

Numerical analysis of mechanical micropump using membrane-based check-valves for microfluidic applications

J. Mazloum* , A. Shamsi

Department of Electrical Engineering, Shahid Sattari Aeronautical University of Science and Technology, Tehran, Iran

ABSTRACT: In this paper, we mentioned a numerical analysis method for simulation of a micropump for microfluidic applications. Each section of the micropump, including microvalves and pumping chamber, were studied using three-dimensional fluid-structure interaction analysis and their operational characteristic equations were extracted independently. These extracted equations were used to solve time-domain pressure equation and to obtain the flow rate of micropump. Afterwards, we were able to study different effects of actuation pressure and actuation frequency on micropump's flow rate with and without the presence of outlet backpressure. The results of microvalve show that it lets fluid pass through after passing threshold pressure of about 100 Pa. However, it blocks fluid flow in reverse mode with extremely negligible leakage rate. The results of micropump operation show that when actuation frequency is 1 Hz and actuation pressures are equal to 1000, 1500, 2000 Pa, pumping flow rate reaches 30, 48 and 65 mm³/min, respectively. Also, this micropump can overcome maximum backpressure of approximately 950 Pa when it was actuated using pressure of 1000 Pa, regardless of its actuation frequency. These results show that the simulated micropump reasonably agrees to the microfluidic and lab-on-a-chip applications.

Review History:

Received: Feb. 28, 2020

Revised: Jun. 13, 2020

Accepted: Jun. 28, 2020

Available Online: Jul. 15, 2020

Keywords:

Microfluidics

Micropump

Microvalve

Finite element method

Fluid-structure interaction

1. Introduction

Since controlling and transporting small fluid (liquid or gas) flow is very essential in microfluidic and lab-on-a-chip applications, there have been many investigations on development of on-chip microvalves and micropumps [1-3]. Among different pumping methods, diaphragm mechanical micropumps have linear response to the actuation pressure, and are immune from backflows. Fig. 1 shows design of mechanical micropump which is consisted of two micro check-valves and one pumping chamber. This micropump has two operating phases, known as suction and pumping phases.

Most of the previously reported works were concentrated on different fabrication and actuation methods while there are fewer works discussing simulation methodology of this type of micropump [4-6].

In this paper, we will design and simulate a mechanical micropump using the finite element method to obtain time-domain pumping flow rate. Then, effects of actuation amplitude and frequency on micropump flow rate will be studied. At last, we will check backpressure effect on micropump flow rate to see its capability beside other microfluidic elements and for on-chip applications.

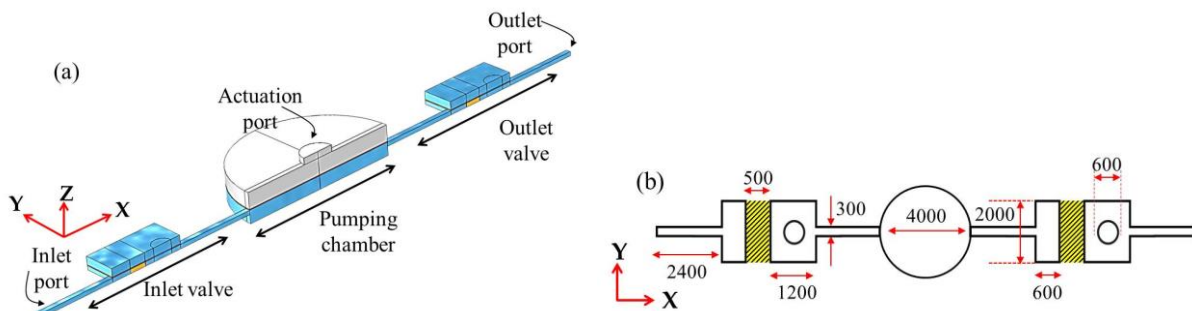


Fig. 1. (a) Three-dimensional design, and (b) Schematic design of micropump, dimensions are in microns.

*Corresponding author's email: jalil.mazloum@ssau.ac.ir



Copyrights for this article are retained by the author(s) with publishing rights granted to Amirkabir University Press. The content of this article is subject to the terms and conditions of the Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY-NC 4.0) License. For more information, please visit <https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode>.

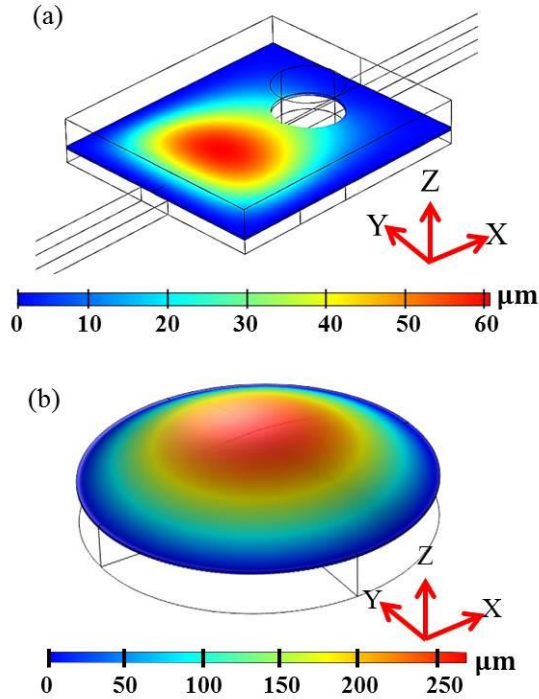


Fig. 2. (a) Microvalve and (b) Pumping chamber displacement vs actuation pressure of 3kPa.

2. Simulation Method

In this section by inspiring from [6], we tried to calculate the time-domain pressure of pumping chamber (P_{ch}) to reach the flow rate of micropump. To do so, we first simulated microvalve section of the micropump using three-dimensional fully-coupled fluid-structure interaction and extracted its Q-P characteristic curve and equation (Q_{iv} and Q_{ov}). In addition, volume displacement equation of the microvalve is extracted which is a function of actuation pressure (∇_{iv} and ∇_{ov}). Then, pumping chamber is simulated using fluid-structural analysis to extract volume displacement (∇_{ch}) of pumping chamber versus actuation pressure. Afterwards, by substituting the extracted characteristic curves inside Eq. (1) and calculating this equation, pressure inside pumping chamber can be calculated which is a time-domain variable.

$$\frac{dP_{ch}}{dt} = \frac{Q_{iv}(p_{iv}) - Q_{ov}(p_{ov}) - \left. \frac{\partial \nabla_{ch}}{\partial P_{ch}} \right|_{P_{ch}} \cdot \frac{dP_{act}}{dt}}{\left. \frac{\partial \nabla_{ch}}{\partial P_{ch}} \right|_{P_{act}} - \frac{d\nabla_{iv}}{dP_{ch}} + \frac{d\nabla_{ov}}{dP_{ch}}} \quad (1)$$

Now, we can use chamber pressure to evaluate flow rate and other important parameters of micropump. At last, we should mention that, differential equations that describe behavior of fluid domain of fluid-structure interaction are momentum, mass and energy equations (Navier-stocks equations). While solid side of fluid-structure interaction analysis can be solved using impulse equation.

3. Results and Discussion

According to the previous section, each part of micropump was analysis separately and finally all the results were coupled into each other by using Eq. (1).

Figs. 2a and 2b show displacement of microvalve and pumping chamber displacement versus actuation pressure, respectively, which were simulated using fluid-structural interaction analysis.

Fig. 3a shows the amount of liquid pumped by the designed pump with different actuation pressure (P_{act}) in a 10 second time-frame. In this figure, actuation frequency was 1 Hz while actuation pressure varies from 1, 1.5 to 2kPa which shows pumping flow rate reaches to 30, 48 and 65 mm³/min, respectively. These values quite fit to the lab-on-chip applications. Fig. 3b shows pumping flow rate linear increment versus increment of actuation pressure. Fig. 3c studies effect of actuation frequency on pumping flow rate. It is obvious with increment of frequency, flow rate reaches a maximum flow rate of about 40 mm³/min and decreases after frequency of 3Hz. Finally, the effect of backpressure on micropump's operation was studies. Figure 3d demonstrates this effect in which the time-domain volume of pumped liquid decreases when the backpressure at outlet increases.

4. Conclusions

In this paper, we proposed a novel numerical analysis for a check-valve micropump. We first simulated check-valves and pumping chamber by employing three-dimensional fluid-structure interaction analyses. This is opposed to the prevailing trends where 2D simplified models are generally used due to hardware and software limitations. Next, we

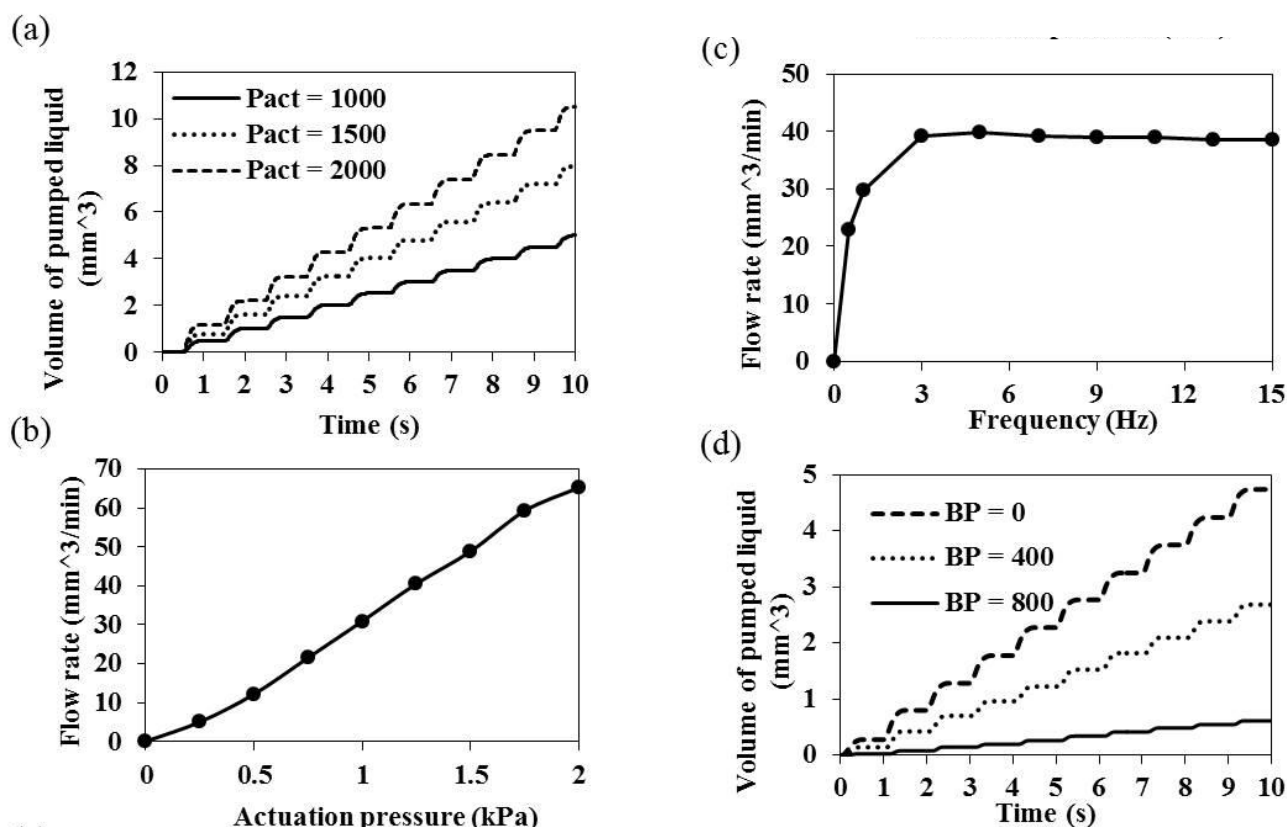


Fig. 3. (a) Time-domain pumped liquid volume, (b) Flow rate of micropump versus actuation pressure, (c) Flow rate of micropump versus actuation frequency, (d) Time-domain pumped liquid volume with different backpressure at micropump's outlet.

used characteristic curves of the check-valve and pumping chamber for solving the micropump's main equation. Finally, we evaluated the time-domain pressure of the pumping chamber and used this pressure to better understand the effects of actuation pressure and frequency on the micropump behavior.

