



طراحی و شبیه سازی میکروپمپ با دریچه انعطاف پذیر با استفاده از اندرکنش کوپل کامل مغناطیس-سیال-جامد

عباس احسانی¹، امیر نجات^{2*}

1- کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه تهران، تهران

* تهران، صندوق پستی 11155-4563، nejat@ut.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 12 مهر 1395

پذیرش: 03 آذر 1395

ارائه در سایت: 05 دی 1395

کلید واژگان:

تحریر الکترومغناطیس

اندرکنش مغناطیس-جامد-سیال

جریان یک طرفه

میکروپمپ انعطاف پذیر

سیستم لنفاوی

چکیده

در پژوهش حاضر، میکروپمپ الکترومغناطیسی جدیدی با دریچه های انعطاف پذیر و دیواره الاستیک نوسانی بر پایه سازوکار یک طرفه جریان لنف معرفی شده است. میدان مغناطیسی متغیر با زمان، دیواره الاستیک مغناطیس شونده را تحریک می کند. دو دریچه منعطف به منظور یک طرفه کردن جریان سیال در ابتدا و انتهای میکروکانال نصب شده است. سیال استفاده شده در این تحقیق آب و عدد رینولدز در حالت بیشینه کمتر از 30 و عدد وومرلی زیر 1 است. عدد نادسن درون میکروکانال نیز زیر 0.001 محاسبه شده که شرط عدم لغزش در دیواره برقرار است. اندرکنش سیال-جامد-مغناطیس با حل گذرا و دوبعدی سیال تراکم ناپذیر با خواص ثابت انجام شده است. تمام قسمت های جامد از قانون تنش-کرنش هوک پیروی می کنند و شبیه سازی با استفاده از نرم افزار کامسول برپایه حل عددی اجزای محدود انجام شده است. مطالعه پارامتری انجام شده و اثر پارامترهای مهم هندسی، ساختاری و مغناطیسی بر روی حجم خالص انتقالی سنجیده شده است. این میکروپمپ قادر به ایجاد جریان یک طرفه است و میزان حجم خالص جابجا شده تحت تأثیر پارامترهای طراحی قرار می گیرد. میکروپمپ معرفی شده قابل استفاده در محدوده کاری وسیعی از کاربردهای میکروسیالاتی است، به عنوان مثال، دبی و جرم انتقالی کل کاملاً قابل کنترل هستند. نهایتاً میکروپمپی با طراحی بهینه هندسی نسبت به مدل اولیه پیشنهاد شده است. میکروپمپ نهایی قادر به انتقال حجم خالص حدود دو برابر طراحی اولیه و بیش از سه برابر مدل پیشین است.

Design and simulation of the one-way flexible micropump using fully coupled magneto-fluid-solid interaction

Abbas Ehsani, Amir Nejat*

Department of Mechanical Engineering, Tehran University, Tehran, Iran.

* P.O.B. 11155-4563 Tehran, Iran, nejat@ut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 03 October 2016
Accepted 23 November 2016
Available Online 25 December 2016

Keywords:

Electromagnetic actuation
Magneto fluid solid interaction
One-way fluid flow
Flexible micropump
Lymphatic system

ABSTRACT

In the present work, a novel electromagnetic actuation flexible-valve micropump using the fluctuating elastic wall is proposed, based on one-way lymph transfer mechanism. A time dependent magnetic field is used for actuating the magnetorheological elastomer (contractible) wall. Two flexible valves are located in two terminals of microchannel in order to filter bidirectional flow and generate one-way fluid flow. Water properties are used for simulation and the maximum Reynolds number does not exceed 30 and Womersley number is lower than 1 in all cases. Knudsen number is much less than unity, therefore no-slip condition is valid at walls. A fully coupled magneto-fluid-solid interaction approach using time dependent study of two-dimensional incompressible fluid flow is performed. All solid parts follow Hook's law and simulation is carried out using finite element approach by COMSOL Multiphysics software. A parametric study is conducted and the effect of key geometrical, structural and magnetical parameters have been examined on the net pumped volume. Present micropump is able to generate unidirectional flow and propel net volume of fluid left to right, and the net pumped volume of fluid is affected by design parameters. The proposed design can serve in a wide range of microfluidic applications, for example, flow rate and total mass transfer are completely controllable. At the end of the study, an optimum geometrical design based on initial model is proposed. The final design is able to transmit nearly two times the net volume compared to initial model and more than three times that of the previous design.

راستای فرایندها پزشکی، انتقال دارو¹، صنعت غذایی و هوافضا استفاده کمی

1- مقدمه

تا به امروز از میکروپمپ هایی که با نیرو محرکه مغناطیسی کار می کنند در

¹ Drug delivery

Please cite this article using:

A. Ehsani, A. Nejat, Design and simulation of the one-way flexible micropump using fully coupled magneto-fluid-solid interaction, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 12, pp. 593-604, 2016 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

پایه این مدل استفاده از مدل یک‌پارچه بوده است که برای درک کلی کار سیستم مناسب است ولی برای بررسی جزئیات کفایت نمی‌کند. در این مدل فقدان استفاده از تحلیل اندرکنش سیال-سازه به منظور مشاهده رفتار واقعی عروق نیز حس می‌شود. ویلسون با استفاده از شبیه‌سازی عددی و تحلیل غیر کوپل جامد و سیال، تأثیر هندسه دریچه ثانویه را بر حرکت لنف درون عروق جمع‌کننده بررسی کرده است. در این شبیه‌سازی ابتدا باز شدن دریچه شبیه‌سازی شده و سپس تأثیر آن بر روی حرکت سیال بررسی شده است. همچنین تأثیر هندسه و اندازه دریچه بر روی حرکت لنف بررسی شده است [8].

مواد مغناطیس شونده در میدان مغناطیسی تحت اثر نیروی وارده تغییر شکل می‌دهند. MREها نوعی از مواد مرکب هستند که با داشتن ماتریسی از جنس رزین کشسان و دانه‌هایی از مواد فرومغناطیس (مانند آهن) با وجود داشتن استحکام قابل قبول، دارای مدول الاستیسیته مناسب برای استفاده در کاربردهای ارتجاعی هستند؛ در واقع خواص مکانیکی و مغناطیسی این مواد در اثر قرار گرفتن در میدان مغناطیسی دچار تغییر پیوسته با شدت میدان مغناطیسی می‌شود [9-11]. در پژوهش حاضر این مواد به منظور شبیه‌سازی انقباض و انبساط دیواره میکروکانال استفاده شده است. برهام و همکارانش جابجایی ماده مغناطیس شونده در اثر میدان مغناطیسی را بر پایه الاستیسیته مغناطیسی بررسی کردند [12]. ریکر و همکارانش با حل عددی تغییر شکل غشای مغناطیس شونده تحت تأثیر میدان مغناطیسی، پدیده ناپایداری این فرایند را بررسی کرده‌اند [13]. از این جابجایی می‌توان برای نیرو محرکه عملیات انتقال سیال در میکروپمپ استفاده کرد. جاسازی یک آهن‌ربا دائم بر روی غشای انعطاف‌پذیر و استفاده از میدان مغناطیسی برای ایجاد میکروپمپ در کارهای قبلی استفاده شده است [14-16]. این مدل‌ها به دلیل اندازه بزرگی که دارند، موارد مناسبی برای استفاده در سیستم‌های میکروالکترومکانیکی¹² نیستند. همچنین طرح‌های دیگری به منظور استفاده از سیال مغناطیس شونده¹³ [17,18] و آلیاژهای هوشمند مغناطیسی¹⁴ [19,20] برای ایجاد جریان سیال ارائه داده شده است. همچنین در پژوهشی دیگر شبیه‌سازی یک پمپ مگنتوهیدرودینامیک¹⁵ با استفاده از روش حجم محدود انجام شده است [21]. روش لتیس-بولتزمن¹⁶ نیز برای شبیه‌سازی یک میکروپمپ لزجی در کار مشابهی استفاده شده است [22].

در این پژوهش از تحلیل اندرکنش مغناطیس-سیال-سازه¹⁷ استفاده شده است. نیروی وارده از میدان مغناطیسی بر جامد باعث ایجاد جابجایی در ناحیه انعطاف‌پذیر شده و این جابجایی در جامد باعث به حرکت در آمدن سیال می‌شود. استفاده از تحلیل اندرکنش سیال-سازه¹⁸ برای مدل‌سازی آنوریسم¹⁹ پاره شده استفاده شده است [23]. همچنین تنش‌های مکانیکی در پلاک کاروتید²⁰ به وسیله تحلیل اندرکنش سیال-سازه به صورت دو بعدی مدل‌سازی شده است [24]. تا به امروز، استفاده از تحلیل کوپل شده اندرکنش مغناطیس-سیال-سازه به ندرت استفاده شده است، به طوری که تحلیل ترکیبی مغناطیس و اندرکنش سیال-سازه در مستندات اخیر، کمتر به چشم می‌خورد. خادری و همکارانش با استفاده از تحلیل اندرکنش

شده است [1-3]، با این وجود عدم نیاز این میکروپمپ‌ها به تماس فیزیکی با منبع مولد نیرو، عدم نیاز به محیط مادی برای انتقال میدان مغناطیسی مولد حرکت و همچنین قابلیت جاسازی در بدن به دلیل کوچک بودن سیستم انتقال سیال، اهمیت این میکروپمپ‌ها در زمینه‌های پزشکی، انتقال دارو و غذا و استفاده در فضاپیماها را بیش از پیش نشان می‌دهد. ایده اولیه طراحی میکروپمپ حاضر، سازوکار جریان لنف¹ در بدن است. در سیستم لنفاوی بدن انسان دو نوع دریچه اولیه² و ثانویه³ وجود دارد. مایع بینابینی⁴ با عبور از دریچه اولیه و ورود به رگ، توسط انقباض و انبساط دیواره منعطف عروق و بهره‌گیری از دریچه‌های ثانویه، به صورت یک طرفه در جهت حرکت مایع لنف به ورودی خون در پایین دست قلب حمل می‌شود [4]. طراحی سازوکار مشابهی با استفاده از دیواره‌ای با جنس MRE⁵، قادر به ایجاد جریانی نوسانی کرم‌وار⁶ برای کاربردهای بیولوژیک⁷ است. این سازوکار علی‌رغم استفاده در سیستم‌های بیولوژیکی، می‌تواند به عنوان عضو مصنوعی⁸ در قسمت‌های آسیب دیده عروق لنفاوی مورد استفاده قرار گیرد. همچنین به علت فیزیک جریانی تولید شده در این سازوکار (حرکت کرم‌وار سیال)، بیوسایال‌های حساس به گرادیان فشار و سرعت تخریب نمی‌شود، بنابراین از این سازوکار می‌توان در صنعت دارورسانی و غذارسانی نیز استفاده مفید کرد.

