

دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

گروه تبدیل انرژی

پایان نامه کارشناسی ارشد

بررسی عددی حرکت و توزیع ذرات در میکروکانال در حضور موج صوتی

نگارنده:

محمد علی نصرالهی کفاش

استاد راهنما

دکتر علی خالقی

استاد مشاور

دکتر محسن نظری

بهمن ۱۳۹۸

تقدیم به :

# پدر بزرگوار و مادر مهربانم

آنان که مهر آسمانی‌شان آرام‌بخش آلام زمینی‌ام است

استوارترین تکیه‌گاهم، دستان پر مهر پدرم

سبزترین نگاه زندگیم، چشمان سبز مادرم

هرچه آموختم در مکتب عشق شما آموختم و هرچه بکوشم قطره‌ای از دریای بی‌کران مهربانیتان را سپاس نتوانم بگویم.

امروز هستی‌ام به امید شماست و فردا کلید باغ بهشت‌م رضای شما

آوردی گران‌سنگ‌تر از این ارزان نداشتم تا به خاک پایتان نثار کنم. باشد که حاصل تلاش‌م، نسیم‌گونه قبار سختگیتان را بزداید.

بوسه بر دستان پر مهرتان

## تقدیر و تشکر:

نخستین سپاس و ستایش از آن خداوندی است که بنده کوچکش را در دریای بیکران

اندیشه، قطره‌ای ساخت تا وسعت آن را از دریچه‌های ناب آموزگارانی بزرگ به تماشا

نشیند. اکنون که در سایه سار بنده نوازی‌هایش پایان نامه حاضر به انجام رسیده

است، بر خود لازم می‌دانم تا مراتب سپاس را از بزرگواردانی به جا آورم که اگر دست

یاریشان نبود هرگز این پایان نامه به انجام نمی‌رسید.

ابتدا از مهربانترین همراهان زندگی‌م، پدر بزرگوار و مادر مهربانم، که حضورشان در

فضای زندگی‌م مصداق بی‌ریای سخاوت بوده است صمیمانه متشکر و سپاسگذارم.

همچنین راهنمایی‌های ارزنده استاد گرانقدر، جناب آقای دکتر علی خالقی شایسته

قدردانی است.

همچنین از کمکهای بی‌دریغ و فراوان مشاور خوبم در تمام مراحل پروژه، جناب

آقای دکتر محسن نظری تشکر فراوان می‌نمایم.

در پایان از تمام اساتید گرانقدر دانشکده مکانیک دانشگاه شاهرود تشکر و قدردانی

نموده، و از خداوند متعال توفیق روز افزون را برایشان مسئلت می‌نمایم.

محمد علی نصرالهی کفاش

## تعهدنامه

این جانب محمد علی نصرالهی کفاش دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکانیک گرایش تبدیل انرژی دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه بررسی عددی حرکت و توزیع ذرات در میکروکانال در حضور موج صوتی تحت راهنمایی دکتر علی خالقی متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط این جانب 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 با نام "دانشگاه صنعتی شاهرود" و یا "Shahrood University of Technology" به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آن ها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

## تاریخ

### امضای دانشجو

#### مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود است. 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

آکوستوفلوییدیک، ترکیب آکوستیک و میکروفلوییدیک بوده و یک زمینه تحقیقاتی می باشد که به سرعت در حال رشد بوده و چالش های زیست شناسی، پزشکی، شیمی، مهندسی و فیزیک را برطرف می کند. به طور خاص جداسازی ذرات بیولوژیکی از ترکیبات پیچیده به وسیله امواج صوتی به دلیل سازگار بودن با محیط زیست و عدم برچسب گذاری ذرات مورد بررسی بیشتری قرار گرفته است. با طراحی دقیق و تنظیم میدان صوتی اعمالی به ذرات، سلول ها و سایر ذرات زیستی با راندمان، خلوص و زیست سازگاری زیاد قابل جداسازی می باشند. پیشرفت های اخیر در علم آکوستوفلوییدیک بسیاری از محدودیت های جداسازی ذرات را برطرف کرده است. به عنوان مثال توسعه دستگاه های مراقبت ویژه برای جداسازی ذرات با اندازه های کوچکتر از میکرون، محدودیت های ابزار جداسازی معمولی را برطرف کرده است. مهمتر از همه پیشرفت این روش در تحقیقات آزمایشگاهی باعث شده است تا از این روش برای حل مشکلات بالینی استفاده شود. جداسازی بر اساس اندازه ذرات موجود در نمونه یکی از مهمترین تکنولوژی هایی است که در زمینه تولید صنعتی، صنایع شیمی و غذایی، ارزیابی زیست محیطی و تحقیقات بیولوژیکی وجود دارد. مطالعه پیشرو با هدف شبیه سازی و تحلیل حرکت ذرات و نحوه جداسازی آن ها در حضور موج صوتی سطحی انجام شده است. در مدل سازی حاضر معادلات هلمهولتز برای میدان صوتی و دستگاه معادلات پیزوالکتریک خطی برای حرکت مکانیکی و میدان الکتریکی حل شده است. در ابتدا موج صوتی و مسیر حرکت ذرات درون میدان صوتی مورد مطالعه قرار گرفته و سپس نحوه جداسازی آن ها مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج نشان می دهد که با افزایش قطر و چگالی ذرات، نیروی آکوستوفورتیک اعمالی به آن ها افزایش یافته و در نتیجه برای پایداری در گره یا شکم فشار به زمان بیشتری نیاز دارند.

**کلید واژگان:** آکوستوفورسیز، میکروفلوییدیک، جداسازی صوتی

## فهرست مطالب

۱- فصل اول.....	۱
۱-۱- مقدمه.....	۲
۱-۲- سایر کاربرد های علم میکروفلوئیدیک.....	۲
۱-۳- مزایای سیستم های میکروفلوئیدیک.....	۳
۱-۴- انواع روش های جداسازی.....	۴
۱-۴-۱- روش های غیر فعال.....	۵
۱-۴-۱-۱- روش تقسیم بندی جریان پینچ.....	۵
۱-۴-۱-۲- روش اینرسی و تقسیم بندی جریان گردابه ای.....	۶
۱-۴-۱-۳- روش دستکاری به کمک میکرو گردابه ها.....	۷
۱-۴-۱-۴- روش جابجایی جانبی.....	۸
۱-۴-۱-۵- روش ژئیفک-فانگ.....	۸
۱-۴-۱-۶- روش فیلتراسیون.....	۱۰
۱-۴-۱-۷- روش فیلتراسیون به کمک هیدرودینامیک.....	۱۱
۱-۴-۱-۸- روش میکروسیکلون.....	۱۲
۱-۴-۲- روش های اکتیو.....	۱۳
۱-۴-۲-۱- روش دی الکتروفورسیز.....	۱۳
۱-۴-۲-۲- روش مگنتوفورسیز.....	۱۵
۱-۴-۲-۲-۱- مزایای روش جداسازی مگنتوفورسیز.....	۱۷
۱-۴-۲-۲-۳- روش نوری.....	۱۷
۱-۴-۲-۴- روش آکوستوفورسیز.....	۱۸
۱-۵- ساختار و فصل بندی پایان نامه.....	۱۹
۲- فصل دوم.....	۲۱
۲-۱- معرفی روش جداسازی آکوستوفورسیز.....	۲۲

- ۲-۲-نیروی آکوستوفورتیک.....۲۲
- ۲-۳-فاکتور کنتراست صوتی.....۲۳
- ۲-۴-نیرو های وارده بر یک ذره درون میدان صوتی.....۲۳
- ۲-۵-انواع روش های جداسازی به کمک میدان صوتی.....۲۴
- ۲-۵-۱-جداسازی دوتایی.....۲۵
- ۲-۵-۲-جداسازی تفاضلی.....۲۶
- ۲-۵-۲-۱-جداسازی بر اساس اندازه (قطر ذره).....۲۶
- ۲-۵-۲-۲-جداسازی بر اساس چگالی.....۲۸
- ۲-۵-۲-۲-۱-کاربرد های جداسازی ذرات بر اساس چگالی.....۲۹
- ۲-۵-۲-۳-جداسازی بر اساس تراکم پذیری.....۲۹
- ۲-۶-انواع روش های متمرکز سازی ذرات در وسط میکروکانال.....۳۰
- ۲-۶-۱-متمرکز سازی به وسیله سیال هدایت کننده.....۳۱
- ۲-۶-۱-۱-معایب استفاده از سیال هدایت کننده برای متمرکز سازی ذرات.....۳۱
- ۲-۶-۲-متمرکز سازی به وسیله میدان صوتی.....۳۱
- ۲-۷-نحوه ایجاد موج صوتی.....۳۵
- ۲-۷-۱-تعریف ماده پیزوالکتریک.....۳۵
- ۲-۷-۲-القاگر های دیجیتالی.....۳۵
- ۲-۷-۲-۱-انواع القاگر های دیجیتالی.....۳۷
- ۲-۷-۲-۱-۱-القاگر های صفحه ای معمولی.....۳۷
- ۲-۷-۲-۱-۲-القاگر های متمرکز کننده منحنی شکل.....۳۸
- ۲-۷-۳-انواع موج های صوتی سطحی.....۳۸
- ۲-۷-۳-۱-امواج صوتی سطحی ایستا.....۳۸
- ۲-۷-۳-۲-امواج صوتی سطحی متحرک.....۳۹
- ۲-۷-۳-۲-۱-مزایای استفاده از موج های صوتی سطحی متحرک.....۴۰
- ۲-۸-نحوه ورود صحیح موج به داخل میکروکانال و سیال درون آن.....۴۰



۴۲	۲-۹-مراحل جداسازی به روش آکوستوفورسیز.....
۴۳	۲-۱۰-مزیایای روش آکوستوفورسیز نسبت به سایر روش های جداسازی.....
۴۳	۲-۱۱-پیشینه انواع جداسازی.....
۴۳	۲-۱۱-۱-پیشینه جداسازی با استفاده از امواج صوتی سطحی ایستا.....
۴۹	۲-۱۱-۲-پیشینه جداسازی با استفاده از امواج صوتی سطحی متحرک.....
۵۱	۳-فصل سوم.....
۵۲	۳-۱-معادلات حاکم.....
۵۲	۳-۱-۱-معادله هلمهولتز.....
۵۴	۳-۱-۲-دستگاه معادله پیزوالکتریک خطی.....
۵۴	۳-۱-۳-معادله قانون دوم نیوتون.....
۵۵	۳-۲-هندسه شبیه سازی.....
۵۶	۳-۳-شرایط مرزی.....
۵۶	۳-۳-۱-دامنه محاسباتی میکروکانال.....
۵۷	۳-۳-۲-دامنه محاسباتی ماده پیزوالکتریک.....
۵۹	۴-فصل چهارم.....
۶۰	۴-۱-بررسی استقلال حل عددی از شبکه محاسباتی.....
۶۲	۴-۲-نتایج شبیه سازی موج و میدان فشار حاصل از موج صوتی.....
۶۴	۴-۳-نتایج شبیه سازی رهاسازی ذره از مکان های مختلف.....
۶۹	۴-۴-نتایج بررسی پارامتر های موثر بر میزان نیروی آکوستوفورتیک.....
۶۹	۴-۴-۱-نتایج مطالعه تاثیر پارامتر دامنه فشار موج صوتی بر مقدار نیروی آکوستوفورتیک.....
۷۰	۴-۴-۲-نتایج مطالعه تاثیر پارامتر قطر ذره بر مقدار نیروی آکوستوفورتیک.....
۷۷	۴-۴-۳-نتایج مطالعه تاثیر پارامتر چگالی بر مقدار نیروی آکوستوفورتیک.....
۸۱	۴-۵-نتایج شبیه سازی مسیر حرکت ذره با قطر های متفاوت.....
۸۴	۴-۶-نتایج شبیه سازی جداسازی ذرات بر اساس قطر درون میکروکانال.....
۸۸	۴-۷-نتایج شبیه سازی جداسازی ذرات بر اساس فاکتور کنتراست صوتی درون میکروکانال.....

۹۵.....	۵- فصل پنجم.....
۹۶.....	۵-۱- نتیجه گیری.....
۹۸.....	۵-۲- پیشنهاد ها.....
۹۹.....	۶-مراجع.....

## فهرست جدول ها

جدول ۱-۲: خواص مکانیکی آب، سیلیکا و روغن دودیکین..... ۲۵

جدول ۱-۴: مشخصات شبکه بندی دامنه میکروکانال..... ۶۱

## فهرست شکل ها

- شکل ۱-۱: نمودار طبقه بندی کلی روش های جداسازی و مرتب سازی ذرات..... ۵
- شکل ۲-۱: شماتیک نشان دهنده روش تقسیم بندی جریان پینچ..... ۶
- شکل ۳-۱: شماتیک نحوه دستکاری ذرات به کمک میکروگردابه ها..... ۷
- شکل ۴-۱: تغییرات فشار و نیروی برشی ذرات در دوراهی، سه حالت برای خروج ذره..... ۹
- شکل ۵-۱: شماتیک میکروفیلتر ها در روش فیلتراسیون..... ۱۰
- شکل ۶-۱: رفتار ذرات در دبی های مختلف در روش فیلتراسیون به کمک هیدروپنامیک..... ۱۱
- شکل ۷-۱: نحوه ورود جریان به داخل میکروسیکلون و شکل میکروسیکلون، نیرو های مختلف اعمالی بر ذره در روش میکروسیکلون..... ۱۲
- شکل ۸-۱: شماتیک سیستم جداسازی به روش دی الکتروفورسیز..... ۱۵
- شکل ۹-۱: شماتیک سیستم جداسازی ذرات مغناطیسی..... ۱۶
- شکل ۱۰-۱: شماتیک نیروی اعمال شده به ذره درون موجین نوری..... ۱۸
- شکل ۱۱-۱: شماتیک نحوه جداسازی ذرات در روش آکوستوفورسیز..... ۱۹
- شکل ۱-۲: نیرو های اعمالی به ذرات در روش آکوستوفورسیز..... ۲۴
- شکل ۲-۲: نحوه قرارگیری ذرات روغن و سیلیکا پس از جداسازی به روش آکوستوفورسیز..... ۲۵
- شکل ۳-۲: شماتیک میکروکانال و نحوه جداسازی ذرات درون میدان صوتی بر اساس قطر..... ۲۷
- شکل ۴-۲: نحوه جداسازی ذرات درون میدان صوتی بر اساس چگالی..... ۲۸
- شکل ۵-۲: نحوه متمرکز سازی ذرات در وسط کانال به کمک سیال هدایت کننده..... ۳۱
- شکل ۶-۲: نحوه قرارگیری القاگر های صوتی در روش متمرکز سازی ذرات به وسیله میدان صوتی..... ۳۳
- شکل ۷-۲: نحوه متمرکزسازی ذرات در وسط کانالی با عرض ثابت به کمک میدان صوتی..... ۳۳
- شکل ۸-۲: نحوه متمرکز سازی ذرات در وسط کانال با عرض متغیر به کمک میدان صوتی..... ۳۴
- شکل ۹-۲: مشخصات هندسی القاگر های صوتی..... ۳۷
- شکل ۱۰-۲: شماتیک القاگر های دیجیتالی صفحه ای..... ۳۷
- شکل ۱۱-۲: شماتیک القاگر های دیجیتالی منحنی شکل..... ۳۸
- شکل ۱۲-۲: نحوه تشکیل موج صوتی سطحی ایستا..... ۳۹

- شکل ۲-۱۳: نحوه جداسازی ذرات درون میکروکانال به وسیله امواج صوتی سطحی متحرک..... ۴۰
- شکل ۲-۱۴: نحوه ورود موج صوتی سطحی به داخل میکروکانال..... ۴۱
- شکل ۲-۱۵: تجهیزات آزمایشگاهی مورد استفاده در روش آکوستوفورسیز..... ۴۲
- شکل ۳-۱: شماتیک هندسه میکروکانال و ماده پیزوالکتریک درون نرم افزار..... ۵۶
- شکل ۴-۱: نحوه شبکه بندی میکروکانال و ماده پیزوالکتریک..... ۶۰
- شکل ۴-۲: نمودار استقلال حل عددی از شبکه محاسباتی..... ۶۱
- شکل ۴-۳: شکل موج صوتی ایجاد شده درون میکروکانال..... ۶۲
- شکل ۴-۴: میدان فشار صوتی درون میکروکانال..... ۶۳
- شکل ۴-۵: مقدار جابجایی سطح ماده پیزوالکتریک در جهت عمود بر مسیر حرکت موج صوتی..... ۶۴
- شکل ۴-۶: مسیر حرکت ذره پس از رهاسازی از نقطه (۲۰ و ۴۵)..... ۶۵
- شکل ۴-۷: مسیر حرکت ذره پس از رهاسازی از نقطه (۸ و ۵۵)..... ۶۵
- شکل ۴-۸: مسیر حرکت ذره پس از رهاسازی از نقطه (۱۵ و ۵۵-)..... ۶۶
- شکل ۴-۹: مسیر حرکت ذره پس از رهاسازی از نقطه (۲۰ و ۰)..... ۶۷
- شکل ۴-۱۰: مسیر حرکت ذره پس از رهاسازی از نقطه (۲۰ و ۳۰)..... ۶۸
- شکل ۴-۱۱: نمودار مقایسه سه شکل موج با ولتاژهای ۱۶، ۳۲ و ۶۴ ولت..... ۷۰
- شکل ۴-۱۲: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۱ میکرونی..... ۷۱
- شکل ۴-۱۳: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۲ میکرونی..... ۷۲
- شکل ۴-۱۴: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۳ میکرونی..... ۷۲
- شکل ۴-۱۵: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۴ میکرونی..... ۷۳
- شکل ۴-۱۶: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۵ میکرونی..... ۷۳
- شکل ۴-۱۷: نمودار مقایسه مقدار نیروی آکوستوفورتیک اعمال شده بر ذرات با قطرهای ۰,۱، ۰,۲، ۰,۳، ۰,۴ و ۰,۵ میکرون در جهت افقی..... ۷۴
- شکل ۴-۱۸: نمودار زمان جداسازی بر اساس قطر ذره در مقیاس نانومتر..... ۷۵
- شکل ۴-۱۹: نمودار زمان جداسازی بر اساس قطر ذره در مقیاس میکرومتر..... ۷۶
- شکل ۴-۲۰: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ای با چگالی  $1050 \text{ (kg/m}^3\text{)}$ ..... ۷۸

- شکل ۴-۲۱: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ای با چگالی  $1710 \text{ (kg/m}^3\text{)}$ ..... ۷۸
- شکل ۴-۲۲: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ای با چگالی  $2400 \text{ (kg/m}^3\text{)}$ ..... ۷۹
- شکل ۴-۲۳: نمودار مقایسه مقدار نیروی آکوستوفورتیک اعمال شده بر ذرات با چگالی های  $1710$ ،  $1050$  و  $2400 \text{ (kg/m}^3\text{)}$  در جهت افقی..... ۷۹
- شکل ۴-۲۴: نمودار زمان جداسازی بر اساس چگالی ذره در مقیاس نانومتر..... ۸۰
- شکل ۴-۲۵: مسیر حرکت ذره  $0,1$  میکرونی درون میدان صوتی..... ۸۲
- شکل ۴-۲۶: مسیر حرکت ذره  $0,2$  میکرونی درون میدان صوتی..... ۸۲
- شکل ۴-۲۷: مسیر حرکت ذره  $0,3$  میکرونی درون میدان صوتی..... ۸۳
- شکل ۴-۲۸: مسیر حرکت ذره  $0,4$  میکرونی درون میدان صوتی..... ۸۳
- شکل ۴-۲۹: مسیر حرکت ذره  $0,5$  میکرونی درون میدان صوتی..... ۸۴
- شکل ۴-۳۰: جداسازی ذرات  $0,2$  و  $0,8$  میکرونی درون میکروکانال در حضور موج صوتی..... ۸۵
- شکل ۴-۳۱: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره  $0,2$  میکرونی با گام زمانی  $0,25$  نانوثانیه..... ۸۶
- شکل ۴-۳۲: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره  $0,8$  میکرونی..... ۸۶
- شکل ۴-۳۳: نمودار بخش عمودی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره  $0,2$  میکرونی..... ۸۷
- شکل ۴-۳۴: نمودار بخش عمودی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره  $0,8$  میکرونی..... ۸۷
- شکل ۴-۳۵: مکان اولیه ذرات درون میکروکانال قبل از ایجاد میدان صوتی..... ۹۰
- شکل ۴-۳۶: متمرکز سازی ذرات دارای فاکتور کنتراست صوتی مثبت درون گره فشار..... ۹۰
- شکل ۴-۳۷: متمرکز سازی ذرات دارای فاکتور کنتراست صوتی منفی درون شکم های فشار..... ۹۱
- شکل ۴-۳۸: جداسازی ذرات دارای فاکتور کنتراست صوتی غیر هم علامت درون میکروکانال در حضور موج صوتی..... ۹۱

## فهرست علائم

### علائم لاتین

V	حجم	V	سرعت
f	فرکانس	$f_{CM}$	فاکتور دو قطبی کلازیوس-موسوتی
d	عرض شانه های القاگر	l	شعاع
c	سرعت صوت	$E_{rms}$	ریشه متوسط مربع میدان الکتریکی
k	عدد موج	T	تنش مکانیکی
$Q_m$	منبع تک قطبی	a	قطر
$q_d$	منبع دو قطبی	F	نیرو
j	پارامتر قطبی	Re	قسمت حقیقی
$C_E$	ماتریس الاستیسیته	D	قطر، بردار جابجایی الکتریکی
S	بردار کرنش	Im	قسمت موهومی
e	ماتریس تنش پیزوالکتریک	$\nabla[H_{ext}]$	گرادیان میدان مغناطیسی
E	میدان الکتریکی	P	فشار موج صوتی
		m	جرم

### علائم یونانی

$\lambda$	طول موج	$\rho$	چگالی
$\phi$	فاکتور کنتراست صوتی	$\omega$	فرکانس زاویه ای
$\eta$	لزجت سیال	$\mu_0$	خاصیت نفوذپذیری خلاء

$\theta$	زاویه رایلی	$\mu$	خاصیت نفوذپذیری
$\alpha$	ضریب میرایی	$\varphi$	اندازه و فاز میدان الکتریکی
$\varepsilon$	ماتریس دی الکتریک، فرکانس پیچیده وابسته به مقدار قابلیت ذخیره سازی	$\beta$	تراکم پذیری

### زیرنویس ها

Drag	درگ	P	ذره
ac	آکوستوفورتیک	f	سیال
k	شمارنده	m	بستر سیال
i	شمارنده	G	گرانشی



# فصل اول:

## مقدمه

## ۱-۱- مقدمه

میکروفلوئیدیک علمی است که به بررسی طراحی، ساخت و آزمایشات سیستم های کوچک شده و سیالی می پردازد. یکی از کاربرد های محوری میکروفلوئیدیک ساخت وسایل آزمایشگاهی است که به وسیله آن ها می توان به جداسازی ذرات در صنایع مختلف پرداخت. جداسازی و مرتب سازی ذرات در ابعاد میکرون اهمیت زیادی در تشخیص، تجذیه و تحلیل های زیستی، شیمیایی، غذا و ارزیابی زیست محیطی دارد. برای مثال در صنعت غذا، فعالیت باکتری های مضر به کمک روش های جداسازی قابل کنترل می باشد. در زمینه پزشکی، تشخیص بیماری های تهدید کننده، جداسازی سلول های زنده از مرده، جداسازی سلول های سرطانی از سلول های سالم از این طریق انجام می شود. دستگاه های آزمایشگاهی که در این زمینه مورد استفاده قرار می گیرند شامل ماژول های مختلفی است که عبارتند از ماژول انتقال و آماده سازی نمونه آزمایش، ماژول جداسازی و تشخیص و ماژول آنالیز. عمل جداسازی در این دستگاه ها بر اساس پارامتر های مختلفی نظیر اندازه، خواص فیزیکی و ... انجام می شود. به عنوان مثال جداسازی سلول های سالم از سلول های مبتلا به بیماری مالاریا بر اساس خواص فیزیکی انجام می شود زیرا سلول های مبتلا شده به بیماری، در حدود ۵۰ برابر سخت تر شده و توان حرکت در رگ های خونی را ندارند و باعث مسدود سازی رگ ها می شوند. در جداسازی بر اساس اندازه می توان به جداسازی سلول های مبتلا به سرطان مخاطی از سلول های سالم خون اشاره کرد زیرا این سلول ها دارای اندازه بزرگتری نسبت به سلول های سالم می باشند.

## ۱-۲- سایر کاربرد های علم میکروفلوئیدیک

(۱) از دستگاه های میکروفلوئیدیک برای اندازه گیری ضرایب انتشار مولکولی، ویسکوزیته سیال،  $ph$  و... استفاده می شود.

- (۲) کاربرد های تحقیقاتی میکروفلوئیدیک عمدتاً در مطالعه باکتری های مقاوم در برابر دارو، انتقال نانو ذرات به خون و مشاهده انرژی واکنش شیمیایی هستند.
- (۳) تشخیص سرطان و عوامل بیماری زا
- (۴) سیستم های میکروفلوئیدیک به طور گسترده در رویه هایی نظیر الکتروفورز موئینگی، آزمایشات ایمنی، جریان سیتومتری تزریق نمونه در طیف سنج جرمی، تجزیه و تحلیل DNA، جداسازی و دستکاری سلول ها و الگو یابی سلول به کار می روند.

### ۳-۱- مزایای سیستم های میکروفلوئیدیک

- (۱) استفاده از مقادیر بسیار ناچیز نمونه ها و معرف های لازم در آزمایشگاه
- (۲) کاهش هزینه ناشی از استفاده کمتر از معرف های گران قیمت
- (۳) تفکیک پذیری بالا و حساسیت در تشخیص و جداسازی مولکول ها
- (۴) کاهش مساحت سیستم های تحلیلی و تشخیصی در مقایسه با ماشین های عظیم در آزمایشگاه
- (۵) کوتاه شدن زمان تحلیل و به دست آوردن سریعتر نتایج ها
- (۶) کنترل راحت جریان درون میکروکانال به دلیل آرام و روان بودن سیال
- (۷) کنترل بیشتر پارامتر های تجربی و غلظت نمونه در مقیاس میکرو
- (۸) عدم تولید حباب در حین آزمایش
- (۹) توانمندی در جداسازی ذرات عفونی بدون ایجاد هر گونه مشکل

## ۴-۱- انواع روش های جداسازی

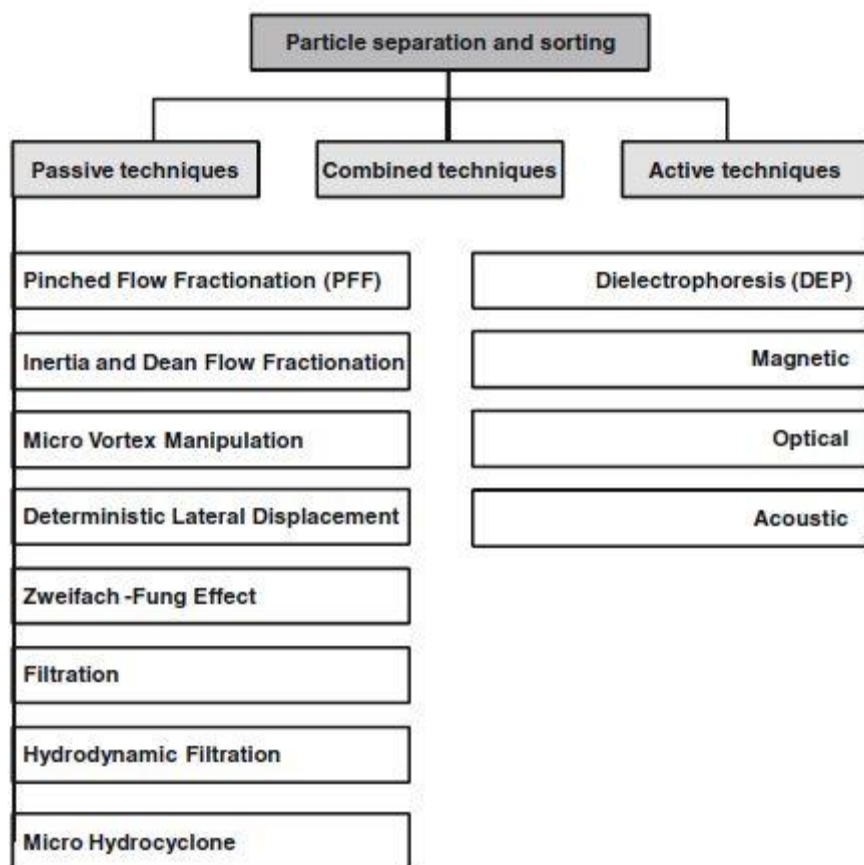
روش های جداسازی به طور کلی به سه دسته تقسیم بندی می شوند:

(۱) روش های فعال

(۲) روش های غیر فعال

(۳) روش های ترکیبی از دو روش فوق

در روش های جداسازی فعال، فرایند جداسازی با استفاده از یک میدان خارجی صورت می گیرد در حالی که در روش های غیر فعال عمل جداسازی بر اساس کنش متقابل بین ذرات، ساختار میکروکانال و میدان جریان انجام می پذیرد. روش های غیر فعال به دلیل آن که نیازمند میدان خارجی نیستند میزان انرژی کمتری را برای انجام عمل جداسازی در اختیار می گیرند به همین دلیل در فرایندهایی که میزان انرژی ورودی مورد بحث است از این روش ها استفاده می کنند. در مقابل در روش های فعال به دلیل استفاده از یک میدان خارجی در امر جداسازی، مقدار کارایی و راندمان فرایند جداسازی افزایش می یابد به همین دلیل در فرایندهایی که راندمان جداسازی از اهمیت بیشتری برخوردار است از این روش ها استفاده می شود. در روش های ترکیبی همانطور که از نام آن ها پیداست از ترکیب دو روش فوق استفاده می شود به طوری که عمل جداسازی با استفاده از یک روش غیر فعال انجام شده و برای بالا بردن میزان راندمان از یک میدان خارجی نیز استفاده می شود.



شکل ۱-۱: نمودار طبقه بندی کلی روش های جداسازی و مرتب سازی ذرات [۱]

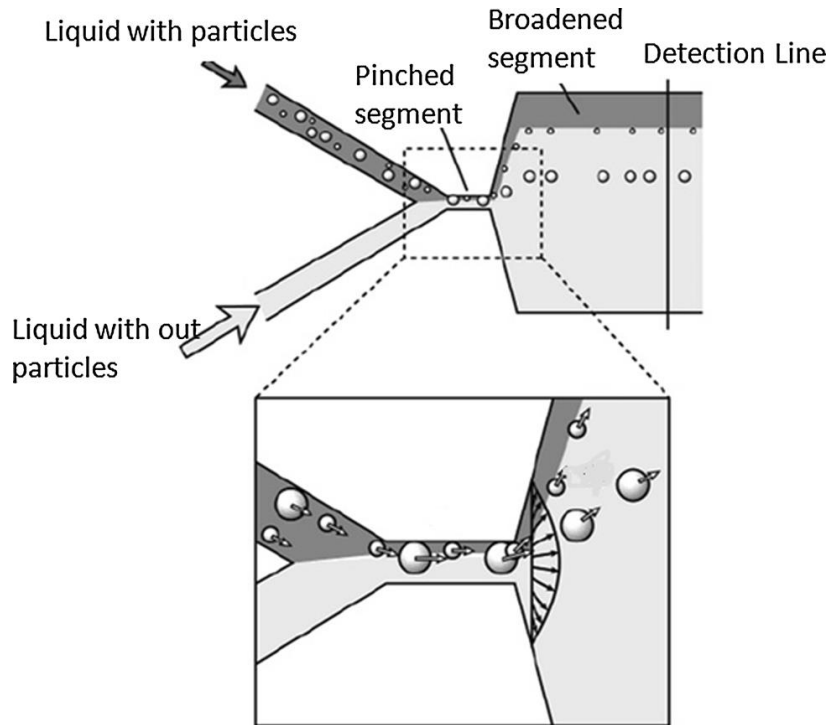
## ۱-۴-۱- روش های غیر فعال

### ۱-۴-۱-۱- روش تقسیم بندی جریان پینچ<sup>۱</sup>

تقسیم بندی جریان پینچ یکی از روش های جداسازی پسیو است که با به کارگیری خواص جریان آرام ذرات موجود در یک میکروکانال را از یکدیگر جدا می کند. در این روش سیال حاوی ذرات به وسیله سیالی دیگر

<sup>۱</sup> pinch

که هیچ ذره ای را حمل نمی کند، متمرکز می شود. عامل اصلی جداسازی در این روش خاصیت جریان آرام بوده که ذره را در مسیر خط جریان ثابت منتقل می کند.



شکل ۱-۲: شماتیک نشان دهنده روش تقسیم بندی جریان پینچ [۱]

مطابق شکل (۱-۲) برای ذرات کوچکتر مسیر خط جریان نزدیک دیواره های کانال بوده و برای ذرات بزرگتر مسیر خط جریان در وسط میکروکانال می باشد. در این روش سیال تراکم ناپذیر، شرط عدم لغزش بر روی دیواره، عدد رینولدز کم و شرایط پایا فرض می شود. اندازه ذرات در این روش وابسته به توزیع دقیق دبی در ورودی کانال می باشد.

#### ۱-۴-۱-۲ روش اینرسی و تقسیم بندی جریان گردابه ای

زمانی که ذره ای در یک مسیر مستقیم درون میکروکانال حرکت می کند، دو نیروی بالا برنده به آن وارد می شود.

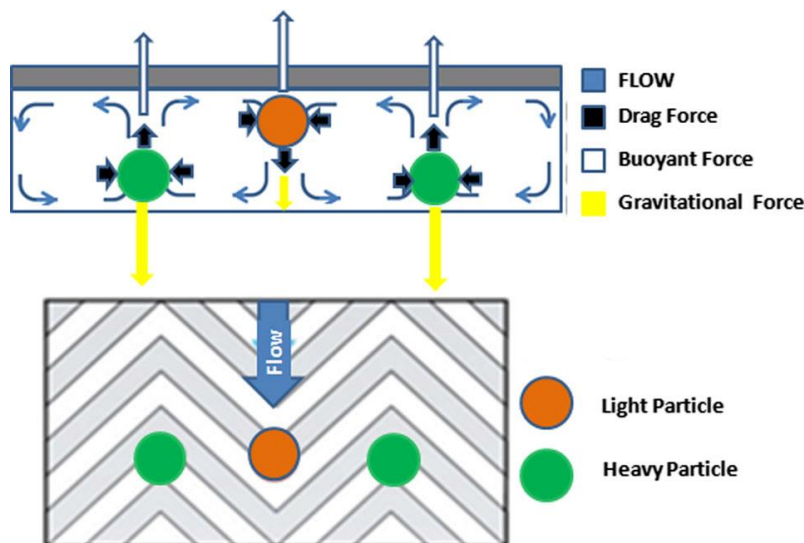
(۱) نیروی بالا برنده القایی ناشی از تغییرات برش

(۲) نیروی بالا برنده القایی ناشی از تاثیرات دیواره

نیروی اول ناشی از رفتار سهمی وار توزیع سرعت درون کانال می باشد. تغییرات سرعت بر روی ذراتی که در کناره دیواره می باشند، در مقایسه با ذراتی که در مرکز میکروکانال می باشند بیشتر است. بنابراین ذرات از مرکز به طرف دیواره های میکروکانال حرکت می کنند. نیروی دوم ناشی از میدان جریان اطراف ذرات کروی می باشد زیرا به دلیل وجود دیواره، گردابه های نامتقارنی اطراف ذرات تشکیل می شود. این گردابه های نامتقارن منجر به نیروی بالا برنده ای می شود. هر دوی این نیروها در خلاف جهت یکدیگر به ذره اعمال می شوند. تقابل این دو نیرو باعث جداسازی ذرات با اندازه های متفاوت می شود زیرا مقدار این دو نیرو با توجه به اندازه ذرات متفاوت است.

### ۳-۱-۴-۱- روش دستکاری به کمک میکرو گردابه ها

این روش برای متمرکز سازی و جداسازی ذرات درون جریان های چندگانه استفاده می شود.



شکل ۱-۳: شماتیک نحوه دستکاری ذرات به کمک میکرو گردابه ها [۱]

مطابق شکل (۳-۱) شیار هایی در کف میکروکانال وجود دارد. موقعیت تعادل ذرات بر اساس تعادل میان نیروی جاذبه، نیروی شناوری و نیروی درگ هیدرودینامیکی به دست می آید. زمانی که جریان در میان شیار ها به حرکت در می آید، گردابه هایی در مسیر جریان ایجاد شده و الگوی جریان مارپیچی را ایجاد می کنند. هر سری از شیار ها میکرو گردابه های متقارنی را در جهات متناوب ایجاد می کنند. این گردابه ها نیرو های درگی در جهت های عمودی و جانبی به ذرات اعمال کرده و ذرات را بر روی این گردابه ها متمرکز می کنند. زمانی که ذره از بستر سیال سبکتر باشد، به سمت سقف میکروکانال حرکت کرده و در آن جا به دلیل تعادل نیروی شناوری (در جهت بالا) و نیرو های درگ و گرانشی (در جهت پایین) انباشته می شوند. ذرات سنگین تر از بستر سیال در کف میکروکانال باقی مانده و بدین صورت ذرات با چگالی های متفاوت از یکدیگر جداسازی می شوند.