References

- [1] A.K. Au, H. Lai, B.R. Utela, A. Folch, Microvalves and micropumps for BioMEMS, *Micromachines*, 2(2) (2011) 179-220.
- [2] Y.-N. Wang, L.-M. Fu, Micropumps and biomedical applications—A review, *Microelectronic Engineering*, 195 (2018) 121-138.
- [3] S. Mohith, P.N. Karanth, S. Kulkarni, Recent trends in mechanical micropumps and their applications: A review, *Mechatronics*, 60 (2019) 34-55.
- [4] H.-K. Ma, B.-R. Hou, H. Wu, C.-Y. Lin, J.-J. Gao, M.-C. Kou, Development and application of a diaphragm micro-pump with piezoelectric device, *Microsystem Technologies*, 14(7) (2008) 1001-1007.
- [5] J. Kang, G.W. Auner, Simulation and verification of a piezoelectrically actuated diaphragm for check valve micropump design, *Sensors and Actuators A: Physical*, 167(2) (2011) 512-516.
- [6] R. Zengerle, M. Richter, Simulation of microfluid systems, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 4(4) (1994) 192.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

J. Mazloum, A. Shamsi, Numerical analysis of mechanical micropump using membrane-based check-valves for microfluidic applications, *Amirkabir J. Mech. Eng.*, 53(Special Issue 5) (2021) 745-748

DOI: [10.22060/mej.2020.18017.6711](https://doi.org/10.22060/mej.2020.18017.6711)





تحلیل عددی یک میکروپمپ مکانیکی با استفاده از میکروشیرهای غشایی برای کاربردهای میکروسیالاتی

جلیل مظلوم^{*}، علیرضا شمسی

دانشکده مهندسی برق، دانشگاه علوم و فنون هوایی شهید ستاری، تهران، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۸/۱۲/۰۹
بازنگری: ۱۳۹۹/۰۳/۰۲
پذیرش: ۱۳۹۹/۰۴/۰۸
ارائه آنلاین: ۱۳۹۹/۰۴/۲۵

کلمات کلیدی:

ریزسیالات
میکروپمپ
میکروشیر
روش اجزاء محدود
برهم کنش سیال-جامد

خلاصه: در این مقاله، به تحلیل عددی یک میکروپمپ جهت استفاده در کاربردهای میکروسیالاتی اشاره شده است. هر کدام از قسمت‌های میکروپمپ شامل میکروشیرها و محفظه ی پمپاژ، با استفاده از روش تحلیل برهم کنش سیال-جامد در فضای سه‌بعدی مورد بررسی قرار گرفته اند و نتایج عملکرد آن‌ها بصورت مستقل استخراج شده است. از این نتایج برای حل معادله فشار پمپاژ میکروپمپ استفاده شده تا به کمک آن نرخ جریان میکروپمپ در حوزه زمان بدست آید. سپس، اثرات تغییر دامنه تحریک، فرکانس تحریک و فشار معکوس بر روی نرخ جریان میکروپمپ در حوزه زمان مورد مطالعه قرار گرفته است. نتایج شبیه‌سازی میکروشیر نشان می‌دهد که اگر فشار سیال از یک سطح آستانه که مقدار آن برابر ۱۰۰ پاسکال است بیشتر شود، جریان برقرار می‌شود. ولی در مد عملکرد معکوس می‌تواند جریان سیال را با نرخ نشستی قابل اغماض، سد کند. بررسی‌ها نشان می‌دهد، زمانی که فرکانس تحریک برابر ۱ هرتز است، به ازای فشار تحریک ۱۰۰۰، ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ پاسکال، نرخ جریان میکروپمپ به ترتیب برابر با ۳۰، ۴۸ و ۶۵ میلی متر مکعب بر دقیقه می‌باشد که مقداری رایج در میکروپمپ‌های میکروسیالاتی و آزمایشگاه روی تراشه می‌باشد. همچنین زمانی که دامنه تحریک برابر ۱۰۰۰ پاسکال است، فارغ از فرکانس تحریک، میکروپمپ حداکثر می‌تواند بر فشار معکوس حدود ۹۵۰ پاسکال غلبه کند. نتایج بدست‌آمده نشان می‌دهد که میکروپمپ شبیه‌سازی شده برای کاربردهای ریزسیالاتی و آزمایشگاه روی تراشه تطبیق دارد.

۱- مقدمه

در دهه‌های اخیر محققین زیادی برای ارائه ایده و ساخت میکروپمپ‌های کوچک که قابلیت پمپاژ حجم بسیار کمی از مایع را دارند تلاش کرده‌اند که موفق به پیاده‌سازی محدوده وسیعی از انواع میکروپمپ‌ها برای کاربردهای مختلفی از جمله کاربردهای پزشکی، دارورسانی^۱، شیمیایی و غیره شده‌اند [۱-۳]. با توجه به گزارش‌های علمی، انواع مختلف میکروپمپ‌ها را از نظر ساختاری می‌توان یافت اما به‌طور کلی میکروپمپ‌ها به دو دسته مکانیکی و غیرمکانیکی دسته‌بندی می‌شوند. میکروپمپ‌های مکانیکی (که به آنها میکروپمپ‌های دیافراگمی هم می‌گویند) دارای قطعات مکانیکی متحرک مانند غشاء^۲ و میکروشیرها هستند. در مقابل، میکروپمپ‌های غیرمکانیکی هیچگونه قطعه‌ی متحرکی ندارند و از دیگر پدیده‌ها

مانند نیروهای الکتروهایدرودینامیکی^۳ [۴]، الکترواسموزیس^۴ [۵]، نیروهای دینامیکی سیالاتی-مغناطیسی^۵ [۶]، امواج آکوستیکی [۷] و ... برای پمپاژ مایع استفاده می‌کنند. میکروپمپ‌های مکانیکی به دو زیرمجموعه به نام میکروپمپ‌های بدون شیر^۶ [۸] و [۹] و میکروپمپ‌های با شیر^۷ [۱۰-۱۲] تقسیم‌بندی می‌شوند. میکروپمپ‌های بدون شیر، عموماً دارای ساختار نازل/دیفیوزر^۸ در ورودی و خروجی میکروپمپ هستند که مراحل ساخت ساده‌ای دارند. اما، یکی از ایرادهای مهم آنها عدم توانایی غلبه بر فشار معکوس می‌باشد که سبب ایجاد یک جریان برگشتی در پمپ می‌شود. رقیب اصلی این نوع میکروپمپ‌ها، میکروپمپ‌های با شیر هستند که در ورودی و خروجی‌شان، میکروشیرهایی با قابلیت باز و بسته‌شدن

- 3 Electro-Hydro-Dynamic (EHD)
- 4 Electro-Osmosis (EO)
- 5 Magneto-Hydro-Dynamic (MHD)
- 6 Valveless micropumps
- 7 Check-valve micropumps
- 8 Nozzle/Diffuser

- 1 Drug delivery
- 2 Membrane

^{*} نویسنده عهده‌دار مکاتبات: jalil.mazloum@ssau.ac.ir



مایع از سمت ورودی به داخل محفظه پمپ خواهد شد. در فاز پمپاژ عکس این عمل رخ می‌دهد، یعنی با اعمال یک فشار مثبت از طریق درگاه تحریک، غشاء محفظه پمپ به سمت پایین می‌آید و یک فشار مثبت به محفظه‌ی پایینی پمپ اعمال می‌شود. این فشار مثبت سبب بسته‌شدن شیر ورودی و بازشدن شیر خروجی شده و در نتیجه مایع موجود در محفظه‌ی پمپ، به سمت خروجی پمپ می‌شود.

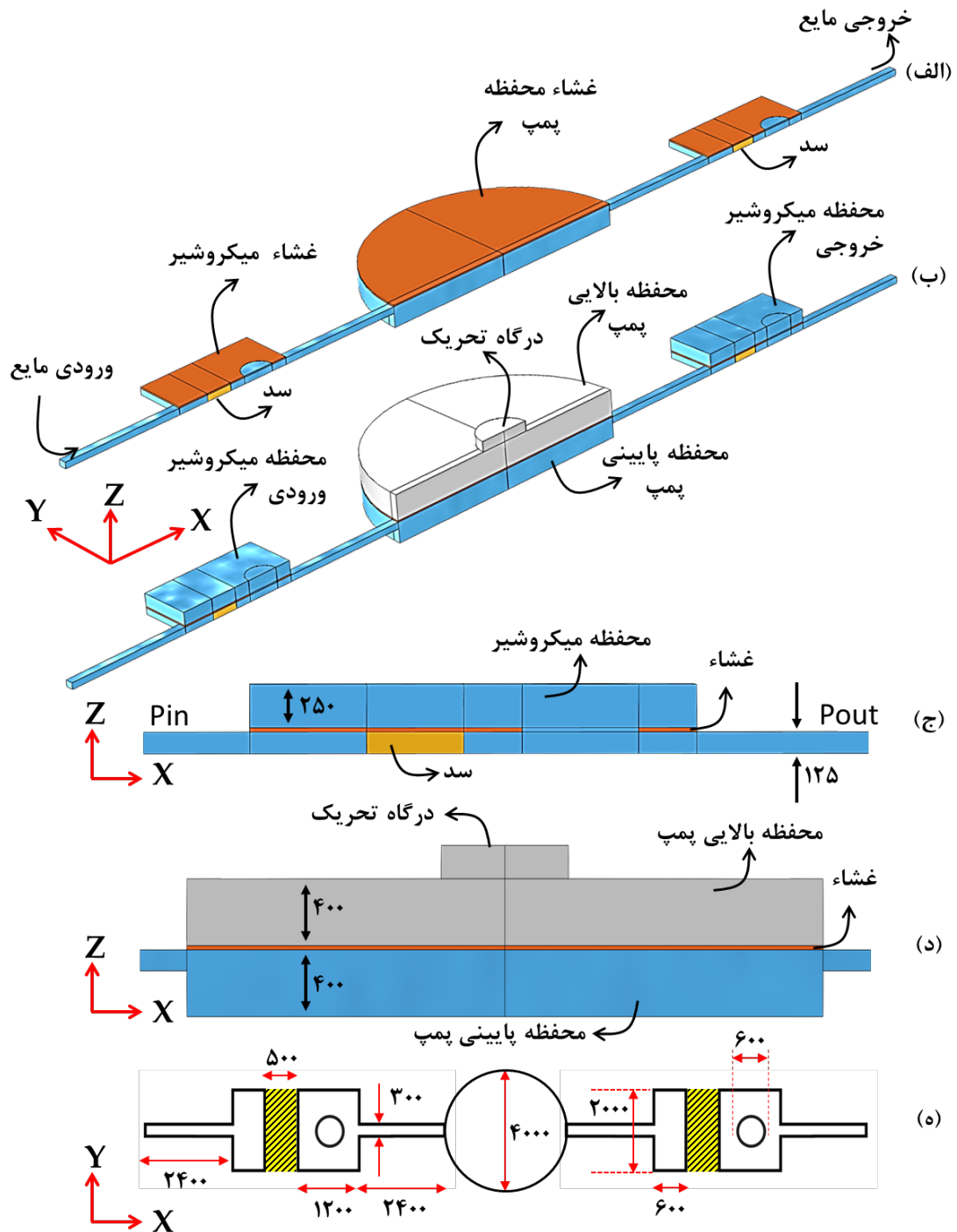
تاکنون بیشتر گزارش‌هایی که از میکروپمپ‌های دیافراگمی (مخصوصاً میکروپمپ‌های با شیر) شده است به مباحث ساخت میکروپمپ، استفاده از انواع تحریک‌ها و شیرها پرداخته‌اند و مقالات کمی در رابطه با شبیه‌سازی این نوع میکروپمپ ارائه شده است [۱۳] و [۱۶-۱۸]. حتی مقاله‌هایی که شبیه‌سازی میکروپمپ با شیر را انجام داده‌اند، بدلیل محدودیت‌های مختلف تنها قسمتی از ساختار پمپ مثلاً فقط غشاء پمپ یا مدل ساده‌سازی‌شده از میکروشیر را شبیه‌سازی نموده‌اند. به‌علاوه از نظر معیارهای عملکرد پمپ که بیشتر به آن اشاره شد، کمتر مقاله‌ای به بحث فشار پمپاژ یا حجم پمپاژ^۴ پرداخته است. لازم بذکر است که فشار تحریک با فشار پمپاژ یکسان نیست و گاهی اوقات فشار پمپاژ کمتر یا بیشتر از فشار تحریک خواهد بود [۱۱ و ۱۲]. این در حالی است که تعداد مقالاتی که میکروپمپ بدون شیر را شبیه‌سازی کرده‌اند به نسبت بسیار بیشتر از مقالات میکروپمپ با شیر است که علت آن، به پیچیدگی ساختار مورد نظر برای شبیه‌سازی برمی‌گردد.