در طول سالیان گذشته، شبیه‌سازی و ساخت عروق خون رسان مورد توجه قرار گرفته و امروزه پژوهش‌های فراوانی در این زمینه در دسترس است. اما تحقیقات ناچیزی بر روی سیستم لنفاوی بدن صورت گرفته است، به صورتی که جای کار بیشتر در این زمینه احساس می‌شود. همچنین بیشتر کارهای انجام شده در این زمینه به دهه جاری باز می‌گردد که نو پا بودن این تحقیقات را نشان می‌دهد. بنابراین در این زمینه نیاز به کار پژوهشی بیشتری احساس می‌شود [4].

مدل‌سازی جریان لنف درون سیستم لنفاوی در اوایل راه خود قرار دارد. اولین مدل توسط ردی معرفی شد، که بر اساس مدلی ساده تک بعدی از معادلات ناویر استوکس⁹ برای حرکت سیال بنا نهاده شده است [5]. در این مدل اولیه از بعضی ویژگی‌های آناتومی سیستم لنفاوی صرف‌نظر شده است. مک‌دونالد مدلی برای لینفجین¹⁰ ارائه داده است [6] ولی این مدل یک لینفجین را مد نظر قرار داده است. برترام زنجیره‌ای از لینفجین‌ها را توسط مدل یک‌پارچه¹¹ مدل کرده است که در آن تغییرات فشار دو طرف دریچه بر روی مقاومت آن تأثیر می‌گذارند.

مدل‌هایی که تا به حال معرفی شده است، بیشتر تک بعدی و یک‌پارچه هستند که به دلیل ساده‌سازی بیش از حد مسأله، جواب قابل قبولی برای محدوده گسترده تغییرات به دست نخواهند داد. روش دیگر برای بررسی سیستم لنفاوی، روش پیوسته است؛ ولی در عوض برای استفاده از مدل‌سازی پیوسته، کمبود اطلاعات آناتومی و هندسی عروق مشکل‌ساز است. تا به امروزه تنها یک مدل سه بعدی برای جمع‌کننده‌ها بیان شده، که این مدل هم توسط رهبر در سال 2011 ارائه شده است [7]. در این مدل اثری از دریچه‌های یک طرفه نیست و فقط جریان سیال مدل شده است. همچنین

¹ Lymphatic system² Primary valve³ Secondary valve⁴ Interstitial fluid⁵ Magnetorheological elastomer (MRE)⁶ Peristaltic⁷ Biology⁸ Artificial organ⁹ Naiver-Stocks (N-S)¹⁰ Lymphangion¹¹ Lumped model¹² MEMS¹³ Ferrofluid¹⁴ Magnetic memory shape alloy¹⁵ Magneto-hydrodynamic¹⁶ Lattice Boltzmann method¹⁷ Magnetic-Fluid-Solid interaction (MFSI)¹⁸ Fluid-Solid interaction (FSI)¹⁹ Aneurysm²⁰ Carotid plaque

موضوع که میکروپمپ پیشنهاد شده قادر به انتقال مثبت سیال است، پارامترهای هندسی، جریانی و مغناطیسی به صورت اولیه تنظیم شده است. در حالتی که درون میکروکانال دریچه‌ای وجود نداشته باشد، تمام سیال جابجا شده در اثر پایین آمدن SMRE، در زمان بالا آمدن دیواره به داخل میکروکانال باز می‌گردد. بنابراین عملاً هیچ‌گونه انتقال مثبت سیالی وجود ندارند. با الهام از فرایند انتقال سیال درون عروق لنفاوی و استفاده از دریچه‌های انعطاف‌پذیر یکسو کننده، با قرار دادن دو دریچه در ورودی و خروجی میکروکانال افزون بر کنترل جریان برگشتی، حجم خالص سیال در جهت خاص جابجا می‌شود. بنابراین هندسه و خواص مکانیکی دریچه‌ها مستقیماً بر روی حجم سیال جابجا شده تأثیرگذار است. در شکل 3، پارامترهای هندسی و مکانیکی برای میکروکانال نشان داده شده است. در ابتدا مقادیر اولیه با توجه به نمونه‌های پیشین و ابعاد لینفنجین، برای هر کدام از پارامترها لحاظ شده و سپس با استفاده از مطالعه پارامتری تأثیر هر کدام از این پارامترها بر روی نتایج بررسی شده است. جدول 1 حاوی اطلاعات کلی مدل می‌باشد.

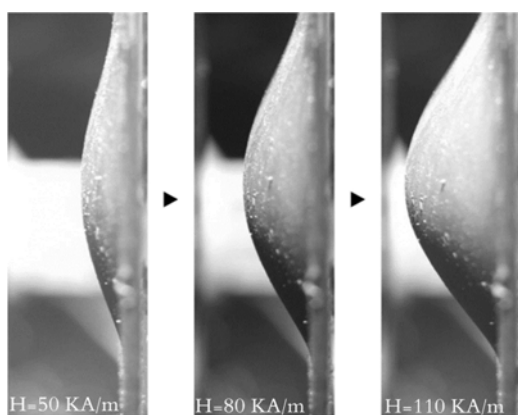


Fig. 1 Deformation of SMRE membrane under various magnetic field [13]

شکل 1 جابجایی SMRE تحت اثر میدان‌های مغناطیسی متفاوت [13]

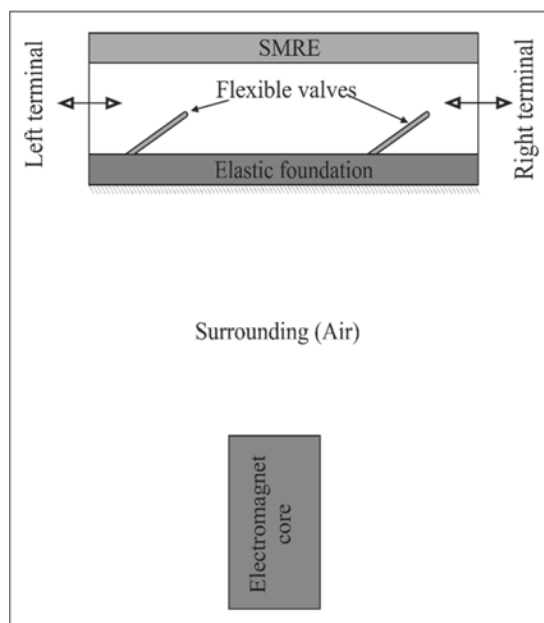


Fig. 2 Schematic view of full simulated model

شکل 2 شماتیک کلی مدل شبیه‌سازی

مغناطیس-سیال-سازه به بررسی تاژک مصنوعی¹ پرداخته و تأثیرات هندسه متفاوت تاژک را بررسی کرده‌اند [25].

پژوهش حاضر به پیشنهاد و طراحی میکروپمپی نوین با توانایی ایجاد جریان ضربانی یکطرفه به منظور استفاده در انتقال هدفمند بیوسیال‌ها، دارو، غذا و نیز صنعت هوافضا اختصاص دارد. همچنین طرح پیشنهاد شده قابل استفاده به عنوان قسمتی از عروق آسیب دیده لنفاوی نیز می‌باشد. نوآوری پژوهش حاضر، طراحی میکروپمپ با استفاده از دریچه‌های منعطف و تنظیم حرکت آن‌ها با دیواره الاستومری به منظور ایجاد جریان یک طرفه سیال است. از برتری دستگاه پیشنهادی نسبت به مدل‌های معرفی شده قبلی می‌توان به کنترل جریان بازگشتی، ابعاد بسیار کوچک کل دستگاه و جدابودن سیستم انتقال سیال از سازوکار اعمال نیرو اشاره کرد. میدان مغناطیسی متغیر با زمان به وجود آمده توسط آهن‌ربای غیر دائم، باعث اعمال نیرو بر دیواره MRE میکروکانال شده که در این صورت سیال با پیروی از تغییر شکل بوجود آمده در دیواره وادار به حرکت می‌شود. دریچه‌های ورودی و خروجی سیال (دریچه‌های یکسو کننده جریان) در ابتدا و انتهای میکروکانال در اثر برخورد سیال با مومنتم بالا، دچار تغییر شکل شده و در نهایت حجم مثبتی از سیال به صورت ضربانی در یک جهت جابجا می‌شود. رژیم جریان با توجه به عدد رینولدز² بحرانی، در محدوده آرام³ قرار دارد و برای مدل‌سازی قسمت‌های جامد از ماده الاستیک و تابع قانون هوک⁴ استفاده شده است. برای شبیه‌سازی کوپل کامل اندرکنش مغناطیس-سیال-سازه از نرم‌افزار کامسول⁵ که بر پایه روش المان محدود⁶ بنا شده و مناسب برای تحلیل مسائلی با فیزیک‌های ترکیبی می‌باشد، استفاده شده است. کوپل دو طرفه⁷ اندرکنش مغناطیس-سیال-سازه با استفاده از حلگر گذرا⁸ و به صورت دوبعدی حل شده است. همچنین برای مدل‌سازی دینامیک مش از ALE⁹ استفاده شده است. مطالعه پارامتری برای تحقیق تأثیر خواص مکانیکی دیواره‌ها و دریچه‌ها، پارامترهای هندسی مسأله و همچنین پارامترهای مغناطیسی MRE انجام شده است تا تأثیر تمام پارامترها بر روی کارایی میکروپمپ بررسی شود. و در نهایت مدلی از میکروپمپ با عملکرد بالا نسبت به مدل پایه و مدل موجود در کارهای پیشین ارائه شده است.