#### ۴-۱-۴-۱-۴ روش جابجایی جانبی

این روش، یک روش فضایی جداسازی پیوسته است که از دو شاخه شدن به صورت نامتقارن جریان آرام اطراف موانع استفاده می کند. ذرات بر اساس اندازه و قابلیت انعطاف پذیری از میان فاصله بین ستون های موانع که از اندازه آن ها بزرگتر است، حرکت می کنند. در این روش موانع استوانه ای شکل به طور منظم در جهت جریان قرار داده می شوند.

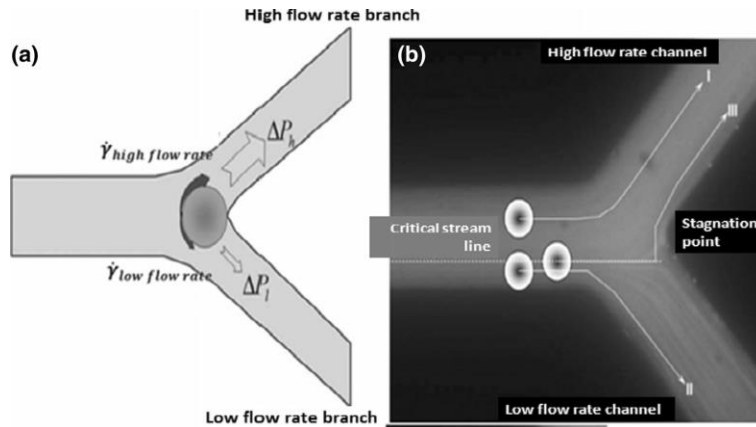
#### ۴-۱-۴-۱-۵ روش زوئیفک-فانگ<sup>۲</sup>

اثر زوئیفک-فانگ بیان می کند که زمانی که ذره به محل تقسیم دو شاخه شدن جریان می رسد، تمایل دارد به سمت کانالی با دبی عبوری بالاتر برود.

---

<sup>2</sup> Zwefach-fung





شکل ۱-۴: (a): تغییرات فشار و نیروی برشی ذرات در دوراهی (b): سه حالت برای خروج ذره [۱]

مطابق شکل (۱-۴) کانال اصلی به دو کانال خروجی با دو دبی متفاوت متصل شده است. در این روش ذره ای که در داخل میکروکانال اصلی در حال حرکت می باشد، زمانی که به محل تقسیم شدن جریان اصلی می رسد، با توجه به محل قرار گیری مرکز جرمش نسبت به جریان سه رفتار مختلف از خود نشان می دهد.

(۱) اگر مرکز جرم ذره خارج از مسیر جریان بحرانی قرار گیرد، ذره به سمت کانالی که دارای دبی بیشتر است حرکت می کند. مسیر جریان بحرانی همان مسیر جریان اصلی می باشد که به دو شاخه تبدیل شده و از دو خروجی میکروکانال خارج می شود.

(۲) اگر مرکز جرم ذره داخل مسیر جریان بحرانی قرار گیرد، ذره به سمت کانالی که دارای دبی کمتر است حرکت می کند.

(۳) اگر مرکز جرم ذره بر روی مسیر جریان بحرانی قرار گیرد، به دلیل اثر *zweifach-fung*، ذره به سمت کانالی که دارای دبی بیشتر است حرکت می کند.

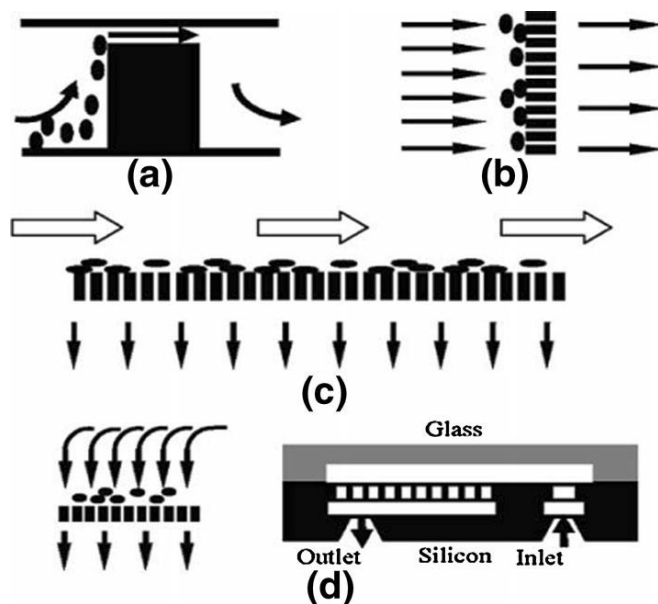
تفاوت افت فشار و نیروی برشی اعمال شده بر ذرات، عوامل اصلی این اثر می باشد. تغییرات فشار در دبی بالا در مقایسه با تغییرات فشار در دبی پایین بیشتر بوده و علاوه بر این نیروی برشی اعمال شده در جهت دبی بالا

بیشتر از نیروی برشی در جهت دبی پایین می باشد و این عامل باعث ایجاد یک گشتاور بر روی ذرات می شود. در نتیجه ذره زمانی که به محل تقسیم جریان می رسد به سمت کانالی با دبی بیشتر می رود.

#### ۶-۱-۴-۱- روش فیلتراسیون

این روش یکی از روش های جداسازی بر پایه اندازه ذرات می باشد. اساسا در این روش از چهار مدل میکروفیلتر برای جداسازی استفاده می شود.

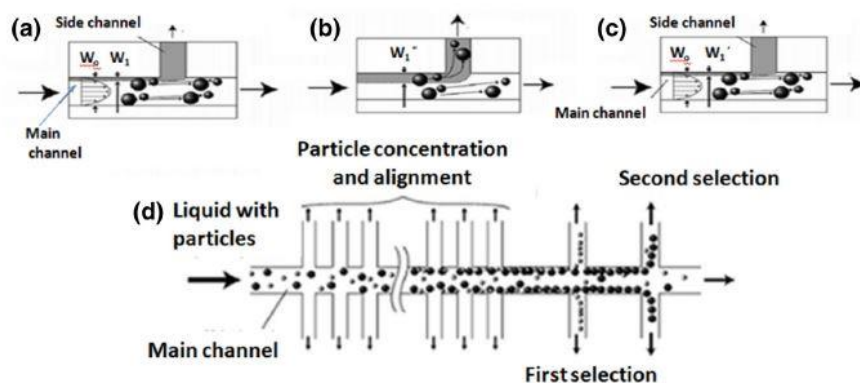
- ✓ میکروفیلتر بندی (a)
- ✓ میکروفیلتر ستونی (b)
- ✓ میکروفیلتر cross-flow (c)
- ✓ میکروفیلتر غشایی (d)



شکل ۱-۵: شماتیک میکروفیلتر ها در روش فیلتراسیون [۱]

## ۷-۱-۴-۱-روش فیلتراسیون به کمک هیدرودینامیک

در این روش از یک میکروکانال اصلی و چند میکروکانال فرعی که به صورت عمود بر میکروکانال اصلی متصل شده اند استفاده شده است. زمانی که نمونه حاوی ذرات در داخل میکروکانال اصلی جریان پیدا می کند، مقداری از آن وارد میکروکانال های فرعی نیز می شود. اگر دبی جریان داخل میکروکانال های فرعی در مقایسه با میکروکانال اصلی کم باشد، ذرات با اندازه قطر خاصی وارد میکروکانال فرعی می شوند. این قطر بحرانی به وسیله ضخامت جریان وارد شده به میکروکانال فرعی مشخص می شود.

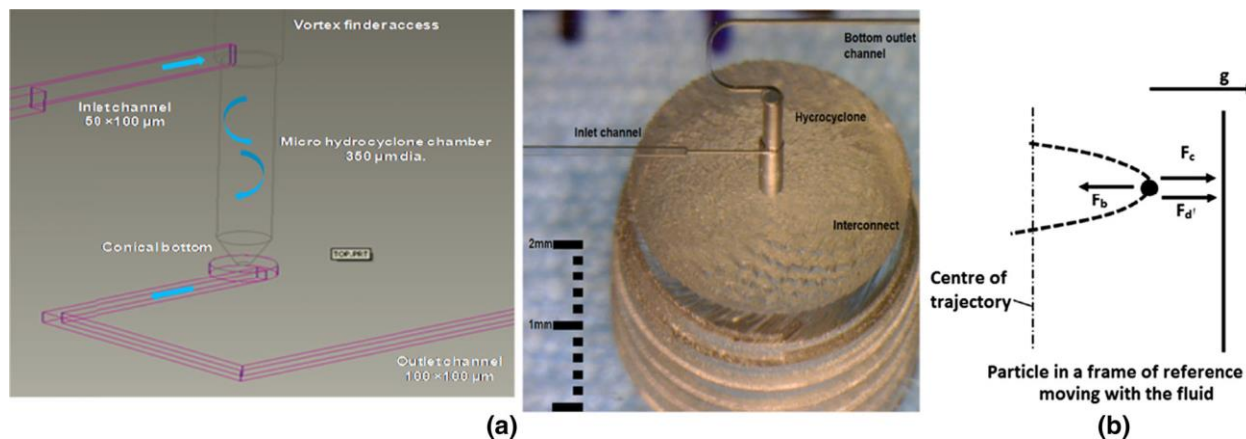


شکل ۱-۶: رفتار ذرات در دبی های مختلف در روش فیلتراسیون به کمک هیدرودینامیک [۱]

بر طبق شکل (a) در ابتدا به دلیل آن که عرض جریان ورودی به میکروکانال فرعی در مقایسه با قطر کوچکترین ذره بسیار کم می باشد، هیچ ذره ای وارد میکروکانال فرعی نمی شود. اگر دبی جریان میکروکانال فرعی افزایش یابد، عرض جریان وارد شده به آن مطابق اشکال (b) و (c) افزایش می یابد. آن دسته از ذراتی که دارای قطر کمتر از عرض فوق بوده به سمت میکروکانال فرعی حرکت می کنند. بدین ترتیب ذرات بزرگتر درون میکروکانال اصلی بدون هیچ تغییری به مسیر خود ادامه داده و از ذرات کوچکتر جدا می شوند.

## ۸-۱-۴-۱-۱-۸ روش میکروسیکلون

در این روش از یک محفظه استوانه ای با کف ناهموار برای جداسازی استفاده می شود. میکروکانال ورودی مماس بر این محفظه بوده و عامل جداسازی در این روش، نیروی گریز از مرکز می باشد.



شکل ۱-۷: (a): نحوه ورود جریان به داخل میکروسیکلون و شکل میکروسیکلون (b): نیروهای مختلف اعمالی بر ذره در روش

### میکروسیکلون [۱]

مطابق شکل (a) دستگاه از یک میکروکانال ورودی، محفظه استوانه ای با کف ناهموار به عنوان قسمت اصلی، خروجی پایینی که به میکروکانال خروجی متصل است و خروجی بالایی که به محفظه استوانه ای متصل می باشد تشکیل شده است. قسمت مهم در هیدروسیکلون قسمت ایجاد کننده گردابه جریان است که در همان قسمت ورودی محفظه استوانه ای قرار دارد و به تشکیل گردابه از جریان ورودی کمک می کند. به دلیل مماس بودن میکروکانال ورودی به محفظه استوانه ای، جریان به صورت مماس وارد سیکلون شده و یک الگوی مارپیچی ایجاد می کند. با توجه به این حرکت مارپیچی، سرعت ذره به دو بخش سرعت مماسی و سرعت شعاعی تقسیم می شود. در این روش به ذرات سه نیروی درگ، گریز از مرکز و بویانسی مطابق شکل (b) اعمال می شود.

سرعت شعاعی از رابطه زیر به دست می آید [۱]:

$$v_r = \frac{v_t^2 (\rho_p - \rho_f) D_p^2}{9\mu D_c} \quad (1-1)$$

در رابطه بالا،  $D_p$  قطر ذره،  $D_c$  قطر سیکلون،  $\rho_p$  چگالی ذره و  $\rho_f$  چگالی بستر سیال می باشد. اگر چگالی سیال از چگالی ذره بیشتر باشد، ذرات به سمت مرکز چرخش حرکت کرده و اگر چگالی ذره از چگالی سیال بیشتر باشد، ذره به سمت دیواره های سیکلون حرکت می کند. بدین ترتیب ذرات با چگالی های متفاوت از یکدیگر جدا می شوند.

## ۲-۴-۱- روش های اکتیو

### ۱-۲-۴-۱- روش دی الکتروفورسیز<sup>۳</sup>

اگر ذره ای درون میدان غیریکنواخت الکتریکی قرار گیرد، ذره قطبیده شده و در معرض نیرویی به نام دی الکتروفورسیز قرار می گیرد. اگر میدان یکسان باشد، مقدار این نیرو صفر است. این روش به طور گسترده برای به دام اندازی، متمرکز سازی، جابجایی، تجذیه و تفکیک سازی و توصیف ذرات معلق در سیال به صورت الکتریکی مورد استفاده قرار می گیرد. در این روش برای ایجاد میدان الکتریکی، از الکترودهایی در دو طرف میکروکانال استفاده می کنند. با ایجاد اختلاف پتانسیل در این الکترودها، میدان الکتریکی مورد نظر ایجاد شده و ذرات در برابر نیروی الکتروفورسیز قرار می گیرند. مقدار این نیرو از رابطه زیر به دست می آید [۱]:

---

<sup>3</sup> Dielectrophoresis

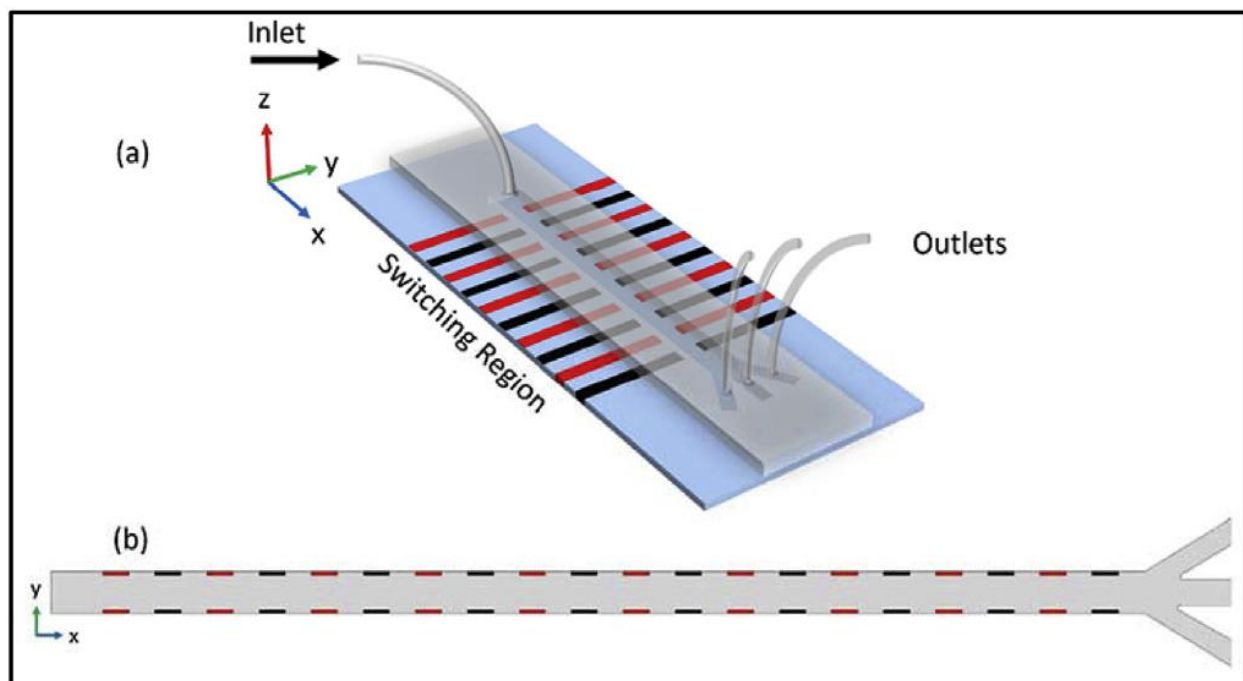
$$F(t) = 2\pi\epsilon_m r^3 \left\{ \text{Re}(f_{CM}(\omega)) \nabla E_{rms}^2 + \text{Im}(f_{CM}(\omega)) \times (E_x^2 \nabla \varphi_x + E_y \nabla \varphi_y + E_z \nabla \varphi_z) \right\} \quad (1-2)$$

در رابطه بالا،  $\Gamma$  شعاع ذره،  $\omega$  فرکانس زاویه ای،  $E_{rms}$  مقدار ریشه متوسط مربع میدان الکتریکی اعمال شده و  $\varphi_i$  اندازه و فاز اجزای میدان الکتریکی در راستای محورهای اصلی می باشد.  $\text{Re}(f_{CM}(\omega))$  و  $\text{Im}(f_{CM}(\omega))$  به ترتیب قسمت های حقیقی و موهومی فاکتور دو قطبی کلازیوس-موسوتی می باشند.

$CM$  میزان وابستگی فرکانس ذره و اطراف آن است که مولفه دو قطبی ایجاد شده را تولید می کند. این پارامتر را می توان از رابطه زیر به دست آورد [۱]:

$$f_{CM}(\epsilon_p^*, \epsilon_m^*, \omega) = \frac{\epsilon_p^*(\omega) - \epsilon_m^*(\omega)}{\epsilon_p^*(\omega) + 2\epsilon_m^*(\omega)} \quad (1-3)$$

در رابطه فوق،  $\epsilon_p$  و  $\epsilon_m$  به ترتیب فرکانس پیچیده وابسته به مقدار قابلیت ذخیره سازی ذره و سیال می باشد.

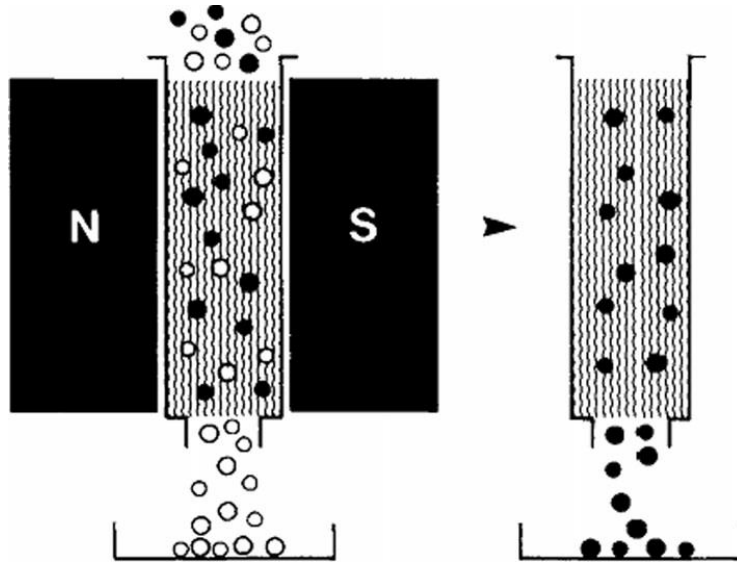


شکل ۱-۸: شماتیک سیستم جداسازی به روش دی الکتروفورسیس [۳۵]

## ۲-۲-۴-۱- روش مگنتوفورسیس<sup>۴</sup>

اگر ذره ای درون میدان غیر یکنواخت مغناطیسی قرار گیرد، ذره مغناطیسیده شده و در معرض نیرویی به نام مگنتوفورسیس قرار می گیرد. اگر میدان یکنواخت باشد، مقدار این نیرو صفر است. این روش نسبت به روش هایی که مبتنی بر جداسازی بر اساس کنش بین ذرات و ساختار میکروکانال می باشند بسیار بهتر است، زیرا در این روش ها به علت تنش برشی اعمال شده به سلول ها، آن ها از بین می روند. بنابراین در آزمایشاتی که زنده بودن سلول در پایان آزمایش از اهمیت خاصی برخوردار است، از این روش استفاده می شود. در این روش برای ایجاد میدان مغناطیسی، از آهنربا های دائمی در دو طرف میکروکانال استفاده می شود. با روش شدن این آهنربا ها، میدان مغناطیسی مورد نظر ایجاد شده و ذرات در برابر نیروی مگنتوفورسیس قرار می گیرند.

<sup>4</sup> magnetophoresis



شکل ۹-۱: شماتیک سیستم جداسازی ذرات مغناطیسی [۱]

مقدار نیروی مگنتوفورسیز از رابطه زیر قابل محاسبه می باشد [۱]:

$$F_{MAP} = 2\pi\mu_0 f_{CM} a^3 \nabla [H_{ext}(r_0^2)] \quad (1-4)$$

در رابطه فوق،  $\nabla [H_{ext}]$  گرادیان میدان مغناطیسی،  $a$  قطر ذره و  $f_{CM}$  فاکتور مغناطیسیده کلازیوس-موسوتی مانند روش دی الکتروفورسیز می باشد.

پارامتر  $CM$  از رابطه زیر محاسبه می شود [۱]:

$$f_{CM}(\mu_0, \mu) = \frac{\mu - \mu_0}{\mu + 2\mu_0} \quad (1-5)$$

در رابطه بالا،  $\mu$  خاصیت نفوذ پذیری مغناطیسی ذرات کروی و  $\mu_0$  خاصیت نفوذ پذیری خلاء می باشد.

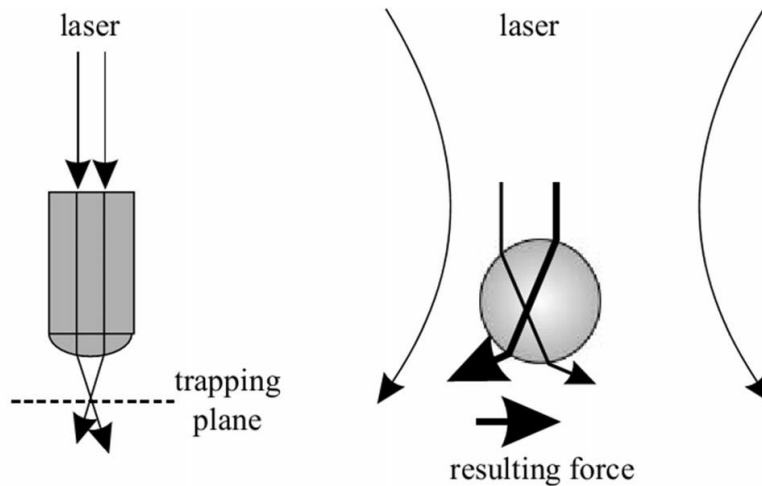


## ۱-۲-۲-۴-۱- مزایای روش جداسازی مگنتوفورسیز

- ۱) کاهش احتمال از بین رفتن سلول ها
- ۲) زمان جداسازی کمتر نسبت به بقیه روش ها
- ۳) ارزان بودن وسایل آزمایشگاهی مربوط به این روش جداسازی
- ۴) راندمان بالا

## ۳-۲-۴-۱- روش نوری

زمانی که ذره ای در مقابل پرتوی نوری قرار می گیرد، باعث پخش کردن نور شده و همچنین باعث تغییر در میزان انرژی فوتون های موجود در پرتو نور می شود. این تغییر در انرژی فوتون ها باعث ایجاد نیرو می شود. معمولاً پروفیل شدت گوسین پرتو نور بدین صورت است که در مرکز بیشترین مقدار بوده و هرچه به سمت کناره ها می رود از مقدار آن کاسته می شود. زمانی که پرتو نور به وسیله ذره و نسبت ضریب شکست آن در سیال پخش می شود، نیروی ایجاد شده در سیال سعی در جذب ذرات به طرف مرکز میکروکانال را دارد. این روش نیز یکی از روش های جداسازی می باشد که برای جداسازی ذرات با اندازه کوچکتر از ۱۰۰ نانومتر تا ۱۰۰ میکرون مناسب است.

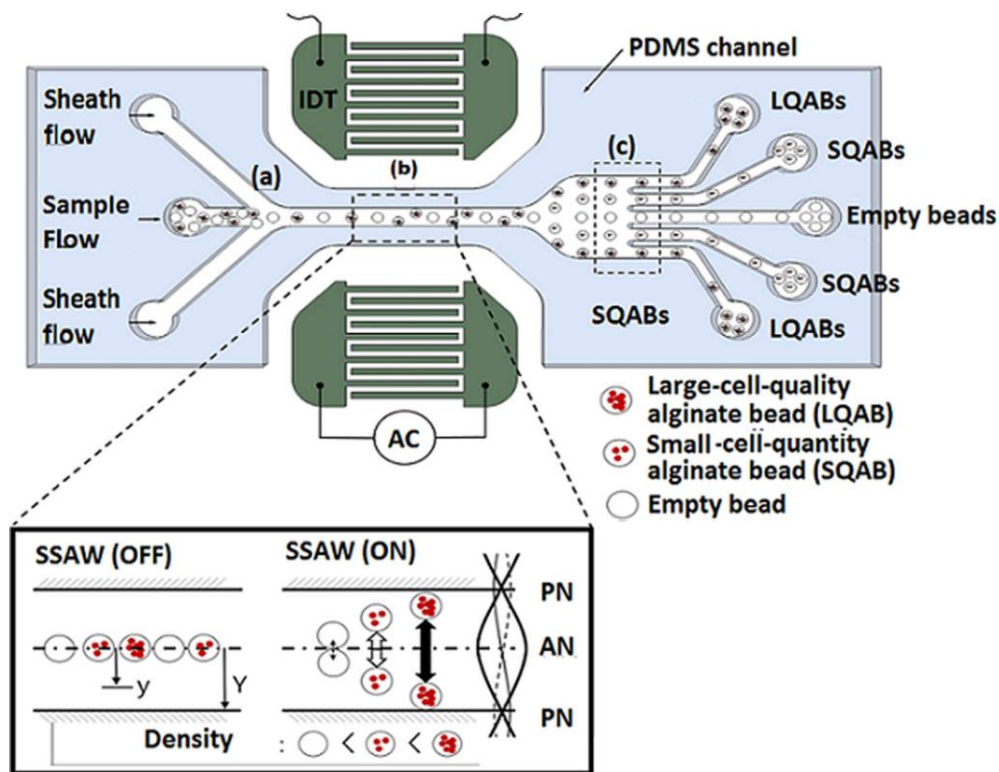


شکل ۱-۱: شماتیک نیروی اعمال شده به ذره درون موجین نوری [۱]

#### ۴-۲-۴-۱- روش آکوستوفورسیز<sup>۵</sup>

زمانی که ذره ای در میدان صوتی قرار می گیرد، یک نیروی تابشی صوتی به نام نیروی رادیویی صوتی به آن اعمال می شود. زمانی که ذره در برابر میدان صوتی قرار می گیرد، نیروی رادیویی صوتی به آن اعمال شده و ذره را با توجه به علامت پارامتر فاکتور کنتراست صوتی به سمت شکم یا گره فشار حرکت می دهد. محل های برخورد دو موج صوتی که دارای کمترین میزان فشار صوتی هستند گره فشار و محل هایی که دارای بیشترین میزان فشار صوتی هستند شکم می باشند. اگر علامت پارامتر فاکتور کنتراست صوتی مثبت باشد یعنی مقدار آن بیشتر از صفر باشد، ذره پس از دریافت نیروی رادیویی صوتی به سمت گره فشار رفته و اگر مقدار این پارامتر کمتر از صفر باشد یا به عبارت دیگر علامت آن منفی باشد ذره پس از دریافت نیروی صوتی به سمت شکم منحرف می شود.

<sup>5</sup> acoustophoresis



شکل ۱-۱۱: شماتیک نحوه جداسازی ذرات به روش آکوستوفورسیز [۲۲]

در این تحقیق روش جداسازی به کار گرفته شده، روش آکوستوفورسیز می باشد که در فصول بعد به تشریح کامل آن پرداخته خواهد شد.

## ۵-۱- ساختار و فصل بندی پایان نامه

پایان نامه پیش رو شامل پنج فصل می باشد. در فصل اول تعریفی از علم میکروفلوئیدیک و کاربرد های آن و محوری ترین کاربرد آن، یعنی جداسازی ذرات مختلف از یکدیگر در علوم مختلف بیان شده است. همچنین در این فصل، انواع روش های جداسازی و تعریف ساده ای از هر کدام توضیح داده شده است. در فصل دوم، مفاهیم اصلی روش آکوستوفورسیز که شامل مراحل جداسازی در این روش، نحوه ایجاد موج صوتی، انواع موج های صوتی استفاده شده، ماده پیزوالکتریک، انواع روش های متمرکز سازی ذرات در وسط میکروکانال، القاگر های صوتی و ساخت

آن ها می باشد و همچنین پیشینه ای از تحقیقات انجام شده پیرامون این روش جداسازی بیان شده است. در فصل سوم، معادلات حاکم بر این روش جداسازی، هندسه شبیه سازی شده، شرایط مرزی و شرایط حل مسئله توسط نرم افزار بیان شده است. در فصل چهارم، شبیه سازی موج صوتی درون میکروکانال، مطالعه عوامل موثر بر نیروی آکوستوفورتیک و جداسازی بر اساس دو عامل قطر و فاکتور کنتراست صوتی درون نرم افزار و نتایج آن بیان شده است. در فصل آخر نیز نتیجه گیری کلی از تمامی نتایج به دست آمده و پیشنهاد هایی برای ادامه این تحقیق بیان شده است.

# فصل دوم:

## مفاهیم و پیشینه

## ۱-۲- معرفی روش جداسازی آکوستوفورسيز

این روش جداسازی که در پایان نامه پیش رو مورد مطالعه و بررسی قرار گرفته است یکی از روش های نوین جداسازی می باشد. عامل جداسازی در این روش امواج صوتی سطحی می باشند که توسط تعدادی القاگر صوتی تولید شده و به سمت میکروکانال حاوی ذرات ارسال می شوند. برخورد این دو موج با یکدیگر و انعکاس آن ها درون میکروکانال، باعث ایجاد یک میدان صوتی شامل تعداد زیادی گره و شکم می شود که این گره و شکم ها محل هایی هستند که ذرات پس از جداسازی در آن ها متمرکز شده و از کانال های خروجی خارج می شوند. گره های فشاری محل برخورد دو موج با یکدیگر بوده و دارای کمترین فشار صوتی هستند. بین هر دو گره فشاری یک شکم وجود دارد که دارای بیشترین فشار صوتی است.

## ۲-۲- نیروی آکوستوفورتیک

زمانی که ذره ای در میدان صوتی حاصل از برخورد دو موج صوتی سطحی قرار می گیرد، یک نیروی تابشی صوتی به آن اعمال می شود که به آن نیروی رادیویی صوتی یا همان نیروی آکوستوفورتیک می گویند.

مقدار این نیرو را می توان از رابطه زیر محاسبه نمود [۵]:

$$F_r = -\frac{(\pi P^2 V_p \beta_m)}{2\lambda} \phi(\beta, \rho) \sin(2kx) \quad (2-1)$$

در رابطه فوق،  $P$  دامنه فشار موج صوتی،  $V_p$  حجم ذره،  $\lambda$  طول موج صوتی،  $\rho$  چگالی،  $\beta$  تراکم پذیری،  $k$  عدد موج،  $\phi$  فاکتور کنتراست صوتی و  $X$  فاصله ذره تا گره فشار می باشد.

### ۳-۲- فاکتور کنتراست صوتی

این پارامتر، یکی از ویژگی های خاص ذاتی ماده می باشد که برای هر ماده از رابطه زیر قابل محاسبه است [۱۸]:

$$\varphi = \frac{5\rho_p - 2\rho_f}{2\rho_p + \rho_f} - \frac{\rho_f c_f^2}{\rho_p c_p^2} \quad (2-2)$$

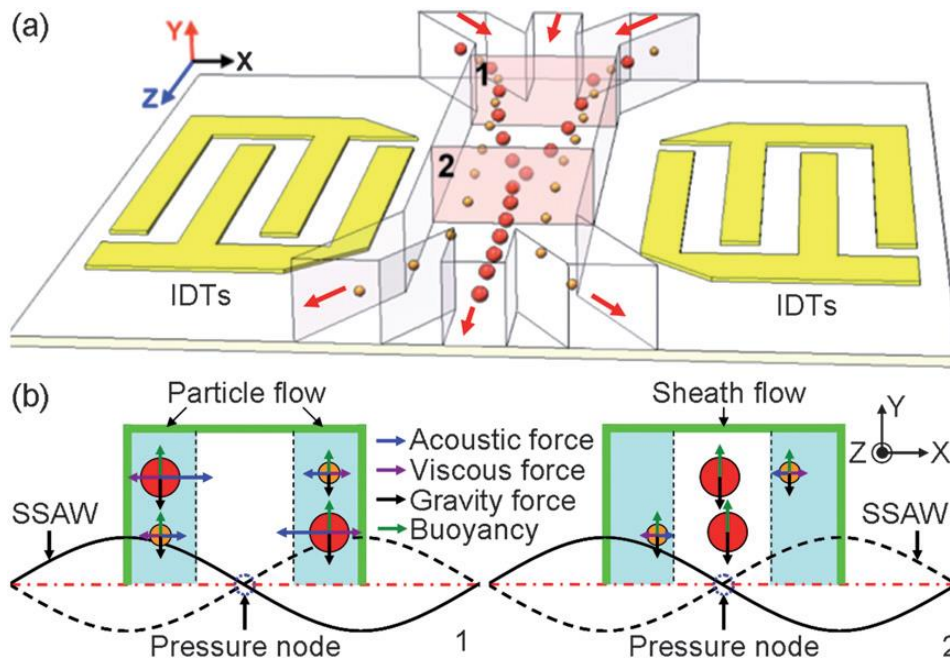
در رابطه فوق،  $\rho_p$  چگالی ذره،  $\rho_m$  چگالی سیال بستر،  $c_p$  سرعت صوت در ذره و  $c_f$  سرعت صوت در سیال بستر می باشد.

اساساً برای تمامی مواد جامد محلول در آب میزان این پارامتر مثبت بوده و برای موادی مانند چربی ها، میزان این پارامتر منفی می باشد.

### ۴-۲- نیروهای وارد بر یک ذره درون میدان صوتی

زمانی که ذره ای درون میدان صوتی قرار می گیرد چهار نیرو به آن اعمال می شود:

- ۱) نیروی درگ ناشی از حرکت ذره درون سیال
- ۲) نیروی آکوستوفورتیک ناشی از میدان صوتی
- ۳) نیروی جاذبه ناشی از وزن ذره
- ۴) نیروی شناوری ناشی از غرق بودن ذره درون سیال



شکل ۲-۱: نیروهای اعمالی به ذرات درون میدان صوتی [۲۰]

در این روش به دلیل آن که ابعاد بسیار کوچک بوده و مقادیر نیروهای شناوری و جاذبه بسیار ناچیز می باشند و در خلاف جهت یکدیگر به ذره اعمال می شوند و همچنین این دو نیرو در راستای جداسازی ذرات نمی باشند، از آن ها صرف نظر می شود. عامل اصلی جداسازی در این روش تقابل دو نیروی درگ و آکوستوفورتیک می باشد که در خلاف جهت یکدیگر به ذره اعمال می شوند.

مقدار نیروی درگ را می توان از رابطه زیر محاسبه نمود [۱۰]:

$$F_V = 6\pi\eta r v \quad (2-3)$$

در رابطه بالا،  $\eta$  لزجت سیال،  $v$  سرعت نسبی بین ذره و سیال بستر و  $r$  شعاع ذره می باشد.