در چند سال اخیر، شبیه‌سازی‌های المان محدود^۵ به ابزاری بسیار قدرتمند برای پیش‌بینی رفتار ادوات میکروسیالاتی تبدیل شده است و شاهد پیشرفت‌های زیادی در این زمینه بوده‌ایم. این موضوع زمانی که سیستم‌های میکروسیالاتی پیچیده‌تر می‌شوند اهمیت بیشتری پیدا می‌کند. زنگرله و ریشر [۱۲] نشان داده‌اند که می‌توان یک میکروپمپ را به کمک سیستم‌های سیالاتی و الکتریکی مدل کرد. بورونیا و همکاران [۱۹] این مدل را برای کاربردهای پزشکی با موفقیت راستی‌آزمایی کرد. در طی این سال‌ها انواع میکروپمپ‌های دیافراگمی ساخته شده است که در هر کدام سعی شده، قسمتی از مشکلات بررسی و مرتفع گردد ولی هنوز دارای مشکلاتی هستند. به عنوان مثال، گونگ و همکاران [۲۰] تغییرات غیرخطی غشاء پمپ را با استفاده از روش المان محدود شبیه‌سازی کرده است و با استفاده از

وجود دارد که اجازه عبور جریان برگشتی ناشی از اثر فشار معکوس را نمی‌دهند؛ پاسخ خطی‌تری دارند و عموماً عملکرد بهتری را از خود به نمایش می‌گذارند [۱۱-۱۳]. در نتیجه، میکروپمپ‌های با شیر کاربردهای بیشتری در سیستم‌های میکروسیالاتی دارند [۳]. معیارهای ارزیابی عملکرد میکروپمپ‌ها عبارتند از مقدار ولتاژ (یا فشار) تحریک، توان مصرفی، محدوده‌ی فرکانس کاری، نرخ جریان، فشار معکوس، حجم پمپاژ، فشار پمپاژ، روش ساخت، هزینه ساخت، ابعاد و در نهایت قابلیت مجتمع‌سازی در تراشه برای استفاده در کنار دیگر ادوات میکروسیالاتی که متأثر از نوع تحریک محفظه پمپ، نوع شیرهای ورودی/خروجی و نوع مواد به‌کاررفته در ساخت میکروپمپ می‌باشد [۲]. شکل ۱-الف و ۱-ب ساختار یک میکروپمپ دیافراگمی با شیر را نشان می‌دهد. میکروپمپ با شیر، از یک عدد میکروشیر در ورودی، یک عدد میکروشیر در خروجی و یک عدد محفظه پمپ تشکیل شده است. تحریک محفظه‌ی پمپاژ می‌تواند توسط فشار هوا، میدان الکتریکی [۱۲]، میدان الکترومغناطیسی [۱۴]، پیزوالکتریک [۱۰ و ۱۳] و غیره باشد که در بیشتر مقالات از پیزوالکتریک برای تحریک میکروپمپ استفاده شده است. همچنین، می‌توان از انواع میکروشیرهای فعال و غیرفعال از جمله میکروشیرهای غشائی^۱، کانتیلور^۲، تویی و غیره بجای شیرهای یکطرفه^۳ نشان‌داده‌شده در شکل ۱ استفاده کرد [۱۵]. میکروشیرهای غشائی نشان‌داده‌شده در شکل ۱-الف و ۱-ب از نوع یکطرفه‌ی غیرفعال هستند. یعنی، زمانیکه فشار ورودی (شکل ۱-ج) بیشتر از فشار خروجی شود، غشاء به سمت بالا کشیده می‌شود و میکروشیر باز می‌شود و جریان سیال از سمت ورودی به سمت خروجی جریان پیدا می‌کند. ولی، زمانی که فشار خروجی بیشتر از ورودی باشد، غشاء ممبران به سمت سد پایین آمده، شیر بسته شده و در نتیجه مسیر جریان سیال قطع می‌گردد. میکروپمپ نشان‌داده‌شده در شکل ۱ دارای دو فاز عملکردی به نام فاز مکش و فاز پمپاژ است. در فاز مکش، غشاء محفظه پمپ در اثر اعمال یک فشار منفی (یعنی اعمال خلاء از طریق درگاه تحریک) به سمت بالا کشیده می‌شود و در نتیجه یک فشار منفی در داخل محفظه پایینی پمپ ایجاد می‌کند. در اثر این فشار منفی میکروشیر ورودی باز و میکروشیر خروجی بسته می‌شود در نتیجه سبب مکش

-
- 1 Membrane-based
 - 2 Cantilever
 - 3 Check-valve (or one-way valve)

4 Pumping volume
5 Finite element



شکل ۱. الف و ب) ساختار میکروپمپ و نام قسمت‌های مختلف میکروپمپ (نمای ایزومتریک)، ج) نمای جانبی میکروشیبر و نام قسمت‌های مختلف آن، د) نمای جانبی محفظه پمپ، ه) شماتیک طرح میکروپمپ (نما از بالا). تمامی اندازه‌ها برحسب میکرومتر می‌باشد.

Fig. 1. a and b) Micropump structure and name of each part (isotropic view), c) Side view of micropump and name of each part, d) side view of pumping chamber, e) micropump schematic (top view). All dimensions are in micron

بوده است. به این مشکل آقای کانگ و همکاران [۱۱] اشاره کرده و بجای استفاده از جابجایی مرکزی از متوسط جابجایی غشاء پمپ استفاده کرده است و حتی بجای شبیه‌سازی غشاء دایره‌ای برای محفظه پمپ (که بسیار رایج و ساده است) از غشاء مستطیلی استفاده

معادل الکتریکی قطعات میکروپمپ دیافراگمی، اقدام به شبیه‌سازی میکروپمپ کرده است. دو ایراد مهم این شبیه‌سازی استفاده از جابجایی مرکزی غشاء^۱ و استفاده از پاسخ کاملاً خطی برای میکروشیبرها

1 Central deflection of membrane

تجزیه و تحلیل کنیم. در نهایت لازم به ذکر است هدف ما در این مقاله بهینه‌سازی ابعاد میکروپمپ، یا بهینه‌سازی فاصله میکروشیرها از محفظه، بررسی تنش و کرنش غشاء میکروشیرها و میکروپمپ، یا بررسی معادلات تحریک‌های پیزوالکتریک، الکترواستاتیکی یا مغناطیسی و بررسی اثرات آن بر روی غشاء پمپ نخواهد بود. بنابراین، در قسمت دوم، ساختار پیشنهادی میکروپمپ و ویژگی مواد استفاده‌شده در این مطالعه عددی تشریح می‌شوند. در قسمت سوم، به روند شبیه‌سازی میکروپمپ پیشنهادی پرداخته خواهد شد و روند استخراج مشخصه‌های میکروشیرها و محفظه تشریح می‌شود. در قسمت چهارم، نتایج مربوط به میکروشیرها، محفظه و در نهایت ویژگی‌های میکروپمپ بررسی شده است. به عبارت دیگر، مقدار فشار داخل محفظه را در حوزه زمان بدست خواهیم آورد و از آن برای سنجش مقدار نرخ جریان میکروپمپ به ازای فشارها و فرکانس‌های مختلف تحریک بهره خواهیم برد. همچنین اثرات فشار معکوس بر روی عملکرد میکروپمپ را بررسی خواهیم کرد. در قسمت آخر، به مقایسه و بررسی نتایج بدست‌آمده در این مقاله با نتایج دیگر محققین خواهیم پرداخت و مزایا و معایب آنها را بررسی خواهیم نمود.

۲- ساختار پیشنهادی و مشخصات مواد

شکل ۱ ساختار، شماتیک و ابعاد میکروپمپ مورد نظر را نشان می‌دهد. همانطور که در شکل ۱-ب نشان داده شده است، این میکروپمپ از طریق درگاه تحریک بصورت نیوماتیکی (فشار هوا) تحریک می‌شود. تحریک بگونه‌ایست که فشار مثبت و فشار منفی (یعنی خلاء) به محفظه پمپ اعمال گردد و عمل مکش و پمپاژ را ایجاد کند. همانطور که در شکل ۱-ج و ۱-ه نشان داده شده است، میکروشیرهای یکطرفه از نوع غشایی^۶ هستند و دارای ابعاد یکسانی می‌باشند. برای انجام شبیه‌سازی‌ها، از ویژگی‌های آب با چگالی kg/m^3 ۱۰۰۰ و لزجت $Pa.s$ ۰/۰۰۱ برای مایع داخل میکروکانال‌ها استفاده شده است. غشاء پمپ که دارای ضخامت $25 \mu m$ است، دارای ضریب الاستیسیته $20 MPa$ ، عدد پواسون 0.49 و چگالی $1100 kg/m^3$ [۲۶] می‌باشد، و بدنه میکروپمپ بصورت صلب^۸ و نفوذناپذیر در نظر گرفته خواهد شد. در نهایت لازم بذکر است، در

کرده است ولی همچنان میکروشیرها شبیه‌سازی نشده‌اند. خلیلیان و همکاران [۲۱] با استفاده از شبیه‌سازی‌های برهم‌کنش سیال جامد^۱ در فضای دو بعدی که منجر به یک سری ساده‌سازی‌ها شده، ابعاد میکروشیرهای ورودی و خروجی را بهینه‌سازی کرده و تنها متمرکز به طراحی میکروشیرهای ورودی و خروجی میکروپمپ دیافراگمی بوده است. این میکروشیرها از نوع کانتیلور خارج از صفحه^۲ بوده اند. نی و همکاران [۱۴] طراحی‌شان را با میکروشیرهای کانتیلور نوع درون صفحه‌ای^۳ انجام داده‌اند. در سال ۲۰۱۷، فورنیر و چاپل [۲۲] با استفاده از مدل الکتریکی ارائه‌شده توسط بورونیا و همکاران [۱۹] اقدام به طراحی یک میکروپمپ دیافراگمی به همراه میکروشیرهای نوع کانتیلور برای کاربردهای دارورسانی کرده است ولی به علت روش ساخت پیچیده‌ای که برای ساخت میکروپمپ در پیش گرفته شده، برای مدل‌سازی و شبیه‌سازی المان‌های معادل الکتریکی بسیار زیادی وارد شبیه‌سازی شده‌اند. نوع تحریک استفاده‌شده در این میکروپمپ، پیزوالکتریکی بوده که با یک سیگنال موج مربعی تحریک شده است. با توجه به ضعف‌های کارهای گذشته، در این مقاله، ما به تجزیه و تحلیل عددی یک میکروپمپ مکانیکی خواهیم پرداخت که بطور همزمان دارای چندین نوآوری است. نخست، درست است که میکروپمپ مکانیکی با میکروشیرهای غشایی^۴ با استفاده از تکنیک‌های مختلف ساخته شده است [۲۳-۲۵] ولی تاکنون شبیه‌سازی میکروپمپ مکانیکی با استفاده از میکروشیرهای غشایی انجام نشده است. دوم، در این مطالعه ما با استفاده از شبیه‌سازی برهم‌کنش سیال-جامد در فضای سه بعدی، مشخصات میکروشیرهای غشایی و محفظه پمپاژ را استخراج خواهیم کرد درحالی‌که به علت محدودیت‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری تاکنون با استفاده از مدل‌های ساده‌سازی شده‌ی دوبعدی این کار انجام شده است. سوم، با توجه به اینکه پاسخ میکروشیرهای غشایی بصورت غیرخطی است ما برای اولین بار با استفاده از برازش^۵ چندجمله‌ای مرتبه‌ی ۶، نتایج حاصل را به معادله تبدیل می‌کنیم تا برای حل معادله اصلی میکروپمپ مورد استفاده قرار بگیرد. استفاده از این روش به ما کمک خواهد کرد تا هر میکروپمپ مکانیکی با شیر را با استفاده از تحلیل برهم‌کنش سیال-جامد در فضای سه‌بعدی

- 1 Fluid-structure interaction analysis
- 2 Out-of-plane cantilever valve
- 3 In-plane
- 4 Membrane-based micro check-valve pump
- 5 Curve fitting

- 6 Membrane-based micro check-valve
- 7 Viscosity
- 8 Rigid region

$$-\iint j \cdot dA = \frac{dm}{dt} \quad (1)$$

طرف چپ معادله، یعنی دبی جرمی داخل محفظه پمپ (j)، برابر با مشخصه استاتیک جریان حجمی میکروشیرهاست (Q_{ov} و Q_{iv}):

$$-\iint j \cdot dA = \rho(Q_{iv}(p_{iv}) - Q_{ov}(p_{ov})) \quad (2)$$

در این معادله، Q_{iv} و Q_{ov} به ترتیب نرخ جریان حجمی میکروشیرهای ورودی و خروجی نسبت به فشار داخل محفظه پمپ می‌باشند. یعنی، نرخ جریان حجمی^۳ میکروشیرهای ورودی و خروجی، وابسته به اختلاف فشار هیدرواستاتیک میکروشیر ورودی ($P_{iv} = P_{inlet} - P_{ch}$) و میکروشیر خروجی ($P_{ov} = P_{ch} - P_{outlet}$) است. از طرفی دیگر، تغییرات جرم داخل محفظه پمپ در حوزه زمان (یعنی عبارت سمت راست در معادله ۱) را می‌توان از تغییرات حجم عناصر الاستیک میکروپمپ بدست آورد. به عبارت دیگر:

$$\frac{dm}{dt} = \rho \frac{d}{dt} (\nabla_{ch}(P_{ch}, P_{act}) - \nabla_{iv}(P_{iv}) + \nabla_{ov}(P_{ov})) \quad (3)$$

چنانچه مشخص است مقدار حجم جابجایی محفظه‌ی پمپ (∇_m)، به فشار تحریک (P_{act}) و فشار محفظه میکروپمپ (P_{ch}) بستگی دارد. در این رابطه (∇_{iv}) و (∇_{ov}) به ترتیب حجم جابجایی^۴ میکروشیر ورودی و میکروشیر خروجی می‌باشد. با جایگذاری معادله ۲ و ۳ در معادله ۱ و مشتق‌گیری نسبت به زمان، تغییرات لحظه‌ای فشار محفظه میکروپمپ مطابق با رابطه زیر بدست می‌آید [۱۲]:

$$\frac{dP_{ch}}{dt} = \frac{Q_{iv}(p_{iv}) - Q_{ov}(p_{ov}) - \left. \frac{\partial \nabla_{ch}}{\partial P_{ch}} \right|_{P_{ch}} \cdot \frac{dP_{act}}{dt}}{\left. \frac{\partial \nabla_{ch}}{\partial P_{ch}} \right|_{P_{act}} - \frac{d\nabla_{iv}}{dP_{ch}} + \frac{d\nabla_{ov}}{dP_{ch}}} \quad (4)$$

رابطه ۴ بیان می‌دارد که با شبیه‌سازی میکروشیرها و محفظه پمپ بصورت مستقل از هم و جایگذاری آن در معادله ۴ می‌توان فشار داخل محفظه میکروپمپ را بدست آورد. پس در یک جمع‌بندی مختصر، روند شبیه‌سازی بدین‌گونه است که (۱) کلیه‌ی شبیه‌سازی‌های میکروشیرها و محفظه پمپ با استفاده از ماژول

کلیه‌ی شبیه‌سازی‌ها، از نرم‌افزار المان محدود کامسول، برای تحلیل برهم‌کنش سیال-جامد در فضای سه‌بعدی و از یک نرم‌افزار ریاضیاتی (مانند متلب، میپل^۱، اکسل^۲...)، به منظور برازش منحنی‌ها استفاده شده است.

