



Numerical Modeling of Piezoelectric Micropump

ARTICLE INFO

Article Type

Original Research

Authors

Nemati Garetafeh H.¹,
Rajabi M.^{2*},

How to cite this article

Nemati Garetafeh H.¹, Rajabi M.²,
, Numerical Modeling of Piezoelectric
Micropump. Modares Mechanical
Engineering; 2024;24(06):399-409.

¹ Department of Mechanical Engineering, Faculty of Mechanics, University of Tehran, Tehran, Iran
² Department of Mechanical Engineering, Faculty of Mechanics, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran

*Correspondence

Address: Department of Mechanical Engineering, Faculty of Mechanics, Iran University of Science and Technology, Tehran, Iran.

majid_rajabi@iust.ac.ir

Article History

Received: May 22, 2024

Accepted: September 20, 2024

ePublished: October 2, 2024

ABSTRACT

Objective: Advances in microelectromechanical (MEMS) technologies over the past few decades have contributed to the rapid development of a wide range of microfluidic devices with different functionalities. Fluids are driven through microfluidic systems, therefore, in the current research, it is intended to parametrically investigate the effects of the main parameters, namely length, width and angle of attack of valves, piezoelectric length and applied voltage. **Method:** The approach of the present research is applied and analytical-experimental with numerical simulations where the tensile force is calculated using COMSOL Multiphysics software and the equations are calculated using the fully coupled algorithm in COMSOL Multiphysics. **Findings:** The results of the present research show that the main parameters significantly affect the performance of the designed micro pump. So that the applied voltage is 400 volts, the angle of attack is 45 degrees and the width of the valves is 6 micrometers, respectively for the piezoelectric length of 4, 2 and 5 mm, the flow rate is 6. 0.6, 9.6 and 16.6 microliters per minute are obtained. For valve widths of 6 and 8 micrometers, optimal attack angles of 60 and 65 degrees, the corresponding flow rates are 11.11 and 5.9 microliters per minute, respectively. **Conclusion:** Based on the results of the present research and the investigation of the behavior of the micropump and its output flow rate changes in different working conditions, as the length of the valves increases, the flow rate provided increases. Finally, there is a favorable condition for the width and angle of attack of the valves. This optimal width does not depend on the flow speed.

Keywords Piezoelectric Micropump, Passive Valve, Numerical Modeling, Flexible Membrane

CITATION LINKS

1- Design optimization of an electromagnetic actuation based valveless micropump for 2- Numerical investigation of the secondary flow effect of lateral structure of 3- Electroactive polymer (EAP) actuators—background review. 4- Electrohydrodynamic conduction pump with asymmetrical electrode structures in 5- Modeling of ferrofluid magnetic actuation with dynamic magnetic fields in 6- Ferrofluid actuation with varying magnetic fields for micropumping applications. 7- Magnetohydrodynamic mixed convective flow of Al₂O₃–water nanofluid inside a 8- A review of micropumps. 9- Recent trends in mechanical micropumps and 10- A new wave of microfluidic devices. 11- 3-D design and simulation of a piezoelectric micropump. 12- Analytical analysis of a circular unimorph piezoelectric actuator in 13- Hydrodynamic function of polyurethane prosthetic heart valves: influences of 14- A bidirectional silicon micropump. 15- Design and optimization of MEMS based piezoelectric actuator for drug delivery systems. 16- Piezoelectric hydraulic pump system dynamic model. 17- Miniaturized PMMA ball-valve micropump with cylindrical electromagnetic actuator. 18- Design and fabrication process of electromagnetically actuated valveless micropump with two parallel flexible diaphragms. 19- Self-aligning gas/liquid micropump. 20- A valve-less planar fluid pump with two pump chambers. 21- Normally closed microvalve and micropump fabricated on 22- A piezoelectric micropump based on 23- Piezoelectric micro-pump with PZT thin film for 24- Micro electromechanical systems (MEMS) based microfluidic devices for 25- Valveless piezoelectric micropump for fuel delivery in 26- A biomimetic piezoelectric pump: Computational and experimental characterization. 27- Theoretical analysis and experimental testing of a 28- A new type of capsule micropump using 29- Design and experiments of micro pump using 30- A valveless piezoelectric micropump based on 31- Experimental analysis of a valve-less piezoelectric micropump with

مدل سازی عددی میکروپمپ پیزوالکتریک

حسن نعمتی قره تپه^۱، مجیدرجبی^{۲*}

^۱ گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران

^۲ گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

چکیده

هدف: پیشرفت ها در تکنولوژی های میکرو الکترومکانیکی (MEMS) طی چند دهه گذشته به توسعه سریع طیف وسیعی از دستگاه های میکرو فلئوئیدیک با عملکردهای مختلف کمک کرده است از میان دستگاه های مختلفی که پیشنهاد شده اند، میکرو پمپ ها که انرژی لازم برای راندن سیالات را از طریق سیستم های میکرو فلئوئیدیک فراهم می کنند؛ بنابراین در پژوهش حاضر قصد براین است تا به طور پارامتری اثرات پارامترهای اصلی، یعنی طول، عرض و زاویه حمله سوپاپ ها، طول پیزوالکتریک و ولتاژ اعمال شده را مورد بررسی قرار گیرد. **روش:** رویکرد پژوهش حاضر کاربردی محور و تحلیلی - آزمایشی با شبیه سازی های عددی که نیروی کشش و معادلات با استفاده از الگوریتم کاملاً کوپل شده در نرم افزار COMSOL Multiphysics محاسبه می شوند. **یافته ها:** نتایج حاصل از پژوهش حاضر نشان می دهد پارامترهای اصلی به طور قابل توجهی عملکرد میکرو پمپ طراحی شده را تحت تأثیر قرار می دهند. به طوری که ولتاژ اعمال شده ۴۰۰ ولت، زاویه حمله ۴۵ درجه و عرض شیرها ۶ میکرومتر، به ترتیب برای طول پیزوالکتریک ۴۰۲ و ۵ میلی متر دبی جریان ۰/۶، ۶/۹ و ۱۶/۶ میکرو لیتر بر دقیقه به دست می آید. برای عرض های شیر ۶ و ۸ میکرومتر، زاویه های حمله بهینه ۶۰ و ۶۵ درجه، دبی مربوطه به ترتیب ۱۱/۱ و ۵/۹ میکرو لیتر در دقیقه است. **نتیجه گیری:** بر اساس نتایج حاصل از پژوهش حاضر و بررسی رفتار میکرو پمپ و تغییرات دبی خروجی آن در شرایط کاری مختلف، هرچه طول شیرها افزایش یابد، دبی ارائه شده بیشتر می شود. در نهایت، یک شرط مطلوب برای عرض و زاویه حمله سوپاپ ها وجود دارد؛ که این عرض مطلوب به سرعت جریان بستگی ندارد.

کلیدواژه ها: میکرو پمپ پیزوالکتریک، شیر غیرفعال، مدل سازی عددی، غشای منعطف

تاریخ دریافت: ۱۴۰۳/۰۳/۰۲

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۳/۰۶/۳۰

* نویسنده مسئول: majid_rajabi@iust.ac.ir

۱- مقدمه

در طول چند دهه گذشته، پیشرفت ها در فناوری سیستم های میکرو الکترومکانیکی، پیاده سازی دستگاه های میکرو سیال را برای طیف گسترده ای از کاربردها نظیر سیستم های دارورسانی^[۱]، میکرو اختلاط^[۲] سیستم های خنک کننده قطعات کوچک الکترونیکی و پزشکی^[۳] محقق ساخته است. در جهان میکرو سیال قوانین فیزیکی تغییر ظاهر می دهند. از جمله، نیروهای حجمی همانند وزن و یا اینرسی اغلب ناچیزی می شوند، درحالی که نیروهای سطحی می توانند بر رفتار سیال حکمرانی کنند. میکرو پمپ ها یکی از دستگاه هایی هستند که در این موارد بیشتر مورد استفاده قرار می گیرند و انرژی مورد نیاز برای هدایت مایعات را از طریق گذرگاه های میکرو سیالی، تأمین می کنند. تاکنون، بسیاری از

