \quad (30-3)$$

از معادله ((۳۰-۳)) نتیجه می‌شود ضریب کلازیوس ماسیتی در فرکانس‌های پایین، تابع رسانایی الکتریکی ذره و محیط است و در فرکانس‌های بالا، تابع ثابت دی‌الکتریک ذره و محیط می‌باشد.

برای میدان الکتریکی مستقیم، ضریب کلازیوس ماسیتی تنها به رسانایی الکتریکی ذره و محیط وابسته می‌باشد.

$$f_{CM}(\sigma_p, \sigma_m) = \frac{\sigma_p - \sigma_m}{\sigma_p + 2\sigma_m} \quad (31-3)$$

در مورد سلول‌های زنده، سهم اصلی ضریب کلازیوس ماسیتی از غشای سلول است. در میدان الکتریکی مستقیم، میدان الکتریکی در میان غشای سلول کاهش می‌یابد و سلول‌های زنده مانند ذرات رسانا ضعیف رفتار می‌کنند که منجر به ضریب کلازیوس ماسیتی منفی می‌شود. بنابراین حرکت دی‌الکتروفارسیس

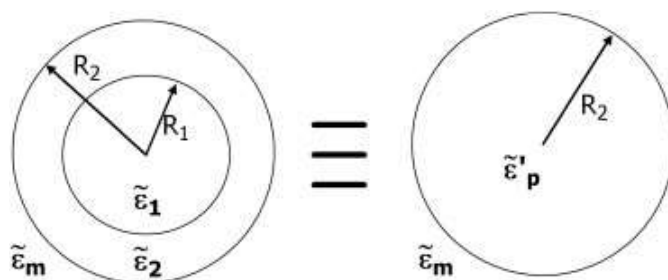
سلول ها تحت میدان مستقیم می تواند توسط دی الکتروفارسیس منفی به خوبی مدل شود.

۳-۳ نیروی دی الکتروفارسیس بر ذرات بیولوژیکی

دی الکتروفارسیس همچنین برای هدایت ذرات بیولوژیکی [20] مانند باکتری ها، ویروس ها، هاگ ها، مخمر، انواع سلول های یوکاریوتی^۱ پروتئین ها، اسیدهای نوکلئیک و سایر مولکول های زیستی استفاده شده است. برای محاسبه نیروی دی الکتروفارسیس نیاز به تغییراتی در ضریب کلازیوس ماسیتی می باشد که از رابطه ی زیر بدست می آید:

$$f_{CM}(\tilde{\epsilon}_p, \tilde{\epsilon}_m) = \frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_p + 2\tilde{\epsilon}_m} \quad (32-3)$$

$$\tilde{\epsilon}_p(\tilde{\epsilon}_1, \tilde{\epsilon}_2) = \tilde{\epsilon}_1 \left[\frac{\left(\frac{R_1}{R_2}\right)^3 + 2\left(\frac{\tilde{\epsilon}_2 - \tilde{\epsilon}_1}{\tilde{\epsilon}_2 + 2\tilde{\epsilon}_1}\right)}{\left(\frac{R_1}{R_2}\right)^3 - \left(\frac{\tilde{\epsilon}_2 - \tilde{\epsilon}_1}{\tilde{\epsilon}_2 + 2\tilde{\epsilon}_1}\right)} \right] \quad (33-3)$$



شکل ۳-۴ نمایش ذره ای با غشاهای متفاوت [20].

از آنجا که مسیر حرکت ذرات در نتیجه ی تعامل ذرات با میدان است، لازم است متغیرهای میدان مربوطه تعیین شوند. برای کاربردهای دی الکتروفارسیس در میکروسیالات، میدان پتانسیل الکتریکی، میدان جریان و

¹ Eukaryotes

دما (در صورت وجود گرادیان‌های قابل توجه دما) باید در نظر گرفته شود.

معادله‌ی حاکم برای پتانسیل الکتریکی برای دستگاه‌های میکروفلوئیدیک معادله لاپلاس به صورت
(۳۴-۳) می‌باشد:

$$\nabla \cdot [(\sigma + i\omega\epsilon)\nabla\phi] = 0$$

(۳۴-۳)

انتقال گرمای حاصل از انتقال بارها به واسطه‌ی انتقال گرمای طبیعی کم در کاربردهای میکروفلوئیدیک قابل صرف نظر کردن است. اگر گوناگونی در ثابت دی‌الکتریک و رسانایی الکتریکی وجود نداشته باشد معادله لاپلاس به فرم (۳۵-۳) در می‌آید:

$$\nabla\phi^2 = 0$$

(۳۵-۳)

$$\vec{E} = -\nabla\phi$$

(۳۶-۳)

معادله حاکم برای میدان جریان، معادله تراکم ناپذیر ناویر استوکس همراه با معادله پیوستگی می‌باشد:

$$\nabla \cdot u = 0$$

(۳۷-۳)

$$\rho(u \cdot \nabla)u = -\nabla P + \mu\nabla^2 u + (\rho - \rho_0)g$$

(۳۸-۳)

که ρ و μ چگالی و ویسکوزیته سیال است. ρ_0 چگالی سیال در دمای اتاق است. شرایط مرزی برای معادله جریان می‌تواند فشار از پیش تعیین شده در ورودی و خروجی باشد که فشار را در خروجی صفر تعیین کرد یا سرعت یکنواخت ورودی متناسب با دبی حجمی سیال دانست. در دیواره‌ها و الکترودها،

سرعت صفر خواهد بود. روش معمول برای دی‌الکتروفارسیس متناوب استفاده از الکترودهای داخلی می‌باشد. در این حالت شرط عدم لغزش برای هر مرز تعیین می‌شود. ترم دوم معادله (۳-۳۸) ترم اینرسی می‌باشد. برای جریان در کانال در مقیاس میکرو، عدد رینولز $Re = \frac{\rho u l}{\mu}$ یک عدد بی بعد است، که نسبت نیروی اینرسی به نیروی ویسکوز می‌باشد، که از مرتبه 10^{-5} مقدار کوچکی است. بنابراین ترم اینرسی قابل صرفه نظر کردن می‌باشد. اگر گرادیان دمایی قابل توجهی در داخل دستگاه وجود داشته باشد برای به‌دست آوردن میدان دما نیز باید معادله انرژی حل شود. اگر تغییرات دمایی در سیستم قابل توجه باشد تمامی معادلات به صورت کوپل حل می‌شوند چرا که ترم فیزیکی مثل $\epsilon\sigma, \rho, \mu, C_p$ و K به دما وابسته هستند. نیروی درگ نتیجه‌ی برهم کنش ذره با میدان جریان است. بر روی ذره‌ی کروی به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$F_d = 6\pi\mu R(u - u_p)$$

(۳-۳۹)

که R شعاع ذره و u سرعت سیال و u_p سرعت ذره و μ گرانروی سیال می‌باشد.

با استفاده از قانون دوم نیوتن، معادله حرکت ذرات در حضور نیروی دی‌الکتروفارسیس و نیروی درگ

به صورت معادله (۳-۴۰)

$$\vec{x}_p(t) = x_0 + \int_0^t \vec{u}_p(\tau) d\tau$$

$$m_p \frac{d\vec{u}_p}{dt} = \vec{F}_d + \vec{F}_{DEP}$$

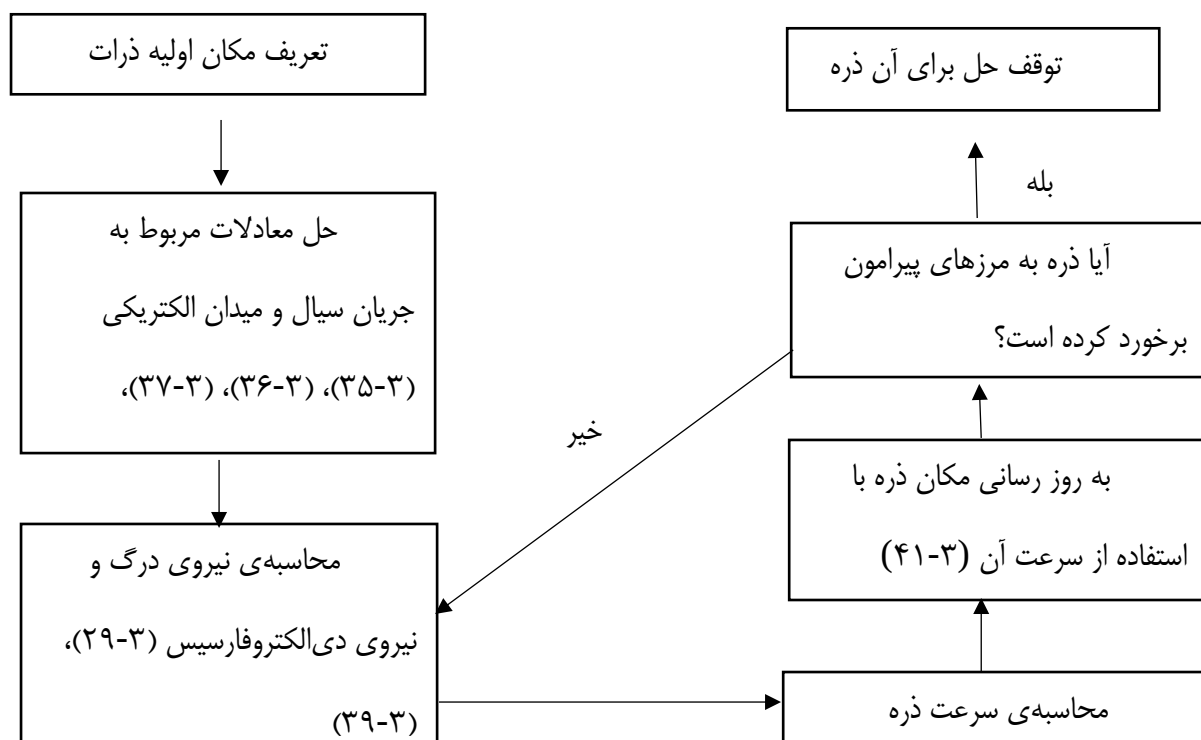
(۳-۴۰)

$$\vec{x}_p(t) = x_0 + \int_0^t \vec{u}_p(\tau) d\tau$$

(۴۱-۳)

که m_p جرم ذره $\vec{F}_d$ و $\vec{F}_{DEP}$ نیروهای درگ و دی‌الکتروفارسیس وارد بر ذره می‌باشد.

همانطور که توضیح داده شد، برای بدست آوردن نیروی دی‌الکتروفارسیس ایجاد شده در میدان الکتریکی به دو روش انجام می‌شود. روش ماکسول و روش دو قطبی نقطه‌ای، در روش ماکسول دقت حل بالا در عین حال دارای تعداد معادلات زیاد و پیچیده‌ای است که نیازمند مدل‌سازی ذره هم می‌باشد. روش دو قطبی نقطه‌ای روش ساده‌تری است که از مدل‌سازی ذره و اثرات آن بر میدان سیال و میدان الکتریکی صرف نظر شده است و به صورت کوپل یک طرفه (اثرات میدان الکتریکی و میدان جریان بر ذره) حل می‌شود.



۴ فصل چهارم: معرفی موضوع مورد تحقیق

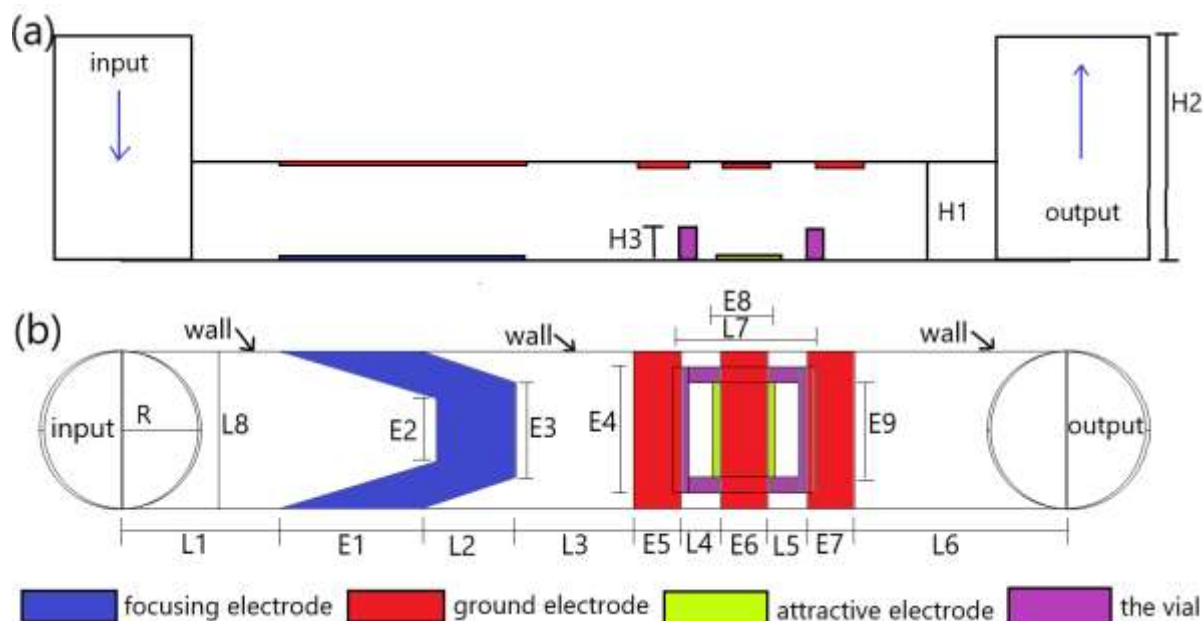
۱-۴ تعریف مساله

در چند دهه‌ی اخیر با پیشرفت‌هایی که در تکنولوژی نیروی دی‌الکتروفارسیس به وجود آمد، مطالعات بسیاری در این زمینه انجام شده است. نیروی دی‌الکتروفارسیس در حوزه‌های مختلفی از جمله بایوسنسورها، سلول درمانی، اکتشاف دارو، تشخیص‌های پزشکی، میکروفلوئیدیک و پالایش جریان سیال از ذرات کاربرد دارد. نیروی دی‌الکتروفارسیس قادر به هدایت و جدایش سلول‌ها است از این رو اهمیت فراوانی در تحقیقات سلولی دارد. نیروی دی‌الکتروفارسیس اعمال شده بر ذرات به عوامل بسیاری از جمله: خواص الکتریکی (ثابت دی‌الکتریک، هدایت الکتریکی) ذرات و سیال، هندسه دستگاه، ولتاژ و فرکانس وابسته است. در این فصل، ابتدا هندسه‌ی مساله تعریف می‌شود. تمام پارامترهای دخیل مانند: ولتاژ، فرکانس و سرعت ورودی که پارامترهای قابل تغییر هستند به صورت سه بعدی تحلیل می‌شوند. نتایج عددی مانند نیرو، میدان الکتریکی و ضریب کلازیوس ماسیتی استخراج شده و مورد ارزیابی قرار می‌گیرند.

دبی جریان در ورودی کانال ثابت می‌باشد. عدد رینولز برای چنین دستگاهی مقدار کوچکی دارد و جریان سیال آرام است. در خروجی به دلیل آنکه پورت خروجی مستقیماً با اتمسفر در تماس است فشار ثابتی اعمال می‌شود. شرط عدم لغزش در دیواره‌ها رعایت شده است.

باتوجه به شکل ۴-۱ طول کانال اصلی ۱۲۲۳۴ میکرومتر و ارتفاع کانال $H_1 = 110$ میکرومتر

می‌باشد.



