Amirkabir Journal of Mechanical Engineering

Amirkabir J. Mech. Eng., 53(10) (2022) 1227-1230
DOI: 10.22060/mej.2021.19678.7088

Design And Multi-Objective Optimization Of A Magnetohydrodynamic Drug Delivery Infusion Micropump

B. Zahed[1], A. Behzadmehr[1,*], H. Azarkish[1], T. Fanaei Sheikholeslami[1], G. Miri-Aliabad[2]

[1] Department of Mechanical Engineering, University of Sistan and Baluchestan, Zahedan, Iran
[2] Children and Adolescents Health Research Center, Zahedan University of Medical Sciences, Zahedan, Ira

ABSTRACT: Continuous drug infusion plays an important role in drug effectiveness. However, in most cases, the size, weight and power consumption of the conventional pumps are among the most important factors that cause a lot of problems for the patient comfort. The present work aims to design and optimize a Magneto hydrodynamic micro pump for continuous drug infusion. A mathematical model of Magneto hydrodynamic micro pump is proposed and solved analytically to investigate its feasibility for drug infusion. For the patient's comfort, the micro pump is optimized using non-dominated sorting genetic algorithm II. The number of channel rows and columns, channel height and width, and driving voltage are chosen as decision variables for multi-objective optimization. The Pareto front of the optimization result is presented. Six possible cases that meet the desired specifications are selected using a fuzzy decision-making approach. A computational fluid dynamic model is adopted to predict bubble formation due to the electrolysis phenomena. With higher reliability without any mechanical part, the present design can deliver drug flow 48 times while its driving voltage is 3 times lower than a conventional micro pump. In addition, it provides potentially better reliability and a simple fabrication process without any mechanical part.

Review History:

Received: Jul. 07, 2020
Revised: Nov. 09, 2020
Accepted: Nov. 14, 2020
Available Online: Nov. 18, 2020

Keywords:

Magnetohydrodynamic micropump-
Drug infusion
Aqueous salt solution
Multi-objective optimization.

1. INTRODUCTION

Drug delivery systems are pharmaceutical formulations or devices that are used for controlled delivery of a therapeutic substance to the human body. Over the last couple of decades, much attention has been devoted to controlling the drug delivery by using micropumps. The latter has been actuated with the use of piezoelectric materials, electromagnetic forces, thermal phase-change peristaltic and so on. For a given drug flow rate, a well-designed micropump should have characteristics such as a small size, light weight, low power consumption, high reliability, long lifetime and biocompatibility. Also driving voltage levels due to its contacts with the human body have to be limited (less than 12v).

The main objective of the present work is to achieve a micropump configuration which can deliver a continuous flow rate (< 3 cc/min) while its driving voltage, as well as its weight and size, is lower than the other available micropumps. Therefore, a micropump for pumping a drug (aqueous salt solution) is designed and then optimized. Three objective functions are chosen for the optimization procedure. Minimizing the power consumption and the micropump physical size and maximizing the flow rate to meet the required drug dosage. On the other hand, to avoid bubble generation, the maximum driving voltage must be limited. A case study is conducted to well address the continuous infusion of drug solution as a special application of the drug delivery system.

2. MATHEMATICAL MODELING

A DC-MHD micropump for the pumping of aqueous salt solution is designed for pumping less than 3 cc/min. The cross-section of the micropump is schematically illustrated in Fig. 1. It is composed of an array of nr × nc straight rectangular channels. Each channel has two electrodes located at the opposite side walls. They connect to a DC voltage source (V_0). Neodymium permanent magnets with a flux density of 100 Gauss are considered for providing a magnetic field (B_0). The aqueous salt solution is considered to be a single-phase incompressible Newtonian fluid. The flow regime assumes to be a fully developed, steady-state laminar flow. Uniform magnetic and electric fields are assumed. The aqueous solution of drugs often solves in normal saline; thus, salt water is considered as the operating fluid with constant properties.

The MHD flow is mathematically introduced by the governing equations including conservation of mass, momentum, energy, and species, and Ohm's law, Maxwell's equations and continuity of electric current.

*Corresponding author's email: amin.behzadmehr@eng.usb.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.

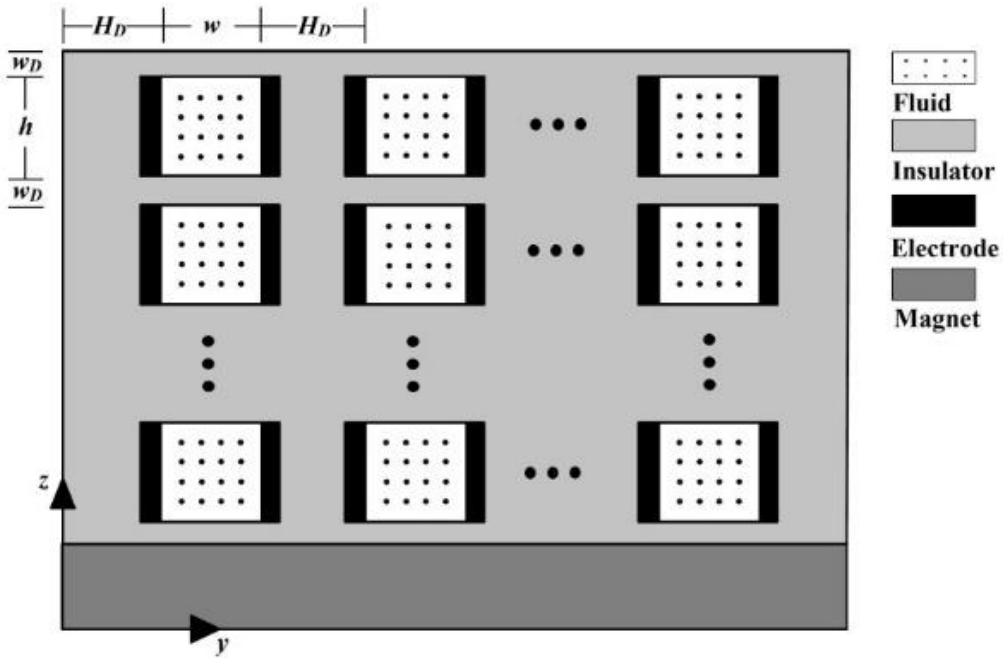


Fig. 1. Micropump cross-section

3. ANALYTICAL AND NUMERICAL SOLUTION

Following equations are solved by using both analytical and numerical methods. The analytical solution is used for the micropump optimization while the numerical solution is adopted to give detailed information on the bubbles generation throughout the micropump channels.

4. OPTIMIZATION

In order to achieve a suitable design configuration, hydrodynamic performance of the designed MHD micropump must be studied and optimized. Three objective functions are chosen for the optimization procedure. Minimizing power consumption and micropump physical size for the patient comfort and maximizing flow rate to meet the required drug dosage. Thus the geometry and driving parameters of the micropump are optimized to meet the desired performance. Therefore, a multi-objective optimization with NSGAII algorithm is used to obtain the optimal design parameters.

5. RESULTS AND DISCUSSION

After obtaining of Pareto front for each pair of objective functions separately, based on the desired application, the optimum parameters and conditions should be selected among all optimal points. As a case study, a micropump for drug infusion is considered. To find the optimal points that can well address the desired micropump characteristics, a fuzzy decision-making approach is adopted. Six different designs with various desired levels for each objective function are obtained from the Pareto front.

In order to select the best design among these six cases for the mentioned application, the performance of the mentioned cases is studied. For a better comparison between pumping performances of these cases, two operating criteria are defined as follows:

· Pumping frequency:

$$f_{sp} = \frac{Q_{max}}{V_{pump}} \tag{1}$$

· and thermodynamic efficiency:

$$\eta_t = \frac{Q\,\Delta p}{P_{cons}} = \frac{Q_{max}\,\Delta p_{max}}{4P_{cons}} \tag{2}$$

These two criteria are calculated for the selected optimum cases and represented in Fig. 2. As seen, cases I, II, IV and VI have a low pumping frequency while the other two cases are suitable for the higher pumping frequency applications. Thus for a given drug infusion rate, higher pumping frequency results in a smaller size. In view of thermodynamic efficiency, for a given infusion rate and pressure drop, lower power consumption micropump results higher thermodynamic efficiency.

The CFD results show that in the cases I, IV and VI, there is no sign of the electrolyze. However, in the other three cases (cases II, III, and V), the bubbles are formed by electrolyze. Therefore, cases I, IV and VI are suitable with no bubble formation throughout the micropump. However, considering the thermodynamic efficiency, case VI is the best choice among the other two optimum cases. Driving voltage for such an application should be below 12 volts while the maximum required injection flow rate is 1 cc/min. These desired operating conditions are marked by a gray color in Fig. 3. As seen, micropump case VI meets the required conditions for

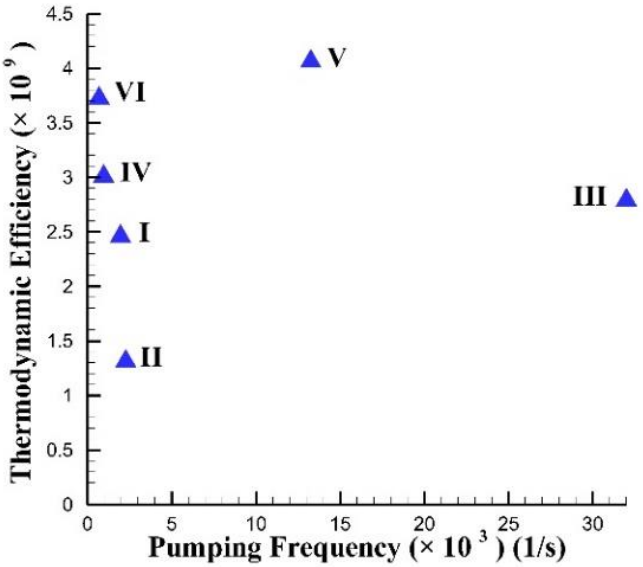


Fig. 2. Pumping frequency versus thermodynamic efficiency of selected optimum cases

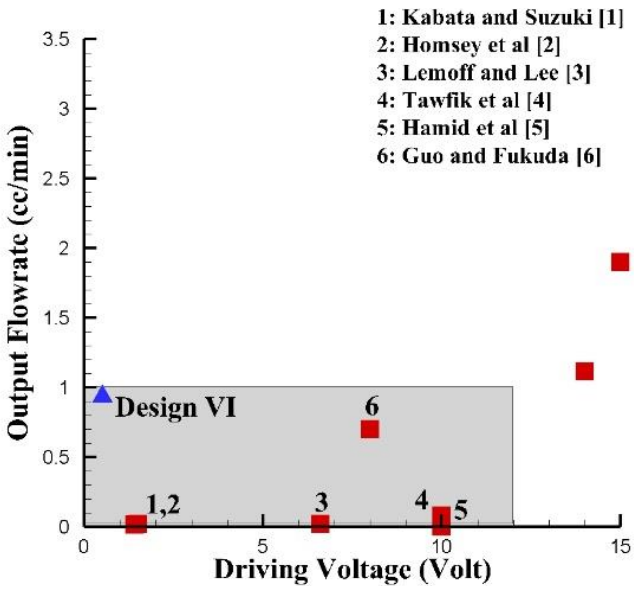


Fig. 3. Comparison between optimized cases and other micropumps for drug delivery systems

the drug infusion. By the comparison between cases VI (the present design) and other micropumps (literature), it is seen that the present design needs much lower driving voltage (or lower power consumption) for operating while pumping higher drug flow rate.

