

مدل سازی و شبیه سازی یک حسگر اندازه گیری جریان سیال میکرونی پیزوالکتریکی به همراه میکرو بازایاب انرژی

رضا صفری

امیر منعمیان اصفهانی

محسن بهرامی*

کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

دکتری، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

استاد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران، ایران

چکیده

سیستم های میکروالکترومکانیکی به عنوان یکی از فناوری های نویدبخش و کارای عصر حاضر می تواند انقلاب عظیمی را در محصولات صنعتی و تجاری به وجود آورد. پیشرفت روز افزون این فناوری موجب شده است تا نیاز به استفاده از حسگرهای خود محرکه (بدون نیاز به منبع تغذیه) روز به روز بیشتر احساس شود. در این مقاله یک حسگر اندازه گیری دبی جریان سیال میکرونی متشکل از یک میکروتیر چند لایه متقارن پیزوالکتریکی به همراه میکرو بازایاب انرژی مدل سازی و شبیه سازی شده است. به منظور مدل سازی این حسگر، کوپل معادلات بین سه محیط مکانیک جامدات، مکانیک سیالات و پیزوالکتریک وجود دارد که در ابتدا معادلات حاکم بر جریان سیال درون میکروکانال به روش حجم محدود حل و نتایج آن در حل المان محدود میکروتیر استفاده شده است. برای اطمینان از حل معادلات، مسأله مورد نظر به صورت اندرکنش سیال و جامد در نرم افزار Com Sol شبیه سازی شده است. جایجایی سر آزاد میکروتیر در دبی ورودی ۶۰ میکرو لیتر بر دقیقه برابر با ۹/۵ نانومتر بدست آمده است که ۱۳/۶ درصد با نتایج حاصل از مدل سازی اختلاف دارد و ولتاژ تولیدی از هر میکروتیر ۲/۳۰ میلی ولت می باشد.

واژه های کلیدی: حسگر جریان سیال میکرونی، مواد پیزوالکتریک، میکرو بازایاب انرژی، روش حجم محدود، اندرکنش سیال-جامد، روش المان محدود.

Modeling and Simulation of a Piezoelectric Micro Flow Sensor with Micro Energy Harvester

R. Safari

A. Monemian Esfahani

M. Bahrami

Department of Mechanical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Department of Mechanical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Department of Mechanical Engineering, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

Abstract

Microelectromechanical systems as a promising and efficient technologies of present age can bring about a great revolution in the industrial and commercial products. The increasing development of technology requires the use of wireless sensors (without power supply); so the study and modeling of micro energy harvesters is an important issue. In this paper, a micro flow sensor consists of a symmetric multilayer piezoelectric with a micro energy harvester have been modeled and simulated. In order to model this sensor, coupled equations between solid mechanics, fluid mechanics and piezoelectric have been solved with finite volume and finite element method. To ensure the solution, a fully fluid-structure interaction simulation of micro flow sensor in COMSOL Multiphysics have been presented. With the flow rate of 60 micro liter per minute, the transverse displacement of the free end of the beam is 9.5 Nano meters and the generated voltage is 2.30 millivolt.

Keywords: Micro flow sensor, Piezoelectric material, Micro energy harvester, Finite volume method, Finite element method

عملگرها^۲ تشکیل می دهند. حسگر دستگاہی است که اطلاعات را از محیط اطراف اندازه می گیرد و در پاسخ شاخصه ای که اندازه گرفته، سیگنالی ارسال می کند. در این میان حسگر اندازه گیری جریان سیال با کاربردهای خاص خود در صنایع مختلف، بسیار مورد توجه می باشند. مکانیزم های مختلفی برای اندازه گیری جریان سیال پیشنهاد شده است که از جمله آن می توان به حسگر جریان سیال گرمایی [۱]، حسگر جریان سیال بر پایه اختلاف فشار [۲]، حسگر جریان سیال بر پایه انتقال نیرو شامل نیروی پسا، برآ و کریولیس [۳-۵]، حسگر جریان سیال الکترو هیدرودینامیکی [۶] و حسگر جریان سیال بر پایه قانون فارادی [۷] اشاره کرد. در این میان استفاده از مکانیزم های انتقال نیرو

۱- مقدمه

سیستم های میکروالکترومکانیکی^۱ به عنوان یکی از فناوری های نویدبخش و کارای عصر حاضر، دارای توان بالقوه ای است که می تواند انقلاب عظیمی را در محصولات صنعتی و تجاری به وجود آورد. این سیستم ها با ترکیب میکروالکترونیک و میکرومکانیک و با استفاده از تکنولوژی میکروماشینکاری بر روی یک لایه سیلیکونی به وجود می آیند.

هسته ای اصلی سیستم های میکروالکترومکانیکی را حسگرها^۲ و

مینیمم دبی قابل تشخیص ۳۵ میکرو لیتر بر دقیقه گزارش شد [۱۴]. پیشرفت روز افزون تکنولوژی سیستم‌های میکروالکترومکانیکی موجب شده است تا نیاز به استفاده از حسگرهای خود محرکه (بدون نیاز به منبع تغذیه) روز به روز بیشتر احساس شود. از این رو مطالعه و مدل سازی میکروبازیب‌های انرژی جایگاه ویژه‌ای دارد. با توجه به مکانیزم تولید انرژی، انواع مختلفی از میکروبازیب‌های انرژی مثل میکروبازیب انرژی ارتعاشی [۱۵]، میکروبازیب انرژی پیزوالکتریک [۱۶]، میکروبازیب انرژی الکترومغناطیسی [۱۷]، میکروبازیب انرژی الکتریکی-حرارتی [۱۸] و میکروبازیب انرژی الکترواستاتیکی [۱۹] دسته بندی شده اند که متداول ترین آن‌ها میکروبازیب‌های انرژی ارتعاشی و پیزوالکتریک هستند. در سال ۲۰۰۳، راندی و همکاران یک مولد انرژی پیزوالکتریک را بررسی کردند. شبیه سازی نشان داد که بازیب انرژی پیزوالکتریک بهینه سازی شده قادر به تولید چگالی توان ۲۵۰ میکرو وات بر سانتی متر مکعب از ارتعاشاتی با فرکانس ۱۲۰ هرتز و شتاب ۲٫۵ متر بر مجذور ثانیه می باشد [۲۰].

در سال ۲۰۰۳، اگبورن مدل‌های تحلیلی را برای پیش بینی توان بازیب انرژی از یک تیر یک سر گیردار و یک صفحه با استفاده از نظریه تیر اویلر- برنولی توسعه داد و نتایج بدست آمده را با نتایج آزمایشگاهی مقایسه کرد. در نیروی هارمونیک وارده به تیر نتایج آزمایشگاهی و تحلیلی بسیار به هم نزدیک بودند و برای تیر به ابعاد ۲۰×۵۰ میلی متر توانی به اندازه ۲۵ میکرو وات بدست آمد [۲۱].

در سال ۲۰۰۴ راندی و رایت مدلی یک درجه آزادی بر پایه پارامترهای فشرده را در نظر گرفتند و با استفاده از المان دولایه خمشی به پیش بینی رفتار دینامیکی میکرو بازیب‌های انرژی پیزوالکتریک پرداختند نتایج شبیه سازی نشان داد که نمونه طراحی شده توسط آن‌ها قادر به تولید چگالی توان ۳۷۵ میکرو وات بر سانتی متر مکعب از ارتعاشات با فرکانس ۱۲۰ هرتز و شتاب ۲٫۵ متر بر مجذور ثانیه می باشد [۲۲]. در سال ۲۰۰۵، نوئل دوتویت و همکاران، مدل یک درجه آزادی جرم و فنر را برای میکروبازیب انرژی در نظر گرفتند که از ارتعاشات و حرکات محیطی برای تولید انرژی الکتریکی استفاده و توانی به اندازه ۳۰ تولید می کرد [۲۳].

در سال ۲۰۰۷، آجیت ساریا و همکارانش تحلیل و مدل سازی یک تیر یک سر گیردار را برای تولید ولتاژ با استفاده از روش تحلیلی بر اساس نظریه تیر اویلر- برنولی و معادلات تیر تیموشنکو انجام دادند و نتایج بین این دو حالت را مقایسه نمودند. آن‌ها نشان دادند که بازیب انرژی پیزوالکتریک بهینه سازی شده قادر به تولید چگالی توان ۲۵۰ میکرو وات بر سانتی متر مکعب از ارتعاشات با فرکانس ۹۷ هرتز و شتاب ۹٫۸ متر بر مجذور ثانیه می باشد [۲۴].