## ۵-۲-انواع روش های جداسازی به کمک میدان صوتی

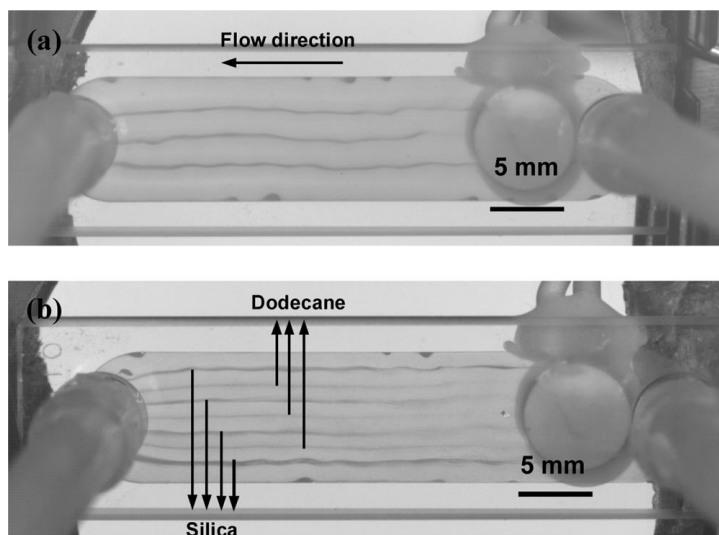
✓ جداسازی دوتایی

✓ جداسازی تفاضلی



## ۱-۵-۲- جداسازی دوتایی

در این روش، جداسازی بر اساس علامت پارامتر فاکتور کنتراست صوتی انجام می شود بدین گونه که ذراتی که دارای فاکتور کنتراست صوتی مثبت هستند یا به عبارت دیگر مقدار این پارامتر پس از محاسبه طبق فرمولی که قبلا توضیح داده شده است برای آن ها بیشتر از صفر می شود، به سمت گره های فشار حرکت کرده و ذراتی که دارای فاکتور کنتراست صوتی منفی می باشند، به سمت شکم ها حرکت می کنند. به این ترتیب دو ذره که دارای فاکتور کنتراست صوتی غیر هم علامت باشند، از یکدیگر جدا می شوند.



شکل ۲-۲: نحوه قرار گیری ذرات روغن و سیلیکا پس از جداسازی به روش آکوستوفورسیز [۲]

جدول ۱-۲: خواص مکانیکی آب، سیلیکا و روغن دودیکین [۲]

	$\rho$ [kg/m <sup>3</sup> ]	$c$ [m/s]	$\phi$ (in water)
Water	1000	1497	0.00
Dodecane	800	1260	-0.83
Perfluorohexane	1700	480	-7.12
Silica	2400	5640	+2.20

شکل (۲-۲)، جداسازی قطرات نوعی روغن با نام دودیکین را از ذرات سیلیکا درون آب نشان می دهد. جدول فوق، مشخصاتی نظیر چگالی و سرعت صوت را برای این دو ماده بیان می کند. مطابق جدول (۲-۱)، قطرات روغن دارای فاکتور کنتراست صوتی منفی و ذرات سیلیکا دارای فاکتور کنتراست صوتی مثبت هستند. مطابق شکل (a) قطرات روغن در سه خط مسیر در راستای جریان اصلی و به دلیل دارای بودن فاکتور کنتراست صوتی منفی در راستای شکم های موج با سرعت ۵ میلیمتر بر ثانیه در حال حرکت می باشند. مطابق شکل (b) در بین مسیر حرکت قطرات روغن، ذرات سیلیکا در چهار خط مسیر در راستای جریان اصلی و به دلیل دارا بودن فاکتور کنتراست صوتی مثبت در راستای گره های فشار در حال حرکت هستند.

## ۲-۵-۲- جداسازی تفاضلی

در این روش برخلاف روش دوتایی، علامت پارامتر فاکتور کنتراست صوتی برای هر دو ذره یکسان بوده اما مقدار این پارامتر متفاوت است. بنابراین هر دو ذره به سمت گره یا شکم حرکت کرده اما مقدار این حرکت متفاوت است. دلیل این تفاوت را می توان تفاوت در مقدار اندازه ذره، چگالی و تراکم پذیری آن بیان کرد. پس می توان روش جداسازی تفاضلی را به سه دسته زیر تقسیم بندی نمود:

✓ جداسازی بر اساس اندازه (قطر ذره)

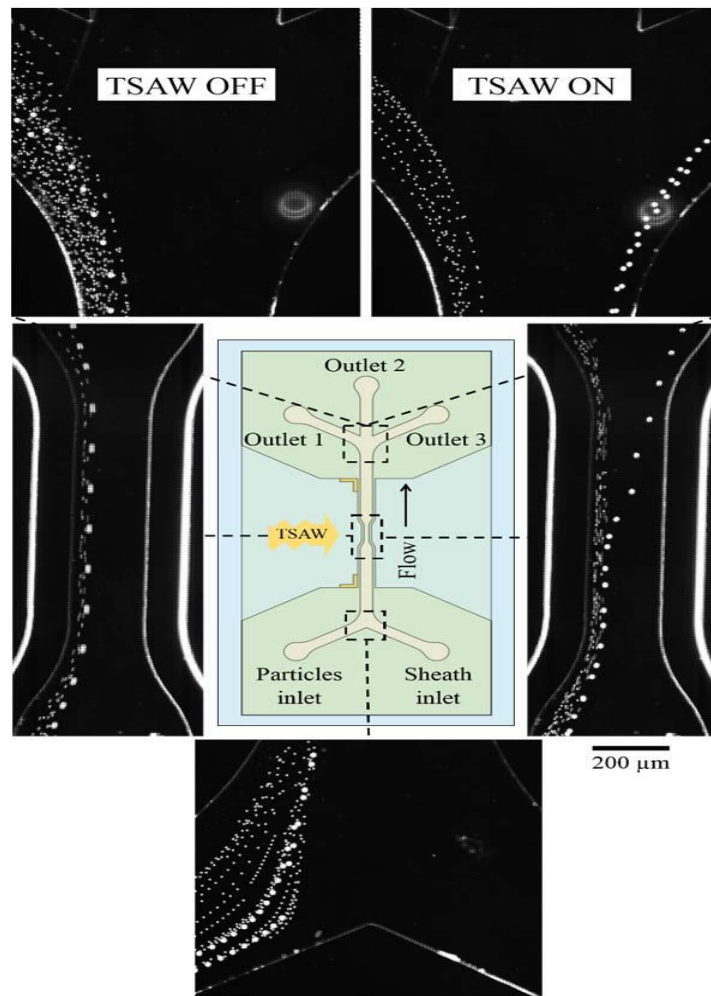
✓ جداسازی بر اساس چگالی

✓ جداسازی بر اساس تراکم پذیری

### ۱-۲-۵-۲- جداسازی بر اساس اندازه (قطر ذره)

بر طبق رابطه نیروی آکوستوفورتیک، مقدار این نیرو با توان سوم ذره یا به عبارت دیگر با مکعب قطر ذره متناسب است. پس می توان گفت هر چه قطر ذره بزرگتر باشد، مقدار این نیرو نیز بیشتر است. در نتیجه ذرات بزرگتر از

ذرات کوچکتر بیشتر تحت تاثیر این نیرو قرار گرفته و از مسیر خود بیشتر منحرف شده و از ذرات کوچکتر جدا می شوند.



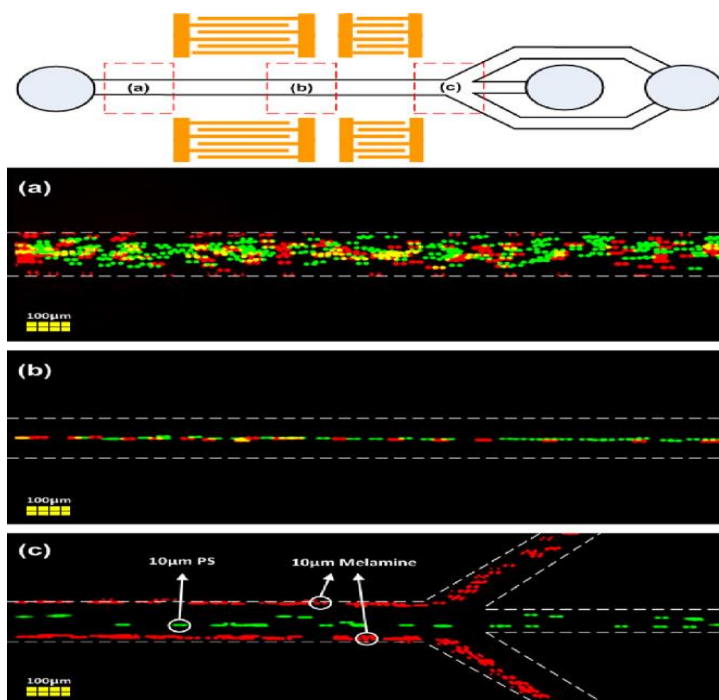
شکل ۲-۳: شماتیک میکروکانال و نحوه جداسازی ذرات درون میدان صوتی بر اساس قطر [۱۲]

شکل (۲-۳)، موقعیت ذرات را در سه مقطع از کانال نشان می دهد. ذرات موجود در میکروکانال از جنس پلی استایرن بوده اما دارای قطر های ۳ و ۱۰ میکرون می باشند. مطابق شکل در مقطع وسط میکروکانال ذرات ۱۰ میکرونی به دلیل بزرگتر بودن بیشتر از ذرات ۳ میکرونی از مسیر حرکت اولیه خود منحرف شده و از خروجی متفاوتی خارج شده اند. همچنین شکل بالا تاثیر میدان صوتی بر روی ذرات را نشان می دهد. زمانی که میدان

خاموش است، ذرات به مسیر اولیه خود ادامه داده و همگی از یک خروجی خارج شده اند اما زمانی که میدان روشن می شود ذرات بزرگتر از یک خروجی و ذرات کوچکتر از خروجی دیگر خارج شده اند.

## ۲-۲-۵-۲- جداسازی بر اساس چگالی

بر طبق رابطه نیروی آکوستوفورتیک، مقدار این نیرو با مقدار پارامتر فاکتور کنتراست صوتی متناسب است. بنابراین هرچه مقدار این پارامتر بیشتر شود، مقدار نیروی آکوستوفورتیک نیز بیشتر می شود. بر اساس رابطه  $\phi$  هرچه چگالی ذره بیشتر شود، یا به عبارت دیگر هرچه ذره سنگین تر باشد، مقدار صورت و مخرج کسر اول بیشتر شده، در نتیجه مقدار  $\phi$  افزایش یافته و به دنبال آن مقدار نیروی آکوستوفورتیک نیز بیشتر می شود. بر این اساس ذرات با چگالی بیشتر، مقدار نیروی آکوستوفورتیک بیشتری را دریافت کرده و از مسیر اولیه خود بیشتر منحرف شده و از ذرات با چگالی کمتر جدا می شوند.



شکل ۲-۴: نحوه جداسازی ذرات درون میدان صوتی بر اساس چگالی [۵]

شکل (۲-۴)، موقیعت ذرات را در سه مقطع از میکروکانال نشان می دهد. ذرات موجود در میکروکانال همگی دارای اندازه یکسان ۱۰ میکرون بوده اما از جنس های متفاوت پلی استایرن و ملامین می باشند. ذرات قرمز رنگ، ذرات ملامین با چگالی ۱/۷۱ گرم بر سانتیمتر مکعب بوده و ذرات سبز رنگ، ذرات پلی استایرن با چگالی ۱/۰۵ گرم بر سانتیمتر مکعب می باشند. مطابق شکل (a) ذرات در ابتدا به صورت کاملاً رندوم و مخلوط شده با یکدیگر وارد میکروکانال شده و در معرض میدان صوتی اولیه قرار می گیرند. مطابق شکل (b) ذرات پس از قرار گیری در میدان صوتی اولیه همگی در مرکز میکروکانال متمرکز شده و سپس وارد میدان صوتی ثانویه می شوند. میدان های صوتی اولیه و ثانویه در جلوتر توضیح داده خواهند شد. مطابق شکل (c) ذرات ملامین به دلیل داشتن چگالی بیشتر نسبت به ذرات پلی استایرن، از مسیر خود بیشتر منحرف شده و از دو خروجی کناری میکروکانال خارج شده اند و ذرات پلی استایرن به دلیل داشتن چگالی کمتر، از مسیر خود کمتر منحرف شده و از خروجی وسط میکروکانال خارج شده اند.

### ۱-۲-۲-۵-۲- کاربرد های جداسازی ذرات بر اساس چگالی

➤ طبقه بندی گلبول های سفید خون

➤ جداسازی سلول های بنیادی

➤ جمع آوری سلول های جنینی از خون مادر

➤ مرتب سازی باکتری های خاص

### ۳-۲-۵-۲- جداسازی بر اساس تراکم پذیری

پارامتر تراکم پذیری به صورت زیر تعریف می شود [۲]:

$$\beta = \frac{1}{\rho c^2} \quad (۲-۴)$$

در رابطه بالا،  $\rho$  چگالی و  $c$  سرعت صوت می باشد.

پس می توان با توجه به رابطه بالا، رابطه  $\phi$  را به صورت زیر بازنویسی کرد [۵]:

$$\phi(\beta, \rho) = \frac{(5\rho_p - 2\rho_m)}{(2\rho_p + \rho_m)} - \frac{\beta_p}{\beta_m} \quad (۲-۵)$$

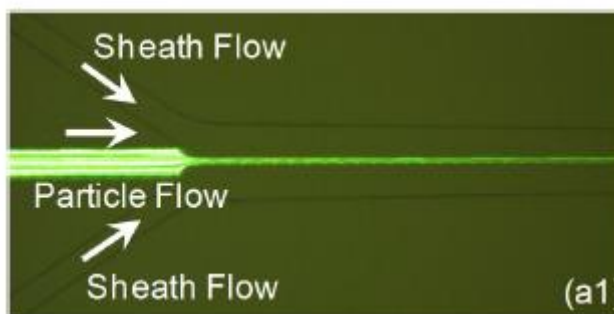
با توجه به رابطه (۲-۵)، هرچه مقدار تراکم پذیری ذره بیشتر باشد، مقدار کسر دوم بیشتر شده و مقدار فاکتور کنتراست صوتی کاهش یافته و در نتیجه مقدار نیروی آکوستوفورتیک نیز کاهش می یابد. پس می توان گفت هر چه مقدار تراکم پذیری ذره ای بیشتر باشد، مقدار نیروی آکوستوفورتیک کمتری دریافت کرده و به مقدار کمتری از مسیر اولیه خود منحرف می شود. بدین ترتیب ذرات با تراکم پذیری متفاوت از یکدیگر جدا می شوند. بنابراین به طور کلی می توان گفت هرچه قطر ذره و چگالی آن بیشتر و تراکم پذیری آن کمتر باشد مقدار نیروی آکوستوفورتیک برای آن ذره بیشتر بوده و ذره را بیشتر از مسیر حرکت اصلی خود منحرف می کند.

## ۲-۶- انواع روش های متمرکز سازی ذرات در وسط میکروکانال

در روش آکوستوفورسیز، به دلیل آن که ذرات همگی به صورت یکسان در میدان صوتی و در برابر نیروی آکوستوفورتیک قرار بگیرند، باید در وسط میکروکانال اصلی متمرکز سازی شوند. بنابراین معمولا در این روش جداسازی، از میکروکانال هایی با چند ورودی استفاده می شود. در ابتدا از یک ورودی ذرات به صورت کاملا مخلوط شده و رندوم گونه وارد شده و از ورودی های دیگر سیالی برای متمرکز سازی آن ها در وسط میکروکانال وارد می شود. اما بنا به دلایلی که در آینده به آن ها اشاره خواهیم کرد، در روش های جدید دیگر از این سیال استفاده نشده و از روشی دیگر برای متمرکز سازی ذرات در وسط میکروکانال استفاده می شود. حال به تشریح این روش ها می پردازیم.

## ۱-۶-۲- متمرکز سازی به وسیله سیال هدایت کننده

همانطور که در بالا ذکر شد یکی از روش های متمرکز سازی ذرات در وسط میکروکانال اصلی، روش متمرکز سازی به وسیله سیال هدایت کننده می باشد بدین گونه که ذرات از ورودی وسط به صورت کاملاً مخلوط شده و رندوم گونه وارد شده و دو سیال هدایت کننده با دبی های بیشتر از دبی ذرات، از دو ورودی کناری وارد میکروکانال اصلی می شوند. عبور این دو جریان در کنار دیوار ها و اختلاف سرعت آن ها نسبت به جریان ذرات باعث متمرکز سازی تمامی ذرات در وسط میکروکانال اصلی می شود.



شکل ۲-۵: نحوه متمرکز سازی ذرات در وسط کانال به کمک سیال هدایت کننده [۱۸]

### ۱-۶-۲-۱- معایب استفاده از سیال هدایت کننده برای متمرکز سازی ذرات

- آبی و رقیق کردن نمونه آزمایش
- نیاز به کنترل دقیق جریان سیال هدایت کننده و ذرات
- طراحی چند لایه پیچیده برای ایجاد سیال هدایت کننده

### ۲-۶-۲- متمرکز سازی به وسیله میدان صوتی

در این روش متمرکز سازی، بر خلاف روش قبل به جای استفاده از میکروکانال هایی با چند ورودی، از میکروکانال هایی با یک ورودی استفاده می شود و از آن ورودی فقط جریان ذرات وارد می شوند. اما به جای استفاده از سیال

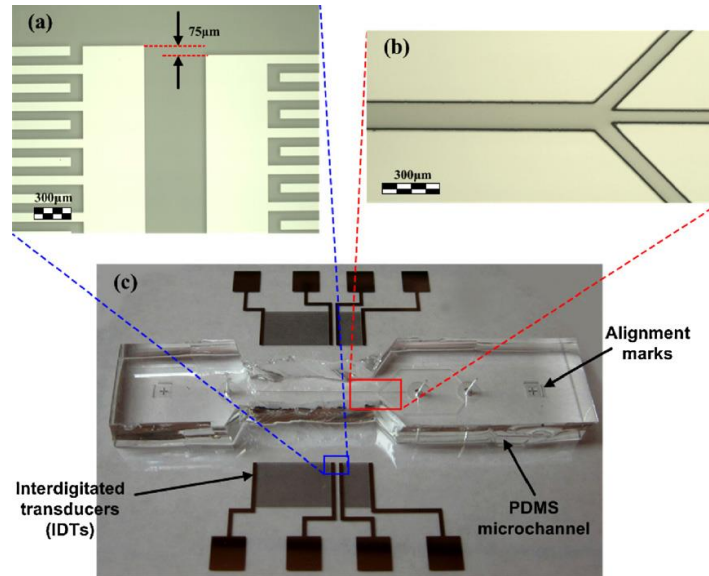
هدایت کننده، در این روش از خود میدان صوتی کمک گرفته می شود. بدین گونه که به جای استفاده از یک جفت القاگر و ایجاد یک میدان صوتی، از دو جفت القاگر و دو میدان صوتی استفاده می شود. میدان صوتی اولیه نقش جریان هدایت کننده را داشته و باعث متمرکز سازی ذرات در وسط میکروکانال می شود. دو جفت القاگر اول دو موج صوتی را طوری به طرف میکروکانال ارسال کرده که برخورد آن ها با یکدیگر فقط یک گره فشار در وسط میکروکانال ایجاد می کند و تمامی ذرات پس از وارد شدن به این میدان به طرف آن گره رفته و در وسط متمرکز می شوند. به این ترتیب تمامی ذرات در وسط میکروکانال متمرکز شده و پس از ورود به میدان صوتی ثانویه از یکدیگر جدا می شوند. محدودیت این روش نسبت به روش قبل در آن است که در این روش همگی ذرات باید دارای فاکتور کنتراست صوتی مثبت باشند زیرا باید همگی به سمت گره فشار حرکت کنند. نکته مهم در این روش آن است که میدان صوتی اولیه و ثانویه کاملاً از نظر فرکانس و طول موج با هم یکسان بوده اما در تعداد و محل تشکیل گره های فشار با هم تفاوت دارند. حال سوالی که پیش می آید آن است که این دو میدان با آن که دارای ویژگی های کاملاً یکسانی می باشند، چگونه گره های فشار متفاوت درون کانال ایجاد می کنند؟ در ادامه به تشریح پاسخ این سوال می پردازیم.

با تغییر در دو عامل زیر می توان محل تشکیل و تعداد گره های فشار را در داخل میکروکانال تغییر داد.

✓ تغییر در محل قرارگیری جفت القاگر اول نسبت به جفت القاگر دوم

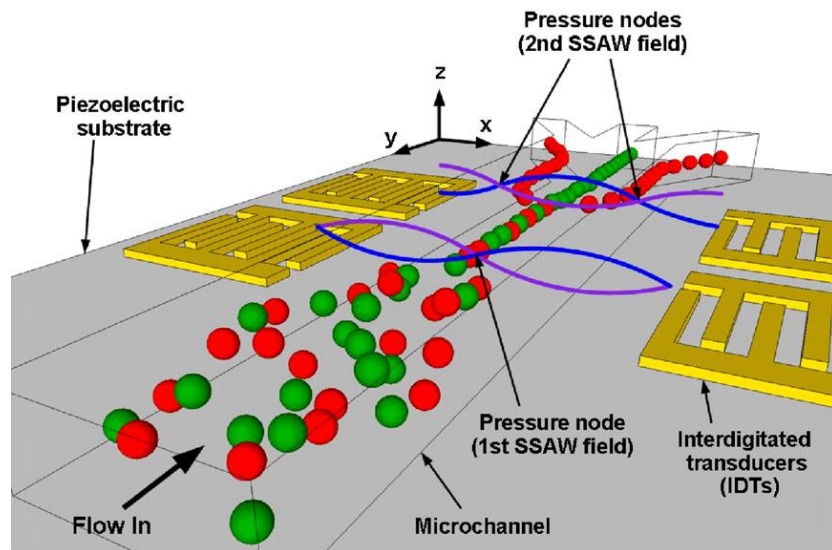
✓ تغییر در اندازه عرض میکروکانال





شکل ۲-۶: نحوه قرارگیری القاگر های صوتی در روش متمرکز سازی ذرات به وسیله میدان صوتی [۵]

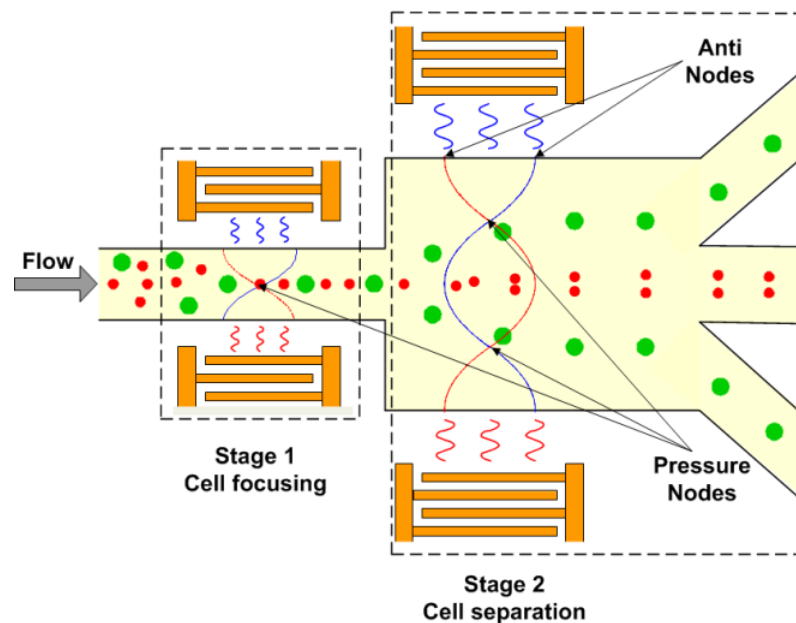
مطابق شکل (۲-۶)، اگر موقعیت جفت القاگر اول را به اندازه  $0,25$  طول موج نسبت به موقعیت دو القاگر دوم به میکروکانال نزدیک کنیم، دو موج صوتی سطحی در دو میدان با اختلاف فاز  $0,25$  وارد میکروکانال شده و محل برخورد دو موج در دو میدان با یکدیگر تغییر می کند. در نتیجه محل تشکیل گره های فشار نیز در دو میدان با یکدیگر متفاوت می شود.



شکل ۲-۷: نحوه متمرکز سازی ذرات در وسط کانالی با عرض ثابت به کمک میدان صوتی [۵]

مطابق شکل (۷-۲)، در میدان اول یک گره فشار در مرکز برای متمرکز سازی ذرات و در میدان دوم دو گره فشار در دو طرف میکروکانال برای جداسازی ذرات از یکدیگر ایجاد شده است.

دومین عامل در تغییر محل تشکیل گره های فشار و تعداد آن ها، تغییر در اندازه عرض میکروکانال می باشد. در این حالت بر خلاف حالت قبل، فاصله دو جفت القاگر اول و دوم نسبت به میکروکانال کاملا یکسان بوده اما مقدار عرض میکروکانال در دو میدان صوتی با یکدیگر تفاوت دارد. زمانی که عرض میکروکانال بیشتر می شود، مقدار بیشتری از طول موج را در بر گرفته و نتیجتاً گره های فشار بیشتری را در بر می گیرد.



شکل ۲-۸: نحوه متمرکز سازی ذرات در وسط کانالی با عرض متغیر به کمک میدان صوتی [۷]

مطابق شکل (۸-۲)، در میدان صوتی اول، عرض میکروکانال ۱۵۰ میکرون بوده و فقط یک گره فشار برای متمرکز سازی ذرات در وسط کانال ایجاد شده است. در میدان صوتی دوم، این عرض به ۳۰۰ میکرون افزایش یافته و دو گره فشار برای جداسازی ذرات از یکدیگر ایجاد شده است. باید توجه داشت که این افزایش عرض باید متناسب با طول موج استفاده شده در آزمایش باشد تا گره ها با تعداد و در مکان های درستی درون سیال قرار بگیرند. به عنوان مثال طول موج استفاده شده در مثال بالا، ۳۰۰ میکرون بوده و همانطور که بیان شد عرض کانال در میدان

اول نصف طول موج و در میدان دوم برابر طول موج می باشد. بدین ترتیب می توان با افزایش عرض میکروکانال در مقاطع مختلف تعداد و محل قرارگیری گره های فشار را تغییر داد.

## ۷-۲- نحوه ایجاد موج صوتی

### ۱-۷-۲- تعریف ماده پیزوالکتریک

به ماده ای که در اثر ارتعاش در آن ولتاژ ایجاد شده یا بلعکس با دریافت ولتاژ شروع به ارتعاش کند، ماده پیزوالکتریک گفته می شود. در روش آکوستوفورسیز به دلیل آن که از امواج سطحی صوتی برای جداسازی استفاده کرده و همچنین این امواج از طریق ارتعاش حاصل می شوند، از این مواد به عنوان بستری برای قرارگیری میکروکانال و القاگر های صوتی استفاده می شود. این مواد دارای خاصیتی به نام ضریب الکترومکانیکی می باشند که آن ها را از یکدیگر متمایز می سازد. ضریب الکترومکانیکی، توانایی جنس پیزوالکتریک در تبدیل سیگنال الکتریکی اعمال شده به انرژی مکانیکی را مشخص می کند. هرچه این ضریب بیشتر باشد ماده پیزوالکتریک توانایی بیشتری در تبدیل سیگنال الکتریکی به انرژی مکانیکی را دارد. مرسوم ترین ماده ای که در این روش جداسازی مورد استفاده قرار می گیرد، لیتیوم نیوبیت است زیرا دارای ضریب الکترومکانیکی بالایی می باشد.

### ۲-۷-۲- القاگر های دیجیتالی

القاگر های دیجیتالی دستگاه هایی هستند که با دریافت ولتاژ سینوسی برق، شروع به ارتعاش کرده و ارتعاش آن ها باعث ایجاد موج های صوتی سطحی می شود. همچنین از این دستگاه ها می توان در جهت عکس نیز استفاده کرد بدین صورت که موج صوتی را به طرف آن ها ارسال کرده و آن ها پس از دریافت، این موج را به ولتاژ الکتریکی تبدیل می کنند. این القاگر ها دارای شانه هایی هستند که این شانه ها معمولا در راستای میکروکانال قرار گرفته و امواجی که تولید می کنند معمولا در جهت عمود بر شانه ها بوده تا این امواج به طرف میکروکانال حرکت داشته باشند. این دستگاه ها به روش لیتروگرافی بر روی سطح ماده پیزوالکتریک ایجاد شده و با ایجاد ارتعاش باعث

تولید موج های صوتی سطحی می شوند. دلیل سطحی بودن این موج ها آن است که موج بر روی سطح ماده پیزوالکتریک تولید شده و حرکت کرده تا به میکروکانال برسد. اندازه طول موج های تولید شده توسط این القاگر ها بستگی به گام یا فاصله شانه های آن ها از یکدیگر دارد. بنابراین می توان گفت هر القاگر فقط می تواند یک طول موج ثابتی از موج های صوتی را تولید کند زیرا فاصله شانه های آن ها ثابت می باشد.

رابطه طول موج صوتی و فرکانس موج به صورت زیر می باشد [۱۰]:

$$f_0 = V_0/\lambda \quad (۲-۶)$$

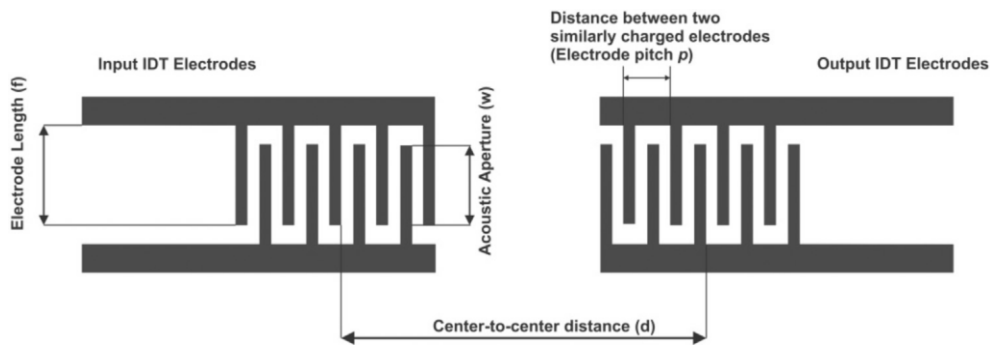
در رابطه بالا،  $f_0$  فرکانس موج صوتی،  $V_0$  سرعت موج صوتی و  $\lambda$  طول موج صوتی می باشد.

بر طبق رابطه بالا، هر طول موج صوتی دارای فرکانس منحصر به فردی می باشد. بنابراین می توان نتیجه گرفت هر القاگر صوتی می تواند فقط در یک فرکانس موج مشخص کار کند.

رابطه گام القاگر ها و طول موج صوتی تولید شده توسط آن ها به صورت زیر می باشد [۱۰]:

$$\lambda = 4d \quad (۲-۷)$$

در رابطه بالا،  $\lambda$  طول موج صوتی و  $d$  عرض شانه های القاگر می باشد.



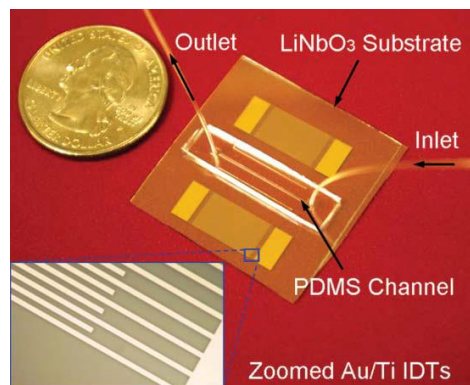
شکل ۲-۹: مشخصات هندسی القاگر های صوتی [۳۹]

شکل (۲-۹) القاگر های صوتی را نشان می دهد که بر روی آن ها مفاهیم گام الکتروود، طول الکتروود و دهانه صوتی مشخص شده است.

## ۱-۲-۷-۲-انواع القاگر های دیجیتالی

### ۱-۱-۲-۷-۲- القاگر های صفحه ای معمولی

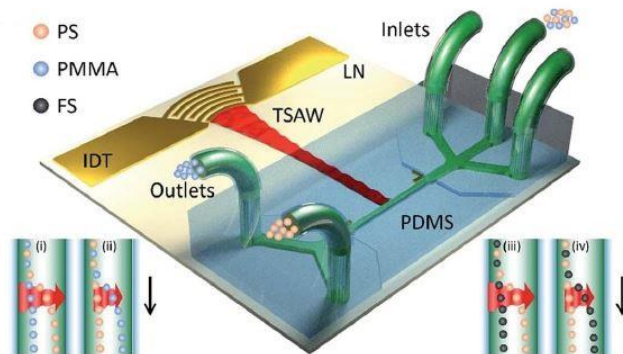
این دسته از القاگر ها، همان القاگر های معمولی هستند که دارای یک تنه اصلی بوده و شانه هایی به آن تنه متصل است. معمولاً آن ها موازی با جهت میکروکانال و جریان عبوری در آن قرار گرفته و در هر طرف میکروکانال به صورت جفت و مقابل یکدیگر به صورت دو حرف E قرار می گیرند. بیشتر این دسته از القاگر ها از جنس آلومینیوم با ضخامت بسیار ناچیز ساخته می شوند.



شکل ۲-۱۰: شماتیک القاگر های دیجیتالی صفحه ای [۱۹]

## ۲-۱-۲-۷-۲- القاگر های متمرکز کننده منحنی شکل

این دسته از القاگر ها به صورت منحنی شکل بوده و معمولا فقط در یک طرف میکروکانال قرار می گیرند. امواج صوتی تولید شده در این دسته از القاگر ها نیز به صورت عمود بر شانه های آن ها می باشد. معمولا در کاربرد هایی که از روش موج های صوتی سطحی متحرک برای جداسازی ذرات استفاده می شود این دسته از القاگر ها برای ایجاد موج صوتی سطحی مورد استفاده قرار می گیرند. دامنه امواج صوتی تولید شده توسط آن ها بیشتر از گروه قبل بوده و از آن ها در آزمایشاتی که انرژی صوتی باید در محل باریکی از میکروکانال متمرکز شود، استفاده می شود.



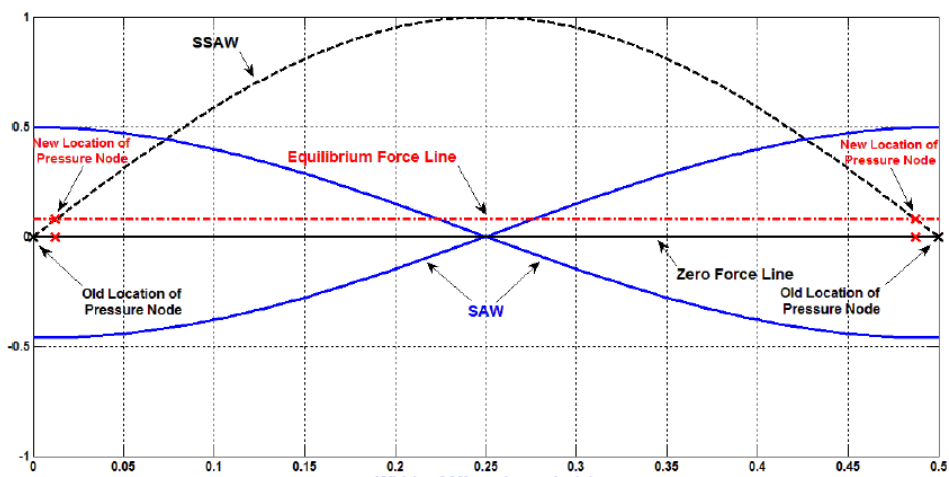
شکل ۲-۱۱: شماتیک القاگر های دیجیتالی منحنی شکل [۲۷]

## ۳-۲-۷-۲- انواع موج های صوتی سطحی

### ۱-۳-۲-۷-۲- امواج صوتی سطحی ایستا

اگر از دو جفت القاگر در دو طرف میکروکانال برای ایجاد امواج صوتی استفاده شود، موجی که درون میکروکانال شکل می گیرد، یک موج صوتی سطحی ایستا می باشد بدین گونه که زمانی که موج ها از القاگر ها به طرف میکروکانال ارسال شده و وارد آن می شوند، پس از برخورد با یکدیگر و انعکاس درون کانال یک موج صوتی

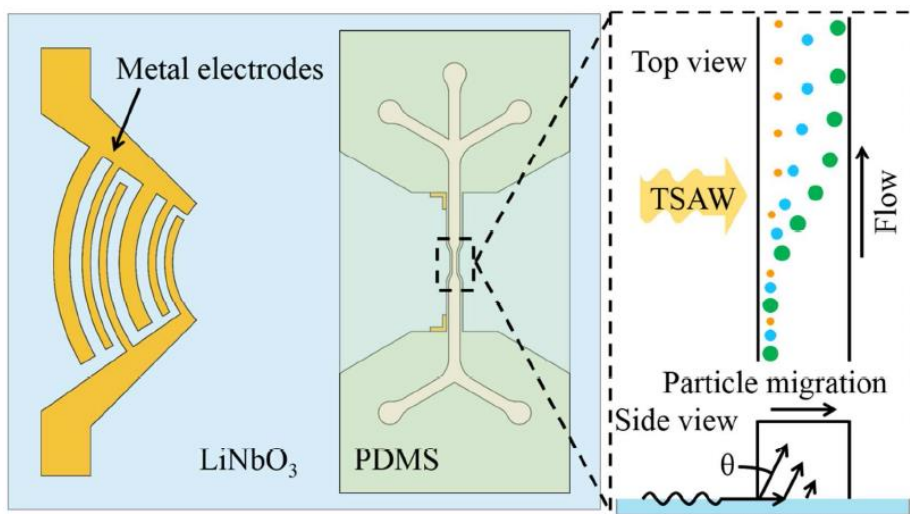
سطحی ایستا ایجاد می کنند. که این موج همانطور که قبلا ذکر شده است دارای گره و شکم هایی می باشد که این گره و شکم ها محل تمرکز ذرات پس از جداسازی هستند.



