

اللَّهُمَّ احْمِنا



دانشکده مهندسی مکانیک

گروه حرارت و سیالات

پایان نامه جهت اخذ درجه کارشناسی ارشد

مطالعه عددی جداسازی ذرات

با استفاده از الکتروکینتیک در میکرو کانال

به کوشش:

علی شکوری

اساتید راهنما:

دکتر محسن نظری

دکتر محمد محسن شاه مردان

استاد مشاور:

دکتر یاسمن دقیقی

شهریور ۱۳۹۸



دانشکده مهندسی مکانیک  
گروه حرارت و سیالات

پایان نامه کارشناسی ارشد آقای علی شکوری  
تحت عنوان مطالعه عددی جداسازی ذرات با استفاده از الکتروکینتیک در میکرو کانال

در تاریخ ..... توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک کارشناسی ارشد  
مورد ارزیابی و با درجه ..... مورد پذیرش قرار گرفت.

امضاء	اساتید راهنما و مشاور
	دکتر محسن نظری
	دکتر محمد محسن شاه مردان
	دکتر یاسمن دقیقی

امضاء	نماینده تحصیلات تکمیلی	امضاء	اساتید داور
	نام و نام خانوادگی :		نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :
			نام و نام خانوادگی :

تقدیم بہ آمان کہ بہ من آموختند.....

## الحمد لله

تشکر و سپاس از اساتید عزیز و بزرگوام، جناب آقای دکتر محسن نظری و دکتر محمد محسن شاه مردان که از محضرشان بهره‌ها بردم و بدون راهنمایی‌های آن‌ها تأمین این پایان‌نامه بسیار مشکل می‌نمود.

همچنین از استاد مشاور پروژه سرکار خانم دقیقی سپاسگزارم که با انتقال معلومات و تجربیات ارزشمند خود مرا در به انجام رساندن این مهم یاری نموده‌اند.

همچنین از اساتید گران‌قدر جناب آقای دکتر ذاکری و جناب آقای دکتر جباری که مسئولیت داوری این پروژه را بر عهده داشتند کمال تشکر را دارم.

از خانواده و همسر عزیزم که حمایت‌های بی‌دریغشان همواره موجب دلگرمی و آرامش خاطر بوده است بی‌نهایت سپاسگزارم.

در پایان از سایر عزیزانی که در این مدت اینجانب را یاری نموده‌اند کمال تشکر را داشته و توفیق روزافزون این عزیزان را از خداوند متعال خواستارم.

## تعهد نامه

اینجانب علی شکوری دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکانیک، گرایش تبدیل انرژی دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه مطالعه عددی جداسازی ذرات با استفاده از الکتروکینتیک در میکروکانال تحت راهنمایی آقای دکتر محسن نظری، دکتر محمد محسن شاه مردان و مشاوره خانم دکتر یاسمن دقیقی متعهد می شوم .

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است .
- در استفاده از نتایج پژوهش های محققان دیگر به مرجع مورداستفاده 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 است و مقالات مستخرج بانام « 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 به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری ، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است .

### تاریخ

### امضای 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

این پایان‌نامه جداسازی و مرتب‌سازی ذرات میکروفلوئیدیکی در میکروکانال‌ها با استفاده از میدان الکتریکی را مورد بررسی قرار داده است و از عدد بی‌بعد رینولدز استفاده شده که به دلیل ابعاد کوچک میکروکانال‌ها، رینولدز اغلب کمتر از یک است و جریان موجود کاملاً آرام و خزشی است. در این پایان‌نامه، جداسازی و دست‌کاری سه ذره گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت موجود در خون تحت تأثیر میدان الکتریکی در یک میکروکانال که الکترودها روی آن به صورت دندان‌های قرار دارد، به صورت دو بعدی با استفاده از نرم‌افزار کامسول شبیه‌سازی و بررسی شده است. نتایج نشان می‌دهد می‌توان با کنترل پارامترهای مؤثر بر جداسازی (حرکت ذرات) ذرات بیولوژیکی موجود در خون، گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت‌ها با ویژگی‌های ذاتی متفاوت را با بازده مناسب از یکدیگر جدا کرد. در این پایان‌نامه علاوه بر آنالیز حساسیت سنجی و افزایش بازده جداسازی به عنوان نوآوری، به دام انداختن ذرات بیولوژیکی گلبول سفید و پلاکت‌ها، نیز توسط سیستم میکروفلوئیدیکی با استفاده از نیروی دی‌الکتروفورسیس انجام شده که ذرات گلبول‌های سفید با بازده مناسبی به دام افتادند. در شبیه‌سازی عددی انجام شده برای اطمینان از درستی تعداد المان‌های شبکه‌بندی، استقلال از مش بودن نتایج بررسی شده که تعداد المان برابر با ۵۷۲۰۴ به عنوان مش بندی مناسب در نظر گرفته شد. اعتبارسنجی نتایج با استفاده از پژوهش آقای تاتسومی و همکاران با تطابق بیشتر از ۹۵ درصد و همچنین حساسیت سنجی نتایج نسبت به پارامترهای مؤثر بر جداسازی شامل ولتاژ، دبی ورودی سیال پایه، سایز ذرات پارامتر کلازیوس موسیتی و فرکانس و عرض الکترودها انجام شده است. در این پایان‌نامه برای هندسه‌ی پیشنهادشده و ولتاژ مشخص ۲،۱ ولت، دبی بهینه برای جداسازی صحیح ذرات مقدار ۱۱۰۰ میکرومتر بر ثانیه می‌باشد. در این پایان‌نامه بازده جداسازی برای گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت‌ها به ترتیب ۹۴ درصد، ۹۴ درصد و ۹۶ درصد است که بازدهی مناسبی در جداسازی ذرات می‌باشد. در این پایان‌نامه به دام انداختن ذرات گلبول سفید با سایز ۱۲ میکرومتر و هدایت ذرات پلاکت‌ها با همان سایز ۲ میکرومتر با استفاده

از نیروی دی الکتروفورسیس ارائه شده است. شرایط مرزی میدان جریان که برای به دام انداختن ذرات گلبول سفید انجام شده است دبی جریان در ورودی برای سیال ۱۸۰۰ میکرومتر بر ثانیه، ولتاژ ۱,۵۵ ولت و فشار در خروجی‌ها صفر در نظر گرفته شده است. بازده به دام افتادن ذرات گلبول سفید ۹۰ درصد بوده و بازده جداسازی ذرات پلاکت‌ها ۹۶ درصد است.

**واژگان کلیدی:** میکروفلوئیدیک، جداسازی و دستکاری، میدان الکتریکی، جریان آرام و خزشی، شبیه‌سازی.



## فهرست مطالب

۱	فصل ۱: مقدمه
۲	۱-۱- مقدمه.....
۲	۱-۲- دستگاه‌های میکروفلوئیدیکی.....
۷	۱-۳- هدف‌های کلی تحقیق.....
۸	۱-۴- خلاصه فصل‌ها.....
۹	فصل ۲: مرور کلی و پیشینه تحقیق
۱۰	۲-۱- مقدمه.....
۱۰	۲-۲- الکتروفورسیس.....
۱۱	۲-۳- دی الکتروفورسیس.....
۱۳	۲-۴- پیشینه تحقیق.....
۲۷	فصل ۳: معادلات حاکم و شرایط مرزی
۲۸	۳-۱- مقدمه.....
۲۸	۳-۲- روش دو قطبی نقطه‌ای.....
۳۳	۳-۳- روش تانسور تنش ماکسو.....
۳۶	۳-۴- نیروی دی الکتروفورسیس در یک میدان AC.....
۳۹	۳-۵- نیروی دی الکتروفورسیس در یک میدان DC.....
۴۲	۳-۶- مدل‌سازی رفتار ذرات در میکروکانال.....
۴۴	۳-۷- روش نقطه‌ای ذرات.....
۴۷	۳-۸- روش ذرات با اندازه محدود.....
۵۱	فصل ۴: روش تحقیق
۵۲	۴-۱- مقدمه.....
۵۳	۴-۲- فرایند جداسازی.....
۵۳	۴-۳- هندسه سیستم میکروفلوئیدیکی.....
۵۵	۴-۴- پارامترهای حاکم بر شبیه‌سازی در ناحیه محاسباتی.....
۵۷	۴-۵- مدل‌سازی میدان جریان سیال.....
۵۷	۴-۶- مدل‌سازی میدان الکتریکی.....
۵۸	۴-۷- انتخاب متریکال.....
۵۹	۴-۸- شبکه بندی.....

۶۰	۴-۹- استقلال از مش.....
۶۰	۴-۱۰- حل کامل مدل سازی.....
۶۱	۴-۱۱- اعتبار سنجی نتایج.....
۶۴	۴-۱۲- بررسی مسیر حرکت ذرات.....
۶۵	۴-۱۲-۱- مسیر حرکت ذرات در زمان های مختلف.....
۶۷	۴-۱۳- بررسی پارامتر دبی سیال پایه.....
۶۹	۴-۱۴- بررسی عرض الکتروود.....
۷۰	۴-۱۵- بررسی تأثیر پارامتر ولتاژ اعمال شده.....
۷۲	۴-۱۶- بررسی پارامتر سایز.....
۷۳	۴-۱۷- بررسی پارامتر کلازیوس موسیتی و فرکانس.....
۷۵	۴-۱۸- بررسی نیروی دی الکتروفورسیس وارد بر ذره در زمان.....

## فصل ۵: به دام انداختن ذرات

۷۷	
۷۸	۵-۱- مقدمه.....
۷۸	۵-۲- هندسه میکرو سیستم.....
۸۰	۵-۳- مدل سازی میدان جریان سیال.....
۸۱	۵-۴- مدل سازی میدان الکتریکی.....
۸۴	۵-۵- بازده به دام افتادن.....

## فصل ۶: نتیجه گیری و پیشنهادها

۸۷	
۸۸	۶-۱- مقدمه.....
۸۸	۶-۲- بازده جداسازی.....
۹۱	۶-۳- پیشنهادها.....

## فهرست اشکال

- شکل (۱-۲) ذره بی بار تحت تأثیر نیروی nDEP در حضور میدان الکتریکی غیریکنواخت (سمت راست) ، ذره بی بار تحت تأثیر نیروی pDEP در حضور میدان الکتریکی غیریکنواخت (سمت چپ) [۹]..... ۱۳
- شکل (۲-۲) رسم شماتیک ماکروفلوئیدیک مبتنی بر DEP: (سمت چپ) میدان الکتریکی غیر یکنواخت با استفاده از مواع عایق، (سمت راست) میدان الکتریکی غیر یکنواخت با استفاده از الکترودهای نامتقارن (فلش خاکستری نشان دهنده جهت [۱۰] N-DEP ..... ۱۴
- شکل (۲-۳) (الف) جداسازی گلبول های سفید خون با استفاده از عایق مستطیلی [۱۱]، (ب) جداسازی سلول های سرطانی پستان با استفاده از عایق مثلثی [۱۳]، (ج) به دام انداختن *B.cereus* و به دام انداختن انتخابی *B.subtilis* [۱۴]..... ۱۵
- شکل (۲-۴) شمایی از دستگاه میکرو جداساز طراحی شده برای جداسازی سلول های خون [۱۵]..... ۱۶
- شکل (۲-۵) شمایی از هندسه میکرو کانال و عایق های درون میکرو جداکننده [۱۶]..... ۱۸
- شکل (۲-۶) شمایی از دستگاه میکروفلوئیدیک مبتنی بر DEP i [۱۷]..... ۱۹
- شکل (۲-۷) جداسازی ذرات با استفاده از الکترودهای مورب و نیروی DEP [۱۸]..... ۲۰
- شکل (۲-۸) شمایی از دستگاه میکروفلوئیدیک و هندسه الکترودها [۱۹]..... ۲۱
- شکل (۲-۹) بهینه سازی هندسه الکترودها با استفاده از الگوریتم ژنتیک [۲۰]..... ۲۲
- شکل (۲-۱۰) جداسازی سلول های سرطانی از سالم با گذاشتن عایق در مسیر حرکت ذرات و تکنیک cDEP [۲۱]..... ۲۳
- شکل (۲-۱۱) (الف) جداسازی گلبول های قرمز خون و مخمرها، (ب) جداسازی گلبول های قرمز خون و ذرات ۱۰ میلیتری لاتکس [۱۰]..... ۲۴
- شکل (۳-۱) دو قطبی استاندارد در میدان الکتریکی غیر یکنواخت [۲۶]..... ۲۹
- شکل (۳-۲) واکنش فرکانسی  $Re(fcm)$  در حالی که  $\epsilon m > \epsilon p$  و  $\sigma p < \sigma m$  [۲۷]..... ۳۲
- شکل (۳-۳) واکنش فرکانسی  $Re(fcm)$  در حالی که  $\epsilon p < \epsilon m$  ،  $\sigma m < \sigma p$  [۲۷]..... ۳۳
- شکل (۳-۴) طیف DEP از یک کره دیالکتریک ؛ الف)  $\epsilon p < \epsilon m$  ،  $\sigma p > \sigma m$  ، ب)  $\sigma p < \sigma m$  [۱۰]..... ۳۹
- شکل (۳-۵) تصویری از مد تک لایه و چند لایه و مد اصلی سلول [۳۵]..... ۴۱
- شکل (۳-۶) طیف DEP ذره کروی تک دیواره در رسانندگیهای مختلف محیط..... ۴۱
- شکل (۳-۷) نیروهای وارد بر ذره در سیستم میکروفلوئیدیک شبیه سازی شده..... ۴۹

- شکل (۴-۱) هندسه میکروسیستم شبیه سازی شده ..... ۵۴
- شکل (۴-۲) شرط مرزی بخش الکتریکی میکروسیستم ..... ۵۷
- شکل (۴-۳) توزیع میدان الکتریکی در ناحیه محاسباتی میکروسیستم شبیه سازی شده ..... ۵۸
- شکل (۴-۴) مش بندی هندسه میکروفلوئیدیکی ..... ۵۹
- شکل (۴-۵) نمودار استقلال از مش نتایج حاصل از شبیه سازی ..... ۶۰
- شکل (۴-۶) شماتیک کلی میکروسیستم پژوهش تاتسومی و همکاران [۴۶] ..... ۶۲
- شکل (۴-۷) شماتیک حرکت ذرات در میکروسیستم پژوهش تاتسومی و همکاران، ناحیه محاسباتی انتخاب شده برای اعتبارسنجی [۴۶] ..... ۶۲
- شکل (۴-۸) (الف و ب) شدت میدان الکتریکی در شرایط ولتاژ اعمالی ۱۰ ولت و فرکانس ۱۰ مگاهرتز، (ج و د) شدت میدان جریان سیال در شرایط سرعت ورودی سیال پایه ۴/۹۹ m/s، (ه) مسیر حرکت ذرات در ناحیه محاسباتی و شبیه سازی شده ..... ۶۳
- شکل (۴-۹) نیروی دی الکتروفورسیس وارد بر ذرات در فواصل عمودی مختلف از الکترودها (-) [۴۶] ..... ۶۴
- شکل (۴-۱۰) نیروهای وارد بر ذره در میکروکانال ..... ۶۵
- شکل (۴-۱۱) مسیر حرکت ذرات گلوله های سفید، قرمز و پلاکت ها در شرایط  $v_{particle}=150\mu m/s$ ،  $P_{outlet}=0$ ،  $V=2.1v$ ،  $f=100KHZ$ ،  $v_{fluid}=1100\mu m/s$  ..... ۶۵
- شکل (۴-۱۲) مسیر حرکت ذرات به صورت فریم های زمانی ..... ۶۶
- شکل (۴-۱۳) تأثیر سرعت جریان ورودی بر ماکزیمم جابجایی ذرات در شرایط  $v_{particle}=150\mu m/s$ ،  $P_{outlet}=0$ ،  $V=2.1v$ ،  $f=100KHZ$  ..... ۶۸
- شکل (۴-۱۴) مسیر حرکت ذرات با دبی های مختلف ورودی سیال ..... ۶۹
- شکل (۴-۱۵) تغییرات ولتاژ مناسب جداسازی بر حسب تغییرات عرض الکترودها ..... ۷۰
- شکل (۴-۱۶) تأثیر اختلاف پتانسیل اعمال شده به الکترودها بر ماکزیمم جابجایی ذرات در شرایط  $P_{outlet}=0$ ،  $f=100KHZ$ ،  $v_{fluid}=1100\mu m/s$ ،  $v_{particle}=150\mu m/s$  ..... ۷۱
- شکل (۴-۱۷) مسیر حرکت ذرات با ولتاژ اعمالی مختلف در شرایط  $v_{particle}=150\mu m/s$ ،  $P_{outlet}=0$ ،  $f=100KHZ$ ،  $v_{fluid}=1100\mu m/s$  ..... ۷۲
- شکل (۴-۱۸) رفتار هر یک از انواع ذرات با تغییرات سایز و ثابت بودن خواص ذاتی در شرایط  $P_{outlet}=0$ ،  $V=2.1v$ ،  $f=100KHZ$ ،  $v_{fluid}=1100\mu m/s$ ،  $v_{particle}=150\mu m/s$  ..... ۷۳
- شکل (۴-۱۹) مقدار حقیقی فاکتور کلازیوس موسیتی در فرکانس های متفاوت ..... ۷۴
- شکل (۴-۲۰) نوسانات نیروی دی الکتروفورسیس وارد شده روی سلول های خونی ..... ۷۵

- شکل (۵-۱) شماتیک هندسی سیستم میکروسیالی به دام انداختن ذرات..... ۷۹
- شکل (۵-۲) توزیع میدان سرعت در میکروکانال  $P_{outlet}=0$ ،  $v_{fluid}=1800\mu\text{m/s}$ ،  $v_{particle}=150\mu\text{m/s}$  ۸۰
- شکل (۵-۳) توزیع پتانسیل الکتریکی در میکروکانال در  $v_{fluid}=1800\mu\text{m/s}$ ،  $v_{particle}=150\mu\text{m/s}$  ۸۱
- ..... $P_{outlet}=0$ ،  $V=1.55\text{v}$ ،  $f=100\text{KHZ}$  ۸۱
- شکل (۵-۴) به دام انداختن ذرات گلبول سفید و هدایت پلاکت ها..... ۸۲
- شکل (۵-۵) به دام انداختن ذرات گلبول سفید و هدایت پلاکت ها در  $v_{particle}=150\mu\text{m/s}$  ۸۲
- ..... $P_{outlet}=0$ ،  $V=1.55\text{v}$ ،  $f=100\text{KHZ}$ ،  $v_{fluid}=1800\mu\text{m/s}$  در زمان های مختلف ۸۳
- شکل (۶-۵) مقدار نیروی دی الکتروفورسیس در راستای عمود بر محور میکروکانال (جهت y) وارد بر گلبول سفید و پلاکت..... ۸۴
- شکل (۵-۷) بازده به دام افتادن ذرات..... ۸۵
- شکل (۶-۱) تعداد ذرات در هر خروجی به ازای وارد کردن ۱۰۰ ذره از هر نوع ذرات..... ۸۹

## فهرست جداول

- جدول (۴-۱) پارامترهای هندسی میکرو ابزار ..... ۵۵
- جدول (۴-۲) ثوابت مورد استفاده در مدل سازی عددی [۴۴] ..... ۵۶
- جدول (۵-۱) پارامترهای هندسی سیستم میکروفلوئیدیکی ..... ۷۹

## فهرست علائم اختصاری

$F_{dep}$  ..... نیروی دی الکتروفورسیس

$v_{particle}$  ..... سرعت ذرات

$v_{fluid}$  ..... سرعت سیال

$F$  ..... فرکانس

$\omega$  ..... فرکانس زاویه‌ای میدان الکتریکی

$\sigma_m$  ..... رسانایی محیط

$\sigma_p$  ..... رسانایی ذره

$F_D$  ..... نیروی درگ

$W_{ch}$  ..... عرض کانال

$L_{ch}$  ..... طول کانال

$We$  ..... عرض الکتروود

$L_e$  ..... طول الکتروود

$L_{inlet}$  ..... طول ورودی ذره

$L_e$  ..... طول الکتروود

$\epsilon_m^*$  ..... ضریب گذردهی مرکب محیط

$\epsilon_p^*$  ..... ضریب گذردهی مرکب ذره

$f_{CM}^*$  ..... ضریب کلازیوس موسیتی





# فصل ۱:

## مقدمه

## ۱-۱- مقدمه

در بیش از چند سال گذشته علم میکروفلوئیدیک<sup>۱</sup> از یک تلاش برای تجزیه و تحلیل مولکولی با هدف های افزایش عملکرد دستکاری<sup>۲</sup>، مرتب‌سازی و جداسازی، به زمینه‌ای تأثیرگذار بر طیف در حال گسترش رشته‌های متنوع، تکامل یافته است. تکنیک‌های میکروفلوئیدیک در علوم مختلف مانند شیمی، زیست‌شناسی، پزشکی و مهندسی و دیگر زمینه‌ها کاربرد فراوان دارد.

میکروفلوئیدیک، علم و فناوری دست‌کاری و کنترل سیالات و ساخت دستگاه‌های کوچک شامل محفظه‌ها و کانال‌ها به‌منظور برقراری جریان سیال در محدوده میکرولیتر و پیکولیتر است. منشأ این ترتیب‌دهی در اوایل دهه ۹۰ میلادی پدیدار شد و با عمومیت یافتن آزمایش‌های شیمیایی در ابعاد میکرو و توسعه فناوری‌های میکروالکترونیک تاکنون رشد چشم‌گیری داشته است ([۱], [۲]).

## ۱-۲- دستگاه‌های میکروفلوئیدیک

یکی از شاخه‌های مهم سیستم‌های میکروالکترومکانیکی<sup>۳</sup> است که با رفتار، کنترل دقیق و کاربرد سیالات در مقیاس حجمی میکرو و نانو سروکار دارد. بر پایه نگرش اقتصادی، این سیستم‌ها بالقوه با هزینه‌های کم قابل ساخت هستند، اندازه کوچکی دارند و موجب کاهش حجم نمونه‌های آزمایشی و کاهش زمان تحلیلی می‌شوند. قابلیت حمل آسان و قابلیت اتوماسیون بالایی دارند و فرایند تولید مجدد آن‌ها مناسب است. به این ترتیب علاوه بر قابل دسترس بودن، هزینه استفاده از ادوات و مواد گران قیمت شیمیایی به شکل چشمگیری کاهش می‌یابد. سامانه‌های میکروفلوئیدیک از اجزای مختلفی ساخته می‌شوند، برخی از اجزا عبارتند از: میکروپمپ‌ها، میکروکانال‌ها، میکرو مخلوط‌کننده‌ها، میکرو حسگرها، مخازن سیالات و دریچه‌ها که معمولاً در مقیاس میکرون یا نانو ساخته می‌شوند. میکروکانال‌های توزیع سیال برای عبور سیال در شاخه‌های مختلف سامانه‌های میکروفلوئیدیک استفاده می‌شوند و کاربردهای وسیعی

<sup>۱</sup>Microfluidic

<sup>۲</sup> Manipulation

<sup>۳</sup>Microelectromechanical systems (MEMS)

یافته‌اند. سامانه‌هایی که از اجزای فوق ساخته می‌شوند اصولاً سطحی حدود چند سانتیمتر تا چند میلی‌متر را اشغال می‌کنند. سامانه‌های میکروفلوئیدیکی در زمینه‌های متنوعی کاربرد دارند که از آن جمله می‌توان به صنایع داروسازی، تحلیل شیمیایی، حسگرهای شیمیایی و بیوپزشکی، انتقال دارو، جداسازی مولکولی نظیر تحلیلی DNA، تقویت، تعیین توالی یا سنتز نوکلئیک اسیدها اشاره نمود. این سامانه‌ها، هم‌چنین بخش مهمی از سامانه‌های کنترل دقیق در خودروهای مدرن را تشکیل می‌دهند و انتظار می‌رود که در صنایع هوافضا، صنایع تغذیه و صنایع نیمه‌هادی کاربردهای جدیدی پیدا کنند. مزایای اصلی استفاده از سامانه‌های میکروفلوئیدیکی در آزمایشگاه‌ها بر روی تراشه، راندمان بالا، قابلیت مجتمع سازی، تولید انبوه، کم شدن زمان لازم برای واکنش و امکان انجام عملیات موازی است [۲].

چهار عامل را می‌توان منشأ پیدایش فناوری میکروفلوئیدیکی دانست که هرکدام سهمی در ایجاد و پیشرفت این فناوری داشته‌اند. قدیمی‌ترین عامل مربوط به پیدایش روش‌های میکروآنالیزی همچون کروماتوگرافی فاز گاز و مایع با فشار بالا و الکتروفورسیس مویرگی است که توانستند انقلابی در روش‌های میکروآنالیز شیمیایی ایجاد کنند. با به کارگیری این روش‌ها، حساسیت و قدرت تفکیک بالایی در آنالیز مقادیر جزئی نمونه‌ها ممکن شده است. موفقیت این روش‌ها کاربردهای تازه‌ای برای آن‌ها در علوم شیمی و زیست‌شناسی ایجاد کرده است. دومین محرک از زیست‌شناسی مولکولی ناشی می‌شود. زمانی که در دهه ۱۹۸۰ یک افزایش انفجاری در داده‌های ژنومیک رخ داد که ایجاد روش‌های میکروآنالیز مرتبط با زیست مولکولی را مانند روش‌های توالی‌یابی به دنبال داشت. این روش‌ها نیاز به ابزارهایی با کارکرد بالاتر و حساسیت و قدرت تفکیک بیشتر نسبت به ابزارهای قدیمی داشتند. فناوری میکروفلوئیدیکی راه حل بسیار مناسبی برای غلبه بر این مشکلات بود. عامل سوم مربوط به صنایع میکروالکترومکانیک است. اولین امیدواری‌ها برای ساخت تراشه‌های میکروفلوئیدیکی لیتوگرافی و فناوری‌های مرتبط با آن بود، که به صورت موفقیت‌آمیزی در ساخت تراشه‌های میکروالکترونیک به کار گرفته شده بود. این فناوری‌ها

به صورت مستقیم در میکروفلوئیدیک قابل استفاده هستند. در حقیقت، در برخی از اولین کارها در میکروسیستم‌های سیالی از سیلیکون و شیشه استفاده شده است در صورتی که استفاده از شیشه و سیلیکون برای آنالیزهای مربوط به آب و نمونه‌های بیولوژیکی در آب و حتی کار با سلول‌های پستانداران نامناسب و غیرضروری است بخصوص که سیلیکون، گران قیمت و در مقابل نور مرئی و فرابنفش کدر است. آخرین محرک ایجاد این فناوری در بخشی کاملاً مجزا بوده است. زمانی که پس از جنگ سرد سلاح‌های شیمیایی و بیولوژیکی در صنایع نظامی کاربرد پیدا کردند، وزارت دفاع ایالات متحده آمریکا با ایجاد یک مرکز تحقیقاتی با نام دارپا<sup>۱</sup> سرمایه‌گذاری در بخش سیستم‌های میکروفلوئیدیک را افزایش داد تا از قدرت این فناوری، در بخش نظامی به‌عنوان آشکارسازی، برای تهدیدهای بیولوژیکی و شیمیایی سود ببرد.

توسعه سیستم‌های میکروفلوئیدیک به‌طور قابل توجه از سال ۱۹۸۰ بوده است از لحاظ تاریخی اولین کاربردهای سامانه‌های میکروفلوئیدیک به استفاده از آن‌ها در پرینترهای جوهرافشان برمی‌گردد. دیگر کاربرد آن به میکروموتورها مربوط می‌شود. اما امروزه کاربردهای آن در حوزه بیوتکنولوژی رو به افزایش است. در واقع سیستم‌های میکروفلوئیدیک اساس بیشتر توسعه‌های بیوتکنولوژی است، زیرا به‌طور ساده می‌توان گفت که نمونه‌های زیستی در حالت مایع هستند و محل زندگی آن‌ها در محیط‌های آبی قرار دارد. در مقایسه با تکنیک‌های متداول در بیوتکنولوژی، سیستم‌های میکروفلوئیدیک مزایای فراوانی دارد از جمله اینکه حجم نمونه و معرف به‌طور قابل توجهی کاهش می‌یابد که خود باعث کاهش هزینه فرآیند می‌شود و همچنین نتایج و یا محصولات را در زمان کمتری بدست می‌دهند. کاهش زمان می‌تواند در کاهش هزینه و همچنین در شرایط اضطراری لازم دانست. با استفاده از این سیستم‌ها خطر کار و کنترل دقیق مواد سمی کاهش می‌یابد. ویژگی قابل حمل بودن ویژگی ممتازی است که با استفاده از این تراشه‌ها و به عبارتی آزمایشگاه روی تراشه بدست می‌آید. اگرچه سامانه‌های میکروفلوئیدیک انقلابی برای

---

<sup>۱</sup>DARPA

بیوتکنولوژی به ارمغان آورده است اما باید به چالش‌های به وجود آمده نیز توجه کرد تا نتیجه بهتری بدست آید. بحث مجتمع‌سازی همه قطعات مانند میکروپمپ‌ها، میکروشیرها، میکرو مخلوط‌کننده‌ها و ... در یک تراشه، میکروماشین کاری تمامی قسمت‌ها، کاهش حجم از مقیاس ماکرو به میکرو (مولکول‌ها و ذرات موجود در حجم‌های ماکرو باید به حجم میکرو تلغیظ شوند تا بتوانند وارد تراشه شوند)، افزایش نسبت سطح به حجم که بر رفتار فیزیکی سیستم اثر می‌گذارد (مانند نیروی چسبندگی مولکول‌ها به دیواره و اثرات مویبندی که می‌تواند جلوی جاری شدن سیال را در میکروکانال بگیرد) از این دست چالش‌ها هستند که باید مورد توجه قرار گیرند.

میکروفلوئیدیک کاربردهای گسترده‌ای در زمینه‌های مختلف از جمله چاپ‌گرهای جوهرافشان، تجهیزات جداسازی سلول‌های خونی، سنجش‌های بیوشیمیایی، سنتزهای شیمیایی، آزمایش‌های ژنتیکی، غربال دارویی، الکتروکروماتوگرافی، میکروماشین کاری سطح و ... دارند. جداسازی و مرتب‌سازی ذرات یکی از مهم‌ترین کاربردهای میکروفلوئیدیک است که به روش‌های مختلف انجام گرفته است. جداسازی به دو روش کلی فعال و غیر فعال انجام می‌گیرد که روش‌های غیر فعال به اثرات هیدرودینامیکی جریان متکی هستند. عملکرد تکنیک‌های مرتب‌سازی بر اساس خلوص، بازده (عملکرد) و توان تولید آن تجزیه و تحلیل می‌شود. روش‌های غیرفعال تلاش می‌کنند رفتار هیدرودینامیکی ذرات را با تغییر هندسی تغییرات میکروکانال‌ها برای دستیابی به مرتب‌سازی تغییر دهند. در حال حاضر، رویکردهای منفعل بر اساس پدیده‌های مختلف جریان دینامیک در ابعاد میکرو توسعه داده شده است [۲].

روش‌های فعال شامل استفاده از تکنیک‌های مگنتو فورسیس، دی الکتروفورسیس، اپتیکال، آکوستیک و سایر تکنیک‌هایی است که امروزه مورد استفاده قرار می‌گیرند. از روش‌های فعال به کار گرفته شده نیز می‌توان به روش‌هایی چون: شکست جریان تحت فشار، فیلتراسیون هیدرودینامیکی، اینرسی، جابه‌جایی

---

<sup>۱</sup>Electrochromatography

<sup>۲</sup>Dielectrophoresis

جانبی معین و ... اشاره کرد. در این پایان‌نامه به شبیه‌سازی جداسازی و دستکاری ذرات بیولوژیکی گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت موجود در خون با استفاده از دی الکتروفورسیس پرداخته می‌شود [۲]. از آنجا که جداسازی ذرات بیولوژیکی امروزه در علم پزشکی و مهندسی اهمیت فراوان دارد، تلاش برای ارائه تکنیک‌ها جدید و همچنین راهکارهای مناسب جهت افزایش بازدهی جداسازی و دستکاری نیز اهمیت بیشتری یافته و این مهم ضرورت انجام و هدف این پایان‌نامه است.