2- تعریف مسأله

میکروپمپ پیشنهاد شده در این پژوهش بر مبنای تغییر حجم میکروکانالی طراحی شده در اثر حرکت دیواره منعطف از ماده SMRE¹⁰ کار می‌کند. SMRE ماده‌ای زیر مجموعه از MRE است که در آن از ماتریس فوق الاستیک استفاده شده است، این ماده در حضور میدان مغناطیسی به دلیل دارا بودن ذرات فرومغناطیس در زمان کوتاهی، دچار تغییر شکل می‌شود، شکل 1 نشان دهنده جابجایی SMRE تحت میدان مغناطیسی با شدت متفاوت است. در این پژوهش برای شبیه‌سازی شرایط واقعی، آهن‌ربای الکتریکی¹¹ با فاصله مشخص از میکروپمپ مدل شده است تا با استفاده از جریان الکتریکی مناسب، میدان مغناطیسی متناوبی را تولید نماید، شکل 2 نشان دهنده مدل کلی شبیه‌سازی شده است. در ابتدا برای نشان دادن این

¹ Artificial cilia

² Reynolds number

³ Laminar

⁴ Hook law

⁵ COMSOL

⁶ Finite element method (FEM)

⁷ Two way coupling

⁸ Time dependent solver

⁹ Arbitrary Lagrangian-Eulerian (ALE)

¹⁰ Soft magnetorheological elastomer (SMRE)

¹¹ Electromagnet

در رابطه (4)، $\hat{\sigma}$ رسانایی الکتریکی³ ماده رسانا، v سرعت رسانا و J^e چگالی جریان بیرونی است که از رابطه (5) محاسبه می شود.

$$\vec{J}^e = \frac{\vec{I} \cdot \vec{n}}{\vec{x} \cdot \vec{y}} \quad (5)$$

I جریان ورودی به سیم پیچ، n تعداد دور سیم پیچ و نیز $\vec{x}, \vec{y}$ طول و عرض سطح مقطع سیم پیچی شده است. با استفاده از روابط بالا میدان مغناطیسی القا شده در SMRE به صورت رابطه (6) است.

$$\vec{J}^e = \nabla \times \mu_0^{-1} \mu_m^{-1} \vec{B} - \hat{\sigma} \vec{v} \times \vec{B} \quad (6)$$

بر اساس نیروی لورنز⁴، تنش ماکسول⁵ که رابطه میان چگالی میدان مغناطیسی و تنش را بیان می کند، به صورت رابطه (7) قابل محاسبه است:

$$\vec{n} \cdot \sigma_{\text{Maxwell}} = -0.5 \vec{n} \cdot (\vec{H} \cdot \vec{B}) + (\vec{n} \cdot \vec{H}) \vec{B}^T \quad (7)$$

که n بردار عمود بر سطح در جهت رو به سمت بیرون است. با انتگرال گیری از رابطه (7) بر روی سطح SMRE مقدار نیروی وارد شده بر آن به دست می آید. رابطه (7) برقرار کننده ارتباط میان دو فیزیک مغناطیس و جامد را نشان می دهد. تنش کل وارد شده بر SMRE از جمع جبری تنش اعمالی سیال (σ_p) و تنش وارد شده توسط میدان مغناطیسی به دست می آید. جابجایی SMRE طبق قانون نیوتون از رابطه (9) به دست می آید.

$$\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{Maxwell}} + \sigma_p \quad (8)$$

$$\rho_s \frac{\partial^2 u_s}{\partial t^2} = \nabla \sigma_{\text{tot}} + F_{\text{ext}} \quad (9)$$

در رابطه (9) عبارت F_{ext} مجموع نیروی های حجمی خارجی مانند نیروی گرانش است، همچنین ρ_s و u_s به ترتیب چگالی و جابجایی جامد هستند. با استفاده از مدل جامد همسانگرد⁶، دو بعدی و پیرو قانون هوک برای شبیه سازی قسمت های جامد؛ از ضریب الاستیسیته⁷ و نسبت پواسون⁸ برای حل معادلات حاکم استفاده شده است. بر طبق قانون هوک، تانسور کرنش⁹ برای جامد الاستیک از رابطه (10) به دست می آید. برای محاسبه کرنش (ϵ) در این مسأله دو بعدی از فرض کرنش صفحه ای¹⁰ استفاده شده است [26].

$$\sigma_{\text{tot}} = E \epsilon \quad (10)$$

با توجه به رژیم جریان تراکم ناپذیر، سرعت جریان سیال با استفاده از معادلات مربوط به سیال غیرقابل تراکم محاسبه شده است. معادلات پیوستگی و ناویر-استوکس برای جریان سیال در روابط (12,11) آورده شده است.

$$\nabla \cdot \vec{v}_f = 0 \quad (11)$$

$$\left(\frac{\partial \vec{v}_f}{\partial t} + \vec{v}_f \cdot \nabla \vec{v}_f \right) = - \frac{\nabla P}{\rho_f} + \nu_f \nabla \cdot (\nabla \vec{v}_f + (\nabla \vec{v}_f)^T) \quad (12)$$

ρ_f چگالی سیال، $\vec{v}_f$ بردار سرعت سیال، P فشار و ν_f لزجت جنبشی سیال مورد مطالعه است. با انتگرال گیری از بردار سرعت افقی در ورود و خروج میکروکانال، دبی در خروج و ورودی به دست آمده است. همچنین برای مشاهده حجم مثبت انتقال داده شده سیال در فرایند انتقال، طبق رابطه (13) حجم خالص جابجا شده توسط میکروپمپ محاسبه شده است. این معادله دیفرانسیل به صورت ترکیبی در هر بازه زمانی به همراه سایر معادلات حل شده است.

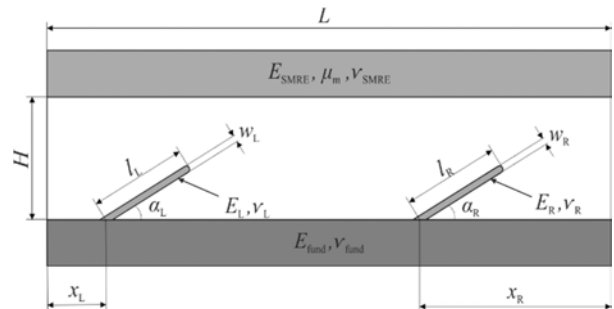


Fig. 3 Geometrical and mechanical parameters for microchannel

شکل 3 پارامترهای هندسی و مکانیکی میکروکانال

جدول 1 پارامترهای هندسی و ساختاری مسأله

Table 1 Table of geometrical and structural parameters

پارامتر	مقدار (واحد)
طول میکروکانال (L)	3 (mm)
ارتفاع میکروکانال (H)	400 (μm)
عمق میکروکانال ^(*)	400 (μm)
ضریب پواسون SMRE (ν_{SMRE})	0.33 (-)
مدول الاستیسیته SMRE (E_{SMRE})	10^5 (Pa)
نفوذپذیری SMRE (μ_m)	1000 (-)
ضریب پواسون fund (ν_{fund})	0.45 (-)
مدول الاستیسیته fund (E_{fund})	2×10^{11} (Pa)
طول دریچه ورود و خروج (l_L, l_R)	300 (μm)
عرض دریچه ورود و خروج (w_L, w_R)	25 (μm)
موقعیت طولی دریچه ورود و خروج (x_L, x_R)	150, 400 (μm)
زاویه دریچه ورود و خروج (α_L, α_R)	30°
ضریب پواسون دریچه ورود و خروج (ν_L, ν_R)	0.45 (-)
مدول الاستیسیته دریچه ورود و خروج (E_L, E_R)	10^3 (Pa)
فرکانس کاری آهن ربای الکتریکی (f)	0.5 (Hz)

^(*) با توجه به دو بعدی بودن مسأله از این پارامتر فقط برای محاسبه دبی استفاده شده است.

3- معادلات حاکم

سازوکار انتقال سیال در میکروپمپ حاضر در اثر جابجایی دیواره SMRE تحت میدان مغناطیسی متناوب صورت می پذیرد. از این رو نیاز به بررسی معادلات مربوط به هر سه فیزیک سیال، جامد، مغناطیس و نحوه اتصال این فیزیک ها به یکدیگر وجود دارد. میدان مغناطیسی توسط آهن ربای الکتریکی با اعمال چگالی جریان بیرونی¹ تولید می شود. با استفاده از قانون آمپر²، چگالی جریان (J) به صورت رابطه (1) محاسبه می شود:

$$\vec{J} = \nabla \times \vec{H} \quad (1)$$

در رابطه (1)، $\vec{H}$ شدت میدان مغناطیسی است. با ترکیب معادله پیوستگی از رابطه (2) و (1)، رابطه (3) چگالی جریان و میدان مغناطیسی را بیان می کند.

$$\vec{H} = \mu_0^{-1} \mu_r^{-1} \vec{B} \quad (2)$$

$$\vec{J} = \nabla \times \mu_0^{-1} \mu_m^{-1} \vec{B} \quad (3)$$

که در رابطه (2)، μ_0 ضریب نفوذپذیری خلاء و μ_m ضریب نفوذپذیری ماده نسبت به خلاء است. از طرفی چگالی جریان از رابطه (4) نیز قابل مقایسه است:

$$\vec{J} = \hat{\sigma} \vec{v} \times \vec{B} + \vec{J}^e \quad (4)$$

¹ External current density

² Ampere's law

³ Electrical conductivity

⁴ Lorentz force

⁵ Maxwell stress

⁶ Isotropic

⁷ Elastic module

⁸ Poisson ratio

⁹ Strain tensor

¹⁰ Planar strain

المان های شبکه و تصویر سازی المان های مرجع بر روی المان های شبکه؛ سه بخش تشکیل دهنده راهبرد گسسته سازی معادلات هستند. در این پژوهش از المان های مثلثی برای شبکه بندی ناحیه حل استفاده شده است. همچنین توابع شکل مرتبه یک و دو برای تمام المان های محیط سیال و جامد استفاده شده و تأثیر آن ها بر حل بررسی شده است. در مرحله سوم از الگوریتم حل مستقیم⁶ برای حل دستگاه معادلات به دست آمده از گسسته سازی استفاده شده است. و در نهایت نتایج دلخواه از حل استخراج شده است. شبیه سازی برای فرکانس کاری 0.5 هرتز انجام شده است. این فرکانس کاری در مرتبه فرکانس کاری انقباض و انبساط لینفنجین است. پارامترهای هندسی اجزا در جدول 1 برای حالت پایه آورده شده است. برای مشاهده تغییرات حجم خالص جابجا شده توسط میکروپمپ، پارامترهای هندسی و ساختاری میکروکانال و دریچه ها در محدوده مشخص تغییر داده شده است. کلیه شبیه سازی های انجام شده با یک دستگاه کامپیوتر رومیزی با مشخصات پردازنده⁷ ساخت شرکت اینتل core i7 4790k با فرکانس کاری 4 گیگاهرتز و حافظه دسترسی تصادفی⁸ 32 گیگابایت، انجام شده است. مدت زمان مورد نیاز برای شبیه سازی هر نمونه به صورت میانگین 20 دقیقه است، و در کل حدود 185 مدل شبیه سازی شده است.

حلگر ناپایا انتخاب شده برای حل مسأله در بعد زمان به نام تفاضلات پسرو⁹ شهرت دارد. در این روش تغییرات در زمان t_n با استفاده از مقادیر موجود در زمان های پیشین محاسبه می شود، بنابراین این روش نسبت به روش هایی که از یک زمان قبلی خود برای محاسبه تغییرات در زمان جدید استفاده می کنند دقت بالاتری دارد. حل عددی در زمان با استفاده از گسسته سازی مرتبه 2 انجام شده است. بازه زمانی حل بین 0 تا 1 ثانیه است. در این بازه زمانی، یک دوره کامل از انقباض و انبساط انجام می شود. در این تحقیق با استفاده از 4 بازه زمانی بین 0.01 تا 0.0005 نتیجه به دست آمده برای حجم خالص جابجا شده باهم مقایسه شده است. همچنین، کوچکترین بازه زمانی به عنوان حل مبنا برای مقایسه خطای نسبی در نظر گرفته شده است. طبق شکل 4 مشاهده می شود که نتایج باهم تطابق مناسبی دارد بنابراین برای ادامه حل از بازه زمانی 0.01 استفاده شده است.