شکل ۲-۱۲: نحوه تشکیل موج صوتی سطحی ایستا [۱۰]

## ۲-۳-۷-۲-امواج صوتی سطحی متحرک

اگر از یک جفت القاگر در یک طرف میکروکانال برای ایجاد امواج صوتی استفاده شود، موجی که درون میکروکانال شکل می گیرد، یک موج صوتی سطحی متحرک می باشد. زمانی که موج از القاگر به طرف کانال ارسال شده و وارد آن می شود، پس از برخورد با دیوارهای میکروکانال و انعکاس درون سیال، یک موج صوتی سطحی متحرک ایجاد می کند. تفاوت این موج با موج صوتی سطحی ایستا، فقط در نحوه تشکیل آن ها می باشد. در فرآیند تشکیل موج صوتی سطحی ایستا، دو موج صوتی سطحی با یکدیگر برخورد کرده و آن موج را ایجاد می کنند اما در فرآیند تشکیل موج صوتی متحرک فقط یک موج صوتی سطحی از یک طرف وارد میکروکانال شده و انعکاس کرده و موج صوتی سطحی متحرک را ایجاد می کند.



شکل ۲-۱۳: نحوه جداسازی ذرات درون میکروکانال به وسیله امواج صوتی سطحی متحرک [۱۲]

### ۱-۲-۳-۷-۲- مزایای استفاده از موج های صوتی سطحی متحرک

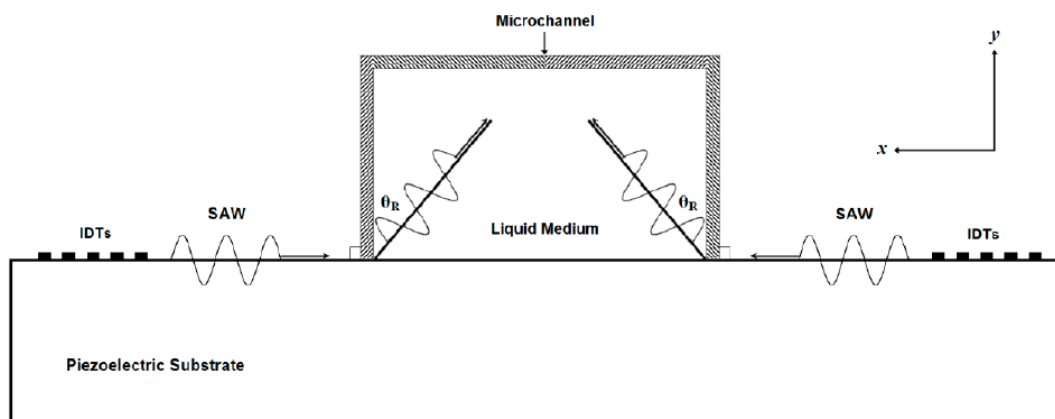
- فقط با تغییر فرکانس کار کرده و نیاز به طراحی مجدد برای هر آزمایش را ندارند.
- با افزایش فرکانس این موج ها می توان نیروی صوتی استخراج شده برای جداسازی را افزایش داد.
- از نظر سرعت جداسازی، رقیب خوبی برای دستگاه های جداسازی بر اساس نور فلئورسنت بوده ولی باز هم به سرعت آن ها نمی رسند.

### ۸-۲- نحوه ورود صحیح موج به داخل میکروکانال و سیال درون آن

ابتدا الکتروود های القاگر ها توسط ولتاژ سینوسی برق تحریک می شوند. چون آن ها بر روی ماده پیزوالکتریک قرار دارند، شروع به نوسان کرده و موج های صوتی سطحی را ایجاد می کنند. این موج ها بر روی سطح ماده پیزوالکتریک حرکت کرده و به سمت میکروکانال پیشروی می کنند. زمانی که این موج ها از هر دو جهت به



میکروکانال می رسند، تحت زاویه ای به نام زاویه رایلی وارد میکروکانال و میدان سیال شده و پس از برخورد با یکدیگر و دیواره های میکروکانال و انعکاس درون سیال گره ها و شکم های مورد نظر را ایجاد می کنند.



شکل ۲-۱۴: نحوه ورود موج صوتی سطحی به داخل میکروکانال [۱۰]

زاویه رایلی، زاویه شکست امواج بوده که به دلیل تغییر در سرعت پخش موج های صوتی سطحی در لایه پیزوالکتریک و بستر مایع ایجاد می شود. مقدار این زاویه با توجه به قانون اسنل از رابطه زیر محاسبه می شود

[۱۰]:

$$\theta = \sin^{-1}(v_f/v_s) \quad (۲-۸)$$

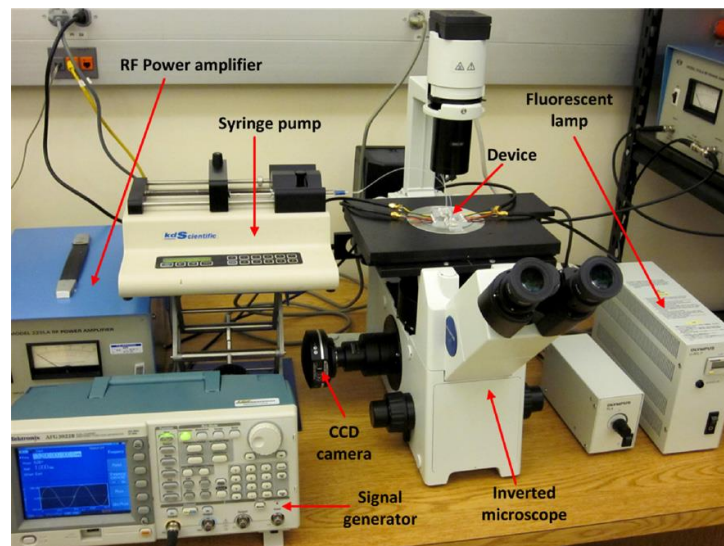
در رابطه بالا،  $v_f$  سرعت موج صوتی در سیال و  $v_s$  سرعت موج صوتی در سطح ماده پیزوالکتریک می باشد.

مطابق شکل (۲-۱۴) به دلیل آن که موج تحت زاویه رایلی وارد میدان سیال شده و همچنین عامل ایجاد نیروی آکوستوفوریک نیز، خود این موج می باشد، نیروی آکوستوفوریک به دو بخش افقی و عمودی تجزیه می شود. در بحث جداسازی به دلیل آن که حرکت عرضی ذرات بیشتر مورد بررسی بوده و این عامل، خود باعث جداسازی

ذرات از یکدیگر می شود، بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک نیز بیشتر مورد مطالعه می باشد. بخش عمودی این نیرو وظیفه جلوگیری از ته نشینی ذرات در کف میکروکانال را برعهده دارد.

## ۹-۲- مراحل جداسازی به روش آکوستوفورسیز

ذرات در ابتدا با یکدیگر مخلوط شده و به وسیله یک پمپ سرنگی به داخل میکروکانال تزریق می شوند. به طور همزمان، سیال هدایت کننده نیز در جهت متمرکز سازی ذرات در وسط میکروکانال، از ورودی های کناری تزریق می شود. در این مرحله دستگاه تولید کننده سیگنال نیز شروع به کار کرده و سیگنال های الکتریکی سینوسی را ایجاد می کند. سپس این سیگنال ها توسط تقویت کننده فرکانسی تقویت شده و پس از ورود به الکترودهای القاگر ها باعث ارتعاش آن ها شده و سرانجام موج های صوتی سطحی ایجاد می شود. پس از ایجاد میدان صوتی درون سیال توسط امواج صوتی سطحی و متمرکز شدن ذرات در وسط میکروکانال، آن ها در معرض نیروی آکوستوفورتیک قرار گرفته و مرحله اصلی جداسازی انجام می شود. سپس به دلیل وجود جریان آرام درون کانال و ویژگی این جریان، ذرات در یک خط مسیر مستقیم به حرکت خود ادامه داده و از خروجی های متناظر با مسیر خود از میکروکانال خارج می شوند.



شکل ۲-۱۵: تجهیزات آزمایشگاهی مورد استفاده در روش آکوستوفورسیز [۵]

## ۱۰-۲- مزایای روش آکوستوفورسیز نسبت به سایر روش های جداسازی

- نقاط تمرکز امواج صوتی می توانند در نقاط دور تر از منبع تحریک قرار گیرند در صورتی که بر طبق نظریه ارنشا، این اتفاق در روش های دیگر نمی تواند به وقوع بپیوندد.
- دستگاه های استفاده شده در این روش می توانند در بازه وسیعی از دبی های اعمال شده و بدون وابستگی نسبت به جهت جریان بر روی ذرات تمرکز کنند در صورتی که این عمل در دستگاه هایی که بر اساس نیروی اینرسی بر روی ذرات تمرکز می کنند امکان پذیر نیست.
- تنها روشی است که می توان توسط آن ذرات را بر اساس پارامتر تراکم پذیری از یکدیگر جدا نمود.
- دارا بودن راندمان بسیار بالا
- زمان جداسازی بسیار کم نسبت به سایر روش های فعال
- جداسازی ذرات بدون داشتن ویژگی خاص به عبارت دیگر در سایر روش ها برای انجام عمل جداسازی نیاز است تا ذره مثلا مغناطیسیده یا دو قطبی شود اما در این روش، ذره بدون هیچ شرایطی قابل جداسازی می باشد.

## ۱۱-۲- پیشینه انواع جداسازی

### ۱-۱۱-۲- پیشینه جداسازی با استفاده از امواج صوتی سطحی ایستا

در سال ۲۰۰۷ جینجه شی<sup>۶</sup> و همکاران [۱۹] توانستند ذرات در ابعاد میکرون را درون میکروکانالی با عرض ۵۰ میکرون و طول ۱/۳ سانتی متر با استفاده از امواج صوتی سطحی ایستا در وسط میکروکانال متمرکز سازی کنند. عامل بررسی آن ها رابطه طول موج با ضخامت محل قرارگیری ذرات متمرکز شده در وسط میکروکانال بوده است. آن ها با استفاده از امواجی با طول موج های ۱۰۰ و ۲۰۰ میکرومتر نشان دادند که هرچه طول موج استفاده شده

---

<sup>6</sup> Jinjie Shi

در آزمایش بیشتر شود، به دلیل افزایش نیروی آکوستوفورتیک، ذرات در وسط میکروکانال متراکم تر شده و ضخامت محل قرارگیری آن ها کمتر می شود. همچنین آن ها مستقیم بودن رابطه طول موج با نیروی آکوستوفورتیک را نیز بررسی کرده و نشان دادند که با دوبرابر شدن طول موج، ضخامت محل قرارگیری ذرات متمرکز شده نصف خواهد شد. در سال ۲۰۰۸ وود<sup>۷</sup> و همکاران [۲۱] با استفاده از موج های صوتی سطحی ایستا توانستند ذرات لاتکس را درون یک میکروکانال به صورت صف های منظم مرتب کنند. همچنین آن ها به بررسی رابطه بین محل تشکیل صف ها و فرکانس اعمالی در آزمایش پرداختند. نتایج آن ها نشان می داد که هرچه مقدار فرکانس موج های صوتی افزایش یابد، فاصله صف های تشکیل شده به هم نزدیک تر می شود زیرا گره های فشاری به هم نزدیک تر می شوند. همچنین آن ها مشاهده کردند که زمانی که فرکانس موج کم است، ذرات در صف هایی منظم تر قرار گرفته اما زمانی که فرکانس افزایش می یابد، نظم قرارگیری ذرات درون صف ها بر هم خورده و صف ها مانند قبل دیگر به صورت منظم تشکیل نمی شوند. آن ها دلیل این امر را نزدیک شدن گره های فشار و برخورد ذرات با یکدیگر عنوان کردند. در سال ۲۰۰۹ جینجه شی<sup>۸</sup> و همکاران [۲۰] به بررسی تفاوت های موج های صوتی سطحی و موج های صوتی توده ای پرداخته و آن ها را از منظر های مختلف مانند زمان جداسازی، راندمان جداسازی، قدرت لازم برای جداسازی و ... مورد بررسی قرار دادند. همچنین آن ها توانستند درون میکروکانالی با ساختار جدید که درون آن یک جریان پنج لایه ای قرار داشت ذرات با چگالی یکسان ولی قطر های متفاوت را از یکدیگر جداسازی کنند. آن ها به جای استفاده از یک جریان هدایت کننده، از دو جریان هدایت کننده استفاده کرده و به جای آن که مانند دیگران ذرات را از ورودی وسط و جریان های هدایت کننده را از ورودی کناری وارد میکروکانال کنند، جای آن ها را عوض کرده و ذرات و یکی از جریان های هدایت کننده را از ورودی کناری و جریان هدایت کننده دوم را از ورودی وسط میکروکانال تزریق کردند. جریان هدایت کننده وسط، وظیفه کمک به جداسازی ذرات از یکدیگر و جریان های هدایت کننده کناری وظیفه عدم چسبیدگی ذرات

---

<sup>7</sup> Wood

<sup>8</sup> Jinjie Shi

به دیواره های میکروکانال را بر عهده داشتند. نتایج آن ها نشان می داد که اگر برای جداسازی، از موج های سطحی توده ای استفاده شود، برای جداسازی ۱۳۰۰۰ ذره در مدت ۱ دقیقه باید از توانی در بازه ۵۰۰ تا ۲۰۰۰ میلی وات استفاده کرد. اما اگر برای جداسازی از موج های صوتی سطحی استفاده شود، برای جداسازی همین مقدار ذره در همان مدت زمان به ۳۰ میلی وات نیاز می باشد. در سال ۲۰۱۱ میونگ<sup>۹</sup> و همکاران [۷] توانستند دو ذره با چگالی های یکسان ولی قطر های متفاوت را درون میکروکانالی با عرض های متفاوت و بدون استفاده از جریان هدایت کننده جداسازی کنند. آن ها با ایجاد یک میدان صوتی اولیه که فقط یک گره فشار در وسط میکروکانال ایجاد می کرد ذرات را در آن گره متمرکز کرده و سپس با ایجاد میدان صوتی ثانویه که دو گره فشار در کناره های کانال ایجاد می کرد، ذرات بزرگتر را از ذرات کوچکتر جداسازی کردند. در همان سال لیو<sup>۱۰</sup> و همکاران [۲۸] توانستند به وسیله تغییر فرکانس موج صوتی، ذرات با اندازه های متفاوت را هم به صورت آزمایشگاهی و هم به صورت شبیه سازی درون نرم افزار از یکدیگر جدا کنند. آن ها در ابتدا فرکانس موج صوتی را طوری تنظیم کردند که سه گره فشار درون میکروکانال ایجاد شود. پس از تزریق ذرات از ورودی کنار دیواره ها، همگی ذرات به سمت نزدیک ترین گره فشار حرکت کرده و در آن متمرکز شدند. سپس فرکانس موج را به میزانی که فقط یک گره فشار در وسط کانال ایجاد شود، کاهش داده و مشاهده کردند که ذرات بزرگتر به سمت مرکز میکروکانال حرکت کرده و از ذرات کوچکتر جدا می شدند. به دلیل آن که ذرات کوچکتر از مسیر اولیه خود منحرف نشوند، پس از مدت کوتاهی مجدداً فرکانس به مقدار اولیه خود تغییر کرده و سه گره فشار ایجاد شده تا ذرات بزرگتر در وسط میکروکانال و ذرات کوچکتر در کناره دیواره ها به حرکت خود ادامه دهند. در سال ۲۰۱۲ میونگ و همکاران [۵] توانستند با استفاده از امواج صوتی سطحی ذرات ملامین را از ذرات پلی استایرن با راندمان ۹۸٪ درون میکروکانالی با عرض ثابت بدون استفاده از جریان هدایت کننده جداسازی کنند. تفاوت کار آن ها در این آزمایش با آزمایش آن ها در سال ۲۰۱۱ در دو عامل بوده است: (۱) در کار قبلی آن ها ذرات دارای چگالی

---

<sup>9</sup> Myeong

<sup>1</sup> Liua

یکسان و قطر های متفاوت بوده و در آزمایش آن ها در سال ۲۰۱۲، ذرات دارای چگالی های متفاوت ولی قطر های یکسان می باشند. (۲) در کار قبلی آن ها عرض میکروکانال در مقاطع مختلف تغییر کرده ولی در این آزمایش عرض میکروکانال در تمامی مقاطع ثابت بوده است. در این آزمایش برای ایجاد تفاوت در میدان های صوتی، موقعیت مکانی جفت القاگر های اول را نسبت به محل قرارگیری جفت القاگر های دوم، به اندازه  $0.25$  طول موج به میکروکانال نزدیک کرده اند. با ایجاد این تفاوت در میدان اول یک گره فشار در مرکز و در میدان دوم دو گره فشار در دو طرف میکروکانال ایجاد می شود. در ادامه آن ها به بررسی روابط بین توان ورودی و دبی جریان با راندمان جداسازی پرداخته و مشاهده کردند که هرچه توان ورودی آزمایش بیشتر شود، به دلیل افزایش نیروی آکوستوفورتیک راندمان جداسازی نیز بیشتر شده و هرچه دبی جریان ذرات کمتر شود، به دلیل کاهش سرعت عبور آن ها از میدان صوتی، ذرات زمان بیشتری درون میدان صوتی قرار گرفته بنابراین راندمان جداسازی مجدداً افزایش می یابد. در همان سال دینگ<sup>۱</sup> و همکاران [۱۳] توانستند ذرات پلی استایرن و گلبول های قرمز خون گاو را درون یک کانال مربعی شکل نامتقارن به وسیله دو جفت القاگر صوتی که به صورت عمود بر یکدیگر قرار گرفته بودند، دستکاری کرده و در نقاط متفاوت آن ها را جا به جا کنند. ویژگی القاگر های صوتی مورد استفاده آن ها داشتن یک گرادیان خطی در شانه هایشان بوده است. به عبارت دیگر فاصله شانه های آن القاگر ها از یکدیگر قابل تغییر بوده و همین امر باعث شده تا بتوان موج هایی با فرکانس متفاوت را به وسیله آن ها تولید نمود. القاگر ها با تغییر فرکانس و ایجاد موج های صوتی متفاوت محل گره های فشار را تغییر داده و بدین گونه ذرات را از نقطه ای به نقطه دیگر منتقل می کردند. در همان سال لیو و همکاران [۱۴] روش جدیدی را برای جداسازی ذرات به وسیله میدان صوتی ارائه کردند. آن ها با ارسال دو جریان به صورت موازی با هم درون میکروکانال توانستند ذرات بزرگتر را از جریان اول، وارد جریان دوم کرده و از ذرات کوچکتر جدا کنند. نتایج آن ها نشان می داد با توجه به اینکه دو جریان حل پذیر بوده و در یکدیگر حل می شدند اما با تنظیم دبی آن ها

---

<sup>1</sup> Ding

نسبت به یکدیگر می توان گره های فشار را درون جریان دوم قرار داده و ذرات را از جریان اول به جریان دوم منتقل کرد. مجددا در همان سال نم<sup>۲</sup> و همکاران [۲۲] توانستند ذرات آلگینیت را بر اساس چگالی با استفاده از میدان صوتی حاصل از امواج صوتی سطحی ایستا جداسازی کنند. آن ها ابتدا ذرات را به وسیله جریان های هدایت کننده در وسط میکروکانال متمرکز کرده و پس از عبور از میدان صوتی از یکدیگر جدا کردند. راندمان جداسازی آن ها در پایان آزمایش، ۹۷٪ بوده است. همچنین آن ها توانستند در هر دقیقه، ۲۳۰۰ ذره را از یکدیگر جدا کنند. در سال ۲۰۱۴ مجددا دینگ و همکاران [۱۶] توانستند با ابداع روش جدیدی، ذرات با قطر های متفاوت را از یکدیگر جدا کنند. آن ها با چرخاندن القاگر ها و قرار دادن آن ها تحت زوایای مختلف نسبت به راستای میکروکانال توانستند به جای ایجاد یک خط گره فشار، چندین خط از گره های فشار را درون سیال ایجاد کرده و با این روش راندمان جداسازی را افزایش دهند. آن ها با بررسی تاثیر زاویه بر میزان جا به جایی ذرات و راندمان جداسازی، زاویه ۱۵ درجه را به عنوان بهترین زاویه قرارگیری القاگر ها نسبت به راستای میکروکانال گزارش کردند. در همان سال ی ای<sup>۳</sup> و همکارش [۱۸] توانستند با استفاده از امواج صوتی سطحی ایستا نوعی باکتری را از سلول های تک هسته ای جانبی خون به صورت موثر جداسازی کنند. عرض میکروکانال مورد استفاده آن ها از نصف طول موج آزمایش کمتر بوده و به همین دلیل محل تشکیل گره های فشار در کناره های دیواره بوده است. در سال ۲۰۱۵ جو<sup>۴</sup> و همکاران [۳] به بررسی تاثیر عرض میکروکانال بر محل ایجاد گره های فشار پرداختند. آن ها از دو میکروکانال با عرض های ۱۲۰ و ۲۵۰ میکرومتر در شبیه سازی هایشان درون نرم افزار کامسول استفاده کردند. نتایج آن ها نشان می داد در میکروکانالی با عرض ۱۲۰ میکرون دو گره فشار و در میکروکانالی با عرض ۲۵۰ میکرون سه گره فشار ایجاد می شود. همچنین در وسط فاصله بین گره ها و شکم های موج بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بیشترین مقدار و در گره ها و شکم ها کمترین مقدار خود را داراست. نتایج آن ها با دقت بسیار

---

<sup>1</sup> Nam	2
<sup>1</sup> Ye Ai	3
<sup>1</sup> Guo	4

بالایی منطبق بر نتایج آزمایشگاهی بوده است. در سال ۲۰۱۶ واکارلسکی<sup>۵</sup> و همکاران [۲] به بررسی نحوه دسته بندی قطرات روغن و ذرات سیلیکا درون آب و جداسازی آن دو از یکدیگر پرداختند. اساس جداسازی آن ها، اختلاف علامت فاکتور کنتراست صوتی بوده است زیرا ذرات سیلیکا دارای فاکتور کنتراست صوتی مثبت و قطرات روغن دارای فاکتور کنتراست صوتی منفی می باشند. نتایج آن ها نشان می داد نحوه دسته بندی ذرات سیلیکا به صورت رشته های طویل بوده و نحوه دسته بندی قطرات روغن نیز به صورت دایره ای شکل می باشند. همچنین در آزمایش جداسازی محل تمرکز قطرات روغن و ذرات سیلیکا به ترتیب در محل گره ها و شکم های موج بوده است. در سال ۲۰۱۷ اسریفوتکیات<sup>۶</sup> و همکاران [۱۷] به بررسی تاثیر موج صوتی بر روی جداسازی ذرات درون محلول هایی با لزجت های متفاوت پرداختند. هدف آن ها از این بررسی، تاثیر موج صوتی در جلوگیری از انباشت ذرات درون نازل ها یا در مکان هایی که عرض میکروکانال به صورت ناگهانی کاهش می یابد بوده است. با توجه به اینکه ایجاد موج صوتی درون سیال باعث افزایش سرعت ذرات و افزایش لزجت، باعث کاهش سرعت ذرات می شود، آن ها مشاهده کردند که در لزجت های بسیار زیاد، تاثیر موج صوتی در متمرکز سازی ذرات مانند زمانی است که اصلا موج صوتی وجود نداشته و ذرات آزادانه حرکت می کنند. آن ها نتیجه گرفتند که برای متمرکز سازی ذرات در بستر هایی با لزجت زیاد به توان صوتی زیادی نیاز می باشد. در همان سال سلیمان<sup>۷</sup> و همکاران [۱۰] به بررسی تاثیر میرایی، نیروی پخش و نیروی هیدرودینامیکی در شبیه سازی میدان صوتی با استفاده از روش آکوستوفورسیز پرداختند. آن ها مشاهده کردند که اگر تاثیر موارد گفته شده در معادلات نیرویی و جا به جایی لحاظ نشود، نتایج به میزان زیادی تغییر می کند. همچنین آن ها توانستند با استفاده از این روش، ذرات خون را درون میکروکانالی با سه ورودی و پنج خروجی از یکدیگر جداسازی کنند. نتایج آن ها نشان می داد که بیشترین میزان انحراف ذرات از وسط کانال مربوط به گلبول های سفید خون به دلیل داشتن اندازه بزرگتر از سایر

---

<sup>1</sup> Vakarelski	5
<sup>1</sup> Sriphutkiat	6
<sup>1</sup> Soliman	7



اجزای خون بوده است. در همان سال اهلین<sup>۸</sup> و همکاران [۱۵] به بررسی توانایی ردیابی ذره کپسوله سازی شده درون قطره آب به کمک روش آکوستوفورسیز پرداختند. مکانیزم دستگاه آزمایش آن ها به گونه ای بود که ذرات پراکنده شده درون آب از ورودی وسط میکروکانال تزریق شده و فاز پیوسته روغن نیز از دو ورودی کناری که به صورت ۹۰ درجه نسبت به راستای میکروکانال قرار داشتند، وارد می شدند. در محل برخورد این دو جریان با یکدیگر، ذرات وارد فاز روغن شده و درون قطرات روغن به دام می افتادند. آن ها این کار را هم به صورت آزمایشگاهی و هم به صورت شبیه سازی درون نرم افزار کامسول انجام داده و مشاهده کردند که اگر قبل از تداخل دو جریان روغن و آب، یک میدان صوتی ایجاد کرده و ذرات را در وسط میکروکانال متمرکز سازی کنند، ذرات پس از ورود به فاز روغن، دقیقاً در وسط قطرات روغن قرار می گیرند و ردیابی آن ها بسیار ساده تر خواهد شد. در سال ۲۰۱۸ رن<sup>۹</sup> و همکاران [۲۴] توانستند با استفاده از دستگاه آزمایش جدیدی ذرات فلئورسنتی با اندازه های متفاوت را از یکدیگر جداسازی کنند. آن ها ابتدا با استفاده از یک میدان صوتی اولیه ذرات را در وسط میکروکانال متمرکز کرده و سپس با ایجاد میدان صوتی ثانویه ذرات را از یکدیگر جدا کردند. آن ها از یک میکروکانال مارپیچ برای جداسازی ذرات استفاده کرده و هدف آن ها از این کار، نجسبیدن ذرات به یکدیگر بوده است. آن ها همچنین از یک سنسور نوری برای تشخیص ورود ذرات به میدان صوتی دوم استفاده کرده تا هر زمان ذرات وارد میدان دوم شدند، القاگر ها فعال شده و با ایجاد میدان صوتی دوم ذرات را از مسیر اولیه خود منحرف کرده و از یکدیگر جدا کنند.

## ۲-۱۱-۲- پیشینه جداسازی با استفاده از امواج صوتی سطحی متحرک

در سال ۲۰۱۳ دستگیر<sup>۱۰</sup> و همکاران [۱۲] با استفاده از یک القاگر منحنی شکل و ایجاد موج های صوتی سطحی متحرک، توانستند ذرات ۱۰ میکرونی را از ذرات ۳ میکرونی جداسازی کنند. نتایج آن ها نشان می داد با ورود

---

<sup>1</sup> Ohlin	8
<sup>1</sup> Ren	9
<sup>2</sup> Destgeer	0

موج صوتی به داخل سیال علاوه بر ایجاد نیروی آکوستوفورتیک، یک جریان صوتی نیز ایجاد شده که این جریان باعث ایجاد گردابه‌هایی درون سیال می‌شود. این گردابه‌ها با چرخشی کردن جریان سیال به امواج صوتی در جداسازی ذرات کمک می‌کنند. همچنین آن‌ها به بررسی رابطه بین توان ورودی و دبی جریان ذرات با میزان انحراف آن‌ها از مسیر اولیه خود پرداخته و مشاهده کردند که در دبی ثابت با افزایش توان ورودی به دلیل افزایش مقدار انرژی موج صوتی، مقدار انحراف ذرات از مسیر اولیه خود نیز افزایش می‌یابد. آن‌ها در سال ۲۰۱۵ [۴] توانستند با استفاده از امواج صوتی سطحی متحرک تغییرات غلظت در ترکیبات شیمیایی را کنترل کنند. پس از انجام آزمایش مشاهده کردند که جریان صوتی ایجاد شده درون سیال توسط امواج صوتی می‌تواند غلظت ترکیبات شیمیایی را تغییر دهد. نتایج آن‌ها نشان می‌داد هرچه عرض میکروکانال بیشتر شود، غلظت ترکیبات شیمیایی کاهش می‌یابد زیرا جریان صوتی سرعت زیادی پیدا کرده و در برابر مخلوط شدن ترکیب شیمیایی مقاومت کرده و در نتیجه باعث کاهش غلظت ترکیب می‌شود. در سال ۲۰۱۷ یونگ و همکاران [۶] به بررسی جداسازی سلول‌های MDCK به قطر ۸ میکرون از سلول‌های K562 به قطر ۵ میکرون در حضور موج صوتی سطحی متحرک پرداختند. آن‌ها به جای استفاده از یک میکروکانال ثابت، از میکروکانالی که دارای شیار شیب‌داری بوده است، استفاده کردند. نتایج آن‌ها نشان می‌داد هرچه شیار شیب‌دار عریض‌تر باشد، قدرت کمتری برای جداسازی لازم بوده و بهترین نتیجه در شیاری با ارتفاع ۲۵ میکرومتر اتفاق افتاده است. همچنین با تغییر شکل در طراحی شیار می‌توان خلوص ذرات را در خروجی افزایش داد.

تمامی مطالعات انجام شده تا به حال بر روی ذرات با ابعاد میکرون و درون آزمایشگاه به صورت آزمایشگاهی بوده‌اند. در پایان نامه پیش‌رو مسیر حرکت و جداسازی ذرات در حضور میدان صوتی، به صورت عددی درون نرم افزار کامسول انجام شده و ذرات استفاده شده در این پایان‌نامه همگی دارای ابعاد نانومتر می‌باشند.

# فصل سوم:

## معادلات حاکم بر مسئله و شرایط

مرزی

### ۱-۳- معادلات حاکم

در شبیه سازی پیش رو از چهار معادله مختلف در هر دامنه محاسباتی به صورت مستقل و کوپلاژ استفاده شده است. به دلیل حضور موج صوتی در شبیه سازی، از معادله موج صوتی یا معادله هلمهولتز استفاده شده است. به دلیل استفاده از ماده پیزوالکتریک و ایجاد ولتاژ در آن از دستگاه معادله پیزوالکتریک خطی که شامل معادله تنش- کرنش برای حرکت مکانیکی و معادله ماکسول برای میدان الکتریکی می باشد استفاده شده است. در شبیه سازی مسیر حرکت ذره و مقدار نیرو های اعمال شده به آن از معادله قانون دوم نیوتون استفاده شده است.

#### ۱-۱-۳- معادله هلمهولتز

معادله موج صوتی یا همان معادله هلمهولتز با در نظر گرفتن میرایی صوتی به صورت زیر تعریف می شود.

$$\nabla \cdot \left( -\frac{1}{\rho_c} (\nabla p_t - q_d) \right) - \frac{k_{eq}^2 p_t}{\rho_c} = Q_m \quad (3-1)$$

ترم های مختلف معادله هلمهولتز به صورت زیر تعریف می شود:

$\rho_c$  معرف چگالی،  $p$  معرف فشار موج صوتی،  $q_d$  معرف منبع دو قطبی،  $k_{eq}$  معرف عدد موج کلی و  $Q_m$  معرف منبع تک قطبی

مقدار  $\rho_c$  از رابطه زیر قابل محاسبه می باشد.

$$\rho_c = \frac{\rho c^2}{c_c^2} \quad (3-2)$$

مقدار عدد موج از رابطه زیر قابل محاسبه می باشد.

$$k_{eq}^2 = \left( \frac{\omega}{c_c} \right)^2 - k_z^2 \quad (3-3)$$

در رابطه بالا،  $\omega$  معرف فرکانس زاویه ای،  $c_c$  معرف سرعت صوت و  $k_z$  معرف عدد موج خارج صفحه می باشد.

مقدار سرعت صوت ( $c_c$ ) از رابطه زیر قابل محاسبه می باشد.

$$c_c = \frac{\omega}{k} \quad (3-4)$$

$$k = \frac{\omega}{c} - i\alpha \quad (3-5)$$

$Q_m$  یا منبع تک قطبی یک منبع خارجی مانند حرارت می باشد که می تواند بر روی موج صوتی تاثیر بگذارد.

$q_d$  یا منبع دو قطبی یک منبع خارجی مانند نیروی های حجمی درون دامنه محاسباتی می باشد که می تواند بر روی موج صوتی اثر گذار باشد.

در شبیه سازی پیش رو به دلیل آن که از حرارت صرف نظر شده و درون دامنه حل از هیچ نیروی خارجی استفاده

نشده است، مقادیر  $Q_m$  و  $q_d$  صفر می باشند. همچنین به دلیل عدم وجود هیچ گونه موج خارج صفحه ای، عدد

این موج یا همان مقدار  $k_z$  صفر می باشد. در رابطه (3-5)،  $\alpha$  ضریب میرایی صوتی می باشد.

با قرار دادن روابط (3-4) و (3-5) در معادله هلمهولتز و ساده سازی، این معادله به صورت زیر بازنویسی می شود

[3]:

$$\frac{1}{\rho_i^*} \nabla^2 p - \frac{\omega^2 p}{\rho_i c_i^2} = 0 \quad (3-6)$$

$$\rho_i^* = \frac{\rho_i c_i^2}{\omega^2} \left( \frac{\omega}{c_i} - j \ln(10) \frac{\alpha_i}{20} \right)^2 \quad (3-7)$$

### ۲-۱-۳- دستگاه معادله پیزوالکتریک خطی

دستگاه معادله پیزوالکتریک خطی شامل معادله تنش- کرنش برای حرکت مکانیکی و معادله ماکسول برای میدان الکتریکی درون ماده پیزوالکتریک می باشد. این دستگاه معادله به صورت زیر تعریف می شود [۳]:

$$\left\{ \begin{array}{l} T = C_E \cdot S - e^{tr} \cdot E \\ D = e \cdot S + \epsilon \cdot E \end{array} \right. \quad (3-8)$$

در دستگاه معادله (۳-۸)،  $T$  معرف بردار تنش مکانیکی،  $C_E$  معرف ماتریس الاستیسیته،  $S$  معرف بردار کرنش،  $e$  معرف ماتریس تنش پیزوالکتریک،  $E$  معرف بردار میدان الکتریکی،  $D$  معرف بردار جابجایی الکتریکی و  $\epsilon$  معرف ماتریس دی الکتریک می باشد.

عامل کوپلاژ دو معادله تنش-کرنش و ماکسول در دستگاه معادله بالا، ماتریس تنش پیزوالکتریک می باشد.

### ۳-۱-۳- معادله قانون دوم نیوتون

در شبیه سازی مسیر حرکت ذره و مقادیر نیروهای اعمال شده به آن از این معادله استفاده شده است. این معادله به صورت زیر تعریف می شود [۳]:

$$\frac{d(m_p v)}{dt} = F_t \quad (3-9)$$

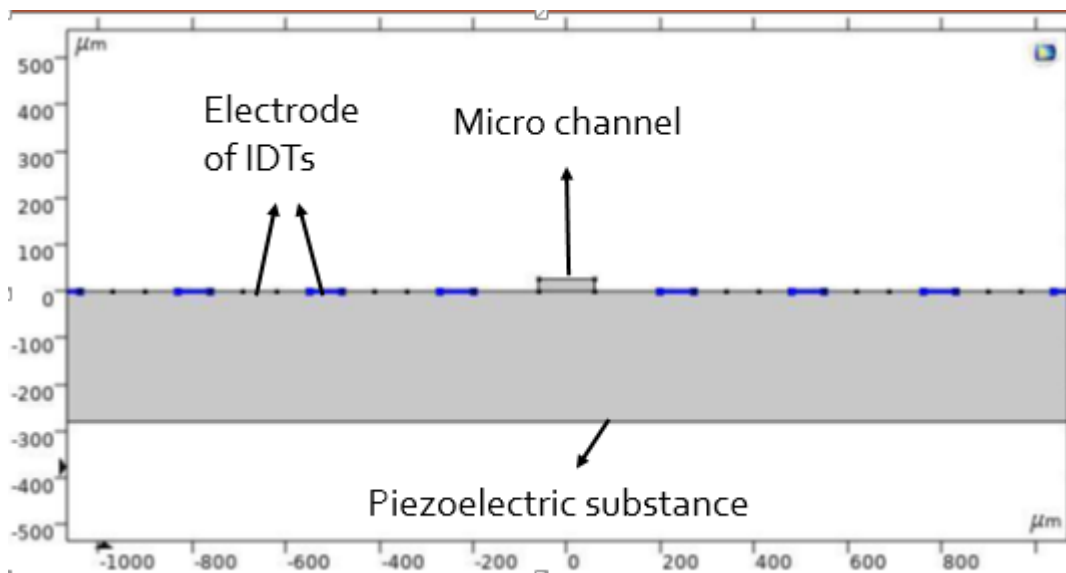
در معادله (3-9)،  $F_t$  معرف مجموع نیرو های وارد شده به ذره می باشد. در شبیه سازی پیش رو سه نیروی درگ استوکس، آکوستوفورتیک و گرانشی به ذره اعمال می شود. بنابراین معادله بالا به صورت زیر بازنویسی می شود [3]:

$$m_{p,k} \frac{dv_k}{dt} = \langle F_{ac} \rangle_k + F_{Drag,k} + F_{G,k} \quad (3-10)$$

در معادله (3-10)،  $F_{ac}$  معرف نیروی آکوستوفورتیک،  $F_{Drag}$  معرف نیروی درگ استوکس و  $F_G$  معرف نیروی گرانشی اعمال شده به ذره می باشد. زیروند  $k$  نشان دهنده ذره  $k$  ام می باشد.

