



دانشگاه آزاد اسلامی
واحد کاشان
دانشکده تحصیلات تکمیلی

پایان نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته مکترونیک

عنوان

طراحی و شبیه سازی میکرو پمپ با المان های نازل / دیفیوزر

استاد راهنما

دکتر سعید جوادی

استاد مشاور

دکتر حسین نوری بید گلی

نگارنده

حمید اسدی درشگی

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه آزاد اسلامی کاشان

منشور اخلاق پژوهش

با یاری از خداوند سبحان اعتقاد به اینکه عالم محضر خداست و همواره ناظر بر اعمال انسان و به منظور پاس داشت مقام بلند دانش و پژوهش و نظر به اهمیت جایگاه و دانشگاه در اعتلای فرهنگ و تمدن بشری، ما دانشجویان و اعضای هیات علمی واحدهای دانشگاه آزاد اسلامی متعهد میگردیم اصول زیر را در انجام فعالیت های پژوهشی مد نظر قرار داده و از آن تخطی نکنیم:

- ۱- اصل حقیقت جویی: تلاش در راستای پی جویی حقیقت و وفاداری به آن و دوری از هرگونه پنهان سازی حقیقت.
- ۲- اصل رعایت حقوق: التزام به رعایت کامل حقوق پژوهشگران و پژوهیدگان (انسان، حیوان و نبات). سایر صاحبان حق.
- ۳- اصل مالکیت مادی و معنوی: تعهد به رعایت کامل حقوق مادی و معنوی دانشگاه و کلیه همکاران پژوهش.
- ۴- اصل منافع ملی: تعهد به رعایت مصالح ملی و در نظر داشتن پیشبرد و توسعه کشور در کلیه مراحل پژوهش.
- ۵- اصل رعایت انصاف و امانت: تعهد به اجتناب از هرگونه جانب داری غیر علمی و حفاظت از اموال، تجهیزات و منابع در اختیار.
- ۶- اصل راز داری: تعهد به صیانت از اسرار و اطلاعات محرمانه افراد، سازمان ها و کشور و کلیه افراد و نهادهای مرتبط با تحقیق.
- ۷- اصل احترام: تعهد به رعایت حریم ها و حرمت ها در انجام تحقیقات و رعایت جانب نقد و خودداری از هرگونه حرمت شکنی.
- ۸- اصل ترویج: تعهد به رواج دانش و اشاعه نتایج تحقیقات و انتقال آن به همکاران علمی و دانشجویان به غیر از مواردی که منع قانونی دارد.
- ۹- اصل براعت: التزام به برائت جویی از هرگونه رفتار غیر حرفه ای و اعلام موضع نسبت به کسانی که حوزه علم و پژوهش را به شائبه های غیر علمی می آلاینند.



دانشگاه آزاد اسلامی کاشان

تعهد نامه اصالت پایان نامه

اینجانب: حمید اسدی درشگی دانش آموخته مقطع کارشناسی ارشد ناپیوسته در رشته مکترونیک که در تاریخ ۹۲/۸/۶ از پایان نامه خود تحت عنوان طراحی و شبیه سازی میکروپمپ بالمانهای نازل/ دیفیوزر با کسب نمره ۱۷ (هفده) و درجه دفاع نموده ام بدینوسیله متعهد میشوم:

۱. این پایان نامه حاصل تحقیق و پژوهش انجام شده توسط اینجانب بوده و در مواردی که از دستاوردهای علمی و پژوهشی دیگران (اعم از پایان نامه، کتاب، مقاله و...) استفاده نموده ام، مطابق ضوابط و رویه موجود، نام منبع مورد استفاده و سایر مشخصات آن را در فهرست مربوط ذکر و درج کرده ام.
۲. این پایان نامه قبلاً برای دریافت هیچ مدرک تحصیلی (هم سطح، پایین تر یا بالاتر) در سایر دانشگاه ها و موسسات آموزش عالی ارائه نشده است.
۳. چنانچه بعد از فراغت از تحصیل، قصد استفاده و هر گونه بهره برداری اعم از چاپ کتاب، ثبت اختراع و... از این پایان نامه داشته باشم، از حوزه معاونت پژوهش و فناوری واحد مجوزهای مربوط را اخذ نمایم.
۴. چنانچه در هر مقطع زمانی خلاف موارد فوق ثابت شود، عواقب ناشی از آن را می پذیرم و واحد دانشگاهی مجاز است با اینجانب مطابق ضوابط و مقررات رفتار نموده و در صورت ابطال مدرک تحصیلی ام هیچ گونه ادعایی نخواهم داشت.

نام و نام خانوادگی

حمید اسدی درشگی

تاریخ و امضاء



دانشگاه آزاد اسلامی
واحد کاشان
دانشکده تحصیلات تکمیلی

پایان نامه برای دریافت درجه کارشناسی ارشد در رشته مکترونیک

عنوان

طراحی و شبیه سازی میکرو پمپ با المان های نازل / دیفیوزر

استاد راهنما

دکتر سعید جوادی

استاد مشاور

دکتر حسین نوری بید گلی

نگارنده

حمید اسدی درشگی

پائیز ۹۲

در ابتدا بر خود وظیفه می دانم مراتب سپاس و قدر دانی خود را از اساتید بزرگوار دکتر سعید جوادی و دکتر حسین نوری
بید گلی ابراز نمایم که بدون راهنمایی آن بزرگواران تهیه این پایان نامه امکان پذیر نمی بود.



تقدیم به:

پدر و مادر فداکارم



چکیده.....	۱
فصل اول: مقدمه	۲
۱-۱- میکرو پمپ	۳
۱-۲- میکرو پمپ فعال دیافراگمی یک طرفه	۴
۱-۲-۱- معایب میکرو پمپ های دریچه دار	۵
۲-۲-۱- شیرهای دینامیکی	۶
۳-۱- دیافراگم در میکرو پمپ ها	۸
۱-۳-۱- نحوه عملکرد دیافراگم	۹
۲-۳-۱- معادله های پیزو الکتریک	۱۰
۴-۱- کارآیی اصلاح جریان	۱۰
فصل دوم: مروری بر کارهای گذشته	۱۱
۱-۲- مقدمه	۱۴
۲-۲- میکرو پمپ های پیزوالکتریکی با شیرهای یک طرفه	۱۴
۳-۲- میکرو پمپ پیزوالکتریکی با المان نازل/دیفیوزر	۱۶
۴-۲- میکرو پمپ های چند محفظه ای	۲۳
۵-۲- تاثیر مقدار ولتاژ و فرکانس بر دبی خالص	۲۸
۶-۲- میکرو پمپ های تحویل دارو	۳۰
فصل سوم: شبیه سازی مقالات	۳۲
۱-۳- شبیه سازی مقالات گذشته	۳۳
۱-۱-۳- شبیه سازی ویژگی های دیافراگم میکرو پمپ بدون دریچه وابسته به PZT	۳۳
۲-۱-۳- شبیه سازی میکرو پمپ مورد مطالعه	۳۹
فصل چهارم: شبیه سازی مدل های ارائه شده	۴۵
۱-۴- مقدمه	۴۶
۲-۴- معرفی	۴۷
۳-۴- میکروپمپ با محفظه قوسی	۴۸

۴-۳-۱- دیافراگم در میکرو پمپ قوسی شکل	۵۰
۴-۳-۲- فشار وارده بر میکرو پمپ قوسی شکل	۵۱
۴-۳-۳- بردار سرعت سیال در میکرو پمپ قوسی	۵۱
۴-۳-۴- مقدار دبی خالص در میکرو پمپ قوسی شکل	۵۲
۴-۴- میکرو پمپ دو محفظه ای به حالت موازی	۵۳
۴-۴-۱- ساختار میکرو پمپ دو محفظه ای به حالت موازی	۵۴
۴-۴-۲- طبقه عملکرد میکرو پمپ دو محفظه ای موازی	۵۴
۴-۴-۳- دیافراگم در میکرو پمپ دو محفظه ای موازی	۵۶
۴-۴-۴- فشار وارد شده بر میکرو پمپ دو محفظه ای موازی	۵۶
۴-۴-۵- بردار سرعت سیال در میکرو پمپ دو محفظه ای موازی	۵۷
۴-۴-۶- دبی خالص در میکرو پمپ دو محفظه ای موازی	۵۸
۴-۵- تاثیر ولتاژ بر تغییرات مکانی دیافراگم	۵۸
۴-۶- مقایسه و تحلیل عملکرد میکرو پمپ ها با طراحی های مختلف	۵۹
فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات	۶۱
۵-۱- نتیجه گیری کلی	۶۲
۵-۲- پیشنهادات	۶۳
فهرست منابع	۶۴
پیوست	۶۹
الف-۱- روش المان محدود	۷۰
الف-۲- تاریخچه ای از روش المان محدود	۷۱
الف-۳- طبقه عملکرد روش المان محدود	۷۲
الف-۳-۱- تقسیم کردن محیط پیوسته	۷۲
الف-۳-۲- انتخاب توابع درونیابی	۷۲
الف-۳-۳- پیدا کردن خصوصیات و ویژگی های المان	۷۲
الف-۳-۴- ترکیب ویژگی های المان	۷۳
الف-۳-۵- حل معادلات سیستم	۷۳

عنوان

صفحه

الف-۴- نرم افزارهای شبیه سازی با روش المان محدود	۷۴
ب-۱- نرم افزار COMSOL Multiphysics	۷۴
ب-۲- محیط COMSOL Multiphysics	۷۵
چکیده انگلیسی	۷۹



فهرست جداول

صفحه	عنوان
۳۴	جدول (۱-۳): ابعاد هندسی مسئله
۳۴	جدول (۲-۳): مواد به کار رفته در میکرو پمپ
۳۸	جدول (۳-۳): داده های بدست آمده از شبیه سازی و مقایسه با نتایج واقعی
۴۱	جدول (۴-۳): ابعاد هندسی میکرو پمپ
۴۱	جدول (۵-۳): مواد به کار رفته در میکرو پمپ
۴۷	جدول (۱-۴): مشخصات هندسی یکسان در میکرو پمپ ها
۵۵	جدول (۲-۴): مشخصات میکرو پمپ دو محفظه ای به حالت موازی
۵۹	جدول (۳-۴): میزان تغییرات مکانی دیافراگم میکرو پمپ ها در ولتاژهای مختلف
۵۹	جدول (۴-۴): جدول مقایسه

فهرست شکل ها

عنوان

صفحه

شکل (۱-۱): نمای میکرو پمپ با شیرهای یکطرفه	۵
شکل (۲-۱): پدیده ها در موارد فعالیت غیر نرمال	۷
شکل (۳-۱): اصل عملکرد PAVM با استفاده از تحریک کننده پیزو الکتریک	۸
شکل (۴-۱): (a) دیافراگم به سمت بالا خمیده می شود. (b) دیافراگم به سمت پایین خمیده می شود	۸
شکل (۵-۱): شکل دیافراگم وقتی که به سمت بالا حرکت می کند	۱۰
شکل (۱-۲): پمپ پیزوالکتریکی Narasaki	۱۵
شکل (۲-۲): میکرو پمپ پیزوالکتریکی Michael Koch با شیرهای یکطرفه	۱۶
شکل (۳-۲): پمپ پیزوالکتریکی Kan با شیرهای یکطرفه	۱۶
شکل (۴-۲): میکرو پمپ با شیرهای دینامیکی (المان های نازل/دیفیوزر) Stemme	۱۷
شکل (۵-۲): میکرو پمپ پیزوالکتریکی با المان نازل/دیفیوزر به شکل هرم مربعی Gerlash	۱۸
شکل (۶-۲): تصویر ساختار میکرو پمپ بدون دریچه پیزوالکتریکی	۱۹
شکل (۷-۲): نمودار تغییرات مکانی غشاء	۱۹
شکل (۸-۲): نمای بالایی شکل هندسی مانع نامتقارن در نازل/دیفیوزر	۲۰
شکل (۹-۲): نمونه جریان شبیه سازی شده در المان نازل/دیفیوزر	۲۱
شکل (۱۰-۲): نمای دو بعدی از شکل هندسی المان نازل/دیفیوزر	۲۱
شکل (۱۱-۲): مقدار ماکزیمم و مینیمم فشار وارد شده بر میکرو پمپ	۲۲
شکل (۱۲-۲): مقدار ماکزیمم و مینیمم سرعت سیال در میکرو پمپ R.Deverajan	۲۲
شکل (۱۳-۲): میکرو پمپ دو محفظه ای Anders	۲۳
شکل (۱۴-۲): تصویر میکرو پمپ Qifeng از دید بالا	۲۴
شکل (۱۵-۲): تصویر میکرو پمپ Qifeng از دید بغل	۲۴
شکل (۱۶-۲): عملکرد میکرو پمپ دو اتاقکه Qifeng	۲۵
شکل (۱۷-۲): میکرو پمپ Wei Wang	۲۵
شکل (۱۸-۲): میکرو پمپ Wei Wang در حالت عملکرد تضاد و یکسان	۲۶
شکل (۱۹-۲): شماتیک میکرو پمپ دو اتاقک سری Azarbadegan	۲۷
شکل (۲۰-۲): شماتیک میکرو پمپ دو اتاقک موازی Azarbadegan	۲۸
شکل (۲۱-۲): سهمی تحلیل و نتایج آزمایشگاهی میکرو پمپ بدون دریچه Zhao	۲۹
شکل (۱-۳): میکرو پمپ ارائه شده از دید بغل	۳۴

شکل (۳-۲): تغییرات مکانی غشاء با ضخامت پیزوالکتریک $5\mu\text{m}$	۳۵
شکل (۳-۳): تغییرات مکان غشاء با ضخامت پیزوالکتریک $10\mu\text{m}$	۳۷
شکل (۳-۴): تغییرات مکان غشاء با ضخامت پیزوالکتریک $20\mu\text{m}$	۳۶
شکل (۳-۵): تغییرات مکانی غشاء با ضخامت پیزوالکتریک برابر $10\mu\text{m}$ (۵۰۷ اعمال شده).....	۳۶
شکل (۳-۶): شماتیک میکرو پمپ شبیه سازی شده	۳۶
شکل (۳-۷): ماکزیمم تغییرات مکانی دیافراگم	۴۲
شکل (۳-۸): ماکزیمم و مینیمم فشار وارد شده بر دیافراگم	۴۲
شکل (۳-۹): مقدار دبی خالص بدست آمده از سه دوره کامل ارتعاش دیافراگم	۴۲
شکل (۴-۱): نمای میکرو پمپ شبیه سازی شده در فصل ۳	۴۷
شکل (۴-۲): دبی بدست آمده از میکرو پمپ شبیه سازی شده در فصل ۳	۴۸
شکل (۴-۳): نمای هندسی میکرو پمپ قوسی شکل	۵۰
شکل (۴-۴): تغییر شکل دیافراگم در میکرو پمپ قوسی	۵۰
شکل (۴-۵): توزیع فشار در نقاط مختلف میکرو پمپ قوسی	۵۰
شکل (۴-۶): بردار سرعت سیال در میکرو پمپ قوسی	۵۲
شکل (۴-۷): مقادیر دبی خالص میکرو پمپ قوسی در سه دوره عملکرد کامل	۵۳
شکل (۴-۸): نمای میکرو پمپ دو محفظه ای به حالت موازی	۵۳
شکل (۴-۹): تغییرات مکانی دیافراگم در میکرو پمپ دو محفظه ای به حالت موازی	۵۶
شکل (۴-۱۰): ماکزیمم و مینیمم فشار وارده شده بر میکرو پمپ دو محفظه ای موازی	۵۷
شکل (۴-۱۱): بردار سرعت سیال در میکرو پمپ دو محفظه ای موازی	۵۷
شکل (۴-۱۲): دبی خالص میکرو پمپ دو محفظه ای موازی	۵۷
شکل (ب-۱): مشخص کردن فیزیک های مورد استفاده در طراحی	۷۵
شکل (ب-۲): قسمت مشخص کردن نوع تحلیل در طراحی	۷۶
شکل (ب-۳): نمای اصلی محیط COMSOL Multiphysics	۷۷

چکیده

تولید و کاربرد وسیله های میکرو سیال، به علت رشد سریع و نیاز روز افزون در سال های اخیر، توجه زیادی را به خود جلب کرده است. یکی از ریز شاخه های مجموعه الکترو مکانیکی، میکرو پمپ ها هستند که شامل میکرو پمپها با شیرهای یکطرفه و یا به صورت المانهای نازل/دیفیوزر می باشند که به دلیل بروز مشکلاتی در شیرهای یکطرفه، از جمله لقی، گرفتگی، فرسایش و ... محققان به سمت بررسی میکرو پمپها با المانهای نازل/دیفیوزر روی آورده اند. هدف اصلی در این پروژه شبیه سازی میکرو پمپی می باشد که باعث افزایش میزان دبی خالص و همچنین کاهش در هزینه تولید گردد. در این راستا میکرو پمپی مشابه با میکرو پمپ های موجود در بازار شبیه سازی شده است. این میکروپمپ که به عنوان میکروپمپ مرجع معرفی گردیده است از نوع تک محفظه ای با تحریک کننده پیزوالکتریکی می باشد و در ورودی و خروجی آن از المانهای نازل/ دیفیوزر استفاده گردیده است. با ایجاد تغییراتی در شکل هندسی محفظه ی میکروپمپ مرجع، یعنی ادغام دو هندسه مجزای بیضوی و مستطیلی شکل با هم، نوع دیگری از میکروپمپ به نام میکروپمپ قوسی شکل ایجاد میگردد. در انجام شبیه سازی این نوع میکروپمپ، مساحت داخلی محفظه قوسی شکل و محفظه میکرو پمپ مرجع با هم برابر و سایر پارامترها نیز یکسان انتخاب شده اند. نتایج شبیه سازی نشان میدهد، میزان آشفته‌گی و حرکت های نامنظم سیال در داخل محفظه و در نتیجه ، میزان جریان عقبی کاهش خواهد یافت که این خود منجر به افزایش دبی خالص خواهد شد. در این پروژه نوع جدیدی از میکروپمپ ارائه و شبیه سازی میگردد. ساختار این میکرو پمپ شامل محفظه های دو میکروپمپ مرجع به حالت موازی و مماس با هم و یک تحریک کننده پیزوالکتریک مابین دو محفظه می باشد. هنگامی که ولتاژ سینوسی به کریستال پیزوالکتریک اعمال می گردد پیزوالکتریک در راستای محور عمود بر آن (مثلا محور y) ارتعاش خواهد کرد. زمانی که پیزوالکتریک در جهت مثبت محور تغییر مکان میدهد سیال داخل محفظه بالایی تحت فشار قرار می گیرد و در همان زمان عمل مکش در محفظه پایینی صورت می گیرد. این عمل در جهت منفی محور نیز بطور معکوس انجام میگردد. بنابراین خصوصیت جالب این طرح آن است که در هر لحظه، عمل مکش و تخلیه سیال را توأماً خواهیم داشت که موجب بهبود کارایی میکروپمپ نسبت به نوع تک محفظه ای می گردد.

کلمات کلیدی: المان های نازل/دیفیوزر - راه انداز پیزوالکتریکی - نرم افزار COMSOL Multiphysics



فصل اول: مقدمه

۱-۱- میکرو پمپ

تحقیق و توسعه در میکرو پمپ های به طور اولیه با استفاده از تکنولوژی ساخت در سال ۱۹۸۰ شروع شد و به سمت تکنولوژی ^۱MEMS در سال ۱۹۹۰ تغییر کرد. به طور کلی میکرو پمپ ها می توانند به صورت میکرو پمپ های مکانیکی و غیر مکانیکی طبقه بندی شوند. قسمت هایی از جمله دیافراگم پمپاژ و دریچه های کنترل به عنوان میکرو پمپ مکانیکی و قسمت هایی که حرکت ندارند به صورت میکرو پمپ غیر مکانیکی می باشند [۱]. در سال ۱۹۸۰ آقای وال مارک و همکاران اولین میکرو پمپ را بیان کردند [۲]. میکرو پمپ می تواند حجم کوچک و دقیق مایعات را برای سیستم های شیمیایی، بیولوژیکی یا پزشکی حمل کند (یکی از اجزای قابل توجه برای تحویل مایع و نمونه ها در سیستم تحلیل میکرو هستند) عملکرد بالا، مصرف کمتر انرژی، ساخت ساده، هزینه کمتر و دسترسی آسان نیازهای اصلی برای میکرو پمپ هستند، مسائل عمده که برای میکرو پمپ ها مورد تحقیق قرار می گیرد، شامل: سیستم تحویل دارو، تحلیل بالینی در پزشکی، سیستم قلبی و ... هستند [۳ - ۵].

اصول کاری این میکرو پمپ کاملاً از پمپ ها بزرگ (کلان) متفاوت است [۶]، از میکرو پمپ برای کنترل و انتقال مقادیر کوچک مایعات بکار برده می شود که ساختار ساده ای دارد و هیچ بخش حرکت داخلی ندارد، یکی از مهمترین جزای رانشی مایعات در حد میکروسکوپی می باشد و به همین دلیل توجه محققان و مصارف صنعتی را به خود جلب کرده است [۷-۸].

میکرو پمپ ها و میکرو سوزن ها اجزای ضروری سیستم تحویل داروی مطرح شده هستند، که می توانند فعالانه دارو ها را به موقع تحویل دهند و برای شیمی درمانی بیماران سرطانی، تحویل انسولین برای بیماران دیابتی و بیماری های مزمن مفید است. سیستم تحویل داروی (^۲DDS) شامل مخزن دارو، میکرو پمپ ها، دریچه ها، حسگرهای میکروسکوپی، کانال های میکروسکوپی و مدارهای مرتبط لازم است. میکروپمپ ها وسیله های مناسبی برای انتقال دارو از مخزن دارو به بدن می باشند که دارای دقت زیادی هستند و برای تحویل داروهای بیوتکنولوژی مدرن مناسب است که نمی توان توسط روش های موسوم تحویل داده شود [۹-۱۵]. با استفاده از میکرو حسگر ها برای تحویل دارو می توان به طور صحیح از مقدار

^۱ Micro Electromechanical System

^۲ Drug Delivery System

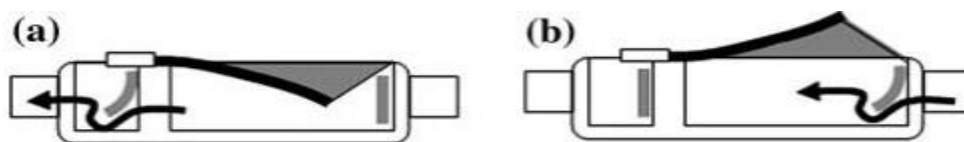
مطلوب دارو ها در زمان مطلوب استفاده کرد که باعث بهبود در اثر درمانی میگردد که از جمله در بعضی درمان های قلبی، قلب نمی تواند خون را با فشار کافی پمپاژ کند و از میکروپمپ ها برای افزایش و تنظیم جریان و فشار خون در سرخرگ های ریوی به کار برده می شود [۱۴].

از مصارف دیگر میکروپمپ ها می توان به عمل خنک سازی در چاپگرها، لوازم میکرو الکترونیک اشاره کرد [۱۴]. میکرو الکترونیک با نیازهای گسترده محاسبه در حال گسترش است، که نیاز به کنترل جنبه های حرارتی سیستم ها نقش قطعی در صنعت بسته بندی ایفا می کنند. با سطح چگالی نیروی بالا، چارچوب های اصلی کامپیوتر، تجهیزات ارتباطی تلفنی، سوپر کامپیوترها و سیستم های با نیروی بالا شدیداً نیازمند سرد کردن بهینه هستن که ممکن نیست با هوای مرسوم یا با سرد کردن مستقیم امکان پذیر باشد، پس یکی از کاربرد های مهم دیگر میکرو پمپ سرد کردن وسیله های میکرو الکترونیک می باشد [۱۵-۱۶].

برای ارزیابی منافع نهایی میکرو پمپ ها در محصولات تجاری، توسعه وسیله های سیال میکروسکوپی، عملیات بازده آنها باید به طور صحیح مورد تحقیق قرار گیرد که اگر محدوده قابل قبول از لحاظ عملکرد تعریف شود، وسیله ها به طور مؤثر عمل خواهند کرد. کارایی مهمترین پارامتر میکرو پمپ است [۱۷-۱۹].

۱-۲- میکرو پمپ فعال دیافراگمی یکطرفه

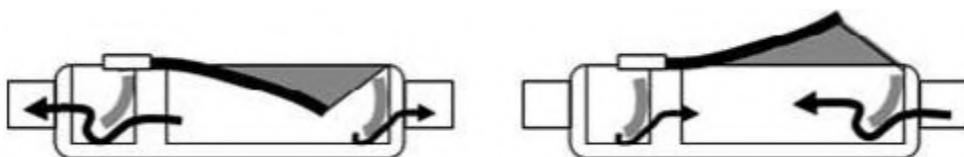
ارتعاش پیزوالکترترونیك، جریان در حال نوسان تولید می کند و حجم اتاقک را با تغییر انحنای دیافراگم تغییر می دهد. در حالی که فعال کننده به سمت پایین در حال حرکت است، حجم اتاقک طبق شکل (۱-۱) کاهش می یابد، و در این لحظه دریچه ورودی بسته و دریچه خروجی باز خواهد شد، در حالی که فعال کننده به سمت بالا حرکت کند حجم اتاقک طبق شکل (۱-۱) افزایش می یابد و در این لحظه هم دریچه ورودی باز و دریچه خروجی بسته خواهد شد [۲۰].



شکل (۱-۱): نمای میکرو پمپ یا شیرهای یکطرفه [۲۰]

۱-۲-۱ معایب میکرو پمپ های دریچه دار

۱- حرکت دریچه خروجی که با غشاء ارتعاش به طور نادرست تطبیق کند، ممکن است باعث عدم توانایی برای تولید جریان خارجی خالص شوند.