شکل ۴-۱ نمایش اندازه‌ی هندسه‌ی مورد مطالعه (a) نمای جانبی (b) از نمای بالای میکروچیپ

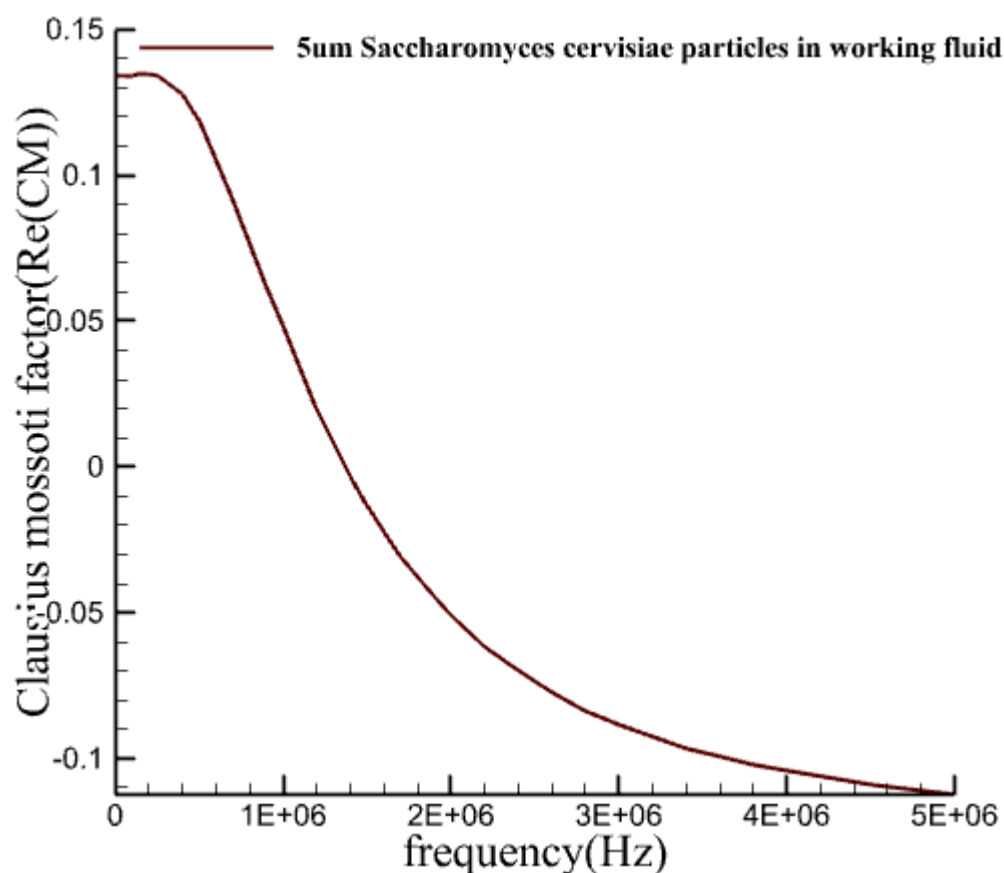
پورت ورودی و خروجی دارای ارتفاع H_2 به میزان ۳۰۰ میکرومتر و شعاع R ۵۰۰ میکرومتر می‌باشد. پورت‌های ورودی و خروجی به کانال اصلی متصل هستند. پله‌های محفظه‌ی درون کانال، دارای ارتفاع H_3 به اندازه‌ی ۵۰ میکرومتر می‌باشند. L_1 فاصله‌ی مرکز پورت ورودی از ابتدای الکتروود متمرکزکننده به اندازه‌ی ۳۰۰ میکرومتر است. الکتروود آبی رنگ در (شکل ۴-۱) الکتروود متمرکزکننده می‌باشد. دارای اندازه‌ی طولی ۱۰۵۰ میکرومتر و از دو قسمت E_1 و L_2 به ترتیب در اندازه‌های ۷۰۰ و ۳۵۰ میکرومتر است. هندسه‌ی الکتروود متمرکزکننده با هدف خاصی طراحی شده‌است. ابتدای الکتروود، دارای شیبی به سمت داخل میکروکانال است. این شیب میدان الکتریکی را به گونه‌ای توزیع می‌کند که ذرات از دیواره‌های جانبی میکروکانال فاصله گرفته و به مرکز میکروکانال هدایت می‌شوند. الکتروود متمرکزکننده هم بر روی سقف و هم بر روی کف به شکل هم اندازه و موازی قرار داده شدند. قرارگیری الکتروود متمرکزکننده در ابتدای کانال نتیجه‌ی دیگری هم به دنبال دارد. ذرات می‌توانند از سقف و کف کانال نیز فاصله بگیرند و بر روی یک خط متمرکز شوند. مقادیر E_2 و E_3 به ترتیب ۵۹۰ و ۷۸۵ میکرومتر می‌باشد. E_5 ، E_6 و E_7 الکتروودهای متصل به پایه زمین هستند، بر روی سقف میکروکانال در فاصله‌ی L_3 به اندازه‌ی ۸۰۰ میکرومتر از الکتروود متمرکزکننده قرار دارد. عرض این الکتروودها ۲۵۰ میکرومتر است و در فواصل مساوی به اندازه‌ی

۳۷۵ میکرومتر که در شکل ۴-۱ به صورت L_4 و L_5 نشان داده شده‌اند، از یکدیگر قرار دارند و عمق کانال را کامل پوشش می‌دهد. E_8 الکتروود جذب کننده به عرض ۵۰۰ میکرومتر می‌باشد. این الکتروود در داخل محفظه قرار گرفته است و ذرات را به سمت خود در داخل محفظه جذب می‌کند. محفظه‌ی طراحی شده به طول L_7 و عرض E_4 به ترتیب در اندازه‌ی ۱۱۰۰ و ۹۵۰ میکرومتر و به ضخامت ۱۵۰ میکرومتر می‌باشد. عمق میکروکانال L_8 به اندازه‌ی ۱۲۰۰ میکرومتر است. مرکز پورت خروجی در فاصله‌ی L_6 به میزان ۵۸۸۴ میکرومتر از الکتروود متصل به پایه زمین قرار دارد.

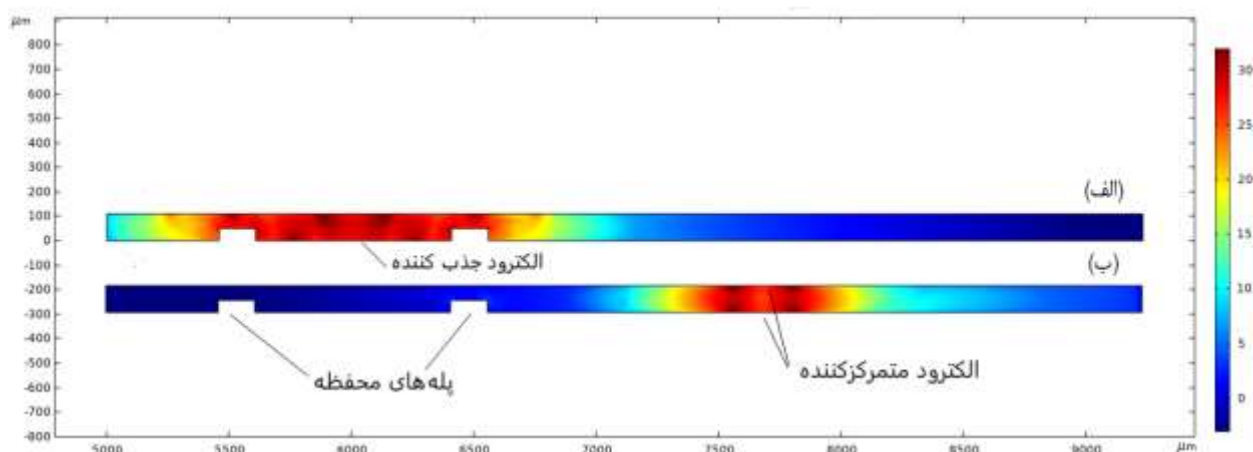
الکتروودهای موجود در کانال با هدف متمرکز کردن و جدایش ذرات قرار داده شدند. ولتاژ و فرکانس اعمالی به الکتروودها، برای ذرات با قطر و خواص الکتریکی (ثابت دی الکتریک و هدایت الکتریکی) متفاوت تغییر می‌کنند. ذراتی مانند: سلول‌های خونی (گلبول قرمز، گلبول سفید، پلاکت)، پلی‌استایرن و مخمر برای چنین سیستمی، برای رسیدن به هدف تعیین شده سازگار می‌باشند و به راحتی می‌توانند براساس خواص الکتریکی که دارند در ولتاژ و فرکانس مشخصی، به هدف جدایش و به دام انداخته شدن در محفظه برسند.

در این مطالعه، جدایش ذرات از یکدیگر و به دام انداختن آن‌ها در مکان مشخص، با تغییر پارامترهای دخیل در تعیین نیروی دی‌الکتروفارسیس مانند: ولتاژ، فرکانس و سرعت ورودی بررسی می‌شود. ثابت دی‌الکتریک، عددی بی بعد است که با نماد ϵ و هدایت الکتریکی، دارای نماد σ و واحد $\frac{S}{m}$ می‌باشد. فرکانس مستقیماً بر روی نیروی دی‌الکتروفارسیس اثر نمی‌گذارد. با تغییر فرکانس، ضریب کلازیوس ماسیتی که در تعریف نیروی دی‌الکتروفارسیس معادله ((۳-۲۳)) اشاره شد تغییر می‌کند. اگر مقدار ضریب کلازیوس ماسیتی با تغییر فرکانس، مثبت شود ذرات به سمت میدان قوی‌تر هدایت می‌شوند و اگر مقدار آن منفی شود، ذرات به سمت میدان ضعیف‌تر هدایت می‌شوند. در تحلیل عددی و تجربی، مخمر ساکارومایسس سرویزیه به عنوان ذرات نمونه در اندازه‌ی قطرهای ۵ تا ۸ میکرومتر مورد بررسی قرار گرفتند.

شکل ۴-۲ رابطه‌ی ضریب کلازیوس ماسیتی با فرکانس‌های مختلف را نمایش می‌دهد. که با استفاده از نرم افزار متلب رابطه‌ی این ضریب با فرکانس، رسم شده است.



شکل ۲-۴ نمودار ضریب کلازیوس ماسیتی برای ذره ی مخمر ساکارومایسس سرویزیه در فرکانس های مختلف همانطور که در شکل ۲-۴ مشخص است در فرکانس های پایین تر از $1/3$ مگاهرتز، مقدار کلازیوس ماسیتی مثبت می باشد. با ایجاد نیروی دی الکتروفارسیس مثبت، به واسطه ی الکتروودی که در این محدوده ی فرکانسی قرار دارد، ذرات مخمر به سمت میدان قوی تر جذب می شوند. در فرکانس های بالاتر از $1/3$ مگاهرتز، مقدار ضریب کلازیوس ماسیتی منفی شده و با ایجاد نیروی دی الکتروفارسیس منفی، ذرات مخمر از سمت میدان قوی تر دفع می شوند. و از دیواره های جانبی، سقف و کف میکروکانال دور شده و در یک خط متمرکز می شوند. ولتاژ، پارامتر کنترل کننده ی دیگر نیروی دی الکتروفارسیس است. با افزایش ولتاژ می توان میدان قوی تری را ایجاد کرد. همچنین با تغییر هندسه و چیدمان الکترودها که در نتیجه ی آن میدان تغییر می کند می توان اهداف مختلفی را مورد بررسی قرار داد.



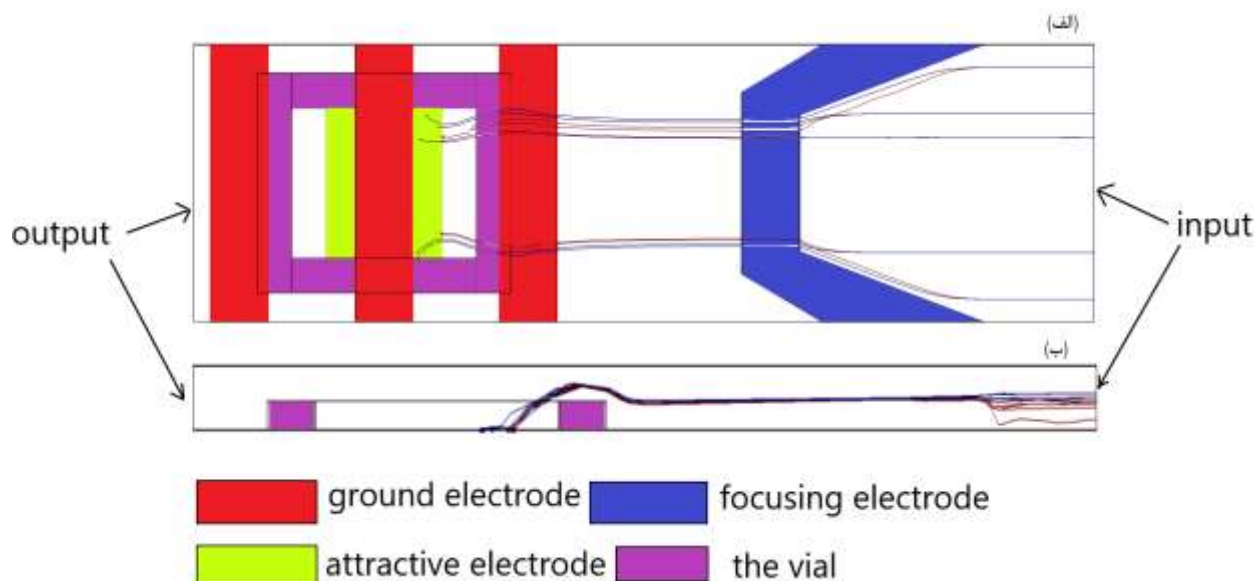
شکل ۳-۴ کانتر لگاریتم گرادیان مربع میدان الکتریکی بر روی الکترود های متمرکز کننده و جذب کننده را نشان می دهد. (الف) نمایش گرادیان مربع میدان الکتریکی بر روی الکترود جذب کننده بر روی کف، در داخل میکروکانال و الکترود های قرار گرفته در مقابل محفظه بر روی سقف را نشان می دهد. (ب) گرادیان مربع میدان الکتریکی در ناحیه الکترود متمرکز کننده را نمایش می دهد.

شکل ۳-۴ نمایش کانتر لگاریتم گرادیان مربع میدان الکتریکی می باشد. شکل (الف) گرادیان مربع میدان الکتریکی در نواحی الکترود متمرکز کننده در داخل محفظه را نشان می دهد. بعضی از نقاط به صورت قرمز پررنگ تری مشخص شدند. این نقاط گویای میدان قوی تر، نسبت به سایر نقاط است که ذرات به سمت این نقاط جذب می شوند. بعضی از نقاط در بالای پله های محفظه نیز دارای میدان قوی تری است. سرعت جریان سیال به علت کاهش سطح مقطع در بالای پله ها افزایش می یابد. در نتیجه ذرات، نسبت به نقاط داخل محفظه باید میدان قوی تری را حس کنند تا به این نقاط جذب شوند. قسمت (ب) لگاریتم گرادیان مربع میدان در اطراف الکترود متمرکز کننده در ابتدای کانال را نشان می دهد. نقاط پررنگ تر، میدان قوی تری دارد اما تفاوتی با قسمت (الف) دارد. به علت نیروی دی الکتروفارسیس منفی، ذرات از این نقاط دور می شوند.

در این مطالعه، به دام انداختن ذرات درون محفظه ای که در میکروکانال قرار داده شده است به صورت عددی و تجربی مورد ارزیابی قرار گرفته است. با استفاده از نرم افزار شبیه ساز کامسول^۱ تحلیل عددی به صورت دو بعدی و سه بعدی انجام شده است و به دام انداختن ذرات برای هندسه ی طراحی شده، با استفاده

^۱ COMSOL Multiphysics

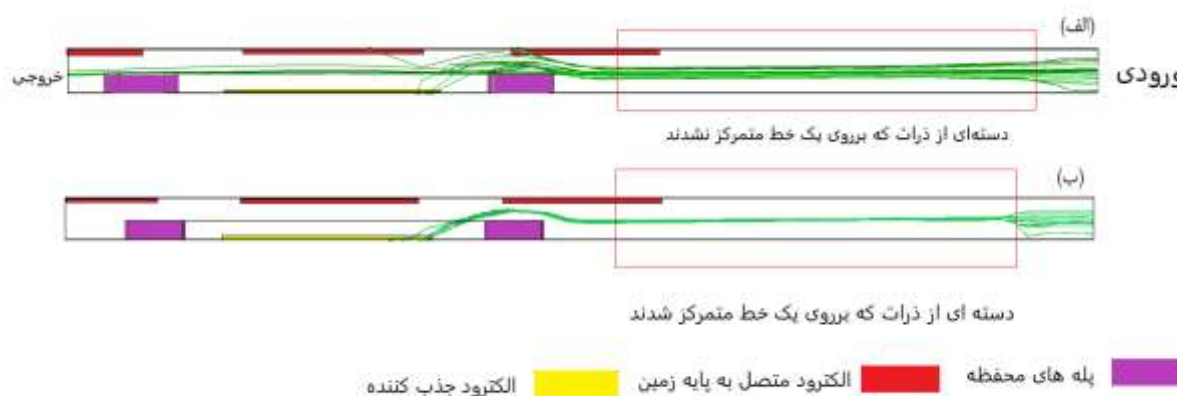
از پارامترهای دخیل مانند: سرعت، ولتاژ و فرکانس بررسی شده است.



شکل ۴-۴ تحلیل عددی به دام انداختن ذرات مخمر درون محفظه نشان داده شده است. خطوط قرمز رنگ ذرات مخمر (غیرفعال) ۸ میکرومتر و خطوط آبی رنگ، ذرات مخمر (غیرفعال) ۵ میکرومتر را نشان می دهد. این دو نوع ذره، همانطور که در قسمت (الف) که از نمای جانبی هندسه نشان داده شده است در قسمت الکتروود ابتدای کانال که دارای فرکانس ۲/۱ مگاهرتز و ولتاژ ۴۶ ولت در یک خط متمرکز شدند و با ولتاژ ۵۰ ولت و فرکانس ۱ کیلوهرتز برای الکتروود محفظه، درون محفظه تجمع یافتند. (ب) نمایش از نمای بالای میکروکانال را نشان می دهد.