طراحی های میکرو پمپ با ساختارهای مختلف و مکانیسم های عملیاتی انجام شده است^[۴]. این طرح ها بر اساس نیازها و شرایط کار از یک برنامه به برنامه دیگر تغییر می کنند، بنابراین اگر ابعاد سیستم های میکرو سیال از حد معینی کوچک تر باشند، نیازمند روش های متفاوت طراحی و ساخت نسبت به ابزارهای ماکروسکوپیک می باشند^[۵]. میکرو پمپ ها از زمان شکل گیری اولیه خود پیشرفت قابل توجهی داشته اند و امروزه از مزایای قدرتمندی برخوردارند، از جمله: اندازه و وزن فیزیکی کوچک، قابلیت حمل خوب، مصرف کم انرژی، دامنه وسیع جریان، هزینه کم و امکان ادغام با دیگر میکرو فلئوئیدیک دستگاه ها را شامل می شود^[۳]. طبق مکانیزم عملکرد، میکرو پمپ ها در دوشاخه میکرو پمپ های مکانیکی و غیر مکانیکی دسته بندی می شوند. در میکرو پمپ مکانیکی، جریان با استفاده از یک قسمت مکانیکی متحرک در داخل کانال هدایت می شود. از طرف دیگر، هیچ بخش مکانیکی متحرکی در میکرو پمپ های غیر مکانیکی وجود ندارد که قادر به تبدیل انرژی غیر مکانیکی به انرژی مکانیکی باشند. از جمله این میکرو پمپ ها، میکرو پمپ های مگنتو هیدرو دینامیک (MHD) شامل جریان سیال رسانای الکتریکی در زیر میدان های الکتریکی و مغناطیسی است^[۶]. این میکرو پمپ ها فقط می توانند مایعات رسانا را پمپاژ کنند، به روشی نوآورانه، از عملکرد مغناطیسی فرو سیالات با بهره گیری از میدان های مغناطیسی پویا، در میکرو پمپاژ نیز استفاده شده است^[۷،۸]. از جمله میکرو پمپ غیر مکانیکی، میکرو پمپ های الکترو هیدرو دینامیکی (EHD) است که جریان مایع را از طریق عمل نیروهای الکترواستاتیک (Electrostatic) بر روی مایعات دی الکتریک القا می کند^[۹]. به علت گسترده گی وسیع کاربردهای میکرو پمپ ها در زمینه هایی از قبیل سیستم تحویل دارو، سیستم های خنک کننده الکترونیکی، جت جوهر پرینترها و سلول های سوختی، انواع مختلفی از میکرو پمپ ها ارائه شده اند. دوام و قابلیت اعتماد بالا در بیشتر کاربردها کیفیت اساسی مورد نیاز برای یک میکرو پمپ می باشد، چون میکرو پمپ یکی از زیرسیستم هایی است که قابلیت اعتماد و دوام آن، قابلیت اعتماد و دوام سیستم اصلی را تضمین می کند. در برخی کاربردها نظیر استفاده از میکرو اگانیسم های زیستی در پزشکی یا تزریقات مواد شیمیایی دارویی، مقاومت شیمیایی مواد سازنده پمپ جهت عدم واکنش با سیال کاری می تواند مهم باشد. برخی پمپ ها ممکن است نیازمند داشتن توانایی کار با جریان دوفازی با میکرو ذراتی در داخل جریان سیال باشند. همچنین در کاربردهای تحویل دارو، کنترل دقیق نرخ جریان یک نیاز اساسی است و برای سیستم های خنک کننده قطعات الکترونیکی داشتن یک نرخ جریان بالا کیفیت مورد تقاضا می باشد. اکثر میکرو پمپ های گزارش شده میکرو پمپ های دیافراگمی از نوع مکانیکی هستند که در آن ها سطوح متحرک یا مرزها، کار فشاری را بر روی سیال کاری در یک حالت تناوبی انجام می دهند^[۵]. اصل عملیاتی یک میکرو پمپ

فراهم کند. طبق مطالعه اولوسون (Olosson) و همکاران^[24]، می‌توان با قراردادن دو محفظه، میزان کارایی پمپ را افزایش داد. میکرو پمپ ساخته شده توسط اسچپمولر (Schabmueller) و همکاران^[25] با شیرهای غیرفعال ۱۵۰۰ میکرولیتر جریان دبی و اکیلو پاسکال فشار را فراهم می‌کند. یوفنگ (Yu-feng) و همکاران^[26] یک میکرو پمپ دینامیکی موازی شامل یک سوپاپ، سیم پیچ الکترومغناطیسی و دیافراگم را مطالعه کردند. آن‌ها فرکانس ۱۰۰ هرتز را با جریان ۰/۳ آمپر را اعمال کردند و جابجایی ۳۰ میکرومتر را در دیافراگم و حداکثر نرخ جریان ۶ میکرولیتر در ثانیه را گزارش کردند. شن (Shen) و همکاران^[27] با تحریک الکترومغناطیسی یکپارچه و سوپاپ توپی PMMA، میکرو پمپی ساختند که فشار جریان و دبی جریان به دست آمده به ترتیب ۳۵ کیلو پاسکال و ۶ میلی‌لیتر در دقیقه برای فرکانس تشدید ۲۰ هرتز بود.

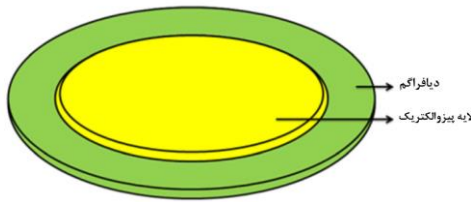
برخلاف طرح‌های معمول، در مطالعات قبلی که شیرها کاملاً بسته و عمود بر جهت جریان سیال در نظر گرفته شده است، در پژوهش حاضر طرح زاویه حمله بین شیرها و جریان سیال وجود دارد و شیرها کاملاً بسته نیستند. پژوهش حاضر شامل آزمایشی شبیه‌سازی‌های عددی با استفاده از میزان جریان اندازه‌گیری شده میکرو پمپ با منابع موجود است که به بررسی عملکرد پارامترهای مختلف میکرو پمپ پیزوالکتریک معرفی شده می‌پردازد. پارامترهای در نظر گرفته شده طول، عرض و زاویه حمله سوپاپ‌ها، طول پیزوالکتریک و ولتاژ اعمال شده بر روی دستگاه پیزوالکتریک هستند؛ بنابراین در پژوهش حاضر قصد براین است تا به طور پارامتری اثرات پارامترهای اصلی، یعنی طول، عرض و زاویه حمله سوپاپ‌ها، طول پیزوالکتریک و ولتاژ اعمال شده را مورد بررسی قرار گیرد.

۲- روش تحقیق

۲-۱- مدل سازی پیزوالکتریک

محرك‌ها یکی از اجزای حیاتی هستند که ولتاژ اعمال شده را به حرکت تبدیل کرده و نیروی لازم برای حرکت سیال را ایجاد می‌کنند. قطر لایه پیزوالکتریک از دیافراگم متصل کوچک‌تر است. با اعمال پتانسیل الکتریکی (V) به پیزوالکتریک با ضخامت (t)، میدان الکتریکی (E) به صورت V/t بیان می‌شود. لایه پیزوالکتریک را در جهت شعاعی با کرنش آزاد کوچک می‌کند. در نتیجه، یک تنش کششی و گشتاور خمشی در هر دو لایه پیزو و پیزو-دیافراگم اعمال می‌شود که غشای پمپ را به سمت پایین حرکت می‌دهد. اصل کار میکرو پمپ‌های پیزوالکتریک مشابه پمپ‌های متقابل در مقیاس کلان است که به ترتیب در جریان تخلیه و مکش هر دو ورودی و خروجی بسته می‌شوند. اگرچه از شیرهای تحریک شده مکانیکی معمولاً در پمپ‌های رفت و برگشتی در مقیاس کلان استفاده می‌شود، اما به دلیل فرآیند ساخت پیچیده، در میکرو پمپ‌ها

دیافراگمی بر اساس اثرات متقابل مکانیسم‌های تحریک غشا و میکرو شیرها، ساختارهای مکانیکی و مکانیک سیالی بنانه‌ده شده است^[3]. حجم‌های کوچک سیال در سیستم‌های میکرو سیال نیاز دارند تا به طور دقیق پمپ و کنترل شوند و یا در سیستم به چرخش درآیند. به علت پیشرفت‌های تکنولوژی میکرو الکترومکانیکی، میکرو پمپ‌ها به عنوان مکانیسم تحریک و به کاراندازی در سیستم‌های میکرو سیال به علت داشتن مزایایی از قبیل قابل حمل بودن، مصرف کم انرژی و دقت مناسب در جابجایی مقدار سیال مورد نظر، موضوع بسیاری از تحقیقات قرار گرفته‌اند^[8]. به طور کلی هر پمپ کوچکی که بر اساس تکنولوژی میکرو الکترومکانیکی باشد، به عنوان یک میکرو پمپ در نظر گرفته می‌شود. در میکرو پمپ‌های مکانیکی، محرک فیزیکی مایع را از ورودی به دهانه خارج می‌کند. به طور نمونه، میکرو پمپ‌های کامپوزیتی پلیمری الکترواستاتیکی و الکتروشیمیایی به جاذبه کلمبیک دو جسم باردار مخالف برای ایجاد جابجایی یا اعمال نیرو بستگی دارند^[10]. نمونه دیگر میکرو پمپ مکانیکی، میکرو پمپ محرک حرارتی است. این پمپ‌ها به طور معمول بر اساس مکانیزم های پلیمری حرارتی - پنوماتیک، آلیاژ حافظه شکل یا انبساط حرارتی ساخته می‌شوند.^[11] میکرو پمپ مکانیکی مشهور دیگر، میکرو پمپ پیزوالکتریک است. به طور کلی، میکرو پمپ‌های پیزوالکتریک به دودسته با و بدون شیر تقسیم می‌شوند. میکرو پمپ‌های پیزوالکتریک فاقد شیر به صورت تجربی و عددی مورد مطالعه قرار گرفتند.^[12-14] میکرو پمپ‌های پیزوالکتریک مجهز به شیرها از یک محفظه پمپاژ با دیافراگم (غشا پمپاژ)، یک میکرو کانال و دو شیر چک تشکیل شده است.^[15-17] مزایای اصلی میکرو پمپ‌های پیزوالکتریک شامل کم‌صد^[18] و مصرف کمتر انرژی^[19] است. بعلاوه، محرک‌های پیزوالکتریک برانگیخته دارای نیروی تحریک زیادی هستند^[20]. ولتاژ یا فرکانس اعمال شده به دستگاه پیزوالکتریک میزان جریان را در میکرو پمپ‌های پیزوالکتریک تنظیم می‌کند. به طور کلی، محرک‌های پیزوالکتریک برای کارکرد به ولتاژ بالا احتیاج ندارند. علاوه بر این، اندازه کوچک، پاسخ سریع و ساختار ساده از دیگر ویژگی‌های این نوع میکرو پمپ‌ها است^[21]. با این حال، روند ساخت آن‌ها بسیار پیچیده است^[20]. اولین پمپ پیزوالکتریک با استفاده از روش‌های ماشین‌کاری توسط وان لینتل (Van Lintel) و همکاران ساخته شد.^[22] پمپ ساخته شده شامل یک محفظه پمپاژ، شیرهای کنترل سیلیکونی و یک غشای شیشه‌ای نازک است که به وسیله وافر پیزوالکتریک فعال می‌شود. هنگامی که ولتاژ ۱۲۵ ولت و فرکانس ۱ هرتز اعمال می‌شود، این پمپ قادر است به ترتیب ۸ میکرو لیتر در دقیقه و فشار ۹/۸ کیلو پاسکال را فراهم کند. پس از آن، اساشی (Esashi) و همکاران^[23] پمپی تولید کردند که به ترتیب می‌توانست ۱۵ میکرولیتر در دقیقه و ۶/۴ کیلو پاسکال حداکثر سرعت جریان و فشار برگشتی را به ترتیب در ولتاژ ۹۰ ولت و فرکانس ۳۰ هرتز