۳- مدل و روش شبیه‌سازی

در این قسمت، ابتدا روند کلی تحلیل عددی میکروپمپ ارائه می‌شود و معادله اصلی فشار محفظه پمپ (معادله ۴) در حوزه زمان ارائه خواهد شد. در ادامه به نحوه شبیه‌سازی میکروشیرها و محفظه پمپ و استخراج مشخصه‌های آن‌ها خواهیم پرداخت تا بتوان از آن‌ها برای جایگذاری پارامترهای مربوطه در معادله دینامیک میکروپمپ استفاده کرد و مقدار فشار محفظه پمپ را بدست آورد. پس از آن می‌توان نرخ جریان میکروپمپ را با فشارها و فرکانس‌های مختلف تحریک بدست آورد و اثرات فشار معکوس را مطالعه کرد.

شبیه‌سازی سه‌بعدی و آنالیز برهم‌کنش سیال-جامد میکروپمپ یکطرفه با وجود دو عدد میکروشیر دارای چالش‌ها و محدودیت‌های بسیار زیادی است [۹ و ۱۲]. به عنوان مثال، اگر فقط به شبیه‌سازی میکروشیر توجه کنیم، شبیه‌سازی لحظه‌ی باز شدن یا بسته شدن یک میکروشیر در حوزه زمان با استفاده از حلگرهای برهم‌کنش سیال-جامد در فضای سه‌بعدی یک فرآیند بسیار سخت و زمان‌بر می‌باشد بطوری‌که لای و همکاران [۲۷] تنها لحظه‌ی باز شدن یک شیر را توانسته شبیه‌سازی کند. همچنین، به دلیل ساختار پیچیده و غیرخطی بودن میکروشیر غشایی استفاده‌شده در این میکروپمپ، استفاده از روش مدل‌سازی ارائه‌شده توسط گانگ و همکاران [۲۰] نیز قابلیت استفاده را ندارد. زیرا در این روش، میکروشیر با استفاده از مدل‌های ساده‌سازی‌شده، تحلیل شده است که قابلیت تطبیق با میکروشیر غشایی میکروپمپ این مقاله را ندارد. در این مقاله، با الهام از روش ارائه‌شده توسط زنگرله و ریشتر [۱۲]، میکروپمپ مورد نظر مورد مطالعه قرار گرفته است. می‌دانیم که با استفاده از معادله پیوستگی می‌توان مدل دینامیکی یک میکروپمپ را بدست آورد. بدین صورت که دبی (نرخ جریان) جرمی^۲ محفظه پمپ با تغییرات لحظه‌ای محتویات محفظه رابطه دارد:

3 Volumetric flow rate
4 Displacement volume

1 Maple
2 Mass flow rate

میکروسیالاتی معادلات نویر-استوکس به فرمولاسیون جریان آرام و تراکم‌ناپذیر ساده‌سازی می‌شود [۲۸ و ۳۰].

یک نکته‌ی بسیار مهم در حل معادله ۴، تطبیق کلیه‌ی واحدها است. به‌عنوان‌مثال، از واحد mm^3 بجای μL برای حجم جابجایی استفاده خواهیم نمود. همچنین، برای نرخ جریان از واحد m^3/s بجای mm^3/min استفاده خواهیم کرد. عدم تبدیل واحد پیش از برازش منحنی‌ها و استخراج معادلات، باعث بوجدآمدن نتایج کاملاً اشتباه، یا واگراشدن حلگرهای نرم‌افزار کامسول هنگام حل معادله ۴ خواهد شد. پس از حل کامل مسئله، برای اینکه مقادیر بدست‌آمده از حل عددی قابل احساس و درک باشند، نتایج را بر حسب واحدهای رایج در میکروسیالات تبدیل خواهیم کرد. لازم بذکر است که از این پس، منظور ما از نرخ جریان در متن مقاله، نرخ جریان حجمی^۲ است که اگر در چگالی مایع ضرب شود دبی جرمی را به ما می‌دهد.

۳-۱- روش شبیه‌سازی میکروشییر

شکل ۱-ج نمای جانبی میکروشییر غشایی مورد نظر را نشان می‌دهد. در این میکروشییر، زمانی که فشار مایع داخل کانال در قسمت ورودی بیشتر از مجموع فشار خروجی و ضریب فتر غشاء شود، مایع می‌تواند غشاء را بالا زده و شیر را باز کند. در نتیجه جریان مایع از سمت ورودی به سمت خروجی برقرار می‌شود که به این حالت بایاس مستقیم می‌گویند. اما، زمانی که فشار مایع در قسمت خروجی بیشتر از ورودی باشد، با توجه به اینکه یک سوراخ روی غشاء در قسمت خروجی میکروشییر وجود دارد، باعث می‌شود که فشار دو طرف ناحیه سد در شکل ۱-ج یکسان شود و عملاً غشاء بر روی ناحیه سد فشار می‌آورد و شیر را می‌بندد و اجازه عبور جریان مایع را نمی‌دهد که به این حالت بایاس معکوس می‌گویند. میکروشییر مورد نظر با ابعاد مشخص‌شده در شکل ۱-ج و ۱-ه در نرم‌افزار کامسول ترسیم و تحلیل شده است. شرایط اولیه برای تمامی متغیرها صفر در نظر گرفته‌شد. همچنین، مؤلفه مماسی و عمودی سرعت مایع برای تمامی دیواره‌ها صفر در نظر گرفته‌شد. به عبارت دیگر، تمامی دیواره‌ها نفوذناپذیر^۳ هستند و مایع در سطح دیواره لغزشی ندارد^۴. برای بدست‌آوردن منحنی مشخصه جابجایی غشاء و جریان مایع نسبت به

برهم‌کنش سیال-جامد در فضای سه‌بعدی در نرم‌افزار کامسول، انجام خواهند شد. (۲) سپس معادله مشخصه هر کدام از میکروشییرها و محفظه‌ی پمپ بوسیله برازش نتایج برهم‌کنش سیال-جامد به کمک یک نرم‌افزار ریاضیاتی، استخراج می‌شوند. (۳) در نهایت با جایگذاری معادله‌های بدست‌آمده از برازش در معادله اصلی (معادله ۴) و حل آن به کمک ماژول مشتقات جزئی در کامسول، نمودار فشار محفظه‌ی پمپ را که یک پارامتر بسیار مهم در طراحی میکروپمپ می‌باشد بدست خواهیم آورد و به کمک آن دیگر پارامترهای میکروپمپ را بررسی خواهیم کرد.

معادلات دیفرانسیل توصیف‌کننده رفتار سیال برای تحلیل برهم‌کنش سیال-جامد که در بالا اشاره شد، عبارتند از معادله بقای جرم، ممنتوم و انرژی که به معادلات نویر-استوکس معروف هستند [۲۸]:

$$\frac{\partial}{\partial X_i}(\rho u_i) = 0 \quad (5)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial X_j}(\rho u_i u_j) = -\frac{\partial P}{\partial t} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial X_j} + \rho g_i + F_i \quad (6)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho E) + \frac{\partial}{\partial X_i}(u_i(\rho E + P)) = \frac{\partial}{\partial X_i}(\lambda_{eff} + \frac{\partial T}{\partial t} - \sum_j h_j J_j + u_j(\tau_{ij})_{eff}) \quad (7)$$

این درحالی است که قسمت سازه‌ای معادلات برهم‌کنش سیال-جامد بر اساس معادله بقای تکانه^۱ توصیف می‌شود [۲۹]:

$$M \frac{d^2 \vec{u}}{dt^2} + C \frac{d\vec{u}}{dt} + k\vec{u} = \vec{F} \quad (8)$$

در سیالات مقیاس ماکرو، ابعاد کانال‌ها بزرگ است و سرعت سیال می‌تواند به مقادیر بالایی دست پیدا کند. در نتیجه منجر به اعداد رینولدز بزرگ و جریان آشفتنه در کانال می‌شود. ولی سرعت سیال در مقیاس میکرو بسیار پایین‌تر است و در نتیجه اعداد رینولدز پایینی بدست خواهد آمد. بنابراین با توجه به طبیعت ساختارهای

2 Volumetric flow rate
3 No-penetration boundary
4 No-slip boundary

1 Impulse conservation

مایع داخل کانال) استفاده کرده‌ایم. استفاده از این تکنیک مشکل تولد و مرگ المان را حل می‌کند زیرا در اصل المان‌ها، از یک محیط با لزجت بسیار کم وارد محیطی با لزجت بسیار زیاد می‌شوند و برعکس. در نتیجه هیچ المانی از بین نخواهد رفت و حلگر در همگرا کردن تحلیل شکست نخواهد خورد. پس با این ترفند مشکل همگرا شدن نتایج را هم در هنگام باز شدن شیر در بایاس مستقیم و هم در هنگام بسته شدن شیر در بایاس معکوس حل کرده‌ایم. لازم بذکر است، در تمامی تحلیل‌ها، سیال‌ها بصورت نیوتنی در نظر گرفته شده‌اند. سیال اصلی آب است که باید نیوتنی باشد و دومی سیالی است که ما مقدار لزجتش را زیاد در نظر گرفته‌ایم و صرفاً کارش این است که اجازه عبور آب را در آن ناحیه نمی‌دهد (به علت لزجت زیادی که دارد) ولی مش‌بندی‌ها آزادانه می‌توانند از یک محیط وارد یک محیط دیگر بشوند و با پدیده‌ی مرگ/تولد المان‌ها مواجه نمی‌شویم. همانطور که پیشتر اشاره شد، مؤلفه مماسی سرعت سیال در تمامی دیواره‌ها برابر صفر است. پس سیال دومی که لزجتش بسیار زیاد است جابجا نخواهد شد و نقش یک دیواره‌ی صلب را برای آب بازی می‌کند.

اما، مشکل جدیدی که بوجود می‌آید این است که اگر میکرو شیر در حالت بایاس معکوس قرار بگیرد غشاء به سمت سد پایین می‌آید (شکل ۱-ب و ۱-ج) و چون ناحیه سد که در اصل یک محیط مایع با لزجت بسیار زیاد است، فشرده شده و از طرفین بیرون زدگی پیدا کند. این موضوع صرفاً مربوط به حل المان محدود است و در واقعیت این اتفاق رخ نخواهد داد. به هدف اینکه غشاء از حدی پایین‌تر نیاید ولی در عین حال میکرو شیر بسته بماند، یک قید بصورت پارامتریک برای مؤلفه جابجایی زیر غشاء در ناحیه سد در نظر گرفته‌ایم تا در بایاس معکوس وقتی غشاء به سد رسید دیگر از آن مقدار پایین‌تر نیاید و در همانجا ثابت شود. با استفاده از ترکیب این تکنیک‌ها توانستیم مشکل تولد و مرگ المان‌ها، مشکل واگرایی در تحلیل بایاس معکوس میکرو شیر و مشکل واگرایی ناشی از نقض معادله پیوستگی در مایع را حل کنیم. در نهایت، مدل مورد نظر با استفاده از ترکیب روش دستی^۲ و خودکار^۴ مش‌بندی شد و حل گردید. لازم بذکر است که این شبیه‌سازی با استفاده از حدود ۸۵۰ هزار درجه آزادی در فضای سه‌بعدی و با استفاده از خاصیت تقارن دکارتی در راستای محور Xها (شکل ۱-ب) حل شده است تا مدت زمان حل کاهش یابد. نتایج مورد

فشار تحریک در بایاس معکوس، فشار ورودی را صفر و فشار خروجی را در شکل ۱-ج از مقدار صفر تا ۷۰۰۰ پاسکال افزایش داده‌ایم. پس از بدست آمدن نتایج بایاس معکوس، نوبت به مشخصه‌های بایاس مستقیم می‌رسد که در این حالت فشار خروجی صفر و فشار ورودی میکرو شیر از مقدار صفر تا ۳۰۰۰ پاسکال افزایش داده شد. لازم بذکر است که کل ساختار در هنگام شبیه‌سازی در فشار اتمسفر است، پس منظور ما از فشار صفر، خلاء نیست.

