



Investigation of Electro-Osmotic Micro-Pumps Using Electrical Field Gradient and Asymmetric Micro-Electrodes: Numerical Modeling and Experimental Validation

T. Tavari, M. Nazari*, P. Akbarzadeh, N. Sepehry, M. Nazari

Department of Mechanical Engineering, Shahrood University of Technology, Shahrood, Iran

ABSTRACT: In the present study, in order to fabricate AC electroosmotic micropumps, the improvement of geometrical parameters of the 3D electrode, such as width, height, and location of 3D steps on the base electrodes in one pair, the base electrodes size (symmetric or asymmetric), electrodes gap, and also electrical characteristics including voltage and frequency have been investigated. Also, the fluid flow (KCl) in the channel was analyzed. The governing equations of fluid flow and electrical domain have been solved using the finite element method to investigate the effect of electrode geometry on slip velocity, which affects the fluid flow. In order to validate our numerical simulation, this chip is fabricated by photolithography method such as deposition of platinum electrodes, creating 3D steps on the base electrodes using a polymer, and fabrication of a microchannel. Finally, Our results indicate that an optimal design results in a pump with the width (50 μm) and steps height (5 μm) of each electrode and their displacement (30 μm) are capable of generating a high velocity, flow rate, and pressure around 1.77 mm/s, 14.9 ml/min and 74.6 Pa, respectively at a given voltage (2.5 V) and frequency (1 kHz), which qualitatively matches the trend observed in the experiment. This design provides an improvement in electroosmotic pumping.

Review History:

Received: Apr. 09, 2021

Revised: Aug. 05, 2021

Accepted: Aug. 25, 2021

Available Online: Oct. 03, 2021

Keywords:

Microfluidic

Electroosmotic micropump

Electrode geometry improvement

Microfabrication

Numerical modeling

1- Introduction

Microfluidics is a field of study that is limited in the control volume of fluids in microchannels. The term microfluidics is generalized to the study of the motion of colloids, micro-, and nanoparticles. Because the motion of fluids and particles are closely related and interact with each other [1]. These miniaturized devices are called lab-on-a-chip [2]. In the last decade, microfabrication technology has led to the use of polymers as a base material for the construction of microfluidic devices in a relatively simple way, such as injection molding, soft lithography, and so on.

Micropumps are one of the main types of microfluidic devices that can be generally divided into two main categories: mechanical micropumps and dynamic micropumps [3]. Among these mechanisms, the electroosmotic pump is an example of a dynamic pump, which provides fluid flow through driving ions in the Electric Double Layer (EDL), along the interface between the electrolyte and the solid surface (channel wall or electrode). Electroosmotic micropumps are divided into two categories of alternating and direct current. AC Electroosmotic (ACEO) pump compared to DC Electroosmotic (DCEO) pump, has a low voltage and also less electrolysis, which this study also focused on this type of micropump.

Ajdri [4] first theoretically predicted that the asymmetry

of the electrode array (the width of the electrodes in a pair and the distance between them should be different) could be used to direct the fluid in a specific direction for pumping. An electric field close to the distance between the adjacent electrodes acts on suspended charges near the surface of the electrode. This force creates vortices at the edges of the electrodes, and the size of these vortices depends on the width of the electrodes. A larger vortex is created on the wide electrode, and the wide electrode dominates the overall flow direction. Using the standard model of micropumps with planar electrodes, Gao and Li [5] theoretically proposed arrays of asymmetric ring electrode pairs in three-dimensional cylindrical microchannels that could improve the flow rate. There are many designs in which the asymmetry of the electrodes induces fluid flow, including asymmetric planar electrodes, orthogonal electrodes [6], planar asymmetric electrode arrays with pillar electrodes with high aspect ratio [7], and three-dimensional electrodes [8] with maximum fluid velocities have been reported.

In the present study, using numerical modeling, the first two different micropumps including symmetrical planar electrode arrays and asymmetric planar electrode arrays have been designed. Then, in order to achieve efficient pumping with maximum velocity, flow rate, and pressure, the effect of steps on each of the base electrodes (symmetrical

*Corresponding author's email: nazari_me@yahoo.com



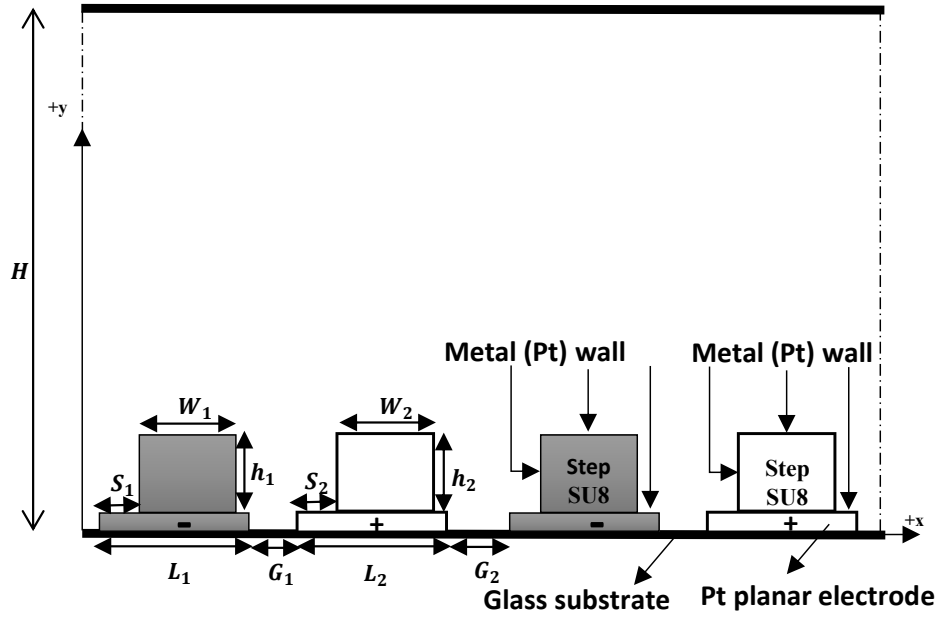


Fig. 1. Schematic of improving the geometry of the electrodes in the microchannel

and asymmetric in each design) is investigated. For this purpose (see Fig. 1), the width (L_1, L_2) and height (h_1, h_2) of the steps, and their location (S_1, S_2) on the base electrodes have been improved, which can be considered as one of the innovations of this research. To validate the numerical simulation, the improved chip was fabricated using photolithography, including coating the platinum electrode on the glass substrate, creating steps on the electrode using polymer, and fabricating a PDMS microchannel (26 mm long and 2 mm deep) in the laboratory. In addition, the size of each electrode in a pair, in order to symmetry or asymmetry of the electrode pair, the gap between each electrode in a pair (G_1) and the gap between each pair of electrodes (G_2), as well as electrical characteristics including voltage and frequency are also investigated.

Methodology

The numerical model includes two sets of governing equations and boundary conditions related to each domain. The EDL is in quasi-equilibrium at low voltage and low frequencies. After that, the system requires a short time after each small change in the system to reach equilibrium. As a result, the properties of the system are considered constant. Finally, assuming a linear regime for the distribution of potential in the bulk of fluid, the electric charge density is zero. For small voltages, the concentration of the electrolyte (and conductivity) remains almost uniform, and the electric field is assumed to be uniform and the Laplace equation (Ohm's law) is established:

$$\nabla^2 \phi = 0 \quad (1)$$

The boundary conditions at non-electrode surfaces:

$$n \cdot \vec{\nabla} \phi = 0 \quad (2)$$

The boundary condition at the surface of the electrodes:

$$n \cdot \vec{\nabla} \phi = \frac{i\omega C_{DI} \Lambda}{\sigma} (\phi - V_{peak}) \quad (3)$$

$$C_{DI} = \frac{\epsilon}{\lambda_D} \quad (4)$$

Here σ is the electrical conductivity of the electrolyte, V_{peak} is the applied voltage, ϵ is the fluid permeability constant, λ_D the double layer thickness, and ω is the angular frequency. Also, the ratio of the diffuse layer potential and the total potential of the EDL is shown with a correction factor. The time-averaged velocity field at the electrodes is

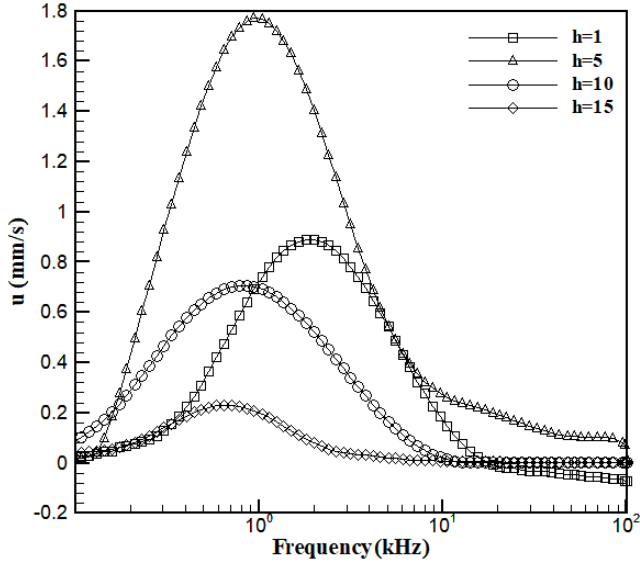


Fig. 2. Comparison of pump velocity in numerical method at different step heights with $S_1 = S_2 = 50 \mu\text{m}$ $W_1 = W_2 = 30 \mu\text{m}$

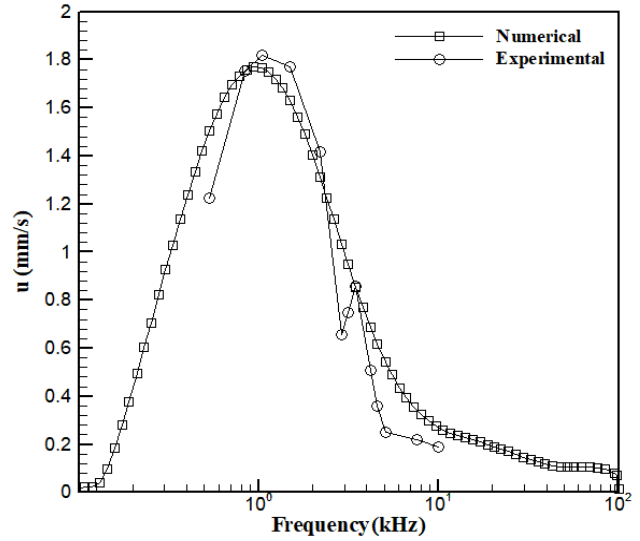


Fig. 3. Comparison of flow velocity in numerical and experimental method at 2.5 V

then calculated by the Helmholtz–Smoluchowski formula:

$$u_{ACEO} = -\frac{\epsilon}{4\mu} \Lambda \frac{\partial}{\partial x} \left| \phi - V_{peak} \right|^2 \quad (5)$$

The incompressible Navier – Stokes equation will be used to analyze the fluid flow domain. In addition, Reynold’s Number is very small in microchannel thus, the governing equation is:

$$\vec{\nabla} P = \eta \nabla^2 \vec{V} \quad (6)$$

μ is the dynamic viscosity of the solution, V is the fluid velocity vector, and P is the pressure.

Results and Discussion

In order to design a step on the pair of asymmetric base electrodes, the size of the base electrodes in a pair, the distance of the step from the initial edge of the electrodes, the width of each step, and also their height were considered different. As a result, non-uniform streamlines and asymmetric vortices were observed near the electrodes. These vortices interact with the electrode and generate significant reverse flow at the steps electrode, which weakens the pumping performance.

To improve the step height of the electrodes in a symmetric array, the constant parameters used in all designs

such as channel length, channel height, base electrodes, the gap between each electrode in a pair, and the gap between each pair of electrodes. In each case, there are 108 pairs of electrodes in the microchannel, the width of the step electrode and their start from the edge of the electrode is considered constant to show the effect of different step heights. The step height is from 1 to half the width of the base electrode ($45 \mu\text{m}$) and the specified frequency range (1 to 100 kHz) is considered. At step heights in the range of 1 to 5 μm , the velocity is dependent on the applied frequency. Although the step height is small, there is no flow reversal at low frequencies. Therefore, for very small steps according to the linear method, although the velocity is low, there is no reverse flow at low frequency. While at high frequencies, due to small steps, significant flow reversal is observed. The electrodes with a step height of more than 5 μm are less sensitive to the applied frequency (above 4 kHz) and reverse flow does not occur at high frequencies (see Fig. 2).

In order to prevent the faradic current that may occur at low frequencies, the frequency for the experimental method is higher than 500 Hz using AC electric field [9]. Fig. 3 the experimental results are compared with numerical simulations, which show a good agreement between the velocity and pressure.

Conclusion

In this study, by investigating the location of the step electrodes ($50 \mu\text{m}$), their width ($30 \mu\text{m}$) and their height ($5 \mu\text{m}$), a forward flow with high velocity can be generated. Numerical results for a voltage of 2.5 V and the frequency of about 1 kHz, the flow velocity, flow rate, and pressure are 1.77

mm/s, 14.9 ml/min, and 74.6 Pa, respectively. Experimental results and numerical simulations have a difference of 82.2.82% in terms of maximum velocity in 2.5 V. Also, in terms of maximum pressure at the same voltage, a difference of 2.95% has been observed. A good agreement between can be seen in the numerical and experimental results.

References

- [1] H. Morgan, N.G. Green, AC Electrokinetics: Colloids and Nanoparticles, Research Studies Press, 2003.
- [2] P.S. Dittrich, K. Tachikawa, A. Manz, Micro Total Analysis Systems. Latest Advancements and Trends, Analytical Chemistry, 78 (2006) 3887-3908.
- [3] D.J. Laser, J.G. Santiago, A review of micropumps, Micromechanics and microengineering, 35 (2004) 35-64.
- [4] A. Ajdari, Pumping liquids using asymmetric electrode arrays, Phys Rev E, 61 (2000) 45-48.
- [5] X. Gao, Y.X. Li, Ultra-fast AC electro-osmotic micropump with arrays of asymmetric ring electrode pairs in 3D cylindrical microchannel, Applied physics, 123 (2018) 164-301.
- [6] D. Lastochkin, R. Zhou, P. Wang, Y. Ben, H.-c. Chang, Electrokinetic micropump and micromixer design based on ac faradaic polarization, Applied physics, 96 (2004) 1730-1732.
- [7] H.A. Rouabah, B.Y. Park, R.B. Zaouk, H. Morgan, M.J. Madou, N.G. Green, Design and fabrication of an ac-electro-osmosis micropump with 3D high-aspect-ratio electrodes using only SU-8, Micromechanics and microengineering, 21 (2011) 1-9.
- [8] X. Guo, K. Xie, R.J. Campbell, Y. Lai, A study on three-dimensional electrode arrays fabricated by PolyMUMPs \AA for AC electro-osmotic pumping, Microelectronic Engineering, 88 (2011) 3113-3118.
- [9] X. Guo, Fabrication and study of AC electro-osmotic, Queen's University, 2013.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

T. Tavari, M. Nazari, P. Akbarzadeh, N. Sepehry, M. Nazari, Investigation of Electro-Osmotic Micro-Pumps Using Electrical Field Gradient and Asymmetric Micro-Electrodes: Numerical Modeling and Experimental Validation, Amirkabir J. Mech Eng., 54(1) (2022) 19-22.