شکل (۲-۱): پدیده ها در موارد فعالیت غیر نرمال [۲۰]

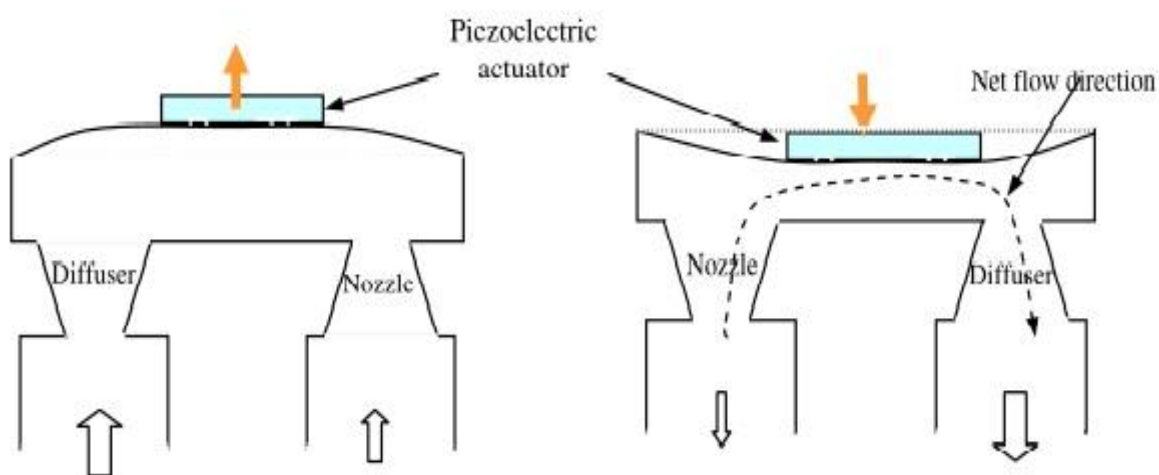
۲- معمولاً دریچه با غلظت و نیروی حرکت آنی ایجاد شده توسط مایع، محدود می شود. تحت شرایط نیروی جنبشی آنی ثابت، هرچه قدر دریچه ضخیم تر باشد، جابه جایی کمتر به وجود خواهد آمد [۲۰]. میکرو پمپ با دریچه های در حال کنترل می توانند از برگشت جریان کنترل کنند اما ساختار پمپ پیچیده است و خطر انسداد دریچه توسط ذرات کوچک یا حباب ها در مایعات به وجود می آیند، به عبارت دیگر میکرو پمپ های بدون دریچه دیافراگمی (نازل/دیفیوزر) به طور کلی نمی توانند از مقدار کمتر جریان به عقب اجتناب کنند اما ساختار آنها پیچیده نیست [۲۱]. در دهه های گذشته، دریچه میکروسکوپی نازل/دیفیوزر به طور گسترده به صورت ترکیباتی از میکرو پمپ بدون دریچه با فعال کننده پیزوالکتریکی مورد مطالعه قرار گرفته است. اصل کار میکرو پمپ بدون دریچه وابسته به عملکرد مایع متقارن است که باعث کاهش بیشتر فشار در دو مسیر جریان می شود و هزینه ساخت و آسیب ها از فراسایش را کاهش می دهد [۲۰].

۱-۲-۲ شیرهای دینامیکی

میکرو پمپ وابسته به دیافراگم می تواند بیشتر به صورت انواع دریچه دار و بدون دریچه (المان نازل/دیفیوزر) وابسته به ساختار آنها طبقه بندی کرد [۳۰-۳۲]. که مسائل قابل توجه با میکرو پمپ های با دریچه کنترل شامل ساییدگی دریچه های در حال حرکت، حساسیت به ذرات جامد، هدر رفتگی فشار می باشند [۳۳]. میکروپمپ ها با دریچه های کنترل می توانند از جریان به عقب جلوگیری کنند، اما ساختار پمپ پیچیده است و خطر مسدودیت دریچه توسط ذرات کوچک یا حباب های مایعات وجود دارد [۲۳-۳۴]. به عبارت دیگر، دو طرفه کردن پمپ های بدون دریچه دیافراگمی نمی تواند از مقدار جریان کمتر به عقب جلوگیری کند. در این وسیله ها شکل کانال عامل بسیار مهم و تأثیر گذار بر عملکرد پمپ است [۳۵-۳۶]. آقای استیم^۱، اولین میکرو پمپ را با ساختارهای نازل/دیفیوزر در سال ۱۹۹۳ مطرح کرد [۳۷]. میکرو پمپ بدون دریچه (نازل/دیفیوزر) جایگزین شیرهای دریچه دار کلاسیک است پمپ های بدون دریچه، هیچ دریچه فعالی ندارند و به همین دلیل خطرات ساییدگی گرفتگی دریچه کاهش می یابد [۳۴-۴۴]. در طول سال های گذشته، انواع مختلف میکرو پمپ ها بدون دریچه مطرح شده اند، همگی آنها از کانال های جریان استفاده می کنند که مقاوت جریان وابسته به مسیر است [۳۹]. میکرو پمپ های بدون دریچه مشابه با میکرو پمپ های مکانیکی نوع دیافراگم هستند اما از دریچه های کنترل برای اصلاح جریان استفاده نمی کنند، و از نازل/دیفیوزر برای هدایت جریان استفاده می شود، میکرو پمپ های فعال بدون دریچه از لحاظ پیزوالکتریکی محدوده وسیعی از کاربردهای عملی دارند و نبود هر بخش مکانیکی در حال حرکت، توانایی برای هدایت جریان، طرح و ساخت را ساده می کند [۳۱]. میکرو پمپ های پیزوالکتریکی بدون دریچه، یکی از مشهورترین میکرو پمپ ها هستند که مزیت های مهم از جمله ساخت آسان عملکرد صحیح و هزینه های کمتری دارند [۶]. ساختار هندسی نازل/دیفیوزر یکی از عوامل کلیدی تعیین کننده توانایی میکرو پمپ بدون دریچه است [۴۰]. دیفیوزر مقاوت جریان کمتری نسبت به نازل دارد، از این رو مایع بیشتری از طریق ورودی حرکت می کند و به صورت دیفیوزر عمل می کند تا نسبت به خروجی که به صورت نازل استفاده می کند و بر عکس، در حالت خارج از پمپ، مایع بیشتری در خروجی نسبت به ورودی جریان پیدا می کند. این باعث عمل پمپاژ از ورودی به خروجی در طول عملکرد میکروپمپ می گردد [۴۱].

^۱ Stemme

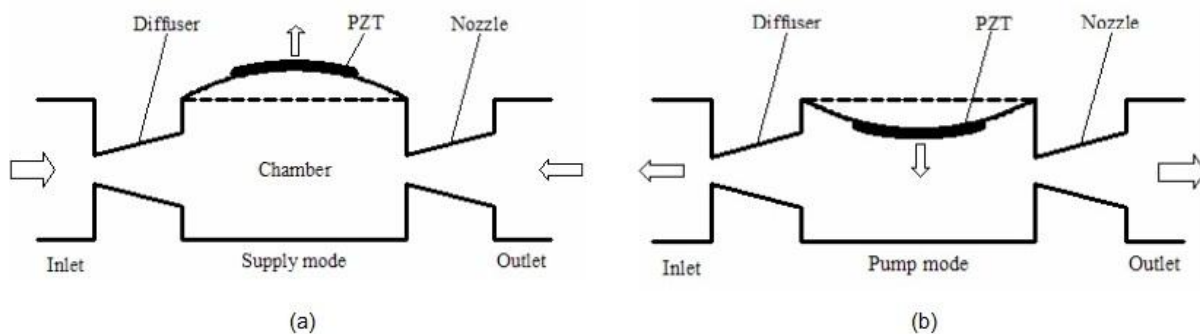
بیشتر نویسندگان اصل عملی PAVM^۱ را توضیح داده اند. آنها نشان داده اند که مقاومت در سرتاسر نازل/دیفیوزر متفاوت است، از این رو بخش دیفیوزر می تواند به عنوان دریچه فعال عمل کند و جریان خالص PAVM را هدایت کند [۴۲]. به خاطر اینکه میکرو پمپ های بدون دریچه فعال از لحاظ میکروسکوپی ساختار ساده ای دارند و هیچ بخش متحرک داخلی ندارند، می توانند عملکرد سریع تری داشته باشند [۴۳].



شکل (۱-۳): اصل عملکرد PAVM با استفاده از تحریک کننده پیزوالکتریک [۴۲]

عملکرد میکروپمپ های بدون دریچه با تحریک کننده دیافراگم به این صورت است که مایع را از اتاقک پمپ با دریچه های ورودی و خروجی با حرکت نوسان پمپاژ می کنند. حرکت ارتعاشی دیافراگم که به پیزوالکتریک متصل است، باعث ایجاد فشار به سیال داخل محفظه می گردد. هنگامی که دیافراگم به سمت بالا در نیم دور اول حرکت می کند شکل (۱-۳) مایع های بیشتری از طریق دیفیوزر وارد اتاقک پمپ می شود. در نیم دور دیگر، دیفیوزر نیم دور اول به صورت نازل عمل می کند، هنگامی که دیافراگم به سمت پایین جریان پیدا می کند، مایع کمتری از آن عبور خواهد کرد، از این رو جریان خالص در چرخه خواهیم داشت [۷].

^۱ Piezoelectrically Actuated Valveless Micropump



شکل (۱-۴): (a) دیافراگم به سمت بالا خمیده می شود. (b) دیافراگم به سمت پایین خمیده می شود [۷]

ویژگی های متفاوت نازل/دیفیوزر باعث جریان پمپاژ جریان خالص از ورودی به خروجی می شود [۱۷]. در مقیاس های میکرو، پیستون و دریچه قطعات لازم پمپ هستند. به هر حال سختی در ساخت و نادرستی عملیات هنگامی افزایش خواهد یافت که ابعاد تا درجه معینی کاهش یابند [۳].

۳-۱ دیافراگم در میکرو پمپ ها

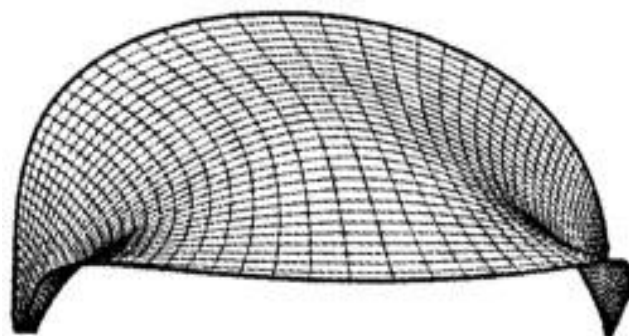
آقای وان لیتل^۱ و وان د پل^۲ در سال ۱۹۹۰ اولین میکرو پمپ سیلیکونی را وابسته به فعالیت پیزوالکتریک یا حرارتی غشای نازک معرفی کردند [۱۷]. البته مکانیزم های دیگری نیز برای راه اندازی دیافراگم وجود دارند که عبارتند از: روش الکترومغناطیسی، الکترواستاتیکی، ترمو دینامیکی (حرارتی)، دو فلزی و مواد هوشیار (آلیاژ حافظه) [۲۲-۲۶]. در مقایسه با موارد ذکر شده، فعالیت پیزوالکتریک می تواند عملکرد خوبی داشته باشد و فشار متوسط در مصرف نیروی کمتر فراهم نماید که برای کاربردهای پزشکی هم ترجیح داده می شود [۲۷] ولی فعال کننده الکترواستاتیکی، ولتاژ و فرکانس بیشتری جهت جابه جایی غشاء در محدوده چند میکرو متر، نسبت به پیزوالکتریک نیاز دارد. اما فعال کننده به روش آلیاژ حافظه با میزان فرکانس کمتری عمل می کند [۲۸-۲۹]، اما مزایایی که تحریک کننده پیزوالکتریک نسبت به تحریک کننده های دیگر دارد عبارت است از: عملکرد سریع، نیروی رانشی بزرگ و مصرف نیروی کمتر اشاره کرد [۳۰].

^۱Van Lintel
^۲Van de Pol

تحریک کننده پیزوالکتریک با غشای سیلیکونی به حالت مماس قرار میگیرند و در صورت اعمال جریان الکتریکی و پیزوالکتریک باعث ایجاد ارتعاش می گردد و همین امر موجب ایجاد ارتعاش غشاء در راستای عمودی می گردد (غشاء در واقع لایه ای بلفرض سیلیکونی است که یک محیط جدا کننده سیال با پیزوالکتریک می باشد) که در نتیجه ارتعاش حجم محفظه میکرو پمپ تغییر می کند، در موقعی که غشاء به سمت پایین تغییر مکان می دهد باعث ایجاد فشار به سیال داخل محفظه می گردد که موجب می شود، سیال به بیرون از محفظه راه یابد [۱۷]. انتخاب جنس ماده غشاء برای عملکرد میکرو پمپ لازم است و با نوع فعالیت و روش ساخت بکاربرده شده، تعیین می گردد. غشاء بجز اینکه از لحاظ هزینه باید بررسی گردد باید قادر به مقاومت در برابر ساییدگی باشد، سیلیکون آلومینیوم و مس مواد غشایی هستند که در فعال کننده پیزوالکتریک مورد استفاده قرار می گیرند [۹-۱۴].

۱-۳-۱ نحوه عملکرد دیافراگم

پیزوالکتریک (PZT^1) به خاطر پاسخ سریع، نیروی رانشی بزرگ و مصرف نیروی کمتر به عنوان فعال کننده ی دیافراگم مورد استفاده قرار می گیرد [۳۰]. حرکت دیافراگم به سیال داخل محفظه فشار وارد می کند [۷]. ارتعاش دیافراگم جریانات تناوبی داخل محفظه میکرو پمپ ایجاد می کند. مایع به طور تناوبی در داخل و خارج نازل/دیفیوزر متصل به اتاقک پمپ جریان پیدا می کند. در صورت افزایش فشار اتاقک، مایع به خارج حرکت می کند.



شکل (۱-۵): شکل دیافراگم وقتی که به سمت بالا حرکت می کند [۶]

^۱ Piezoelectric

وقتی که فشار تافک پمپ به حداکثر می رسد، سرعت ورودی نسبت به خروجی کاهش می یابد و در نیمه دوم دوره، دیافراگم به سمت بالا حرکت می کند و فشار تافک پمپ کاهش می یابد و در نتیجه مایع به داخل آن مکیده می شود [۶].

از معادله ناویر استوکس برای کنترل جریان مایع استفاده می گردد [۳۱]:

$$P_l \frac{du}{dt} = P_l g + \mu \nabla^2 U - \nabla P \quad (3-1)$$

$$\frac{\Delta P_l}{\Delta t} + (U \cdot \nabla) P_l = 0$$

U : بردار سرعت

μ : غلظت سیال

P : فشار دینامیکی

شرایط مرزی غیر لغزشی بر دیواره های میکرو پمپ در نظر میگیریم و از طریق معادله های کنترل کننده میزان انحنای غشاء و در نتیجه آن میزان جریان مایع، را میتوان محاسبه کرد (با هم رابطه مستقیم دارند) [۳۱].

۱-۳-۲ معادلات پیزوالکتریک

معادلات کنترل کننده پیزوالکتریک به صورت زیر هستند [۱۷]:

$$T = C^E \cdot S - e^t \cdot E \quad (5-1)$$

$$D = e \cdot S + \varepsilon^S \cdot E \quad (6-1)$$

S : فشار مکانیکی

T : بردارهای فشار

D: میدان الکتریکی

E: بردار جا به جایی الکتریکی

ماتریس های C^E و ϵ^S و e به ترتیب ماتریس های ثابت های سختی در میدان الکتریکی ثابت، ثابت های دی الکتریکی عایق در فشار ثابت و ثابت های توأم پیزوالکتریک هستند [۱۷].

۴-۱ محاسبه مقدار هدر رفتگی فشار در المان نازل / دیفیوزر

در ورودی و خروجی المان های نازل / دیفیوزر میزان هدر رفتگی فشار، بیشتر می باشد [۴۵] و ضریب هدر رفتگی فشار در سرتاسر نازل / دیفیوزر به صورت زیر تعریف می شود [۳۱]

$$k = \frac{\Delta P}{\rho_l u^2 l / 2} \quad (۷-۱)$$

ΔP : کاهش فشار در سرتاسر نازل / دیفیوزر

ρ_l : چگالی مایع

u_l : میانگین سرعت جریان مایع در المان نازل / دیفیوزر

ضریب کاهش فشار در سرتاسر المان نازل / دیفیوزر در سه بخش از جمله انقباض ناگهانی در ورودی، انبساط ناگهانی در خروجی و انبساط یا انقباض تدریجی در امتداد طول المان نازل / دیفیوزر است از این رو ضریب های هدر رفتگی فشار k_d و k_n در سرتاسر مسیر نازل / دیفیوزر به صورت زیر تعریف می شود. (که n و d نشانگر نازل و دیفیوزر می باشد).

$$k_d = k_{d,en} + k_{d,1} + k_{d,ex} \left(\frac{A_1}{A_2} \right)^2 \quad (۸-۱)$$

$$k_n = k_{n,ex} + k_{n,1} + k_{n,en} \left(\frac{A_1}{A_2} \right)^2 \quad (۹-۱)$$

$k_{d,en}$: ضریب هدر رفتگی فشار دیفیوزر در ورودی

$k_{d,ex}$: ضریب هدر رفتگی فشار دیفیوزر در خروجی

$k_{n,en}$: ضریب هدر رفتگی فشار نازل در ورودی

$k_{n,ex}$: ضریب هدر رفتگی فشار نازل در خروجی

A_1 و A_2 : باریکترین ناحیه و بزرگترین ناحیه المان نازل/دیفیوزر است

کارایی دیفیوزر در المان نازل/دیفیوزر به صورت نسبت ضریب هدر رفتگی فشار در سرتاسر مسیر نازل با آن در مسیر دیفیوزر تعریف می شود [۳۳].

$$\xi = \frac{k_n}{k_d} \quad (10-1)$$

که ضریب هدر رفتگی فشار در مسیر نازل بیشتر از آن در مسیر دیفیوزر می باشد، یعنی $\xi > 1$ ، عملکرد پمپاژ از ورودی به خروجی ایجاد می شود و وقتی که $\xi < 1$ عملکرد پمپاژ از ورودی به خروجی صورت می گیرد [۳۳].



فصل دوم: مروری بر کارهای گذشته

۲-۱- مقدمه

آقای وال مارک^۱، میکروپمپ با شیرهای دینامیکی دریچه دار را در سال ۱۹۸۰ برای اولین بار بیان کرد و به دلیل وجود مشکلاتی از جمله لقی، ساییدگی و احتمال عمل نکردن دریچه ها همزمان با ارتعاش غشاء و..... باعث شدن تا محققان از دهه ۱۹۹۰ شیرهای بدون دریچه (نازل/دیفیوزر) را در میکروپمپ توسعه دهند.

در میکرو پمپ با المان نازل/دیفیوزر، عمل ارتعاش غشاء از طریق تحریک کننده هایی از جمله، پیزوالکتریک، الکترومغناطیسی، الکترواستاتیک، حرارتی، دو فلزی، مواد هوشیار حافظه دار صورت می گیرد، که از نظر هزینه و بهبود عملکرد، پیزوالکتریک به عنوان بهترین گزینه از نظر طراحان میکروپمپ به حساب می آید. و در راستای بهبود عملکرد میکروپمپ ها کارهای زیادی انجام شده از جمله تغییر در ابعاد، جنس مواد مورد استفاده در میکروپمپ، چند محفظه ای کردن میکروپمپ ها، تغییر در ابعاد و زاویه دیفیوزرها و ... که در این فصل به بررسی این مسائل خواهیم پرداخت.

۲-۲- میکرو پمپ های پیزوالکتریکی با شیرهای یکطرفه

تحقیق در مورد پمپ های پیزوالکتریکی به دهه ۱۹۷۰ میلادی بر می گردد [۲۷]. در اوایل، میکرو پمپ های پیزوالکتریکی با یک جفت شیرهای یکطرفه^۲ که در جهت های مخالف بودند، پذیرفته شدند. بنابراین این میکروپمپ ها، عموماً میکرو پمپ های پیزوالکتریکی با شیرهای یکطرفه نامیده می شوند.

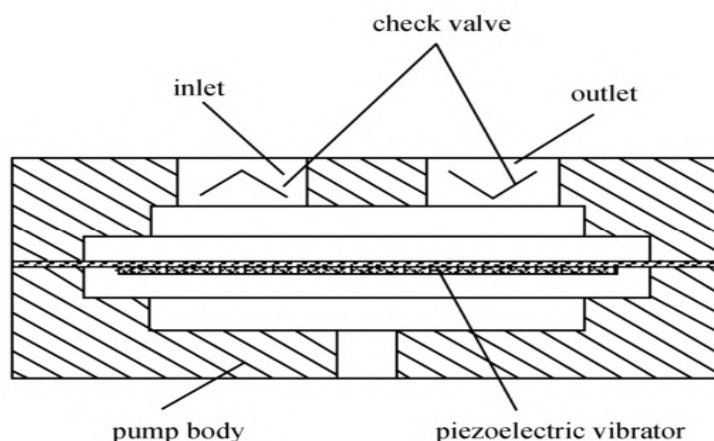
بر اساس گزارش های مربوطه، اولین پمپ پیزوالکتریکی در سال ۱۹۷۸ توسط آقای نارساکی^۳، دانشمند ژاپنی مطرح شد (شکل (۲-۱)) [۴۶]. بعد از آن، آزمایشگاه هواپیمایی بین المللی توکیو ایده ای پیشنهاد داد که محفظه ی پمپ می تواند به شکل ستونی با ارتعاش گر بی مورف پیزوالکتریکی باشد که از این ارتعاشگر برای

^۱ Wallmark

^۲ Check valves

^۳ Narasaki

تشخیص تغییرات حجم محفظه با در نظر گرفتن کرنش‌های آن استفاده می‌شود و شیرهای یکطرفه که می‌توانند به صورت جداگانه در دو انتهای پمپ به عنوان ورودی و خروجی آب در نظر گرفته شوند [۴۷].



شکل (۲-۱): پمپ پیزوالکتریکی نارساکی [۴۷]

در سال ۱۹۸۸، وان^۱ هلندی چند میکروپمپ پیزوالکتریکی بر اساس تکنولوژی میکروماشین‌کاری سیلیکونی و تکنولوژی فیلم نازک ابداع کرد [۲۵]. آقای لی^۲ از مؤسسه‌ی تکنولوژی ماساچوست^۳ در آمریکا، یک میکروپمپ پیزوالکتریکی با دبی بالا که توسط استک^۴ پیزوالکتریکی راه‌اندازی می‌شد، تولید کرد [۴۸]. میشل^۵ از دانشگاه ساعس آمپتون^۶ در استرالیا، میکروپمپی بر اساس راه‌اندازی پیزوالکتریکی فیلم نازک ($100\ \mu m$) توسعه داد (شکل (۲-۲)) آن‌ها مستقیماً فیلم‌های PZT را بر روی فیلم‌های پمپ فرآوری کردند که ماکزیمم دبی $3.5\ \text{ml/min}$ و ماکزیمم فشار پشت^۷ $2\ \text{Kpa}$ بود [۴۹]. در سال ۲۰۰۴، کان^۸ از دانشگاه جیلین^۹ در چین، پمپ پیزوالکتریکی با شیرهایی به شکل تیر یک سر درگیر، برای تحویل دارو درست کرد (شکل (۲-۳))

^۱Van

^۲Li

^۳Massachusetts

^۴Stack

^۵Michael

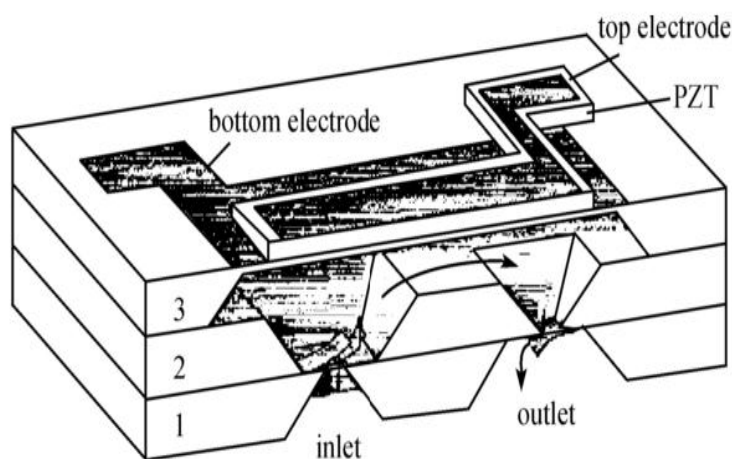
^۶Southampton

^۷Back Pressure

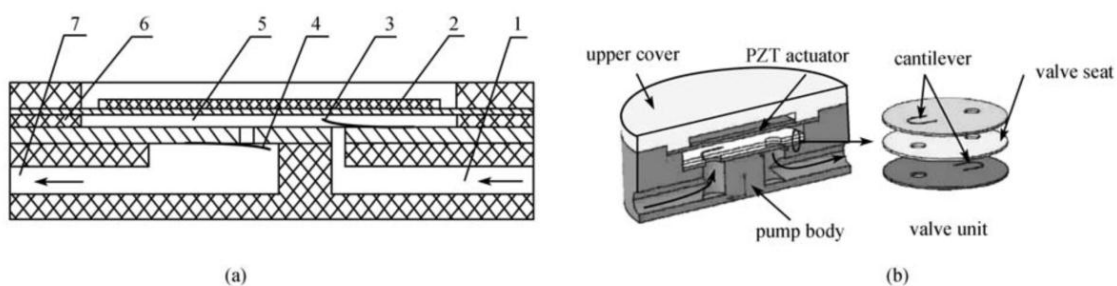
^۸Kan

^۹Jilin

طول تیر یک سر درگیر ۲.۵ mm، ماکزیمم دبی ۳.۵ ml/min و ماکزیمم فشار پشت ۲۷ Kpa بود [۵۰]. لی^۱ از دانشگاه فلوریدا در آمریکا پمپ کوچکی با راه‌انداز پیزوالکتریکی برای دبی‌های بزرگ ابداع کرد، که در آن میکروشیرهای یکطرفه‌ی غیرفعال توسعه یافته بودند [۵۱].



شکل (۲-۲): پمپ پیزوالکتریکی میشل کوچ^۲ با شیرهای یکطرفه (۱ و ۲-چپ‌های سیلیکونی) [۵۱].