This comparison shows that the driving voltage reduces 3 times while the flow rate augments 48 times (compared to the lowest required voltage Kabata and Suzuki [1]). The comparison with the work of Guo and Fukuda [6] shows that the present optimal design delivers 33% higher drug solution while the driving voltage is 16 times lower. Thus with the present optimal design a micropump with higher performance and without any mechanical part is obtained. In addition, it provides potentially better reliability and simple fabrication process.

6. CONCLUSION

An MHD micropump for drug infusion is designed and optimized with NSGAII multi-objective genetic algorithm to maximize the drug flow rate while the physical volume and power consumption of the micropump are minimized.

It is shown that the present optimal design delivers 33% higher drug solution while the driving voltage is 16 times lower. The latter well addresses the following important concerns; bubble formation and energy consumption.

7. REFERENCES

[1] A. Kabata, H. Suzuki, Y. Kishigami, M. Haga, Micro system for injection of insulin and monitoring of glucose concentration, in: SENSORS, 2005 IEEE, IEEE, 2005, pp. 4 pp.

[2] A. Homsy, V. Linder, F. Lucklum, N.F. de Rooij, Magnetohydrodynamic pumping in nuclear magnetic resonance environments, Sensors and Actuators B: Chemical, 123(1) (2007) 636-646.

[3] A.V. Lemoff, A.P. Lee, An AC magnetohydrodynamic micropump, Sensors and Actuators B: Chemical, 63(3) (2000) 178-185.

[4] M.E. Tawfik, F.J. Diez, Maximizing fluid delivered by bubble-free electroosmotic pump with optimum pulse voltage waveform, Electrophoresis, 38(5) (2017) 563-571.

[5] N.A. Hamid, B.Y. Majlis, J. Yunas, A. Syafeeza, Y.C. Wong, M. Ibrahim, A stack bonded thermo-pneumatic micro-pump utilizing polyimide based actuator membrane for biomedical applications, Microsystem Technologies, 23(9) (2017) 4037-4043.

[6] S. Guo, T. Fukuda, SMA actuator-based novel type of micropump for biomedical application, in: IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004, IEEE, 2004, pp. 1616-1621.

HOW TO CITE THIS ARTICLE

B. Zahed, A. Behzadmehr, H. Azarkish, T. Fanaei Sheikholeslami, G. Miri-Aliabad, Design and multi-objective optimization of a magnetohydrodynamic drug delivery infusion micropump, Amirkabir J. Mech Eng., 53(10) (2022) 1227-1230.

DOI: 10.22060/mej.2021.19678.7088

This page intentionally left blank

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر

نشریه مهندسی مکانیک امیرکبیر، دوره ۵۳ شماره ۱۰، سال ۱۴۰۰، صفحات ۵۲۲۱ تا ۵۲۳۸
DOI: 10.22060/mej.2021.19678.7088

طراحی و بهینه‌سازی چندهدفه یک میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی تزریق دارو

بابک زاهد[۱]، امین بهزادمهر[۱*]، حسن آذرکیش[۱]، طاهره فنایی شیخ الاسلامی[۱]، قاسم میری علی‌آباد[۲]

[۱] دانشکده مهندسی نیکبخت، دانشگاه سیستان و بلوچستان، زاهدان، ایران
[۲] مرکز تحقیقات سلامت کودکان ونوجوانان، دانشگاه علوم پزشکی زاهدان، زاهدان، ایران

خلاصه: تزریق مداوم دارو نقش مهمی در تاثیرگذاری دارو ایفا می‌کند، با این حال در اغلب موارد، اندازه، وزن و توان مصرفی پمپ‌های تزریق متداول فاکتورهای مهمی هستند که مشکلات عمده‌ای برای راحتی بیمار در حین تزریق مداوم ایجاد می‌کند. هدف پژوهش حاضر طراحی و بهینه‌سازی یک میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی به منظور تزریق مداوم دارو است. به منظور بررسی امکان تزریق دارو توسط پمپ مذکور، یک مدل ریاضی برای میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی پیشنهاد و به صورت تحلیلی حل شده است. سپس به منظور راحتی بیمار حین تزریق، میکروپمپ با استفاده از الگوریتم ژنتیک مرتب‌سازی غیرمغلوب (NSGA II) بهینه گردید. پارامترهای تعداد سطر و ستون کانال‌ها، عرض و ارتفاع کانال و همچنین ولتاژ کارکرد به عنوان متغیرهای تصمیم‌گیری در بهینه‌سازی چند هدفه انتخاب شد و در ادامه، نتایج بهینه‌سازی به صورت نمایش جبهه پرتو گزارش داده شده است. شش حالت مختلف که خصوصیات موردنظر طراحی را دارا بود با استفاده از روش تصمیم گیری فازی انتخاب شد. در ادامه نیز مدل دینامیک سیالات محاسباتی برای پیش بینی شکل‌گیری حباب به دلیل الکترولیز سیال تهیه شد. طراحی حاضر علاوه بر قابلیت اطمینان بالاتر به دلیل نداشتن قسمت های مکانیکی، قابلیت تحویل جریان سیال تا ۴۸ برابر بیشتر، در ولتاژ کارکردی سه برابر کمتر، در مقایسه با میکروپمپهای متداول را داراست. علاوه بر این، طراحی حاضر قابلیت اطمینان بالاتر و فرایند ساخت ساده‌تر بدون هیچگونه بخش مکانیکی را نیز داراست.

تاریخچه داوری:
دریافت: ۱۳۹۹/۰۴/۱۷
بازنگری: ۱۳۹۹/۰۸/۱۹
پذیرش: ۱۳۹۹/۰۸/۲۴
ارائه آنلاین: ۱۳۹۹/۰۸/۲۸

کلمات کلیدی:
میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی
تزریق دارو
محلول آبی نمکی
بهینه‌سازی چندهدفه

۱- مقدمه

سیستم‌های تحویل دارو فرمولاسیون‌های دارویی یا دستگاه‌هایی هستند که برای تحویل کنترل‌شده یک ماده درمانی به بدن انسان استفاده می‌گردند [۱]. در دو دهه اخیر توجه بیشتری به کنترل تحویل دارو با استفاده از میکروپمپ‌ها شده است [۲ و ۳]. مکانیزم تحریک این میکروپمپ‌ها با استفاده از مواد پیزوالکتریک [۴ و ۵]، نیروهای الکترومغناطیسی [۶ و ۷]، پریستالتیک تغییر فاز حرارتی [۸] و غیره [۹] انجام می‌شود. برای یک نرخ جریان معین دارو، یک پمپ تزریق مناسب بایست دارای خصوصیاتی از جمله اندازه کوچک، وزن سبک، توان مصرفی پایین، قابلیت اطمینان بالا، عمر طولانی و زیست سازگاری باشد. همچنین به دلیل تماس آن با بدن، سطح ولتاژ کارکرد می‌بایست محدود گردد (کمتر از ۱۲ ولت [۱۰]). میکروپمپ‌ها به دلیل اندازه کوچک، وزن کم و قابلیت کنترل نرخ جریان، بهترین انتخاب برای استفاده در سیستم‌های تحویل دارو می‌باشند [۲ و ۱۱ و ۱۲].

تحقیق و توسعه در زمینه کاربرد میکروپمپ در سیستمهای تحویل دارو از سال ۱۹۷۵ بوسیله توماس و بسمان [۱۳] آغاز

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: amin.behzadmehr@eng.usb.ac.ir

حقوق مؤلفین به نویسندگان و حقوق ناشر به انتشارات دانشگاه امیرکبیر داده شده است. این مقاله تحت لیسانس آفرینندگی مردمی (Creative Commons License) در دسترس شما قرار گرفته است. برای جزئیات این لیسانس، از آدرس https://www.creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode دیدن فرمائید.

شد. ایشان میکروپمپ پیزوالکتریک قابل کاشتی را توسعه دادند که در لوزالمعده مصنوعی کاربرد داشت. اسمیت [۱۴ و ۱۵] یک پمپ پریستالتیک را برای استفاده در سیستم تحویل کنترل شده انسولین توسعه داد. پس از آن طراحی‌ها و کارهای مختلفی بر روی کوچک کردن سیستم‌های تحویل دارو با روش‌های مختلف تحریک انجام گردید. برخی از مکانیزم‌های تحریکی که می‌توان بدان اشاره نمود عبارتند از الکترواستاتیک [۱۸-۱۶]، پیزوالکتریک [۲۴-۱۹]، ترموپنوماتیک [۲۷-۲۵]، آلیاژ حافظه‌دار [۲۸]، الکترواسمز [۲۹]، الکتروشیمیایی [۳۰]، هیدرودینامیک مغناطیسی جریان متناوب [۳۱ و ۳۲] و هیدرودینامیک مغناطیسی جریان مستقیم [۳۷-۳۳].

در بین سیستم‌های مذکور با تحریک غیرمکانیکی، هر دو نوع جریان مستقیم [۳۸] و جریان متناوب [۳۹] پمپ‌های هیدرودینامیک مغناطیسی دارای قابلیت استفاده در کاربردهای بیوپزشکی را دارا هستند. این پمپ‌ها دارای مزایای قابل توجهی در مقایسه با دیگر پمپهای غیرمکانیکی و همچنین مکانیکی هستند که عبارتند از نیروی اعمالی مداوم به سیال، فرایند ساخت ساده‌تر، ولتاژ کارکرد پایین، قابلیت اطمینان و عمر زیاد است. میکروپمپ‌های هیدرودینامیک مغناطیسی قابلیت پمپ کردن هر سیال رسانای الکتریکی در محدوده بالاتر از یک زیمنس بر متر مانند سرم نمکی و یا بیشتر محلول‌های آبی نمکی مورد استفاده در کاربردهای پزشکی را داراست [۴۰]. پدیده هیدرودینامیک مغناطیسی در سال ۱۸۳۲ توسط ریچی [۴۱] مشاهده گردید و از دهه ۱۹۶۰ اصول و مفاهیم آن توسعه داده شد [۴۲ و ۴۳] و متعاقباً برای کنترل و پمپ کردن فلزات مایع استفاده گردید [۴۴ و ۴۵].

یکی از اولین پمپ‌های هیدرودینامیک مغناطیسی که برای پمپ کردن محلول آبی نمکی، بوسیله یانگ و لی [۳۳] در سال ۲۰۰۰ توسعه داده شد. نتایج ایشان نشان داد که در حین کارکرد پمپ، به دلیل ولتاژ کارکرد بالا، حباب تولید می‌گردد بنابراین جریان خروجی مداومی ایجاد نمی‌گردد. در سال ۲۰۰۰، هوانگ و همکاران [۳۴] یک میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی جریان مستقیم را توسعه دادند که نرخ جریان خروجی‌ای در حدود ۱۱۰۰ میکرولیتر بر دقیقه تولید می‌کرد. هرچند نتایج تجربی نشان داد که تولید بیش از حد حباب پس از چند صد ثانیه باعث ایجاد مشکل جدی در عملکرد پمپ می‌شود. هنگ و همکاران [۳۱] و لمف و لی [۳۲] پیشنهاد استفاده از یک منبع متناوب جریان را برای تولید میدان مغناطیسی ارائه نمودند که تولید حباب را در جریان سیال کاهش می‌داد. لیکن توان مصرفی بالای آن، نقطه ضعف طراحی ایشان قلمداد می‌شود. نگوین و کاسگن پیشنهاد یک میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی با الکترودهایی قرار داده شده در داخل مخزن را ارائه دادند. در این طراحی حباب‌ها داخل مخزن تولید می‌شد و نمی‌توانست وارد کانال اصلی گردد. سیال کارکرد محلول آبی نمکی بود و نرخ جریان تولید شده و ولتاژ کارکرد آن به ترتیب ۳۲۵ میکرولیتر بر دقیقه و ۵ ولت بود.

