

ORIGINAL ARTICLE

Modeling and Simulation of Valveless Micropumps for Microfluidic Applications

Elnaz Poorreza¹, Noushin Dadashzadeh Gargari^{2*}

1 Ph.D. Faculty of Electrical Engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran.

2 Assistant Professor, Department of Electrical Engineering Aras Branch, Islamic Azad University, Jolfa, Iran.

Correspondence

Noushin Dadashzadeh Gargari

Email: noushindadashzadeh@yahoo.com

How to cite

Poorreza, E. Dadashzadeh Gargari, N. (2026). Modeling and Simulation of Valveless Micropumps for Microfluidic Applications, Optoelectronic, 8(2), 85-94.

ABSTRACT

Valveless micropumps play a crucial role as essential components in microfluidic analysis systems and lab-on-a-chip technology.

These pumps, utilizing specific mechanisms, can transfer fluids at the microscale with minimal risk of blockage and damage to biological materials. In this research, the performance of a valveless micropump under laminar flow conditions (low Reynolds numbers) has been numerically simulated. The objective of this simulation was to investigate the impact of flap height and angle on pump efficiency and to gain a better understanding of its operational mechanism. The effects of increasing the main channel height and fluid viscosity on the pump parameters have been demonstrated. The results indicate that increasing the flap height and angle leads to an increase in the volume of fluid pumped from left to right over time. This study focuses on a comparative and analytical analysis of the pump components. By utilizing the fluid-structure interaction relationship, it has become possible to analyze the fluid flow and the resulting structural deformations.

KEYWORDS

Valveless Micropump, Microfluidic Analysis Systems, Low Reynolds Numbers, Pump Efficiency.

فصلنامه علمی

اپتوالکترونیک

«مقاله پژوهشی»

مدل سازی و شبیه سازی میکروپمپ بدون دریچه برای کاربردهای میکروسیالی

الناز پوررضا، نوشین داداش زاده گرگری*

چکیده

میکروپمپ‌های بدون دریچه، به عنوان اجزای حیاتی در سیستم‌های تحلیل میکروسیالاتی و فناوری آزمایشگاه روی یک تراشه نقش مهمی ایفا می‌کنند.

این پمپ‌ها با بهره‌گیری از مکانیزم‌های خاص، قادر به انتقال سیال در ابعاد میکرو با حداقل احتمال انسداد و آسیب به مواد زیستی هستند. در این پژوهش، عملکرد یک میکروپمپ بدون دریچه در شرایط جریان آرام (اعداد رینولدز پایین) به صورت عددی شبیه‌سازی شده است. هدف از این شبیه‌سازی، بررسی تأثیر ارتفاع و زاویه فلاپ‌ها بر بازدهی پمپ و درک بهتر مکانیزم عملکرد آن بوده است. تأثیر افزایش ارتفاع کانال اصلی و ویسکوزیته مایع بر پارامترهای پمپ نشان داده شده است. نتایج نشان می‌دهند که افزایش ارتفاع و زاویه فلاپ‌ها منجر به افزایش حجم سیال پمپ‌شده از چپ به راست در طول زمان می‌شود. این مطالعه بر آنالیز مقایسه‌ای و تحلیلی بر اجزای پمپ تمرکز می‌کند. با بهره‌گیری از رابطه تعامل سیال - ساختار، امکان تحلیل جریان سیال و تغییر شکل‌های ساختاری ناشی از آن فراهم شده است.

واژه‌های کلیدی

میکروپمپ بدون دریچه، سیستم‌های تحلیل میکروسیالاتی، اعداد رینولدز پایین، بازدهی پمپ.

۱ دکتری، دانشکده مهندسی برق الکترونیک، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، تبریز، ایران.
استادیار، گروه آموزشی برق، دانشگاه آزاد اسلامی واحد ارس، شهر جلفا، ایران.

نویسنده مسئول:

نوشین داداش زاده گرگری

رایانامه: noushinedadashzadeh@yahoo.com

استناد به این مقاله:

الناز پوررضا، نوشین داداش زاده گرگری (۱۴۰۴). مدل سازی و شبیه سازی میکروپمپ بدون دریچه برای کاربردهای میکروسیالی. فصلنامه علمی اپتوالکترونیک، ۸۵-۹۴.

<https://jphys.journals.pnu.ac.ir>

مقدمه

دستگاه‌های میکروسیالی^۱ به دلیل توانایی کنترل دقیق رفتار جریان حجم‌های بسیار کوچک سیال (در مقیاس میکرو یا نانولیتتر) برای تشخیص آنالیت‌ها و بیومارکرهای^۲ مرتبط با بیماری‌ها، پتانسیل بالایی در حوزه تشخیص پزشکی دارند [۱]. این دستگاه‌ها با طراحی و توسعه سیستم‌های مینیاتوری سروکار دارند که از کانال‌هایی با ابعاد ده‌ها تا صدها میکرومتر برای دستکاری دقیق حجم‌های بسیار کم سیال (در مقیاس نانولیتتر و پیکولیتتر) استفاده می‌کنند [۴-۱]. کوچک‌سازی این سیستم‌ها منجر به ایجاد کانال‌هایی با ابعاد چند میکرومتر شده است که امکان کنترل و انتقال دقیق حجم‌های بسیار کوچک سیال را فراهم می‌کند و در نتیجه، حساسیت و دقت تشخیص بیماری‌ها را به طور قابل توجهی افزایش می‌دهد [۵-۸].

میکروپمپ به عنوان عنصر کلیدی در سیستم‌های میکروسیالی شناخته می‌شود و نقش محوری در کنترل دقیق حجم‌های بسیار کم سیال در کانال‌های میکروسیالی ایفا می‌کند [۹-۱۱]. این دستگاه‌ها با کاربردهای گسترده‌ای در زمینه‌های مختلف از جمله تشخیص پزشکی در محل نمونه‌گیری، سیستم‌های دارورسانی^۳ [۱۲] و آنالیزهای میکروسیالی [۱۳، ۱۴] روبه‌رو هستند. میکروپمپ‌ها بر اساس مکانیزم عملکرد به دو دسته اصلی مکانیکی و غیر مکانیکی تقسیم‌بندی می‌شوند. هر یک از این دسته‌ها دارای انواع مختلفی با ویژگی‌ها و کاربردهای خاص خود هستند.

پمپ‌های بدون دریچه در سیستم‌های با عدد رینولدز پایین به دلیل غالب بودن نیروهای ویسکوز و دشواری ایجاد جریان پایدار یک‌طرفه، کارایی مناسبی ندارند. این محدودیت، کاربرد این پمپ‌ها را در سیالات غلیظ و سیستم‌های میکروسیالی با دبی کم محدود می‌کند.