DOI: 10.22060/mej.2021.19841.7129





بررسی عملکرد میکروپمپ الکترواسمزی با استفاده از گرادیان میدان الکتریکی و میکروالکترودهای نامتقارن: مدل سازی عددی و اعتبارسنجی تجربی

طناز طاوری، محسن نظری*، پوریا اکبرزاده، ناصرالدین سپهری، مصطفی نظری

دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی شاهرود، شاهرود، ایران.

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۴۰۰/۰۱/۲۰
بازنگری: ۱۴۰۰/۰۵/۱۴
پذیرش: ۱۴۰۰/۰۶/۰۳
ارائه آنلاین: ۱۴۰۰/۰۷/۱۱

کلمات کلیدی:

میکروسیالات
میکروپمپ الکترواسمزی
به سازی هندسه الکترو
ریز ساخت
مدل سازی عددی

خلاصه: در مطالعه حاضر جهت ساخت میکروپمپ الکترواسمزی، یک هندسه جدید با الکترودهای سه بعدی طراحی شده است. به منظور به سازی، پارامترهای مختلف از جمله عرض و ارتفاع پله ها بر روی هر الکتروده و محل قرارگیری آنها، اندازه هر الکتروده (تقارن یا عدم تقارن)، فاصله جفت الکترودها و همچنین مشخصات الکتریکی (شامل ولتاژ و فرکانس) بررسی و جریان سیال (سدیم کلرید) درون یک کانال تحلیل شده است. معادلات حاکم بر جریان و همچنین معادلات میدان الکتریکی به روش اجزای محدود کوپل و حل شده اند. این امر جهت بررسی تأثیر پارامترهای هندسی الکتروده بر سرعت لغزشی الکترواسمزی و در نهایت تأثیر آن بر جریان سیال صورت گرفته است. برای معتبر سازی حل عددی، تراشه با استفاده از روش فتولیتوگرافی شامل مراحلی چون لایه نشانی الکتروده پلاتین، ایجاد پله ها بر روی الکتروده با استفاده از پلیمر و ساخت میکروکانال در محیط آزمایشگاه ساخته شده است. در نهایت با توجه به به سازی، محل قرارگیری پله بر روی الکتروده ($50 \mu\text{m}$)، عرض پله ($30 \mu\text{m}$) و ارتفاع آن ($5 \mu\text{m}$) بدست آمد. با توجه به ابعاد، فرکانس 1 kHz و ولتاژ $2/5 \text{ V}$ ، مقدار سرعت، دبی و فشار به ترتیب برابر با $1/77 \text{ mm/s}$ ، $14/9 \text{ ml/min}$ و $74/6 \text{ Pa}$ است که از نظر کیفی با روند نتایج آزمایشگاهی، مطابقت دارد. این طراحی، پمپاژ بالایی در پمپ های الکترواسمزی را فراهم می کند.

۱- مقدمه

میکروسیالات^۱ یک زمینه مطالعاتی است که در حجم کنترلی از سیالات، در میکروکانال ها محدود گردیده است. اصطلاح میکروسیالات، به مطالعه حرکت کلوئیدها، میکرو و نانو ذرات تعمیم داده شده است؛ زیرا حرکت سیال و ذرات ارتباط تنگاتنگی داشته و با یکدیگر در تعامل اند [۱]. از آنجایی که تکنولوژی ریزساخت^۲ در حال پیشرفت است، دستگاه های میکروسیالاتی کاملاً یکپارچه ای وجود دارد که برای کاربردهای مختلف تهیه می شوند. این دستگاه های کوچک سازی شده، آزمایشگاه روی تراشه^۳ نامیده می شوند [۲]. در دهه گذشته، فناوری ریزساخت باعث شد که از پلیمرها به عنوان مواد پایه برای ساخت دستگاه های میکروسیال به روشی نسبتاً ساده مانند قالب تزریق،^۴ لیتوگرافی نرم^۵ و غیره استفاده شود. استفاده از مواد پلیمری به عنوان

مواد پایه، سازگاری با محیط، قابلیت حمل و انعطاف پذیری دستگاه های میکروسیالی را بهبود می بخشد. کارایی قابل توجه میکروسیالات با توجه به ویژگی های آنها برخی از صنایع مانند واحدهای خنک کننده برای مدارهای الکترونیکی [۳]، نازل چاپگرهای جوهر افشان [۴] و به کارگیری در واکنش سلول های بیولوژیکی [۵] می توانند بهره مند شوند. همچنین، کاهش مقدار نمونه و معرفها برای تجزیه و تحلیل بیوشیمیایی و کوتاه شدن زمان تجزیه و تحلیل از طریق مسیر کوچک شده سیال، دقت و کارایی فرآیند تجزیه و تحلیل ارتقا می یابد.

میکروپمپها یکی از انواع اصلی دستگاه های میکروسیال است که به طور کلی به دو دسته اصلی مکانیکی و دینامیکی می توان تقسیم کرد. میکروپمپ های مکانیکی با اجزای متحرک، از طریق حرکت مرزها به سیال نیرو وارد می کنند، اگرچه قطعات متحرک، ساخت را پیچیده کرده و احتمال خرابی ناشی از انسداد حباب و ذرات در جریان را افزایش می دهد. در حالی که پمپ های دینامیکی، بدون حرکت اجزا به طور مداوم به سیال در حال کار، انرژی می افزایند [۶].

- 1 Microfluidics
- 2 Microfabrications
- 3 Lab-on-a-chip
- 4 Injection molding
- 5 Soft lithography

* نویسنده عهده دار مکاتبات: nazari_me@yahoo.com



مکمل‌های اکسید فلز نیمه هادی، با یک مدار ولتاژ پایین (۱/۵ ولت) یکپارچه را توسعه دادند، که این مدار از یک نوسانگر مقاومت - خازنی^۷، یک مولد موج مربعی با تغییر فاز ۹۰ درجه و تقویت‌کننده تشکیل شده است. مقدار سرعت جریان برای پمپاژ سرم انسانی رقیق شده، توانست به $51 \text{ m/S}\mu$ برسد. در سال ۲۰۱۷^۸ و همکاران [۱۱]، میکروپمپ جریان متناوب را با استفاده از یک آرایه الکتروود مربع قطبی و باریک^۹ ارائه دادند. روش پیشنهادی آن‌ها، جریان کلی، از طریق سرعت لغزشی $1/6 \text{ mm/s}$ بر روی الکترودهای باریک ایجاد شده. طبق تحقیقات، تئوری‌ها و آزمایش‌های میکروپمپ‌های جریان متناوب، عمدتاً بر روی الکترودهای روی سطح کانال مستطیل شکل متمرکز بوده است. گائو^{۱۰} و همکاران در سال ۲۰۱۸، با استفاده از مدل استاندارد پمپ‌های مسطح، به صورت تئوری، آرایه‌هایی از جفت الکترودهای حلقه‌ای نامتقارن در میکروکانال استوانه‌ای سه‌بعدی ارائه دادند که توانست سرعت جریان را بهبود بخشد [۱۲]. همانطور که گفته شد، برای پمپاژ، شکستن تقارن میدان‌های الکتریکی بین جفت الکترودها ضروری است. این امر با طراحی نامتقارن الکترودها یا با اضافه کردن سیگنال جریان مستقیم به سیگنال جریان متناوب نیز از نظر الکتریکی حاصل شده است [۱۳]. طرح‌های بسیاری وجود دارد که عدم تقارن، باعث القای جریان خالص می‌گردد، از جمله الکترودهای مسطح نامتقارن، الکترودهای راست گوشه^{۱۱} [۱۴]، آرایه‌های الکتروود نامتقارن مسطح با ترکیب الکترودهای ستونی^{۱۲} به صورت نامتقارن با نسبت منظر بالا [۱۵] و سه‌بعدی [۱۶] با حداکثر سرعت سیال گزارش شده است. در سال ۲۰۲۱^{۱۳} بدران [۱۷]، مدل‌سازی و شبیه‌سازی یک میکروپمپ الکترواسموتیک ولتاژ پایین با سیال کاری خون را انجام داد. او تأثیر تغییر عمق و طول میکروپمپ بر سرعت جریان آزاد و افت فشار سیال، به منظور انتقال خون بررسی کرد. در نتیجه، یک میکروپمپ با ولتاژ ۲۰ ولت، سرعت جریان 42 ml/min و فشار استاتیک ۱۴ پاسکال را فراهم کرده است. اگرچه میکروپمپ‌های الکترواسموتیک برای ولتاژهای پایین مناسب هستند، در سال ۲۰۲۰^{۱۴} اکاموتو^{۱۴} و همکاران [۱۸]، یک میکروپمپ الکترواسموتیک جدید با ژنراتور ولتاژ بالا (۴۹/۸) مبتنی بر پمپ

از میان این سازوکارها، پمپ الکترواسمزی نمونه‌ای از پمپ دینامیکی است، که از طریق حرکت یون‌ها در لایه دوگانه^۱ در امتداد سطح مشترک الکتروولیت و سطح جامد (دیواره‌های کانال یا الکترودها) حرکت مایع را فراهم می‌کند. یون‌های متحرک، در لایه دوگانه توسط یک میدان الکتریکی هدایت می‌شوند تا یک سرعت لغزشی ایجاد کنند و توده سیال را بیشتر حرکت دهد. پمپ الکترواسمزی به دو دسته جریان متناوب و مستقیم تقسیم می‌شوند. پمپ جریان متناوب^۲ در مقایسه با پمپ جریان مستقیم، دارای ولتاژ پایین و همچنین الکتروولیز کمتری است که این پژوهش نیز بر روی این نوع پمپ متمرکز شده است.

اگرچه از الکترودهای متقارن (الکترودها با عرض یکسان)، برای ایجاد جریان الکترواسموتیک استفاده می‌شود، اما پمپ جریان متناوب الکترواسمزی با الکترودهای متقارن، نمی‌تواند جریان را در جهت دلخواه ایجاد کند. در واقع، این نوع پیکربندی الکتروود متقارن، یک حرکت چرخشی را در مجاورت الکتروود به صورت گردابه ایجاد می‌کند [۷].

در سال ۲۰۰۰^{۱۵} اژداری [۸] برای اولین بار به صورت تئوری پیش‌بینی کرد که می‌توان از عدم تقارن آرایه الکترودها (عرض الکترودها در یک جفت و فاصله بین آن‌ها باید متفاوت باشند)، برای هدایت سیال در یک جهت خاص، به منظور پمپاژ استفاده کرد. میدان الکتریکی نزدیک فاصله بین الکترودهای مجاور، بر روی بارهای معلق نزدیک سطح الکتروود عمل می‌کند. این نیرو، گردابه‌هایی در لبه الکترودها ایجاد می‌کند و اندازه این گردابه‌ها به عرض الکترودها وابسته است؛ یعنی گردابه بزرگ‌تر بر روی الکتروود عریض ایجاد می‌شود و الکتروود عریض، بر جهت جریان کلی تسلط پیدا می‌کند.

از میکروپمپ‌های الکترواسمزی با آرایه الکترودهایی با عرض برابر (متقارن) می‌توان در معرض فازهای مختلف سیگنال - ولتاژ متناوب^۴ برای القای حرکت یک طرفه پایا استفاده کرد [۹]. از مزایای فناوری مکمل‌های اکسید فلز نیمه هادی^۵، که با تکنولوژی سازگار هستند، می‌توان به ساخت یک میکروپمپ، به منظور تشخیص بیومولکولی حسگرهای زیستی با هزینه کم و تولید انبوه اشاره کرد. از آنجایی که پمپ‌های الکترواسمزی جریان مستقیم، به ولتاژ بالا (ده‌ها ولت) نیاز دارند، در سال ۲۰۱۹^۶ و همکاران [۱۰]، یک میکروپمپ با فازهای مختلف سیگنال - ولتاژ متناوب مبتنی بر

7 Resistor-capacitor
8 Yoshida
9 Square pole—slit
10 Gao
11 Orthogonal
12 Pillar electrodes
13 Badran
14 Okamoto

1 Electric double layer
2 AC electro-osmosis
3 Ajdari
4 Traveling wave electro-osmosis
5 Complementary metal-oxide-semiconductor
6 Yen

طراحی شده است. سپس، در هریک از این طرح‌ها، به منظور دستیابی به پمپاژ قوی‌تر، تأثیر ایجاد پله بر روی هر یک از الکترودهای پایه (مقارن و نامقارن موجود در هر طرح) بررسی شده است. بدین منظور، عرض و ارتفاع پله‌ها و محل قرارگیری آن‌ها بر روی الکترودهای پایه به‌سازی شده است که این موارد را می‌توان از جمله نوآوری‌های این پژوهش عنوان کرد. برای معبرسازی حل عددی، تراشه بهبود یافته با استفاده از روش فتولیتوگرافی، شامل مراحلی چون لایه نشانی الکترو پلاتین بر روی شیشه لام، ایجاد پله‌ها بر روی الکترودها با استفاده از پلیمر و ساخت میکروکانال در محیط آزمایشگاه ساخته شده است. به منظور به‌سازی، با استفاده از روش حل‌کننده‌های غیر مبتنی بر گرادیان^۵، متغیرهای کنترل، ابعاد هندسه را تعیین می‌کنند. روش‌های مختلفی مبتنی بر این حل‌کننده وجود دارد که در این پژوهش از روش بهینه‌سازی کران با تقریب درجه دو^۶ استفاده شده است. هدف عمده این به‌سازی، ایجاد حداکثر سرعت، دبی و فشار از طریق پمپ سه‌بعدی جریان متناوب است. علاوه بر موارد ذکر شده، اندازه هر یک از الکترودها در یک جفت، به منظور تقارن یا عدم تقارن جفت الکترودها، فاصله بین هر یک از الکترودها در یک جفت و فاصله بین هر جفت الکترودها و همچنین مشخصات الکتریکی شامل ولتاژ و فرکانس نیز به‌سازی شده است. حوزه حل به همراه شرایط مرزی این شبیه‌سازی عددی، در بخش بعد ارائه شده است که در نهایت منجر به ساخت این میکروپمپ گردیده است.