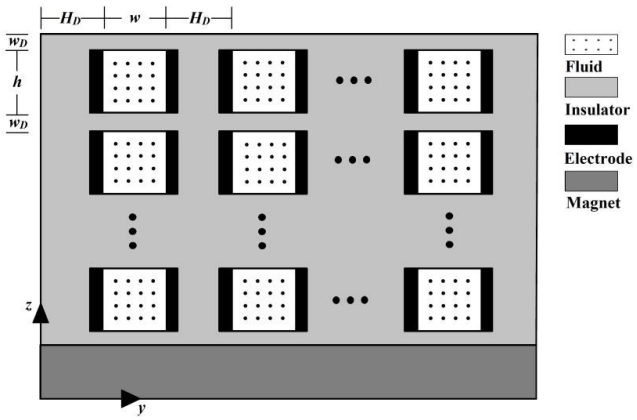
همانطور که بررسی گردید با وجود اینکه پمپ‌های هیدرودینامیک مغناطیسی در مقایسه با دیگر انواع پمپ‌ها مزایای قابل توجهی برای کاربرد در سیستمهای تحویل دارو را داراست، لیکن تولید حباب بیش از حد ناشی از الکترولیز سیال کارکرد در ولتاژهای کارکرد بالا می‌تواند منجر به مشکلات جدی و اختلال در جریان سیال گردد.

هدف اصلی پژوهش حاضر، بدست آوردن ساختاربندی مناسب برای میکروپمپی است که قابلیت تولید جریان مداوم سیال (کمتر از ۳ سی‌سی بر دقیقه) با ولتاژ کارکرد، وزن و اندازه کمتر نسبت به دیگر میکروپمپ‌ها را دارا باشد. بنابراین یک میکروپمپ برای پمپ کردن دارو (محلول آبی نمکی) طراحی و سپس بهینه گردید. سه تابع هدف برای فرایند بهینه‌سازی انتخاب گردید. حداقل کردن توان مصرفی و اندازه فیزیکی و همچنین حداکثر کردن نرخ جریان برای بدست آمدن میزان دز داروی موردنیاز مورد نظر قرار گرفت. از طرف دیگر برای جلوگیری از تولید حباب، حداکثر ولتاژ کارکرد باید محدود باشد. در ادامه نیز یک مطالعه موردی انجام شده است تا به خوبی تزریق مداوم محلول دارو به عنوان یک کاربرد ویژه از سیستم تحویل دارو مورد بررسی گیرد.

۲- مدلسازی ریاضی

۲-۱- تعریف مسئله و هندسه

یک میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی جریان مستقیم برای پمپ کردن محلول آبی نمکی با نرخ جریان کمتر از ۳ سی‌سی بر دقیقه طراحی و سطح مقطع آن در شکل ۱ نمایش داده شده است. میکروپمپ از $n_r \times n_c$ آرایه از کانال‌های مستقیم با سطح مقطع مستطیل شکل تشکیل شده است. هر کانال دارای دو الکترود است که در دیواره‌های مقابل هم جای گرفته است. این الکترودها به یک



شکل ۱. سطح مقطع میکروپمپ
Fig. 1. Micropump cross-section

منبع ولتاژ جریان مستقیم (V_0) متصلند. آهنربای دائمی نئودیمیوم با چگالی شار ۱۰۰ گاوس برای ایجاد میدان مغناطیسی (B_0) در نظر گرفته شده است.

۲-۲- معادلات حاکم و شرایط مرزی

محلول آبی نمکی به عنوان سیال کارکرد، غیرقابل تراکم، نیوتنی و تک فاز در نظر گرفته شده است. رژیم جریان توسعه یافته، حالت دائم و آرام فرض شده است. میدان مغناطیسی و الکتریکی نیز یکنواخت در نظر گرفته شده است. محلول دارو اغلب در نرمال سالین[1] حل می‌گردد بنابراین محلول آب نمک با خواص ثابت به عنوان سیال کارکرد مفروض است که خواص آن در جدول ۱ ذکر شده است. به دلیل اینکه کانال به طور کامل با سیال کارکرد پر شده است لذا تأثیر تنش سطحی ناچیز در نظر گرفته شده است.

جریان هیدرودینامیک مغناطیسی به شکل ریاضی با معادلات حاکم شامل پایستاری جرم، مومنتوم، انرژی، انتقال گونه‌ها و قانون اهم، معادلات مکسول و پایستاری جریان الکتریکی معرفی می‌گردد:

معادله پایستاری جرم:

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \qquad (۱)$$

معادله پایستاری مومنتوم:

$$(\rho \vec{u} \cdot \nabla)\vec{u} = -\nabla p + \rho \vec{g} + \mu \nabla^2 \vec{u} + \overrightarrow{F_L} \qquad (۲)$$

$$\overrightarrow{F_L} = \vec{j} \times \vec{B} \qquad (۳)$$

1 Normal Saline

جدول ۱. خواص فیزیکی سیال کارکرد
Table 1. Physical properties of working fluid

رسانایی الکتریکی(σ)	۱/۳ S/m
لزجت دینامیکی(μ)	۰/۰۰۱۰۰۳ Pa.s
چگالی(ρ)	۹۹۸ kg/m^3
ظرفیت گرمایی ویژه(C_p)	۴۱۸۲ J/kg K

F_L نیروی لورنتز است که منبع ایجاد جریان در میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی می‌باشد. این نیرو از برهمکنش بین دو میدان عمود برهم مغناطیسی و الکتریکی ایجاد می‌گردد.

قانون اهم:

$$\vec{j} = \sigma\left(\vec{E} + \vec{u} \times \vec{B}\right) \qquad (۴)$$

معادله انرژی (با ناچیز فرض کردن اتلاف ویسکوز):

$$\rho C_p \left(\frac{\partial T}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) T \right) = K \nabla^2 T + \frac{\vec{j} \cdot \vec{j}}{\sigma} + S_R \qquad (۵)$$

معادله انتقال گونه‌ها:

$$\frac{\partial(\rho Y_i)}{\partial t} + \nabla.(\rho \vec{u} Y_i) = -\nabla.\overrightarrow{J_i} + \mathbb{R}_i \qquad (۶)$$

واکنش‌های الکترولیزی که ممکن است اتفاق بیفتد در جدول ۲ آورده شده است.

معادلات مکسول:

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho_e \quad where: \vec{D} = \varepsilon_0 \vec{E} \qquad (۷)$$

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \qquad (۸)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \qquad (۹)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{j} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \quad where: \vec{H} = \frac{\vec{B}_j}{\mu_0} \qquad (۱۰)$$

پایستاری جریان الکتریکی:

$$\nabla \cdot \vec{j} = 0 \qquad (۱۱)$$

این مجموعه معادلات دیفرانسیل پاره‌ای برای جریان سیال در هر کانال با کمک شرایط مرزی نمایش داده شده در جدول ۳ حل خواهد

جدول ۲. واکنش‌های الکترولیز محلول آبی نمکی [۴۶]

Table 2. Aqueous salt solution electrolysis reactions

	الکترود	واکنش	انرژی فعالسازی
۱	Cathode	$2H_2O + 2e^- \rightleftarrows H_2(g) + 2OH^-$	- ۰٫۸۳ V
۲	Anode	$2Cl^- \rightleftarrows Cl_2(g) + 2e^-$	- ۱٫۳۶ V

جدول ۳. شرایط مرزی

Table 3. Boundary conditions

Inlet	$p_{in} = p_{atm}$ $T_{in} = T_{amb}$ $Y_{H_2O_{in}} = 1$	
Outlet	$p_{out} = p_{atm}$ $(\frac{\partial T}{\partial x})_{out} = 0$ $(\frac{\partial Y_{species}}{\partial x})_{out} = 0$	
walls	$\vec{n} \cdot \nabla T = 0$ $\vec{u}_{wall} = 0$	(Adiabatic walls) (No slip condition)

شد (تحلیلی و عددی).

۳- حل تحلیلی و عددی

برای بدست آوردن ساختاربندی مناسب پمپ، عملکرد هیدرودینامیکی میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی طراحی شده بایست مورد مطالعه قرار گیرد. سه تابع هدف برای فرایند بهینه‌سازی انتخاب شده است. حداقل کردن توان مصرفی و اندازه فیزیکی میکروپمپ برای راحتی بیمار و حداکثر کردن نرخ جریان برای بدست آمدن دز موردنیاز دارو.

این معادلات با هر دو روش تحلیلی و عددی حل می‌شوند. حل تحلیلی برای بهینه‌سازی میکروپمپ مورد استفاده قرار می‌گیرد در حالی که حل عددی برای اطلاعات تفصیلی تولید حباب در داخل کانال‌های میکروپمپ موردنیاز می‌باشد.

حل تحلیلی

معادلات ذکر شده (بجز معادله انرژی و انتقال گونه‌ها) به صورت همزمان و تحلیلی حل شده‌اند. بنابراین پروفیل سرعت در سطح مقطع کانال به شکل ذیل بدست آمده است: (جزئیات روش حل در ضمیمه آورده شده است)

$$u(y,z) = \sum_{n=1}^{\infty}\left[B_1^* \cosh \lambda_n y\right] \sin \lambda_n z + \frac{1}{2} p^* \left(z^2 - zh\right) \quad (۱۲)$$

$$B_1^* = \frac{2p^*}{h\lambda_n^3 \cosh\left(\lambda_n \frac{w}{2}\right)}\left[1 - \cos(\lambda_n h)\right] \quad (۱۳)$$

$$\lambda_n = \frac{n\pi}{h} \qquad n = 1,2,\ldots\infty \quad (۱۴)$$

$$p^*(x) = \frac{w\,(p_1 - p_0) - \sigma B_0 V_0 L}{\mu w L} \quad (۱۵)$$

سرعت محوری متوسط:

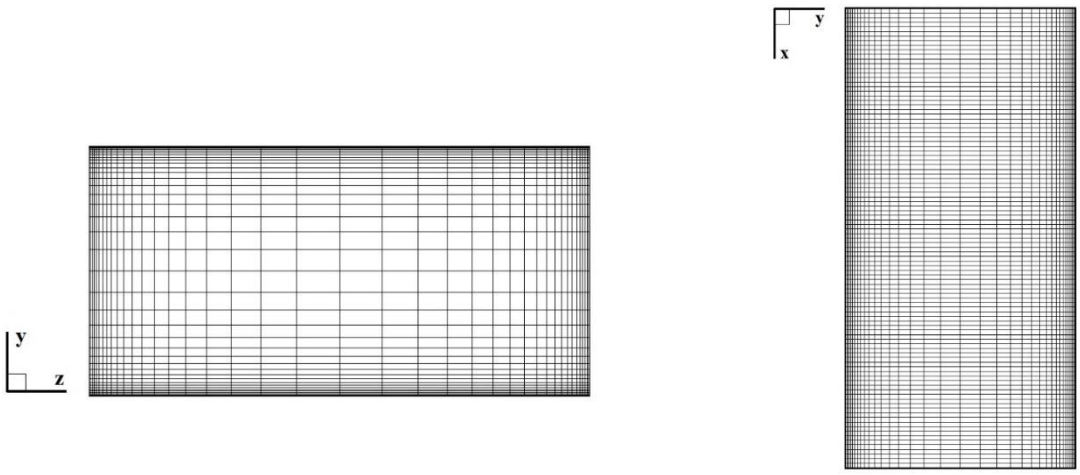
$$u_m = \frac{\int_0^h \int_{-\frac{w}{2}}^{\frac{w}{2}} u(y,z)\,dy\,dz}{\int_0^h \int_{-\frac{w}{2}}^{\frac{w}{2}} dy\,dz}$$