مدل پیشنهادی در این پژوهش، با تبدیل حرکت نوسانی سیال به یک جریان یک‌طرفه، این چالش را برطرف می‌کند. این حرکت نوسانی به سادگی با ارتعاش یک غشاء در یک محفظه کوچک ایجاد می‌شود. جریان نوسانی سپس وارد یک کانال حاوی دریچه‌های میکروسیالی قابل انعطاف می‌شود. تغییر شکل این دریچه‌ها در پاسخ به جریان نوسانی، باعث ایجاد یک جریان خالص یک‌طرفه می‌شود.

با استفاده از نرم‌افزار شبیه‌سازی چند فیزیکی Comsol Multiphysics نسخه ۵.۶ به صورت عددی شبیه‌سازی شده

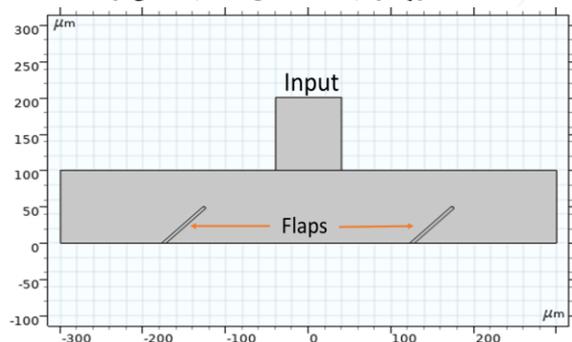
است. در این نرم‌افزار، جریان ورودی نوسانی، خواص مکانیکی دریچه‌ها و تعامل سیال - ساختار شبیه‌سازی می‌شود. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که با استفاده از این مکانیسم، می‌توان جریان یک‌طرفه پایدار تولید کرد.

مزیت اصلی این روش، عدم نیاز به مکانیسم‌های کنترل پیچیده است. همچنین، امکان کنترل جهت جریان به سادگی با تغییر پارامترهای طراحی وجود دارد.

مدل

همان‌گونه که در شکل ۱ ملاحظه می‌شود، هندسه مدل از یک کانال افقی با ابعاد ۶۰۰ میکرومتر طول و ۱۰۰ میکرومتر ارتفاع تشکیل شده است. در نقطه وسط طول کانال، یک محفظه عمودی به آن متصل گردیده است. دو دریچه میکروسیالی با زاویه ۴۵ درجه نسبت به لبه افقی کانال، در کف کانال تعبیه شده‌اند تا تا حدودی جریان سیال را در طول کانال محدود نمایند. موقعیت این دریچه‌ها به گونه‌ای است که در مرکز طول کانال قرار گرفته‌اند.

لازم به ذکر است که این مدل، یک برش دوبعدی از کانال در جهت عمود بر صفحه نمایش می‌دهد. ضخامت کانال در جهت عمود بر صفحه، به منظور محاسبه حجم سیال پمپ‌شده به عنوان تابعی از زمان، ۱۰ میکرومتر در نظر گرفته شده است. با این حال، در این مدل، تأثیرات ناشی از دیواره‌های جانبی کانال (که در جهت عمود بر صفحه قرار دارند) نادیده گرفته شده است. به عبارت دیگر، این مدل معادل یک بخش با ضخامت ۱۰ میکرومتر از یک کانال بسیار عمیق‌تر است.



شکل ۱. هندسه مدل شامل یک کانال افقی و یک محفظه عمودی است. دریچه‌های میکروسیالی شیب‌دار در داخل کانال قرار دارند و پاسخ این دریچه‌ها به حرکت نوسانی سیال که از طریق مرز مشخص شده القا می‌شود، منجر به ایجاد جریان خالصی از چپ به راست می‌گردد.

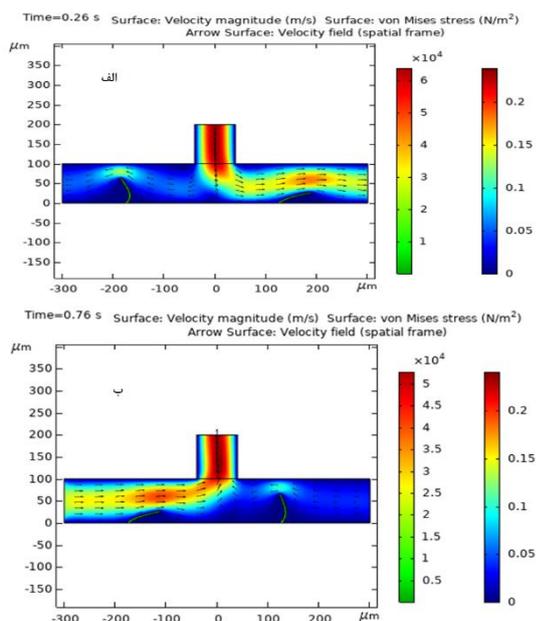
مش‌بندی مدل

مدل فیزیکی حاضر با استفاده از رابط کوپل سیال - ساختار تعریف شده است که به نرم‌افزار اجازه می‌دهد تا تعامل پیچیده بین سیال و ساختار را به طور دقیق شبیه‌سازی کند. برای القای

1 Microfluidic
2 Bio marker
3 Drug delivery

می دهد. در این شرایط، فلاپ سمت راست مانع بیشتری بر سر راه جریان ایجاد کرده و در نتیجه، اکثریت سیال از خروجی سمت چپ وارد محفظه عمودی می شود.

نتیجه این مکانیسم ایجاد یک جریان خالص از چپ به راست در داخل کانال است. این پدیده کاربردهای گسترده ای در حوزه سیستم های میکروسیالی دارد. به عنوان مثال، می توان از این دستگاه برای انتقال سیال از یک مخزن قطره ای به یک مسیر میکروسیالی یا در سیستم های گردش برای خنک کاری سیستم های میکروالکترونیکی استفاده کرد.



شکل ۳. نمودار توزیع سرعت و تنش فون میسس در فلاپها در زمان های ۰/۲۶ و ۰/۷۴ ثانیه

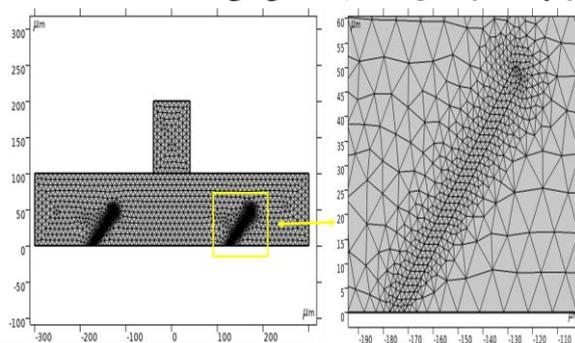
در بخش بعدی، به بررسی بزرگی سرعت و تنش ون میسس^۱ در داخل فلاپها طی حرکت رو به پایین پمپ پرداخته شده است. در این قسمت، شبیه سازی هایی انجام شده تا تأثیر تغییر ارتفاع فلاپها بر عملکرد پمپ مشخص شود. ارتفاع فلاپها در این شبیه سازی ها بین ۷۱ تا ۷۴ میکرومتر متغیر است.