شکل ۳) شماتیک محرک پیزوالکتریک [29]

۲-۲- معادلات حاکم

شواهد آزمایشگاهی نشان می‌دهد که بار الکتریکی روی سطح یک ماده پیزوالکتریک به محض اعمال یک تنش مکانیکی گسترش می‌یابد و بار الکتریکی تولیدی متناسب با فشار اعمالی می‌باشد (اثر مستقیم پیزوالکتریک). با نشان دادن بار الکتریکی تولیدی در واحد سطح با نماد P و معرفی σ به عنوان تنش مکانیکی اعمالی، یک ضریب کوپلینگ پیزوالکتریک (d) می‌تواند تعریف شود که ارتباط بین این پارامترها در (معادله ۱) بیان شده است.

$$P = \sigma d \quad (1)$$

همچنین نشان داده شده است که کرنش ϵ با اعمال یک میدان الکتریکی با شدت E ایجاد می‌شود که متناسب با E می‌باشد (اثر معکوس پیزوالکتریک). قانون فیزیکی بیانگر این رابطه می‌تواند به صورت (معادله ۲) توصیف شود که در آن d همان ضریب اندازه‌گیری شده برای اثر مستقیم ماده پیزوالکتریک می‌باشد.

$$\epsilon = dE \quad (2)$$

اغلب به جای P متغیر D (جابجایی الکتریکی) مورد استفاده قرار می‌گیرد.

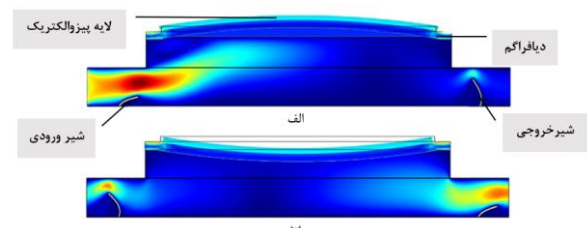
ولتاژ متناوب به صورت سینوسی بر روی پیزوالکتریک اعمال می‌شود که به ما امکان می‌دهد غشای پمپ را به دو حرکت مختلف طبقه‌بندی کنیم که به صورت رو به پایین و رو به بالا است. هنگامی که غشا به سمت پایین حرکت می‌کند، فشار محفظه پمپ افزایش می‌یابد. پس از خاموش کردن ولتاژ، غشای پمپ به سمت بالا حرکت می‌کند و در نتیجه فشار کاهش می‌یابد.

مطابق نمودار در نتیجه ولتاژ اعمالی به پیزوالکتریک که حرکت‌هایی به صورت عمودی بالا و پایین داریم، جابه‌جایی کل لایه پیزوالکتریک به همراه غشای محفظه به صورت تابعی از زمان و اندازه ولتاژ اعمالی در هر لحظه آورده شده است. جابه‌جایی کل غشای محفظه به دست آمده از نوسان پیزوالکتریک به صورت یک تابع سینوسی متغیر با زمان فرض می‌شود که دامنه این جابه‌جایی از بیشترین جابه‌جایی این لایه به صورت تابع درجه ۴ برآورد می‌شود. طبق (معادله ۵) حاکم بر مدل می‌توان گفت که: ولتاژ اعمالی بر لایه پیزوالکتریک به صورت زیر است:

$$V = V_{max} \sin(\omega_p t) \quad (3)$$

گسترده نیستند. در عوض، میکرو پمپ‌های پیزوالکتریک قادر به استفاده از شیرهای های غیرفعال هستند که به دلیل برهم‌کنش بین جامد و سیال، می‌توانند تغییر شکل دهند [28] این ویژگی می‌تواند میزان دبی را بدون استفاده از نیروی خارجی تنظیم کند. شکل ۱ و شکل ۲ نمای مقطعی میکرو پمپ پیزوالکتریک مبتنی بر سیلیکون را نشان می‌دهد که در چرخه‌های دومرحله‌ای کار می‌کند. مرحله اول با حرکت دیسک پیزوالکتریک به سمت بالا مکش به محفظه شروع می‌شود. در طی این مرحله، مایعات تمایل دارد تا جای خالی را که ناشی از قسمت متحرک پیزوالکتریک است، جبران کنند؛ بنابراین، دریچه‌های ورودی به دلیل نیرویی که از طریق جریان سیال وارد می‌شود، می‌توانند به راحتی باز شوند. با این وجود، شیر خروجی به گونه‌ای خم می‌شود که جریان را در خروجی مسدود می‌کند، به دلیل حرکت مایع. در مرحله دوم، دیسک پیزوالکتریک با توجه به محفظه به سمت پایین حرکت می‌کند. در نتیجه، آب محبوس شده درون کانال می‌تواند از دریچه خروجی خارج شود. مرحله اول و دوم به ترتیب در شکل ۱ و شکل ۲ نشان داده شده است.

در پژوهش حاضر، از یک محرک پیزوالکتریک برای مکانیسم تحریک بهره برده شده است. ذکر این نکته الزامی است که تحریک پیزوالکتریک بهترین روش مناسب برای دستگاه‌های پزشکی-زیستی است. استفاده از این محرک موجب به وجود آمدن یک طرح نسبتاً ساده و فشرده (در مقایسه با محرکه‌ای الکترواستاتیکی، الکترومغناطیسی، نیوماتیکی و غیره) برای میکرو پمپ شده است. این نوع محرک دارای قابلیت تنظیم جریان نیز می‌باشد؛ به این صورت که با تنظیم فرکانس کاری و یا توان الکتریکی مصرفی، نرخ جریان می‌تواند کنترل شود. اندازه و نوع دیسک پیزوالکتریک، بر نرخ جریان و اندازه کلی میکرو پمپ اثر می‌گذارد. مطابق با شکل ۳ دیسک‌های پیزوالکتریک استاندارد با ابعاد مختلف و جنس ماده دیافراگم پیزوالکتریک متنوع (از قبیل برنج، فولاد، آلومینیوم، پلیمر و غیره) را می‌توانند فراهم کنند. ابعاد کلی میکرو پمپ به طور عمده‌ای از ابعاد دیسک پیزوالکتریک و طراحی اولیه میکرو پمپ تأثیر می‌پذیرد.



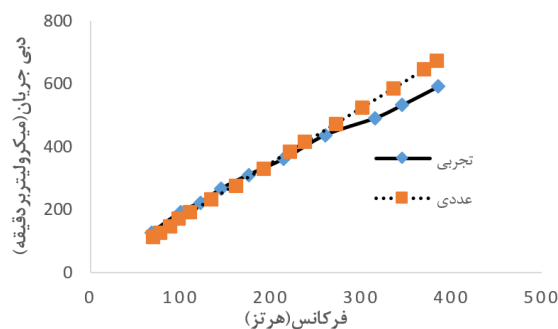
شکل ۱) الف: حرکت غشای پمپ به سمت بالا، ب: حرکت غشای پمپ به سمت پایین

انجام یک شبیه سازی دقیق، عناصر مش در اطراف دریچه ها ریز تر در نظر گرفته شده است.