در سال ۲۰۰۹، ایرتورک و ایمن رابطةای صریح برای ولتاژ تولیدی از یک تیر چندلایه پیزوالکتریک با اتصال سری و موازی لایه‌های پیزوالکتریک بدست آوردند. بازیب انرژی در نظر گرفته شده توسط آن‌ها یک تیر یک سر گیردار بود که تحت تأثیر تحریک پایه قرار داشت. آن‌ها نشان دادند که برای یک تیر به ابعاد ۱۰۰×۲۰ میلی متر چگالی توان ۶٫۸ میکرو وات بر سانتی متر مکعب در فرکانس ۴۵٫۶ هرتز و بار مقاومتی ۳۵ کیلو اهم بدست می آید [۲۵].

در سال ۲۰۱۰، حسین و همکاران بر روی تولید انرژی الکتریکی از اغتشاشات جریان سیال کار کردند. آن‌ها یک تیر یک سر گیردار

برای اندازه گیری جریان سیال متداول تر است. این حسگرها با استفاده از مواد پیزوالکتریک یا کرنش سنج‌ها جریان سیال را اندازه گیری می کنند. اولین طراحی چنین سنسورهایی در دهه ۹۰ میلادی اتفاق افتاد. در سال ۱۹۹۳، گاس و همکاران حسگری بر پایه نیروی پسا طراحی کردند که قادر به اندازه گیری جریانی بین ۵ تا ۵۰۰ میکرو لیتر بر دقیقه بود. آن‌ها از یک میکروتیر یک سر گیردار به ابعاد $۳ \times ۱ \times ۰.۳$ میلی متر استفاده کردند. جهت اعمال اثر سیال روی میکروتیر یک نیروی متمرکز که به تیر وارد می شود را در نظر گرفتند. آن‌ها همچنین نتایج آزمایشگاهی حسگر مورد نظر را نیز ارائه کردند [۸].

در سال ۲۰۰۰، اوزاکی و همکارانش با الهام از مفهوم مو^۱، حسگر دو درجه آزادی که چهار المان سنجش پیزو مقاومتی داشت، طراحی کردند. این حسگر قادر به اندازه گیری جریان گاز با سرعت چند سانتی متر بر ثانیه تا ۲ متر بر ثانیه است [۹]. در سال ۲۰۰۲، ژیفانگ^۲ و همکارانش با استفاده از همین مفهوم، حسگری که قادر بود جریان سیال با سرعت ۰٫۲ تا ۰٫۹ متر بر ثانیه اندازه گیری کند، معرفی کردند. اساس کار این حسگر بر پایه تغییر مکان تیر و اندازه گیری کرنش ایجاد شده در آن با استفاده از کرنش سنج است [۱۰].

در سال ۲۰۰۸، وان و همکارانش با استفاده از یک ماده پیزوالکتریک بنام پلی وینیلیدن فلوراید^۳ حسگری با قابلیت اندازه گیری جریان سیال بین ۱۰۰ تا ۴۵۰ میلی لیتر بر دقیقه معرفی کردند. اساس کار این حسگر بر فشار وارده به پیزوالکتریک پلیمری و ایجاد ولتاژ متناسب با آن است. این حسگر برای گازها به صورت آزمایشگاهی ساخته شد. در این تحقیق شبیه سازی و مدل سازی ریاضی مورد توجه قرار نگرفته و فقط نتایج آزمایشگاهی آورده شده است [۱۱].

در سال ۲۰۱۰، ژانگ و همکارانش با استفاده از یک میکروتیر پیزو مقاومتی، حسگر اندازه گیری جریان سیالی برای جریال‌های پایین طراحی کردند. نیروی پسای سیال اعمالی به میکروتیر باعث تغییر مقاومت پیزو مقاومتی می شود. این حسگر قادر به اندازه گیری سرعت سیال کمتر از ۲۰ سانتی متر بر ثانیه است [۱۲].

در سال ۲۰۱۲، سودیپ و همکارانش یک حسگر جریان گاز بر پایه پیزوالکتریک طراحی کردند. این حسگر با استفاده از تغییر مکان یک میکروتیر قادر به اندازه گیری جریان سیال از ۲ تا ۱۸ لیتر بر دقیقه است. جریان گاز ابتدا از یک اریفیس عبور داده می شود و سپس به نوک یک تیر یک سر گیردار پیزوالکتریک از جنس اکسید روی برخورد می کند. آن‌ها از نظریه اویلر-برنولی برای تیر استفاده کردند و نتایج آزمایشگاهی خود را نیز گزارش داده اند [۱۳].

در سال ۲۰۱۳، صنعتی نژاد و همکاران از یک میکروتیر به جنس پلی دی متیل سیلوکسان به عنوان حسگر اندازه گیری جریان سیال میکرونی استفاده کردند. این میکروتیر در یک میکروکانال قرار داده شد و به صورت تجربی جریان‌های با دبی مختلف از ۰ تا ۶۰۰ میکرو لیتر بر دقیقه روی آن آزمایش شد. تغییر مکان میکروتیر در اثر برخورد سیال با استفاده از یک موقعیت سنج نشان داده می شود. همچنین شبیه سازی المان محدود حسگر نیز در نرم افزار Com Sol انجام گرفت که طبق آن

1 Hair Cell
2 Zhifang Fan
3 Polyvinylidene Fluoride

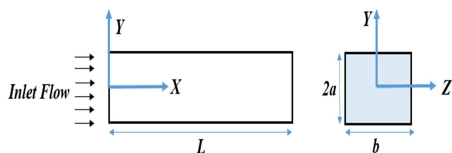
داده می‌شود. سپس معادلات حاکم بر میکروتیر پیزوالکتریکی استخراج و با استفاده از روش المان محدود کدنویسی و حل می‌گردد.

۱-۲- معادلات حاکم بر جریان سیال درون میکروکانال

بررسی سیال در میکروکانال‌ها تفاوت زیادی با ابعاد معمولی دارد. در ابعاد میکرو لایه الکتریک دوتایی^۴ تاثیر زیادی در رژیم جریان دارد و باعث می‌شود که معادله ناویر-استوکس با اصلاحاتی همراه شود. هنگامی که سیال درون میکروکانال در معرض اختلاف فشار قرار می‌گیرد، دیواره کانال بار الکتریکی (در اینجا بار منفی) پیدا می‌کند و سیال آبی دو قطبی شده و یون‌های با بار مخالف (بار مثبت) در نزدیکی دیواره‌ها تجمع کرده و لایه الکتریکی دوتایی را تشکیل می‌دهند. با تشکیل لایه الکتریکی دوتایی جریانی در خلاف گرادیان فشار اعمالی به وجود می‌آید که به جریان القایی^۵ معروف است. در نتیجه ایجاد جریان القایی مولکول‌های سیال در جهت عکس حرکت سیال شروع به حرکت می‌کنند و باعث کاهش جریان سیال ناشی از گرادیان فشار در میکروکانال‌ها می‌گردد [۳۰].

برای مدل کردن جریان گرادیان فشار سیال، یک میکروکانال دو بعدی با سطح مقطع مستطیلی را در نظر می‌گیریم. فرض می‌کنیم که جریان سیال لایه‌ای^۶، تراکم ناپذیر^۷ و یک جهته^۸ است و ضخامت لایه الکتریکی دوتایی در طول کانال ثابت باشد. با استفاده از معادلات ناویر-استوکس و پواسون-بولتزمن سرعت متوسط سیال درون میکروکانال بدست می‌آید. ذکر این نکته ضروری است که سرعت سیال در میکروکانال‌ها با اعمال گرادیان فشار نسبت به ماکروکانال‌ها کمتر است و آن هم ناشی از جریان الکتریکی القایی است که قبلاً توضیح داده شد. اولین قدم در بررسی معادلات حاکم بر سیال، بررسی پیوستگی سیال است. عدد بدون بعد نادسن^۹ به‌عنوان مرجعی برای بررسی پیوستگی استفاده می‌شود. در سیالات میکرو و نانو در صورتی که محلول آبی درون میکروکانال در جریان باشد از ۵ میکرومتر به بالا پیوستگی برقرار خواهد بود [۳۰].

شکل ۱ طرحواره‌ای از یک میکروکانال مستطیلی را نشان می‌دهد.