همان طور که در شکل ۴ مشاهده می شود، با افزایش ارتفاع فلاپها، هم بزرگی سرعت سیال و هم تنش وارد بر فلاپها افزایش می یابد. این نشان می دهد که با افزایش ارتفاع فلاپها، حرکت سیال درون پمپ سریع تر شده و در نتیجه، تنش بیشتری به فلاپها وارد می شود.

شکل ۵ نیز تغییرات فشار درون کانال را با تغییر ارتفاع فلاپها در طول مدت ۲ ثانیه نشان می دهد. این شکل تأییر تغییر ارتفاع فلاپها بر توزیع فشار در داخل کانال را نشان می دهد.

جریان سیال در محفظه عمودی، یک شرط مرزی ورودی سینوسی اعمال شده است. در مرزهای جانبی کانال، شرایط مرزی خروجی در نظر گرفته شده و نرخ جریان عبوری از هر مرز با استفاده از انتگرال سطحی روی مؤلفه افقی سرعت سیال محاسبه می شود. نرخ جریان خالص به عنوان اختلاف جریان عبوری از دو مرز خروجی تعیین می شود. برای محاسبه حجم کل سیال پمپ شده، یک معادله دیفرانسیل معمولی حل شده است که نرخ جریان خالص را نسبت به زمان ادغام می کند.

مش بندی مدل به گونه ای طراحی شده است که در مناطق حساس مانند اطراف فلاپهای شیب دار، از المان های ریزتری استفاده شود تا تنش های ایجاد شده در این نواحی با دقت بیشتری تحلیل شوند. مش بندی فرآیند تقسیم دامنه محاسباتی به عناصر کوچک تر (مثلثی یا چهارضلعی) است که برای حل عددی معادلات حاکم بر جریان سیال و تغییر شکل ساختار ضروری است. شکل ۲ مش بندی اولیه مدل را قبل از اعمال هرگونه تغییر شکل ساختاری نشان می دهد.

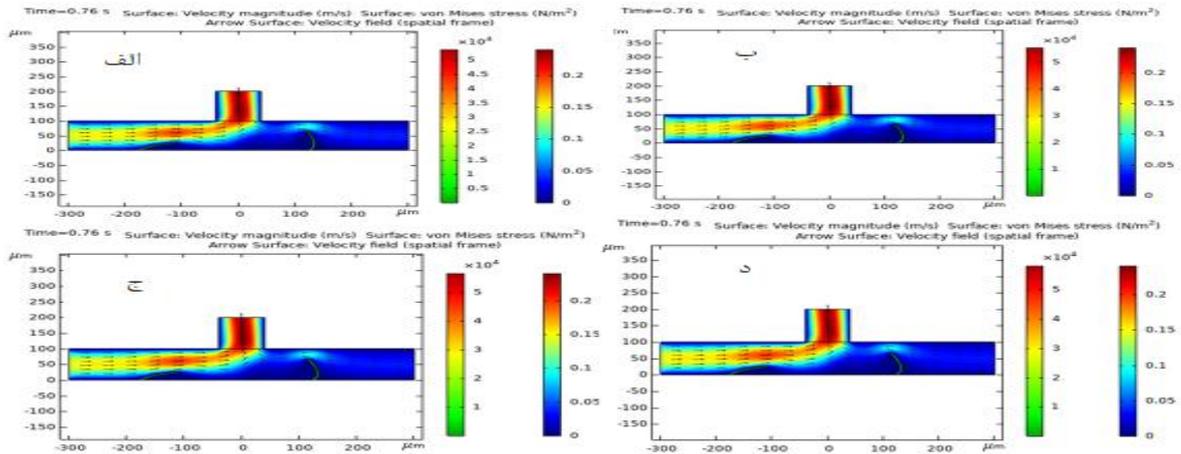


شکل ۲. مش بندی اولیه مدل پیش از اعمال هرگونه تغییر شکل ساختاری

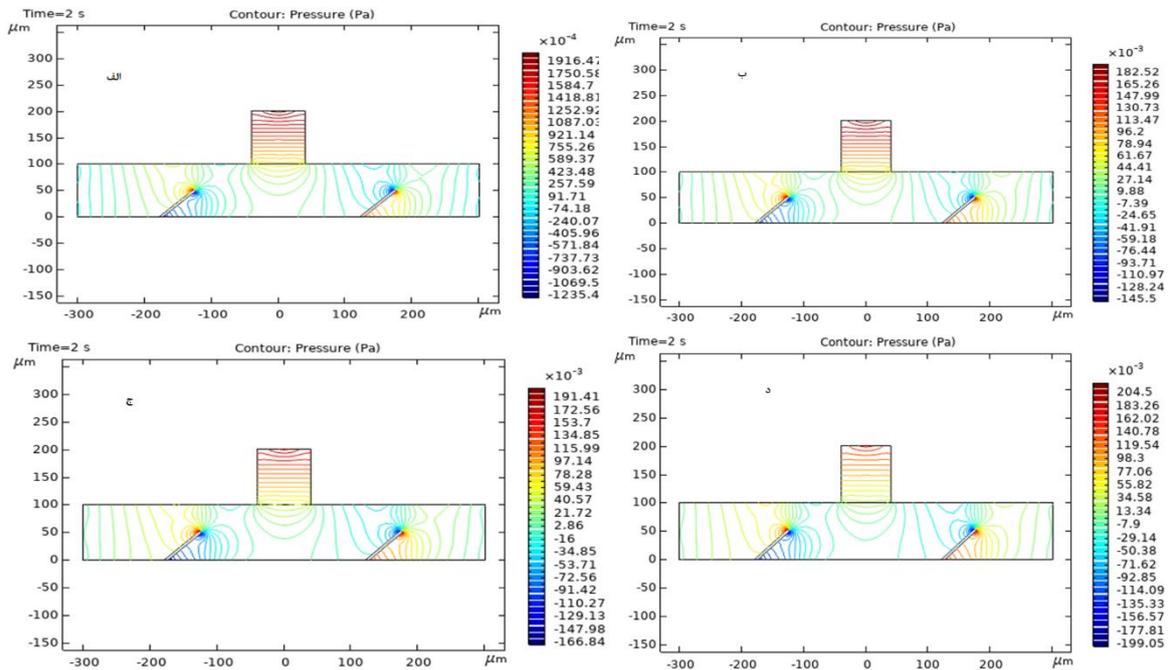
نتایج و بحث

با بررسی نمودار ترکیبی جریان و تنش، مکانیسم کنترل جهت جریان به وضوح قابل مشاهده است. در طول حرکت رو به پایین، هنگامی که سیال از محفظه عمودی به درون کانال رانده می شود، فلاپ سمت راست به سمت پایین کانال خمیده شده و فلاپ سمت چپ از کف کانال دور می شود. این حالت در لحظه زمانی ۰/۲۶ ثانیه در شکل ۳ الف به تصویر کشیده شده است که در این لحظه، سرعت جریان ورودی به محفظه عمودی به حداکثر مقدار خود می رسد. به دلیل خمیدگی نامتقارن فلاپها، خروج سیال از خروجی سمت راست تسهیل می شود.