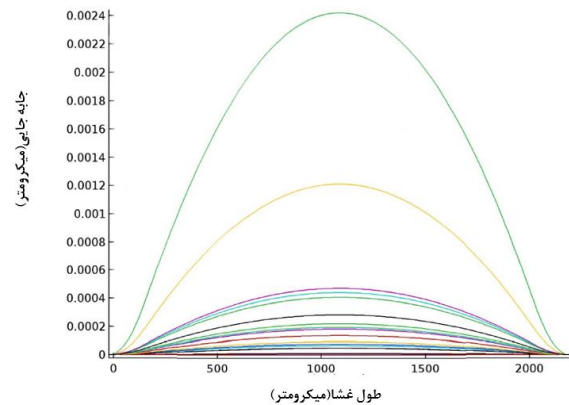
۲-۳- راستی آزمایی نتایج

برای کاهش پیچیدگی های محاسباتی وزمانی، تمام نتایج مطالعه پارامتریک از مدل سازی عددی در محیط ۲ بعدی ارائه شده است. حتی اگر شبیه سازی دوبعدی منجر به ۲۵ درصد کم شدن افت فشار در پمپ شود، ولی اما منجر به کاهش زمان محاسباتی هر کدام از حل ها بیش از ۴۰ برابر می شود. مدل ارائه شده در برابر داده های تجربی مطالعه زنگرل^۱ و همکاران تأیید شده است [30]. زنگرل و همکاران [30] به طور تجربی تأثیر فرکانس اعمال شده بر روی جزء پیزوالکتریک را مطالعه کرده اند. در پژوهش حاضر، محقق مدل مربوطه را تحت مفروضات فوق شبیه سازی نموده است. مقایسه نتایج عددی با داده های تجربی نشان می دهد که این فرضیات منجر به حداکثر خطای ۱۴/۰۱٪ در فرکانس های اعمال شده بین ۵۰ و ۴۰۰ هرتز می شوند. همان طور که در نمودار ۲ مشاهده می شود، تأثیر افزایش فرکانس اعمال شده بر دقت مدل در مقایسه با داده های تجربی بررسی شده است. به طور کلی، وقتی فرکانس اعمال شده در یک سیستم افزایش می یابد، مدل های نظری ممکن است دیگر به خوبی نتوانند نتایج حاصل از آزمایشات را پیش بینی کنند. این عدم تطابق یا انحراف بین نتایج مدل و داده های تجربی، به ویژه در مورد دبی جریان، به عنوان نتیجه ای از فرضیات مدل در نظر گرفته می شود.

مدل شبیه سازی شده با افزایش فرکانس، دبی جریان بالاتری نسبت به داده های تجربی پیش بینی می کند. این انحراف به دلیل افزایش اتلاف انرژی در ناحیه رابط بین دو محیط (یا دو ماده) می باشد. در واقع، با افزایش فرکانس، اتلاف انرژی در ناحیه پیزوالکتریک بیشتر می شود که در نهایت باعث می شود جریان واقعی (داده های تجربی) کمتر از مقداری باشد که مدل پیش بینی کرده است. به عبارت دیگر، افزایش فرکانس باعث بروز پدیده های اتلافی (مانند گرمایش یا پراکندگی) می شود که در مدل برای سادگی در نظر گرفته نشده اند. در این مطالعه، فرکانس اعمال شده به مواد پیزوالکتریک در هر حالت ۵۰ هرتز ثابت است.



نمودار ۲) مقایسه بین نتایج تجربی [30] و عددی برای اعتبارسنجی مدل



نمودار ۳) حرکت متناوب غشای محفظه در نتیجه ولتاژ اعمالی سینوسی

که در آن V ولتاژ متناوب اعمالی، V_{max} دامنه ولتاژ و w_p فرکانس زاویه می باشد. این طور نتیجه می شود که جابه جایی غشا محفظه به صورت (معادله ۶) می باشد.

$$X = X_{max} \sin(w_p t) \quad (۴)$$

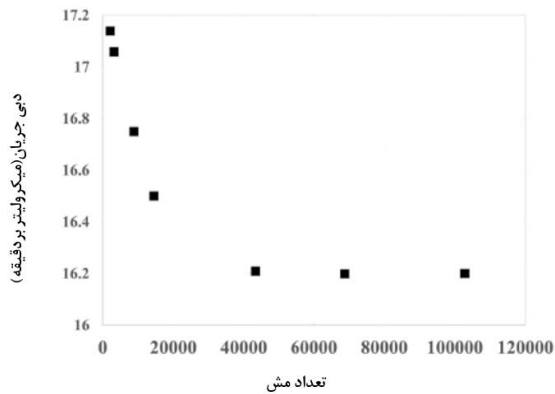
$$X_{max} = ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e \quad (۵)$$

X_{max} بیشترین مقدار جابه جایی غشا با بالاترین منحنی نمودار ۵ می باشد، که طریق برازش منحنی درجه ۴ بر روی این منحنی، عبارتی به صورت تابعی از طول نیز به دست می آید، با استفاده از این رابطه مقدار جابه جایی غشا در هر لحظه محاسبه می شود (معادله ۶). متشکل از دو عبارت مستقل از زمان و تابعی از زمان می باشد، در صورتی که از این رابطه مشتق گرفته شود (معادله ۷). برای سرعت به دست می آید که به عنوان شرط مرزی ورودی به محفظه میکرو پمپ در نظر گرفته می شود.

$$V = \frac{dX}{dt} = X_{max} w_p \sin(w_p t + \theta) \quad (۶)$$

$$V = \frac{dX}{dt} = (ax^4 + bx^3 + cx^2 + dx + e) w_p \sin(w_p t + \theta) \quad (۷)$$

در ادامه در ورودی و خروجی میکرو پمپ، شرایط مرزی خروجی در نظر گرفته می شود که منجر به حرکت آزاد آب به داخل و خارج کانال می شود. شیرها مواد الاستیکی هستند که در دیواره محفظه به صورت قید تکیه گاه ثابت در نظر گرفته می شوند. نیروی درگ ناشی از سرعت و میدان فشار به عنوان نیروهای خارجی در معادلات حاکم مربوط به مکانیک جامد در نظر گرفته می شوند. نیروی کشش با استفاده از نرم افزار COMSOL Multiphysics محاسبه می شود و معادلات با استفاده از الگوریتم کاملاً کوپل شده در COMSOL Multiphysics حل می شوند. شایان ذکر است که مش متحرک (لاگرانژی دلخواه و اولریایی) به دامنه سیال اعمال می شود تا جابجایی شیرها را ردیابی کند در مسائل کوپل دوطرفه سیال و جامد، هنگامی که تغییر شکل در جامد، غیر قابل صرف نظر کردن باشد باید در ناحیه سیال از این فیزیک استفاده شود تا مش در ناحیه سیال تحت تأثیر حرکت جامد، تغییر شکل یابد. به منظور

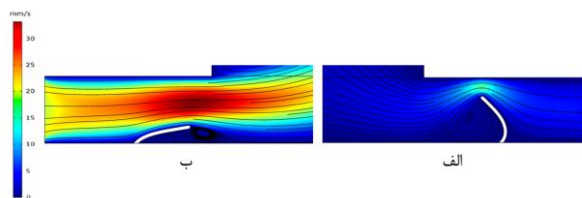


نمودار ۳) تغییرات دبی جریان با تعداد مش‌های متفاوت

جدول ۱) ورودی‌های مدل و محدوده تغییرات مقادیر

پارامتر	نماد	مقدار
ارتفاع کانال	H	۱۵۰ میکرومتر
مدول یانگ شیرها	E	۳.۶×۱۰۵ پاسکال
عمق کانال	W	۴۰۰ میکرومتر
طول شیر	hp	۱۲۰-۱۴۰ میکرومتر
عرض شیر	w	۲-۲۴ میکرومتر
ولتاژ	V	۲۰۰-۴۰۰ ولت
زاویه حمله	θ	۱۵°-۷۵°
طول پیژوالکتریک	Lp	۵-۲ میلی متر
چگالی	dens	۱۰۰۰ کیلوگرم بر مترمکعب

منبع: یافته‌های پژوهش



شکل ۴) عملکرد شیرها هنگام حرکت جزء پیژوالکتریک به سمت بالا (الف) شیر خروجی (ب) شیر ورودی
($L_p = 5$ میلی متر، $w = 6$ میکرومتر، $hp = 130$ میکرومتر، $V = 400$ ولت)

ورودی باید بسته شود تا از جریان سیال در سمت چپ به ورودی جلوگیری شود.

نمودار ۴ دبی به دست آمده را برای سه عرض شیر با مقادیر (۱۰، ۸، ۶) میکرومتر و طول‌های مختلف از ۱۲۰ تا ۱۴۰ میکرومتر ارائه می‌دهد. همان‌طور که در نمودار ۴ مشاهده می‌شود، با افزایش طول شیر، میزان کارایی پمپ پیژوالکتریک افزایش می‌یابد. به‌طور نمونه، برای یک پمپ پیژوالکتریک که دارای یک جزء پیژو به طول ۵ میلی متر است، سرعت جریان به دست آمده ۲/۱، ۱۰/۴، ۷/۶ میکرولیتر در دقیقه برای طول شیر ۱۲۰، ۱۳۰ و ۱۴۰ میکرومتر است، به ترتیب در ولتاژ ۴۰۰ ولت، زاویه ۴۵ درجه و عرض شیر ۱۰ میکرومتر اعمال می‌شود.