دی الکتروفورسیس (DEP) یکی از متداول‌ترین روش‌های فعال مورد استفاده برای دستکاری ذرات، سلول‌ها، و سایر اجزای موجود در میکروفلوئیدیک است. وسایل تولید شده بر اساس دی الکتروفورسیس در میکروفلوئیدیک‌ها، به طور قابل توجهی برای به دام انداختن، جداسازی، طبقه‌بندی و شناسایی سلول‌ها و ذرات مورد استفاده قرار می‌گیرند. در فناوری میکروفلوئیدیک به حرکت ذرات در میدان الکتریکی غیر یکنواخت که ناشی از برهم کنش ذرات دوقطبی و گرادیان مکانی است، دی الکتروفورسیس می‌گویند [۲].

روش متداول برای کاربردهای DC-DEP اعمال یک میدان الکتریکی توسط الکترودهای غوطه‌ور در مخازن است، و جریان نیز ناشی از این میدان الکتریکی است (به عنوان مثال) EOF میدان الکتریکی یکنواخت، توسط طراحی ساختار شبکه‌ی میکروکانال، مانند موانع عایق‌های الکتریکی تولید می‌شود، و آن را دی الکتروفورسیس مبتنی بر عایق (IDEP) می‌گویند. داخل دستگاه هیچ الکترودی وجود ندارد. از این رو این دستگاه، مقاوم در برابر مواد شیمیایی بی اثر بوده و از نظر ساخت بسیار ساده هستند. از آنجایی که از الکترودهای خارجی استفاده می‌شود، DC-DEP به ولتاژ بالایی برای تولید نیروی دی الکتروفورسیس کافی که منجر به اثر حرارت مقاومتی جدی در داخل کانال شود، نیاز دارد. این افزایش حرارت ناشی از حرارت مقاومتی در داخل کانال موجب تشکیل حبابی می‌شود که عملکرد دستگاه را مختل می‌کند [۳]. علاوه بر این حتی افزایش اندک دما  $\Delta T \approx 4^\circ C$  (بالاتر از دمای فیزیولوژیکی سلول) ممکن است منجر به مرگ و از بین رفتن سلول آزمایشی، داخل بدن پستاندار شود.

روش متداول برای کاربردهای AC-DEP، مجموعه‌ای از الکترودهای فلزی (به عنوان الکتروود داخلی) است که داخل شبکه میکروکانال تعبیه شده است. اکثر اوقات، این الکترودهای داخلی مسطح (دو بعدی) هستند (به عنوان نمونه ارتفاع این الکتروودها در حدود ۱۰۰ نانومتر است)، و با دستگاه‌های پیچیده ساخته می‌شوند، زمان‌بر بوده و تکنیک‌های پرهزینه‌ی ساخت، مانند رسوب‌دهی شیمیایی و پرتوی تبخیر الکترونی، در سیستم‌هایی با عملکرد اقتصادی کم‌تر، منجر به افزایش مقیاس سیستم می‌شود. علاوه بر این، هنگام کار با بیوذرات، رسوب الکتروودها منجر به اختلال در بهره‌برداری از دستگاه می‌شود [۴]. با وجود اشکالات فراوان، AC-DEP به دلیل کارایی در ولتاژهای پایین و مانع حرارت مقاومتی شدن، سودمند است. علاوه بر این، تجهیزات ساده‌ی ولتاژ پایین، که برای تولید میدان الکتریکی مورد نیاز است، سیستم‌های AC-DEP را با مدارهای مجتمع سازگار می‌سازد و برای دستگاه‌هایی با باتری دستی، مناسب است. در این بررسی، بینشی دقیق از اجزای DEP برای کاربردهای AC-DEP و DC-DEP و همچنین مدل‌سازی مبتنی بر دستکاری ذرات DEP برای AC-DEP و DC-DEP ارائه شده است [۲].

### ۳-۱- هدف‌های کلی تحقیق

با استفاده از این روش برای جداسازی، می‌توان سلول‌های بیولوژیکی که خواص ذاتی متفاوتی را دارند از یکدیگر با دقت مناسبی جداسازی کرد که این امر می‌تواند در علوم مختلف راهکار مناسبی برای پیشرفت این علوم باشد. در این پایان‌نامه سلول‌های خونی گلبول‌های قرمز، گلبول‌های سفید و پلاکت‌ها با بازده مناسبی از یکدیگر جدا شده است. در این پایان‌نامه آنالیز حساسیت سنجی پارامترهای مؤثر بر جداسازی از جمله ولتاژ اعمال شده بر الکتروودها، دبی ورودی سیال پایه، پارامتر کلازیوس موسیتی، عرض الکتروود و .... انجام شده است و علاوه بر این در سیستم میکروفلوئیدیکی این پایان‌نامه با تغییرات هندسی (کاهش عرض الکتروود که موجب کاهش ولتاژ مورد نیاز اعمال شده بر الکتروودها) تأثیر حرارت بر سلول‌های بیولوژیکی را کاهش داده تا از، از بین رفتن و آسیب دیدن سلول‌های بیولوژیکی در اثر حرارت ناشی از ولتاژ بالا، جلوگیری شود. همچنین می‌توان سلول‌های تومور سرطانی و عوامل بسیاری

از بیماری‌ها را نیز با استفاده از این روش از یکدیگر جداسازی کرد که این امر کمک و پیشرفت شایانی را در علم پزشکی به وجود آورده است.

#### ۴-۱- خلاصه فصل‌ها

در فصل اول در مورد میکروفلوئیدیک و دستگاه‌های میکروفلوئیدیک بحث شد. در ادامه در مورد کاربرد سیستم‌های میکروفلوئیدیک صحبت شد و پس از آن روش‌های جداسازی میکروذرات در سیستم‌های میکروفلوئیدیک و همچنین به گونه‌های متفاوت جداسازی با استفاده از دی‌الکتروفورسیس اشاره شد.

در فصل دوم ابتدا به مفهوم پدیده الکتروفورسیس و دی‌الکتروفورسیس پرداخته شده و پس از آن مرور کلی بر پیشینه تحقیق شده است. در فصل سوم معادلات حاکم بر فیزیک‌های موجود در این تحقیق تشریح شده و پس از آن همچنین معادلات مربوط به نیروی دی‌الکتروفورسیس و حل مسئله در این تحقیق مطرح شده است. در فصل چهارم روش تحقیق مورد استفاده در این پایان‌نامه بیان شده که ابتدا مدل هندسی پیشنهاد شده مطرح شده و سپس مدل‌سازی جریان سیال و مدل‌سازی جریان الکتریکی برای شبیه‌سازی ردیابی و جداسازی ذرات بیان شده است در ادامه نیز به اعتبارسنجی و استقلال از مش بودن نتایج و همچنین بازده جداسازی پرداخته شده است. در فصل پنجم به مدل‌سازی و شبیه‌سازی به دام انداختن یک ذره پرداخته شده است. در فصل ششم نیز نتیجه‌گیری و پیشنهادهای آتی تحقیق مطرح شده است.



## فصل ۲:

### مرور کلی و پیشینه تحقیق

## ۱-۲- مقدمه

در این فصل ابتدا پدیده‌های الکتروفورسیس و دی الکتروفورسیس بیان شده است و پس از آن به تشریح روش‌ها و روابط مربوطه جهت محاسبه و اندازه‌گیری نیروی دی الکتروفورسیس پرداخته شده است. در قسمت پایانی نیز پیشینه این تحقیق شرح داده شده است.

## ۲-۲- الکتروفورسیس

الکتروفورسیس<sup>۱</sup> یک روش جداسازی بر اساس اختلاف در سرعت مهاجرت ذرات باردار در هر ابعادی در میدان الکتریکی می‌باشد. این روش جداسازی برای اولین بار توسط شیمیدان سوئدی، آرنه تیسلیوس<sup>۲</sup> در دهه ۱۹۳۰ برای مطالعه پروتئین‌های سرم معرفی شد [۵]. این دانشمند در سال ۱۹۴۸ جایزه نوبل برای این ابداع خود دریافت کرد. الکتروفورسیس برای انجام بسیاری از جداسازی‌های مشکل برای مثال، جداسازی آنیون‌ها و کاتیون‌های معدنی، آمینواسیدها، داروها، ویتامین‌ها، کربوهیدرات‌ها، پروتئین‌ها و تعداد بی‌شماری از گونه‌های دیگر کاربرد دارد. برای سال‌های متمادی، الکتروفورسیس یک روش قدرتمند برای جداسازی پروتئین‌ها و نوکلئیک اسیدها با تفکیک بی‌همتا بشمار می‌آمد. برای مثال در توالی DNA، نیاز است که پلی نوکلئوتیدهای بلند زنجیره دارای تعداد ۲۰۰ تا ۵۰۰۰ باز را از هم متمایز کرد که با استفاده از این روش به راحتی می‌توان جداسازی را انجام داد. یک جداسازی الکتروفورسیس با تزریق مقدار کمی از یک نمونه به محلول‌های بافری که در یک لوله نازک با یک صفحه تخت متخلخل مانند یک کاغذ یا یک ژل نیمه جامد انجام می‌شود. یک ولتاژ بالا در عرض طول لوله با سطح تخت اعمال می‌شود. میدان الکتریکی، باعث می‌شود ذرات باردار به سمت یک یا هر دو الکتروود با بار مخالف مهاجرت کند. سرعت مهاجرت گونه‌ها به بار و اندازه آن‌ها وابسته است. جداسازی بر اساس تفاوت میان نسبت بار به اندازه انجام می‌گیرد [۵].

<sup>۱</sup>Electrophoresis

<sup>۲</sup>Arne Tiselius

### ۳-۲- دی الکتروفورسیس<sup>۱</sup>

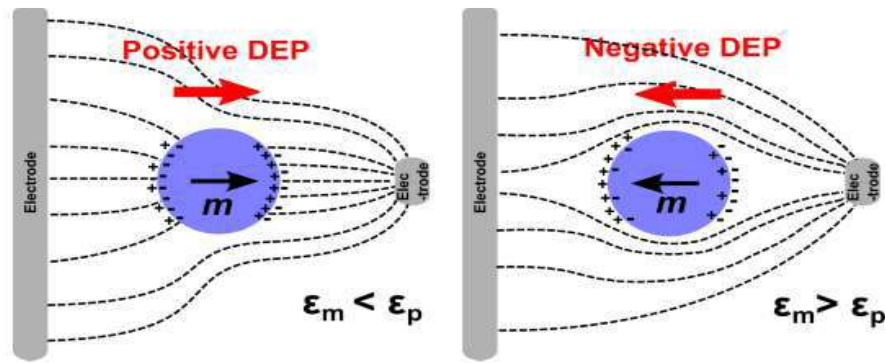
هنگامی که یک ذره با بار الکتریکی خنثی در یک میدان الکتریکی غیریکنواخت قرار می‌گیرد نیرویی به ذره وارد می‌شود که به این نیرو، نیروی دی الکتروفورسیس گفته می‌شود. مقدار این نیرو به خواص دی الکتریک ذره و سیالی که ذره در آن شناور است وابسته است. این پدیده برای اولین بار توسط دکتر هربرت پال<sup>۳</sup> در دانشگاه پرینستون در سال ۱۹۵۸ معرفی شدند [۶]. ایشان توانستند توسط این پدیده معلق ماندن قطرات کوچک آب را در میان هوا توضیح دهند. پدیده دی الکتروفورسیس حرکت ذرات در میدان الکتریکی غیریکنواخت با توجه به فعل و انفعالات ذرات قطبیده با گرادیان فضایی می‌باشد. ذرات دوقطبی عمدتاً، دو ریشه دارند. اولین ریشه، دوقطبی دائمی است که ناشی از جهت‌گیری اتم‌ها و پدیده‌های ذاتی است. دومین نوع دوقطبی، ناشی از جهت‌گیری سطحی ذرات باردار، در حضور میدان الکتریکی خارجی است. بحث پیرامون جزئیات دوقطبی به تعریف مفهوم قطبش نیاز دارد. قطبش را می‌توان با میزان توانایی فلزات در تولید بارهای سطحی، توصیف کرد (به طور کلی، قطبش میزان توانایی فلزات در پاسخ‌دهی به میدان الکتریکی است که سه مکانیزم اساسی قطبش الکترونیکی، قطبش اتمی و جهت‌گیری قطبش را شامل می‌شود). قطبش سطحی مکانیزم اضافه‌ای است که از تجمع بارهای سطحی در دو دی الکتریک متفاوت حاصل می‌شود. ([۷], [۸]). زمانی که ذره‌ای معلق در محلول الکترولیتی در میدان الکتریکی غیریکنواخت قرار گرفته باشد، بار درون ذره و محیط بسته به قطبش ذرات و محیط در وسط آن‌ها دوباره توزیع خواهد شد این توزیع غیریکنواخت بار به معنی تفاوت در چگالی بار در دو طرف ذره است که با اعمال میدان الکتریکی منجر به دوقطبی شدن سراسر ذره خواهد شد. هنگامی که سیستم ذره و محیط در میدان الکتریکی غیریکنواخت قرار بگیرد، در انتها ذرات نیروهای مختلفی را احساس خواهند کرد (همان‌طور که در شکل (۲-۱) مربوط به ذرات کروی مشاهده

<sup>۱</sup>Dielectrophoresis (DEP)

<sup>۲</sup>Dielectric

<sup>۳</sup>Dr. Herbert Pohl

می‌کنید) تفاوت در مقدار نیرو در دو طرف انتهایی، در هر دو جهت بسته به قطبش ذره و محیط، نیروی خالصی را تولید می‌کند که اگر قطبش ذرات بیشتر از محیط باشد، بار بیشتری کنار ذرات انباشته خواهد شد و در نتیجه ذره به سمت ناحیه‌های که میدان الکتریکی قوی‌تر است جذب می‌شود در این حالت ذره، نیروی دی‌الکتروفورسیس مثبت (pDEP) تجربه می‌کند. اگر قطبش محیط بیشتر از ذره باشد، بار بیشتری نزدیک محیط انباشته می‌شود و در نتیجه ذره از ناحیه‌ای که در آن میدان الکتریکی قوی‌تر است دور خواهد شد. در این حالت بر ذره نیروی دی‌الکتروفورسیس منفی (nDEP) وارد می‌شود. در نهایت می‌توان از چند لحاظ پدیده الکتروفورسیس و دی‌الکتروفورسیس را با هم مقایسه کرد. در جداسازی به روش الکتروفورسیس ذره باید دارای بار قابل توجهی باشد اما در جداسازی به روش دی‌الکتروفورسیس ذرات هم می‌توانند باردار و هم خنثی باشند. نیروی دی‌الکتروفورسیس در ابعاد میکرون و کوچک‌تر کاربرد دارد در حالی که نیروی الکتروفورسیس محدودیتی در ابعاد ندارد. در پدیده الکتروفورسیس ذرات باردار با توجه به جهت میدان و در راستای خطوط جریان حرکت خواهند کرد، در صورتی که در دی‌الکتروفورسیس ذرات با توجه خواص دی‌الکتریک خودشان و محلولی که در آن قرار دارند می‌توانند به سمت نواحی با میدان بالاتر حرکت کنند یا از آن دور شوند. میدان الکتریکی برای ایجاد نیروی دی‌الکتروفورسیس باید حتماً دارای غیریکنواختی باشد اما برای ایجاد نیروی الکتروفورسیس می‌توان هم از میدان یکنواخت و هم از میدان الکتریکی غیریکنواخت استفاده کرد.



شکل (۲-۱) ذره بی بار تحت تأثیر نیروی nDEP در حضور میدان الکتریکی غیریکنواخت (سمت راست) ، ذره بی بار تحت تأثیر نیروی pDEP در حضور میدان الکتریکی غیر یکنواخت (سمت چپ) [۹]

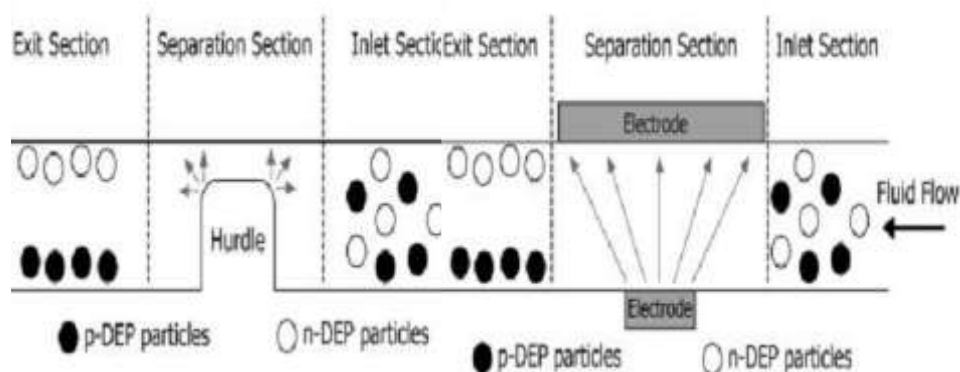
#### ۲-۴- پیشینه تحقیق

تا کنون برای جداسازی ذرات از یکدیگر از اصول مختلفی استفاده شده است که هر کدام کاربرد مربوط به خود را دارند، از جمله آن می توان به متفاوت بودن چگالی، اندازه، شکل پذیری، خواص سطحی و خواص الکتریکی اشاره کرد. از این میان، عملگرهای دی الکتروفورسیس که برای جداسازی ذرات از خواص متنوع ذرات استفاده می کنند، به یک ابزار قدرتمند برای جداسازی ذرات تبدیل شده اند. اساس طراحی سیستم های میکروفلوئیدیک که برای کاربردهای مختلف مانند جداسازی، دستکاری، فیلتراسیون و ... استفاده می شوند و بر پایه پدیده دی الکتروفورسیس کار می کنند، تفاوت در نیروی دی الکتروفورسیسی است که به ذرات وارد می شود. این تفاوت به دلیل نحوه قطبیده شده ذرات است.

همان طور که بیان شد دی الکتروفورسیس به نیروی که به یک ذره قطبش پذیر در یک میدان الکتریکی غیر یکنواخت و معمولاً متغیر با زمان وارد می شود، گفته می شود. بسته به خواص الکتریکی ذره و سیال اطراف آن، ذرات به سمت جایی که شدت میدان الکتریکی زیاد است جذب شده (دی الکتروفورسیس مثبت) و یا از آن رانده شود (دی الکتروفورسیس منفی). لذا سیستم باید به نحوی طراحی شود که ذرات تحت اثر میدان الکتریکی غیر یکنواخت قرار بگیرند.

مسیر حرکت ذرات در این گونه سیستم‌ها اهمیت ویژه دارد. به عنوان نمونه در برخی سیستم‌های طراحی شده برای جداسازی ذرات، از تفاوت در ارتفاع قرار گرفتن ذرات با توجه به نیروی pDEP و یا nDEP وارده استفاده شده است. طراحی مناسب این گونه سیستم‌ها نیازمند پیش‌بینی ارتفاع ذرات در کانال دارد.

دی الکتروفورسیس برای جداسازی ذرات با توجه به اندازه و مشخصات الکتریکی ذرات، در صورتی که میدان الکتریکی غیر یکنواخت باشد، دارای مقدار پتانسیلی است که درون سیستم میکروفلوئیدیک نشان داده شده است. ایده‌ی اصلی، انحنای خطوط میدان الکتریکی در کانال میکروفلوئیدیک است که می‌توان با طراحی موانع عایق (یا پست‌های عایق) درون شبکه‌ی میکروکانال (کاربردهای iDEP نشان داده شده (در شکل ۲-۲ الف) ساخت الکترودهای متفاوت از نظر هندسی درون سیستم (شکل ۲-۲ ب) و یا طراحی خطوط منحنی داخل میکروفلوئیدیک، بدین منظور دست یافت.



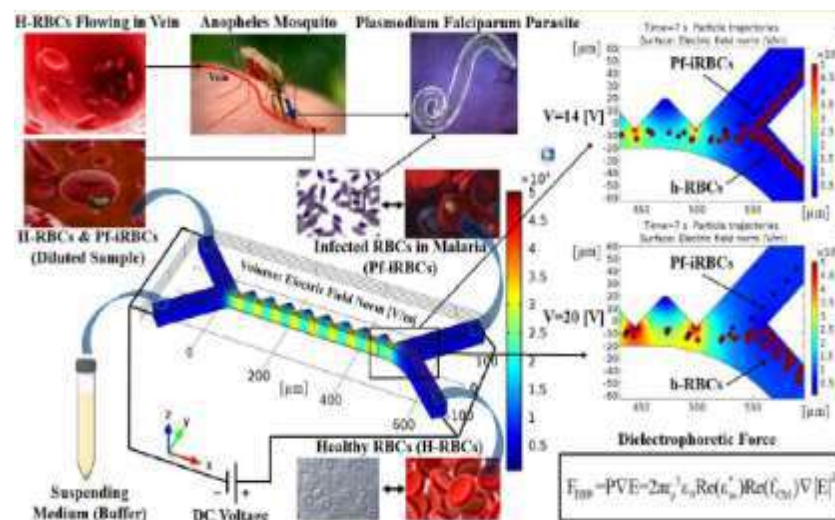
شکل (۲-۲) رسم شماتیک ماکروفلوئیدیک مبتنی بر DEP: (سمت چپ) میدان الکتریکی غیر یکنواخت با استفاده از موانع عایق، (سمت راست) میدان الکتریکی غیر یکنواخت با استفاده از الکترودهای نامتقارن (فلش خاکستری نشان دهنده جهت N-DEP [۱۰])

برای استفاده از iDEP، میدان الکتریکی، توسط الکترودهای داخلی و خارجی مخازن، که نیاز به ولتاژ بالایی دارد، تولید می‌شود. بنابراین میدان DC و یا میدان AC فرکانس پایین، با توجه به تفاوت ذرات در تولید ولتاژ بالای AC با فرکانس بالا ارجح است.

ند و همکاران [۱۱]، یک قطره نفت کروی را به عنوان عایق درون کانال مستقیم قرار دادند و موفق به جداسازی ذرات پلی استایرن ۱، ۵/۷ و ۱۵/۷ میکرومتری شدند. کانگ و همکاران [۱۲]، عایق مستطیل



لاپیزکو - انسیناس<sup>۱</sup> و همکارانش [۱۴]، پست دایره‌ای شکلی را جهت جداسازی گونه‌های مختلف باکتری، به نام‌های Gram-positive *Bacillus subtilis* و Gram-negative *Escherichia coli* و *B. cereus* and *B. megaterium* معرفی کرده‌اند. نهبوندی [۱۵] در بررسی عددی خود برای جداسازی مالاریا از سلول‌های خونی یک دستگاه میکروفلوئیدیکی مبتنی بر DC-iDEP پیشنهاد داده است. در این طراحی، الکترودها در ورودی‌ها و خروجی‌ها قرار داده شده و عایق‌هایی مثلثی شکل نیز در کانال تعبیه شده تا راندمان جداسازی بیشتر شود. برای آنکه ذرات در نزدیکی عایق‌ها در کانال حرکت کنند و جداسازی بهتر انجام گیرد از یک جریان اضافی برای این کار استفاده شده است. جداسازی ذرات در این طراحی با استفاده از میدان سیال انجام می‌شود. در این تحقیق تأثیر پارامترهای هندسی کانال و عایق‌ها، ولتاژ اعمال شده به الکترودها در ابتدا و انتهای کانال و همچنین اثر مقدار PH محلول بر جداسازی بررسی شده است. این پژوهش نشان می‌دهد زمانی که PH محلول ۵ و ولتاژ اعمال شده به الکترودها ۱۳ ولت است جداسازی به خوبی انجام می‌گیرد.



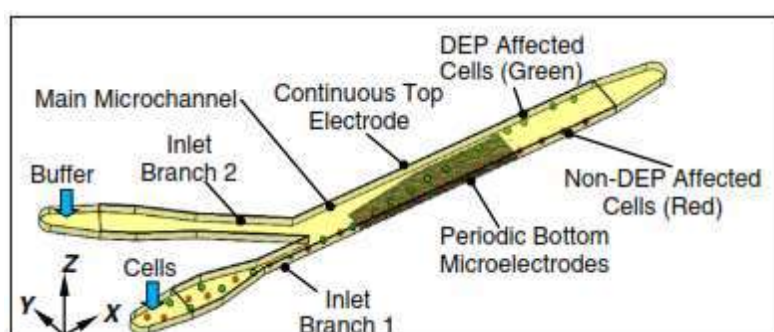
شکل (۴-۲) شمایی از دستگاه میکروجداساز طراحی شده برای جداسازی سلول‌های خون [۱۵]

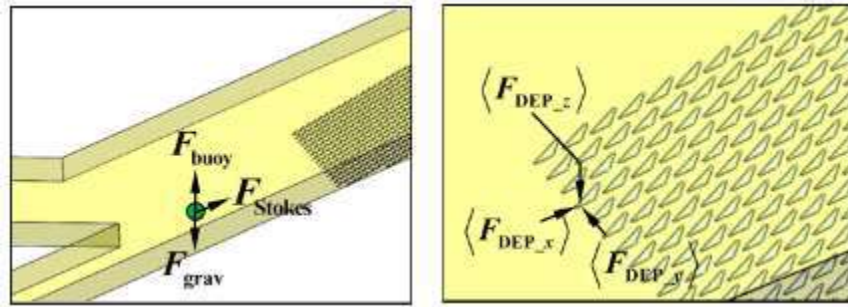
<sup>۱</sup>Lapizco-Encinas

<sup>۲</sup>field flow fractionation



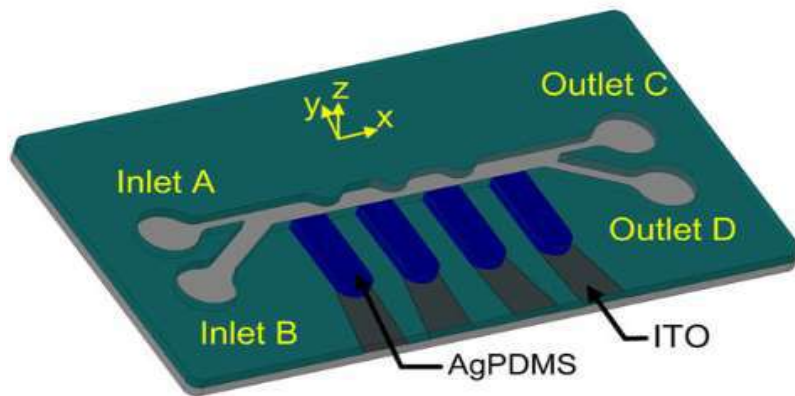
یکی از مزایای منحصر به فرد DEP نسبت به روشهای موجود برای جداسازی سلول این است که نیروی DEP به شدت وابسته به زنده ماندن سلول است. غشای سلولی، که به طور معمول غیرقابل نفوذ و بسیار عایق است، به طور معمول پس از مرگ سلولی، قابل نفوذ شده و این منجر به آزاد شدن یونها از سیتوپلاسم از طریق نقص ساختاری در غشای سلول مرده و قابلیت هدایت سلول به طور چشمگیری افزایش می یابد. این تغییر در خواص الکتریکی پس از مرگ سلولی باعث جداسازی سلول زنده یا مرده DEP می شود. در تحلیلی عددی و آزمایشگاهی چانگ لم و همکاران [۱۶]، دستگاه میکروفلوئیدیکی برای جداسازی سلولهای مرده و زنده پیشنهاد داده اند. از آنجایی که سلولهای مرده تحت تأثیر میدان الکتریکی قرار نمی گیرند و نیروی DEP به این سلولها وارد نمی شود می توان آنها را در یک میدان الکتریکی غیریکنواخت قرار داد و از سلولهای زنده جدا کرد. در این پژوهش برای غیریکنواخت کردن میدان الکتریکی در کانال از عایقهایی مثلثی شکل درون محفظه میکروکانال مطابق با شکل (۲-۴) استفاده شده که موجب می شود سلولهای زنده از مسیر اصلیشان منحرف شوند. در این تحقیق نیز از یک محلول بافر که از ورودی دوم وارد محفظه کانال می شود استفاده شده تا ذرات را به سمت الکترودها هدایت کند و جداسازی بهتر انجام گیرد. در این تحقیق اثر تعداد، اندازه و مکان عایقهای مثلثی در کانال مورد بررسی قرار گرفته و برای آنکه جداسازی به خوبی انجام گیرد پارامترهای مناسب محاسبه شده اند و سپس با نتایج آزمایشگاهی مقایسه شده اند. همخوانی خوبی بین نتایج آزمایشگاهی و عددی در این پژوهش دیده می شود.





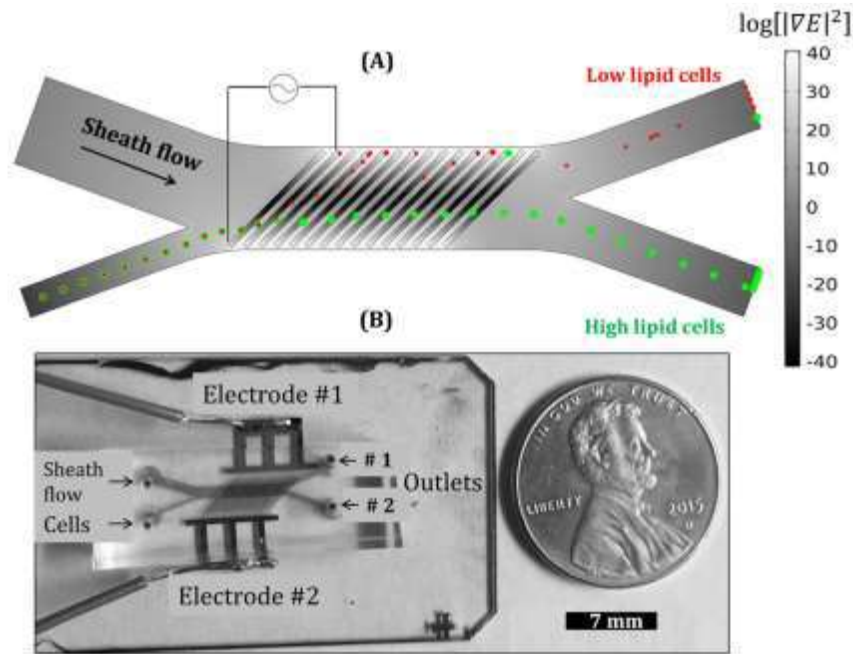
شکل (۲-۵) شمایی از هندسه میکروکانال و عایق های درون میکروچداکننده [۱۶]

ژیا و همکاران [۱۷] در یک بررسی آزمایشگاهی و عددی برای جداسازی ذرات ۲۵ میکرومتری طلا و مخمر دستگاه میکروفلوئیدیکی مطابق با شکل (۲-۶) پیشنهاد داده‌اند. الکترودهای طراحی شده در این دستگاه میکروفلوئیدیکی از نوع سه بعدی و از جنس Ag-PDMS ساخته شده‌اند. دستگاه طراحی شده مبتنی بر AC-iDEP کار می‌کند. به این معنا که با استفاده از مانع‌هایی به شکل نیم دایره در مسیر ذرات و استفاده از جریان متناوب ذرات از هم جدا می‌شوند. نیرویی که ذرات را تحت تأثیر قرار می‌دهد در این طراحی از جنس  $P_{DEP}$  بوده به این معنا که ذرات به سمت مکان‌هایی از کانال که میدان الکتریکی قوی است حرکت می‌کنند. در این طراحی نیز از یک جریان اضافی برای هدایت ذرات به سمت مانع‌های نیم دایره‌ای استفاده شده است. در این دستگاه همان‌طور که در شکل (۲-۶) می‌بینید از دو نوع جریان الکتریکی با ولتاژهای متفاوت استفاده می‌شود. در این تحقیق اثر پارامترهای هندسی مانع‌ها بر راندمان جداسازی بررسی شده است. بهترین ارتفاع برای مانع‌های درون کانال طبق این بررسی برای جداسازی ذرات از یکدیگر مقدار ۸۰ میکرومتر بدست آمده است.