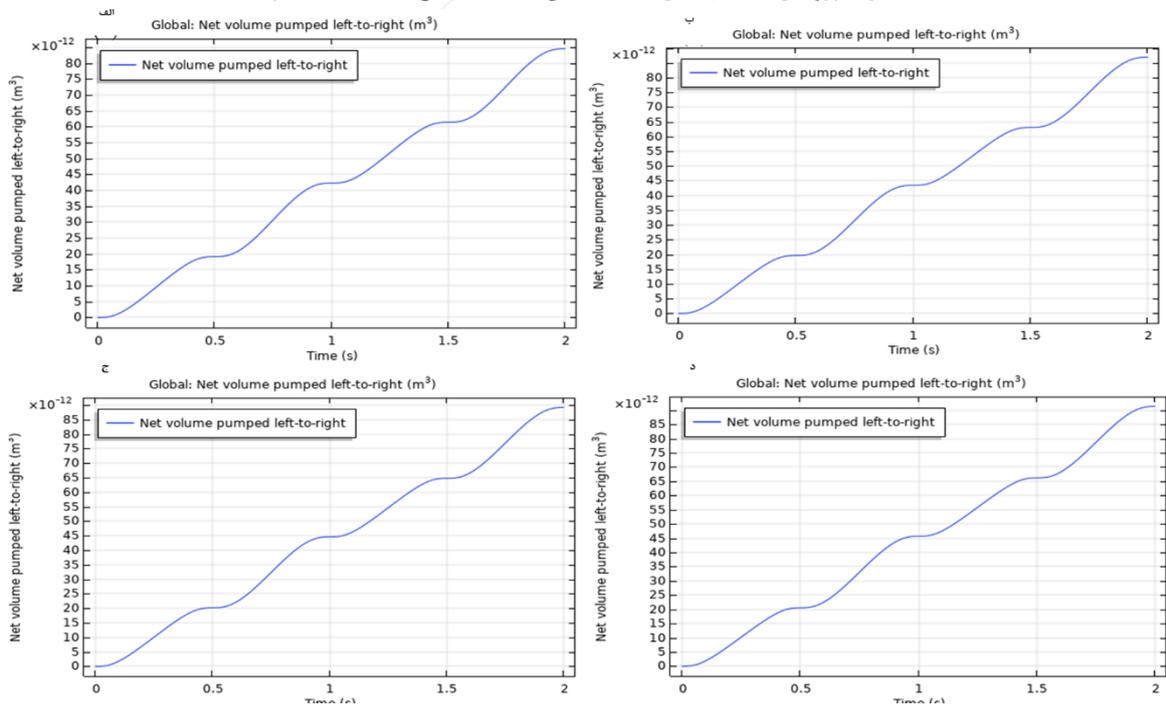
در طول حرکت رو به بالا، جهت خمیدگی فلاپها معکوس شده و سیال از کانال به درون محفظه عمودی کشیده می شود. شکل ۳ ب این حالت را در لحظه زمانی ۰/۷۴ ثانیه نشان



شکل ۴. نمودار توزیع سرعت و تنش در فلاپها در طول حرکت رو به پایین پمپ



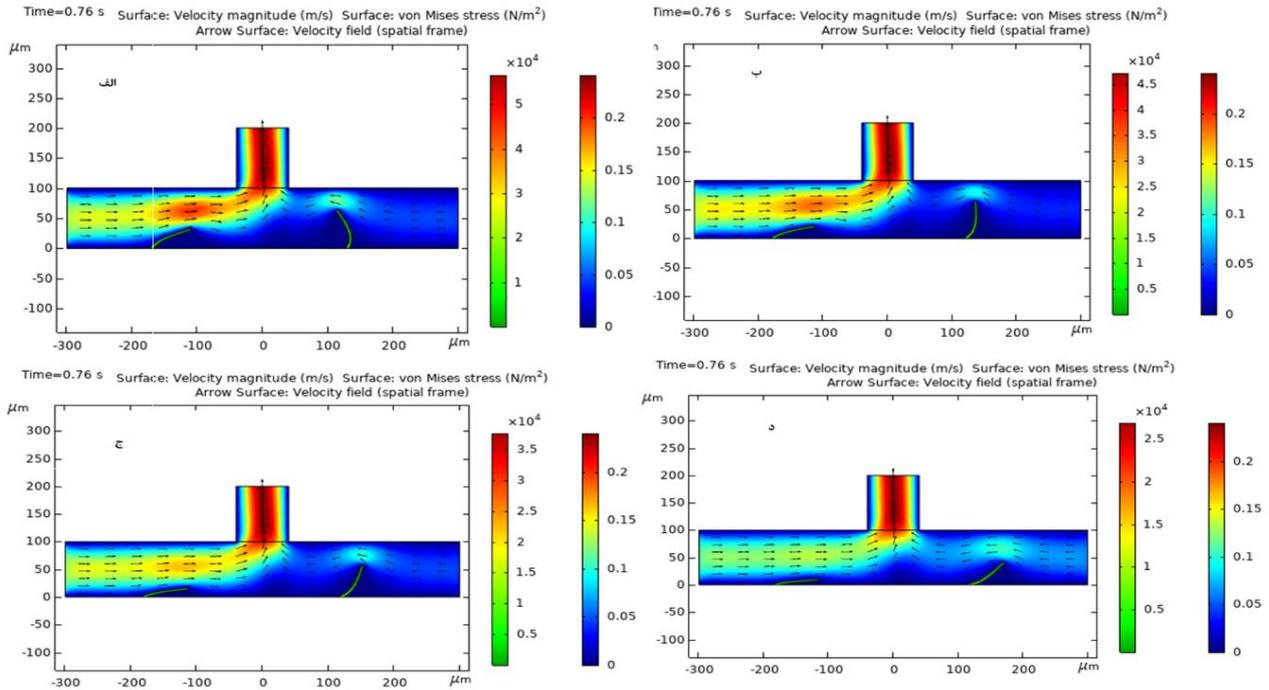
شکل ۵. تغییرات پروفایل فشار در کانال در مدت زمان ۲ ثانیه با ارتفاعهای مختلف فلاپها