شکل ۱- میکروکانال مستطیلی در نظر گرفته شده

با توجه به فرضیات مطرح شده و همچنین برقراری پیوستگی، معادله حاکم بر جریان سیال درون میکروکانال به‌صورت رابطه (۱) خواهد بود.

$$\rho_f \frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \rho_f (\vec{V} \cdot \nabla) \vec{V} = -\nabla P + \vec{F} + \mu_f \nabla^2 \vec{V} \quad (1)$$

4 Electric Double Layer (EDL)
5 Induction Current
6 Laminar
7 Incompressible
8 Uni-directional
9 Knudsen Number

پیزوالکتریکی را درون جریان سیال و در مرز اغتشاشات آن قرار دادند. در این حالت ولتاژ تولیدی به فرکانس طبیعی تیر و همچنین چگونگی و محل قرار گیری آن در سیال بستگی دارد. آن‌ها یک مدل دو بعدی از معادلات ناویر-استوکس و تیر پیزوالکتریکی را برای شبیه‌سازی در نظر گرفتند. شبیه‌سازی در نرم‌افزار فلونت^۱ برای یک تیر به ابعاد $30 \times 16 \times 2$ میلی‌متر دارای یک لایه پیزوالکتریک پلیمری پلی‌وینیلیدین فلورید^۲ انجام گرفت و توان الکتریکی ۴ میکرو وات از سرعت سیال ۷ متر بر ثانیه تولید گردید [۲۶]. در سال ۲۰۱۰، ونگ و کو^۳ یک بازیاب انرژی از جریان سیال را طراحی کردند که از یک دیافراگم به جنس پیزوالکتریک پلیمری تشکیل شده بود و با استفاده از تغییر شکل ایجاد شده در اثر اندرکنش با سیال، تولید انرژی الکتریکی می‌کرد. مدل ارائه‌شده قادر است توان خروجی ۰/۲ میکرو وات در فشار ۱/۱۹۶ کیلو پاسکال و فرکانس ۲۶ هرتز را تولید کند [۲۷].

در سال ۲۰۱۲، هیو کونگ لیو و همکاران با استفاده از یک میکروتیر پیزوالکتریکی یک حسگر و میکرو بازیاب انرژی از جریان سیال طراحی کردند. این میکرو بازیاب انرژی قادر بود در سرعت سیال ۱۵/۶ متر بر ثانیه، ولتاژی به‌اندازه ۱۸/۱ میلی ولت و چگالی توان ۰/۳۶ میکرو وات بر سانتی‌متر مکعب تولید کند [۲۸].

در سال ۲۰۱۵، کریت کوانیچ و همکاران، یک فیلم نازک پیزوالکتریک را در جریان سیال قرار داده‌اند که با برخورد سیال مرتض می‌شود. آنها لایه پیزوالکتریک را به‌صورت سیستم جرم و فنر یک درجه آزادی مدل کرده‌اند و ولتاژ و توانی به‌ترتیب برابر با ۶/۶۰ میلی‌ولت و ۰/۱۸ میکرو وات تولید کردند [۲۹].

در این مقاله یک تیر یک سر گیردار چند لایه متقارن با دولایه پیزوالکتریک در اطراف و یک لایه پایه سیلیکونی به‌عنوان مکانیزم حسگر اندازه‌گیری جریان سیال و همچنین میکرو بازیاب انرژی در نظر گرفته می‌شود. اگرچه بازیاب انرژی پیزوالکتریک به صورت تیر یک سر گیردار اشکالاتی مانند استحکام مکانیکی ضعیف، ضریب ولتاژ پیزوالکتریک پایین، جابجایی بیشینه محدود به نیروی اعمالی بیشینه و کوتاه‌تر شدن عمرش به علت خستگی ایجاد شده به وسیله‌ی خمش دارد ولی با توجه به کرنش بالا و توان خروجی بالای تیر پیزوالکتریکی حتی تحت شتاب‌های پایین، بسیار مناسب و پرکاربرد است. میکروتیر پیزوالکتریکی درون میکروکانال جریان سیال قرار داده می‌شود و با برخورد جریان سیال میکروتیر جابجا شده و تولید ولتاژ الکتریکی می‌کند. با در نظر گرفتن آرایه‌ای از میکروتیرها می‌توان ولتاژ تولیدی را افزایش داد و در تجهیزات دیگر از آن استفاده کرد. برای مدل‌سازی این مسأله لازم است که معادلات و روابط ریاضی حاکم بر سه حوزه مکانیک سیالات، مکانیک جامدات و پیزوالکتریک استخراج گردند و بین این سه محیط اتصال معادلات در نظر گرفته‌شود.

۲- مبانی و روش‌ها

در این بخش ابتدا معادلات حاکم بر جریان سیال درون میکروکانال آورده و روش حجم محدود جهت حل این معادلات توسعه

1 Fluent
2 Polyvinylidene Fluoride (PVDF)
3 Wang and H. Ko

به صورت تجربی تعیین می‌گردد، k پارامتر دمای-هاکل، \mathcal{E} ضریب گذردهی نسبی سیال، \mathcal{E}_0 ضریب گذردهی خلاء، k_b ثابت بولتزمن و T دما بر حسب کلوین است. همان‌گونه که قبلاً توضیح داده شد میدان الکتریکی ایجاد شده در میکروکانال باعث ایجاد جریان القایی می‌شود که توسط رابطه (۸) بیان می‌شود.

$$I_c = \frac{\lambda_b E_s A_c}{L} \quad (8)$$

در رابطه (۸)، λ_b رسانایی الکتریکی سیال و A_c سطح مقطع کانال است. هنگامی که جریان داخل میکروکانال به حالت پایا می‌رسد، جریان الکتریکی خالص سیال برابر با صفر می‌شود؛ یعنی $I_c + I_s = 0$ پس با جایگذاری روابط (۶) و (۸) در رابطه حالت دائم جریان، می‌توان پتانسیل جریانی را به صورت رابطه (۹) نوشت [۳۰].

$$\bar{E}_s = - \frac{2G_1 G_3 \bar{\beta}_1}{K^2 + 4G_2 G_3 \beta_2 \left(\frac{\bar{\zeta}}{\sinh(K)} \right)^2} \quad (9)$$

در رابطه (۹) پارامتر بدون بعد G_3 به صورت رابطه (۱۰) تعریف می‌شود.

$$G_3 = \frac{V_0 n_\infty z e L}{\zeta_0 \lambda_b} \quad (10)$$

رابطه (۹) میدان الکتریکی به وجود آمده به دلیل اثرات لایه الکتریکی دوتایی را بیان می‌کند. با جایگذاری این عبارت در رابطه (۲)، می‌توان میدان جریان درون یک میکروکانال را بدست آورد. برای حل میدان جریان درون میکروکانال از روش حجم محدود استفاده می‌شود. در این روش عبارت میدان الکتریکی در معادلات حاکم بر جریان سیال، به عنوان چشمه وارد می‌شود. با در نظر گرفتن شبکه جابجا شده^۲ معادلات اندازه حرکت (۲) و (۳) به ترتیب به صورت روابط (۱۱) و (۱۲) گسسته می‌شوند.

$$a_{i,j} u_{i,j} = \sum a_{nb} u_{nb} + (P_{i-1,j} - P_{i,j}) A_{i,j} + b_{i,j} \quad (11)$$

$$a_{i,j} v_{i,j} = \sum a_{nb} v_{nb} + (P_{i,j-1} - P_{i,j}) A_{i,j} + b_{i,j} \quad (12)$$

که در روابط (۱۱) و (۱۲)، $b_{i,j} = \bar{S} \cdot \Delta V_u$ ، بخش چشمه اندازه حرکت و $A_{i,j}$ وجه (شرقی یا غربی) سلول مربوط به حجم کنترل u می‌باشد. همچنین $\sum a_{nb} u_{nb}$ نشان‌دهنده همسایه‌های E، W، N و S نقطه مرکزی سلول مورد نظر است. مقادیر ضرایب $a_{i,j}$ و a_{nb} ممکن است با هر یک از روش‌های اختلاف که برای مسائل نفوذ-جابجایی مناسب هستند قابل محاسبه باشند. این ضرایب شامل ترکیبی از شار جابجایی در واحد جرم F و قابلیت نفوذ D در وجوه سلول حجم کنترل می‌باشند. برای مطالعه بیشتر در زمینه پیاده‌سازی روش حجم محدود جهت حل معادلات حاکم بر جریان سیال به [۳۱] مراجعه شود. در نهایت می‌توان معادلات گسسته شده اندازه حرکت را به صورت رابطه (۱۳) نوشت.

$$a_p \phi_p = a_E \phi_E + a_W \phi_W + a_S \phi_S + a_N \phi_N + b \quad (13)$$

در رابطه (۱)، ρ_f و μ_f به ترتیب چگالی و لزجت سیال هستند. برای جریان دوبعدی و لایه‌ای فشار هیدرولیکی P فقط در راستای طول کانال (محور X) تغییر می‌کند. همچنین نیروی حجمی F در اثر میدان الکتریکی القایی درون میکروکانال در حضور چگالی بار الکتریکی ρ_e در لایه الکتریکی دوتایی به وجود می‌آید. بنابراین رابطه (۱) در جهت محور X و Y به ترتیب به صورت روابط (۲) و (۳) نوشته می‌شود.

$$\rho_f \left[\frac{\partial u}{\partial t} + u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} \right] = - \frac{\partial P}{\partial x} + E(x) \rho_e + \mu_f \left[\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right] \quad (2)$$

$$\rho_f \left[\frac{\partial v}{\partial t} + u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} \right] = - \frac{\partial P}{\partial y} + \mu_f \left[\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \right] \quad (3)$$

در این روابط، u و v به ترتیب مؤلفه سرعت سیال در راستای محور X و Y است و $E(x)$ میدان الکتریکی القایی به دلیل تشکیل لایه الکتریکی دوتایی می‌باشد. معادله پیوستگی نیز به صورت رابطه (۴) بیان می‌گردد.