۲- الگوسازی نظری

پمپ جریان متناوب الکترواسموزی به ویژه در هندسه‌های الکترودها سه‌بعدی، پدیده‌ای پیچیده از هیدرودینامیک الکتروشیمیایی است، به همین دلیل، ساده‌سازی‌های انجام شده توسط پژوهشگران گذشته به منظور شبیه‌سازی عددی مورد بررسی قرار می‌گیرد. حوزه الکتریکی و حوزه سیال به طور جداگانه مشخص می‌شوند؛ بنابراین، مدل عددی شامل دو مجموعه معادلات حاکم و شرایط مرزی مربوط به هر حوزه می‌شوند. برای حل همزمان معادلات، تنها برای ولتاژهای کوچک مطابق رابطه (۱) قابل توجیه است [۲۱ و ۲۲].

$$V_T \ll KT / e = 25 \text{ mV} \quad (1)$$

در این رابطه V_T ولتاژ آستانه، K ثابت بولتزمن، T دما (۳۰۰ کلوین)

شارژ دیکسون^۱ پیشنهاد دادند. ولتاژ بالا مورد نیاز جهت عملکرد موفقیت‌آمیز میکروپمپ، توسط مدار یکپارچه با منبع تغذیه ولتاژ پایین تولید شد که حداکثر سرعت و دبی جریان به ترتیب برابر با 137 m/s و 167 nl/min ایجاد گردید. بازانت^۲ و بن [۱۹] و اوربانسکی^۳ و همکاران [۷] در سال ۲۰۰۶، به طور آزمایشگاهی، پمپ جریان متناوب با آرایه‌های الکترودها سه‌بعدی را نشان دادند که پله‌هایی بر روی آرایه الکترودهای مسطح مقارن قرار دارد. در این طرح، با افزایش سطح بخشی از الکترودها مسطح مقارن (الکترودهای پایه)، از طریق ایجاد موانعی (پله) بر روی هر یک از این الکترودها، پمپ مسطح مقارن به پمپ غیر مسطح نامقارن تبدیل می‌شود. پمپ غیر مسطح در مقایسه با پمپ‌های مسطح، می‌تواند جریان سیال پرسرعت تولید کند و به سرعت بالاتر از 0.4 mm/s برسد. الکترودهای پله‌ای، به منظور ایجاد یک جریان نامقارن و همچنین حرکت گردابه‌ها مانند تسمه نقاله سیال^۴ طراحی شده است. در واقع هدف این است با کم کردن ناحیه مسطح الکترودها پایه و افزایش سطح بخشی از الکترودها، گردابه‌های تولید شده، باعث افزایش پمپاژ در جهت مورد نظر و کم کردن جریان برگشتی شوند. انتخاب مناسب ارتفاع پله، سبب می‌شود گردابه‌هایی که بر روی سطوح مسطح تشکیل می‌شوند، در نزدیکی سطوح پله‌ها دوباره گردش کنند؛ بنابراین، غلتک‌هایی برای تسمه نقاله سیال فراهم می‌شود. واضح است که این گردابه‌ها پمپاژ را به میزان قابل توجهی افزایش می‌دهند. همچنین اوربانسکی و همکاران [۲۰]، وابستگی سرعت جریان به ارتفاع پله الکترودها، بر اساس الکترودها سه‌بعدی ادامه دادند و پارامترهای هندسی دیگری از جمله ارتفاع و عرض گام‌های سه‌بعدی بر روی الکترودهای پایه را معرفی کردند که در مطالعه آن‌ها، ارتفاع فیزیکی پله‌ها به عنوان عاملی برای بهبود عملکرد پمپاژ متغیر است؛ بنابراین، به‌سازی ابعاد الکترودهای پله‌ای، به منظور جلوگیری از جریان گردابه معکوس ضروری است.

مرور مطالعات یاد شده نشان می‌دهد، اگرچه مفاهیم اصلی به منظور طراحی یک میکروپمپ، همگی روش‌های قابل قبول برای تولید جریان خالص در کانال هستند، اما تاکنون به‌سازی مبسوط پارامترهای هندسی تعیین‌کننده، به منظور ارائه جریان سیال پایا مورد بررسی قرار نگرفته است. در تحقیق حاضر، به کمک مدل‌سازی عددی، ابتدا دو میکروپمپ متفاوت شامل آرایه الکترودهای مسطح مقارن و آرایه الکترودهای مسطح نامقارن

- 1 Dickson
- 2 Bazant
- 3 Urbanski
- 4 Fluid conveyor belt

5 Derivative-Free Solvers

6 Bound Optimization by Quadratic Approximation

و e بزرگی بار یک الکترون است.

همچنین شرط مرزی روی سطح الکترودها عبارت است از:

۲-۱- معادلات حوزه الکتریکی و سیال

$$n \cdot \vec{\nabla} \phi = \frac{i\omega C_{DI} \Lambda}{\sigma} (\phi - V_{peak}) \quad (4)$$

که مقدار C_{DI} برابر است با:

$$C_{DI} = \frac{\epsilon}{\lambda_D} \quad (5)$$

که σ هدایت الکتریکی محلول الکترولیت، V_{peak} ولتاژ اعمال شده، ϵ ثابت گذردهی سیال، λ_D ضخامت لایه دوگانه و ω فرکانس زاویه‌ای است. همچنین نسبت پتانسیل لایه انتشار و پتانسیل کل لایه دوگانه با یک ضریب تصحیح Λ طبق رابطه (۶) نشان داده می‌شود، که مربوط به ظرفیت لایه سخت (C_S) و انتشار (C_D) مربوط به لایه دوگانه الکتریکی است:

$$\Lambda = \frac{\Delta\phi_d}{\Delta\phi_{DL}} = \frac{C_S}{C_S + C_D} \quad (6)$$

سپس با حل معادله لاپلاس، سرعت لغزشی الکترواسموزی (خارج از لایه‌های دوگانه) روی الکترودها (به منظور شرط مرزی معادله استوکس) از معادله اسملوچوفسکی محاسبه می‌گردد.

$$u_{ACEO} = -\frac{\epsilon}{4\mu} \Lambda \frac{\partial}{\partial x} |\phi - V_{peak}|^2 \quad (7)$$

$$u_{||} = \frac{\epsilon \Lambda}{2\eta} \left(\begin{array}{l} Re [\pm V_{peak} - \phi] Re \left[\frac{\partial \phi}{\partial x} \right] + \\ Im [\pm V_{peak} - \phi] Im \left[\frac{\partial \phi}{\partial x} \right] \end{array} \right) \quad (8)$$

$$u_{\perp} = 0 \quad (9)$$

متاسفانه آزمایش‌های پمپ جریان متناوب الکترواسموزی همیشه ولتاژهای بسیار بیشتری را شامل می‌شود که از نظر تئوری بسیار پیچیده‌تر شده و هنوز به طور کامل توسعه نیافته است [۲۳]. با این وجود، مدل خطی توسط گونزالز^۱ [۲۴]، موفق شده است حداقل مشخصات کیفی بسیاری از آزمایشات را به دست آورد؛ بنابراین، به عنوان یک تقریب اولیه منطقی مورد استفاده قرار می‌گیرد که در پژوهش‌های تحلیلی گذشته به تفصیل شرح داده شده است. گونزالز، لایه دوگانه را مانند یک خازن ایده‌آل (که می‌تواند بی‌نهایت بار الکتریکی ذخیره کند) فرض کرد که می‌توان از اثر اندازه یون‌ها در لایه دوگانه صرف‌نظر کرد. در واقع، با این فرض کل سطح الکتروود قطبی می‌شود و لایه دوگانه رفتار خطی از خود نشان می‌دهد. همچنین، لایه دوگانه در ولتاژ $(-2/5)$ ولت و فرکانس‌های پایین، در حالت شبه‌تعادلی^۲ است؛ یعنی، سیستم جهت رسیدن به تعادل (تعادل یون‌ها)، مستلزم زمان کوتاه پس از هر تغییر کوچک در سیستم است؛ در نتیجه، خواص سیستم در تمامی بخش‌های آن ثابت در نظر گرفته می‌شود. در نهایت با فرض مدل خطی، جهت توزیع پتانسیل در توده سیال، چگالی بار الکتریکی برابر صفر است. همچنین الکترودها در جهت عرضی به اندازه کافی گسترده‌اند تا مسئله به صورت دو بعدی در نظر گرفته شود. برای ولتاژهای کوچک، غلظت توده الکترولیت (و رسانایی) تقریباً یکنواخت باقی می‌ماند و میدان الکتریکی یکنواخت فرض شده و معادله لاپلاس (قانون اهم) برقرار است.

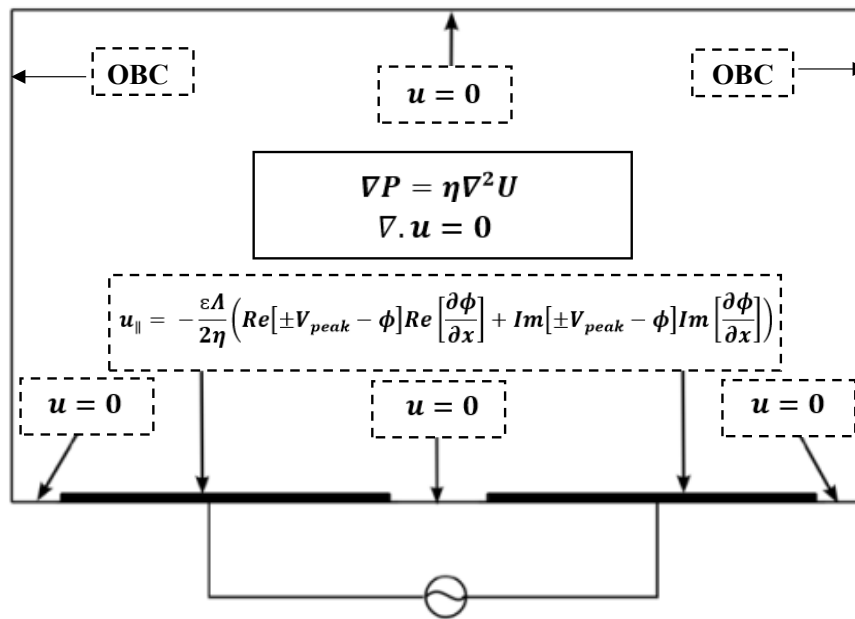
در نتیجه معادله لاپلاس برای حل پتانسیل الکتریکی سیال الکترولیت به صورت زیر است:

$$\nabla^2 \phi = 0 \quad (2)$$

شرایط مرزی سطوح بدون الکتروود عبارت است از:

$$n \cdot \vec{\nabla} \phi = 0 \quad (3)$$

1 Gonzalez
2 Quasi equilibrium



شکل ۱. معادلات حاکم و شرایط مرزی بر سیال بر روی یک جفت الکترود

Fig. 1. Governing equations and boundary conditions on a electrode pair

ناویر-استوکس به معادله استوکس کاهش یافته است:

$$\bar{\nabla}P = \eta \bar{\nabla}^2 \bar{V} \quad (11)$$

مطابق شکل ۱ در دیواره‌های بالا و پایین میکروکانال شرط عدم لغزش برقرار است. دیواره‌های سمت چپ و راست، از شرط مرزی مرز آزاد^۱ با تنش ویسکوزیته صفر استفاده شده است تا سیال در دامنه حل جریان یابد. همانطور که در بخش قبل توضیح داده شد، حوزه الکتریکی به دو قسمت شامل لایه دوگانه و توده سیال تقسیم می‌شود. قسمت توده سیال به صورت مقاومتی و لایه دوگانه به صورت خازنی در نظر گرفته می‌شود؛ بنابراین، یک مدل مدار خطی^۲ برای مسئله حوزه الکتریکی ایجاد شده است. بنابراین اندازه‌گیری مقیاس زمانی در رژیم خطی طبق رابطه زیر مهم است که ناشی از اثر باردار شدن یا تخلیه بار ظرفیت لایه انتشار است [۲۰].

در واقع، $u_{||}$ سرعت موازی و u_{\perp} سرعت عمود بر سطح الکترودها و x در امتداد الکترودها است. همچنین عبارت Re و Im به ترتیب بخش حقیقی و موهومی سرعت را نشان می‌دهند.

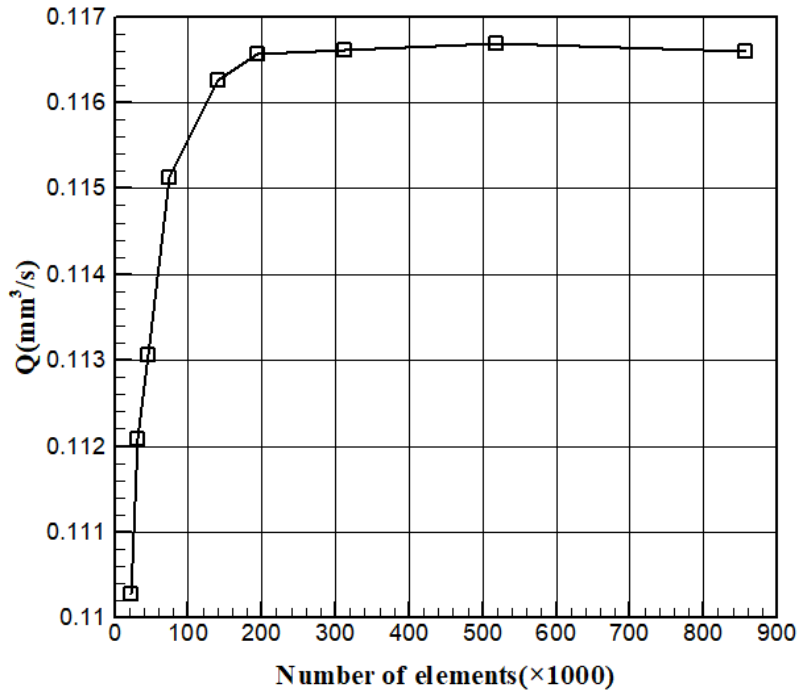
به منظور مشخص کردن جریان در میکروپمپ، بررسی جریان در توده الکترولیت ضروری است. معادله حاکم بر حوزه سیال معادله ناویر-استوکس است که به ترتیب در رابطه (۱۰) نشان داده شده است.

$$\rho \left(\frac{\partial \bar{V}}{\partial t} + \bar{V} \cdot \bar{\nabla} \bar{V} \right) = -\bar{\nabla}P + \eta \bar{\nabla}^2 \bar{V} + \bar{F}_e \quad (10)$$

به طوری که P فشار، \bar{F}_e نیروی حجمی، η لزجت، ρ چگالی و \bar{V} سرعت سیال است.

با توجه به اینکه سرعت جریان چند میلیمتر بر ثانیه است (عدد رینولدز کمتر از یک)؛ بنابراین، سیال در رژیم جریان تراکم‌ناپذیر و لزج است. با صرف نظر از عبارت اینرسی و نیروی حجمی برای جریان پایا و تراکم‌ناپذیر، معادله

1 Open boundary condition
2 Resistor capacitor



شکل ۲. بررسی استقلال حل از شبکه

Fig. 2. Mesh independence study

یکی از پارامترهای مهم جریان (به عنوان مثال دبی عبوری از کانال) برای شبکه‌های مختلف را محاسبه نمود. با در نظر گرفتن جریان با عامل حرکت الکترواسمزی در یک میکروکانال به محاسبه دبی پرداخته می‌شود. بنابراین، برای نشان دادن استقلال حل مسأله از تعداد و موقعیت گره‌های شبکه در نرم‌افزار کامسول، مطابق شکل ۲، مش‌های مثلثی تولید شده که با توجه به هندسه مورد نظر، شبکه با تعداد ۳۰۰ هزار نمایان‌گر نتایج قابل قبولی است. شکل ۳ مدل مش‌بندی الکترودهای پله‌ای در میکروکانال را نشان می‌دهد. همانطور که قابل مشاهده است، در تمام سطوح مدل دو بعدی میکروپمپ الکترواسمزی، از المان‌های مثلثی استفاده شده است.