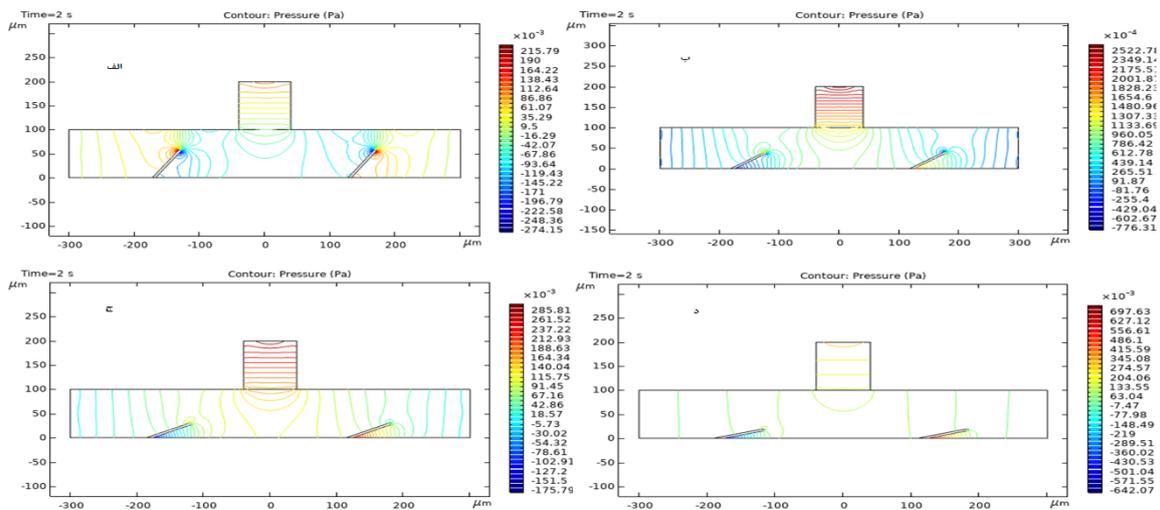
شکل ۶. حجم سیال پمپ شده از چپ به راست در مدت زمان ۲ ثانیه برای ارتفاعهای مختلف فلاپ

حرکت رو به پایین پمپ را زمانی که زاویه فلاپها را الف) ۳۵ (درجه ب) ۵۵ (ج) ۶۵ (د) ۷۵ درجه نشان می دهد. با توجه به شکل، با افزایش درجه، سرعت کمتر و کارایی پمپ کاهش می یابد. در شکل ۸ فشار وارده با تغییر زاویه نشان داده شده است. شکل ۹ حجم سیال پمپ شده از چپ به راست در طول زمان برای زوایای الف) ۳۵ (درجه ب) ۵۵ (ج) ۶۵ (د) ۷۵ درجه را

در شکل ۶ حجم خالص سیالی که از چپ به راست پمپ می شود را در طول زمان نشان می دهد. این شکل به وضوح نشان می دهد که با افزایش ارتفاع فلاپها، حجم سیال پمپ شده نیز افزایش می یابد. به عبارت دیگر، فلاپهای بلندتر باعث می شوند که پمپ بتواند حجم بیشتری از سیال را در واحد زمان جابه جا کند.



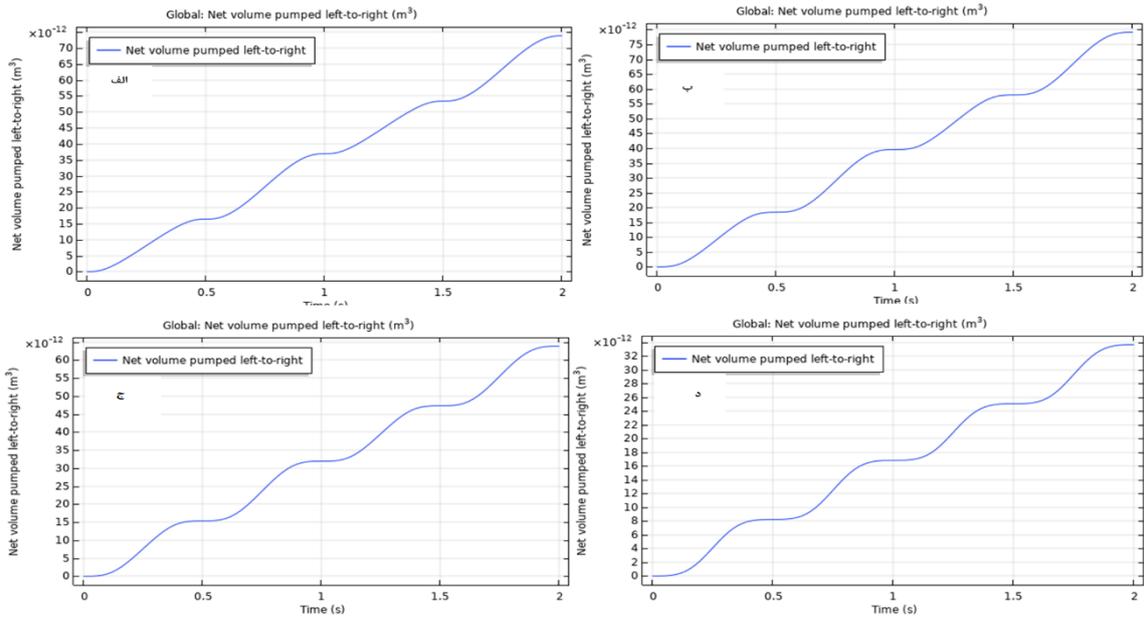
شکل ۷. نمودار توزیع سرعت و تنش در فلاپها در طول حرکت رو به پایین پمپ. زاویه فلاپها الف) ۳۵ (درجه ب) ۵۵ (ج) ۶۵ (د) ۷۵ درجه



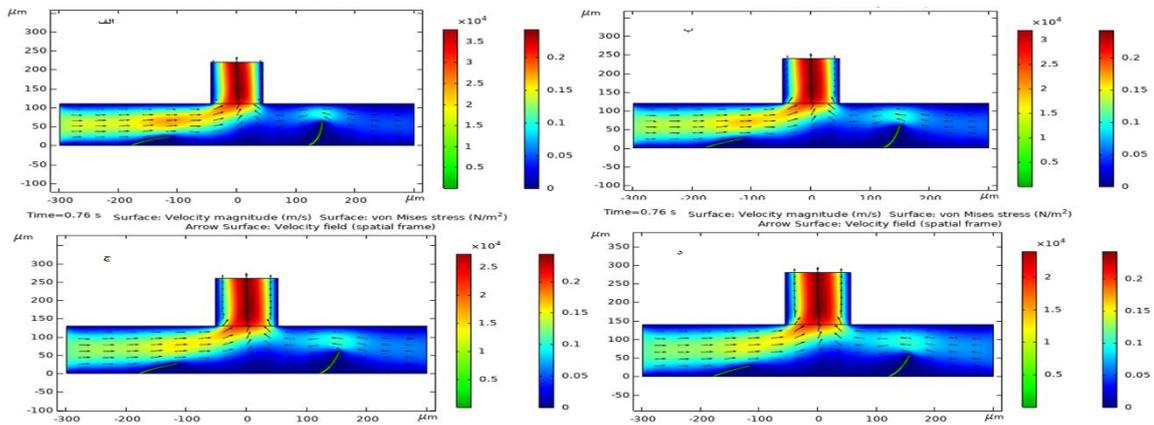
شکل ۸. فشار وارده با تغییر زاویه الف) ۳۵ (درجه ب) ۵۵ (ج) ۶۵ (د) ۷۵ درجه

نشان می دهد.