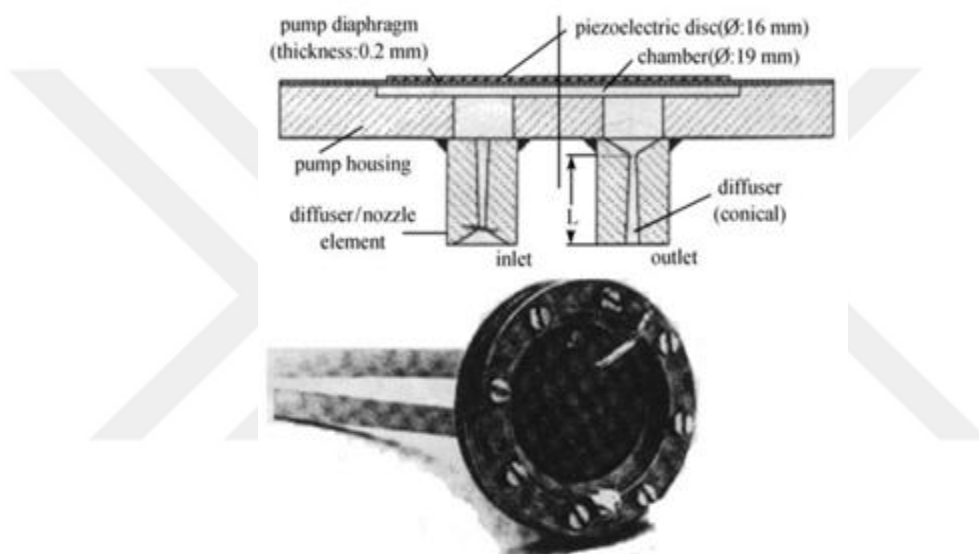


شکل (۳-۲): پمپ پیزوالکتریکی کان با شیرهای یکطرفه. (a) دیاگرام اصول طراحی؛ (b) دیاگرام ساختار (۱-ورودی؛ ۲-راه‌انداز پیزوالکتریکی؛ ۳ و ۴- شیرهای یکطرفه به شکل تیر یک سر درگیر؛ ۵-محفظه‌ی پمپ؛ ۶-بدنه‌ی پمپ؛ ۷-خروجی) [۵۱].

^۱ Li
^۲ Michael Koch

۲-۳- میکروپمپ پیزوالکتریکی با المان نازل/دیفیوزر

در سال ۱۹۹۳، استیم^۱ از سوئد، برای اولین بار میکرو پمپ سیال پیزوالکتریکی با شیر های دینامیکی بر اساس نازل/دیفیوزر، اختراع کرد [۵۲].



(شکل ۲-۴): میکرو پمپ سیال با شیر های دینامیکی با المان های نازل/دیفیوزر استیم [۵۲]

به این دلیل که گروهی از شیر های متحرک پمپ پیزوالکتریکی ، جریان سیال را به درون محفظه پمپ کنترل می کنند، ورودی و خروجی حداقل در یک نقطه ی زمان کاری^۲ قطع می شوند. در مقایسه ، پمپ پیزوالکتریکی با شیر های دینامیکی (نازل/دیفیوزر) از مشخصه سیال استفاده می کند و با طراحی شیر های بدون تحرک (منظور میکرو پمپ های با المان نازل/دیفیوزر) که می تواند جریان خالصی تولید کند و ورودی و خروجی همیشه به هم متصل هستند.

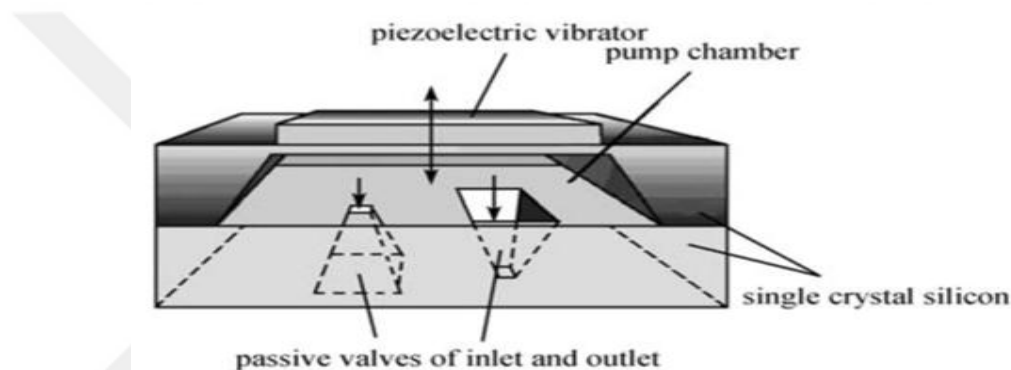
در پمپ پیزوالکتریکی با شیر های دینامیکی استیم ، از تیوپ هایی به شکل مخروط به عنوان شیر های دینامیکی استفاده شده است. بنابراین ، پمپ پیزوالکتریکی با شیر های دینامیکی با المانهای نازل/دیفیوزر نامیده

^۱ Stemme

^۲ Working-time

می شوند. این اختراع پمپ های پیزوالکتریکی را وارد مرحله جدیدی با عنوان پمپ های پیزوالکتریکی با شیر های دینامیکی کرد.

در سال ۱۹۹۵، تورچ^۱ و همکارانش از آلمان میکروپمپ پیزوالکتریکی با شیر های دینامیکی با آلمان های نازل /دیفیوزر را به شکل هرم مربعی بر روی صفحه های سیلیکونی توسعه دادند [۵۳].



(شکل ۲-۵): میکروپمپ پیزوالکتریکی با آلمان نازل /دیفیوزر به شکل هرم مربعی جیرلش^۲ [۵۳]

ژانگ^۳ از چین، با به کار بردن اختلاف مقاومت سیال در لوله تیتل سیلیا^۴ پمپ پیزوالکتریکی با شیر های دینامیکی با لوله های تیتل سیلیا را در سال ۱۹۹۸ اختراع کرد [۵۴].

او همچنین با به کار بردن اختلاف مقاومت سیال در لوله های تلاقی^۵ و شکاف گاه^۶، پمپ پیزوالکتریکی با شیر های دینامیکی با لوله های ۷- شکل را در سال ۱۹۹۹ ابداع کرد [۵۵] و میکرو پمپ پیزوالکتریکی با شیر های دینامیکی دیگری با لوله های مارپیچی بر اساس مشخصه های سیال که تحت فشار نیروی چرخشی زمین است، در سال ۲۰۰۰، اختراع کرد [۵۶]. ژیی^۷ و همکاران در سال ۲۰۰۵ مطالعه عددی و آزمایشاتی از میکروپمپ های با شیر های دیفیوزر بدون دریچه انجام دادند، آنها نتیجه گیری کردند که در دیفیوزر با زاویه

^۱ Torch

^۲ Gerlash

^۳ Zhang

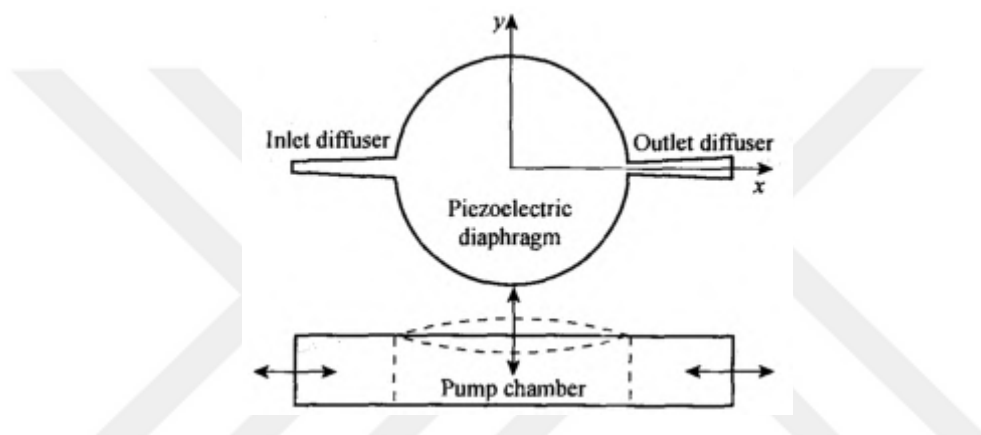
^۴ Title-cilia

^۵ Conflaace

^۶ Bifurcation

^۷ Xie

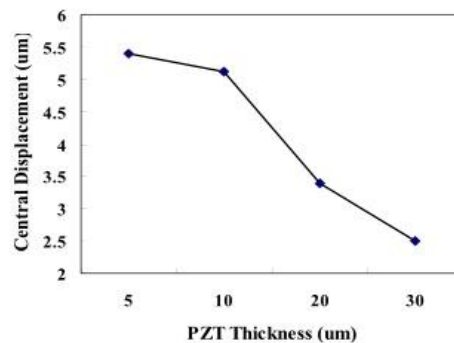
انتشار کوچک ، سرعت جریان پمپ در مسیر انتشار بزرگتر از آن در جهت معکوس است . هدف اصلی این تحقیق عددی ، ویژگی جریان میکروپمپ (پیش بینی سرعت جریان پمپ) است . (به طور کلی ، ضخامت پمپ بسیار کوچکتر از قطر پمپ است.) و در این مقاله از روش المان محدود و رابطه فشار برای حل جریانات دو بعدی میکروپمپ و محاسبه میزان جریان پمپ به کار برده می شود [۶] .



شکل (۶-۲): تصویر ساختار میکروپمپ بدون دریچه پیزوالکتریک [۶]

ون شنگ هو^۱ در سال ۲۰۰۸ در دانشگاه چین، نشان می دهد که PZT^۲ قرار داده شده در میکروپمپ با ولتاژ داده شده کار می کند، PZT به خاطر قطبیت، منقبض یا منبسط خواهد شد و این باعث تغییر شکل دیافراگم میکروپمپ خواهد شد. در این آزمایش نشان می دهد که حداکثر جا به جایی در موقعیت مرکزی دیافراگم روی می دهد و مقدار جابجایی وابسته به ولتاژ ورودی و ضخامت المان PZT است. هنگامی که ضخامت PZT افزایش می یابد، جابجایی غشاء ارتعاشی کاهش خواهد یافت که نتیجه این تحقیق در شکل (۷-۲) آورده شده است [۷].

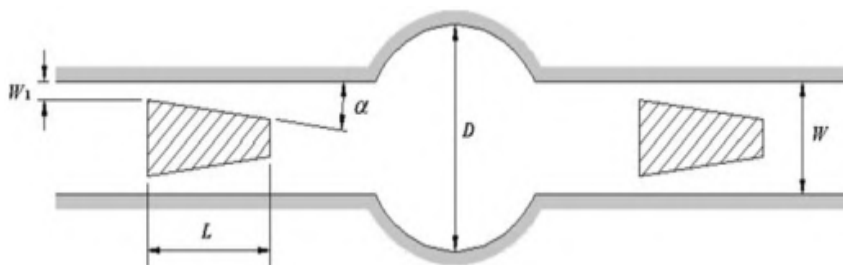
^۱ Wensheng Hou
^۲ Piezoelectric



شکل (۷-۲) نمودار تغییرات مکانی غشاء با ضخامت $10\text{ }\mu\text{m}$ و ضخامت پیزو الکتریک در حالات مختلف با ولتاژ اعمال شده

۹۰۷ [۷]

چینگ جیون لی^۱ و همکاران در سال ۲۰۰۹، مطالعه ای در مورد شیرهای میکروپمپ بدون دریچه انجام داده اند و ایده ای جدید تحت عنوان موانع نامتقارن را در مقاله صنعتی به چاپ رسانده اند. که این مقاله توسعه نوع جدید میکروپمپ بدون دریچه PZT را با طرحی جدید همچون شکل (۸-۲) بیان می کند که موانعی را در لوله های متصل به محفظه میکرو پمپ جایگذاری نموده اند.



شکل (۸-۲): نمای بالایی شکل هندسی موانع نامتقارن که طول موانع L و پهنای کانال W و پهنای گردنه W_1 و زاویه واگرایی α و

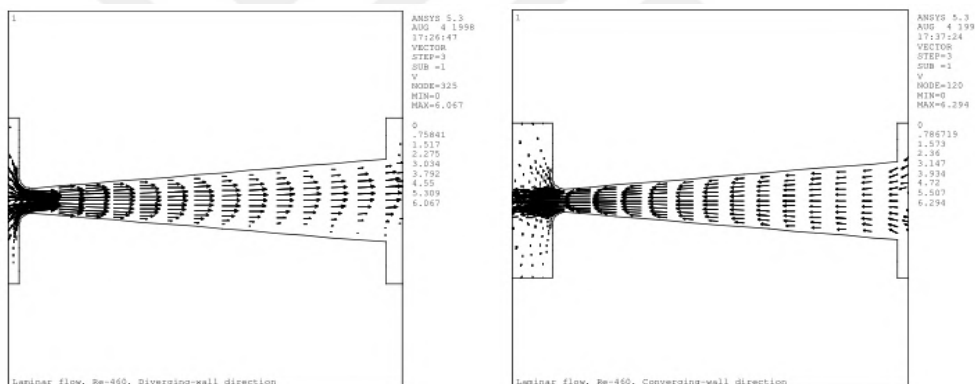
قطر اتاقک مرتعش D است [۴۵]

عملکرد میکروپمپ موجود نه تنها وابسته به پارامترهای هندسی و موانع نامتقارن آن است ، بلکه همچنین وابسته به فرکانس های ارتعاشی صفحه PZT است. این میکرو پمپ قادر به ارضای نیازهای سیستم ها می باشد که فشار و سرعت جریان خالص را می توان با استفاده از انواع مختلف موانع و تغییر فرکانس مرتعش

^۱ Ching - Jiun Lee

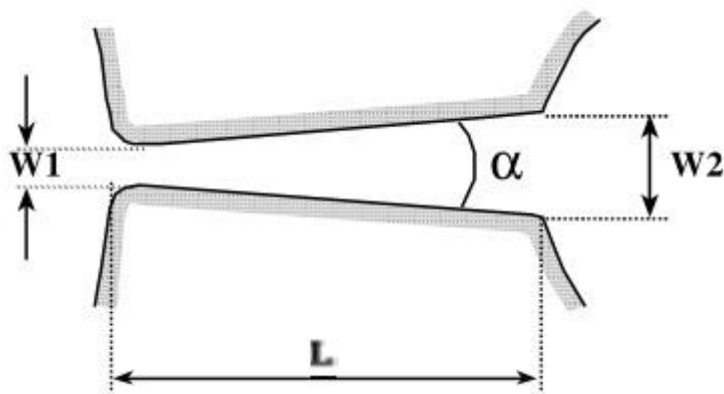
صفحه PZT بدون تغییر ابعاد و کانال تنظیم کرد. با این طرح به آسانی می توان میکروپمپ ها را به صورت سری به هم متصل نماییم [۴۵].

در مقاله ای که تحت حمایت از صنعت و تکنیک در سوئد به چاپ رسیده است ، المان نازل/دیفیوزر را بررسی نموده اند تا با روش هایی میزان جریان آشفته را در مسیر حرکت کاهش دهند و برای تحقق همین امر ، لبه های تیز المان دیفیوزر (قسمتی که پهنای کمتری دارد) را به حالت خمیده (کروی مانند) و لبه های تیز نازل را هم به داخل خم کردند ، که در نتیجه این شبیه سازی میزان جریان آشفته کاهش یافته است و در شکل (۲-۹) طریق حرکت سیال در المان نازل/دیفیوزر شبیه سازی شده را نشان می دهد [۳۹].



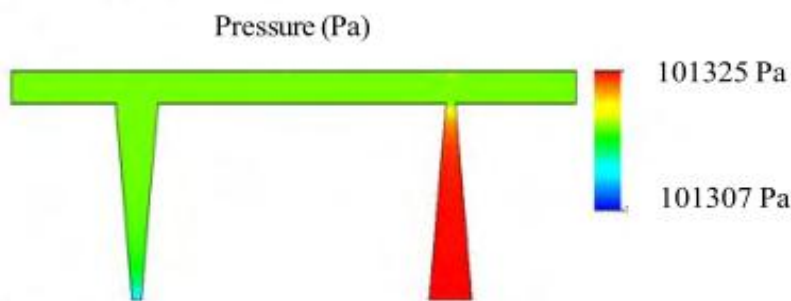
شکل (۲-۹): نمونه جریان شبیه سازی شده برای مدل ۲ بعدی المان دیفیوزر با طول 1/093mm، زاویه ۹/۸ درجه و پهنای

قسمت کوچک 80 μm [۳۹]



شکل (۲-۱۰): نمای دو بعدی از شکل هندسی المان نازل/دیفیوزر شبیه سازی شده [۳۹]

دیوارژان^۱ و همکاران در سال ۲۰۱۱، از دانشگاه مالزی مقاله ای تحت عنوان طراحی میکروپمپ بدون دریچه (المان نازل/ دیفیوزر)، با استفاده از تحریک کننده پیزوالکتریکی ارائه دادند که هدف آنها ارائه میکروپمپی با ضخامت نازک و سبک وزن بوده است. مقدار ارتعاش با وسیله پیزوالکتریکی جریان در حال نوسان تولید می کند و حجم اتاقک را با تغییر انحناء دیافراگم تغییر می دهد. این پمپ قادر به انتقال مایعاتی از جمله آب یا هوا می باشد، طرح میکروپمپ با استفاده از کامپیوتر (CAD)^۲ وابسته به فرکانس ولتاژ مطرح و بعداً، مدل با استفاده از CFD^۳ برای مشاهده عملکرد نمونه تست شده است که میزان فشار وارده بر میکرو پمپ به مقدار ماکزیمم و مینیمم سرعت سیال در حین عملکرد به ترتیب در اشکال (۲-۱۱) و (۲-۱۲) آورده شده است.



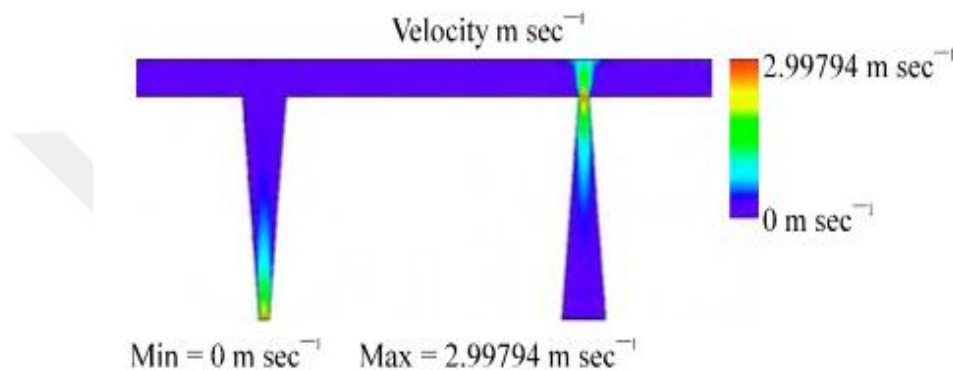
شکل (۲-۱۱): مقدار ماکزیمم و مینیمم فشار وارده شده بر میکرو پمپ در اثر ارتعاش دیافراگم [۶۷]

^۱R. Devarajan

^۲computer- aided design

^۳Computational fluid dynamics

ارتعاش دیافراگم در راستای عمودی باعث ایجاد فشار به سیال داخل محفظه می گردد تا عمل مکش و تخلیه در میکرو پمپ صورت گیرد و طبیعتاً تغییرات فشار در قسمت های مختلف میکرو پمپ مشاهده می گردد و همانطور که در شکل (۲-۱۱) مشاهده نمودیم در این میکرو پمپ مقدار ماکزیمم فشار 101325 Pa می باشد که با رنگ قرمز نشان داده شده است.



شکل (۲-۱۲): مقدار ماکزیمم و مینیمم سرعت سیال در میکرو پمپ دیوارژان [۶۷]

۲-۴- میکروپمپ های چند محفظه ای

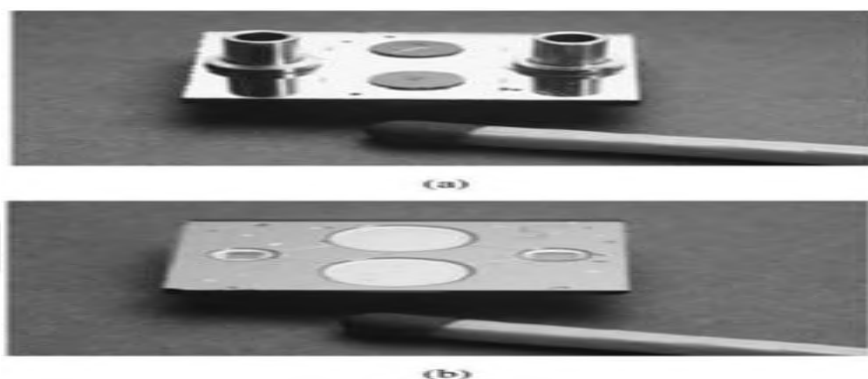
مقدمه:

کاربرد میکروپمپ های انفرادی با المان های نازل/ دیفیوزر به خاطر جریان تناوبی، جریان سیال در میکرو پمپ محدود می شود از این رو نیاز برای تحقیق رابط چند محفظه ای افزایش می یابد تا ویژگی های پمپ از جمله ثبات خوب، سرعت جریان بالا و فشار پمپ بالا بهبود یابد [۴۱].

آندرس^۱ در سال ۱۹۶۶ از سوئد، میکروپمپ پیزوالکتریکی با شیرهای دینامیکی را برای میکرو پمپ دو محفظه ای به وسیله اتصال لوله های هرمی به هم را تولید نمود. سطح مقطع لوله، مربعی شکل است و کوچکترین سطح مقطع به عرض $88 \mu m$ و عمق $24 \mu m$ است و نتایج نشان دهنده این است که میکروپمپ

^۱Anders

دو محفظه ای برای فرایند مکش و خروج سیال مناسب هستند و همچنین ماکزیمم، خروجی های دبی و فشار پمپ های پیشنهادی دو محفظه ای که به صورت سری به هم متصل شده اند از پمپ های تک محفظه ای بیشتر است و فشار خروجی می تواند با کاهش سطح جریان لوله های هرمی، افزایش می یابد [۳۵-۵۷].



(شکل ۲-۱۳): میکرو پمپ پیزوالکتریکی دو محفظه ای با شیر های دینامیکی و لوله های هرمی آندرس [۳۵-۵۷].

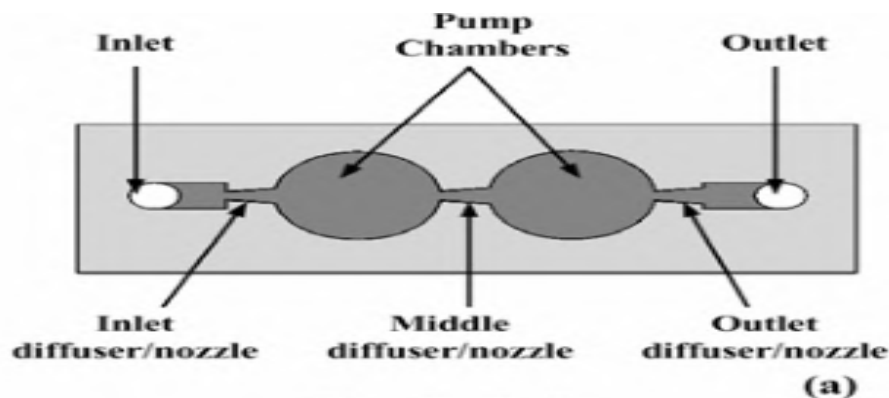
اولسون^۱ در سال ۱۹۹۸ برای تز دکتری خود، از روش FEM^۲ (روش المان محدود) برای تحلیل عملکرد میکروپمپ اتاقک انفرادی و میکروپمپ دو اتاقکی استفاده کرد و نتایج شبیه سازی، عملکرد بالای میکروپمپ دو اتاقکی را نشان می دهد. گیفینگ گوی^۳ و همکاران در سال ۲۰۰۶ از دانشگاه شانگهای، میکروپمپ های بدون دریچه با فعال کننده پیزوالکتریک با دو اتاقک مطرح کرده اند و در PAVM^۴ (میکروپمپ های بدون دریچه با فعال کننده پیزوالکتریک) جدید برای اتصال دو محفظه از المان نازل/دیفیوزر استفاده کرده است. که عملکرد این میکرو پمپ وابسته به حرکت غشاء پمپ و ویژگی های جریان نازل /دیفیوزر است.

^۱ Olsson

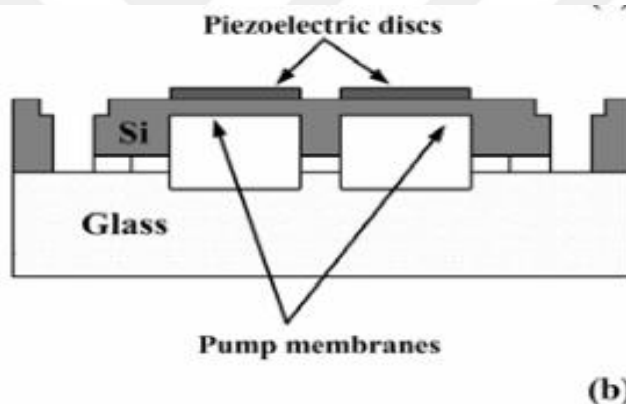
^۲ Finite element method

^۳ Qifeng Gui

^۴ Piezoelectrically actuated valveless micropump

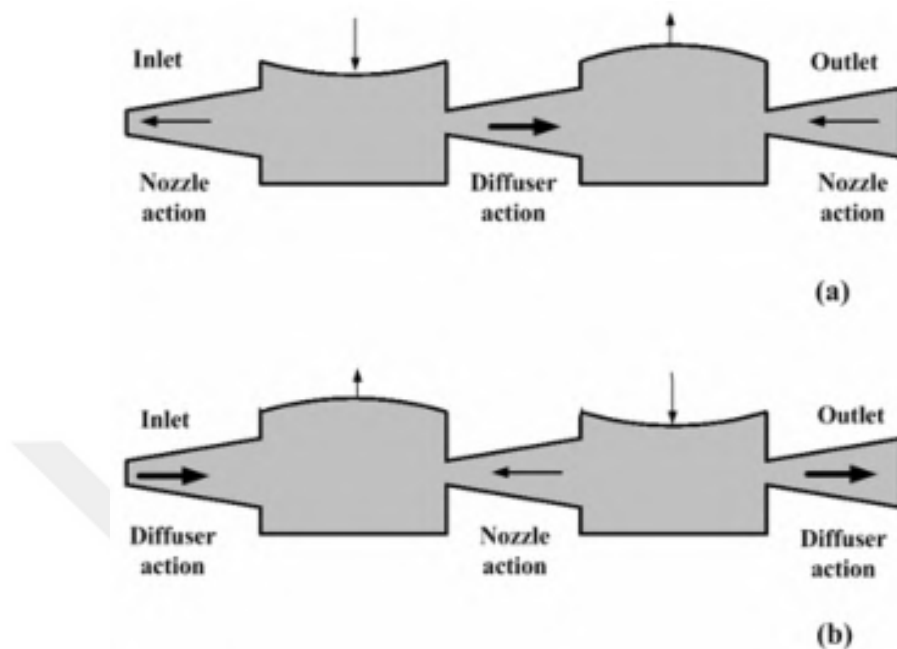


شکل (۲-۱۴): تصویر میکرو پمپ طراحی شده گیفینگ از دید بالا [۱۱]



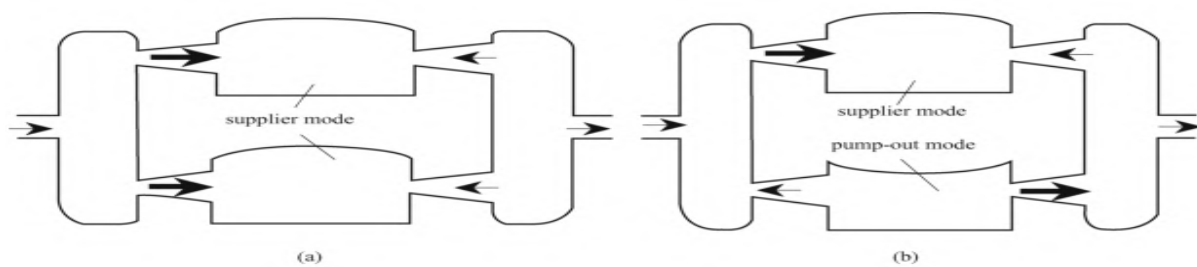
شکل (۲-۱۵): تصویر میکرو پمپ طراحی شده گیفینگ از دید کنار (بغل) [۱۱]

سازه میکروپمپ شامل سه لایه است، شیشه، سیلیکون و صفحات پیزوالکتریکی چسبیده به سیلیکون و شامل سه المان نازل /دیفیوزر، دو اتاقک و دو صفحه پیزوالکتریکی بصورت فعال کنندگان است. سه المان نازل/دیفیوزر همان اندازه هندسی را دارند و بصورت ورودی و خروجی برای اتاقک های مختلف پمپ به کار برده شده اند. دو اتاقک پمپ با یک المان دیفیوزر میانی به هم متصل هستند. هنگام فعالیت توسط صفحات پیزوالکتریکی ، غشاء های پمپ در دو اتاقک های پمپ تغییر شکل خواهند داد. به طوری که وقتی دیافراگم در یک محفظه به سمت بالا ارتعاش می کند در محفظه دیگری برعکس عمل کند یعنی به سمت پایین بیاید تا عمل مکش و تخلیه بهبود یابد و مشاهده می شود که مقدار موثر نوسان فشار کاهش می یابد و طبیعتاً فشار خروجی نسبت به طرح های انفرادی افزایش خواهد یافت [۱۱] .