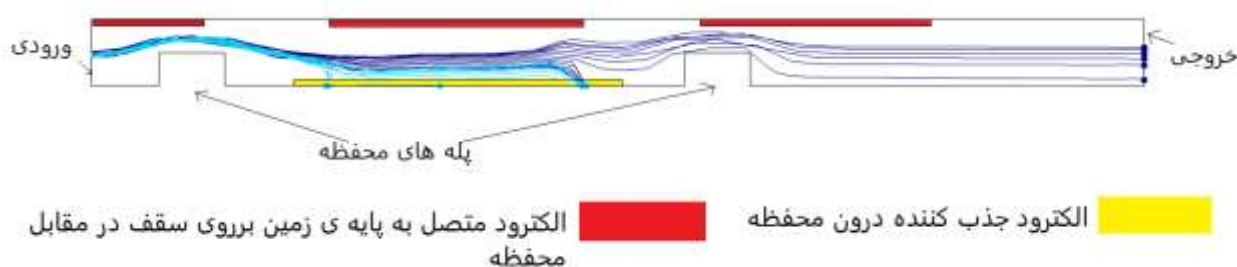
برای آن که ذرات بیش تری درون محفظه تجمع یابند، مقادیر متفاوتی برای سرعت، ولتاژ و فرکانس قرار داده شده است. ولتاژ الکتروود متمرکزکننده محدوده ای دارد. اگر از یک میزانی کمتر باشد توانایی متمرکز کردن ذرات را ندارد. به عنوان نمونه برای ذرات مخمر غیرفعال با قطر ۸ میکرومتر، اگر میزان ولتاژ الکتروود متمرکزکننده کمتر از ۲۸ ولت باشد. ذرات بر روی یک خط متمرکز نمی شوند. در شکل ۴-۵ (الف) قسمتی از خطوط جریان برای الکتروود متمرکزکننده با ولتاژ ۲۸ ولت نشان داده شده است برخلاف تصویر (ب) که در آن ولتاژ ۴۶ ولت برای الکتروود متمرکزکننده اعمال شده است و ذرات درون محفظه قرار گرفتند، به دام انداختن ذرات به خوبی انجام نشده است. همچنین اگر ولتاژ از محدوده ای نیز بیشتر شود به علت شدت گرادیان میدان، ذرات توانایی عبور از ناحیه ی متمرکزکننده را ندارند. برای ذرات مخمر با قطر ۸

میکرومتر، اگر ولتاژ بیشتر از ۶۴ ولت شود حرکت ذرات در ناحیه‌ی الکتروود متمرکزکننده با مشکل مواجه و نتایج قابل قبولی حاصل نمی‌گردد. پس از تحلیل‌های مختلف بر روی پارامترهای کنترل‌کننده، برای تولید نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت به الکتروود داخل محفظه ولتاژ ۵۰ ولت در فرکانس ۱ کیلوهرتز و برای تولید نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی، به الکتروود متمرکز کننده ولتاژ ۴۶ ولت در فرکانس ۲/۱ مگاهرتز اعمال شده‌است. سرعت جریان سیال در چنین حالتی $250 \frac{\mu m}{s}$ لحاظ شده‌است. مطابق با شکل ۴-۴ ذرات مخمر ساکارومایسس مرده (خواص الکتریکی آن در جدول ۵-۱ آمده است) در اندازه قطرهای ۵ میکرومتر (خطوط آبی) و ۸ میکرومتر (خطوط قرمز)، به خوبی تحت تاثیر میدان الکتریکی قرار گرفتند. به وجود آمدن نیروهای دی‌الکتروفارسیس مثبت و منفی، باعث تجمع ذرات در محفظه‌ی تعبیه شده در وسط کانال شده‌است. کلیه‌ی این مقادیر در حالتی برگزیده شده است که نه تنها در حالت عددی قابلیت شبیه‌سازی داشته باشد، بلکه در آزمایشگاه به صورت عملی نیز قابل اجرا باشد.



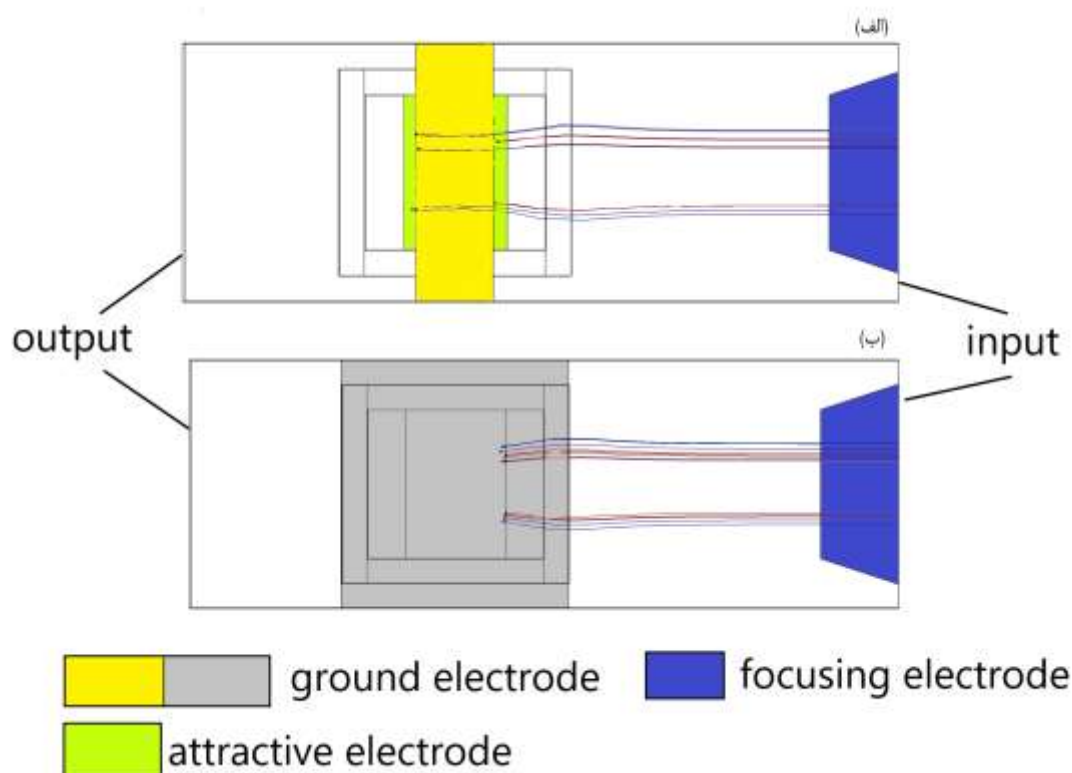
شکل ۴-۵ به دام انداختن ذرات مخمر غیرفعال شده با قطر ۸ میکرومتر را نشان می‌دهد. الکتروود داخل محفظه دارای ولتاژ ۶۸ ولت در فرکانس ۱ کیلوهرتز و الکتروود متمرکزکننده دارای ولتاژ ۲۸ ولت و فرکانس ۲/۱ مگاهرتز می‌باشد. (الف) با اعمال ولتاژ ۲۸ ولت بر روی الکتروود متمرکزکننده، نشان داده شده است که ذرات نمی‌توانند بر روی یک خط به خوبی متمرکز شوند، در نتیجه همه‌ی ذرات نمی‌توانند درون محفظه تجمع یابند (ب) با اعمال ۴۶ ولت به الکتروود متمرکزکننده، در این حالت ذرات به خوبی بر روی یک خط در مرکز کانال متمرکز شده و ذرات درون محفظه تجمع یافتند.

با افزایش میزان سرعت برای قرارگیری ذرات در محفظه، الکتروود جذب کننده به ولتاژ بیش‌تری احتیاج دارد. اثرگذاری افزایش سرعت بر به‌دام‌انداختن ذرات، در شکل ۴-۶ نشان داده شده‌است. سرعت از ۲۵۰ میکرومتر بر ثانیه به ۴۰۰ میکرومتر بر ثانیه افزایش یافته است. الکتروود متمرکزکننده، به منبع ولتاژ ۴۶ ولت در فرکانس ۲/۱ مگاهرتز و الکتروود جذب‌کننده داخل محفظه به منبع ولتاژ ۵۰ ولت در فرکانس ۱ کیلوهرتز متصل شده‌است. اکثر ذرات مخمر با قطر ۸ میکرومتر درون محفظه قرار می‌گیرند. اما ولتاژ محفظه قادر به جذب ذرات مخمر به قطر ۵ میکرومتر نیست. نیروی دی‌الکتروفارسیس متناسب با مکعب شعاع ذرات است، بنابراین نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت برای ذرات با قطر ۵ میکرومتر ضعیف‌تر عمل کند و اکثر ذرات به سمت خروجی رفته و از محفظه عبور می‌کنند. اگر بخواهیم ذرات بیشتری درون محفظه قرار بگیرند باید میزان ولتاژ محفظه بیشتر شود.



شکل ۴-۶ نمایش به دام انداختن ذرات مخمر ۵ و ۸ میکرومتری در سرعت ۴۰۰ میکرومتر بر ثانیه می‌باشد. ولتاژ الکتروود درون محفظه ۵۰ ولت دارای فرکانس ۱ کیلوهرتز و الکتروود متمرکزکننده دارای ولتاژ ۴۶ ولت و فرکانس ۲/۱ مگاهرتز می‌باشد.

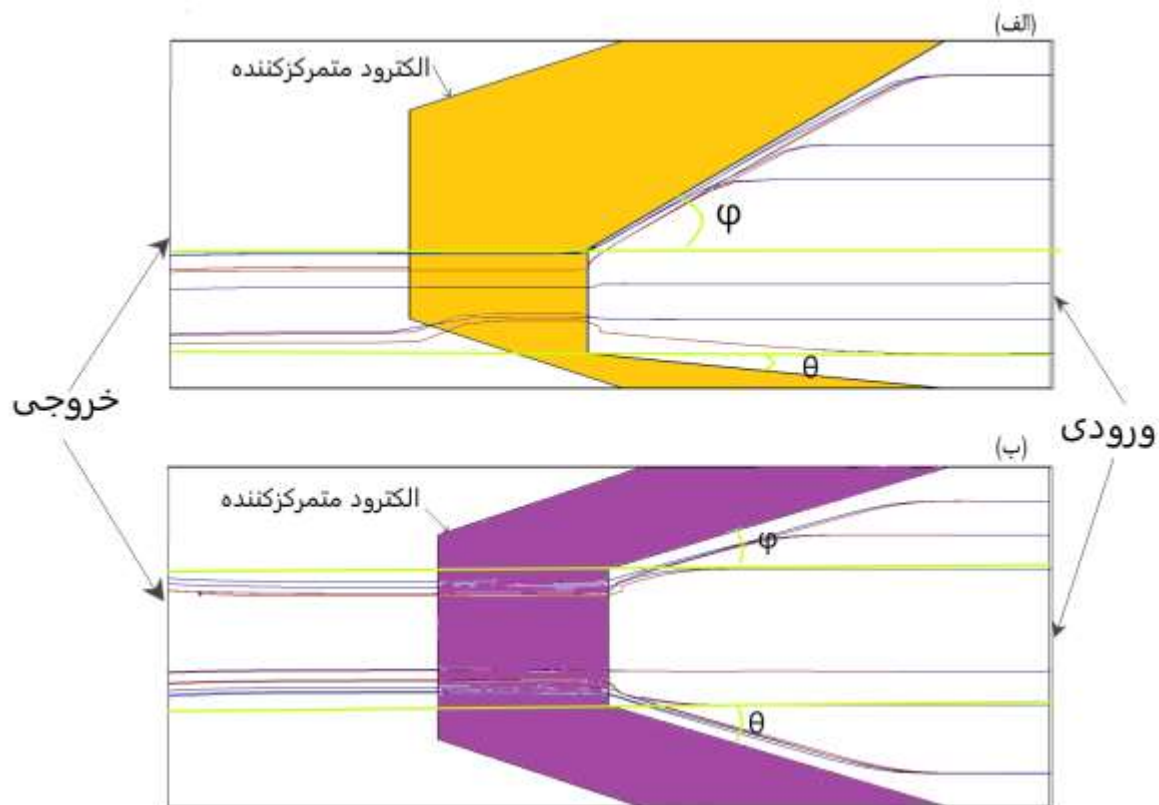
تغییر آرایش و تعداد الکتروودها، بر نتیجه‌ی به دام انداختن ذرات اثر می‌گذارد. در شکل ۴-۷ (الف) الکتروود متصل به پایه‌ی زمین، بر روی سقف در مقابل محفظه به صورت صفحه باریک‌تری در مقایسه با شکل (ب) نمایش داده شده‌است. هرچه الکتروود پهن‌تر باشد مانند شکل (ب) به وسیله‌ی میدان ایجاد شده، نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت بیشتری به ذرات وارد می‌شود و همه‌ی ذرات در لبه‌ی ابتدایی الکتروود داخل محفظه قرار می‌گیرند.



شکل ۴-۷ نمایش از نمای بالای آرایش هندسی الکترودها بر نتیجه‌ی به دام انداختن ذرات مخمر می‌باشد. در تصویر (الف) ولتاژ اعمال شده به الکتروود جذب کننده درون محفظه ۵۰ ولت در فرکانس ۱ کیلوهرتز می‌باشد (ب) الکتروود درون محفظه مجدداً در ولتاژ ۵۰ ولت و فرکانس ۱ کیلوهرتز تنظیم شده است. تفاوت این دو تصویر در اندازه‌ی عرض الکتروود متصل به پایه زمین بر روی سقف میکروکانال می‌باشد.

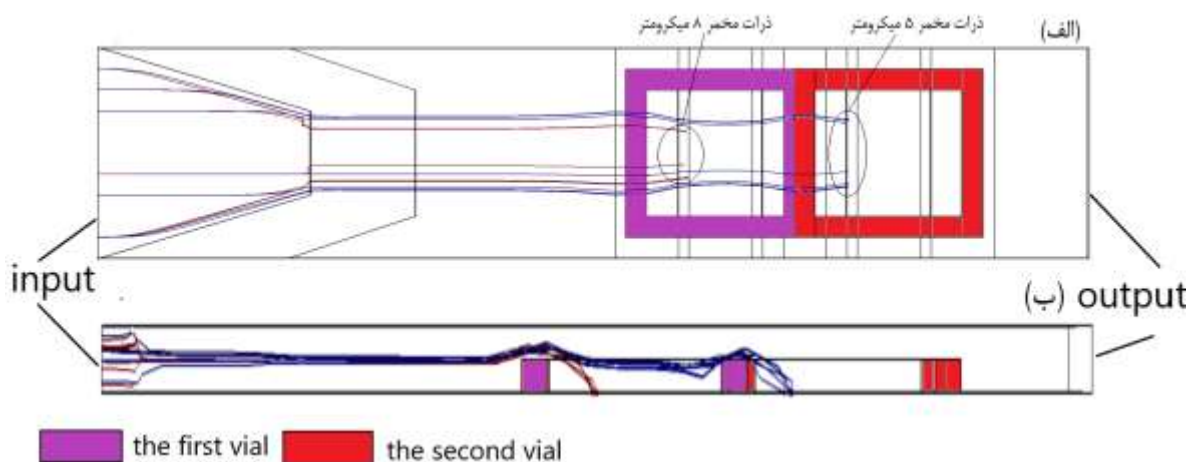
ذرات به واسطه‌ی الکتروود متمرکزکننده، از سمت جداره‌های کانال فاصله گرفته و به سمت مرکز کانال هدایت می‌شوند. الکترودهای متمرکزکننده در ابتدای کانال و با هندسه‌ای کاملاً مشابه به موازات هم بر روی سقف و کف قرار می‌گیرند. هنگامی که این الکترودهای متمرکزکننده به منبع تغذیه‌ی متناوب با ولتاژ ۴۶ ولت در فرکانس ۲/۱ مگاهرتز متصل می‌گردد، ضریب کلازیوس ماسیتی با ماهیت منفی شکل می‌گیرد و در نتیجه باعث اعمال نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی به ذرات شناور در سیال می‌شود که نتیجه‌ی این عمل، حرکت ذرات از سمت جداره‌ها (دارای میدان قوی‌تر) به سمت مرکز میکروکانال (دارای میدان ضعیف‌تر) می‌باشد. هندسه‌ی الکتروود متمرکزکننده، به صورت صفحه‌ی مسطح (دو بعدی) ۷ شکل گونه‌ای است که باله‌های آن تا حد مشخصی در امتداد طول کانال ادامه می‌یابند تا به فصل مشترک سقف و کف میکروکانال

با جداره‌های جانبی آن برسند. طراحی شکل الکتروود براین اساس باعث می‌شود در لبه‌های الکتروود، به علت تجمع بار، میدان الکتریکی قوی‌تری به وجود بیاید. ذرات در این نواحی تحت تاثیر بیشتر میدان قرار می‌گیرند و با اعمال نیروی دی‌الکتروفرسیس منفی، به سمت مرکز کانال هدایت می‌شوند. اگر میزان زاویه‌ی لبه‌ی باله‌های الکتروود متمرکزکننده نسبت به خط افق یعنی θ و ϕ را تغییر دهیم، مکان قرارگیری ذرات در عمق کانال جابه‌جا می‌شود. در تحلیل عددی میکروکانال مورد مطالعه، برای افزایش درصد به دام‌انداختن ذرات به درون محفظه، باید ذرات پس از عبور از ناحیه‌ی الکتروود متمرکزکننده از بالای محفظه عبور کنند تا بتوانند تحت تاثیر میدان الکتریکی الکتروود درون محفظه قرار بگیرند. این عمل به واسطه‌ی لبه‌ی باله‌های الکتروود متمرکزکننده، که دارای زاویه‌ی برابر از خط افق هستند، اتفاق می‌افتد و ذرات به صورت متقارن از دیواره‌های جانبی فاصله گرفته و به سمت مرکز کانال هدایت می‌شوند. هندسه‌ی لبه‌ی باله‌های الکتروود متمرکزکننده با زاویه‌ی برابر، بهینه‌ترین حالت را برای به دام‌انداختن ذرات در این مطالعه فراهم می‌کند. مانند شکل ۴-۸ (ب) که میزان زاویه‌ی θ و ϕ با یکدیگر برابر هستند و ذرات به صورت متقارن از جداره‌های جانبی فاصله گرفتند. اما با تغییر زاویه‌ی لبه‌ی باله‌های الکتروود متمرکزکننده می‌توان مکان ذرات را در سیستم‌های دیگر برای رسیدن به هدف خاصی تعیین کرد. مثلاً اگر در شکل ۴-۸ (الف) زاویه‌ی ϕ رسم شده از خط افق بیش‌تر از زاویه‌ی θ باشد، ذرات به دیواره‌ی جانبی پایینی نزدیک‌تر می‌شوند و بالعکس.