## ۲-۳- هندسه شبیه سازی

برای شبیه سازی از دو مستطیل قرار گرفته بر روی یکدیگر، یکی به عنوان میکروکانال و دیگری به عنوان ماده پیزوالکتریک درون نرم افزار کامسول استفاده شده است. میکروکانال دارای عرض ۱۲۰ میکرومتر و ارتفاع ۲۵ میکرومتر می باشد. از آن جایی که القاگر های صوتی دارای ضخامت نبوده و بر روی ماده پیزوالکتریک به روش لیتروگرافی حک شده اند برای مدل سازی آن ها از پاره خط هایی بر روی سطح ماده پیزوالکتریک استفاده شده است. عرض شانه های القاگر ها ۷۰ میکرومتر بوده و گام شانه ها ۲۸۰ میکرومتر می باشد. بنابراین در مدل سازی القاگر ها از پاره خط هایی به طول ۷۰ میکرومتر و با فاصله ۷۰ میکرومتر از یکدیگر استفاده شده است. هر کدام از القاگر ها دارای ۲۰ جفت شانه می باشند.



شکل ۳-۱: شماتیک هندسه میکروکانال و ماده پیزوالکتریک درون نرم افزار

### ۳-۳-۳-شرایط مرزی

#### ۳-۳-۱-دامنه محاسباتی میکروکانال

برای حل این دامنه به دلیل وجود میدان صوتی از معادله هلمهولتز که همان معادله موج صوتی می باشد استفاده شده است. درون میکروکانال از سیال آب به عنوان بستر ذرات استفاده شده است. دلیل استفاده از آب آن است که فاکتور کنتراست صوتی آن صفر بوده در نتیجه هیچ نیروی آکوستوفرتیکی به اجزای آن اعمال نمی شود. سه طرف میکروکانال که در ارتباط با هوا می باشد دارای شرط مرزی عایق صوتی به منظور جلوگیری از خروج موج صوتی در نظر گرفته شده است. معادله مربوط به این شرط مرزی به صورت زیر می باشد [۳]:

$$\mathbf{n} \cdot \left( -\frac{\nabla \mathbf{p}}{\rho_i^*} \right) = 0 \quad (3-11)$$



مرز مشترک میکروکانال و ماده پیزوالکتریک دارای شرط مرزی شتابی می باشد که خود نرم افزار آن را به عنوان مرز مالتی فیزیک در نظر گرفته و معادله زیر را برای آن حل می کند [۳]:

$$\mathbf{n} \cdot \left( -\frac{\nabla p}{\rho_i^*} \right) = a_n \quad (3-12)$$

### ۲-۳-۳- دامنه محاسباتی ماده پیزوالکتریک

از ماده لیتیم نیوبیت به عنوان ماده پیزوالکتریک برای این دامنه محاسباتی استفاده شده است. برای حل این دامنه به دلیل وجود حرکت مکانیکی و ولتاژ الکتریکی از دستگاه معادلات پیزوالکتریک خطی که شامل معادله تنش-کرنش و معادله ماکسول می باشد استفاده شده است. مرز زیرین و دو مرز اطراف ماده پیزوالکتریک دارای شرط مرزی ثابت شده یا به اصطلاح فیکس می باشد [۳]:

$$u = 0 \quad (3-13)$$

همچنین تمامی مرزهای ماده پیزوالکتریک به جز قسمت های مشخص شده به عنوان شانه های القاگر های صوتی، دارای شرط مرزی عایق الکتریکی نیز می باشند. رابطه این شرط مرزی به صورت زیر است [۳]:

$$\mathbf{n} \cdot \mathbf{D} = 0 \quad (3-14)$$

برای ایجاد امواج صوتی سطحی توسط القاگر های صوتی باید به شانه های القاگر ها ولتاژ الکتریکی از نوع سینوسی اعمال شود. برای مدل سازی این ولتاژ، به شانه های القاگر های صوتی به صورت یکی در میان ولتاژ ۰ و ۱۶ ولت داده شده است و با استفاده از یک حلگر فرکانسی، این ولتاژ تبدیل به یک ولتاژ سینوسی می شود.

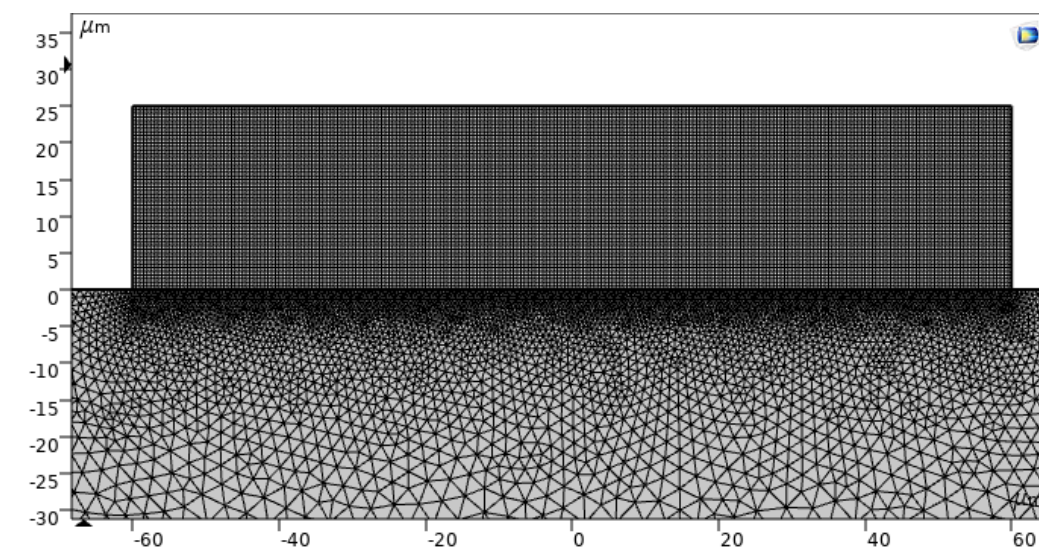


# فصل چهارم:

## تحليل و بررسی نتایج

## ۴-۱- بررسی استقلال حل عددی از شبکه محاسباتی

اولین قدم در حل مناسب معادلات، شبکه بندی دامنه محاسباتی است. در دینامیک سیالات محاسباتی عموماً دو نوع شبکه بندی شامل شبکه بندی با ساختار و شبکه بندی بی ساختار وجود دارد. عموماً در شبکه بندی های با ساختار، ساختار اطلاعاتی در شبکه واضح بوده و همسایگی ها در آن مشخص و قانونمند است. در این نوع شبکه بندی ها حجم محاسبات کمتر شده و حجم ذخیره سازی اطلاعات در هنگام حل معادلات کاهش می یابد. در شبکه بندی بی ساختار همسایگی ها مشخص و قانونمند نیست. از این رو این شبکه بندی نیازمند حجم بالای ذخیره سازی اطلاعات برای حل معادله است. عموماً استفاده از شبکه بندی با ساختار در هندسه های پیچیده مشکل بوده و با دشواری های فراوانی همراه است. لذا اغلب در هندسه های ساده ایجاد شبکه بندی با ساختار راحت تر است سعی می شود از این نوع شبکه بندی استفاده شود. در شبکه بندی تحقیق حاضر از هر دو نوع مدل با ساختار و بی ساختار استفاده شده است. در دامنه میکروکانال به دلیل ایجاد موج صوتی و مکان اصلی جداسازی ذرات از یکدیگر، از شبکه مربعی شکل با ساختار استفاده شده و در دامنه ماده پیزوالکتریک از یک شبکه مثلثی شکل بی ساختار که توسط خود نرم افزار ایجاد شده استفاده شده است.

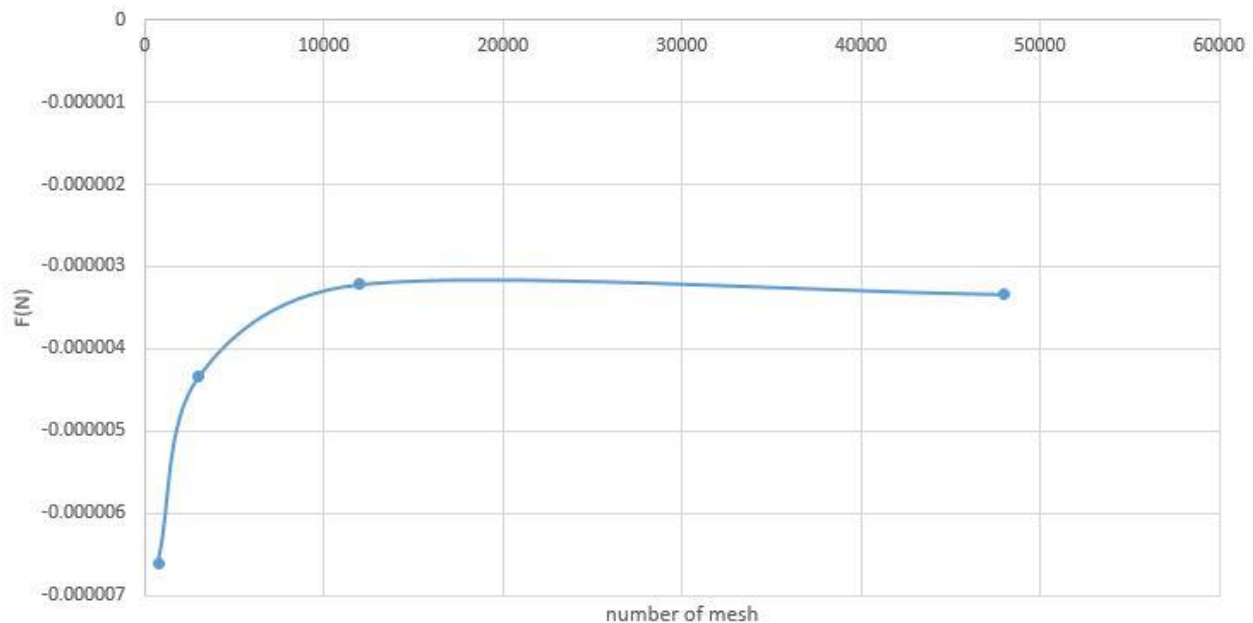


شک ۴-۱: نحوه شبکه بندی میکروکانال و ماده پیزوالکتریک

برای بررسی استقلال حل عددی از شبکه محاسباتی، مقدار نیروی آکوستوفورتیک وارد شده در جهت عرض میکروکانال برای یک ذره در یک نقطه خاص با استفاده از شبکه هایی با اندازه های متفاوت مورد بررسی قرار گرفته است. اطلاعات شبکه های استفاده شده در این بررسی در جدول زیر می باشد.

جدول ۴-۱: مشخصات شبکه بندی دامنه میکروکانال

اندازه هر سلول ( $\mu\text{m}$ )	۲	۱	۰/۵	۰/۲۵
تعداد کل سلول ها	۷۵۰	۳۰۰۰	۱۲۰۰۰	۴۸۰۰۰



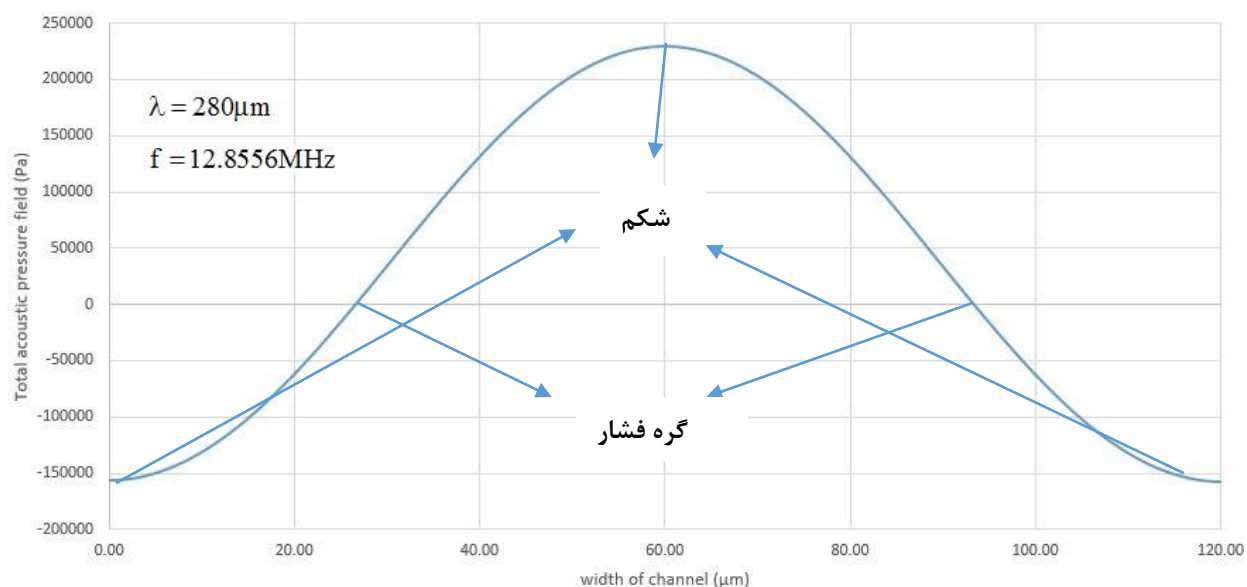
شکل ۴-۲: نمودار استقلال حل عددی از شبکه محاسباتی

با توجه به شکل (۴-۲)، مقدار نیروی آکوستوفورتیک وارد شده به ذره از شبکه ای با اندازه سلول های ۰/۵ میکرون به بعد دیگر تغییری نداشته است. در نتیجه استفاده از شبکه ای کوچکتر از شبکه فوق فقط باعث بالا رفتن زمان

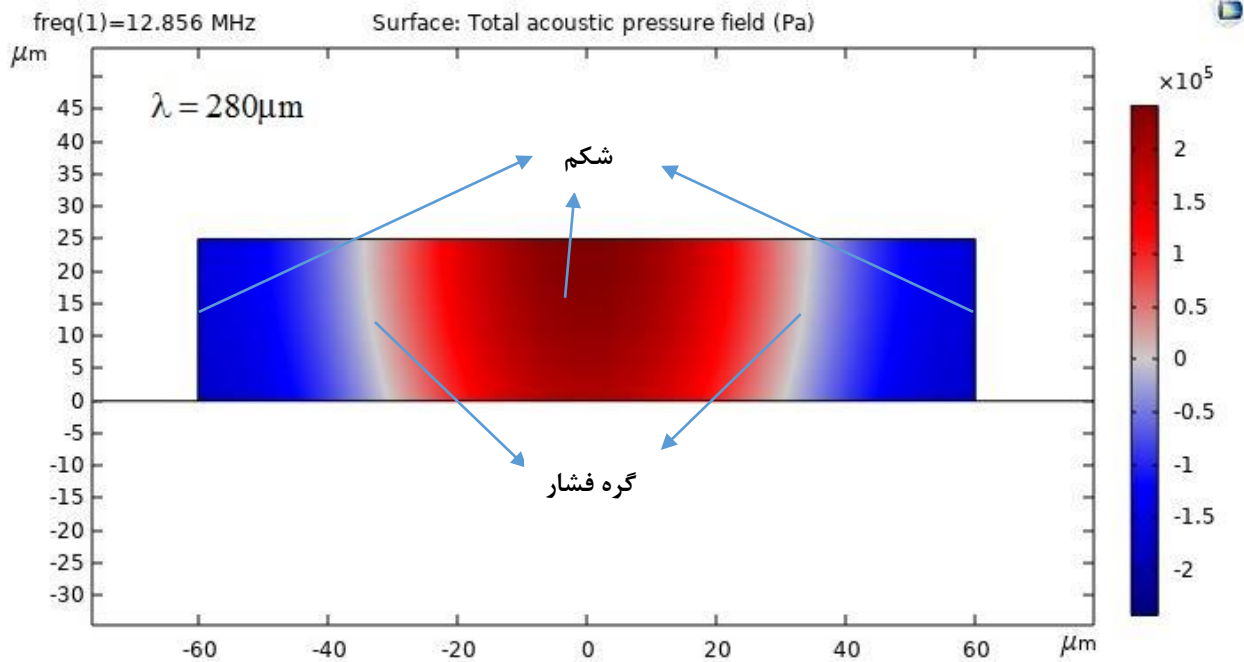
حل و ذخیره سازی اطلاعات می شود. بنابراین می توان از شبکه ای با اندازه ۰/۵ میکرون برای انجام شبیه سازی استفاده کرد.

## ۲-۴- نتایج شبیه سازی موج و میدان فشار حاصل از موج صوتی

پس از رسم هندسه، مشخص کردن معادلات مربوط به هر دامنه حل، اعمال شرایط مرزی و ایجاد شبکه بندی دامنه حل محاسباتی درون نرم افزار کامسول، عملیات شبیه سازی انجام شده است. برای شبیه سازی موج صوتی از یک حلگر فرکانسی با فرکانس ۱۲/۸۵۵۶ مگاهرتز استفاده شده است. مقدار فرکانس ذکر شده مطابق با فرکانس استفاده شده در شبیه سازی جو و همکاران در سال ۲۰۱۵ و مطابق با ابعاد هندسی میکروکانال می باشد. پس از شبیه سازی نتایج زیر به دست آمده است.

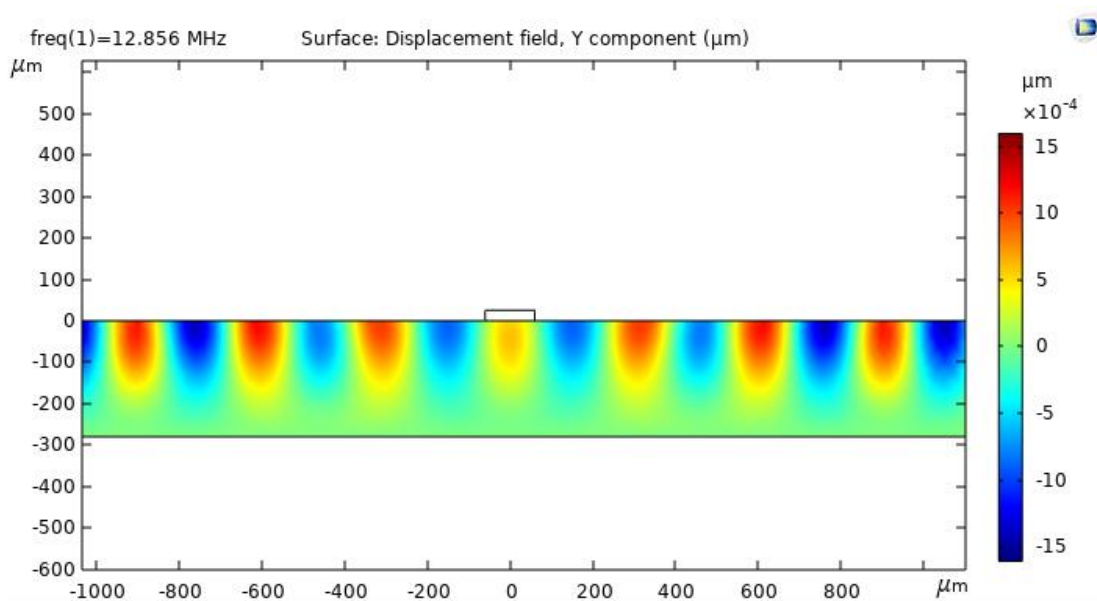


شکل ۳-۴: شکل موج صوتی ایجاد شده درون میکروکانال



شکل ۴-۴: میدان فشار صوتی درون میکروکانال

مطابق شکل (۴-۴)، موج صوتی ایجاد شده درون سیال با توجه به عرض میکروکانال دارای دو گره و سه شکم فشاری می باشد. مکان هایی که فشار صفر می باشد گره فشاری و مکان هایی که فشار بیشینه می باشد شکم فشاری هستند. بنابراین مطابق شکل بالا، نقطه هایی با طول از مبدا ۲۶ و ۹۴ گره فشاری و نقاطی با طول از مبدا های ۰، ۶۰ و ۱۲۰ شکم های فشاری می باشند. به طور کلی می توان گفت در وسط و روی دیواره های میکروکانال شکم و در ما بین این نقاط گره فشار ایجاد شده است. انتظار می رود در مرحله جداسازی، ذرات به دلیل دارا بودن فاکتور کنتراست صوتی مثبت در گره های فشار متمرکز شوند. لازم به توضیح است که مرکز میکروکانال درون نرم افزار دارای طول از مبدا صفر است به عبارت دیگر به دلیل وجود تقارن درون میکروکانال، مرکز آن بر روی نقطه صفر قرار دارد.



شکل ۴-۵: مقدار جابجایی سطح ماده پیزوالکتریک در جهت عمود بر مسیر حرکت موج صوتی

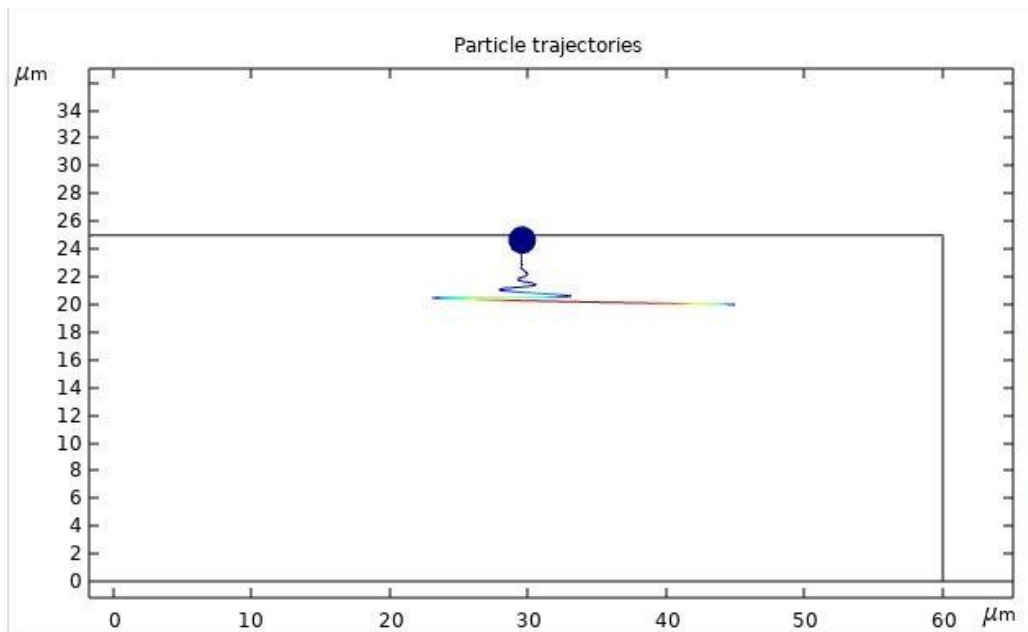
شکل (۴-۵) مقدار جا به جایی سطح ماده پیزوالکتریک را نشان می دهد. مطابق شکل موج پس از تولید توسط القاگر های صوتی، در سطح ماده پیزوالکتریک شروع به حرکت کرده و به سمت میکروکانال پیشروی می کند.

### ۳-۴- نتایج شبیه سازی رهاسازی ذره از مکان های مختلف

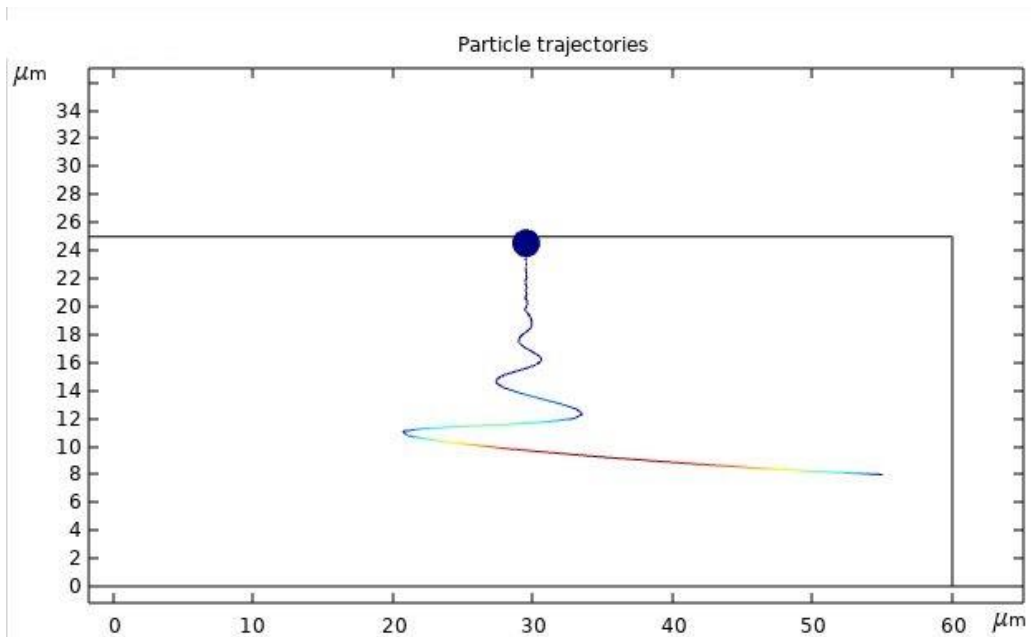
در این مرحله، پس از شبیه سازی موج صوتی و میدان فشار حاصل از آن درون سیال، شبیه سازی مسیر حرکت ذره انجام می شود. برای انجام این کار از یک ذره پلی استایرن به قطر  $0.2$  میکرون و چگالی  $1050$  کیلوگرم بر متر مکعب استفاده شده است. پس از اضافه کردن ماژول ردیابی ذره درون نرم افزار، انتخاب رابطه قانون دوم نیوتون درون دامنه سیال و انتخاب دو نیروی درگ استوکس و آکوستوفورتیک برای طرف دوم آن، عملیات شبیه سازی مسیر حرکت ذره آغاز می شود. برای این مرحله از شبیه سازی از یک حلگر وابسته به زمان با فاصله زمانی



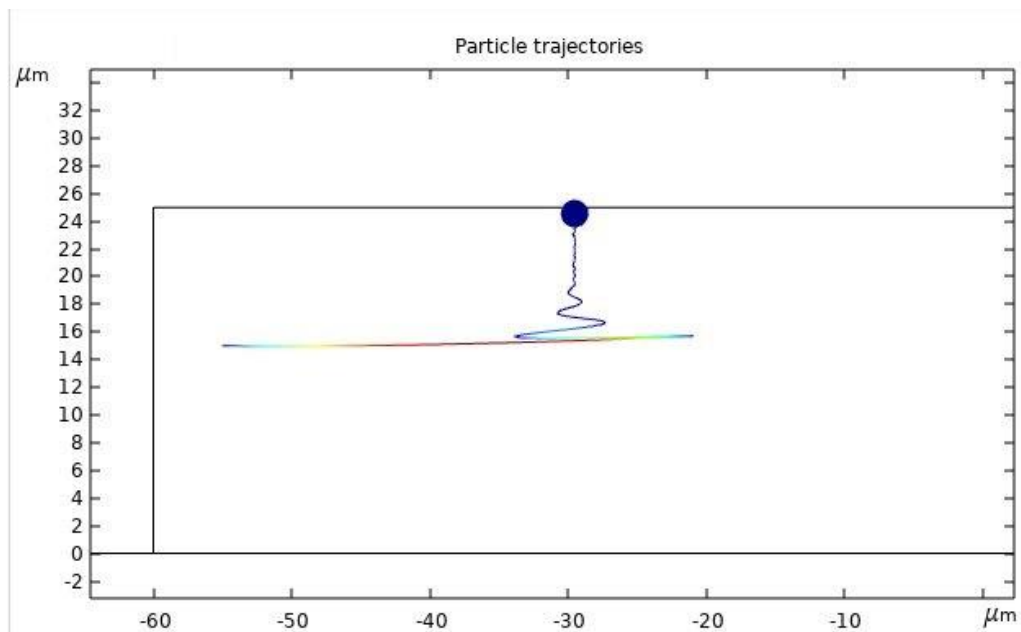
۰/۲۵ نانو ثانیه استفاده شده است. در این شبیه سازی ذره پلی استایرن به ترتیب از سه نقطه با مشخصات (۴۵ و ۲۰)، (۵۵ و ۸) و (۵۵ و ۱۵) رها شده است. پس از شبیه سازی نتایج زیر به دست آمده است.



شکل ۴-۶: مسیر حرکت ذره پس از رهاسازی از نقطه (۴۵ و ۲۰)



شکل ۴-۷: مسیر حرکت ذره پس از رهاسازی از نقطه (۵۵ و ۸)



شکل ۴-۸: مسیر حرکت ذره پس از رهاسازی از نقطه (۱۵ و ۵۵-)

مطابق شکل های (۴-۶) و (۴-۷) به دلیل نزدیک بودن ذره به گره فشار سمت راست، ذره به محض رها شدن به سمت گره فشار سمت راست حرکت کرده و درون آن متمرکز می شود. مطابق شکل (۴-۸) به دلیل رهاسازی ذره از سمت چپ میکروکانال و نزدیک بودن آن به گره فشار سمت چپ، ذره پس از رهاسازی به سمت گره فشار نزدیک خود حرکت کرده و درون آن متمرکز می شود. همانطور که در تمامی اشکال بالا مشهود است، ذرات پس از رهاسازی از هر نقطه ای درون میکروکانال علاوه بر حرکت در جهت عرض میکروکانال، در جهت ارتفاع میکروکانال نیز حرکت می کنند. حرکت آن ها در جهت ارتفاع به دو دلیل می باشد:

(۱) جریان دائم بستر سیال و حرکت رو به جلوی آن باعث بالا رفتن ذره به سمت سقف میکروکانال می شود.

(۲) بخش عمودی نیروی آکوستوفورتیک که از ته نشینی ذرات در کف میکروکانال جلوگیری می کند.

همانطور که در فصل دوم بیان شد، موج پس از انتشار در سطح ماده پیزوالکتریک، زمانی که به میکروکانال می رسد، به دلیل اختلاف سرعت صوت درون ماده پیزوالکتریک و سیال، تحت زاویه رایلی وارد آن می شود. به همین

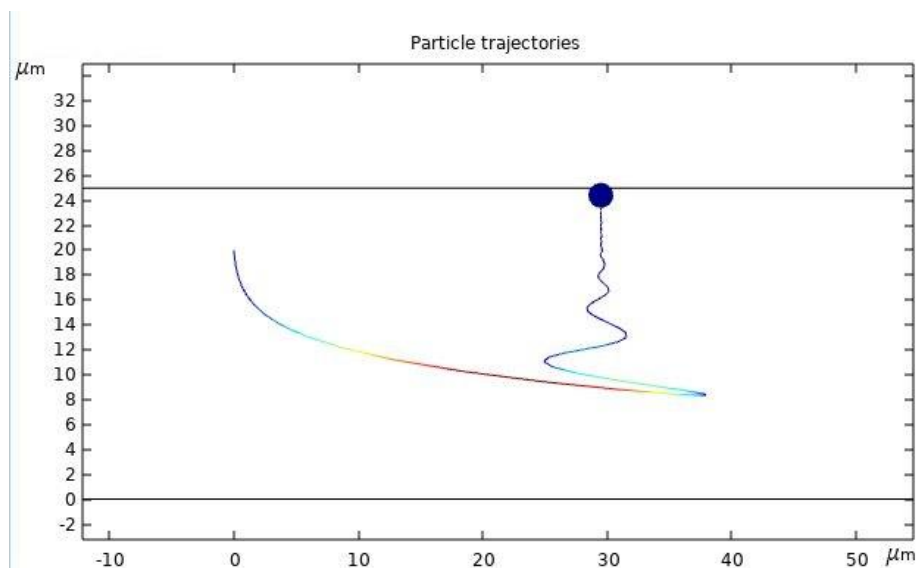
دلیل نیروی آکوستوفورتیک به دو بخش افقی و عمودی تجذیه می شود. حرکت عرضی ذرات در شکل های فوق ناشی از بخش افقی و حرکت در جهت ارتفاع میکروکانال ناشی از بخش عمودی نیروی آکوستوفورتیک می باشد. شبیه سازی فوق به دو دلیل انجام شد:

(۱) مشخص شدن مسیر حرکت ذره و نحوه متمرکز شدن آن درون گره فشار

(۲) اثبات عدم وابستگی محل اولیه رهاسازی ذره در نحوه متمرکز سازی

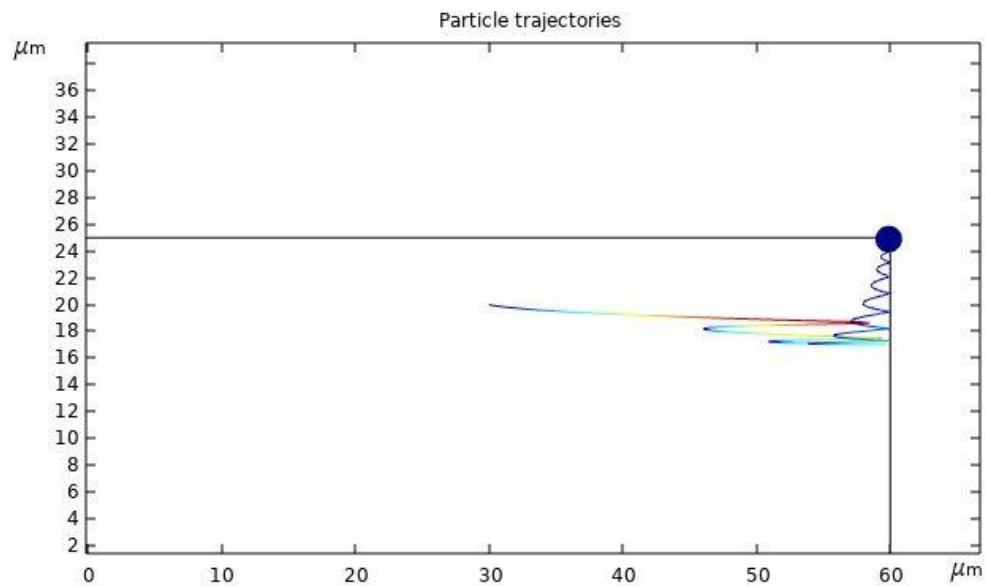
لازم به ذکر است که انتخاب نقاط اولیه رهاسازی ذره به صورت کاملا رندوم گونه و بدون توجه به نکته خاصی بوده است.

در حین شبیه سازی فوق با توجه به مقارن بودن محل گره های فشار نسبت به مرکز میکروکانال سوال مهمی مطرح شد که اگر ذره دقیقا از مرکز میکروکانال رها شود به سمت کدام گره فشار حرکت کرده و در آن متمرکز می شود؟ برای مشخص شدن پاسخ این سوال شبیه سازی دیگری انجام شد و اینبار ذره دقیقا از وسط میکروکانال و از نقطه ای با مشخصات (۰،۲۰) رها شد. نتیجه این شبیه سازی به صورت زیر به دست آمد.



شکل ۴-۹: مسیر حرکت ذره پس از رهاسازی از نقطه (۰،۲۰)

مطابق شکل (۹-۴) ذره پس از رهاسازی از نقطه وسط میکروکانال به سمت گره فشار سمت راست خود منحرف شده و در آن متمرکز می شود. دلیل آن را می توان انتخاب کوتاه ترین مسیر حرکت توسط ذره برای پایدار شدن در گره فشار بیان کرد. بر طبق قوانین فیزیک ذره تمایل دارد تا کمترین میزان انرژی را برای رسیدن به گره فشار مصرف کند. مشابه شبیه سازی فوق، شبیه سازی دیگری برای ذره ای با فاکتور کنتراست صوتی منفی انجام شد. این بار از ذره ای روغنی با چگالی ۸۰۰ کیلوگرم بر متر مکعب و قطر ۰/۲ میکرون برای شبیه سازی استفاده شده است. اینبار نقطه رهاسازی ذره، نقطه وسط دو شکم فشاری انتخاب شده است. مختصات این نقطه، (۲۰ و ۳۰) می باشد. نتیجه شبیه سازی به صورت زیر به دست آمده است.



