



تحلیل عددی عملکرد یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک

شهرام درخشان^{1*}، کیوان یزدانی²

1- استادیار مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت، تهران

2- کارشناسی ارشد مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت، تهران

* تهران، صندوق پستی 16846، shderakhshan@iust.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 07 آبان 1392

پذیرش: 24 آذر 1392

ارائه در سایت: 19 مهر 1393

کلید واژگان:

میکروپمپ

مگنتوهیدرودینامیک

شار مغناطیسی

تحلیل عددی

چکیده

در این تحقیق، یک مدل سه‌بعدی به منظور بررسی جریان سیال در یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک توسعه یافته است. معادلات به صورت عددی با استفاده از روش حجم محدود و الگوریتم سیمپل حل شده‌اند و به تحلیل عملکرد میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک پرداخته شده است. به همین منظور، یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک که در سال 2000 ساخته شده، شبیه‌سازی شده است. این میکروپمپ دارای میکروکانالی با طول 20 میلی‌متر، عرض 800 میکرومتر، ارتفاع 380 میکرومتر و الکترودی با طول 4 میلی‌متر می‌باشد. شار مغناطیسی اعمال شده 13 میلی‌تسلا و جریان الکتریکی برای محلول‌های مختلف متفاوت بوده است (10-140mA). نتایج نشان می‌دهد که شدت میدان مغناطیسی، جریان الکتریکی و ابعاد هندسی بر عملکرد میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیک تأثیرگذار است. با افزایش شار مغناطیسی و جریان الکتریکی مقدار سرعت متوسط افزایش می‌یابد. کاهش طول کانال سبب افزایش سرعت متوسط جریان می‌شود. همچنین مشاهده می‌شود که با افزایش عمق کانال سرعت متوسط جریان ابتدا افزایش و سپس کاهش می‌یابد و در عمق تقریباً 700-800 میکرومتر بیشترین سرعت متوسط حاصل می‌شود. با افزایش عرض کانال نیز تا مقدار 1500 میکرومتر سرعت افزایش یافته ولی در مقادیر بیشتر از آن تغییر در مقادیر سرعت حاصل نمی‌شود.

Numerical analysis of a magnetohydrodynamic micropump performance

Shahram Derakhshan*, Keyvan Yazdani

Department of Mechanical Engineering, University of Science & Technology, Tehran, Iran

*P.O.B. 16846 Tehran, Iran, shderakhshan@iust.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 29 October 2013
Accepted 15 December 2013
Available Online 11 October 2014

Keywords:
Micropump
Magnetohydrodynamic
Magnetic Flux
Numerical Analysis

ABSTRACT

In this work, A 3-dimensional model is developed to investigate fluid flow in a magnetohydrodynamic micropump. The equations are numerically solved using the finite volume method and the SIMPLE algorithm. This study analyzes the performance of the magnetohydrodynamic micropump. For this purpose, a magnetohydrodynamic micropump built in 2000, is simulated. The micropump has a channel with 20mm length, width of 800 μm , height of 380 μm and an electrode with 4mm length. The applied magnetic flux density was 13mT and the electric current was different for various solution (10-140 mA). The results show that the intensity of the magnetic field, the electric current and the geometry has an effect on the magnetohydrodynamic micropump performance. By increasing the amount of magnetic flux and electric current the average velocity increases. decreasing the channel length would increase the mean flow velocity. by increasing the channel depth, the mean flow velocity initially increases and then decreases, while at a depth of approximately 700-800 μm the maximum averaged velocity will be resulted. The velocity increases by increasing the channel width to 1500 μm , however the velocity remained unchanged for larger values.

1- مقدمه

این میکروپمپ‌ها نیروی لورنتز می‌باشد [2]. در سال‌های اخیر از مگنتوهیدرودینامیک به منظور هدایت محلول‌های رسانا در میکروسیستم‌ها بسیار استفاده شده است. جانگ و لی اولین کسانی بودند که از پمپاژ مگنتوهیدرودینامیک در میکروکانال‌ها استفاده کردند [3]. لی‌موف و لی یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک را طراحی کردند که جریانی پیوسته را ایجاد می‌کند. در محلول 1 مولار سدیم کلرید، سرعت متوسطی که مشاهده شد برابر 1,51mm/s بود که نرخ جریانی برابر $\mu\text{l}/\text{min}$ 18,3 را ایجاد می‌کرد [4]. هوانگ و همکارانش یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک با جریان مستقیم که با استفاده از فناوری LIGA ساخته

مگنتوهیدرودینامیک پدیده‌ای است که در سیال رسانای الکتریسیته در حضور یک میدان مغناطیسی مشاهده می‌شود [1]. هنگامی که یک جریان الکتریکی از طریق یک سیال رسانای الکتریسیته که بین دو الکتروود قرار گرفته انتقال می‌یابد، در حضور یک میدان مغناطیسی خارجی عمود بر جهت جریان، یک نیروی حجمی به نام نیروی لورنتز تولید می‌شود (شکل 1). به علت این نیروی حجمی توزیع شده، سیال رسانا اختلاف فشاری را تجربه می‌کند که سبب جریان یافتن سیال در طول کانال می‌شود. میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیک نیز از این اصل پیروی می‌کنند و عامل حرکت سیال در

می‌شوند، در حالی که معادلات دینامیک سیالات توسط معادله پیوستگی و معادله ناویر استوکس بیان می‌شوند. به منظور حل این معادلات، میدان مغناطیسی و الکتریکی پایه، جریان آرام، پایا و غیرقابل تراکم و خواص سیال ثابت فرض شده است. شکل کاهش یافته معادلات MHD می‌تواند به صورت قانون اهم، بقای جرم و بقای مومنتم نوشته شود (روابط 4-1).

$$\vec{j} = \sigma(\vec{E} + \vec{v} \times \vec{B}) \quad (1)$$

نیروی حجمی لورنتز [9]:

$$\vec{F}_L = (\vec{j} \times \vec{B}) \quad (2)$$

معادله پیوستگی [19]:

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

معادله ناویر استوکس [19]:

$$\rho(\vec{v} \cdot \nabla \vec{v}) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \vec{v} + F_L \quad (4)$$

در روابط فوق، σ هدایت الکتریکی، ρ دانسیته سیال، μ ویسکوزیته دینامیکی، B بردار شار مغناطیسی، V بردار سرعت سیال، ρ فشار سیال، J بردار دانسیته جریان، E بردار میدان الکتریکی و F_L نیروی حجمی لورنتز است.