۴-۲- همگرایی مش

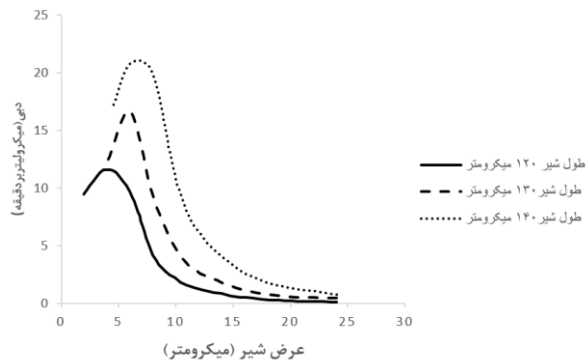
در پژوهش حاضر، به منظور تعیین حساسیت اندازه شبکه به نتایج به دست آمده، از هفت اندازه مختلف با تعداد کل سلول‌ها از حدود 10^2 تا 10^5 استفاده شده است که مدل شبیه‌سازی شده شامل عناصر چهاروجهی برای دو حوزه سیال و جامد است. به منظور انجام یک شبیه‌سازی دقیق، عناصر مش اطراف شیرها ریز تر هستند. مورد شبیه‌سازی شده با ۱۴۵۳۰ المان زمان محاسبه و نتایج معقولی را ارائه می‌دهد، زیرا تنها ۲/۴ درصد تفاوت در نرخ جریان بین تعداد انتخاب شده و بهترین تنظیمات مش وجود دارد. نمودار ۳ تغییرات دبی جریان را با توجه به تعداد کل مش نشان می‌دهد.

۳- نتایج

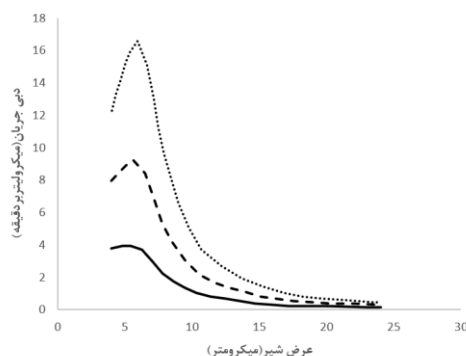
این بخش رفتار میکرو پمپ پیژوالکتریک با شیرهای غیرفعال را در حین کار در شرایط مختلف ارائه می‌شود. علاوه بر این، اثرات پارامترهای مختلف از جمله طول، عرض و زاویه حمله شیرها، طول پیژوالکتریک و ولتاژ اعمال شده بر روی دستگاه پیژوالکتریک نمایش داده می‌شود. ورودی‌ها و پارامترهای موجود در شکل ۱ وجود دارد که باید به مدل معرفی شوند که در جدول ۱ خلاصه شده‌اند. این پارامترها در طول مدل‌سازی ثابت نگه داشته می‌شوند و اثر تغییر یک پارامتر بر خروجی و دبی جریان مطالعه می‌شود. محدوده تغییرات پارامترهای مدل معمولاً در طراحی‌های مختلف استفاده می‌شوند و بهینه‌سازی آنها بسته به نیاز خاص کاربرد و شرایط عملکردی انجام می‌شود. در این پژوهش، محدوده‌های تغییرات پارامترهای کلیدی مانند طول و عرض شیرها، زاویه حمله شیرها، طول پیژوالکتریک و ولتاژ اعمالی بر اساس نتایج شبیه‌سازی‌ها و بهینه‌سازی‌های انجام شده در این مطالعه تعیین شده‌اند. انتخاب این محدوده‌ها به منظور دستیابی به عملکرد بهینه میکروپمپ و با توجه به ویژگی‌های عملیاتی مختلف صورت گرفته است، بر اساس تحلیل‌های ما، این پارامترها در این محدوده‌ها بهترین عملکرد را از خود نشان می‌دهند.

۳-۱- طول و عرض شیر

شکل ۴ میدان سرعت و جریان سیال کاری را برای حالت مکش نشان می‌دهد (به عبارت دیگر، جزء پیژوالکتریک در حالت بالا). هنگامی که جزء پیژوالکتریک به سمت بالا حرکت می‌کند، مایعات باید از سمت چپ تأمین شود. بر این اساس، شیر مربوطه باید در شرایط باز باشد که باعث می‌شود سیال به سمت محفظه اصلی جریان یابد. با این حال، در همان زمان، شیر سمت راست باید بسته شود تا جریان معکوس از خروجی محدود شود. علاوه بر این، هنگامی که جزء پیژوالکتریک به سمت پایین حرکت می‌کند، وضعیت معکوس می‌شود؛ به عبارت دیگر، در این حالت، شیر سمت راست باید باز باشد تا سیال بتواند به بیرون جریان یابد و شیر



نمودار ۵) تغییرات دبی جریان با عرض شیر برای سه طول مختلف شیر (۵= L_p میلی متر، $V=400$ ولت).

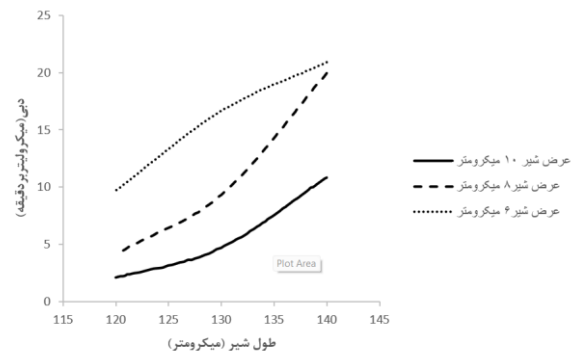


نمودار ۶) تغییرات دبی جریان با عرض شیر برای سه ولتاژ مختلف (۵= L_p میلی متر، $h_p=130$ میکرومتر).

طول شیر ۱۲۰ میکرومتر است و زاویه حمله از ۳۰ درجه به ۷۵ درجه تغییر می‌کند، عرض بهینه به دست آمده تقریباً ۴ میکرومتر برای همه موارد باقی می‌ماند. بر اساس نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل در نمودار ۶ وابستگی به زاویه حمله، عرض بهینه شیر عمدتاً به طول درچه‌ها بستگی دارد تا سایر پارامترها، بنابراین در صورتی که بخواهیم هرگونه تغییراتی بر روی طول شیر انجام دهیم بایستی عرض بهینه متناسب با آن طول را به دست بیاوریم تا از عرض بکار گرفته شود از مقدار بهینه کمتر نشود و عملکرد سیستم کاهش نیابد.

۲-۳- زاویه حمله شیر

زاویه حمله شیر نقش بسیار مهمی در کارایی پمپ دارد. با افزایش زاویه حمله از ۰ درجه به ۹۰ درجه، نیروی درگ وارد شده روی شیر افزایش می‌یابد. با این حال، دو اشکال در افزایش زاویه حمله ظاهر می‌شود. در ابتدا، درجایی که دبی جریان لازم است، جریان در کنار شیر ورودی مسدود می‌شود. دوم، با افزایش زاویه حمله، نیروی وارد شده در نتیجه نیروهای درگ ممکن است دچار انحراف شود. نتایج عددی نشان می‌دهد که می‌توان از عرض و طول شناخته شده شیر، زاویه حمله بهینه را پیش‌بینی کرد. نتایج حاصل



نمودار ۷) تغییرات دبی جریان با طول شیر برای سه عرض مختلف شیر (۵= L_p میلی متر، $V=400$ ولت).

برای شرایط عملکرد مربوطه، با افزایش طول شیر، عملکرد آن برای جلوگیری از مایع در سمت راست بهبود می‌یابد. با این وجود، وقتی طول شیر افزایش می‌یابد، در طرف دیگر نیز همین اتفاق رخ می‌دهد؛ به عبارت دیگر، وقتی جزء پیزوالکتریک به سمت بالا حرکت می‌کند، شیر بلندتر آب بیشتری را در سمت چپ در مقایسه با شیر کوتاه‌تر مسدود می‌کند. نمودار ۴ نشان می‌دهد که منطقه مسدود شده با شیرهای طولانی‌تر در مقایسه با پیکربندی با شیر کوتاه‌تر در تأمین نرخ جریان بیشتر مؤثر است. روند ذکر شده برای همه موارد یکسان است و مستقل از زاویه حمله و عرض شیر و ولتاژ کاری است؛ بنابراین، می‌توان نتیجه گرفت که وقتی طول شیر افزایش می‌یابد، میزان جریان نیز افزایش می‌یابد. پارامتر دیگر عرض شیر است. با افزایش عرض شیرها، تمایل آن برای خم شدن کاهش می‌یابد؛ بنابراین، نمی‌تواند مایع ناخواسته را مسدود کند یا مایع مورد نیاز را در طرف دیگر مجرا به طور مؤثر هدایت کند. با این حال، هنگامی که عرض شیر به یک سطح کمتر از یک مقدار بحرانی کاهش می‌یابد، خم‌شدگی بیش از حد در کنار شیر اتفاق می‌افتد، که مایع را به جای مسدود کردن، هدایت می‌کند.

نمودار ۵ اثر عرض شیر را بر روی میزان جریان برای سه طول شیر مختلف با مقادیر عددی (۱۲۰، ۱۴۰، ۱۳۰ میکرومتر) نشان می‌دهد. همان‌طور که در نمودار ۵ نشان داده شده است، یک مقدار بحرانی برای عرض شیر وجود دارد، جایی که میزان جریان حداکثر است. عرض بهینه شیر ۴ میکرومتر برای طول شیر ۱۲۰ میکرومتر است. عرض بهینه ۶ میکرومتر برای طول ۱۳۰ و ۱۴۰ میکرومتر است. عرض بهینه شیر همچنین به ماده شیر بستگی دارد. با کاهش مدول یانگ مواد، انتظار می‌رود عرض بهینه افزایش یابد زیرا شیر به راحتی حرکت می‌کند.