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} = 0 \quad (4)$$

روابط (۲) تا (۴) معادلات حاکم بر جریان سیال درون میکروکانال را نشان می‌دهد. همان‌گونه که از رابطه (۲) مشخص است برای میکروکانال‌ها یک نیروی خارجی ناشی از میدان الکتریکی القایی روی جریان سیال اثر می‌گذارد بنابراین جهت حل معادلات به روش حجم محدود باید مقدار میدان الکتریکی معلوم باشد. با استفاده از روابط میکرو سیالات می‌توان میدان الکتریکی القایی را بدست آورد که در ادامه بررسی می‌گردد. همان‌گونه که قبلاً گفته شد با تشکیل لایه الکتریکی دوتایی جریانی از یون‌ها در جهت مخالف جریان سیال ایجاد می‌شود. این جریان که به جریان جاری معروف است پس از بی‌بعدسازی توسط رابطه (۵) بیان می‌گردد.

$$\bar{I}_s = \int_0^1 \bar{V}_x \cdot \bar{\rho}_e d\bar{Y} \quad , \quad \bar{I}_s = \frac{I_s}{2n_\infty V_0 z e a} \quad (5)$$

در رابطه (۵)، عدد والانس یونی سیال، e بار الکتریکی یک الکترون، n_∞ تعداد یون‌ها در نقاط دور از دیواره در واحد حجم و a نصف دهانه ورودی میکروکانال است. با جایگذاری $\bar{\rho}_e$ بر حسب پتانسیل الکتریکی لایه دوتایی و انتگرال‌گیری، رابطه (۵) به صورت رابطه (۶) نوشته می‌شود [۳۰].

$$\bar{I}_s = - \frac{2G_1 \bar{\beta}_1}{K^2} + 4G_2 \bar{E}_s \beta_2 \left(\frac{\bar{\zeta}}{K \sinh(K)} \right)^2 \quad (6)$$

در رابطه (۶)، پارامترهای بدون بعد به صورت رابطه (۷) تعریف می‌شوند.

$$G_1 = \frac{a^2 P_x}{\mu V_0} \quad , \quad G_2 = \frac{z \cdot e \cdot n_\infty \cdot a^2 \cdot \zeta_0}{\mu V_0 L} \quad (7)$$

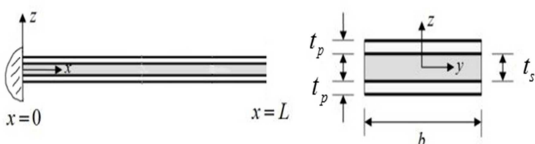
$$\bar{\zeta} = \frac{z \cdot e \cdot \zeta_0}{k_b \cdot T} \quad , \quad \beta_1 = 1 - \frac{\cosh(K) - 1}{K \sinh(K)}$$

$$K = a \cdot k \quad , \quad \beta_2 = \frac{1}{2} + \frac{\sinh(K) \cosh(K)}{2K}$$

در رابطه (۷)، ζ_0 پتانسیل در نزدیکی دیواره است که مقدار آن

1 Debye-Huckle
2 Staggered Grid

پس در این مدل‌سازی فرض بر این است که فقط لایه پیزوالکتریک و لایه پایه حضور دارند.



شکل ۱- طرحواره‌ای از میکروتیر کامپوزیتی پیزوالکتریکی

برای یک تیر پیزوالکتریکی که از نظریه اویلر-برنولی تبعیت می‌کند تمامی مؤلفه‌های تنش بجز مؤلفه ناشی از خمش یک بعدی تیر صفر در نظر گرفته می‌شود. در صورتی که دو الکتروود در راستای طول تیر روی سطح موازی تار خنثی (موازی صفحه \$xy\$) قرار گرفته باشند، رابطه (۲۱) برقرار می‌باشد.

$$\begin{bmatrix} S_1 \\ D_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s_{11}^E & d_{31} \\ d_{31} & \epsilon_{33}^T \end{bmatrix} \begin{bmatrix} T_1 \\ E_3 \end{bmatrix} \quad (21)$$

در این رابطه بالانویس \$E\$ و \$T\$ به ترتیب نشان‌دهنده مقادیر کمیت در میدان الکتریکی ثابت و تنش ثابت هستند [۳۳]. لایه‌های پیزوسرامیک ممکن است به صورت سری یا موازی به یکدیگر متصل شوند. در اتصال سری، دو لایه پیزوالکتریک جهت قطبیده شدن مخالف دارند و میدان الکتریکی در راستای ضخامت کلی دو لایه اعمال می‌شود. در اتصال موازی، دو لایه پیزوالکتریک جهت قطبیده شدن یکسان دارند و میدان الکتریکی در هر لایه به صورت جداگانه و با جهت مخالف اعمال می‌شود. همچنین در اتصال سری ولتاژ تولیدی هر لایه پیزوالکتریک با هم جمع شده و ولتاژ بیشتری تولید می‌گردد ولی در اتصال موازی جریان بیشتری تولید می‌شود. در این مقاله به منظور تولید ولتاژ بیشتر اتصال سری لایه‌های پیزوالکتریک مد نظر قرار می‌گیرد. برای اعمال روش المان محدود نخست نیاز است تا با استفاده از اصل انرژی پتانسیل کمینه معادلات حاکم استخراج گردد. رابطه (۲۲) انرژی ذخیره شده در میکروتیر را بیان می‌کند [۳۴].

$$U = U_{strain} + U_{electrostatic} \quad (22)$$

$$= \frac{1}{2} \int c_{11} \epsilon_{33}^2 dv + \int e_{31} E_3 \epsilon_{11} dv - \frac{1}{2} \int \epsilon_{33}^s E_3^2 dv$$

انرژی کلی ذخیره شده در میکروتیر شامل انرژی الاستیک ناشی از تغییر شکل و انرژی الکترواستاتیکی است. در رابطه (۲۲)، \$c_{11}\$ ثابت الاستیک، \$e_{31}\$ ثابت پیزوالکتریک، \$E\$ میدان الکتریکی، \$\epsilon_{11}\$ و \$\epsilon_{33}\$ مؤلفه‌های تانسور کرنش هستند. همچنین انرژی جنبشی کلی میکروتیر در خمش خالص به صورت رابطه (۲۳) می‌باشد.

$$T = \frac{1}{2} \int \rho \dot{w}^2 dv \quad (23)$$

در رابطه (۲۳)، \$w\$ جابجایی عرضی و \$\rho\$ جرم واحد حجم میکروتیر است. اصل انرژی پتانسیل کمینه به صورت رابطه (۲۴) می‌باشد.

$$\int_{t_1}^{t_2} (\delta T - \delta U + \delta W_{nc}) dt = 0 \quad (24)$$

با جایگذاری روابط (۲۲) و (۲۳) در رابطه (۲۴) و انجام عملیات حساب تغییرات و اعمال روش المان محدود، معادله حرکت میکروتیر

در رابطه (۱۳)، \$\Phi\$ یک کمیت عمومی است که می‌تواند \$u\$ یا \$v\$ باشد. ضرایب رابطه (۱۳) به صورت روابط (۱۴) تا (۲۰) بیان می‌گردند [۳۱].

$$a_E = D_e A (|P_e|) + \max[-F_e, 0] \quad (14)$$

$$a_W = D_w A (|P_w|) + \max[-F_w, 0] \quad (15)$$

$$a_S = D_s A (|P_s|) + \max[-F_s, 0] \quad (16)$$

$$a_N = D_n A (|P_n|) + \max[-F_n, 0] \quad (17)$$

$$a_p = a_E + a_W + a_S + a_N + a_p^0 - S_p \delta x \delta y \quad (18)$$

$$b = S_c \delta x \delta y + a_p^0 \Phi_p^0 \quad (19)$$

$$a_p^0 = \frac{\rho_p^0 \delta x \delta y}{\Delta t} \quad (20)$$

در این روابط، \$a_p^0\$ و \$\Phi_p^0\$ نشانگر مقادیر معلوم در زمان \$t\$ هستند.