شکل ۴-۱۰: مسیر حرکت ذره پس از رهاسازی از نقطه (۲۰ و ۳۰)

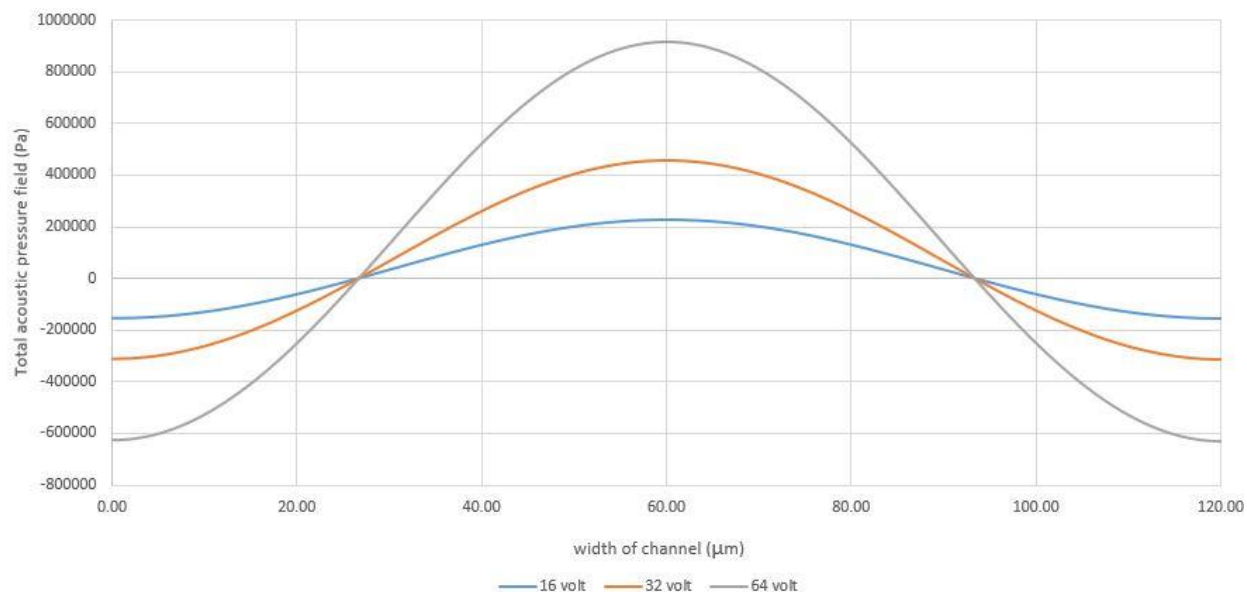
مطابق شکل (۱۰-۴)، ذره با توجه به این که از نقطه وسط دو شکم رها می شود، باز هم به سمت شکم سمت راست خود منحرف شده و در آن متمرکز می شود. نتیجه فوق مجدداً مبین انتخاب کوتاه ترین مسیر توسط ذره برای پایدار شدن در شکم فشار می باشد.

#### ۴-۴-نتایج بررسی پارامتر های موثر بر میزان نیروی آکوستوفورتیک

در این مرحله، پس از اثبات عدم وابستگی محل اولیه ذره در نحوه متمرکز سازی آن، به مطالعه پیرامون پارامتر های موثر بر مقدار نیروی آکوستوفورتیک میپردازیم. بر طبق فرمول نیروی آکوستوفورتیک، پارامتر های موثر بر آن، دامنه فشار موج صوتی، قطر ذرات و چگالی ذرات می باشد. در ادامه تاثیر هر کدام از این پارامتر ها بر مقدار نیروی آکوستوفورتیک به صورت جداگانه بررسی میشود. در هر مرحله از شبیه سازی دو عامل از سه عامل فوق ثابت و عاملی که مورد مطالعه قرار گرفته شده است متغیر میباشد.

#### ۴-۴-۱-نتایج مطالعه تاثیر پارامتر دامنه فشار موج صوتی بر مقدار نیروی آکوستوفورتیک

در این قسمت از شبیه سازی، عامل متغیر، مقدار ولتاژ وارده بر القاگر های صوتی می باشد. انتظار می رود هر چه مقدار این ولتاژ بیشتر شود، شدت نوسان شانه های القاگر ها برای ایجاد موج صوتی سطحی بیشتر شده و در نتیجه باعث افزایش فشار موج صوتی درون دامنه سیال شود. طبق فرمول نیروی آکوستوفورتیک پارامتر دامنه فشار موج صوتی رابطه مستقیم با مقدار نیروی آکوستوفورتیک ایجاد شده دارد. بنابراین انتظار می رود با افزایش ولتاژ وارده بر القاگر های صوتی، مقدار دامنه فشار موج صوتی درون سیال افزایش یافته و در نتیجه مقدار نیروی آکوستوفورتیک نیز افزایش یابد. برای انجام این شبیه سازی از سه ولتاژ انتخابی ۱۶، ۳۲ و ۶۴ ولتی و از یک حلگر فرکانسی استفاده شده است. فرکانس انتخاب شده مطابق با ابعاد کانال بوده و مقدار آن ۱۲,۸۵۵۶ مگاهرتز میباشد. در هر مرحله، یک ولتاژ انتخاب شده و پس از انجام شبیه سازی شکل موج صوتی مربوط به آن رسم شده است. نتایج این شبیه سازی به صورت زیر می باشد.



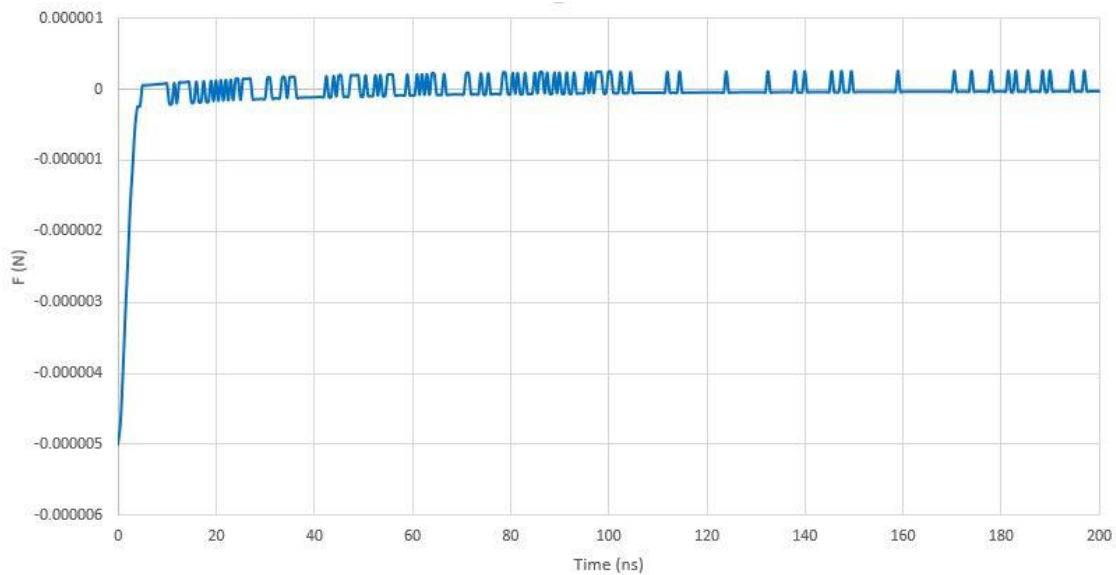
شکل ۴-۱۱: نمودار مقایسه سه شکل موج با ولتاژهای ورودی ۱۶، ۳۲ و ۶۴ ولت

با توجه به نمودار (۴-۱۱) می توان گفت هرچه مقدار پتانسیل الکتریکی افزایش یابد مقدار دامنه فشار موج صوتی افزایش یافته و مطابق رابطه نیروی آکوستوفورتیک، مقدار این نیرو نیز افزایش می یابد. همچنین مطابق نمودار (۴-۱۱) می توان گفت افزایش مقدار ولتاژ الکتریکی رابطه متناسبی با افزایش دامنه موج صوتی دارد به این ترتیب که با دو برابر شدن مقدار ولتاژ، مقدار دامنه فشار موج صوتی نیز دو برابر شده است. همچنین می توان نتیجه گرفت تاثیر افزایش ولتاژ الکتریکی بر موج صوتی سطحی ایجاد شده درون کانال، فقط بر روی دامنه آن می باشد.

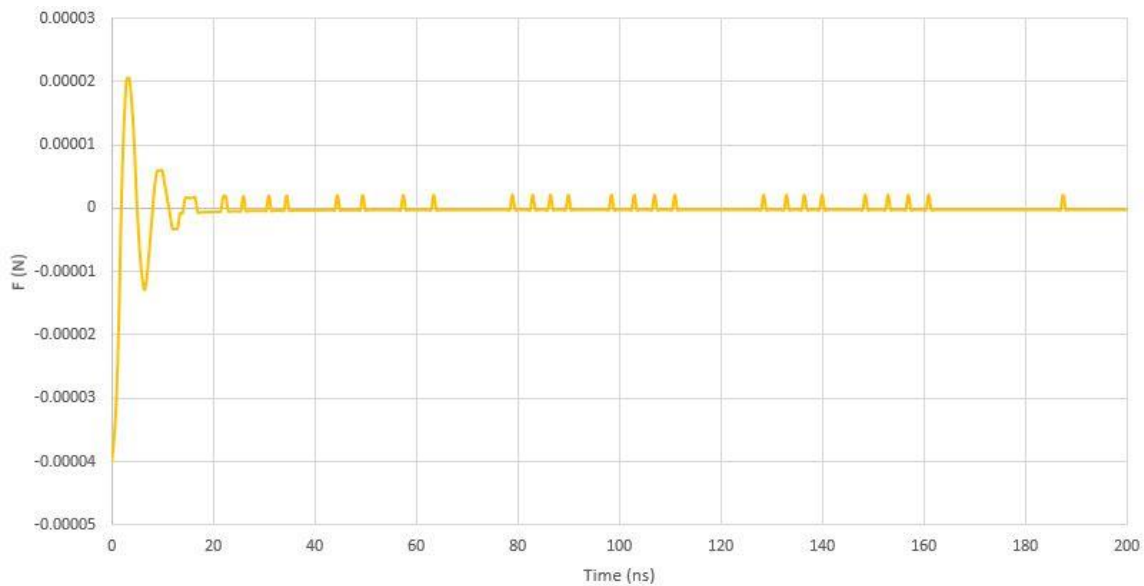
## ۲-۴-۴- نتایج مطالعه تاثیر پارامتر قطر ذره بر مقدار نیروی آکوستوفورتیک

پس از بررسی تاثیر پارامتر دامنه فشار موج صوتی، به بررسی تاثیر پارامتر قطر ذره بر روی مقدار نیروی آکوستوفورتیک می پردازیم. مطابق رابطه نیروی آکوستوفورتیک، هرچه قطر ذره بزرگتر باشد، نیروی آکوستوفورتیک بیشتری را دریافت می کند زیرا بر طبق این رابطه، مقدار نیرو با توان سوم قطر ذره متناسب است. به عبارت دیگر با دو برابر شدن قطر ذره، مقدار نیرو تقریباً هشت برابر خواهد شد. در این مرحله از شبیه سازی،

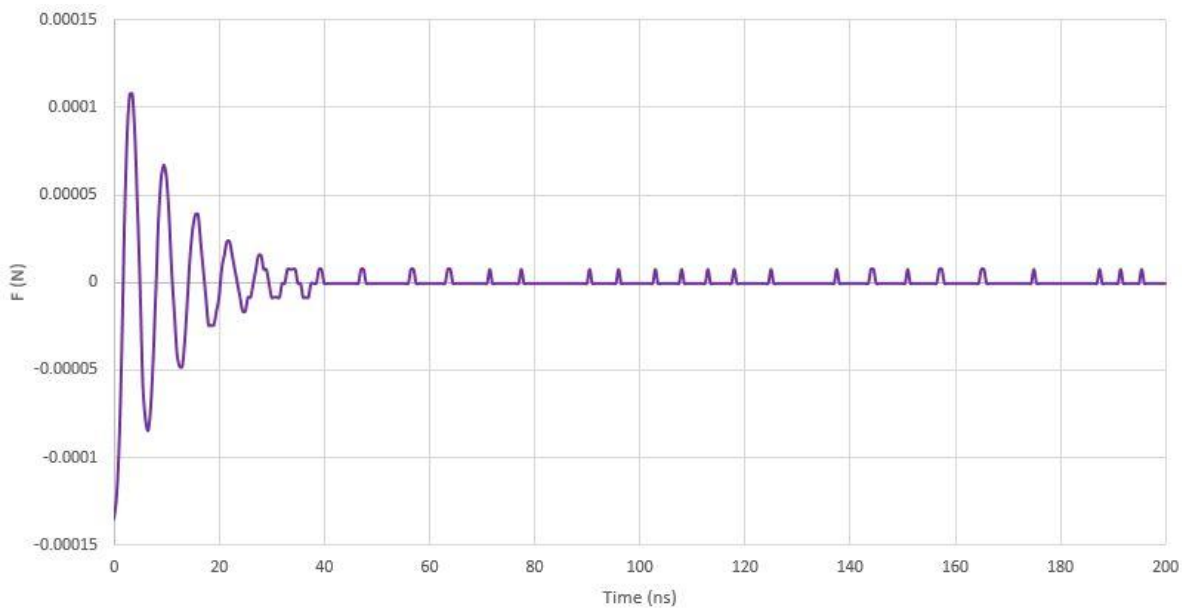
مقدار نیروی آکوستوفورتیک در جهت X یا عرض کانال مورد مطالعه بوده است زیرا بر طبق مباحث گفته شده در فصل دوم، بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک وظیفه اصلی جداسازی ذرات از یکدیگر را بر عهده دارد. هرچه مقدار این نیرو بیشتر شود ذرات زودتر در گره یا شکم های فشاری متمرکز شده و از یکدیگر جدا می شوند. برای انجام این قسمت از شبیه سازی از ذرات پلی استایرن با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب با قطر های متفاوت ۰,۱، ۰,۲، ۰,۳، ۰,۴ و ۰,۵ میکرون استفاده شده است. حلگر استفاده شده در این قسمت از شبیه سازی، یک حلگر وابسته به زمان با گام زمانی ۰,۵ نانوثانیه می باشد. در شبیه سازی پیش رو دو عامل چگالی و پتانسیل الکتریکی در تمامی مراحل شبیه سازی ثابت بوده و عامل متغیر، قطر ذره می باشد. در تمامی مراحل ولتاژ ورودی به القاگر های صوتی، از نوع سینوسی با مقدار ۱۶ ولت بوده و فرکانس آن ۱۲,۸۵۵۶ مگاهرتز متناسب با ابعاد میکروکانال می باشد. نتایج این قسمت از شبیه سازی به صورت زیر است.



شکل ۴-۱۲: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۱ میکرونی

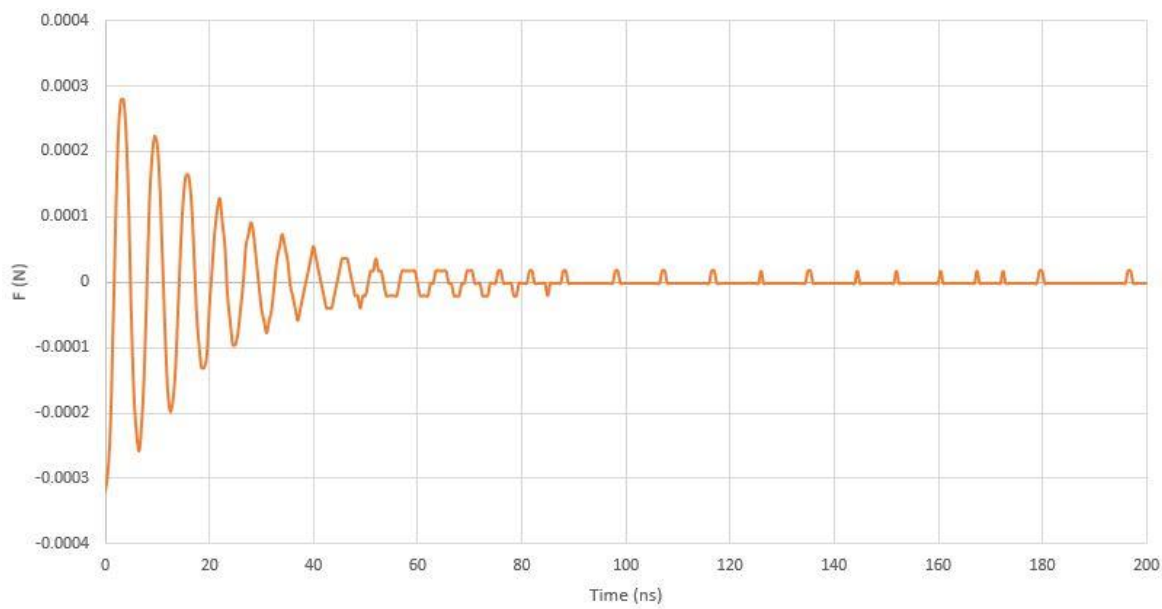


شکل ۴-۱۳: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۲ میکرونی

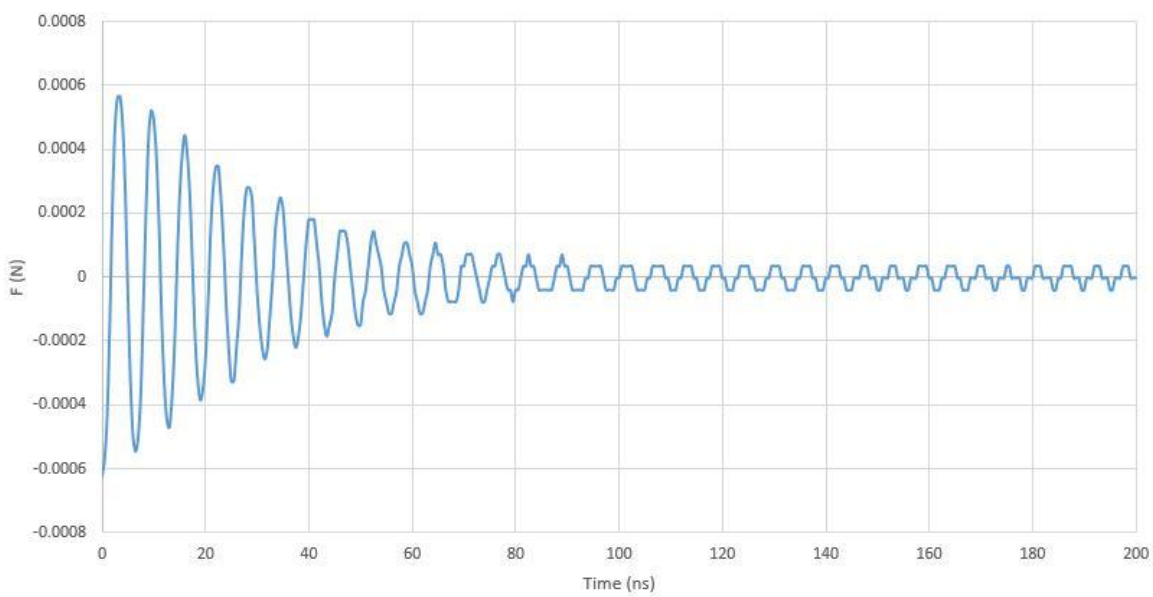


شکل ۴-۱۴: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۳ میکرونی

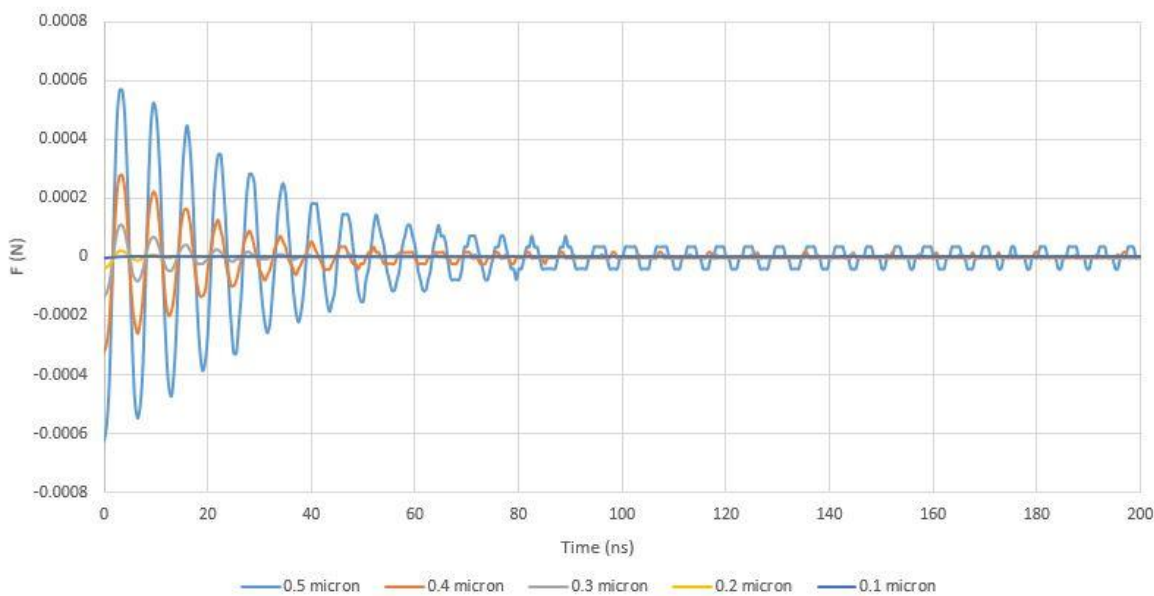




شکل ۴-۱۵: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۴ میکرونی



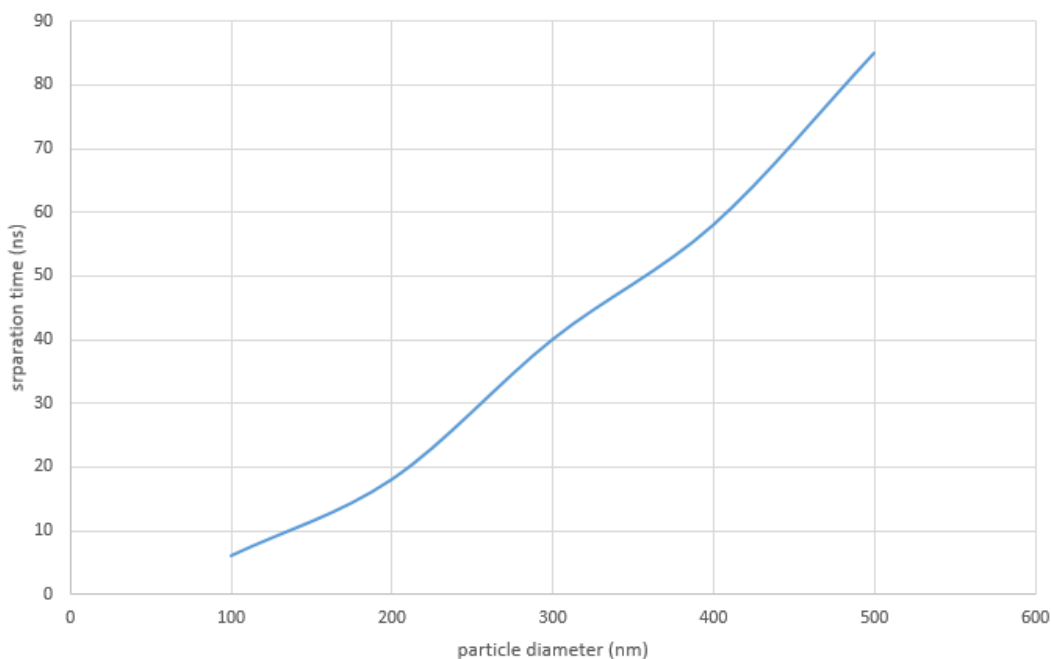
شکل ۴-۱۶: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۵ میکرونی



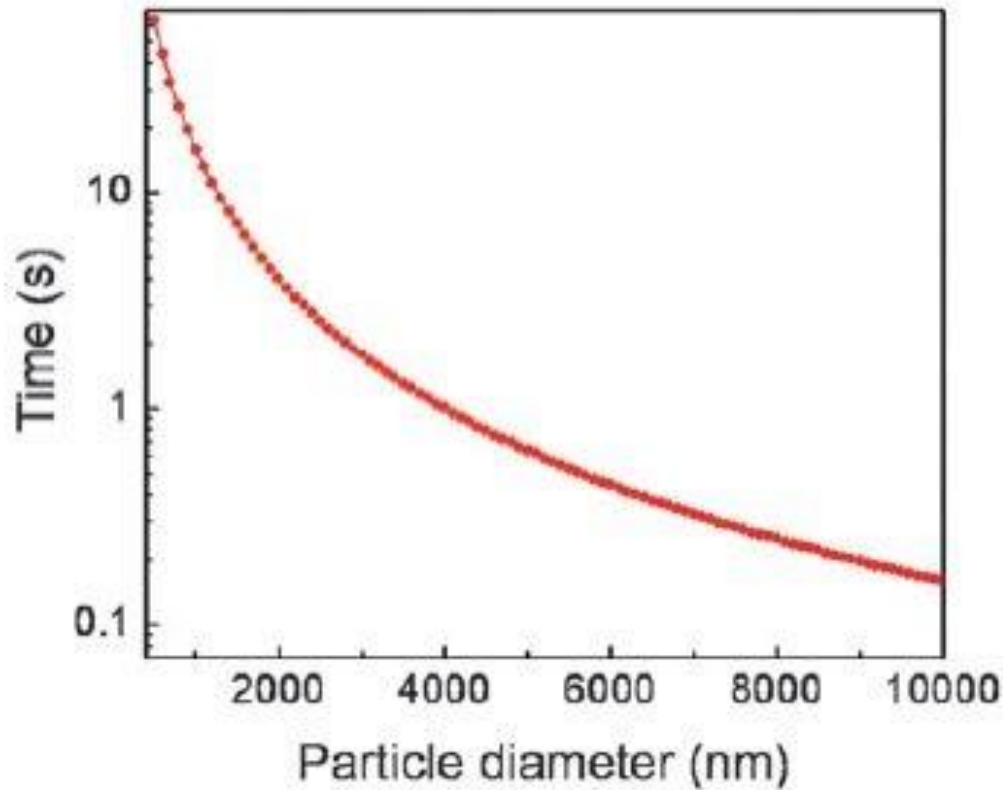
شکل ۴-۱۷: نمودار مقایسه مقدار نیروی آکوستوفورتیک اعمال شده بر ذرات با قطر های ۰,۱، ۰,۲، ۰,۳، ۰,۴، ۰,۵ و میکرون در جهت افقی

با توجه به نمودار (۴-۱۷) می توان نتیجه گرفت هرچه قطر ذره بزرگتر شود، مقدار نیروی آکوستوفورتیک اعمال شده بر آن نیز افزایش می یابد. همچنین می توان گفت هرچه ذره بزرگتر شود، مقدار حرکت آن حول گره یا شکم فشاری بیشتر می شود زیرا مقدار نیروی آکوستوفورتیک بیشتری را دریافت می کند. همچنین از نمودار (۴-۱۷) می توان نتیجه گرفت حرکت ذرات حول گره یا شکم فشاری به صورت نوسانی می باشد زیرا حرکت آنها به صورت شتابدار بوده و به گونه ایست که هرچه از گره یا شکم فشاری دورتر شوند مقدار نیروی آکوستوفورتیک اعمالی به آن ها کاهش یافته و آن ها را به سمت گره یا شکم فشاری جذب می کند. به عبارت دیگر می توان گفت حرکت آن ها مانند حرکت پاندول ساعت می باشد. این حرکات آن قدر ادامه پیدا خواهد کرد تا اینکه آن ها در گره یا شکم فشاری متمرکز شده و از ذرات دیگر جداسازی شوند. اما اگر کمی بیشتر به نمودار (۴-۱۷) دقت کنیم میبینیم زمان جداسازی ذرات با افزایش قطر آن ها، افزایش یافته است در صورتی که بر طبق مباحث گفته شده در فصل دوم، هرچه مقدار نیروی آکوستوفورتیک بیشتر شود، یا به عبارت دیگر هرچه قطر ذره بزرگتر

شود، ذره سریعتر در گره یا شکم فشاری متمرکز می شود. به عبارت دیگر در جداسازی بر اساس قطر، ذرات بزرگتر به دلیل دریافت نیروی آکوستوفورتیک بیشتر، سریعتر از ذرات کوچکتر در گره یا شکم فشاری متمرکز شده و از آن ها جدا می شوند. پس از مشاهده این تناقض بر آن شدیم تا نمودار تغییرات قطر ذره بر حسب زمان جداسازی را رسم کنیم. معیار انتخاب زمان جداسازی برای هر ذره، ثابت شدن میزان نوسانات ذره حول شکم یا گره فشاری می باشد. این نمودار به صورت زیر می باشد.



شکل ۴-۱۸: نمودار زمان جداسازی بر اساس قطر ذره در مقیاس نانومتر

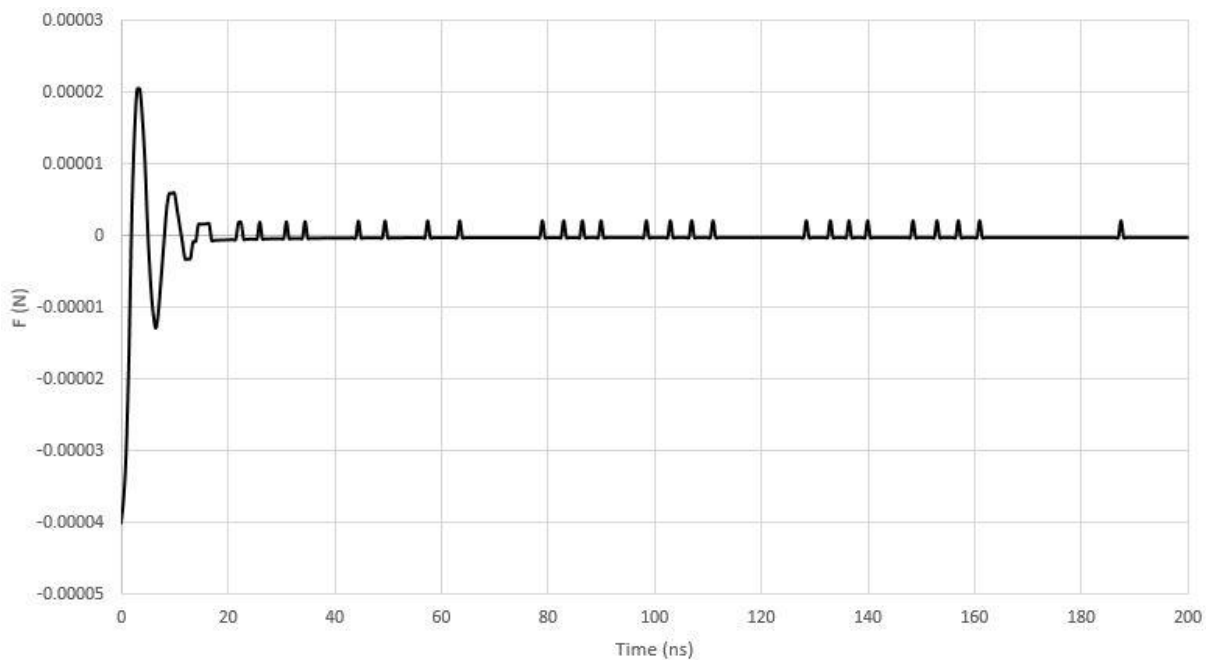


شکل ۴-۱۹: نمودار زمان جداسازی بر اساس قطر ذره در مقیاس میکرومتر [۲۰]

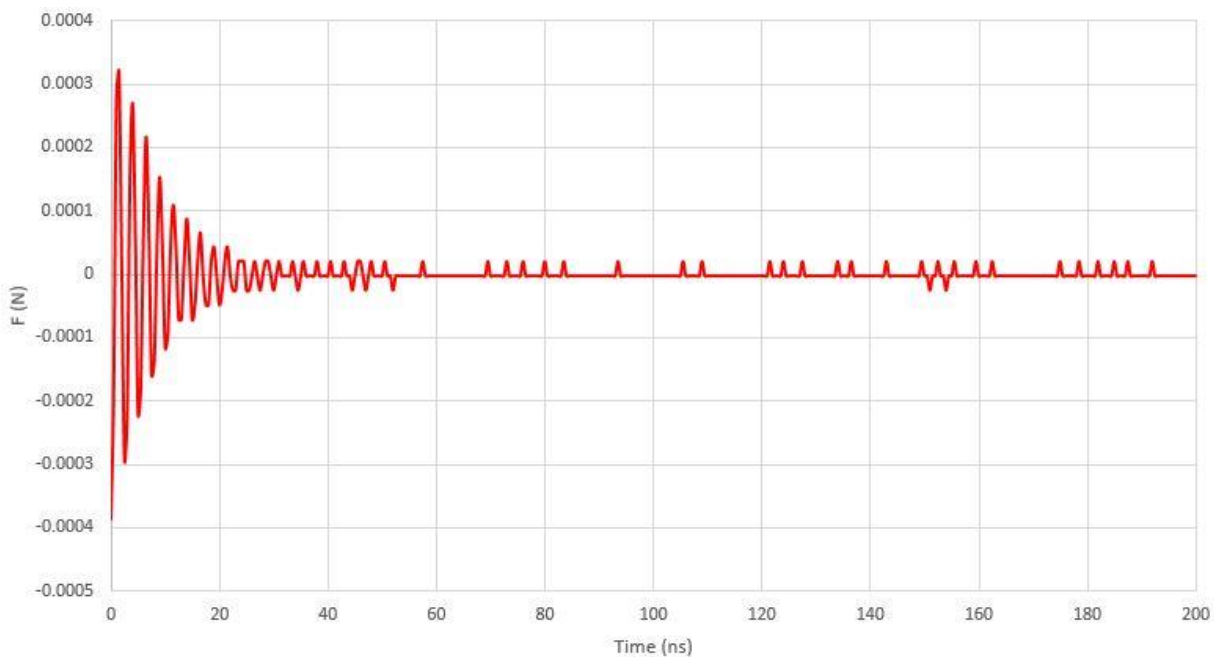
با مقایسه ابعاد ذرات در دو نمودار (۴-۱۸) و (۴-۱۹) و مدت زمان جداسازی آنها متوجه شدیم که به دلیل ریز شدن ذرات از مقیاس میکرو به مقیاس نانو، به فاز محاسباتی جدیدی ورود پیدا کرده ایم که نتایج آن با نتایج آزمایشات انجام شده تا به حال کاملاً متفاوت می باشد. زیرا تمامی آزمایشات و شبیه سازی های انجام شده از سال ۱۹۹۸ تا به حال بر روی ذرات با قطر های بالای ۵ میکرون بوده است در حالی که مطالعه پیش رو بر روی ذرات با قطر هایی کمتر از ۱ میکرون می باشد.