شکل ۴-۸ نمایش اثرگذاری تغییر هندسه‌ی الکتروود متمرکزکننده بر مکان ذرات در طول میکروکانال از نمای بالای میکروکانال می‌باشد. تمامی پارامترها مانند ولتاژ الکتروود متمرکزکننده، فرکانس و سرعت ورودی در هر دو شکل (الف) و (ب) یکسان آن است. آنچه که تغییر می‌کند زاویه‌ی لبه‌ی باله‌ها θ, φ از خط افق است. در تصویر (الف) زاویه‌ی لبه‌های الکتروود متمرکزکننده θ و φ از خط افق، مقادیر متفاوتی دارند زاویه‌ی φ از θ بزرگ‌تر می‌باشد در نتیجه ذرات به دیواره‌ی جانبی پایینی میکروکانال نزدیک تر هستند. در تصویر (ب) دو زاویه‌ی θ و φ با یکدیگر مساوی بوده در نتیجه ذرات به صورت متقارن از دیواره‌های جانبی میکروکانال قرار می‌گیرند.

جدایش و به‌دام‌انداختن ذرات، درون محفظه‌های مجزا با استفاده از فرکانس‌های مختلف، تحلیل دیگری در حوزه‌ی میکروفلوئیدیک است. جدایش ذرات به درون محفظه‌های مجزا، علاوه بر اختلاف در اندازه‌ی قطر آن‌ها می‌تواند براساس تفاوت در جنس ذرات صورت بگیرد. تفکیک سلول‌های خونی از یکدیگر می‌تواند با استفاده از این روش انجام شود. در حوزه‌ی پزشکی، پزشک معالج براساس علائم اولیه در بیماران سرطانی آزمایش‌هایی را تعیین می‌کند که به تغییر در تعداد و اندازه‌ی سلول‌ها اشاره می‌کند. اگر تعداد سلول‌های خونی از تعداد در حالت طبیعی سلول‌ها کمتر یا بیش‌تر باشد احتمال وجود بیماری در فرد داده می‌شود. بنابراین جدایش سلول‌ها از یکدیگر با استفاده از نیروی دی‌الکتروفورسیس، پیشرفت بزرگی را در علم پزشکی رقم می‌زند.



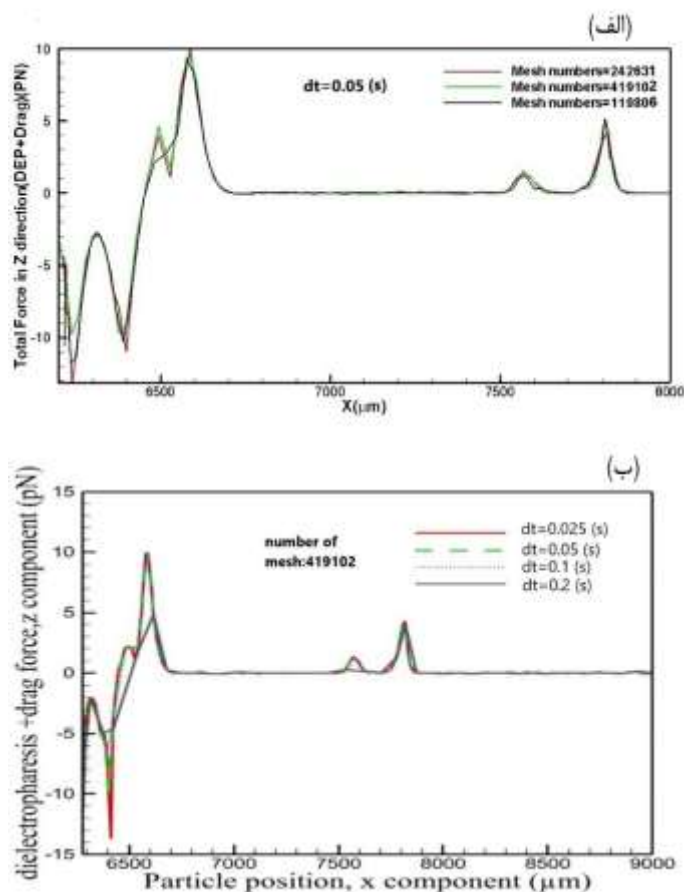
شکل ۴-۹ نمایش تحلیل عددی جدایش و به دام انداختن ذرات مخمر با قطرهای ۵ و ۸ میکرومتر درون محفظه‌های مجزا می‌باشد. (الف) از نمای بالای محفظه را نشان می‌دهد. ذرات مخمر با قطر ۸ میکرومتر در محفظه‌ی اول و ذرات مخمر با قطر ۵ میکرومتر، در محفظه‌ی دوم تجمع یافتند. (ب) نمای جانبی محفظه را نشان می‌دهد. الکتروود جذب کننده در محفظه‌ی اول درولتاژ ۲۰ ولت و فرکانس ۱ کیلوهرتز قرار داده شده‌است. الکتروود جذب کننده در محفظه‌ی دوم، دارای ولتاژ ۵۰ ولت و فرکانس ۱ کیلوهرتز می‌باشد. الکتروود متمرکزکننده ابتدای کانال، به منبع ولتاژ ۵۶ ولت در فرکانس ۲/۱ مگاهرتز متصل است.

در تحلیل عددی جدایش و به دام انداختن ذرات به درون محفظه‌های مجزا، از ذرات مخمر ساکارومایسس سرویزیه در قطرهای مختلف (۵ و ۸ میکرومتر) استفاده شده‌است. از هر نوع ذره به تعداد برابر در ورودی رها شده است. ذرات مخمر با قطر ۸ میکرومتر، که در شکل ۴-۹ با خطوط قرمز رنگ مشخص شدند، با تحت تاثیر قرار گرفتن از میدان الکتریکی اعمال شده بر الکتروود درون محفظه‌ی اول، در آن جا تجمع یافتند. این الکتروود به منبع ولتاژ ۲۰ ولت در فرکانس ۱ کیلوهرتز، متصل است. با ایجاد نیروی دی‌الکترواستاتیک مثبت، ذرات مخمر ۸ میکرومتری به سمت میدان قوی‌تر درون محفظه‌ی اول هدایت می‌شوند. نیروی دی‌الکترواستاتیک متناسب با مکعب شعاع ذرات است. بنابراین برای ذرات با قطر کوچک‌تر، نیروی کم‌تری تولید می‌شود و ذرات مخمر با قطر ۵ میکرومتر نمی‌توانند به سمت محفظه‌ی اول هدایت شوند. بنابراین از محفظه‌ی اول عبور می‌کنند. برای آن که ذرات با قطر ۵ میکرومتر به سمت محفظه‌ی دوم هدایت شوند، باید به الکتروود درون محفظه‌ی دوم ولتاژ بیشتری اعمال شود تا میدان قوی‌تری برای هدایت ذرات به درون محفظه شکل بگیرد. ذرات مخمر با قطر ۵ میکرومتر که در شکل ۴-۹ با خطوط آبی رنگ مشخص شدند، با تحت تاثیر قرار گرفتن از میدان تولید شده توسط الکتروود درون محفظه‌ی دوم، در آن جا

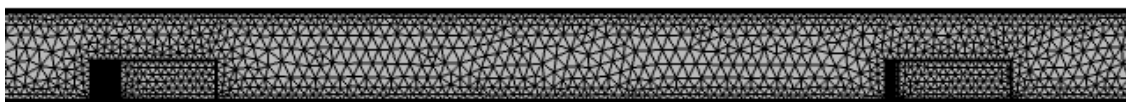
تجمع یافتند. این الکتروود به منبع ولتاژ ۵۰ ولت و فرکانس ۱ کیلوهرتز متصل است که نیروی دی‌الکتروفرسیس لازم برای جذب ذرات ۵ میکرومتری را فراهم می‌آورد. الکتروود متمرکزکننده در ابتدای کانال به منبع ولتاژ ۵۶ ولت و فرکانس ۲/۱ مگاهرتز متصل است تا بتواند نیروی دی‌الکتروفرسیس منفی برای متمرکز کردن همه‌ی ذرات را به‌وجود آورد. جریان سیال حاوی ۴۰ ذره‌ی مخمرمعلق در آن (با قطره‌های مختلف ۵ و ۸ میکرومتر) با سرعت $250 \frac{\mu m}{s}$ وارد میکروکانال شده‌است. ۲۰ ذره‌ی رها شده از مخمر ۸ میکرومتری در محفظه‌ی اول و ۲۰ ذره دیگر از مخمر ۵ میکرومتری در محفظه‌ی دوم قرار گرفتند. میزان عملکرد این میکروکانال به صورت ۱۰۰ درصدی است و تمام ذرات ورودی کاملاً از یکدیگر جدا شده و در دو محفظه‌ی مجزا قرار می‌گیرند.

۲-۴ تحلیل نیروی برآیند وارد بر ذره، با توجه به حساسیت شبکه و گام زمانی

برای بررسی اسقلال از شبکه‌ی محاسباتی و گام‌زمانی، برآیند نیروهای دی‌الکتروفرسیس و درگ، بر تک ذره‌ی مخمر (قطر ۸ میکرومتر)، در سه شبکه‌بندی مختلف و در چهار گام زمانی بررسی شده‌است. به علت گرادیان میدان الکتریکی در نزدیکی الکتروودها و گرادیان سرعت در اطراف دیواره‌ها، تعداد شبکه‌های ایجاد شده در این مناطق از سایر قسمت‌های میکروکانال بیشتر است. در شکل ۴-۱۱ برای شبکه‌بندی‌های مختلف (الف) گام زمانی ۰/۰۵ ثانیه ثابت و برای گام‌های زمانی مختلف (ب) به تعداد ۴۱۶۱۰۲ شبکه، در نظر گرفته شده‌است. مشاهده شده‌است برای تعداد بیشتر از ۲۴۲۶۲۱ شبکه، بر نتایج حل تغییرات زیادی به وجود نمی‌آید. هم‌چنین از گام‌های زمانی کوچکتر از ۰/۰۵ ثانیه نیز می‌توان صرف نظر کرد.



شکل ۴-۱۰ استقلال از شبکه‌ی محاسباتی و گام‌زمانی برای مخمر ساکارومایسس سرویزیه با قطر ۸ میکرومتر نشان داده شده‌است. برای شبکه و گام‌زمانی مختلف، ولتاژ و فرکانس محفظه ثابت (ولتاژ ۵۰ ولت و فرکانس ۱ کیلوهرتز)، ولتاژ و فرکانس الکترومترکزکننده نیز ثابت (ولتاژ ۴۶ ولت و فرکانس ۲٫۱ مگاهرتز) می‌باشد. (الف) برآیند نیروهای دی‌الکتروفارسیس و درگ در شبکه‌های محاسباتی مختلف (ب) برآیند نیروهای دی‌الکتروفارسیس و درگ در گام‌های زمانی مختلف

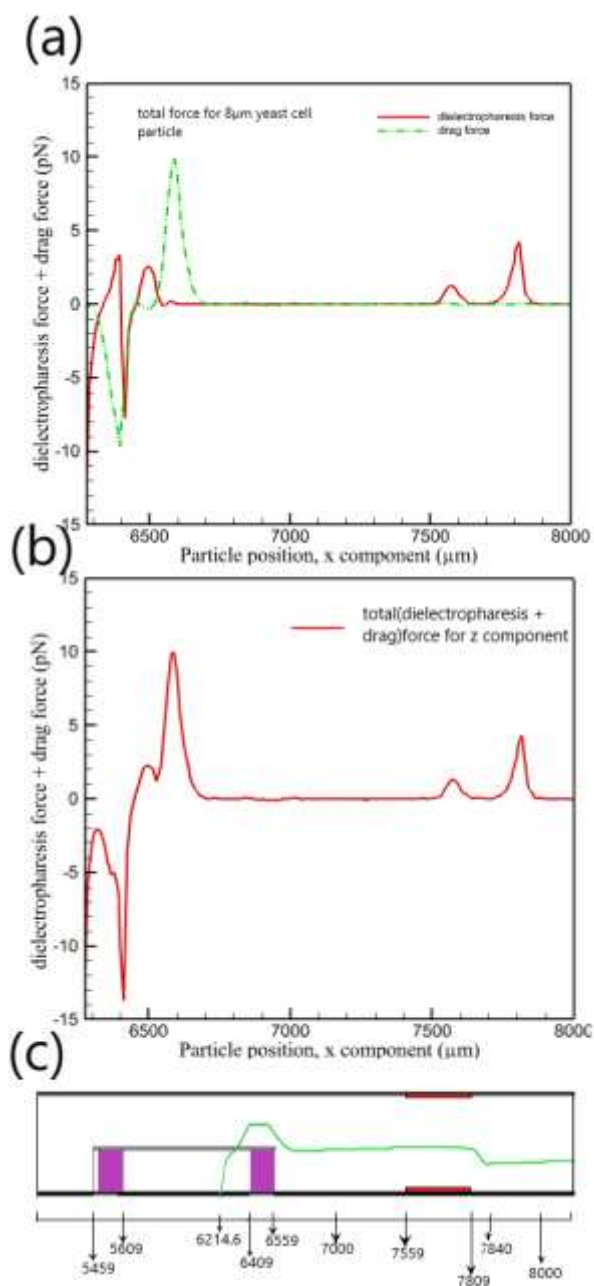


شکل ۴-۱۱ بزرگ‌نمایی شبکه بندی در اطراف پله‌های محفظه در مدل‌سازی سه بعدی

۳-۴ تحلیل عددی نیروهای دی‌الکتروفارسیس و درگ به وجود آمده، در میکروکانال حاوی جریان سیال

و ذرات معلق در آن

در این مطالعه برای تحلیل عددی نیروهای دی‌الکتروفارسیس و درگ، جریان سیال به همراه تک ذره‌ی مخمر (با قطر ۸ میکرومتر) معلق در آن با سرعت ۲۵۰ میکرومتر بر ثانیه به میکروکانال وارد شده‌است. در شکل ۴-۱۲ تک ذره‌ی وارد شده به میکروکانال نشان داده شده‌است. میدان در لبه‌های الکتروود قوی‌تر است. بنابراین تک ذره پس از ورود به میکروکانال، زمانی که به لبه‌ی ابتدایی الکتروود متمرکزکننده می‌رسد نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی بر ذره اعمال شده و ذره به سمت مرکز میکروکانال هدایت می‌شود. زمانی که به لبه‌ی دیگر الکتروود متمرکزکننده می‌رسد، به علت شدت میدان الکتریکی در لبه‌ی انتهایی الکتروود، مجدداً نیروی دی‌الکتروفارسیس منفی بر ذره اعمال می‌شود. مقدار آن به دلیل آن که ذره در مرکز میکروکانال قرار دارد، نسبت به لبه‌ی ابتدایی الکتروود متمرکزکننده کمتر است. تفاوت این دو نیرو اعمال شده بر ذره از سمت لبه‌های الکتروود متمرکزکننده در قله‌های ایجاد شده در نمودار تحلیل نیرو مشخص است. اختلاف سرعت برای جریان سیال و ذره تا قبل از رسیدن به پله‌های محفظه وجود ندارد. بنابراین نیروی درگ، مطابق با معادله‌ی (۳-۲۸) تا قبل از رسیدن به پله‌های محفظه صفر است. زمانی که جریان سیال حاوی ذره به پله‌های محفظه می‌رسد، سرعت جریان سیال به علت کاهش سطح مقطع عمود بر مسیر جریان سیال افزایش می‌یابد. در نتیجه به ذره، نیروی درگ وارد می‌شود. ذره به واسطه‌ی نیروی درگ اعمال شده بر آن، به سمت بالا هدایت می‌شود و به پله‌های محفظه برخورد نمی‌کند. الکتروود داخل محفظه، با اتصال به منبع ولتاژ و فرکانس (ولتاژ ۵۰ ولت و فرکانس ۱ کیلوهرتز) با ایجاد ضریب کلازیوس ماسیتی مثبت، نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت را بر ذره به وجود می‌آورد. نیروی دی‌الکتروفارسیس متناسب با مکعب شعاع ذره می‌باشد. در حالی که نیروی درگ با شعاع ذره متناسب است. بنابراین نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت بر ذره از نیروی درگ وارد بر آن بیش‌تر است و ذره به سمت داخل محفظه هدایت می‌شود.