همچنین \$S_c\$ بخش ثابت و \$S_p\$ بخش خطی چشمه و \$A(|P_i|)\$ تابعی است که به روش اختلاف انتخابی کاربر وابسته است. روش‌های اختلاف متعددی برای مسائل نفوذ-جابجایی استفاده می‌شود که هر کدام مزایا و معایب خود را دارد. این روش‌ها عبارتند از روش جهت مخالف^۱، ترکیبی^۲، تفاضل مرکزی^۳، نمایی^۴ و توان-پیرو^۵. در این مقاله به دلیل دقت بالاتر و جامعیت بیشتر روش توان-پیرو استفاده می‌شود.

روابط گسسته شده اندازه حرکت نهایتاً به صورت یک دستگاه مختصات جبری نوشته می‌شوند. در هر تکرار مؤلفه‌های \$u\$ و \$v\$ سرعت به صورت نتیجه تکرار قبلی یا حدس اولیه در اولین تکرار بدست می‌آیند. برای بدست آوردن میدان سرعت، اگر میدان فشار داده شده صحیح باشد؛ در نتیجه میدان سرعت حاصل، پیوستگی را ارضاء می‌کند. در صورتی که میدان فشار مجهول باشد می‌توان با روش‌های حل سیمپل^۶، سیمپلر^۷ و سیمپلک^۸ میدان جریان درون میکروکانال را حل کرد. جهت حل دستگاه معادلات جبری از روش ماتریس سه قطری استفاده می‌شود [۳۲].

۲-۲- معادلات حاکم بر میکروتیر پیزوالکتریک

پس از حل میدان جریان درون میکروکانال، فشار ایجاد شده روی میکروتیر به عنوان نیروی خارجی در حل المان محدود میکروتیر وارد می‌شود. شکل ۲ میکروتیر پیزوالکتریکی سه لایه متقارن با دو لایه پیزوالکتریک در اطراف و یک لایه پایه سیلیکونی در مرکز را نشان می‌دهد. میکروتیر بر اساس نظریه تیر اویلر-برنولی مدل می‌شود. تغییر فرم‌ها کوچک فرض شده و ساختار کامپوزیتی رفتار الاستیک خطی از خود نشان می‌دهد. لایه پیزوسرامیک و سیلیکون پایه کاملاً به یکدیگر چسبانده شده‌اند. همچنین ضخامت الکترودهای استفاده شده در مقایسه با ضخامت کلی بازیاب انرژی قابل صرف نظر کردن است.

- 1 Upwind Scheme
- 2 Hybrid scheme
- 3 Central-difference Scheme
- 4 Exponential Scheme
- 5 Power-law Scheme
- 6 SIMPLE
- 7 SIMPLER
- 8 SIMPLEC

$$w(\zeta) = N_3(\zeta)w_1 + N_4(\zeta)\theta_1 + N_5(\zeta)w_2 + N_6(\zeta)\theta_2 \quad (31)$$

که در این روابط متغیر ζ به صورت رابطه (32) و توابع شکلی در [35] تعریف شده‌اند.

$$x = x_1 + \left(\frac{1+\zeta}{2}\right)L_e, \quad -1 < \zeta < 1 \quad (32)$$

با استفاده از روابط گفته‌شده و همچنین استفاده از اصل کمینه انرژی پتانسیل می‌توان ماتریس‌های معادل هر المان را به صورت روابط (33) تا (36) بدست آورد.

$$k_{uu} = \iiint B_u^T \cdot E \cdot B_u dx dy dz = \int_A \int_{-1}^{+1} B_u^T(\xi) \cdot E \cdot B_u(\xi) \cdot \left(\frac{L_e}{2}\right) d\xi dA \quad (33)$$

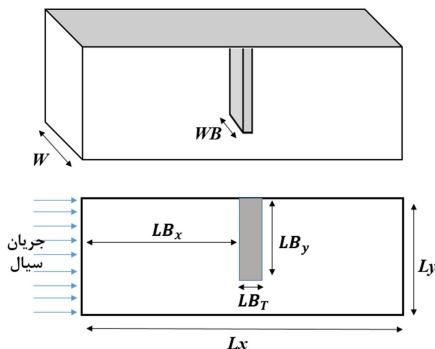
$$k_{u\phi} = \iiint B_u^T \cdot e_{31} \cdot B_\phi dx dy dz = \int_A \int_{-1}^{+1} B_u^T(\xi) \cdot e_{31} \cdot B_\phi(\xi) \cdot \left(\frac{L_e}{2}\right) d\xi dA \quad (34)$$

$$k_{\phi\phi} = \iiint B_\phi^T \cdot \chi_{33} \cdot B_\phi dx dy dz = \int_A \int_{-1}^{+1} B_\phi^T(\xi) \cdot \chi_{33} \cdot B_\phi(\xi) \cdot \left(\frac{L_e}{2}\right) d\xi dA \quad (35)$$

$$m_{uu} = \iiint N_u^T \cdot m \cdot N_u dx dy dz = \int_A \int_{-1}^{+1} N_u^T(\xi) \cdot m \cdot N_u(\xi) \cdot \left(\frac{L_e}{2}\right) d\xi dA \quad (36)$$

۳- نتایج

در این مقاله به مدلسازی و شبیه‌سازی یک حسگر اندازه‌گیری دبی سیال میکرونی به همراه میکروپایزایب انرژی پرداخته می‌شود. سیال مورد بررسی انسولین است. اصلی‌ترین کاربرد این پژوهش در یک سامانه تزریق خودکار انسولین به بدن است. انسولین یک محلول آبی است و خصوصیات بسیار شبیه به آب دارد. شکل ۴ طرحواره‌ای از میکروکانال در نظر گرفته‌شده را نشان می‌دهد.



شکل ۳- المان دو گره‌ای میکرو تیر پیزوالکتریک

مشخصات هندسی مسأله مورد بررسی در جدول ۱ بیان شده‌است.

جدول ۱- ابعاد هندسی در نظر گرفته‌شده

نام	نماد	اندازه (μm)
طول میکروکانال	Lx	۲۰۰
عرض میکروکانال	W	۱۰۰
ارتفاع میکروکانال	Ly	۱۰۰

پس از عمل جمع‌بندی المان‌ها به صورت رابطه (25) و (26) خواهد بود.

$$[M_{uu}] \ddot{d}_e + [K_{uu}] d_e + [K_{u\phi}] \phi = F_m \quad (25)$$

$$[K_{u\phi}]^T d_e - [K_{\phi\phi}] \phi = F_q \quad (26)$$

که در این روابط M_{uu} ، K_{uu} ، $K_{u\phi}$ و $K_{\phi\phi}$ به ترتیب ماتریس جرم، سختی، کوپلینگ پیزوالکتریک و ماتریس قطری ظرفیت هستند. همچنین F_m و F_q به ترتیب بردار تحریک مکانیکی و تحریک الکتریکی و بردار d_e جابجایی‌های مکانیکی و بردار ϕ پتانسیل الکتریکی است. با جایگذاری رابطه (26) در رابطه (25)، رابطه (27) به عنوان معادله حرکت بدست می‌آید.

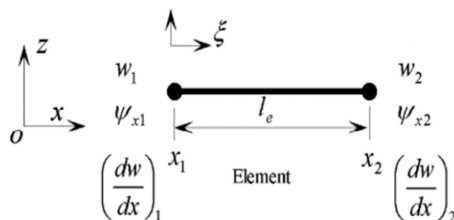
$$[M_{uu}] \ddot{d}_e + \left([K_{uu}] + [K_{u\phi}] [K_{\phi\phi}]^{-1} [K_{u\phi}]^T \right) d_e = F_m + \left([K_{u\phi}] [K_{\phi\phi}]^{-1} \right) F_q \quad (27)$$

با استفاده از روابط (27) می‌توان به صورت دینامیکی و استاتیکی تیر چندلایه پیزوالکتریک را بررسی کرد و میزان تغییر مکان‌ها در اثر اعمال ولتاژ (و بالعکس) را برای مسأله‌های متفاوت بدست آورد. برای تیر نشان‌داده شده در شکل ۲ با دو لایه پیزوالکتریک در اطراف به ضخامت t_p و یک لایه پایه در وسط به ضخامت t_s و عرض b ، سفتی خمشی معادل سطح مقطع و جرم واحد طول میکرو تیر به ترتیب توسط روابط (28) و (29) بیان می‌شوند.

$$EI = \frac{2b}{3} \left[Y_s \frac{t_s^3}{8} + c_{11} \left(\left(t_p + \frac{t_s}{2} \right)^3 - \frac{t_s^3}{8} \right) \right] \quad (28)$$

$$m = b \left[\rho_s t_s + 2\rho_p t_p \right] \quad (29)$$

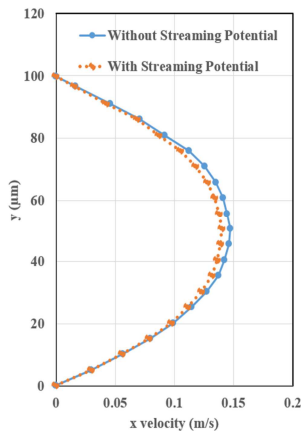
که در این روابط، c_{11} و Y_s به ترتیب مدول الاستیسیته لایه پایه و لایه پیزوالکتریک و ρ_p و ρ_s به ترتیب چگالی لایه پایه و لایه پیزوالکتریک هستند. المان نشان داده شده در شکل ۳ دارای دو گره به نام‌های ۱ و ۲ است که به ترتیب در $x = x_1$ و $x = x_2$ قرار دارند.