### ۳-۴-۴- نتایج مطالعه تاثیر پارامتر چگالی ذره بر مقدار نیروی آکوستوفورتیک

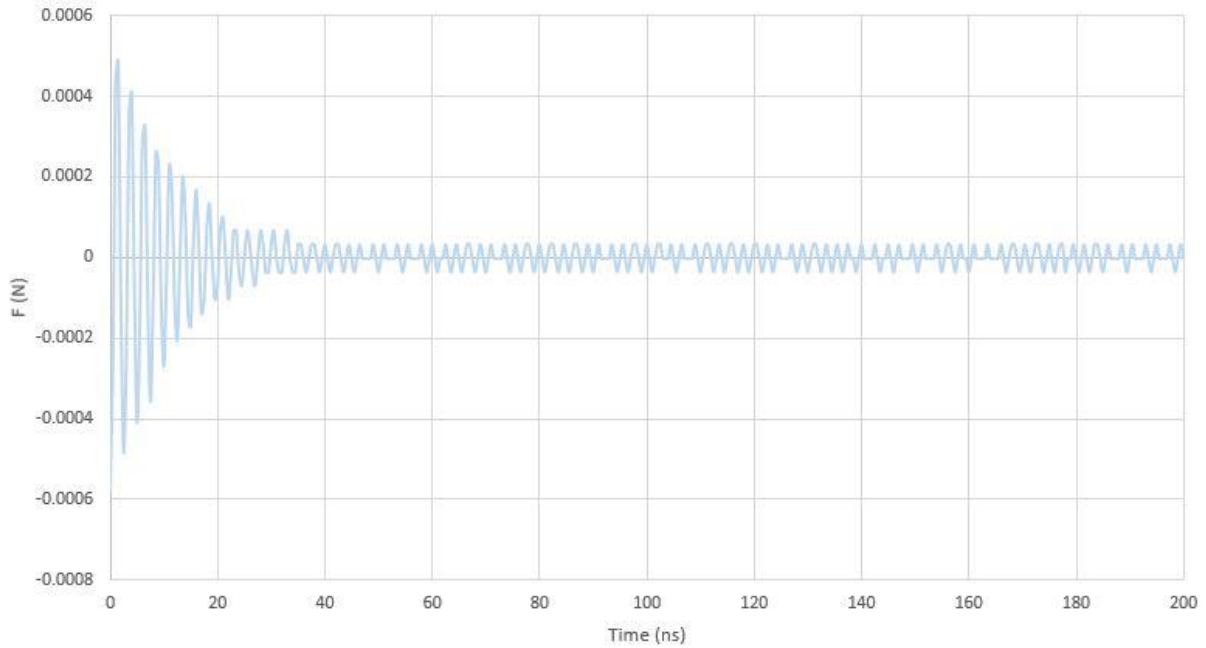
پس از بررسی تاثیر پارامتر قطر ذره، به بررسی تاثیر پارامتر چگالی ذره بر روی مقدار نیروی آکوستوفورتیک می پردازیم. مطابقه رابطه نیروی آکوستوفورتیک، این نیرو با فاکتور کنتراست صوتی متناسب است. بر طبق رابطه فاکتور کنتراست صوتی، این فاکتور با مقدار چگالی ذره متناسب بوده و هرچه چگالی ذره بیشتر باشد مقدار این فاکتور نیز بیشتر می شود. بنابراین هرچه مقدار چگالی ذره بیشتر شود، مقدار فاکتور کنتراست صوتی نیز بیشتر شده و به طبع آن مقدار نیروی آکوستوفورتیک اعمال شده به ذره نیز بیشتر خواهد شد. در این مرحله از شبیه سازی مانند مرحله قبل مقدار نیروی آکوستوفورتیک در جهت X یا عرض کانال مورد مطالعه بوده است. برای انجام این قسمت از شبیه سازی از ذرات پلی استایرن، ملامین و ذرات سیلیکا با چگالی های به ترتیب ۱۰۵۰، ۱۷۱۰ و ۲۴۰۰ کیلوگرم بر متر مکعب با قطر ثابت ۰,۲ میکرون استفاده شده است. حلگر استفاده شده در این مرحله نیز مانند مرحله قبل یک حلگر وابسته به زمان با گام زمانی ۰,۵ نانو ثانیه می باشد. در شبیه سازی پیش رو دو عامل قطر و ولتاژ در تمامی مراحل شبیه سازی ثابت بوده و عامل متغیر، چگالی ذره می باشد. در تمامی مراحل مانند مرحله قبل ولتاژ ورودی به القاگر های صوتی ۱۶ ولت با فرکانس ۱۲,۸۵۵۶ مگاهرتز می باشد. نتایج این قسمت از شبیه سازی به صورت زیر است.



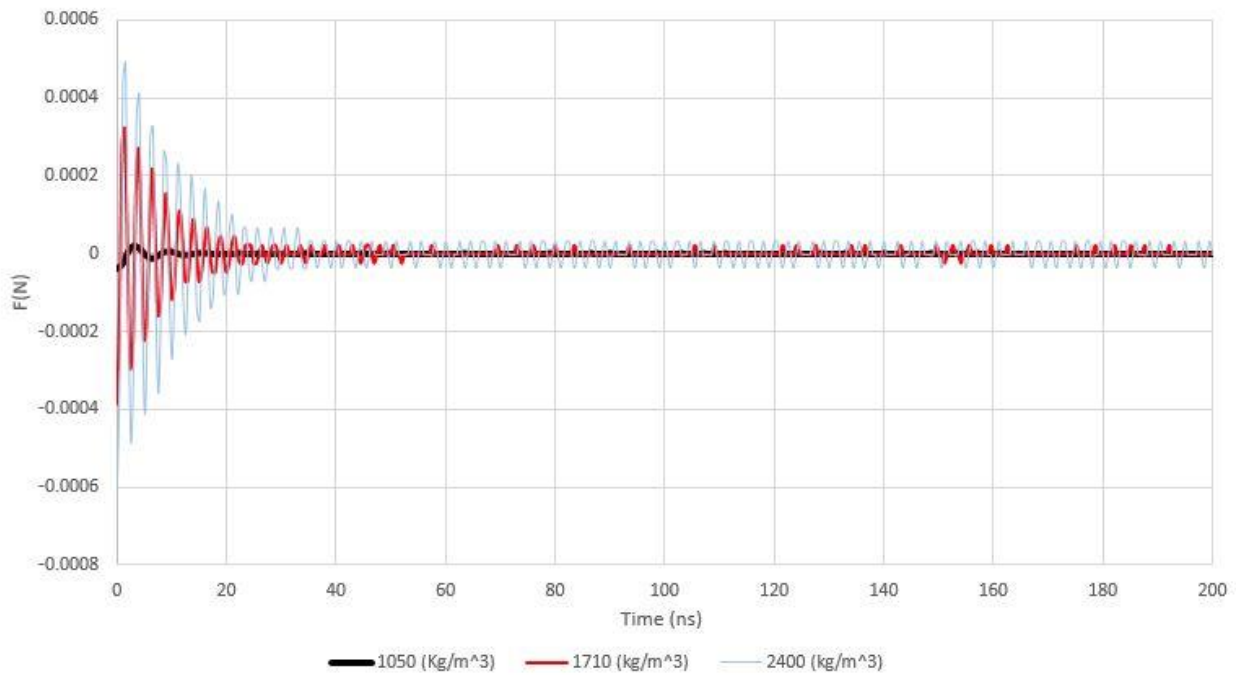
شکل ۴-۲۰: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ای با چگالی ۱۰۵۰ (kg/m³)



شکل ۴-۲۱: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ای با چگالی ۱۷۱۰ (kg/m³)

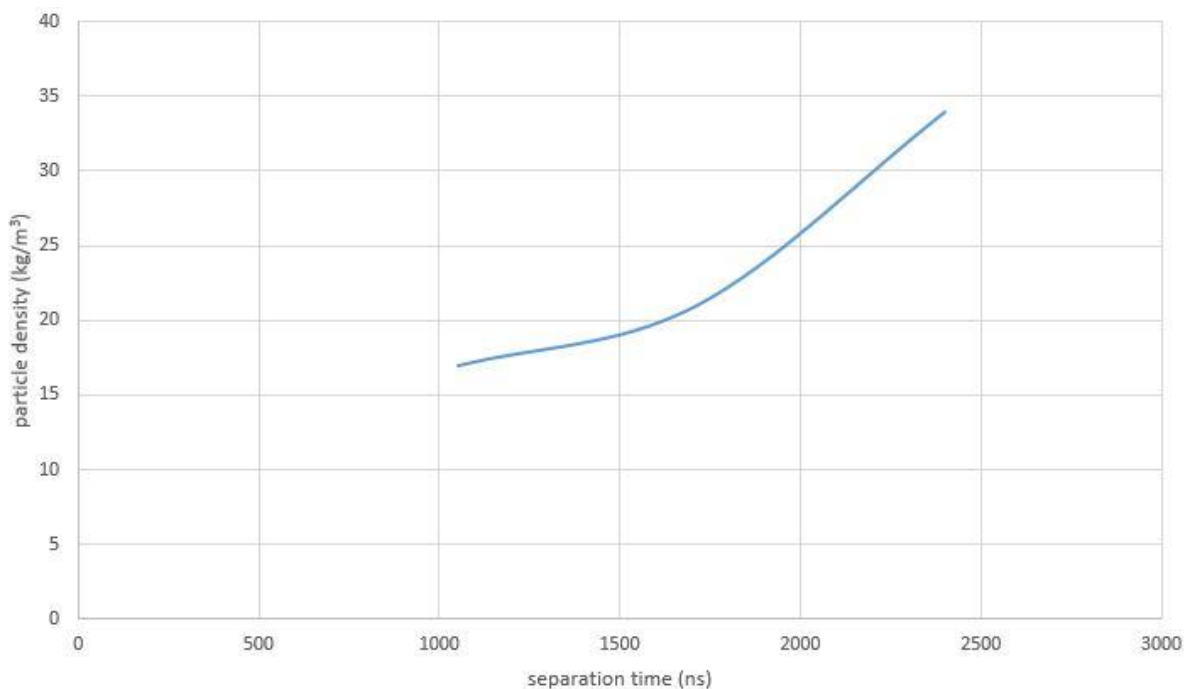


شکل ۴-۲۲: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ای با چگالی  $2400 \text{ (kg/m}^3\text{)}$



شکل ۴-۲۳: نمودار مقایسه مقدار نیروی آکوستوفورتیک اعمال شده بر ذرات با چگالی های  $1050$ ،  $1710$  و  $2400 \text{ (kg/m}^3\text{)}$  در جهت افقی

با توجه به نمودار (۲۳-۴) می توان نتیجه گرفت هرچه چگالی ذره بیشتر شود، مقدار نیروی آکوستوفورتیک اعمال شده بر آن نیز افزایش می یابد. همچنین می توان گفت هرچه ذره چگالتر شود، مقدار حرکت آن حول گره یا شکم فشاری بیشتر می شود زیرا مقدار نیروی آکوستوفورتیک بیشتری را دریافت می کند. اما مانند مرحله قبل اگر کمی بیشتر به نمودار (۲۳-۴) دقت کنیم میبینیم زمان جداسازی ذرات با افزایش چگالی آن ها، افزایش یافته است در صورتی که بر طبق مباحث گفته شده در فصل دوم، هرچه مقدار نیروی آکوستوفورتیک بیشتر شود، یا به عبارت دیگر هرچه چگالی ذره بیشتر شود، ذره سریعتر در گره یا شکم فشاری متمرکز می شود. به عبارت دیگر در جداسازی بر اساس چگالی، ذرات با چگالی بیشتر به دلیل دریافت نیروی آکوستوفورتیک بیشتر، سریعتر از ذرات با چگالی کمتر در گره یا شکم فشاری متمرکز شده و از آن ها جدا می شوند. پس از مشاهده این تناقض مجدداً مانند مرحله قبل نمودار تغییرات چگالی ذره بر حسب زمان جداسازی را رسم کردیم. معیار انتخاب زمان جداسازی برای هر ذره مانند مرحله قبل، ثابت شدن میزان نوسانات ذره حول شکم یا گره فشاری می باشد. این نمودار به صورت زیر می باشد.



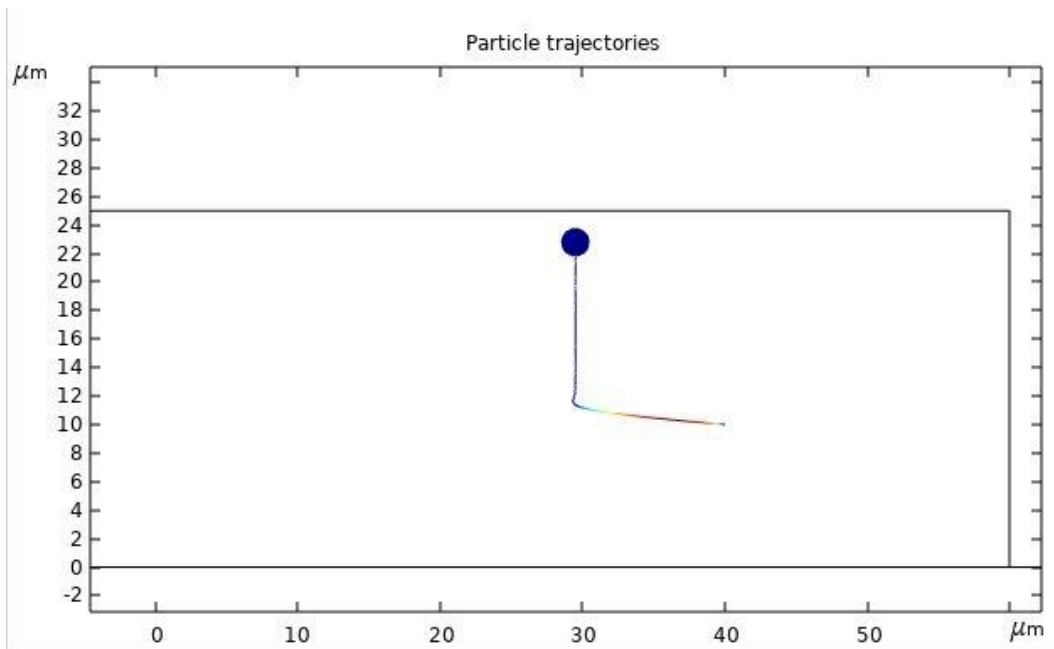
شکل ۴-۲۴: نمودار زمان جداسازی بر اساس چگالی ذره در مقیاس نانومتر



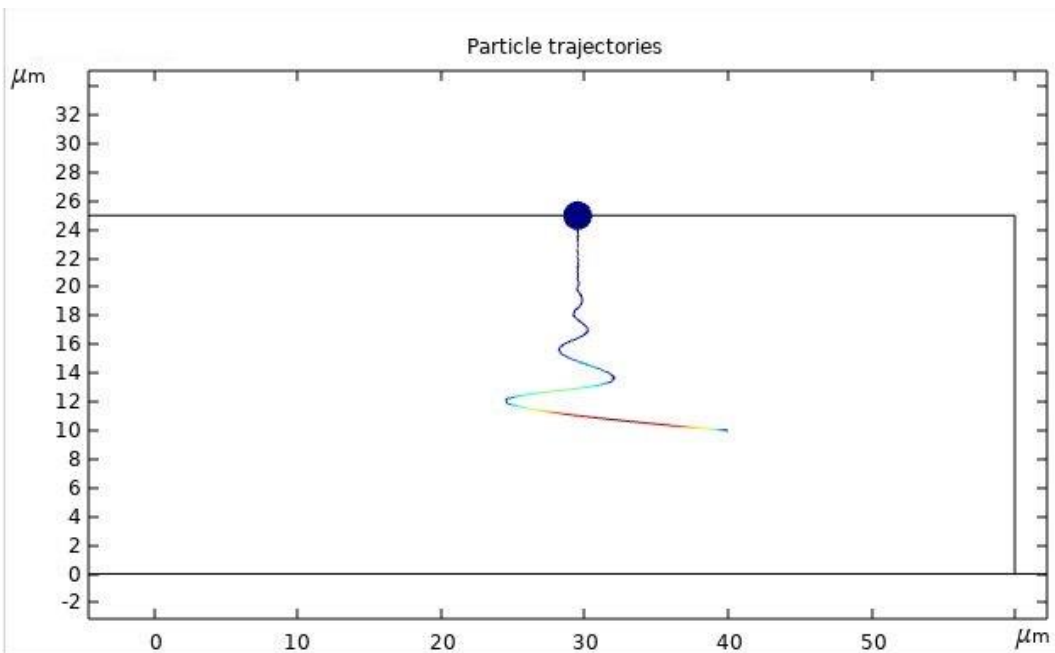
با توجه به نمودار (۲۴-۴) همانطور که در مرحله قبل توضیح داده شد، دلیل این تناقض تغییر مقیاس از میکرو به نانو می باشد که این تغییر مقیاس بر روی نتایج به دست آمده در این مرحله از شبیه سازی نیز خود را نشان می دهد.

#### ۵-۴- نتایج شبیه سازی مسیر حرکت ذره با قطر های متفاوت

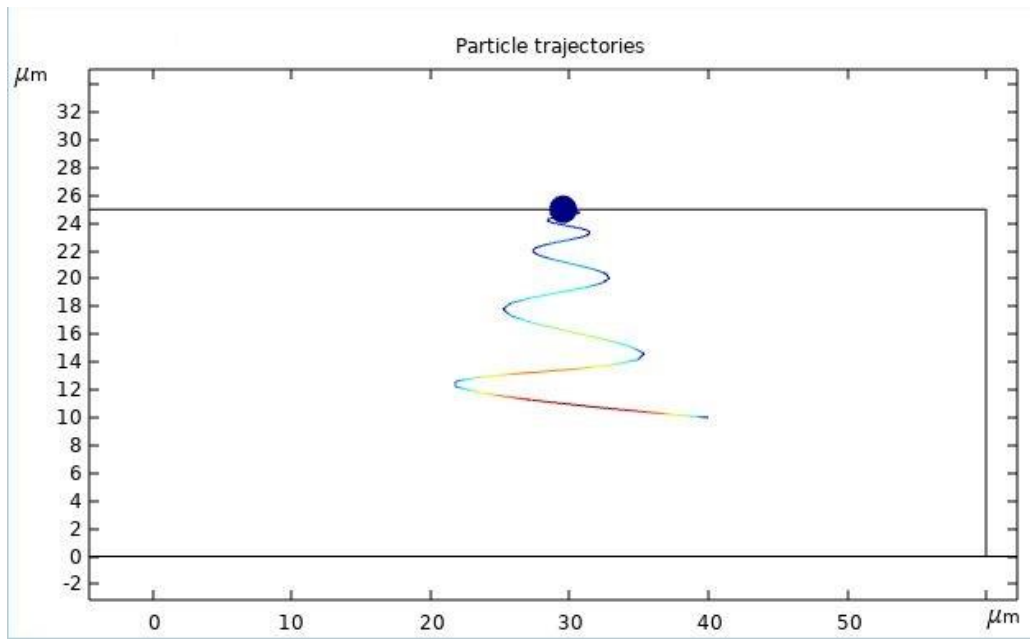
در این قسمت از شبیه سازی به مطالعه مسیر حرکت ذره درون میکروکانال در حضور موج صوتی می پردازیم. پس از مطالعه بر روی پارامتر های تاثیر گذار بر نیروی آکوستوفورتیک به این نتیجه رسیدیم که حرکت ذره پیرامون گره یا شکم های فشاری به صورت نوسانی می باشد. همچنین دریافتیم که هرچه قطر ذره یا چگالی آن بیشتر شود مقدار این حرکات نوسانی بیشتر خواهد شد زیرا افزایش قطر یا چگالی ذره باعث افزایش نیروی آکوستوفورتیک اعمالی به آن شده و هرچه این نیرو بیشتر شود میزان این حرکات نوسانی بیشتر خواهد شد. در این مرحله از شبیه سازی از ذرات پلی استایرن با چگالی ثابت ۱۰۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب با قطر های متفاوت ۰,۱، ۰,۲، ۰,۳، ۰,۴ و ۰,۵ میکرون استفاده شده است. حلگر مورد استفاده در این قسمت از شبیه سازی، یک حلگر وابسته به زمان با گام زمانی ۰,۲۵ نانوثانیه می باشد. مقدار ولتاژ ورودی به القاگر های صوتی برای ایجاد موج صوتی سطحی ۱۶ ولت بوده و فرکانس آن ۱۲,۸۵۵۶ مگاهرتز متناسب با ابعاد کانال می باشد. در این شبیه سازی تمامی ذرات از یک نقطه مشخص به صورت جداگانه رها شده و مسیر حرکت آن ها رسم شده است. نتایج این مرحله از شبیه سازی به صورت زیر می باشد.



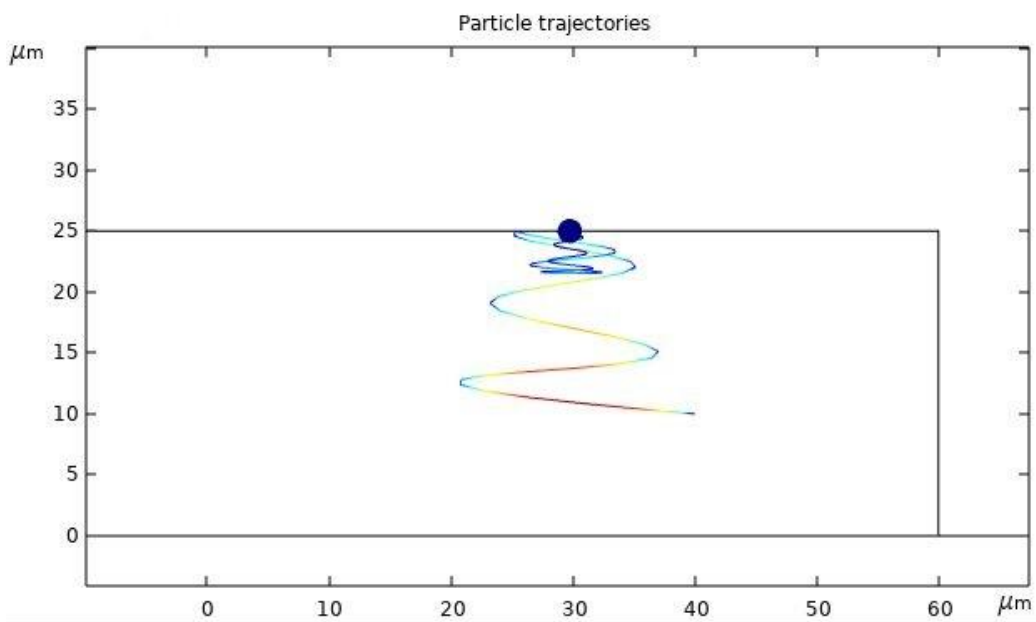
شکل ۴-۲۵: مسیر حرکت ذره ۰,۱ میکرونی درون میدان صوتی



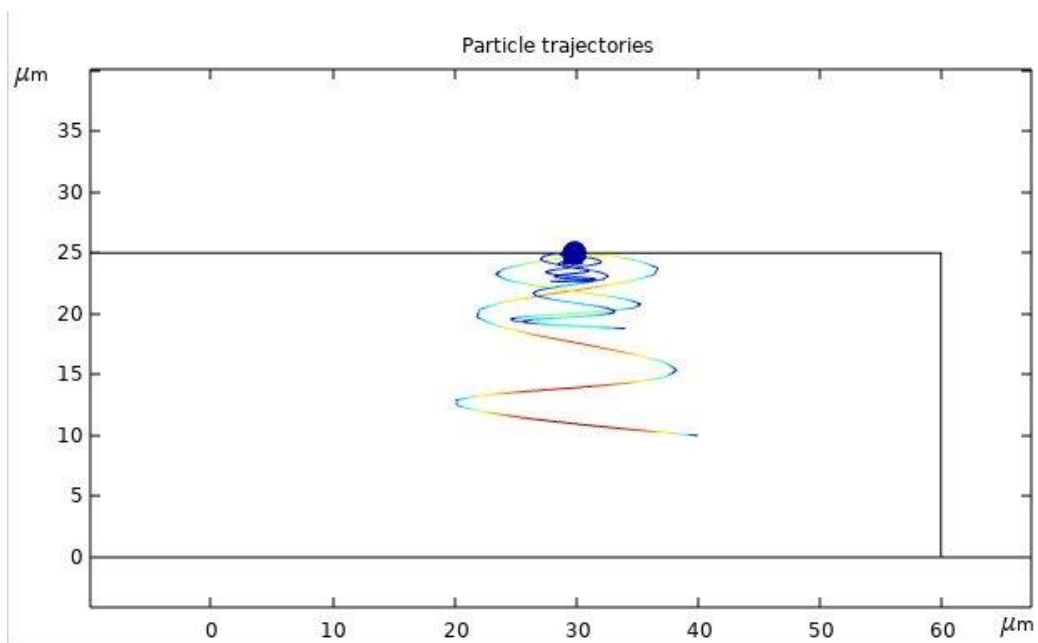
شکل ۴-۲۶: مسیر حرکت ذره ۰,۲ میکرونی درون میدان صوتی



شکل ۴-۲۷: مسیر حرکت ذره ۰,۳ میکرونی درون میدان صوتی



شکل ۴-۲۸: مسیر حرکت ذره ۰,۴ میکرونی درون میدان صوتی



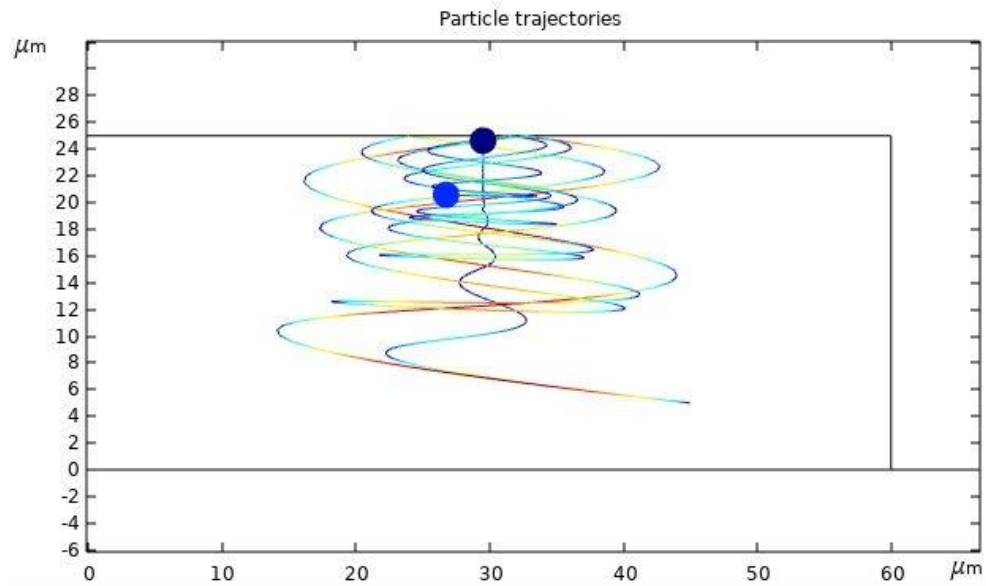
شکل ۴-۲۹: مسیر حرکت ذره ۰,۵ میکرونی درون میدان صوتی

مطابق نتایج به دست آمده در این قسمت و نتایج به دست آمده در قسمت های پیشین مجدداً میبینیم هرچه ذره بزرگتر می شود به دلیل دریافت نیروی آکوستوفورتیک بیشتر، حول گره فشار بیشتر نوسان کرده و سرانجام در آن متمرکز می شود. همچنین میبینیم به دلیل آن که ذرات استفاده شده در این شبیه سازی، پلی استایرن بوده و ذرات جامد موجود در آب مانند پلی استایرن دارای فاکتور کنتراست صوتی مثبت می باشند و با توجه به مباحث گفته شده پیرامون فاکتور کنتراست صوتی در فصل دوم، آن ها در گره فشاری متمرکز شده اند. همچنین به دلیل آن که محل رها سازی این ذرات نزدیک به گره فشاری سمت راست میکروکانال بوده، همگی حول همان گره فشاری نوسان کرده و سرانجام در آن متمرکز شده اند.

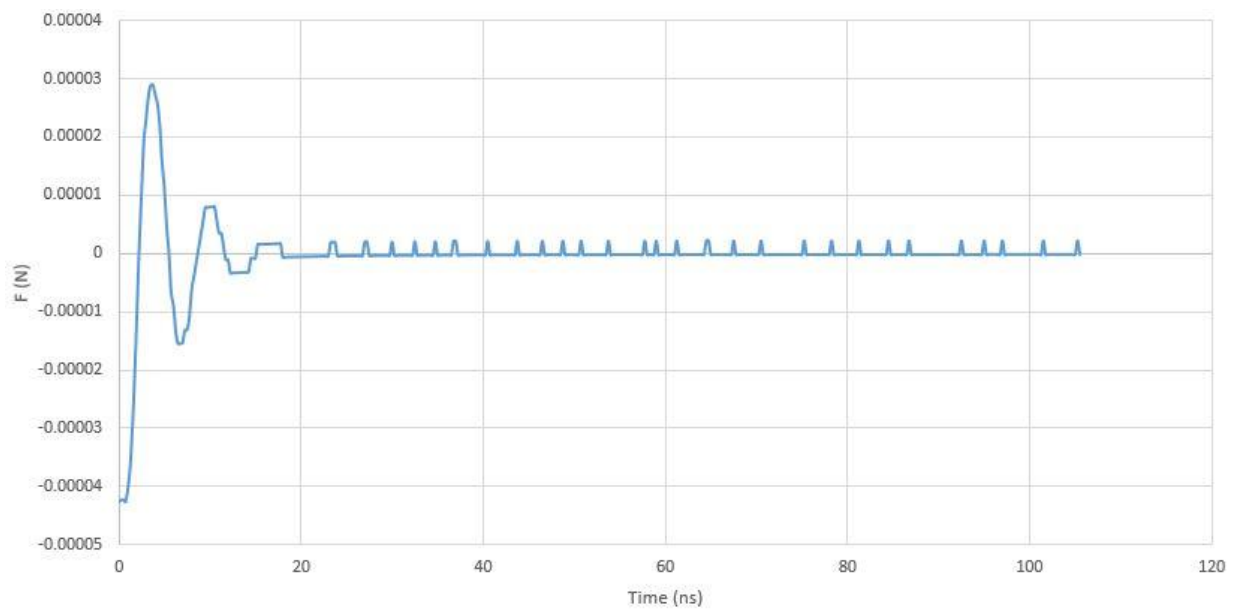
#### ۶-۴- نتایج شبیه سازی جداسازی ذرات بر اساس قطر درون میکروکانال

در این مرحله به شبیه سازی جداسازی دو ذره از یکدیگر با قطر های متفاوت درون میکروکانال در حضور موج صوتی سطحی می پردازیم. همانطور که در فصل دوم بیان کردیم، یکی از انواع روش های جداسازی ذرات به کمک امواج صوتی، جداسازی آن ها بر اساس تفاوت قطر آن ها می باشد. همچنین در این فصل نشان دادیم که

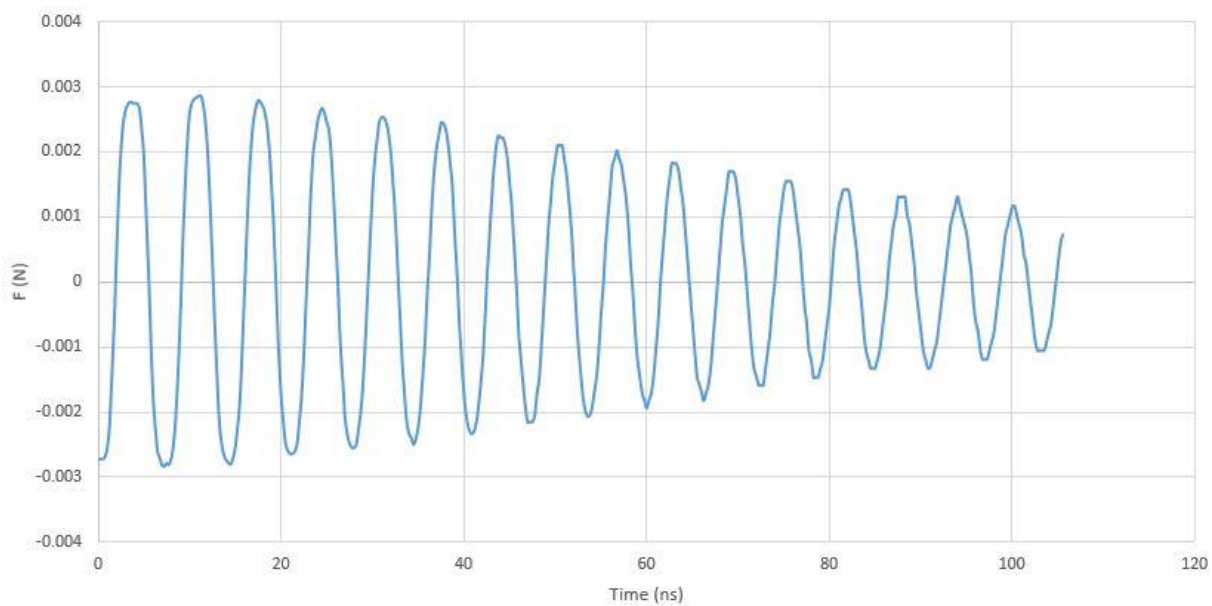
هرچه ذره دارای قطر بزرگتری باشد نیروی آکوستوفورتیک بیشتری را دریافت کرده اما به دلیل آن که ذرات از مقیاس میکرون به مقیاس نانومتر تغییر پیدا کرده اند دیرتر نسبت به ذرات با قطر کمتر درون گره یا شکم فشاری متمرکز شده و از آن ها جدا می شود. برای این مرحله از شبیه سازی از دو ذره پلی استایرن با چگالی ثابت ۱۰۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب و قطر های متفاوت ۰,۲ و ۰,۸ میکرون استفاده شده است. حلگر استفاده شده در این شبیه سازی، یک حلگر وابسته به زمان با گام زمانی ۰,۲۵ نانوثانیه می باشد. ولتاژ ورودی به القاگر های صوتی از نوع سینوسی با مقدار ۱۶ ولت و فرکانس ۱۲,۸۵۵۶ مگاهرتز متناسب با ابعاد میکروکانال می باشد. هر دو ذره از یک نقطه رها سازی شده و مسیر حرکت آن ها رسم شده است. نتیجه این شبیه سازی به صورت زیر می باشد.



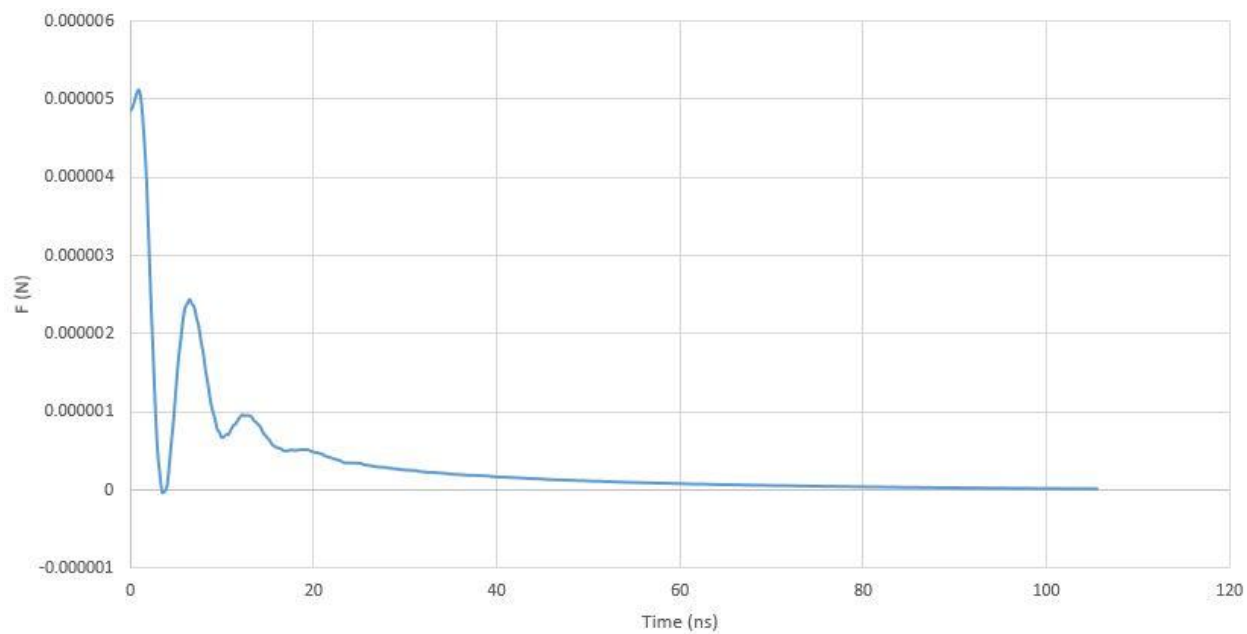
شکل ۴-۳۰: جداسازی ذرات ۰,۲ و ۰,۸ میکرونی درون میکروکانال در حضور موج صوتی



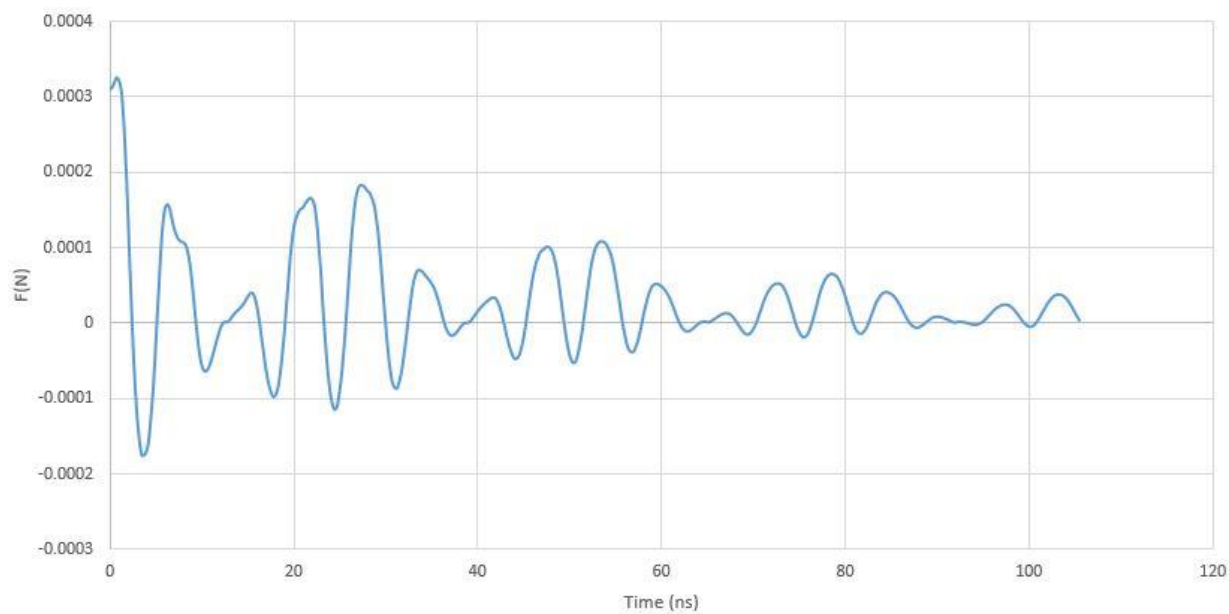
شکل ۴-۳۱: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۲ میکرونی باگام زمانی ۰,۲۵ نانو ثانیه



شکل ۴-۳۲: نمودار بخش افقی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۸ میکرونی



شکل ۴-۳۳: نمودار بخش عمودی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۲ میکرونی



شکل ۴-۳۴: نمودار بخش عمودی نیروی آکوستوفورتیک بر ذره ۰,۸ میکرونی

از نمودار های بالا و شکل مسیر حرکت ذرات می توان گفت در این شبیه سازی، ذره ۰,۲ میکرونی از ذره ۰,۸ میکرونی کاملاً از یکدیگر جدا شده اند. در مدت زمان شبیه سازی که ۱۰۵,۵ نانوثانیه بوده ذره ۰,۲ میکرونی کاملاً در گره فشار متمرکز شده در حالی که ذره ۰,۸ میکرونی کماکان در حال نوسان پیرامون گره فشار می باشد. مطابق نمودار (۴-۳۱) پس از گذشت مدت زمان ۲۰ نانوثانیه نیرو اعمال شده به ذره ۰,۲ میکرونی در جهت افقی تقریباً صفر شده است و این خود نمایانگر آن است که این ذره در این مدت زمان پایدار شده است اما مطابق نمودار (۴-۳۲) نیروی اعمال شده به ذره ۰,۸ میکرونی در جهت افقی کماکان ادامه داشته و باعث نوسان این ذره حول گره فشار می شود. مطابق نمودار (۴-۳۳) نیروی اعمالی به ذره ۰,۲ میکرونی در جهت عمودی تا زمانی ادامه دارد که ذره به سقف میکروکانال برسد. به دلیل آن که ذره پس از خروج از میدان صوتی در یک خط جریان ثابت حرکت کرده و از خروجی مربوط به خودش خارج می شود بخش عمودی نیرو نقش موثری در جداسازی ایفا نکرده و فقط نقش جلوگیری از رسوب گذاری ذرات در کف میکروکانال را بر عهده دارد. بنابراین می توان گفت اگر زمان عبور ذرات از میدان صوتی درون میکروکانال عددی بین زمان متمرکز شدن ذره ۰,۲ و ۰,۸ میکرونی باشد ذره ۰,۲ در گره فشار متمرکز شده و از خروجی مقابلش خارج شده در صورتی که ذره ۰,۸ میکرونی زمان کافی برای متمرکز شدن در گره فشار را نداشته و از خروجی های دیگر از میکروکانال خارج می شود. بدین ترتیب دو ذره با قطر های متفاوت در حضور میدان صوتی درون میکروکانال از یکدیگر جداسازی شده اند.