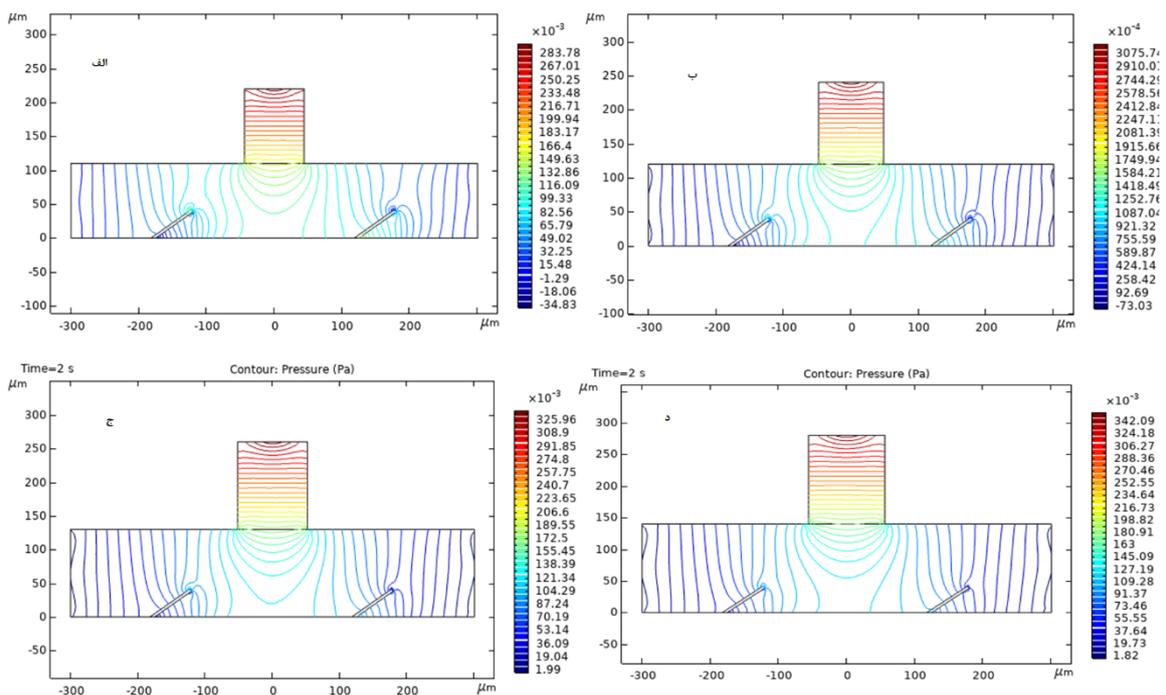
شکل ۷ نمودار توزیع سرعت و تنش در فلاپها در طول



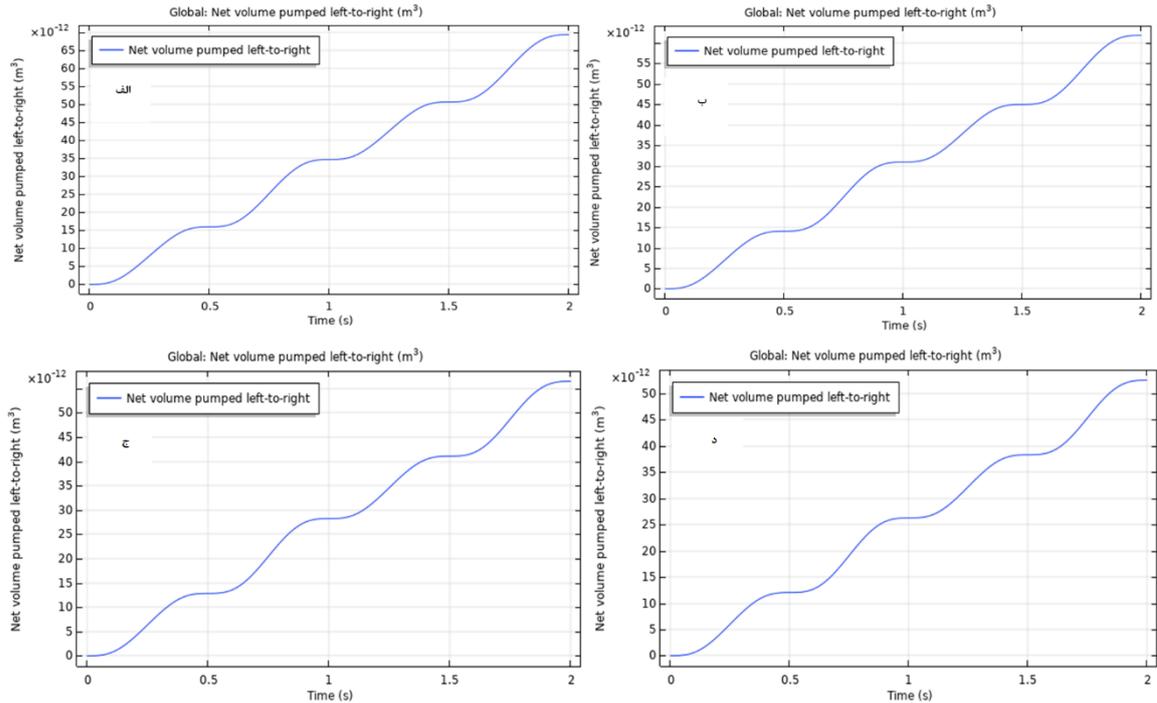
شکل ۹. حجم سیال پمپ شده از چپ به راست در طول زمان برای زوایای الف) ۳۵ درجه ب) ۵۵ ج) ۶۵ د) ۷۵ درجه