شکل ۲- المان دو گره‌ای میکرو تیر پیزوالکتریک

با توجه به شکل، درجات آزادی مکانیکی w و θ هستند که به ترتیب تغییر مکان عرضی و زاویه چرخش (شیب) در هر گره هستند. همچنین دیگر متغیر مسأله پتانسیل الکتریکی ϕ است. با در نظر گرفتن چند جمله درجه اول لاگرانژ برای درون‌یابی پتانسیل الکتریکی و چند جمله‌ای درجه سه برای تغییر مکان عرضی تیر، پتانسیل الکتریکی و تغییر مکان عرضی تیر به صورت تابعی از تغییر مکان‌های گره‌ای و توابع شکلی به صورت روابط (30) و (31) قابل نوشتن است.

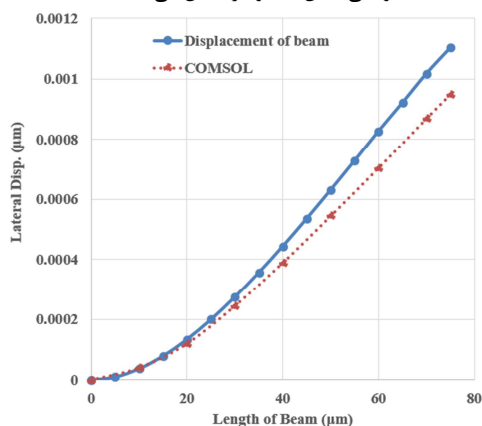
$$\phi(\zeta) = N_1(\zeta)\phi_1 + N_2(\zeta)\phi_2 \quad (30)$$



شکل ۵- پروفیل سرعت سیال در حضور و غیاب اثرات پتانسیل جاری

همان‌گونه که مشخص است، پتانسیل القایی باعث ایجاد یک جریان القایی در خلاف جهت جریان سیال در لایه الکتریکی دوتایی می‌شود و این موجب کاهش سرعت جریان درون میکروکانال نسبت به کانال‌های معمولی می‌گردد.

جهت اطمینان از کد نوشته‌شده، شبیه‌سازی اندرکنش سازه-سیال در نرم افزار المان محدود COMSOL Multiphysics با در نظر گرفتن محیط‌های مکانیک جامدات، پیزوالکتریک و مکانیک سیالات انجام گرفته است. شکل ۷ مقایسه تغییر مکان عرضی تیر در نرم‌افزار COMSOL با کدنویسی المان محدود را نشان می‌دهد.



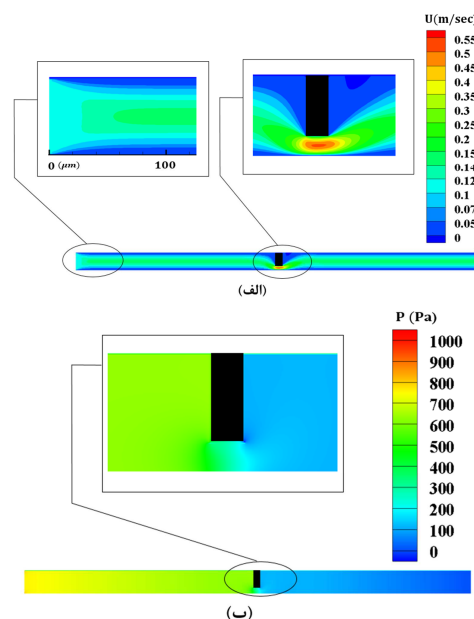
شکل ۶- تغییر مکان عرضی تیر در نرم‌افزار Com Sol با کدنویسی المان محدود

همان‌گونه که مشخص است، اختلاف قابل قبولی بین کدنویسی و شبیه‌سازی Com Sol وجود دارد. بیشترین میزان اختلاف نسبی بین دو روش در سر آزاد تیر وجود دارد و برابر با ۱۳٫۶ درصد است. این اختلاف ناشی از انتخاب نظریه اویلر-برنولی، خطای ناشی از کدنویسی جریان سیال، کوپل نبودن کد اندرکنش سیال و سازه در مقایسه با نرم‌افزار Com Sol و خطای ناشی از گرد کردن اعداد می‌باشد. شکل ۸ جایجایی و ولتاژ تولیدی میکروتیر را نشان می‌دهد.

۱۰۰۰	LB_x	فاصله تیر از دهانه میکروکانال
۷۵	LB_y	طول تیر
۱۰	b	عرض تیر
۱٫۵	T_p	ضخامت لایه پیزوالکتریک
۳	T_s	ضخامت لایه پایه

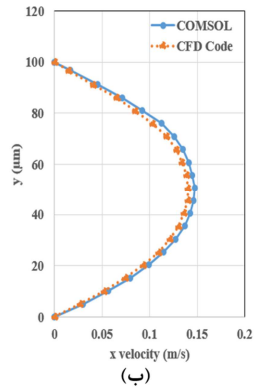
لایه پیزوالکتریک از جنس PZT-5A و لایه پایه از جنس سیلیکون است. خصوصیات مکانیکی و الکترواستاتیکی مواد مورد نظر در [۳۶] آورده شده‌است. با توجه به مقالات مطالعه‌شده در زمینه میکرو پمپ‌های جریان سیال، جریان ورودی با دبی ۶۰ میکرولیتر بر دقیقه و فرکانس ۹۵ هرتز در نظر گرفته شده‌است.

شکل ۵-الف مؤلفه سرعت سیال در راستای محور x و شکل ۵-ب میدان فشار حاصل از کدنویسی حجم محدود جریان سیال درون میکروکانال را نشان می‌دهد.



شکل ۴- الف) مؤلفه سرعت سیال در راستای محور و ب) میدان فشار حاصل از کدنویسی جریان سیال درون میکروکانال

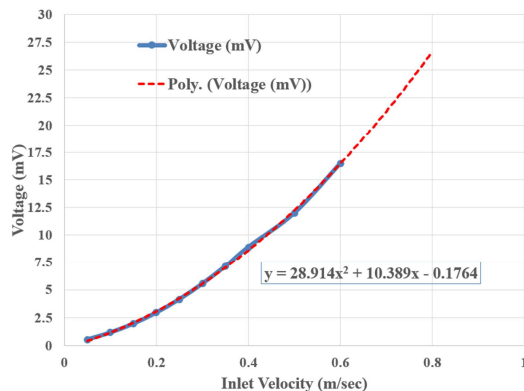
همان‌گونه که در شکل ۵-الف مشخص است جریان سیال پس از طی کردن حدود ۶۰ میکرو متر به توسعه‌یافتگی می‌رسد. از این رو می‌توان در مقاطع مختلف کانال میکروتیرهایی را قرار داد تا به‌عنوان میکروبازاب انرژی عمل نماید. همچنین پروفایل سرعت به‌صورت سهموی است و بیشینه سرعت ۰٫۱۴۱ متر بر ثانیه است که بنا به انتظار قبلی در مرکز کانال اتفاق افتاده‌است. همان‌گونه که می‌دانیم جریان گردان فشار درون میکروکانال برقرار است و پتانسیل الکتریکی ایجاد شده موجب کاهش سرعت جریان می‌گردد. همچنین با توجه به شکل ۵-ب به‌دلیل وجود میکروتیر در مسیر جریان (وجود مانع در مسیر جریان) فشار پس از آن ناگهانی کاهش می‌یابد. میدان فشار روی میکروتیر باعث جایجایی و نهایتاً تولید ولتاژ می‌گردد. شکل ۶ تاثیر پتانسیل جاری درون میکروکانال را نشان می‌دهد.



شکل ۸- نتایج از نرم افزار Com Sol و کدنویسی حجم محدود الف) میدان فشار روی میکروتیر ب) پروفیل سرعت

همان گونه که مشخص است میدان فشار و سرعت اختلاف ناچیزی دارند. اختلاف نسبی دو روش برای سرعت در وسط میکروکانال ۴/۵ درصد است. این اختلاف ناشی از روش حل جریان سیال است. نرم افزار Com Sol به روش المان محدود جریان سیال را حل می کند در حالی که اساس کد نوشته شده بر روش حجم محدود است. همچنین دیگر عامل خطا مربوط به تفاوت در مش بندی میکروکانال در دو روش است. در نرم افزار Com Sol مش های مثلثی استفاده شده است در حالی که در کدنویسی حجم محدود با توجه به هندسه مسأله مش های مستطیلی در نظر گرفته شده است.