شکل (۲-۱۶): عملکرد میکروپمپ دو اتاقکه به حالت سری گیفینگ [۱۱]

وی وانگ^۱ و همکارانش در سال ۲۰۰۸ از دانشگاه چین (دانشکده مهندسی مکترونیک)، یک میکروپمپ دو اتاقکی بدون دریچه (نازل/ دیفیوزر) در حالت موازی مورد مطالعه قرار داده اند.



شکل (۲-۱۷): عملکرد میکروپمپ وی وانگ . (a) در حالت ارتعاشی یکسان (b) در حالت ارتعاش مخالف [۴۱]

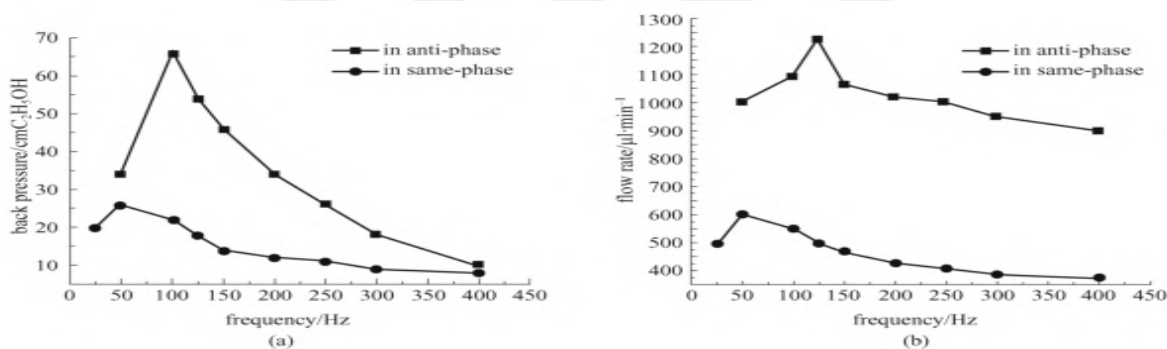
به طوری که از دو تا میکروپمپ معمولی استفاده کرده اند و فقط با استفاده از ۲ لوله آلومینیومی به قطر داخلی ۱,۲ میلی متر، ورودی و خروجی های میکرو پمپ ها را به هم وصل کردند و میکروپمپ ها به حالت موازی به هم متصل شدند . و در دو حالت میکروپمپ ها را آزمایش کردند.

^۱ Wei wang

۱) در حالتی که هر دو یکسان عمل می کنند.

۲) در حالتی که متضاد هم عمل می کنند.

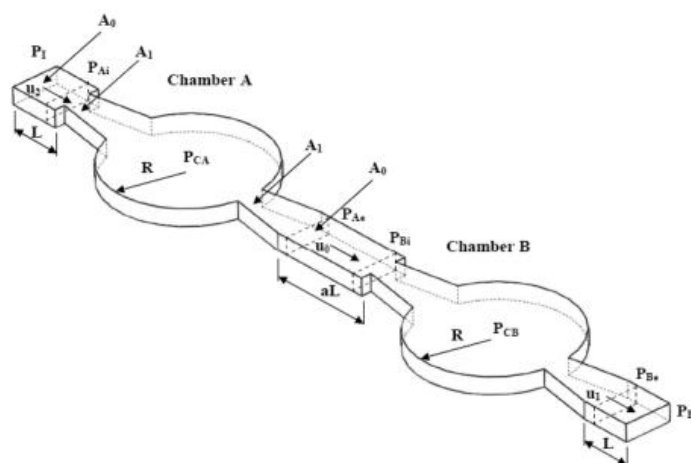
طبق نتایج بدست آمده، عملکرد میکرو پمپ در حالت متضاد به وضوح بهتر از حالت عملکرد به صورت یکسان خواهد بود. موقعی که به حالت یکسان عمل می کند، مقدار سیال در ورودی و خروجی در هر دو میکرو پمپ ثابت و یکنواخت می باشد و همانند میکرو پمپ تک محفظه ای عمل می کند با این تفاوت که در خروجی، مقدار دبی خالص دو میکرو پمپ به هم متصل است. ولی موقعی که متضاد هم عمل می کنند، سرعت جریان افزایش خواهد یافت چون که در هر لحظه از زمان در میکرو پمپ موازی، مقدار دبی خالص در خروجی خواهیم داشت [۴۱].



شکل (۲-۱۸): عملکرد میکروپمپ تحت مرحله تضاد و یکسان در ولتاژ تحریک ۸۰V، (a) نمودار فشار برگشتی، (b) نمودار سرعت جریان نسبت به فرکانس [۱۱]

آذر بادگان^۱ در سال ۲۰۱۰ از دانشگاه لندن، دو میکرو پمپ بدون دریچه (المان نازل/دیفیوزر) را با استفاده از لوله رابط، به حالت سری به هم متصل نموده است که در نتیجه این آزمایش، سرعت جریان بهبود یافته و موجب کاهش فشار در محفظه می گردد، که این نتایج حاصله به خاطر کاهش فشار عقبی^۲ (مقاومت سیال در برابر حرکت که نیرویی در خلاف مسیر حرکت خود وارد می کند) می باشد، در این مدل میزان جریان نسبت به میکرو پمپ های انفرادی بهبود یافته است [۱۶].

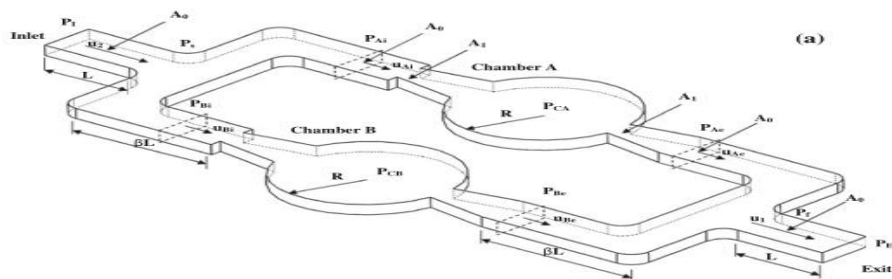
^۱ Azarbadegan
^۲ Back Pressure



شکل (۲-۱۹): شماتیک میکروپمپ دواتا که بدون دریچه در حالت سری آذربادگان که المانهای نازل/دیفیوزر با کانال به هم متصل شده اند [۱۶].

آذربادگان در سال ۲۰۱۰، میکروپمپ های مساوی دو اتاقکی که به حالت موازی قرار گرفته اند را به کار برد. در میکرو پمپ دو محفظه ای به حالت موازی که از دو میکرو پمپ مجزا ساخته شده است و توسط لوله های رابط، ورودی و خروجی های هر دو میکرو پمپ را به هم متصل نموده اند، که هدف کاهش فشار عقبی و در نتیجه آن افزایش مقدار دبی خالص می باشد که نتایج بدست آمده را با نتایج آقای اولسون^۱ که در سال ۱۹۹۵ ارائه نموده بود مورد مقایسه قرار دادند که به میزان ۱۰-۱۵٪ اصلاح جریان صورت گرفته است و مزیت اصلی که برای این مدل مطرح کرده اند، این است که با اعمال هر مقدار نیروی این میکرو پمپ قادر به فعالیت می باشد [۵۸].

^۱Olsson



شکل (۲-۲۰): شماتیک میکرو پمپ موازی با دو اتاقک یکسان آذربادگان [۵۸]

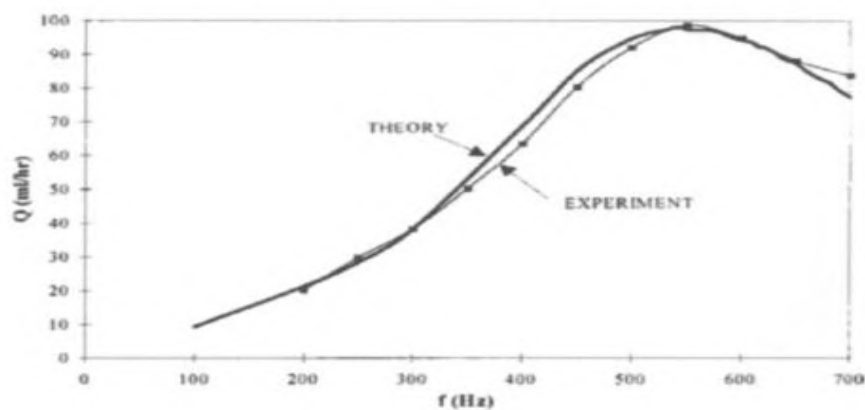
۲-۵ تاثیر مقدار ولتاژ و فرکانس بر دبی خالص

جیرلش در سال ۱۹۹۵، مطالعه ای در مورد سرعت سیال خروجی (دبی خالص) داشته، که نشان می دهد سرعت پمپاژ بصورت خطی با فرکانس کمتر افزایش می یابد و سپس به حداکثر مقدار در فرکانس فعالیت بهینه می رسد [۵۹-۶۰]. نگوین^۱ در سال ۲۰۰۱، نشان داده است که سرعت جریان با افزایش انحناء غشاء فعال کننده و همچنین در فرکانس ارتعاش کمتر، افزایش می یابد [۶۱] جیونگ^۲ و همکاران در سال ۲۰۰۵ گزارش کردند که منحنی های میزان جریان (دبی خالص) در فرکانس ارتعاش دیافراگم کمتر، افزایش می یابد و برعکس در فرکانس های ارتعاش بیشتر میزان دبی کاهش می یابد. آقای ژاوو^۳ در سال ۲۰۰۵ رابطه مابین سرعت جریان مایع و فرکانس ارتعاش دیافراگم را مطرح کردند و مقدار دبی خالص یک میکرو پمپ را با فرکانس های مختلف آزمایش نموده اند که در شکل (۲-۲۱) آمده است و نشانگر این است که تا فرکانس ارتعاش معینی مقدار دبی افزایش می یابد اما بعد از آن، مقدار دبی سیر نزولی داشته یا به عبارت کاهش می یابد [۱۷].

^۱ Nguyen

^۲ Geong

^۳ Zhao



(شکل ۲-۲۱): سهمی تحلیل و نتایج آزمایشگاهی میکروپمپ بدون دریچه پیزوالکتریک ژاوو [۱۷]

ب. فن^۱ در سال ۲۰۰۵ از دانشگاه هاستون^۲، مطالعاتی نسبت به تاثیر مقدار ولتاژ و فرکانس بر سرعت پمپاژ انجام داده است و نتایج شبیه سازی نشان دهنده این است که کارایی پمپاژ به فرکانس و ولتاژ اعمال شده به پیزوالکتریک بستگی دارد چون ولتاژ تعیین کننده مقدار انحنای غشاء می باشد و فرکانس، تعیین کننده تعداد دفعات ارتعاش دیافراگم می باشد و در طی آزمایشات نتیجه گیری شده است که وقتی هر دو المان (فرکانس و ولتاژ) به صورت متناسب افزایش یابند باعث بهبود کارایی (دبی) می گردد ولی در صورتی که ولتاژ ثابت باشد و فرکانس افزایش یابد، کارایی پمپاژ کاهش خواهد یافت چون تعداد نقاطی که غشاء در ارتعاش به نقطه اوج (ماکزیمم مقدار تغییر مکان) می رسد، با این عمل کاهش می یابد [۴۲].

وای.اچ.مو^۳ و همکاران مطالعات عددی را برای بهینه سازی میکروپمپ پیزوالکتریک انجام داده اند و از سیلیکون، آلومینیوم و مس به عنوان غشاء برای فعال کننده پیزوالکتریک به کار برده اند [۱۳]. ال. کاو^۴ و همکاران در سال ۲۰۰۱ از مدل عددی برای پیش بینی انحناء در غشاء سیلیکون چسبیده به فعال کننده

^۱ B Fan

^۲ Houston

^۳ Y.H.Mu

^۴ L. Cao

پیزوالکتریک، را در ابعاد مختلف آزمایش نمودند [۶۲]. ب.وانگ^۱ در سال ۲۰۰۶ تحلیل فعال کننده پیزوالکتریک با غشاء برنزی را انجام داده اند [۶۳].

۶-۲ میکرو پمپ های تحویل داروی

مقدمه:

میکرو پمپ می تواند حجم کوچک و دقیق مایعات را برای سیستم های شیمیایی ، بیولوژیکی یا پزشکی حمل کند [۳]. و برای اولین بار بورونی^۲ و همکاران در سال ۱۹۹۷ میکرو پمپی طراحی نمود که قابل استفاده در تحویل داروهای پزشکی بود [۶۴]. میلر^۳ و همکاران در سال ۲۰۰۱ تحلیل دینامیکی را برای طراحی سیستم تحویل داروی به وسیله میکروپمپ با غشاء سیلیکونی با عملکرد بالا و هزینه کمتر را پیشنهاد دادند [۶۵]. شائگو^۴ و همکاران در سال ۲۰۰۲ چند طرح را بررسی کردند که برای کاربرد سیستم های تحلیلی کلی میکرو و تحویل محلول های دارو ساخته شده اند [۶۶].

گیفینگ^۵ در سال ۲۰۰۸ مطالعاتی در راستای میکرو پمپ های پیزوالکتریکی که در پزشکی مورد استفاده قرار می گیرند را انجام داده است ، که المان هایی از جمله تغییرات هندسی در میکرو پمپ و تاثیرات ولتاژ و فرکانس و دبی خالص را بررسی کردند که نتایج این تحقیق به شرح زیر می باشد.

- افزایش ولتاژ تحریک کننده در صورتی که فرکانس تحریک ثابت باشد، میزان جریان پمپ (دبی) و فشار در پمپ افزایش می یابد.
- افزایش طول المان نازل/دیفیوزر موجب افزایش مقدار دبی می گردد.
- کاهش زاویه دیفیوزر باعث افزایش دبی خالص در میکرو پمپ ها می گردد [۳۳]

^۱B.wang
^۲Bourouinay
^۳Mailler
^۴Shawgo
^۵Qifeng Gui

فصل سوم: شبیه سازی مقالات

۳-۱- شبیه سازی مقالات گذشته

در این بخش به شبیه سازی کار های گذشته می پردازیم و هدف به دست آوردن نتایج نزدیک به محاسبات انجام گرفته در مقالات می باشد به صورتی که مینیمم مقدار خطا را داشته باشیم.

۳-۱-۱- شبیه سازی ویژگی های دیافراگم میکروپمپ بدون دریچه وابسته به PZT

میکروپمپ های بدون دریچه وابسته به PZT به طور گسترده به خاطر ساختار ساده و کارایی بالای آن کشف شده اند. در این مقاله، ویژگی های مکانیکی دیافراگم موجود در میکروپمپ های وابسته PZT شبیه سازی و تحلیل شده اند. PZT با ولتاژ داده شده کار می کند و به خاطر قطبیت^۱ منقبض یا منبسط خواهد شد (در ولتاژ مثبت پیزوالکتریک به سمت بالا در ولتاژ منفی به سمت پایین ارتعاش پیدا می کند) و این باعث تغییر شکل دیافراگم میکروپمپ خواهد شد. حداکثر جابه جایی همیشه در موقعیت مرکزی دیافراگم روی میدهد و مقدار جابه جایی وابسته به ولتاژ ورودی و ضخامت المان PZT است. شبیه سازی نشان می دهد که فعالیت های غشا ارتعاشی میکروپمپ توسط عملکرد ولتاژ و ویژگی های PZT کنترل خواهد شد و جابه جایی غشا ارتعاشی با افزایش ولتاژ رانشی افزایش خواهد یافت. علاوه بر این، هنگامی که ضخامت PZT افزایش می یابد، جابه جایی غشا ارتعاشی کاهش خواهد یافت.

هنگامی که میکروپمپ برای کنترل مقدار تحویل دارو به کار برده می شود، سرعت جریان یک پارامتر کلیدی است و می تواند با حالت فعالیت دیافراگم کنترل شود. همان طور که در بالا تحلیل شد، ولتاژ بیشتر می تواند باعث جابه جایی بیشتر برای دیافراگم شود و مایع بیشتری در طول میکروپمپ جریان خواهد یافت. از این جهت، سرعت جریان می تواند با افزایش یا کاهش ولتاژ ورودی تنظیم شود. همان طور که می دانیم، فرکانس ولتاژ می تواند عملکرد میکروپمپ را تحت تاثیر قرار دهد (در یک ولتاژ ثابت افزایش فرکانس باعث افزایش میزان ارتعاش در یک بازه زمانی ثابت می شود و با کاهش فرکانس میزان ارتعاش کاهش می یابد و در نتیجه میزان فرکانس با مقدار دبی خالص رابطه مستقیم دارد). به هر حال، برای

^۱ تغییر علامت به صورت مثبت و منفی در ولتاژ

به دست آوردن کارایی بیشتر، فرکانس ولتاژ رانشی باید کمتر از اولین فرکانس طبیعی دیافراگم باشد [۷]. در مقاله [۷] به بررسی تاثیرات دیافراگم و عوامل تاثیر گذار بر ارتعاش دیافراگم پرداخته است به همین دلیل اصلاً اشاره ای به نازل/دیفیوزر یا اندازه ی آنها نشده است تا اینکه دبی برای میکروپمپ محاسبه کرد.

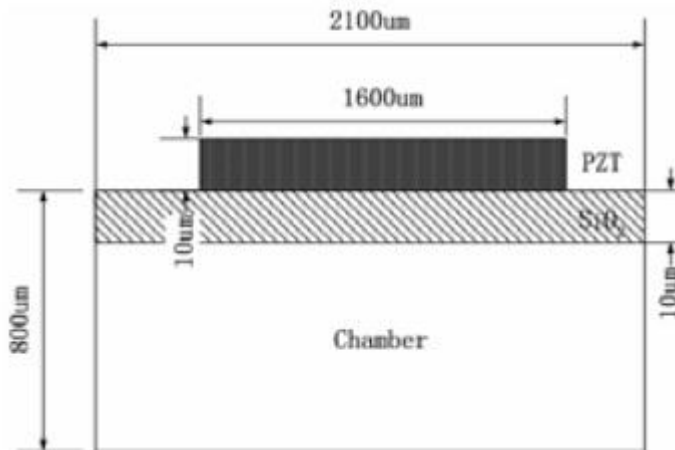
جدول (۳-۱): ابعاد هندسی مسئله

طول محفظه پمپ	$2000 \mu m$
ارتفاع محفظه ی پمپ	$700 \mu m$
طول پیزوالکتریک	$1600 \mu m$
ضخامت پیزوالکتریک	$10 \mu m$
طول دیافراگم سیلیکونی	$2000 \mu m$
ارتفاع دیافراگم سیلیکونی	$10 \mu m$

جدول (۳-۲): مواد به کار رفته در میکروپمپ

سیال	آب
دیافراگم	سیلیکون
راه اندازی پیزوالکتریکی	Lead zirconate Titanate (PZT-2)

در شبیه سازی این میکروپمپ $100 \mu m$ به عنوان ضخامت دیواره در نظر گرفته شده است ، به خاطر اینکه این پارامتر هیچ تاثیری در نتایج شبیه سازی ندارد ازاین مقدار صرف نظر می کنیم و به جای μm ۱۰۰ دیواره ها کل محفظه ی میکرو پمپ را به عنوان سیال در نظر می گیریم و قسمت های دیواره های میکروپمپ را سیال ساکن یا غیر متحرک در نظر می گیریم . میکرو پمپ شبیه سازی شده در شکل (۳-۱) نمایان است.

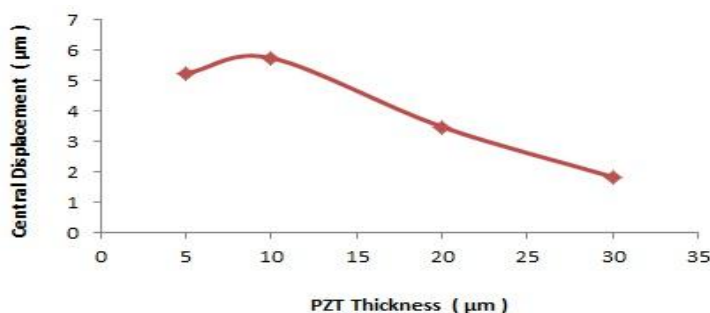


شکل (۳-۱): میکروپمپ ارائه شده از دید بغل

پارامترهای هندسی، جنس مواد، مقدار ولتاژ را در نرم افزار چند فیزیکه کمسول^۱ وارد می کنیم که در این شبیه سازی ضخامت دیافراگم در $10\text{ }\mu\text{m}$ را در دو ولتاژ ۵۰ و ۹۰ محاسبه نموده و ضخامت های $5\text{ }\mu\text{m}$ ، $20\text{ }\mu\text{m}$ را در 90 V شبیه سازی نموده و میزان تغییرات مکانی دیافراگم را به دست آورده اند. و همان میکروپمپ ها با پارامترهای یکسان را در نرم افزار چند فیزیکه کمسول شبیه سازی می کنیم.