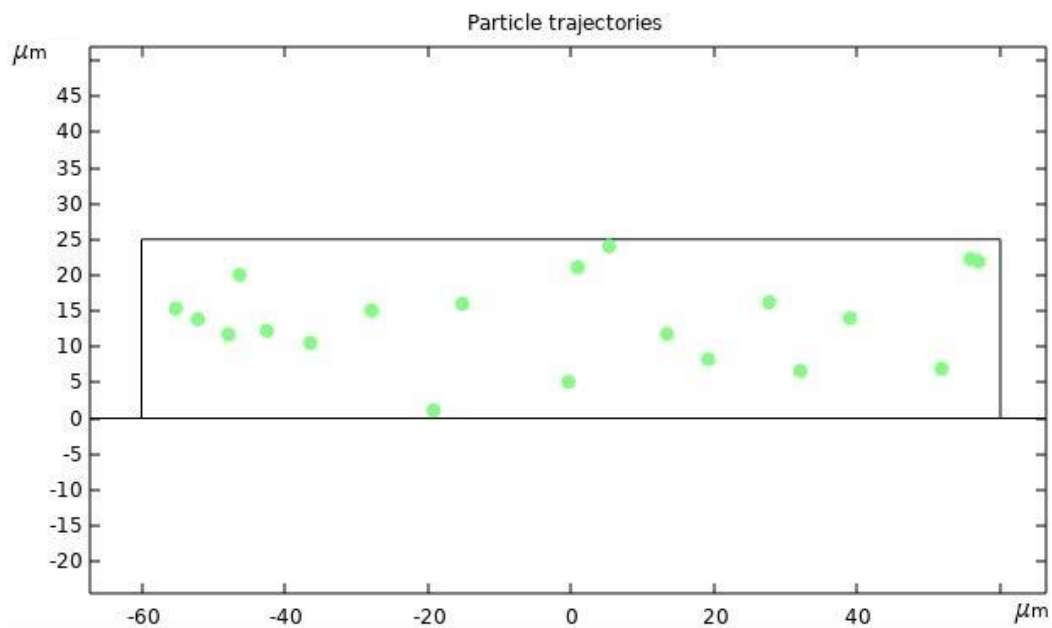
## ۷-۴-نتایج شبیه سازی جداسازی ذرات بر اساس فاکتور کنتراست صوتی درون

### میکروکانال

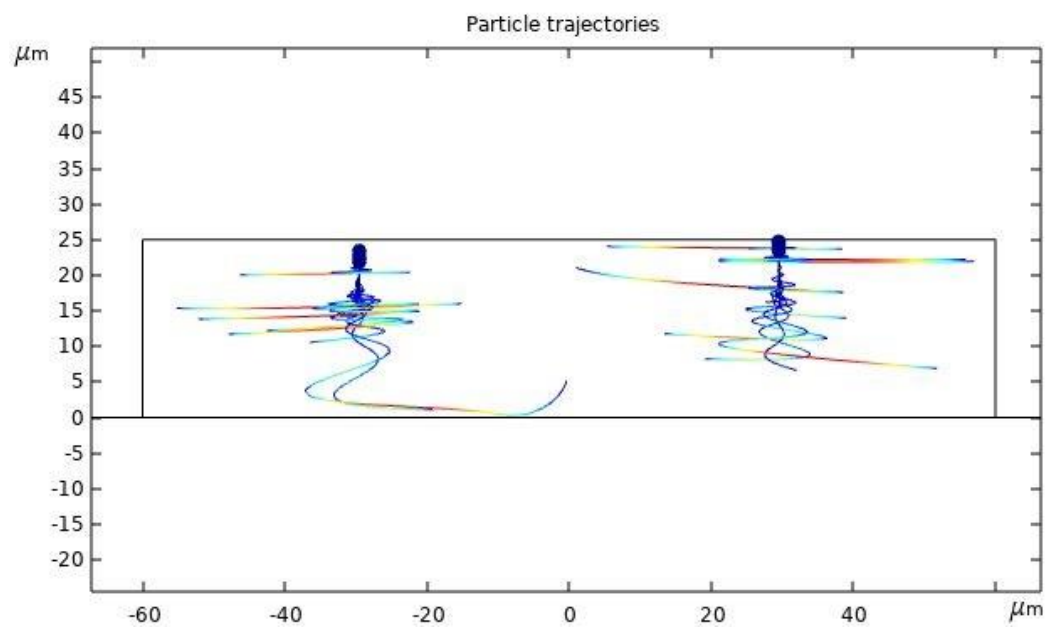
در این مرحله به شبیه سازی جداسازی دو ذره از یکدیگر با فاکتور کنتراست صوتی های متفاوت درون میکروکانال در حضور موج صوتی سطحی می پردازیم. همانطور که در فصل دوم بیان کردیم، یکی از انواع روش های جداسازی ذرات به کمک امواج صوتی، جداسازی آن ها بر اساس فاکتور کنتراست صوتی آن ها می باشد. مطابق رابطه فاکتور کنتراست صوتی این فاکتور وابسته به چگالی بستر سیال درون میکروکانال، چگالی ذرات موجود در میکروکانال،



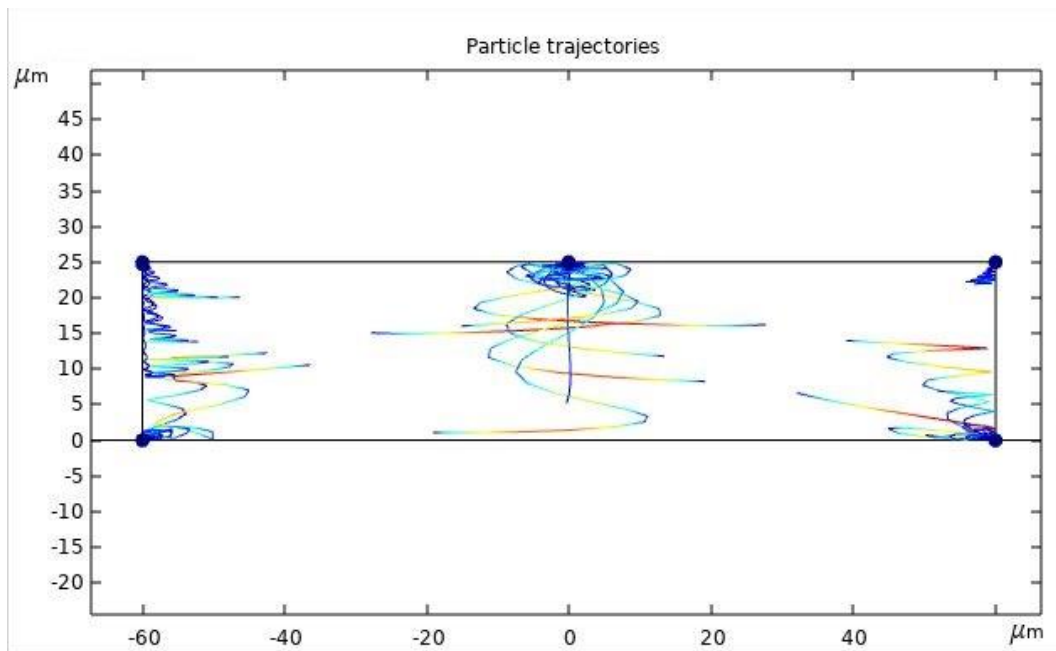
سرعت صوت در بستر سیال و سرعت صوت درون ذرات می باشد. مقدار این فاکتور در بحث جداسازی بر اساس آن زیاد مورد مطالعه نبوده و بیشتر علامت آن مورد بحث می باشد. مطابق آن چه در فصل دوم بیان کردیم، ذراتی که دارای فاکتور کنتراست صوتی مثبت باشند در مواجهه با میدان صوتی به سمت گره های فشاری حرکت کرده و در آن ها متمرکز می شوند و ذراتی که دارای فاکتور کنتراست صوتی منفی باشند در مواجهه با میدان صوتی در شکم های فشاری متمرکز شده و بدین ترتیب دو ذره که دارای فاکتور کنتراست های صوتی غیر هم علامت هستند از یکدیگر جداسازی می شوند. معمولا ذرات جامد موجود در آب دارای فاکتور کنتراست صوتی مثبت بوده و ذرات چربی دارای فاکتور کنتراست صوتی منفی می باشند. برای این مرحله از شبیه سازی از یک ذره پلی استایرن با چگالی ۱۰۵۰ کیلوگرم بر متر مکعب و یک ذره روغن با چگالی ۸۰۰ کیلوگرم بر متر مکعب و قطر های ثابت ۰,۲ میکرون استفاده شده است. حلگر استفاده شده در این شبیه سازی، یک حلگر وابسته به زمان با گام زمانی ۰,۲۵ نانوثانیه می باشد. ولتاژ ورودی به القاگر های صوتی از نوع سینوسی با مقدار ۱۶ ولت و فرکانس ۱۲,۸۵۵۶ مگاهرتز متناسب با ابعاد میکروکانال می باشد. در ابتدا ۲۰ ذره پلی استایرن به صورت رندوم از مکان های مختلف درون میکروکانال شروع به حرکت کرده و مسیر حرکت آن ها رسم شده است. سپس ۲۰ ذره چربی به صورت رندوم از مکان های مختلف درون میکروکانال شروع به حرکت کرده و مسیر حرکت آن ها رسم شده است و در نهایت ۲۰ ذره پلی استایرن و ۲۰ ذره روغن همزمان به صورت رندوم از مکان های مختلف درون میکروکانال شروع به حرکت کرده و مسیر حرکت آن ها و جداسازی آن ها از یکدیگر رسم شده اند. نتایج این مرحله از شبیه سازی ها به صورت زیر می باشد.



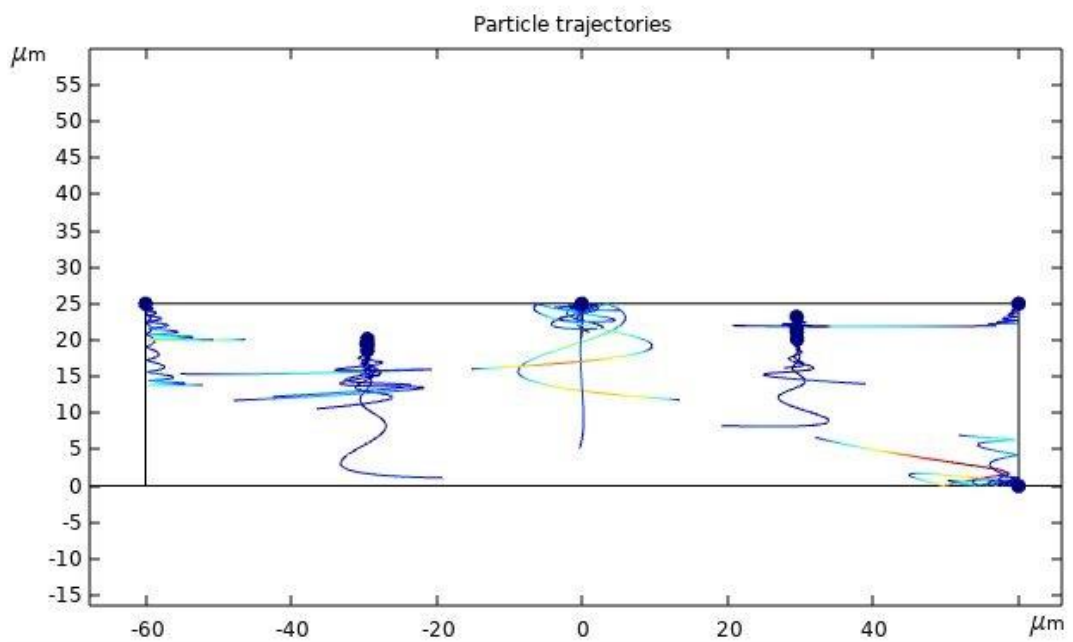
شکل ۴-۳۵: مکان اولیه ذرات درون میکروکانال قبل از ایجاد میدان صوتی



شکل ۴-۳۶: متمرکز سازی ذرات دارای فاکتور کنتراست صوتی مثبت درون گره فشار



شکل ۴-۳۷: متمرکز سازی ذرات دارای فاکتور کنتراست صوتی منفی درون شکم های فشار



شکل ۴-۳۸: جداسازی ذرات دارای فاکتور کنتراست صوتی غیر هم علامت درون میکروکانال در حضور موج صوتی

مطابق شکل (۳۶-۴) ذرات پلی استایرن متناسب با مکان اولیه آن ها به سمت گره فشار نزدیک خود رفته و در آن متمرکز شده اند. همچنین به دلیل داشتن فاکتور کنتراست صوتی مثبت فقط به سمت گره های فشاری رفته و در آن ها متمرکز شده اند. مطابق شکل (۳۷-۴) ذرات چربی متناسب با مکان اولیه آن ها به سمت شکم فشاری نزدیک خود رفته و در آن ها متمرکز شده اند. همچنین به دلیل داشتن فاکتور کنتراست صوتی منفی از گره های فشاری عبور کرده و فقط در شکم های فشاری متمرکز شده اند. مطابق شکل (۳۸-۴) هر ذره متناسب با فاکتور کنتراست صوتی مربوط به خودش و همچنین با توجه به مکان قرارگیری اولیه اش به سمت گره یا شکم فشاری نزدیک خود رفته و در آن متمرکز شده است. بنابراین اگر برای این میکروکانال ۵ خروجی در نظر گرفته شده باشد از سه خروجی ذرات روغن و از دو خروجی ذرات پلی استایرن خارج خواهد شد. بدین ترتیب دو ذره با فاکتور های کنتراست صوتی متفاوت از یکدیگر جداسازی می شوند. با مقایسه مقدار افزایش نیرو در دو شکل (۴-۱۸) و (۲۴-۴) می توان گفت تاثیر افزایش قطر نسبت به افزایش چگالی در میزان افزایش نیروی آکوستوفورتیک بیشتر است زیرا با ۲,۳ برابر شدن چگالی مقدار نیروی آکوستوفورتیک در حدود ۲۵ برابر افزایش یافته در حالی که با ۲,۳ برابر شدن قطر ذره نیروی آکوستوفورتیک در حدود ۳۰ برابر افزایش یافته است. شیب شکل های (۴-۱۸) و (۲۴-۴) این موضوع را به خوبی نشان می دهد بدین ترتیب که هرچه میزان افزایش نیروی آکوستوفورتیک بیشتر باشد زمان پایدار شدن ذره در گره فشار نیز افزایش یافته و شیب نمودار زمان بر اساس قطر یا چگالی کاهش می یابد.

در پایان باید گفت در شبیه سازی جداسازی ذرات به صورت دو بعدی و از دید سطح مقطع مانند تمامی شبیه سازی های انجام شده در این پایان نامه به جز شبیه سازی مربوط به جداسازی بر اساس فاکتور کنتراست صوتی، اگر زمان شبیه سازی را بسیار زیاد قرار دهیم هر دو ذره سرانجام در گره یا شکم فشاری متمرکز خواهند شد بنابراین عامل بسیار مهم در تعیین مدت زمان لازم برای شبیه سازی، دانستن زمان لازم برای عبور ذره از میدان صوتی می باشد که بر اساس آن می توان این زمان را درست انتخاب کرد. زیرا در شبیه سازی جداسازی ذرات بر

اساس قطر و چگالی هر دو ذره دارای فاکتور کنتراست صوتی هم علامت بوده و هر دو تمایل دارند تا متناسب با علامت فاکتور کنتراست صوتیشان در گره یا شکم های فشاری متمرکز شوند. اما با داشتن زمان لازم برای عبور ذره از میدان صوتی می توان گفت ذره یک زمان کافی برای متمرکز شدن در گره یا شکم فشار را داشته و در آن متمرکز شده اما ذره دو این زمان را نداشته و کماکان در حال نوسان حول گره یا شکم فشار می باشد. اما در شبیه سازی بر اساس فاکتور کنتراست صوتی به دلیل آن که هر نوع ذره در یک مکان مشخص گره یا شکم متمرکز می شود هرچه زمان شبیه سازی را بیشتر کنیم باز هم نتیجه تغییر نخواهد کرد.



# فصل پنجم:

## نتیجه گیری و پیشنهاد ها

## ۱-۵- نتیجه گیری

- ✓ درون میکروکانال با توجه به ابعاد هندسی آن، دو گره و سه شکم فشاری ایجاد شده است.
- ✓ در مکان هایی که مقدار فشار صوتی صفر است گره و در مکان هایی که مقدار فشار صوتی بیشترین مقدار خود را دارد شکم فشار وجود دارد.
- ✓ ذرات متناسب با علامت فاکتور کنتراست صوتیشان و با توجه به محل قرارگیری اولیه به سمت نزدیک ترین گره یا شکم فشاری حرکت کرده و در آن متمرکز می شوند.
- ✓ ذرات علاوه بر حرکت در جهت عرض میکروکانال، در جهت ارتفاع آن نیز حرکت می کنند و دلیل این امر آن است که موج صوتی به هنگام ورود به میکروکانال به دلیل اختلاف سرعت صوت درون ماده پیزوالکتریک و سیال موجود درون میکروکانال تحت زاویه رایی شکسته شده و به دو بخش افقی و عمودی تبدیل می شود. هر بخش موج صوتی نیروی آکوستوفورتیک در راستای خود ایجاد کرده که دلیل حرکت ذرات در دو راستا دریافت همین نیرو توسط ذرات می باشد.
- ✓ نحوه متمرکز سازی ذرات درون گره یا شکم فشاری وابسته به محل اولیه رهاسازی آن ها نبوده و کاملا مستقل می باشد.
- ✓ اگر ذرات دقیقا از وسط فاصله بین دو گره یا شکم فشاری رها شوند، همیشه به سمت گره یا شکم فشاری سمت راست خود حرکت کرده و در آن متمرکز می شوند. دلیل این اتفاق، انتخاب کوتاه ترین مسیر برای پایدار شدن در گره یا شکم فشاری می باشد.
- ✓ افزایش ولتاژ ورودی به القاگر های صوتی برای ایجاد امواج صوتی سطحی باعث افزایش دامنه امواج صوتی شده که این عامل خود باعث افزایش نیروی آکوستوفورتیک می شود.
- ✓ با افزایش قطر ذرات، نیروی آکوستوفورتیک اعمالی به آن ها نیز افزایش می یابد زیرا بر طبق رابطه نیروی آکوستوفورتیک، مقدار این نیرو متناسب با توان سوم قطر ذرات می باشد.



✓ با افزایش چگالی ذرات نیروی اکوستوفورتیک اعمالی به آن ها نیز افزایش می یابد زیرا بر طبق رابطه فاکتور کنتراست صوتی، با افزایش چگالی ذرات مقدار این فاکتور افزایش یافته و چون مطابق رابطه نیروی اکوستوفورتیک، مقدار این نیرو متناسب با مقدار فاکتور کنتراست صوتی است، بنابراین مقدار نیروی اکوستوفورتیک افزایش می یابد.

✓ تاثیر افزایش قطر نسبت به افزایش چگالی در میزان افزایش نیروی اکوستوفورتیک بسیار بیشتر است.

✓ به دلیل تغییر مقیاس از میکرون به نانومتر نتایج نسبت به مقیاس میکرون عوض شده و هرچه ذره دارای قطر بزرگتر یا چگالی بیشتری باشد به دلیل دریافت نیروی اکوستوفورتیک بیشتر، بیشتر حول گره یا شکم فشار نوسان کرده و دیرتر در گره یا شکم فشاری متمرکز می شود.

✓ در شبیه سازی جداسازی ذرات بر اساس قطر اگر زمان شبیه سازی را افزایش دهیم، سرانجام هر دو ذره در گره یا شکم فشار متمرکز خواهند شد زیرا هر دو دارای فاکتور های کنتراست صوتی هم علامت می باشند.

✓ در شبیه سازی جداسازی ذرات بر اساس قطر، زمان معیار برای شبیه سازی، زمان لازم برای عبور ذره از میدان صوتی می باشد. بر اساس آن می توان گفت یک ذره در گره یا شکم فشار متمرکز شده و ذره دیگر زمان کافی برای متمرکز شدن در گره یا شکم فشار را نداشته و کماکان در حال نوسان حول گره یا شکم فشار می باشد.

✓ در جداسازی بر اساس فاکتور کنتراست صوتی، زمان شبیه سازی را هر مقدار افزایش دهیم، باز هم تاثیری در نتیجه شبیه سازی نخواهد داشت، زیرا ذرات دارای فاکتور های کنتراست صوتی غیر هم علامت بوده و هر کدام متناسب با علامت فاکتور هایشان در گره یا شکم فشار متمرکز خواهند شد.

## ۲-۵- پیشنهاد ها

در تحقیق حاضر شبیه سازی جداسازی ذرات بر اساس قطر و فاکتور کنتراست صوتی درون میکروکانال در حضور موج صوتی سطحی انجام شده است و تاثیر پارامتر های ولتاژ ورودی به القاگر های صوتی، قطر و چگالی ذرات بر نیروی آکوستوفورتیک دریافتی آن ها مورد بررسی قرار گرفته است. به منظور ادامه این تحقیق در آینده می توان موارد زیر را مورد مطالعه قرار داد:

- ۱- شبیه سازی جداسازی ذرات بر اساس قطر، چگالی و آکوستیک کنتراست فکتور در سه بعد
- ۲- تحقیق پیرامون پیدا کردن مقدار قطری که از آن عدد به بعد نتایج وارد مقیاس نانومتر می شود.
- ۳- شبیه سازی جداسازی ذرات درون میکروکانال های دارای خم
- ۴- شبیه سازی جداسازی ذرات درون بستر خون به منظور نزدیک شدن به واقعیت درون بدن انسان

- [1] P. Sajeesh • Ashis Kumar Sen, "Particle separation and sorting in microfluidic devices: a review," *Microfluid Nanofluid*, 2015.
- [2] Ivan U. Vakarelski, Er Qiang Li, Amr I. Abdel-Fattah, Sigurdur T. Thoroddsen, " Acoustic separation of oil droplets, colloidal particles and their mixtures in a microfluidic cell," *Colloids and Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects* 506 (2016) 138–147
- [3] Jinhong Guo, Yuejun Kang, Ye Ai, " Radiation dominated acoustophoresis driven by surface acoustic waves," *Journal of Colloid and Interface Science* 455 (2015) 203–211
- [4] Ghulam Destgeer, Byung Hang Ha, Jinsoo Park, Jin Ho Jung, Anas Alazzam, Hyung Jin Sung, " Travelling Surface Acoustic Waves Microfluidics," *Physics Procedia* 70 ( 2015) 34 – 37
- [5] Myeong Chan Jo, Rasim Guldiken, " Active density-based separation using standing surface acoustic waves," *Sensors and Actuators A* 187 (2012) 22–28
- [6] W. L. Unga, K. Mutafulosa, P. Spinka, R.W. Rambachb, T. Frankeb and D. A. Weitz a,c, " Enhanced Surface Acoustic Wave Cell Sorting by 3D microfluidic-chip design," *Lab on a Chip*, 2017
- [7] Myeong Chan Jo and Rasim Guldiken, Member, IEEE, " A Label-Free Cell Separation using Surface Acoustic Waves," 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS Boston, Massachusetts USA, August 30 - September 3, 2011
- [8] C. Wyatt Shields IV, Daniela F. Cruz, Korine A. Ohiri, Benjamin B. Yellen, Gabriel P. Lopez, " Fabrication and Operation of Acoustofluidic Devices Supporting Bulk Acoustic Standing Waves for Sheathless Focusing of Particles," *Journal of Visualized Experiments*, 2016
- [9] Alireza Barani, Hossein Paktinat, Mohsen Janmaleki, Aminollah Mohammadi, Peiman Mosaddegh, Alireza Fadaei-Tehrani, Amir Sanati- Nezhad, " Microfluidic Integrated Acoustic Waving for Manipulation of Cells and Molecules," *Biosensors and Bioelectronic*, 2016
- [10] Ahmed M. Soliman, Mohamed A. Eldosoky and Taha E. Taha , " The Separation of Blood Components Using Standing Surface Acoustic Waves (SSAWs) Microfluidic Devices: Analysis and Simulation," *Bioengineering* 2017, 4, 28
- [11] Henrik Bruus, " Ultrasound rays in droplets: the role of viscosity and caustics in acoustic streaming," *J. Fluid Mech.* (2017), vol. 826
- [12] Ghulam Destgeer, Kyung Heon Lee, Jin Ho Jung, Anas Alazzam and Hyung Jin Sung, " Continuous separation of particles in a PDMS microfluidic channel via travelling surface acoustic waves (TSAW)," *Lab on a Chip*, 2013.

- [13] Xiaoyun Ding, Sz-Chin Steven Lin, Brian Kiraly, Hongjun Yue, Sixing Li, I-Kao Chiang, Jinjie Shi, Stephen J. Benkovic, and Tony Jun Huang, " On-chip manipulation of single microparticles, cells, and organisms using surface acoustic waves," APPLIED BIOLOGICAL SCIENCES, 2012
- [14] Yang Liu, Deny Hartono, and Kian-Meng Lim, " Cell separation and transportation between two miscible fluid streams using Ultrasound," Biomicrofluidics 6, 012802 (2012)
- [15] M Ohlin , A Fornell , H Bruus and M Tenje, " Improved positioning and detectability of microparticles in droplet microfluidics using two-dimensional acoustophoresis," J. Micromech. Microeng. 27 (2017)
- [16] Xiaoyun Dinga, Zhangli Peng, Sz-Chin Steven Lin, Michela Geri, Sixing Li, Peng Li, Yuchao Chen, Ming Dao, Subra Suresh, and Tony Jun Huang, " Cell separation using tilted-angle standing surface acoustic waves," 12992–12997 | PNAS | September 9, 2014 | vol. 111
- [17] Yannapol Sriphutkiat and Yufeng Zhou, " Particle Accumulation in a Microchannel and Its Reduction by a Standing Surface Acoustic Wave (SSAW)," Sensors 2017, 17, 106
- [18] Ye Ai, Babetta L. Marrone, " Separation of Biological Cells in a Microfluidic Device Using Surface Acoustic Waves (SAWs)," Microfluidics, BioMEMS, and Medical Microsystems XII, edited by Bonnie L. Gray, Holger Becker, Proc. of SPIE Vol. 8976, 89760O · © 2014
- [19] Jinjie Shi, Xiaole Mao, Daniel Ahmed, Ashley Colletti and Tony Jun Huang, " Focusing microparticles in a microfluidic channel with standing surface acoustic waves (SSAW)," Lab on a Chip, 2007
- [20] Jinjie Shi, Hua Huang , Zak Stratton, Yiping Huang and Tony Jun Huang, " Continuous particle separation in a microfluidic channel via standing surface acoustic waves (SSAW)," Lab on a Chip, 2009
- [21] C. D. Wood, S. D. Evans, J. E. Cunningham, R. O'Rourke, C. Wälti, and A. G. Davies, " Alignment of particles in microfluidic systems using standing surface acoustic waves," Applied Physics Letters 92, 044104 (2008)
- [22] Jeonghun Nam, Hyunjung Lim, Choong Kim, Ji Yoon Kang, and Sehyun Shin, " Density dependent separation of encapsulated cells in a microfluidic channel by using a standing surface acoustic wave," Biomicrofluidics 6, 024120 (2012)
- [23] Ashish Kumar Namdeo, Harshal B. Nemade, " Simulation on Effects of Electrical Loading due to Interdigital Transducers in Surface Acoustic Wave Resonator," Procedia Engineering 64 ( 2013 ) 322 – 330
- [24] Liqiang Ren, Shujie Yang, Peiran Zhang, Zhiguo Qu, Zhangming Mao, Po-Hsun Huang, Yuchao Chen, Mengxi Wu, Lin Wang, Peng Li, and Tony Jun Huang, " Standing Surface Acoustic Wave (SSAW)-Based Fluorescence-Activated Cell Sorter," Small 2018, 1801996

- [25] Jonathan D. Adams and H. Tom Soh," Tunable acoustophoretic band-pass particle sorter," *Applied Physics Letters* 97, 064103 (2010)
- [26] M. M. Elsherbini, M. F. Elkordy and A. M. Gomaa," Using COMSOL to model high frequency surface acoustic wave (SAW) device," *J. Electrical Electron. Eng. Res.*, 2016
- [27] Ghulam Destgeer, Jin Ho Jung, Jinsoo Park, Husnain Ahmed, Kwangseok Park, Raheel Ahmad and Hyung Jin Sung," Acoustic impedance-based manipulation of elastic microspheres using travelling surface acoustic waves," *RSC Adv.*, 2017, 7, 22524
- [28] Yang Liua and Kian-Meng Lim," Particle separation in microfluidics using a switching ultrasonic field," *Lab Chip*, 2011, 11, 3167
- [29] Yang Liu, Deny Hartono, and Kian-Meng Lim," Cell separation and transportation between two miscible fluid streams using Ultrasound," *Biomicrofluidics* 6, 012802 (2012)
- [30] Nitesh Nama, Rune Barnkob, Zhangming Mao, Christian J. Kähler, Francesco Costanzo and Tony Jun Huang," Numerical study of acoustophoretic motion of particles in a PDMS microchannel driven by surface acoustic waves," *Lab on a Chip*, 2015
- [31] Mengxi Wu, Adem Ozcelik, Joseph Rufo, Zeyu Wang, Rui Fang and Tony Jun Huang," Acoustofluidic separation of cells and Particles," *Microsystems & Nanoengineering* ( 2019) 5:32
- [32] S. Karthick and A. K. Sen," Improved understanding of the acoustophoretic focusing of dense suspensions in a microchannel," *PHYSICAL REVIEW E* 96, 052606 (2017)
- [33] Rune Barnkob, Per Augustsson, Thomas Laurell, and Henrik Bruus," Acoustic radiation- and streaming-induced microparticle velocities determined by microparticle image velocimetry in an ultrasound symmetry plane," *PHYSICAL REVIEW E* 86, 056307 (2012)
- [34] Mikkel Settnes and Henrik Bruus," Forces acting on a small particle in an acoustical field in a viscous fluid," *PHYSICAL REVIEW E* 85, 016327 (2012)
- [35] Waqas Waheed, Anas Alazzam, Eiyad Abu-Nada, Saud Khashan, Mohammad Abutayeh," A microfluidics device for 3D switching of microparticles using Dielectrophoresis," *Journal of Electrostatics* 94 (2018) 1–7
- [36] R. D. O’Rorke, C. D. Wood, C. Wälti, S. D. Evans, A. G. Davies, and J. E. Cunningham," Acousto-microfluidics: Transporting microbubble and microparticle arrays in acoustic traps using surface acoustic waves," *Journal of Applied Physics* 111, 094911 (2012)
- [37] Filip Petersson, Lena Aberg, Ann-Margret Swa1rd-Nilsson, and Thomas Laurell," Free Flow Acoustophoresis: Microfluidic-Based Mode of Particle and Cell Separation," *Anal. Chem.* 2007, 79, 5117-5123

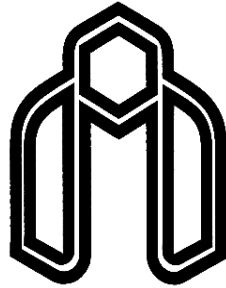
[38] Peter Barkholt Muller, Rune Barnkob, Mads Jakob Herring Jensen and Henrik Bruus, " A numerical study of microparticle acoustophoresis driven by acoustic radiation forces and streaming-induced drag forces," Lab Chip, 2012, 12, 4617–4627

[39] Mohamed M. EL Gowini, Walied A. Moussa, " Investigating the change in surface acoustic wave velocity due to the change in adhesion of a SU-8 thin film using a SU-8/AlN/Si SAW sensor," International Journal of Adhesion & Adhesives 68(2016)102–114

## **Abstract**

Acoustofluidics, the integration of acoustics and microfluidics, is a rapidly growing research field that is addressing challenges in biology, medicine, chemistry, engineering, and physics. In particular, acoustofluidic separation of biological targets from complex fluids has proven to be a powerful tool due to the label-free, biocompatible, and contact-free nature of the technology. By carefully designing and tuning the applied acoustic field, cells and other bioparticles can be isolated with high yield, purity, and biocompatibility. Recent advances in acoustofluidics, such as the development of automated, point-of-care devices for isolating sub-micron bioparticles, address many of the limitations of conventional separation tools. More importantly, advances in the research lab are quickly being adopted to solve clinical problems. Separation of particle based on their size in sample is one of the most important technologies in industrial production, chemistry and food industries, environmental assessment and biological research. The leading study was carried out with the aim of simulation and analysis of particle motion and how they were isolated in the presence of a surface acoustic wave. In the present study, the Helmholtz equation for the acoustic field and the linear piezoelectric equations are solved for mechanical motion and electric field. First, the acoustic wave and motion of particles in the acoustic field have been studied and then the order of separation of particles has been investigated. The results show that by increasing the diameter and density of the particles, the acoustophoretic force increases and they need more time to stabilize in the node or antinode.

**Keywords:** acoustophoresis, microfluidics, acoustic separation.



**Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering**

**M.Sc. Thesis in Energy Conversion Engineering**

**Numerical Investigation of particle distribution and  
particle movement in a microchannel in the presence of  
standing surface acoustic wave**

**By:**

**Mohammad Ali Nasrollahi Kaffash**

**Supervisor:**

**Dr. Ali Khaleghi**

**Advisor:**

**Dr. Mohsen Nazari**

February 2020