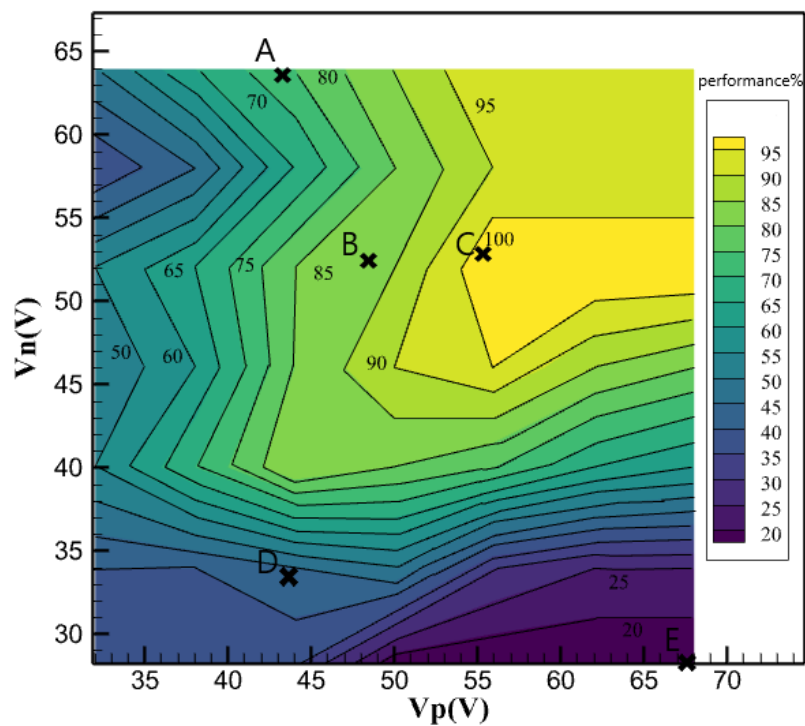
شکل ۴-۱۲ تحلیل عددی نیروی دی الکتروفورسیس و درگ وارد شده در جهت z، بر تک ذره مخمر با قطر ۸ میکرومتر در امتداد طول میکروکانال را نشان می‌دهد. (b) اندازه برآیند نیروهای دی الکتروفورسیس و نیروی درگ در جهت z. (a) رسم نیروی درگ و نیروی دی الکتروفورسیس به صورت مجزا. (c) مسیر حرکت تک ذره‌ی مخمر به قطر ۸ میکرومتر در محاسبه‌ی برآیند نیروهای وارد بر آن.

۴-۴ میزان عملکرد به دام انداختن ذرات به درون محفظه، در میکروکانال مورد مطالعه

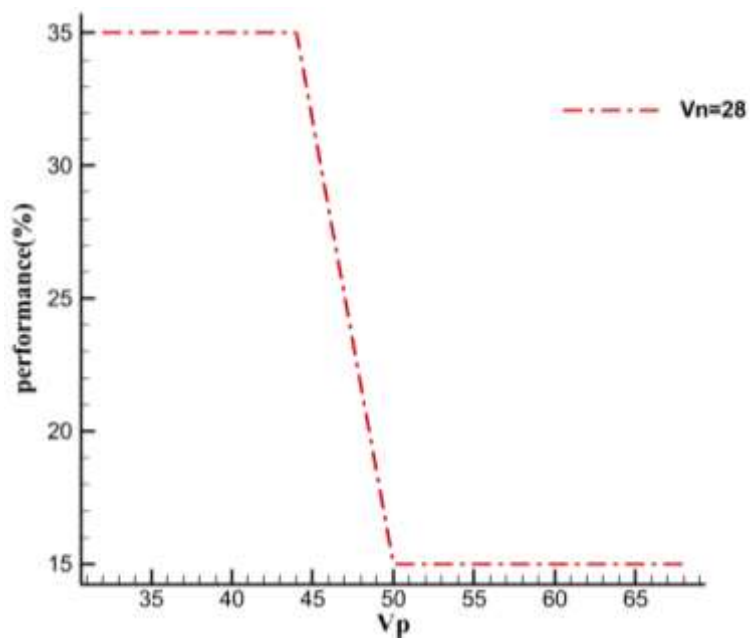
میزان عملکرد به دام انداختن ذرات به درون محفظه (η) از رابطه ی (۱-۴) محاسبه می شود.

$$\eta = \frac{\text{تعداد ذرات درون محفظه}}{\text{تعداد ذرات ورودی}}$$

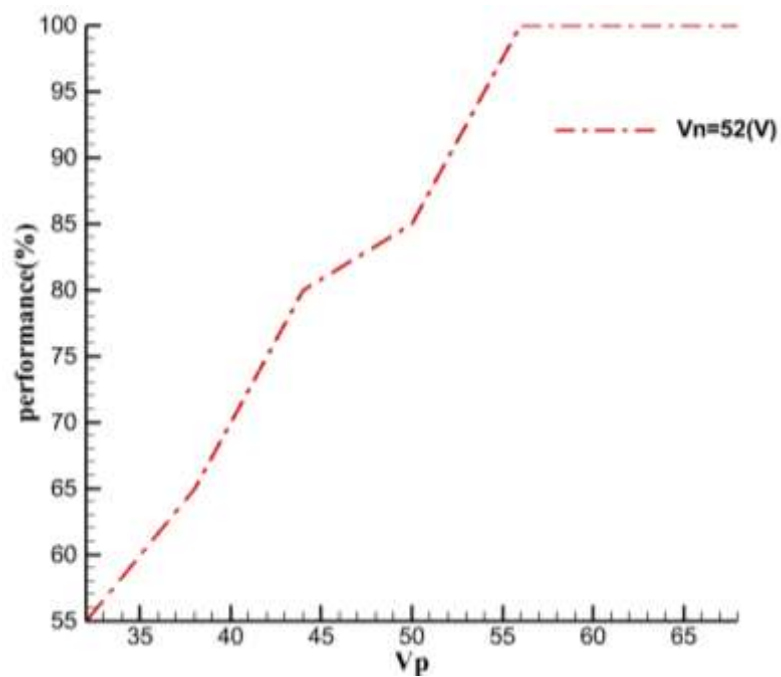
(۱-۴)



شکل ۴-۱۳ نمایش عملکرد به دام انداختن ذرات مخمر با قطر ۸ میکرومتر در میکروکانال مورد مطالعه می باشد. V_p ولتاژ الکتروود جذب کننده داخل محفظه در فرکانس ۱ کیلوهرتز، V_n ولتاژ الکتروود متمرکزکننده در فرکانس ۲/۱ مگاهرتز را نشان می دهد.



شکل ۴-۱۴ نمایش کمی درصد به دام انداختن ذرات مخمر ۸ میکرومتر در ولتاژ متمرکزکننده ثابت (Vn) ۲۸ ولت و ولتاژهای مختلف برای الکتروود جذب کننده درون محفظه (Vp)



شکل ۴-۱۵ نمایش کمی درصد به دام انداختن ذرات مخمر ۸ میکرومتر به درون محفظه در ولتاژ متمرکزکننده ثابت (Vn) ۵۲ ولت و ولتاژهای مختلف برای الکتروود جذب کننده درون محفظه (Vp)

شکل ۴-۱۳ نمایش عملکرد به دام انداختن ذرات به درون محفظه، در میکروکانال مورد مطالعه برای مخمر به قطر ۸ میکرومتر را نشان می‌دهد. در این تصویر ولتاژهای مختلف برای الکتروود داخل محفظه V_p بر روی محور افقی قرار دارند. و مقادیر مختلف ولتاژ، برای الکتروود متمرکز کننده V_n بر روی محور عمودی قرار دارند. منطقه‌ی زرد بر روی شکل ۴-۱۳ شرایطی را نشان می‌دهد که ذرات ۸ میکرومتری، در محدوده‌ای از ولتاژهای الکتروود متمرکز کننده و الکتروود جذب کننده درون محفظه قرار می‌گیرند. مانند نقطه‌ی C که با ولتاژ ۵۶ ولت برای الکتروود جذب کننده و ۵۲ ولت برای الکتروود متمرکز کننده، ۱۰۰ درصد ذرات درون محفظه قرار گرفتند. برای درک بهتر از نمودار عملکرد به دام انداختن ذرات به درون محفظه، چند نقطه‌ی مشخص شده بر روی شکل ۴-۱۳ تحلیل می‌شود. در نقطه‌ی D با قرار دادن ولتاژ ۴۴ ولت برای الکتروود جذب کننده و ۳۴ ولت برای الکتروود متمرکز کننده، ۴۵ درصد از ذرات درون محفظه قرار گرفتند. در نقطه‌ی B برای آن که ۸۵ درصد ذرات درون محفظه قرار بگیرند، الکتروود جذب کننده ۵۰ ولت و الکتروود متمرکز کننده ۵۲ ولت تنظیم شدند. اگر ولتاژ اعمالی به الکتروود متمرکز کننده از ۳۰ ولت کمتر باشد مانند نقطه‌ی E، ذرات به خوبی متمرکز نمی‌شوند و درصد به دام انداختن ذرات کمتر از ۲۰ درصد می‌شود که در شکل ۴-۱۴ نیز نشان داده شده است. برای به دست آوردن نمودار عملکرد به دام انداختن ذرات درون محفظه، الکتروود متمرکز کننده در ولتاژهای ۲۸، ۳۴، ۴۰، ۴۶، ۵۲، ۵۸، ۶۴ ولت و الکتروود درون محفظه در ولتاژهای ۳۲، ۳۸، ۴۴، ۵۰، ۵۶، ۶۲، ۶۸ ولت در نظر گرفته شده است. در مجموع ۴۹ مرتبه میکروکانال طراحی شده در ولتاژهای مختلف شبیه‌سازی شده است. مقدار فرکانس برای الکتروود متمرکز کننده ۲/۱ مگاهرتز و برای الکتروود جذب کننده ۱ کیلوهرتز در تمامی شبیه‌سازی‌ها ثابت در نظر گرفته شده است.

۵ فصل پنجم: اعتبار سنجی

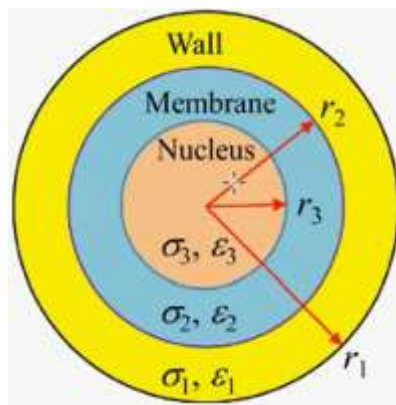
در این مطالعه، هندسه‌ی میکروکانال ارائه شده تکمیل‌کننده‌ی برخی از نواقص، در تحلیل عددی و تجربی پژوهش آردنتا و اسملا [19] می‌باشد. نحوه‌ی آماده‌سازی سیال کاری و ساخت میکروکانال مورد مطالعه اشاره شده و نتایج حاصل از تحلیل عددی در این پژوهش با نتایج حاصل از کار تجربی اعتبارسنجی می‌شود.

۲-۵ تهیه‌ی محلول مورد استفاده در آزمایش تجربی

بزرگی نیروی دی‌الکتروفرایس، علاوه بر میدان الکتریکی به ضریب کلایزوس ماسیتی وابسته می‌باشد. ضریب کلایزوس ماسیتی نیز به خواص الکتریکی سیال و ذرات و فرکانس اعمالی به الکترودها وابسته است. بنابراین مشخص بودن خواص الکتریکی (ثابت دی‌الکتریک و هدایت الکتریکی) برای ذرات و سیال حائز اهمیت است. برای تهیه‌ی محلول مورد آزمایش، ابتدا یک ویال از مخمر ساکارومایسس سرویزیه به وزن ۰/۰۲ گرم را درون ۱۰ میلی‌لیتر از آب دیونیزه در دمای ۳۳ درجه‌ی سیلیسیوس و متانول، به نسبت برابر حل می‌شود. از متانول برای غیرفعال نگه‌داشتن مخمر استفاده می‌شود. بعد از گذشت ۱۰ دقیقه ۶ میلی‌گرم از متیلن در آن حل می‌شود. ۶۰ میلی‌لیتر از آب دیونیزه برای رقیق‌سازی محلول مجدداً بعد از گذشت ۱۰ دقیقه به آن اضافه می‌شود. محلول آماده شده به مدت ۱۰۰ دقیقه در دمای ۳۳ درجه‌ی سیلیسیوس نگهداری می‌شود. این محلول مستقیماً در انجام آزمایش استفاده شده است. خواص الکتریکی سیال کاری در جدول ۲-۵ آورده شده است. از آنجایی که خواص الکتریکی سیال کاری در نتیجه‌ی آزمایش تاثیرگذار است در آزمایشگاه هدایت الکتریکی سیال کاری با هدایت سنج اندازه‌گیری شده است. مخمرها به علت اینکه چند غشایی هستن خواص الکتریکی هر لایه متفاوت می‌باشد. که در جدول ۵-۱ آورده شده است.



شکل ۵-۱ اندازه‌گیری هدایت الکتریکی سیال کاری



شکل ۵-۲ لایه‌های تشکیل دهنده‌ی ذره مخمر [25]

جدول ۵-۱ خواص الکتریکی لایه‌های مخمر

نماد	مخمر زنده	مخمر مرده
$r_1(\mu m)$	3	2.5
$\sigma_1 \left(\frac{\mu S}{cm} \right)$	140	15
ε_1	60	60
$r_2(\mu m)$	2.75	2.25
$\sigma_2 \left(\frac{\mu S}{cm} \right)$	2.5×10^{-3}	1.6
ε_2	6	6
$r_3(\mu m)$	2.772	2.242
$\sigma_3 \left(\frac{\mu S}{cm} \right)$	2000	70
ε_3	50	50

جدول ۵-۲ خواص الکتریکی سیال کاری

2.8×10^{-3}	رسانایی الکتریکی محلول $\left(\frac{S}{m} \right)$
۷۸	ثابت دی الکتریک

با توجه به خواص ذرات و سیال کاری، ضریب کلازیوس ماسیتی به‌دست آمده در فرکانس ۱ کیلوهرتز

۰/۱۳۳۸ و در فرکانس ۲/۱ مگاهرتز ۰/۰۹۷۹- می‌باشد.



