

## بررسی میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی با جریان تحریک متناوب و میدان مغناطیسی ثابت

**چکیده:** در این پژوهش، با جایگزین کردن آهنربای دائمی به جای آهنربای الکتریکی، امکان استفاده از میدان مغناطیسی ثابت به جای میدان متغیر در میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی با جریان تحریک الکتریکی متناوب بررسی شد. برای این منظور، نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی با سه نوع شیر یکطرفه جهت یکسو کردن جریان سیال ترکیب گردید تا امکان پمپ شدن سیال فراهم شود. بررسی به روش تحلیلی و عددی انجام شد. ابتدا معادلات دیفرانسیل حاکم معرفی و سپس با در نظر گرفتن میکروپمپ‌هایی فرضی در ابعاد و شرایط مختلف، معادلات بدست آمده برای سیستم‌های مورد بررسی به روش اختلاف محدود حل شد. در ادامه یک پمپ مگنتوهیدرودینامیکی ایده‌آل تعریف و عملکرد سیستم‌ها در قیاس با آن بررسی شد. مشاهده گردید که در میکروپمپ مجهز به شیر یکطرفه توپی، دی و فشار به ترتیب ۵۹ و ۵۴ درصد شرایط ایده‌آل می باشد. همچنین این مقادیر برای شیر یکطرفه دیافراگمی ۷۲ و ۳۵ درصد و برای شیر یکطرفه شیپوره‌ای کمتر از دو درصد بدست آمد. بنابراین، عملکرد پمپ‌های مجهز به شیرهای یکطرفه توپی و دیافراگمی در قیاس با شرایط ایده‌آل قابل قبول است و لذا این دو سیستم برای پمپ کردن سیال در احجام کم و ابعاد کوچک مناسب می باشند.

**واژه‌های راهنما:** میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی، جریان تحریک الکتریکی متناوب، میدان مغناطیسی ثابت، یکسو کردن جریان سیال

اردشیر نیک نژاد  
دانشجوی کارشناسی ارشد

**مسعود خراتی کوپایی\***  
دانشیار،  
گروه حرارت و سیالات،  
دانشکده مهندسی مکانیک،  
دانشگاه صنعتی شیراز، شیراز

مقاله علمی پژوهشی  
دریافت: ۱۴۰۳/۰۵/۰۲  
بازنگری: ۱۴۰۳/۰۷/۰۸  
پذیرش: ۱۴۰۳/۰۸/۲۹

Ardeshir Niknejad  
M.Sc. Student

Masoud Kharati  
Koopae\*

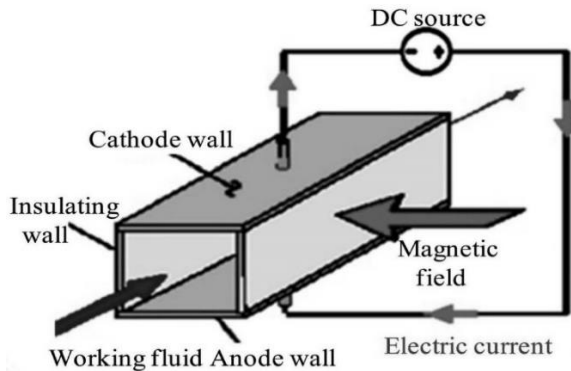
Associate Professor,  
Heat & Fluid Group,  
Department of Mechanical  
Engineering,  
Shiraz University of  
Technology, Shiraz

## Investigation of magneto-hydrodynamic micropump with alternating excitation current and static magnetic field

**Abstract:** In this study, the possibility of using a constant magnetic field instead of a variable magnetic field in magnetohydrodynamic micropumps with alternating electric stimulation was investigated by replacing the electric magnet with a permanent magnet. To do this, a magnetohydrodynamic oscillator was combined with three types of one-way check valve to rectify the fluid flow and enable pumping the fluid. The study was conducted using analytical and numerical methods. First, the governing differential equations were introduced, and then, considering hypothetical micropumps under various dimensions and conditions, the obtained equations for the systems were solved using finite difference method. Subsequently, an ideal magnetohydrodynamic pump was defined, and the performance of the systems was compared with that. It is found that for the micropump equipped with a ball check valve, the flow rate and pressures are 59% and 54% of the ideal conditions, respectively. These values for the diaphragm check valve were 72% and 35%, while for the nozzle-diffuser check valve were less than 2%. Therefore, the performance of pumps equipped with ball and diaphragm check valves is acceptable compared to ideal conditions, making these two systems suitable for pumping fluids in small volumes and dimensions.

**Keywords:** Magnetohydrodynamic micro pump, Alternating electrical excitation current, Constant magnetic field, One-way check valves

## ۱- مقدمه



شکل ۱ میکرو پمپ مگنتوهیدرودینامیک با جریان تحریک مستقیم [۷]

علاوه بر مطالعات تجربی، مطالعات زیادی نیز بصورت تئوری-تحلیلی و همچنین بصورت عددی انجام شده است. اهداف اصلی اغلب مطالعات، بررسی عملکرد کیفی و کلی این پمپها، تعیین پارامترهای موثر بر عملکرد سیستم، پیشینه دبی جریان، پیشینه افزایش فشار، توان مصرفی و بازده انواع مختلف این دسته از میکروپمپها بوده است.

همچنین میزان تولید حرارت و میزان تغییرات خواص فیزیکی سیال در اثر عبور جریان الکتریکی و میزان تولید حباب در سیال در اثر وقوع پدیده الکترولیز هم به طور مکرر مورد مطالعه قرار گرفته است. در ادامه به عنوان نمونه به برخی از کارهای انجام شده در این زمینه اشاره می‌گردد.

در سال ۱۹۹۹ لی و همکاران [۸] یک مدل ساده شده را برای میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی در نظر گرفته و معادلات جریان سیال داخل پمپ را با لحاظ نیروی لورنتس به عنوان یک نیروی حجمی استخراج و سپس این معادلات را بصورت عددی برای تحلیل دو اندازه مختلف میکروپمپ در شرایط گذرا و غیر پایا حل کرده و نتایج را گزارش کردند.

در سال ۲۰۰۰، جانگ و لی [۹] یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی را با استفاده از آهنربای دائمی و جریان تحریک الکتریکی مستقیم، ساخته و مورد آزمایش قرار دادند و به عنوان یک میکروپمپ بدیع و ابتکاری معرفی کردند. در مطالعه مذکور آب دریا به عنوان سیال مورد استفاده قرار گرفت و با توجه به عبور جریان الکتریکی مستقیم از داخل سیال، پدیده الکترولیز و تولید حباب هم مشاهده شد و گزارش گردید. پدیده الکترولیز ترکیب شیمیایی سیال پمپ شده را تغییر می‌دهد و همچنین به مرور موجب خرابی و کاهش عملکرد الکترودها خواهد شد لذا به منظور رفع مشکل و حذف پدیده الکترولیز، مدلی از پمپ مگنتوهیدرودینامیکی که با جریان تحریک متناوب کار می‌کند توسط لموف و لی [۶] معرفی شد. در پمپ مذکور، میدان

به دانش و تکنولوژی مجموعه‌هایی که مقادیر بسیار کوچکی از سیال را کنترل کرده و یا فرآیندهایی را روی آن انجام می‌دهند، ریز سیال-شناسی<sup>۱</sup> گفته می‌شود [۱]. همچنین سیستم‌هایی که چنین فرآیندهایی را انجام می‌دهند، سیستم‌های ریز سیال نامیده می‌شوند. این سیستم‌ها در بهبود کیفیت و کنترل دقیق فرآیندها در ابعاد آزمایشگاهی و صنعتی مورد استفاده قرار می‌گیرند. کوچک و فشرده کردن بسته‌های آزمایشگاهی به عنوان آزمایشگاه روی تراشه<sup>۲</sup> و خنک-کاری قطعات الکترونیکی نمونه‌هایی از کاربردهای گسترده سیستم‌های ریز سیال در زمینه‌های مختلف است [۳-۱].

میکروپمپها یکی از اجزای مهم سیستم‌های ریز سیال هستند که جهت پمپ کردن سیال در حجم‌های کم و داخل کانال‌هایی با ابعاد بسیار کوچک مورد استفاده قرار می‌گیرند. این پمپها جهت توسعه سیستم‌های ریز سیال بسیار مورد توجه می‌باشند [۴، ۵]. در حال حاضر مکانیزم‌های بسیار متنوعی به عنوان میکروپمپ جهت پمپ کردن سیال برای کاربردهای گوناگون طراحی شده است که هر کدام مزیت‌ها و همچنین محدودیت‌هایی دارند. در بین پمپ‌های مختلف، میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی، مزیت‌هایی همچون سادگی سیستم و عدم وجود یا کم بودن قطعات متحرک و همچنین امکان کار با ولتاژهای پایین را دارند. بنابراین این پمپها می‌توانند گزینه مناسبی برای توسعه سیستم‌های فشرده‌تر و کوچکتر ریز سیال باشند [۶]. در این پمپها، حرکت سیال توسط نیروهای الکترومغناطیسی (نیروی لورنتس) تأمین می‌شود.

شکل (۱) طرح شماتیکی از یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی را نشان می‌دهد که در آن اختلاف پتانسیل الکتریکی مابین الکترودهای کاتود و آند، باعث عبور جریان الکتریکی از داخل سیال می‌شود. حرکت بارهای الکتریکی در مجاورت یک میدان مغناطیسی باعث اعمال نیروی لورنتس به این بارهای در حال حرکت شده که اثر آن به صورت یک نیروی حجمی به توده سیال منتقل و باعث رانش و پمپ شدن سیال می‌گردد. لازم به توضیح است که این مکانیزم، به عنوان ژنراتور جهت تولید جریان الکتریسیته نیز قابل استفاده است. چنانچه پلاسما یا یک سیال حاوی یون‌ها یا بارهای الکتریکی آزاد در اثر اختلاف فشار از داخل میکروکانال عبور داده شود، وجود میدان مغناطیسی باعث اعمال نیرو به بارهای در حال حرکت و رانش آنها به سمت الکترودها و تولید جریان الکتریکی می‌شود. میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی موضوع مطالعات زیادی در دو دهه گذشته بوده است.

<sup>2</sup> Lab on a chip<sup>1</sup> Microfluidics

رسیدن به حداکثر دبی جریان در پمپ، یک مقدار بهینه برای عدد هارتمن و همچنین یک عدد بهینه برای نسبت طول به عرض مقطع کانال وجود دارد.

در سال ۲۰۲۰ سئو و همکاران [۱۵] یک سیستم خنک کننده میکروکانالی را که سیال مبرد توسط میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی پمپ می‌شود بصورت عددی تحلیل و مورد بررسی قرار دادند. در این مطالعه، اثر تغییر ولتاژ تحریک و تغییر عدد هارتمن بر روی عدد ناسلت و نرخ انتقال حرارت از سیستم برای سه نانوسیال آب-مس، آب-دی اکسید تیتانیوم و آب-اکسید آلومینیوم مورد بررسی قرار گرفت و نتایج تحلیل گردید.

در سال ۲۰۲۱ گومز و همکاران [۱۶] حرکت دو لایه مایع غیرقابل اختلاط را مابین دو صفحه موازی تحلیل کردند. لایه‌های مایع بصورت یک مایع نیوتونی غیر هادی و یک مایع با رفتار توانی با قابلیت هدایت جریان الکتریکی در نظر گرفته شدند. در سیستم مذکور، اعمال نیروی الکترومغناطیسی بر روی لایه مایع هادی جریان الکتریسته باعث حرکت آن می‌گردد که این حرکت موجب کشیده شدن لایه مجاور از طریق نیروهای ویسکوز و پمپ شدن سیال غیر هادی می‌شد. مسئله به صورت نیمه تحلیلی با استفاده از روش نیوتن-رافسون حل شد و نتایج به عنوان توابعی از پروفایل‌های سرعت و دبی جریان ارائه شدند.

در سال‌های اخیر نیز مطالعات زیادی در خصوص استفاده از میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی در کاربردهای مختلف انجام شده و عملکرد این سیستم‌ها برای کاربردهای خاص مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفته است [۱۵-۲۲].