2-1- توسعه معادلات برای کانال سه بعدی

کانالی با طول L ، ارتفاع h و عرض w همانند شکل 2 در نظر گرفته شود که با یک محلول الکترولیتی پر شده است. الکترودها که در دیواره‌های جانبی قرار گرفته‌اند در معرض یک اختلاف پتانسیل V قرار می‌گیرند، بنابراین یک میدان الکتریکی $\vec{E} = E e_y$ وجود دارد ($E = V/w$). همچنین یک میدان مغناطیسی $\vec{B} = B e_z$ اعمال می‌شود. در میکروپمپ‌های AC میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی به صورت متناوب بوده و به ترتیب برابر $\vec{E} = E \sin(\omega t + \phi) e_y$ و $\vec{B} = B \sin(\omega t) e_z$ هستند که ω فرکانس زاویه‌ای میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی و ϕ زاویه‌ی اختلاف فاز بین میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی می‌باشد. سرعت در جهات x ، y و z به ترتیب با u ، v و w نشان داده می‌شود. بنابراین می‌توان روابط (6-10) را نوشت [19]:

$$J_x = \sigma B v \quad (5)$$

$$J_y = \sigma(E - B u) \quad (6)$$

$$J_z = 0 \quad (7)$$

نیروی لورنتز:

$$F_{Lx} = J_y \times B = \sigma E B - \sigma B^2 u \quad (8)$$

$$F_{Ly} = J_x \times B = -\sigma B^2 v \quad (9)$$

$$F_{Lz} = 0 \quad (10)$$

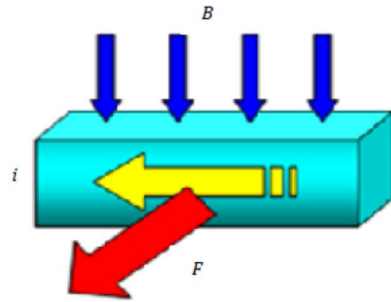
نیروهای لورنتز محاسبه شده در روابط بالا مربوط به حالت DC می‌باشند. در حالت AC در معادلات ناویر استوکس میانگین زمانی نیروی لورنتز به کار می‌رود که از رابطه (11) بدست می‌آید [7]:

$$\bar{F} = \frac{\int_0^{2\pi} \vec{j} \times \vec{B} \, d\omega t}{2\pi} \quad (11)$$

در این صورت سرعت بدست آمده، سرعت میانگین جریان خواهد بود. معادلات پیوستگی و ناویر استوکس در حالت سه بعدی به صورت (12-15) نوشته می‌شوند:

معادله پیوستگی:

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0 \quad (12)$$



شکل 1 شماتیکی از مفهوم نیروی لورنتز [2]

شده بود را بررسی کردند. در این آزمایش تولید حباب در پتانسیل‌های بالا مشکل‌ساز بود و برای تمامی محلول‌ها به سبب تولید حباب پس از مدتی از انجام آزمایش نرخ جریان صفر می‌شد. آن‌ها نتیجه گرفتند که با برعکس شدن جهت ولتاژ اعمال شده تولید حباب بر عمل پمپاژ تأثیری نخواهد گذاشت. معنی آن این است که بایستی از یک جریان متناوب استفاده شود [5]. ژانگ و همکارانش یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک را طراحی کردند که با نوارهای سرامیکی ساخته شده بود [6]. ایجکل و همکارانش یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک دایروی با جریان متناوب را برای کاربردهای کروماتوگرافی طراحی نمودند [7]. انجیوین و کاسین یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک با جریان مستقیم با دانسیته بالا را طراحی کردند که دارای سیستم جدایش حباب‌ها بود [8]. در زمینه شبیه‌سازی و بررسی عملکرد این میکروپمپ‌ها نیز اقدامات زیادی صورت گرفته است. وانگ و چانگ [9] و همچنین بهره‌مندی و میربزرگی [10] جریان آرام کاملاً توسعه یافته دو بعدی در یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک را به صورت عددی بررسی کردند. هو جریان آرام کاملاً توسعه یافته دو بعدی در یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک را به صورت تحلیلی بررسی کرد [11]. چایانی و همکارانش [12] و همچنین لیم و چوی [13] میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک را به صورت دو بعدی با استفاده از روش‌های عددی شبیه‌سازی کردند و توزیع سرعت و فشار را در این میکروپمپ تحلیل نمودند. پنگ یان و همکارانش یک پمپ مگنتوهیدرودینامیک با میدان مغناطیسی متناوب را به صورت تجربی بررسی کردند [14]. دوویری و عبدالله با استفاده از روش‌های عددی اثر عدد هارتمن بر روی پروفیل سرعت را بررسی کردند [15]. داود و کاندیو مطالعه‌ی عددی مگنتوهیدرودینامیک یک پمپ الکترومغناطیس برای فلزات مایع را انجام دادند [16]. ریورو و کوواس شرط لغزش در میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیک را مطالعه کردند [17]. داس و همکارانش برخی کاربردهای عملی پمپاژ مگنتوهیدرودینامیک از جمله تزریق نمونه‌ها و معرف‌ها به محفظه‌ی واکنش را مطالعه کردند [18].

در پژوهش حاضر ابتدا معادلات حاکم بر میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیک معرفی شده و سپس با حل عددی این معادلات، تأثیر شدت میدان مغناطیسی، جریان الکتریکی و ابعاد میکروکانال بر عملکرد این میکروپمپ‌ها مورد بررسی قرار می‌گیرد.

2-2 معادلات حاکم بر میکروپمپ‌های MHD

معادلات اساسی حاکم بر اصول MHD به دو دسته تقسیم می‌شوند [2]:

- الکترومغناطیس
- دینامیک سیالات

معادلات الکترومغناطیس حاکم توسط معادلات مکسول و قانون اهم بیان

معادلات ناویر استوکس:

در جهت x:

$$\rho \left(u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) + F_{Lx} \quad (13)$$

در جهت y:

$$\rho \left(u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial z^2} \right) + F_{Ly} \quad (14)$$

در جهت z:

$$\rho \left(u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = - \frac{\partial p}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w}{\partial z^2} \right) + F_{Lz} \quad (15)$$

عدد رینولدز در این میکروپمپها کوچک است. عدد رینولدز در میکروپمپ مورد بررسی در این کار تقریباً برابر 1 است. مقادیر ترمهای غیرخطی جایجایی در معادلات ناویر استوکس نیز بسیار کوچک است، لذا در برخی تحلیلها از ترمهای غیرخطی صرفنظر می کنند و تحلیل به صورت دوبعدی انجام می شود.