شکل ۵-۳ محلول و ذره استفاده شده در آزمایش

۳-۵ مراحل ساخت میکروچیپ

با استفاده از نتایجی که از تحلیل عددی در نرم افزار شبیه ساز کامسول به دست آمد، در ابتدا هندسه‌ی میکروکانال با نرم‌افزار کورل^۱ رسم شده است. در ساخت میکروکانال برای آماده‌سازی بستر، یک ورق سیلیکون به صورت کامل شسته شده و با استفاده از هوای خشک و فیلتر شده از گرد و غبار به صورت کامل پاک‌سازی می‌شود. در مرحله‌ی بعد برای آماده‌سازی الکترودهای طلا بر روی کف میکروکانال، مطابق با شکل ۴-۵ (الف) بر روی زیر لایه‌ای شیشه‌ای با دستگاه اسپاترینگ از طلا به ضخامت (۱۲۰-۱۳۰) نانومتر پوشش داده می‌شود. ماده فتورزیست مثبت^۲ (s1813) بر روی لایه‌ی طلا ریخته شده و به صورت یکنواخت پخش^۳ می‌شود. سپس سیلیکون به همراه فتورزیست بر روی هات‌پلیت^۴ قرار داده می‌شود. در مرحله‌ی بعد با استفاده از پرتو فرابنفش^۵، طرح ماسک بر روی فتورزیست ایجاد می‌شود (ب). چون فتورزیست از نوع مثبت است در نواحی که پرتوی فرابنفش تابیده نشده، فتورزیست سخت می‌شود (پ). (فتورزیست‌ها ترکیباتی هستند که حلالیت آن‌ها با برخورد اشعه ماورا بنفش تغییر می‌کند. به دو نوع فتورزیست مثبت و فتورزیست منفی تقسیم‌بندی می‌شوند. فتورزیست مثبت، یک ماده‌ی غیر قابل حل است که در معرض نور ساختار شیمیایی آن تغییر می‌کند. آن قسمت‌های نور دیده به ماده‌ی قابل حل تبدیل می‌شود. فتورزیست منفی یک ماده‌ی قابل حل است که در معرض نور ساختار شیمیایی آن تغییر می‌کند. آن قسمت‌های نور دیده به ماده‌ی غیر قابل حل تبدیل می‌شود). سپس با سدیم هیدروکسید^۶ دولوپ^۷ می‌شود. بعد از آن بر روی هات پلیت قرار می‌گیرد. سپس با محلول اچنت طلا و اچنت تیتانیوم اچ^۸ می‌شود. با استفاده از استون، فتورزیست مثبت کاملاً پاک شده و با آب دیونیزه شستشو داده می‌شود (ت). قالب تولید شده با استفاده از هوای خشک و فیلتر شده^۹ به صورت کامل خشک می‌شود.

¹ Corel draw

² Positive photoresist

³ coating

⁴ Hot plate

⁵ Ultra violet exposure

⁶ Naoh

⁷ Developing

⁸ Electrochemical etching

⁹ Rinsing and drying

برای ساخت پله‌های محفظه، ابتدا سطح سیلیکون کاملاً تمییز و از هرگونه گرد و غبار پاک‌سازی می‌شود. بر روی شیشه فتورزیست منفی^۱ su8-2050 ریخته می‌شود (ث) و با اسپین کوتر در دما و سرعت چرخشی مشخص برای ایجاد دیواره‌هایی به ضخامت ۵۰ میکرومتر فتورزیست پخش می‌شود. مجدداً سیلیکون به همراه فتورزیست بر روی هات پلیت قرار داده می‌شود. برای ایجاد و انطباق دیواره‌های محفظه، لیتوگرافی^۲ شده و مجدداً بر روی هات پلیت قرار می‌گیرد. پس از مرحله‌ی توسعه، فتورزیست su8 به مدت ۵ دقیقه با پروپانول^۳ شستشو داده می‌شود و محفظه‌ی مستطیل شکل وسط کانال ساخته می‌شود (ج).

برای ساخت الکتروود روی سقف پس از طراحی هندسه‌ی الکتروود با کورل، ورق استیل به ضخامت ۱ میلی‌متر لیزر می‌شود. سپس بر روی یک سیلیکون مجدداً su8 ریخته می‌شود و میکروکانال لیتوگرافی می‌شود. در زمان قالب‌گیری^۴ PDMS الکتروود استیلی که لیزر شد، بر روی قالب که همان سیلیکون می‌باشد در جای مناسب با توجه به کل کانال قرار می‌گیرد (چ) و PDMS ریخته شده و قالب‌گیری می‌شود. پس از قالب‌گیری، با دقت در زیر میکروسکوپ PDMS از جاهایی که بر روی الکتروود ریخته شده است برداشته می‌شود. تا الکتروود بتواند در تماس مستقیم با میکروکانال قرار بگیرد. پس از تهیه‌ی میکروکانال، سوراخ‌های ورودی و خروجی برای اتصال شلنگ‌ها به میکروکانال ایجاد می‌شود (ح). سپس این لایه بر روی شیشه به روش پلاسما باندینگ^۵ قرار می‌گیرد (خ). در پایان لایه‌ی بالایی و پایینی میکروکانال به وسیله‌ی کلمپ‌کردن^۶ به یکدیگر متصل می‌شوند (د).

¹ Negative photoresist

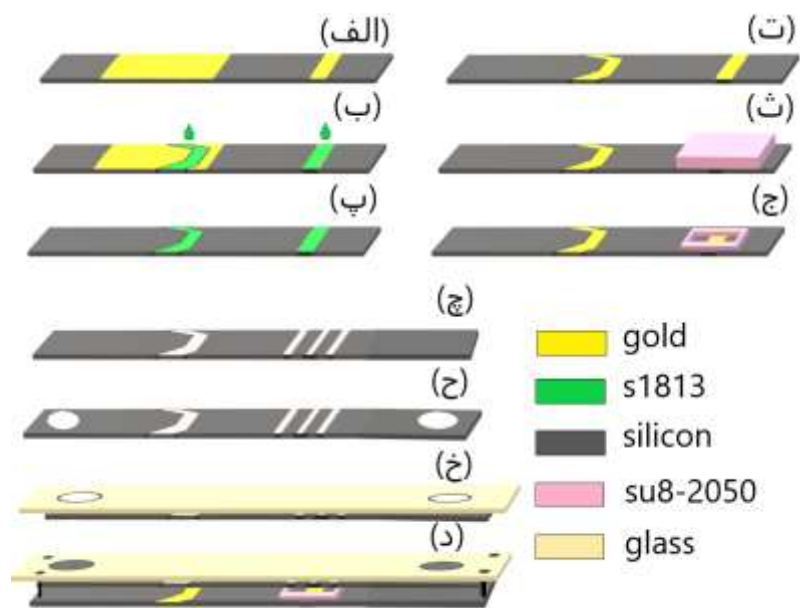
² Lithography

³ C3H8O

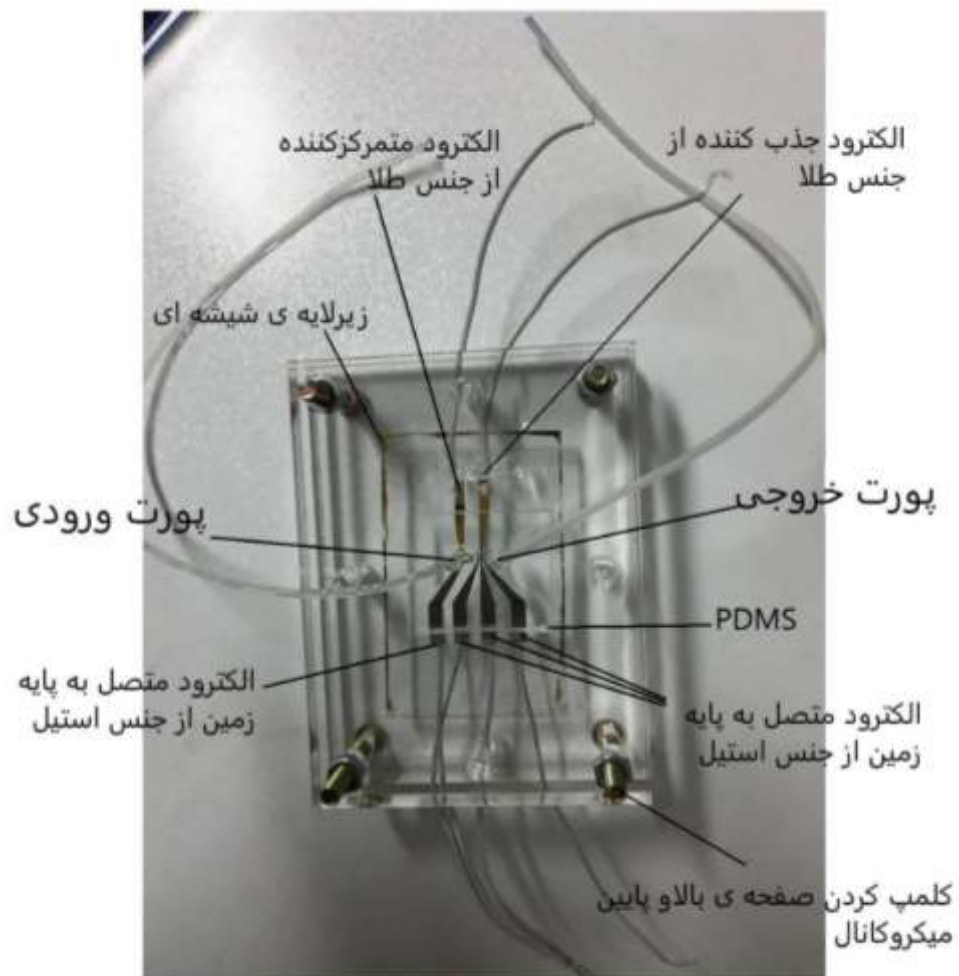
⁴ polydimethylsiloxane

⁵ Plasma bonding

⁶ Clamp down



شکل ۴-۵ شماتیک از لایه‌نشانی میکروکانال طراحی شده



شکل ۵-۵ طرح نهایی از میکروکانال



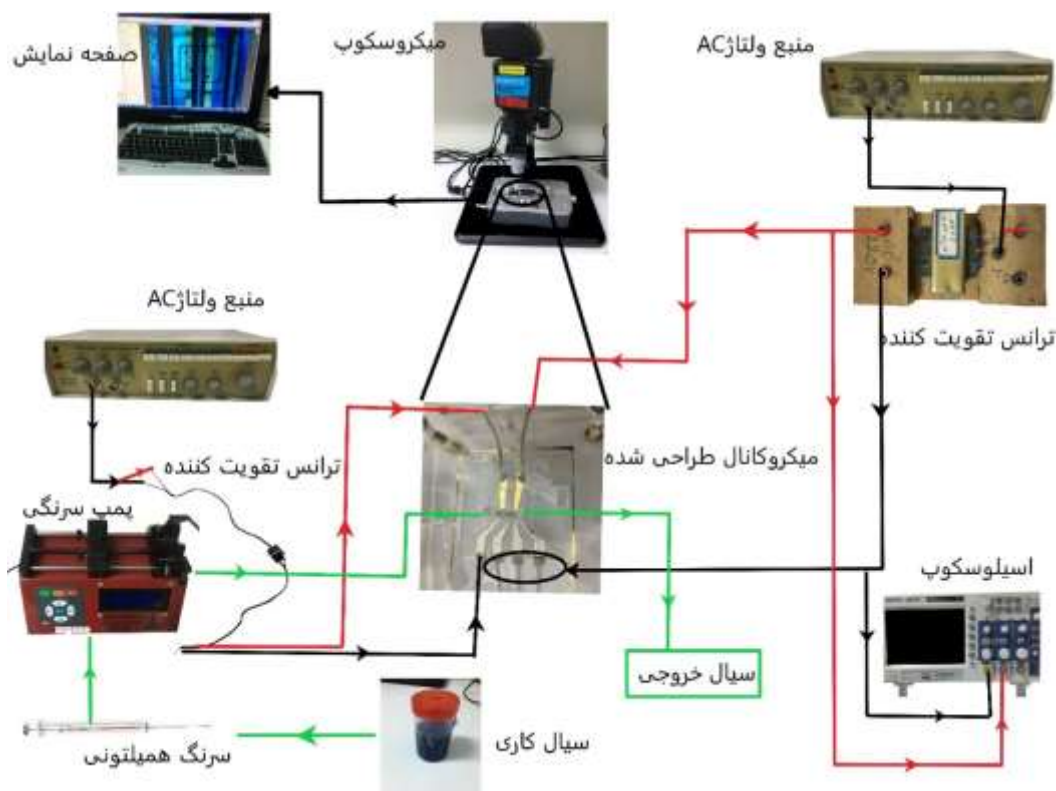
شکل ۵-۶ میکروکانال ساخته شده در پژوهش مورد مطالعه

۴-۵ نحوه انجام آزمایش تجربی

روش انجام کار آزمایشگاهی بدین گونه است که ابتدا دستگاه پمپ سرنگی را در موقعیت مناسب نسبت به میکروسکوپ قرار داده می شود. برای انجام این آزمایش انتخاب نوع سرنگ به دلیل تامین سرعت های مطلوب و مناسب بسیار حائز اهمیت است. سپس سیم های رابط مربوط به هر الکترو د منبع ولتاژ، جهت تامین ولتاژ مورد نیاز متصل می گردد. در ابتدای کانال ورودی دو الکترو د که به موازات یکدیگر (یکی در سقف و دیگری در کف) قرار دارند. به این الکترو د ها الکترو د متمرکز کننده گفته می شود. سیم رابط الکترو د متمرکز کننده که بر روی کف قرار دارد به خروجی مثبت منبع ولتاژ وصل می شود و سیم رابط مربوط به الکترو د متمرکز کننده بر روی سقف، به خروجی منفی منبع ولتاژ وصل می شود. برای تامین ولتاژ مورد نیاز برای الکترو د متمرکز کننده در ابتدای کانال، به منبع ولتاژ ۴۶ ولت در فرکانس ۲/۱ مگاهرتز

احتیاج است. در ادامه در طول کانال، به چهار الکتروود جذب کننده که بعد از الکتروود متمرکز کننده قرار دارند خواهیم رسید. این الکتروودها نیز به موازات یکدیگر قرار دارند، یک الکتروود در کف محفظه‌ای که بعد از الکتروود متمرکز کننده تعبیه شده است قرار دارد و سه الکتروود دیگر به موازات محفظه، بر روی سقف کانال قرار دارند. سیم رابط الکتروود جذب کننده موجود در کف، به خروجی مثبت منبع ولتاژ وصل می‌شود و سیم رابط الکتروودهای روی سقف در مقابل محفظه، به خروجی منفی منبع ولتاژ متصل می‌گردد. در اینجا برای تامین ولتاژ مورد نیاز برای الکتروودهای جذب کننده، به منبع تغذیه با ولتاژ ۵۰ ولت در فرکانس ۱ کیلوهرتز احتیاج است. در این آزمایش با توجه به محدودیت‌های موجود جهت تامین مقادیر ولتاژ و فرکانس مورد نیاز، از دو نوع ترانسفورماتور (فرکانس بالا و فرکانس پایین) برای الکتروودهای موجود در کانال استفاده شده است تا قادر باشند مقادیر مورد نیاز در این آزمایش را از نظر مقدار ولتاژ و فرکانس تامین کنند. کلیه‌ی مراحل مربوط به ولتاژ و فرکانس ورودی به الکتروودها، از طریق دستگاه اسیلوسکوپ دائماً مورد کنترل قرار می‌گیرند. پس از اتصال الکتروودها به منابع ولتاژ، سیال حاوی ذرات مخمر پر شده در سرنگ همیلتونی، از طریق پمپ سرنگی به داخل کانال تزریق می‌شود. مراحل ورود ذرات به میکروکانال و همچنین به دام انداختن ذرات درون محفظه، از طریق یک میکروسکوپ تحت کنترل قرار می‌گیرد و مراحل کار دائماً عکس برداری می‌شود تا بتوان نتایج بدست آمده را با نتایج عددی مورد ارزیابی قرار داد. این آزمایش با مقادیر متفاوتی از ولتاژ و سرعت تکرار شده است و نتایج بدست آمده در هر تغییر اعمالی با نتایج عددی مورد مقایسه قرار گرفته است. برای به دست آوردن دبی ورودی مطابق با آنچه در تحلیل عددی $(1/98 \frac{mm^3}{min})$ بدست آمده است، در این آزمایش جهت تزریق جریان سیال به درون کانال، از یک سرنگ همیلتونی (با قطر ۰/۸۲ میلی متر و حجم ۲۵ میکرولیتر) استفاده شده است. حرکت پیستون سرنگ همیلتونی، توسط فک متحرک پمپ سرنگی صورت می‌گیرد. با تنظیم سرعت حرکت فک متحرک، می‌توان سرعت ورودی سیال به داخل کانال در مقدار خواسته شده تنظیم نمود. بهینه‌ترین حالت ممکن برای به دام انداختن ذرات در تحلیل عددی، برای ولتاژ جذب کننده ۵۰ ولت و ولتاژ متمرکز کننده ۴۶ ولت می‌باشد و سرعت ورودی سیال به همراه ذرات معلق در آن $250 \frac{\mu m}{s}$ به دست آمده است. در انجام تست تجربی، ولتاژ الکتروود متمرکز کننده در

مقدار ۴۶ ولت و ولتاژ الکتروود جذب کننده در مقدار ۵۰ ولت تنظیم شده است. بیش تر ذراتی که به محفظه می رسند وارد محفظه شده و در آنجا تجمع می یابند. بار دیگر برای گرفتن آزمایش، منبع ولتاژ متصل شده به الکتروود جذب کننده را خاموش کرده و آزمایش تکرار شده است. مشاهده شد که ذرات به محفظه رسیده اما به دلیل عدم وجود میدان الکتریکی وارد محفظه نمی شوند و از آن عبور می کنند و به همراه جریان سیال به سمت خروجی هدایت می شوند. با ثابت نگه داشتن ولتاژ الکتروود متمرکز کننده در مقدار ۴۶ ولت و ولتاژ الکتروود جذب کننده ۵۰ ولت در تحلیل عددی ذرات معلق در جریان سیال با سرعت ورودی ۲۵۰ میکرومتر بر ثانیه بیش از ۹۰ درصد در محفظه تجمع یافتند. در تست تجربی نیز مشاهده شده است که در این حالت، اکثر ذرات در این مقدار از سرعت وارد محفظه شدند. برای نشان دادن اثر سرعت ورودی در به دام انداختن ذرات، بار دیگر تست تجربی در سرعت ۶۰۰ میکرومتر تکرار شده است و مشاهده شد که افزایش سرعت جریان سیال، مانع به دام انداختن ذرات به درون محفظه می شود و ذرات به همراه جریان سیال به سمت خروجی هدایت می شوند. برای سرعت ۶۰۰ میکرومتر بر ثانیه نیز شبیه سازی عددی صورت گرفته است و مشاهده شد که اکثر ذرات به سمت خروجی هدایت می شوند و تجمعی درون محفظه صورت نمی گیرد.