نمودار ۶ دبی جریان را با توجه به عرض شیر برای سه ولتاژ مختلف مقادیر عددی (۲۰۰، ۳۰۰، ۴۰۰ ولت) و یک طول خاص شیر (۱۳۰ میکرومتر) نشان می‌دهد. عرض بهینه شیر تقریباً برابر با همان مقدار عرض بهینه برای طول‌های مختلف شیر برای تمام ولتاژها نیز است. علاوه بر این، یک رابطه بسیار ضعیف بین عرض بهینه و زاویه حمله سوپاپ وجود دارد. به عنوان مثال، هنگامی که

۳-۳- طول پیزوالکتریک

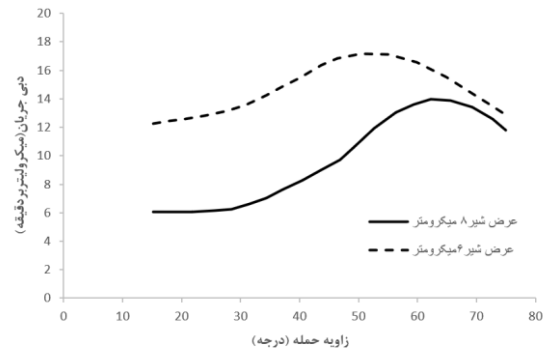
پارامتر اصلی دیگر طول مؤلفه پیزوالکتریک است. نمودار ۹ (الف) و (ب) میزان جریان ارائه شده را با توجه به طول جزء پیزوالکتریک برای دو عرض شیر ۸ و ۶ میکرومتر و ولتاژهای اعمال شده ۴۰۰ و ۲۰۰ ولت ارائه می‌دهد. بر این اساس، با افزایش طول قسمت پیزوالکتریک به دو دلیل دبی افزایش می‌یابد. اول، طبق رابطه $Q = \int u dA$ با افزایش دامنه مؤثر دبی (سطح مقطع جریان ورودی)، دبی نیز افزایش می‌یابد، دلیل دیگر این است که هنگامی که طول ماده پیزوالکتریک افزایش می‌یابد، جابجایی نیز افزایش می‌یابد و فرکانس ولتاژ AC باعث می‌شود سرعت بیشتری در رابط سیال و جامد باشد. تغییر سرعت در رابط منجر به دبی جریان بیشتر می‌شود. برای ولتاژ اعمال شده ۴۰۰ ولت، زاویه حمله ۴۵ درجه و عرض شیرها ۶ میکرومتر، به ترتیب برای طول پیزوالکتریک ۵۰، ۴۰، ۳۰ میلی متر دبی جریان ۰/۶، ۰/۹ و ۱/۶ میکرو لیتر بر دقیقه به دست می‌آید.

۳-۴- ولتاژ اعمالی

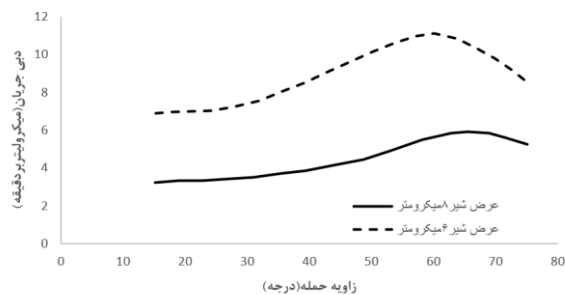
نمودار ۱۰ اثر ولتاژ اعمال شده را نشان می‌دهد. اختلاف ولتاژ بیشتر منجر به سرعت جریان بیشتر می‌شود، زیرا هنگام اعمال ولتاژ بالاتر می‌توان جابجایی بیشتری در رابط سیال و مواد پیزوالکتریک به وجود آورد. با افزایش جابجایی در رابط دامنه ماکزیمم نیز افزایش یافته و در نتیجه ماکزیمم سرعت و سرعت نوسان نیز تاثیر خواهد گذاشت. نتایج نشان می‌دهد که عملکرد پمپ در ولتاژهای اعمال شده کمتر نسبتاً پایین است؛ به عبارت دیگر، برای دستیابی به دبی فراوان، باید ولتاژ نسبتاً زیادی به جزء پیزوالکتریک اعمال شود. همان‌طور که در نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل در نمودار نشان داده شده است، حداکثر سرعت جریان میکرو پمپ به طراحی اجزای آن و شرایط کار بستگی دارد. رویکرد مدل سازی دوبعدی به کار رفته ما را قادر می‌سازد تا تاثیر این پارامترهای طراحی و شرایط عملیاتی را ارزیابی کنیم. حتی اگر مدل سازی سه بعدی انجام شود، ممکن است نتایج دقیق‌تری را ارائه دهد، اما به نظر نمی‌رسد هنگام در نظر گرفتن محاسبات شبیه سازی سه بعدی، بسیار عملی باشد.

۳-۵- برهم کنش پارامترهای مدل

در مقاله حاضر، پارامترهای کلیدی از جمله طول و عرض شیر، زاویه حمله شیر، طول پیزوالکتریک، و ولتاژ اعمالی به صورت جداگانه مورد بررسی قرار گرفتند. نتایج نشان دادند که هر یک از این پارامترها به طور قابل توجهی بر دبی میکروپمپ تأثیر می‌گذارند. با این حال، تحلیل برهمکنش پارامترها نیز مهم است تا بفهمیم چگونه تغییرات همزمان آنها می‌تواند بر عملکرد کلی میکروپمپ تأثیر بگذارد.



نمودار ۷) تغییرات دبی جریان با زاویه حمله شیر ورودی برای دو عرض مختلف شیر (۵ = L_p میلی متر، ۴۰۰ = V ولت).



نمودار ۸) تغییرات دبی جریان با زاویه حمله شیر خروجی برای دو عرض مختلف شیر (۵ = L_p میلی متر، ۴۰۰ = V ولت).

از تجزیه و تحلیل نمودار ۷ تأثیر زوایای حمله شیرها را روی میزان دبی جریان نشان می‌دهد. در ورودی، زاویه حمله مطلوب ۵۵ درجه برای طول ۱۳۰ و عرض ۶ میکرو پمپ است که منجر به دبی جریان $17/1 \mu L / min$ می‌شود. علاوه بر این، هنگامی که عرض شیر به ۸ میکرومتر تغییر می‌کند، زاویه مطلوب ۶۵ درجه می‌شود که منجر به دبی $14 \mu L / min$ می‌شود. نتایج حاصل از تجزیه و تحلیل نمودار ۸ اثر زاویه حمله شیر خروجی را نشان می‌دهد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، تغییرات در زاویه حمله شیر خروجی می‌تواند به طور چشمگیری کارایی پمپ را تغییر دهد. در ولتاژ ۴۰۰ ولت اعمال شده، به ترتیب برای عرض‌های شیر ۶ و ۸ میکرومتر، زاویه‌های حمله بهینه ۶۰ و ۶۵ درجه هستند. دبی مربوطه به ترتیب ۱۱/۱ و ۵/۹ میکرو لیتر در دقیقه است. علاوه بر این، برای همه موارد، تجزیه و تحلیل حساسیت نشان می‌دهد.

که تغییرات در زاویه حمله منجر به تغییر چشمگیر در دبی جریان در حدود مقدار مطلوب نمی‌شود. به عنوان مثال، هنگامی که زاویه حمله مربوط به عرض ۸ میکرومتر ورودی شیر از ۶۵ درجه به ۶۰ درجه تغییر می‌کند، دبی جریان از ۱۴ به $13/7$ میکرو لیتر در دقیقه کاهش می‌یابد که ۱/۸٪ تغییر در دبی جریان در مقایسه با ۸/۳٪ تغییر در زاویه حمله متناظر شیر خروجی در این حالت اتفاق می‌افتد. پس تغییرات زاویه حمله در خروجی بر دبی جریان مؤثرتر از زاویه حمله در ورودی می‌باشد.

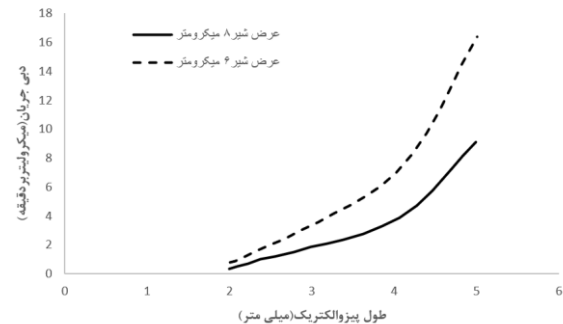
در نتیجه، برای دستیابی به دبی بهینه، باید طول و عرض شیر با هم در نظر گرفته شوند.