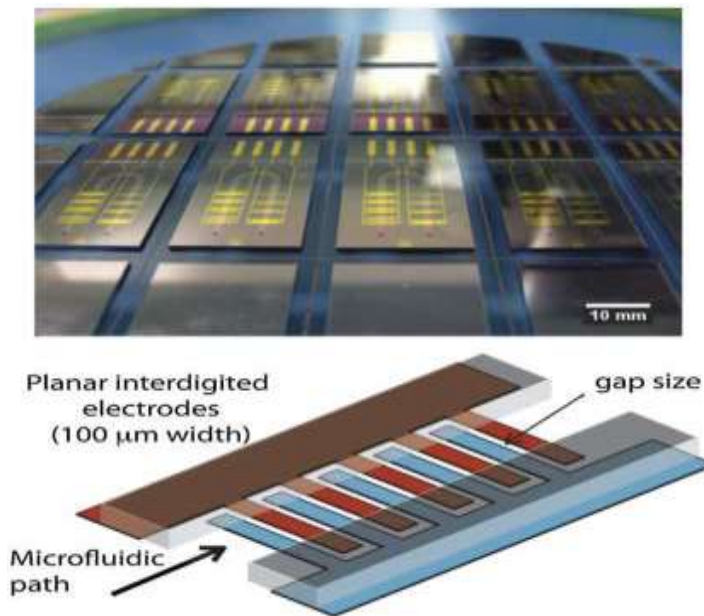
شکل (۶-۲) شمایی از دستگاه میکروفلوئیدیک مبتنی بر DEP [۱۷]

در یک تحقیق ردل من و همکاران [۱۸] یک میکروجداساز بر پایه میدان سیال و نیروی  $P_{DEP}$  مطابق با شکل (۷-۲) پیشنهاد کرده‌اند. الکترودهایی که در این دستگاه استفاده کرده‌اند از نوع مورب است و باعث می‌شود که به ذرات در راستای الکتروود نیرو وارد شود و ذراتی که تحت تأثیر نیروی DEP قرار می‌گیرند در راستای الکتروود به حرکت درآیند. در این طراحی نیز از یک جریان اضافی استفاده شده تا جریان ذرات متمرکز شده و به سمت سر الکتروودها هدایت شود. این مدل به صورت آزمایشگاهی نیز مورد آزمایش قرار گرفته است. اثر پارامترهای ولتاژ و فرکانس اعمال شده به الکتروودها، زمان انجام این آزمایش و راندمان جداسازی بررسی شده است. راندمان ۷۵ درصد پس از شش روز و با اعمال ولتاژ ۳۰ ولت و فرکانس ۵۰ مگاهرتز برای این میکروجداساز بدست آمده است.



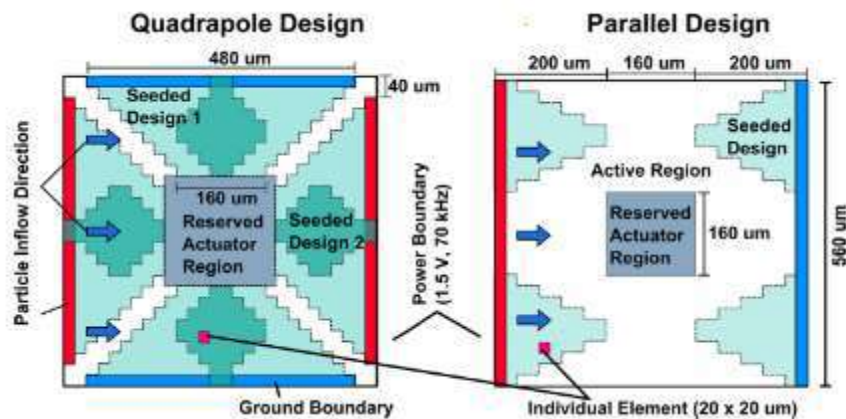
شکل (۷-۲) جداسازی ذرات با استفاده از الکترودهای مورب و نیروی DEP [۱۸]

بسکیگلیا و همکاران [۱۹] میکروجداسازی برای به دام انداختن و خواص یابی سلول‌های خونی ارائه داده‌اند. در این طراحی از آرایش الکترودهای موازی استفاده کرده‌اند و سلول‌ها تحت تأثیر نیروی pDEP قرار می‌گیرند. در این بررسی قسمت موهومی ضریب کلایوسوس موساتی برای سلول‌های خونی به‌طور عددی محاسبه شده و با نتایج آزمایشگاهی مقایسه شده که این نتایج همخوانی خوبی با هم دارند. فاصله میان الکترودها و پهنای الکترودها نیز در این تحلیلی مورد بررسی قرار گرفته شده و مشخص شده که بهترین حالت زمانی اتفاق می‌افتد که و الکترودها ۱۰۰ میکرومتر و فاصله میان الکترودها ۱۰ میکرومتر باشد. اثر بافرهای متفاوت بر راندمان جداسازی سلول‌ها نیز در این پژوهش بررسی شده است.



شکل (۸-۲) شمایی از دستگاه میکروفلوئیدیک و هندسه الکترودها [۱۹]

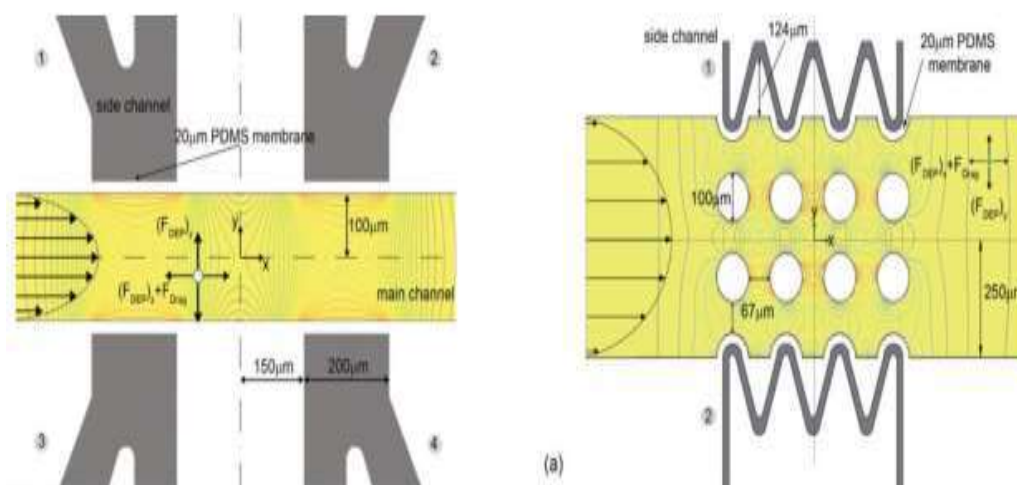
در مطالعه‌های عددی کیانیو و همکاران [۲۰] الگوریتمی برای بهینه‌سازی هندسه الکترودها معرفی کرده‌اند. هدف طراحی در این تحقیق به دام انداختن ذرات در محدوده‌ای خاص از کانال است. در این مطالعه ذرات تحت تأثیر نیروی  $P_{DEP}$  قرار گرفته‌اند. برای آنکه راندمان جداسازی بیشتر شود و همچنین برای جلوگیری از برخورد ذرات با الکترودها، نیاز است که هندسه و شکل الکترودها اصلاح شود. در این پژوهش برای اصلاح شکل و هندسه الکترودها از الگوریتم ژنتیک استفاده شده است. دو نوع آرایش الکترودها مطابق با شکل (۹-۲) برای به دام انداختن ذرات در این بررسی پیشنهاد شده است. همچنین در این تحقیق روشی برای محاسبه مسیر ذرات در زمان عبور از کانال پیشنهاد شده که به اندازه ۰,۰۲ درصد زمان کمتری از زمان محاسبه نرم‌افزار کامسول نیاز دارد تا مسیر ذرات را محاسبه کند.



شکل (۹-۲) بهینه سازی هندسه الکترودها با استفاده از الگوریتم ژنتیک [۲۰]

شفیعی و همکاران [21] در پژوهش خود برای جداسازی سلول‌های سرطانی از سلول‌های سالم دو دستگاه میکروفلوئیدیکی با هندسه الکتروده و کانال مطابق با شکل (۱۰-۲) ارائه دادند. این دستگاهها مبتنی بر cDEP هستند به این معنا که الکترودها به‌طور مستقیم با کانال اصلی مرتبط نیستند. در این نمونه از دستگاه‌های میکروفلوئیدیکی به دلیل اینکه الکترودها به‌طور مستقیم با نمونه در ارتباط نیستند موجب می‌شود که نمونه آلوده نشود، اثرات پدیده حرارت ژول کمتر می‌شود، از یونیزه شدن محلول جلوگیری می‌شود و برای نمونه‌های زیستی که با الکترودهای فلزی سازگاری ندارند بسیار مناسب است. در این طراحی کانال اصلی با یک لایه ۲۰ میکرومتری از جنس PDMS که یک نوع عایق است از کانال فرعی که الکترودها در آن قرار دارند جدا می‌شود. هر چه این لایه ضخیم‌تر باشد باید ولتاژ و فرکانس بیشتری به الکترودها اعمال کرد تا بتوان ذرات را تحت تأثیر نیروی DEP قرار داد که این مورد از ضعف‌های این نوع از سامانه‌های میکروفلوئیدیکی برای جداسازی است. در هر دو دستگاه سلول‌ها تحت تأثیر نیروی pDEP قرار می‌گیرند و به سمت مکان‌هایی که میدان الکتریکی در آنجا زیاد است کشیده می‌شوند. در طراحی شکل الف از عایق‌هایی از جنس PDMS استفاده شده تا غیریکنواختی‌هایی در میدان الکتریکی ایجاد شده در کانال بوجود آورد. در این تحقیق نیز مانند سایر پژوهش‌ها تأثیر ولتاژ و فرکانس اعمال شده به الکترودها و همچنین سرعت جریان ورودی بر راندمان جداسازی بررسی شده

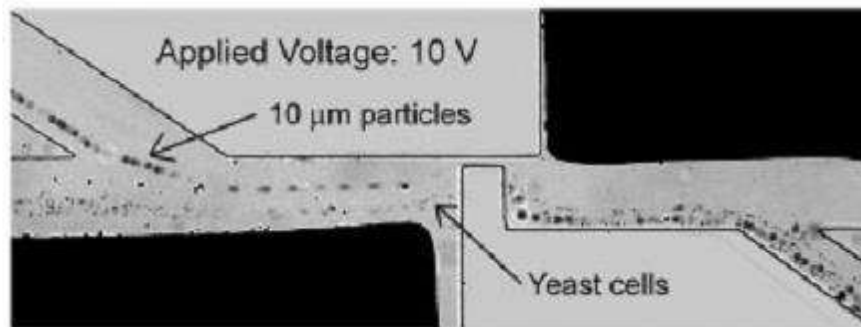
است. طبق این بررسی با افزایش ولتاژ و کاهش سرعت جریان ورودی، راندمان جداساز بیشتر می‌شود. با افزایش فرکانس ابتدا راندمان جداساز بیشتر شده و سپس کاهش می‌یابد. در این بررسی برای ولتاژها و فرکانس‌های متفاوت، اثری که میدان الکتریکی بر سلول‌ها دارد نیز بررسی شده است. هر چه میدان الکتریکی بیشتر باشد احتمال زنده ماندن سلول‌ها کمتر می‌شود و اگر میدان الکتریکی در ناحیه‌ای از کانال بسیار زیاد باشد سلول‌هایی که در این نواحی قرار می‌گیرند از بین می‌روند.



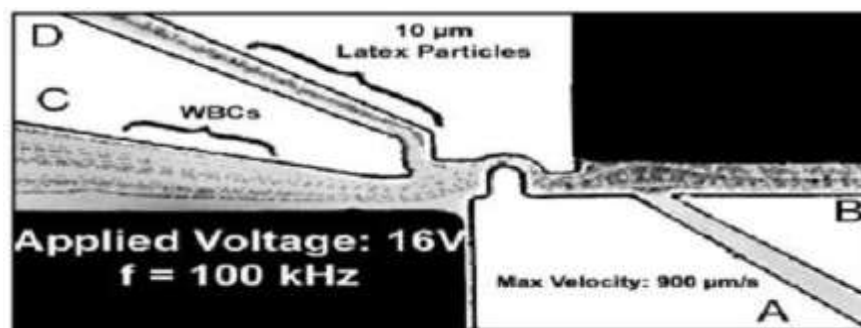
شکل (۱۰-۲) جداسازی سلول‌های سرطانی از سالم با گذاشتن عایق در مسیر حرکت ذرات و تکنیک cDEP [۲۱]

کانگ و همکاران [۲۲] و ستین<sup>۱</sup> و همکارانش [۱۰]، موفق به ساخت الکترودهای مسی سه بعدی با استفاده از فناوری فوتولیتوگرافی شدند و آن را در دیواره‌های کاری برای جداسازی پیوسته‌ی ذرات پلی استایرن بر حسب اندازه [۲۲] و بر حسب مشخصه‌ی الکتریکی آن‌ها [۱۰] تعبیه کردند، همان‌طور که در شکل (۱۱-۲) مشاهده می‌کنید.

<sup>۱</sup> Cetin



الف



ب

شکل (۲-۱۱) (الف) جداسازی گلبول های قرمز خون و مخمرها، (ب) جداسازی گلبول های قرمز خون و ذرات ۱۰

میلیلیتری لاتکس [۱۰]

دمیره<sup>۱</sup> و همکارانش [۲۳]، پیشنهاد استفاده از یک طرف کانال را (که آن را کانال دسترسی نامیدند) دادند و آن را با محلول بافر پر کردند و برای شکل دادن میدان الکتریکی سه بعدی بدون نیاز به مرحله‌ی ساخت الکترودهای سه بعدی، در تماس با الکترودها قرار دادند. آن‌ها از این طراحی برای تغلیظ میکروذرات [۲۳] و مرتب‌سازی مخمرهای زنده و غیر زنده استفاده کردند. جایگزین دیگری برای افزایش توان سیستم‌های جریان پیوسته، استفاده از twDEP توسط مجموعه‌ای از الکترودهای مسطح برای دستکاری ذرات می‌باشد [۲۴]. افزایش ساده‌ی عرض کانال منجر به افزایش توان خواهد شد. افزایش

<sup>۱</sup>Demierre



کانال می‌تواند منجر به افزایش مقاومت الکترودها با توجه به افزایش طول شود؛ با این حال این موضوع می‌تواند با استفاده از طراحی مناسب الکترودها و اتصالات الکتریکی حل شود. Chen و همکارانش [۲۴]، پیشنهاد طراحی نوار چند لایه‌ای را برای پایین نگه‌داشتن مقاومت در میکروالکترودها و افزایش دستگاه‌ها دادند که نتیجه‌ی توان بالا، و جداسازی ذرات پلی استایرن ۳، ۶، ۱۰ و ۲۰ میلی‌متری را نشان داد.

گرچه پاسخ DEP ذرات را می‌توان به صورت نظری با تغییر ضریب گذردهی رسانندگی محیط تنظیم کرد، اما در ذرات، به ویژه زمانی که با سلول‌ها و ذرات بیولوژیکی کار می‌کنند، این تغییر و تنظیم امکان‌پذیر نیست بدین علت که محلول بافری که ذرات بیولوژیکی در آن قرار دارند محدودیت ویژه‌ای دارد. این محلول بافر در اغلب زمان‌ها، رسانندگی بالایی دارند که این موضوع برای گرفتن پاسخ P-DEP مناسب، از ذرات معلق در محلول با رسانش بالا مشکل است. در کل طیف فرکانسی ذرات تمایل به پاسخ N-DEP را از خود نشان می‌دهند. از این رو، در هر دو پاسخ N-DEP و P-DEP، محدودیت رسانندگی محیط وجود دارد. خوشمسانه<sup>۱</sup> و همکارانش [۲۵]، پیشنهاد روکش کردن ذرات بیولوژیکی با استفاده از نانولوله‌های کربن (CNT) را دادند که قادر به دریافت هر دو پاسخ N-DEP و P-DEP در محیط‌هایی با رسانندگی بالا بود. آن‌ها همچنین نشان دادند که الکترودهایی که با الگوی نانولوله‌های کربنی هستند، میدان DEP شدیدتری را در نوک نانولوله‌ها تولید می‌کنند. با این حال پس از آن که ذرات با نانولوله‌های کربنی پوشیده شدند، دیگر نمی‌توان DEP را بدون عامل شناختی خواند، و حذف نانولوله‌های کربنی از ذرات اگر مطلوب هم باشد غیرقابل حصول است.

در اکثر پژوهش‌ها ساختاری که برای قرار گرفتن الکترودها پیشنهاد داده شده به گونه‌ای است که در آن سلول‌ها و یا به طور کلی ذرات ارتباط مستقیمی با الکترودها دارند. از آنجایی که در منحنی قرارگیری الکترودها، محلول یونیزه می‌شود، همچنین به دلیل زیاد بودن مقدار میدان الکتریکی در نزدیکی الکترودها، حرارت در این ناحیه‌ها به شدت بالا می‌رود، رسوب الکترودها در این نواحی از محلول انجام می‌گیرد، ارتباط مستقیم الکترودها با محلول اصلی برای انجام با موفقیت آزمایش مناسب نیست. میدان

الکتریکی بسیار قوی در نزدیکی الکترودها باعث می‌شود که ذرات زیستی آسیب ببینند و حتی از بین بروند. در اکثر این پژوهش‌ها به ماکزیمم میدان الکتریکی ایجاد شده در نزدیکی الکترودها توجهی نشده است که انجام آزمایش را با مشکل مواجه می‌کند. همچنین در اکثر طراحی‌ها از نیروی pDEP برای جابجایی ذرات استفاده شده در نتیجه ذرات زیستی برای مدت زیادی تحت تأثیر میدان الکتریکی بسیار قوی قرار می‌گیرند که باعث می‌شود ذرات زیستی آسیب ببینند. استفاده از ولتاژها و فرکانس‌های بالا برای جداسازی در اکثر پژوهش‌ها به چشم می‌خورد که بیشتر به دلیل در نظر نگرفتن اثر پارامترهای هندسی میکروکانال بر فرایند جداسازی است. همچنین در اکثر این پژوهش‌ها به دلیل این که از الکترودهای مسطح استفاده نشده است در نزدیکی الکترودها تجمع یونها اتفاق می‌افتد که در انجام آزمایش مشکل ایجاد می‌کند. در این پایان نامه با سیستم میکروفلوئیدیکی پیشنهادی سعی شده است با استفاده از ماهیت منفی نیروی دی الکتروفورسیس و کاهش میدان الکتریکی و همچنین هندسه مناسب، آسیب کمتری به ذرات وارد شده و با طرح پیشنهادی، ذرات مورد هدف را به دام انداخته و همچنین بازده جداسازی تا حد ممکن، افزایش یابد.

تحقیقات می‌تواند به صورت آزمایشگاهی و همچنین بصورت عددی و با استفاده از نرم‌افزارهای تجاری معتبر طراحی، شبیه‌سازی و انجام شود. در روش‌های عددی معادلات ناویر استوکس برای جریان سیالات و معادلات ماکسول برای میدان الکتریکی حل می‌شوند. در این پایان‌نامه از روش‌های عددی استفاده شده و همچنین با استفاده از نرم‌افزار تجاری کامسول طراحی و شبیه‌سازی انجام شده است.

## فصل ۳:

# معادلات حاکم و شرایط مرزی

### ۱-۳- مقدمه

پدیده دی الکتروفورسیس حرکت ذرات در میدان الکتریکی غیر یکنواخت است که ناشی از برهم کنش ذرات دوقطبی و گرادیان فضایی میدان الکتریکی می باشد. تفاوت در ضرایب دی الکتریک و رسانایی ذرات مختلف و محیط سوسپانسیون مبنای جداسازی با استفاده از این روش قرار می گیرد. در این فصل در ابتدا روش های محاسبه نیروی دی الکتروفورسیس و فرمول های آن ارائه شده و پس از آن معادلات مورد استفاده در شبیه سازی این پژوهش بیان می شود.

دو روش معمول برای محاسبه نیروی دی الکتروفورسیس وجود دارد:

(۱) روش دو قطبی نقطه ای

(۲) تانسور تنش ماکسو (MST)

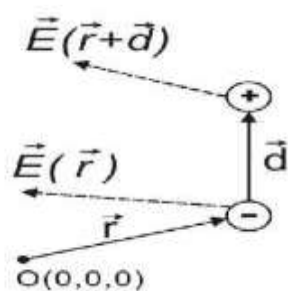
### ۲-۳- روش دو قطبی نقطه ای

جوهره اصلی این روش، جایگزینی ذرات با ذرات باردار دو قطبی می باشد که منجر به تولید همان مقدار پتانسیل الکتریکی در اطراف ذرات می شود. نیروی وارد بر دو قطبی در میدان الکتریکی به صورت زیر بیان می شود:

$$F_{DEP} = (P \cdot \nabla) E \quad (3-1)$$

که در اینجا حروف بزرگ بکار رفته در رابطه (۳-۱) به کمیت های برداری اشاره می کنند،  $P$  مقدار دوقطبی بوده و  $E$  بیانگر میدان الکتریکی است. در این مبحث، از چند قطبی های مرتبه بالاتر از دو قطبی، صرف نظر شده است. صرف نظر از چند قطبی های مرتبه بالاتر تنها برای میدان های الکتریکی غیر خطی قابل قبول است [۲۶]، که معمولاً دستگاه های آزمایشگاه بر روی تراشه مبتنی بر پدیده دی الکتروفورسیس هستند. در موارد حادثه که در آن ذره در میدان شدید الکتریکی یا در موقعیت صفر میدانی قرار دارد، چند قطبی های مرتبه بالاتر باید لحاظ شوند و بر اساس آن نیروی معادل محاسبه گردد. شکل (۳-۱) یک دو

قطبی استاندارد را نمایش می‌دهد. بردار  $d$  نشان‌دهنده فاصله بین بارها است و مکان هر کدام از قطب‌های دوقطبی از مبدأ با بردار  $r$  نمایش داده شده است. همچنین میدان این دوقطبی تحت تأثیر میدان غیر یکنواخت  $E(r)$  قرار گرفته است. اولین فرض ساده‌سازی در این روابط این است که اندازه بردار  $d$  در مقابل با اندازه بردار  $r$  بسیار ناچیز است که با توجه به اینکه پهنای میکروکانال خیلی بزرگ‌تر از قطر ذرات مورد بررسی ما است فرض درستی است. همچنین بارهای  $+q$  و  $-q$  از نظر اندازه با هم برابرند.



شکل (۳-۱) دو قطبی استاندارد در میدان الکتریکی غیر یکنواخت [۲۶]

بردار گشتاور دوقطبی به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$\vec{p} = q \times d \quad (۳-۲)$$

نیروهای وارد شده بر بارهای دوقطبی نیز برابر است با:

$$F_n = qE^{\rightarrow}(r) \quad (۳-۳)$$

$$F_p = qE^{\rightarrow}(r + d) \quad (۳-۴)$$

به این ترتیب نیروی وارد شده بر دوقطبی از معادلات (۳-۳) و (۳-۴) حاصل می‌شود:

$$F = qE^{\rightarrow}(r+d) - qE^{\rightarrow}(r) \quad (3-5)$$

می‌توان قسمت اول رابطه را با استفاده از سری تیلور گسترش داد سپس قسمت دوم را از آن کم کرد.

$$qE^{\rightarrow}(r+d) \times qE^{\rightarrow}(r) + qd \cdot \nabla E^{\rightarrow}(r) + \text{additional terms} \quad (3-6)$$

$$F = qd \cdot \nabla E^{\rightarrow}(r) \quad (3-7)$$

از طرفی با توجه به تعریف گشتاور دوقطبی در معادله (3-2) می‌توان رابطه (3-7) را ساده‌تر کرد:

$$F = p \cdot \nabla E^{\rightarrow}(r) \quad (3-8)$$

گشتاور الکتریکی یک دوقطبی میزان تمایل آن سیستم را به قطبی شدن نشان می‌دهد، برای محاسبه

گشتاور دوقطبی مؤثر یک ذره کروی در محیطی با ضریب گذردهی  $\epsilon_m$  ابتدا با تعریف پتانسیل الکتریکی

یک دوقطبی شروع می‌کنیم:

$$\varphi = \frac{\vec{\rho} \cdot \vec{r}}{\epsilon_0 \epsilon_m r^2} \quad (3-9)$$

هنگامی که دوقطبی را با یک کره کوچک با شعاع R و ضریب گذردهی  $\epsilon_0$  تعویض کنیم پتانسیل

الکتریکی به صورت زیر در می‌آید:

$$\varphi = \frac{(\epsilon_p - \epsilon_m) R^3 \vec{E} \cdot \vec{r}}{(\epsilon_p + 2\epsilon_m) r^3} \quad (3-10)$$

با در نظر گرفتن رابطه‌های (3-9) و (3-10) می‌توان گشتاور دوقطبی مؤثر را برای یک کره همگن

به صورت زیر در نظر گرفت:

$$\vec{P}_{eff} = \epsilon_0 a^3(\epsilon_m) f_{cm} \vec{E} \quad (3-11)$$

$$f_{CM} = \frac{\varepsilon_p - \varepsilon_m}{\varepsilon_p + 2\varepsilon_m} \quad (3-12)$$

یک دوقطبی الکتریکی بدون بار در  $|z| > R$  میدان آشفتگی یکسانی در مقایسه با یک دو قطبی در معادله (3-2) ایجاد می کند. با این حال برای محاسبه نیروی دی الکتروفورسیس باید افت های الکتریکی حاصل از وابستگی فرکانسی را نیز در نظر گرفت. برای تأثیر دادن این جنبه در معادله (3-9) می بایست مفهوم جدیدی به نام ضریب گذردهی مرکب<sup>۱</sup> را تعریف کنیم. یک ذره کروی با ضریب گذردهی مرکب  $\varepsilon_p^*$  درون محیطی با ضریب گذردهی مرکب  $\varepsilon_m^*$  تحت میدان الکتریکی غیریکنواخت  $E_{rms}$  نیروی DEP وابسته به فرکانس را تجربه می کند:

$$F_{DEP} = 2\pi\varepsilon_m Re(f_{CM}^*) R^3 \nabla(E \cdot E) = 2\pi\varepsilon_m Re(f_{CM}^*) R^3 \nabla |E|^2 \quad (3-13)$$

که در آن:

$$f_{CM}^* = \frac{\varepsilon_p^* - \varepsilon_m^*}{\varepsilon_p^* + 2\varepsilon_m^*} \quad (3-14)$$

ضریب کلازیوس موساتی موهومی<sup>۲</sup> است که در آن  $\varepsilon_p^*$  و  $\varepsilon_m^*$  به صورت زیر محاسبه می شوند:

$$\varepsilon_m^* = \varepsilon_m - j \frac{\sigma_m}{\omega} \quad (3-15)$$

$$\varepsilon_p^* = \varepsilon_p - j \frac{\sigma_p}{\omega} \quad (3-16)$$

که در آن  $\sigma_p$  و  $\sigma_m$  به ترتیب رسانایی ذره و محیط می باشد و  $\omega$  فرکانس زاویه ای میدان الکتریکی به کار رفته در رابطه است. زمانی که فرکانس ولتاژ منبع متناوب را خیلی کم کنیم یا به مقدار زیاد، بالا

<sup>۱</sup>Complex permittivity

<sup>۲</sup>Complex Clausius-Mossotti factor

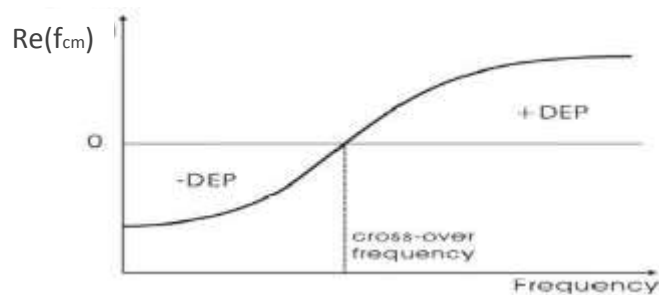
ببریم می‌توان مقدار قسمت صحیح ضریب کلازیوس موساتی را از روابط زیر محاسبه کرد.

$$f_{CM} = \frac{\sigma_p - \sigma_m}{\sigma_p + 2\sigma_m} ; \quad \omega \ll 0 \quad (3-17)$$

$$f_{CM} = \frac{\varepsilon_p - \varepsilon_m}{\varepsilon_p + 2\varepsilon_m} ; \quad \omega \gg 0 \quad (3-18)$$

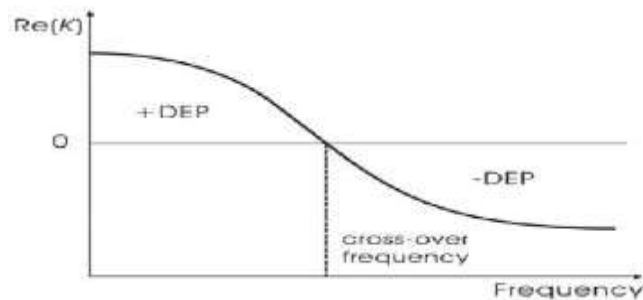
همان‌طور که مشاهده می‌کنید ضریب گذردهی در فرکانس‌های بالا فاکتور غالب بوده، در حالی که رسانایی الکتریکی در فرکانس‌های پایین از اهمیت بیشتری برخوردار است. با توجه به روابط بالا برای زمانی که مقدار ضریب گذردهی و رسانایی الکتریکی محیط خیلی بیشتر از ضریب گذردهی و رسانایی الکتریکی ذره باشد مقدار قسمت صحیح ضریب کلازیوس موساتی به مقدار  $0/5-$  و برای زمانی که ضریب گذردهی و رسانایی الکتریکی ذره بسیار بیشتر از ضریب گذردهی و رسانایی محیط باشد مقدار قسمت صحیح ضریب کلازیوس موساتی در حالت‌های حدی خود به یک میل می‌کند.

می‌توان تأثیر نیروی دی‌الکتروفوسیس را به دو حالت تقسیم‌بندی کرد، در حالت او رسانایی ذره بزرگ‌تر از محیط بوده و این در حالی است که ضریب گذردهی محیط بیش از ذره است  $(\sigma_m < \sigma_p)$ ،  $(\varepsilon_p < \varepsilon_m)$  در این صورت واکنش فرکانسی این نیرو به صورت شکل زیر خواهد بود.