۲-۳- به‌سازی هندسه الکتروود

ماژول به‌سازی یک رابطه کلی برای تعریف توابع هدف، مشخص کردن متغیرهای طراحی و تنظیم محدودیت‌های مربوط به آن‌ها است. استفاده از این ماژول شامل چهار مرحله است که در ابتدا، تابع هدف (فشار بهینه) تعریف می‌شود. سپس، مجموعه‌ای از متغیرهای طراحی تعیین می‌گردد (بخش‌های مختلف هندسه الکتروود). در مرحله بعد، مجموعه‌ای از محدودیت‌های

$$\tau_c = \frac{\Lambda L}{\lambda_D} \left(\frac{\varepsilon}{\sigma} \right) \quad (12)$$

که L عنوان طول مشخصه سیستم (معمولاً حداقل اندازه) تعریف

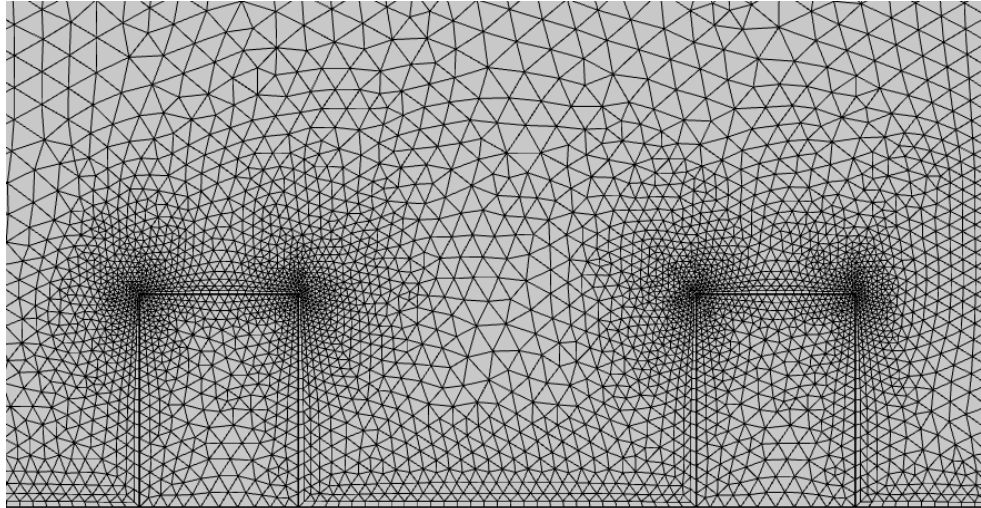
می‌شود.

این معادلات برای یک مدل هندسی، جهت تجزیه و تحلیل عددی با استفاده از روش المان محدود حل می‌گردد. نرم‌افزار مورد استفاده کامسول^۱ است که معادلات دیفرانسیل جزئی معادلات حاکم و شرایط مرزی را با استفاده از فرم کلی آن‌ها حل می‌کند.

۲-۲- بررسی شبکه و اثبات همگرایی حل

در مسأله مورد نظر در این پژوهش، به دلیل اثرات غیر خطی موجود در معادلات ممنوم، باید همگرایی حل بدست آمده را بررسی نمود. برای نشان دادن استقلال حل مسأله از تعداد و موقعیت گره‌های شبکه، باید

1 COMSOL Multiphysics 5.4



شکل ۳. بزرگ‌نمایی مش‌بندی در مدل دو بعدی

Fig. 3. Magnification of structure meshing in two-dimensional model

چپ در جفت‌های متناوب همگی به یک پتانسیل متناوب متصل هستند، در حالی که الکترودهای سمت راست در جفت‌های متناوب همه به یک پتانسیل متناوب با تأخیر فاز ۱۸۰ درجه متصل هستند.

یک طرح سه‌بعدی پله‌ای، کارآمدترین طرح از نظر عملکرد است که نمونه‌های اولیه آن بر پایه شیشه یا سیلیکون ساخته شده است که با استفاده از مجموعه‌ای از مراحل الگوبرداری^۱، حکاکی و آبکاری ساخته می‌شوند [۲۶]. ابتدا لیتوگرافی رزیست مثبت^۲ بر روی شیشه به وسیله دستگاه لایه‌نشانی چرخشی^۳ با سرعت ۳۰۰۰ rpm به مدت ۳۰ ثانیه انجام شد. سپس الگوی طرح مورد نظر که از حل عددی به دست آمده، انتقال الگو به شیشه تکمیل گردید.

برای لایه نشانی کندوپاش^۴ پلاتین بر روی شیشه الگو شده با رزیست، پیش وکیوم با فشار ۰/۰۰۰۱۹ mbar و با فشار آرگون در حین لایه‌نشانی ۰/۰۰۰۸۲ mbar انجام شد.

به منظور ساخت پله‌ها بر روی الکترودها، لایه‌نشانی رزیست منفی^۵ روی

ویفر به وسیله دستگاه لایه‌نشانی چرخشی با سرعت ۳۰۰۰ rpm به مدت

متغیرهای طراحی تعریف می‌شود (تعیین مقدار ماکزیمم و مینیمم اندازه الکترودها و فاصله بین آن‌ها) و در آخر، با تغییر متغیرهای طراحی و در عین حال رضایت از محدودیت‌های ایجاد شده، برای بهبود طراحی استفاده می‌گردد [۲۵]. به منظور به‌سازی، با استفاده از روش حل‌کننده‌های غیر مبتنی بر گرادیان، متغیرهای کنترل، ابعاد هندسه را تعیین می‌کنند. روش‌های مختلفی مبتنی بر این حل‌کننده وجود دارد که در این پژوهش از روش بهینه‌سازی کران با تقریب درجه دو استفاده شده است.

به‌سازی بخش‌های مختلف هندسه الکترودها مطابق شکل ۴ صورت گرفته است که عبارت است از: اندازه‌ی هر یک از الکترودها در یک جفت، به منظور بررسی حالت تقارن یا عدم تقارن (L_1 و L_2)، فاصله بین هر یک از الکترودها در یک جفت و فاصله بین هر جفت الکترودها (G_1 و G_2)، محل قرارگیری پله‌های سه‌بعدی بر روی الکترودهای پایه، به عبارت دیگر فاصله شروع از لبه ابتدایی الکترودها (S_1 و S_2)، عرض هر یک از پله‌ها بر روی هر الکترودها (W_1 و W_2) و ارتفاع پله روی هر الکترودها (h_1 و h_2).

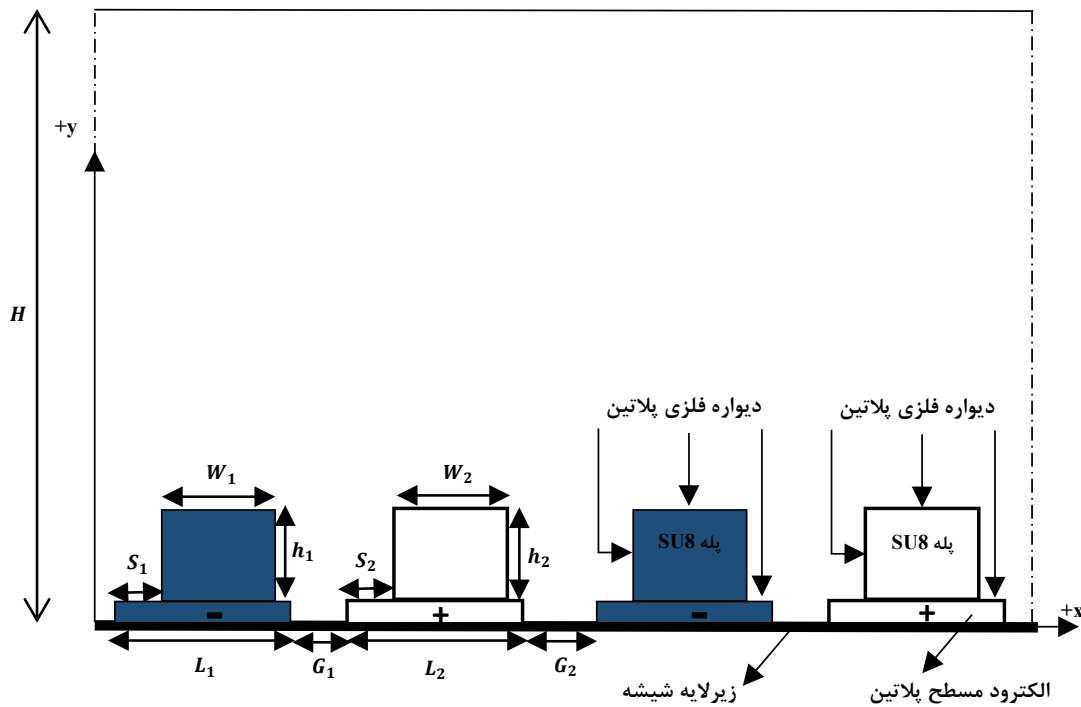
۳- الگوسازی تجربی

۳-۱- مراحل ساخت میکروتراشه

در کف میکروکانال (طول ۲۶ میلی‌متر و عمق ۲ میلی‌متر)، ۱۰۸ جفت

الکترودها در راستای عمود بر حرکت سیال قرار گرفته است. الکترودهای سمت

- 1 Photo-patterning
- 2 Positive resist SU8-1813
- 3 Spin coater
- 4 Sputtering
- 5 SU8-2010



شکل ۴. شماتیک به‌سازی هندسه الکتروودها در میکروکانال

Fig. 4. Schematic of improving the geometry of the electrodes in the microchannel

روی هات‌پلیت در دمای ۹۰ درجه به مدت ۲۰ دقیقه نگه داشته شد. بعد از این مدت زمان، ماده پلیمری از ویفر جدا شد، سپس در اندازه مورد نظر به صورت دقیق برش داده و با استفاده از پنچ ۱ میلیمتری، ابتدا و انتهای آن برای ورود و خروج سیال سوراخ شد. سرانجام با چسباندن میکروکانال پلیمری و شیشه به یکدیگر، بر روی هات‌پلیت در دمای ۹۰ درجه به مدت ۵ دقیقه حرارت داده شد.

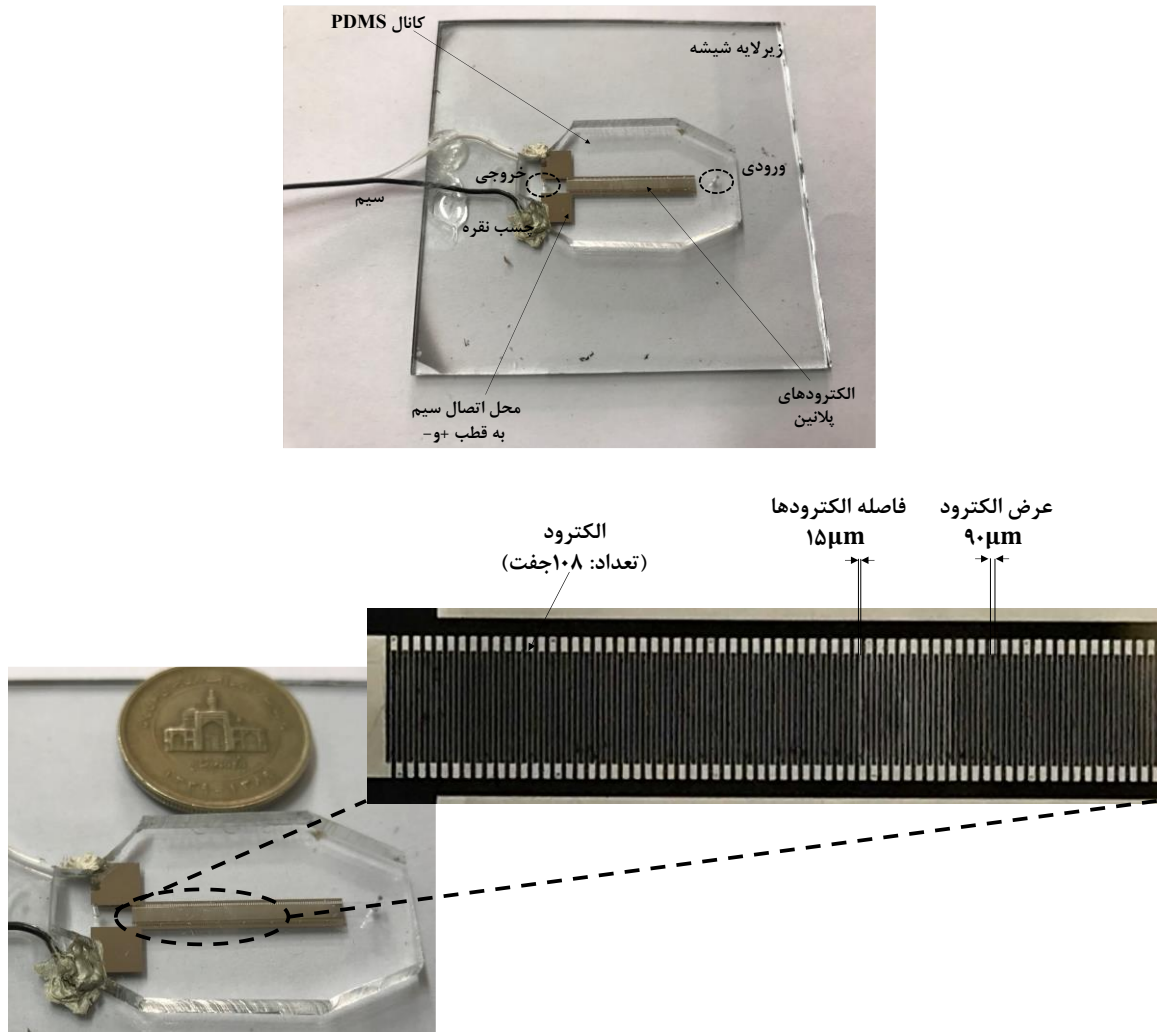
در نهایت جفت الکتروودهای پله‌ای شانه‌ای، از جنس پلاتین ساخته شده روی زیرلایه شیشه و چسباندن آن به میکروکانال با ضخامت ۷۰ میکرومتر، طبق مراحل ذکر شده، در شکل ۵ نشان داده شده است. جهت اتصال الکتریکی الکتروودها از طریق سیم به منبع تغذیه، نصف الکتروودها به قطب مثبت و نصف دیگر به قطب منفی متصل می‌شوند که این الکتروودها به صورت یک درمیان از نظر اتصال الکتریکی از یکدیگر جدا شده‌اند. در شکل زیر، پدهای اتصال الکتریکی الکتروودها را نشان می‌دهد که از این طریق برای اتصال به مولد، از یکدیگر جدا شده‌اند.

۳۰ ثانیه (برای ایجاد لایه به ضخامت ۱۰ میکرون) انجام شد. در این مرحله با دقت بسیار زیاد، لیتوگرافی با دستگاه تنظیم کننده ماسک، برای ایجاد طرح مورد نظر با تطابق روی الکتروودهای پلاتین ایجاد شده، با توان 1 mW/cm^2 به مدت ۱۲۰ ثانیه انجام شد.