بنابراین:

$$u_m = \frac{1}{wh}\sum_{n=1}^{\infty}\left[\frac{-2B_1^*}{\lambda_n^2}\sinh\left(\lambda_n \frac{w}{2}\right)\left(\cos(\lambda_n h) - 1\right)\right] - \frac{p^* w h^3}{12} \quad (۱۶)$$

لذا نرخ تزریق دارو، توان مصرفی و حجم فیزیکی پمپ می‌تواند با روابط ذیل تعیین شوند:

نرخ جریان خروجی (نرخ تزریق دارو) میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی جریان مستقیم با در نظر گرفتن رابطه (۱۶):



(الف) (ب)

شکل ۲. توزیع شبکه‌بندی (الف) در سطح مقطع کانال (ب) در طول کانال

Fig. 2. Grid distribution at the (a) channel cross-section and (b) along the channel length

$$Q = n_r n_c u_m A = n_r n_c \left[\sum_{n=1}^{\infty} \left[\frac{-2B_1^*}{\lambda_n^2} \sinh\left(\lambda_n \frac{w}{2}\right) \left(\cos(\lambda_n h) - 1\right)\right] - \frac{p^* w h^3}{12} \right] \quad (۱۷)$$

$$p^*(x) = \frac{w\,(p_1 - p_0) - \sigma B_0 V_0 L}{\mu w L} \quad (۱۸)$$

توان مصرفی میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی جریان مستقیم:

$$P_{cons} = n_r n_c \frac{V_0^2}{R_f} \quad (۱۹)$$

$$R_f = \frac{w}{\sigma h L} \quad (۲۰)$$

حجم فیزیکی میکروپمپ:

$$V_{pump} = H_m W_m L \quad (۲۱)$$

$$H_m = (n_c + 1) H_D + n_c w \quad (۲۲)$$

$$W_m = (n_r + 1) V_D + n_r h \quad (۲۳)$$

حل عددی

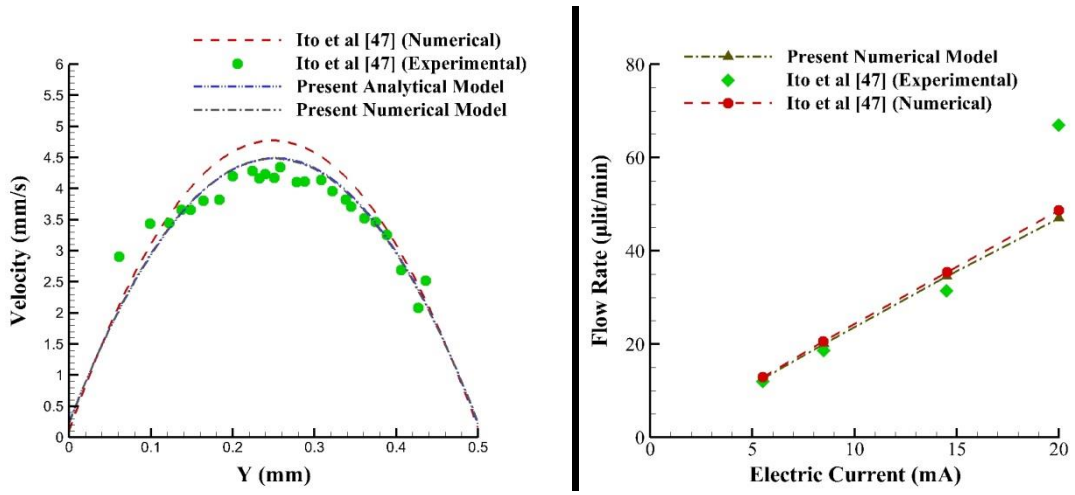
معادلات حاکم که پیش‌تر ذکر شده با استفاده از روش حجم محدود به صورت عددی حل شده است. شبکه‌بندی ساختاریافته چهارضلعی که در محدوده نزدیک دیواره ریزتر شده است (جایی گرادیان پارامترها اهمیت دارند) برای گسسته‌سازی محدوده محاسباتی انتخاب شده است. شکل ۲ توزیع شبکه‌بندی را در سطح مقطع کانال و در طول محور کانال نشان می‌دهد.

طرح تفاضل مرکزی برای گسسته‌سازی جمله‌های نفوذ و روش بالادست مرتبه دوم برای گسسته‌سازی بقیه جملات استفاده شده است. الگوریتم سیمپل[1] برای کوپل کردن میدان فشار و سرعت مورد استفاده قرار گرفته است. معیار همگرایی برای معادله انرژی 10^{-10} و برای بقیه معادلات 10^{-6} در نظر گرفته شده است.

اعتبارسنجی نتایج تحلیلی و عددی

برای بدست آوردن شبکه‌بندی مناسب، استقلال از شبکه‌بندی به منظور اطمینان از صحت نتایج حل عددی و عدم وابستگی نتایج به تعداد شبکه انجام گرفت. سپس مقایسه‌ی نتایج عددی و تجربی انجام شد. شکل ۳ مقایسه بین نتایج تحلیلی و عددی مدل تهیه شده پژوهش حاضر و نتایج عددی و تجربی ایتو و همکاران [۴۷] (یک میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی جریان مستقیم) را نمایش می‌دهد. همانطور که نشان داده شده، تطابق خوبی بین نتایج قابل مشاهده است. برای چگالی جریان الکتریکی برابر ۱۴/۶ میلی آمپر، حداکثر انحراف پروفیل سرعت محلی بدست آمده با مدل تحلیلی، ۲٪

1 Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations (SIMPLE)



(الف) (ب)

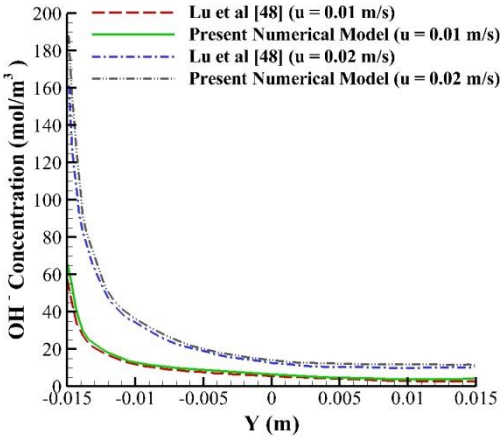
شکل ۳. اعتبارسنجی (الف) مدل تحلیلی (ب) مدل عددی با کار ایتو و همکاران [۴۷]

Fig. 3. Validation of (a) analytical and (b) numerical model with Ito et al. [47]

با کار عددی و ۱۰٪ با کار تجربی ایتو و همکاران و حداکثر انحراف نرخ جریان بدست آمده با مدل عددی، ۴٪ با نتایج عددی و ۱۰٪ با نتایج تجربی کار ایتو و همکاران مشاهده شد.

به منظور اعتبارسنجی مدل الکترولیز، نتایج غلظت OH^- در طول کانال، برای دو سرعت ورودی مختلف، با کار لو و همکارانش [۴۸] مقایسه گردید (شکل ۴). حداکثر خطا بین دو کار در حدود ۶٪ می‌باشد که به دلیل تفاوت در تقریب‌های استفاده شده برای خواص فیزیکی و شیمیایی گونه‌ها می‌باشد.

بنابراین با توجه به بررسیهای انجام شده می‌توان گفت نتایج حل عددی و تحلیلی قابل اطمینان و صحیح می‌باشند.



شکل ۴. اعتبارسنجی مدل الکترولیز با مقایسه غلظت هیدروکسید در طول کانال

Fig. 4. Validation of electrolysis model by comparison between OH^- concentration across the channel

۴- بهینه سازی

همانطور که اشاره شد، پژوهش حاضر به دنبال حل مشکلات پمپ‌های متداول مورد استفاده بیماران می‌باشد. مشکلاتی از جمله وزن، اندازه و توان مصرفی. بنابراین هندسه و پارامترهای کارکرد میکروپمپ برای رسیدن به عملکرد موردنظر، بهینه گردید. لذا یک الگوریتم بهینه‌سازی چندهدفه برای بدست آوردن پارامترهای طراحی بهینه، مورد استفاده قرار گرفت که نرخ جریان خروجی را حداکثر و توان مصرفی و اندازه فیزیکی حداقل نماید. سه تابع هدف عبارتند از نرخ جریان خروجی، توان مصرفی و اندازه فیزیکی (روابط (۱۷)، (۱۹) و (۲۱)). این توابع براساس قیود ذیل بهینه شده‌اند:

- حجم میکروپمپ کمتر از ۲ سانتیمتر مکعب
- نرخ جریان خروجی کمتر از ۳ سی‌سی بر دقیقه (حداکثر نرخ موردنیاز)

فهرست متغیرهای تصمیم‌گیری و محدوده تغییرات آنها در جدول ۴ نمایش داده شده است.

الگوریتم ژنتیک مرتب‌سازی غیرمغلوب (NSGAII) که بوسیله دب و همکاران [۴۹] توسعه داده شده، برای بهینه‌سازی چندهدفه پژوهش انتخاب شده است. جمعیت انتخاب شده ۲۰۰ عدد، درصد

جدول ۴. متغیرهای تصمیم‌گیری و محدوده آنها

Table 4. Decision variables and their bounds

متغیرهای تصمیم‌گیری	محدوده
عرض کانال	$۰ < w \leq ۲$ mm
ارتفاع کانال	$۰ < h \leq ۲$ mm
تعداد ردیف کانال	$۰ < n_r \leq ۱۰$
تعداد ستون کانال	$۰ < n_c \leq ۱۰$
ولتاژ کارکرد	$۰,۱ < V_۰ \leq ۳$ V

کراس اور[1] ۰/۷ و درصد جهش[2] و نرخ آن به ترتیب ۰/۲ و ۰/۰۲ در نظر گرفته شده است. روش جهش و کراس اور، اریتمتیک[3] است و نتایج پس از ۱۵۰ تکرار بدست آمده است. فلوچارت فرایند محاسبات در شکل ۵ نمایش داده شده است.

۳- نتایج و بحث

شکل ۶ جبهه پرتو هر جفت از توابع هدف را بطور جداگانه نمایش می‌دهد. همانطور که مشخص است جبهه پرتو مجموعه‌ای از نقاط بهینه را در فضای توابع هدف نشان می‌دهد. بنابراین بر اساس کاربرد موردنظر، پارامترها و شرایط بهینه از بین تمام نقاط بهینه می‌بایست انتخاب گردد.