با توجه به ماهیت جریان تحریک الکتریکی، میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی به دو دسته پمپ مگنتوهیدرودینامیکی جریان مستقیم و پمپ مگنتوهیدرودینامیکی جریان متناوب تقسیم می‌شوند. نوع جریان مستقیم این پمپ‌ها عمدتاً برای پمپ کردن فلزات مایع مورد استفاده قرار گرفته است و در محلول‌ها به دلیل وقوع پدیده الکترولیز و تجزیه شیمیایی سیال و همچنین ایجاد رسوب روی الکترودها، کاربرد محدودی دارد. در مقابل پمپ جریان متناوب برای پمپ کردن محلول‌ها قابل استفاده است؛ زیرا بسته به غلظت، ترکیب شیمیایی محلول و شدت جریان الکتریکی عبور کننده از سیال، چنانچه میزان فرکانس جریان متناوب از میزان معینی بیشتر باشد، از پدیده الکترولیز جلوگیری می‌شود [۱۶]. از آنجایی که در اغلب کاربردهای آزمایشگاهی، پزشکی، صنایع دارویی و شیمیایی کار با محلول‌ها مد نظر است لذا میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی جریان متناوب کاربردهای بسیار متنوع‌تری دارند و در آینده بسیار توسعه خواهند یافت.

مغناطیسی توسط یک آهنربای الکتریکی مستقل از خارج به مجموعه پمپ اعمال گردید. با استفاده از یک سیستم کنترل فاز، جریانهای متناوب عبوری از داخل سیال و از داخل سیم پیچ آهنربا هم‌فاز شدند که در نتیجه آن، تغییرات میدان الکتریکی و میدان مغناطیسی هم‌فاز گردیدند. آزمایشات انجام گرفته با این پمپ نشان داد که بسته به ترکیب شیمیایی و غلظت محلول و همچنین شدت ولتاژ تحریک، چنانچه فرکانس نوسانات جریان متناوب از میزان معینی بیشتر باشد از پدیده الکترولیز جلوگیری می‌شود.

در سال ۲۰۰۳ ایچکل و همکاران [۱۰] یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی با جریان تحریک متناوب را جهت جداسازی مواد به روش کروماتوگرافی مورد آزمایش قرار دادند.

در سال ۲۰۰۷ حمزه و مصطفی [۱۱] معادلات جریان غیر قابل تراکم و آرام سیال را داخل میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی در شرایط غیر پایا مورد بررسی قرار داده و معادلات حاکم را هم بصورت تحلیلی و هم بصورت عددی حل کرده و نتایج را با هم مقایسه کردند که نتایج هم‌خوانی داشتند.

در سال ۲۰۰۹ لیم و چویی [۱۲] جریان سیال را داخل یک میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی از نوع جریان الکتریکی مستقیم مورد بررسی قرار دادند. بررسی‌ها هم به روش تجربی و هم بصورت عددی انجام گرفت. آن‌ها نتایج دو روش را با هم مقایسه و دلایل اختلاف بین نتایج تجربی و عددی را تشریح کردند. یکی از دلایل اختلاف، تولید حباب در اثر پدیده الکترولیز در شرایط واقعی عنوان شد که اثر آن در تحلیل عددی در نظر گرفته نشده بود.

در سال ۲۰۱۶ درخشان و یزدانی [۱۳] یک مدل سه بعدی را برای جریان سیال داخل میکرو پمپ مگنتوهیدرودینامیکی در نظر گرفته و معادلات حاکم بر آن را بصورت عددی با روش حجم محدود حل کردند. سپس، نتایج را با نتایج تجربی بدست آمده از یک میکروپمپ با جریان الکتریکی متناوب که در سال ۲۰۰۰ ساخته و مورد آزمایش قرار گرفته بود، مقایسه کردند. در ادامه، اثرات تغییر ولتاژ تحریک، تغییر شدت میدان مغناطیسی و تغییر پارامترهای هندسی پمپ را در میزان فلوی جریان مورد بررسی و تحلیل قرار دادند. اختلاف نتایج عددی بدست آمده در این مطالعه با نتایج تجربی، برای اغلب سیال‌های (محلول‌های) مورد بررسی کمتر از ۱۰٪ گزارش شد.

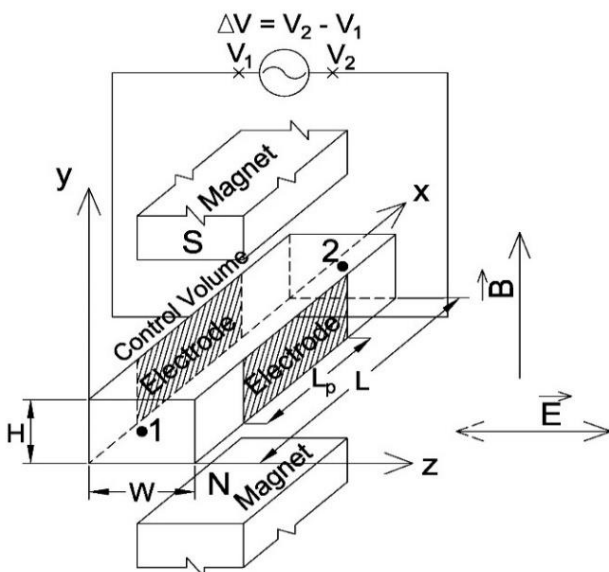
در سال ۲۰۱۹ مقدم [۱۴] جریان سیال غیر قابل تراکم و آرام را بصورت تحلیلی هم برای میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی با جریان مستقیم و هم برای پمپ با جریان تحریک متناوب مورد بررسی قرار داد. در این مطالعه، اثرات تغییرات عدد هارتمن و تغییرات نسبت طول به عرض مقطع کانال بررسی و با نتایج مطالعات عددی و تجربی قبلی مقایسه شد. نتایج نشان می‌دهند که به منظور

با توجه به مشکلات شرح داده شده در استفاده از آهنربای الکتریکی، در این مقاله طرح‌هایی ارائه شده است که در میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی جریان متناوب نیز از آهنربای دائمی (میدان مغناطیسی ثابت) استفاده شود. در این حالت، جهت جلوگیری از نوسان و به منظور یکسو کردن جریان سیال، مکانیزم‌هایی جهت یکطرفه کردن جریان سیال مورد بررسی قرار گرفته است.

شکل (۲) ایده کلی مورد استفاده در طرح‌های جدید را نشان می‌دهد که همگی شامل دو بخش اصلی نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی و شیر یکطرفه می‌باشند.

## ۲- مدل فیزیکی و معادلات حاکم

بخش اصلی تمام سیستم‌های مورد بررسی، نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی است. برای تحلیل این بخش، یک میکروکانال با طول  $L$  و ابعاد سطح مقطع  $H$  و  $W$  مطابق شکل (۳) در نظر گرفته می‌شود.

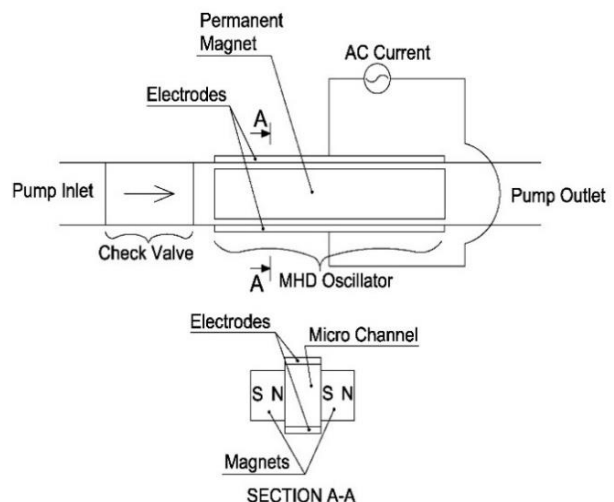


شکل ۳ مولد نیروهای الکترومغناطیسی (نوسان دهنده)

در بخشی به طول  $L_p$  از میکروکانال، روی دو دیواره روبروی هم، دو الکترود صفحه‌ای به ابعاد  $L_p \times H$  در دو طرف میکروکانال و به فاصله  $W$  از یکدیگر قرار داده می‌شوند. به دلیل اختلاف پتانسیل بین دو الکترود میدان الکتریکی یکنواخت ولی متغیر برحسب زمان  $\vec{E}$  در این بخش از میکروکانال بوجود می‌آید. همزمان میدان مغناطیسی یکنواخت و ثابت  $\vec{B}$  توسط آهنرباهای دائمی ایجاد می‌گردد. راستاهای میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی عمود بر هم بوده و در عین حال،

در میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی جریان متناوب با توجه به تغییر متناوب جهت جریان الکتریکی، جهت میدان مغناطیسی نیز باید هم‌فاز با تغییرات جریان، تغییر نماید تا سیال همواره در یک جهت رانده شود. در صورت ثابت بودن میدان مغناطیسی، جهت رانش سیال به صورت متناوب تغییر خواهد کرد که در این صورت پمپ از کار افتاده و تبدیل به یک نوسان دهنده سیال خواهد شد. از طرفی، ایجاد میدان مغناطیسی متغیر تنها با استفاده از آهنربای الکتریکی امکان پذیر است؛ زیرا آهنربای دائمی قابلیت تولید میدان مغناطیسی متغیر با زمان را ندارد. بنابراین در این پمپ‌ها آهنرباهای الکتریکی به جای آهنرباهای دائمی مورد استفاده قرار می‌گیرند. اما استفاده از آهنربای الکتریکی سادگی و راحتی استفاده از آهنربای دائمی را ندارد؛ زیرا استفاده از سیم پیچ و هسته مغناطیسی و لزوم تغذیه الکتریکی سیم پیچ، پیچیدگی و در نتیجه ابعاد مجموعه مورد استفاده را بیشتر می‌کند. همچنین به دلیل مصرف انرژی در سیم پیچ آهنربا، مصرف انرژی کل مجموعه و تولید حرارت در سیستم نیز افزایش می‌یابد. ضمناً تغییرات متناوب میدان مغناطیسی باعث تولید جریان القایی گردابی<sup>۱</sup> داخل هسته آهنربا و سایر قطعات هادی موجود در سیستم شده که به نوبه خود باعث تولید گرمای اضافه و مشکلاتی در کارکرد سیستم و یا سایر تجهیزات مجاور آن می‌گردد.

مروری بر تحقیقات گذشته نشان می‌دهد که استفاده از آهنربای دائمی در میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی با جریان تحریک الکتریکی متناوب تاکنون انجام نشده است.



شکل ۲ میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی با جریان تحریک متناوب و آهنربای دائمی

<sup>۱</sup> Eddy current

$$F_{\text{الکترومغناطیسی}} = \sigma B W H L_p \left( \frac{\Delta V_m \sin(\omega t + \varphi)}{W} - \bar{u} B \right) \quad (4)$$

از قرار دادن مقادیر نیروها از روابط (۲) تا (۴) در رابطه (۱) و ساده-سازی می‌توان رابطه (۵) را برای محاسبه سرعت متوسط سیال در هر لحظه بصورت زیر بدست آورد:

$$\rho \frac{d\bar{u}}{dt} + \frac{\sigma B^2 L_p}{L} \bar{u} - \frac{\sigma B L_p \Delta V_m}{L W} \sin(\omega t + \varphi) - \frac{2\bar{\tau}_w (H + W)}{W H} + \frac{\Delta P}{L} = 0 \quad (5)$$

در رابطه (۵)، در صورتی که جریان سیال آرام، پایا و تنها عامل به حرکت در آوردن سیال، اختلاف فشار باشد، مقدار  $\bar{\tau}_w$  را می‌توان بصورت ضمنی از رابطه زیر محاسبه نمود [۲۳]:

$$\mathcal{F} \equiv \frac{8|\bar{\tau}_w|}{\rho \bar{u}^2} = \frac{C}{Re} \quad (6)$$

که در آن  $\mathcal{F}$  ضریب اصطکاک داری می‌باشد. همچنین  $C$  یک ثابت بی‌بعد است که مقدار آن بستگی به نسبت طول به عرض مقطع میکروکانال دارد.

روابط (۷) تا (۹) را می‌توان جهت بدست آوردن مقدار تقریبی ثابت  $C$  مورد استفاده قرار داد [۲۴، ۲۵]:

$$C = 96(1 + a_1 \delta + a_2 \delta^2 + a_3 \delta^3 + a_4 \delta^4 + a_5 \delta^5) \quad (7)$$

$$\delta = \begin{cases} H/W, & H \leq W \\ W/H, & H > W \end{cases} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} a_1 &= -1.3553, a_2 = 1.9467, \\ a_3 &= -1.7012, a_4 = 0.9564, \\ a_5 &= -0.2537 \end{aligned} \quad (9)$$

در ناحیه تحت تأثیر نیروهای الکترومغناطیسی، پروفیل توزیع سرعت در هر مقطع با حالتی که تنها عامل جریان، اختلاف فشار باشد، متفاوت است و بنابراین گرادیان سرعت روی دیواره و در نتیجه تنش برشی روی دیواره هم می‌تواند متفاوت باشد. همچنین شرایط جریان نیز پایا نیست؛ با این وجود رابطه (۶) به عنوان یک روش تقریبی برای تخمین تنش برشی روی دیواره میکروکانال مورد استفاده قرار گرفته است. میزان خطای ناشی از به کار گیری مفروضات فوق در محاسبات، در قسمت اعتبار سنجی بررسی شده است.