یکی از مشکلات در شبیه‌سازی این میکرو شیر، ناحیه سد می‌باشد که در اصل یک قسمتی از بدنه‌ی جامد است (شکل ۱-ب و ۱-ج). در صورتی که از مشخصات جامد برای مدل کردن این قسمت استفاده شود، به دلیل نقض معادله پیوستگی در معادلات نوویر-استوکس^۱، حلگر قادر به شبیه‌سازی مسئله نخواهد بود. برای حل این مشکل بجای استفاده از یک ناحیه صلب از یک مایع با مقدار لزجت بسیار زیاد استفاده کرده‌ایم. با این کار حلگر محیط مایع را پیوسته خواهد دید و قادر به حل مسئله می‌شود. از طرفی با توجه به اینکه لزجت ناحیه سد بسیار بزرگتر از مایع داخل کانال می‌باشد، در نتیجه جریان مایع داخل کانال تمایلی برای عبور از ناحیه سد را نخواهد داشت زیرا عملاً در ناحیه سد مقاومت بسیار زیادی را می‌بیند.

اما یک نگاه دیگر که استفاده از محیط مایع با لزجت بسیار زیاد را در این شبیه‌سازی تأیید می‌کند، این است که یکی دیگر از چالش‌های مهم در شبیه‌سازی برهم‌کنش سیال-جامد میکرو شیر، پدیده مرگ و تولد المان می‌باشد که پدیده‌ای صرفاً مربوط به شبیه‌سازی‌های المان محدود است. با هدف حل این مشکل، چند نکته بطور همزمان در نظر گرفته شد. اول، برای اینکه المان‌های محیط غشاء بتوانند به راحتی در محیط مایع حرکت کنند، از روش اختیاری لاگرانژی-اولیری^۲ استفاده کرده‌ایم. برای کسب اطلاعات بیشتر در مورد این روش حل عددی می‌توانید به مرجع [۳۱ و ۳۲] مراجعه کنید. مشکل دیگر مربوط به ناحیه سد میکرو شیر در بایاس مستقیم و معکوس می‌باشد. هنگامی که میکرو شیر باز می‌شود (یعنی بایاس مستقیم) المان‌هایی بین سد و غشاء متولد می‌شوند و هنگامی که میکرو شیر بسته می‌شود، المان‌هایی بین سد و غشاء از بین خواهند رفت. به منظور حل این مشکل، بجای استفاده از یک سد جامد صلب، از یک محیط مایع با مقدار لزجت بسیار زیاد (یک میلیون بار بیشتر از لزجت

3 Mapped meshing

4 Free meshing

1 Navier-Stocks equations

2 Arbitrary Lagrangian-Eulerian

نتایج میکروپمپ را بررسی خواهیم کرد که هدف اصلی این مقاله رسیدن به نتایج این قسمت می‌باشد. در نهایت، در قسمت پنجم مقاله، نتایج بدست‌آمده در این مقاله را با نتایج دیگر محققین مقایسه خواهیم کرد.

۳-۲- روش شبیه‌سازی محفظه میکروپمپ

محفظه‌ی میکروپمپ مورد نظر با ابعاد مشخص شده در شکل ۱، مدل‌سازی و با استفاده از تحلیل برهم‌کنش سیال-جامد^۲ در فضای سه‌بعدی شبیه‌سازی شد. همانطور که در شکل ۱-د ملاحظه می‌گردد، ارتفاع محفظه در شبیه‌سازی‌ها برابر ۵۰۰ میکرومتر در نظر گرفته شد تا غشاء پمپ بتواند بدون مشکل و برخورد به کف کانال (یا به سقف محفظه) جابجایی لازم را داشته باشد. از آنجایی که جنس غشاء پمپ از ماده ایزوتروپیک است و ویژگی‌های ماده‌ی آن، در تمامی جهات یکسان می‌باشد، بنابراین تنها شبیه‌سازی یکی از فازهای مکش یا پمپاژ، مشخصه بیشینه جابجایی و حجم جابجایی را برای استفاده در معادله ۴ بدست خواهد داد. شرایط اولیه و مرزی برای شبیه‌سازی محفظه پمپ تقریباً مانند شبیه‌سازی قسمت میکرووشیرهاست. با این تفاوت که برای تحریک محفظه پمپ (شکل ۱-ب)، فشار تحریک روی غشاء پمپ را از مقدار صفر تا ۳۰۰۰ پاسکال با فواصل جاروب ۲۵۰ پاسکال، تغییر داده‌ایم. در نهایت، لازم بذکر است که برای این قسمت از شبیه‌سازی، میکروکانال‌های اطراف محفظه را شبیه‌سازی نکرده‌ایم زیرا همانطور که در ادامه خواهید دید، اثرات این میکروکانال‌ها در شبیه‌سازی قسمت میکرووشیرها در نظر گرفته شده است. مانند آنچه که در شبیه‌سازی میکرووشیر اشاره شد، در تحلیل محفظه‌ی پمپ نیز از الگوریتم اختیاری لاگرانژی-اویلری استفاده شده است. همچنین، از ترکیب روش دستی و خودکار برای مش‌بندی محفظه پمپ بهره برده‌ایم. این شبیه‌سازی با استفاده از حدود ۶۳۰ هزار درجه آزادی در فضای سه‌بعدی حل شده است که در قسمت چهارم مقاله به بررسی نتایج تحلیل آن خواهیم پرداخت.

۴- نتایج

پس از آنچه که در قسمت سوم مقاله (یعنی روش شبیه‌سازی) تشریح شد، در این قسمت ابتدا به بررسی نتایج عملکرد میکرووشیر (ورودی/خروجی) و سپس محفظه پمپاژ خواهیم پرداخت. در ادامه

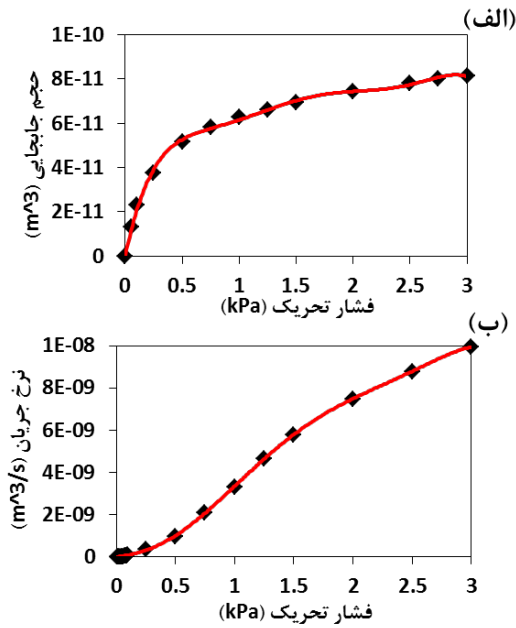
- 1 Displacement volume
- 2 Fluid-structure interaction

۴-۱- بررسی عملکرد میکرووشیر

ابتدا، تحلیل بایاس معکوس میکرووشیر را انجام می‌دهیم. همان‌طور که پیشتر توضیح داده شد، در این حالت فشار خروجی بصورت خطی از صفر تا فشار ۷ کیلوپاسکال افزایش پیدا کرد و مقدار بیشینه جابجایی غشاء میکرووشیر و نرخ جریان نشتی در آن اندازه‌گیری شد. شکل ۲-الف نمایی از جابجایی میکرووشیر در بایاس معکوس را نشان می‌دهد. چنانچه مشخص است غشاء کاملاً بر روی ناحیه سد قرار گرفته و اجازه عبور جریان مایع از سمت خروجی میکرووشیر به سمت ورودی را نمی‌دهد. شکل ۲-ب نمودار جابجایی غشاء میکرووشیر بر حسب فشار تحریک (از سمت خروجی) را نشان می‌دهد. زمانی که فشار خروجی برابر ۷ کیلو پاسکال است، حداکثر نشتی میکرووشیر از طریق ناحیه سد برابر $7/5 \text{ nL/h}$ اندازه‌گیری شد که مقدار بسیار کمی است. این موضوع نشان می‌دهد که ناحیه سد (که در اصل یک مایع با لزجت بسیار زیاد بود)، دارای نشتی بسیار ناچیزی است بطوری‌که عملاً می‌توان از نشتی میکرووشیرها در بایاس معکوس صرف‌نظر کرد.

پس از آن، با جابجا کردن ورودی و خروجی در محیط شبیه‌ساز، فشار ورودی را از صفر تا ۳ کیلوپاسکال افزایش داده‌ایم و اقدام به تحلیل بایاس مستقیم میکرووشیر کرده‌ایم. شکل ۲-ج نمایی از جابجایی غشاء و شکل ۲-د نمودار جابجایی غشاء را نسبت به فشار ورودی میکرووشیر، در بایاس مستقیم نشان می‌دهد. چنانچه مشخص است، مقدار بیشینه جابجایی غشاء میکرووشیر به ازای فشار 3 kPa برابر با ۶۳ میکرومتر بدست می‌آید.

همانطور که در قسمت سوم مقاله تشریح شد، باید نتایج حجم جابجایی و نرخ جریان عبوری از میکرووشیرها را به ازای فشار ورودی بدست آوریم تا بتوان از آن برای حل معادله اصلی میکروپمپ (رابطه ۴) استفاده کرد. شکل ۳-الف و ۳-ب نمودار حجم جابجایی و نرخ جریان عبوری از میکرووشیر، نسبت به فشار تحریک را نشان می‌دهند که از نظر واحدی استانداردسازی شده هستند. نقاط سیاه



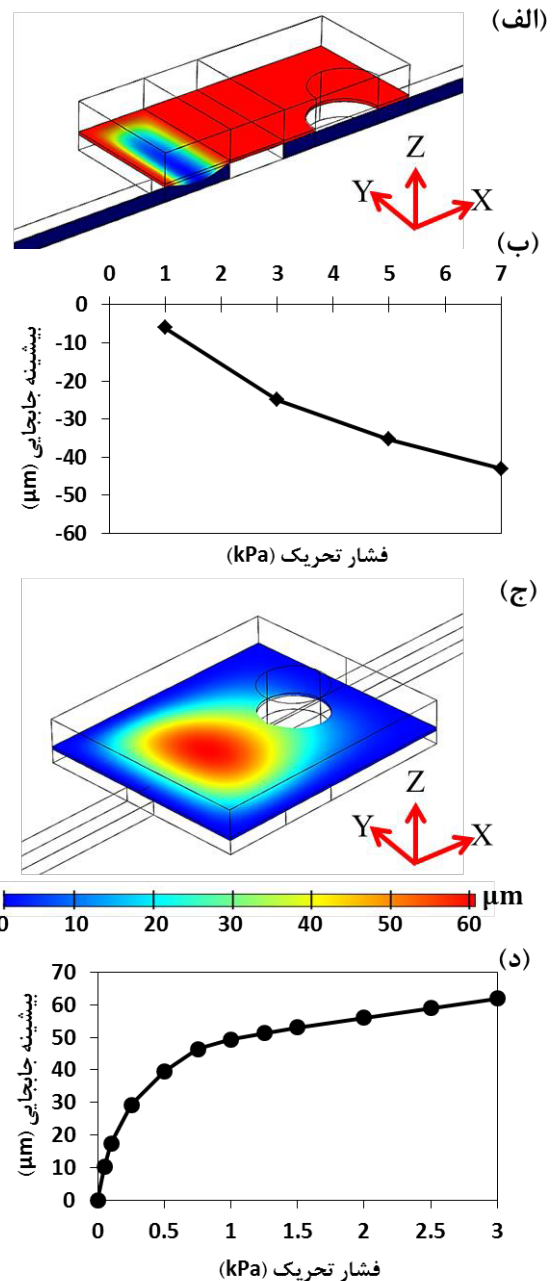
شکل ۳. تحلیل برهم کنش سیال جامد محفظه پمپ طراحی شده: (الف) نمودار حجم جابجایی غشاء میکرو شیر نسبت به فشار تحریک، (ب) نمودار نرخ جریان ایجاد شده در میکرو شیر نسبت به فشار تحریک. توجه: خط قرمز، نمودار برازش منحنی مرتبه ۶ می باشد.