به منظور بررسی شرط مرزی در دیوارهها از عدد نودسن¹ استفاده می شود. عدد بی بعد نودسن میزان رقیق بودن سیال را مشخص می کند و از رابطه (6) بدست می آید:

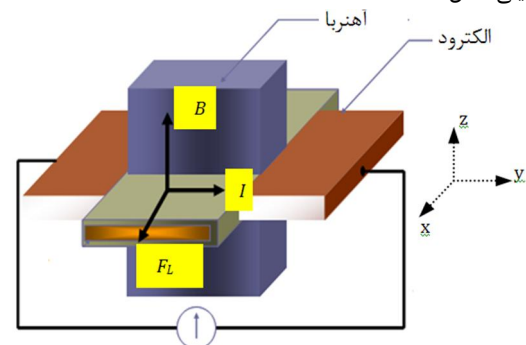
$$Kn = \frac{\lambda}{L} \quad (16)$$

که در آن λ فاصله پویش آزاد و L طول مشخصه است. با توجه به اینکه عدد نودسن در این میکروپمپها کوچکتر از 0/01 است، لذا شرط مرزی عدم لغزش معتبر است.

در جدول 1 شرایط مرزی برای میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک آورده شده است.

3- حل معادلات

به منظور حل عددی معادلات ابتدا ناحیه محاسباتی شبکه بندی شد. به منظور شبکه بندی ناحیه محاسباتی، از شبکه بندی یکنواخت با المانهای مستطیلی شکل استفاده شده است.



شکل 2 نمایی از میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک [20]

جدول 1 شرایط مرزی برای میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک

شرط مرزی	توضیح
ورودی	در ورودی مقدار فشار معلوم و برابر صفر در نظر گرفته شده است.
خروجی	در خروجی شرط توسعه یافتگی سرعت در نظر گرفته شده است.
دیوارهها	در دیوارهها فرض شده است که شرط عدم لغزش برقرار باشد.

1- Knudsen Number

در حالت های گوناگون شامل هندسه ها و جریان های متفاوت، عدم وابستگی حل به شبکه کنترل شد و شبیه سازی برای شبکه های متفاوت انجام پذیرفت. تعداد بیشترین شبکه مورد استفاده در میکروپمپی دارای طول 20 میلی متر، ارتفاع 380 میکرومتر، عرض 3000 میکرومتر، جریان الکتریکی 140 میلی آمپر و شار مغناطیسی 20 میلی تسلا، 600000 بود که با تعداد 1000000 شبکه اختلافی کمتر از 0,5 درصد را برای مقادیر سرعت و فشار نشان می داد.

پس از شبکه بندی ناحیه محاسباتی، با توجه به کوپلینگ معادلات، بایستی از یک روش حل تکراری به منظور حل معادلات استفاده شود. برای حل معادلات سه بعدی از روش سیمپل استفاده شده که در آن فرمول بندی با استفاده از حجم کنترلی انجام می شود که در این روش ابتدا میدان فشار حدس زده شده و معادلات ناویر استوکس در راستای x، y و z حل می شود و مقادیر سرعت u، v و w که به ترتیب سرعت در راستای x، y و z هستند، محاسبه می شود. سپس با استفاده از مقادیر سرعت بدست آمده، معادله پیوستگی حل شده و مقادیر فشار محاسبه می شود و مجدداً با توجه به فشارهای محاسبه شده، معادلات ناویر استوکس حل شده و این روند تا زمانی که شرط همگرایی سرعت و فشار ارضا شود، ادامه می یابد.

شرط لازم به منظور همگرایی به صورت رابطه (17) است:

$$\left| \frac{V_{\text{new}} - V_{\text{old}}}{V_{\text{new}}} \right| \leq \varepsilon \quad (17)$$

که در آن V متغیر مورد نظر و ε معیار همگرایی می باشد که تقریباً برابر 10^{-4} است.

4- اعتبار سنجی

به منظور بررسی صحت حل عددی به کار رفته، نتایج حاصل از حل عددی با مقادیر آزمایشگاهی که توسط لی موف و لی [4] برای میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک ارائه شده مقایسه شد.

ابعاد میکروپمپ ساخته شده توسط لی موف و لی در جدول 2 آورده شده است. محلول های به کار رفته در آزمایش محلول های 0,1M NaCl، 0,01M NaCl، 0,01M NaOH، 7/2، 0,01M PBS PH= و 5mM Lambda DNA in بود که در آن جریان الکتریکی به ترتیب روی مقادیر 140، 100، 36، 24، 12 و 10 میلی آمپر تنظیم شده و شدت میدان مغناطیسی برابر 13 میلی تسلا است. این محلول ها در شکل 3 به ترتیب با اعداد 1 تا 6 مشخص شده اند. این محلول های نمکی به طور کلی دارای هدایت اکتريکی 1,5S/m، ویسکوزیته دینامیکی 0,0006Pa.s و چگالی 1000 Kg/m^3 هستند. همان طور که در شکل 3 مشاهده می شود، انطباق نتایج کار حاضر و نتایج تجربی برای بیشتر محلول ها رضایت بخش است و اختلاف نتایج کمتر از 10 درصد است. اختلاف نتایج کار حاضر و نتایج تجربی برای محلول 0,1M NaCl به دلیل خطاهای آزمایش می باشد. همچنین مشاهده می شود که نتایج تحلیل دوبعدی که با فرض توسعه یافتگی جریان توسط وانگ و چانگ [9] انجام شده و نتایج سه بعدی کار حاضر بسیار نزدیک به هم است.