در شرایط ناپایا، عدد رینولدز که در این روابط بر اساس سرعت جریان در هر لحظه تعریف می‌شود نیز متغیر است و بصورت رابطه (۱۰) تعریف می‌شود.

این راستاها عمود بر محور میکروکانال هم می‌باشند. چنانچه یک مایع حاوی یون‌ها یا بارهای الکتریکی آزاد مثبت و منفی در داخل میکروکانال و در تماس با الکترودها قرار داشته باشد، میدان الکتریکی باعث ایجاد جریان الکتریکی داخل سیال و در نتیجه حرکت یون‌های مثبت در جهت میدان و یون‌های منفی در خلاف جهت میدان الکتریکی می‌گردد. از طرفی به بارهای الکتریکی در حال حرکت، نیرویی توسط میدان مغناطیسی در راستای عمود بر راستاهای هر دو میدان، وارد می‌شود که جهت این نیرو برای بارهای مثبت و منفی یکسان است و سبب حرکت هم‌جهت بارهای الکتریکی در طول میکروکانال خواهد شد. حرکت هم‌جهت بارها در امتداد میکروکانال آزادانه نبوده و موجب برخورد آن‌ها با مولکول‌های سیال می‌شود. برخورد بارهای الکتریکی با مولکول‌های سیال، سبب اعمال یک نیروی حجمی به سیال گشته که باعث رانش سیال در مسیر کانال می‌گردد. کلیه محلول‌های نمکی، بازی و اسیدی، خون، سرم فیزیولوژی و بسیاری از محلول‌های شیمیایی حاوی یون‌های آزاد هستند. به‌عنوان مثال، محلول آب و نمک طعام حاوی یون‌های  $\text{Na}^+$  و  $\text{Cl}^-$  است.

جریان سیال، لزج و غیر قابل تراکم و غیر پایا و سیال‌های مورد استفاده نیوتنی فرض می‌شوند. تغییرات دما کم و لذا خواص ترمودینامیکی سیال (جرم حجمی و لزجت) ثابت در نظر گرفته می‌شود. همچنین کلیه خواص الکتریکی، شدت میدان مغناطیسی، دامنه و فرکانس نوسانات ولتاژ تحریک سیستم نیز ثابت فرض می‌شوند. در ضمن جریان تحریک الکتریکی بصورت موج سینوسی فرض می‌شود.

با رجوع مجدد به شکل (۳) و توجه به حجم کنترل نشان داده شده در شکل مذکور، قانون دوم نیوتن برای سیال قرار گرفته در این حجم کنترل را می‌توان بصورت رابطه زیر بیان نمود:

$$\Sigma F_x = F_{\text{فشار}} + F_{\text{اصطکاک}} + F_{\text{الکترومغناطیسی}} = \rho W H L \frac{d\bar{u}}{dt} \quad (1)$$

که در آن  $\bar{u}$  سرعت متوسط حرکت سیال روی هر مقطع در لحظه  $t$  می‌باشد. نیروهای ناشی از فشار و تنش برشی دیواره از روابط زیر محاسبه می‌شوند:

$$F_{\text{فشار}} = (P_1 - P_2) H W = -\Delta P H W \quad (2)$$

$$F_{\text{اصطکاک}} = 2L \bar{\tau}_w (H + W) \quad (3)$$

که در آن  $\bar{\tau}_w$  تنش متوسط دیواره است. در مرجع [۱۴] رابطه‌ای برای محاسبه نیروی الکترومغناطیسی وارده به توده سیال ارائه شده است که بر اساس آن، این نیرو بصورت رابطه (۴) قابل محاسبه است.

$$Ha = D_h B \sqrt{\sigma/\mu}, \omega^* = \frac{D_h \omega}{u_c},$$

$$\Delta V_m^* = \frac{\Delta V_m}{u_c} \sqrt{\sigma/\mu}, Re = \frac{\rho u_c D_h}{\mu},$$

$$\Delta P^* = \frac{\Delta P}{\rho u_c^2}, Q^* = \frac{Q}{u_c D_h^2}$$

در روابط (۱۵)،  $u_c > 0$  یک سرعت مشخصه دلخواه است که می‌توان آن را برابر بیشینه سرعت متوسط سیال در مقطع میکروکانال در نظر گرفت.  $Re$ : عدد رینولدز،  $Ha$ : عدد هارتمن و  $\Delta V_m^*$ : اختلاف پتانسیل الکتریکی بی بعد می‌باشند.

معادلات (۱۳) و (۱۴) فقط در بخش نوسان‌دهنده میکروپمپ‌های مورد بررسی صادق هستند و برای بررسی اثر شیرهای یکطرفه باید جملات دیگری را به معادلات فوق اضافه نمود.

در این تحقیق، مکانیزم‌های یکسوکننده زیادی به عنوان شیر یکطرفه مورد بررسی قرار گرفتند که در ترکیب با نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی باعث حرکت یک جهته و پمپ شدن سیال گردند که مهمترین آن‌ها عبارتند از شیر یکطرفه شیپورهای<sup>۱</sup>، شیر یکطرفه توپی<sup>۲</sup> و یک شیر یکطرفه پیشنهادی که با عنوان شیر یکطرفه دیافراگمی با عملگر فعال معرفی گردیده‌است. در ضمن یک دریچه با عملکرد ایده‌آل به‌عنوان شیر یکطرفه ایده‌آل تعریف گردید که در یک جهت هیچ مقاومتی در برابر جریان سیال از خود نشان نمی‌دهد ولی در جهت مخالف، مسیر حرکت سیال را سد می‌کند. این شیر یکطرفه تصویری بوده و معادل فیزیکی واقعی ندارد و جهت مقایسه عملکرد شیرهای یکطرفه واقعی با شرایط ایده‌آل در نظر گرفته شده است.

شکل (۴) طرح شماتیک دریچه‌ها یا شیرهای یکطرفه بررسی شده را نشان می‌دهد. مطابق شکل (۴-الف) شیر یکطرفه توپی از یک محفظه استوانه‌ای که یک ساچمه کروی یا توپی داخل آن قرار دارد تشکیل می‌شود. در قسمت بالای محفظه یک شیار مستطیلی با عرض کمتر از قطر توپی و طول بیشتر از قطر توپی قرار دارد که با قرار گرفتن توپی روی آن مسیر عبور سیال مسدود نمی‌شود ولی در قسمت زیر محفظه یک سوراخ با قطری کمتر از قطر توپی قرار دارد که قرار گرفتن توپی روی آن مسیر عبور سیال را مسدود می‌کند. این مکانیزم ساده به سیال اجازه عبور از یک جهت را می‌دهد ولی در جهت عکس مسیر را مسدود می‌کند.

جرم حجمی توپی باید به جرم حجمی سیال پمپ شونده نزدیک باشد تا نیروی شناوری در عملکرد سیستم اختلال ایجاد نکند.

$$Re_t \equiv \frac{\rho |\bar{u}| D_h}{\mu} \quad (10)$$

در رابطه (۱۰)، زیر نویس  $t$  برای عدد رینولدز جهت تأکید بر وابستگی آن به زمان نوشته شده است. همچنین قطر هیدرولیکی مقطع میکروکانال است که از رابطه زیر قابل محاسبه است:

$$D_h \equiv \frac{4A}{\bar{p}} = \frac{2HW}{(H+W)} \quad (11)$$

با توجه به این نکته که جهت سرعت سیال و نیروی برشی اعمال شده از دیواره کانال به سیال، همواره خلاف جهت یکدیگر هستند، از ترکیب روابط (۶) و (۱۰) رابطه صریح زیر برای تعیین تنش برشی دیواره بدست می‌آید:

$$\bar{\tau}_w \equiv -\frac{C\mu\bar{u}}{8D_h} \quad (12)$$

در نهایت از قرار دادن مقدار  $\bar{\tau}_w$  از رابطه (۱۲) در رابطه (۵) و با لحاظ کردن مقدار  $D_h$  رابطه (۱۱) و ساده‌سازی، یک معادله دیفرانسیل تقریبی برای ناحیه تحت تأثیر نیروهای الکترومغناطیسی به شرح زیر بدست می‌آید:

$$\rho \frac{d\bar{u}}{dt} + \left( \frac{C\mu}{2D_h^2} + \frac{\sigma B^2 L_p}{L} \right) \bar{u} - \frac{\sigma B L_p \Delta V_m}{LW} \sin(\omega t + \varphi) + \frac{\Delta P}{L} = 0 \quad (13)$$

به منظور حصول اعداد بی‌بعد مهم حاکم بر سیستم مانند اعداد رینولدز و هارتمن، رابطه (۱۳) را می‌توان بصورت رابطه (۱۴) به حالت بی‌بعد درآورد.

$$L^* \frac{d\bar{u}^*}{dt^*} + \left( \frac{1}{Re} \right) \left( \frac{CL^*}{2} + Ha^2 L_p^* \right) \bar{u}^* - \frac{Ha L_p^* \Delta V_m^*}{Re W^*} \sin(\omega^* t^* + \varphi) + \Delta P^* = 0 \quad (14)$$

در رابطه (۱۴)، پارامترهای بی‌بعد با الهام گرفتن از مرجع [۱۴] بصورت زیر تعریف شده‌اند:

$$t^* = u_c t / D_h, \bar{u}^* = \bar{u} / u_c, L^* = L / D_h, L_p^* = L_p / D_h, W^* = W / D_h, \quad (15)$$

<sup>2</sup> Ball check valve

<sup>1</sup> Nozzle/Diffuser valve

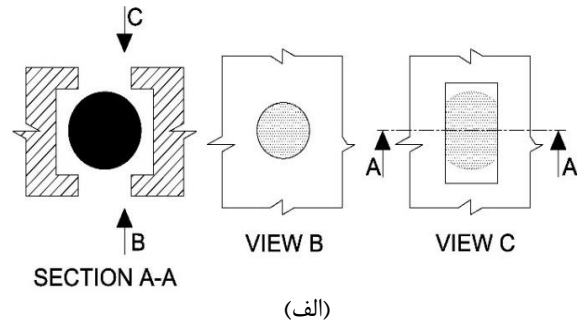
دریچه دارای سیستم عملگر، یک محفظه استوانه‌ای دارد که داخل آن یک دیسک در وسط یک دیافراگم مطابق شکل (۴-ج) قرار گرفته است. دیافراگم از اختلاط سیال پمپ شونده با سیال عملگر جلوگیری می‌کند. با به حرکت در آمدن سیال عملگر توسط یک نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیک ثانویه، دیافراگم و دیسک جابجا شده که با قرار گرفتن دیسک در نشیمنگاه<sup>۱</sup> مسیر عبور جریان مسدود شده و با فاصله گرفتن از آن، مسیر باز می‌گردد.