Fig 3. Fluid-structure interaction analysis: a) volume displacement of the microvalve versus actuation pressure, b) flow rate of microvalve versus actuation pressure. – Red line, shows polynomial curve fitting

نشان داده شده در این شکل از تحلیل برهم کنش سیال جامد بدست آمده است. این نتایج پس از استخراج از کامسول و با استفاده از برازش چند جمله ای مرتبه ۶ (با درجه تطبیق ۰.۹۸٪) به معادله مشخصه تبدیل شده اند تا بتوان از آن در حل معادله ۴ استفاده کرد. نتیجه این برازش بصورت خط چین قرمز رنگ در شکل ۳ نشان داده است. چنانچه در شکل ۳-ب مشخص است در فشارهای کم، میکرو شیر پس از عبور از یک مقدار آستانه باز شده و بعد از آن جریان بصورت تقریباً خطی افزایش می یابد. از نقطه نظر معادل سازی با مدارهای الکترونیکی، این نمودار همان رفتاری است که در منحنی جریان -ولتاژ یک دیود (در مدارات الکترونیکی) دیده می شود. این موضوع نشان می دهد که میکرو شیر یک طرفه عملاً همان نقش دیود یکسوساز را دارد.

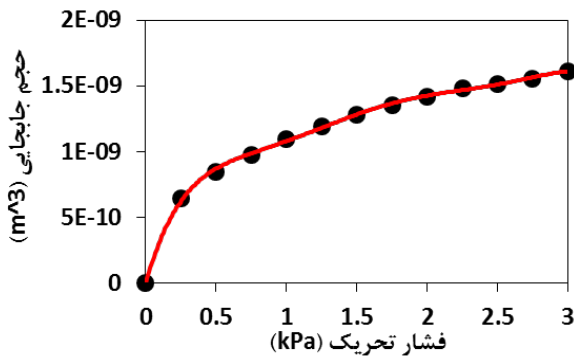
۴-۲- بررسی عملکرد محفظه

شکل ۴ نمودار جابجایی محفظه پمپ را نشان می دهد. لازم



شکل ۲. تحلیل برهم کنش سیال جامد میکرو شیر طراحی شده: (الف) نمای بیشینه جابجایی غشاء میکرو شیر در بایاس معکوس به ازای تحریک ۷ کیلو پاسکال، (ب) نمودار حجم بیشینه جابجایی غشاء میکرو شیر در بایاس معکوس، (ج) نمای بیشینه جابجایی غشاء میکرو شیر در بایاس مستقیم به ازای فشار تحریک ۳ کیلو پاسکال، (د) نمودار بیشینه جابجایی غشاء میکرو شیر در بایاس مستقیم

Fig. 2. Fluid-structure interaction of the designed valve: a) Displacement contour of valve's membrane in reverse mode, b) volume displacement of valve in reverse mode, c) Displacement contour of valve's membrane in forward mode. d) Maximum displacement plot of valve's membrane in forward mode

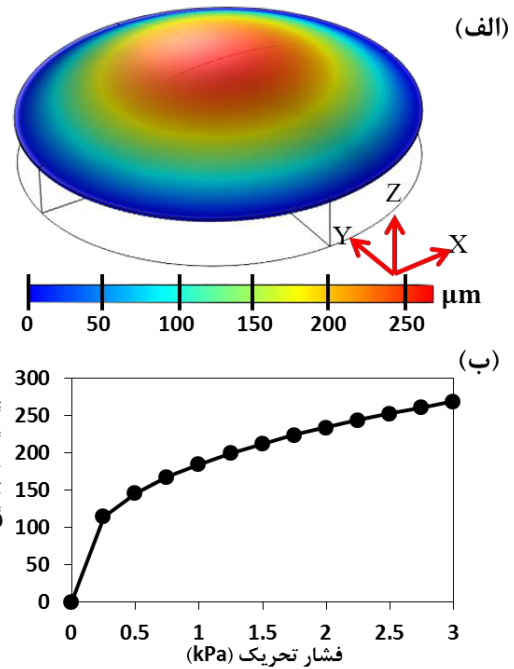


شکل ۵. نمودار حجم جابجایی غشاء محفظه میکروپمپ نسبت به فشار تحریک. توجه: خط قرمز نمودار برازش منحنی مرتبه ۶ می‌باشد.

Fig. 5. Volume displacement of pumping chamber versus actuation pressure - Red line, shows polynomial curve fitting.

همانطور که در قسمت دوم مقاله تشریح شد، با جایگذاری معادلات استخراج شده از شبیه‌سازی برهم‌کنش سیال-جامد میکروشیبر (ورودی/خروجی) و محفظه پمپ در معادله اصلی میکروپمپ (معادله ۴)، فشار لحظه‌ای میکروپمپ موردنظر در حوزه زمان بدست می‌آید. یادآور می‌شویم که بدست آوردن فشار داخل محفظه ما را قادر می‌سازد تا نرخ جریان میکروپمپ، حجم پمپاژ، اثرات فشارمعکوس، اثرات فشار و فرکانس تحریک را بر روی میکروپمپ بررسی نماییم.

شکل ۶-الف، پاسخ ماندگار توزیع فشار داخل محفظه پمپ را در حوزه زمان نشان می‌دهد. با توجه به شکل ۶-الف، فشار تحریک میکروپمپ برابر $P_{act} = 1500 \sin(2\pi \cdot 5t)$ پاسکال و فرکانس ۵ هرتز) که از طریق درگاه تحریک (نشان داده شده در شکل ۱) به غشاء محفظه پمپ اعمال شده، بصورت یک خط توپُر نشان داده شده است. پاسخ مورد نظر که فشار داخل محفظه میکروپمپ است و از حل معادله ۴ بدست آمده، بصورت نقطه چین نمایش داده شده است. چنانچه ملاحظه می‌گردد، فشار داخل محفظه در سمت قله به حدود ۱۴۰۰ پاسکال می‌رسد. عملکرد میکروشیبرهای ورودی و خروجی در شکل ۶-ب مشاهده می‌گردد. با مشاهده این شکل مشخص است که میکروپمپ ابتدا (یعنی در زمان بین صفر تا ۰/۱ ثانیه) در فاز مکش قرار داشته، در نتیجه میکروشیبر ورودی باز شده (خط توپُر شکل ۶-ب) و نرخ جریانش افزایش یافته است. این درحالی است که، میکروشیبر خروجی (نمودار نقطه چین شکل ۶-ب) بسته است. به عبارت دیگر، این نمودار (یعنی خط توپُر)، همان نمودار فاز مکش میکروپمپ را نشان می‌دهد.

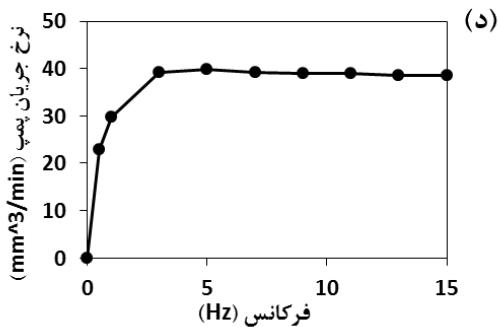
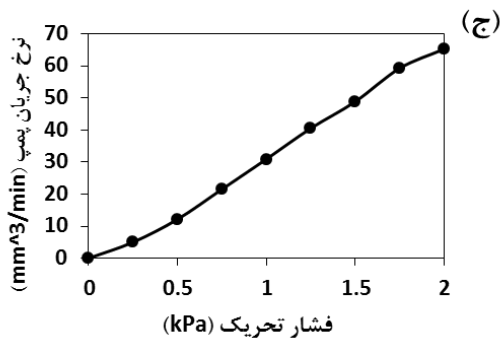
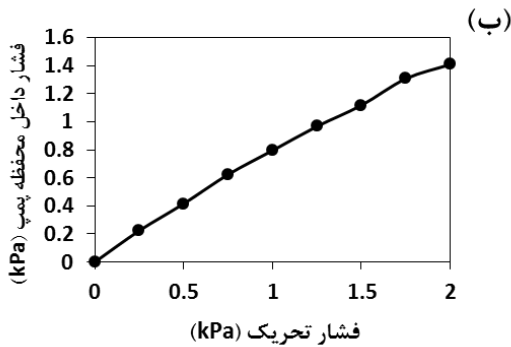
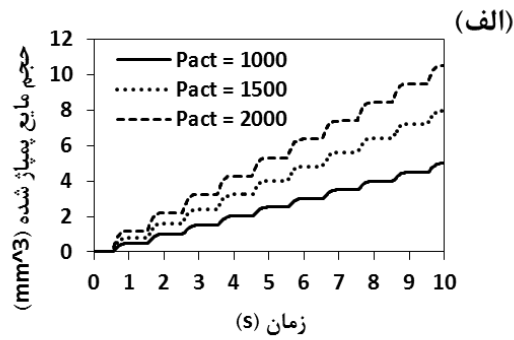


شکل ۴. تحلیل برهم‌کنش سیال جامد محفظه پمپ طراحی شده؛ (الف) نمای پیشینه جابجایی غشاء محفظه‌ی پمپ نسبت به فشار تحریک، (ب) نمودار پیشینه جابجایی ایجاد شده نسبت به فشار تحریک.

Fig. 4. Fluid-structure interaction analysis: a) Displacement contour of pumping chamber, b) displacement plot of pumping chamber.

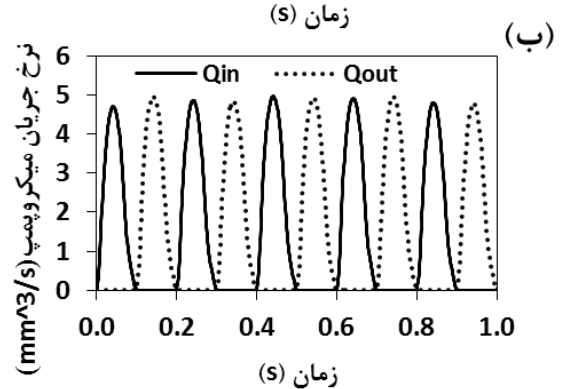
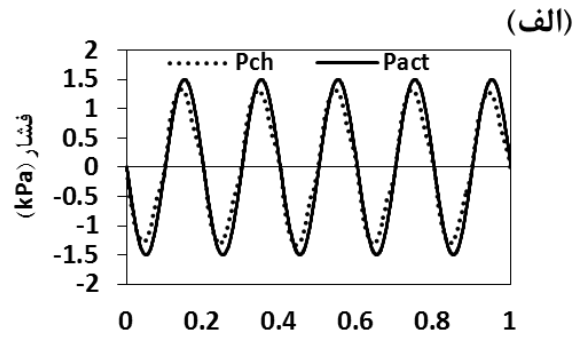
بذکر است، چون کانال‌های بین میکروشیبرها و محفظه در قسمت قبل همراه با میکروشیبرها شبیه‌سازی شده است، در این قسمت تنها به شبیه‌سازی محفظه پرداخته شده است. پس اثر میکروکانال‌های بین میکروشیبرها و محفظه بصورت خودکار در شبیه‌سازی‌ها وارد شده است. همانطور که در شکل ۴ نشان داده شده است، چنانچه فشار تحریک محفظه از مقدار صفر تا ۳ کیلو پاسکال افزایش یابد، غشاء محفظه‌ی پمپ تا حدود $270 \mu\text{m}$ جابجا می‌شود. مقدار حجم جابجایی محفظه در شکل ۵ نمایش داده شده است. نقاط سیاه نشان داده شده در این شکل از تحلیل برهم‌کنش سیال جامد بدست آمده است. این نتایج پس از استخراج از کامسول و با استفاده از برازش چندجمله‌ای مرتبه ۶ (با درجه تطبیق ۹۹٪) به معادله مشخصه تبدیل شده است تا بتوان از آن در حل معادله ۴ استفاده کرد. نتیجه این برازش بصورت خط چین قرمز رنگ در شکل ۵ نشان داده شده است.

۳-۴- بررسی عملکرد میکروپمپ



شکل ۷. الف) حجم مایع پمپاژ شده به عنوان تابعی از زمان به ازای فشارهای تحریک مختلف، ب) نمودار فشار محفظه نسبت به فشارهای مختلف تحریک، ج) نرخ جریان عبوری از میکروپمپ نسبت به فشارهای مختلف تحریک - فرکانس تحریک برای نمودارهای الف، ب و ج برابر ۱ هرتز می باشد و فشار معکوس روی ریزپمپ برابر صفر در نظر گرفته شده است. د) نمودار نرخ جریان پمپ نسبت به فرکانس تحریک به ازای فشار تحریک ۱ کیلوپاسکال.

Fig 7. a) Time domain pumped liquid with respect to different actuation pressures, b) Pressure inside pumping chamber at different actuation pressure, c) flow rate of micropump with respect to different actuation pressure, d) micropump flow rate versus different actuation frequencies



شکل ۶. فشار و نرخ جریان میکروپمپ نسبت به زمان، هنگامی که فرکانس برابر ۵ هرتز است و فشار معکوس برابر صفر در نظر گرفته شده است؛ الف) نمودار فشار تحریک و فشار حاصل از آن در داخل محفظه، ب) نمودار نرخ جریان میکروپمپ در فاز مکش و فاز پمپاژ.