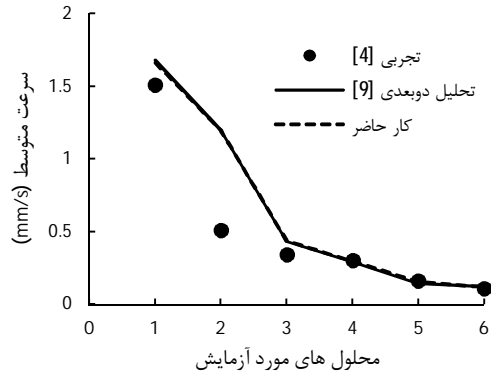
جدول 2 مشخصات هندسی میکروپمپ ساخته شده توسط لی موف و لی

پارامتر	مقدار
طول کانال (mm)	20
طول الکتروود (mm)	4
عرض کانال (μm)	800
عمق کانال (μm)	380

بسیار کوچک است. در شدت میدان‌های مغناطیسی پایین مقادیر نیروی لورنتز معکوس در جریان‌های مختلف نزدیک به هم هستند و با افزایش شدت میدان مغناطیسی مقادیر این نیروها افزایش می‌یابد که میزان تغییرات در جریان‌های الکتریکی بزرگ‌تر، بیشتر است.

شکل 6 شامل تأثیر شدت میدان مغناطیسی بر دبی جریان به ازای جریان‌های الکتریکی مختلف می‌باشد. شکل 7 نیز شامل تأثیر شدت میدان مغناطیسی بر پروفیل‌های سرعت در عمق کانال برای جریان الکتریکی 140 میلی‌آمپر است.

همان‌طور که در شکل‌های 6 و 7 مشاهده می‌شود، با افزایش شدت میدان مغناطیسی سرعت جریان سیال و در نتیجه دبی جریان افزایش می‌یابد که علت این امر افزایش نیروی لورنتز با افزایش شدت میدان مغناطیسی است.



شکل 3 مقایسه بین محاسبات حاضر، تحلیل دوبعدی و نتایج تجربی

5- نتایج و بحث

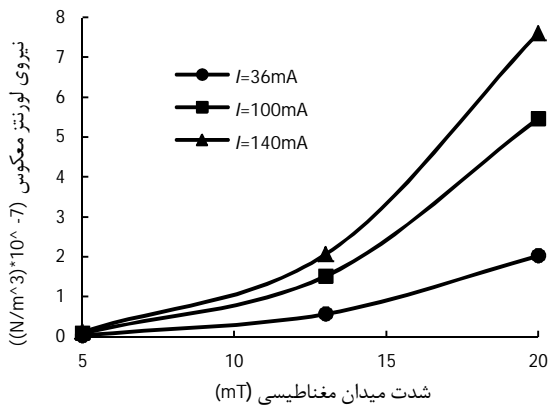
در این بخش پارامترهای مؤثر بر عملکرد میکروپمپ MHD مورد بررسی قرار می‌گیرند که شامل شدت میدان مغناطیسی (B)، جریان الکتریکی (I)، طول (L)، ارتفاع (h) و عرض میکروکانال (w) است. میکروپمپ مورد بررسی در این قسمت میکروپمپ ساخته شده توسط لی موف و لی [4] و سیال محلول $M NaCl$ است که مشخصات آن در قسمت‌های قبل ذکر شده است.

5-1- شدت میدان مغناطیسی

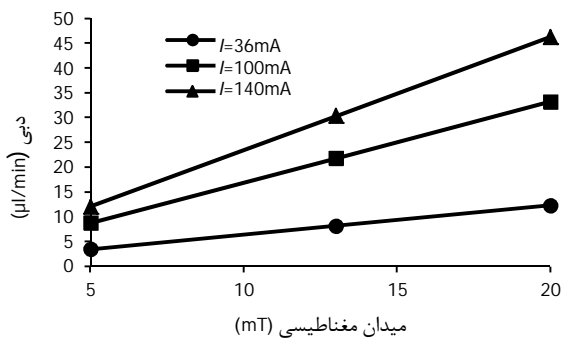
یکی از پارامترهای مهم و مؤثر بر عملکرد میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیک شدت میدان مغناطیسی است. در این قسمت تأثیر شدت میدان مغناطیسی بر عملکرد میکروپمپ بررسی می‌شود.

نیروی لورنتز تولید شده در جهت جریان در میکروپمپ MHD با شدت میدان مغناطیسی دارای نسبت مستقیم است و با افزایش شدت میدان مغناطیسی نیروی لورنتز افزایش می‌یابد. شکل 4 شامل تغییرات نیروی لورنتز با شدت میدان مغناطیسی در سه جریان الکتریکی 36، 100 و 140 میلی‌آمپر می‌باشد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش شدت میدان مغناطیسی نیروی لورنتز به صورت خطی افزایش می‌یابد که شیب خطوط در جریان‌های الکتریکی بزرگ‌تر، بیشتر است.

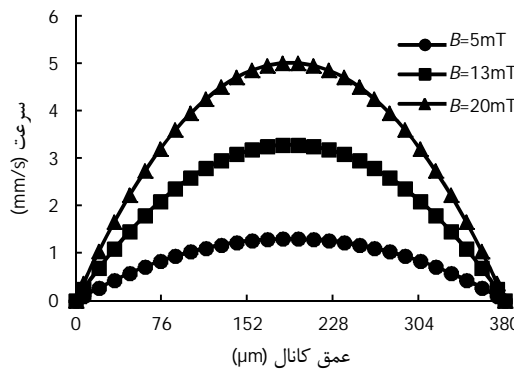
شدت میدان مغناطیسی بر نیروی لورنتز ایجاد شده در خلاف جهت جریان (نیروی لورنتز معکوس) نیز تأثیرگذار است. نیروی لورنتز معکوس با مجذور شدت میدان مغناطیسی متناسب می‌باشد. شکل 5 شامل تغییرات نیروی لورنتز معکوس با شدت میدان مغناطیسی به ازای جریان‌های الکتریکی مختلف می‌باشد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، مقادیر نیروی لورنتز معکوس



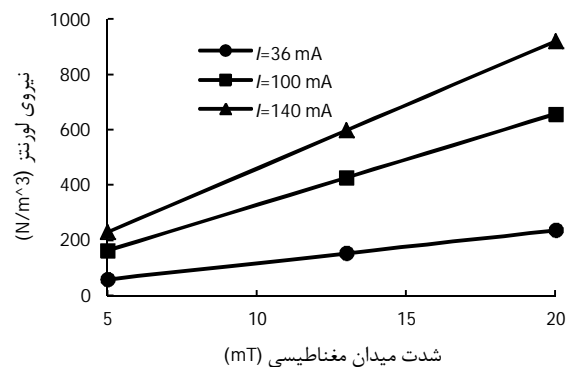
شکل 5 تغییرات نیروی لورنتز معکوس با شدت میدان مغناطیسی