هر مکانیزم یکسوکندنده جریان سیال یا شیر یکطرفه را می‌توان مجموعه‌ای متشکل از یک سری المان به شرح زیر در نظر گرفت:

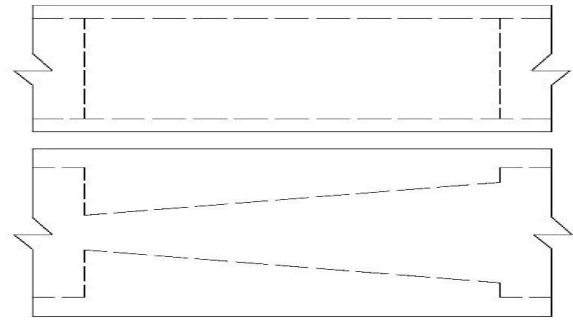
- صفحه سوراخ شده که باعث افت فشار موضعی در جریان سیال می‌شود.
  - تغییر مقطع ناگهانی که باعث افت فشار موضعی در جریان سیال می‌شود.
  - قطعه مسدود کننده (توبی یا دیسک) که با فشرده شدن روی سوراخ صفحه باعث توقف جریان سیال می‌شود.
  - شیپوره که فشار و سرعت سیال ضمن عبور از آن تغییر می‌کند.
  - دیافراگم که باعث جدا شدن سیال اصلی پمپ شونده از سیال عملگر دریچه می‌شود. در ضمن حرکت دیافراگم باعث باز و بسته شدن دریچه می‌گردد. دیافراگم خیلی نازک و با جرم ناچیز فرض می‌شود.
- برای لحاظ کردن اثرات وجود المان‌های تشکیل دهنده شیرهای یکطرفه در معادله حاکم بر جریان سیال در نوسان دهنده، ابتدا رابطه (۱۳) با تفکیک کردن جملات مربوط به اثر عوامل فیزیکی مختلف به شکل زیر بازنویسی می‌شود:

$$\Delta P = \underbrace{-\rho L \frac{d\bar{u}}{dt}}_{\text{اثرات شتاب}} - \underbrace{\frac{C\mu L}{2D_h^2} \bar{u}}_{\text{اثرات اصطکاک}} + \underbrace{\frac{\sigma B L_p \Delta V_m}{W} \sin(\omega t + \varphi) - \sigma B^2 L_p \bar{u}}_{\text{اثرات الکترومغناطیسی}} \quad (16)$$

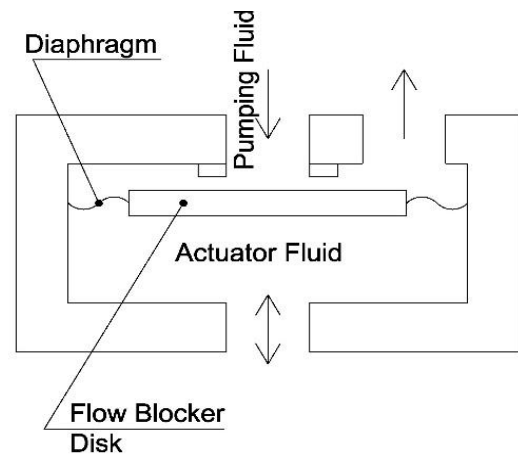
حال برای لحاظ کردن اثرات افت فشار اصطکاک و تغییر فشار ناشی از شتاب سیال داخل هر المان تشکیل دهنده شیر یکطرفه، می‌توان در رابطه (۱۶) طول‌های معادلی را به طول میکروکانال ( $L$ ) اضافه نمود. طول معادل یک المان قرار گرفته در مسیر یک کانال، برابر طولی از کانال است که اگر به جای این المان قرار داده شود، اثر آن در تغییرات فشار دقیقاً مانند اثر وجود المان مورد نظر



(الف)



(ب)



(ج)

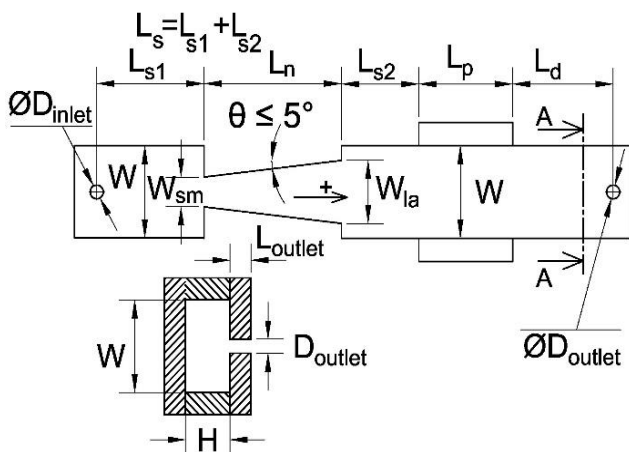
شکل ۴ شیرهای یکطرفه مورد استفاده؛ الف- شیر یکطرفه توبی، ب- شیر یکطرفه شیپوره‌ای و ج- دریچه دیافراگمی با سیستم عملگر

در دریچه شیپوره‌ای شکل (۴-ب)، سطح مقطع شیپوره مورد استفاده، مستطیلی است و تنها دو وجه مجرای مورد استفاده حالت همگرا - واگرا دارد و دو وجه دیگر موازی هستند. در عبور جریان سیال از شیپوره افت فشار ایجاد شده در یک جهت بیشتر از جهت دیگر است و همین امر سبب می‌شود که در یک سیکل نوسان سیال، مقدار حجم بیشتری به یک طرف جابجا شود. شیر یکطرفه شیپوره‌ای قبلاً در انواع دیگری از میکروپمپ‌ها مورد استفاده قرار گرفته است [۲۵، ۲۶] لیکن عملکرد آن در ترکیب با نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی برای اولین بار است که بررسی می‌گردد.

<sup>1</sup> Valve seat

- $L'_i$  : طول معادل المان  $i$  ام برای محاسبه تغییر فشار ناشی از شتاب سیال داخل المان
- $L''_i$  : طول معادل المان  $i$  ام برای محاسبه افت فشار ناشی از اصطکاک
- $n$  : تعداد المان‌های ایجاد شده ناشی از وجود شیر یکطرفه و سایر اعضای سیستم
- $m$  : تعداد نقاط دارای افت فشار موضعی ناشی از وجود شیر یکطرفه و سایر اعضای سیستم
- $A_{r,i}$  : سطح مقطع مرجع در محل  $i$  ام دارای افت فشار موضعی
- $k_i$  : ضریب افت فشار موضعی در محل  $i$  ام
- فرم بی‌بعد رابطه (۱۸) به صورت زیر است:

$$\begin{aligned} \Delta P^* &= - \left( L^* + \sum_{i=1}^n L'_i \right) \frac{d\bar{u}^*}{dt^*} \\ &- \left( \frac{1}{Re} \right) \left[ \frac{C(L^* + \sum_{i=1}^n L''_i)}{2} + Ha^2 L_p^* \right] \bar{u}^* \\ &- \left( \frac{\bar{u}^*}{|\bar{u}^*|} \right) \left[ \sum_{i=1}^m k_i \left( \frac{A}{A_{r,i}} \right)^2 \right] \left( \frac{\bar{u}^{*2}}{2} \right) \\ &+ \frac{Ha \Delta V_m^* L_p^*}{Re W^*} \sin(\omega^* t^* + \varphi) \end{aligned} \quad (19)$$



شکل ۵ میکروپمپ مجهز به نوسان‌دهنده و شیر یکطرفه شیپوره‌ای

شکل (۵) جزئیات شماتیک مجموعه میکروپمپ متشکل از نوسان‌دهنده و شیر یکطرفه شیپوره‌ای را نشان می‌دهد. در این شکل ناحیه‌ای که با طول  $L_p$  مشخص گردیده است، ناحیه تحت تأثیر نیروی الکترومغناطیسی است که جهت این نیرو متناسب با تغییرات ولتاژ اعمالی به الکترودها به طور متناوب تغییر و باعث نوسان سیال می‌شود. افت فشار جریان

باشد. این طول را می‌توان با در نظر گرفتن روابط پایه‌ای مکانیک سیالات برای المان‌های مختلف محاسبه نمود. همچنین برای لحاظ کردن افت فشار موضعی نیز به ازای هر تغییر مقطع ناگهانی کانال در مسیر عبور سیال، جملاتی به فرم  $\rho k \left( \frac{\bar{u}_r^2}{2} \right)$  به طرف دوم معادله اضافه می‌شود که در آن  $k$  ضریب افت فشار موضعی نام دارد و یک مقدار بی‌بعد است که به عدد رینولدز و هندسه سیستم وابسته است و  $\bar{u}_r$  سرعت متوسط سیال در مقطع مرجع هر المان تشکیل دهنده شیر یکطرفه در هر لحظه می‌باشد که با در نظر گرفتن قانون بقای جرم و شرایط سیال تراکم ناپذیر، با استفاده از رابطه (۱۷) قابل تعیین است.

$$\bar{u}_r = \left( \frac{A}{A_r} \right) \bar{u} \quad (17)$$

که در آن  $A$ ، سطح مقطع میکروکانال ورودی پمپ و  $A_r$ ، سطح مقطع مرجع المان قرار گرفته در مسیر کانال می‌باشد. روابطی تجربی برای محاسبه ضرائب افت فشار موضعی ناشی از تغییر ناگهانی مقطع عبور جریان با توجه به شرایط هندسی و فیزیکی مختلف وجود دارد که در مرجع [۲۷] مجموعه متنوعی از این روابط برای شرایط مختلف گردآوری شده است که در کار حاضر نیز از همین مرجع برای تعیین ضرائب افت فشار موضعی استفاده شده است.

اگر یک شیر یکطرفه باعث قرار گرفتن تعداد  $n$  المان مختلف و همچنین ایجاد تعداد  $m$  تغییر مقطع در مسیر عبور جریان سیال گردد، فرم کلی معادله حاکم بر مجموعه میکروپمپ را می‌توان بصورت رابطه (۱۸) بیان نمود.

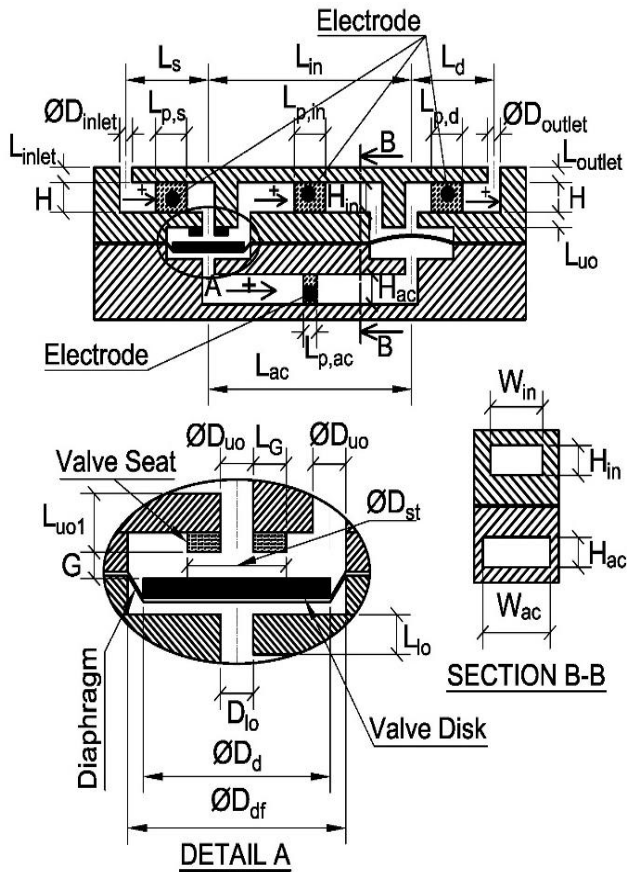
$$\begin{aligned} \Delta P &= - \rho \left( L + \sum_{i=1}^n L'_i \right) \frac{d\bar{u}}{dt} \\ &- \frac{C\mu(L + \sum_{i=1}^n L''_i)}{2D_h^2} \bar{u} \\ &- \rho \left( \frac{\bar{u}}{|\bar{u}|} \right) \left[ \sum_{i=1}^m k_i \left( \frac{A}{A_{r,i}} \right)^2 \right] \left( \frac{\bar{u}^2}{2} \right) \\ &+ \frac{\sigma B L_p \Delta V_m}{W} \sin(\omega t + \varphi) - \sigma B^2 L_p \bar{u} \end{aligned} \quad (18)$$

اثرات شتاب

اثرات اصطکاک

افت فشار موضعی

اثرات الکترومغناطیسی



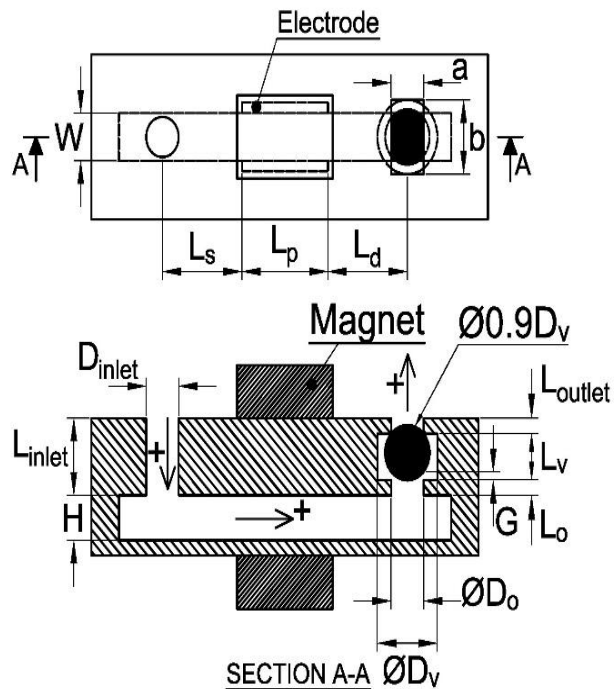
شکل ۷ میکروپمپ مجهز به نوسان دهنده و شیر یکطرفه دیافراگمی با عملگر فعال

کانال‌های پمپ شامل کانال مکش با طول  $L_s$ ، کانال داخلی با طول  $L_{in}$ ، کانال تخلیه با طول  $L_d$  و کانال محتوی سیال عملگر دریچه با طول  $L_{ac}$  می‌باشند. به جز کانال‌های مکش و تخلیه که با ابعاد سطح مقطع برابر در نظر گرفته شده‌اند، ابعاد سطح مقطع بقیه کانال‌ها می‌توانند متفاوت باشند. دو عدد دیافراگم، سیال عملگر دریچه را در کانال مربوطه محبوس کرده و از سیال پمپ شونده جدا می‌کنند. حرکت یکی از دیافراگم‌ها از طریق اتصال به یک دیسک، سبب باز و بسته شدن دریچه می‌شود.