هندسه مسأله توسط شبکه بندی بی سازمان¹⁰ با سلول های مثلثی گسسته سازی شده است. شبکه بندی با سلول مثلثی در روش المان محدود

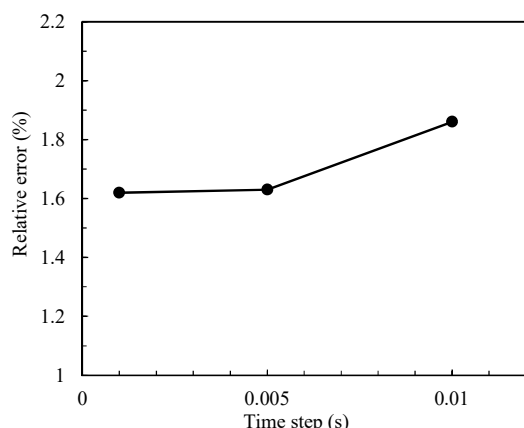


Fig. 4 Relative error of net volume for different time step

شکل 4 خطای نسبی حجم خالص انتقال داده شده برای بازه های زمانی متفاوت

$$\frac{dV_{out/in}}{dt} = Q_{out/in}, V_{out/in}|_{t=0} = 0 \quad (13)$$

که $Q_{out/in}$ دبی در خروج یا ورودی میکروکانال و $V_{out/in}$ حجم خالص سیال جابجا شده در خروج یا ورود است. در نهایت برای برقراری کوپل دو طرفه سیال و جامد باید روابط (14-15) در سطوح تماس ارضاء شود.

$$v_f = \frac{\partial u_s}{\partial t} \quad (14)$$

$$(\sigma_{tot})_{interface} = (-\nabla P + \rho_f v_f \nabla \cdot (\nabla v_f + (\nabla v_f)^T))_{interface} \quad (15)$$

3-1- اعداد بدون بعد

عدد رینولدز محاسبه شده برای جریان داخل میکروکانال، در بیشترین مقدار خود عددی کمتر از 30 محاسبه شده است.

$$Re = \frac{D_h v_{avg}}{\nu_f} \quad (16)$$

در رابطه ، D_h (16) قطر هیدرولیکی و v_{avg} سرعت مماسی میانگین است. با توجه به اینکه در جریان داخلی عدد رینولدز بحرانی 2300 است، بنابراین جریان در محدوده آرام قرار دارد.

برای بررسی اثرات گذرای جریان، عدد ورمزلی برای جریان داخلی میکروکانال محاسبه و با مقادیر مرجع مقایسه شده است. رابطه استفاده شده برای عدد ورمزلی¹ به صورت رابطه (17) است.

$$\alpha_w = R_h \sqrt{\frac{2\pi f}{\nu_f}} \quad (17)$$

R_h شعاع هیدرولیک و f فرکانس میدان مغناطیسی است. برای فرکانس 0.5 هرتز، عدد ورمزلی محاسبه شده از رابطه (17) برابر با 0.35 است. برای مقادیر ورمزلی کمتر از 1، رژیم گذرای جریان غالب نمی باشد.

همچنین برای بررسی استفاده از شرط عدم لغزش در دیواره، استفاده از عدد نادسن² توصیه شده است. برای مقادیر نادسن زیر 0.01 استفاده از شرط عدم لغزش در دیواره مجاز اعلام شده است [27]. رابطه نادسن به صورت (18) است.

$$Kn = \frac{\lambda}{L_c} \quad (18)$$

L_c طول مشخصه و λ طول آزاد میانگین است. λ برای آب 2.5 آنگستروم و عرض میکروکانال طول مشخصه است.

$$Kn = \frac{2.5 \times 10^{-10}}{400 \times 10^{-6}} = 6.25 \times 10^{-7} \quad (19)$$

با توجه به مقدار به دست آمده برای عدد نادسن، شرط عدم لغزش سیال در دیواره برقرار است.

4- روش عددی، استقلال از شبکه و اعتبار سنجی

حل عددی مبتنی بر روش المان محدود موجود در نرم افزار کامسول برای تحلیل این مسأله استفاده شده است. روش المان محدود از 4 مرحله ایجاد فرمول تغییرات³، انتخاب راهبرد گسسته سازی، انتخاب الگوریتم راه حل و در نهایت استخراج نتایج تشکیل شده است. در مرحله اول معادلات با استفاده از فرمول ضعیف⁴ از فرم دیفرانسیلی به انتگرالی تبدیل می شوند. روش های متفاوتی برای تبدیل به فرم انتگرالی وجود دارد که در این پژوهش از روش گلرکین⁵ استفاده شده است. ایجاد شبکه محاسباتی، تعریف تابع شکل برای

⁶ Direct

⁷ Central processing unit (CPU)

⁸ Random access memory (RAM)

⁹ Backward differentiation formulas (BDF)

¹⁰ Unstructured

¹ Womersley number

² Knudsen number

³ Vibrational formulation

⁴ Weak formulation

⁵ Galerkin method

شده است.

نتایج به دست آمده برای میکروکانال بدون دریچه ورود و خروج با نتایج موجود در مقالات معتبر سنجیده و صحت پژوهش، تأیید شده است. شکل 6 نمایی از میکروکانال مشابه مدل بهروز و همکاران [28]، برای فرایند اعتبار سنجی است. شکل 7 حجم خالص انتقالی در طول 1 ثانیه را برای مدل مشابهی از میکروکانالی بدون دریچه با مدل بهروز و همکاران نشان می‌دهد. در این مدل شرط ورودی سرعت صفر و شرط فشار در خروجی برابر با فشار محیط فرض شده است. تعداد درجه آزادی استفاده شده برای مدل پیشنهادی 25655 و مقدار مشابه در پژوهش بهروز و همکاران 19125 است. همچنین تابع شکل استفاده شده برای مدل مورد بررسی مرتبه دو است. برای بررسی بیشتر مدل پیشنهادی در کار بهروز و همکاران به منبع مربوطه مراجعه شود.

5- نتایج

با ایجاد میدان مغناطیسی متناوب توسط آهن‌ربای الکتریکی و القای میدان مغناطیسی در فضای مدل شده، SMRE در اثر نیروی وارد شده از القای الکترومغناطیس دچار تغییر شکل شده و در جهت نزدیک شدن به سمت مولد میدان مغناطیسی کشیده می‌شود. این انقباض فاز اولیه روند کاری میکروپمپ است. مدت زمانی که این فرایند به طول می‌انجامد نصف سیکل کاری است. فاز ثانویه حرکت مربوط به انبساط میکروکانال در اثر کاسته شدن تدریجی میدان مغناطیسی و به تبع آن کاهش نیروی اعمال شده توسط میدان مغناطیسی بر SMRE است. این مرحله نیز به اندازه نیم سیکل کاری به طول می‌انجامد که با رسیدن SMRE به محل اولیه خود به اتمام می‌رسد. شکل 8 نشان دهنده شار میدان مغناطیسی القا شده SMRE در بازه زمانی صفر تا یک ثانیه است.

حین تغییر شار مغناطیسی در SMRE نیروی وارد شده به آن در اثر میدان مغناطیسی تغییر می‌کند. این نیرو طبق روابط بیان شده، حاصل از مجموع تنش‌های سطحی ماکسول است. نیروی وارد شده از میدان مغناطیسی متناوب بر دیواره داخلی میکروکانال در شکل 9 نشان داده شده است. نیروی وارد شده بر دیواره باعث تغییر شکل آن می‌شود. شکل 10 نشان دهنده تغییر شکل دیواره در اثر نیروی اعمالی در فواصل مختلف زمانی است. در اثر حرکت دیواره به سمت پایین و ایجاد گرادیان فشار در سیال ساکن، سیال از مرکز میکروکانال آغاز به حرکت کرده و به سمت دو ترمینال می‌رود. در این حال مومنت سیال مجاور با دریچه‌های ورود و خروج باعث حرکت این دریچه‌ها می‌شود. مشخصات دریچه‌های ورودی و خروجی به نحوی انتخاب شده تا در شرایط کاری انتخاب شده بتوانند تغییر شکل مناسبی داشته باشند. تغییر شکل دریچه‌های ورود و خروج باعث ایجاد حرکت یک طرفه سیال است. نمونه از حرکت دریچه‌ها در شکل 11 نشان

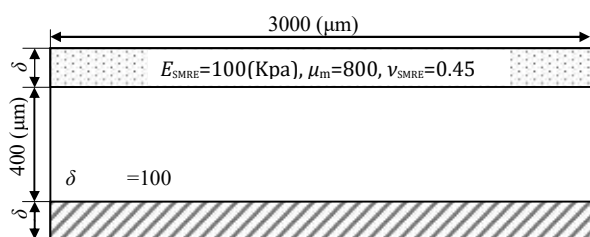


Fig. 6 Schematic of validating case [28]

شکل 6 شماتیک نمونه برای اعتبار سنجی [28]

متداول است. برای هر سلول از یک تابع شکل¹ به عنوان برقراری رابطه میان مقادیر در گره‌ها² و مقادیر مربوط به درون سلول استفاده می‌شود. این توابع شکل به صورت چند جمله‌ای از مرتبه 1 به بالا هستند. ولی معمولاً استفاده از توابع شکل با مرتبه‌های بیشتر 2 متداول نیست.

شرط مرزی برای ناحیه سیال، فشار روی دو ترمینال چپ و راست برابر با فشار محیط گرفته شده است تا آزادانه سیال بتواند به داخل و خارج میکروکانال حرکت کند. شرط مرزی برای دیواره محیط پیرامون (هوا) شرط رسانای کامل مغناطیسی³ است. دو طرف فونداسیون الاستیک و SMRE ساکن شده است همچنین مرز پایینی پایه الاستیک آزاد است. برای اطمینان از استقلال جواب از شبکه محاسباتی، با استفاده از چند شبکه با تابع شکل مرتبه 1 و 2 برای یک نمونه خاص، حل انجام گرفته و نتایج متناظر مقایسه شده است. جدول 2 تعداد سلول برای شبکه‌بندی‌های استفاده شده را نشان می‌دهد. در اینجا جواب به دست آمده برای شبکه شماره 6 در حالت تابع شکل مرتبه دو به عنوان جواب نهایی پذیرفته شده است. از این رو همین مقدار به عنوان مبنای مقایسه خطای جواب‌های دیگر استفاده شده است. شکل 5 خطای نسبی حل را نشان می‌دهد. طبق شکل 5 مشاهده می‌شود که با استفاده از تابع شکل مرتبه 1 خطای حجم خالص انتقال داده شده حتی برای ریزترین شبکه نیز زیاد است. از این مشاهده استفاده شده و در ادامه حل، کل شبیه‌سازی با استفاده از تابع شکل مرتبه دو انجام شده است.