۳-۲- ساخت قالب میکروکانال

لایه‌نشانی رزیست منفی روی ویفر به وسیله دستگاه لایه‌نشانی چرخشی، با سرعت ۲۰۰۰ rpm به مدت ۳۰ ثانیه (برای ایجاد لایه به ضخامت ۷۰ میکرون) انجام شد که در دمای ۹۵ درجه به مدت ۲۵ دقیقه بازپخت می‌شود. سپس با دستگاه تنظیم کننده ماسک، برای ایجاد طرح مورد نظر با توان 1 mW/cm^2 به مدت ۱۸۰ ثانیه لیتوگرافی انجام شد. به منظور ساخت میکروکانال، یک ماده پلیمری شفاف سیلگارد-۱۸۴^۱ با عمل‌آورنده به نسبت وزنی ۱۰ به ۱ به طور کامل ترکیب شد، سپس حباب‌زدایی و خشک کردن به مدت ۳۰ دقیقه انجام شد. ترکیب پلیمری در قالب ریخته و برای بازپخت

1 Sylgard (Poly dimethylsiloxane)



شکل ۵. میکروپمپ ساخته شده در این پژوهش

Fig. 5. Constructed micropump in this research

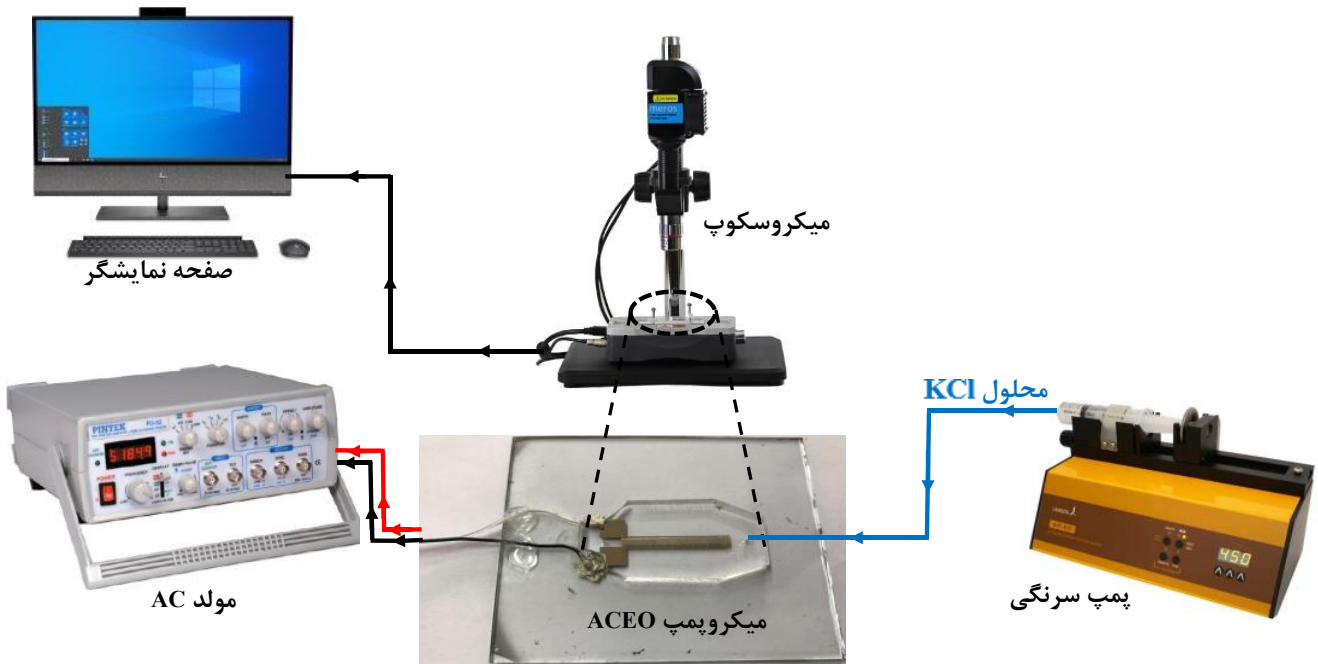
باشد. از طریق میکروسکوپ، حرکت سطح مشترک سیال و هوا در لوله‌های مویین تصویربرداری و توسط نرم افزار پردازش تصویر مشاهده شد. با توجه به اینکه در این کار آزمایشگاهی از پمپ سرنگی جهت تزریق سیال استفاده شده، بنابراین عدم قطعیت نتایج تجربی برابر $\pm 1\%$ است.

به منظور مشاهده حرکت سیال جهت اندازه‌گیری فشار پمپ، یک سازه بر روی تراشه برای ثابت و عمودی نگه‌داشتن لوله‌های شیشه‌ای طراحی و به کمک چاپگر سه‌بعدی ساخته شده است. لازم به ذکر است برای اندازه‌گیری

۳-۳- روش اندازه‌گیری

مطابق شماتیک شکل ۶، ولتاژ مورد نیاز به آرایه‌های الکترودها متصل به یک مولد^۱ تأمین می‌شود که سیگنال‌های سینوسی را با فرکانس از ۱ کیلوهرتز تا ۱ مگاهرتز با ولتاژهای ۰ تا ۱۰ ولت تولید می‌کند. محلول پتاسیم کلرید توسط پمپ تزریق سرنگی لامبدا^۲ از طریق لوله‌های مویین با قطر خارجی ۱ میلی‌متر به داخل میکروکانال تزریق شد. بعد از پر شدن کانال، مدتی زمان داده شد که سیال به حالت پایدار برسد و هیچگونه حرکتی نداشته

- 1 Gw Instek
- 2 Lambda



شکل ۶. شماتیک بستر آزمایشگاهی مورد مطالعه پژوهش حاضر

Fig. 6. Schematic of the experimental setup in the present study

(۱۴) محاسبه شد.

$$\Delta x = v \Delta t$$

(۱۴)

که v سرعت سیال و Δt مدت زمان حرکت سیال است.

۴- نتایج و بحث

۴-۱- نتایج عددی

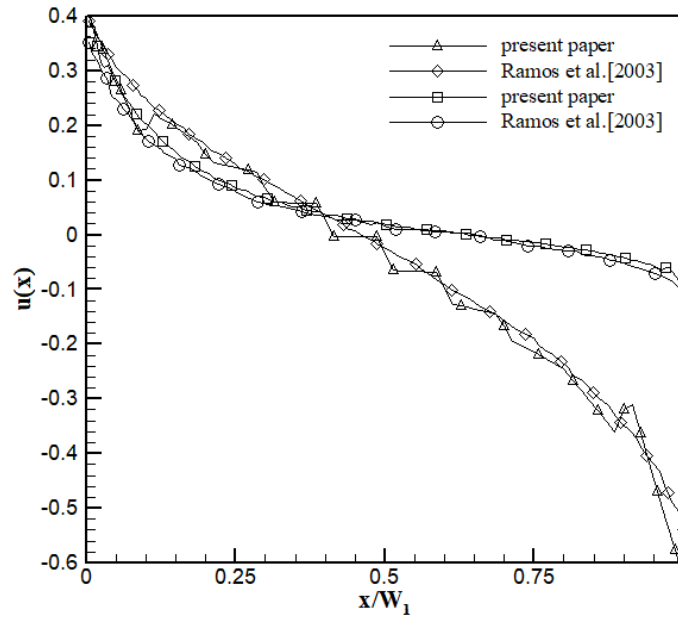
برای بررسی صحت برنامه عددی و اعتبارسنجی نتایج استخراج شده در برخورد با شرط مرزی روی الکترودها (حل معادلات حوزه الکتریکی)، سرعت لغزشی الکترواسمزی روی الکترودها در یک میکروکانال با استفاده از مطالعه راموس و همکاران [۲۳] مطابق شکل ۷ انجام شد؛ زیرا نتایج آنها برای الکترودهای نامتقارن مسطح با مشاهدات تجربی مطابقت دارد [۲۸]. این شکل نشان می‌دهد که نتایج بدست آمده در اجرای برنامه حاضر انطباق خوبی با نتایج راموس دارد. مقدار سرعت لغزشی بر حسب موقعیت، روی

اختلاف ارتفاع، حتماً باید از لوله شیشه‌ای غیر قابل انعطاف استفاده شود [۲۷]. در واقع در ابتدا سطح سیال در هر دو لوله موئین یکسان است، اما به محض اعمال ولتاژ، اختلاف ارتفاعی بین دو سمت لوله اتفاق می‌افتد، این اختلاف ارتفاع سطح مشترک سیال و هوا بین دو لوله موئین در فرکانس و ولتاژهای مختلف، اندازه‌گیری و فشار تولیدی توسط میکروپمپ با استفاده از رابطه (۱۳) محاسبه شد.

$$\Delta P = \rho g \Delta h \quad (13)$$

که ρ چگالی سیال، g شتاب گرانشی و Δh اختلاف ارتفاع لوله‌های موئین است.

همچنین برای اندازه‌گیری میزان سرعت سیال، دو لوله موئین به منظور ثابت نگه داشتن لوله‌ها، به صورت افقی جهت اندازه‌گیری سرعت سیال طراحی شدند [۲۷]. با توجه به زمان تصویربرداری از شروع حرکت سیال تا پایان آن و همچنین میزان جابه‌جایی سیال، سرعت سیال با استفاده از رابطه



شکل ۷. اعتبارسنجی سرعت لغزشی روی الکترود در روش مدل سازی عددی

Fig. 7. Validation of slip velocity on electrode in numerical modeling

جدول ۱. مقادیر ثابت استفاده شده در برنامه عددی

Table 1. Constant values used in numerical simulation

مقدار (واحد)	نماد	متغیر
۰/۰۰۱ [kg/m.s]	μ	لزجت
۰/۰۰۲۱ [S/m]	σ	هدایت الکتریکی سیال
۰/۰۰۱۵ [mol]	C	غلظت محلول
$۸۷ \times ۸/۸۵ \times ۱۰^{-۱۲}$ [F/m]	ϵ	ضریب گذردهی الکتریکی
۱۰ [nm]	λ_D	ضخامت لایه دوگانه
۱	Λ	ضریب تصحیح

۲ نشان داده شده است. در این هندسه، مقادیر الکترودهای پایه در یک جفت، فاصله پله از لبه ابتدایی الکترودها، عرض هر یک از پله‌ها و همچنین ارتفاع آن‌ها متفاوت است. علاوه بر هندسه متفاوت پله الکترودها، مقدار فاصله بین هر الکترود در یک جفت، با فاصله بین هر جفت الکترود نیز متفاوت در نظر گرفته شده است.

با توجه به نتایج حاصل از ایجاد پله بر روی جفت الکترودهای پایه نامتقارن، مطابق شکل ۸، خطوط جریان غیریکنواخت و گردابه‌های نامتقارن

الکترودهای بی‌بعد شده با عرض الکترود، رسم شده است. در شبیه‌سازی عددی در این پژوهش، از مقادیر ثابت مختلفی استفاده شده است. این مقادیر در جدول ۱ به همراه یکاهای آن‌ها ارائه شده است.

۴-۱-۱- به‌سازی هندسه الکترودها به صورت نامتقارن
به منظور بررسی تأثیر پله روی جفت الکترودهای نامتقارن، بر روی پارامترهای هندسی الکترودها به‌سازی انجام شده که مقادیر آن‌ها در جدول

جدول ۱. اندازه مشخصات هندسی جفت الکترودهای نامتقارن

Table 1. Geometric parameter size of asymmetric electrode pairs

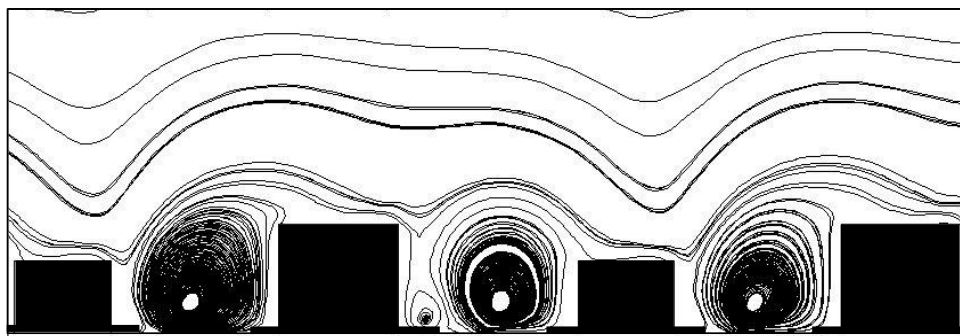
مقدار	بعد	پارامتر
۲۶	mm	طول کانال (L)
۱۰۰	μm	الکترود پایه چپ (L_1)
۱۱۰	μm	الکترود پایه راست (L_2)
۱۵	μm	فاصله بین هر الکترود (G_1)
۲۵	μm	فاصله بین هر جفت الکترود (G_2)
۲۰	μm	فاصله از لبه ابتدایی الکترود چپ (S_1)
۴۰	μm	فاصله از لبه ابتدایی الکترود راست (S_2)
۴۰	μm	عرض پله چپ (W_1)
۲۰	μm	عرض پله راست (W_2)
۴	μm	ارتفاع پله چپ (h_1)
۷	μm	ارتفاع پله راست (h_2)
۷۰	μm	ارتفاع کانال (H)

مقایسه سرعت پمپ جهت بررسی تأثیر ارتفاع پله‌های الکترودهای پایه (h_1 و h_2)، برای ولتاژ ۲/۵ ولت به عنوان تابعی از فرکانس در شکل ۹ ارائه شده است، به طوریکه W_1 و W_2 برابر با ۴۰ میکرون و S_1 و S_2 برابر با ۱۰ میکرون ثابت فرض شده است. در فرکانس‌های پایین (کمتر از ۱ کیلوهرتز)، لایه‌های دوگانه در هر سیکل، زمان کافی دارند تا باردار شوند یعنی تمامی بارهای مخالف موجود در سیال الکترولیت را روی الکترود قرار دهد و در نتیجه هیچ لغزش الکترواسموتیکی وجود ندارد. در فرکانس‌های بالا (بیشتر از ۱ کیلوهرتز)، زمان کافی برای باردار شدن لایه دوگانه به اندازه کافی به منظور ایجاد پتانسیل قابل توجهی وجود ندارد و از این رو هیچ لغزشی وجود ندارد. فرکانس مدار خطی، مربوط به شرایطی است که در هر سیکل، لایه دوگانه الکترود به طور نسبی در نزدیکی لبه‌ها باردار می‌شود. همچنین میدان الکتریکی مماسی در گوشه‌های الکترود به حداکثر می‌رسد؛ بنابراین، سرعت لغزشی در گوشه‌ها به حداکثر می‌رسد. به همین دلیل در این

در نزدیکی الکترودها مشاهده می‌شود که با لبه پله الکترودها در تماس هستند. این گردابه‌ها، جریان قابل توجهی در جهت مخالف بر روی پله ایجاد می‌کنند که عملکرد پمپاژ جریان را ضعیف می‌کند [۱۹].

۴-۱-۲- به‌سازی محل قرارگیری پله‌ها و ارتفاع آن‌ها

جهت به‌سازی ارتفاع الکترودها در یک آرایه متقارن، پارامترهای ثابت مورد استفاده در تمامی طرح‌ها به شرح جدول ۳ است. در هر مورد به‌سازی، ۱۰۸ جفت الکترود در میکروکانال وجود دارد که عرض پله و شروع آن‌ها از لبه الکترود ثابت در نظر گرفته شده است تا تأثیر ارتفاع‌های مختلف را نشان دهد. ارتفاع پله از $1 \mu\text{m}$ تا نصف عرض الکترود پایه ($45 \mu\text{m}$) در نظر گرفته شده است. این مقادیر نیز از بین تعداد زیادی داده و با توجه به محدودیت‌های موجود در ساخت میکروپمپ، بهترین حالت‌ها به صورت مختصر و کارآمد انتخاب شده است.