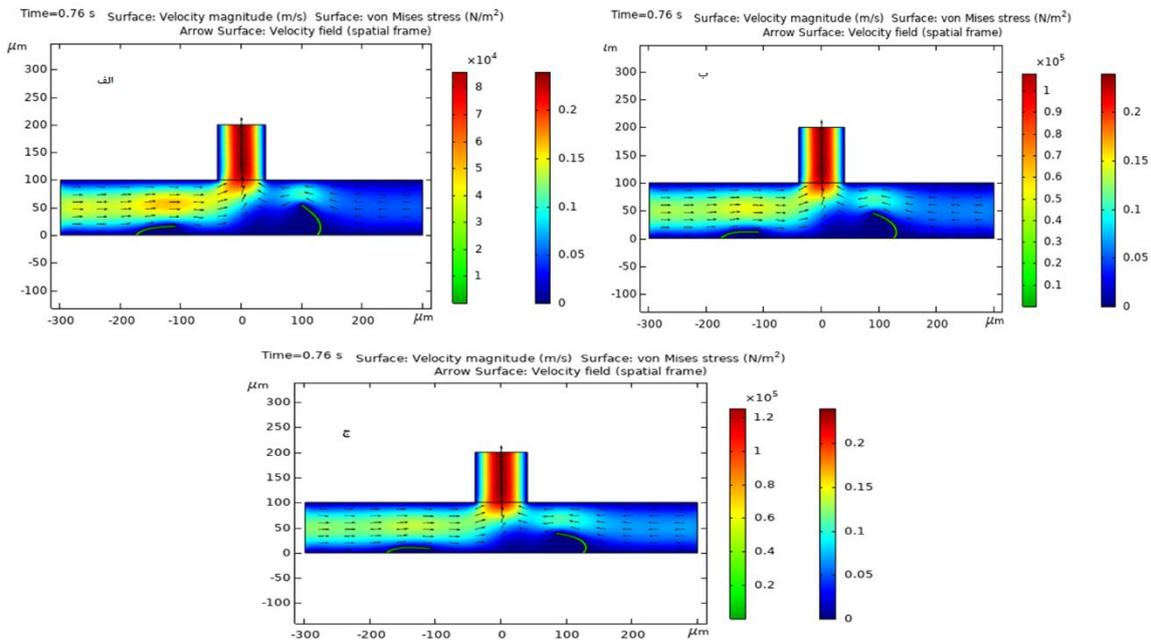
شکل ۱۰. نمودار توزیع سرعت و تنش در فلاپ‌ها در طول حرکت رو به پایین پمپ با تغییر ارتفاع کانال



شکل ۱۱. فشار وارده با تغییر ارتفاع



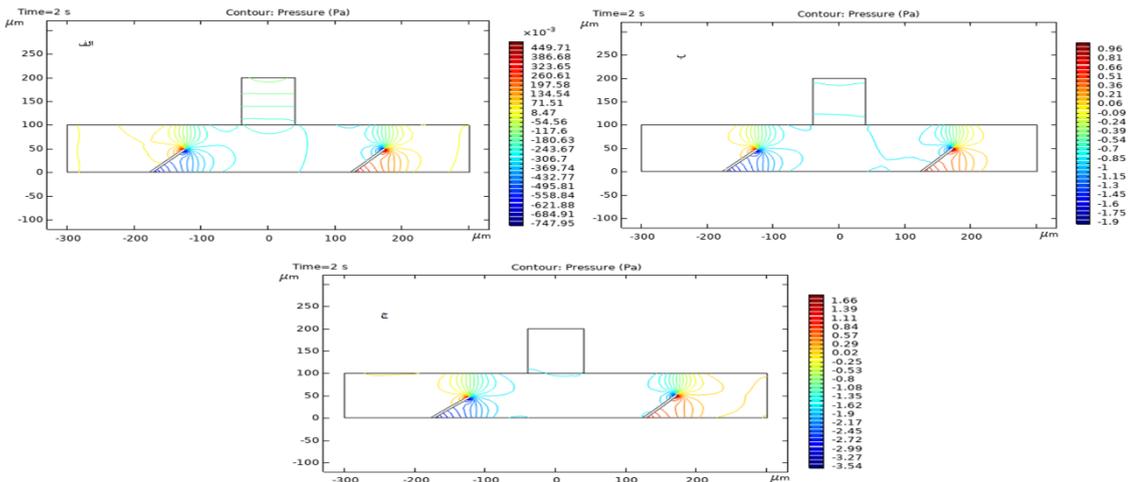
شکل ۱۲. حجم سیال پمپ شده از چپ به راست در مدت زمان ۲ ثانیه با افزایش ارتفاع



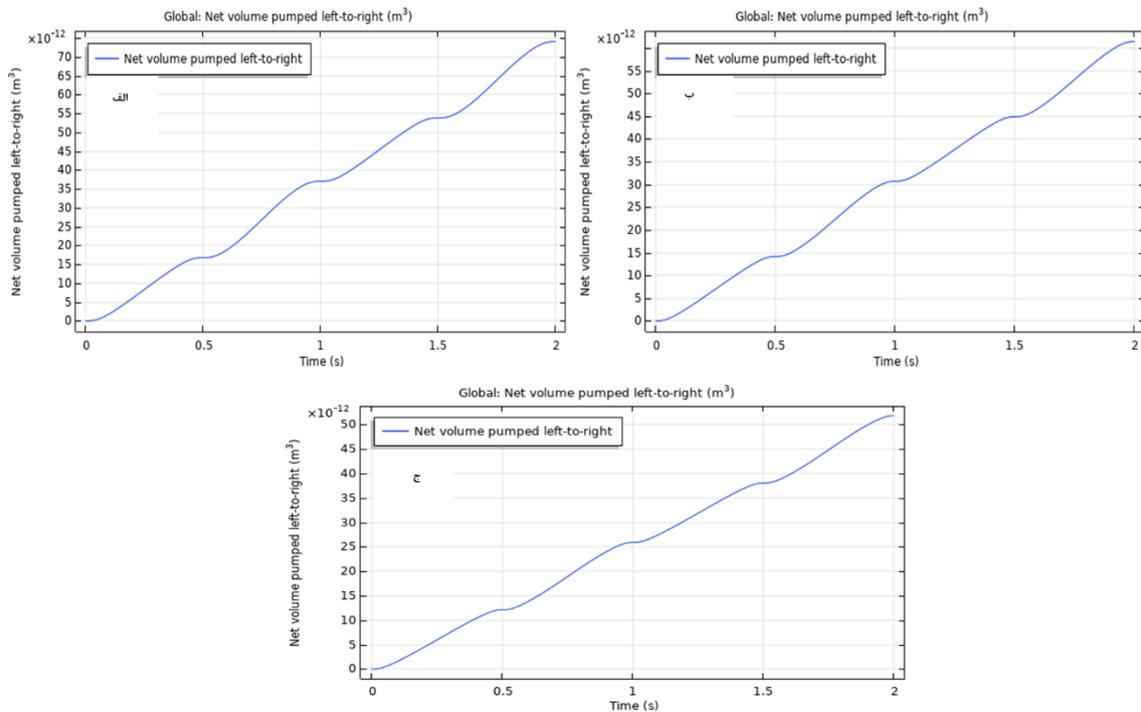
شکل ۱۳. نمودار توزیع سرعت و تنش در فلاپها در طول حرکت رو به پایین پمپ. ویسکوزیته مایع (الف) ۰.۰۰۲ (ب) ۰.۰۰۳ (ج) ۰.۰۰۴

افزایش ارتفاع کانال، تغییراتی در الگوی جریان و تنش برشی مشاهده می شود که بر عملکرد کلی پمپ تأثیر گذار است. شکل ۱۱ ارتباط بین ارتفاع کانال و فشار مورد نیاز برای پمپاژ سیال و شکل ۱۲ تأثیر تغییر زاویه فلاپها بر دبی (حجم سیال پمپ شده در واحد زمان) را برای یک ارتفاع کانال ثابت نشان می دهد.