در این پژوهش هندسه حل در بازه‌های زمانی متفاوت دچار تغییر شکل می‌شود بنابراین از روش شبکه متحرک⁴ استفاده شده است. روش ALE رابط میان دو دیدگاه متفاوت لاگرانژی و اولری است. نقاط شبکه محاسباتی در این روش ممکن است با دیدگاه پیوسته لاگرانژی حرکت کنند، یا از دیدگاه اولری تبعیت کرده و ثابت بمانند و یا اینکه در مسیرهای مشخص دلخواهی حرکت داده شوند تا پیوستگی محیط تداوم داشته باشد. یک دسته معادله به منظور مشخص کردن موقعیت شبکه محاسباتی برای قسمتی که حرکت آزادانه دارد در هر تکرار حل می‌شود. این معادلات به صورت پیوسته با استفاده قیود اعمال شده در مرزها، شبکه محاسباتی را حرکت می‌دهند. این پروسه با نام هموارسازی⁵ شناخته می‌شود. در این پروژه از روش هموارسازی یو⁶ استفاده

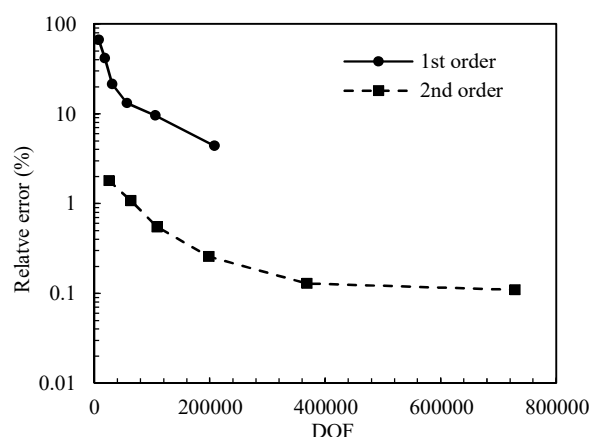


Fig.5 Relative error of net volume for different DOF

شکل 5 خطای نسبی حجم خالص انتقال داده شده در یک ثانیه برای شبکه‌هایی با درجات آزادی متفاوت

¹ Shape function

² Nodes

³ Perfect magnetic conductor

⁴ Moving mesh

⁵ Smoothing

⁶ Yeoh

جدول 2 شبکه های متفاوت استفاده شده برای میکروکانال از درشت به ریز برای به دست آوردن شبکه بهینه برای حل مسئله

Table 2 Different meshes used for microchannel from coarse to fine in order to obtain an optimal grid for the rest of simulation

شماره شبکه	تعداد سلول کل دامنه	بیشینه طول در سلول جامد (μm)	بیشینه طول در سلول سیال (μm)	DOF مرتبه یک	حجم خالص انتقال داده شده در یک ثانیه با تابع شکل مرتبه یک (μl)	DOF مرتبه دو	حجم خالص انتقال داده شده در یک ثانیه با تابع شکل مرتبه دو (μl)
1	3876	35	70	7472	0.0102	25655	0.0280
2	22096	17.7	35	18327	0.0175	63471	0.0282
3	39014	12.5	25	31163	0.0223	108503	0.0284
4	72795	8.8	17.7	56751	0.0255	198043	0.0284
5	138363	6.25	12.5	105369	0.0268	368247	0.0285
6	284617	4.4	8.8	208081	0.0275	728612	0.0285

شکل 12 دبی عبوری از ورود و خروج میکروکانال را نشان می دهد. برای هر کدام از دبی های ورود و خروج قسمتی از دبی منفی است، این مقدار منفی در سمت چپ به معنای خروج سیال و در سمت دیگر به معنای ورود سیال است. در مطالعه پارامتری انجام شده، شرایط کاری میکروپمپ بهبود داده شده است. همچنین جدول 3 حجم انتقال داده شده در 1 ثانیه را با جزئیات بیشتری نشان می دهد. در این جدول مقدار حجمی سیال ورودی و خروجی از هر دو ترمینال چپ و راست میکروکانال به صورت جداگانه نشان داده شده است.

جابجایی قائم SMRE در ثانیه 1 برابر صفر نیست. بنابراین حجم اشغال شده سیال توسط SMRE در ثانیه 1 باید مساوی با اختلاف ایجاد شده بین حجم خالص عبوری از دو پایانه باشد. محاسبات مورد نیاز انجام شده و حجم

داده شده است. در شکل 11 مشاهده می شود که در اثر انقباض میکروکانال، دریچه ورودی بسته شده و دریچه خروجی باز می شود، این عامل باعث کاهش خروجی جریان از سمت ورودی نسبت به خروجی می شود. در عمل انبساط نیز دریچه خروجی به تدریج بسته شده و دریچه ورودی باز می شود تا سیال بیشتر از سمت ورودی وارد میکروکانال شده و سیال ورودی از ترمینال راست به حداقل برسد. در اثر پروسه توضیح داده شده مقداری سیال از ورودی و خروجی عبور می کند. دبی به دست آمده برای ورود و خروج به صورت متناوب است. برای محاسبه حجم جابجا شده از دو ترمینال معادله دیفرانسیلی مطابق با رابطه (13) حل شده است.

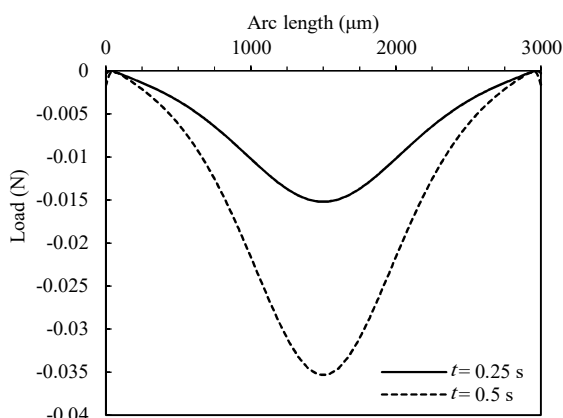


Fig. 9 Exerted force on SMRE under applied magnetic field

شکل 9 نیروی وارد بر SMRE تحت میدان مغناطیسی اعمال شده

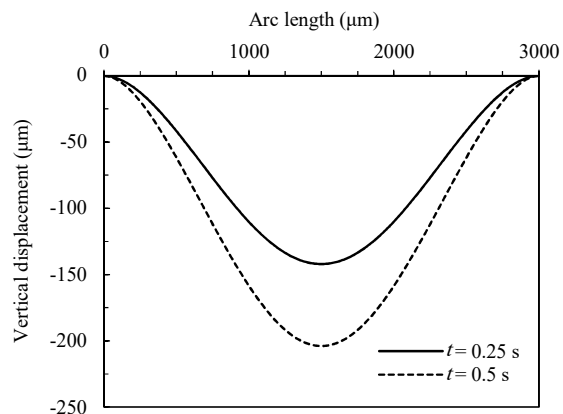


Fig. 10 Vertical displacement of SMRE under the magnetic field

شکل 10 جابجایی قائم SMRE در اثر میدان مغناطیسی

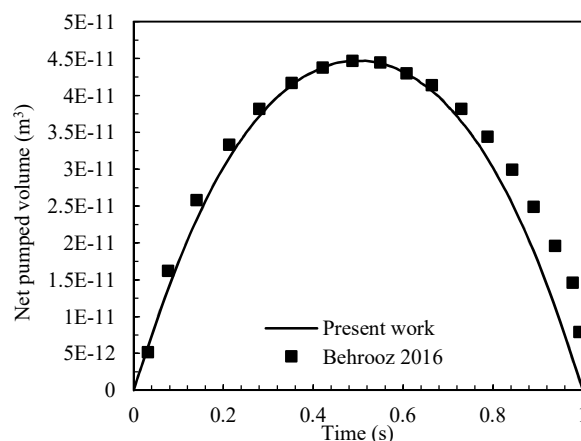


Fig. 7 Validating of result using previous available data at [28]

شکل 7 اعتبار سنجی نتایج با استفاده از داده های موجود در [28]

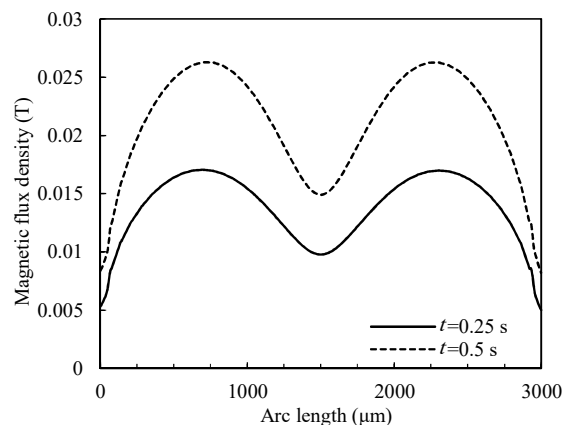


Fig. 8 Magnetic flux norm exerted on SMRE under the applied magnetic field

شکل 8 میانگین شار مغناطیسی وارد شده بر SMRE تحت میدان مغناطیسی

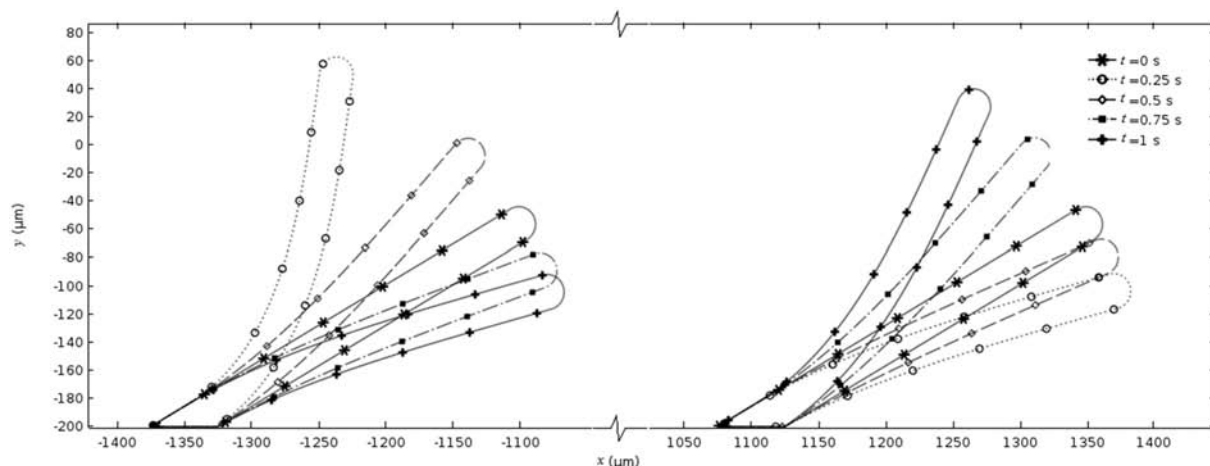


Fig.11 Gates positioning due to working conditions

شکل 11 باز و بسته شدن دریچه ها در شرایط کاری

پارامترهای متناظر هندسی و ساختاری دو دریچه با هم تغییر داده شده و تأثیر متقابل آن‌ها دو به دو مقایسه شده است. برای مقایسه تغییرات حجم خالص در حین ایجاد تغییرات در پارامتر خاص، ابتدا یک مدل مشخص برای پارامترهای موجود از میکروپمپ شبیه سازی شده است. پارامترهای حالت پایه حل که در جدول 1 آورده شده است مبنای محاسبات اولیه قرار گرفته است. در حالت پایه، میدان مغناطیسی ایجاد شده طوری تنظیم شده است که بیشینه جابجایی SMRE برابر با 188 میکرومتر باشد. جدول 4 ناحیه مربوط به تغییر پارامترهای مختلف را نشان می‌دهد. مقادیر هندسی موجود در جدول 4 با توجه به ابعاد لینفنجین و همچنین قیود هندسی موجود تنظیم شده است. هر پارامتر در چند نقطه درون بازه تغییرات در نظر گرفته شده و در نهایت رفتار کلی در محدوده تغییرات محاسبه شده است. در کلیه شبیه سازی‌های این پژوهش، فرکانس کاری ثابت و برابر با 0.5 هرتز و میانگین شار مغناطیسی بر روی SMRE مطابق شکل 8 است.