شکل ۸. خطوط جریان حاصل از طرح الکترودهای پله‌ای نامتقارن

Fig. 8. Stream lines of asymmetric step electrodes

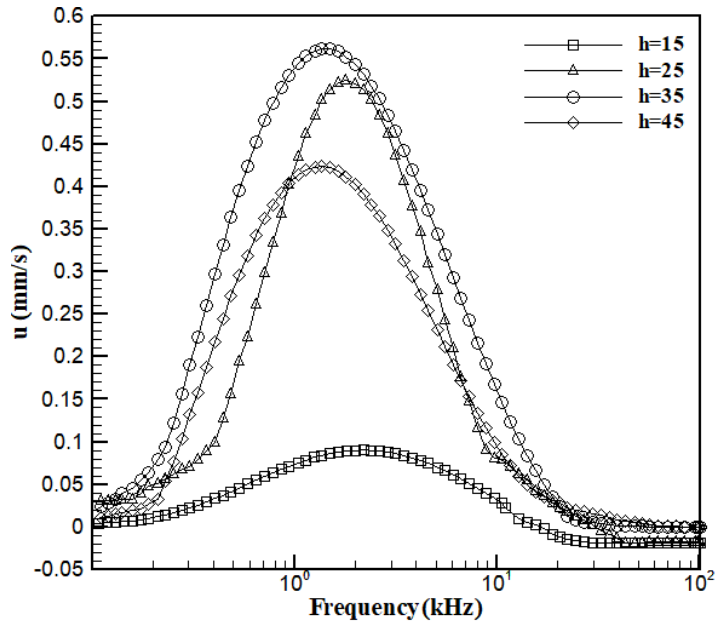
جدول ۳. پارامترهای ثابت مورد استفاده در به‌سازی تمامی طرح‌ها

Table 3. Constant parameters used in improving all designs

مقدار	بعد	پارامتر
۲۶	mm	طول کانال (L)
۷۰	μm	ارتفاع کانال (H)
۹۰	μm	الکتروود پایه چپ (L_1)
۹۰	μm	الکتروود پایه راست (L_2)
۱۵	μm	فاصله بین هر الکتروود (G_1)
۱۵	μm	فاصله بین هر جفت الکتروود (G_2)

در طرح W_1 و W_2 برابر با ۵۰ میکرون و S_1 و S_2 برابر با ۳۰ میکرون مطابق شکل ۱۰، مقدار بیشینه سرعت در ارتفاع ۲۵ میکرون و در فرکانس ۹۳۸ هرتز (محدوده مناسب فرکانس مدار خطی) رخ داده است. در این شکل در مقایسه با طرح قبل، با افزایش فاصله از لبه الکتروود، افزایش سرعت دیده می‌شود؛ زیرا میدان الکتریکی مماسی در لبه ابتدایی الکتروود قوی بوده و به سمت مرکز الکتروود، این مقدار کاهش می‌یابد. حال با افزایش سطح الکتروود به سمت بخش مرکزی، میدان الکتریکی افت نمی‌کند و سیال با یک پله مواجه شده و گردابه قوی (تسمه نقاله) ایجاد می‌شود که باعث افزایش سرعت جریان می‌گردد. بیشینه سرعت در این طرح 0.61 mm/s است

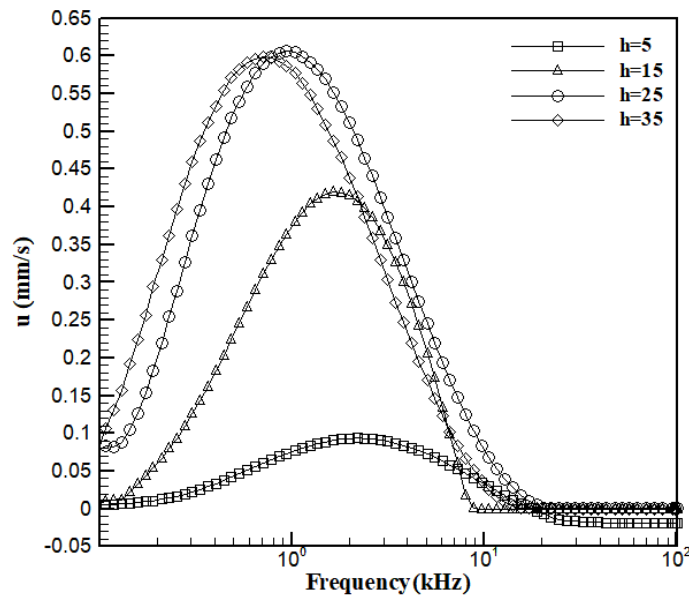
طرح، از ایجاد پله در ابتدای الکتروود، صرف نظر شده است تا میدان الکتریکی قوی در لبه الکتروود حفظ شود. به طور تقریبی برای فرکانس بیشتر از ۱۰ کیلوهرتز، شبیه‌سازی در فرکانس‌های بالا، جریان معکوس را برای ارتفاع پله‌های کوچک پیش‌بینی می‌کند. مطابق شکل ۹، سرعت بیشینه در ارتفاع ۳۵ میکرون و در فرکانس $1/49$ کیلوهرتز با سرعت 0.56 mm/s رخ داده است. بنابراین، در ارتفاع‌های پایین این طرح، در محدوده ۱۵ و ۲۵ میکرون، برگشت جریان در فرکانس بالا رخ داده است. با افزایش ارتفاع برابر با ۴۵ میکرون، میزان سرعت افت کرده است ولی برگشت جریان در ارتفاع پله بالا وجود ندارد.



شکل ۹. مقایسه سرعت پمپ در روش عددی بر حسب فرکانس در ارتفاع مختلف پله در

$$S_1 = S_2 = 10 \text{ } \mu\text{m} \text{ و } W_1 = W_2 = 40 \text{ } \mu\text{m}$$

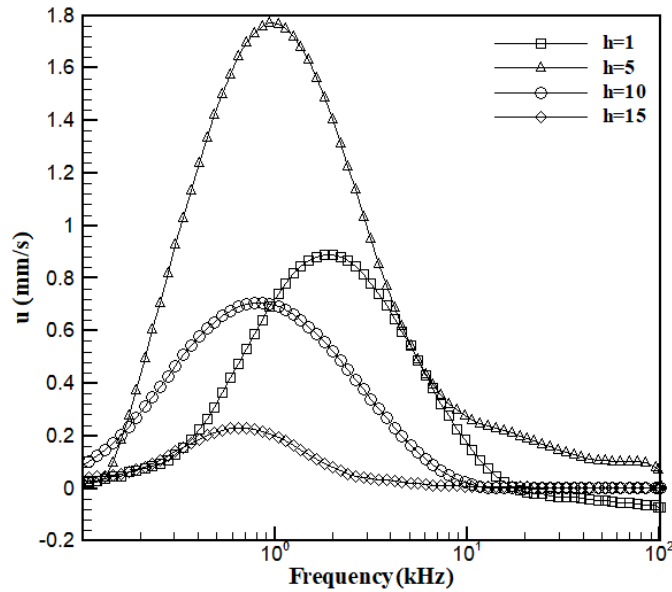
Fig. 9. Comparison of pump velocity in numerical method in different step height versus frequency in $W_1 = W_2 = 40 \text{ } \mu\text{m}$ and $S_1 = S_2 = 10 \text{ } \mu\text{m}$



شکل ۱۰. مقایسه سرعت پمپ در روش عددی بر حسب فرکانس در ارتفاع مختلف پله در

$$S_1 = S_2 = 30 \text{ } \mu\text{m} \text{ و } W_1 = W_2 = 50 \text{ } \mu\text{m}$$

Fig. 10. Comparison of pump velocity in numerical method at different step height versus frequency in $W_1 = W_2 = 50 \text{ } \mu\text{m}$ and $S_1 = S_2 = 30 \text{ } \mu\text{m}$



شکل ۱۱. مقایسه سرعت پمپ در روش عددی بر حسب فرکانس در ارتفاع مختلف پله در

$$S_1 = S_2 = 50 \text{ } \mu\text{m} \text{ و } W_1 = W_2 = 30 \text{ } \mu\text{m}$$

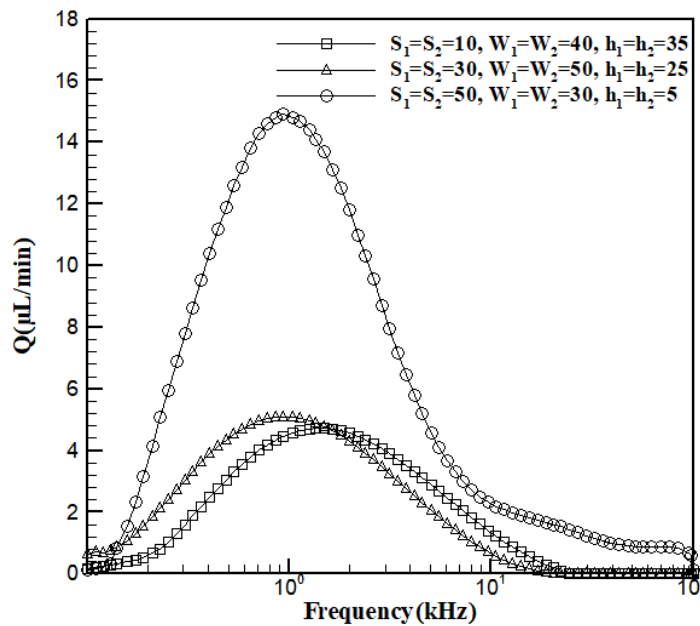
Fig. 11. Comparison of pump velocity in numerical method at different step height versus frequency in $W_1 = W_2 = 30 \text{ } \mu\text{m}$ and $S_1 = S_2 = 50 \text{ } \mu\text{m}$

میزان دبی جریان افزایش می‌یابد. این امر به دلیل افزایش قدرت میدان الکتریکی با کاهش عرض پله است. در اینجا مقدار عرض پله الکتروود بهبود یافته، برابر با ۳۰ میکرون است.

مطابق شکل ۱۱، چندین ویژگی مهم وجود دارد که تأثیر فرکانس بر روی سرعت را نشان می‌دهد. در ارتفاع پله در محدوده ۱ تا ۵ میکرون، مقدار سرعت به فرکانس اعمالی حساس است. اگرچه ارتفاع پله کم است، اما در فرکانس‌های پایین، برگشت جریان وجود ندارد؛ بنابراین، برای پله‌های بسیار کوچک طبق فرضیه خطی، اگرچه سرعت جریان ناچیز است اما در فرکانس پایین برگشت جریان وجود ندارد. درحالی که در فرکانس‌های بالا، به دلیل ارتفاع کم، برگشت جریان قابل توجهی مشاهده می‌شود. در الکترودهایی با ارتفاع پله متوسط (بیشتر از ۵ میکرون)، نسبت به فرکانس اعمالی (بالاتر از ۴ کیلوهرتز) حساسیت کمتری دارند و وارونگی جریان در فرکانس‌های بالا رخ نمی‌دهد. این امر نشان می‌دهد الکترودها با ارتفاع پله‌ای بزرگ، با سازوکار تسمه نقاله سازگاری دارند و دارای سرعت مثبت هستند. مطابق شکل ۱۱، کوتاه‌ترین ارتفاع پله (۱ میکرون) با توجه به برگشت جریان، قادر به پمپاژ در جهت مثبت در محدوده فرکانس‌های بالا (بیشتر از ۱۰ کیلوهرتز) نیست.

که در مقایسه با سرعت پیشینه طرح قبل در شکل ۹، افزایش یافته است. همچنین برای این طرح در ارتفاع‌های پایین (محدوده ۵ و ۱۵ میکرون) کماکان برگشت جریان در فرکانس بالا رخ می‌دهد. با افزایش پله، مطابق شکل، سرعت جریان نیز در حال افزایش است. اما مقدار اوج آن در ارتفاع ۲۵ میکرون اتفاق افتاده است و با افزایش ارتفاع، سرعت سیال در ارتفاع ۳۵ میکرون با کاهش سرعت جریان روبه رو شده است.

شکل ۱۱، طرح الکترودها در W_1 و W_2 برابر با ۳۰ میکرون و S_1 و S_2 برابر با ۵۰ میکرون را نشان می‌دهد. در این شکل، منحنی در ارتفاع ۵ میکرون، سرعت پیشینه‌ای برابر با $1/77 \text{ mm/s}$ نشان می‌دهد که افزایش آن در مقایسه با دو طرح قبل چشمگیر است. این طرح به دلیل سازوکار تسمه نقاله سیال، سرعت جریان "رو به جلو" و بدون برگشت جریان، در یک فرکانس مدار خطی برابر با ۱ کیلوهرتز را نشان می‌دهد. مشابه قبل، میدان الکتریکی مماسی قوی در لبه الکتروود وجود دارد که رفته رفته با نزدیک شدن به سمت مرکز الکتروود از قدرت آن کاسته می‌شود، حال وقتی پله حدوداً در مرکز الکتروود (با ابعاد ۹۰ میکرون) در این طرح ایجاد شود، قدرت جریان را همچنان در مرکز نیز حفظ می‌کند. علاوه بر این، با کاهش عرض پله‌ها،



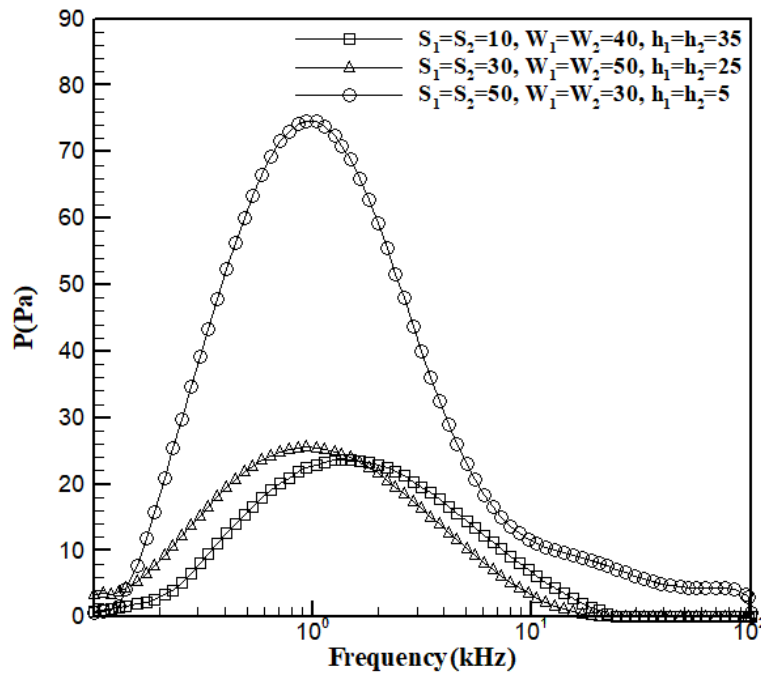
شکل ۱۲. مقایسه دبی جریان پمپ در روش عددی بر حسب فرکانس در سه طرح مختلف

Fig. 12. Comparison of pump flow rate in numerical method at in three different designs versus frequency

در شکل ۱۴، خطوط جریان حاصل از بیشینه سرعت در هر دو طرح موجود در شکل ۹ و شکل ۱۰ نشان داده شده است. شکل ۱۴-الف، مشخصات هندسی الکترودها W_1 و W_2 برابر با ۴۰ میکرون، S_1 و S_2 برابر با ۱۰ میکرون با ارتفاع ۳۵ میکرون است. مطابق شکل، گردابه‌ها برگشت جریان قابل توجه را در سطح الکترودها پله ایجاد می‌کنند که عملکرد پمپ را ضعیف می‌کند. شکل ۱۴-ب، مشخصات هندسی الکترودها W_1 و W_2 برابر با ۵۰ میکرون، S_1 و S_2 برابر با ۳۰ میکرون و با ارتفاع ۲۵ میکرون است. با توجه به شکل، گردابه‌ها به لبه پله الکترودها برخورد می‌کنند و مانع از حرکت جریان به طور یکنواخت و در نتیجه باعث کاهش سرعت جریان می‌گردد.