Fig 6. Time-domain pumping chamber pressure and flow rate while actuation pressure is 5Hz and zero head pressure: a) Actuation and chamber pressure plot, b) Micro-pump flow rate in suction and pumping phases

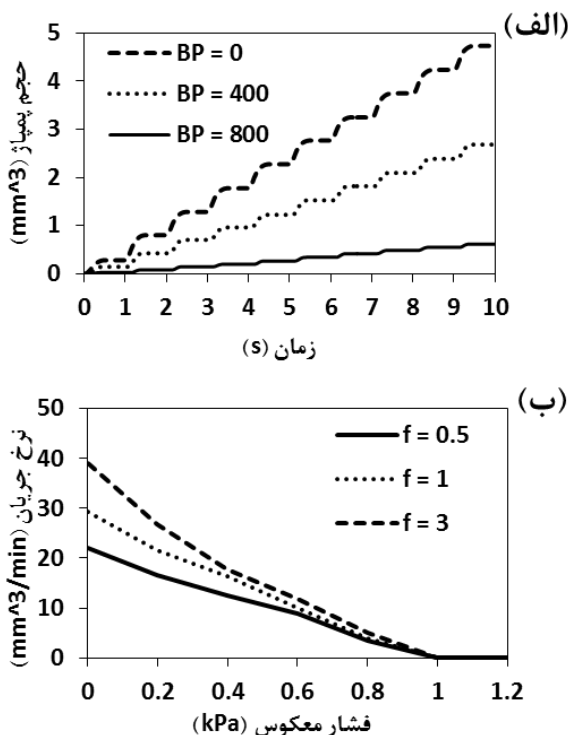
ولی، هنگامیکه یک فشار مثبت بر روی غشاء میکروپمپ قرار می‌گیرد (در زمان بین ۰/۱ تا ۰/۲ ثانیه)، میکروپمپ وارد فاز پمپاژ شده در نتیجه باعث بسته شدن شیر ورودی شده و شیر خروجی را باز می‌کند که این موضوع موجب افزایش نرخ جریان شیر خروجی می‌گردد. به عبارت دیگر، این نمودار (نمودار نقطه چین) همان نمودار فاز پمپاژ میکروپمپ است.

در ادامه، عملکرد میکروپمپ نسبت به فشارهای تحریک مختلف مورد ارزیابی قرار گرفته است. شکل ۷-الف حجم سیال پمپاژ شده در حوزه زمان به ازای فشارهای تحریک ۱۰۰۰، ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ پاسکال در زمانی که فرکانس تحریک برابر ۱ Hz بوده، مورد مطالعه قرار داده است. کاملاً مشخص است که در هر ثانیه که پمپ یک بار در فاز پمپاژ قرار می‌گیرد، مقداری از حجم سیال را از سمت ورودی به سمت خروجی پمپاژ می‌کند. با توجه به این نمودار، به ازای تحریک ۱۰۰۰، ۱۵۰۰ و ۲۰۰۰ پاسکال، نرخ جریان میکروپمپ به

طراحی شده، به مطالعه این موضوع پرداخته شده است (شکل ۸). نمودار حجم پمپاژ شده نسبت به زمان، به ازای فشارهای معکوس مختلف در شکل ۸-الف قابل ملاحظه است. در این تحلیل، دامنه و فرکانس تحریک میکروپمپ به ترتیب برابر ۱ kPa و ۱ Hz در نظر گرفته شد. همانطور که ملاحظه می‌کنید، زمانی که فشار معکوس از مقدار صفر پاسکال به مقدار ۴۰۰ Pa و سپس ۸۰۰ Pa افزایش می‌یابد، میزان حجم پمپاژ مایع از ورودی به خروجی به شدت کاهش پیدا می‌کند. مقایسه شکل ۸-الف و ۷-الف (به ازای تحریک ۱ kPa) یک چیز را تأیید می‌کند و آن این است که افزایش فشار معکوس (یعنی فشار در خروجی میکروپمپ)، نرخ جریان پمپاژ شده را به صورت خطی کاهش می‌دهد. این موضوع در شکل ۸-ب بسیار بهتر نمایش داده شده است. همانطور که در شکل ۸ نشان داده شده است، زمانی که فرکانس و فشار تحریک برابر ۱ Hz و ۱ kPa است، با افزایش فشار معکوس، نرخ جریان پمپاژ شده بصورت خطی کاهش یافته است. همچنین، نرخ پمپاژ به ازای فرکانس‌های ۰/۵ و

ترتیب برابر با ۳۰، ۴۸ و $65 \text{ mm}^3 / \text{min}$ می‌باشد که مقداری رایج در میکروپمپ‌های آزمایشگاه روی تراشه^۱ است. شکل ۷-ب، نسبت فشار تحریک به فشار داخل محفظه‌ی پمپ را نشان می‌دهد. در واقع قصد ما از نمایش این شکل، این است که نشان دهیم بیشینه فشار داخل محفظه‌ی میکروپمپ همیشه کمتر از فشار تحریکی است که از طریق درگاه تحریک به میکروپمپ اعمال می‌شود. یعنی به ازای فشار تحریک ۲ kPa فشار داخل محفظه حداکثر برابر $1/4 \text{ kPa}$ می‌شود و بقیه فشار تحریک صرف غلبه بر خاصیت الاستیسیته‌ی غشاء میکروپمپ شده است. شکل ۷-ج رابطه نرخ جریان پمپاژ شده را نسبت فشار تحریک میکروپمپ (زمانی که فرکانس تحریک برابر ۱ Hz است) نمایش داده است. همانطور که مشاهده می‌کنید، با افزایش فشار تحریک، نرخ جریان میکروپمپ بصورت خطی افزایش می‌یابد، طوری که در بیشترین حالت ممکن به ازای فشار ۲ kPa به مقدار $65 \text{ mm}^3 / \text{min}$ می‌رسد. چنانچه می‌دانیم، می‌توان با افزایش فرکانس تحریک میکروپمپ نرخ جریان را افزایش داد. در شکل ۷-د فرکانس تحریک از مقدار ۰/۵ تا ۲۰ هرتز به ازای فشار تحریک ۱۰۰۰ پاسکال تغییر یافته است. پیشتر در شکل ۷-الف نیز اشاره شد که در فرکانس ۱ هرتز به ازای تحریک ۱۰۰۰ پاسکال نرخ جریان میکروپمپ برابر $30 \text{ mm}^3 / \text{min}$ خواهد شد که در شکل ۷-د نیز این موضوع به وضوح مشخص است. اما، اگر فرکانس را از ۱ به ۳ هرتز افزایش دهیم، نرخ جریان از مقدار ۳۰ به مقدار $40 \text{ mm}^3 / \text{min}$ افزایش می‌یابد ولی پس از آن به مرور شروع به کاهش می‌کند که یک امر کاملاً طبیعی است زیرا در فرکانس‌های بالاتر غشاء محفظه فرصت لازم را برای عمل پمپاژ ندارد و سریعاً فاز میکروپمپ از حالت پمپاژ به حالت مکش تغییر می‌کند.

چنانچه در قسمت مقدمه مقاله نیز اشاره شد، پس از فشار محفظه و نرخ جریان میکروپمپ در فشارها و فرکانس‌های تحریک مختلف، یکی دیگر از معیارهای عملکرد یک میکروپمپ، نرخ جریان پمپاژ شده به ازای فشارهای معکوس مختلف (که در خروجی میکروپمپ قرار دارد) است. تاکنون، در تمامی بررسی‌ها فشار خروجی میکروپمپ را برابر فشار اتمسفر در نظر گرفته بودیم. اما لازم است بررسی شود که اگر این فشار بیشتر از فشار اتمسفر باشد میکروپمپ چه رفتاری از خود نشان می‌دهد. در ادامه‌ی بررسی ویژگی‌های میکروپمپ



شکل ۸. الف) نمودار حجم مایع پمپاژ شده نسبت به زمان به ازای فشارهای معکوس مختلف. ب) نرخ جریان میکروپمپ نسبت به فشار معکوس به ازای فرکانس‌های مختلف تحریک.

Fig 8. A) Volume of pumped liquid versus time at different backpressures, B) flow rate of micropump versus backpressure at different actuation frequencies

۶، نتایج حاصل را به معادله تبدیل کرده‌ایم تا برای حل معادله اصلی میکروپمپ مورد استفاده قرار بگیرد. این در حالی است که در گذشته با معادله درجه ۱ [۲۰] یا درجه ۲ [۲۱] معادلات میکروشیپها استخراج شده‌اند که برای میکروشیپ تشریح و شبیه‌سازی شده در این مقاله، قابل اعمال نیستند. در نهایت، پاسخ فشار داخل محفظه میکروپمپ با تحریک پنوماتیکی (فشار هوا) در حوزه زمان بررسی شد و به کمک آن تأثیر دامنه و فرکانس تحریک را به همراه اثرات فشار معکوس بر نرخ جریان مورد مطالعه قرار گرفت و نتایج آن در بخش چهارم ارائه گردید. در ادامه، مقایسه‌ای بین میکروپمپ ارائه شده در این مقاله با میکروپمپ‌های دیگر مراجع انجام شده که در جدول ۱ نشان داده شده است. لازم به ذکر است که مقاله‌ی حاضر فقط شبیه‌سازی المان محدود است درحالی‌که میکروپمپ‌های دیگر مراجع ساخت بوده‌اند. الهالوهولی و همکاران [۱۷] یک میکروپمپ پنوماتیکی با غشایی به قطر ۴ mm با استفاده از دو میکروشیپ کانتیلور را بر روی ماده PDMS ساخته است. عمق میکروکانال‌های این میکروپمپ برابر با ۱۰۰ μm است درحالی‌که پهنای میکروکانال‌ها حدوداً ۳۵۰ μm است. این میکروپمپ با فشار و فرکانس تحریک ۱۰ kPa و ۳ Hz توانایی پمپاژ ۲۰۰ mm³/min را دارد و نمودار نرخ جریان آن مانند شکل ۷-د است. این میکروپمپ با نموداری مانند شکل ۸-ب توانایی پمپاژ تا فشار معکوس حدود ۶ kPa را دارد. حجم مایع پمپاژ شده توسط میکروپمپ این مرجع برابر ۳ mm³/min است و نموداری مانند شکل ۷-الف دارد. ایراد مهم این میکروپمپ وجود نشتی میکروشیپ‌های آن است که باعث می‌شود در هر سیکل، مقداری از مایع به سمت ورودی برگردد و به همین علت حجم پمپاژ کمی دارد. کاملاً مشخص است که اگر فشار تحریک میکروپمپ ارائه شده در مقاله حاضر را بیشتر کنیم، قابلیت رقابت با میکروپمپ ارائه شده

۳ Hz نیز بررسی شده است که در شکل ۸-ب قابل مشاهده است. در این شکل، فشار تحریک برابر ۱ kPa می‌باشد و ملاحظه می‌گردد که زمانیکه فشار خروجی برابر فشار اتمسفر است، نرخ جریان ایجاد شده با تحریک ۳ Hz بیشتر از ۱ و ۰/۵ هرتز است. ولی، زمانیکه فشار معکوس افزایش می‌یابد، نه تنها نرخ جریان پمپاژ بصورت خطی کاهش می‌یابد (البته با شیب‌های متفاوت)، بلکه اثر فرکانس تحریک نیز در فشارهای معکوس بالا از بین می‌رود. در واقع در این حالت، فشار تحریک باید علاوه بر نیروی الاستیسیته موجود در غشاء و اثرات نیروهای مقاومتی ایجاد شده در اثر لزجت سیال، حالا باید بر فشار خروجی نیز که بیشتر از فشار ورودی است غلبه کند. بنابراین با افزایش فشار معکوس، توانایی میکروپمپ برای پمپاژ مایع کاهش می‌یابد که یک امر کاملاً طبیعی است و شبیه‌سازی این مقاله به درستی این موضوع را نشان می‌دهد.