در مرحله اول تأثیر خواص هندسی دریچه‌ها بر روی حجم خالص انتقال داده شده به دست آورده شده است. طبق شکل 13 مشاهده می‌شود که با افزایش طول دریچه‌ها (l_R و l_L) میزان حجم خالص انتقال داده شده افزایش می‌یابد. افزایش طول دریچه‌ها باعث کاهش جریان خروجی از مرز چپ و ورودی از پایانه سمت راست می‌شود. البته افزایش طول به واسطه حرکت و احتمال برخورد SMRE و دریچه‌ها دارای محدودیت است.

جدول 4 بازه تغییرات پارامترهای هندسی و ساختاری مسأله

Table 4 Range of geometrical and structural parameters	
پارامتر	ناحیه تغییرات (واحد)
ضریب پواسون SMRE	0.25 – 0.45 (–)
مدول الاستیسیته SMRE	0.5 – 1.5 (MPa)
نفوذپذیری SMRE	200 – 2600 (–)
ضریب پواسون fund	0.25 – 0.45 (–)
مدول الاستیسیته fund	3000 – 2×10^{11} (Pa)
طول دریچه ورود و خروج	250 – 330 (μm)
عرض دریچه ورود و خروج	20 – 40 (μm)
موقعیت طولی دریچه ورود و خروج	100 – 300, 300 – 600 (μm)
زاویه دریچه ورود و خروج	20° – 60°, 30° – 70°
ضریب پواسون دریچه ورود و خروج	0.25 – 0.45 (–)
مدول الاستیسیته دریچه ورود و خروج	500 – 2000 (Pa)

اشغال شده سیال توسط SMRE پس از یک ثانیه، 0.00074 (μl) به دست آمده است که این مقدار برابر با اختلاف حجم خالص عبوری از دو ترمینال به علاوه خطای حل دستگاه معادلات است. این محاسبات نشان داد که معادله پیوستگی برای سیال به خوبی ارضا شده است.

5-1- مطالعه پارامتری

برای بررسی تأثیر پارامترهای مختلف هندسی میکروپمپ بر فرایند انتقال، مطالعه پارامتری ضرورت دارد. در این پژوهش تأثیر خواص مکانیکی دریچه‌ها، SMRE و دیواره سخت بر روی حجم خالص انتقال داده شده سیال مطالعه شده است. همچنین تأثیر ضریب نفوذپذیری SMRE نیز مطالعه شده است. از سوی دیگر کلیه پارامترهای هندسی مربوط به دریچه‌ها؛ زاویه، طول، عرض و موقعیت قرار گیری آن‌ها نیز بررسی شده است. در هر مرحله

جدول 3 جزئیات حجم عبوری از دو مرز چپ و راست میکروکانال

Table 3 detailed information about Transferred volume from right and left side of microchannel			ترمینال
خارجی	ورودی	خالص	
0.05036	0.07825	0.02789	چپ
0.08069	0.05202	0.02867	راست

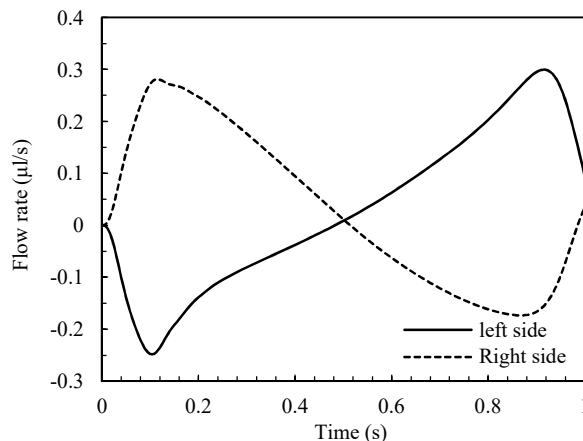
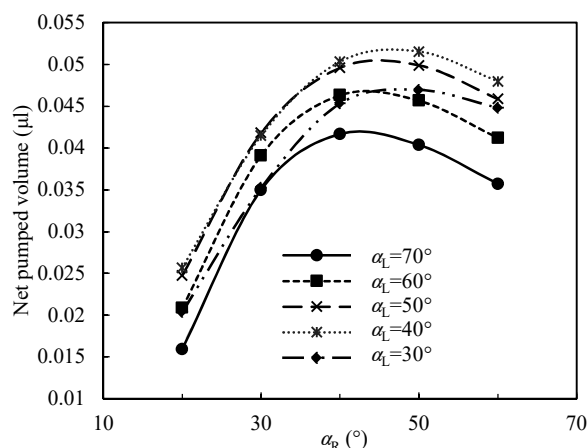


Fig. 12 Flow rate for left and right side terminals

شکل 12 دبی عبوری از ترمینال راست و چپ

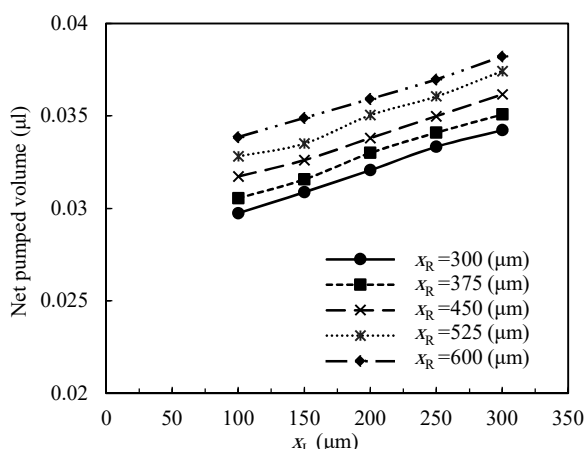
Fig. 15 Effect of different gates angel on V_{Net}

شکل 15 بررسی اثر زوایای مختلف دریچه ها بر حجم خالص انتقالی

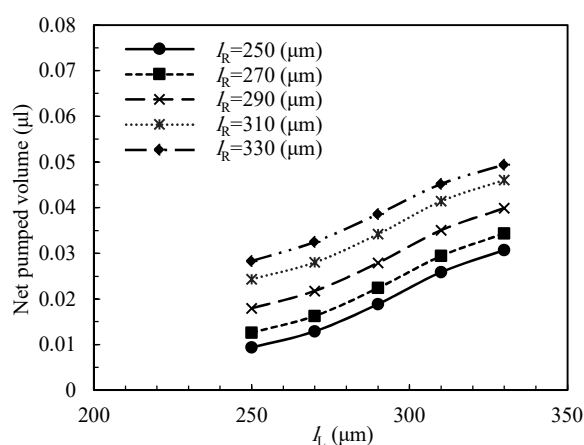
قرار گرفته است. بنابراین انعطاف زیاد دریچه همواره معیار افزایش حجم انتقالی نیست. ضریب پواسون دریچه ها پارامتر بعدی بررسی شده است. با توجه به نتایج به دست آمده مشاهده می شود که کاهش پیاپی ضریب پواسون باعث افزایش حجم انتقالی می شود. البته ضریب پواسون و ضریب الاستیسیته خواصی از ماده است که پس از انتخاب یک ماده خاص مشخص می شود و پس از آن قابلیت تغییر زیادی ندارند. بنابراین در اکثر موارد طراحی، بیشتر بر روی پارامترهای هندسی که در دست طراح است، تکیه شده است. با توجه به نتایج به دست آمده تاکنون طول، عرض، زاویه و ضریب الاستیسیته نسبت به سایر پارامترهای طراحی تأثیر بیشتری بر عملکرد انتقال حجم خالص سیال دارند. پس از بررسی کامل پارامترهای دریچه ها، به بررسی پارامترهای مؤثر SMRE پرداخته شده است.

از آنجا که مسأله حاضر متغیرهای زیادی دارد، بنابراین تعداد کثیری طراحی می توان ارائه داد که انتقال حجم مساوی داشته باشند. از این رو این مسأله دارای جواب یکتا نیست. بنابراین مطالعه پارامتری به این صورت انجام شده است که در هر مرحله فقط پارامترهای متناظر بررسی شده است.

افزایش ضریب الاستیسیته SMRE در حالی که شدت میدان مغناطیسی ثابت بماند، باعث کاهش جابجایی دیواره منعطف شده و بنابراین حجم خالص انتقال داده شده کاهش خواهد یافت. این مدعی در شکل 19

Fig. 16 Investigation the effect of gates distance from right and left terminal on V_{Net}

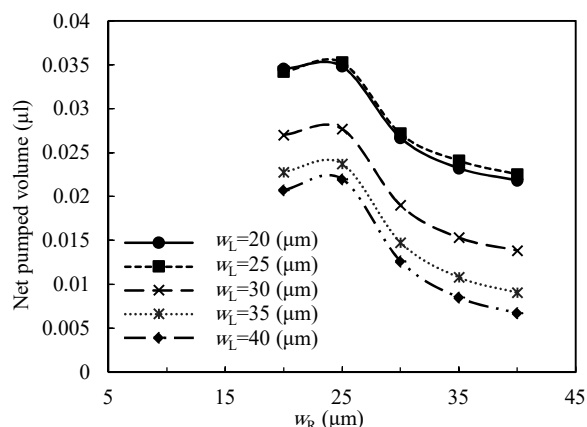
شکل 16 بررسی تأثیر فاصله دریچه ها از دو مرز سمت چپ و راست بر روی حجم خالص انتقال داده شده

Fig. 13 Gates length investigation on the V_{Net}

شکل 13 بررسی تأثیر طول دریچه ها بر حجم خالص

برای بررسی تأثیر عرض دریچه ها، بازه تغییرات بین 20 تا 40 میکرون برای تغییرات عرض در نظر گرفته شده است. در این بازه تغییرات مشاهده می شود که در عرض 25 میکرون برای هر دو دریچه، بیشترین مقدار حجم انتقال داده می شود. شکل 14 نشان دهنده روند تأثیر عرض دریچه ها بر انتقال سیال نشان داده شده است. زاویه دریچه ها نیز یکی از مهمترین پارامترهای تعیین کننده در حجم خالص انتقالی است. شکل 15 روند تغییرات حجم خالص انتقالی تحت تأثیر زوایای دریچه ها را نشان می دهد. مشاهده می شود که در حالتی که زاویه دریچه سمت راست برابر 50 درجه و دریچه سمت چپ در 40 درجه تنظیم شده است، بیشینه حجم سیال به سمت راست پمپ شده است. شکل 16 حجم خالص انتقال داده شده برای فواصل مختلف دریچه ها از ابتدا و انتهای میکروکانال را نشان می دهد. در حالت کلی با کاهش فاصله دریچه ها عملکرد میکروپمپ در انتقال حجم خالص سیال بهبود یافته است. با نزدیک شدن دریچه ها، فاصله بین آن ها و دیواره متحرک در حین عملیات انتقال کاهش می یابد. که این عامل باعث افزایش حجم انتقالی می شود.