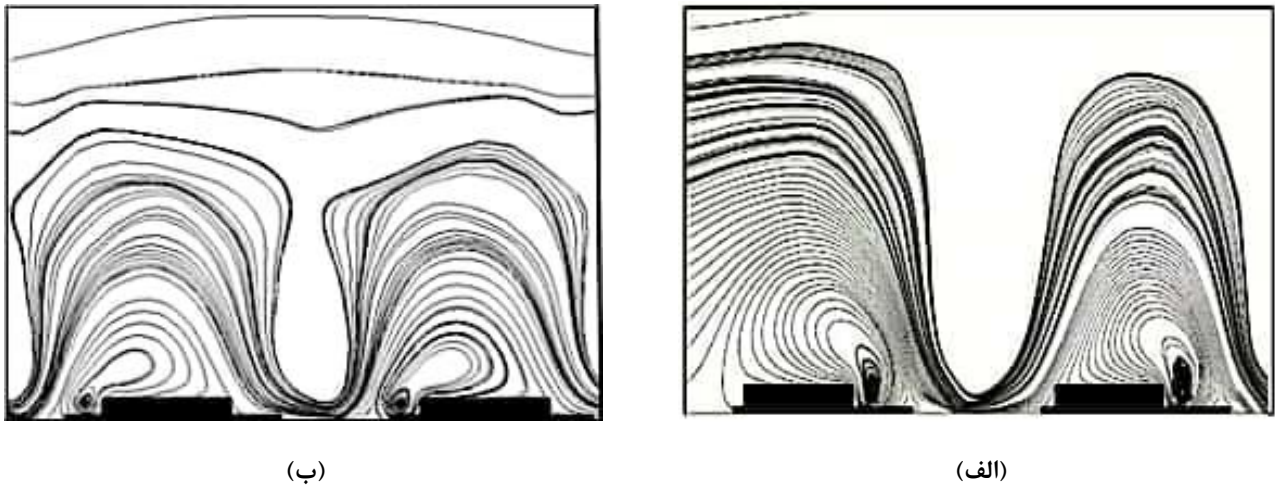
شکل ۱۵، خطوط جریان حاصل از طرح الکترودها بهبود یافته، با مشخصات هندسی W_1 و W_2 برابر با ۳۰ میکرون، S_1 و S_2 برابر با ۵۰ میکرون و ارتفاع ۵ میکرون برای فرکانس مدار خطی نشان داده شده است. مطابق شماتیک باردار شدن الکترودها در شکل ۱۵-الف، زمان کافی برای باردار شدن لایه‌های دوگانه نزدیک به لبه‌های پله الکترودها وجود دارد. در نتیجه در شکل ۱۵-ب، گردابه‌ها مانند غلتک‌های یک تسمه نقاله، جریان سیال را رو

مطابق شکل ۱۱، در ارتفاع ۵ میکرون، مقدار سرعت در فرکانس ۹۸۰ هرتز، حداکثر است. با افزایش ارتفاع پله تا ۱۰ میکرون، از حداکثر سرعت جریان نسبت به ارتفاع ۵ میکرون کاسته شده، همچنین مقدار سرعت آن در فرکانس ۸۶۰ هرتز بیشینه است. با افزایش بیشتر ارتفاع پله تا ۱۵ میکرون، مقدار سرعت آن در فرکانس ۶۴۰ هرتز بیشینه شده که با افت شدید سرعت مواجه شده است. این نتایج نشان می‌دهند که با افزایش ارتفاع پله، سرعت بیشینه در هر منحنی، در فرکانس‌های پایین‌تر حاصل می‌شود [۷]. همانطور که انتظار می‌رفت با کاهش شدید ارتفاع پله، دبی جریان کاهش می‌یابد. زیرا دو الکترودها مسطح و متقارن می‌شوند، در نتیجه منجر به جریان متقارن خواهند شد. همچنین در شکل ۱۲ و شکل ۱۳، دبی جریان و فشار ناشی از سه سرعت بیشینه موجود در سه طرح بالا، ارائه شده است. بدیهی است که یک طرح بهینه باعث افزایش سرعت جریان شده که در نتیجه دبی و فشار بیشینه را نتیجه می‌دهد. در طرح بهینه با ابعاد هندسی W_1 و W_2 برابر با ۳۰ میکرون و S_1 و S_2 برابر با ۵۰ میکرون و با ارتفاع پله ۵ میکرون، حداکثر سرعت، دبی و فشار به ترتیب برابر با $1/77 \text{ mm/s}$ ، $14/9$ و $74/6 \text{ Pa}$ را دارد که به عنوان طرح بهینه انتخاب شده است.



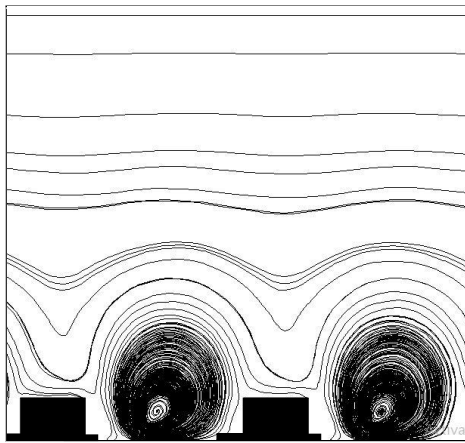
شکل ۱۳. مقایسه فشار پمپ در روش عددی بر حسب فرکانس در سه طرح مختلف

Fig. 13. Comparison of pump pressure in numerical method in three different designs versus frequency

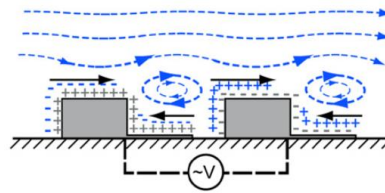


شکل ۱۴. خطوط جریان اطراف الکترودهای پله‌ای در عرض و ارتفاع مختلف
 (الف) خطوط جریان و گردابه‌های ایجاد شده در $S = 10 \mu\text{m}$ و عرض و ارتفاع $W = 40 \mu\text{m}$ و $h = 35 \mu\text{m}$
 (ب) خطوط جریان و گردابه‌های ایجاد شده در $S = 10 \mu\text{m}$ و عرض و ارتفاع $W = 50 \mu\text{m}$ و $h = 25 \mu\text{m}$

Fig. 14. Stream lines around step electrodes with different widths and heights A) stream lines and generated vortices in $S = 10 \mu\text{m}$ and width of $W = 40 \mu\text{m}$ and height of $h = 35 \mu\text{m}$ B) stream lines and generated vortices in $S = 10 \mu\text{m}$ and width of $W = 50 \mu\text{m}$ and height of $h = 25 \mu\text{m}$



(ب)



(الف)

شکل ۱۵. خطوط جریان اطراف الکترودهای پله‌ای $h_1 = h_2 = 5 \mu\text{m}$ در فرکانس ۱ kHz (الف) شماتیک باردار شدن لایه دوگانه [۲۰] (ب) خطوط جریان و گردابه‌ها در کار حاضر

Fig. 15. Stream lines around step electrodes $h_1 = h_2 = 5 \mu\text{m}$ at 1 kHz A) Schematic of double layer charging B) stream lines and vortices in the present work

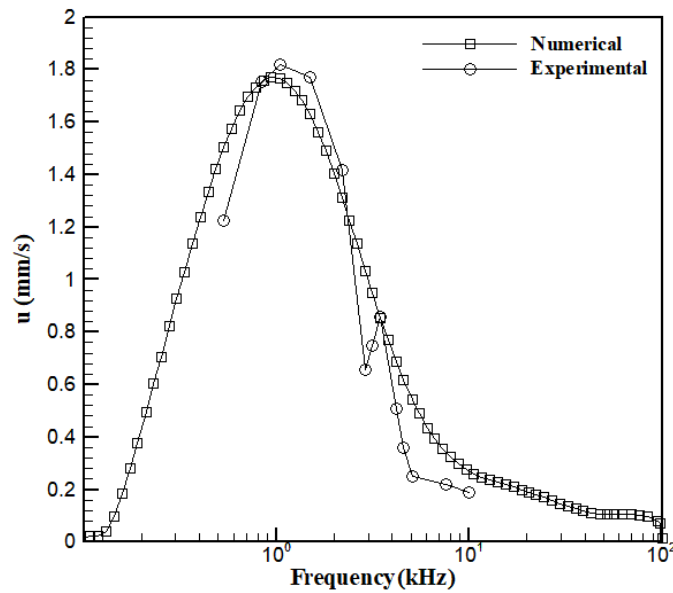
سرعت یک قله کوتاه ایجاد کرده و در ادامه مجدد کاهش می‌یابد. مطابق شکل، در $2/5$ ولت، سرعت بیشینه $1/82 \text{ mm/s}$ قابل مشاهده است. لازم به ذکر است، شبیه‌سازی شکل ۱۱ که در بخش نتایج عددی انجام شده است، قادر به پیش‌بینی فرکانس اوج در دو نقطه نیستند اما به طور تجربی در ارتفاع پله متوسط در این شکل دیده می‌شود. همانطور که ذکر شد، به دلیل سازوکار تسهیل انتقال سیال، سرعت رو به جلو در ارتفاع مناسب پله اتفاق می‌افتد. به دلیل خارج شدن از حالت خطی، ولتاژ بیشتر از $2/5$ ولت اعمال نشده است.

تغییرات فشار سیال نسبت به فرکانس، با استفاده از اختلاف ارتفاع ناشی از سیال در لوله موئین ورودی و خروجی، اندازه‌گیری شده است. مطابق شکل ۱۷، طیف فرکانس از $0/5$ تا 10 کیلوهرتز ارائه شده است که در آن دو فرکانس اوج ظاهر می‌شود. بازه فرکانسی که فشار بیشینه است، همان بازه فرکانس سرعت است که در آن سرعت هم بیشینه است که با افزایش ولتاژ، فشار نیز بیشتر می‌شود، اما به دلیل خارج شدن از حالت خطی، ولتاژ بیشتر از $2/5$ ولت اعمال نشده است. مطابق شکل، در ولتاژ $2/5$ ولت، فشار بیشینه $76/8$ پاسکال قابل مشاهده است. برای فشار بیشینه در ولتاژ $2/5$ ولت، اختلاف ارتفاع حدوداً $7/5$ میلی‌متر مشاهده شد.

به جلو هل می‌دهند که سیال از چپ به راست پمپ می‌شود. گردابه‌ها به سمت راست و دور از سطح الکترود برآمده حرکت می‌کنند. این گردابه‌ها به جای ایجاد جریان در جهت مخالف، جریان رو به جلو را افزایش می‌دهند.

۴-۲- نتایج آزمایشگاهی

به منظور جلوگیری از جریان فارادیک که ممکن است در فرکانس‌های پایین اتفاق بیفتد، فرکانس آزمایش، بالاتر از 500 هرتز با استفاده از میدان الکتریکی متناوب انجام شده است [۲۹]. مطابق شکل ۱۶، تغییرات سرعت سیال نسبت به فرکانس با استفاده از میکروپمپ طراحی شده در طیف فرکانس از $0/5$ تا 10 کیلوهرتز ارائه شده است که در آن دو فرکانس اوج ظاهر می‌شود (مطابق مرجع [۲۶]). با توجه به فرضیات مدل خطی در حل عددی، مقدار بیشینه سرعت تنها در یک فرکانس اوج اتفاق می‌افتد. انتظار می‌رود که با افزایش فرکانس (بیشتر از مقدار اوج)، مقدار سرعت مطابق حل عددی کاهش یابد. در حالی که، در نتایج تجربی دو قله مشاهده می‌شود. در آزمایشات تجربی کارهای گذشته و همچنین این پژوهش این امر مشاهده شده است. بدین صورت که مقدار سرعت علاوه بر اینکه در فرکانس 1 کیلوهرتز (همان فرکانس اوج به دست آمده از حل عددی) بیشینه شده، با افزایش بیشتر فرکانس، در یک مقدار دیگر (حدود 4 کیلوهرتز) نیز مقدار



شکل ۱۶. مقایسه سرعت جریان در حل عددی و آزمایشگاهی در ولتاژ ۲/۵ ولت

Fig. 16. Comparison of flow velocity in numerical and experimental method at 2.5 V

قسمت‌هایی که پمپ صورت نمی‌گیرد، فشار برگشتی در سراسر قسمت پمپاژ وجود دارد که در شبیه‌سازی، مقاومت هیدرولیکی را روی قسمت بدون پمپاژ در گرفته نمی‌شود. همچنین در فرآیند ساخت، از آبکاری برای ایجاد پله روی الکترودهای مسطح استفاده می‌شود. به دلیل فوتولیتوگرافی، پله‌ها با ارتفاع زیاد مایل می‌شوند و کاملاً عمودی نیستند. سطح افقی الکترودهای پلکانی نیز به دلیل ماهیت آبکاری، زبری سطح را نشان می‌دهد که این در تضاد با مدل عددی است. با این حال، تفاوت‌های جزئی در هندسه بین شبیه‌سازی‌ها و آزمایش‌ها، برای توضیح تمام اختلافات کافی نیست. به طور کلی، با توجه به نتایج حاصل از به‌سازی و تطابق آن با نتایج آزمایشگاهی، موفقیت اصلی مدل خطی این است که سازوکار تسمه نقاله در پله با ارتفاع بهبود یافته اجرا شده است. انواع مختلفی از کاستی‌های مدل استاندارد وجود دارد که فقط در حد ولتاژهای اعمالی کوچک قابل توجه است.