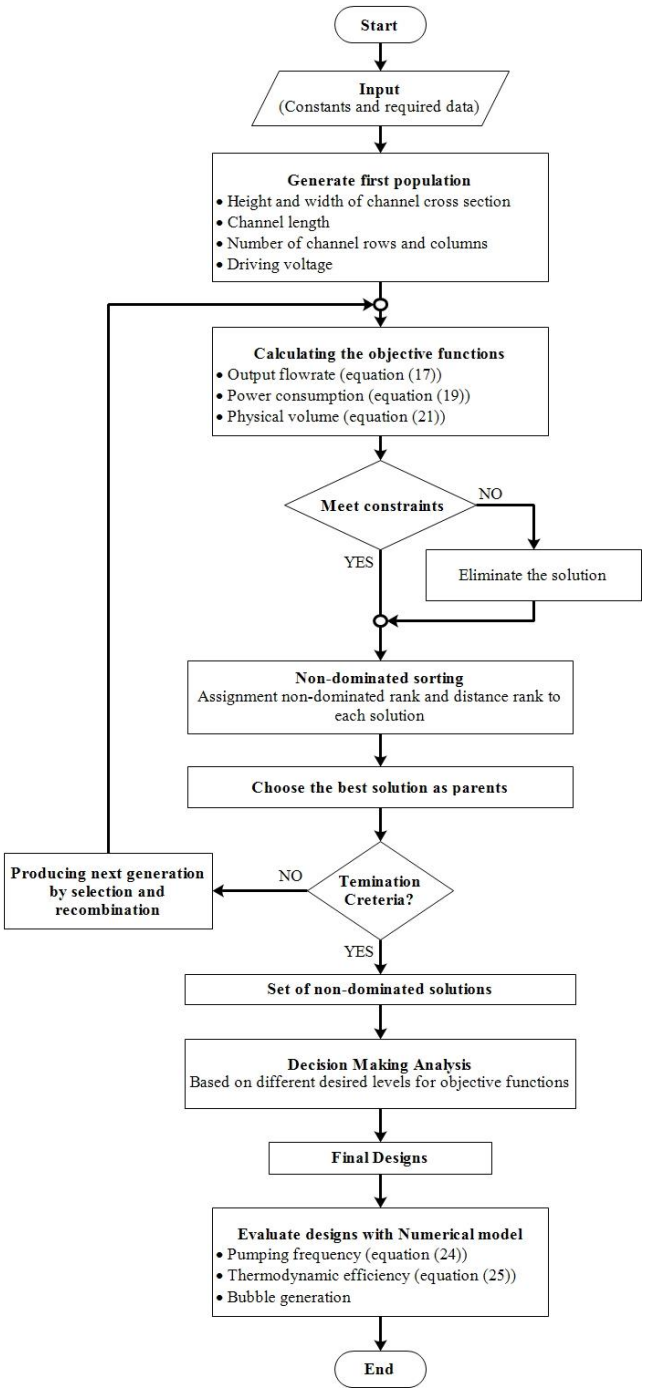
به عنوان یک مطالعه موردی، یک میکروپمپ برای تزریق دارو در نظر گرفته شده است. برای پیدا کردن نقاط بهینه که بتواند خصوصیات موردنظر میکروپمپ را تأمین نماید، روش تصمیم‌گیری فازی انتخاب شده است. شش طراحی مختلف با سطوح موردنظر مختلف، برای هر تابع هدف از جبهه پرتو انتخاب شد که در جدول ۵ آورده شده است.

به منظور انتخاب بهترین طراحی از میان شش مورد انتخاب شده، برای کاربرد مورد نظر، عملکرد موارد مذکور مورد مطالعه قرار می‌گیرد. برای مقایسه بهتر بین عملکرد پمپ کردن این موارد، دو معیار عملکردی به شکل ذیل تعریف می‌گردد:

فرکانس پمپ کردن:

$$f_{sp} = \frac{Q_{max}}{V_{pump}} \qquad (۲۴)$$

1 Cross over
2 Mutation
3 Arithmetic



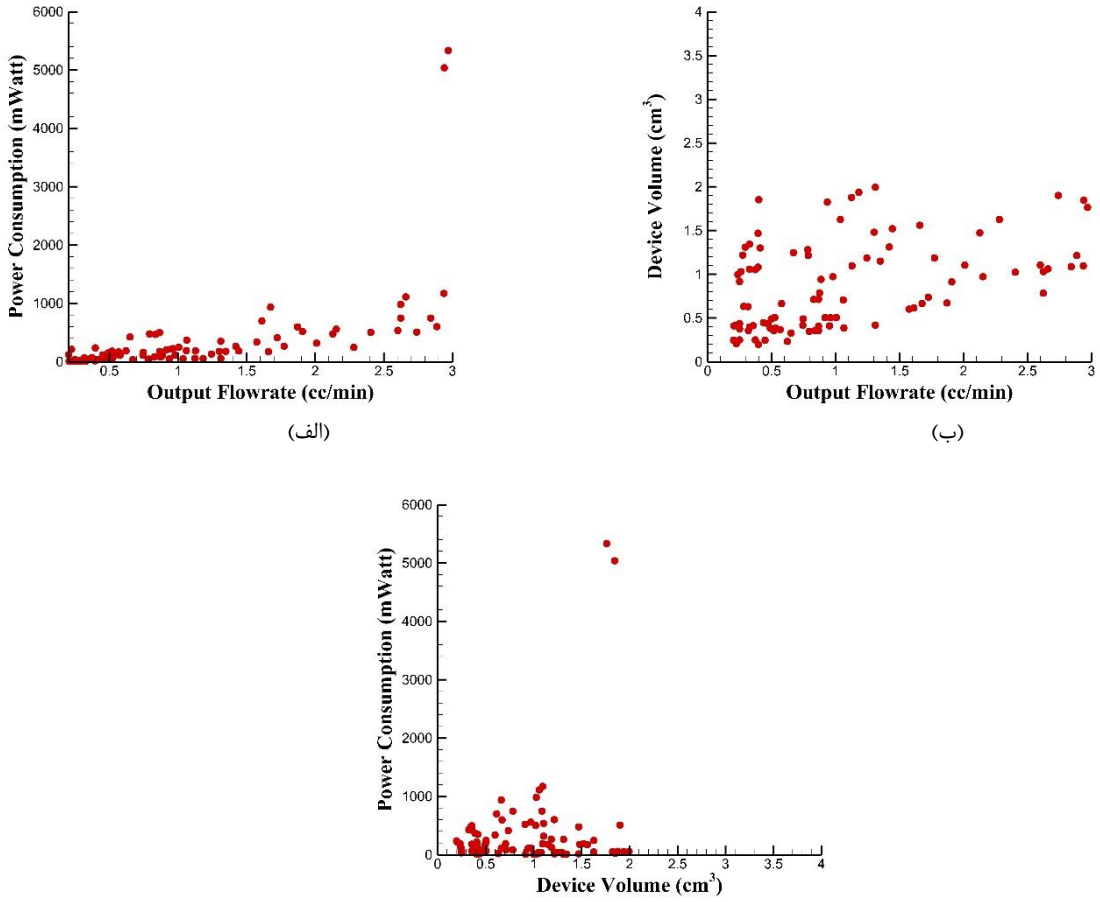
شکل ۵. فلوچارت روش محاسبات

Fig. 5. Flowchart calculation procedure

و بازده ترمودینامیکی:

$$\eta_t = \frac{Q\,\Delta p}{P_{cons}} = \frac{Q_{max}\,\Delta p_{max}}{4P_{cons}} \qquad (۲۵)$$

این دو معیار برای موارد بهینه (ذکر شده در جدول ۵) محاسبه شده و در شکل ۷ نمایش داده شده است.



شکل ۶. نقاط بهینه پرتو برای سه تابع هدف

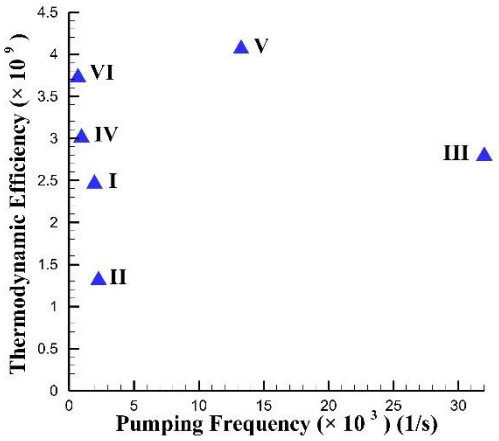
Fig. 6. Pareto optimal points for three objective functions

جدول ۵. طراحی‌های بهینه انتخاب شده از جبهه پرتو با استفاده از روش تصمیم‌گیری فازی

Table 5. Optimum cases selected from Pareto front by fuzzy decision-making approach

	سطوح موردنظر				متغیرهای تصمیم‌گیری				تابع هدف بهینه شده		
مورد	نرخ جریان	حجم پمپ	توان مصرفی	عرض (mm)	ارتفاع (mm)	ولتاژ کارکرد (V)	تعداد سطر	تعداد ستون	Q_{max} (cc/min)	V_{pump} (cm^3)	P_{cons} (mWatt)
اول	۰/۱	۰/۵	۱	۲	۲	۰/۶	۳	۱	۰/۳۹۳۵	۱/۰۸	۳۷/۹
دوم	۱	۰	۰	۱	۱/۹	۳	۴	۳	۲/۹۷۰۰	۱/۷۶۴	۵۳۳۵/۲
سوم	۰	۱	۰	۱/۴	۱/۹	۳	۱	۱	۰/۳۹۷۰	۰/۱۹۸	۲۳۸/۱
چهارم	۰	۰	۱	۲	۱/۹	۰/۳	۲	۲	۰/۲۳۶۵	۰/۹۹۹	۹/۳
پنجم	۰/۸	۰/۸	۰/۸	۲	۲	۳	۲	۲	۲/۶۲۳۷	۰/۷۸۴	۷۴۸/۸
ششم	۰/۸	۰/۴	۰/۶	۲	۱/۷	۰/۵	۲	۶	۰/۹۳۶۳	۱/۸۲۴	۴۹/۷

همانطور که مشاهده می‌شود مورد اول، دوم، چهارم و ششم دارای فرکانس پمپ کردن پایینی هستند در حالی که دو مورد دیگر برای کاربردهای نیازمند فرکانس بالای پمپ کردن، مناسب می‌باشند. بنابراین برای یک نرخ معین تزریق دارو، فرکانس پمپ کردن بالاتر به اندازه کوچکتر پمپ منتج می‌شود. از طرف دیگر با در نظر گرفتن بازده ترمودینامیکی، برای یک نرخ معین تزریق و افت فشار مشخص، توان مصرفی کمتر میکروپمپ به بازده ترمودینامیکی بالاتر منتج خواهد شد.



شکل ۷. فرکانس پمپ کردن در مقابل بازده ترمودینامیکی موارد بهینه انتخاب شده

Fig. 7. Pumping frequency versus thermodynamic efficiency of selected optimum cases

ذکر این نکته ضروری است که احتمال تولید حباب معیار مهم دیگری است که در مدل تحلیلی در نظر گرفته نشده است. بنابراین به منظور پیش بینی غلظت حباب، نتایج عددی مدل دینامیک سیالات محاسباتی مورد استفاده قرار می‌گیرد. در صورتی که الکترولیز ایجاد شود (جدول ۱)، گاز کلر و هیدروژن به صورت حباب تشکیل می‌شود که می‌تواند برای بیمار خطرناک باشد.

نتایج مدل دینامیک سیالات محاسباتی نشان می‌دهد که در مورد اول، چهارم و ششم هیچگونه الکترولیزی اتفاق نمی‌افتد. در حالی که در سه مورد دیگر (دوم، سوم و پنجم) حباب‌ها به دلیل الکترولیز سیال شکل گرفته است. شکل ۸ غلظت گاز کلر و هیدروژن را در این سه مورد (دوم، سوم و پنجم) در طول کانال نشان می‌دهد.