طبق نمودارهای ۷ و ۸، افزایش زاویه حمله تا حدود ۶۰ درجه باعث افزایش دبی جریان می‌شود. با این حال، تغییرات دبی با افزایش زاویه حمله بیش از این مقدار به کاهش منجر می‌شود. در مورد ولتاژ اعمالی (نمودار ۶)، دیده می‌شود که افزایش ولتاژ منجر به افزایش دبی می‌شود. افزایش زاویه حمله و ولتاژ اعمالی به طور همزمان می‌تواند اثرات ترکیبی بر دبی داشته باشد. در شرایطی که ولتاژ اعمالی افزایش یافته است، ممکن است زاویه حمله بهینه تغییر کند. برای دستیابی به دبی بهینه، باید همزمان با افزایش ولتاژ، زاویه حمله نیز به صورت دقیق تنظیم شود. بر اساس نتایج، زاویه حمله بهینه در حدود ۶۰ تا ۶۵ درجه برای ولتاژهای اعمالی بالاتر (مانند ۴۰۰ ولت) بوده است.

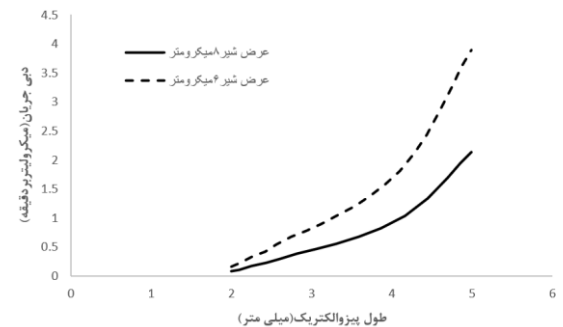
در نتایج (نمودار ۹)، افزایش طول پیزوالکتریک به طور کلی باعث افزایش دبی می‌شود. به علاوه، همانطور که در نمودار ۱۰ نشان داده شده است، افزایش ولتاژ اعمالی نیز به افزایش دبی منجر می‌شود. طول پیزوالکتریک و ولتاژ اعمالی با یکدیگر تعامل دارند. اگر طول پیزوالکتریک افزایش یابد، نیاز به تنظیم ولتاژ برای دستیابی به دبی مطلوب است. بنابراین، ترکیب طول پیزوالکتریک و ولتاژ اعمالی به گونه‌ای که انرژی بهینه برای جابجایی سیال فراهم شود، ضروری است.

۳-۶- تجزیه و تحلیل مکانیک جامد

یکی از مهم‌ترین ویژگی‌هایی که در طراحی ذکر شده باید مورد توجه قرار گیرد، تحلیل تنش در شیر است. به دلیل کوچک بودن سرعت در پمپ و ابعاد کوچک طراحی، تنش‌های وارد شده روی شیر نسبتاً کم است. طبق نتایج، با افزایش زاویه حمله شیر، حداکثر تنش وارد شده بر این اساس رشد می‌کند. حداکثر تنش حاصل شده زمانی به دست می‌آید که طول و عرض شیر به ترتیب بیشترین و حداقل باشد. در این حالت، حداکثر تنش مربوطه ۳۱/۶۸ کیلو پاسکال برای زاویه حمله شیر ۷۵ درجه، ولتاژ اعمال شده ۴۰۰ ولت، عرض و طول شیر به ترتیب ۴ و ۱۴۰ میکرومتر و طول جزء پیزوالکتریک ۵ میلی متر است. بر اساس حداکثر تنش کم به دست آمده، وقوع خرابی‌های ناشی از خستگی پس از یک چرخه خاص انتظار نمی‌رود. برای استفاده به عنوان دریچه، پلی‌استر اورتان ها (PU) می‌تواند یک انتخاب مناسب باشد^[31]. اگرچه ضریب مدول یانگ این ماده در حدود ۵ مگا پاسکال است و تقریباً ۱۴ برابر بیشتر از مقدار در نظر گرفته شده برای محاسبات انجام شده است، اما با توجه به اشاره‌ای لازم در درجه‌ها، تنش ناشی از PU به دلیل خستگی فاصله زیادی با شکست دارد.

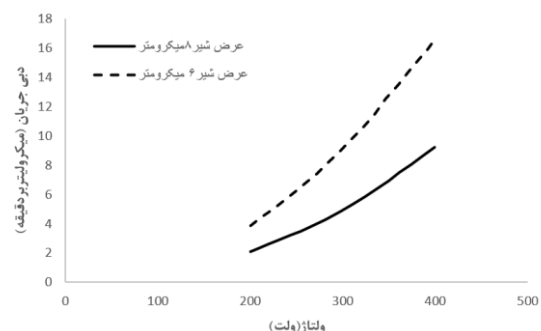


(الف)



(ب)

نمودار ۹) تغییرات دبی جریان با طول پیزوالکتریک برای دو عرض مختلف شیر (الف) $hp = 130$ میکرومتر، $V = 400$ ولت، (ب) $hp = 130$ میکرومتر، $V = 7$ ولت



نمودار ۱۰) تغییرات دبی جریان با ولتاژ برای دو عرض مختلف شیر ($L_p = 5$ میلی متر، $hp = 130$ میکرومتر).

بر اساس نتایج مقاله (نمودار ۴ و ۵)، با افزایش طول شیر، دبی جریان افزایش می‌یابد. به علاوه، مشاهده شد که افزایش عرض شیر تا حد معینی موجب افزایش دبی می‌شود، اما پس از رسیدن به یک نقطه بحرانی (به عنوان مثال در حدود ۶ میکرومتر)، افزایش بیشتر عرض شیر باعث کاهش دبی می‌شود. این کاهش به دلیل افزایش مقاومت جریان و کاهش مؤثر در جابجایی سیال اتفاق می‌افتد. این نتایج نشان می‌دهند که طول و عرض شیر به صورت همزمان بر دبی میکروپمپ تأثیر دارند. اگر طول شیر افزایش یابد، برای بهینه‌سازی دبی نیاز است عرض شیر به طور مناسبی تنظیم شود تا از افزایش مقاومت سیال جلوگیری شود.

۴- محدودیت‌های پژوهش

۱- دقت عددی

نتایج شبیه‌سازی به شدت وابسته به کیفیت مش‌بندی و شرایط مرزی اعمال شده است. تغییرات در تراکم مش، به‌ویژه در مناطق حساس مانند شیرها و اجزای پیزوالکتریک، می‌تواند منجر به بروز خطاهای عددی شود که دقت پیش‌بینی نرخ جریان و افت فشار را کاهش می‌دهد. اطمینان از همگرایی در مطالعات مش‌بندی ضروری است، اما همچنان به عنوان یک محدودیت باقی می‌ماند.

۲- فرضیات در خصوص خواص مواد

مدل فرض می‌کند که مواد پیزوالکتریک و سایر اجزای سازه‌ای دارای رفتار خطی هستند. در کاربردهای واقعی، غیرخطی بودن ناشی از خستگی مواد، تغییرات دما و دیگر عوامل محیطی می‌تواند به طور قابل توجهی بر عملکرد میکروپمپ تأثیر بگذارد. این عوامل در شبیه‌سازی حاضر لحاظ نشده‌اند که این امر تعمیم‌پذیری نتایج را محدود می‌کند.

۳- وابستگی به فرکانس

این مطالعه فرکانس‌های مشخصی از عملکرد (مثلاً ۵۰ هرتز و ۴۰۰ هرتز) را در نظر گرفته است، اما به طور کامل رفتار در طیف گسترده‌تری از فرکانس‌ها بررسی نشده است. با تغییر فرکانس، پاسخ دینامیکی ماده پیزوالکتریک و سیستم کلی می‌تواند متفاوت باشد که بر نرخ جریان و بهره‌وری تأثیر می‌گذارد. این محدودیت نشان می‌دهد که نتایج به دست آمده ممکن است فقط در محدوده فرکانسی مورد آزمایش قابل استفاده باشند.

۴- ساده‌سازی دینامیک شیرها

دینامیک شیرها در شبیه‌سازی به صورت ساده‌سازی شده مدل‌سازی شده‌اند و ممکن است تعاملات پیچیده بین سیال و سازه را به دقت منعکس نکنند. شیرهای واقعی ممکن است رفتارهای غیرایده‌آل مانند هیستریزیس را نشان دهند که در این مطالعه مدل‌سازی نشده‌اند. این ساده‌سازی می‌تواند منجر به اختلاف بین عملکرد شبیه‌سازی شده و واقعی شود.

۵- شرایط محیطی

در شبیه‌سازی، تغییرات شرایط محیطی خارجی مانند دما و رطوبت که می‌تواند بر خواص سیال و عملکرد ماده پیزوالکتریک تأثیر بگذارد، در نظر گرفته نشده است. این محدودیت ممکن است کاربردپذیری نتایج را در محیط‌های عملیاتی مختلف تحت تأثیر قرار دهد.