مدول الاستیسیته و ضریب پواسون دریچه ها نیز مورد بررسی قرار گرفته است. شکل های 17 و 18 به ترتیب، مربوط به بررسی حجم انتقالی در اثر تغییرات مدول الاستیسیته و ضریب پواسون دریچه ها است. با افزایش ضریب الاستیسیته، انعطاف دریچه ها کاسته می شود و دامنه حرکتی آن ها کاهش می یابد. طبق شکل 17 مشاهده می شود که زمانی بیشترین حجم خالص انتقال داده شده است که ضریب الاستیسیته دریچه ها در مقدار 750 پاسکال

Fig. 14 Influence of varying gates width on V_{Net}

شکل 14 تأثیر عرض دریچه ها بر روی حجم خالص انتقال داده شده

است. البته تأثیر ضریب پواسون بر روی حجم انتقالی خیلی قابل ملاحظه نیست. دیگر پارامتر مؤثر در انتقال سیال در میکروپمپ حاضر، ضریب نفوذپذیری مغناطیسی است. افزایش μ_m باعث افزایش نیروی وارد شده بر SMRE می‌شود.

طبق شکل 20 مشاهده می‌شود که افزایش ضریب گذردهی (μ_m) از مقدار حدودی 500 به بالاتر، تأثیر آنچنان زیادی بر افزایش حجم انتقال داده شده ندارد و مقدار حجم خالص انتقالی تقریباً ثابت شده است. خواص مکانیکی دیواره پایینی میکروکانال که در شکل 3 نشان داده شده است، پارامتری دیگر در بررسی عملکرد سیال است. به همین منظور برای مقادیر متفاوت ضریب الاستیسیته و نسبت پواسون، حجم انتقال داده شده محاسبه شده و در شکل 21 گزارش شده است. مشاهده می‌شود که با افزایش صلبیت دیواره و همچنین افزایش نسبت پواسون ماده استفاده شده در دیواره پایین، عملکرد میکروپمپ در انتقال حجم خالص بیشتر بهبود یافته است. با کاهش مدول الاستیسته در اثر گردادیان فشار ایجاد شده توسط سیال، دیواره تحتانی میکروکانال به سمت بالا کشیده می‌شود. با توجه به اینکه این جابجایی در زمانی اتفاق می‌افتد که میکروپمپ در مرحله مکش قرار دارد، کم شدن حجم مؤثر سیال میان دو دریچه باعث کاهش عملکرد میکروپمپ می‌شود.

با استفاده از مطالعه پارامتری انجام شده، پارامترهای طراحی به صورتی تغییر داده شده است تا حجم خالص عبوری به حالت بیشینه خود برسد.

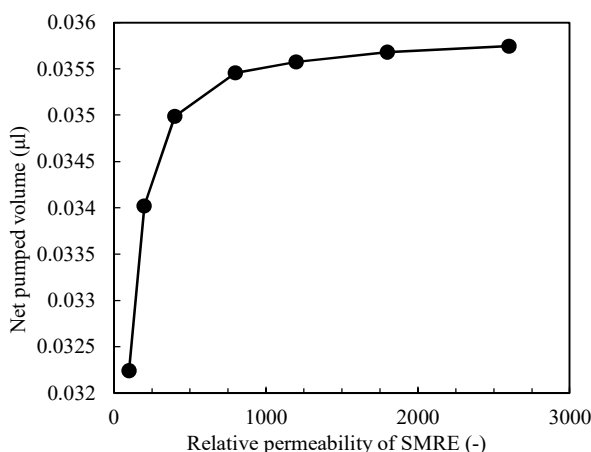


Fig. 20 investigation of relative permeability (μ_m) on V_{Net}

شکل 20 بررسی تأثیر ضریب گذردهی بر روی حجم خالص جابجا شده

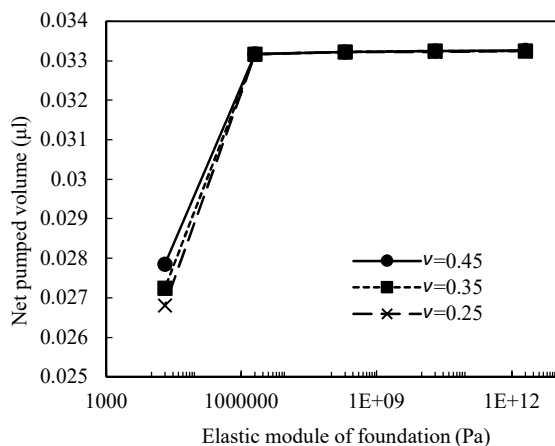


Fig. 21 Effect of mechanical properties of elastic foundation on V_{Net}

شکل 21 بررسی خواص مکانیکی پایه الاستیک بر روی حجم خالص انتقالی

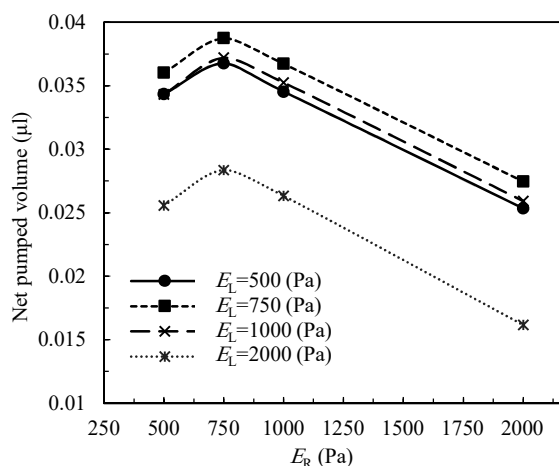


Fig. 17 Different elastic modules of Gates and the relative effect on V_{Net}

شکل 17 بررسی ضرایب متفاوت الاستیک دریچه‌ها و اثر آن بر روی حجم خالص

نشان داده شده است. مشاهده می‌شود که با افزایش ضریب الاستیسیته، حجم خالص انتقالی به صورت قابل توجهی کاهش پیدا کرده است. تحلیلی مشابه برای بررسی تأثیر نسبت پواسون SMRE انجام گرفته است. در شکل 19 مشاهده می‌شود که با کاهش ضریب پواسون حجم انتقالی افزایش پیدا کرده

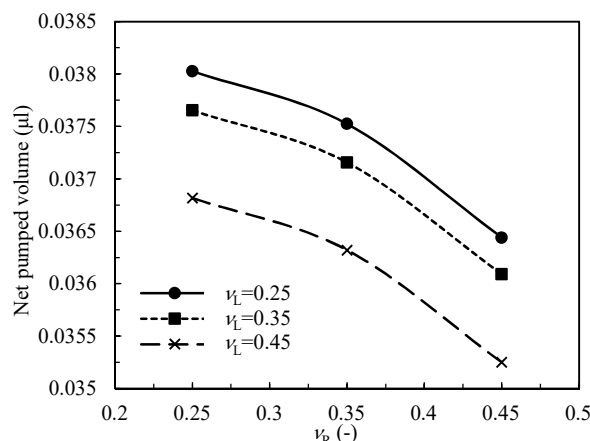


Fig. 18 Effect of passion ratio of gates on V_{Net}

شکل 18 بررسی ضریب پواسون دریچه‌ها بر روی حجم خالص انتقال داده شده

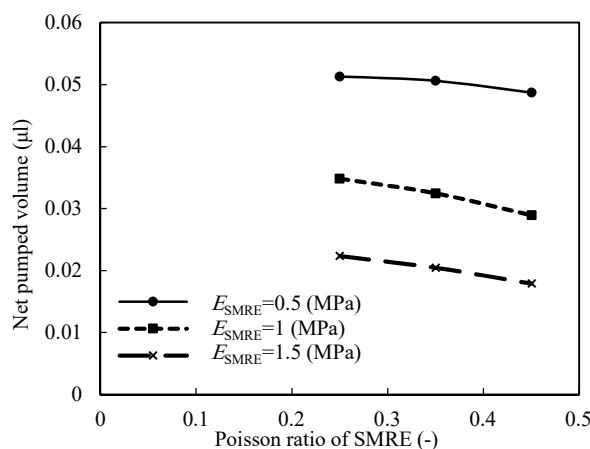


Fig. 19 Effect of passion ratio and elastic module of SMRE on net pumped volume

شکل 19 بررسی اثرات ضریب پواسون و الاستیسیته SMRE بر روی حجم خالص انتقالی

پارامترهایی که نسبت به مقادیر اولیه تغییر داده شده است در جدول 5 موجود است. پس از شبیه سازی میکروپمپ با این پارامترها، مقدار حجم خالص جابجا شده در یک ثانیه برابر $0.055 (\mu\text{l})$ شده است. این مقدار حدوداً 1.9 برابر حجم خالص انتقال داده شده در حالت پایه و 3.44 برابر مقدار گزارش شده در [28] است. در جدول 6 جزئیات بیشتری برای مقایسه بین حالت های فوق موجود است.

6- نتیجه گیری

در این پژوهش، میکروپمپی نوین با استفاده از مواد مرکب بر پایه سیستم انتقال لnf در سیستم لnfای بدن معرفی گردید. کلیه روند حل و شبیه سازی عددی با استفاده از نرم افزار کامسول بر پایه حل المان محدود بنا شده است. استفاده از دیواره متحرک و همچنین دریچه هایی شبیه به دریچه های لینفنجین در سیستم لnfای بدن انسان، باعث ایجاد حرکت یک طرفه در سیال می شود. حل عددی معادلات بر پایه کوپل کامل مغناطیس-جامد-سیال انجام شده است. حل تحلیلی این معادلات به علت پیچیدگی شیوه کوپلینگ و همچنین رفتار غیر خطی معادلات، تقریباً کاری محال به نظر می رسد. با توجه به اینکه حل به صورت ناپایا انجام شده است، عدم استقلال نتایج به شبکه بندی و همچنین بازه زمانی استفاده شده برای حل ناپایا، نشان داده شد. برای اطمینان خاطر از صحت حل نیز نتایج به دست آمده از مدل عددی با استفاده از نتایج موجود در مقالات پیشین اعتبار سنجی شده است.