شکل (۳-۲) واکنش فرکانسی  $Re(f_{cm})$  در حالتی که  $\varepsilon_p > \varepsilon_m$  و  $\sigma_p < \sigma_m$  [۲۷]





شکل (۳-۳) واکنش فرکانسی در  $Re(f_{cm})$  در حالی که  $\epsilon_p < \epsilon_m$ ،  $\sigma_m < \sigma_p$  [۲۷]

در حالت دوم شرایط عکس حالت قبلی خواهد بود  $\epsilon_p < \epsilon_m$ ،  $\sigma_m < \sigma_p$  در این حالت واکنش فرکانسی این نیرو به صورت شکل (۳-۳) خواهد بود: در هر یکی از حالت‌های بالا فرکانسی به نام فرکانس متقاطع ( $\omega_c$ ) موجود است که در آن قسمت حقیقی ضریب کلایوس موساتی تغییر علامت می‌دهد، در واقع در این فرکانس اثر این نیرو به کمترین حالت خود می‌رسد:

$$\omega_c = \sqrt{\frac{(\sigma_p + 2\sigma_m)(\sigma_m - \sigma_p)}{(\epsilon_p + 2\epsilon_m)(\epsilon_m - \epsilon_p)}} \quad (۳-۱۹)$$

### ۳-۳- روش تانسور تنش ماکسو

روش دیگری وجود دارد که در این روش، فشار القایی بر روی ذرات سطح با توجه به توزیع پتانسیل الکتریکی و تانسور تنش باید معین شود، که MST نامیده می‌شود.  $\mathbb{T}$  از برآیند ذرات روی سطح است و نیرو طبق رابطه زیر بدست می‌آید [۲۸]:

$$F_{DEP} = (\oint (T^s \cdot n) ds) \quad (۳-۲۰)$$

که در آن  $N$  بردار واحد نرمال سطح بوده و  $\mathbb{T}$  از رابطه زیر بدست می‌آید:

\Cross-over frequency

$$T = \varepsilon (E \otimes E - 12E^2U) + \mu (H \otimes H - 12H^2U) \quad (3-21)$$

در اینجا E و H به ترتیب میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی هستند، U تانسور واحد و  $\otimes$  نمایانگر ضرب خارجی دو بردار است. برای استفاده و اعمال میدان الکتریکی در فرکانس‌های کمتر از ۱۰۰ مگاهرتز می‌توان از آثار ناشی از میدان مغناطیسی صرف‌نظر کرد (یعنی پیرانتز دوم در معادله‌ی تنش تانسور) که باید میدان را تقریبی در نظر گرفت. مقدار نیروی دی‌الکتروفورسیس وارد بر ذرات کروی را می‌توان با مشتق-گیری از هر کدام از روش‌های مذکور در بالا، بدست آورد.

نیروی دی‌الکتروفورسیس وارد بر ذرات کروی به‌صورت فرمول زیر می‌باشد:

$$F_{DEP} = \frac{1}{2} \varepsilon_m \pi f_{CM}^2 R^3 \nabla (\vec{E} \cdot \vec{E}) = \frac{1}{2} \varepsilon_m \pi f_{CM}^2 R^3 \nabla |\vec{E}|^2 \quad (3-22)$$

که در آن E، میدان الکتریکی  $\varepsilon$  ضریب مطلق گذرده‌ی و R بیانگر شعاع ذرات می‌باشد.  $f_{CM}$  ضریب کلازیوس موساتی است که از رابطه (۳-۱۲) به دست می‌آید. باید توجه داشت که تا زمانی که  $\varepsilon_p < \varepsilon_m$  باشد،  $f_{CM}$  منفی خواهد شد. اگر  $\varepsilon_m$  به سمت بی‌نهایت میل کند، مقدار  $f_{CM}$  برابر ۰/۵- خواهد شد. اگر  $\varepsilon_p$  به سمت بی‌نهایت میل کند، مقدار  $f_{CM}$  یک می‌شود. از این شرایط مذکور می‌توان نتیجه گرفت که پارامتر CM بین مقدار ۰/۵ و ۱ محدود است [۲۹].

بررسی دقیق معادله (۳-۲۲) به درک بهتر عوامل مؤثر بر پدیده دی‌الکتروفورسیس کمک می‌کند. با فرض اینکه L نمایانگر طول میدان‌های مختلف الکتریکی و  $\phi$  نمایشگر ولتاژ اعمالی بر سیستم باشد، برای برآورد قدرت میدان الکتریکی ذرات با اندازه ثابت می‌توان معادله‌ی (۳-۲۲) را بدین صورت نوشت:

$$F_{DEP} \sim \frac{\phi^2}{L^3} \quad (3-23)$$

که از این معادله می توان این استنباط را کرد که یک سیستم با  $L = 1 \text{ cm}$  در قیاس با سیستم دیگری با  $L$  صد میکرومتر (که اندازه معمول در LOC می باشد) نیروی DEP یکسانی را می توان با ۱۰۰۰ بار کاهش ولتاژ بدست آورد. در نتیجه با ولتاژ پایین می توان نیروی DEP کافی تولید کرد. ولتاژ پایین به معنی ابزار اندازه گیری و مدار ساده می باشد که برای دستکاری سیستم ها، بسیار مهم است. افزایش درجه حرارت سیستم در نتیجه حرارت مقاومتی ( $E^2 \sigma$ ) را می توان بصورت زیر نوشت:

$$\Delta T \sim L^2 |E|^2 \quad (24-3)$$

که بدین معناست که با افزایش درجه حرارت، شدت میدان الکتریکی را میتوان کاهش داد که منجر به کاهش اندازه سیستم نیز میشود. به منظور دستکاری ذرات و سلول ها، با استفاده از پدیده DEP، مقدار این نیرو برای غلبه بر سایر نیروها از جمله نیروهای شناور، نیروی پسا، نیروی الکتروحرارتی، حرکت براونی و نیروی الکترو اسموتیک باید به اندازه کافی بزرگ باشد. نیروی کششی، نتیجه برهم کنش ذرات و میدان الکتریکی می باشد. نیروی الکترو اسموتیک نیز، نتیجه تعامل ذرات داخل مایع با الکترودهای سطحی، در حضور اعمال میدان متناوب AC می باشد. حرکت براونی نیز، همان حرکت تصادفی ذرات با توجه به اثرات حرارتی است. اگرچه نیروی DEP توسط پارامترهای دیگری نظیر مولاریته سیال و میدان الکتریکی قابل تنظیم است، اما هر کدام از این پارامترها دارای محدودیت هایی هستند (به عنوان مثال استفاده از میدان الکتریکی با شدت بالا به افزایش درجه حرارت، حرارت مقاومتی و الکترولیز محیط منجر می شود و استفاده از بافر با رسانایی بالا موجب اثرات الکتروحرارتی نامطلوب و تنش های بیش از حد اسموزی ناشی از تجزیه بیولوژیکی می شود) [۳۰]. بنابراین، برآورد مقدار نیروهای مختلف در پیش بینی حرکت ذرات مبتنی بر DEP کاربرد دارد. به طور معمول، نیروهای الکتروحرارتی در فرکانس های بالا (فرکانس های بالا را با فرکانس های بیشتر از فرکانس آرامش  $\omega \epsilon / \sigma$  نشان می دهند) بر سایر نیروها، غلبه می کند. تحلیل های دقیق تر پیرامون انواع نیروهای مختلف را در مراجع [۳۱]، [۳۰] می توان یافت. در کاربرد DEP با الکترودهای داخلی، ممکن است بین محیط سیال و سطح الکترودها، اثرات

سطح رخ دهد که این برخورد منجر به قطبیدگی الکترودها می شود که ناشی از ناپیوستگی بین بارهای حامل فلز و سیال است (که در حال حاضر الکترون در فلزها و یون در سیال جریان دارند). قطبش الکترودها، منجر به از دست دادن پتانسیل الکتریکی سیال می شود (یعنی ولتاژ کمتر و نیروی DEP کمتری را ذرات احساس می کنند) و از کارایی سیستم می کاهد. این قطبش باعث ایجاد گرما در ناحیه اطراف الکترودها می شود که ممکن است منجر به همرفت الکتریکی AC شود [۲۶]

### ۳-۴- نیروی دی الکتروفرورسیس در یک میدان AC

در میدان AC تک فرکانسی، متغیرهای وابسته به زمان را با استفاده از نماد فازور می توان نشان داد و میدان الکتریکی را با رابطه زیر می توان نمایش داد:

$$E(x,t) = \text{Re}[\hat{E}(x)e^{j\omega t}] \quad (3-25)$$

که  $E = (-\nabla\phi)$  میدان الکتریکی فازور است. در مواردی با اعمال میدان AC، باید پارامتر نفوذپذیری الکتریکی  $f_{CM}$  را با نافذهای الکتریکی پیچیده تری جایگزین کرد که این جابجایی منجر به بیان گشتاور دو قطبی می شود [۳۲].

$$P = \frac{1}{2} \epsilon_m \vec{f}_{CM} R^* E \quad (3-26)$$

$$f_{CM}(\tilde{\epsilon}_p, \tilde{\epsilon}_m) = \frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_p + 2\tilde{\epsilon}_m} \quad (3-27)$$

که ضریب نفوذپذیری الکتریکی  $\tilde{\epsilon}$  از رابطه ی زیر حاصل می شود:

$$\tilde{\epsilon} = \epsilon - j\left(\frac{\sigma}{\omega}\right) \quad (3-28)$$

با استفاده از نماد فازور زمان، متوسط نیروی DEP بر روی ذرات کروی، در حضور میدان الکتریکی AC به صورت زیر می باشد [۱۰].

$$\langle F_{DEP}(t) \rangle = \frac{1}{2} \epsilon_m \operatorname{Re}[f_{CM}] R^2 \nabla E_{rms}^2 \quad (3-29)$$

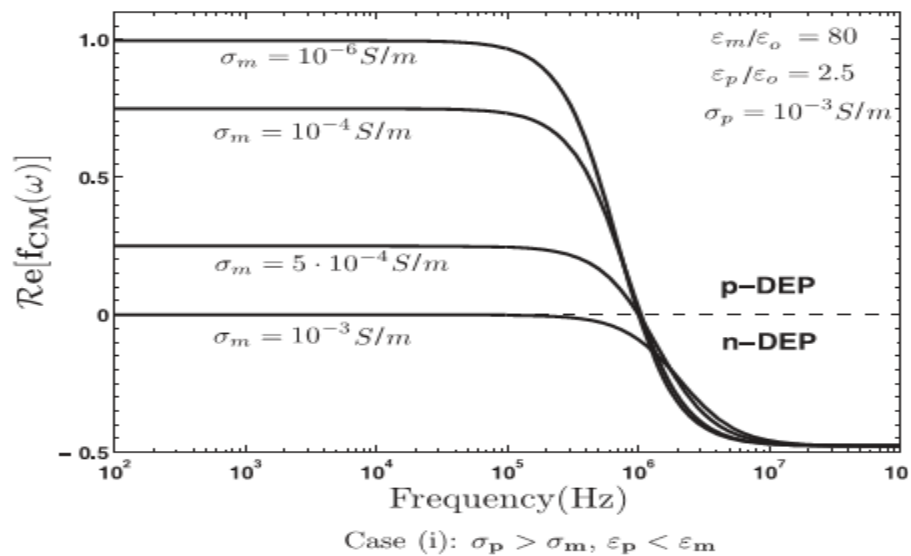
که  $E_{rms}$  جذر میانگین میدان الکتریکی AC اعمالی و پارامتر  $F_{CM}$  که در معادله (۳-۲۶) تعریف شده است.

برخی از ویژگی‌های مهمی که از تجزیه و تحلیل معادله (۳-۲۸) پیرامون نیروی DEP می‌توان دریافت این است که DEP از نظر وابستگی به میدان الکتریکی، پدیده‌ای غیر خطی است (عبارت  $E^2$ ). نیروی DEP تنها در حضور میدان الکتریکی غیریکنواخت، نمایش داده می‌شود. نیروی DEP به قطب‌های میدان الکتریکی وابسته نیست. نیروی DEP متناسب با حجم ذرات است (DEP توانایی دستکاری ذرات با اندازه‌ی خود را دارا است). نیروی DEP متناسب با خواص الکتریکی ذرات (ضریب نفوذپذیری و رسانندگی ذرات شناور) و فرکانس میدان (زیرا DEP قابلیت تأثیر بر ذرات، متناسب با خواص الکتریکی آن‌ها را دارد) است. نیروی DEP به مقدار و علامت پارامتر CM موجود در  $F_{CM}$  وابسته است، اگر  $f_{CM} > 0$  باشد، ذرات جذب میدان الکتریکی بزرگ‌تر شده و از میدان الکتریکی کوچک‌تر دفع می‌شود (p-DEP) (اگر  $f_{CM} < 0$  باشد ذرات جذب میدان الکتریکی کمتر شده و از میدان بزرگ‌تر دفع می‌شوند). (n-DEP) از ادغام دو معادله‌ی (۳-۲۷) و (۳-۲۸) پارامتر  $F_{CM}$  را می‌توان به صورت زیر نوشت :

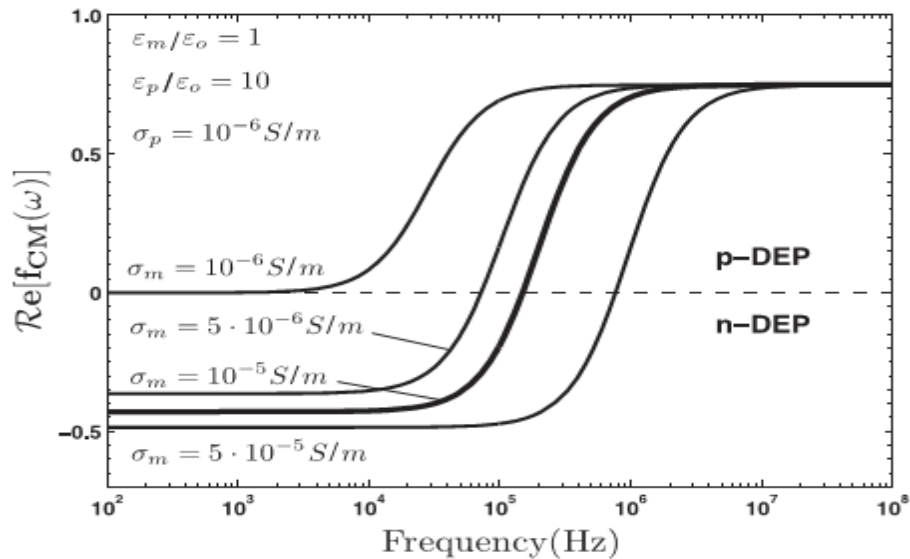
$$f_{CM}(\epsilon_p \cdot \sigma_p \cdot \epsilon_m \cdot \sigma_m \cdot \omega) = \frac{(\epsilon_p - \epsilon_m) + j/\omega(\sigma_p - \sigma_m)}{(\epsilon_p + 2\epsilon_m) + j/\omega(\sigma_p + 2\sigma_m)} \quad (3-30)$$

با بررسی دقیق معادله (۳-۳۰) می‌توان این استنباط را کرد که علامت پارامتر CM را، رسانندگی الکتریکی ذرات و محیط در فرکانس‌های پایین تعیین می‌کند. در فرکانس‌های بالاتر، این علامت توسط ضریب نفوذپذیری تعیین می‌شود. پاسخ فرکانسی این دو مورد برای پارامترهای ورودی در شکل (۳-۴) نشان داده شده است. هر دو منحنی، محدود به دو مجانب است که فرکانس‌های پایین و بالا را نشان

می‌دهد. در هر دو شکل، بین نمودارهایی که از ناحیه گذر خارج شده‌اند، در مواردی که رسانایی الکتریکی ذره با محیط برابر شده باشد،  $Re[f_{CM}]$  صفر می‌شود. در طول گذر، نیروی دی‌الکتروفورسیز بین n-DEP و p-DEP سوئیچ می‌شود. نقطه‌ای که در آن n-DEP به p-DEP برگردانده می‌شود (یا بالعکس یعنی از p-DEP به n-DEP) فرکانس گذر نامیده می‌شود. در این نقطه ضریب گذردهی ذرات دقیقاً برابر محیط است. در این فرکانس، نیروی DEP صفر خواهند شد (زیرا  $Re[f_{CM}]=0$  است) همان‌طور که در شکل (۳-۴) مورد (الف) مشاهده می‌کنیم، فرکانس گذر تقریباً برای تمام منحنی‌ها مشابه است (جز در مواردی که رسانندگی ذرات و محیط برابر باشد) و همان‌طور که در مورد شکل (۳-۴) مورد (ب) مشاهده می‌کنیم، در منحنی فرکانس گذر به سمت راست متمایل شده زیرا رسانندگی محیط افزایش یافته است. مورد اول معمولاً در مورد ذرات پلی‌استایرن معلق در آب، صادق است (جامد، همگن، ذرات کروی).



الف



Case (ii):  $\sigma_p < \sigma_m$  and  $\epsilon_p > \epsilon_m$

ب

شکل (۳-۴) طیف DEP از یک کره دی‌الکتریک؛ الف)  $\epsilon_p < \epsilon_m$ ,  $\sigma_p > \sigma_m$ ، ب)  $\epsilon_p < \epsilon_m$ ,  $\sigma_p < \sigma_m$  [۱۰]

در شکل (۳-۴) رسانندگی الکتريکی ذرات ثابت نگه داشته شده است و پاسخ DEP برای رسانندگی‌های محیط‌های مختلف رسم شده است.

### ۳-۵- نیروی دی‌الکتروفورسیس در یک میدان DC

زمانی که میدان الکتريکی (DC یا AC در فرکانس پایین) اعمال شود، نیروی DEP به همان صورت قبل باقی می‌ماند. پارامتر CM که به رسانندگی الکتريکی ذرات و محیط وابسته است، به صورت رابطه زیر نشان داده می‌شود ([۳۳], [۱۴]).

$$f_{CM} = \frac{\sigma_p - \sigma_m}{\sigma_p + 2\sigma_m} \quad (۳-۳۱)$$

در مورد سلول‌های زنده، بخش مهم و اصلی این پارامتر از غشای سلول به دست می‌آیند. در حضور میدان الکتريکی DC، افت میدان در سراسر غشای سلول و سلول زنده، همانند ذرات با رسانایی اندک رفتار

می کند ( $\sigma_p \approx 0$ ) که این رفتار منجر به منفی کردن پارامتر CM می شود ([۳۳], [۱۴]). در نتیجه حرکت نیروی DEP سلول زنده از زیر میدان DC می تواند به خوبی با n-DEP مدل سازی شود ([۳۴], [۱۱])، و این نیروی DEP برای سلول های زنده با رسانندگی پایین طبق رابطه زیر نوشته می شود:

$$F_{DEP} = -\pi \epsilon_m R^3 \nabla E^2 \quad (3-22)$$

هنگامی که ذرات به صورت پیچیده تر باشند و در واقع چند لایه ای باشند، روش متداول دستیابی به مدلی نظری برای این ذرات استفاده از مدل چند لایه ای متحد المركز است [۳۵]. ساده ترین حالت، مدل کروی است. در مدل کره همگن، ضریب گذردهی  $\tilde{\epsilon}'_p$  قابل جایگزینی با مدل ذرات دو لایه است (شکل (۳-۶)). ضریب گذردهی مؤثر  $\tilde{\epsilon}'_p$ ، جایگزین  $\tilde{\epsilon}_p$  موجود در پارامتر CM به صورت زیر نوشته می شود:

$$f_{CM}(\tilde{\epsilon}_p, \tilde{\epsilon}_m) = \frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_p + \frac{2}{3}\tilde{\epsilon}_m} \quad (3-23)$$

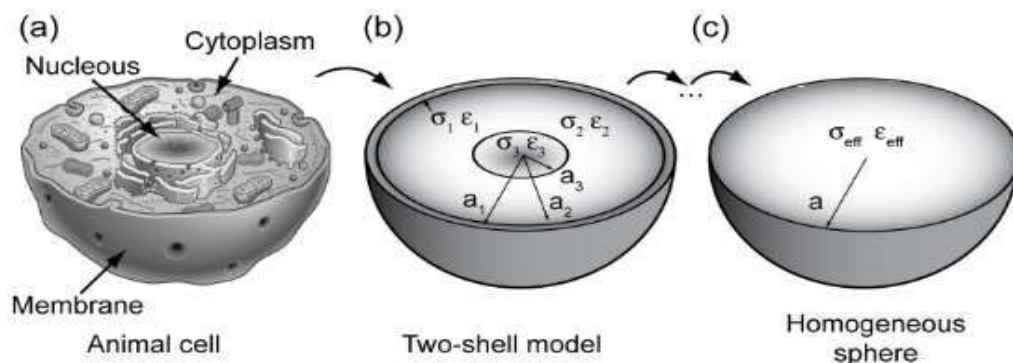
که  $\tilde{\epsilon}'_p$  نیز از رابطه ی زیر محاسبه می شود:

$$\tilde{\epsilon}_p(\tilde{\epsilon}_1, \tilde{\epsilon}_2) = \tilde{\epsilon}_1 \left[ \frac{\left(\frac{R_1}{R_2}\right)^3 + \frac{2}{3}\left(\frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_p + \frac{2}{3}\tilde{\epsilon}_m}\right)}{\left(\frac{R_1}{R_2}\right)^3 - \left(\frac{\tilde{\epsilon}_p - \tilde{\epsilon}_m}{\tilde{\epsilon}_p + \frac{2}{3}\tilde{\epsilon}_m}\right)} \right] \quad (3-24)$$

مدل تک لایه ای را می توان، به مدل چند لایه ای با ساختار داخلی پیچیده تری، شبیه به سلول با دیواره سلولی اطراف آن تعمیم داد. ساختار دیواره های سلول های گیاهی، دقیقاً همانند سلول های مهم تک سلولی میکرو ارگانیسم مانند سلول های مخمر و باکتری ها هستند. سلول پستانداران که سیتوپلاسمی با رسانندگی بالا و احاطه شده توسط غشای عایق سلولی دارد، با عنوان مدل پروتوپلاسم شناخته شده است [۳۲]. از این رو گشتاور دوقطبی برای سلول پستانداران را می توان، با مدل تک لایه ای مدل سازی نمود [۳۶]. خواص دی الکتریک را می توان، با استفاده از روش چرخش الکترون (ROT)، و یا در حوزه ی

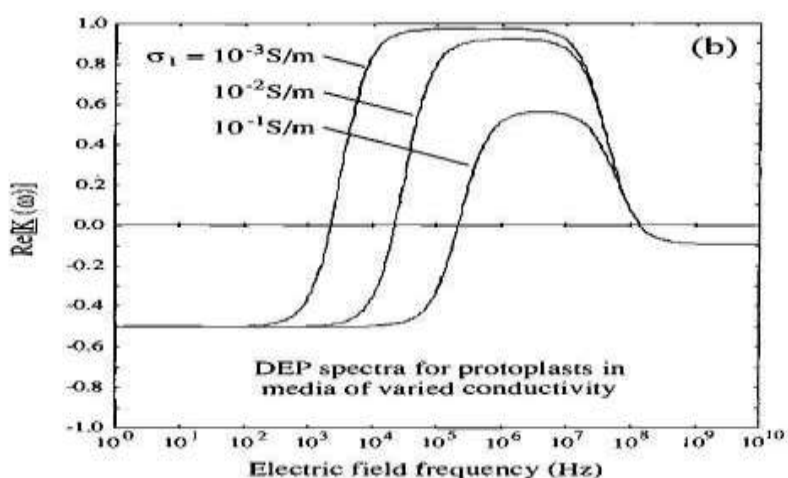


زمان اسپکتروسکوپی دی الکتریک (TDDS) [۳۷] یا طیف‌سنجی تک‌سلولی دی الکتریک اندازه گرفت [۳۸]. در بین این روش‌ها، متداول‌ترین روش، ROT است.



شکل (۳-۵) تصویری از مدل تک لایه و چندلایه و مدل اصلی سلول [۳۵]

در این روش، چرخش سلول‌ها ناشی از گشتاور حاصل از اعمال میدان الکتریکی است و به عنوان تابعی از فرکانس میدان اندازه‌گیری می‌شود. برای ارائه تخمینی از خواص دی الکتریک سلول‌ها، پارامترهای تک لایه‌ای و چند لایه‌ای متناسب با طیف تجربی ROT بهینه‌سازی شده‌اند (این طیف همچنین برای تعیین زنده بودن انگل می‌تواند استفاده شود)، با استفاده از برآورد خواص طیف DEP سلول را می‌توان تعیین کرد. شکل (۳-۷) طیف DEP را برای ذرات کروی دو لایه به همراه مقادیر مشخصات دی الکتریک سلول پستانداران، در محیط‌های مختلف، از نظر رسانندگی الکتریکی نمایش می‌دهد.



شکل (۳-۶) طیف DEP ذره کروی تک دیواره در رسانندگی‌های مختلف محیط

در اینجا برخلاف ذرات همگن، دو فرکانس گذر وجود دارد، فرکانس گذر اول در محیط‌های رسانا، عملکرد قوی‌تری دارد و با افزایش رسانندگی این فرکانس به سمت بالا انتقال می‌یابد و در نتیجه مقدار آن بیشتر می‌شود. کاربرد دیگر این فرکانس، گذردهی از غشاست (مانند غشای خازنی). قسمت‌هایی با قابلیت ذخیره‌سازی انرژی در پوسته، در شکل با خط مشخص شده‌اند. به منظور کاهش گذردهی پوسته، مقدار فرکانس گذر بیشتر شده و به سمت بالاتر منتقل می‌شود. برخی ذرات بیولوژیکی را نمی‌توان به‌سادگی توصیف کرد. این ذرات را می‌توان به‌صورت بیضی، سیلندر، و یا میل‌های مدل‌سازی کرد. برای محاسبه گشتاور دوقطبی و نیروی DEP مرتبط با آن، نیاز به محاسبه پتانسیل الکتریکی اطراف ذره داریم. برای ذرات کروی و بیضی (در اینجا حالت خاصی از بیضی، یعنی بیضی کشیده و نامتناهی مد نظر است) تحلیل‌های دیگری داریم ([۳۹], [۴۰]). با این حال برای سایر اشکال هندسی جز کره و بیضی، مانند سیلندر، میله و غیره نیاز به راه‌حل‌های دیگری برای تعیین مقدار پتانسیل الکتریکی در اطراف ذرات دو قطبی و چند قطبی می‌باشد ([۴۱], [۴۲]).

### ۳-۶- مدل‌سازی رفتار ذرات در میکروکانال

در طراحی سیستم‌های میکروفلوئیدیک برای دستکاری ذرات، مرحله‌ی مهم و اساسی جهت تعیین بهینه‌ترین شکل هندسی و شبکه‌ی میکروکانال‌ها، شبیه‌سازی (یا نمونه‌سازی عددی) است. شبیه‌سازی برای پیش‌بینی مسیر ذرات بسیار مهم است. از آنجایی که مسیر حرکت ذرات حاصل برهم‌کنش ذرات با میدان است، متغیرهای مرتبط با میدان باید مشخص شوند. برای استفاده از DEP در میکروفلوئیدیک، پتانسیل میدان الکتریکی و جریان باید در نظر گرفته شود. در واقع برای مسیریابی ذرات در میکروفلوئیدیک می‌بایست معادلات مربوط به میدان جریان و میدان الکتریکی را حل کرده و پس از آن مسیر حرکت ذرات را در میکروفلوئیدیک شبیه‌سازی کرد.

معادله حاکم بر پتانسیل الکتریکی دستگاه‌های میکروفلوئیدیک، معادله لاپلاس زیر است:

$$\nabla \cdot [(\sigma + i\omega\varepsilon)\nabla\phi] = 0 \quad (3-35)$$

با توجه به جریان همرفتی اند که در ماکروسیال، از انتقال گرمای ناشی از انتقال یون‌ها، می‌توان اغماض کرد. بدین علت که برای رسانندگی و گذردهی، تغییرات قابل توجهی وجود ندارد، معادله لاپلاس (۳۶-۳) را به معادله  $(\nabla^2 \phi = 0)$  می‌توان تقلیل داد. با فرض دولایه‌ای بودن، ولتاژ مرزی الکترودهای سطحی و دیواره‌های کانال باید از پیش تعریف شده باشد (با توجه به تفاوت قابل توجه بین رسانندگی و گذردهی آب و ماده معلق در کانال، که در بیشتر موارد، مواد پلیمری و شیشه‌ای هستند). در ورودی و خروجی کانال، در صورتی که محاسبه دامنه به‌طور خودکار محاسبه شود، از شرایط مرزی متناوب می‌توان استفاده کرد و یا در صورتی که ورودی و خروجی کانال به اندازه کافی از الکترودها دور باشد از شرایط مرزی عایق می‌توان استفاده کرد.

معادله تراکم ناپذیر حاکم بر جریان میدان، معادله پیوستگی ناویر استوکس است که به شرح زیر می‌باشد:

$$\nabla \cdot u = 0 \quad (3-36)$$

$$\rho(u \cdot \nabla)u = -\nabla p + \mu \nabla^2 u + (\rho - \rho_0)g \quad (3-37)$$

شرایط مرزی جریان میدان را می‌توان از فشار ورودی و خروجی (فشار صفر را به خروجی می‌توان اختصاص داد) وارد بر میکروکانال تعریف کرد. اگر جریان فشار رانده شده و یا سرعت ورودی یکنواخت باشد، مرتبط با نرخ جریان حجمی مایع خواهد بود. سرعت نرمال در دیواره‌ها و الکترودها، صفر خواهد بود.

متداول‌ترین کاربرد AC-DEP مختص به زمان استفاده از الکترودهای داخلی است، که در هر شرایط مرزی صادق است. در موارد استفاده از AC-Electrosmotic، خطای سرعت روی الکترودها باید معین شود [۴۳].

بخش دوم معادله (۳-۳۶) جبری است. برای محاسبه جریان داخل کانال در مقیاس میکرون، عدد رینولدز، که عددی بدون بعد  $(Re = \rho UL / \mu)$ ، و نسبت نیروی اینرسی به نیروهای چسبنده کوچک را نشان می‌دهد، باید محاسبه شود. به عبارت دیگر در مقیاس  $10^{-2}$ ، می‌توان بخش اینرسی را نادیده گرفت،

و به جای حل معادله غیر خطی ناویر استوکس، معادله خطی آن را حل کرد. اگر شیب درجه حرارت در سیستم مقدار قابل توجهی باشد، برای بدست آوردن مقدار دما نیاز به حل معادله انرژی است. اگر تغییر درجه حرارت سیستم قابل ملاحظه باشد، تمامی معادلات تبدیل با خواص ترمودینامیکی وابسته به دما مانند  $\epsilon, \sigma, \rho, \mu, k, C_p$  همراه می‌شوند. با این حال افزایش درجه حرارت ناشی از حرارت مقاومتی و یا منابع خارجی مطلوب نیست، چرا که موجب اختلال در عملکرد و بهره‌برداری از دستگاه می‌شود. علاوه بر این، در صورتی که از دستگاه برای دستکاری سلول‌های بدن استفاده شود، از گرم کردن دستگاه باید اجتناب نمود، چرا که بدن این افزایش چشمگیر دما را نمی‌تواند تحمل کند. بنابراین، دستگاه‌های میکروفلوئیدیک در عمل بدون هر گونه افزایش حرارت چشمگیر هستند.

مسیر ذرات، ناشی از برهم‌کنش آن‌ها با میدان الکتریکی و جریان میدان است. برای شبیه‌سازی مسیر ذرات، دو روش وجود دارد. اولین روش مربوط به ذرات نقطه‌ای و حل متغیرهای میدان در غیاب آن‌ها است که در این روش، اثرات ذرات روی متغیرهای میدان نادیده گرفته می‌شود و تنها اثر متغیرهای میدان بر روی ذرات باید در نظر گرفته شود.

مسیر ذرات را پس از پردازش می‌توان از طریق محاسبات عددی به دست آورد. در روش دوم، متغیرهای میدان باید در حضور ذرات با اندازه مشخص حل شود و حرکت ذرات نیز حاصل از این برهم‌کنش است. هر حرکت افزایشی نیاز به حل متغیرهای میدان دارد. روش اول، روشی بسیار ساده است و تا حدی کارایی خوبی دارد، اما روش دوم دقیق‌تر است. اما هنوز محاسبات پیچیده‌ای دارد. چه روش ذرات نقطه‌ای و چه روش ذرات با اندازه محدود، برای شبیه‌سازی مسیر ذرات هنگام استفاده از DEP کاربرد دارد، که هر دو رویکرد در ادامه با جزئیات بررسی خواهد شد.