شکل 6 تغییرات دبی با شدت میدان مغناطیسی



شکل 7 پروفیل‌های سرعت در مقطع میانی عرض کانال ($y = w/2$)



شکل 4 تغییرات نیروی لورنتز با شدت میدان مغناطیسی

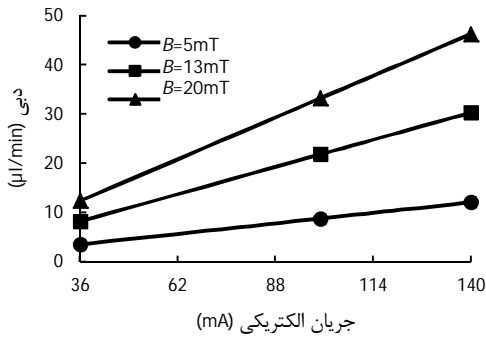
2-5- جریان الکتریکی

یکی دیگر از پارامترهای مؤثر بر عملکرد میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک جریان الکتریکی می‌باشد. در این قسمت تأثیر جریان الکتریکی بر عملکرد میکروپمپ بررسی می‌شود.

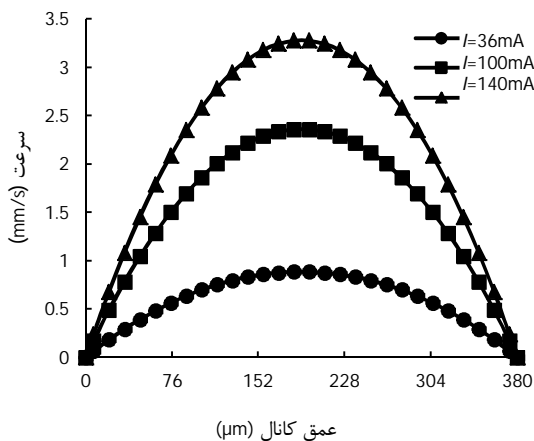
نیروی لورنتز تولید شده در جهت جریان در میکروپمپ MHD با جریان الکتریکی دارای نسبت مستقیم است و با افزایش جریان الکتریکی نیروی لورنتز نیز افزایش می‌یابد. در شکل 8 تغییرات نیروی لورنتز با جریان الکتریکی نشان داده شده است. این تغییرات برای سه شدت میدان مغناطیسی مختلف شامل 5، 13 و 20 میلی‌تسلا بررسی شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش جریان الکتریکی نیروی لورنتز به صورت خطی افزایش می‌یابد که شیب خطوط در شدت میدان‌های مغناطیسی بزرگ‌تر، بیشتر است.

شکل 9 شامل تأثیر جریان الکتریکی بر نیروی لورنتز معکوس می‌باشد. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش جریان الکتریکی، نیروی لورنتز معکوس به صورت خطی افزایش می‌یابد، به این دلیل که نیروی لورنتز معکوس با سرعت نسبت مستقیم دارد و از آنجا که با افزایش جریان الکتریکی سرعت افزایش می‌یابد، لذا با افزایش جریان الکتریکی نیروی لورنتز معکوس افزایش می‌یابد. همچنین مشاهده می‌شود که در شدت میدان‌های مغناطیسی پایین، تأثیر جریان الکتریکی بر نیروی لورنتز معکوس کم می‌باشد اما با افزایش شدت میدان مغناطیسی افزایش جریان تأثیر بیشتری بر نیروی لورنتز معکوس دارد.

شکل 10 شامل تأثیر جریان الکتریکی بر دبی جریان به ازای میدان‌های مغناطیسی مختلف می‌باشد. شکل 11 نیز شامل تأثیر جریان الکتریکی بر پروفیل‌های سرعت در عمق کانال برای میدان مغناطیسی 13 میلی‌تسلا است.



شکل 10 تغییرات دبی با جریان الکتریکی

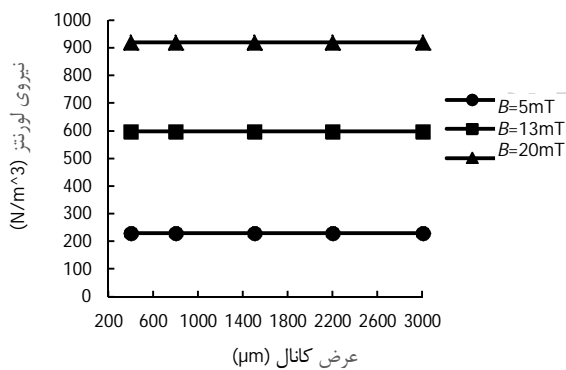


شکل 11 پروفیل‌های سرعت در مقطع میانی عرض کانال ($y = w/2$)

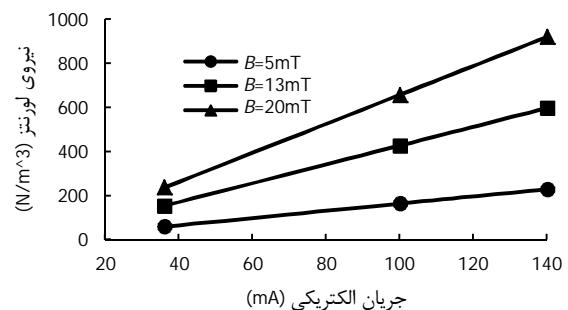
همان‌طور که در شکل‌های 10 و 11 مشاهده می‌شود، با افزایش جریان الکتریکی سرعت جریان سیال و در نتیجه دبی جریان افزایش می‌یابد که علت این امر افزایش نیروی لورنتز با افزایش جریان الکتریکی می‌باشد.

3-5- ابعاد کانال

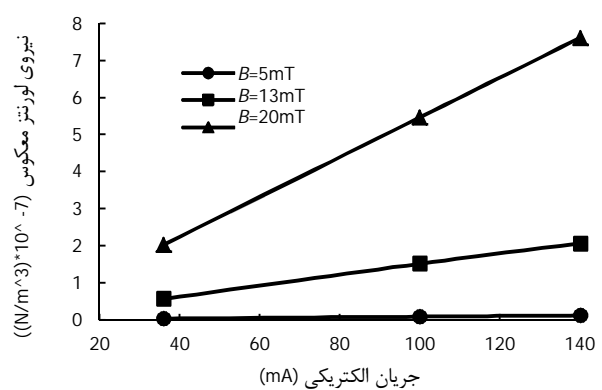
یکی از پارامترهای مؤثر بر جریان سیال در میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیک ابعاد میکروکانال شامل طول، عرض و ارتفاع است. در شکل 12 تغییرات نیروی لورنتز با عرض کانال در میدان‌های مغناطیسی مختلف برای جریان الکتریکی 140 میلی‌آمپر نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود نیروی لورنتز مستقل از عرض کانال است.