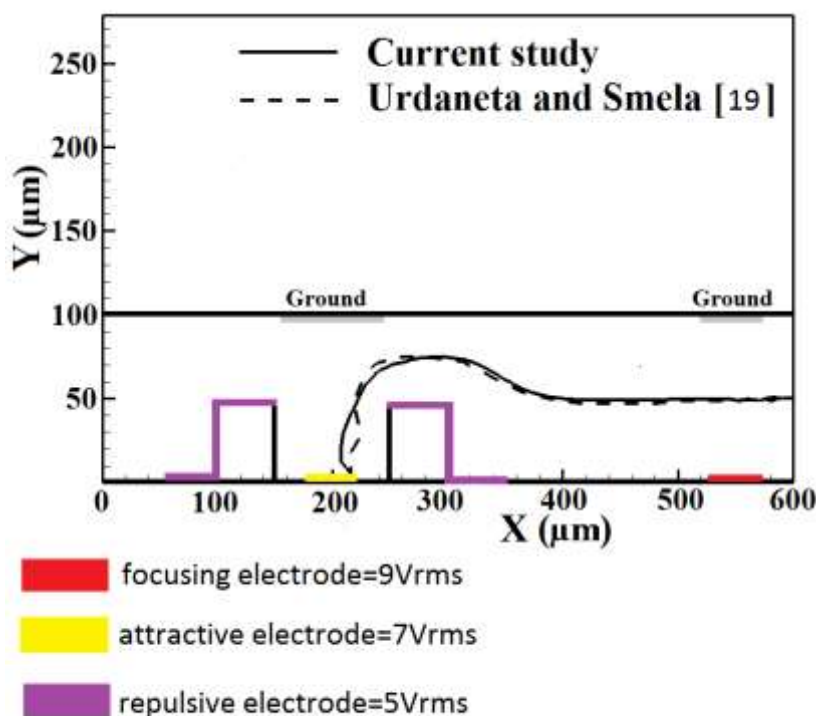


شکل ۷-۵ شماتیک از به هم بستن مدار و تجهیزات آزمایش

۵-۵ اعتبارسنجی عددی نتایج تحلیل عددی مورد مطالعه با نتایج پژوهش آردنتا و اسملا [19]

در مطالعه‌ی آردنتا و اسملا [19] ذرات مخمر (غیرفعال شده) معلق در سیال کاری، وارد میکروکانال شده و تحت تاثیر میدان الکتریکی اعمال شده بر الکترودها قرار می‌گیرند و ذرات پس از هدایت شدن به درون محفظه‌ای که در مرکز میکروکانال تعبیه شده است به دام انداخته می‌شوند. آردنتا و اسملا برای به دام انداختن و هدایت ذرات به صورت هم‌زمان، از دو فرکانس مختلف استفاده کردند. در محدوده‌ایی از فرکانس با توجه به خواص الکتریکی (ثابت دی‌الکتریکی و رسانایی الکتریکی) ذرات و سیال کاری، به ذرات نیروی دی‌الکترواستاتیک منفی وارد می‌شود و ذرات از دیواره‌های کانال فاصله گرفته و بر روی یک خط متمرکز می‌شوند و در محدوده‌ی دیگر به ذرات نیروی دی‌الکترواستاتیک مثبت اعمال شده و ذرات به درون محفظه جذب می‌شوند. در این مطالعه برای جلوگیری از برخورد ذرات مخمر به دیواره‌های جانبی محفظه، الکترودهایی بر روی سطح دیواره تعبیه شده است که ذرات از دیواره‌ها به واسطه‌ی نیروی دافعه اعمال شده بر آن‌ها فاصله می‌گیرند. جریان همراه با ذرات معلق در آن، با سرعت ۱۰۰ میکرومتر بر ثانیه وارد

میکروکانال می‌شود. ولتاژ الکتروود واقع در ناحیه ورودی (الکتروود متمرکزکننده) ۹ ولت در فرکانس ۵ مگاهرتز، ولتاژ الکتروود جذب کننده درون محفظه ۷ ولت در فرکانس ۵ کیلوهرتز، ولتاژ الکتروودهای تعبیه شده بر روی دیواره‌های محفظه ۵ ولت با فرکانس ۵ مگاهرتز و الکتروودهای موجود بر روی سقف میکروکانال، زمین در نظر گرفته شده‌اند. نتایج حاصل از تحلیل عددی در پژوهش آردنتا و اسملا وطراحی آن با تحلیل عددی در این مطالعه در شکل ۸-۵ نشان داده شده است. منشا موضوع مورد مطالعه از پژوهش آردنتا و اسملا می‌باشد اما با نوآوری های ذکرشده، دست یابی به هدف مورد نظر با به کاری گیری هندسه ی خاص الکتروود متمرکزکننده آسان تر شده است و نتایج دقیق تری ارائه شده است. هم چنین مشکلاتی که ناشی از قرارگیری الکتروودها بر پله های محفظه در پژوهش آردنتا و اسملا در ساخت میکروکانال به وجود می آمد در این مطالعه برطرف شده است.



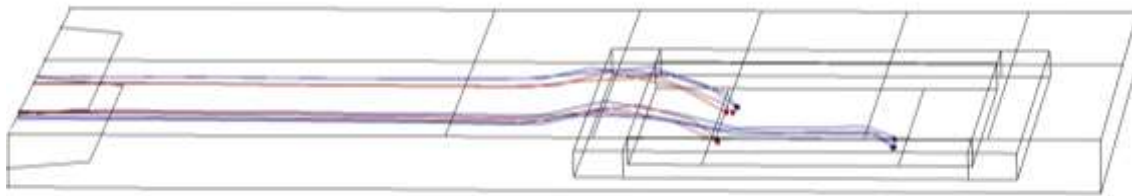
شکل ۸-۵ مسیر حرکت ذرات مخمر در طول میکروکانال در پژوهش آردنتا و اسملا و مقایسه ی نتایج حاصل از آن در این مطالعه

۵-۶ اعتبارسنجی نتایج به دست آمده از انجام آزمایش تجربی با تحلیل عددی، در پژوهش مورد مطالعه

در این مطالعه، درون یک تراشه‌ی میکروفلوئیدیک، میکروکانالی ایجاد شده است. این میکروکانال دارای یک پورت ورودی و یک پورت خروجی می‌باشد. شش الکتروود مسطح (دوبعدی) در داخل میکروکانال لایه‌نشانی شده است. دو الکتروود بر روی کف و چهار الکتروود بر روی سقف این میکروکانال قرار دارد. اولین الکتروود از سمت ورودی میکروکانال بر روی کف الکتروود متمرکز کننده است. در مقابل الکتروود متمرکز کننده، الکتروود دیگری کاملاً مشابه و موازی با آن بر روی سقف قرار دارد که به پایه‌ی زمین متصل شده است. دومین الکتروود (الکتروود جذب کننده) بر روی کف در داخل محفظه‌ی ایجاد شده برای به دام انداختن ذرات، لایه‌نشانی شده است. سه الکتروود دیگر بر روی سقف در مقابل محفظه قرار دارند و به پایه‌ی زمین متصل شدند. در تحلیل عددی برای به دام انداختن ذرات مخمر درون محفظه، جریان سیال حاوی ۴۰ ذره مخمر با قطرهای متفاوت (۵-۸ میکرومتر) معلق در آن، با سرعت ۲۵۰ میکرومتر بر ثانیه به میکروکانال وارد شده است. دبی جریان ورودی در تحلیل عددی $\frac{1}{98} \frac{mm^3}{min}$ می‌باشد. مطابق با شکل ۵-۹ ابتدا ذرات در ورودی کانال به واسطه‌ی الکتروود متمرکز کننده، به مرکز میکروکانال هدایت می‌شوند. این الکتروود به ولتاژ ۴۶ ولت در فرکانس ۲/۱ مگاهرتز متصل است. ذرات پس از رسیدن به پله‌های محفظه، به واسطه‌ی نیروی دی‌الکتروفورسیس مثبت که از اعمال ولتاژ ۵۰ ولت در فرکانس ۱ کیلوهرتز به الکتروود جذب کننده تولید می‌شود، به درون محفظه جذب شده و تجمع می‌یابند.



شکل ۵-۹ تحلیل عددی میکروکانال مورد مطالعه را نشان می‌دهد. سیگنال سینوسی اعمال شده به الکتروود متمرکز کننده در ولتاژ ۴۶ ولت و فرکانس ۲/۱ مگاهرتز، سیگنال سینوسی اعمال شده به الکتروود داخل محفظه با ولتاژ ۵۰ ولت و فرکانس ۱ کیلوهرتز می‌باشد.



شکل ۵-۱۰ نمای سه بعدی از تحلیل عددی به دام انداختن ذرات مخمر در میکروکانال مورد مطالعه

با افزایش دبی ورودی به میکروکانال، ذرات قادر به تجمع در محفظه نیستند و به همراه جریان سیال به سمت خروجی هدایت می‌شوند. در تحلیل عددی جریان سیال با دبی ورودی $4,752 \frac{mm^3}{min}$ در سرعت 600 میکرومتر بر ثانیه وارد میکروکانال شده است و 80% ذرات به سمت خروجی هدایت شدند. برای بالابردن عملکرد سیستم، در زمانی که دبی ورودی افزایش می‌یابد باید میزان ولتاژ اعمال شده بر الکتروود درون محفظه افزایش یابد تا ذرات تحت میدان قوی‌تری قرار گرفته و بتوانند به سمت محفظه هدایت شوند.

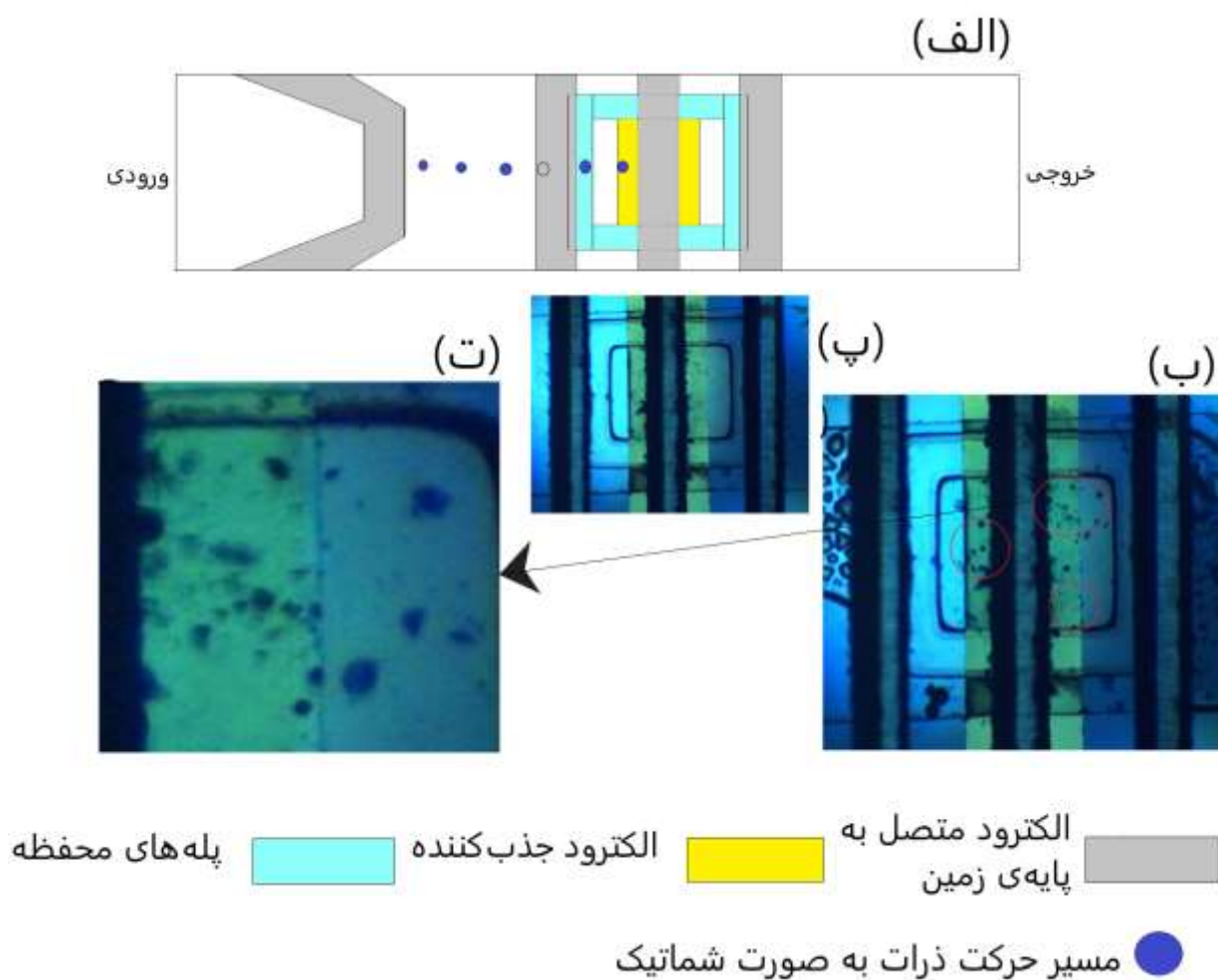
در انجام آزمایش تجربی، ذرات مخمر ساکارومایسس سرویزیه (غیرفعال شده)، با قطر و خواص الکتریکی مشخص شده در جدول ۵-۱، در محلولی از ترکیبات آبدیونیزه، متانول و متیلن با خواص الکتریکی مشخص که در جدول ۵-۲ آمده است معلق شدند. جریان سیال حاوی ذرات با سرعت 250 میکرومتر بر ثانیه وارد میکروکانال شده و دبی جریان سیال ورودی $1/98 \frac{mm^3}{min}$ می‌باشد که از طریق پمپ سرنگی تنظیم شده است. جریان سیال حاوی ذرات معلق تحت تاثیر میدان الکتریکی غیریکنواخت ایجاد شده از الکتروودهای متمرکزکننده که به منبع ولتاژ 46 ولت و فرکانس $2/1$ مگاهرتز متصل است قرار می‌گیرد. جریان سیال ذرات با توجه به خواص الکتریکی که دارند در میدان الکتریکی غیریکنواخت قطبیده می‌شوند. جریان سیال و ذرات معلق در آن پس از رسیدن به محفظه تحت تاثیر میدان الکتریکی تولید شده از الکتروود جذب‌کننده درون محفظه که به منبع ولتاژ 50 ولت و فرکانس 1 کیلوهرتز متصل است قرار می‌گیرند. ذرات پس از رسیدن به محفظه، با تحت تاثیر قرار گرفتن از میدان الکتریکی اعمال شده بر الکتروود جذب‌کننده به درون محفظه هدایت می‌شوند و در محفظه تجمع می‌یابند. تجمع ذرات درون محفظه در ولتاژ 50 ولت و فرکانس 1 کیلوهرتز بر الکتروود جذب‌کننده در هر دو تحلیل عددی و تجربی مشاهده شده است. در تست تجربی

برای سرعت بالاتر از ۲۵۰ میکرومتر بر ثانیه در سرعت ۶۰۰ میکرومتر بر ثانیه آزمایش تکرار شده است و مشاهده شده است که همه‌ی ذرات به سمت خروجی هدایت می‌شوند و با نتایج تحلیل عددی که در این سرعت بیش از ۸۰ درصد ذرات به سمت خروجی هدایت شدند نزدیک بوده است.

در شکل ۵-۱۲ (ب) و (ت) ذرات تجمع یافته درون محفظه در تست تجربی در سرعت ۲۵۰ میکرومتر بر ثانیه نشان داده شده است. پس از انجام آزمایش تجربی، کانال با محلول آلومین شستشو داده شده است. در (پ) کاملاً مشخص است که محفظه از ذرات به دام افتاده با محلول آلومین پاک‌سازی شده است.