همانطور که انتظار می‌رود غلظت هیدروژن در نزدیک کاتد بیشتر است و غلظت کلر در نزدیکی آند میزان بیشتری را داراست. همانطور که مشاهده می‌شود در هر سه مورد غلظت گونه‌های گازی در بخش بالایی کانال بیشتر است که به دلیل چگالی کمتر این گونه‌ها در مقایسه با سیال کارکرد ایجاد می‌شود. با وجود ولتاژ کارکرد مشابه، تفاوت‌های ایجاد شده به دلیل اندازه مختلف کانال در این سه مورد ایجاد می‌شود.

جدول ۶ خصوصیات هر شش مورد را در خصوص تولید حباب جمع‌بندی کرده است. همانطور که دیده می‌شود مورد اول، چهارم و ششم به دلیل عدم شکل‌گیری حباب در سرتاسر میکروپمپ، موارد مناسبی هستند. هرچند با در نظر گرفتن بازده ترمودینامیکی مورد ششم بهترین انتخاب در میان دو مورد دیگر است.

به منظور نشان دادن بهبود خصوصیات میکروپمپ حاضر، مقایسه میکروپمپ بهینه شده حاضر با دیگر میکروپمپهای در دسترس در پژوهش‌های گذشته برای کاربرد تزریق دارو، انجام و در شکل ۹ نمایش داده شده است. همانطور که اشاره شد، ولتاژ کارکرد برای این کاربرد بایست کمتر از ۱۲ ولت باشد در حالی که حداکثر نرخ تزریق مورد نیاز یک سی‌سی در نظر گرفته شده است. این شرایط کارکرد بیان شده، بوسیله منطقه خاکستری در شکل ۹ مشخص شده است.

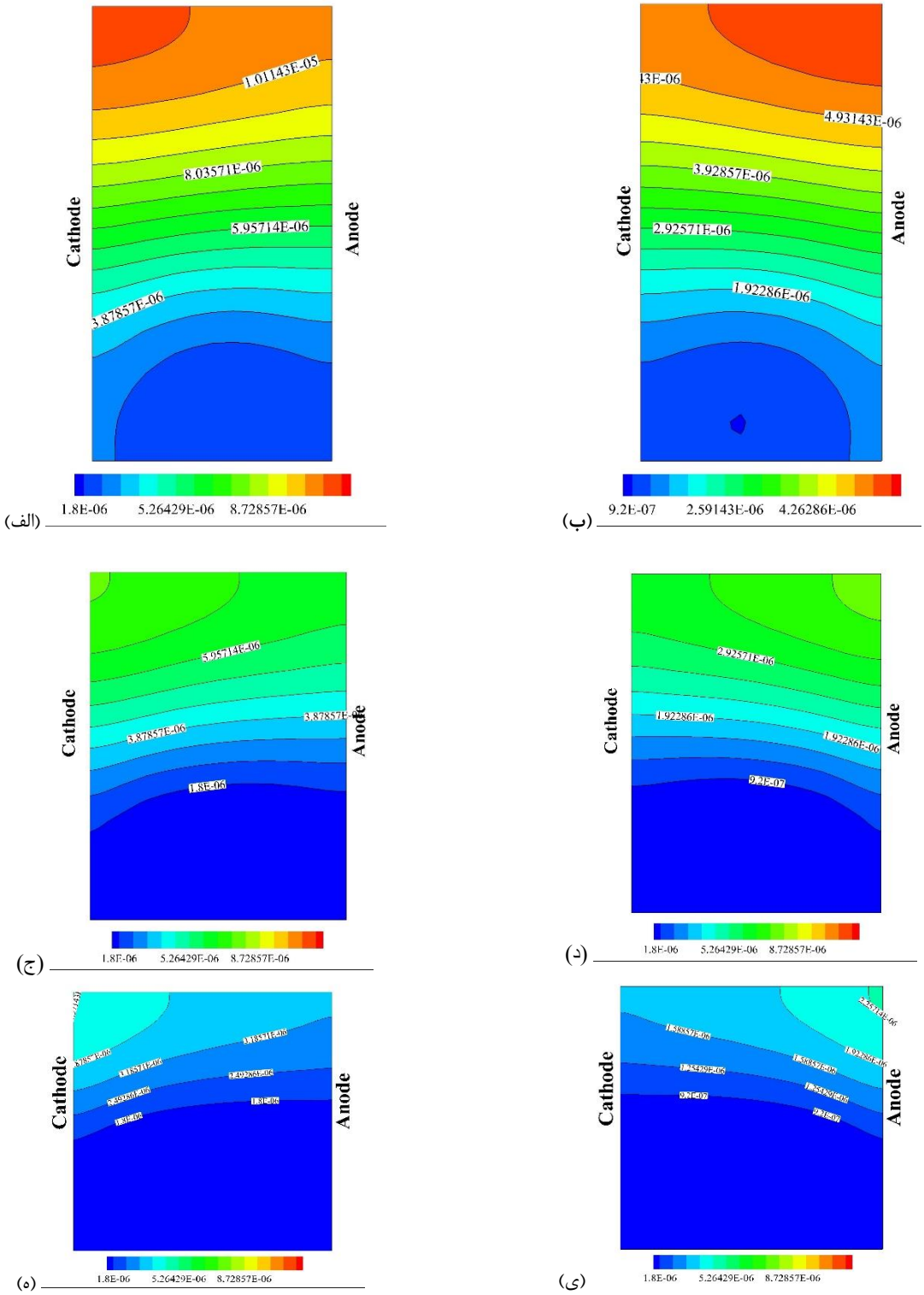
همانطور که قابل مشاهده است مورد ششم شرایط موردنیاز برای تزریق دارو را دارا می‌باشد. پس از مقایسه میان مورد ششم (طراحی حاضر) و دیگر میکروپمپ‌ها، مشاهده می‌شود که طراحی حاضر نیاز به ولتاژ کارکردی کمتر (یا توان مصرفی پایینتر) برای عملکرد دارد در حالی که نرخ جریان بالاتری را تأمین می‌نماید.

مقایسه مذکور نشان می‌دهد که ولتاژ کارکرد یک سوم شده است در حالی که نرخ جریان سیال ۴۸ برابر افزایش داشته است (در مقایسه با کمترین ولتاژ مورد نیاز در پژوهش‌های پیشین که کار کاباتا و همکارانش است [۳۰]) همچنین مقایسه با کار گو و فوکودا [۲۸] نشان می‌دهد که طراحی بهینه حاضر ۳۳٪ محلول داروی بیشتری تحویل می‌دهد در حالی که ولتاژ کارکرد در حدود ۱۶ برابر کمتر نیاز دارد. بنابراین با طراحی بهینه کنونی، یک میکروپمپ با کارایی بالاتر و بدون هیچگونه قسمت مکانیکی بدست آمده است. به علاوه این میکروپمپ دارای قابلیت اطمینان بالاتر و فرایند ساخت ساده‌تر نیز می‌باشد.

۴- نتیجه گیری

یک میکروپمپ هیدرودینامیک مغناطیسی (کوچک‌تر از ۲ سانتیمتر مکعب) برای تزریق دارو، طراحی و بهینه شده است. به منظور مطالعه تأثیر پارامترهای طراحی بر عملکرد میکروپمپ طراحی شده، مدل ریاضی مربوط ایجاد شد و سپس با استفاده از روش تحلیلی حل گردید. در ادامه با الگوریتم ژنتیک مرتب‌سازی غیرمغلوب، بهینه‌سازی چند هدفه برای حداکثر کردن نرخ جریان دارو در کنار حداقل کردن اندازه فیزیکی و توان مصرفی میکروپمپ انجام گردید.

به عنوان یک کاربرد خاص، یک میکروپمپ تزریق در نظر گرفته



شکل ۸. کسر مولی در سطح مقطع خروجی کانال (الف) هیدروژن مورد دوم (ب) کلر مورد دوم (ج) هیدروژن مورد سوم (د) کلر مورد سوم (ه) هیدروژن مورد پنجم (ی) کلر مورد پنجم

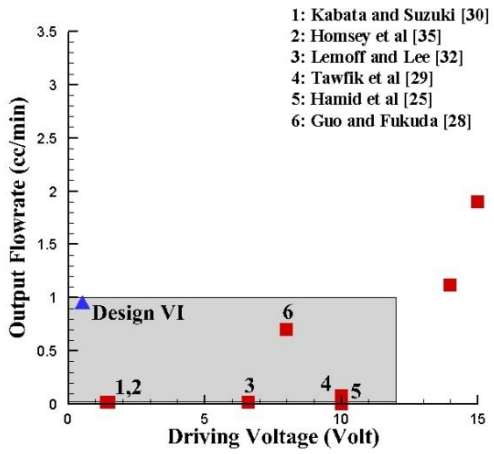
Fig. 8. Mole fraction at cross-section of channel outlet (a) H_2 case II (b) Cl_2 case II (c) H_2 case III (d) Cl_2 case III (e) H_2 case V (f) Cl_2 case V

شد. از میان نقاط بهینه (براساس جبهه پرتو بدست آمده برای توابع هدف مختلف)، شش مورد مختلف که خصوصیات میکروپمپ موردنظر را دارا بودند با استفاده از روش تصمیم‌گیری فازی انتخاب شدند. از مدل دینامیک سیالاتی محاسباتی اعتبارسنجی

جدول ۶. عملکرد شش طراحی بهینه با در نظر گرفتن تولید حباب

Table 6. Performance of the six optimum designs in view of bubble formation

مورد	تولید حباب
اول	خیر
دوم	بله
سوم	بله
چهارم	خیر
پنجم	بله
ششم	خیر



شکل ۹. مقایسه میان موارد بهینه شده و دیگر میکروپمپهای سیستم‌های تحویل دارو

Fig. 9. Comparison between optimized cases and other micropumps for drug delivery systems

شده برای پیش‌بینی شکل‌گیری حباب در میکروپمپ به دلیل الکترولیز محلول، استفاده گردید. از میان شش مورد، سه مورد آن به دلیل شکل‌گیری حباب کنار گذاشته شدند. از میان سه مورد باقیمانده که در حین عملکرد، حبابی تولید نمی‌کردند، موردی که دارای بالاترین بازده ترمودینامیکی بود انتخاب گردید و عملکرد آن با پمپ‌های مشابه در دسترس مورد مقایسه قرار گرفت. در انتها نشان داده شد میکروپمپ طراحی شده ۳۳٪ محلول داروی بیشتر در ولتاژ کارکردی ۱۶ برابر کمتر پمپ می‌کند. این مورد به خوبی نگرانی‌ها در خصوص تولید حباب و توان مصرفی را نیز برطرف می‌نماید.