۵- نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر تأثیر پارامترهای اصلی بر عملکرد میکرو پمپ محرک پیزوالکتریک بررسی شده است. نتایج حاصل نشان می‌دهد که با افزایش طول شیر، می‌توان دبی جریان بیشتری را از میکرو پمپ پیزوالکتریک به دست آورد. علاوه بر این، بر اساس طول، مدول یانگ و زاویه حمله شیر، می‌توان عرض بهینه‌ای را برای

عرض شیر پیش‌بینی کرد. به‌عنوان یک نتیجه مهم، عرض مطلوب تقریباً مستقل از میزان جریان است که این امر ما را به داشتن سرعت جریان مطلوب در طیف گسترده‌ای از شرایط کار تضمین می‌کند. علاوه بر این، زاویه حمله شیر نقش مهمی در عملکرد پمپ دارد. زاویه بهینه حمله به مدول، عرض و طول شیر بستگی دارد. محرک پیزوالکتریک با طول بلندتر منجر به جابجایی بیشتر و مساحت جریان می‌شود که منجر به دبی بیشتر می‌شود. از آنجا که ولتاژ اعمال شده بیشتر منجر به تبادل انرژی بیشتر در رابط می‌شود، سرعت جریان بیشتری به دست می‌آید. علاوه بر این، تجزیه و تحلیل تنش در دریچه‌ها نشان می‌دهد که تنش‌های حاصل نسبتاً ناچیز بوده و انتظار خرابی ناشی از خستگی وجود ندارد. اجرای فن‌آوری MEMS باعث تولید ابزارهای ریز سیال با اثر بالا برای برآوردن نیازها در صنعت پزشکی می‌شود. میکرو پمپ پیزوالکتریک طراحی شده در این مطالعه می‌تواند در بسیاری از برنامه‌ها مانند درمان محلی پزشکی و سیستم‌های دارورسانی، جایی که تأمین میزان جریان کنترل شده حیاتی است، استفاده شود.

تأییدیه اخلاقی: پژوهش حاضر اصول اخلاقی تماماً رعایت شده است. همه نویسندگان در جریان روند پژوهش بودند و اطلاعات آن‌ها محرمانه نگه‌داشته شد.

تعارض منافع: بدین وسیله اعلام می‌گردد که مقاله حاضر، هیچ‌گونه تضاد منافعی برای نویسنده و یا پژوهشگر خاصی ندارد. **سهم نویسندگان:** در پژوهش حاضر، پژوهشگران در مفهوم‌سازی و ایده‌سازی، اجرای طرح پژوهش، تحلیل داده‌ها، نگارش متن، بازبینی و اصلاح نگارش مشارکت داشته‌اند.

منابع مالی: پژوهش حاضر مستخرج از پایان‌نامه کارشناسی نویسنده اول، دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده مکانیک، دانشگاه تهران، تهران، ایران، انجام شده است.

منابع

- 1- Gidde RR, Pawar PM, Ronge BP, Dhamgay VP. Design optimization of an electromagnetic actuation based valveless micropump for drug delivery application. *Microsystem Technologies*. 2019 Feb 4;25:509-19.
- 2- Shi H, Zhao Y, Liu Z. Numerical investigation of the secondary flow effect of lateral structure of micromixing channel on laminar flow. *Sensors and Actuators B: Chemical*. 2020 Oct 15;321:128503.
- 3- Bar-Cohen Y, Anderson IA. Electroactive polymer (EAP) actuators—background review. *Mechanics of Soft Materials*. 2019 Dec;1(1):5.
- 4- Sato T, Yamanishi Y, Cacucciolo V, Kuwajima Y, Shigemune H, Cianchetti M, Laschi C, Maeda S. Electrohydrodynamic conduction pump with asymmetrical electrode structures in the microchannels. *Chemistry Letters*. 2017 Jul;46(7):950-

- piezoelectric micropump based on micromachining of silicon. *Sensors and actuators*. 1988 Oct 1;15(2):153-67.
- 23- Cazorla PH, Fuchs O, Cochet M, Maubert S, Le Rhun G, Robert P, Fouillet Y, Defay E. Piezoelectric micropump with PZT thin film for low consumption microfluidic devices. *Procedia Engineering*. 2014 Jan 1;87:488-91.
- 24- Ashraf MW, Tayyaba S, Afzulpurkar N. Micro electromechanical systems (MEMS) based microfluidic devices for biomedical applications. *International journal of molecular sciences*. 2011 Jun 7;12(6):3648-704.
- 25- Zhang T, Wang QM. Valveless piezoelectric micropump for fuel delivery in direct methanol fuel cell (DMFC) devices. *Journal of power sources*. 2005 Jan 10;140(1):72-80.
- 26- de Lima CR, Vatanabe SL, Choi A, Nakasone PH, Pires RF, Silva EC. A biomimetic piezoelectric pump: Computational and experimental characterization. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2009 May 21;152(1):110-8.
- 27- Accoto D, Nedelcu OT, Carrozza MC, Dario P. Theoretical analysis and experimental testing of a miniature piezoelectric pump. In *MHA'98. Proceedings of the 1998 International Symposium on Micromechatronics and Human Science.-Creation of New Industry-(Cat. No. 98TH8388)* 1998 Nov 25 (pp. 261-268). IEEE.
- 28- Guo S, Hata S, Sugumoto K, Fukuda T, Oguro K. A new type of capsule micropump using ICPF actuator. In *MHA'98. Proceedings of the 1998 International Symposium on Micromechatronics and Human Science.-Creation of New Industry-(Cat. No. 98TH8388)* 1998 Nov 25 (pp. 255-260). IEEE.
- 29- Guo S, Nakamura T, Fukuda T, Oguro K. Design and experiments of micro pump using ICPF actuator. In *MHS'96 Proceedings of the Seventh International Symposium on Micro Machine and Human Science* 1996 Oct 2 (pp. 235-240). IEEE.
- 30- Huang J, Zou L, Tian P, Zhang Q, Wang Y, Zhang JH. A valveless piezoelectric micropump based on projection micro litho stereo exposure technology. *Ieee Access*. 2019 May 29;7:77340-7.
- 31- Zhao D, He LP, Li W, Huang Y, Cheng GM. Experimental analysis of a valve-less piezoelectric micropump with crescent-shaped structure. *Journal of Micromechanics and Microengineering*. 2019 Jul 26;29(10):105004.
- 2.
- 5- Özbey A, Karimzadehkhoei M, Yalçın SE, Gozuacik D, Koşar A. Modeling of ferrofluid magnetic actuation with dynamic magnetic fields in small channels. *Microfluidics and Nanofluidics*. 2015 Mar;18:447-60.
- 6- Kurtoglu E, Bilgin A, Şeşen M, Mısırlıoğlu B, Yıldız M, Acar HF, Koşar A. Ferrofluid actuation with varying magnetic fields for micropumping applications. *Microfluidics and Nanofluidics*. 2012 Oct;13:683-94.
- 7- Malvandi A, Ganji DD. Magnetohydrodynamic mixed convective flow of Al₂O₃-water nanofluid inside a vertical microtube. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*. 2014 Nov 1;369:132-41.
- 8- Laser DJ, Santiago JG. A review of micropumps. *Journal of micromechanics and microengineering*. 2004 Apr 19;14(6).
- 9- Mohith S, Karanth PN, Kulkarni SM. Recent trends in mechanical micropumps and their applications: A review. *Mechatronics*. 2019 Jun 1;60:34-55.
- 10- Ouellette J. A new wave of microfluidic devices. *Industrial Physicist*. 2003 Aug 14;9(4):14-7.
- 11- Farshchi Yazdi SA, Corigliano A, Ardito R. 3-D design and simulation of a piezoelectric micropump. *Micromachines*. 2019 Apr 18;10(4):259.
- 12- Asadi Dereshgi H, Dal H, Sayan ME. Analytical analysis of a circular unimorph piezoelectric actuator in the range of low voltages and pressures. *Microsystem Technologies*. 2020 Aug;26:2453-64.
- 13- Bernacca GM, O'Connor B, Williams DF, Wheatley DJ. Hydrodynamic function of polyurethane prosthetic heart valves: influences of Young's modulus and leaflet thickness. *Biomaterials*. 2002 Jan 1;23(1):45-50.
- 14- Zengerle R, Ulrich J, Kluge S, Richter M, Richter A. A bidirectional silicon micropump. *Sensors and Actuators A: Physical*. 1995 Aug 1;50(1-2):81-6.
- 15- Srinivasa Rao K, Hamza M, Ashok Kumar P, Girija Sravani K. Design and optimization of MEMS based piezoelectric actuator for drug delivery systems. *Microsystem Technologies*. 2020 May;26:1671-9.
- 16- Oates WS, Lynch CS. Piezoelectric hydraulic pump system dynamic model. *Journal of intelligent material systems and structures*. 2001 Nov;12(11):737-44.
- 17- Shen M, Yamahata C, Gijs MA. Miniaturized PMMA ball-valve micropump with cylindrical electromagnetic actuator. *Microelectronic Engineering*. 2008 May 1;85(5-6):1104-7.
- 18- Su YF, Chen WY, Cui F, Zhang WP. Design and fabrication process of electromagnetically actuated valveless micropump with two parallel flexible diaphragms. *Journal of Shanghai University (English Edition)*. 2007 Feb;11:79-83.
- 19- Schabmueller CG, Koch M, Mokhtari ME, Evans AG, Brunnschweiler A, Sehr H. Self-aligning gas/liquid micropump. *Journal of Micromechanics and Microengineering*. 2002 Jun 19;12(4):420.
- 20- Olsson A, Stemme G, Stemme E. A valve-less planar fluid pump with two pump chambers. *Sensors and Actuators A: Physical*. 1995 Mar 1;47(1-3):549-56.
- 21- Esashi M, Shoji S, Nakano A. Normally closed microvalve and micropump fabricated on a silicon wafer. *Sensors and Actuators*. 1989 Nov 15;20(1-2):163-9.
- 22- Van Lintel HT, Van de Pol FC, Bouwstra S. A