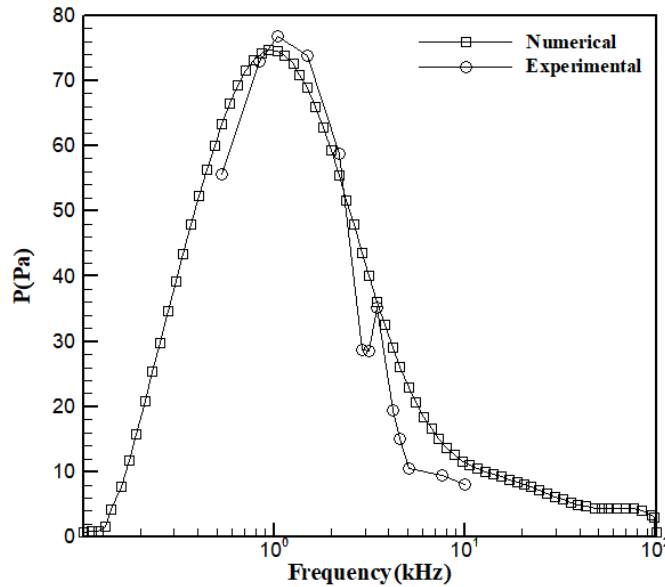
۵- نتیجه‌گیری

در این تحقیق، طراحی و ساخت میکروپمپ الکترواسمزی جریان متناوب با الکترودهای غیرمسطح (سه‌بعدی) مورد بررسی قرار گرفت. ابتدا دو میکروپمپ متفاوت شامل آرایه الکترودهای مسطح متقارن و آرایه الکترودهای مسطح نامتقارن طراحی شده است. سپس، در هر یک از این

۴-۳- مقایسه نتایج عددی و آزمایشگاهی

با توجه به شکل ۱۶ و شکل ۱۷، نتایج آزمایشگاهی با شبیه‌سازی عددی مقایسه شده است که تطابق خوبی در مقدار سرعت و فشار نسبت به فرکانس بین نتایج تئوری و نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهد. نتایج تجربی و شبیه‌سازی عددی، از نظر میزان سرعت بیشینه برای ولتاژ ۲/۵ ولت، دارای اختلاف نسبی ۲/۸۲٪ است. همچنین از نظر فشار بیشینه در همان ولتاژ، اختلاف نسبی ۲/۹۵٪ مشاهده شده است. همچنین یک تطابق خوبی بین فرکانس سرعت و فشار بیشینه در نتایج تئوری و آزمایشگاهی نیز می‌توان مشاهده کرد. با توجه به اینکه سرعت و فشار بیشینه، هم در نتایج عددی و هم در نتایج آزمایشگاهی در فرکانس مدار خطی اتفاق افتاده است.

در مدل مرسوم پمپ الکترواسمزی جریان متناوب، فرض بر این است که الکترودها کاملاً قطبی هستند (بدون جریان فارادیک) و پتانسیل الکتریکی در سطح الکترودها برابر با مقدار ورودی از مولد است. با این وجود، نتایج شبیه‌سازی و آزمایشگاهی نشان می‌دهند که طراحی جدید آرایه‌های الکترودها می‌تواند سیال را با موفقیت با سرعت بالا حرکت دهد و عملکرد آن به پیش‌بینی ما از طریق شبیه‌سازی عددی، نزدیک است. شایان ذکر است که جزئیات آزمایش تا حدودی با شبیه‌سازی متفاوت است. دلیل این امر، فرض دو بعدی در حل عددی است. همچنین، به دلیل مقاومت هیدرولیکی



شکل ۱۷. مقایسه فشار جریان در حل عددی و آزمایشگاهی در ولتاژ ۲/۵ ولت

Fig. 17. Comparison of pressure in numerical and experimental method at 2.5 V

دهد. همچنین ارتفاع پله از ۱ میکرون تا نصف عرض الکتروده پایه (۴۵ میکرون) و محدوده فرکانس مشخص (۱ تا ۱۰۰ کیلوهرتز) در نظر گرفته شد. در میکروپمپ‌های سه‌بعدی اخیر، اگرچه دبی مناسبی به مراتب بیشتر از روش‌های معمول را فراهم کرده‌اند، اما با به‌سازی محل پله‌های الکتروده (۵۰ میکرون)، عرض (۳۰ میکرون) و ارتفاع آن‌ها (۵ میکرون) می‌توان با ایجاد تسمه نقاله (گردابه)، جریان رو به جلو با سرعت بالا ایجاد نمود. در این پژوهش، سرعت، دبی و فشار جریان مورد نظر در فرکانس‌های مختلف ترسیم شده که از این پاسخ فرکانسی، برای مقایسه سرعت، دبی و فشار بین نتایج تئوری و تجربی استفاده شده است. در هندسه الکتروده بهبودیافته، پمپاژ سریع رو به جلو، برای طیف وسیعی از فرکانس‌ها توسط سازوکار تسمه نقاله سیال تأیید شده است. در نهایت، نتایج تئوری و برای ولتاژ ۲/۵ ولت و در حدود فرکانس ۱ کیلوهرتز، سرعت جریان، دبی و فشار به ترتیب برابر با $1/77 \text{ mm/s}$ ، $14/9 \text{ ml/min}$ و $74/6 \text{ Pa}$ است. نتایج گزارش شده حاکی از آن است که به‌سازی پارامترهای هندسی الکتروده، سبب تولید سرعت جریان بیشتر نسبت به الکتروده‌های غیربهبوده می‌شود. میکروپمپ‌های الکترواسمزی کاربرد پزشکی فراوانی دارند، از این رو پژوهش‌های آینده از طریق مدل‌سازی میکروپمپ و به‌سازی هندسه آن‌ها (افزایش تعداد پله بر روی الکتروده‌های پایه)، می‌توانند به بررسی آزمایشگاهی حرکت سیال غیرنیوتنی (مانند خون) بپردازند.

طرح‌ها، به منظور دستیابی به پمپاژ قوی‌تر، تأثیر ایجاد پله بر روی هر یک از الکتروده‌های پایه بررسی شده است. همان‌طور که در این تحقیق نتیجه‌گیری شد، برای ارزیابی تجربی عملکرد میکروپمپ، نیاز به به‌سازی هندسه الکتروده سه‌بعدی شامل محل قرارگیری پله‌های الکتروده، عرض و ارتفاع آن‌ها، همچنین پارامترهای الکتریکی است. این امر از طریق شبیه‌سازی عددی توانست یک جریان جهت‌دار را نشان دهد و سرعت جریان را در مقایسه با الکتروده‌های مسطح افزایش دهد. همچنین مفهوم حرکت گردابه‌ها مشابه تسمه نقاله موجود در الکتروده‌های پلکانی را به خوبی بیان کند. به منظور ایجاد پله بر روی جفت الکتروده‌های پایه نامتقارن، مقادیر الکتروده‌های پایه در یک جفت، فاصله پله از لبه ابتدایی الکتروده‌ها، عرض هر یک از پله‌ها و همچنین ارتفاع آن‌ها متفاوت در نظر گرفته شد. علاوه بر هندسه متفاوت پله الکتروده‌ها، مقدار فاصله بین هر الکتروده در یک جفت، با فاصله بین هر جفت الکتروده نیز به صورت متفاوت بررسی شد. با توجه به نتایج حاصل از ایجاد پله بر روی جفت الکتروده‌های پایه نامتقارن، خطوط جریان غیریکنواخت و گردابه‌های نامتقارن در نزدیکی الکتروده‌ها مشاهده شد. این گردابه‌ها، جریان قابل توجهی در جهت مخالف بر روی پله ایجاد می‌کنند که عملکرد پمپاژ جریان را ضعیف می‌کند. جهت به‌سازی ارتفاع الکتروده‌ها در یک آرایه متقارن، در هر مورد به‌سازی، عرض پله و شروع آن‌ها از لبه الکتروده ثابت در نظر گرفته شد تا تأثیر ارتفاع‌های مختلف را نشان

۶- فهرست علائم

منابع

- [1] H. Morgan, N.G. Green, AC Electrokinetics: Colloids and Nanoparticles, Research Studies Press, 2003.
- [2] P.S. Dittrich, K. Tachikawa, A. Manz, Micro Total Analysis Systems. Latest Advancements and Trends, Analytical Chemistry, 78 (2006) 3887-3908.
- [3] L. Jiang, J. Mikkelsen, J.-m. Koo, D. Huber, S. Yao, L. Zhang, P. Zhou, J.G. Maveety, R. Prasher, J.G. Santiago, T.W. Kenny, K.E. Goodson, Closed-Loop Electroosmotic Microchannel Cooling System for VLSI Circuits, IEEE Transactions on components and packaging technologies, 25 (2002) 347-355.
- [4] C.D. Meinhart, H. Zhang, The Flow Structure Inside a Microfabricated Inkjet Printhead, microelectromechanical systems, 9 (2000) 67-75.
- [5] P.C.H. Li, D.J. Harrison, Transport, Manipulation, and Reaction of Biological Cells On-Chip Using Electrokinetic Effects, Analytical Chemistry, 69 (1997) 1564-1568.
- [6] D.J. Laser, J.G. Santiago, A review of micropumps, Micromechanics and microengineering, 35 (2004) 35-64.
- [7] J.P. Urbanski, T. Thorsen, J.A. Levitan, M.Z. Bazant, Fast ac electro-osmotic micropumps with nonplanar electrodes, Appl. Phys. Lett, 89 (2006) 143508.
- [8] A. Ajdari, Pumping liquids using asymmetric electrode arrays, Phys Rev E, 61 (2000) 45-48.
- [9] P. Cervenka, T. Jindra, M. Pš, D. Šnita, Mathematical Modeling of Traveling Wave Micropumps: Analysis of Energy Transformation, IEEE Transactions on industry applications, 49 (2013) 685-690.
- [10] P.-w. Yen, S.-c. Lin, Y.-c. Huang, Y.-j. Huang, Y.-c. Tung, A Low-Power CMOS Microfluidic Pump Based on Travelling-Wave Electroosmosis for Diluted Serum Pumping, Scientific Reports, 9 (2019) 1-8.
- [11] K. Yoshida, T. Sato, S.I. Eom, J.-w. Kim, S. Yokota, A Study on an AC Electroosmotic Micropump Using a Square Pole – Slit Electrode Array, Sensors & Actuators: A. Physical, 265 (2017) 1-43.

علائم انگلیسی

C_D	ظرفیت لایه انتشار، $F m^{-2}$
C_{DI}	ظرفیت لایه دوگانه، $F m^{-2}$
C_S	ظرفیت لایه سخت، $F m^{-2}$
e	بار الکترون، C
g	شتاب ثقل زمین، $m s^{-2}$
G	فاصله بین الکتروود، μm
h	ارتفاع پله روی الکتروود، μm
H	ارتفاع کانال، μm
K	ثابت بولتزمن، $m^2 kg s^{-2} K^{-1}$
L	طول کانال، μm
P	فشار، Pa
S	فاصله شروع پله از لبه ابتدایی الکتروود، μm
t	زمان، s
T	دمای، K
u	سرعت سیال، m/s
u_{ACEO}	سرعت لغزشی جریان متناوب الکترواسمزی، m/s
V_{peak}	ولتاژ اعمال شده، V
V_T	ولتاژ آستانه، V
W	عرض پله روی الکتروود پایه، μm

علائم یونانی

ϵ	ثابت گذردهی الکتریکی سیال، F/m
Λ	ضریب تصحیح، (بی بعد)
λ_D	ضخامت مشخصه لایه انتشار، nm
μ	لزجت، $N s m^{-2}$
ρ	چگالی، kg/m^3
σ	هدایت الکتریکی محلول الکتروولیت، s/m
τ_c	مقیاس زمانی خازنی، s
ϕ	پتانسیل الکتریکی، V
ω	فرکانس زاویه‌ای، rad/s

زیرنویس

$ACEO$	جریان متناوب الکترواسمزی
c	خازنی
D	لایه انتشار
e	الکتریکی
$peak$	قله
S	لایه سخت
T	آستانه

- M.Z. Bazant., The effect of step height on the performance of three-dimensional ac electro-osmotic microfluidic pumps, *Colloid and Interface Science*, 309 (2007) 332-341.
- [21] A. Ramos., H. Morgan., N.G. Green., J. A. Castellanos, AC Electric-Field-Induced Fluid Flow in Microelectrodes, *Colloid and Interface Science*, 217(2) (1999) 420-422.
- [22] A.B.D. Brown, C.G. Smith, A.R. Rennie, Pumping of water with ac electric fields applied to asymmetric pairs of microelectrodes, *Physical review E*, 63 (2000) 016305.
- [23] A. Ramos, A. Gonzalez, A. Castellanos, N.G. Green, H. Morgan, Pumping of liquids with ac voltages applied to asymmetric pairs of microelectrodes, *Phys. Rev. E*, 67 (2003) 056302.
- [24] H. Morgan, A. Castellanos, Fluid flow induced by nonuniform ac electric fields in electrolytes on microelectrodes . I . Experimental measurements, *Physical review E*, 61 (2000) 4011.
- [25] Comsol, Introduction to the Optimization Module, 2018.
- [26] C.-c. Huang, Z. Bazant, T. Thorsen, Ultrafast high-pressure AC electro-osmotic pumps for portable biomedical microfluidics, *Royal Society of Chemistry*, 10 (2010) 80-85.
- [27] D.H. Yoon, H. Sato, A. Nakahara, T. Sekiguchi, S. Konishi, S. Shoji, Development of an electrohydrodynamic ion-drag micropump using three-dimensional carbon micromesh electrodes, *Micromechanics and Microengineering*, 24 (2014) 1-6.
- [28] B.J. Kim, S.-h. Lee, S. Rezazadeh, H.J. Sung, Simulation of an ac electro-osmotic pump with step microelectrodes, *Physical review E*, 83 (2011) 056302-056307.
- [29] X. Guo, Fabrication and study of AC electro-osmotic, Queen's University, 2013.
- [12] X. Gao, Y.X. Li, Ultra-fast AC electro-osmotic micropump with arrays of asymmetric ring electrode pairs in 3D cylindrical microchannel, *Applied physics*, 123 (2018) 164-301.
- [13] N. Islam., J. Reyna., Bi-directional flow induced by an AC electroosmotic micropump with DC voltage bias, *Electrophoresis*, 33 (2012) 1191-1197.
- [14] D. Lastochkin, R. Zhou, P. Wang, Y. Ben, H.-c. Chang, Electrokinetic micropump and micromixer design based on ac faradaic polarization, *Applied physics*, 96 (2004) 1730-1732.
- [15] H.A. Rouabah, B.Y. Park, R.B. Zaouk, H. Morgan, M.J. Madou, N.G. Green, Design and fabrication of an ac-electro-osmosis micropump with 3D high-aspect-ratio electrodes using only SU-8, *Micromechanics and microengineering*, 21 (2011) 1-9.
- [16] X. Guo, K. Xie, R.J. Campbell, Y. Lai, A study on three-dimensional electrode arrays fabricated by PolyMUMPs for AC electro-osmotic pumping, *Microelectronic Engineering*, 88 (2011) 3113-3118.
- [17] M. Badran., Modeling and simulation of a low voltage electroosmotic micropump for non-newtonian fluids, in: 22nd International conference on thermal, mechanical and multi-physics simulation and experiments in microelectronics and microsystems (EuroSimE), 2021, pp. 1-7.
- [18] Y. Okamoto., H. Ryoson., K. Fujimoto., T. Ohba., Y. Mita., On-chip CMOS-MEMS-based electroosmotic flow micropump integrated with high-voltage generator, *Microelectromechanical system*, 29 (2020) 86-94.
- [19] M.Z. Bazant, Y. Ben, Theoretical prediction of fast 3D AC electro-osmotic pumps, *Lab Chip*, 6 (2006) 1455-1461.
- [20] J.P. Urbanski., J.A. Levitan., D.N. Burch., T. Thorsen.,

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

F. Hosseinzadeh Esfahani, S. M. H. Karimian, H. Parhizkar, Characterization of the Effect of Helicopter Isolated Blade Vortex on Dynamic Stall, *Amirkabir J. Mech Eng.*, 54(1) (2022) 101-122.

DOI: 10.22060/mej.2021.19841.7129