در این بخش، تأثیر تغییر ارتفاع کانال بر عملکرد یک پمپ میکروسیالی شبیه سازی شده است. ارتفاع کانال به ترتیب ۱۱۰، ۱۲۰، ۱۳۰ و ۱۴۰ میکرومتر افزایش یافته است. شکل ۱۰ توزیع سرعت و تنش برشی را در فلاپهای پمپ در حین حرکت رو به پایین برای ارتفاعهای مختلف نشان می دهد. با



شکل ۱۴. نمودار فشار. ویسکوزیته مایع (الف) ۰.۰۰۲ (ب) ۰.۰۰۳ (ج) ۰.۰۰۴



شکل ۱۵. حجم سیال پمپ شده از چپ به راست در مدت زمان ۲ ثانیه با ویسکوزیته مایع متفاوت

۲ ثانیه با تغییر ویسکوزیته نشان داده شده است.

نتیجه گیری

میکروپمپ‌های بدون دریچه به دلیل قابلیت کنترل دقیق جریان سیال در ابعاد میکرو، ابزاری حیاتی در سیستم‌های آنالیز بیوشیمیایی کوچک محسوب می‌شوند. در این پژوهش، یک

در این بخش از شبیه‌سازی تاثیر افزایش ویسکوزیته مایع را بر پارامترهای پمپ بررسی کرده‌ایم. ویسکوزیته مایع (الف) ۰.۰۰۲ (ب) ۰.۰۰۳ (ج) ۰.۰۰۴ Pa. s هستند. شکل ۱۳ نمودار توزیع سرعت و تنش در فلاپ‌ها در طول حرکت رو به پایین پمپ را زمانی که ویسکوزیته تغییر می‌کند، را نشان می‌دهد. در شکل ۱۴ فشار وارده با تغییر ویسکوزیته نشان داده شده است. شکل ۱۵ حجم سیال پمپ شده از چپ به راست در مدت زمان

ذکر است که این نتایج در شرایط ایده‌آل شبیه‌سازی به دست آمده‌اند و عوامل دیگری مانند خواص فیزیکی سیال، ساختار سطحی کانال و تلورانس‌های ساخت می‌توانند بر عملکرد واقعی پمپ تأثیرگذار باشند.

میکروپمپ نوین با دو فلاپ میکرو طراحی و بهینه‌سازی شده است تا از پدیده برگشت‌پذیری هیدرودینامیکی جلوگیری کند. نتایج شبیه‌سازی عددی نشان داد که افزایش ارتفاع فلاپ‌ها به طور مستقیم با افزایش حجم سیال پمپ‌شده مرتبط است. این یافته حاکی از آن است که با تنظیم ارتفاع فلاپ‌ها می‌توان به دبی جریان دلخواه دست یافت. با این حال، شایان

منابع

References

- [1] Ahmad NN, Ghazali NNN, Abdul Rani AT, Othman MH, Kee CC, Jiwanti PK, Rodríguez-Gómez A, Wong YH (2023) Finger-actuated micropump of constant flow rate without backflow. *Micromachines* 14: 881
- [2] Zhao Y, Lv X, Li X, Rcheulishvili N, Chen Y, Li Z, Deng Y (2023) Microfluidic actuated and controlled systems and application for lab-on-chip in Space Life Science. *Space: Science & Technology* 3: 0008
- [3] Yetiskin E, Gucluer S, Erdem I, Ozcelik A (2024) A 3D printed acoustofluidic nozzle-diffuser microfluidic pump. *Microfluidics and Nanofluidics* 28: 31
- [4] Mane S, Behera A, Hemadri V, Bhand S, Tripathi S (2024) Micropump integrated white blood cell separation platform for detection of chronic granulomatous disease. *Microchimica Acta* 191: 1-9
- [5] Cesmecci S, Hassan R, Baniasadi M, Palacio AG (2023) A magnetorheological flap valve micropump for drug delivery applications. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 34: 580-594
- [6] Calderon M, Reyes-Betanzo C (2023) Design and simulation of a piezoelectric micropump for drug delivery systems. *Microsystem Technologies* 29: 253-264
- [7] Wang M, Dong L, Liu R, Wang C, Sun X, Li X, Liu G, Yang Z (2024) A High-Performance piezoelectric micropump designed for precision delivery. *Mechanical Systems and Signal Processing* 215: 111457
- [8] Surendran N, Durasiewicz CP, Hoffmann T, Wille A, Bussmann AB, Richter M (2024) Microfluidic Delivery of High Viscosity Liquids Using Piezoelectric Micropumps for Subcutaneous Drug Infusion Applications. *IEEE Open Journal of Engineering in Medicine and Biology*
- [9] Ma T, Sun S, Li B, Chu J (2019) Piezoelectric peristaltic micropump integrated on a microfluidic chip. *Sensors and Actuators A: Physical* 292: 90-96
- [10] Poorreza E, Vafaie RH, Mehdipoor M, Pourmand A, Ghavifekr HB (2013) Microseparator based-on 4-phase travelling wave dielectrophoresis for lab-on-a-chip applications
- [11] Vafaie RH, Mehdipoor M, Pourmand A, Poorreza E, Ghavifekr HB (2013) An electroosmotically-driven micromixer modified for high miniaturized microchannels using surface micromachining. *Biotechnology and bioprocess engineering* 18: 594-605
- [12] Nisar A, Afzulpurkar N, Mahaisavariya B, Tuantranont A (2008) MEMS-based micropumps in drug delivery and biomedical applications. *Sensors and Actuators B: Chemical* 130: 917-942
- [13] Zhang C, Xing D, Li Y (2007) Micropumps, microvalves, and micromixers within PCR microfluidic chips: Advances and trends. *Biotechnology advances* 25: 483-514
- [14] Wei Y-J, Zhao Y-N, Zhang X, Wei X, Chen M-L, Chen X-W (2023) Biochemical analysis based on optical detection integrated microfluidic chip. *TrAC Trends in Analytical Chemistry* 158: 116865.