شکل ۵-۱۱ نمایی از انجام آزمایش



شکل ۵-۱۲ تجمع ذرات درون محفظه، در آزمایش تجربی را نشان می‌دهد. (a) شماتیک مسیر حرکت ذره را نشان می‌دهد. (b) بزرگ‌نمایی از حضور ذرات در گوشه‌ای از الکتروود درون محفظه مشخص شده است. (d) نمایش ذرات در نقاط مختلف درون محفظه را نشان می‌دهد. (c) نمایی از محفظه که کانال توسط محلول آلبومین شستشو داده شده و محفظه از ذرات پاکسازی شده است.

۶ فصل ششم: نتیجه‌گیری

در این مطالعه به نتایج حاصل از به کارگیری میدان الکتریکی غیریکنواخت بر جدایش و هدایت ذرات دی الکتریک در یک میکروکانال با هندسه ی بهینه شده ی الکترودها مورد بحث و بررسی قرار گرفته است. در ابتدای کانال دو الکتروود مشابه و موازی یکدیگر بر روی سقف و کف قرار گرفته است که وظیفه ی آنها متمرکز کردن ذرات به صورت خطی در مرکز میکروکانال می باشد. جهت به دام انداختن ذراتی که به صورت خطی به مرکز میکروکانال هدایت می شوند از الکتروود (الکتروود جذب کننده) قرار گرفته شده در کف محفظه ای که در طول کانال تعبیه شده است استفاده می شود. هدایت ذرات با اعمال نیروی دی الکتروفارسیس (مثبت و یا منفی) رخ می دهد. از آنجایی که مقدار نیروی دی الکتروفارسیس تحت تاثیر عواملی چون: ولتاژ، فرکانس و سرعت ورودی می باشد در این مطالعه برای رسیدن به بالاترین میزان عملکرد میکروچیپ، این عوامل مورد مطالعه و بررسی قرار گرفته است. با اعمال هر مقدار فرکانس به الکترودها، مقادیر جدیدی از ضریب کلازیوس ماسیتی به وجود می آید. با مثبت شدن ضریب کلازیوس ماسیتی، نیروی دی الکتروفارسیس مثبت به وجود می آید و تاثیر منفی شدن ضریب کلازیوس ماسیتی، باعث به وجود آمدن نیروی دی الکتروفارسیس منفی بر ذرات می شود. ضریب کلازیوس ماسیتی علاوه بر فرکانس، به خواص الکتریکی (ثابت دی الکتریک و رسانایی الکتریکی) ذرات و محیط اطراف آن بستگی دارد. در این مطالعه، با توجه به خواص الکتریکی ذرات مخمر ساکارومایسس سرویزیه (غیرفعال شده)، که به عنوان ذرات مورد آزمایش در تحلیل عددی و تجربی هستند. ضریب کلازیوس ماسیتی برای فرکانس های کمتر از $\frac{1}{3}$ مگاهرتز، مثبت و برای فرکانس های بیش تر از آن منفی می باشد. در دبی ورودی $\frac{mm^3}{min}$ $\frac{1}{98}$ برای سیال ورودی، به الکتروود متمرکز کننده سیگنال سینوسی ۴۶ ولت در فرکانس ۲٫۱ مگاهرتز اعمال می شود. ضریب کلازیوس ماسیتی در این فرکانس با توجه به خواص الکتریکی مشخص ذرات و سیال ۰/۰۹۷۹- محاسبه شده است. در نتیجه با تولید نیروی دی الکتروفارسیس منفی، ذرات بر روی یک خط راست به خوبی متمرکز می شوند. ولتاژ به عنوان پارامتر دیگر کنترل کننده ی نیروی دی الکتروفارسیس محدوده ای دارد، اگر مقدار ولتاژ اعمالی به الکتروود متمرکز کننده از ۲۸ ولت کمتر و یا از ۶۴ ولت بیش تر شود ذرات به خوبی متمرکز نشده و نتیجه ی خوبی در به دام انداختن ذرات حاصل نمی شود. زمانی که به الکتروود جذب کننده ی درون

محفظه ولتاژ ۵۰ ولت در فرکانس ۱ کیلوهرتز اعمال می‌شود، مقدار ضریب کلایوس ماسیتی 1338 ± 0.0 می‌شود. بنابراین نیروی دی‌الکتروفارسیس مثبت بر ذرات به وجود می‌آید و بیش‌تر از ۹۰ درصد ذرات، در این مقادیر به خوبی وارد محفظه شده و تجمع می‌یابند. با افزایش سرعت ورودی، ذرات به خوبی قابل تجمع در درون محفظه نمی‌باشند و برای بهبود جدایش و تجمع ذرات در چنین حالتی باید مقدار ولتاژ اعمال شده بر الکترودها افزایش یابد. هم‌چنین اگر میزان ولتاژ ورودی به الکترودها از مقداری کمتر باشد نیز ذرات درون محفظه قرار نمی‌گیرند و به همراه جریان سیال به سمت خروجی هدایت می‌شوند. بنابراین با توجه به داده‌های گفته شده در فوق میکروکانال طراحی شده قادر است ذرات مخمر با قطرهای متفاوت (۵-۸ میکرومتر) را در درون محفظه‌ای که در داخل میکروکانال تعبیه شده است تجمع کند. نیروی دی‌الکتروفارسیس به عنوان ابزار قدرتمندی برای جدایش و هدایت ذرات دی‌الکتریک مورد کاربرد است. با کنترل کردن پارامترهای تاثیرگذار بر این نیرو (ولتاژ، فرکانس و سرعت ورودی) می‌توان ذرات دی‌الکتریک متفاوتی از جریان سیال جداسازی و یا هدایت نمود. نمونه‌ای از به‌کارگیری این تکنیک، جداسازی سلول‌ها در حوزه‌ی پزشکی می‌باشد. در این حوزه می‌توان با کنترل بر عوامل تاثیرگذار بر نیروی دی‌الکتروفارسیس مانند خواص الکتریکی و فیزیکی سلول‌های خونی (گلبول قرمز، گلبول سفید و پلاکت) به راحتی جداسازی نمود و این تکنیک می‌تواند جایگزین دستگاه سانتریفیوژ، برای جداسازی سلول‌ها باشد.

- [1] Zhu, Junjie, Robert Cameron Canter, Gyunay Keten, Pallavi Vedantam, Tzuen-Rong J. Tzeng, and Tzeng Xiangchun Xuan. "continuous- flow particle and cell separations in a serpentine microchannle via curvature-induced dielectrophoresis 2011. 11:743–752.
- [2] Cetin, Barbaros, Yuejun Kang, Zhemin Wu, and Dongqing Li. "continuous particle separation by size via AC dielectropharesis using a lab-on-a chip device with 3-D electrodes." 2009. 30: 766-772.
- [3] Zhao, Kai, Larasati, Bernard P. Duncker, and Dongqing Li. "Continuous cell charactrization and separation by microfluidic alternating current dielectropharesis. 2019. 91: 6304-6314
- [4] G.R.Ballantyne, and P.N.Holtham. 2009. " Application of dielectrophoresis for the separation of minerals". 2010. 23: 350–358
- [5] A.Pohl, Herbert. "the motion and precipitation of suspensoids in divergent electric fields." 1951. 22: 869 - 871
- [6] Hung, Ying, Xiao-Bo Wang, Frederick F Beaker, and Peter .R.C Gascoyne.. "introducing dielectropharesis as a new force field for field-flow fractionation." biophysical 12. 1997. 73:1118-1129
- [7] Gascoyne, Peter R. C., and Xiao-Bo Wang. "Dielectrophoretic Separation of Cancer Cells from Blood." Electrostatic Processes Committee of the IEEE.1997. 33: 670 - 678
- [8] Demierre, N, T Braschler, R Muller, and P Renaud. "focusing and continuous separation of cells in a microfluidic device using lateral dielectropharesis." science direct 9. 2007.132: 388- 396
- [9] Yin, Danfen, Xiaoling Zhang, Xianwei Han, Jun Yang, and Ning Hu. "Multi-Stage Particle Separation based on Microstructure Filtration and Dielectrophoresis." 2019. 10, 103
- [10] Lapizco-Encinas, Blanca H, Blake A. Simmons, Eric B. Cummings, and Yolanda Fintschenko. "Insulator-based dielectrophoresis for the selective concentration and separation of live bacteria in." 2004. 25: 1695–1704

- [11] Hyoungh Kang, Kwan, Yuejun Kang, Xiangchun Xuan, and Dongqing Li.
"Continuous separation of microparticles by size with Direct current-
dielectrophoresis." 2006. 27: 694–702
- [12] Kale, Akshay, Saurin Patel, Guoqing Hu, and Xiangchun Xuan. "Numerical modeling of
Joule heating effects in insulator-based dielectrophoresis microdevices." 2013.
34:674–683
- [13] Gonzalez, Perez, Roberto C. Gallo-Villanueva, Braulio Cardenas-Benitez,
Sergio Martinez-Chapa, and Blanca H. Lapizco-Encinas. "A simple
approach to reducing particle trapping voltage in insulatorbased
insulatorbased systems." 2018. 90: 4310-4315
- [14] Shafiee, Hadi, Michael B Sano, Erin A Henslee, and Rafael V Davalos.
the royal society of chemistry 9. 2010. 10: 438–445
- [15] Nada, Ayat, Mohamed Omar, and Ahmad M Seyed. 2018. "separation modelling of
blood cells using dielectrophoresis field flow." international journal of computer
application 7.2018. 181: 0975 – 8887
- [16] pommer, matthew s., yanting zhang, nawarathna keerthi, dong chen, james A.
thomson, carl D. meinhart, and hyongsok T. soh. "dielectrophoresis
separation of platelets from diluted whole blood in microfluidic channels."
2008, 29, 1213–1218
- [17] Caffiyar, Mohamed Yousuff, Nor Hisham B Hamid, Ismail Hussain K, and Eric Tatt
Wei Ho. "Numerical Modelling and Simulation of Dielectrophoretic based WBC
Sorting using Sidewall Electrodes." International Conference on Intelligent and
Advanced Systems (ICIAS). Kuala Lumpur, Malaysia: IEEE. 2016.
- [18] Suzuki, Masato, Yasukawa Tomoyuki, Shiku Hitoshi , and Matsue Tomokazu. "
Negative dielectrophoretic patterning with different cell types" elsevier 5. 2008. 24:
1043-1047
- [19] Urdaneta, Mario, and Elisabeth Smela. "Parasitic trap cancellation using
multiple frequency dielectrophoresis, demonstrated by loading cells into cages"
the royal society of chemistry 7. 2008.8: 550–556
- [20] Urdaneta, Mario, and Elisabeth Smela. "multiple frequency

- dielectrophoresis." 2007. 28: 3145–3155
- [21] Cetin, Barbaros, and Dongqing Li. 2011. "dielectrophoresis in microfluidics technology." 2011. 32: 2410–2427
- [22] Jubery, Talukder Z, Soumya K Srivastava, and Prashanta Dutta. "Dielectrophoretic separation of bioparticles." *electrophoresis journal*. 2014. 35: 691–713
- [23] Jones, T.B., and Masao Washizu. "Multipolar dielectrophoretic and electrorotation theory" *Journal of Electrostatics*. 1996. 37: 121-134
- [24] Wang , Xujing, Xiao-bo Wang, and Peter R.C. Gascoyne. "General expressions for dielectrophoretic force and electrorotational torque derived using the Maxwell stress tensor method" *Journal of Electrostatics* . 1997. 39: 277-295
- [25] Petel, Sourin, Daniel Showers, Pallavi Vedantam, Tzuen Rong Tzeng, and Shizhi Qian. 2012. "microfluidic separation of live and dead yeast cells using reservoir-based dielectrophoresis." *biomicrofluidics* 6, 2012
- [26] Chen, Jian, Jason Li, and Yu Sun. "Microfluidic approaches for cancer cell detection, characterization, and separation." 2012.12: 1753-1767
- [27] Chou, Chia-Fu, and Frederic Zenhausern. "Electrodeless Dielectrophoresis for Micro Total Analysis Systems." *IEEE engineering in medicine and biology* . 2003.
- [28] Kale, A, S Patel, X Lu, and X Xuan. *Journal of Micromechanics and Microengineering*. 2014. 24: 75007–75012.
- [29] Jellema, L. C., T. Mey, S. Koster, and E. Verpoorte. "Charge-based particle separation in microfluidic devices using combined hydrodynamic and electrokinetic effects." 2009.9: 1914-1925.
- [30] Kang, Kwan Hyoun, Xiangchun Xuan, Yuejun Kang, and Dongqing Li. "Effects of dc-dielectrophoretic force on particle trajectories in microchannels." *journal of applied physics* .2006. 99: 790-784.
- [31] Lewpiriyawong, Nuttawut, Chun Yang, and Yee Cheong Lam "Electrokinetically driven concentration of particles and cells by dielectrophoresis with DC-offset AC electric field." 2012. 12:723–733
- [32] Nejad,, H.R, E. Samiei, A. Ahmadi, and M. Hoorfar. "Gravity-driven

hydrodynamic particle separation in digital microfluidic systems." 2015. 5:

35966-35975

[33] Zhang, Yao, Hongxiang Lei, Yanze Li, and Baojun Li. "Microbe removal using a micrometre-sized optical fiber." 2012.12: 1302-1308

Abstract

In experimental perspective, using microfluidic chips are new methods of cellular evaluation. In recent years due to their different functions such as: chemical analysis, biomedical, chemistry, eco-system, food industry, water calibration experimentals, new methods called trapping particles and cells, liquid direction in micro and nano sections had been emphasized. Lots of microfluidic methods in particles separation, using direction course or generated forces by electricity, optic, magnetic, hydrodynamic or gravity had been developed. In this study, we tried to investigate the concepts of the dielectrophoresis force and its role in how to trap microparticles. Dielectrophoresis force is created when dielectric particles are exposed under non-uniform electric field. In the following method, there is no need for charged particles but is dependent on polarized particles. The effectivity of the force relies on electrical properties of particles and the environment. In this dissertation, primarily the original model which is practically enabled to be made is simulated by COMSOL software to be able to analyze direction of dielectric particles that existed in fluid flow to the specific reservoir which is installed for trapping and accumulation of the particles. Particles are influenced by non-uniform electric field after entering the main channel. This microchannel has six electrodes. Two electrodes are exposed on the bottom of the microchannel that are directly connected to the voltage resource. One of these two electrodes is exposed on the beginning of the microchannel that due to the electric field generated causes repelling force on particles. The other electrode is exposed inside the chamber that causes generation of absorbing force on particles. Other four electrodes are exposed on top of the microchannel that work as ground electrode. The factor that is called Clausius-Mossotti factor, is effective for dielectrophoresis force generation. This factor depends on the electrical properties (dielectric constant, electrical conductivity) of particle and fluid and frequency that connected to voltage resource. By changing the input frequency, this factor takes on positive or negative value and consequently positive or negative dielectrophoresis force is generated. Influenced particles by this forces are absorbed or repelled. So by this method, we can create definite path for particles movement and exposition in a specific place. In this study, microparticles (*Saccharomyces cerevisiae*) and a liquid of methanol, methylene blue and deionized water are selected as practical liquid. Fluid flow containing suspended particles, are directed to the channel by speed of 250 micrometer per second. This flow primarily is influenced by electric field and applied frequency on electrode (46 V and 2.1 MHz) with electrodes that existed at the beginning of the channel (focusing electrodes). Then, the flow is influenced by electric field and applied frequency on electrode (50 V and 1 KHz) that existed inside chamber and the particles are directed to the inside chamber and accumulated there. In this study, in numerical analysis, yeast cells with two different diameters (5, 8 micrometer) are separated from each other inside separate chambers by dielectrophoresis force. Particles separation inside separate chambers can be regarded as great improvement in medical science. Changing in number and geometry of the electrodes can be influential on the effectivity of dielectrophoresis forces on particles for being trapped inside the chamber. In this study, by innovation created on focusing electrode's geometry, following results are

achived. By changing in this geometry, more particles are directed to the center of the channel. Particles are focused by negative dielectrophoresis force. They are focused not only on the top r bottom of the microchannel but it is also taken apart from the walls. This microchannel is practically has been experimentally tested. Contoroller parameters sach as: frequency, voltage and input speed are adjusted in a way that the fluid flow containing yeast cells with input speed of 250 micrometer per second is effected by electric field on attractive electrode (50 V and 1 KHz), particles are absorbed inside the chamber. Particle's absorbtion inside the chamber deponds on their concentrate in focusing electrod zone.

Keywords: dielectrophoresis, clausius mossoti factor, particle separation, particle trapping



Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc. Thesis in Energy Conversion Engineering

**Numerical and experimental analysis of dielectric particle
movement and sorting in a micromodel by using DEP**

By: Sareh Younesi Holari

Supervisors:

Dr. Mohsen Nazari

Dr. Mohammad Mohsen Shahmardan

February 2022