نتایج به دست آمده حاکی از توانایی مکانیزم پیشنهادی به منظور انتقال حجم خالص سیال به صورت یک طرفه است. این مکانیزم قادر به ایجاد جریان یک طرفه به منظور انتقال هر نوع سیالی در مقیاس میکرو کاربرد دارد. از دیگر ویژگی های بارز طرح پیشنهادی می توان به جدا بودن سازوکار تحریک (مغناطیس) و میکروکانال اشاره کرد. با استفاده از این ویژگی، قابلیت نصب میکروکانال در بدن موجود زنده و کنترل فرایند پمپاژ از محیط خارج بدن امکان پذیر است.

مطالعه پارامتری انجام شده بر روی متغیرهای طراحی به منظور رسیدن به طراحی بهینه انجام شده است. مطالعه پارامتری نشان می دهد که قابلیت انتقال سیال توسط این سیستم در بازه قابل توجهی قرار می گیرد. همچنین مشاهده می شود که تأثیر خواص مکانیکی و هندسی دریچه ها بر روی حجم انتقالی نسبت به سایر متغیرها بیشتر است. همچنین پس از انجام مطالعه پارامترهای متفاوت و بررسی تأثیر آنها می توان طراحی بهتری از میکروپمپ، با توجه به شرایط مورد نیاز ارائه کرد. همان گونه که در متن نیز بیان شد این

جدول 5 مقادیر نهایی پارامترهای میکروپمپ

Table 5 Final model parameters	
پارامتر	مقدار
طول دریچه ورود و خروج	330 (μm)
زاویه دریچه ورود و خروج	40°, 50°
موقعیت طولی دریچه ورود و خروج	300, 500 (μm)

جدول 6 مقایسه حجم خالص انتقالی برای سه میکروپمپ موجود

Table 6 Comparison of V_{Net} for three available micropumps			
کمیت (واحد)	طراحی اولیه	طراحی پیشین [28]	طراحی نهایی
حجم خالص انتقال داده شده در یک ثانیه (μl)	0.029	0.016	0.055

7- فهرست علائم

B	چگالی شار مغناطیسی ($\text{kgs}^{-2}\text{A}^{-1}$)
D_h	قطر هیدرولیک (m)
E	ضریب الاستیسیته ($\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-2}$)
F	نیرو (kgms^{-2})
f	فرکانس تناوب میدان مغناطیسی (Hz)
$\bar{H}$	شدت میدان مغناطیسی (Am^{-1})
H	عرض میکروکانال (m)
I	جریان ورودی سیم پیچ (A)
J^e	چگالی جریان خارجی (A)
J	چگالی جریان (A)
Kn	عدد نادسن
L_c	طول مشخصه (m)
L	طول میکروکانال (m)
l	طول دریچه ها (m)
n	تعداد دور سیم پیچ
P	فشار ($\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-2}$)
Q	دبی سیال (m)
Re	عدد رینولدز
R_h	شعاع هیدرولیک (m)
u	جابجایی جامد (m)
V	حجم جابجا شده (m)
v	سرعت (ms^{-1})
w	عرض دریچه ها (m)
$\hat{x}$	طول سطح مقطع سیم پیچ (m)
$\hat{y}$	عرض سطح مقطع سیم پیچ (m)

علائم یونانی

α_w	عدد وومرزی
α	زاویه دریچه ها (°)
ε	کرش
λ	طول آزاد میانگین (m)
μ_0	ثابت نفوذپذیری ($4\pi \times 10^{-7} \text{ Hm}^{-1}$)
μ	نفوذپذیری مغناطیسی (Hm^{-1})
ν_f	لزجت جنبشی سیال (m^2s^{-1})
ν	ضریب پواسون
ρ	چگالی (kgm^{-3})
$\hat{\sigma}$	رسانایی الکتریکی (Sm^{-1})
σ	تنش ($\text{kgm}^{-1}\text{s}^{-2}$)

بالانویس ها

T ترانهاده

زیرنویس ها

avg مقدار متوسط

ext خارجی

L مربوط به دریچه چپ

Net خالص

R مربوط به دریچه راست

8- مراجع

- [14] S. Santra, P. Holloway, C. D. Batich, Fabrication and testing of a magnetically actuated micropump, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 87, No. 2, pp. 358-364, 2002.
- [15] M. Shen, L. Dovat, M. A. M. Gijs, Magnetic active-valve micropump actuated by a rotating magnetic assembly, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 154, No. 1, pp. 52-58, 2011.
- [16] C. Yamahata, C. Lotto, E. Al-Assaf, M. A. M. Gijs, A PMMA valveless micropump using electromagnetic actuation, *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 1, No. 3, pp. 197-207, 2005.
- [17] H. Hartshorne, C. J. Backhouse, W. E. Lee, Ferrofluid-based microchip pump and valve, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 99, No. 2-3, pp. 592-600, 2004.
- [18] A. Özbey, M. Karimzadehkhoei, S. E. Yalçın, D. Gozuacik, A. Koşar, Modeling of ferrofluid magnetic actuation with dynamic magnetic fields in small channels, *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 18, No. 3, pp. 447-460, 2015.
- [19] R. Fuhrer, C. M. Schumacher, M. Zeltner, W. J. Stark, Soft Iron/Silicon composite tubes for magnetic peristaltic pumping: Frequency-dependent pressure and volume flow, *Advanced Functional Materials*, Vol. 23, No. 31, pp. 3845-3849, 2013.
- [20] A. R. Smith, A. Saren, J. Järvinen, K. Ullakko, Characterization of a high-resolution solid-state micropump that can be integrated into microfluidic systems Vol. 18, No. 5, pp. 1255-1263, *Microfluidics and Nanofluidics*, 2015.
- [21] S. Derakhshan, K. Yazdani, Numerical analysis of a magnetohydrodynamic micropump performance, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 14, pp. 251-258, 2014. (in Persian فارسی)
- [22] H. Khozaymeh-Nezhad, H. Niazmand, Analysis of effects of geometrical and operational parameters of viscous micropump with the approach to entropy generation minimization by LBM, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 16, No. 3, pp. 67-78, 2016. (in Persian فارسی)
- [23] R. Torii, M. Oshima, T. Kobayashi, K. Takagi, T. E. Tezduyar, Fluid-structure interaction modeling of blood flow and cerebral aneurysm: Significance of artery and aneurysm shapes, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, Vol. 198, No. 45-46, pp. 3613-3621, 2009.
- [24] S. A. Kock, J. V. Nygaard, N. Eldrup, E. T. Fründ, A. Klærke, W. P. Paaske, E. Falk, W. Yong Kim, Mechanical stresses in carotid plaques using MRI-based fluid-structure interaction models, *Journal of Biomechanics*, Vol. 41, No. 8, pp. 1651-1658, 2008.
- [25] S. N. Khaderi, C. B. Craus, J. Hussong, N. Schorr, J. Belardi, J. Westerweel, O. Prucker, J. Ruhe, J. M. J. den Toonder, P. R. Onck, Magnetically-actuated artificial cilia for microfluidic propulsion, *Lab on a Chip*, Vol. 11, No. 12, pp. 2002-2010, 2011.
- [26] COMSOL Incorporation, *COMSOL Multiphysics Reference Manual*, Accessed on 2 september 2016, <http://cdn.comsol.com/documentation/5.1.0.234/IntroductionToCOMSOLMltiphysics.pdf>.
- [27] A. Nejat, F. Kowsary, A. Hasanzadeh-Barforoushi, S. Ebrahimi, Unsteady pulsating characteristics of the fluid flow through a sudden expansion microvalve, *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 17, No. 4, pp. 623-637, 2014.
- [28] M. Behrooz, F. Gordaninejad, A flexible micro fluid transport system featuring magnetorheological elastomer, *Smart Materials and Structures*, Vol. 25, No. 2, pp. 025011, 2016.
- [1] F. Amirouche, Y. Zhou, T. Johnson, Current micropump technologies and their biomedical applications, *Microsystem Technologies*, Vol. 15, No. 5, pp. 647-666, 2009.
- [2] B. D. Iverson, S. V. Garimella, Recent advances in microscale pumping technologies: a review and evaluation, *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 5, No. 2, pp. 145-174, 2008.
- [3] D. J. Laser, J. G. Santiago, A review of micropumps, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 14, No. 6, pp. R35, 2004.
- [4] K. N. Margaris, R. A. Black, Modelling the lymphatic system: Challenges and opportunities, *Journal of the Royal Society Interface*, Vol. 9, No. 69, pp. 601-612, 2012.
- [5] N. P. Reddy, K. Patel, A mathematical model of flow through the terminal lymphatics, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 17, No. 2, pp. 134-140, 1995.
- [6] A. Macdonald, *The computational modelling of collecting lymphatic vessels*, Phd thesis, University of Exeter, England, 2008.
- [7] E. Rahbar, J. E. Moore, A model of a radially expanding and contracting lymphangion, *Journal of Biomechanics*, Vol. 44, No. 6, pp. 1001-1007, 2011.
- [8] J. T. Wilson, R. van Loon, W. Wang, D. C. Zawieja, J. E. Moore, Determining the combined effect of the lymphatic valve leaflets and sinus on resistance to forward flow, *Journal of Biomechanics*, Vol. 48, No. 13, pp. 3584-3590, 2015.
- [9] L. C. Davis, Model of magnetorheological elastomers, *Journal of Applied Physics*, Vol. 85, No. 6, pp. 3348-3351, 1999.
- [10] M. R. Jolly, J. D. Carlson, B. C. Muñoz, A model of the behaviour of magnetorheological materials, *Smart Materials and Structures*, Vol. 5, No. 5, pp. 607-614, 1996.
- [11] Y. Shen, M. F. Golnaraghi, G. R. Heppler, Experimental research and modeling of magnetorheological elastomers, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, Vol. 15, No. 1, pp. 27-35, 2004.
- [12] M. Barham, D. J. Steigmann, M. McElfresh, R. E. Rudd, Finite deformation of a pressurized magnetoelastic membrane in a stationary dipole field, *Acta Mechanica*, Vol. 191, No. 1, pp. 1-19, 2007.
- [13] L. R. Yu, O. V. Stolbov, G. V. Stepanov, Shape instability of a magnetic elastomer membrane, *Journal of Physics D: Applied Physics*, Vol. 41, No. 15, pp. 152002, 2008.