با تغییرات سرعت ورودی می توان نمودار کاری حسگر را رسم کرد. شکل ۱۰ ولتاژ تولیدی از میکروتیر را به ازای سرعت های ورودی مختلف آنسولین را نشان می دهد.

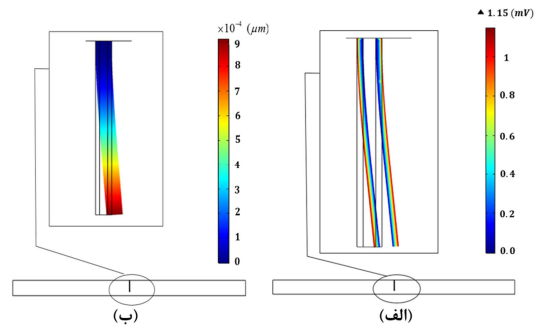


شکل ۹- ولتاژ تولیدی هر لایه پیزوالکتریک میکروتیر به ازای سرعت های مختلف سیال ورودی

همان گونه که در شکل ۱۰ مشاهده می شود، می توان با توجه به ولتاژ تولیدی سرعت جریان سیال را مشخص کرد. افزایش سرعت سیال ورودی به کانال موجب افزایش فشار روی میکروتیر شده و جابجایی عرضی تیر زیاد می شود. در نتیجه ولتاژ تولیدی از لایه های پیزوالکتریک نیز افزایش می یابد. معادله کاری حسگر جریان سیال توسط رابطه (۴۳) بیان می شود.

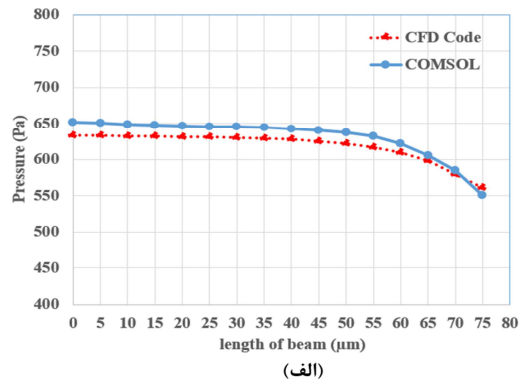
$$V = 28.91u^2 + 10.389u - 0.1764 \quad (37)$$

که در این رابطه V ولتاژ تولیدی بر حسب میلی ولت و u سرعت



شکل ۷- الف) ولتاژ تولیدی در لایه های پیزوالکتریک و ب) جابجایی عرضی میکروتیر. در اثر جریان سیال

همان گونه که در شکل ۹ مشخص است ولتاژ ۱/۱۵ میلی ولت توسط هر لایه پیزوالکتریک تولید می شود. همان طور که می دانیم میکروتیر تحت خمش است و با فاصله گرفتن از تار خنثی میزان تنش و در نتیجه کرنش افزایش می یابد. از طرفی با توجه به روابط ساختاری مواد پیزوالکتریک، ولتاژ تولیدی به کرنش مکانیکی مربوط است؛ پس هر چه فاصله از تار خنثی افزایش یابد، ولتاژ تولیدی نیز زیاد می شود. همچنین با توجه به تعریف سطح پتانسیل صفر و پتانسیل جاری هر چه که از سطوح داخلی به سمت سطوح خارجی پیزوالکتریک حرکت کنیم، پتانسیل الکتریکی با هم جمع می شود. این موضوع باعث می شود که بیشینه ولتاژ در سطوح خارجی پیزوالکتریک مشاهده شود. با توجه به اتصال سری لایه های پیزوالکتریک ولتاژی معادل با ۲/۳۰ میلی ولت توسط هر میکروتیر تولید می شود. این ولتاژ تولیدی وارد یک مدار پل وتسون شده و تقویت می گردد تا در نهایت بتوان با استفاده از آن دبی جریان سیال را بدست آورد. همچنین با استفاده از آرایه ای از میکروتیرها می توان ولتاژ تولیدی از هر کدام را ذخیره کرد و برای دیگر وسایل مورد نیاز در سامانه تزریق آنسولین از آن استفاده کرد. شکل ۹ نتایج حاصل از کد نویسی جریان سیال و شبیه سازی در نرم افزار Com Sol را نشان می دهد.



تغییر مکان و به‌طبع آن ولتاژ می‌شود و از طرف دیگر ماتریس ظرفیت و کوپلینگ المان تیر افزایش می‌یابد و باعث افزایش ولتاژ تولیدی می‌گردد. این دو عامل در خلاف هم عمل می‌کنند و باعث می‌شوند که برای هر ضخامت دلخواه از لایه سیلیکون، در یک ضخامت خاص لایه پیزوالکتریک، ولتاژ بیشینه تولید گردد. همچنین هر چه که ضخامت سیلیکون کمتر باشد، ولتاژ بیشینه در ضخامت‌های کمتر لایه پیزوالکتریک اتفاق می‌افتد.

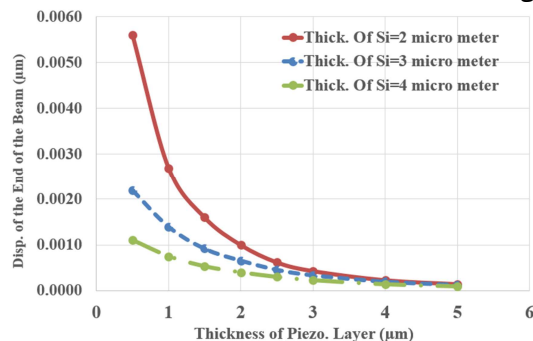
۴- نتیجه‌گیری

در این مقاله یک حسگر اندازه‌گیری دبی جریان سیال میکرونی متشکل از یک میکروتیر چند لایه متقارن پیزوالکتریک به همراه میکروپایاب انرژی مدل‌سازی و شبیه‌سازی گردید. به‌منظور مدل‌سازی این حسگر، کوپل معادلات بین سه محیط مکانیک جامدات، مکانیک سیالات و پیزوالکتریک وجود دارد که در ابتدا معادلات حاکم بر جریان سیال درون میکروکانال به روش حجم محدود حل و نتایج آن در حل المان محدود میکروتیر استفاده شد. برای اطمینان از حل معادلات، مسأله مورد نظر به‌صورت اندرکنش سیال و جامد در نرم‌افزار Com Sol شبیه‌سازی شد و جابجایی انتهای آزاد و سرعت سیال در مرکز کانال به‌ترتیب ۱۳/۶ و ۴/۵ درصد اختلاف داشتند. همچنین اثرات پارامترهای دخیل در مسأله بررسی و حسگر بهینه معرفی شد. با توجه به ابعاد میکروکانال می‌توان در مقطع‌های مختلف در طول آن، میکروتیرهایی را قرار داد و ولتاژ تولیدی را افزایش داد.

۵- مراجع

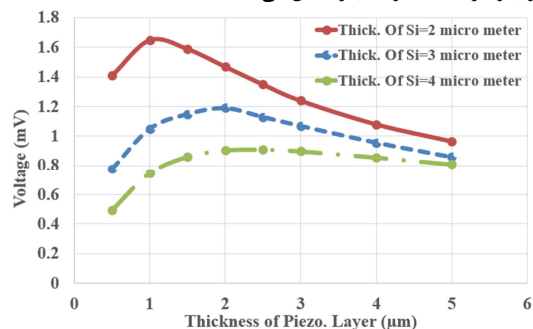
- [1] Dittmann, D., Low-Cost Flow Transducer Fabricated with the AMANDA Process. Proc. Transducers, Munich, Germany, pp. 1472-1475, 2001.
- [2] R.E. Oosterbroek, T.S.J. Lammerink, J.W. Berenschot, G.J.M. Krijnen, M.C. Elwenspoek, A. van den Berg, A Micromachined Pressure/Flow Sensor. Sensors and Actuators, Vol. A77, pp. 167-177, 1999.
- [3] Gass V., B. H. van der Schoot, N. F. de Rooij, Nanofluid Handling by Microflow Sensor Based on Drag Force Measurement. Proc. IEEE Micro Electro Mechanical Systems, Fort Lauderdale, FL, pp. 167-172, 1993.
- [4] Svedin N, A New Silicon Gas-Flow Sensor Based on Lift Force. Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 7, No. 3, pp. 303-308, 1998.
- [5] Enoksson P., G. Stemme, E. Stemme, A Silicon Resonant Sensor Structure for Coriolis Mass-Flow Measurements. Journal of Microelectromechanical Systems, Vol. 6, No. 2, pp. 119-125, 1997.
- [6] Richter A., The Electrohydrodynamic Micro Flow Meter. Proc. Transducers, San Francisco, CA, pp. 935-938, 1991.
- [7] Merkel, T., L. Pagel, H.-W. Glock, Electric Fields in Fluidic Channels and Sensor Applications with Capacitance. Sensors and Actuators, Vol. A80, pp. 1-7, 2000.
- [8] Gass V., B. H. Nanofluid Handling by Microflow Sensor Based on Drag Force Measurement. IEEE Micro Electro Mechanical Systems, 1993.
- [9] Ozaki Y, O. T., An air flow sensor modeled on wind receptor hairs of insects. Proc. Micro Electro Mechanical Systems, 2000.
- [10] Zhifang Fan, J. C., Design and fabrication of artificial lateral line flow sensors. Micromechanics and Microengineering, 2002.