- گوشه های غشا را به خاطر اینکه جابه جایی در راستای محور y ها باشد، Fix می کنیم
- قسمت پایینی پیزوالکتریک که به غشا چسبیده است مقدار ولتاژ صفر و مقدار ولتاژ را به قسمت بالایی پیزوالکتریک در نظر می گیریم

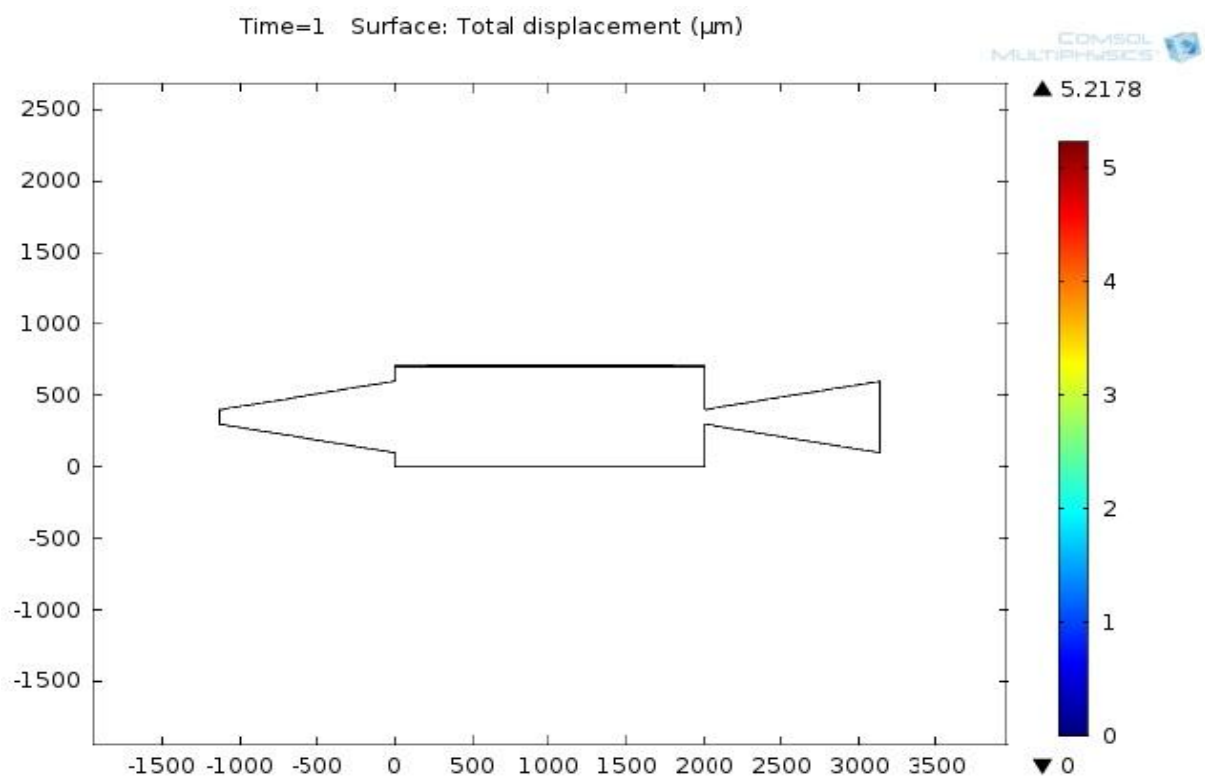
نتایج شبیه سازی در نرم افزار چند فیزیکه کمسول:



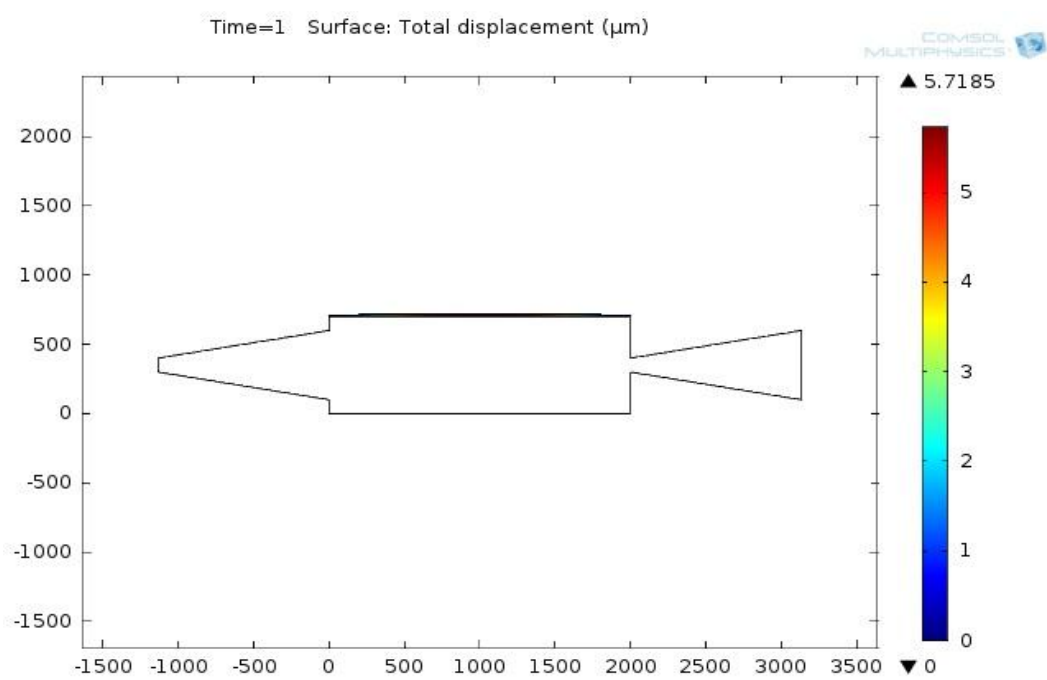
نمودار (۳-۱): تغییرات مکانی غشا با ضخامت های مختلف (ولتاژ اعمال شده ۹۰ است)

^۱ COMSOL Multiphysics

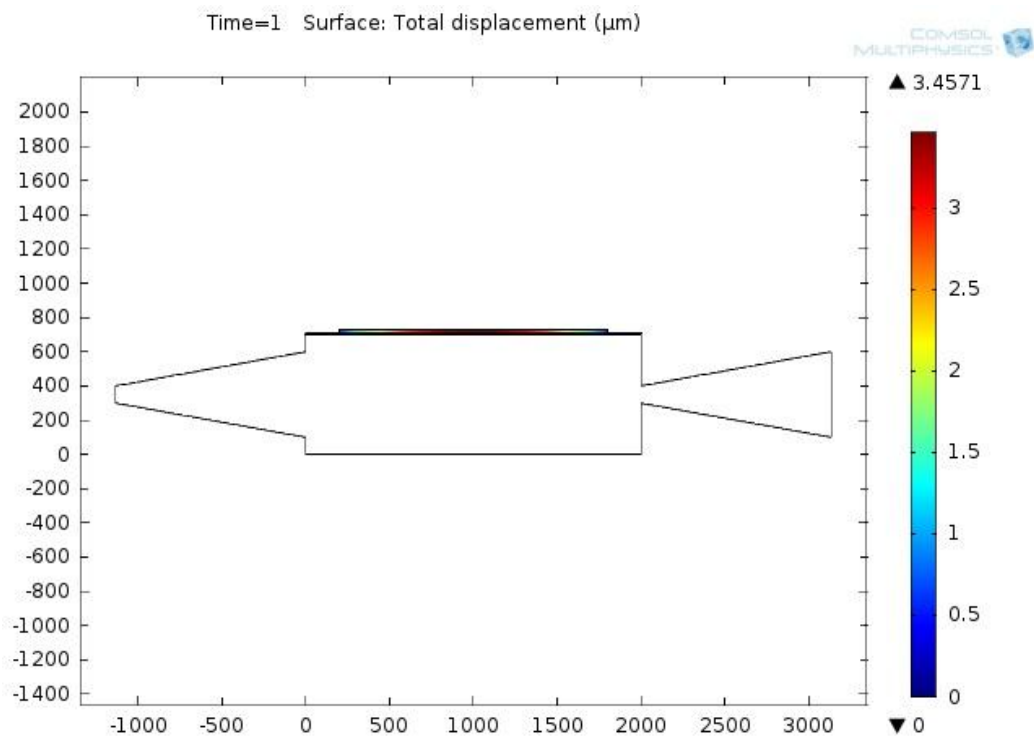
^۲ ثابت کردن



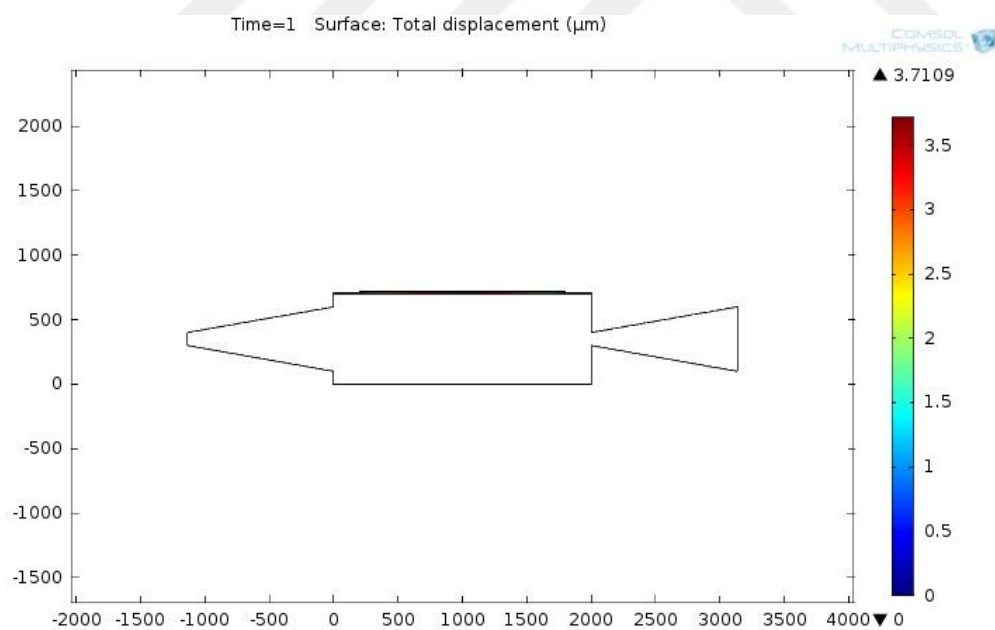
شکل (۳-۲): تغییرات مکانی غشا با ضخامت پیزوالکتریک $5\ \mu\text{m}$ (ولتاژ اعمال شده 90 است)



شکل (۳-۳): تغییرات مکانی غشا با ضخامت پیزوالکتریک برابر $10\ \mu\text{m}$ (ولتاژ اعمال شده 90 است)



شکل (۳-۴): تغییرات مکانی غشا با ضخامت پیزوالکتریک برابر $20\ \mu\text{m}$ (ولتاژ اعمال شده ۹۰ می باشد)



شکل (۳-۵): تغییرات مکانی غشاء با ضخامت پیزوالکتریک برابر $10\ \mu\text{m}$ (ولتاژ اعمال شده ۵۰ می باشد)

جدول (۳-۳): داده های به دست آمده از شبیه سازی و مقایسه با نتایج واقعی

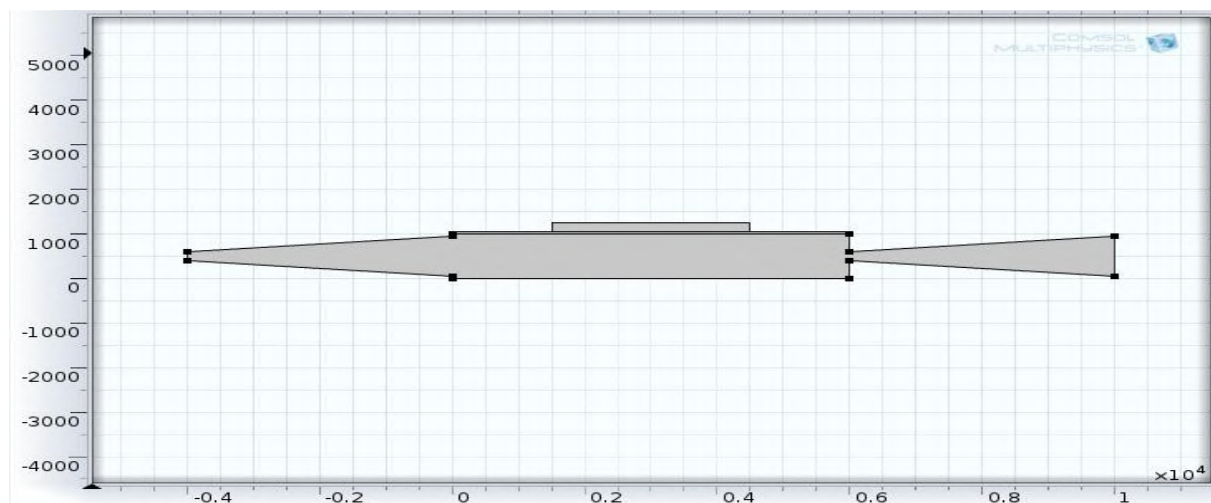
مقدار ضخامت PZT (μm)	ولتاژ اعمال شده (V)	مقدار تغییرات مکانی PZT (μm)		مقدار خطا %
۵	۹۰	نتایج مقاله	شبیه سازی	۳.۳۷
		۵.۴	۵.۲۱۷۸	
		۵.۳	۵.۷۱۸۵	
		۳.۴	۳.۴۵۷۱	
۱۰	۹۰	۳.۵	۳.۷۱۰۹	۶.۰۲
۲۰	۹۰			۱.۶۷
۱۰	۵۰			۷.۸۹

با توجه به نتایج مشاهده شده از نمودار (۳-۱) و جدول (۳-۳) نتیجه گیری می شود که در ولتاژ ثابت با افزایش میزان ضخامت PZT عملکرد غشا کاهش می یابد و مقدار ولتاژ، دامنه ارتعاش را تغییر می دهد یعنی در ولتاژ بالاتر، PZT تغییرات مکانی زیادی در راستای محور y ها خواهد داشت. و مقدار فرکانس فقط در سرعت مقدار لرزش PZT بستگی دارد، فرکانس ارتعاش بالا، عملکرد میکروپمپ را نسبت به یک بازه ی زمانی ثابت افزایش می دهد (افزایش فرکانس باعث افزایش میزان دفعات ارتعاش در پیزوالکتریک می شود).

عملکرد پیزوالکتریک در ضخامت $5 \mu\text{m}$ بهتر از $20 \mu\text{m}$ می باشد، در یک ولتاژ ثابت هر چقدر ضخامت پیزوالکتریک کمتر باشد میزان دامنه ارتعاش بیشتری خواهد داشت و در صورتی که مقدار ضخامت غشا بیشتر از ضخامت پیزوالکتریک (PZT) باشد، میزان تغییرات مکانی کاهش خواهد یافت که نتایج به دست آمده با قانون طراحی میکروپمپ مطابقت دارند.

۳- ۱- ۲- شبیه سازی میکروپمپ مورد مطالعه

میکروپمپ شبیه سازی شده در این قسمت از لحاظ ابعادی، جنس مواد و ولتاژ تحریک کننده متناسب با تکنولوژی ساخت و مواد موجود در بازار می باشد. طبق شکل (۳-۶)، اساس کاری یک میکروپمپ پیزوالکتریکی با المان های نازل/دیفیوزر را نشان می دهد که به سیال برای عبور از محفظه ی کوچک پمپ، نیرو وارد می کند. در زمانی که پیزوالکتریک تحت ولتاژ اعمال شده تحریک شود، در راستای محور y ها به حرکت در می آید، و پیزوالکتریک در راستای $+y$ ها حرکت می کند، باعث می شود که سیال از مخزن به داخل محفظه ی میکرو پمپ انتقال یابد در این حالت دبی عبوری از نازل از دبی عبوری از دیفیوزر کمتر است؛ به این دلیل که مقاومت جریان در نازل از مقاومت آن در دیفیوزر بیشتر است. بنابراین، هنگامی که دیافراگم در اولین نیم پرپود به سمت بالا تغییر شکل می دهد، سیال بیشتری از دیفیوزر در مقایسه با نازل داخل محفظه پمپ می شود. در نیم پرپود بعدی، دیفیوزر در نیم پرپود اول، زمانی که دیافراگم به سمت پایین تغییر شکل می دهد، به عنوان نازل عمل می کند و سیال کمتری از آن عبور می کند. بنابراین، دبی خالصی در یک پرپود کامل خواهیم داشت.



شکل (۳-۶): شماتیک میکروپمپ مرجع

در این شبیه سازی، هدف به دست آوردن ماکزیمم دبی خالصی می باشد که با سعی در طراحی بهینه جهت از بین بردن مناطقی که سیال در آن قسمت ها تراکم زیادی ندارد و به همین دلیل دهانه ی دیفیوزر

متصل به بدنه میکروپمپ را تقریباً نزدیک به ارتفاع محفظه ی میکروپمپ در نظر گرفته ایم که هر چقدر ارتفاع محفظه کمتر باشد میزان دبی خالص عبوری بیشتر خواهد بود که دیافراگم در پیوند دوم که به سمت پایین (y -) حرکت می کند، زمانی که ارتفاع محفظه کمتر است فشار بیشتری به سیال وارد می شود.

پارامتر های مهم دیگر در طراحی بهینه میکروپمپ عبارت اند از: [۳۱]

- طول دیفیوزر
- زاویه ی دیفیوزر
- ضخامت غشا
- ابعاد پیزوالکتریک
- ولتاژ و فرکانس

هر چقدر طول دیفیوزر بیشتر و زاویه دیفیوزر کمتر باشد، عملکرد المان های نازل/دیفیوزر بهبود خواهد یافت.

غشا سیلیکونی که به عنوان ماده ی جدا کننده ی بین دو فیزیک حالت یعنی پیزوالکتریک و ساختار سیالی می باشد، هر چقدر ضخامت غشا کمتر باشد میزان تغییرات مکانی در راستای محور y های بیشتری خواهد داشت به طوری که پیزوالکتریک نیروی بیشتری را اعمال خواهد کرد.

ضخامت بیشتر پیزوالکتریک نسبت به غشا عملکرد میکروپمپ را بهبود می بخشد، ولتاژ اعمال شده به پیزوالکتریک باعث تغییر در دامنه ی حرکت می شود و فرکانس تعیین کننده میزان ارتعاش ماده ی پیزوالکتریک نسبت به یک بازه ی زمانی تعیین شده، می باشد.

در مرز های دیافراگم و سیال، تغییر مکان با تغییر شکل دیافراگم برابر است و در مرز های خارجی ناحیه سیال، تغییر مکان در تمامی جهت ها برابر صفر در نظر گرفته شده است.

جدول (۳-۴): ابعاد هندسی میکروپمپ

عرض محفظه ی پمپ	۶۰۰۰ μm
ارتفاع محفظه ی پمپ	۱۰۰۰ μm
زاویه ی نازل / دیفیوزر	۱۰°
طول نازل / دیفیوزر	۴۰۰۰ μm
ضخامت دیافراگم	۵۰ μm
ضخامت پیزوالکتریک	۲۰۰ μm
عرض دیافراگم	۶۰۰۰ μm
عرض پیزوالکتریک	۳۰۰۰ μm

جدول (۳-۵): مواد بکار رفته در میکروپمپ

پیزوالکتریک	Lead zirconate Titanate (PZT-2)
دیافراگم	سیلیکون
سیال	آب

اختلاف ولتاژ $(200 \times \sin(2\pi \times 10^4 t))$ وارد شده به پیزوالکتریک باعث حرکت مکانیکی سینوسی پیزوالکتریک می شود و این حرکت را به دیافراگم منتقل می کند و به خاطر اینکه دو سر دیافراگم کلمپ شده است، حرکت در راستای محور y ها باعث ایجاد فشار به سیال داخل محفظه می شود و در شبیه سازی در نرم افزار کمسول، جریان سیال را به حالت تراکم پذیر تعیین می کنیم که از معادله ی ناویر استوکس تبعیت می کند.

$$\rho \frac{\sigma u}{\sigma t} - \nabla \cdot \mu (\nabla u + (\nabla u)^T) + \mu u \cdot \nabla u + \nabla p = 0 \quad (1-3):$$

$$\nabla \cdot u = 0$$

ρ : چگالی سیال

u : بردار سرعت سیال

μ : ویسکوزیته ی دینامیکی سیال

p : فشار سیال

برای محاسبه دبی خالص در هر زمان ، قسمت های ورودی و خروجی سیال به محفظه ی میکروپمپ را تعیین می کنیم و طبق فرمول (۳ - ۲) ، دبی خالص میکروپمپ طراحی شده را ، نرم افزار آنالیز می کند .

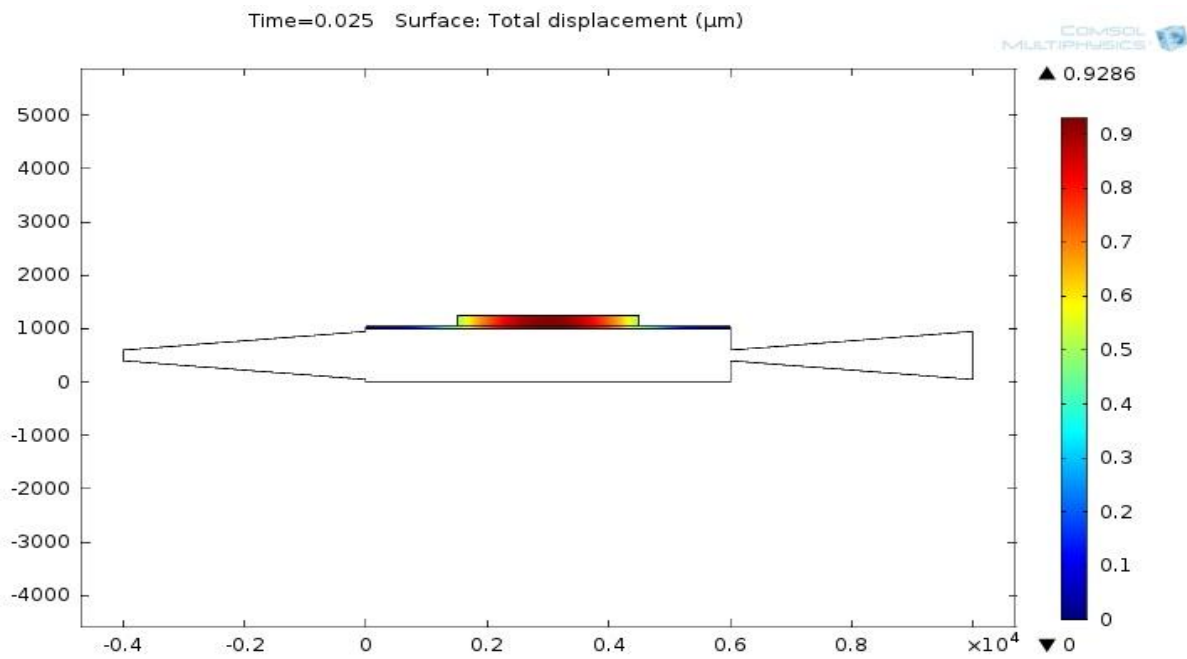
$$\text{net flow} = \text{net flow} - (\text{in flow} + \text{out flow}) / 2 \quad (2-3):$$

net flow: جریان خالص

in flow: سیال ورودی

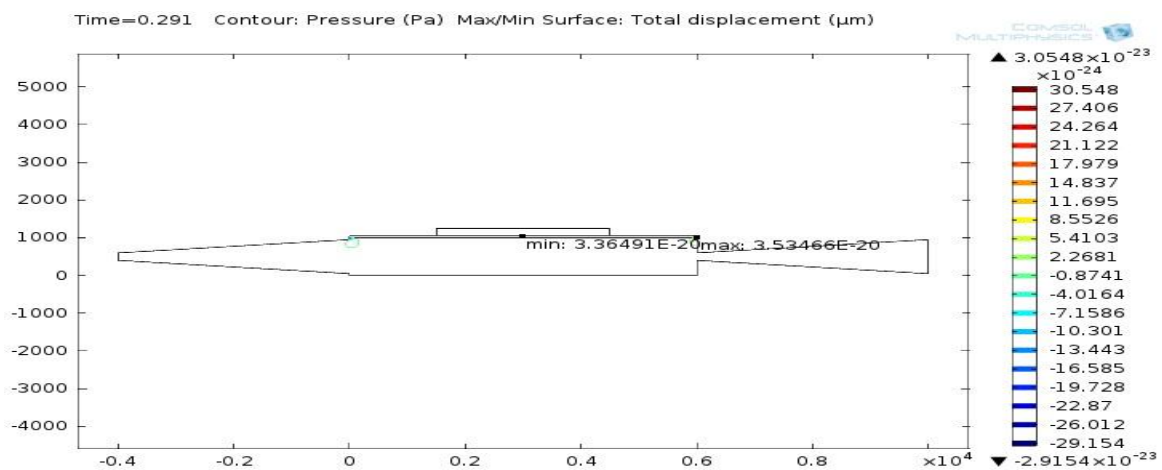
out flow: سیال خروجی

نتایج به دست آمده از شبیه سازی در اشکال زیر آورده شده است.

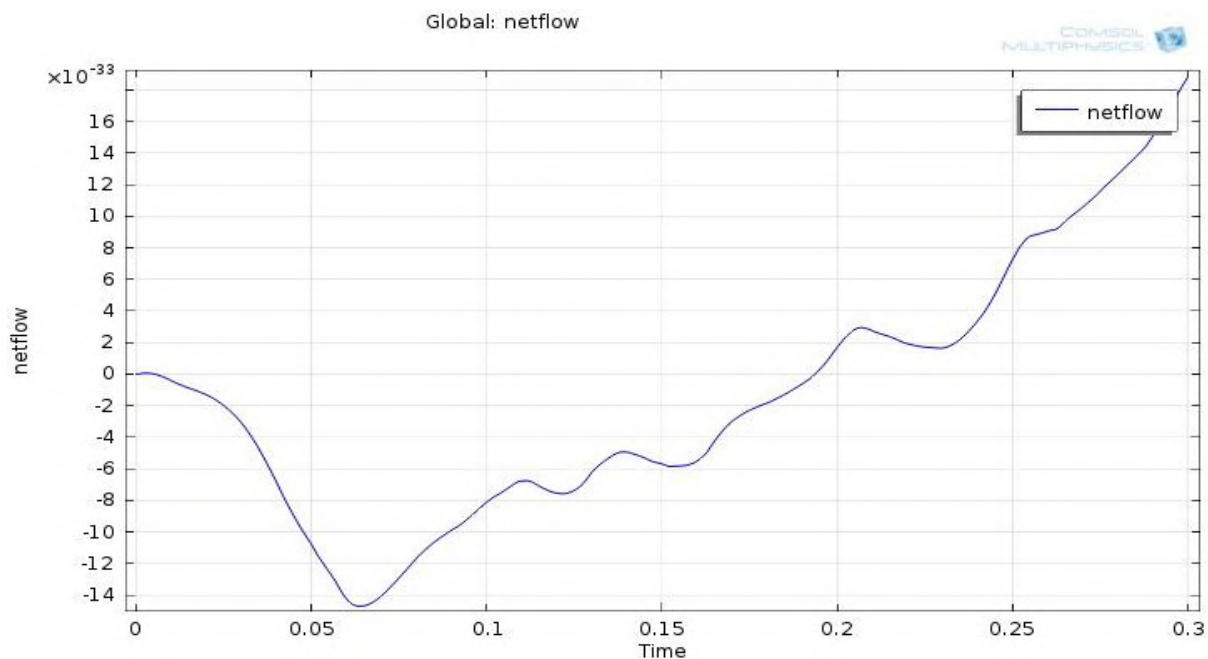


شکل (۷-۳): ماکزیمم تغییرات مکانی دیافراگم

در شکل (۷-۳)، ماکزیمم تغییرات مکانی در مرکزیت پیزوالکتریک و دیافراگم صورت می گیرد که رنگ قرمز نشانگر بیشترین تغییرات مکانی و رنگ آبی نشانگر کمترین و در نهایت مقدار تغییرات مکانی صفر را دارند.



شکل (۸-۳): ماکزیمم و مینیمم فشار وارد شده بر دیافراگم



شکل (۳-۹): مقدار دبی خالص بدست آمده از ۳ دوره کامل ارتعاش دیافراگم

نتایج به دست آمده حالت ایده آلی از یک میکروپمپ می باشد و اما در فصل بعدی که عنوان طراحی جدیدی از یک میکروپمپ می باشد و هدف به دست آوردن عملکرد بهتر می باشد و با تغییرات در شکل هندسی این میکروپمپ شبیه سازی شده با همان ابعاد و طرح دوم حالت ۲ محفظه‌ای به صورت موازی برای همین میکروپمپ خواهیم پرداخت.



فصل چهارم: شبیه سازی مدل های ارائه شده

۴-۱- مقدمه

در این فصل به ارائه ی مدل های جدیدی از میکرو پمپ ها خواهیم پرداخت، که مدل مورد مطالعه در فصل سوم را، در طرح اول با تغییرات هندسی در محفظه ی میکروپمپ و در طرح دوم همین میکروپمپ را به روش جدید دو محفظه ای به حالت موازی شبیه سازی خواهیم کرد و کلیه نمودارها و جداول استخراج شده برای میکروپمپ های مورد مطالعه را نشان داده و در مورد آنها بحث خواهیم کرد.