در حالت کلی در هر کانال سیستم، یک نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی وجود دارد که نوسان دهنده‌های قرار گرفته در کانال‌های مکش، داخلی و تخلیه، نوسان دهنده‌های اصلی هستند که مستقیماً باعث نوسان سیال پمپ شونده می‌شوند. نوسان دهنده قرار گرفته در کانال عملگر، نوسان دهنده فرعی است که به‌طور مستقیم باعث نوسان سیال عملگر و باز و بسته شدن دریچه می‌شود. اختلاف پتانسیل الکتریکی و شدت میدان مغناطیسی در نوسان دهنده‌های اصلی با نوسان دهنده فرعی می‌تواند متفاوت باشد.

سیال هنگامی که جریان در شیپوره واگرا است، کمتر از حالتی است که جریان در شیپوره همگرا باشد. بنابراین در یک سیکل نوسان سیال، مقدار جابجایی در جهت واگرایی شیپوره بیشتر است و همین امر سبب پمپ شدن سیال در جهت مذکور می‌شود. زاویه واگرایی شیپوره باید از ۵ درجه کمتر باشد تا از پدیده جدایی جریان و افت فشار مربوط به این پدیده اجتناب گردد [۲۵].

شکل (۶) جزئیات شماتیک مجموعه میکروپمپ متشکل از نوسان دهنده و شیر یکطرفه توپی را نشان می‌دهد.



شکل ۶ میکروپمپ مجهز به نوسان دهنده و شیر یکطرفه توپی

پارامتر  $G$  بیان‌کننده موقعیت قرارگیری توپی است. با فرض نزدیک بودن قطر توپی به قطر داخلی محفظه دریچه، سرعت حرکت توپی تقریباً برابر سرعت سیال در داخل دریچه است و لذا روابط (۲۰) و (۲۱) را می‌توان برای تعیین موقعیت دریچه مورد استفاده قرار داد.

$$\frac{dG}{dt} = \bar{u}_v = \left(\frac{A}{A_v}\right) \bar{u} \quad (20)$$

$$\frac{dG^*}{dt^*} = \left(\frac{A}{A_v}\right) \bar{u}^* \quad (21)$$

شکل (۷) جزئیات شماتیک مجموعه میکروپمپ متشکل از نوسان دهنده و شیر یکطرفه دیافراگمی را نشان می‌دهد.

$$\begin{aligned}
 \Delta P^* &= - \left( L_s^* + L_d^* + \sum_{i=1}^{n_s} L_{s,i}^* + \sum_{i=1}^{n_d} L_{d,i}^* \right) \frac{d\bar{u}^*}{dt^*} \\
 &- \left( L_{in}^* + \sum_{i=1}^{n_{in}} L_{in,i}^* \right) \frac{d\bar{u}_{in}^*}{dt^*} \\
 &- \left( \frac{1}{Re} \right) \left[ \frac{C(L_s^* + L_d^* + \sum_{i=1}^{n_s} L_{s,i}^* + \sum_{i=1}^{n_d} L_{d,i}^*)}{2} \right. \\
 &+ \left. Ha^2(L_{p,s}^* + L_{p,d}^*) \right] \bar{u}^* \\
 &- \left( \frac{1}{Re} \right) \left[ \frac{C_{in}(L_{in}^* + \sum_{i=1}^{n_{in}} L_{in,i}^*)}{2D_{h,in}^{*2}} + Ha^2 L_{p,in}^* \right] \bar{u}_{in}^* \\
 &- \left( \frac{\bar{u}^*}{|\bar{u}^*|} \right) \left[ \sum_{i=1}^{m_s} k_i \left( \frac{A}{A_{r,i}} \right)^2 \right. \\
 &+ \left. \sum_{i=1}^{m_d} k_i \left( \frac{A}{A_{r,i}} \right)^2 \right] \left( \frac{\bar{u}^{*2}}{2} \right) \\
 &- \left( \frac{\bar{u}_{in}^*}{|\bar{u}_{in}^*|} \right) \left[ \sum_{i=1}^{m_{in}} k_i \left( \frac{A_{in}}{A_{r,in,i}} \right)^2 \right] \left( \frac{\bar{u}_{in}^{*2}}{2} \right) \\
 &+ \left( \frac{Ha\Delta V_m^*}{Re} \right) \left( \frac{L_{p,s}^* + L_{p,d}^*}{W^*} \right) \\
 &+ \left( \frac{L_{p,in}^*}{W_{in}^*} \right) \sin(\omega^* t^* + \varphi)
 \end{aligned} \tag{۲۳}$$

سیال عملگر دریچه باید سیالی با هدایت الکتریکی بالا باشد تا با اعمال یک اختلاف پتانسیل کم، جریان الکتریکی عبور کننده از سیال زیاد و در نتیجه مقدار نیروهای الکترومغناطیسی اعمال شده به سیال هم زیاد شود. زیاد شدن نیروی الکترومغناطیسی وارد شده به سیال عملگر باعث می شود که سیال با شتاب بیشتری به حرکت در آمده و سرعت باز و بسته شدن دریچه افزایش یافته و عملکرد دریچه به عملکرد شیر یکطرفه ایده آل نزدیک تر شود. فلزاتی که در دمای معمولی محیط مایع هستند، به دلیل هدایت الکتریکی بالا، گزینه های خوبی جهت استفاده به عنوان سیال عملگر دریچه می باشند. جیوه و گالینستن مثال های خوبی از این فلزات مایع هستند که در تحقیق حاضر مورد بررسی قرار گرفته اند. گالینستن، آلیاژی فلزی از گالیوم، ایندیوم و قلع است که در دمای معمولی مایع بوده و برخلاف جیوه، نسبتاً غیر سمی می باشد [۲۸].

با توجه به اینکه سیال عملگر دارای خواص فیزیکی متفاوتی نسبت به سیال پمپ شونده است، اعداد رینولدز و هارتمن برای کانال عملگر پمپ بر اساس خواص فیزیکی سیال عملگر بصورت روابط (۲۷) و (۲۸) تعریف می شوند.

برای مشخص کردن میزان باز یا بسته بودن دریچه در هر لحظه، پارامتر  $\lambda$  بصورت رابطه زیر تعریف می شود:

$$\lambda \equiv - \frac{V}{V_{max}} \tag{۲۲}$$

در این رابطه  $V$ ، با توجه به شکل (۷)، حجم سیال قرار گرفته در فضای بالای دیافراگم و دیسک متصل به آن و زیر نشیمنگاه دیسک می باشد.  $V_{max}$ ، هم بیشینه حجم مذکور است که در زمان باز بودن کامل دریچه اتفاق می افتد. پارامتر  $\lambda$  با تعریف فوق، وضعیت دریچه دیافراگمی را به شرح زیر تعریف می کند:

- $\lambda = 0$ : دریچه بسته است.

- $-1 < \lambda < 0$ : دریچه در وضعیت میانی قرار دارد.

- $\lambda = -1$ : دریچه کاملاً باز است.

مجهولات مسئله در تحلیل سیستم عبارتند از سرعت جریان در کانال مکش  $\bar{u}_s^*$ ، سرعت در کانال داخلی  $\bar{u}_{in}^*$ ، سرعت در کانال تخلیه  $\bar{u}_d^*$ ، سرعت جریان در کانال عملگر  $\bar{u}_{ac}^*$  و پارامتر  $\lambda$  که شامل پنج مجهول می شوند؛ زیرا ابعاد سطح مقطع مجراهای مکش و تخلیه برابر فرض شده اند. با توجه به غیر قابل تراکم بودن سیال و قانون بقای جرم، سرعت در کانال مکش و کانال تخلیه برابر خواهد بود؛ یعنی  $\bar{u}_s^* = \bar{u}_d^* = \bar{u}^*$  و لذا تعداد مجهولات از پنج به چهار کاهش می یابد. بنابراین برای حل سیستم، دستگاه معادلاتی شامل چهار معادله دیفرانسیل نیاز است.

چنانچه افت فشار دو سر سیستم از طریق جمع افت فشارها در کانال مکش، کانال داخلی و کانال تخلیه در نظر گرفته شود، می توان رابطه (۱۹) را بصورت رابطه (۲۳) به عنوان اولین معادله از دستگاه مذکور تعمیم داد.

حال چنانچه افت فشار دو سر سیستم را از مسیر دیگری از طریق جمع افت فشارها در کانال مکش، کانال عملگر و کانال تخلیه در نظر بگیریم، می توان رابطه (۱۹) را بصورت رابطه (۲۴) به عنوان دومین معادله از دستگاه مذکور تعمیم داد. همچنین در شکل (۷) اگر محفظه دیافراگم مشخص شده در DETAIL A را بصورت یک حجم کنترل در نظر گرفته و قانون بقای جرم را برای آن نوشته و از طرفین مشتق گیری شود، معادله دیفرانسیل سوم نیز به شکل معادله (۲۵) بدست می آید.

در نهایت با مشتق گرفتن از طرفین رابطه (۲۲) و در نظر گرفتن این نکته که تغییرات حجم  $V$  برابر با دبی سیال عملگر وارد شده به (یا خارج شده از) محفظه زیر دیافراگم می باشد، معادله دیفرانسیل چهارم نیز به صورت رابطه (۲۶) بدست می آید.

مشخصه نیز برای تعریف پارامترهای بی بعد در تمامی کانال‌های پمپ یکسان در نظر گرفته شده است.

### ۳- حل معادلات

#### ۳-۱- حل تحلیلی معادله حاکم بر نوسان دهنده

برای تعیین سرعت متوسط و دبی جریان سیال در نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی، باید معادله دیفرانسیل مربوطه یعنی معادله (۱۴) را حل نمود. سیستم در لحظه  $t^* = 0$  در حالت سکون فرض می‌شود بنابراین شرط اولیه بصورت زیر قابل تعریف است:

$$\bar{u}^*(0) = 0 \quad (۲۹)$$

معادله (۱۴) با شرط اولیه فوق، یک معادله دیفرانسیل معمولی مرتبه اول خطی است که به راحتی قابل حل می‌باشد که پس از حل، جواب بصورت رابطه (۳۰) بدست می‌آید. همچنین با توجه به تعاریف کمیت‌های بی بعد و با محاسبه مقدار  $\bar{u}^*(t^*)$  از رابطه (۳۰)، مقدار دبی جریان در نوسان دهنده از رابطه (۳۱) قابل محاسبه است.