### ۷-۳- روش نقطه‌ای ذرات

در این روش، فرض بر نقطه‌ای بودن ذرات است و از اثر ذرات بر متغیرهای میدان صرف‌نظر شده و تنها اثر متغیرهای میدان بر روی ذرات در نظر گرفته می‌شود. متغیرهای میدان در غیاب ذرات تعیین می‌شوند. خواص ترموفیزیکی مایع، ثابت است و در جریان میدان و سرعت ذرات، هیچ‌گونه اثر حرارتی وجود ندارد،

ذرات و دیواره‌های کانال، غیر متخلخل هستند و با مایع اطراف خود واکنش نشان نمی‌دهند، چرخش ذرات، بر حرکت وضعی آن‌ها تأثیری ندارد. در صورت رقیق بودن کافی مایع، از فعل و انفعالات الکترواستاتیک بین ذرات می‌توان صرف‌نظر کرد. موقعیت مکانی ذرات  $X_p$  را می‌توان از اجتماع سرعت و مکان اولیه ذرات تعیین کرد:

$$X_p(t) = X_0 + \int u_p(\tau) d\tau \quad (3-38)$$

که در آن  $X_0$  مکان اولیه ذره، و  $T$  مبین زمان است. به عنوان یک قانون ثابت، حرکت انتقالی ذره با رابطه زیر مشخص می‌شود:

$$m_p \frac{du_p}{dt} = F_{ext} \quad (3-39)$$

که در آن  $m_p$  جرم ذره و  $F_{ext}$  نیروی خارجی است. نیروی پسا روی ذرات کروی بدین صورت تعیین می‌شود:

$$F_{drag} = 6\pi\mu R(u - u_p) \quad (3-40)$$

در محدوده جریان خزنده، که به عنوان قانون استوکس شناخته شده است،  $R$  شعاع ذرات،  $U$  سرعت سیال  $U_p$  سرعت ذرات است. نیروی DEP وارد بر ذرات کروی، در معادله (3-29) نشان داده شده است. در این مبحث که اندازه ذرات در نظر گرفته می‌شود، مقیاس مشخصه زمان شتاب حرکت در حدود  $10^{-4}$  ثانیه است که بسیار کمتر از متغیرهای میدانی مختلف است. از این رو از عبارت شتاب می‌توان به راحتی صرف‌نظر کرد. می‌شود فرض کرد که ذرات در تمام زمان‌ها با همان سرعت پایانی حرکت می‌کنند. معادلات (3-29) و (3-39) با معادله (3-38) جایگزین شده است که سرعت ذرات را به صورت زیر نشان می‌دهد:

$$u_p = u - \frac{\varepsilon_m R^2 \text{Re}[f_{cm}(\omega)]}{3\mu} \nabla E_{rms}^2 \quad (3-41)$$

مسیر ذرات را می‌توان به راحتی ترسیم کرد، یک بار مؤلفه  $x$  و  $y$  را بالای معادله به عنوان مؤلفه و بار دیگر  $x$  و  $y$  را به عنوان تابع جریان معرفی کرد. این روش بسیار ساده است؛ اما با این حال محدودیت‌هایی دارد. معادله‌ی (۳-۴۰) هم در ذرات کروی و هم اگر اندازه ذرات در مقایسه با ابعاد دستگاه کوچک باشد معتبر است (می‌توان آن را برای ذرات بیضوی اصلاح کرد). گاهی اوقات این محدودیت‌ها برای استفاده از این روش سخت است. با این حال، برخی تغییرات را می‌توان برای گسترش اعتبار این روش پیاده‌سازی نمود.

قانون استوکس زمانی معتبر است که ذرات به اندازه چند قطر از سایر ذرات و مرزهای جامد دورتر باشند. برای در نظر گرفتن این موضوع، با اصلاح تجربی پارامتر (C)، می‌توان معادله زیر را از معادله (۳-۴۰) استنتاج کرد :

$$u_p = u - c \frac{\varepsilon_m R^2 \text{Re}[f_{cm}(\omega)]}{3\mu} \nabla E_{rms}^2 \quad (3-42)$$

انتظار می‌رود که برای ذرات کوچک اصلاً این پارامتر نزدیک به عدد واحد ، و برای ذرات بزرگ‌تر در محدوده‌ای بین ۰/۵ و ۱ ، بسته به اندازه ذرات و میکروکانال قرار گیرد. باید توجه شود که روش ذرات نقطه‌ای، به عنوان روشی دقیق برای مدل‌سازی مسیر ذرات درون LOC، قابل قبول نیست. این روش برای پیش‌بینی مسیر ذرات در میکروکانال‌ها با موفقیت پیاده‌سازی شده است ([۲۲]، [۱۰]). اگر اندازه ذرات کمتر از ۰/۱ میلی‌متر باشد حرکت براونی می‌تواند مؤثر باشد در صورتی که حرکت براونی کافی نباشد، مسیر حرکت ذرات را می‌توان با مسیری احتمالی تعیین کرد. در این موارد، نیروی گذرا، نیروی براونی به عنوان نیروی اضافه می‌تواند از طریق معادله (۳-۳۸) پیاده‌سازی شود [۴۴].

### ۸-۳- روش ذرات با اندازه محدود

در این روش متغیرهای میدان محدود به اندازه ذرات هستند و مسیر ذرات را می‌توان به‌طور دقیق و بدون تعیین هر نوع پارامتر تجربی مشخص نمود که این روش را روشی دقیق برای مسیریابی ذرات درون LOC می‌سازد. نیروی وارد بر ذرات را می‌توان از طریق برآیند فشارهای متناظر روی ذرات سطح تعیین نمود. در این رویکرد ذرات می‌توانند به هر شکل دلخواهی باشند. اگر تغییرات دما ناچیز باشد، تنها میدان جریان و میدان الکتریکی باید معین شوند. نیروی پسای حاصل را می‌توان از اجتماع فشارهای تانسور هیدرودینامیکی به دست آورد. در این روش دیگر نیازی به تعیین پارامتر CM نمی‌باشد. نیروی گشتاور ناشی از چرخش ذرات را بر خلاف روش ذره‌ای نقطه‌ای می‌توان به دست آورد و در تجزیه تحلیل‌ها استفاده نمود. سرعت وضعی و سرعت چرخش ذرات را در حل معادلات خطی و برای حفظ خطی بودن معادلات می‌توان در نظر گرفت. مسیر و جهت‌گیری ذرات با برآیند سرعت زاویه‌ای ذرات در طول زمان، می‌توان مشخص نمود. اشکال این روش پر هزینه بودن محاسبات است. برای حرکت ذرات در طول کانال، مش باید دائماً به‌روزرسانی شود. با این حال با استفاده از نرم‌افزارهای تجاری مانند کامسول و در اختیار داشتن کامپیوتر رومیزی، انواع محاسبات به‌صورت خودکار انجام می‌شود. همچنین این روش برای پیش‌بینی مسیر ذرات هم برای ذرات کروی، و هم برای ذرات استوانه‌ای پیاده‌سازی شده است.

تمامی جوانب را می‌توان با روش اندازه محدود ذرات، در غیاب ذرات بزرگ‌تر، مدل‌سازی کرد. قانون دوم نیوتن بیان می‌کند که نیروی خالص بر یک ذره برابر با تغییرات مومنتوم آن در یک سیستم مرجع است. مومنتوم سلول‌های خونی در دستگاه میکروفلوئیدیک از قانون دوم نیوتن مشتق شده است. نیروی DEP بر حرکت ذرات تأثیر می‌گذارد که بستگی به تفاوت در  $\text{permittivity}$  ذرات و مایع دارد. سیال پایه نیز به علت تفاوت سرعت بین سلول‌های خونی و مایع نیروی درگ را بر روی سلول‌های خونی اعمال می‌کند. معادلات حاکم بر حرکت سلول‌های خونی با تأثیر نیروی DEP و درگ به شرح زیر می‌باشد:

$$F_D = \frac{18\mu}{d_p^2 \rho_p} \quad (3-43)$$

$F_D$ : نیروی درگ (N)

$d_p$ : قطر سلول خونی ( $\mu\text{m}$ )

$\rho_p$ : دانسیته سلول خونی ( $1.050 \text{ kg/m}^3$ )

سلول‌های خون که به‌طور کامل در یک مایع غوطه‌ور می‌شوند به‌طور کلی نیروهای بایونسی و نیروی گرانشی را تجربه می‌کنند. معادله حاکم بر نیروی گرانشی بر روی سلول‌های خونی به شرح زیر است:

$$F_G = M_c g \quad (3-44)$$

$F_G$ : نیروی گرانش

$M_c$ : جرم سلول

$g$ : شتاب گرانش

نیروی شناوری برابر با وزن سیال جابجا شده است و توسط معادله حاکم زیر نشان داده شده است:

$$F_B = -\rho V_c g \quad (3-45)$$

$F_B$ : نیروی بایونسی

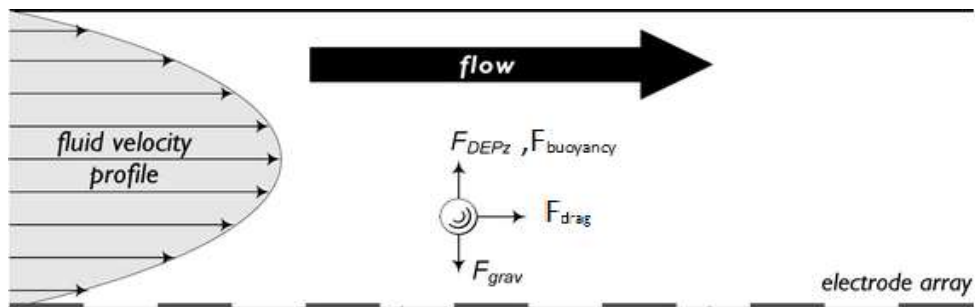
$V_c$ : حجم سلول

$g$ : شتاب گرانش

برای سیالات بیولوژیکی، مانند خون، اصطلاح  $\rho V_c$  نیروی بایونسی کمی بیشتر از  $M_c$  نیروی گرانش است؛ از این‌رو، نیروی گرانشی با نیروی بایونسی مقابله می‌کند. در نتیجه،  $F_{DEP}$  تنها توسط  $F_D$  مخالف است، زیرا  $F_G$  و  $F_B$  نادیده گرفته شدند.



نیروهای وارد بر ذره در سیستم میکروفلوئیدیکی شبیه‌سازی شده در شکل (۳-۷) به صورت شماتیک آورده شده است و در ادامه در فصل‌های بعد به صورت کامل این سیستم میکروفلوئیدیکی مورد بررسی قرار داده شده است.



شکل (۳-۷) نیروهای وارد بر ذره در سیستم میکروفلوئیدیکی شبیه‌سازی شده



## فصل ٤:

### روش تحقیق

## ۱-۴- مقدمه

در فصل دوم مرور کلی و پیشینه جداسازی ذرات با استفاده از الکتروکینتیک در میکروکانال و کاربردهای آن بیان شده است و در فصل سوم معادلات و شرایط مرزی حاکم مورد نیاز برای این شبیه‌سازی و ردیابی ذرات بیان شد. همان‌طور که قبلاً گفته شد می‌توان برای جداسازی ذرات بی‌بار از یکدیگر از نیروی دی‌الکترتروفرسیس استفاده کرد. برای تولید این نیرو می‌بایست در میکروکانال میدان الکتریکی غیریکنواخت ایجاد کرد. روش‌های متفاوتی برای ایجاد غیریکنواختی در میدان الکتریکی برای جداسازی ذرات وجود دارد که در این پایان‌نامه از روش جریان سیال برای جداسازی استفاده شده است. یکی از ساده‌ترین روش‌ها در جداسازی سلول به روش DEP استفاده از جریان سیال است.

برای ایجاد نیروی DEP هم می‌توان از میدان AC و هم از میدان DC بهره برد. میدان الکتریکی تولید شده در سیستم میکروفلوئیدیک مورد نظر توسط چند جفت الکتروود که در پایین کانال قرار دارند ایجاد می‌شود و در نهایت باعث می‌شود که سلول‌های هدف تحت اثر نیروی DEP از خروجی مطلوب از کانال خارج شود. در سیستم میکروفلوئیدیک این پایان‌نامه از میدان الکتریکی AC برای جداسازی ذرات استفاده شده است که سیگنال‌های الکتریکی این میدان با هم ۱۸۰ درجه اختلاف فاز دارند. مخلوطی از ذرات برای جداسازی وارد محفظه جداساز که متشکل از تعدادی الکتروود که در پایین محفظه قرار دارند، می‌شود. محلول به کمک فشار خارجی (به‌طور مثال با استفاده از پمپ یا سرنگ) به داخل محفظه پمپ می‌شود و سپس با تحریک الکتروودها جداسازی ذرات صورت می‌گیرد. گروهی از ذرات تحت تأثیر نیروی  $n_{DEP}$  قرار گرفته و گروهی از ذرات تحت اثر نیروی  $P_{DEP}$  با مقادیر مختلف قرار گرفته و همچنین تحت تأثیر جریان سیال قرار گرفته که بر اساس این نیروها هر یک از خروجی مورد نظر خارج می‌شوند و یا به سمت الکتروودها کشیده شده و در آنجا به دام می‌افتند.

این تکنیک علاوه بر سادگی، چالش‌های خود را نیز دارد، اولاً که رسانایی ذرات هدف می‌بایست اختلاف قابل ملاحظه‌ای با رسانایی الکتریکی دیگر ذرات داشته باشند، در غیر این صورت ذرات ناخواسته همراه ذرات هدف در تمام فرکانس‌ها به الکتروودها می‌چسبند و در نتیجه مخلوطی حاصل می‌شود که بیش از

یک نوع ذره در آن وجود دارد. در ثانی قدرت جریان سیال نیز می‌بایست بسیار دقیق کنترل شود، به این منظور که تمام ذرات به غیر از ذرات هدف را جدا کرده و از طرفی به قدری هم نباشد که ذرات هدف را از دستگاه خارج کند.

برای شبیه‌سازی این مسئله از نرم‌افزار کامسول ورژن ۵,۳ استفاده شده است. بدین منظور ابتدا هندسه را وارد نرم‌افزار کرده و سپس مدل‌سازی الکتریکی می‌شود. بعد از شبیه‌سازی میدان سیال، ماده‌های مورد نظر را به مدل نسبت داده و در نهایت مدل‌سازی دینامیکی ذرات انجام می‌گیرد. پس از انجام تمام مراحل، متناسب با هندسه، شکل را مش‌بندی کرده و بعد از شبکه‌بندی مسئله، وارد قسمت حل مسئله شده و نتایج حاصل خواهد شد.

در این فصل ابتدا صحت مدل‌سازی با نتایج کارهای پیشین مقایسه می‌شود، سپس نتایج حاصل از شبیه‌سازی ارائه خواهد شد. در این فصل شبیه‌سازی حرکت سه نوع ذره بیولوژیکی در یک میکروکانال مورد بررسی قرار می‌گیرد تا به نحو مطلوبی جداسازی این ذرات توسط میدان الکتریکی انجام شود. بررسی‌های انجام شده به همراه جزئیات هرکدام و دلیل ایجاد آن‌ها در ادامه بیان شده است.

## ۲-۴- فرایند جداسازی

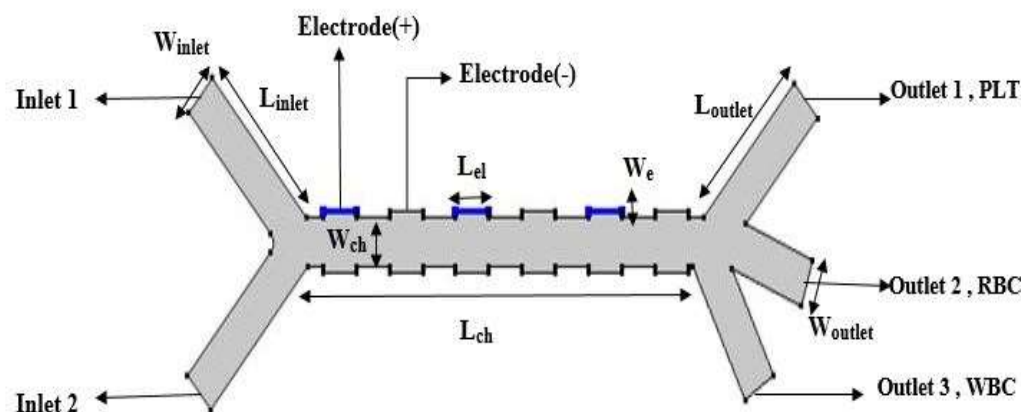
در این جداساز، جداسازی سلول‌های خونی (گلبول‌های قرمز، گلبول‌های سفید و پلاکت‌ها) انجام می‌گیرد. همان‌طور که در قسمت قبل گفتیم مخلوطی از این سلول‌ها از ورودی بالایی وارد جداساز می‌شوند. سعی می‌شود با انتخاب سیال، ولتاژ و فرکانس مناسب، این سلول‌های بیولوژیکی تحت اثر نیروی DEP قرار بگیرند و جداسازی با بازده بالا انجام شود.

## ۳-۴- هندسه سیستم میکروفلوئیدیکی

نرم‌افزار کامسول مجموعه کامل شبیه‌سازی چند فیزیکی است که قادر به حل معادلات دیفرانسیل جزئی و کامل برای تحلیل و بررسی رفتار سیستم‌های خطی و غیر خطی به روش المان محدود در فضاهای یک، دو و سه‌بعدی است. این نرم‌افزار در سال ۱۹۸۶ توسط دانشجویان مؤسسه سلطنتی فناوری سوئد

با نام FEMLAB ایجاد شد و در سال ۲۰۰۵ به COMSOL Multiphysics تغییر نام داد. زمینه کاربردی این نرم‌افزار در حل انواع معادلات دیفرانسیلی جفت شده، راحتی و شبیه‌سازی سامانه‌های فیزیکی، نانو فیزیکی، مهندسی برق، مهندسی مکانیک، علوم زمین، مهندسی شیمی، نجوم و بررسی سامانه‌های کوانتومی است. ساختار این نرم‌افزار به گونه‌ای است که می‌تواند شبیه‌سازی به شکل تک فیزیکی یا چند فیزیکی (با کوپل شدن دو یا چند فیزیک) برای شبیه‌سازی فرایندهای مختلف و بررسی هم‌زمان آثار آن‌ها، انجام گردد.

در این فصل حرکت سه ذره بیولوژیکی موجود در خون که گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت‌ها هستند، به صورت دوبعدی شبیه‌سازی شده است. با توجه به ناحیه محاسباتی شامل یک کانال مستقیم با یک ورودی برای سیال پایه و یک ورودی برای ذرات می‌باشد. سه خروجی برای هر یک از انواع ذرات قرار داده شده تا بتوان به صورت بهینه هر یک از انواع ذرات را به تنهایی جدا کرد.



شکل (۴-۱) هندسه میکروسیستم شبیه‌سازی شده

در شکل (۴-۱) شماتیک هندسه شبیه‌سازی برای این میکرو ابزار نشان داده شده است. الکترودها به صورت مثبت و منفی در طول کانال قرار داده شده است. کانال دوبعدی دارای عرض  $(W_{ch})$  ۴۰ میکرومتر و طول  $(L_{ch})$  ۵۲۰ میکرومتر است. الکترودها به طول  $(L_{el})$  ۴۰ میکرومتر و عرض  $(W_e)$  ۵ میکرومتر و به صورت دندان‌های در طول میکروکانال قرار داده شده است و عرض ورودی‌ها و خروجی‌ها

نیز برابر عرض کانال اصلی است. ابعاد و اندازه‌ی بخش‌های مختلف میکرو ابزار به‌طور کامل در جدول (۴-۱) آورده شده است.

جدول (۴-۱) پارامترهای هندسی میکرو ابزار

اندازه ( $\mu\text{m}$ )	ویژگی
۴۰	عرض کانال ( $W_{ch}$ )
۵۲۰	طول کانال ( $L_{ch}$ )
۵	عرض الکتروود ( $W_e$ )
۴۰	طول الکتروود ( $L_{el}$ )
۱۶۴	طول خروجی ذره PLT ( $L_{outlet,PLT}$ )
۱۲۴	طول خروجی ذره RBC ( $L_{outlet,RBC}$ )
۱۳۷	طول خروجی ذره WBC ( $L_{outlet,WBC}$ )
۱۸۲	طول ورودی ذره ( $L_{inlet}$ )
۴۰	عرض ورودی ( $W_{inlet}$ ) و عرض خروجی ( $W_{outlet}$ )

#### ۴-۴- پارامترهای حاکم بر شبیه سازی در ناحیه محاسباتی

در این فصل شبیه‌سازی جداسازی ذرات در میکروکانال در شرایط مختلف هندسی شامل تغییر در ابعاد الکتروودها و شرایط مختلف مرزی شامل تغییر در ولتاژ اعمالی به الکتروودها، مورد مطالعه قرار گرفته است تا مقادیر بهینه هر یک از پارامترها جهت جداسازی با بازدهی بیشتر حاصل شود. در سیستم میکروفلوئیدیکی شبیه‌سازی شده در این پایان‌نامه الکتروودها در طول کانال قرار داده شده میدان الکتریکی متناوب AC را در داخل کانال ایجاد می‌کنند.

خصوصیات فیزیکی سیال پایه و ذرات و ثوابت بکار رفته در این مدل‌سازی در جدول (۴-۲) بیان شده است.

جدول (۲-۴) ثوابت مورد استفاده در مدل سازی عددی [۴۵]

ویژگی	RBC	WBC	PLT	Fluid (PBS)
قطر ذره، $d_p$ ( $\mu\text{m}$ )	۷	۱۲	۲	-
ضریب هدایت الکتریکی ( $\text{S/m}$ ) <sup>۱</sup>	۰/۳۱	۰/۶۵	۰/۲۵	۰/۰۵۵
ضریب گذردهی الکتریکی <sup>۳</sup>	۵۹	۶۰	۵۰	۸۰

همان طور که در فصل قبل عنوان شد برای شبیه سازی جداسازی و دستکاری ذرات به وسیله ی میدان الکتریکی می بایست ابتدا در دو فیزیک متفاوت معادلات مربوط به جریان و میدان الکتریکی را حل نموده و سپس با استفاده از نتایج حاصله ردیابی ذرات را حل و شبیه سازی کرد. در این پایان نامه از عدد بی بعد رینولدز استفاده شده که به صورت حاصل ضرب سرعت ( $v$ ) و چگالی ( $\rho$ ) سیال در قطر ( $D$ ) کانال تقسیم بر لزجت دینامیکی سیال تعریف شده است که به صورت رابطه (۴-۱) ارائه شده است.

$$Re = \frac{\rho v D}{\mu} = \frac{VD}{\vartheta} \quad (۴-۱)$$

دبی جریان در سیستم های میکروفلوئیدیک بسیار پایین است و این باعث می شود تا عدد بی بعد رینولدز، نیز بسیار پایین باشد و جریان ناشی از آن نیز از نوع خزشی باشد. با توجه به اینکه عدد رینولدز در این مسئله بسیار پایین است، باعث می شود که در شبیه سازی انجام شده بتوان از شرایط ساده سازی بهره برد.

<sup>۱</sup>Phosphate-Buffered Saline<sup>۲</sup>conductivity<sup>۳</sup>Permittivity

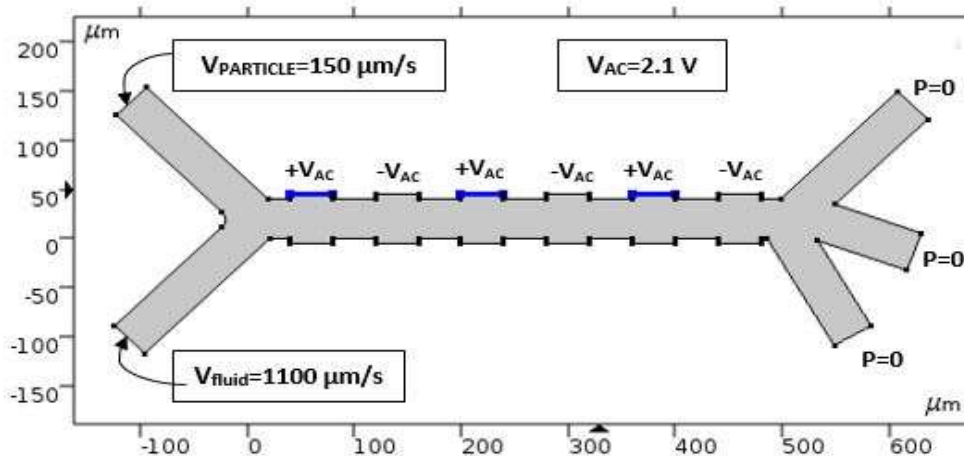


#### ۴-۵- مدل سازی میدان جریان سیال

ذرات از مرکز ورودی و با گام زمانی ۰,۱ ثانیه به میکروسیستم وارد شده و سیال پایه نیز از ورودی پایین وارد آن شده است. در این شبیه سازی مسئله شرط عدم لغزش در دیواره ها در نظر گرفته شده است. ورودی های کانال به عنوان یکی از شرایط مرزی در نظر گرفته شده است و مقدار سرعت سیال پایه به عنوان شرط ورودی در بازه ۹۰۰ تا ۱۵۰۰ و مقدار سرعت ذرات ۱۵۰ میکرومتر بر ثانیه انتخاب شده است. که این محدوده سرعت برای حصول اطمینان از رسیدن به بازدهی بیشتر انتخاب شده است. خروجی کانال نیز به عنوان شرایط مرزی در نظر گرفته و فشار را در آن صفر یا برابر با فشار محیط تعریف شده است. باقی مرزهایی که شرایط مرزی برای آن ها تعریف نشده است نرم افزار به عنوان دیواره کانال در نظر گرفته شده و دارای شرط عدم لغزش است.

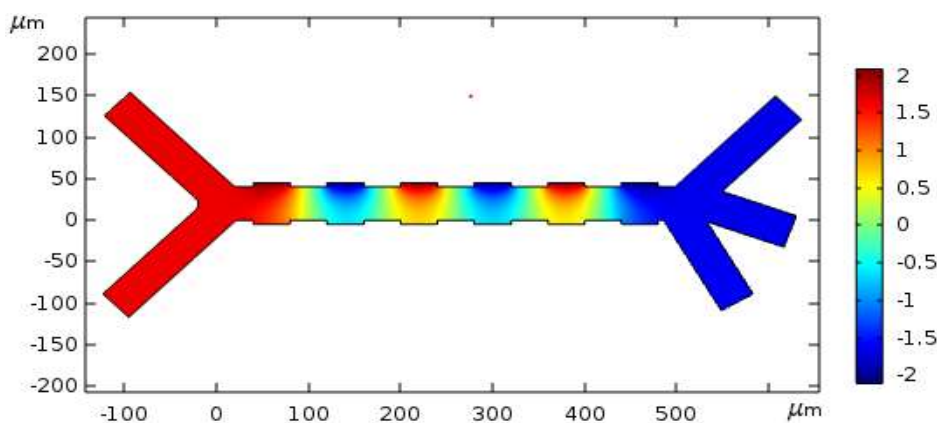
#### ۴-۶- مدل سازی میدان الکتریکی

مدل سازی الکتریکی مسئله نیز به عنوان یک فیزیک دیگر با استفاده از شرایط مرزی آن حل شده است. برای سیستم میکروفلوئیدیکی این پایان نامه الکترودها را در طول میکروکانال قرار داده شده که مقدار ولتاژ در محدوده ۱,۵ تا ۳ ولت و به صورت یک در میان مقادیر مثبت و منفی به عنوان شرایط مرزی به آن ها اعمال شده است.



شکل (۴-۲) شرط مرزی بخش الکتریکی میکروسیستم

در این شبیه‌سازی، توزیع پتانسیل الکتریکی در فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز انجام شده است. شکل (۳-۴) این توزیع پتانسیل الکتریکی را در فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز و با اعمال ولتاژ ۲/۱ ولت بر روی الکترودها نمایش می‌دهد و نشان‌دهنده شدت پتانسیل الکتریکی و تراکم خطوط میدان الکتریکی در نزدیکی الکترودها است. این توزیع می‌تواند ذرات را بسته به ویژگی‌های ذاتی آن‌ها که مشخص‌کننده مقدار نیروی الکتروفورسیس وارد شده بر هر یک از آن‌هاست، از یکدیگر جدا کند.



شکل (۳-۴) توزیع میدان الکتریکی در ناحیه محاسباتی میکروسیستم شبیه‌سازی شده

پس از حل میدان جریان و میدان الکتریکی و شبیه‌سازی هر یک از آن‌ها می‌توان ردیابی ذرات را تحت میدان الکتریکی شبیه‌سازی و نتایج حاصله از آن را به دست آورد.

#### ۴-۷- انتخاب متریال

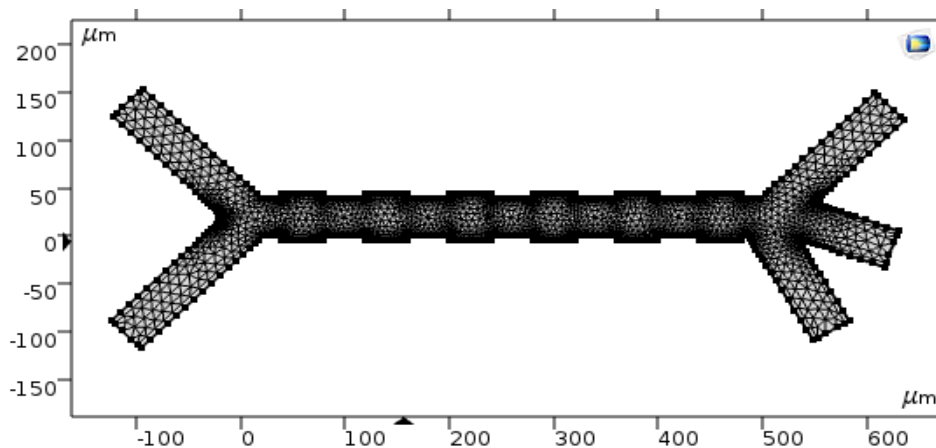
سیال مورد استفاده در این شبیه‌سازی محلول نمک بافر فسفات<sup>۱</sup> (PBS) است که به‌طور معمول در تحقیقات زیستی مورد استفاده قرار می‌گیرد که پایه آن آب بوده و نمک‌هایی همچون فسفات سدیم، کلرید سدیم، کلرید پتاسیم و فسفات پتاسیم در آن محلول هستند. این محلول از نظر غلظت یونی و PH کاملاً مشابه محلول‌های بدن انسان می‌باشد. خواص سیال شامل چگالی ۱۰۰۰ کیلوگرم بر متر

<sup>۱</sup>Phosphate buffered saline

مکعب، ویسکوزیته دینامیکی  $0,001$  پاسکال بر ثانیه، هدایت الکتریکی  $0,055$  زیمنس بر متر و گذردهی الکتریکی  $80$  است.

#### ۸-۴- شبکه بندی

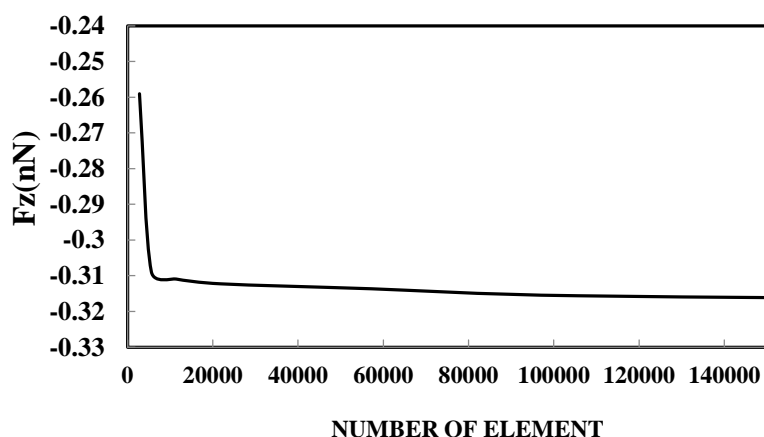
در شبیه‌سازی و مسائل عددی شبکه‌بندی پارامتر بسیار مهمی برای حصول نتایج دقیق و صحیح است. در واقع می‌توان گفت انتخاب صحیح شبکه‌بندی مناسب برای همگرایی پاسخ‌ها امری ضروری است. در مسائل عددی و شبیه‌سازی، مش‌بندی متناسب با هندسه انتخاب و ایجاد می‌شود که شبکه‌بندی می‌تواند در اندازه‌های مختلف و به صورت‌های مختلف مش مربع، مثلث، نیم‌دایره و دوزنقه‌ای و... باشد. به عنوان نمونه در نرم‌افزار کامسول می‌توان از حالت‌های مختلف به صورت پیش‌فرض و یا به صورت دستی استفاده کرد. در این شبیه‌سازی از مش‌بندی نرمال نرم‌افزار که به صورت مثلثی است، استفاده شده است و در شکل (۴-۴) نمایش داده شده است. لازم به ذکر است که قسمت‌هایی از هندسه که شکل در آن‌ها دارای نقاط نوک‌تیز است تعداد المان‌های مش بیشتری تعریف شده است. زیرا در این مکان‌ها تغییرات میدان الکتریکی و گرادیان میدان الکتریکی به توان دو بسیار زیاد بوده و برای آنکه بتوان نتایج صحیح از حل مسئله گرفت باید مش را در این مناطق ریزتر در نظر گرفت.