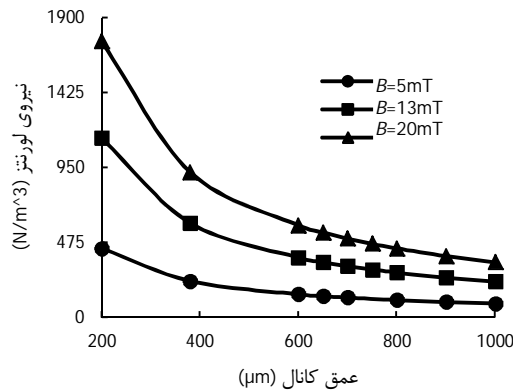
شکل 12 تغییرات نیروی لورنتز با عرض کانال



شکل 8 تغییرات نیروی لورنتز با جریان الکتریکی



شکل 9 تغییرات نیروی لورنتز معکوس با جریان الکتریکی

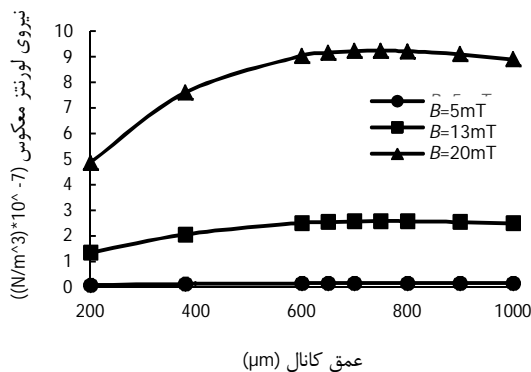


شکل 15 تغییرات نیروی لورنتز با عمق کانال

در شکل 16 تغییرات نیروی لورنتز معکوس با عمق کانال در میدان‌های مغناطیسی مختلف برای جریان الکتریکی 140 میلی‌آمپر نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، مقدار نیروی لورنتز معکوس در یک میدان مغناطیسی مشخص، با افزایش ارتفاع کانال ابتدا افزایش می‌یابد ولی افزایش بیشتر عمق کانال منجر به کاهش نیروی لورنتز معکوس می‌شود که علت آن کاهش سرعت سیال می‌باشد که در ادامه توضیح داده شده است. همچنین مشاهده می‌شود که تغییرات نیروی لورنتز معکوس با عمق کانال در میدان‌های مغناطیسی بزرگ‌تر، بیشتر است.

شکل 17 شامل اثر عمق کانال بر روی پروفیل سرعت برای میدان مغناطیسی 13 میلی‌تسلا و جریان الکتریکی 140 میلی‌آمپر است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش عمق کانال سرعت همواره افزایش نمی‌یابد بلکه با افزایش عمق کانال تا 800 میکرومتر، مقدار سرعت افزایش و پس از آن با افزایش بیشتر عمق کانال، مقدار سرعت کاهش می‌یابد. در واقع با افزایش عمق کانال تأثیر اصطکاک دیواره‌های کانال کمتر شده و سرعت جریان سیال افزایش می‌یابد، اما از طرفی دیگر با افزایش عمق کانال مساحت الکترودها افزایش یافته و دانسیته جریان الکتریکی کاهش می‌یابد. بنابراین نیروی لورنتز نیز کاهش می‌یابد و در نتیجه موجب کاهش سرعت در عمق‌های بالاتر می‌شود.

در جدول 3 اثر تغییر طول کانال بر روی سرعت متوسط جریان نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود با افزایش طول کانال مقدار سرعت متوسط جریان کاهش می‌یابد. شکل 18 شامل پروفیل‌های سرعت در مقطع میانی عرض کانال و شکل 19 شامل پروفیل‌های سرعت در مقطع میانی عمق کانال برای مقادیر مختلف طول کانال است. همان‌طور که مشاهده می‌شود با افزایش طول کانال مقادیر سرعت کاهش می‌یابد. در واقع همان‌طور

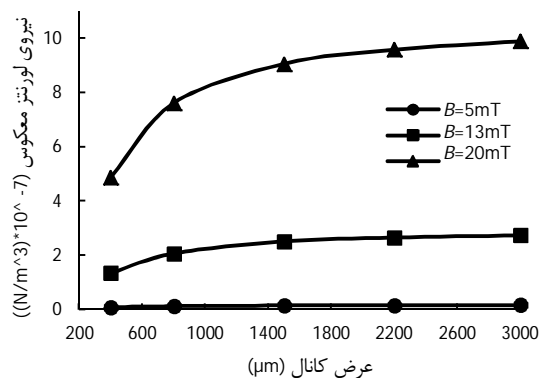


شکل 16 تغییرات نیروی لورنتز معکوس با عمق کانال

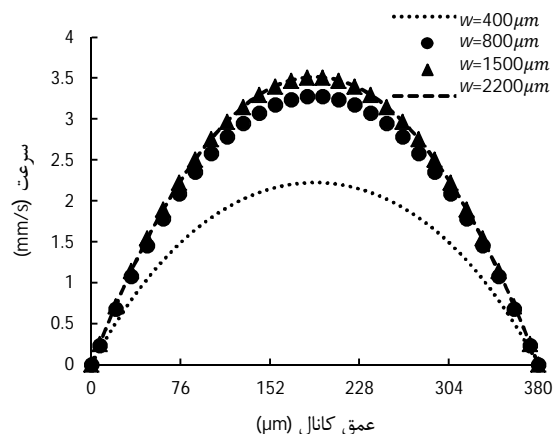
در شکل 13 نیز تغییرات نیروی لورنتز معکوس با عرض کانال در میدان‌های مغناطیسی مختلف برای جریان الکتریکی 140 میلی‌آمپر نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، در میدان‌های مغناطیسی کوچک، نیروی لورنتز معکوس با افزایش عرض کانال به مقدار بسیار کمی افزایش می‌یابد، ولی در میدان‌های مغناطیسی بزرگ‌تر، مقدار این نیرو با افزایش عرض کانال، افزایش قابل توجهی دارد.