$$\begin{aligned} \bar{u}^*(t^*) = & \left[ \frac{Re\Delta P^*}{L^*\phi} + \frac{Ha\Delta V_m^*\gamma(Re\omega^* \cos\phi - \phi \sin\phi)}{W^*(Re^2\omega^{*2} + \phi^2)} \right] \\ & \exp\left(\frac{-\phi t^*}{Re}\right) \\ & + \frac{Ha\Delta V_m^*\gamma}{W^*(Re^2\omega^{*2} + \phi^2)} [\phi \sin(\omega^* t^* + \phi) \\ & - Re\omega^* \cos(\omega^* t^* + \phi)] - \frac{Re\Delta P^*}{L^*\phi} \\ & \phi \equiv \frac{C}{2} + Ha^2\gamma, \quad \gamma \equiv \frac{L_p^*}{L^*} \end{aligned} \quad (۳۰)$$

$$Q^*(t^*) = H^*W^*\bar{u}^*(t^*) \quad (۳۱)$$

#### ۳-۲- حل عددی معادلات حاکم بر میکروپمپ‌ها

برای بدست آوردن سرعت و دبی جریان در میکروپمپ دارای دریچه شیپورهای، باید معادله دیفرانسیل (۱۹) حل گردد. همچنین برای بدست آوردن سرعت و دبی جریان در میکروپمپ دارای دریچه توپی باید دستگاه معادلات دیفرانسیل شامل معادلات (۱۹) و (۲۱) حل

$$\begin{aligned} \Delta P^* = & - \left( L_s^* + L_d^* + \sum_{i=1}^{n_s} L_{s,i}^* + \sum_{i=1}^{n_d} L_{d,i}^* \right) \frac{d\bar{u}^*}{dt^*} \\ & - \left( \frac{\rho_{ac}}{\rho} \right) \left( L_{ac}^* + \sum_{i=1}^{n_{ac}} L_{ac,i}^* \right) \frac{d\bar{u}_{ac}^*}{dt^*} \\ & - \left( \frac{1}{Re} \right) \left[ \frac{C(L_s^* + L_d^* + \sum_{i=1}^{n_s} L_{s,i}^* + \sum_{i=1}^{n_d} L_{d,i}^*)}{2} \right. \\ & \left. + Ha^2(L_{p,s}^* + L_{p,d}^*) \right] \bar{u}^* \\ & - \left( \frac{\rho_{ac}}{\rho} \right) \left( \frac{1}{Re_{ac}} \right) \left[ \frac{C_{ac}(L_{ac}^* + \sum_{i=1}^{n_{ac}} L_{ac,i}^*)}{2D_{h,ac}^{*2}} \right. \\ & \left. + Ha_{ac}^2 L_{p,ac}^* \right] \bar{u}_{ac}^* \end{aligned} \quad (۲۴)$$

$$\begin{aligned} & - \left( \frac{\bar{u}^*}{|\bar{u}^*|} \right) \left[ \sum_{i=1}^{m_s} k_i \left( \frac{A}{A_{r,i}} \right)^2 \right. \\ & \left. + \sum_{i=1}^{m_d} k_i \left( \frac{A}{A_{r,i}} \right)^2 \right] \left( \frac{\bar{u}^{*2}}{2} \right) \\ & - \left( \frac{\rho_{ac}}{\rho} \right) \left( \frac{\bar{u}_{ac}^*}{|\bar{u}_{ac}^*|} \right) \left[ \sum_{i=1}^{m_{ac}} k_i \left( \frac{A_{ac}}{A_{r,ac,i}} \right)^2 \right] \left( \frac{\bar{u}_{ac}^{*2}}{2} \right) \\ & + \left( \frac{Ha\Delta V_m^*}{Re} \right) \left( \frac{L_{p,s}^* + L_{p,d}^*}{W^*} \right) \sin(\omega^* t^* + \phi) \\ & + \left( \frac{\rho_{ac}}{\rho} \right) \left( \frac{Ha_{ac}\Delta V_{m,ac}^* L_{p,ac}^*}{Re_{ac} W_{ac}^*} \right) \sin(\omega^* t^* \\ & + \phi_{ac}) \\ & H^*W^* \frac{d\bar{u}^*}{dt^*} - H_{in}^*W_{in}^* \frac{d\bar{u}_{in}^*}{dt^*} + -H_{ac}^*W_{ac}^* \frac{d\bar{u}_{ac}^*}{dt^*} \end{aligned} \quad (۲۵)$$

$$\begin{aligned} & = 0 \\ \frac{d\lambda}{dt^*} = & - \frac{H_{ac}^*W_{ac}^*\bar{u}_{ac}^*}{V_{max}^*} \\ V_{max}^* \equiv & \frac{V_{max}}{D_h^3} \end{aligned} \quad (۲۶)$$

$$Re_{ac} = \frac{\rho_{ac}u_c D_h}{\mu_{ac}} \quad (۲۷)$$

$$Ha_{ac} = BD_h \sqrt{\frac{\sigma_{ac}}{\mu_{ac}}} \quad (۲۸)$$

در روابط (۲۷) و (۲۸) طول مشخصه  $D_h$ ، قطر هیدرولیکی کانال ورودی-خروجی (مکش-تخلیه) پمپ است. بنابراین در تعریف اعداد رینولدز و هارتمن در تمامی کانال‌های پمپ، طول مشخصه یکسانی مورد استفاده قرار گرفته است. همچنین سرعت

تحریک الکتریکی ورودی به سیستم برای همه آن‌ها یکسان باشد. به همین منظور برای تمام پمپ‌های مورد بررسی، قطر هیدرولیکی کانال اصلی یک میلیمتر، سیال پمپ شونده محلول یک مولار کلرید سدیم در آب و دامنه مجموع جریان‌های تحریک الکتریکی ۱/۸ تا ۲ آمپر لحاظ گردید.

قطر هیدرولیکی کانال‌های مربوط به میکروپمپ‌ها در اغلب کارهای پژوهشی قبلی، در محدوده ۰/۳ تا ۱ میلیمتر در نظر گرفته شده‌اند. انتخاب حد بالا (یک میلیمتر) در این پژوهش با این دور اندیشی بوده است که در تحقیقات تجربی بعدی، امکان ساخت سیستم و مقایسه نتایج کارهای تجربی آتی با کار حاضر آسان‌تر باشد. همچنین مقدار جریان تحریک الکتریکی نیز در محدوده‌ای است که هم تأمین آن عملی باشد و هم در مجموعه ایجاد حرارت بیش از اندازه نکند و از طرفی شدت آن هم به اندازه‌ای در نظر گرفته شده است که قابلیت پمپ کردن سیال را داشته باشد.

برای اینکه قابلیت پمپ‌ها بصورت کاربردی سنجیده شود، در تعیین محدوده‌های عملی و واقع‌گرایانه تمامی پارامترهای فیزیکی و هندسی مختلف دقت زیادی به کار برده شد. یکی از این پارامترها دانسیته جریان الکتریکی عبور کننده از سیال پمپ شونده می‌باشد که بر حسب شرایط، باید همواره حداکثر مقدار مجاز این پارامتر جهت اجتناب از وقوع پدیده الکترولیز در نظر گرفته شود. در مرجع [۶] اطلاعاتی ارائه شده است که بر اساس آن می‌توان حداکثر دانسیته مجاز جریان الکتریکی قابل عبور را بر حسب فرکانس نوسانات جریان برای غلظت‌های مختلف محلول کلرید سدیم در آب بدست آورد که در تمام بررسی‌های انجام شده از این اطلاعات جهت تعیین دانسیته مجاز جریان الکتریکی استفاده شده است و این محدودیت برای تمام میکروپمپ‌ها در نظر گرفته شده است. با در نظر گرفتن حداکثر دانسیته مجاز جریان تحریک الکتریکی برای هر میکروپمپ و همچنین لحاظ کردن حدود ۲ آمپر برای دامنه جریان الکتریکی، حداقل سطح مورد نیاز برای هر الکتروود در نهایت ابعاد مورد نیاز هر سیستم مشخص گردیده است. بررسی‌های مفصلی با تغییر پارامترهای فیزیکی و هندسی مختلف و محاسبه مکرر عملکرد میکروپمپ‌ها با مفروضات فوق‌الذکر صورت گرفت و اثر تغییرات این پارامترها بر عملکرد هر میکروپمپ مطالعه گردید، سپس با انتخاب مقادیر مناسب برای پارامترهای هندسی و فیزیکی برای هر یک از سیستم‌های مورد بررسی یک میکروپمپ بهینه بدست آمد و در نهایت منحنی هد - دبی پمپ‌های بهینه‌شده با یکدیگر مقایسه گردید.

در جدول (۱) لیست میکروپمپ‌های مورد بررسی، معادلات حاکم و روش حل آن‌ها ارائه شده است.

گردند و در نهایت برای بدست آوردن سرعت و دبی جریان در میکروپمپ دارای دریچه دیافراگمی با عملکرد فعال باید دستگاه معادلات دیفرانسیل شامل معادلات (۲۳)، (۲۴)، (۲۵) و (۲۶) حل شوند. علی‌رغم اینکه این معادلات دیفرانسیل، معمولی و از مرتبه اول می‌باشند اما بصورت خطی نیستند، لذا حل تحلیلی آن‌ها مشکل است و بنابراین بصورت عددی حل می‌شوند. برای حل عددی معادلات مذکور به روش اختلاف محدود ابتدا باید مشتقات  $\frac{d\bar{u}_{in}^*}{dt^*}$ ،  $\frac{d\bar{u}_{ac}^*}{dt^*}$  و  $\frac{dG^*}{dt^*}$  در معادلات به شکل رابطه (۳۲) بصورت پیشرو<sup>۱</sup> گسسته شوند.

$$\frac{df(t^*)}{dt^*} = \frac{f^{(n+1)} - f^{(n)}}{\Delta t^*} \quad (32)$$

با قرار دادن شکل گسسته مشتقات در معادلات دیفرانسیل، این معادلات به معادلات جبری تبدیل می‌شوند. با فرض وضعیت سکون و همچنین بسته بودن شیرهای یکطرفه در لحظه  $t^* = 0$ ، شروط اولیه  $\bar{u}_{in}^*(0) = \bar{u}_{ac}^*(0) = \bar{u}_{ac}^*(0) = 0$  و  $G = 0$ ،  $\lambda = 0$  گام زمانی صفرم برقرار است لذا با حل معادلات جبری یا دستگاه معادلات جبری مذکور، مقادیر سرعت در گام زمانی یکم بدست می‌آیند و با تکرار این عمل، سرعت‌ها در گام‌های زمانی بعدی بصورت مرحله به مرحله محاسبه خواهند شد.

با کدنویسی به زبان C# در محیط ویژوال استودیو، برای هر نوع میکروپمپ مورد بررسی یک برنامه رایانه‌ای مختص به آن نوع پمپ تهیه شده است که اطلاعات هندسی و فیزیکی مسئله را از طریق یک فرم ویندوز دریافت کرده و محاسبات را انجام داده و نتایج را نشان می‌دهد. اطلاعات ورودی قابل ذخیره و بازیابی بصورت فایل‌های اکسل می‌باشند. نتایج خروجی نیز بصورت جداول و منحنی‌ها در همان محیط برنامه و یا خروجی در نرم افزار اکسل قابل مشاهده و ذخیره است. پایگاه داده‌های مورد نیاز برنامه‌ها بصورت جداول در نرم افزار اکسل تهیه شده است که در شروع اجرا، داخل برنامه بارگذاری شده و مورد استفاده قرار می‌گیرد.

#### ۴- مفروضات و روش کار

دبی و فشار قابل تأمین توسط پمپ، مهمترین پارامترهایی هستند که می‌توان عملکرد میکروپمپ‌ها را با آن سنجید. برای اینکه قابلیت میکروپمپ‌های مجهز به شیرهای یکطرفه مختلف در تأمین این پارامترها با هم قابل مقایسه باشد، باید میکروپمپ‌ها از لحاظ ابعادی هم مرتبه بوده و سیال یکسانی را پمپ کرده و دامنه مجموع جریانهای

<sup>1</sup> Forward discretization

جدول ۱ میکروپمپ‌های مورد بررسی، معادلات حاکم و روش بررسی

وضعیت کارکرد و معادلات حاکم بر وضعیت			
شرح سیستم	وضعیت کارکرد	معادلات حاکم	روش بررسی
میکروپمپ مجهز به شیر یکطرفه ایده آل	دریچه باز	رابطه (۱۴)	محاسبه سرعت و دبی از روابط (۳۰) و (۳۱)
	دریچه بسته	$\bar{u}^* = 0$	
میکروپمپ مجهز به شیر یکطرفه شیپوره‌ای	همه حالات	رابطه (۱۹)	حل عددی معادله حاکم
میکروپمپ مجهز به شیر یکطرفه توپی	دریچه کاملاً باز	رابطه (۱۹)	حل عددی معادله حاکم
	دریچه در حال حرکت	روابط (۱۹) و (۲۱)	حل عددی دستگاه معادلات حاکم
	دریچه کاملاً بسته	$\bar{u}^* = 0$	
میکروپمپ مجهز به شیر یکطرفه با عملگر فعال	دریچه کاملاً باز	روابط (۲۳) و (۲۵) با لحاظ $\frac{d\bar{u}_{ac}^*}{dt^*} = 0$	حل عددی دستگاه معادلات حاکم
	دریچه در حال حرکت	روابط (۲۳)، (۲۴) و (۲۵) و (۲۶)	حل عددی دستگاه معادلات حاکم
	دریچه کاملاً بسته	$\bar{u}^* = \bar{u}_{in}^* = \bar{u}_{ac}^* = 0$	

جدول ۲- مشخصات میکروپمپ بهینه مجهز به شیر یکطرفه ایده آل

سیال پمپ شونده	محلول ۱ مولار نمک طعام در آب	
$D_h$	۱	میلیمتر
$L/D_h$	۲۰۰	
$L_p/L$	۱	
$H/W$	۲	
$B$	۰/۵۷	تسلا
$\Delta V_m$	۰/۵	ولت
$\varphi$	۱۸۰	درجه
$f$	۳۲	هرتز
$u_c$	۲۶/۶	میلیمتر بر ثانیه
$I_m$	۱/۸	آمپر
$Q_{max}$	۱۳	میلیمتر مکعب بر ثانیه
$\Delta P_{max}$	۶۸	میلیمتر آب
توان ورودی	۰/۵	وات

در این پمپ، حداکثر دبی قابل تأمین توسط پمپ حدود ۱۳ میلیمتر مکعب بر ثانیه و حداکثر فشار قابل تأمین ۶۸ میلیمتر آب محاسبه شده است. همچنین منحنی دبی لحظه‌ای جریان سیال بر حسب زمان و منحنی نوسانات ولتاژ بر حسب زمان در شرایط عدم وجود گرادیان فشار در دو طرف سیستم در شکل (۸) نشان داده شده است.