ضمیمه الف

معادله پیوستگی (رابطه (۱)) با درنظر گرفتن خواص فیزیکی ثابت و جریان آرام ($u_z, u_y = 0$) می‌تواند به شکل ذیل نوشته شود:

$$\frac{\partial u_x}{\partial x} = 0 \qquad \text{(الف۱)}$$

معادلات مومنتوم (رابطه (۲)) با در نظر گرفتن رابطه (الف۱) و با فرض جریان حالت دائم و آرام می‌تواند به شکل ذیل نوشته شود:

$$x: \ \frac{\partial p}{\partial x} = \mu\left(\frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial z^2}\right) + \sigma E_0 B_0 \qquad \text{(الف۲)}$$

$$y: \ \frac{\partial p}{\partial y} = 0 \qquad \text{(الف۳)}$$

$$z: \ \frac{\partial p}{\partial z} = 0 \qquad \text{(الف۴)}$$

که در آن $p(x)$ فشار استاتیک است. با توجه به اینکه $p = p(x)$ و $u_x = u_x(y,z)$ بنابراین با استفاده از رابطه (الف۲):

$$\frac{1}{\mu}\frac{dp}{dx} = \frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial z^2} + \left(\frac{\sigma B_0 E_0}{\mu}\right) = k = constant \qquad \text{(الف۵)}$$

بنابراین برای میدان فشار:

$$\frac{1}{\mu}\frac{dp}{dx} = k \qquad \text{(الف۶)}$$

با شرایط مرزی:

$$x = 0: \quad p = p_0$$
$$x = L: \quad p = p_1 \qquad \text{(الف۷)}$$

و برای میدان سرعت با در نظر گرفتن $E_0 = V_0/w$:

$$\frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial z^2} + \left(\frac{\sigma B_0 V_0}{\mu w}\right) = k \qquad \text{(الف۸)}$$

$$c = \frac{\sigma B_0 V_0}{\mu w} > 0$$

بنابراین معادله (الف۲) تبدیل به یک معادله دیفرانسیل مرتبه دوم همگن می‌گردد:

$$\frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} = p^* \qquad \text{(الف۹)}$$

$$p^* = \frac{1}{\mu}\frac{dp}{dx} - c \qquad \text{(الف۱۰)}$$

با اضافه کردن شرط عدم لغزش در دیواره‌ها:

$$y = -\frac{p}{2}: \quad u_x = 0$$

$$y = +\frac{p}{2}: \quad u_x = 0 \qquad \text{(الف۱۱)}$$

$$z = 0: \quad u_x = 0$$

$$z = h: \quad u_x = 0$$

میدان فشار با استفاده از انتگرال گیری رابطه (الف۶) و با در نظر گرفتن شرایط مرزی (روابط (الف۷)) بدست می‌آید:

$$p(x) = \left[\frac{p_1 - p_0}{L}\right]x + p_0 \qquad \text{(الف۱۲)}$$

$$k = \frac{p_1 - p_0}{\mu L} \qquad \text{(الف۱۳)}$$

با قراردادن رابطه (الف۱۰):

$$p^*(x) = \frac{w(p_1 - p_0) - \sigma B_0 V_0 L}{\mu w L} \qquad \text{(الف۱۴)}$$

همچنین برای محاسبه میدان سرعت از رابطه (الف۹):

$$u(y,z) = v_1(y,z) + v_2(z) \qquad \text{(الف۱۵)}$$

بنابراین:

$$\frac{\partial^2 v_1}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_1}{\partial z^2} + \frac{d^2 v_2}{dz^2} = p^* \qquad \text{(الف۱۶)}$$

و سپس با بازنویسی رابطه (الف۱۶):

$$\frac{\partial^2 v_1}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v_1}{\partial z^2} = 0 \qquad \text{(الف۱۷)}$$

$$\frac{d^2 v_2}{dz^2} = p^* \qquad \text{(الف۱۸)}$$

بنابراین:

$$u\left(-\frac{w}{2},z\right) = v_1\left(-\frac{w}{2},z\right) + v_2(z) = 0$$

$$u\left(+\frac{w}{2},z\right) = v_1\left(+\frac{w}{2},z\right) + v_2(z) = 0$$

$$u(y,0) = v_1(y,0) + v_2(0) = 0 \qquad \text{(الف۱۹)}$$

$$u(y,h) = v_1(y,h) + v_2(h) = 0$$

شرایط مرزی برای v_1:

$$v_1\left(-\frac{w}{2},z\right) = -v_2(z)$$

$$v_1\left(+\frac{w}{2},z\right) = -v_2(z) \qquad \text{(الف۲۰)}$$

$$v_1(y,0) = 0$$

$$v_1(y,h) = 0$$

همچنین شرایط مرزی برای v_2:

$$v_2(0) = 0 \qquad \text{(الف۲۱)}$$

$$v_2(h) = 0$$

بنابراین معادله دیفرانسیل پاره‌ای مرتبه دوم همگن (رابطه (الف۹)) تقسیم به دو معادله دیفرانسیل (الف۱۷) و (الف۱۸) با شرایط مرزی (الف۱۹) و (الف۲۰) می‌شود.

از آنجایی که معادله دیفرانسیل پاره‌ای (الف۱۷) و شرایط مرزی آن همگن و خطی هستند با فرض $v_1(y,z) = F(y)G(z)$ و استفاده از جداسازی متغیرها v_1 بدست می‌آید:

$$v_1(y,z) = \sum_{n=1}^{\infty}\begin{bmatrix} A_1^* \sinh\lambda_n y + \\ B_1^* \cosh\lambda_n y \end{bmatrix}\sin\lambda_n z \qquad \text{(الف۲۲)}$$

$$\lambda_n = \frac{n\pi}{h} \quad n = 0,1,\ldots\infty$$

با انتگرال گرفتن از رابطه (الف۱۷) و شرایط مرزی (الف۲۱):

$$\frac{dv_2}{dz} = p^* z + c_1 \qquad \text{(الف۲۳)}$$

$$v_2 = \frac{1}{2}p^* z^2 + c_1 z + c_2 \qquad \text{(الف۲۴)}$$

$$c_1 = -\frac{1}{2}p^* h \quad , \quad c_2 = 0 \qquad \text{(الف۲۵)}$$

بنابراین:

$$v_2(z)=\frac{1}{2}p^*\left(z^2-zh\right) \quad \text{(الف۲۶)}$$

$$v_1\left(-\frac{w}{2},z\right)=\sum_{n=1}^{\infty}\begin{bmatrix}A_1^*\sinh\lambda_n\left(-\frac{w}{2}\right)+\\ B_1^*\cosh\lambda_n\left(-\frac{w}{2}\right)\end{bmatrix}\sin\lambda_n z=-v_2(z)$$

$$A_n^*=A_1^*\sinh\lambda\left(-\frac{w}{2}\right)+B_1^*\cosh\lambda\left(-\frac{w}{2}\right) \quad \text{(الف۲۷)}$$

$$v_1\left(-\frac{w}{2},z\right)=\sum_{n=1}^{\infty}A_n^*\sin\lambda_n z=-v_2(z) \quad \text{(الف۲۸)}$$

$$v_1\left(+\frac{w}{2},z\right)=\begin{bmatrix}A_1^*\sinh\lambda_n\left(+\frac{w}{2}\right)+\\ B_1^*\cosh\lambda_n\left(+\frac{w}{2}\right)\end{bmatrix}\sin\lambda_n z=-v_2(z)$$

$$B_n^*=A_1^*\sinh\lambda\left(\frac{w}{2}\right)+B_1^*\cosh\lambda\left(\frac{w}{2}\right) \quad \text{(الف۲۹)}$$

$$v_1\left(+\frac{w}{2},z\right)=\sum_{n=1}^{\infty}B_n^*\sin\lambda_n z=-v_2(z) \quad \text{(الف۳۰)}$$

با توجه به اینکه رابطه یک سری فوریه است پس:

$$A_n^*=\frac{1}{h}\int_{-h}^{h}[-v_2(z)\sin\lambda_n z]dz=-\frac{2}{h}\int_0^h[v_2(z)\sin\lambda_n z\,dz \quad \text{(الف۳۱)}$$

$$B_n^*=-\frac{2}{h}\int_0^h[v_2(z)\sin\lambda_n z\,dz \quad \text{(الف۳۲)}$$

$$A_n^*=B_n^* \quad \text{(الف۳۳)}$$

سپس:

$$B_1^*=\frac{A_n^*}{\cosh\left(\lambda_n\frac{w}{2}\right)} \quad \text{(الف۳۴)}$$

با استفاده از رابطه (الف۳۴) و (الف۲۹):

$$A_n^*=-\frac{2}{h}\int_0^h[\frac{1}{2}p^*\left(z^2-hz\right)\sin\lambda_n z\,]dz \quad \text{(الف۳۵)}$$

بنابراین A_n^* محاسبه می‌شود:

$$A_n^*=\frac{2p^*}{h\lambda_n^3}\left[1-\cos\left(\lambda_n h\right)\right] \quad \text{(الف۳۶)}$$

با قراردادن رابطه (الف۳۶) در رابطه (الف۳۴):

$$B_1^*=\frac{2p^*}{h\lambda_n^3\cosh\left(\lambda_n\frac{w}{2}\right)}\left[1-\cos\left(\lambda_n h\right)\right] \quad \text{(الف۳۷)}$$

سرانجام با استفاده از روابط بدست آمده میدان سرعت بدست می‌آید:

$$u(y,z)=\sum_{n=1}^{\infty}\left[B_1^*\cosh\lambda_n y\right]\sin\lambda_n z+\frac{1}{2}p^*\left(z^2-zh\right)$$

$$B_1^*=\frac{2p^*}{h\lambda_n^3\cosh\left(\lambda_n\frac{w}{2}\right)}\left[1-\cos\left(\lambda_n h\right)\right] \quad \text{(الف۳۸)}$$

$$\lambda_n=\frac{n\pi}{h}\qquad n=1,2,\ldots\infty$$

$$p^*(x)=\frac{w\left(p_1-p_0\right)-\sigma B_0 V_0 L}{\mu w L}$$

و برای سرعت میانگین در راستای محور کانال:

$$u_m=\frac{\int_0^h\int_{-\frac{w}{2}}^{\frac{w}{2}}u(y,z)dy\,dz}{\int_0^h\int_{-\frac{w}{2}}^{\frac{w}{2}}dy\,dz} \quad \text{(الف۳۹)}$$

بنابراین:

$$u_m=\frac{1}{wh}\sum_{n=1}^{\infty}[\frac{-2B_1^*}{\lambda_n^2}\sinh\left(\lambda_n\frac{w}{2}\right)\left(\cos\left(\lambda_n h\right)-1\right)]-\frac{p^*wh^3}{12} \quad \text{(الف۴۰)}$$

سرانجام برای نرخ جریان خروجی بدست می‌آید:

$$Q=u_m A=\sum_{n=1}^{\infty}[\frac{-2B_1^*}{\lambda_n^2}\sinh\left(\lambda_n\frac{w}{2}\right)\left(\cos\left(\lambda_n h\right)-1\right)]-\frac{p^*wh^3}{12} \quad \text{(الف۴۱)}$$

فهرست علائم انگلیسی

A	مساحت سطح مقطع (مترمربع)
$\vec{B}$	شدت میدان مغناطیسی (تسلا)
C_p	ظرفیت گرمایی ویژه (J/K kg)
$\vec{D}$	چگالی شار الکتریکی (C/m^2)
$\vec{E}$	میدان الکتریکی
$\vec{F_L}$	نیروی لورنتز (نیوتن)
$\vec{H}$	چگالی شار مغناطیسی(A/m)
H	ارتفاع میکروپمپ (متر)
h	ارتفاع سطح مقطع (متر)
$\vec{J}$	چگالی جریان (A/m^2)
L	طول کانال (متر)
n_r	تعداد ردیف‌های کانال
n_c	تعداد ستون‌های کانال
P_{cons}	توان مصرفی (وات)
Q	نرخ جریان (m^3/s)
R	مقاومت الکتریکی (اهم)
□	نرخ تولید گونه‌ها
R_f	مقاومت الکتریکی سیال (اهم)
S_R	منبع گرمایی به دلیل واکنش
T	دما (کلوین)
t	زمان (ثانیه)
$\vec{u}$	بردار سرعت (m/s)
u_m	سرعت میانگین (m/s)
V	حجم فیزیکی میکروپمپ (m^3)
V_0	ولتاژ باتری (ولت)
W	عرض میکروپمپ (متر)
w	عرض سطح مقطع (متر)
Y	کسر جرمی گونه‌ها
Δp	اختلاف فشار (پاسکال)

فهرست علائم یونانی

ε_0	گذردهی الکتریکی
μ	لزجت (Pa.s)
μ_0	نفوذپذیری مغناطیسی
ρ	چگالی (kg/m^3)
σ	رسانایی الکتریکی (زیمنس)

مراجع

[1] K.K. Jain, Drug delivery systems-an overview, in: Drug delivery systems, Springer, 2008, pp. 1-50.