شکل 14 شامل اثر تغییرات عرض کانال بر روی پروفیل سرعت برای جریان الکتریکی 140 میلی‌آمپر و شدت میدان مغناطیسی 13 میلی‌تسلا است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، با افزایش عرض کانال سرعت جریان سیال افزایش می‌یابد. در ابتدا با افزایش عرض کانال از 400 میکرومتر، تغییرات سرعت سیال زیاد است اما در عرض‌های بزرگ‌تر، با افزایش عرض کانال، تغییرات سرعت سیال کم می‌شود و همان‌طور که مشاهده می‌شود در عرض‌های بزرگ‌تر از 1500 میکرومتر، افزایش عرض کانال تأثیر چندانی بر سرعت جریان نمی‌گذارد و پروفیل‌های سرعت تقریباً بر هم منطبق هستند. علت آن این است که با افزایش عرض کانال اثر اصطکاک دیواره‌ها روی سرعت کمتر می‌شود.

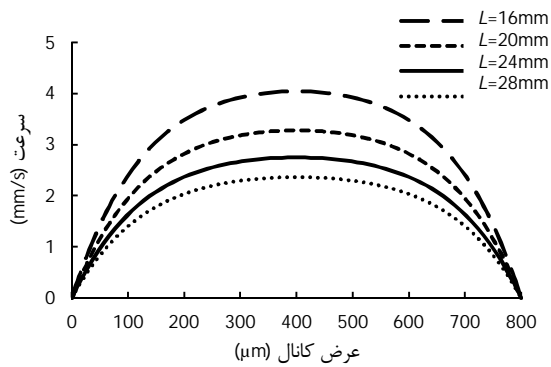
در شکل 15 تغییرات نیروی لورنتز با عمق کانال در میدان‌های مغناطیسی مختلف برای جریان الکتریکی 140 میلی‌آمپر نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود، نیروی لورنتز با افزایش عمق کانال کاهش می‌یابد که دلیل آن کاهش دانسیته جریان الکتریکی است. در ابتدا با افزایش عمق کانال از 200 میکرومتر مقدار کاهش نیروی لورنتز زیاد می‌باشد اما با افزایش بیشتر عمق کانال میزان تغییرات نیروی لورنتز کمتر می‌شود.



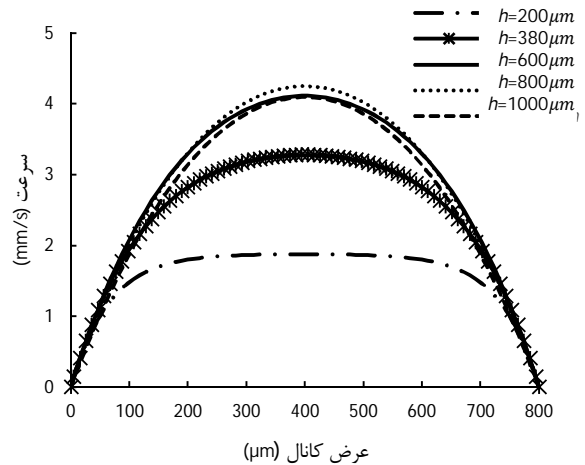
شکل 13 تغییرات نیروی لورنتز معکوس با عرض کانال



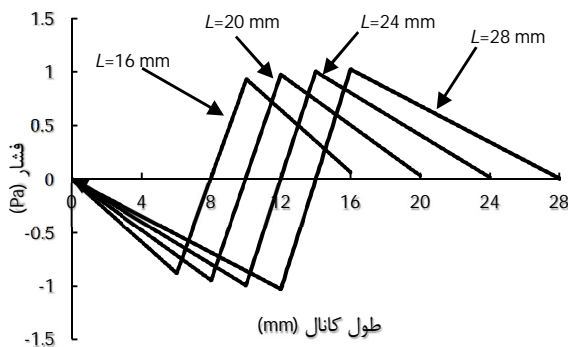
شکل 14 تغییرات پروفیل سرعت با عرض کانال



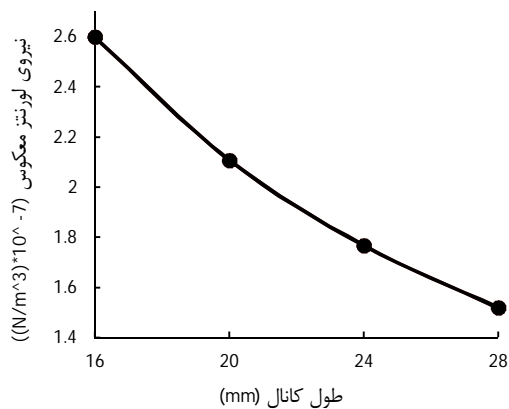
شکل 19 پروفیل‌های سرعت در مقطع میانی عمق کانال ($z=h/2$)



شکل 17 تغییرات پروفیل سرعت با عمق کانال



شکل 20 تغییرات فشار به ازای مقادیر مختلف طول کانال



شکل 21 تغییرات نیروی لورنتز معکوس با طول کانال

که در شکل 20 نشان داده شده است، توزیع فشار در کانال را می‌توان به سه ناحیه تقسیم کرد که ناحیه میانی ناحیه قرارگیری الکترودهاست که مستقیماً تحت تأثیر نیروی لورنتز می‌باشد و شاهد افزایش فشار هستیم و نواحی ابتدایی و انتهایی نواحی قبل و بعد از قرارگیری الکترودهاست که عامل حرکت سیال در این نواحی گرادیان فشار القایی است. با افزایش طول کانال، مقادیر گرادیان فشار در طول کانال کاهش می‌یابد که این امر سبب کاهش سرعت در طول کانال می‌شود. تغییر طول کانال اثری بر نیروی لورنتز ندارد اما همان‌طور که در شکل 21 مشاهده می‌شود بر نیروی لورنتز معکوس تأثیرگذار است و با افزایش طول کانال نیروی لورنتز معکوس به علت کاهش مقادیر سرعت، کاهش می‌یابد.