منحنی ولتاژ تحریک با تقسیم مقدار ولتاژ به بیشینه دامنه ولتاژ، نرمال‌سازی شده است. در شروع سیکل اول نوسانات، نیروی الکترومغناطیسی در جهت نامطلوب اعمال می‌شود که به دلیل عملکرد شیر یکطرفه، جریان سیال بلوکه شده و سرعت و دبی سیال تا زمانی که علامت ولتاژ و در نتیجه جهت نیروی الکترومغناطیسی عوض نشود، صفر باقی می‌ماند. با تغییر علامت ولتاژ، سرعت و دبی زیاد شده و به مقدار بیشینه خود می‌رسد. با تغییر علامت دوباره ولتاژ و نامطلوب شدن جهت نیروی الکترومغناطیسی، سرعت و دبی کاهش یافته تا به صفر می‌رسد که دوباره عملکرد دریچه از منفی شدن سرعت و انتقال سیال در جهت نامطلوب جلوگیری می‌کند.

دبی جریان سیال نسبت به ولتاژ تحریک اعمال شده تأخیر فاز دارد؛ یعنی مقدار ولتاژ تحریک قبل از جریان سیال به مقدار بیشینه خود می‌رسد.

## ۵- بررسی و تحلیل نتایج

در این بخش ابتدا عملکرد میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی با جریان تحریک متناوب و میدان مغناطیسی ثابت مجهز به دریچه فرضی ایده‌آل مورد بررسی قرار می‌گیرد و سپس عملکرد همین سیستم در ترکیب با دریچه‌های واقعی پیشنهادی هر کدام بطور مجزا بررسی شده و در نهایت کارکرد سیستم‌های عملی با سیستم ایده‌آل فرضی مقایسه می‌گردد.

### ۵-۱- میکروپمپ متشکل از نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی

#### و شیر یکطرفه ایده‌آل

مشخصات میکروپمپ بهینه مجهز به شیر یکطرفه ایده‌آل در جدول (۲) ارائه شده است.

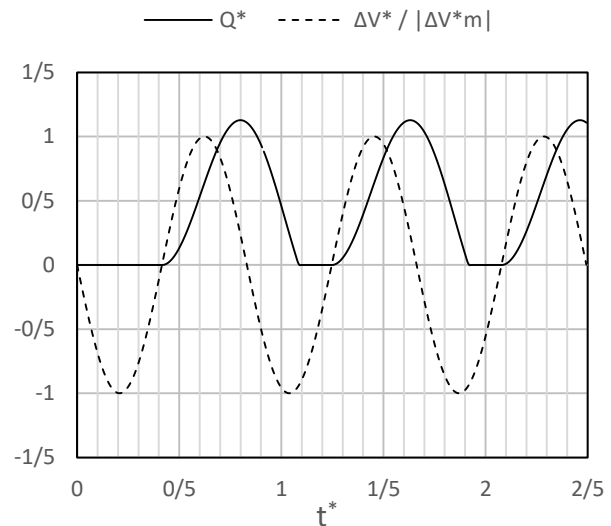
طبق توضیحات قبلی، با کم شدن فرکانس نوسانات جریان تحریک الکتریکی، باید به منظور جلوگیری از وقوع پدیده الکترولیز، مقدار جریان الکتریکی عبور کننده از سیال هم کاهش یابد که این کاهش، اثر نامطلوب داشته و خود بشدت باعث کاهش نیروی‌های الکترومغناطیسی و در نتیجه کاهش دامنه نوسان سیال می‌شود. کم بودن دامنه نوسانات سیال سبب کاهش عدد رینولدز به مقادیری بسیار کوچکتر از ۲۵۰ و بنابراین کاهش عملکرد شیر یکطرفه شیپوره‌ای می‌گردد.

### ۵-۳- میکروپمپ متشکل از نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی و شیر یکطرفه توپی

مشخصات میکروپمپ بهینه مجهز به شیر یکطرفه توپی در جدول (۳) ارائه شده است.

جدول ۳ مشخصات میکروپمپ بهینه مجهز به شیر یکطرفه توپی

سیال پمپ شونده	محلول ۱ مولار نمک طعام در آب
شکل مرجع	شکل (۶)
$D_h$	۱ میلی‌متر
$L_p/D_h$	۲۰۰
$L_s \& L_d$	- - -
$H/W$	۲
$L_{outlet}/D_h$	۰/۵
$L_{inlet}/D_h$	۰/۵
$L_o/D_h$	۰/۵
$D_{inlet}/D_h$	۰/۵
$D_v/D_h$	۱
$D_o/D_h$	۰/۵
$G_{max}/D_v$	۰/۱
$a/D_v$	۰/۵
$b/D_v$	۱
$B$	۰/۵۷ تسلا
$\Delta V_m$	۰/۵ ولت
$\phi$	۱۸۰ درجه
$f$	۳۲ هرتز
$u_c$	۲۲ میلی‌متر بر ثانیه
$I_m$	۱/۸ آمپر
$Q_{max}$	۷/۷ میلی‌متر مکعب بر ثانیه
$\Delta P_{max}$	۳۷ میلی‌متر آب
توان ورودی	۰/۵ وات

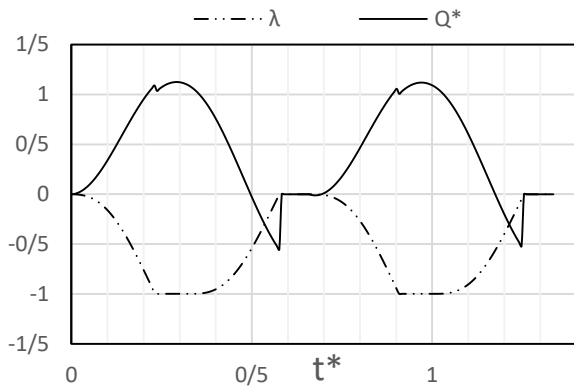


شکل ۸ دبی لحظه‌ای جریان و نوسانات ولتاژ بر حسب زمان در شرایط عدم وجود گرادیان فشار بین ورودی و خروجی در میکروپمپ بهینه متشکل از نوسان دهنده و شیر یکطرفه ایده‌آل

### ۵-۲- میکروپمپ متشکل از نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی و شیر یکطرفه شیپوره‌ای

با تلاش زیاد و تغییر دادن پارامترهای فیزیکی و هندسی میکروپمپ و حل مسئله برای هر حالت، حداکثر دبی خروجی میکروپمپ متشکل از نوسان دهنده و شیر یکطرفه شیپوره‌ای در بهترین شرایط ۰/۲۷ میلی‌متر مکعب بر ثانیه و حداکثر فشار قابل تأمین در بهترین شرایط ۰/۴ میلی‌متر آب بدست آمد. این مقادیر در مقایسه با میکروپمپ مجهز به شیر یکطرفه ایده‌آل، بسیار ناچیز است و بنابراین میکروپمپ مگنتوهیدرودینامیکی با جریان تحریک الکتریکی متناوب و مجهز به شیر یکطرفه شیپوره‌ای عملکرد مطلوبی ندارد.

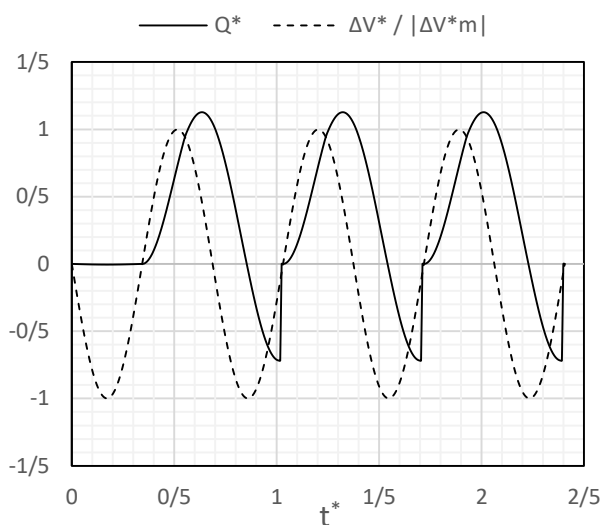
در مرجع [۲۵] بررسی‌هایی روی راندمان عملکرد شیرهای یکطرفه شیپوره‌ای انجام و نشان داده شده است که برای اینکه دریچه عملکرد مطلوبی داشته باشد باید مقدار عدد رینولدز که بر اساس قطر هیدرولیکی مقطع کوچک شیپوره و سرعت در این مقطع محاسبه می‌شود از حدود ۲۵۰ بیشتر باشد. برای این منظور، در میکروپمپ مجهز به شیریکطرفه شیپوره‌ای باید متوسط قدرمطلق سرعت سیال در هر سیکل و در نتیجه دامنه نوسانات سیال از مقدار مشخصی بیشتر باشد. در شرایط ثابت بودن دامنه ولتاژ تحریک، برای اینکه دامنه نوسانات از حد مشخصی بیشتر شود باید فرکانس نوسانات از حد مشخصی کمتر شود تا سیال فرصت و زمان کافی برای حرکت و سرعت گرفتن داشته باشد.



شکل ۱۰ دبی لحظه‌ای جریان و موقعیت دریچه ( $\lambda$ ) بر حسب زمان در شرایط عدم وجود گرادیان فشار بین ورودی و خروجی در میکروپمپ بهینه متشکل از نوسان دهنده و شیر یکطرفه دیافراگمی

اختلاف فشار دو طرف میکروپمپ صفر است و سیستم از حالت سکون شروع به حرکت می‌کند و با باز شدن دریچه (تغییر پارامتر  $\lambda$  از صفر به سمت -۱) دبی خروجی پمپ نیز افزایش می‌یابد. در لحظه ( $t^* = 0.24$ ) با رسیدن دریچه به انتهای کورس حرکتی خود ( $\lambda = -1$ )، حرکت دیافراگم و در نتیجه حرکت سیال در مجرای عملگر متوقف شده که ضربه هیدرولیکی ناشی از آن باعث افت مختصر دبی در خروجی پمپ می‌گردد که در شکل مربوطه مشخص است. در حدود ( $t^* = 0.3$ ) دبی خروجی پمپ به مقدار بیشینه خود می‌رسد. سپس در حدود ( $t^* = 0.36$ ) دریچه شروع به بسته شدن می‌کند (تغییر  $\lambda$  از -۱ به سمت صفر) و در مدت زمانی که دریچه در حال بسته شدن است، دبی جریان به صفر رسیده و سپس منفی (در جهت نامطلوب) می‌گردد. در حدود لحظه ( $t^* = 0.57$ ) با بسته شدن کامل دریچه ( $\lambda = 0$ )، به‌طور ناگهانی جریان سیال قطع می‌گردد و دبی پمپ برابر صفر می‌شود و در ادامه این سیکل تکرار می‌گردد. بر اساس محاسبات انجام شده، حداکثر دبی قابل تأمین توسط میکروپمپ بهینه‌شده مجهز به شیر یکطرفه دیافراگمی،  $9/4$  میلی‌متر مکعب بر ثانیه و حداکثر فشار قابل تأمین، حدود  $24$  میلی‌متر آب می‌باشد. مقدار دبی پمپ از میکروپمپ بهینه‌شده مجهز به دریچه توپی بیشتر است اما هد یا اختلاف فشار قابل تأمین توسط آن از پمپ مجهز به دریچه توپی کمتر است. عملکرد این سیستم نیز هم‌مرتبه با پمپ مجهز به دریچه ایده‌آل بوده و قابل قبول است. چنانچه قبلاً ذکر شد در میکروپمپ مجهز به شیر یکطرفه دیافراگمی، دو نوع نوسان دهنده یکی برای به حرکت درآوردن سیال پمپ شونده و دیگری برای به حرکت درآوردن سیال عملگر دریچه وجود دارد. اختلاف فاز بین ولتاژ تحریک نوسان دهنده‌های مذکور در میزان دبی خروجی پمپ و جهت پمپ شدن سیال نقشی تعیین کننده دارد.