[2] Y.-N. Wang, L.-M. Fu, Micropumps and biomedical applications–A review, Microelectronic Engineering, 195 (2018) 121-138.

[3] C. Joshitha, B. Sreeja, S. Radha, A review on micropumps for drug delivery system, in: 2017 International Conference on Wireless Communications, Signal Processing and Networking (WiSPNET), IEEE, 2017, pp. 186-190.

[4] R.R. Gidde, P.M. Pawar, V.P. Dhamgaye, Fully coupled modeling and design of a piezoelectric actuation based valveless micropump for drug delivery application, Microsystem Technologies, 26(2) (2020) 633-645.

[5] K.S. Rao, M. Hamza, P.A. Kumar, K.G. Sravani, Design and optimization of MEMS based piezoelectric actuator for drug delivery systems, Microsystem Technologies, (2019) 1-9.

[6] H. Lee, H. Choi, M. Lee, S. Park, Preliminary study on alginate/NIPAM hydrogel-based soft microrobot for controlled drug delivery using electromagnetic actuation and near-infrared stimulus, Biomedical Microdevices, 20(4) (2018) 103.

[7] X. Guo, Z. Luo, H. Cui, J. Wang, Q. Jiang, A novel and reproducible release mechanism for a drug-delivery system in the gastrointestinal tract, Biomedical microdevices, 21(1) (2019) 25.

[8] F. Forouzandeh, Implantable Microsystem Technologies

For Nanoliter-Resolution Inner Ear Drug Delivery, (2019).

[9] Y. Guan, Performance Analysis of a Microfluidic Pump Based on Combined Actuation of the Piezoelectric Effect and Liquid Crystal Backflow Effect, Micromachines, 10(9) (2019) 584.

[10] N.-C. Tsai, C.-Y. Sue, Review of MEMS-based drug delivery and dosing systems, Sensors and Actuators A: Physical, 134(2) (2007) 555-564.

[11] A. Nisar, N. Afzulpurkar, B. Mahaisavariya, A. Tuantranont, MEMS-based micropumps in drug delivery and biomedical applications, Sensors and Actuators B: Chemical, 130(2) (2008) 917-942.

[12] F. Amirouche, Y. Zhou, T. Johnson, Current micropump technologies and their biomedical applications, Microsystem technologies, 15(5) (2009) 647-666.

[13] J.L. Thomas, S. Bessman, Prototype for an implantable micropump powdered by piezoelectric disk benders, Transactions-American Society for Artificial Internal Organs, 21 (1975) 516-522.

[14] J. Smits, N. Vitafin, Piezo-electrical micropump, European patent EP0134614, Netherlands, (1984).

[15] J.G. Smits, Piezoelectric micropump with three valves working peristaltically, Sensors and Actuators A: Physical, 21(1-3) (1990) 203-206.

[16] T. Bourouina, A. Bossebuf, J.-P. Grandchamp, Design and simulation of an electrostatic micropump for drug-delivery applications, Journal of Micromechanics and Microengineering, 7(3) (1997) 186.

[17] M.M. Teymoori, E. Abbaspour-Sani, Design and simulation of a novel electrostatic peristaltic micromachined pump for drug delivery applications, Sensors and Actuators A: Physical, 117(2) (2005) 222-229.

[18] R. Zengerle, J. Ulrich, S. Kluge, M. Richter, A. Richter, A bidirectional silicon micropump, Sensors and Actuators A: Physical, 50(1-2) (1995) 81-86.

[19] J. Johari, J. Yunas, A.A. Hamzah, B.Y. Majlis, Piezoelectric micropump with nanoliter per minute flow for drug delivery systems, Sains Malaysiana, 40(3) (2011) 275-281.

[20] P.-H. Cazorla, O. Fuchs, M. Cochet, S. Maubert, G. Le Rhun, Y. Fouillet, E. Defay, A low voltage silicon micro-pump based on piezoelectric thin films, Sensors and Actuators A: Physical, 250 (2016) 35-39.

[21] A. Geipel, A. Doll, F. Goldschmidtboing, P. Jantscheff, N. Esser, U. Massing, P. Woias, Pressure-independent micropump with piezoelectric valves for low flow drug delivery systems, in: 19th IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems, IEEE, 2006, pp. 786-789.

[22] D. Maillefer, H. van Lintel, G. Rey-Mermet, R. Hirschi, A high-performance silicon micropump for an implantable drug delivery system, in: Technical Digest. IEEE International MEMS 99 Conference. Twelfth IEEE International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (Cat. No. 99CH36291), IEEE, 1999, pp. 541-546.

[23] B. Ma, S. Liu, Z. Gan, G. Liu, X. Cai, H. Zhang, Z. Yang, A PZT insulin pump integrated with a silicon micro needle array for transdermal drug delivery, in: 56th Electronic Components and Technology Conference 2006, IEEE, 2006, pp. 5 pp.

[24] K. Junwu, Y. Zhigang, P. Taijiang, C. Guangming, W. Boda, Design and test of a high-performance piezoelectric micropump for drug delivery, Sensors and Actuators A: Physical, 121(1) (2005) 156-161.

[25] N.A. Hamid, B.Y. Majlis, J. Yunas, A. Syafeeza, Y.C. Wong, M. Ibrahim, A stack bonded thermo-pneumatic micro-pump utilizing polyimide based actuator membrane for biomedical applications, Microsystem Technologies, 23(9) (2017) 4037-4043.

[26] S.R. Hwang, W.Y. Sim, G.Y. Kim, S.S. Yang, J.J. Pak, Fabrication and test of a submicroliter-level thermopneumatic micropump for transdermal drug

[36] B. Nguyen, S.K. Kassegne, High-current density DC magenetohydrodynamics micropump with bubble isolation and release system, Microfluidics and Nanofluidics, 5(3) (2008) 383-393.

[37] S. Lim, B. Choi, A study on the MHD (magnetohydrodynamic) micropump with side-walled electrodes, Journal of mechanical science and technology, 23(3) (2009) 739-749.

[38] D. Chatterjee, S. Amiroudine, Lattice Boltzmann simulation of thermofluidic transport phenomena in a DC magnetohydrodynamic (MHD) micropump, Biomedical microdevices, 13(1) (2011) 147-157.

[39] A.V. Lemoff, A.P. Lee, An AC magnetohydrodynamic microfluidic switch for micro total analysis systems, Biomedical Microdevices, 5(1) (2003) 55-60.

[40] J. West, B. Karamata, B. Lillis, J.P. Gleeson, J. Alderman, J.K. Collins, W. Lane, A. Mathewson, H. Berney, Application of magnetohydrodynamic actuation to continuous flow chemistry, Lab on a Chip, 2(4) (2002) 224-230.

[41] W. Ritchie, XIII. Experimental researches in voltaic electricity and electro-magnetism, Philosophical transactions of the royal society of London, (122) (1832) 279-298.

[42] J.B. Friauf, Electromagnetic ship propulsion, Journal of the American Society for Naval Engineers, 73(1) (1961) 139-142.

[43] O.M. Phillips, The prospects for magnetohydrodynamic ship propulsion, Journal of ship research, 43 (1962) 43-51.

[44] R.S. Baker, M.J. Tessier, Handbook of electromagnetic pump technology, (1987).

[45] K. Hosokawa, I. Shimoyama, H. Miura, Study of MHD(magnetohydrodynamic) micropump, Nippon Kikai Gakkai Ronbunshu, C Hen/Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers, Part C, 59(557) (1993) 205-210.

[46] J. Koryta, J. Dvořák, L. Kavan, Principles of delivery, in: 2005 3rd IEEE/EMBS Special Topic Conference on Microtechnology in Medicine and Biology, IEEE, 2005, pp. 143-145.

[27] O.C. Jeong, S.W. Park, S.S. Yang, J.J. Pak, Fabrication of a peristaltic PDMS micropump, Sensors and Actuators A: Physical, 123 (2005) 453-458.

[28] S. Guo, T. Fukuda, SMA actuator-based novel type of micropump for biomedical application, in: IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004, IEEE, 2004, pp. 1616-1621.

[29] M.E. Tawfik, F.J. Diez, Maximizing fluid delivered by bubble-free electroosmotic pump with optimum pulse voltage waveform, Electrophoresis, 38(5) (2017) 563-571.

[30] A. Kabata, H. Suzuki, Y. Kishigami, M. Haga, Micro system for injection of insulin and monitoring of glucose concentration, in: SENSORS, 2005 IEEE, IEEE, 2005, pp. 4 pp.

[31] K.-H. Heng, W. Wang, M.C. Murphy, K. Lian, UV-LIGA microfabrication and test of an AC-type micropump based on the magnetohydrodynamic (MHD) principle, in: Microfluidic Devices and Systems III, International Society for Optics and Photonics, 2000, pp. 161-171.

[32] A.V. Lemoff, A.P. Lee, An AC magnetohydrodynamic micropump, Sensors and Actuators B: Chemical, 63(3) (2000) 178-185.

[33] J. Jang, S.S. Lee, Theoretical and experimental study of MHD (magnetohydrodynamic) micropump, Sensors and Actuators A: Physical, 80(1) (2000) 84-89.

[34] L. Huang, W. Wang, M. Murphy, K. Lian, Z.-G. Ling, LIGA fabrication and test of a DC type magnetohydrodynamic (MHD) micropump, Microsystem technologies, 6(6) (2000) 235-240.

[35] A. Homsy, V. Linder, F. Lucklum, N.F. de Rooij, Magnetohydrodynamic pumping in nuclear magnetic resonance environments, Sensors and Actuators B: Chemical, 123(1) (2007) 636-646.

electrochemistry, John Wiley & Sons Inc, 1993.

[47] K. Ito, T. Takahashi, T. Fujino, M. Ishikawa, Influences of channel size and operating conditions on fluid behavior in a MHD micro pump for micro total analysis system, Journal of International Council on Electrical Engineering, 4(3) (2014) 220-226.

[48] J. Lu, D.-J. Li, L.-L. Zhang, Y.-X. Wang, Numerical simulation of salt water electrolysis in parallel-plate electrode channel under forced convection, Electrochimica Acta, 53(2) (2007) 768-776.

[49] K. Deb, A. Pratap, S. Agarwal, T. Meyarivan, A fast and elitist multiobjective genetic algorithm: NSGA-II, IEEE transactions on evolutionary computation, 6(2) (2002) 182-197.

چگونه به این مقاله ارجاع دهیم

B. Zahed, A. Behzadmehr, H. Azarkish, T. Fanaei Sheikholeslami, G. Miri-Aliabad, Design and multi-objective optimization of a magnetohydrodynamic drug delivery infusion micropump
, Amirkabir J. Mech Eng., 53(10) (2022) 5221-5238.

DOI: 10.22060/mej.2021.19678.7088

این صفحه عمداً خالی است