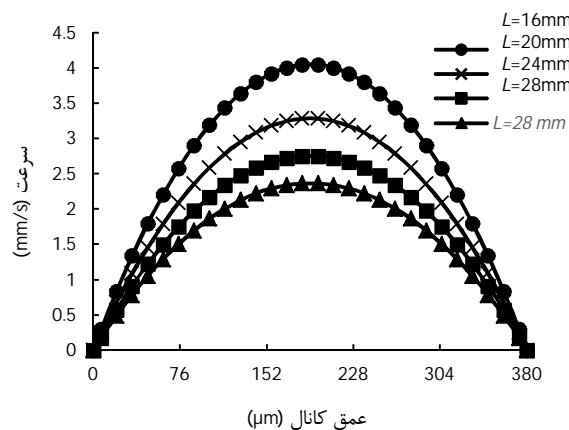
6- نتیجه‌گیری

معادلات سه‌بعدی حاکم بر جریان سیال در میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیک استخراج و با حل عددی این معادلات با استفاده از روش حجم محدود و الگوریتم سیمپل، جریان سیال در این میکروپمپ‌ها

جدول 3 تغییرات سرعت متوسط با طول کانال

طول کانال (mm)	سرعت متوسط (mm/s)
16	2/0503
20	1/6631
24	1/3943
28	1/1985

شبه‌سازی شد. نتایج نشان دادند که شدت میدان مغناطیسی و جریان الکتریکی بر مقادیر نیروی لورنتز تأثیرگذار بوده و افزایش آن‌ها سبب افزایش نیروی لورنتز و در نتیجه افزایش سرعت جریان می‌شود. همچنین مشاهده شد که ابعاد مقطع کانال بر عملکرد میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیک تأثیرگذار می‌باشد. نیروی حجمی لورنتز مستقل از عرض کانال می‌باشد، اما با افزایش عمق کانال کاهش می‌یابد. با افزایش عرض کانال در ابتدا سرعت جریان سیال افزایش می‌یابد، اما با افزایش بیشتر عرض کانال تغییرات سرعت جریان کم می‌شود، تا جایی که دیگر افزایش عرض کانال تأثیری بر روی سرعت جریان نمی‌گذارد. با افزایش عمق کانال سرعت ابتدا افزایش می‌یابد ولی با افزایش بیشتر عمق کانال مقدار سرعت کاهش می‌یابد. با افزایش طول کانال، مقادیر گرادیان فشار در طول کانال کاهش می‌یابد که



شکل 18 پروفیل‌های سرعت در مقطع میانی عرض کانال ($y=w/2$)

- [10] M. Bahremandi, S.A. Mirbozorgi, Numerical simulation of fluid flow in hydromagnetic micropumps with two-dimensional cross-section, *19th Annual Conference of Mechanical Engineering*, Birjand University, Iran, 2011, (In Persian)
- [11] J.-E. Ho, Characteristic study of MHD pump with channel in rectangular ducts, *Journal of Marine Science and Technology*, Vol. 15, No. 4, 2007, pp. 315-321.
- [12] R. Chaabane, A. Bouras, S. Ben Nasrallah, Numerical magneto hydro dynamic flow simulation of velocity and pressure for electrically conducting, incompressible fluids, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, Vol. 29, No. 3, 2007, pp. 299-306.
- [13] S. Lim, B. Choi, A study on the MHD (magnetohydrodynamic) micropump with side-walled electrodes, *Journal of mechanical science and technology*, Vol. 23, No. 3, 2009, pp. 739-749.
- [14] Y. PENG, et al., Experimental study on alternating magnetic field magnetohydrodynamic pump, *Journal of Hydrodynamics, Ser. B*, Vol. 20, No. 5, 2008, pp. 591-595.
- [15] H. Duwairi, M. Abdullah, Numerical computation of fluid flow in a magnetohydrodynamic micropump, *Turkish J. Eng. Env. Sci.*, Vol. 32, 2008, pp. 1-5.
- [16] A. Daoud, N. Kande, Magneto-Hydrodynamic Numerical Study of DC Electromagnetic Pump for Liquid Metal. in *Proceedings of the COMSOL Conference*. 2008.
- [17] M. Rivero, S. Cuevas, Analysis of the slip condition in magnetohydrodynamic (MHD) micropumps, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 166, 2012, pp. 884-892.
- [18] C. Das, G. Wang, and F., Payne, Some Practical Applications of Magnetohydrodynamic Pumping, *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 201, 2013, pp. 43-48.
- [19] T.R. DePuy, *Fluid Dynamics and Heat Transfer in a Hartmann Flow*, 2010, Rensselaer Polytechnic Institute.
- [20] M. Tawk, *Etude et réalisation d'un système de refroidissement pour l'électronique de puissance basé sur la mise en mouvement d'un fluide conducteur électrique*, 2011. Université de Grenoble.

این امر سبب کاهش سرعت در طول کانال می‌شود. طول کانال بر روی مقادیر نیروی لورنتز اثری ندارد اما با افزایش طول کانال مقادیر نیروی لورنتز معکوس کاهش می‌یابد.

7- مراجع

- [1] V. Patel, S.K. Kassegne, Electroosmosis and thermal effects in magnetohydrodynamic (MHD) micropumps using 3D MHD equations, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 122, No. 1, 2007, pp. 42-52.
- [2] D.E., Lee, *Development of micropump for microfluidic applications*, Yeungnam University, 2007.
- [3] J. Jang, S.S. Lee, Theoretical and experimental study of MHD (magnetohydrodynamic) micropump, *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 80, No. 1, 2000, pp. 84-89.
- [4] A.V. Lemoff, A.P. Lee, An AC magnetohydrodynamic micropump, *Sensors and Actuators B: chemical*, Vol. 63, No. 3, 2000, pp.178-185.
- [5] L. Huang, et al., LIGA fabrication and test of a DC type magnetohydrodynamic (MHD) micropump, *Microsystem technologies*, Vol. 6, No. 6, 2000, pp. 235-240.
- [6] J. Zhong, M. Yi, H.H. Bau, Magneto hydrodynamic (MHD) pump fabricated with ceramic tapes, *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 96, No. 1, 2002, pp. 59-66.
- [7] J. Eijkel, et al., A circular ac magnetohydrodynamic micropump for chromatographic applications, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 92, No. 1, 2003, pp. 215-221.
- [8] B. Nguyen, S.K. Kassegne, High-current density DC magnetohydrodynamics micropump with bubble isolation and release system, *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 5, No. 3, 2008, pp. 383-393.
- [9] P.-J. Wang, C.-Y. Chang, M.-L. Chang, Simulation of two-dimensional fully developed laminar flow for a magneto-hydrodynamic (MHD) pump, *Biosensors and bioelectronics*, Vol. 20, No. 1, 2004, pp. 115-121.