۴-۲- معرفی

میکروپمپ تک محفظه ای ساده مورد مطالعه در فصل سوم را به عنوان میکروپمپ (مرجع) در نظر میگیریم و با ایجاد تغییرات در هندسه ی محفظه و شبیه سازی همین میکروپمپ تک محفظه ای ساده را، به حالت دو محفظه ای مطالعه خواهیم کرد. میکروپمپ تک محفظه ای ساده را با ابعاد و جنس مواد مشخص شبیه سازی و اجراء نموده ایم و هدفمان شبیه سازی میکروپمپی مشابه میکروپمپ های موجود در بازار و عملکردی مشابه عملکرد میکروپمپ های امروزی بوده است (شکل ۴-۱). در این میکرو پمپ طول محفظه ی میکروپمپ را نسبت به ارتفاع محفظه بزرگ در نظر گرفته ایم، چون که با کم شدن ارتفاع محفظه میزان حرکت های گردابی/آشفته سیال را کاهش میدهم به طوری که وقتی دیافراگم به سیال موجود در محفظه جهت خروج سیال از دیفیوزر فشار وارد میکند، تأثیر این فشار بر سیال نسبت به حالتی که ارتفاع محفظه زیاد است، بیشتر خواهد بود.

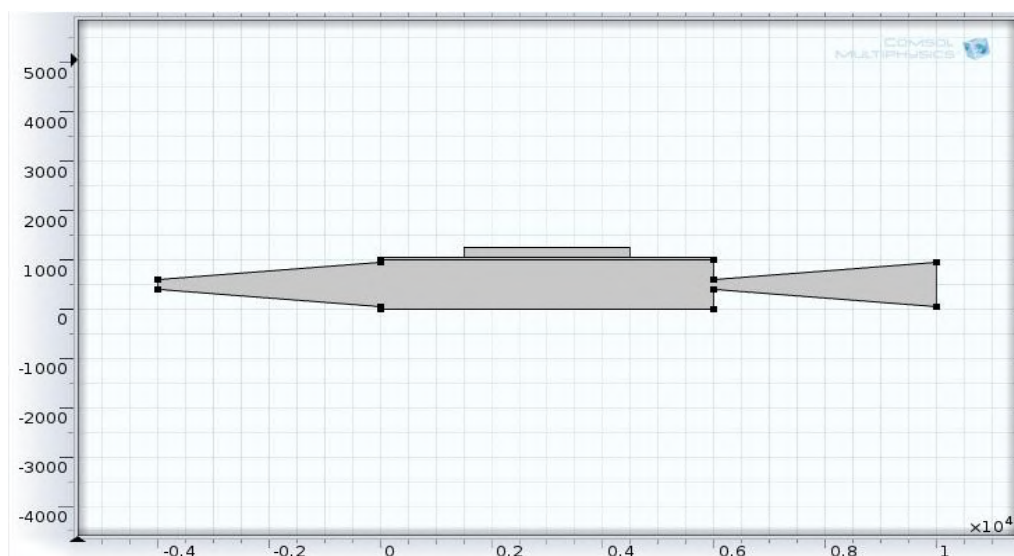
افزایش طول المان نازل/دیفیوزر و کاهش زوایا تا حد مجاز (بر اساس تکنولوژی ساخت و میکروپمپ های موجود در بازار) باعث بهبود دبی در ورودی و خروجی خواهد بود [۳۱].

ولتاژ سینوسی اعمال شده به ماده پیزوالکتریک $200 \times \sin(2\pi \times 10^4 t)$ با دامنه 200 V و فرکانس طبیعی 10 Hz ، موجب انبساط و انقباض طول آن میشود و این حرکت به دیافراگم منتقل میشود. از آنجایی که دیافراگم در دو انتهای خود کاملاً کلمپ شده است، این انبساط و انقباض ماده پیزوالکتریک به صورت حرکت عمودی دوره ای به دیافراگم انتقال می یابد. طول و زوایای نازل/دیفیوزرها، حجم محفظه های

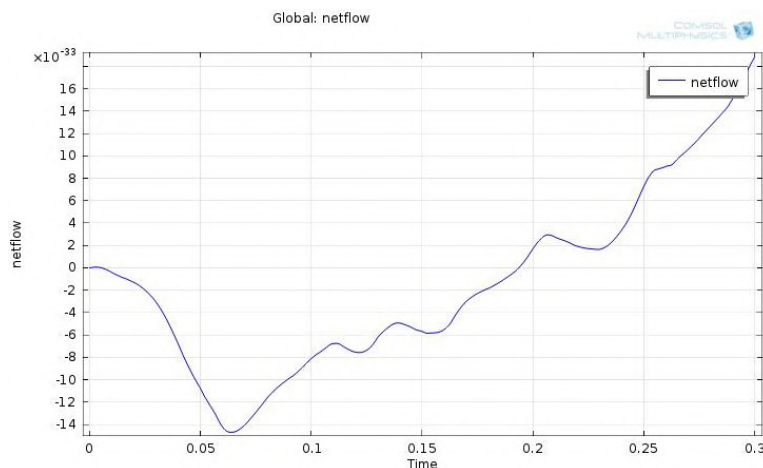
میکروپمپ، طول و ضخامت غشاء سیلیکونی و پیزوالکتریک، جنس مواد به کار رفته شده در شبیه سازی ها یکسان در نظر گرفته شده اند.

جدول (۴-۱): مشخصات هندسی یکسان در میکروپمپ ها

$6000 \mu m$	عرض محفظه ی پمپ
$6 \times 10^{-6} m^2$	مساحت محفظه ی پمپ
1.0	زاویه نازل / دیفیوزرها
$4000 \mu m$	طول نازل / دیفیوزرها
$6000 \mu m$	عرض دیافراگم
$50 \mu m$	ضخامت دیافراگم
$3000 \mu m$	عرض پیزوالکتریک
$200 \mu m$	ضخامت پیزوالکتریک
Lead Zirconate Titanate (PZT-2)	جنس پیزوالکتریک
سیلیکون	دیافراگم
آب	سیال



شکل (۴-۱): نمای میکروپمپ شبیه سازی شده در فصل ۳ که مورد بررسی قرار میگیرد



شکل (۴-۲): دبی بدست آمده از میکروپمپ شبیه سازی شده در فصل ۳

طرح های جدید برای میکروپمپ های شبیه سازی شده به دو قسمت می باشد:

- میکروپمپ دو محفظه ای به حالت موازی
- میکروپمپ با محفظه ی قوسی

هدف، به دست آوردن دبی خالص بیشتر با کاهش هزینه در ساخت می باشد.

۴-۳- میکروپمپ با محفظه ی قوسی

میکروپمپ های معمولی که دارای محفظه های استوانه ای یا مستطیلی شکل هستند و سیال موجود در گوشه های محفظه را به عنوان فضای مرده (نالازم) در نظر گرفته ایم و برای تحقق این امر در این میکروپمپ شبیه سازی شده دو گوشه از سمت راست و چپ محفظه از قسمت پایین را حذف می کنیم و محفظه را با ترکیب شکل هندسی بیضی و مستطیل ترسیم می کنیم به طوری که شعاع کوچک بیضی را $100 \mu m$ و قطر بزرگ را $6000 \mu m$ در نظر می گیریم و برای اینکه مساحت محفظه سیال در دو ۲ میکرو پمپ (میکروپمپ شبیه سازی شده در فصل ۳ که به عنوان میکروپمپ مرجع برای مقایسه ی نتایج با میکروپمپ های شبیه سازی شده در این فصل در نظر می گیریم) که می خواهیم دبی آنها را با هم مقایسه کنیم، باید با هم برابر باشند و برای همین طول مستطیل ادغام شده با بیضی که تشکیل محفظه را میدهند

ثابت است و $6000 \mu m$ در نظر میگیریم اما طبق محاسبات مساحت، باید عرض مستطیل را $921.5 \mu m$ بگیریم.

$$S = \frac{\pi \times R_1 \times R_2}{2} + L \times D \quad (1-4):$$

$$6 \times 10^{-6} = \frac{3.14 \times 3000 \times 100 \times 10^{-12}}{2} + 6000 \times D \times 10^{-12}$$

$$D = 921.5 \mu m$$

S : مساحت محفظه که مقدار ثابت $6 \times 10^{-6} m^2$ است.

π : مقدار ثابت ۳.۱۴

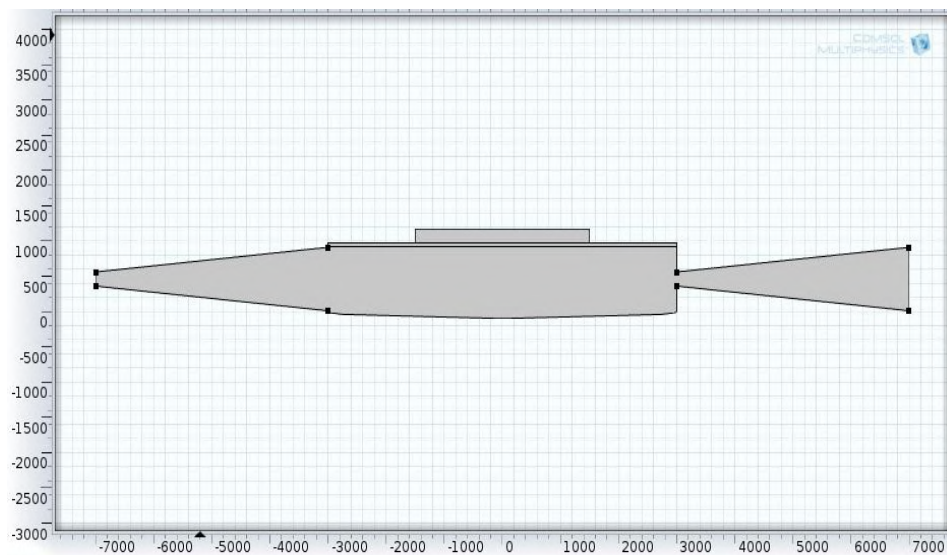
R_1 : شعاع بزرگ بیضی

R_2 : شعاع کوچک بیضی

L : طول قسمت مستطیلی شکل محفظه

D : عرض قسمت مستطیلی شکل محفظه

در نیم پرپود دوم که دیافراگم به سمت پایین تغییر مکان میدهد به خاطر اینکه گوشه های پایینی محفظه ی مستطیلی شکل حذف شده است به خاطر شکل هندسی موجود، سیال داخل محفظه بیشتر درگیر خواهد شد به خاطر این که شکل هندسی دیافراگم و کف محفظه ی میکروپمپ هم شکل خواهند بود و این امر باعث می شود که سیال با فشار بیشتری از دیفیوزر خارج شود و در نهایت مقدار دبی خالص افزایش یابد.

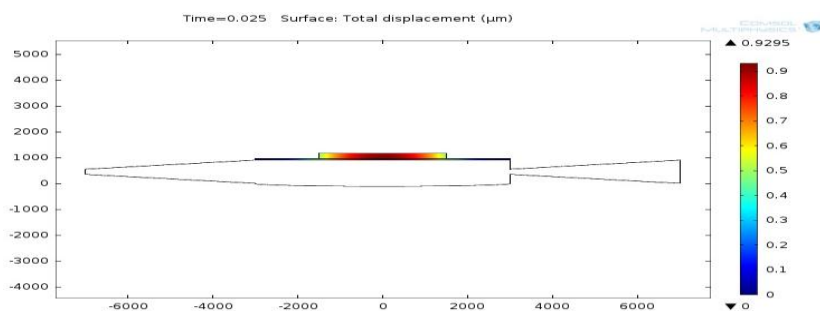


شکل (۴-۳): نمای هندسی میکروپمپ قوسی شکل

۴-۳-۱- دیافراگم در میکروپمپ قوسی شکل

ولتاژ سینوسی $200 \times \sin(2\pi \times 10 \times t)$ را برای این دیافراگم هم در نظر می گیریم که دامنه ارتعاش V و فرکانس طبیعی 10 Hz می باشد، با کلمپ کردن دو گوشه دیافراگم حرکت افقی به حرکت عمودی تبدیل می شود و در نیم پریود اول، دیافراگم به سمت بالا و در نیم پریود دوم، دیافراگم به سمت پایین ارتعاش می کند. تغییر مکان دیافراگم در شکل (۴-۴) آمده است.

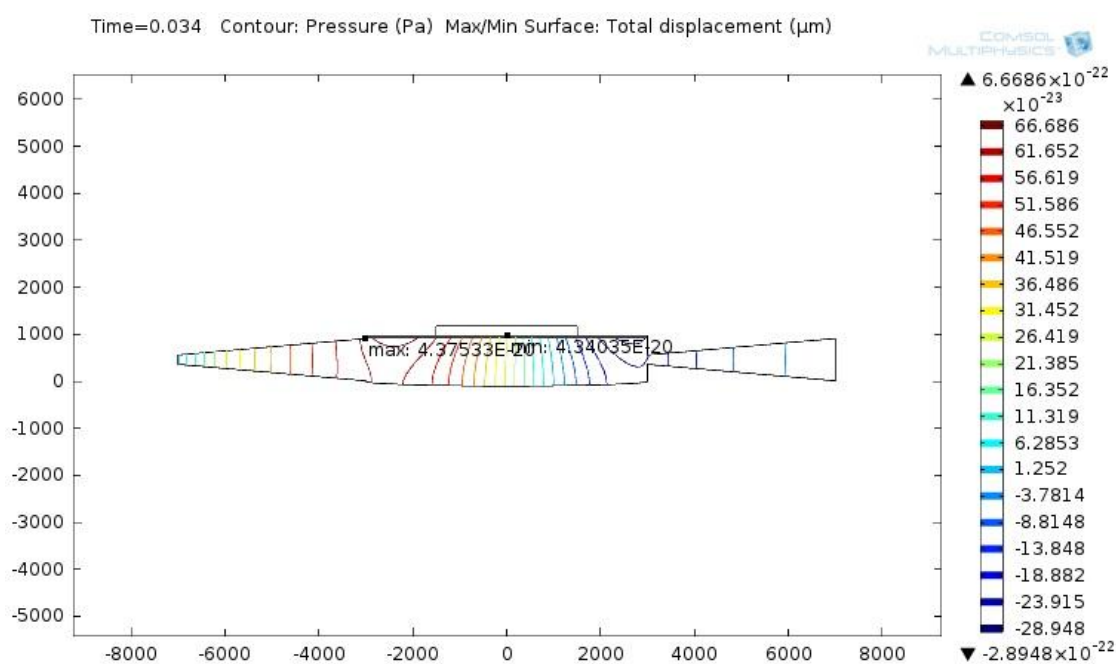
همانطور که در شکل (۴-۴) نشان داده شده است ماکزیمم تغییر مکان عمودی (در راستای محور y) دیافراگم $0.9295 \mu\text{m}$ بدست آمده است که مربوط به مرکز دیافراگم است که همیشه ماکزیمم مقدار تغییر مکان در مرکزیت صورت می گیرد و کمترین تغییرات مکانی مربوط به گوشه های دیافراگم است.



شکل (۴-۴): تغییر شکل دیافراگم در میکرو پمپ قوسی

۴-۳-۲- فشار وارده بر میکروپمپ قوسی شکل

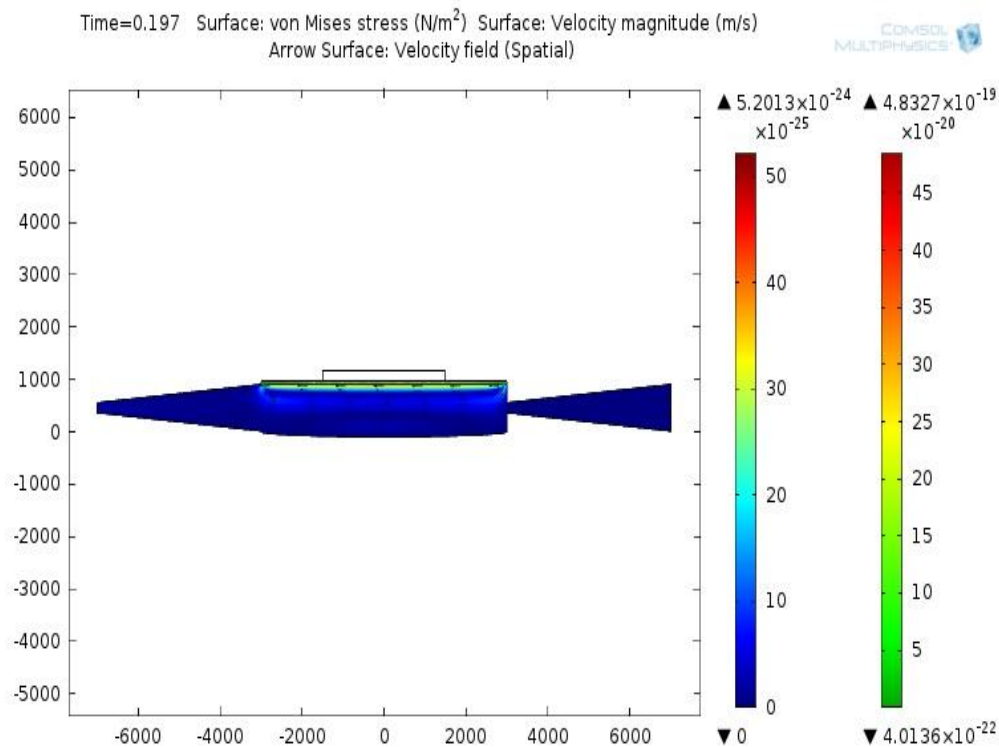
تغییر مکان دیافراگم باعث تغییر فشار در محفظه ی پمپ می شود و این تغییر فشار سبب به جریان انداختن سیال میشود و به خاطر جریان سینوسی اعمال شده، در نیم پریرود اول دیافراگم به سمت مثبت محورهای Y تغییر مکان میدهد که سبب کاهش فشار در محفظه میگردد و در نیم پریرود دوم که به سمت پایین می آید سبب افزایش فشار در محفظه می گردد که در نتیجه ی آن سیال به بیرون از محفظه انتقال می یابد و شکل (۵-۴) نمایان گر ماکزیمم و مینیمم فشار وارده بر میکروپمپ میباشد.



شکل (۵-۴): توزیع فشار در نقاط مختلف میکروپمپ قوسی

۴-۳-۳- بردار سرعت سیال در میکروپمپ قوسی

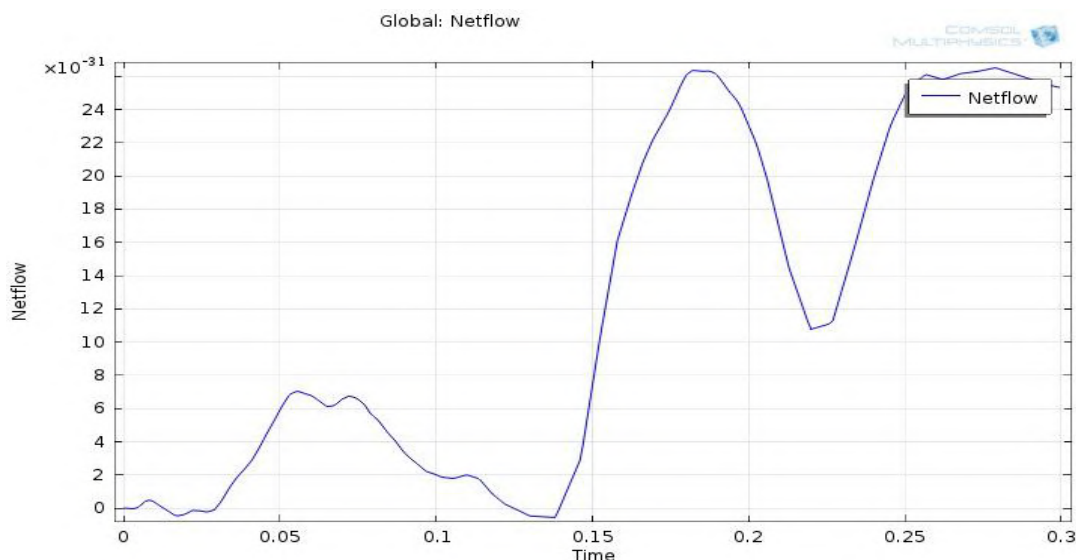
شکل (۶-۴) نمایان گر میدان و بردار سرعت سیال در محفظه ی میکروپمپ میباشد. همانطور که مشاهده می شود مقدار $4.8327 \times 10^{-19} \text{ m/s}$ ماکزیمم مقدار سرعت می باشد.



شکل (۶-۴): بردار سرعت سیال در میکروپمپ قوسی

۴-۳-۴- مقدار دبی خالص در میکروپمپ قوسی شکل

باتوجه به اینکه شبیه سازی ما به صورت دو بعدی می باشد، بنابراین دبی سیال در واحد متر مربع خواهد بود. چون که مقاومت سیال در عبور از نازل از مقاومت آن در عبور از دیفیوزر بیشتر است، دبی عبوری از نازل از دبی عبوری از دیفیوزر کمتر است و برای به دست آوردن دبی در ورودی و خروجی محفظه ی پمپ قسمت های ورودی و خروجی سیال به محفظه را در نرم افزار کمسول تعیین میکنیم و پس از تحلیل، نمودار مربوط به دبی خالص را به دست می آوریم شکل (۷-۴).



شکل (۷-۴): مقادیر دبی خالص میکروپمپ قوسی در سه دوره عملکرد کامل

مقدار دبی بدست آمده حاصل سه دوره ی کامل ارتعاش دیافراگم می باشد که مقدار ماکزیمم دبی برابر $2.6351 \times 10^{-31} \text{ m}^3/\text{s}$ می باشد. دبی ورودی به محفظه پمپ به صورت منفی در نمودار تعیین میشود.

۴-۴- میکروپمپ دو محفظه ای به حالت موازی

مقدمه :

کاربرد میکروپمپ های انفرادی با المان های نازل / دیفیوز به خاطر جریان تناوبی که باعث محدود شدن مقدار دبی در میکروپمپ میشود ، از این رو نیاز برای تحقق رابط چند محفظه ای افزایش می یابد تا ویژگی های از جمله ثبات خوب، سرعت بالا و فشار پمپ بالا توسعه یابد. آندرس^۱ در سال ۱۹۶۶ از سوئد ، میکرو پمپ دو محفظه ای را طراحی نموده که دو محفظه با استفاده از لوله های هرمی به هم متصل می شوند [۳۵-۵۷]. گیفینگ کیو^۲ در سال ۲۰۰۶، دو محفظه از میکرو پمپ های مجزا از هم را به حالت سری با استفاده از نازل/دیفیوزر به هم متصل نمود [۱۱]. و تحقیقات زیادی در این باره انجام گردیده است که در بخش (۲-۴) اشاره شده است. در این بخش به بررسی و عملکرد میکرو پمپ دو محفظه ای و به مقایسه با

^۱ Anders

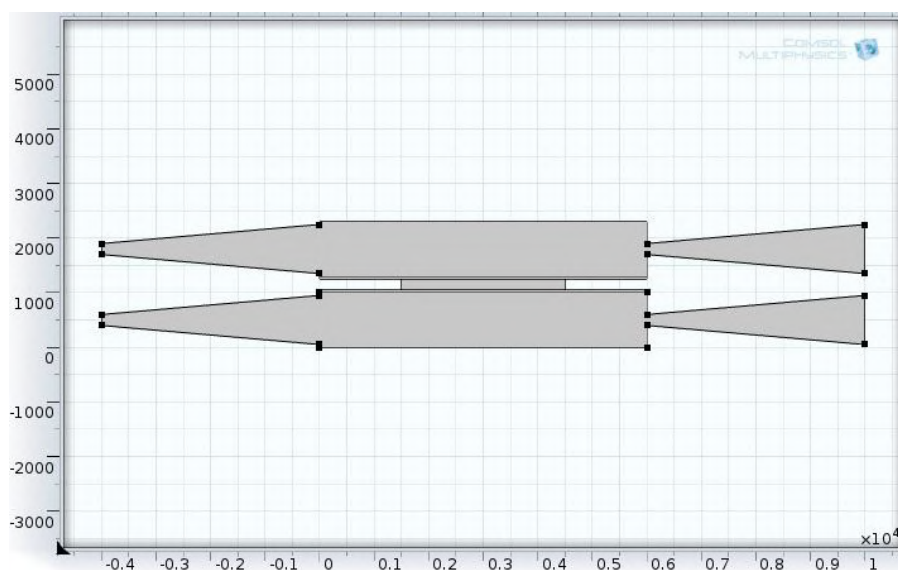
^۲ Qifeng Cui

میکرو پمپ اتافک انفرادی (مرجع) خواهیم پرداخت و نتایج شبیه سازی عملکرد بالای میکرو پمپ دو محفظه ای را نشان می دهد.

۴-۱-۴- ساختار میکروپمپ دو محفظه ای به حالت موازی

میکروپمپ دو محفظه ای جهت افزایش مقدار دبی خالص خروجی و همچنین کاهش هزینه در تولید شبیه سازی شده است.