۵- مقایسه و نتیجه‌گیری

در این مقاله، ما با الهام از روش ارائه شده توسط زنگرله و ریشر [۱۲]، به تجزیه و تحلیل عددی یک میکروپمپ مکانیکی پرداختیم که بطور همزمان دارای چندین نوآوری است. نخستین نوآوری، مربوط به شبیه‌سازی میکروپمپ مکانیکی با استفاده از میکروشیپ‌های غشایی می‌شود. دوم، در این مطالعه ما با استفاده از شبیه‌سازی برهم‌کنش سیال-جامد در فضای سه‌بعدی، مشخصات میکروشیپ‌های غشایی و محفظه پمپاژ را استخراج کردیم درحالی‌که طبق مطالعات نویسندگان مقاله حاضر به علت محدودیت‌های سخت‌افزاری و نرم‌افزاری تاکنون با استفاده از مدل‌های ساده‌سازی شده‌ی دوبعدی این کار انجام شده است [۲۱]. سوم، با توجه به اینکه پاسخ میکروشیپ‌های غشایی بصورت غیرخطی است ما با استفاده از برازش چندجمله‌ای مرتبه‌ی

جدول ۱. مقایسه نتایج میکروپمپ شبیه‌سازی شده با دیگر مراجع

Table 1. Comparison of simulated micropump with other references

مرجع	نوع تحریک	دامنه و فرکانس تحریک	ابعاد محفظه mm	شکل محفظه	نرخ جریان mm ³ /min	فشار معکوس kPa	حجم پمپاژ mm ³
این مقاله	فشار هوا	۲ Kpa / ۳ Hz	۴	دایره ای	۶۵	۱٫۸	۱
[۱۷]	فشار هوا	۱۰ kPa / ۳ Hz	۴	دایره ای	۲۰۰	۶	۳
[۳۴]	فشار هوا	۶۸٫۹ kPa / ۲۶ Hz	۷٫۵ × ۲٫۵	مستطیلی	۴۸۸	---	---
[۳۳]	پیزوالکتریک	۱۰۰ v / ۳ Hz	---	---	۴۱٫۶	---	۰٫۲
[۱۳]	پیزوالکتریک	۵۰ v / ۱۰۰ Hz	---	مستطیلی	۷۰۰۰۰	۵٫۱	---

نتیجه‌گیری کرد که روش شبیه‌سازی ارائه‌شده در این مقاله می‌تواند به طراحان کمک کند تا پیش از ساخت یک میکروپمپ، حدود نتایج حاصل از عملکرد میکروپمپ را بدست آورند و رفتار میکروپمپ و قابلیت‌های آن را پیش‌بینی کنند.

مراجع

- [1] A.K. Au, H. Lai, B.R. Utela, A. Folch, Microvalves and micropumps for BioMEMS, *Micromachines*, 2(2) (2011) 179-220.
- [2] Y.-N. Wang, L.-M. Fu, Micropumps and biomedical applications—A review, *Microelectronic Engineering*, 195 (2018) 121-138.
- [3] P.K. Das, A.T. Hasan, Mechanical micropumps and their applications: A review, in: *AIP Conference Proceedings*, AIP Publishing, 2017, pp. 020110.
- [4] D. Fernandes, Y. Suh, Numerical simulation and design optimization of an electrohydrodynamic pump for dielectric liquids, *International Journal of Heat and Fluid Flow*, 57 (2016) 1-10.
- [5] M. Mehdipour, R.H. Vafaie, A. Pourmand, E. Poorreza, H.B. Ghavifekr, A novel four phase AC electroosmotic micropump for lab-on-a-chip applications, in: *2012 8th International Symposium on Mechatronics and its Applications*, IEEE, 2012, pp. 1-6.
- [6] A. Alipour, M. Korayem, D. Younesian, Design and simulation of a magnetohydrodynamic micro-pump to provide time varying tensile force for vibration suppression in viscoelastic micro-beams, *Journal of Mechanical Science and Technology*, 33(5) (2019) 2149-2159.
- [7] R. Rimsa, Surface acoustic wave microfluidic pumps for on-chip diagnostics, University of Leeds, 2018.
- [8] V.L. Le, N.C. Nguyen, N.A. Nguyen, T.T. Bui, V.T. Dau, D.T. Chu, A valveless micropump based on additive fabrication technology, (2017).
- [9] T. Wang, J. He, J. Wang, L. Lv, Q. Li, W. Luo, C. Wu, Y. Shuai, W. Zhang, Numerical and Experimental Study of Valve-Less Micropump Using Dynamic Multiphysics Model, in: *2018 IEEE 13th Annual International*

توسط الهالهلوی و همکاران [۱۷] را دارد. شکل‌های نتایج بدست‌آمده در این مقاله شباهت بسیاری به نتایج ارائه‌شده توسط الهالهلوی و همکاران [۱۷] دارد که این موضوع نشان از صحت و معقول بودن نتایج مقاله حاضر و روش شبیه‌سازی ارائه‌شده در این مقاله است. میکروپمپ مکانیکی ارائه‌شده توسط تین بوی و همکاران [۳۳]، از یک محفظه مستطیلی شکل با ابعاد $2/5 \text{ mm}$ در $7/5 \text{ mm}$ تشکیل شده که از دو میکروشیپر فعال نوع کانتیلور استفاده کرده و بر روی ماده PDMS ساخته شده است. این میکروپمپ که با فشار هوا تحریک می‌شود به ازای فشار و فرکانس تحریک $68/9 \text{ kPa}$ و 6 Hz می‌تواند $488 \text{ mm}^3 / \text{min}$ را پمپاژ کند. متأسفانه تحلیلی از فشار معکوس در این مقاله انجام نشده است و تمرکز این مرجع بر ارائه یک روش حل عددی برای شبیه‌سازی میکروپمپ با محفظه مستطیلی و میکروشیپرهای فعال بوده است. میکروپمپ ارائه‌شده توسط فیلون و همکاران [۳۴] که برای تزریق انسولین کاربرد دارد، بر روی ویفر سیلیکونی ساخته شده و با تحریک پیزوالکتریک کار می‌کند. این میکروپمپ در فرکانس حدود 3 Hz و ولتاژ تحریک 100 V توانایی پمپاژ نرخ جریان $41/6 \text{ mm}^3 / \text{min}$ و حجم پمپاژ $0/2 \text{ mm}^3$ را بصورت یکنواخت دارد. متأسفانه اطلاعاتی در مورد ابعاد یا شکل هندسی محفظه در این مرجع ارائه نشده است. در نهایت نتایج میکروپمپ ارائه‌شده توسط کی ما و همکاران [۱۳] را بررسی می‌کنیم که یک میکروپمپ مکانیکی از جنس PDMS می‌باشد. این میکروپمپ با تحریک پیزوالکتریک کار می‌کند. غشاء میکروپمپ بصورت مربعی است ولی ابعاد آن مشخص نشده و بجای آن ابعاد کل میکروپمپ داده شده است که برابر با 28 mm در 5 mm می‌باشد. این درحالیست که ابعاد کل میکروپمپ ارائه شده توسط نویسندگان مقاله حاضر (شکل ۱) برابر $18/2 \text{ mm}$ در 4 mm است. این میکروپمپ به ازای ولتاژ تحریک 50 V سینوسی و فرکانس 100 Hz توانایی پمپاژ $70000 \text{ mm}^3 / \text{min}$ را دارد که مقدار بسیار زیادی است و علت آن اصولاً بزرگ بودن محفظه پمپاژ این میکروپمپ و ابعاد میکروکانال‌های آن است. این میکروپمپ حداکثر می‌تواند بر فشار معکوس $5/1 \text{ kPa}$ غلبه کند.

در نهایت باید اضافه کرد که از مقایسه‌ی نتایج حاصل از این مقاله با مراجع دیگر می‌توان ملاحظه کرد که اعداد بدست‌آمده و شکل نمودارهای حاصل از شبیه‌سازی‌ها کاملاً منطقی هستند و می‌توان

- optimization and simulation on microelectromagnetic pump, *Sensors and Actuators A: Physical*, 83(1-3) (2000) 200-207.
- [21] S. Khalilian, S.S. Park, T. Freiheit, Low Cost Micro-Pump Valve Design, in: *ASME 2012 International Design Engineering Technical Conferences and Computers and Information in Engineering Conference*, American Society of Mechanical Engineers Digital Collection, 2012, pp. 151-159.
- [22] S. Fournier, E. Chappel, Modeling of a piezoelectric MEMS micropump dedicated to insulin delivery and experimental validation using integrated pressure sensors: Application to partial occlusion management, *Journal of Sensors*, 2017 (2017).
- [23] A. Pourmand, S.A. Mousavi Shaegh, H. Badri, E. Najafi Aghdam, Implementation and Characterization of a Quake Microvalve Using Thermoplastic Materials for Lab on a Chip Applications, *TABRIZ JOURNAL OF ELECTRICAL ENGINEERING*, 48(3) (2018) 1047-1058.
- [24] B. Mosadegh, C.-H. Kuo, Y.-C. Tung, Y.-s. Torisawa, T. Bersano-Begey, H. Tavana, S. Takayama, Integrated elastomeric components for autonomous regulation of sequential and oscillatory flow switching in microfluidic devices, *Nature physics*, 6(6) (2010) 433.
- [25] J.H. Kim, K.T. Lau, R. Shepherd, Y. Wu, G. Wallace, D. Diamond, Performance characteristics of a polypyrrole modified polydimethylsiloxane (PDMS) membrane based microfluidic pump, *Sensors and Actuators A: Physical*, 148(1) (2008) 239-244.
- [26] C. AG, in, *Covestro AG*, 2019.
- [27] Z. Lai, B. Karney, S. Yang, D. Wu, F. Zhang, Transient performance of a dual disc check valve during the opening period, *Annals of Nuclear Energy*, 101 (2017) 15-22.
- [28] N.-T. Nguyen, S.T. Wereley, S.A.M. Shaegh, *Fundamentals and applications of microfluidics*, Artech house, 2019.
- [29] F.-K. Benra, H.J. Dohmen, J. Pei, S. Schuster, B. Wan, A comparison of one-way and two-way coupling methods for numerical analysis of fluid-structure interactions, *Conference on Nano/Micro Engineered and Molecular Systems (NEMS)*, IEEE, 2018, pp. 300-303.
- [10] S.A.F. Farshchi Yazdi, A. Corigliano, R. Ardito, 3-D Design and Simulation of a Piezoelectric Micropump, *Micromachines*, 10(4) (2019) 259.
- [11] J. Kang, G.W. Auner, Simulation and verification of a piezoelectrically actuated diaphragm for check valve micropump design, *Sensors and Actuators A: Physical*, 167(2) (2011) 512-516.
- [12] R. Zengerle, M. Richter, Simulation of microfluid systems, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 4(4) (1994) 192.
- [13] H.-K. Ma, B.-R. Hou, H. Wu, C.-Y. Lin, J.-J. Gao, M.-C. Kou, Development and application of a diaphragm micro-pump with piezoelectric device, *Microsystem Technologies*, 14(7) (2008) 1001-1007.
- [14] J. Ni, B. Wang, S. Chang, Q. Lin, An integrated planar magnetic micropump, *Microelectronic engineering*, 117 (2014) 35-40.
- [15] K.W. Oh, C.H. Ahn, A review of microvalves, *Journal of micromechanics and microengineering*, 16(5) (2006) R13.
- [16] J. Kang, J.V. Mantese, G.W. Auner, A self-priming, high performance, check valve diaphragm micropump made from SOI wafers, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 18(12) (2008) 125021.
- [17] A.a.T. Al-Halhouli, S. Demming, A. Dietzel, S. Büttgenbach, Design, fabrication, and characterization of a continuous flow micropump system, *Journal of Thermal Science and Engineering Applications*, 8(2) (2016).
- [18] A. Pourmand, S.A.M. Shaegh, H.B. Ghavifekr, E.N. Aghdam, M.R. Dokmeci, A. Khademhosseini, Y.S. Zhang, Fabrication of whole-thermoplastic normally closed microvalve, micro check valve, and micropump, *Sensors and Actuators B: Chemical*, 262 (2018) 625-636.
- [19] T. Bourouina, J.-P. Grandchamp, Modeling micropumps with electrical equivalent networks, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 6(4) (1996) 398.
- [20] Q. Gong, Z. Zhou, Y. Yang, X. Wang, Design,

- [33] G.T. Bui, J.-H. Wang, -L. Lin Jr, Optimization of Micropump Performance Utilizing a Single Membrane with an Active Check Valve, *Micromachines*, 9(1) (2018) 1.
- [34] D. Dumont-Fillon, H. Tahriou, C. Conan, E. Chappel, Insulin micropump with embedded pressure sensors for failure detection and delivery of accurate monitoring, *Micromachines*, 5(4) (2014) 1161-1172.
- Journal of applied mathematics, 2011 (2011).
- [30] H. Bruus, *Theoretical microfluidics*, Oxford university press Oxford, 2008.
- [31] C. Hirt, A. Amsden, J. Cook, An arbitrary Lagrangian–Eulerian computing method for all flow speeds, *Journal of computational physics*, 135(2) (1997) 203-216.
- [32] Jean Donea, Antonio Huerta, J.-Ph. Ponthot, A. Rodríguez-Ferran, Arbitrary Lagrangian–Eulerian Methods, in: *Encyclopedia of Computational Mechanics*, 2004.

برای ارجاع به این مقاله از عبارت زیر استفاده کنید:

J. Mazloum, A. Shamsi , *Numerical analysis of mechanical micropump using membrane-based check-valves for microfluidic applications*, *Amirkabir J. Mech. Eng.*, 53(Special Issue 5)(2021) 3171-3186.

DOI: [10.22060/mej.2020.18017.6711](https://doi.org/10.22060/mej.2020.18017.6711)