جریان ورودی سیال بر حسب متر بر ثانیه است. با استفاده از این رابطه می‌توان با دقت قابل قبولی در سرعت‌های مختلف سیال، پتانسیل تولیدی از میکروتیر را بدست آورد. شکل ۱۱ اثر ضخامت لایه‌های پیزوالکتریک و سیلیکون روی تغییر مکان سر آزاد میکروتیر را نشان می‌دهد.



شکل ۱۰- اثر ضخامت لایه پیزوالکتریک و سیلیکون روی تغییر مکان سر آزاد میکروتیر

با توجه به شکل ۱۱ با زیاد شدن ضخامت لایه سیلیکون در یک ضخامت ثابت لایه پیزوالکتریک، تغییر مکان انتهایی تیر کاهش می‌یابد. این بدان علت است که با افزایش ضخامت سیلیکون، جرم کلی میکروتیر افزایش یافته و مقاومت آن در برابر تغییر مکان بیشتر می‌شود. از طرفی ممان دوم اینرسی نیز افزایش می‌یابد و موجب افزایش ماتریس سختی میکروتیر می‌شود، پس جابجایی کاهش می‌یابد. همچنین در یک ضخامت لایه سیلیکون ثابت نیز با کاهش ضخامت لایه پیزوالکتریک، جابجایی انتهایی تیر کاهش می‌یابد که مشابه قبل است. همچنین شکل ۱۲ اثر ضخامت لایه‌های پیزوالکتریک و سیلیکون روی ولتاژ بیشینه تولیدی را نشان می‌دهد.



شکل ۱۱- اثر ضخامت لایه پیزوالکتریک و سیلیکون روی تغییر مکان سر آزاد میکروتیر

با توجه به شکل ۱۲ با زیاد شدن ضخامت لایه سیلیکون در یک ضخامت ثابت لایه پیزوالکتریک، ولتاژ تولیدی کاهش می‌یابد زیرا همان‌گونه که در شکل ۱۱ اشاره شد، تغییر مکان کلی تیر کاهش می‌یابد و چون ضخامت پیزوالکتریک ثابت است (یعنی ظرفیت تولید ولتاژ تیر ثابت است یا ماتریس‌های کوپلینگ و ظرفیت المان‌ها ثابت هستند) در نتیجه ولتاژ تولیدی کاهش می‌یابد. همچنین در یک ضخامت ثابت لایه سیلیکون، با افزایش ضخامت لایه‌های پیزوالکتریک از یک طرف ماتریس سختی المان تیر افزایش می‌یابد و باعث کاهش

- [31] Versteeg and Malalasekera, *An Introduction to Computational Fluid Dynamics*. Pearson Education, 2011.
- [32] Suhas V. Patankar, *Numerical Heat Transfer and Fluid Flow*. CRC Press, 1980.
- [33] Erturk A., Inman D.J., On mechanical modeling of cantilevered piezoelectric vibration energy harvesters. *J. Intell. Mater. Syst. Struct.* 19 at press, 2008.
- [34] A. Armin, B. Behjat, M. Abbasi, M.R. Eslami, Finite Element Analysis of Functionally Graded Piezoelectric Beams. *Iran J Mech Eng (English)*, 2010.
- [35] Jiang, J.P., Li, D.X., A New Finite Element Model for Piezothermoelastic Composite Beam. *J. Sound Vibr.*, Vol. 306, pp. 849-864, 2007.
- [36] Chen S-N, Wang G-J, Chien M-C, Analytical modeling of piezoelectric vibration-induced micro power generator. *Mechatronics (16)*, pp. 397-387, 2006.
- [11] Wen-Yang Chang, C.-H. C.-C., A Flexible Piezoelectric Sensor for Microfluidic Applications Using Polyvinylidene Fluoride. *IEEE sensors journal*, 2008.
- [12] Qi Zhang, W. R., A self-bended piezoresistive microcantilever flow sensor for low flow rate. *Sensors and Actuators*, 2010.
- [13] Sudeep Joshi, Mitesh Parmar, K. Rajanna, A novel gas flow sensing application using piezoelectric ZnO thin films deposited on Phynox alloy. *Sensors and Actuators A* 187, pp. 194-200, 2012.
- [14] Amir Sanati Nezhad, Mahmood Ghanbari, Carlos G. Agudelo, Muthukumaran Packirisamy, Rama B. Bhat, Anja Geitmann, PDMS Microcantilever-Based Flow Sensor Integration for Lab-on-a-Chip. *IEEE Sensors Journal*, Vol. 13, 2013.
- [15] Dutoit N.E, Wardle B.L, Kim S.G., Design Considerations for MEMS-Scale Piezoelectric Mechanical Vibration Energy Harvesters. *Integrated Ferroelectrics*, Vol. 71, pp 121-160, 2005.
- [16] Lin J.H, Wu X.M, Ren T.L, Liu L.T, Modeling and Simulation of Piezoelectric MEMS Energy Harvesting Device. *Integrated Ferroelectrics*, Vol. 95, pp 128-141, 2010.
- [17] Sari I, Balkan T, Kulah H, An electromagnetic micro energy harvester based on an array of parylene cantilevers. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Institute of Physics, 2009.
- [18] Hendricks T, Choate W.T, Engineering Scoping Study of Thermoelectric Generator Systems for Industrial Waste Heat Recovery. U.S. Department of Energy, November 2006.
- [19] Roundy S, Wright P, Pister K, Micro-electrostatic Vibration-to-electricity Converters. *Proc. IMECE*, pp 1-10, 2002.
- [20] Roundy S, Wright P.K, Rabaey J., A Study of Low Level Vibrations as a Power Source for Wireless Sensor Nodes. *Computer Communications*, Vol. 26, pp 1131-1144, 2003.
- [21] Eggborn T, Analytical Models to Predict Power Harvesting With Piezoelectric Materials. Virginia Polytechnic Institute and State University, 2003.
- [22] Roundy, S.Wright, P.K., A piezoelectric vibration based generator for wireless electronics. *Smart Materials and Structures*, 13, 1131-1144, 2004.
- [23] Dutoit N.E, Wardle B.L, Kim S.G, Design Considerations for MEMS-Scale Piezoelectric Mechanical Vibration Energy Harvesters. *Integrated Ferroelectrics*, Vol. 71, pp 121-160, 2006.
- [24] Ajitsaria J, Choe S.Y, Shen D, Kim D.J, Modeling and Analysis of a Bimorph Piezoelectric Cantilever Beam for Voltage Generation. *Smart Material and Structures*, Vol. 16, pp 447-454, 2007.
- [25] Erturk, A., Inman, D.J., An experimentally validated bimorph cantilever model for piezoelectric energy harvesting from base excitations", *Smart Materials and Structures*, 18, 2009.
- [26] Huseyin D. Akaydin, Niell Elvin, Yiannis Andreopoulos, Energy Harvesting from Highly Unsteady Fluid Flows using Piezoelectric Materials. *J. of Intelligent Material Systems and Structures*, pp. 1263-1278, 2010.
- [27] D-A Wang, H-H Ko, Piezoelectric energy harvesting from flow-induced vibration, *J. Micromech. Microeng.* 20, 2010.
- [28] Huicong Liu, Songsong Zhang, Ramprakash Kathiresan, Takeshi Kobayashi, Chengkuo Lee, Development of piezoelectric microcantilever flow sensor with wind-driven energy harvesting capability. *Appl. Phys. Lett.* 100, 223905, 2012.
- [29] Krit Koyvanich, Pruittikom Smithmaitrie, Nantakan Muensit, Perspective microscale piezoelectric harvester for converting flow energy. *Adv. Mater. Lett.* 6, pp. 538-543, 2015.
- [30] Li. Dongqing, *Electrokinetics in Microfluidics*. Elsevier, First Edition, 2004.