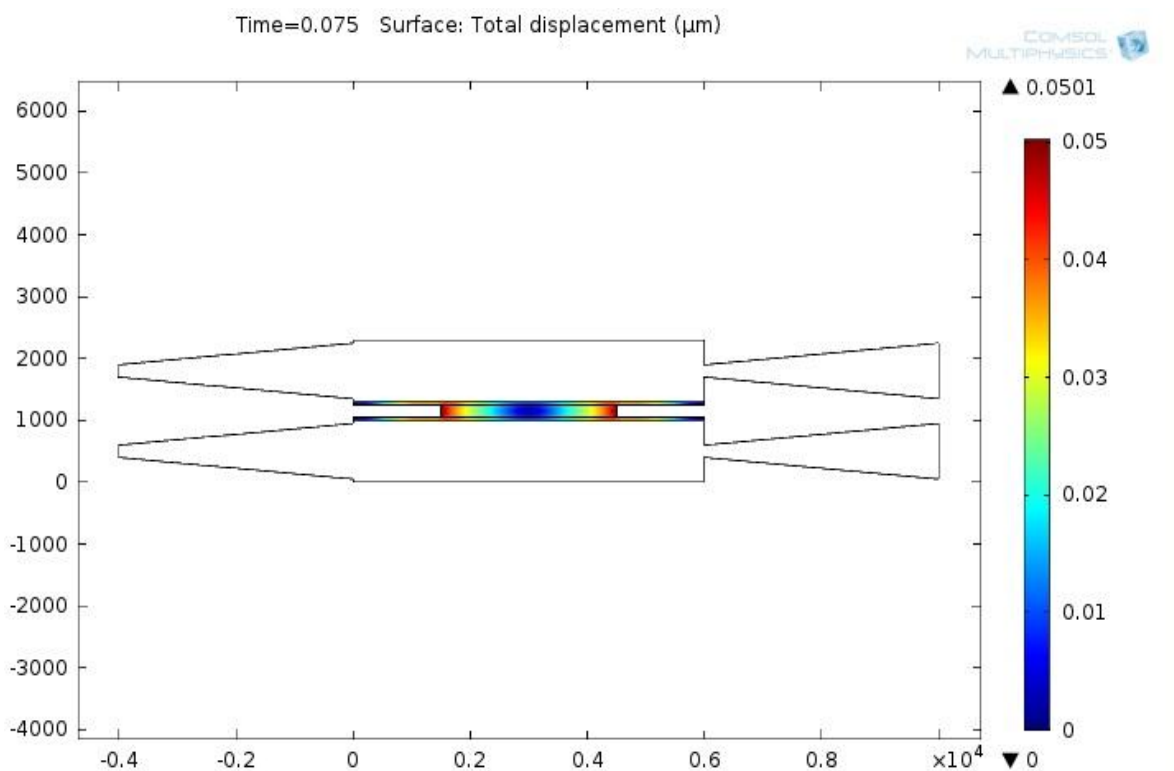
ساختار میکروپمپ به این صورت است که دو محفظه به حالت موازی قرار گرفته اند و پیزوالکتریک مابین دو محفظه قرار دارد و به عنوان تحریک کننده ی هر دو محفظه به کار می رود و همانند تمامی میکروپمپ های باتحریک کننده پیزوالکتریکی، برای محیط جداکننده ی سیال پیزوالکتریک از غشاء استفاده شده است. هر محفظه المان نازل/دیفیوزر مجزای خود را دارد یا به عبارت دیگر این میکروپمپ شامل دو ورودی و دو خروجی میباشد. این میکروپمپ دارای دو ورودی مجزا است و می تواند برای تزریق دو دارو به طور همزمان برای بیماران مورد استفاده قرار گیرد.



شکل (۴-۱): نمای میکروپمپ دو محفظه ای به حالت موازی

۴-۳- دیافراگم در میکروپمپ دو محفظه ای موازی

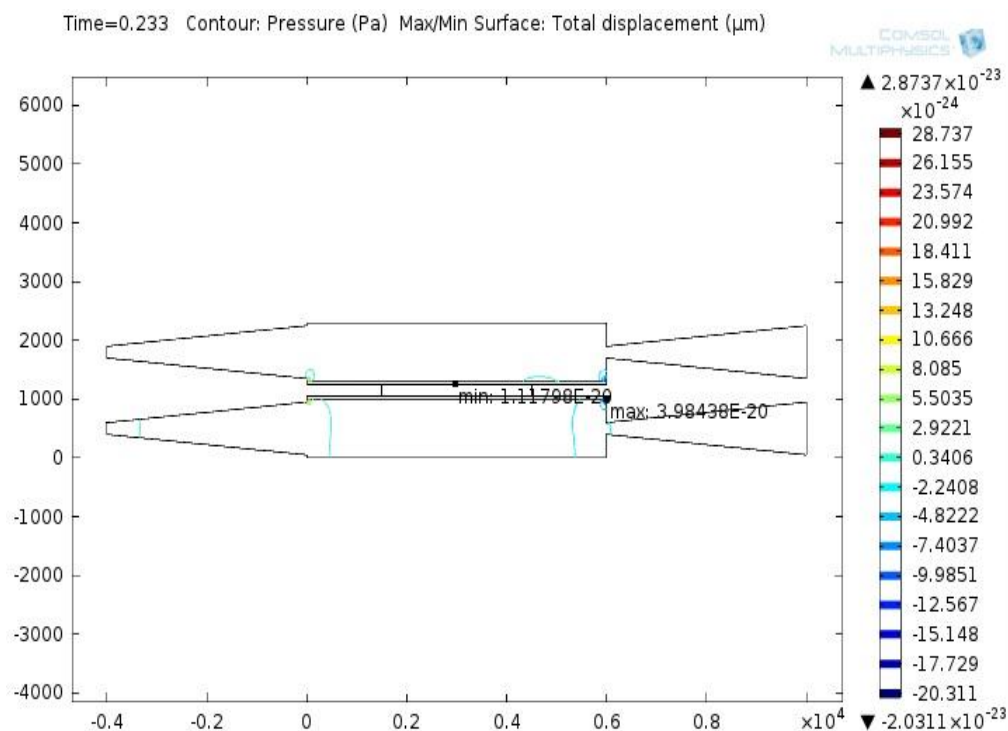
پس از اعمال ولتاژ سینوسی به پیزوالکتریک، ارتعاشات در راستای محور y صورت می گیرد. در این میکروپمپ چون که از دو محفظه در حالت موازی و یک پیزوالکتریک به عنوان تحریک کننده هر دو محفظه استفاده شده، به طوری که پیزوالکتریک مابین دو محفظه قرار دارد، و سیال موجود در هر دو محفظه (محفظه ی بالایی و پایینی) به پیزو الکتریک فشار وارد میکند، پیزوالکتریک نسبت به میکروپمپ های تک محفظه ای (میکروپمپ مرجع و میکرو پمپ قوسی شکل) تغییرات مکانی کمتری خواهد داشت (ماکزیمم تغییرات مکانی در شکل (۴-۹) آورده شده که برابر $0.0501 \mu m$ می باشد).



شکل (۴-۹): تغییرات مکانی دیافراگم در میکروپمپ دو محفظه ای به حالت موازی

۴-۴- فشار وارد شده بر میکروپمپ دو محفظه ای موازی

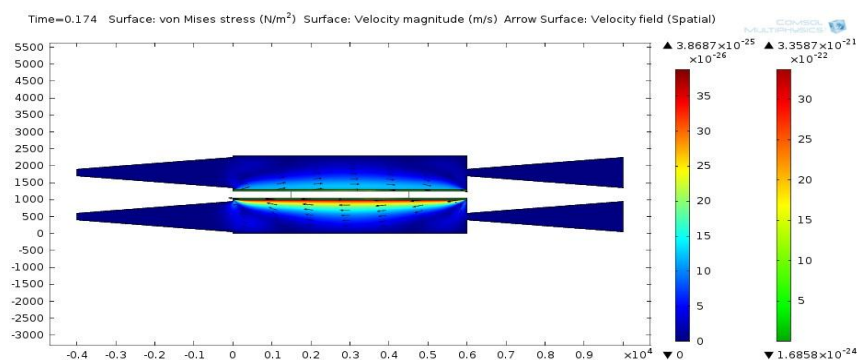
شکل (۴-۱۰) نمایانگر ماکزیمم و مینیمم فشار وارد شده بر میکروپمپ است که براساس ارتعاشات دیافراگم صورت گرفته است .



شکل (۴-۱۰) "ماکزیمم و مینیمم فشار وارد شده بر میکروپمپ دومحفظه ای موازی

۴-۵- بردار سرعت سیال در میکروپمپ دومحفظه ای موازی

شکل (۴-۱۱) نمایانگر بردار سرعت در محفظه های میکروپمپ می باشد. همانطور که مشاهده می شود مقدار $3.3587 \times 10^{-21} \text{ m/s}$ ماکزیمم مقدار سرعت می باشد و فاز حرکت سیال درمحفظه ها عکس هم هستند، یعنی وقتی در محفظه ی بالایی، سیال به بیرون انتقال می یابد، در محفظه ی پایینی عمل مکش سیال صورت میگیرد.

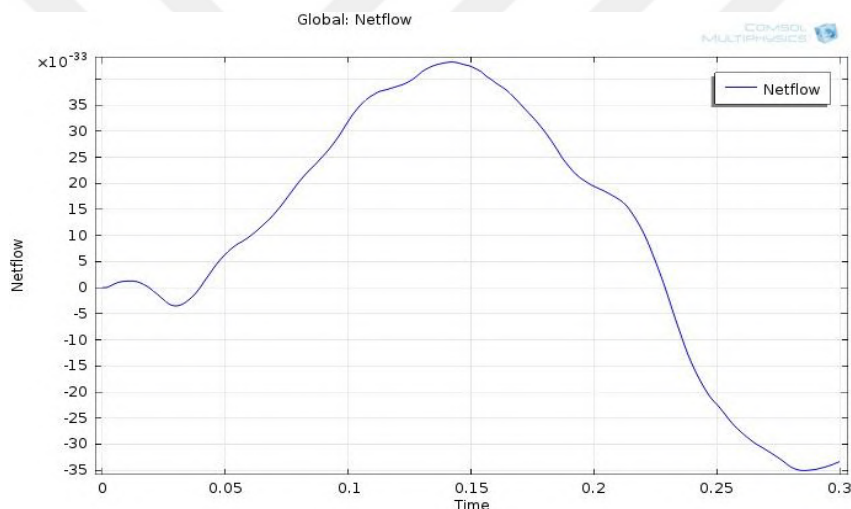


شکل (۴-۱۱): بردار سرعت سیال در میکروپمپ دومحفظه ای موازی

۴-۴-۶- دبی خالص در میکروپمپ دومحفظه ای موازی

شبیه سازی میکروپمپ دو محفظه ای موازی در نرم افزار کمسول به حالت دو بعدی می باشد، بنابراین مقدار دبی خالص به دست آمده در واحد متر مربع خواهد بود. با اینکه تغییرات مکانی دیافراگم نسبت به میکروپمپ تک محفظه ای کمتر است اما به دلیل دو محفظه بودن میکروپمپ شبیه سازی شده واضح است که مقدار دبی حاصله بیشتر خواهد بود.

مقدار دبی به دست آمده حاصل سه دوره ی کامل ارتعاش دیافراگم میباشد که مقدار ماکزیمم دبی برابر 4.3254×10^{-32} می باشد (دبی خروجی از محفظه ی پمپ به صورت مثبت و دبی ورودی به محفظه پمپ به صورت منفی در نمودار تعیین میشود).



شکل (۴-۱۲): دبی خالص میکروپمپ دومحفظه ای موازی در سه دوره ی عملکرد

۴-۵- تاثیر ولتاژ بر تغییرات مکانی دیافراگم

افزایش ولتاژ در صورتی که فرکانس تحریک ثابت باشد باعث افزایش میزان ماکزیمم تغییرات مکانی دیافراگم می گردد که در نتیجه آن میزان دبی خالص و فشار وارده بر میکرو پمپ نیز افزایش خواهد یافت در جدول (۴-۳) تغییرات مکانی دیافراگم در میکرو پمپ قوسی، دو محفظه ای، میکرو پمپ مرجع در ولتاژهای ۱۰۰، ۲۰۰، ۳۰۰ آورده شده است.

جدول (۴-۳): میزان تغییرات مکانی دیافراگم میکروپمپ ها در ولتاژ های مختلف

میزان تغییرات مکانی دیافراگم (μm)			
۳۰۰۷	۲۰۰۷	۱۰۰۷	
۱.۳۹۹۸	۰.۹۲۹۵	۰.۴۶۳۸	میکرو پمپ قوسی
۰.۰۷۵۲	۰.۰۵۰۱	۰.۰۲۵۱	میکرو پمپ دو محفظه ای موازی
۱.۳۹۷۸	۰.۹۲۸۶	۰.۴۶۲۶	میکرو پمپ مرجع

۴-۶- مقایسه و تحلیل عملکرد میکروپمپ ها با طراحی های متفاوت

در این فصل به مدل های جدیدی از میکروپمپ ها پرداختیم که ابتدا نوع ساده ای از میکروپمپ (میکروپمپ مرجع) که در فصل سوم شبیه سازی کرده بودیم و سپس تغییرات هندسی بر روی میکروپمپ مرجع انجام دادیم که به عنوان میکروپمپ قوسی مطرح کردیم و در شبیه سازی دوم از همان میکروپمپ مرجع به صورت دو محفظه ای موازی استفاده نمودیم. شبیه سازی ها در شرایط یکسان انجام گرفته است که در جدول (۴-۱) اشاره شده است و نتایج به دست آمده از شبیه سازی ها در جدول (۴-۲) جهت مقایسه آورده شده است.

جدول (۴-۲): جدول مقایسه

تغییرات مکانی دیافراگم (μm)	بردار سرعت در محفظه ی پمپ (m/s)	ماکزیمم فشار وارده بر میکروپمپ (Pa)	دبی خالص (m^3)	
۰.۹۲۸۶	9.7382×10^{-21}	8.1144×10^{-24}	1.3966×10^{-32}	میکروپمپ تک محفظه ای مرجع
۰.۹۲۹۵	4.8327×10^{-19}	6.6686×10^{-22}	2.3966×10^{-30}	میکروپمپ تک محفظه ای قوسی شکل
۰.۰۵۰۱	3.3587×10^{-21}	2.8737×10^{-23}	4.3254×10^{-32}	میکروپمپ دو محفظه ای موازی

تغییرات مکانی در میکروپمپ تک محفظه ای ساده و قوسی شکل تقریباً باهم برابر هستند و اختلاف ناچیز، ناشی از شکل هندسی قوسی شکل است به خاطر اینکه دیافراگم در نیم پریود دوم که به سمت داخل محفظه انحناء می یابد، همانند کف محفظه ی قوسی شکل است و باعث میشود که دیافراگم راحت تر به سمت پایین انحناء یابد و در میکروپمپ دو محفظه ای به دلیل فشار سیال از دو جهت (از قسمت بالا و پایین) باعث افزایش مقاومت در برابر لرزش دیافراگم میشود. لرزش دیافراگم باعث ایجاد فشار به سیال داخل محفظه میشود و بیشترین فشار به ترتیب در میکروپمپ قوسی شکل، میکروپمپ دو محفظه ای موازی و میکروپمپ تک محفظه ای مرجع مشاهده میشود. بدیهی است که در طراحی محفظه قوسی شکل به دلیل کاهش جریانهای گردابی و آشفته و در نتیجه کانالیزه شدن جریان باعث ارتقاء سرعت و افزایش چشمگیر دبی میگردد، در حالیکه در میکروپمپ دو محفظه ای، کمتر بودن دامنه ارتعاشات دیافراگم باعث کاهش میزان ماکزیمم فشار در این میکروپمپ شده است، ولی وجود دو محفظه باعث افزایش میزان دبی میگردد (که در واقع از دو میکروپمپ در شرایط اتصال موازی استفاده نموده ایم، با این مزیت مهم که در این میکروپمپ تنها از یک پیژوالکتریک استفاده شده است که باعث کاهش هزینه تولید میشود).

فصل پنجم: نتیجه گیری و پیشنهادات

۵-۱- نتیجه گیری کلی

تحقیق و توسعه در مورد میکروپمپ ها به طور اولیه با استفاده از تکنولوژی ساخت از سال ۱۹۸۰ شروع شده است.

در میکروپمپ های مکانیکی با اجزاء متحرک دو طبقه بندی اصلی وجود دارد:

- میکروپمپ های دارای دریچه کنترل
- میکروپمپ های با المانهای نازل/دیفیوزر

میکروپمپ ها با شیرهای یک طرفه مشکلاتی از قبیل سائیدگی، خستگی، کاهش فشار سیال در حین عبور از شیرها و گرفتگی شیرها دارند. میکروپمپ ها با المانهای نازل/دیفیوزر مشکلات مذکور را برطرف میکنند. از این رو در این تحقیق به شبیه سازی مدل های دوبعدی میکروپمپ با المانهای نازل/دیفیوزر با استفاده از نرم افزار پرداخته ایم. کمسول نرم افزاری است که با استفاده از روش المان محدود، مسائل مهندسی به خصوص مسائلی که ترکیبی از فیزیک های مختلف است را تحلیل می کند.

میکروپمپ های شبیه سازی شده به حالت میکروپمپ قوسی شکل و میکروپمپ دومحفظه ای موازی می باشند. در شبیه سازی این میکروپمپ ها در واقع تغییراتی در میکروپمپ مرجع (میکروپمپ تک محافظه ای ساده) انجام شده است که پارامترهای اصلی از جمله ضخامت و طول پیژوالکتریک، ضخامت و طول غشاء، طول محافظه ی میکروپمپ، طول و زاویه ی المانهای نازل/دیفیوزر و مساحت محافظه ی میکروپمپ ها باهم برابر هستند و نتایج به دست آمده نشانگر بهبود دبی خالص در این میکروپمپ ها نسبت به میکروپمپ تک محافظه ای ساده (مرجع) می باشد و همچنین در میکروپمپ دو محافظه ای که در واقع دو محافظه مجزا را با یک پیژوالکتریک که ما بین دو محافظه مجزا قرار دارد باعث تحریک هر دو دیافراگم و در نتیجه باعث کاهش هزینه تولید میگردد.

۵-۲- پیشنهادات

- انجام مطالعات آزمایشگاهی و ساخت میکروپمپ های شبیه سازی شده و مقایسه ی نتایج آن با نتایج به دست آمده در این پایان نامه.
- استفاده از دیگر تحریک کننده های دیافراگم از جمله: نیروی الکترواستاتیکی، الکترومغناطیسی و حرارتی و
- استفاده از المانهای نازل/دیفیوزر با طول و زوایای مختلف.
- تغییرات در شکل هندسی محفظه ی میکروپمپ (افزایش میزان قوسی و ...) با مساحت به طور یکسان.
- شبیه سازی میکروپمپ های دو محفظه ای به حالت سری.
- شبیه سازی میکروپمپ دو محفظه ای به حالت موازی و اتصال ورودی و خروجی دو میکروپمپ با لوله های رابط.

- [1] Nisar, A, Afzulpurkar, N, Mahaisavariya, B, and Tuantranont, A. 2008. "MEMS based micropumps in drug delivery and biomedical applications", Sens Actuators B, 130, PP. 917-42.
- [2] Stemme, E. Stemme, G. 1993. "A valveless diffuser /nozzle based fluid pump", Sensors and actuators, 39 (2), pp. 159-167.
- [3] PAN ,L . DENG ,J ,YUAN, D ,CHEN ,D and ZHANG ,J. 2009. "Numerical simulation of a thermal –bubble actuated diffuser/nozzle valveless pump", Science in china series E: Technological Sciences, Science in China press, PP. 2967-2972.
- [4] Kim J-H. Kang C J. Kim Y S. 2004." A disposable polydimethyl – siloxane –based diffuser micropump actuated by piezoelectric ", disc microelectron Eng 71(2). PP. 119-124.
- [5] Lee, S P. 2010. "Response improvement of integrated humidity sensors using a micropump" electronic materials letters, Vol. 6, No 4 , PP. 215-220.
- [6] Zhang, Y. Wu, J. 2005. "Numerical study of periodical flows of piezoelectric valveless micropump for biochips" ISSN, vol. 26 No. 8, pp. 1026-1033.
- [7] Hou, W. Das, B. Jiang, Y. Qian, SH. Zheng, X. Pi, X, Yang , J, Liu , H, Zheng, J, Zheng, Z. 2008. "Simulation of the diaphragm properties of a PZT - based valveless micropump "IEEE, Nano/Micro engineered and molecular systems, pp. 449-452.
- [8] Nguyen, N.T and Werelry, S.T. 2002. "Fundamentals and applications of microfluidics, "Artech house published,
- [9] Ashraf,M.Tayyaba,sh,Nisar,A,Afzulpurkar,N. 2010"MEMS Based System for Drug Delivery"IEEE,pp82-87.
- [10] Polla , D L et al , "microdevices in medicine Annu . 2000 .". Rev.Biomed .Eng,PP.551-76.
- [11] Chi,Q,Liu,C. 2006."Design and simulation of a piezoelectrically actuated micropump for the drug delivery system"IEEE,International conference on automation and engineering,pp45-50.
- [12] Smits, J.G. 1990"Piezoelectric micropump with three valves working peristaltically",Sensors and actuators ,A 21,pp.206-206.
- [13] Mu, Y.H, Hung, N.P, Ngoi, K . A. 1999."Optimization design of a piezoelectric micropump".Int. Journal of Adv, Manuf.Technol , pp.573-576.

- [14] Zordan ,E , Amirouche . F , Zhou ,Y. 2010.''Principle design and actuation of a dual chamber electromagnetic micropump with coaxial cantilever valves'',Biomed Microdevices , Springer ,PP.55-62.
- [15] Mcallister, D V . Allen M G. and Prausnise ,M R . 2000.'' Microfabrication microneedles for gene and drug delivery '' , Annu . Rev . BIOMED . Eng,PP.289-313,
- [16] Azarbadegan , A . Moeendarbary, E. Cortez-Quiroz, C.A, Eames, I . 2010. '' Investigation of double – chamber series valveless micropump: An analytical approach'',Nano and Micro Technologies ,pp.107-112.
- [17] Johari,J And Majlis, B . Y . 2008 '' Flow behavior of fluid structure interaction (FSI) system of piezoelectric actuated valveless micropump (PAVM)'',Institute of microengineering and nanoelectric , Senior Member IEEE,PP. 216-220.
- [18] Izzo,I,Accoto,D,Menciassi,A, ''Modeling and experiment validation of a piezoelectric micropump with novel no-moving-part valves'',sensors and actuators A133(2007)128-140
- [19] Shinghal,V,Garimella,S,Murthy,J, 2004.''Low Reynolds number flow through nozzle-diffuser elements in valveless micropumps'',Sensors and actuators , PP226-235.
- [20] Ma, H . K, Hou , B .R ,Wu , H . Y, Lin , C .Y ,Gao , J . J , Kou , M . C . 2008.''Development and application of a diaphragm micro-pump with piezoelectric device'',Technical Paper ,Department of mechanical engineering , national Taiwan university, PP.1001-1007.
- [21] Dau , V T .Dinh , T X . Katsuhiko , T ,.Susumu , S . 2009.''A cross – junction valveless-micropump with PZT actuation'',Technical Paper , Springer , PP.1039-1044.
- [22] Hatch, A. Kamholz ,A E . Holman , G .Yager ,P . Bohringer K F.2001.'' A ferrofluidic magnetic micropump'', J Microelectromech system , PP.215-221.
- [23] Zengerle,R, Ulrich,J. Kluge,S, Richter,M, and Richter,A. 1995.'' A bidirectional silicone micropump,sensors actuators,A 50,pp.81-86.
- [24] Jeong , O C. Yang , S S. 2000.'' Fabrication and test of a thermopneumatic micropump with a corrugated p+ diaphragm, Sens Actuators A 83(1-3),PP.249-255.
- [25] Van lintel H T G,Van de pol F C M and Bouwstra S-A. 1998.''piezoelectric micro pump based on micromachining in silicone, sensors actuators A, vol.15,pp.153-67.
- [26] Benard ,WL ,Kahn,H, Heuer A H and Huff,M A. 1998.''Thin film shape-memory alloy actuators micropumps,J.MEMS.vol.7,pp.245-51.
- [27] Woias P. 2001 ''Micropumps-summarizing thefirst two decades''. SPI E, 4560: ,PP.39–52.

- [28] Yufeng ,Su ,Wenyuan ,C. Feng ,C, Weiping , Z. 2006.'Electro magnetically actuated valveless micropump with two flexible diaphragms'',Int j Adv Manuf Technol, PP.215-220.
- [29] Yu-feng ,S, CHEN ,w y , CUI ,F , ZHANG ,W . P . 2007.'Design and fabricatin process of electromagnetically actuated valveless micropump with two parallel flexible diaphragms'',Journal of shanghai university, PP.79-83.
- [30] Dau,V.T,Dinh,T.X. Tanaka,K .Sugiyama,S. 2009.' Study on geometry of valveless micropump''international conference on advanced intelligent mechatronics suntec convention and exhibition center,pp308-313.
- [31] Nisar, A. Afzulpurkar,N. Mahaisavariya,B. Tuantranont,A. 2008.'Multifield analysis using multiple coupling of a MEMS based micropump with biocompatible membrane materials for biomedical applications''International conference on biomedical engineering and informatics,IEEE,PP.531-535.
- [32] Yih, T C. Wei C. Hammad , B . 2005.'Modeling and characterization of nanoliter drug delivery MEMS micropump with circular bossedmembrane '', Nanomedicine ,PP.164-175.
- [33] Cui, Q. Liu , C. Zha , X F. 2008.'Simulation and optimization of a piezoelectric micropump for medical applications'',Original article ,PP.516-524.
- [34] Olsson,A. Stemme,, and Stemme,E. 1995.'A valveless planar fluid pump with two pump chamber'',Sensors Actuators,A 46-7,pp.549-56.
- [35] Olsson,A. Enoksson,P. Stemme,G,and . Stemme,E. 1996.'A valveless planar pump isotropically etched in silicon .Micromech.Microeng,pp.687-91.
- [36] Schabmuller,C G J,Koch ,M,Mokhtari, M E,Evans ,A G R, Brunnschweiler, A and Sehr,H. 2002.'Self-aligning gas/liquid micropump'',Micromech-Microeng,12 420-4.
- [37] Gedlash,T. 1998.'Micro diffusers as dynamic passive valves for micropump applications''.Sensors and Actuators,A 69(2),pp.181-191.
- [38] Wagner ,B. Quenzer,H J. Hoerschel ,S ,et al. 1996.'Bistable microvalve with pneumatically coupled membrane '',In proceedings of the IEEE micro electro mechanical systems(MEMS),PP.384-388.
- [39] Olsoon, A. Stemme G .Stemme E.'Numerical simulation of flat-walled Diffuser elements for valveless micropumps'',Department od signals, Sensors and Systems,Royal institute of technology.