شکل (۴-۴) مش بندی هندسه میکروفلوئیدیکی

## ۹-۴- استقلال از مش

در شبیه‌سازی عددی برای اطمینان از اینکه شبکه‌بندی مدل به درستی انجام گرفته است، لازم است در چند آنالیز اولیه استقلال نتایج از شبکه‌بندی انجام شده بررسی شود. برای این کار مقدار نیروی دی الکتروفورسیس نقطه‌ای وارد بر یک ذره در شبکه‌بندی‌های مختلف مورد بررسی قرار داده شد، که در شکل (۴-۵) نشان داده شده است. با توجه به اینکه در شبکه‌بندی با تعداد بیشتر از ۵۷۲۰۴ المان تغییری در نیروی دی الکتروفورسیس ذره آن نقطه ایجاد نشده است، لذا نتایج شبیه‌سازی با ۵۷۲۰۴ المان که مستقل از شبکه‌بندی انجام شده است، مورد بررسی قرار گرفته که در ادامه آورده شده است.



شکل (۴-۵) نمودار استقلال از مش نتایج حاصل از شبیه‌سازی

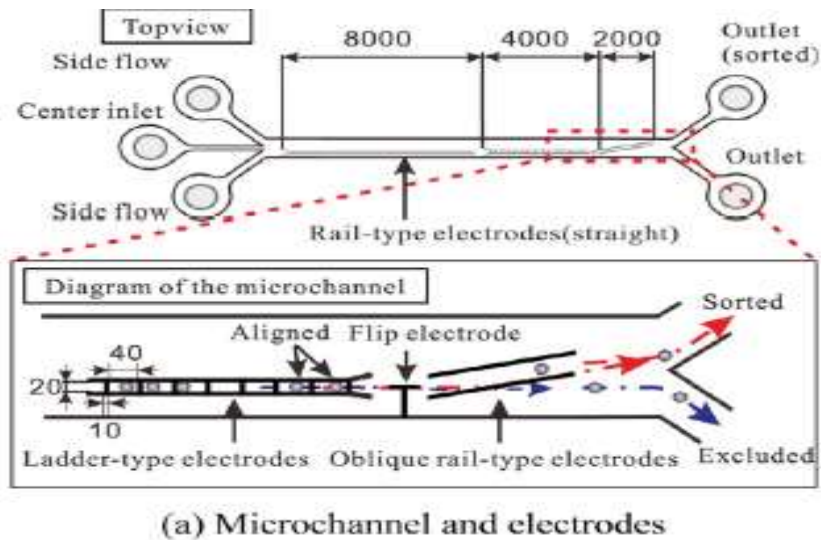
## ۱۰-۴- حل کامل مدل سازی

پس از مدل‌سازی تمام مراحل و ایجاد شبکه مناسب برای هندسه، برای مدل‌سازی کامل مسئله میدان جریان سیال و میدان الکتریکی شبیه‌سازی حل می‌شود. لازم به ذکر است برای فیزیک میدان جریان تحلیلی انجام می‌شود که توزیع میدان الکتریکی غیر یکنواختی را در تمام هندسه میکروفلوئیدیک با استفاده از فرکانس محاسبه می‌کند و نیازی به این تحلیل‌ها در زمان‌های متفاوت نیست. برای فیزیک جریان سیال نیز تحلیلی انجام می‌شود که سرعت سیال را در ناحیه محاسباتی محاسبه می‌کند و نیازی به تحلیل در زمان‌های مختلف نیست. لذا هر دوی این فیزیک‌ها از نوع پایدار تعریف می‌شود چون با

توجه به مطالبی که در قسمت‌های پیشین عنوان شد میدان الکتریکی و میدان جریان سیال با زمان تغییر نمی‌کنند. می‌بایست توجه داشت برای حل میدان الکتریکی باید فرکانسی که در آن مسئله حل می‌شود را به گونه‌ای مناسب انتخاب کرد که ذرات تحت نیروی دی‌الکتروفورسیز متفاوت‌تری از لحاظ مقداری قرار بگیرند. در واقع می‌توان گفت در فرکانس خاصی که فرکانس گذار نام دارد نیروی DEP که به ذرات وارد می‌شود برابر با صفر است. برای جداسازی سلول‌های مورد نظر بهترین حالت زمانی اتفاق می‌افتد که فرکانس را نزدیک فرکانس گذار یکی از سلول‌ها بدهیم تا نیرویی که به آن ذره وارد می‌شود نزدیک صفر باشد و این سلول از مسیر اصلی خود منحرف نشود. در نتیجه جداسازی با انحراف ذره دیگر به خوبی انجام می‌گیرد. البته چون در این شبیه‌سازی، ذرات از لحاظ ویژگی‌های ذاتی مانند اندازه ذرات که پارامتر بسیار مهمی در مقدار نیروی دی‌الکتروفورسیس وارد بر آن است، متفاوت هستند و همچنین سلول‌ها تحت اثر نیروی nDEP قرار می‌گیرند، می‌توان فرکانس را در محدوده دیگر هم انتخاب کرد. با استفاده از کوپل شدن این دو فیزیک می‌توان ردیابی و مسیریابی و در نتیجه جداسازی ذرات را که وابسته به زمان هست با دقت خوبی شبیه‌سازی کرد.

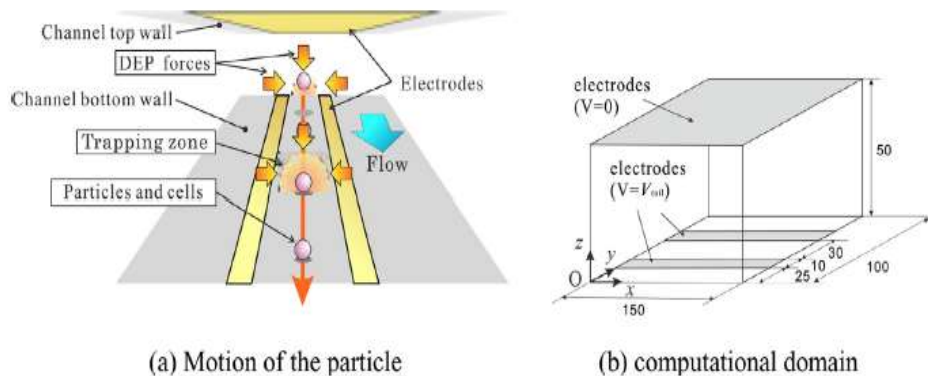
#### ۱۱-۴- اعتبار سنجی نتایج

برای اطمینان از درستی شبیه‌سازی، بار دیگر مدل‌سازی پژوهش تاتسومی و همکاران که به آنالیز و اندازه‌گیری دستکاری ذرات پلی‌استایرین و لنفوسیت‌ها توسط دی‌الکتروفورسیس در یک میکروکانال با الکترودهای ریلی پرداخته‌اند، انجام شد. شماتیک کلی سیستم میکروفلوئیدیکی تاتسومی و همکاران در شکل (۴-۶) آمده است:



شکل (۴-۶) شماتیک کلی میکروسیستم پژوهش تانسومی و همکاران [۴۶]

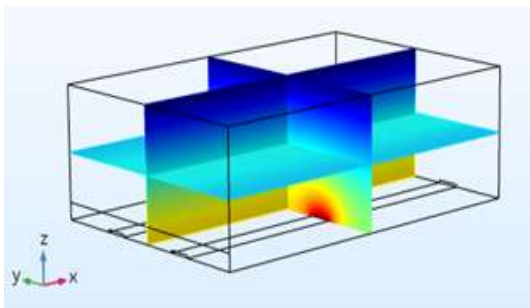
بخشی از سیستم میکروفلوئیدیکی طراحی شده که الکترودها به صورت ریلی در میکروکانال قرار داده شده‌اند به عنوان دامنه محاسباتی انتخاب شده و در شکل (۴-۷) نمایش داده شده است:



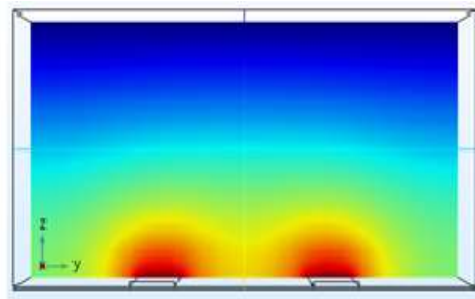
شکل (۴-۷) شماتیک حرکت ذرات در میکروسیستم پژوهش تانسومی و همکاران، ناحیه محاسباتی انتخاب شده برای اعتبارسنجی [۴۶]

پس از شبیه‌سازی میدان‌های الکتریکی و جریان سیال و در نتیجه مسیر حرکت ذرات، برای درک بهتر، نتایج آن بر روی شکل (۴-۸) نشان داده شده است. قسمت‌های (الف) و (ب) در شکل (۴-۸) به ترتیب در سه بعد و دو بعد، شدت میدان الکتریکی در ولتاژ اعمالی به الکترودها ۱۰ ولت و فرکانس ۱۰ مگاهرتز

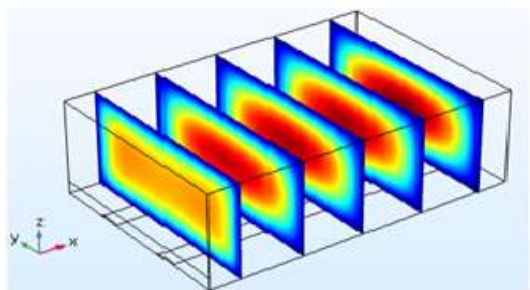
را نشان می‌دهند، همان‌طور که مشاهده می‌شود تراکم میدان الکتریکی در نزدیکی الکترودها بیشتر بوده و هر چه از الکترودها دور شده تراکم میدان کاهش می‌یابد. در قسمت‌های (ج) و (د) که به ترتیب در سه بعد و دو بعد، شدت میدان جریان سیال را در شرایط سرعت ورودی سیال پایه به مقدار  $4/99$  متر بر ثانیه نشان می‌دهند، سرعت سیال در مرکز کانال بیشتر بوده و هر چه به دیواره‌ها نزدیک شده، سرعت سیال کاهش می‌یابد. در شکل (۸-۴) قسمت (ه) در سه بعد، مسیر حرکت ذرات در ناحیه محاسباتی و شبیه‌سازی شده را نشان می‌دهد.



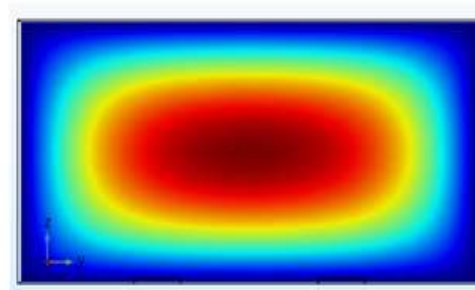
3D (الف)



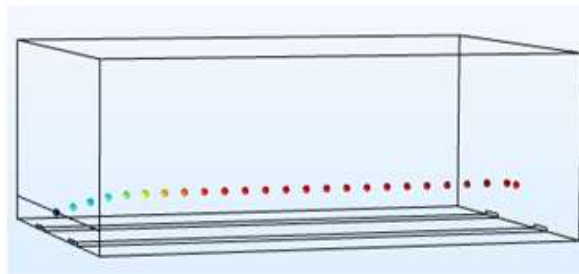
۲D (ب)



۳D (ج)



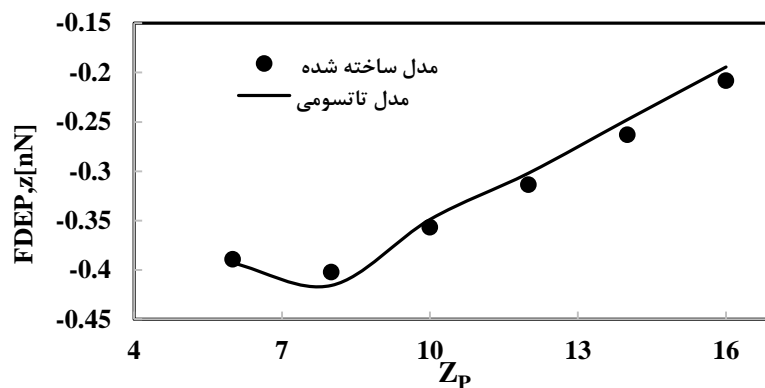
۲D (د)



۳D (ه)

شکل (۸-۴) (الف و ب) شدت میدان الکتریکی در شرایط ولتاژ اعمالی  $10$  ولت و فرکانس  $10$  مگاهرتز، (ج و د) شدت میدان جریان سیال در شرایط سرعت ورودی سیال پایه  $4/99$  m/s، (ه) مسیر حرکت ذرات در ناحیه محاسباتی و شبیه‌سازی شده

در این پایان نامه برای اعتبارسنجی، پارامتر مقدار نیروی وارد بر ذره را انتخاب کرده و برای تحقق این موضوع از نتایج به دست آمده از پژوهش آقای تاتسومی و همکاران استفاده کرده که مقدار نیروی وارد بر ذره در طول قسمتی از میکروکانال (یک سیستم میکروفلوئیدیکی) که به عنوان ناحیه محاسباتی انتخاب شده رسم شده است را در نظر می‌گیریم که نمودار آن در زیر آمده است. نتایج حاصل از شبیه‌سازی در این پایان نامه به صورت زیر می‌باشد که تطابق خوبی با نتایج حاصل از پژوهش آقای تاتسومی و همکاران دارد:



شکل (۹-۴) نیروی دی الکتروفورسیس وارد بر ذرات در فواصل عمودی مختلف از الکترودها (-[۴۶])

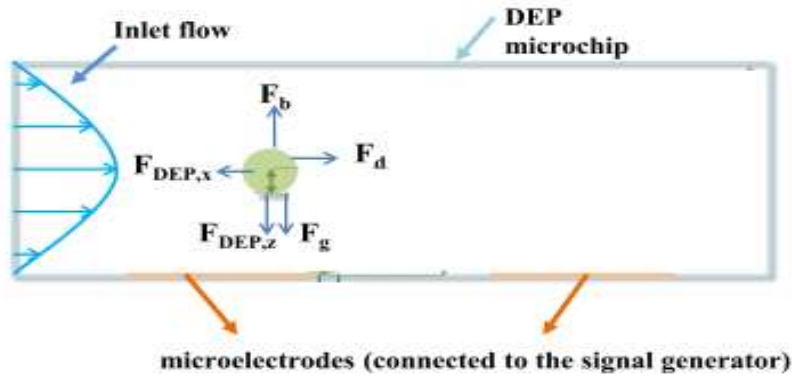
برای درک بهتر تطابق نتایج حاصل از این شبیه‌سازی نمودارهای مربوط به شبیه‌سازی آقای تاتسومی و همکاران و نتایج حاصل از شبیه‌سازی پژوهش حاضر، بر روی نمودار نشان داده شده است.

## ۱۲-۴- بررسی مسیر حرکت ذرات

مسیر ذرات وارد شده به میکروکانال، پیرو اثرگیری از تغییرات میدان الکتریکی و پسا، لحظه به لحظه عوض می‌شود، در این حال ذرات شتاب لحظه‌ای را به خود می‌بینند و دیگر سرعت پایداری ندارند و نهایتاً به موجب این دو اثر، در شاخه‌های پایین دست جداسازی می‌شوند. به صورت شما تیک نیروهای مؤثر بر ذره در میکروکانال که سیال پایه در آن در جریان است، نشان داده شده است. با توجه با شکل



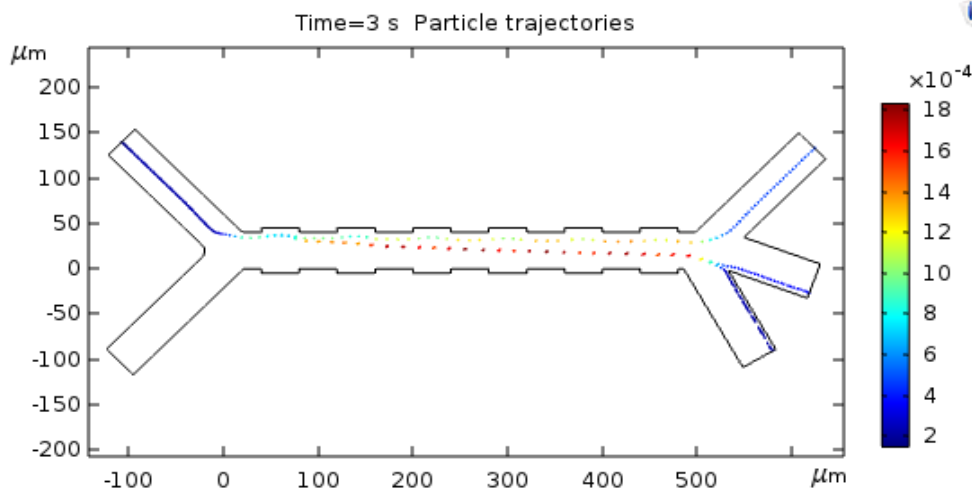
(۴-۱۰) می‌توان گفت که ذرات در درون میکروکانال تحت تأثیر نیروهای مختلفی قرار می‌گیرند که تحت تأثیر برآیند این نیروها مسیر حرکت ذره درون میکروکانال مشخص می‌شود.



شکل (۴-۱۰) نیروهای وارد بر ذره در میکروکانال

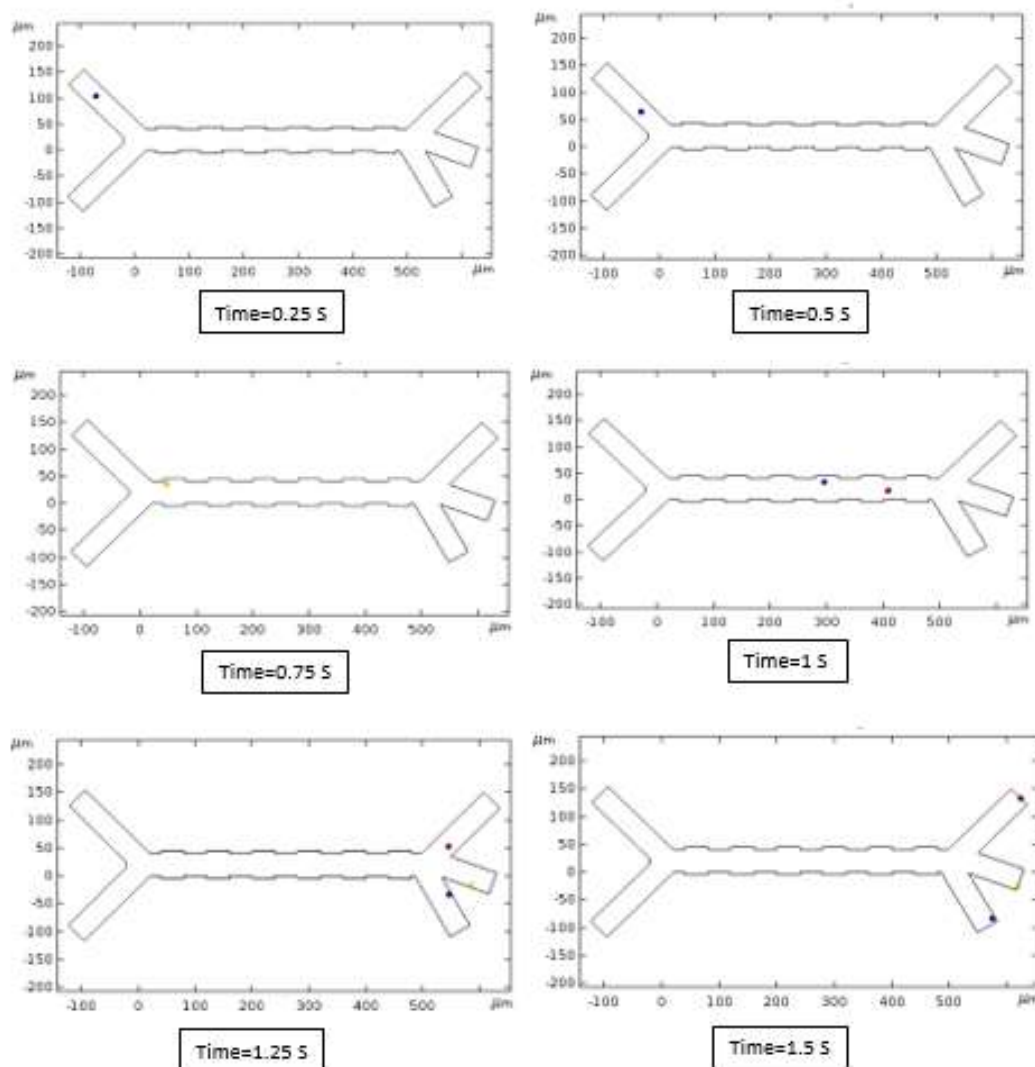
#### ۴-۱۲-۱- مسیر حرکت ذرات در زمان‌های مختلف

همان‌طور که گفته شد، مسیر ذرات وارد شده به میکروکانال، پیرو اثرگیری از تغییرات میدان الکتریکی و پسا، لحظه به لحظه عوض شده و نهایتاً به‌موجب این دو اثر، در شاخه‌های پایین دست جدا شده و یا به مسیر حرکت ادامه می‌دهند. در این بخش مسیر کلی حرکت ذرات در شکل (۴-۱۱) نشان داده شده است.



شکل (۴-۱۱) مسیر حرکت ذرات گلبول‌های سفید، قرمز و پلاکت‌ها در شرایط  $v_{\text{particle}}=150\mu\text{m/s}$ ,  $P_{\text{outlet}}=0$ ,  $V=2.1\text{v}$ ,  $f=100\text{KHZ}$ ,  $v_{\text{fluid}}=1100\mu\text{m/s}$

برای درک بهتر از جداسازی ذرات در میکروکانال مسیر حرکت سه ذره پلاکت، گلبول قرمز و سفید در فریم‌های مختلف زمانی در شکل (۴-۱۲) رسم شده است.



شکل (۴-۱۲) مسیر حرکت ذرات به صورت فریم‌های زمانی

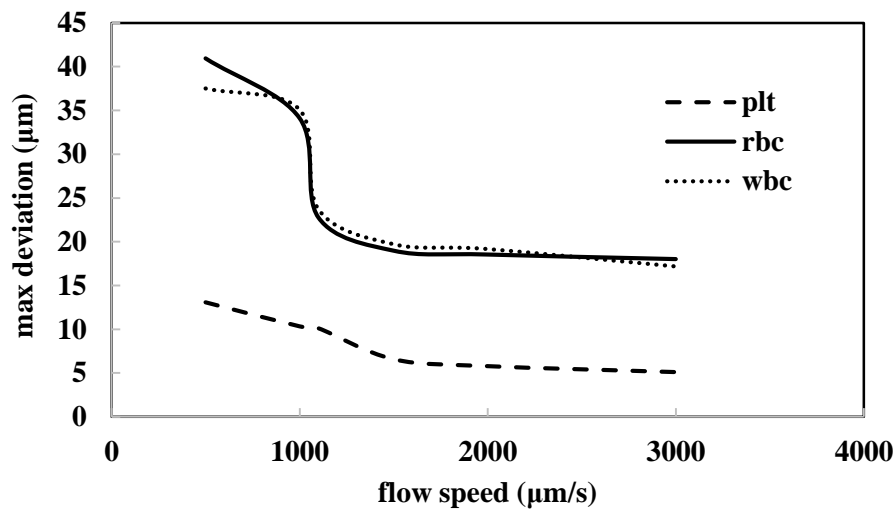
همان‌طور که در شکل (۴-۱۲) نشان داده شده هر سه ذره تحت نیروی جریان سیال از ورودی میکروکانال به سمت جلو حرکت کرده‌اند. در زمانی حدود  $t = 0.75$  s ذرات به محدوده‌ای از میکروکانال رسیده که تحت نیروی دی‌الکتروفورسیزی در جهت عمود بر محور میکروکانال قرار گرفته‌اند که مسیر حرکت آن‌ها را تغییر داده و باعث انحراف مسیر حرکت آن‌ها می‌شود. با توجه به اینکه هر سه ذره

پلاکت‌ها، گلبول‌های سفید و قرمز به علت ویژگی‌های ذاتی خود تحت نیروی دی‌الکتروفورسیس منفی قرار می‌گیرند و با توجه به اینکه ذرات پلاکت‌ها دارای سایز کوچک‌تری ( قطر ۲ میکرومتر ) هستند تحت نیروی دی‌الکتروفورسیس کمتری قرار گرفته و کمترین انحراف را در مسیر حرکت خود دارند و از خروجی اول خارج می‌شوند. ذرات گلبول قرمز و گلبول سفید که دارای قطرهای به ترتیب ۷ و ۱۲ میکرومتر هستند و تحت نیروی بیشتری قرار گرفته و از مسیر خود بیشتر منحرف شده و از خروجی‌های دوم و سوم خارج می‌شوند.

### ۴-۱۳- بررسی پارامتر دبی سیال پایه

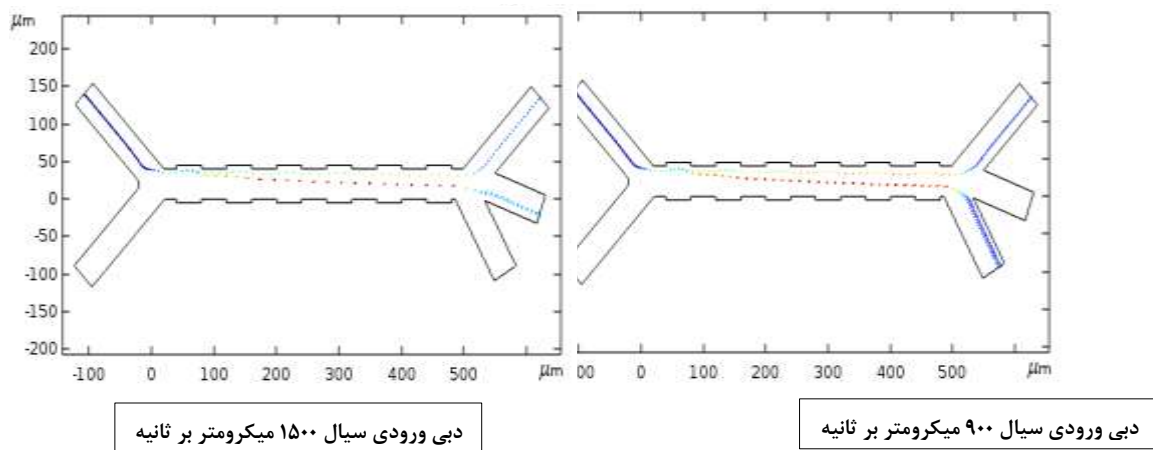
پارامتر دبی سیال پایه می‌تواند توزیع میدان جریان را در میکروکانال تغییر دهد و از آنجا که توزیع سرعت جریان نیز تأثیر مستقیم بر حرکت ذره داشته است می‌تواند مسیر ذره را تغییر داده و در نتیجه در جداسازی ذرات تأثیر به‌سزایی داشته باشد.

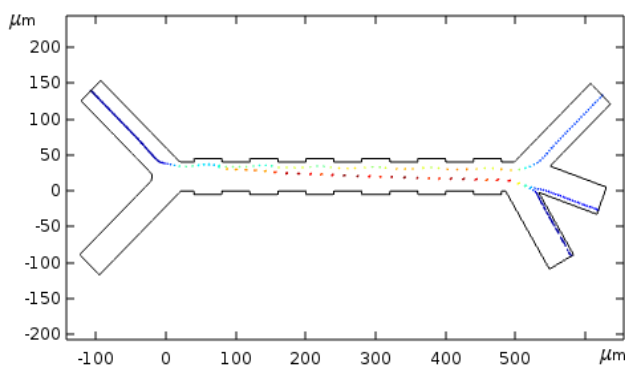
نمودار (۴-۱۳) حداکثر جابجایی سه ذره از سطح الکتروود را در سرعت‌های ورودی متفاوت نشان می‌دهد. هندسه میکروکانال همانند قبل است که ابعاد و اندازه آن در جدول (۴-۱) آمده است. اختلاف پتانسیل اعمال شده به الکتروودها ۲,۱ ولت بوده و فرکانس مورد استفاده ۱۰۰ KHZ است. سرعت جریان ورودی از ۱۰۰ تا ۳۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه تغییر کرده است. با توجه به نمودار (۴-۱۳) هرچه سرعت جریان ورودی را بیشتر شود، مقدار حداکثر جابجایی ذرات کاهش می‌یابد. همین‌طور با توجه به نمودار (۴-۱۳) حداکثر جابجایی ذرات بعد از سرعت ۱۱۰۰ میکرومتر بر ثانیه تغییرات کمتری دارد که اگر بتوان دستگاه میکروفلوئیدیکی را به گونه‌ای طراحی کرد که در این سرعت جواب خوبی بدهد، می‌توان با افزایش سرعت جریان ورودی، زمان جداسازی را تا حد خیلی زیادی کم کرده و در عین حال درصد جداسازی قابل قبولی هم داشته باشیم. با توجه به این امر سرعت ورودی سیال ۱۱۰۰ میکرومتر بر ثانیه به عنوان شرایط مرزی در شبیه‌سازی انتخاب شده است.



شکل (۴-۱۳) تأثیر سرعت جریان ورودی بر ماکزیمم جابجایی ذرات در شرایط  $f=100\text{KHZ}$ ,  $v_{\text{particle}}=150\mu\text{m/s}$ ,  $P_{\text{outlet}}=0$ ,  $V=2.1\text{v}$

در این بخش برای بررسی این مهم یک هندسه مشخص با عرض الکتروود ۵ میکرومتر و ولتاژ اعمالی ۲،۱ ولت را در نظر گرفته و شبیه‌سازی برای یافتن دبی بهینه انجام داده و نتایج آن در شکل (۴-۱۴) نمایش داده شده است.





دبی ورودی سیال ۱۱۰۰ میکرومتر بر ثانیه

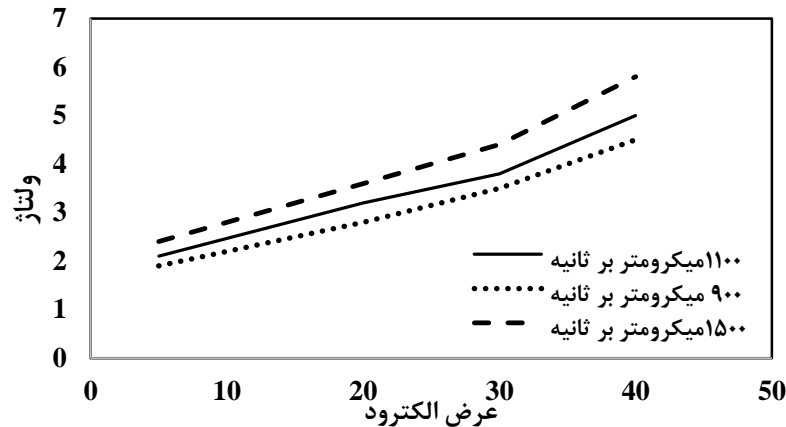
شکل (۴-۱۴) مسیر حرکت ذرات با دبی های مختلف ورودی سیال

با توجه به شکل (۴-۱۴) می توان نشان داد که دبی بهینه برای جداسازی صحیح ذرات برای هندسه و ولتاژ مشخص ذکر شده در بالا، مقدار ۱۱۰۰ میکرومتر بر ثانیه می باشد. در واقع برای هندسه های مختلف و ولتاژهای مختلف می توان دبی بهینه برای جداسازی بهتر را با استفاده از شبیه سازی به دست آورد.