- [40] Zhang, G W. Liu , X W .Chen, W P , et al. 2005. ''Valveless micropumps with planar channel based on silicon anisotropic etching '' .In : proceeding of the Chinese Micro/Nano – technology Annual meeting,pp.119-120.
- [41] Wang ,W,Zhang,Y. Tian ,L,Chen,X,Liu,X. 2008. ''Piezoelectric diffuser/nozzle micropump with double pump chambers'' Research Article ,pp449-453.
- [42] Fan ,B . Song .G and Hussain , F. 2005. '' Simulation of a piezoelectrically actuated valveless micropump'', Institute of physics publishing , PP.400-405.
- [43] Gong , G. Fan, B. Liu, G and Hussain, F. 2005. ''A review of smart materials actuated micropumps(in manuscript).
- [44] Anderson ,H. Wijngaat ,W .Nilssonb ,P, et al. 2001. ''A valveless diffuser micropump for microfluidic analytical systems'', Sensors and Actuators , 72(B) , PP.259-265 .
- [45] Lee , C . J . Sheen , H . J . Tu, Z. K .Yang , C . Y. 2009 . '' A study of PZT valveless micropump with asymmetric obstacles'', Technical paper , PP.993-1000.
- [46] Narasaki T. 1982 . ''Layered Type Bimorph Vibrator Pump. '' , Japanese Patent, PP.137–671.
- [47] Narasaki T. 1978. '' The characteristics of bimorph vibrator pump'', Soc Automotive Engrs, 8: PP.2005–2010.
- [48] Saggere L. Hagood N W. 2000. '' Design, fabrication, and testing of a piezoelectric driven high flow rate micro-pump'' In: Proceeding IEEE Solid State Sensors and Actuators Workshop. Hilton Head.
- [49] Koch M, Harris N. Evans A G R. White N M, Brunnschw A. 1998 . ''A novel micromachine pump based on thick film piezoelectric actuation'', Sensors and Actuators A, 70: PP.98–103.
- [50] Kan JW. Yang ZG. Peng T J. Cheng G M, Wu BD. 2005. ''Design and test of a high-performance piezoelectric micropump for drug delivery'', Sensors and Actuators , PP.156–161.
- [51] Li B.Chen Q F. 2005'' Development of largeflow rate, robust, passive micro check valves for compact pizeoelectrically actuated pumps''. Sensors and Actuators , PP. 325–330.
- [52] Erik S, Göran S. 1993. ''A valveless diffuser/nozzle-based fluid pump'', Sensors and Actuators A, 39: PP.159–167.
- [53] Torsten G, Helmut W. 1995. '' Working principle and performance of the dynamic micropump''. Sensors and Actuators A, 50,PP. 135–140.

- [54] Zhang J H. "A novel piezoelectric pump." PRC Patent, ZL98122356.7 (in Chinese)
- [55] Zhang J H. "The valveless piezoelectric pump with Y-Shape tubes." PRC Patent, ZL99110248.7 (in Chinese)
- [56] Zhang J H. "Valveless Piezoelectric Pump with Spiral Pipe.", Patent of Japan, PP.2001-2211
- [57] Olsson , A .Larsson , O. Holm , J.Lundbladh , L. Ohman ,O.Stemme ,G. 1998." "Valve- less diffuser micropumps fabricated using thermoplastic replication",Sensors and Actuators A ,,PP.63-68.
- [58] Azarbadegan ,A. Cortes – Quiroz, C. A, Eames ,I, Zangeneh ,M. 2010." "Analysis of double-chamber parallel valveless micropumps",Microfluid Nanofluid ,PP.171-180.
- [59] Gerlash,T and Wurmus,H. 1995." "Working principle and performance of the dynamic micropump",Sensors Actuators A 50,PP.135-40.
- [60] Gerlash ,T. Schuenemann ,M and Wurmus ,H. 1995." "A new micropump principle of the reciprocating type using pyramidic micro flow channels as passive valves J". Micromech . Microeng, PP.199-201.
- [61] Nguyen ,N .T,and Hung ,X . 2001." "Miniature valveless pump based on printed circuit board technique ",Sensors actuators . A 88,PP.104-11 .
- [62] L.Cao. Susan Mantell, Dennis Polla. 2001. "Design and simulation of an implantable medical drug delivery systems technology", Sensors and Actuators-A,pp.117-125.
- [63] B. Wang . Xiangcheng Chu. Enzhu , Enzhu Li, Long Li. 2006." "Simulations and analysis of a piezoelectric micropump ", Ultrasonics,pp.643-646.
- [64] Bourouinay T. Bosseboeuf. A . and Grandchamp. J.P. 1997." "Design and simulation of an electrostatic micropump for drug delivery applications,"J. Microeng, Vol.7,No.3,PP.186-188.
- [65] Maillefer , D. Gamper, S. Frehner, B. and Balmer, P . 2001. " " A high performance silicone micropump for disposable drug delivery system," In proc- 14th IEEE Int ,conf. MEMS, PP. 413-417.
- [66] Shawgo, R. Richareds ,S .Grayson , A . E, Li , Y.W , and Cima, M .J . 2002." "Bio MEMS for drug delivery," Current opinion solid state mater . Sci,. Vol.6, No.4,PP.329-334.
- [67] Devarjan , R. Mahendran ,S. Karim, Z .A .A and Nagarajan ,T. 2011." "Design of valveless micropump using preliminary characteristics from fluid flow",Journal of applied sciences ,ISSN 1812-5654/ DOI:3923/ JAS ,PP.1-4.



الف - ۱ - روش المان محدود

روش اجزای محدود^۱ یا روش المان محدود که به اختصار FEM نامیده می شود. روشی است عددی برای حل تقریبی معادلات دیفرانسیل جزئی و نیز حل معادله های انتگرالی. اساس کار این روش یا حذف کامل معادلات دیفرانسیل یا ساده سازی آنها به معادلات دیفرانسیل معمولی، که با روش های عددی مثل اویلر حل می شوند، می باشد. در حل معادلات دیفرانسیل جزئی مسئله مهم این است که به معادله ساده ای که از نظر عددی پایدار است، به این معنا که خطا در داده های اولیه و در حین حل آنقدر نباشد که به نتایج نامفهوم منتهی شود، برسیم.

الف - ۲ - تاریخچه ای از روش المان محدود

روش المان محدود برای اولین بار در سال ۱۹۶۰ توسط کلاف در مقاله ای که مسائل الاستیسیته صفحه ای که در آن بحث شده بود، مطرح شد اما ایده آنالیز المان محدود به مدت ها قبل بر می گردد.

در مورد اینکه روش المان محدود را چه کسی و در چه سالی ابداع نمود نظریه های متفاوتی وجود دارد و متخصصان رشته های مختلف دلایلی برای ادعای روش المان محدود دارند زیرا در هر شاخه ایده ها و نظریه های مستقلی در زمان های مختلف و با دلایل متفاوت توسعه یافته اند. متخصصان ریاضیات کاربردی به مسئله مقدار مرزی در مکانیک محیط های پیوسته اهمیت زیادی می دادند. در حالت خاص آنها می خواستند محدوده تقریبی بالا و پایین را برای مقادیر ویژه به دست آورند. متخصصان فیزیک نیز به حل مسائل محیط های پیوسته علاقه داشتند، اما آنها از روش تقریبی تکه ای برای نشان دادن توابع پیوسته استفاده می کردند. با افزایش مسائل پیچیده در حوزه ی سازه های هوایی، مهندسان به دنبال راهی برای پیدا کردن ضرایب مؤثر سختی برای سازه های پیوسته ای شکل، پوشیده شده با موادی خاص بودند. تلاش های این سه گروه در مجموعه ای از مقالات گوناگون جای گرفته اند.

¹ Finite Element Method

کاربردهای المان محدود به سه دسته تقسیم می شوند:

- مسائل تعادلی یا مسائل مستقل از زمان.
- مسائل مقدار ویژه در مکانیک جامدات و سیالات ، مثلاً در مسائلی که دریاچه ها و سد ها در اثر متقابل با هم باشند.
- مسائل وابسته به زمان و یا مسائل گسترده در مکانیک محیط های پیوسته . این مسائل از اضافه نمودن بعد زمان به دو گروه اول به وجود می آیند.

روش دیگری برای آنالیز عددی، روش المان مرزی^۱ است این روش بر اساس نظریه ی گرین ، ابعاد مسئله را کاهش می دهد، به این صورت که مسئله حجمی به مسئله سطحی کاهش مرتبه می یابد و به این ترتیب مسئله سطحی به مسئله خطی تبدیل می شود. این روش در مقایسه با روش المان محدود کارایی کمتری دارد و به طور گسترده در صنعت استفاده نمی شود و بعضی اوقات به عنوان روشی ترکیبی با روش المان محدود به کار می رود. از روش های دیگر می توان به روش حجم محدود^۲ و روش بدون مش بندی^۳ نیز اشاره کرد.

الف - ۳ - طریقه عملکرد روش المان محدود

در یک مسئله ی محیط پیوسته با هر بعدی، متغیر میدان (ممکن است فشار، دما، تغییر مکان، تنش و یا هر کمیت دیگری باشد)، مقادیر نا محدودی را در بر دارد زیرا تابعی از تمام نقاط محیط مسئله است. در نتیجه مسئله، مسئله ای با مجهولات نا محدود است. روش المان محدود در واقع یک روش گسسته سازی برای کاهش مجهولات مسئله به تعداد محدود با تقسیم محیط مسئله با المان ها و بیان کردن متغیر میدان مجهول در جمله هایی از توابع تقریبی در نظر گرفته شده و برای هر المان است.

¹ Boundary Element Method

² Finite Volume Method

³ Mesh less Method

تقسیم یک مدل به قسمت های کوچکتر و تجزیه و تحلیل آن ایده تازه ای نیست. معمولاً به عنوان یکی از موارد قدیمی کاربرد این روش، از محاسبه عدد π به کمک تقسیم دایره به n ضلعی های منتظم نامبرده می شود. با تقسیم محیط دایره به n قسمت و تشکیل یک n ضلعی منتظم، می توان محیط دایره را با محیط یک n ضلعی تقریب زد.

الف - ۳ - ۱ - تقسیم کردن محیط پیوسته:

اولین مرحله تقسیم کردن محیط پیوسته در مسئله ی مورد نظر به المان ها (اجزای ریزتر) است. در یک مسئله خاص می توان شکل های متفاوتی از المان ها را برای تحلیل مسئله به کار برد و همچنین در یک محیط مسئله می توان از المان های مختلفی برای مش بندی استفاده کرد. در واقع هنگام آنالیز یک سازه الاستیک که از اجزای صفحه ای و تیر تشکیل شده است، بایستی برای مش بندی محیط مسئله از المان های صفحه و تیر استفاده کنیم. از عوامل مهم تعیین تعداد و نوع المان ها برای یک مسئله، عامل تجربه است که یک مهندس یا تحلیل گر باید بر اساس تجربه نیز تعداد و نوع المان های به کار رفته را تعیین کند.

الف - ۳ - ۲ - انتخاب توابع درون یابی:

گام بعدی تعیین گره ها برای هر المان و انتخاب تابع درون یابی برای نشان دادن تغییرات متغیر میدان روی المان است. متغیر میدان ممکن است عددی، برداری و یا تانسوری از مرتبه بالا باشد. اغلب اوقات، چند جمله ای ها به عنوان توابع درون یابی برای متغیر میدان انتخاب می شوند، به دلیل اینکه به راحتی انتگرال پذیر و مشتق پذیر می باشند. درجه چند جمله ای انتخاب شده به تعداد گره هایی که برای هر المان تعیین شده و تعداد مجهولات برای هر گره و همچنین ارضای شرایط پیوستگی در نقاط مرزی المان ها بستگی دارد. مقدار متغیر میدان و همچنین مقدار مشتق های متغیر میدان به عنوان مجهولات مسئله برای هر گره می باشند.

الف - ۳ - ۳ - پیدا کردن خصوصیات و ویژگی های المان:

هنگامی که مدل المان محدود برقرار شد (یعنی المان ها و توابع درون یابی شان انتخاب شدند)، بایستی معادلات ماتریسی که بیان کننده ویژگی های المان ها باشند، تعیین شوند.

الف - ۳ - ۴ - ترکیب ویژگی های المان:

برای پیدا کردن ویژگی های همه سیستم که با شبکه ای از المان ها مدل شده اند، باید تمام ویژگی های المان ها را با هم ترکیب کنیم. به عبارت دیگر باید معادله های ماتریسی که رفتار المان ها را بیان می کنند، را با هم ترکیب کنیم و دستگاه معادلات را برای همه سیستم تشکیل دهیم. معادله های ماتریسی که برای کل سیستم تشکیل می شود، شبیه معادله های ماتریسی است که برای هر المان نوشته شده است، با این تفاوت که چون برای تمامی گره ها در نظر گرفته شده است، جمله های بیشتری دارد. مبنای روش ترکیب المان ها، این اصل است که در یک گره که المان ها به هم متصل شده اند، مقدار متغیر میدان برای تمام المان هایی که در آن گره با هم مشترک هستند، با هم برابر است. امتیاز ویژه روش المان محدود این است که معادلات سیستم با ترکیب معادلات المان ها به دست می آیند. در مقایسه، روش اختلاف محدود، معادلات سیستم را با نوشتن معادلات گرهی به دست می آورد.

الف - ۳ - ۵ - حل معادلات سیستم:

فرآیند ترکیب المان ها، معادلات مشابهی را به ما می دهد که باید آنها را برای بدست آوردن مقادیر گرهی مسئله حل کنیم. اگر مسئله، رفتار تعادلی و یا پایداری داشته باشد، بایستی مجموعی از معادلات جبری خطی یا غیر خطی را حل کنیم و در صورتی که مسئله، رفتار ناپایداری داشته باشد و یا به عبارتی مقادیر گرهی تابعی از زمان باشند، باید مجموعه ای از معادلات دیفرانسیل معمولی خطی حل شوند.

الف - ۴ - نرم افزارهای شبیه سازی با روش المان محدود

نرم افزارهای مختلفی برای حل معادلات با استفاده از روش المان محدود موجود می باشد که انتخاب میان این نرم افزارها و یا تولیدات دیگر بستگی به معیارهای پیچیده ای دارد که معمولاً شامل گوناگونی آنالیزهایی که نرم افزار انجام می دهد، استفاده آسان از آن، بازدهی، دقت آنالیز و غیره میباشد.

از جمله این نرم افزار ها می توان به موارد زیر اشاره کرد :

- COMSOL Multiphysics
- ANSYS
- ABAQUS
- SDRC-Ideas
- RASNA
- MSC/NASTRAN
- MAXWELL
- FLUENT

ب - ۱ - نرم افزار کمسول

مقدمه

نرم افزار کمسول، یک محیط تعاملی قوی برای مدل سازی و تحلیل انواع مسائل علمی و مهندسی، بر اساس معادلات دیفرانسیل جزئی (PDE)، است. با این نرم افزار، به آسانی می توانید از تحلیل مدل های معمولی برای یک نوع فیزیک تا گستردگی مدل های چند فیزیکی که پدیده فیزیک های کوپل شده را به طور هم زمان تحلیل می کند. دسترسی به این کارایی نرم افزار، نیازی به دانش عمیق ریاضی، یا تجزیه و تحلیل عددی ندارد. به دلیل وجود فیزیک های تعریف شده در نرم افزار، ساختن مدل ها با تعریف کمیت های فیزیکی مربوطه - مانند ویژگی های مواد، نیروها، منابع و جریان ها - بیشتر از تعریف معادلات اساسی حاکم بر مسئله، امکان پذیر است.

با به کارگیری مدل های کاربردی از نرم افزار کمسول، می توان انواع مختلفی از آنالیز را انجام داد که شامل:

- آنالیزهای استاتیکی و دینامیکی
- آنالیزهای خطی و غیر خطی
- آنالیزهای فرکانس ویژه و مودال^۱

برای حل معادلات دیفرانسیل با مشتقات جزئی، نرم افزار کمسول از روش المان محدود (FEM) استفاده می کند. این نرم افزار، آنالیز المان محدود با مش بندی انطباقی و کنترل خطا، با به کار بردن حل کننده های عددی مختلف، اجرا می کند.

بسیاری از نمونه های کاربردی در دنیای واقعی شامل سیستمی از معادلات دیفرانسیل با مشتقات جزئی به صورت کوپل شده ی هم زمان – چند فیزیکی است. برای مثال، مقاومت الکتریکی یک رسانا، اغلب با دما تغییر می کند، و مدل یک رسانا که از آن جریان می گذرد، باید در بردارنده ی اثرات مقاومتی – گرمایی باشد.

یک ویژگی منحصر به فرد در نرم افزار کمسول، چیزی است که به عنوان چند فیزیکی توسعه یافته در نظر می گیریم: استفاده از متغیرهای کوپل شده برای اتصال مدل های PDE در هندسه های مختلف است. این گامی به سوی مدل سازی در سطح سیستم است.

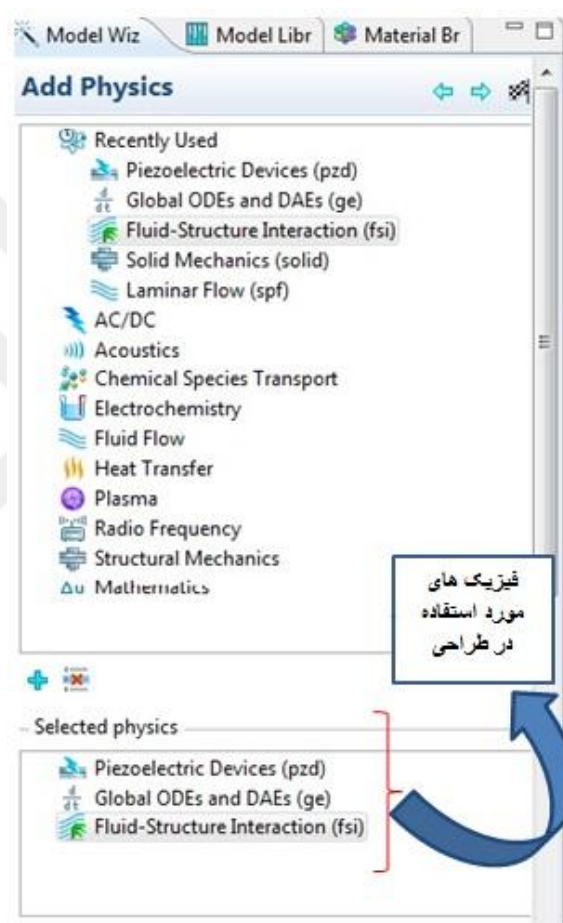
ویژگی منحصر به فرد دیگر، توانایی نرم افزار کمسول در ترکیب ناحیه های ابعاد فضایی مختلف در مسئله ی مشابه است. این انعطاف پذیری نه تنها مدل سازی را ساده می کند. بلکه زمان اجرا را نیز کاهش می دهد.

ب - ۲ - محیط نرم افزار کمسول

این بخش به توضیح قسمت های مهم در محیط نرم افزار کمسول می پردازد. نرم افزار کمسول یک رابط کاربردی گرافیکی یکپارچه، آماده می کند که می توانید مدل هایی را با استفاده از مود های فیزیکی از پیش تعریف شده، مود های PDE، یا ترکیبی از آنها (مدل سازی چند فیزیکی)، بسازید و تحلیل کنید.

^۱ شکل نوسانی متناسب با فرکانس های طبیعی سیستم

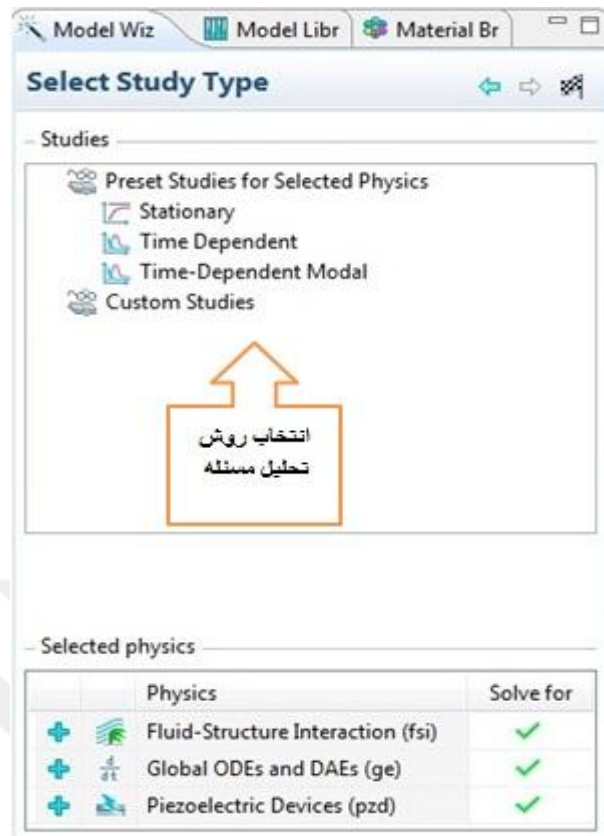
و به همین جهت بعد از فعال کردن نرم افزار ، در صفحه ی نخست بُعد طراحی را مشخص می کنیم و کلید Next را فشار می دهیم و صفحه ی دوم جهت مشخص کردن فیزیک های مسئله است که در طرح مان لازم خواهند بود و در طراحی میکروپمپ از فیزیک پیزوالکتریک (Piezoelectric Devices)، از فیزیک انتگرال گیر جهت به دست آوردن نمودار ها (Global ODE and DAE) و فیزیک عکس العمل ساختار سیالی (Fluid – structure Interaction) استفاده می کنیم.



شکل (ب- ۱): مشخص کردن فیزیک های مورد استفاده در طراحی

و بعد از مشخص کردن فیزیک های مسئله کلید Next را جهت تنظیمات بعدی برنامه فشار می دهیم. صفحه سوم مربوط به نوع تحلیل مسئله نسبت به خواسته ی طراح است که شامل سه قسمت

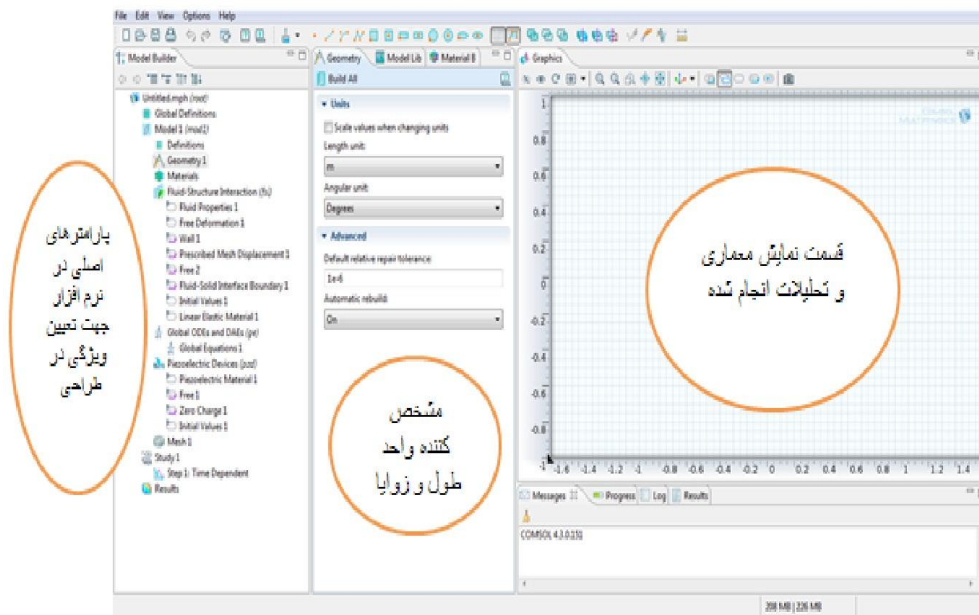
- تحلیل استاتیکی
- تحلیل نسبت به حالت متغیر با زمان



شکل (ب-۲): قسمت مشخص کردن نوع تحلیل در طراحی

و بعد از مشخص کردن فیزیک مسئله، نوع تحلیل مسئله، صفحه اصلی نرم افزار کمسول جهت طراحی نمایان می شود. که این محیط شامل قسمت های زیر می باشد (شکل ب - ۳)

- طراحی هندسی
- جنس مواد مورد استفاده
- فیزیک های مسئله
- مش بندی



شکل (ب - ۳) : نمای اصلی محیط نرم افزار کمسول

در قسمت طراحی هندسی (Geometry)، معماری میکروپمپ و ابعاد هر قسمت را مشخص می کنیم. در قسمت ^۱Materials قسمت های مختلف میکروپمپ را تعیین می کنیم. و فیزیک های مورد استفاده در میکروپمپ پیزوالکتریک و ساختار سیالی می باشد که در قسمت پیزوالکتریک ولتاژ و فرکانس نوسان و قسمت لازم برای ثابت ماندن پیزوالکتریک به خاطر تنظیم برای ارتعاش در راستای محور y ها لازم است و در ساختار سیالی به نوع سیال مورد استفاده و راستای جریان ورودی و خروجی و دیواره های ثابت سیالی که هیچ حرکتی ندارند را مشخص می کنیم. در قسمت مش بندی نرم افزار میزان دقت در تحلیل طراحی را کنترل می کنیم. در نهایت به دلیل استفاده از فیزیک های مختلف باید از دستور Couple^۲ استفاده کنیم تا تحلیل میکروپمپ که از فیزیک های مختلف استفاده شده است، صورت گیرد.

^۱ جنس مواد مورد استفاده

^۲ در هم ادغامی یا ارتباط دادن

Abstract:

Due to the rapid development and increasing usage of micro fluid instruments in recent years, their fabrication attracted a lot of attention recently. Micropumps are one of the sub branches of electro mechanics, which includes micropumps with non return valves or nozzle/diffuser elements. Considering the problems arising with non-return valves such as blocking, erosion, failure of moving parts and etc., are not very trustworthy, hence pushing researchers to incline more towards the micropumps with nozzle/diffuser elements which are more trustworthy due to the simple and maintenance free characteristics. The main target in this project is to modify the design of micropumps in such a way to increase the net flow rate while decreasing the fabrication cost. In due course the simulation of a reference single chamber micropump is also carried out, enabling to compare the results/output with the modified designed micropump. The simulated reference micropump is a single chamber, actuated by piezoelectric and in the inlet and outlet nozzle/diffuser elements are used. By modifying the internal space of the chamber, meaning combining the rectangular and elliptical shapes together, a new type of micropump is designed which is hereby, named Curved Chamber Micropump. In simulation carried out, the basic elements of reference micropump and Curved Chamber Micropump are designed in such a way to be equal in order to be comparable. The mentioned simulation shows a major improvement in net flow rate, by decreasing back pressure value and eddy currents. In addition to above mentioned, another type of micropump is designed and simulated which is consist of two reference chamber in parallel with a single piezoelectric actuator between them. By connection the AC voltage to the piezoelectric crystal, it will start vibrating in vertical axes (Y axes). While the piezoelectric is moving in positive direction will insert pressure on the fluid inside the chamber, pumping out the fluid while at the same time causing vacuum in the lower chamber causing suction and vice versa while moving in negative direction. The advantage of above mentioned design is, that, it will have both suction and discharge at the same time/stroke simultaneously and resulting uniform flow instead of pulsing flow produced by single chamber micropumps.

Keywords: Nozzle/Diffuser Elements, Piezoelectric Actuator, COMSOL Multiphysics



Islamic Azad University
Kashan Branch
Faculty of Engineering-Department of Mechanics

A Thesis Submitted in Partial Fulfillment of the Requirements for
The Degree of M.Sc. in Mechatronics

Title
**Design and simulation of Micropumps with Nozzle/Diffuser
elements**

Supervisor
Dr.Saeed Javadi

Advisor(s)
Dr.Hossein Nouri

By
Hamid Asadi Dereshgi

October-2013