#### ۴-۱۴- بررسی عرض الکتروود

برای بررسی تأثیر ابعاد هندسی میکروکانال در نتایج شبیه سازی می بایست به این نکته توجه داشت که ابعاد و اندازه و محل قرارگیری الکتروودها بیشترین تأثیر را در نتایج شبیه سازی خواهد داشت. علت این امر آن است که با تغییر در ابعاد و اندازه و محل قرارگیری الکتروودها توزیع میدان الکتریکی در ناحیه محاسباتی متفاوت خواهد شد و در نتیجه مقدار نیروی دی الکتروفورسیس وارد بر ذره تغییر خواهد کرد که این تغییر می تواند مسیر حرکت ذره را تغییر دهد. با تغییر در عرض الکتروودها در واقع می توان توزیع و شدت میدان الکتریکی را در میکروکانال متفاوت کرده و در نتیجه مسیر حرکت ذرات در جداسازی نیز متفاوت خواهد شد. در این بخش از پایان نامه عرض های متفاوت برای الکتروودها با سه دبی متفاوت انتخاب گردیده و مقدار ولتاژ قرار داده شده برای جداسازی بهتر نیز آورده شده است.

در شکل (۴-۱۵) این تغییرات و نتایج آن برای درک بهتر این موضوع آورده شده است :

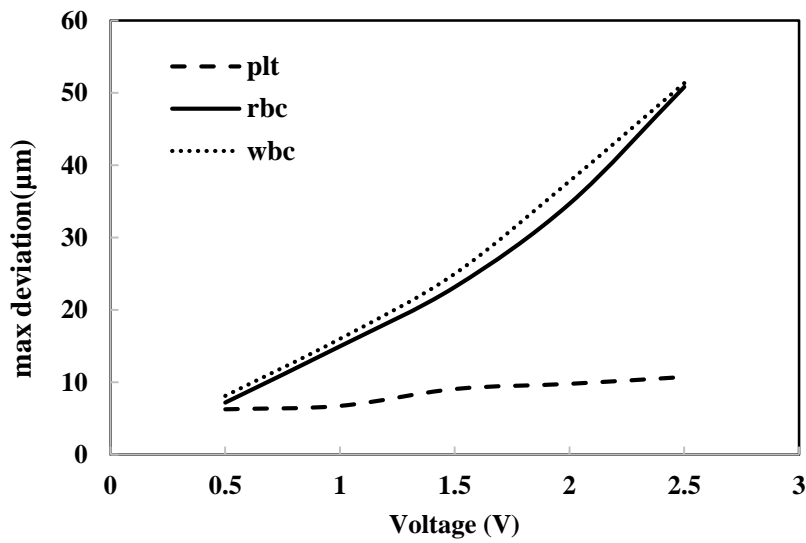


شکل (۴-۱۵) تغییرات ولتاژ مناسب جداسازی برحسب تغییرات عرض الکتروودها

با توجه به نمودار می‌توان گفت با کاهش عرض الکتروودها و در واقع نزدیک شدن آن‌ها به میکروکانال مقدار ولتاژ اعمالی کمتری برای جداسازی ذرات در دبی‌های متفاوت نیاز است.

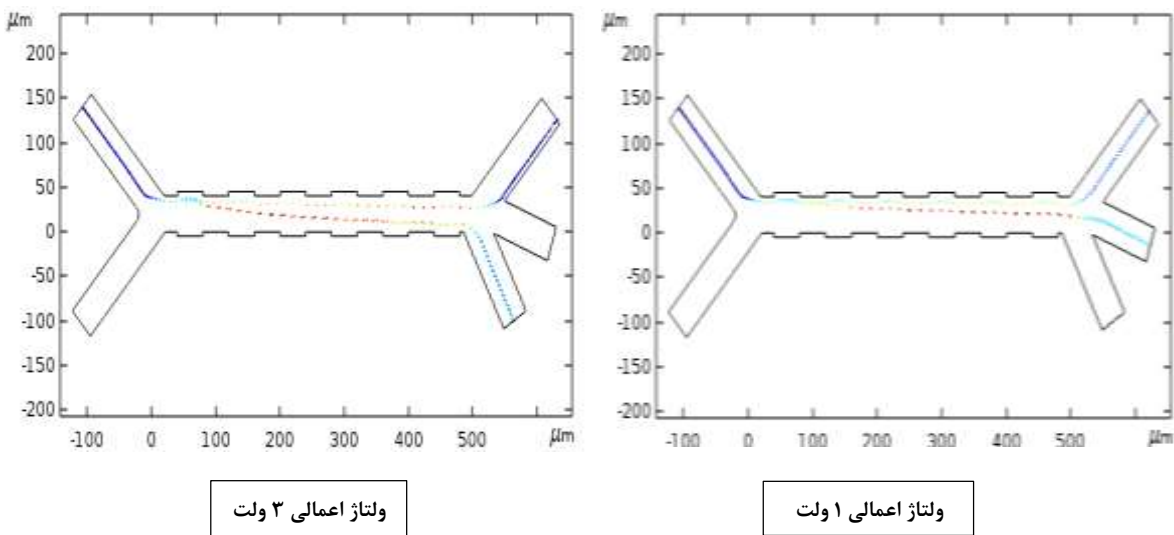
#### ۱۵-۴- بررسی تأثیر پارامتر ولتاژ اعمال شده

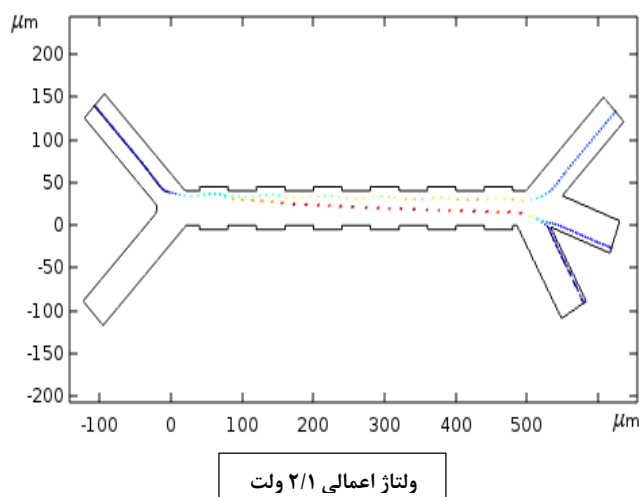
همان‌طور که در بخش قبل ملاحظه شد پارامتر ولتاژ اعمالی به الکتروودها تأثیر بسزایی در جداسازی ذرات دارد. نمودار شکل (۴-۱۶) تغییرات حداکثر جابجایی ذرات را بر حسب ولتاژهای متفاوتی که به الکتروودها اعمال شده، نشان می‌دهند. هندسه میکروکانال همانند قبل است که ابعاد و اندازه آن در جدول (۴-۱) آمده است. فرکانس مورد استفاده ۱۰۰ KHZ است. سرعت جریان ورودی را ۱۱۰۰ میکرومتر بر ثانیه است و اختلاف پتانسیل اعمال شده به الکتروودها از ۰,۵ تا ۲,۵ ولت تغییر کرده است. همان‌طور که در شکل (۴-۱۶) می‌بینید با افزایش ولتاژ الکتروودها مقدار حداکثر جابجایی ذرات نیز افزایش پیدا می‌کند ولی برای انتخاب ولتاژ باید به این نکته که ولتاژ کمتر موجب مقاومت حرارتی کمتر و در نتیجه آسیب کمتر به سلول‌های بیولوژیکی می‌شود هم توجه کرد. به همین منظور در این پایان‌نامه ولتاژ ۲,۱ ولت به عنوان ولتاژ اعمالی برای جداسازی با بازده بیشتر انتخاب شده است.



شکل (۴-۱۶) تأثیر اختلاف پتانسیل اعمال شده به الکترودها بر ماکزیمم جابجایی ذرات در شرایط  $P_{outlet}=0$  ,  $f=100KHZ$  ,  $v_{fluid}=1100\mu m/s$  ,  $v_{particle}=150\mu m/s$

در این بخش به بررسی تأثیر این پارامتر در یک دبی مشخص ۱۱۰۰ میکرومتر بر ثانیه و هندسه مشخص با عرض الکترودهای ۵ میکرومتر پرداخته شده است و برای درک بهتر و یافتن نتایج در شکل (۴-۱۷) نمایش داده شده است.





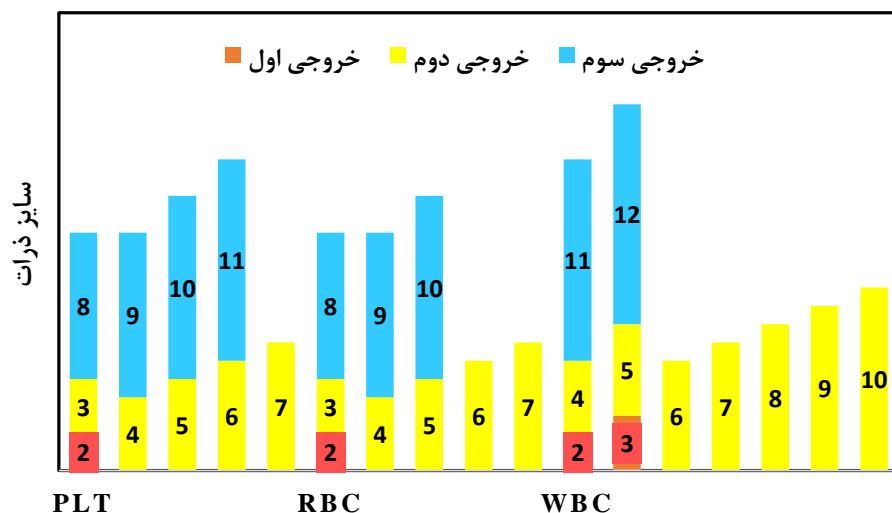
شکل (۴-۱۷) مسیر حرکت ذرات با ولتاژ اعمالی مختلف در شرایط  $v_{\text{fluid}}=1100\mu\text{m/s}$ ,  $v_{\text{particle}}=150\mu\text{m/s}$ ,  $P_{\text{outlet}}=0$ ,  $f=100\text{KHZ}$

با توجه به شکل (۴-۱۷) نیز می‌توان نشان داد که ولتاژ اعمالی بهینه برای جداسازی صحیح ذرات برای هندسه و دبی مشخص ذکر شده در بالا مقدار ۲,۱ ولت می‌باشد. در واقع برای هندسه‌های مختلف و دبی‌های مختلف می‌توان ولتاژ اعمالی بهینه برای جداسازی بهتر را با استفاده از شبیه‌سازی به دست آورد.

#### ۱۶-۴- بررسی پارامتر سایز

در این بخش پس از شبیه‌سازی، به بررسی این موضوع پرداخته شده است که هر یک از انواع ذرات گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت‌ها در سایزهای متفاوت خود، در شرایط مرزی ذکر شده چه رفتاری را در جداسازی از خود نشان می‌دهند که برای درک بهتر نتایج آن بر روی نمودار نشان داده شده است.





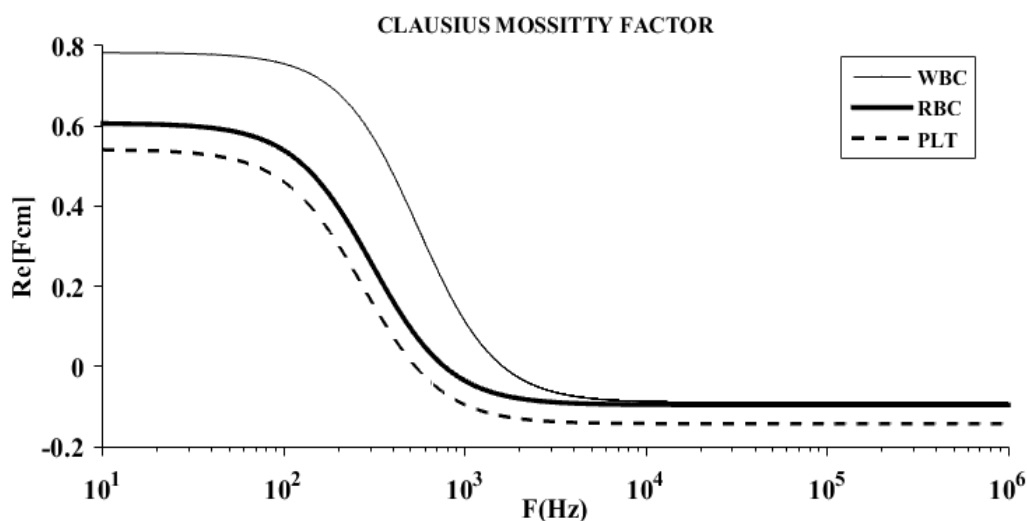
شکل (۴-۱۸) رفتار هر یک از انواع ذرات با تغییرات سایز و ثابت بودن خواص ذاتی در شرایط  $v_{particle}=150\mu\text{m/s}$ ,  $P_{outlet}=0$ ,  $V=2.1\text{v}$ ,  $f=100\text{KHZ}$ ,  $v_{fluid}=1100\mu\text{m/s}$

با توجه به شکل (۴-۱۸) می‌توان استنباط کرد که ذرات پلاکت‌ها در سایز ۲ میکرومتر از خروجی اول و در سایزهای ۳ تا ۷ میکرومتر از خروجی دوم و سایزهای ۸ تا ۱۱ میکرومتر از خروجی سوم خارج می‌شوند. ذرات گلبول قرمز در سایز ۲ میکرومتر از خروجی اول، سایزهای ۳ تا ۷ میکرومتر از خروجی دوم و سایزهای ۸ تا ۱۰ میکرومتر از خروجی سوم خارج می‌شوند. ذرات گلبول سفید در سایزهای ۲ و ۳ میکرومتر از خروجی اول، سایزهای ۴ تا ۱۰ میکرومتر از خروجی دوم و سایزهای ۱۱ و ۱۲ میکرومتر از خروجی سوم خارج می‌شوند.

#### ۴-۱۷- بررسی پارامتر کلایوس موسیتی و فرکانس

همان‌طور که در فصل قبل ملاحظه شد مقدار حقیقی پارامتر کلایوس موسیتی تأثیر بسزای در علامت و مقدار نیروی دی‌الکتروفورسیس وارد بر ذره دارد. با توجه به معادله (۳-۱۲) می‌توان این استنباط را کرد که علامت پارامتر کلایوس موسیتی را رسانندگی الکتریکی ذرات و محیط در فرکانس‌های پایین تعیین می‌کند. در فرکانس‌های بالاتر، این علامت توسط ضریب گذردهی تعیین می‌شود. با توجه به معادله (۳-۱۲) می‌توان گفت مقدار فرکانس تعیین‌کننده علامت فاکتور کلایوس موسیتی است. در

این بخش از پایان نامه نیز مطالعه دقیقی را بر روی تأثیر فرکانس بر مقدار و علامت فاکتور کلازیوس موسیتی انجام داده و نتایج آن ارائه شده است. با استفاده از معادله (۱۲-۳) و مقادیر ویژگی‌های ذاتی ذرات گلبول‌های قرمز، گلبول‌های سفید و پلاکت‌ها، نمودار مقدار حقیقی فاکتور کلازیوس موسیتی را در فرکانس‌های مختلف رسم کرده و نتایج حاصل از آن نمایش داده شده است.



شکل (۴-۱۹) مقدار حقیقی فاکتور کلازیوس موسیتی در فرکانس‌های متفاوت

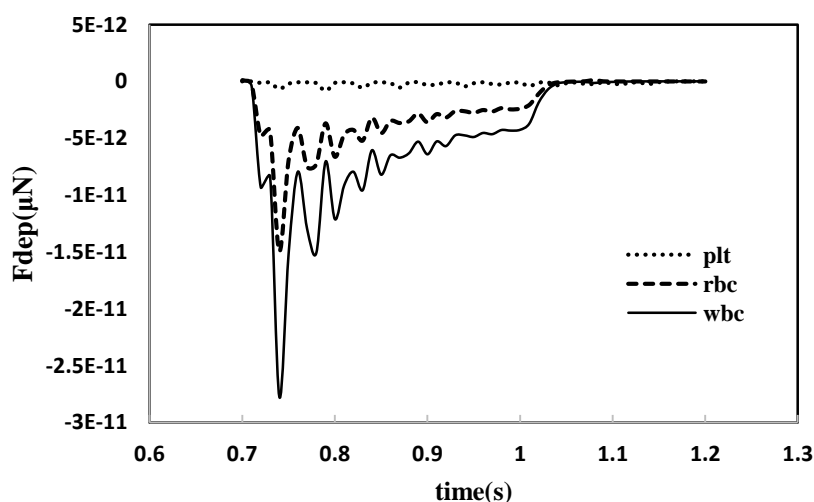
همان‌طور که در شکل (۴-۱۹) ملاحظه شد در بین نمودارهایی که از ناحیه‌ی گذر خارج شده‌اند، در مواردی که رسانایی الکتریکی ذره با محیط برابر شده باشد، مقدار حقیقی فاکتور کلازیوس موسیتی صفر می‌شود. در طول گذر، نیروی دی‌الکتروفورسیس بین دی‌الکتروفورسیس منفی و مثبت تغییر می‌کند. نقطه‌ای که در آن دی‌الکتروفورسیس منفی به دی‌الکتروفورسیس مثبت برگردانده می‌شود یا بالعکس، فرکانس گذر نامیده می‌شود. در این نقطه ضریب گذردهی ذرات دقیقاً برابر محیط است و در این فرکانس نیروی دی‌الکتروفورسیس صفر خواهد شد.

شکل (۴-۱۹) قسمت حقیقی عامل کلازیوس موسیتی را برای گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت‌ها، هنگامی که در محلول بافر با ضریب رسانندگی ۰,۰۵۵ معلق شده‌اند، نشان می‌دهد. هنگامی که فرکانس استفاده شده بیشتر از مقدار فرکانس گذر باشد، فاکتور کلازیوس موسیتی برای گلبول‌های قرمز و سفید

حدود ۰,۱ و برای پلاکت‌ها حدود ۰,۱۵ است در این حالت گلبول‌های قرمز، گلبول‌های سفید و پلاکت‌ها نیروی دی‌الکتروفورسیک منفی را تجربه خواهند کرد، با این تفاوت که روی گلبول‌های سفید نیروی دی‌الکتروفورسیس بزرگتری از گلبول‌های قرمز و پلاکت‌ها بخاطر حجم بزرگ‌ترشان وارد خواهد آمد و در واقع می‌توان گفت فرکانس حدود ۱۰۰ کیلوهرتز برای جداسازی ذرات بر اساس سایز، فرکانس بهینه است و در این پایان‌نامه برای شبیه‌سازی انتخاب شده است. همچنین اگر فرکانس شبیه‌سازی کمتر از فرکانس گذر باشد مقدار قسمت حقیقی فاکتور کلایوس موسیتی گلبول‌های سفید حدود ۰,۷۸ و گلبول‌های قرمز حدود ۰,۶ و پلاکت‌ها حدود ۰,۵۵ است و این مقادیر با یکدیگر متفاوت است. در واقع در این فرکانس‌ها ذرات نیروی دی‌الکتروفورسیس مثبت را تجربه خواهند کرد و به دلیل تفاوت در سایز و مقدار قسمت حقیقی فاکتور کلایوس موسیتی، ذرات مقادیر متفاوتی از نیروی دی‌الکتروفورسیس را تجربه کرده و باعث دقت بالای روش دی‌الکتروفورسیس و به‌طور خاص طرح ارائه شده در این پایان‌نامه برای جداسازی گلبول‌های سفید و قرمز خون و پلاکت‌ها می‌شود.

#### ۴-۱۸- بررسی نیروی دی‌الکتروفورسیس وارد بر ذره در زمان

در شکل (۴-۲۰)، اندازه نیروی دی‌الکتروفورسیس وارد شده بر روی سلول‌ها با هم مقایسه شده است.



شکل (۴-۲۰) نوسانات نیروی دی‌الکتروفورسیس وارد شده روی سلول‌های خونی

در شکل (۲۰-۴)، نوسانات نیروی دی الکتروفورسیس وارد شده روی سلول‌های خونی ناشی از میدان الکتریکی غیر یکنواخت دیده می‌شود. باید توجه داشت که در ابتدا شیب نمودار معادل صفر است و هیچ نیرویی ناشی از الکترودها به سلول‌های خونی وارد نمی‌شود اما به تدریج شیب این نمودار زیاد می‌شود و ذرات بیشترین نیروی دی الکتروفورسیس را در اواسط کانال تجربه می‌کنند و پس از آن، این نیرو رفته‌رفته از روی ذرات برداشته می‌شود و ذرات بیش از این که نیروی دی الکتروفورسیس را احساس کنند از این پس نیروی درگ ناشی از سیال را احساس خواهند کرد.

## فصل ۵:

### به دام انداختن ذرات

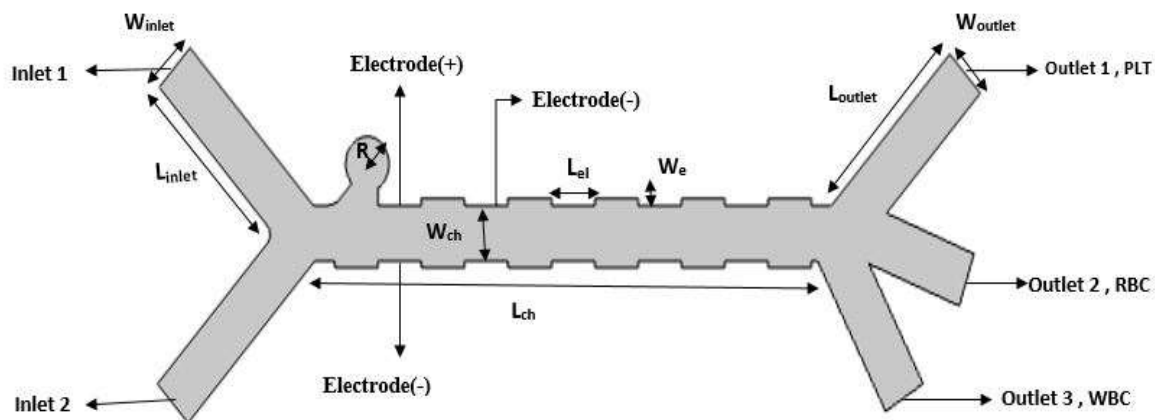
## ۱-۵- مقدمه

به دام انداختن ذرات نیز همانند جداسازی ذرات (در فصل قبل انجام شده) یکی دیگر از کارهایی است که امروزه با روش‌های مختلف و با استراتژی‌های متفاوتی انجام می‌شود. در این بخش از پایان‌نامه، سیستم میکروفلوئیدیکی برای به دام انداختن یکی از انواع ذره‌های بیولوژیکی و هدایت ذره دیگر در مسیر، پیشنهاد و شبیه‌سازی شده است.

## ۲-۵- هندسه میکرو سیستم

در این بخش نیز با استفاده از نیروی دی الکتروفورسیس، در هندسه‌ای خاص از یک سیستم میکروفلوئیدیکی همانند هندسه‌ای که برای جداسازی ذرات در فصول قبل ارائه شده بود، به دام انداختن ذره انجام شده است. همان‌طور که در شکل (۱-۵) مشاهده می‌شود، این سیستم میکروفلوئیدیکی همانند سیستم میکروفلوئیدیکی فصل چهارم بوده و علاوه بر الکترودهای که در بالای میکروکانال بوده، یک الکتروده با ابعاد یکسان با الکترودهای قبلی در ابتدا و دقیقاً روبروی الکتروده اول که در بالای میکروکانال بوده است و در قسمت پایین میکروکانال قرار داده شده است تا به دام انداختن ذرات در همین قسمت انجام شود. علاوه بر این در ابتدای میکروکانال و قبل از الکتروده اول یک بخش دایره‌ای به شعاع ۲۰ میکرومتر و به صورتی که مختصات مرکز آن (۷۰، ۷۰) نسبت به مبدأ که ابتدای میکروکانال اصلی است، به منظور به دام انداختن ذره در نظر گرفته شده است.

هندسه پیشنهادی و شبیه‌سازی شده برای به دام انداختن ذرات به صورت شکل (۱-۵) است :



شکل (۵-۱) شماتیک هندسی سیستم میکروسیالی به دام انداختن ذرات

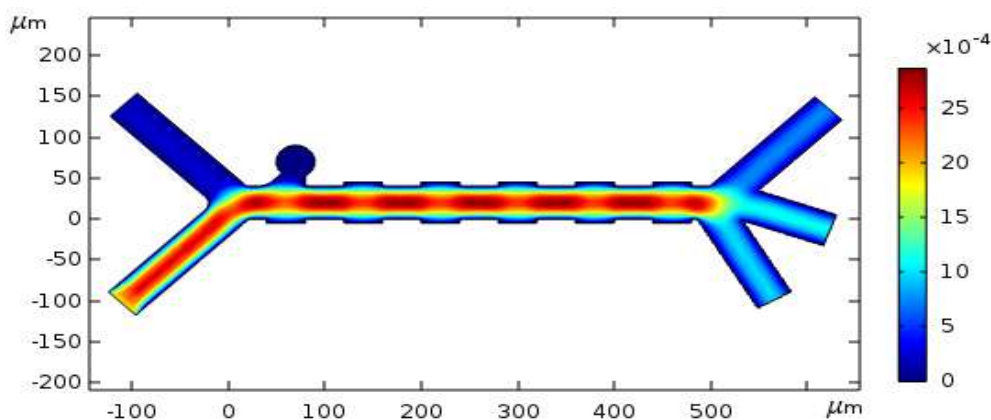
ابعاد و اندازه سیستم میکروفلوئیدیک در جدول (۵-۱) آورده شده است.

جدول (۵-۱) پارامترهای هندسی سیستم میکروفلوئیدیک

اندازه (mm)	ویژگی
۴۰	عرض کانال ( $W_{ch}$ )
۵۲۰	طول کانال ( $L_{ch}$ )
۵	عرض الکتروود ( $W_e$ )
۴۰	طول الکتروود ( $L_{el}$ )
۱۶۴	طول خروجی ذره PLT ( $L_{outlet,PLT}$ )
۱۲۴	طول خروجی ذره RBC ( $L_{outlet,RBC}$ )
۱۳۷	طول خروجی ذره WBC ( $L_{outlet,WBC}$ )
۱۸۲	طول ورودی ذره ( $L_{inlet}$ )
۲۰	شعاع R
۴۰	عرض ورودی ( $W_{inlet}$ ) و عرض خروجی ( $W_{outlet}$ )

### ۳-۵- مدل سازی میدان جریان سیال

برای شبیه سازی سیستم میکروفلوئیدیکی طراحی شده به منظور به دام انداختن ذرات نیز، می بایست مشابه سیستم میکروفلوئیدیکی شبیه سازی شده برای جداسازی ذرات، ابتدا میدان های جریان و الکتریکی حل شده و پس از آن ردیابی ذرات حل و شبیه سازی شود. بدین منظور ابتدا میدان جریان حل و شبیه سازی شده است و توزیع میدان سرعت در شکل (۲-۵) نشان داده شده است که تأییدکننده شرط عدم لغزش بوده و نشان دهنده سرعت ماکزیمم در مرکز میکروکانال و مینیمم سرعت در نزدیک دیواره است. ذرات گلبول سفید و پلاکت ها از مرکز ورودی و با گام زمانی ۰,۱ ثانیه به میکروسیستم وارد شده و سیال پایه نیز از ورودی پایین وارد آن شده است. همچنین در این مسئله شرط عدم لغزش در دیواره ها در نظر گرفته شده است. ورودی های کانال به عنوان یکی از شرایط مرزی در نظر گرفته شده و مقدار سرعت سیال پایه به عنوان شرط ورودی در بازه ۹۰۰ تا ۱۸۰۰ و مقدار سرعت ذرات ۱۵۰ میکرومتر بر ثانیه در نظر گرفته شده است که این محدوده سرعت برای حصول اطمینان از رسیدن به بازدهی بیشتر انتخاب شده است. خروجی کانال نیز به عنوان شرایط مرزی در نظر گرفته و فشار را در آن صفر یا برابر با فشار محیط تعریف شده است. باقی مرزهایی که شرایط مرزی برای آن ها تعریف نشده است نرم افزار به عنوان دیواره کانال در نظر گرفته شده و دارای شرط عدم لغزش است.

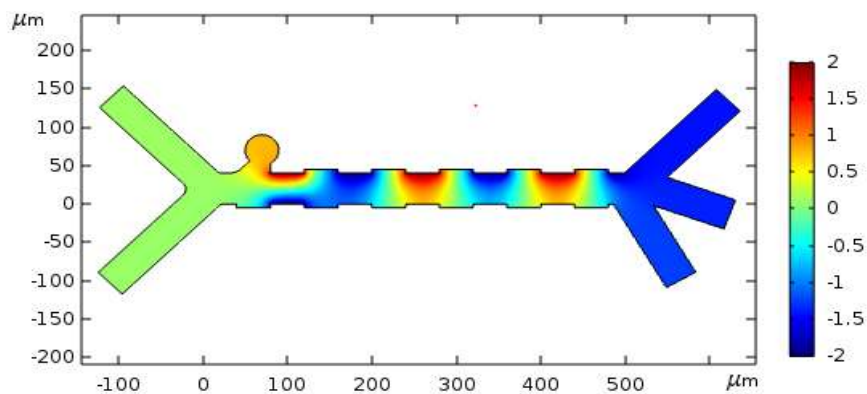


شکل (۲-۵) توزیع میدان سرعت در میکروکانال  $P_{outlet}=0$ ,  $v_{fluid}=1800\mu m/s$ ,  $v_{particle}=150\mu m/s$



#### ۴-۵- مدل سازی میدان الکتریکی

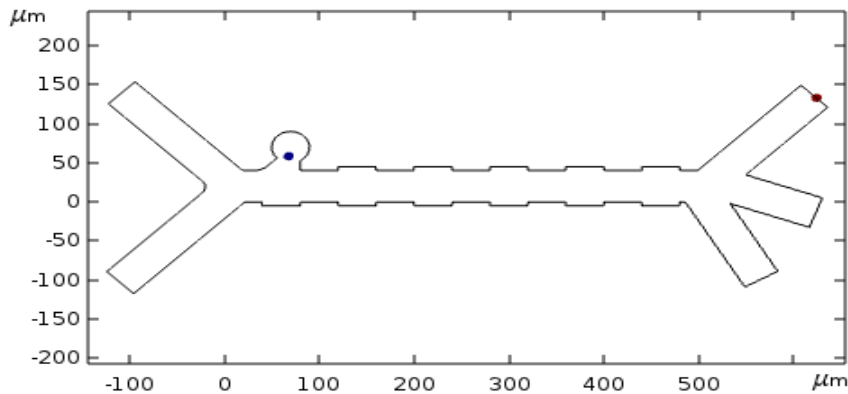
برای سیستم میکروفلوئیدیکی این شبیه سازی، الکترودها را در طول میکروکانال قرار داده شده که مقدار ولتاژ در محدوده ۱,۵ تا ۳ ولت و به صورت یک در میان مقادیر مثبت و منفی به عنوان شرایط مرزی به آن‌ها اعمال شده است. این شبیه سازی توزیع پتانسیل الکتریکی در فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز انجام شده است که علت انتخاب این فرکانس این است که نوع نیروی دی الکتروفورسیس (مثبت یا منفی) و مقدار نیروی دی الکتروفورسیس وارد بر ذره را برای به دام انداختن ذره مورد نظر مشخص شود که در شکل (۳-۵) این توزیع پتانسیل در فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز و با اعمال ولتاژ ۱/۵۵ ولت بر روی الکترودها نشان داده شده است که نشان دهنده شدت پتانسیل الکتریکی و تراکم خطوط میدان الکتریکی در نزدیکی الکترودها است. این توزیع می تواند ذرات را بسته به ویژگی های ذاتی آن‌ها که مشخص کننده مقدار نیروی الکتروفورسیس وارد شده بر هر یک از آن‌هاست، از یکدیگر جدا کند و این امر عامل جداسازی و به دام انداختن ذرات در سیستم میکروفلوئیدیکی است.



شکل (۳-۵) توزیع پتانسیل الکتریکی در میکروکانال در  $f=100\text{KHZ}$ ,  $v_{\text{fluid}}=1800\mu\text{m/s}$ ,  $v_{\text{particle}}=150\mu\text{m/s}$ ,  $P_{\text{outlet}}=0$ ,  $V=1.55\text{v}$

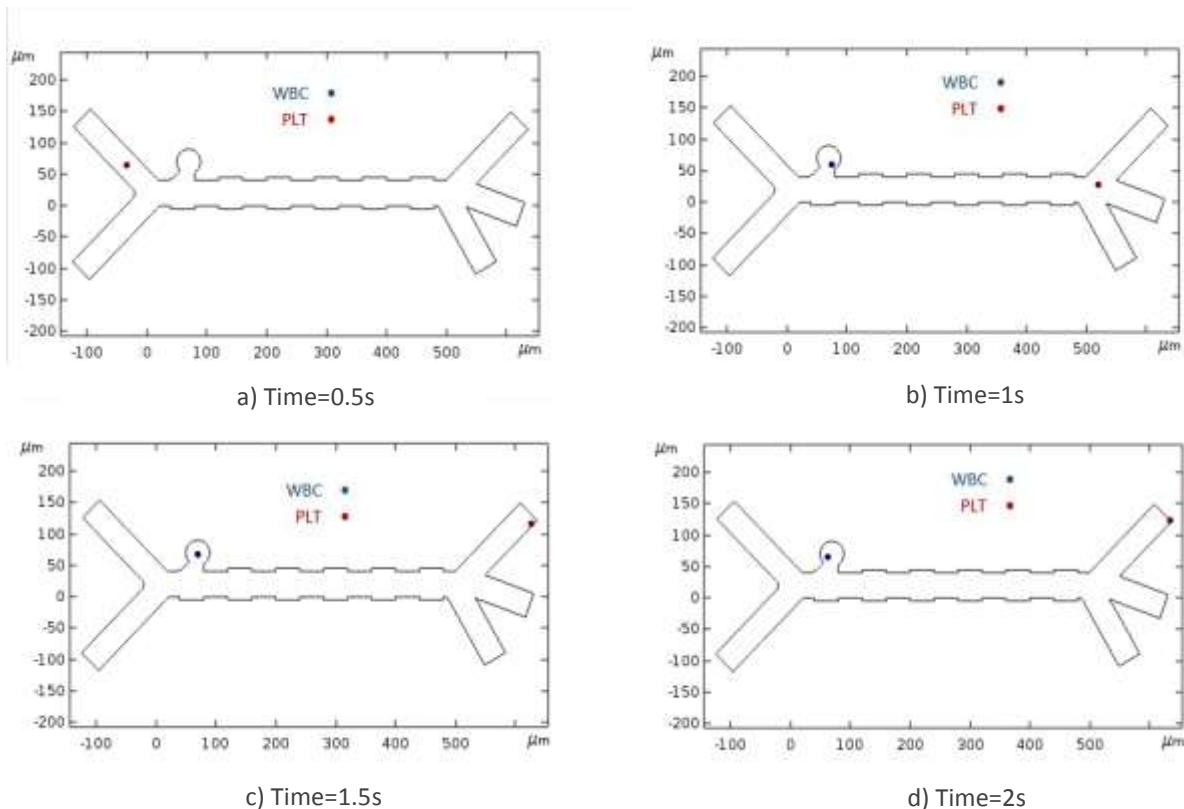
پس از حل معادلات میدان جریان و میدان الکتریکی و استفاده از پاسخ آن‌ها، ردیابی مربوط به ذرات انجام شده است تا به دام افتادن ذرات توسط نیروی دی الکتروفورسیس شبیه سازی شود.

در این بخش به دام انداختن ذرات گلبول سفید با سایز ۱۲ میکرومتر و هدایت ذرات پلاکت‌ها با همان سایز ۲ میکرومتر به علت تفاوت در سایز و ویژگی‌های ذاتی آن‌ها بررسی شده است و پس از شبیه‌سازی نتایج حاصل از آن ارائه شده است.



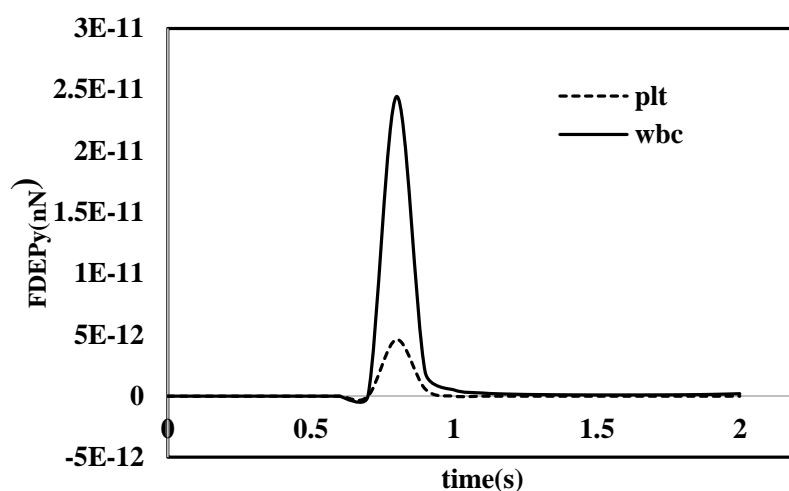
شکل (۴-۵) به دام انداختن ذرات گلبول سفید و هدایت پلاکت‌ها

همان‌طور که مشاهده می‌شود در این سیستم میکروفلوئیدیکی، ذره گلبول سفید در قسمت ابتدایی میکروفلوئیدیک به دام افتاده و ذره پلاکت به مسیر خود ادامه داده و از خروجی اول خارج می‌شود که در شکل (۵-۵) به صورت فریم‌های زمانی نشان داده شده است.



شکل (۵-۵) به دام انداختن ذرات گلبول سفید و هدایت پلاکت ها در  $v_{fluid}=1800\mu m/s$ ,  $v_{particle}=150\mu m/s$  در  $P_{outlet}=0$ ,  $V=1.55v$ ,  $f=100KHZ$  در زمان های مختلف

در شکل (۵-۵) همان طور که ملاحظه می شود مقدار نیروی دی الکتروفورسیس وارد بر گلبول های سفید باعث می شود این ذره در جهت عمودی حرکت کرده و به دام بیافتد. در واقع می توان گفت گلبول سفید که تحت نیروی دی الکتروفورسیس منفی قرار دارد به علت سایز بزرگ تر تحت اثر نیروی دی الکتروفورسیس بیشتری قرار گرفته و از شدت میدان الکتریکی دور شده و به دام می افتد. در این نمودار نیروی دی الکتروفورسیس وارد بر دو ذره گلبول سفید و پلاکت ها در طی زمان رسم شده است تا درک بهتری از به دام افتادن ذرات گلبول سفید به علت نیروی دی الکتروفورسیس ایجاد شود.



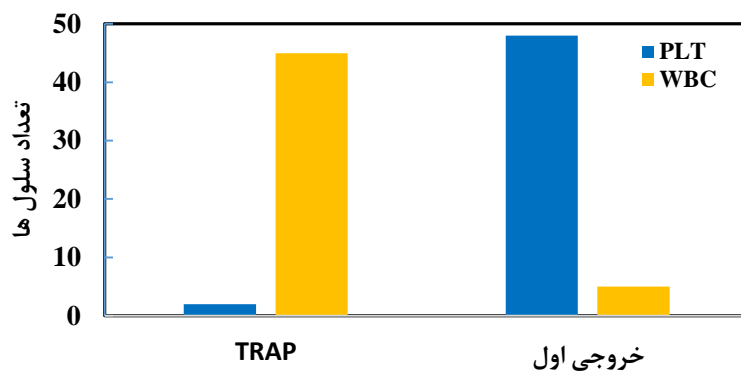
شکل (۵-۶) مقدار نیروی دی الکتروفورسیس در راستای عمود بر محور میکروکانال (جهت  $y$ ) وارد بر گلبول سفید و پلاکت

همان‌طور که در شکل (۵-۶) ملاحظه شد، نیروی دی الکتروفورسیس وارد بر گلبول سفید بسیار بیشتر از نیروی دی الکتروفورسیس وارد بر پلاکت بوده و همین عامل باعث شده تا گلبول سفید در این مقطع (time = 0.7s) به سمت بالا حرکت کرده و به دام بیافتند.

با توجه به مطالعات و بررسی‌های انجام شده یکی از عامل‌های تأثیرگذار بر مقدار نیروی دی الکتروفورسیس وارد بر ذره، سایز آن است که در این پایان‌نامه در هر دو بخش جداسازی و به دام انداختن ذرات از همین تفاوت، علاوه بر تفاوت‌های ذاتی در ذرات مختلف برای جداسازی و اکنون به دام افتادن ذرات استفاده شده است.

## ۵-۵- بازده به دام افتادن

در این بخش از پایان‌نامه به بررسی بازده به دام انداختن در هندسه و شرایط مرزی ذکر شده در این پایان‌نامه پرداخته شده است. تعداد ۵۰ ذره از هر یک نوع ذرات گلبول سفید و پلاکت‌ها را وارد میکروکانال کرده و پس از شبیه‌سازی آن نتایج زیر برای بازده جداسازی هر یک از ذرات به دست آمده است.



شکل (۷-۵) بازده به دام افتادن ذرات

همان طور که ملاحظه می شود بازده به دام افتادن ذرات گلبول سفید ۹۰ درصد بوده و بازده جداسازی ذرات پلاکت ها ۹۶ درصد است.



## فصل ۶:

### نتیجه گیری و پیشنهادها

## ۶-۱- مقدمه

این پایان‌نامه به‌صورت عددی به مطالعه عددی جداسازی و دستکاری ذرات گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت‌ها به‌وسیله الکتروکینتیک در میکروکانال پرداخته است. در این پایان‌نامه علاوه بر آنالیز حساسیت سنجی و افزایش بازده جداسازی به عنوان نوآوری، به دام انداختن ذرات بیولوژیکی گلبول سفید و پلاکت‌ها، نیز توسط سیستم میکروفلوئیدیکی با استفاده از نیروی دی‌الکتروفورسیس انجام شده که ذرات گلبول‌های سفید با بازده مناسبی به دام افتادند. اکنون به مهم‌ترین نتایج به‌دست‌آمده از این پژوهش اشاره می‌شود و در ادامه بازده جداسازی و نتایج حاصل از شبیه‌سازی‌های انجام گرفته در فصول چهارم و پنجم به‌صورت خلاصه ارائه می‌گردد. در نهایت با توجه به تحلیل این نتایج، پارامترهای مناسب برای جداسازی سلول‌های خونی با بازده مناسب و پیشنهادات مورد نظر ارائه می‌شود.

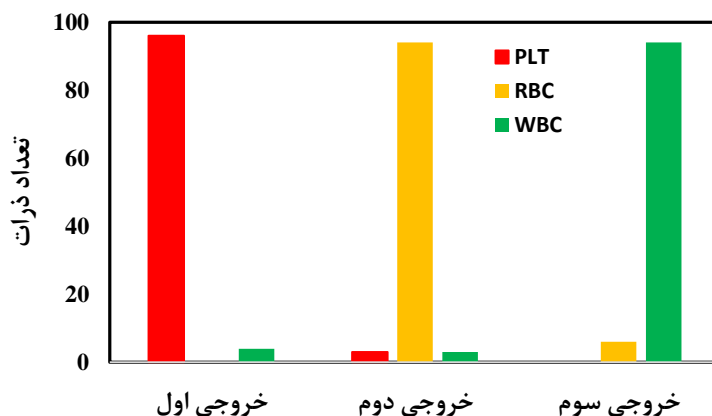
جداسازی بر مبنای اندازه و با استفاده از متمرکز ساختن ذرات به وسیله جریان سیال انجام گرفته است. در این پایان‌نامه آنالیز حساسیت سنجی برای پارامترهای مؤثر بر جداسازی از جمله ولتاژ اعمال شده به الکترودها، دبی ورودی سیال پایه، پارامتر کلایوس موسیتی، سایز ذرات و... انجام شده است تا بتوان تأثیر هر یک از این پارامترها را بر جداسازی مشاهده کرد و بازده جداسازی ذرات را تا حد امکان بالا برده شده است. علاوه بر این با توجه به اینکه سلول‌های بیولوژیکی نسبت به دما حساس هستند، در این جداسازی با تغییرات هندسی ایجاد شده در سیستم میکروفلوئیدیکی (کاهش عرض الکترودها) از ولتاژ بسیار پایینی استفاده شده است تا از آسیب دیدن سلول‌های بیولوژیکی در مقابل اثر حرارت جلوگیری شود.

## ۶-۲- بازده جداسازی

بازدهی یکی از مهم‌ترین پارامترهای مهم و کلیدی در هر پروژه و تحقیق است. در واقع می‌توان گفت بازده پارامتر کلیدی و تعیین‌کننده برای تحقیقات و پروژه‌ها است. در این بخش از پایان‌نامه به بررسی بازده جداسازی در هندسه و شرایط مرزی ذکر شده در این پایان‌نامه پرداخته شده است.



تعداد ۱۰۰ ذره از هر یک نوع ذرات گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت‌ها را وارد میکروکانال کرده و پس از شبیه‌سازی آن نتایجی که به تفصیل در شکل (۶-۱) آمده، برای بازده جداسازی هر یک از ذرات به دست آمده است.



شکل (۶-۱) تعداد ذرات در هر خروجی به ازای وارد کردن ۱۰۰ ذره از هر نوع ذرات

در این پایان‌نامه علاوه بر بررسی جداسازی هر یک از انواع ذرات در سایز و ویژگی‌های ذاتی واقعی خود، جداسازی در سایزهای دیگر با وجود ثابت بودن ویژگی‌های ذاتی بررسی شده است و مسیر حرکت این ذرات در این شرایط نیز بررسی و نتایج آن ارائه شده است.

با توجه به شبیه‌سازی انجام شده مسیر ذرات وارد شده به میکروکانال، پیرو اثرگیری از تغییرات میدان الکتریکی و پسا، لحظه به لحظه عوض می‌شود و نهایتاً به‌موجب این دو اثر، در شاخه‌های پایین دست جداسازی می‌شوند. در این شبیه‌سازی عددی برای اطمینان از درستی تعداد المان‌های شبکه‌بندی، استقلال از مش بودن نتایج بررسی شد که تعداد المان برابر با ۵۷۲۰۴ در نظر گرفته شد.

همان‌طور که ملاحظه شد در این پایان‌نامه پس از شبیه‌سازی و بررسی انجام شده برای پارامترهای هندسی می‌توان گفت با کاهش عرض الکترودها و در واقع نزدیک شدن آن‌ها به میکروکانال مقدار ولتاژ اعمالی کمتری برای جداسازی نیاز است.

همان‌طور که ملاحظه شد پارامتر دبی سیال ورودی تأثیر بسزای در جداسازی ذرات در میکروسیستم‌ها دارد. در واقع برای هندسه‌های مختلف و ولتاژهای مختلف می‌توان دبی بهینه را برای جداسازی بهتر با

استفاده از شبیه‌سازی به دست آورد که برای هندسه پیشنهاد شده و ولتاژ مشخص ذکر شده ۲,۱ ولت، در این پایان‌نامه، دبی بهینه برای جداسازی صحیح ذرات مقدار ۱۱۰۰ میکرومتر بر ثانیه می‌باشد.

بازده جداسازی سیستم میکروفلوئیدیکی پیشنهاد شده در این پایان‌نامه و با شرایط مرزی مشخص شده، همان‌طور که در فصل چهارم ملاحظه شد برای گلبول سفید، گلبول قرمز و پلاکت‌ها به ترتیب ۹۴ درصد، ۹۴ درصد و ۹۶ درصد است که بازدهی مناسبی در جداسازی ذرات می‌باشد.

به دام انداختن ذرات نیز همانند جداسازی ذرات یکی دیگر از کارهایی است که امروزه با روش‌های مختلف و با استراتژی‌های متفاوتی انجام می‌شود. در فصل پنجم این پایان‌نامه به دام انداختن ذرات گلبول سفید با سایز ۱۲ میکرومتر و هدایت ذرات پلاکت‌ها با همان سایز ۲ میکرومتر با استفاده از نیروی دی‌الکتروفورسیس، در هندسه‌ی سیستم میکروفلوئیدیکی همانند هندسه‌ای که برای جداسازی ذرات در فصول قبل آن ارائه شده بود، ارائه شده است. این سیستم میکروفلوئیدیکی همانند سیستم میکروفلوئیدیکی فصول قبل بوده ولی محل قرار گرفتن الکترودها کمی تغییر یافته است و همچنین علاوه بر قرار دادن الکترودها در بالای میکروکانال، یک الکتروده دیگر در ابتدا و قسمت پایین میکروکانال قرار داده شده است تا به دام انداختن ذرات در همین قسمت انجام شود. علاوه بر این در ابتدای میکروکانال و بعد از الکتروده اول یک بخش به عنوان مخزن قرار داده شده تا ذره مورد نظر در داخل آن به دام بی‌افتد. شرایط مرزی میدان جریان که برای به دام انداختن ذرات گلبول سفید انجام شده است به اینصورت است که، دبی جریان در ورودی برای سیال ۱۸۰۰ میکرومتر بر ثانیه در نظر گرفته شده و فشار در خروجی‌ها صفر در نظر گرفته شده است. همان‌طور که ملاحظه شد در این سیستم میکروفلوئیدیکی ذره گلبول سفید در قسمت ابتدایی میکروفلوئیدیکی به دام افتاده و ذره پلاکت به مسیر خود ادامه داده و از خروجی اول خارج می‌شود. با توجه به شبیه‌سازی و بررسی انجام شده می‌توان گفت گلبول سفید که تحت نیروی دی‌الکتروفورسیس منفی قرار دارد به علت سایز بزرگ‌تر تحت اثر نیروی دی‌الکتروفورسیس بسیار بیشتری قرار گرفته و از شدت میدان الکتریکی دور شده و به دام می‌افتد.

همان‌طور که در فصل پنجم ملاحظه شد بازده به دام افتادن ذرات گلبول سفید ۹۰ درصد بوده و بازده جداسازی ذرات پلاکت‌ها ۹۶ درصد است.

### ۳-۶- پیشنهادها

در ادامه فعالیت‌های انجام شده در این پژوهش می‌توان به تحقیقاتی از قبیل شبیه‌سازی انواع جداسازها به روش دی‌الکتروفورسیس، بررسی جداسازی سلول‌ها و سیال‌های متفاوت دیگر، استفاده از الگوریتم‌های بهینه‌سازی در جداسازی، انجام مطالعات تجربی، ساخت و آزمایش بر روی جداسازی، استفاده از نیروهای nDEP و pDEP به‌طور هم‌زمان برای جداسازی، استفاده از فرکانس‌های چندگانه برای جداسازی ذرات در این جداساز و پیش‌بینی خواص الکتریکی به عنوان پیشنهادهای آتی در این زمینه اشاره کرد.



## مراجع

- [1] P. S. Ashis and K. Sen, "Particle separation and sorting in microfluidic devices : a review," *Microfluid And Nanofluid*, 2013.
- [2] Prime Faraday Technology Watch, An Introduction to MEMS ( Micro-electro mechanical Systems ) MEMS has been identified as one of the most promising technologies for PRIME Faraday Partnership, no. January. 2002.
- [3] B. Cetin and D. Li, "Effect of Joule heating on electrokinetic," *Electrophoresis*, no. 1, pp. 994–1005, 2008.
- [4] C. E. Rodri and B. H. Lapizco-encinas, "DNA manipulation by means of insulator-based dielectrophoresis employing direct current electric fields," *Electrophoresis*, pp. 4195–4205, 2009.
- [5] A. Tiselius, "A new apparatus for electrophoretic analysis of colloidal mixtures." *Transactions of the Faraday Society* 33 (1937): 524-531.
- [6] H. A. Pohl, "Some Effects of Nonuniform Fields on Dielectrics," *Journal of Applied Physics*, vol. 1182, no. 1958, 2000.
- [7] G. H. Marx and C. L. Davey, "The dielectric properties of biological cells atradiofrequencies : Applications in biotechnology," *Enzyme and Microbial Technology*, vol. 25, pp. 161–171, 1999.
- [8] A. Ramos, H. Morgan, N. G. Green, and A. Castellanos, "Ac electrokinetics : a review of forces in microelectrode structures," vol. 2338, 1998.
- [9] A. Nakano, "Protein Dielectrophoresis Using Insulator-based Microfluidic Platforms," Arizona State University, April, 2014.
- [10] B. Cetin, D. Li, "Dielectrophoresis in microfluidics technology," *Electrophoresis*, pp. 2410–2427, 2011.
- [11] I. Barbulovic-nad, X. Xuan, S. H. Lee, and D. Li, "DC-dielectrophoretic separation of microparticles using an oil droplet obstacle," *The Royal Society of Chemistry*, pp. 274–279, 2006.
- [12] K. H. Kang ,Y. Kang, X. Xuan, D. Li, "Continuous separation of microparticles by size with Direct current-dielectrophoresis," *Electrophoresis*, pp. 694–702, 2006.
- [13] Y. Ai1, S. W. Joo, Y. Jiang, X. Xuan, S. Qian, "Transient electrophoretic motion of a charged particle through a converging – diverging microchannel : Effect of direct current-dielectrophoretic force," *Electrophoresis*, pp. 2499–2506, 2009.
- [14] B. H. Lapizco-encinas, B. A. Simmons, E. B. Cummings, and Y. Fintschenko, "Insulator-based dielectrophoresis for the selective concentration and separation of live bacteria in," *Electrophoresis*, pp. 1695–1704, 2004.
- [15] M. Nahavandi, "Continuous-Flow Separation of Malaria-Infected Human Erythrocytes Using DC Dielectrophoresis : An Electrokinetic Modeling and Simulation," *Industrial & Engineering Chemistry Research*, 2016.
- [16] Y. Cheong, L. Siang, H. Ling, and W. Yue, "Dielectrophoretic cell motion model over periodic microelectrodes with unit - cell approach," *Microfluid And Nanofluid*, 2014.
- [17] Y. Ren, Y. Jia, H. Jiang, "Continuous dielectrophoretic particle separation using a microfluidic device with 3D electrodes and vaulted obstacles," *Electrophoresis*, pp. 1744–1753, 2015.
- [18] H. Hadady, D. Redelman, S. R. Hiibel, and E. J. Geiger, "Continuous-flow sorting of microalgae cells based on lipid content by high frequency dielectrophoresis," *AIMS Biophysics*, vol. 3, no. August, pp. 398–414, 2016.
- [19] E. Bisceglia *et al.*, "A generic and label free method based on dielectrophoresis for the continuous separation of microorganism from whole blood samples," *Sensors*

- and Actuators*, vol. 212, pp. 335–343, 2015.
- [20] S. Kinio and J. K. Mills, “Design of optimal electrode geometries for dielectrophoresis using fitness based on simplified particle trajectories,” *Biomed. Microdevices*, pp. 1–15, 2016.
- [21] H. Shafiee, M. B. Sano, E. A. Henslee, L. Caldwell, and R. V Davalos, “Selective isolation of live / dead cells using contactless dielectrophoresis ( cDEP ),” *The Royal Society of Chemistry*, vol. 10, no. 4, 2010.
- [22] Y. Kang, B. Cetin, Z. Wu, and D. Li, “Continuous particle separation with localized AC-dielectrophoresis using embedded electrodes and an insulating hurdle,” *Electrochimica Acta*, vol. 54, pp. 1715–1720, 2009.
- [23] N. Demierre, T. Braschler, P. Linderholm, U. Seger, and H. Van Lintel, “Characterization and optimization of liquid electrodes for lateral dielectrophoresis ,” *The Royal Society of Chemistry*, pp. 355–365, 2007.
- [24] D. F. Chen, H. Du and W.H. Li, “A 3D paired microelectrode array for accumulation and separation of microparticles,” *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 1162.
- [25] C. Zhang, S. Nahavandi, S. Baratchi, “Dielectrophoretic manipulation and separation of microparticles using curved microelectrodes,” *Electrophoresis*, pp. 3707–3717, 2009.
- [26] P. R. C. Gascoyne, J. Vykoukal, “Particle separation by dielectrophoresis,” *Electrophoresis*, pp. 1973–1983, 2002.
- [27] X. B. Wang, M. P. Hughes , y. Huang , F.F. Becker , “Non-uniform spatial distributions of both the magnitude and phase of AC electric fields determine dielectrophoretic forces,” *Biochimica et Biophysica Acta*, vol. 1243, pp. 185–194, 1995.
- [28] X. Wang\*, X. B. Wang, P. R. C. Gascoyne, “General expressions for dielectrophoretic force and electrorotational torque derived using the Maxwell stress tensor method,” *Journal of Electrostatics*, vol. 39, pp. 277–295, 1997.
- [29] R. Pethig, “Review Article- Dielectrophoresis : Status of the theory , technology , and applications,” *Biomicrofluidics*, pp. 1–35, 2010.
- [30] S. Park and A. Beskok, “Alternating Current Electrokinetic Motion of Colloidal Particles on Interdigitated Microelectrodes,” *Analytical Chemistry*, vol. 80, no. 8, pp. 2832–2841, 2008.
- [31] A. Castellanos, A. Ramos, and A. Gonz, “Electrohydrodynamics and dielectrophoresis in microsystems : scaling laws,” *Electrohydrodynamics and DEP in microsystems*, vol. 2584, 2003.
- [32] T. B. JONES, "Electromechanics of particles ". University of Cambridge, 1995 .
- [33] B. H. Lapizco-encinas, B. A. Simmons, E. B. Cummings, Y. Fintschenko, S. N. Laboratories, and P. O. Box, “Dielectrophoretic Concentration and Separation of Live and Dead Bacteria in an Array of Insulators,” *Analytical Chemistry*, vol. 76, no. 6, pp. 1571–1579, 2004.
- [34] Y. Kang, D. Li, and S. A. Kalams, “DC-Dielectrophoretic separation of biological cells by size,” *Biomed Microdevices*, pp. 243–249, 2008.
- [35] H. Morgan, N. G. Green “AC Electrokinetics: colloids and nanoparticles, ” Research Studies Press Ltd., 2003.
- [36] P. R. C. Gascoyne and J. V. Vykoukal, “Dielectrophoresis-Based Sample Handling in General-Purpose Programmable Diagnostic Instruments,” *Proceedings of the IEEE*, vol. 92, no. 1, 2004.
- [37] Y. Polevaya, I. Ermolina, M. Schlesinger, and B. Ginzburg, “Time domain

- dielectric spectroscopy study of human cells II . Normal and malignant white blood cells,” *Biochimica et Biophysica Acta*, vol. 1419, pp. 257–271, 1999.
- [38] A. Valero, T. Braschler, and P. Renaud, “A unified approach to dielectric single cell analysis: Impedance and dielectrophoretic force spectroscopy,” *The Royal Society of Chemistry*, vol. 197, no. 207890, pp. 2216–2225, 2010.
- [39] J. M. Cruz, F. J. Garcia-Diego, “Dielectrophoretic motion of oblate spheroidal particles . Measurements of motion of red blood cells using the Stokes method,” vol. 1745.
- [40] Z. Gagnon, J. Gordon, S. Sengupta, H. C. Chang, “Bovine red blood cell starvation age discrimination through a glutaraldehyde- amplified dielectrophoretic approach with buffer selection and membrane cross-linking,” *Electrophoresis*, pp. 2272–2279, 2008.
- [41] A. Sanchis, A. P. Brown, M. Sancho, J. L. Sebastian, “Dielectric Characterization of Bacterial Cells Using Dielectrophoresis,” *Bioelectromagnetics*, vol. 401, no. May 2006, pp. 393–401, 2007.
- [42] N. G. Green and T. B. Jones, “Numerical determination of the effective moments of non-spherical particles,” *Journal of Physics*, 2007.
- [43] N. G. Green, H. Morgan and A. Castellanos, “Fluid flow induced by nonuniform ac electric fields in electrolytes on microelectrodes - Observation of streamlines and numerical simulation,” *Journal of Physical Review*, pp. 1–11, 2002.
- [44] J. Berthier, P. Silberzan, “*Microfluidics for Biotechnology*,” 2005.
- [45] H. Ali and C. W. Park, “Numerical study on the complete blood cell sorting using particle tracing and dielectrophoresis in a microfluidic device,” *Korea-Australia Rheology Journal*, vol. 28, no. November, pp. 327–339, 2016.
- [46] K. Tatsumi, K. Kawano, H. Okui, H. Shintani, and K. Nakabe, “Analysis and measurement of dielectrophoretic manipulation of particles and lymphocytes using rail-type electrodes,” *Medical Engineering and Physics*, vol. 0, pp. 1–9, 2015.



## Abstract

This thesis examines the separation and sorting of microfluidic particles in microchannels using electric field. In this study, Reynolds dimensionless number is used, which due to the small size of the microchannels, Reynolds is often less than one and in this case the current is creeping. In this thesis, the separation and manipulation of three particles, white blood cells, erythrocytes and platelets present in the blood, under the influence of the electric field in a microchannel on which the electrodes are dentated, in two-dimensional form using the software Kamsul Simulated and investigated. The results show that by controlling the parameters affecting the separation (movement of particles) of biological particles present in blood, white blood cells, erythrocytes and platelets with different intrinsic characteristics, they can be separated from each other with appropriate efficiency. In this thesis, in addition to sensitivity analysis and enhancement of separation efficiency as an innovation, trapping of white blood cells and platelets is also carried out by a microfluidic system using a dielectrophoresis force that renders the white blood cells with appropriate efficiency. They were trapped. In the numerical simulation performed to ensure the correct number of mesh elements, the independence of the mesh was evaluated and the number of elements equal to 57204 was considered as suitable mesh. Validation of the results was performed using the research of Mr Tatsumi et al. With over 95% agreement and sensitivity of the results to the parameters affecting the separation including voltage, base fluid inlet discharge, particle size parameter Clausius Muscle and frequency and width of the electrodes. In this thesis, for the proposed geometry and specified voltage of 2.1 volts, the optimum fluid inlet speed is  $1100 \mu\text{m} / \text{s}$  for proper particle separation. In this thesis, the separation efficiency for white blood cells, erythrocytes and platelets are 94%, 94% and 96%, respectively, which is a good efficiency in particle separation. This thesis presents the trapping of white blood cells with a diameter of  $12 \mu\text{m}$  and the conduction of platelets with a diameter of  $2 \mu\text{m}$  using dielectrophoresis force. The flow field boundary conditions for trapping white blood cell particles, the inlet current for the fluid of  $1800 \mu\text{m} / \text{s}$ , the voltage of 1.55 eV and the pressure at the outputs are set to zero. The trapping efficiency of white blood cell particles is 90% and platelet particle separation efficiency is 96%.

**Keywords:** Microfluidics, separation and manipulation, Electrical Field, laminar flow and creep, simulation



**Shahrood University of Technology**  
**faculty of Mechanical Engineering**

**A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirement for the Degree  
of Master of Science in Mechanical Engineering**

**Numerical study of particle separation by  
using electrokinetic in microchannel**

**By:**  
**Ali Shakouri**

**Supervisors:**  
**Dr. Mohsen Nazari**  
**Dr. Mohammad Mohsen Shahmardan**

**Advisor:**  
**Dr. Yasaman daghighi**

**Sep 2019**