همچنین شکل (۹) منحنی دبی لحظه‌ای جریان سیال را بر حسب زمان و منحنی نوسانات ولتاژ را بر حسب زمان در شرایط عدم وجود گرادیان فشار در دو طرف سیستم، نشان می‌دهد. همانطور که مشخص است، عملکرد شیر توپی ایده‌آل نبوده و در هر سیکل مقداری جریان در جهت منفی (جهت نامطلوب) وجود دارد که عملکرد پمپ را نسبت به شرایط ایده‌آل کاهش می‌دهد. مشابه میکروپمپ مجهز به دریچه ایده‌آل، تاخیر فاز جریان سیال نسبت به ولتاژ تحریک در اینجا نیز وجود دارد. شیب  $90^\circ$  بازگشت ناگهانی جریان سیال از منفی‌ترین مقدار خود به صفر مربوط به لحظه بسته شدن دریچه است.



شکل ۹ دبی لحظه‌ای جریان و نوسانات ولتاژ بر حسب زمان در شرایط عدم وجود گرادیان فشار بین ورودی و خروجی در میکروپمپ بهینه متشکل از نوسان دهنده و شیر یکطرفه توپی

حداکثر دبی قابل تأمین توسط میکروپمپ  $7/7$  میلی‌متر مکعب بر ثانیه و حداکثر فشار قابل تأمین،  $37$  میلی‌متر آب محاسبه شده است. این مقادیر طبق انتظار کمتر از حداکثر هد و دبی مربوط به پمپ با دریچه ایده‌آل می‌باشند؛ اما نشان می‌دهند که عملکرد دریچه توپی هم‌مرتبه و قابل مقایسه با دریچه ایده‌آل است. بنابراین، عملکرد این سیستم قابل قبول ارزیابی می‌گردد.

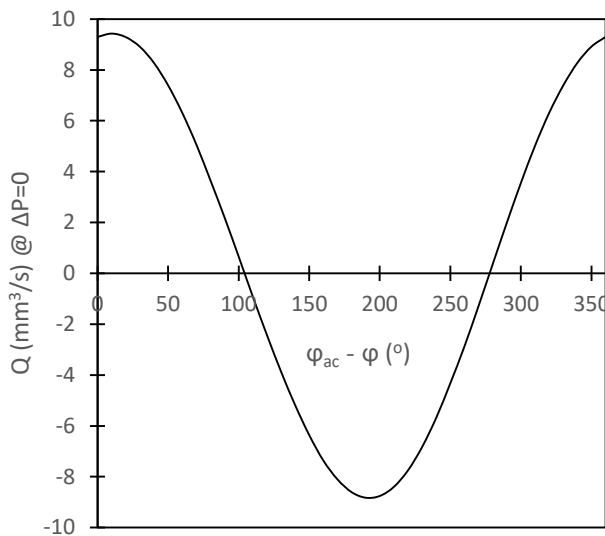
#### ۵-۴- میکروپمپ متشکل از نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی و شیر یکطرفه دیافراگمی با عملگر فعال

مشخصات هندسی و فیزیکی میکروپمپ بهینه مجهز به شیر یکطرفه دیافراگمی با عملگر فعال در جداول (۴) ارائه شده است. همچنین شکل (۱۰) منحنی دبی لحظه‌ای جریان سیال پمپ شونده را بر حسب زمان و پارامتر موقعیت دریچه ( $\lambda$ ) را بر حسب زمان در پمپ مذکور، نشان می‌دهد.

جدول ۴ مشخصات هندسی میکروپمپ بهینه مجهز به شیر یکطرفه دیافراگمی با عملگر فعال

شکل مرجع	شکل (۷)	محلول ۱ مولار نمک طعام در آب
سیال پمپ شونده	ژیوه	
سیال عملگر دریچه	۱	میلیمتر
$D_h & D_{h,in} & D_{h,ac}$	۱۶۱	
$(L_s + L_d + L_{in})/D_h$	۱	
$(L_{p,s} + L_{p,d} + L_{p,in}) / (L_s + L_d + L_{in})$	۵	
$L_{in}/D_h$	۵	
$L_{ac}/D_h$	۰/۰۵	
$L_{p,ac}/L_{ac}$	۲	
$H/W & H_{in}/W_{in}$	۰/۱	
$H_{ac}/W_{ac}$	۱/۵	
$D_{df}/D_h$	۰/۷۵	
$D_d/D_{df}$	۰/۱۲۵	
$G_{max}/D_h$	۰/۵	
$L_{outlet}/D_h$	۰/۵	
$L_{inlet}/D_h$	۰/۵	
$D_{outlet}/D_h$	۰/۷۵	
$D_{inlet}/D_h$	۰/۵	
$L_{uo1}/D_h$	۰/۵	
$L_{uo}/D_h$	۰/۵	
$L_{lo}/D_h$	۰/۵	
$D_{uo}/D_h$	۱	
$D_{lo}/D_h$	۰/۵۷	تسلا
$D_{st}/D_h$	۰/۵۲۵	ولت
$B$	۰/۰۲۲۲	ولت
$\Delta V_m$	-۰-	درجه
$\Delta V_{m,ac}$	۱۲	درجه
$\varphi$	۳۲	هرتز
$\varphi_{ac}$	۲۷/۶	میلیمتر بر ثانیه
$f$	۱/۵۲	آمپر
$u_c$	۰/۵۸	آمپر
$I_m$	۹/۴	میلیمتر مکعب بر ثانیه
$I_{m,ac}$	۲۴	میلیمتر آب
$Q_{max}$	۰/۴۱	وات
$\Delta P_{max}$		
توان ورودی		

شکل (۱۱) منحنی دبی خروجی میکروپمپ بهینه شده را بر حسب اختلاف فاز بین جریان تحریک نوسان دهنده اصلی و جریان تحریک نوسان دهنده سیال عملگر دریچه، نشان می‌دهد. چنانچه جریان تحریک نوسان دهنده اصلی نسبت به نوسان دهنده سیال عملگر، ۱۲ درجه تأخیر فاز داشته باشد، دبی خروجی پمپ در یک جهت دارای بیشترین مقدار خود است و چنانچه این تأخیر فاز برابر ۱۹۲ درجه شود، دبی خروجی در جهت معکوس دارای بیشترین مقدار خود می‌گردد.



شکل ۱۱ دبی خروجی پمپ بهینه شده مجهز به شیر یکطرفه دیافراگمی بر حسب اختلاف فاز بین جریان‌های الکتریکی عبور کننده از سیال عملگر و سیال پمپ شونده

#### ۵-۵- مقایسه منحنی‌های عملکرد میکروپمپ‌ها

منحنی‌های هد-دبی میکروپمپ‌های بهینه تشریح شده در بخش‌های قبلی در شکل (۱۲) با هم مقایسه گردیده‌اند. در شکل مذکور برای میکروپمپ‌های مجهز به شیرهای یکطرفه ایده‌آل، شیپوره‌ای و توپی هر کدام یک منحنی ارائه شده است؛ اما برای میکروپمپ مجهز به شیر یکطرفه دیافراگمی، دو منحنی عملکرد یکی با استفاده از جیوه و دیگری با استفاده از گالینستن به‌عنوان سیال عملگر ارائه گردیده است. چنانچه منحنی‌های عملکرد نشان می‌دهند، میکروپمپ مجهز به شیر یکطرفه توپی، قابلیت تأمین فشار بیشتر و میکروپمپ دارای دریچه دیافراگمی قابلیت تأمین دبی جریانی بیشتری را در قیاس با یکدیگر دارند. در میکروپمپ مجهز به شیر یکطرفه دیافراگمی استفاده از گالینستن به‌عنوان سیال عملگر، علاوه بر اینکه به‌دلیل غیر سمی بودن نسبت به جیوه ارجح است، عملکرد بهتری را هم از جهت

### ۶- اعتبارسنجی

از آنجایی که این شکل از میکروپمپ برای اولین بار مورد بررسی قرار گرفته است، کار مشابه قبلی جهت مقایسه نتایج کار حاضر با آن وجود ندارد؛ لیکن می‌توان نتایج حاصل از حل معادله (۱۴) را که برای جریان سیال فقط در بخش نوسان دهنده پمپ بدست آورده شده است با نتایج حاصل از حل روابط ارائه شده توسط دیگران مقایسه نمود.

در مرجع [۱۴] معادله کلی زیر برای جریان سیال در میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی ارائه و بصورت تحلیلی حل شده است.

$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} = \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) - \left( \frac{\sigma B^2 L_p}{L} \right) u + \frac{\sigma B L_p \Delta V}{LW} \quad (33)$$

رابطه (۳۳) فقط در محدوده میکروکانال پمپ صدق می‌کند و اثرات ناحیه ورودی و خروجی و همچنین وجود سایر اجزای احتمالی مانند دریچه و غیره را در نظر نمی‌گیرد. همچنین در این رابطه، اختلاف فشار دو طرف پمپ نیز صفر فرض شده است و بنابراین نیروی الکترومغناطیسی وارده به سیال تنها باید بر نیروی اصطکاک سیال با دیواره غلبه کرده و سیال را پمپ نماید. چنانچه در دو سوی پمپ اختلاف فشار وجود داشته باشد، نیروهای الکترومغناطیسی باید علاوه بر اصطکاک بر این نیروی فشاری نیز غلبه کنند که در این صورت باید جمله  $-\frac{\Delta P}{L}$  به طرف دوم رابطه (۳۳) اضافه شود که در این صورت رابطه مذکور به صورت رابطه (۳۴) قابل بازنویسی است.

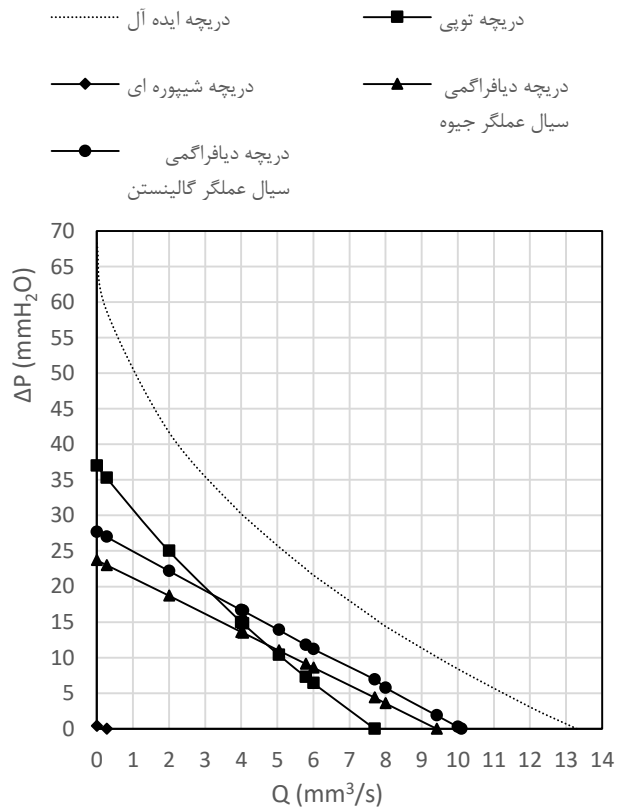
$$\rho \frac{\partial u}{\partial t} = \mu \left( \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial z^2} \right) - \left( \frac{\sigma B^2 L_p}{L} \right) u + \frac{\sigma B L_p \Delta V}{LW} - \frac{\Delta P}{L} \quad (34)$$

معادله (۳۴) در بخش نوسان دهنده میکروپمپ‌های مورد بررسی در این پژوهش نیز صدق میکند. این معادله در شکل بی بعد بصورت زیر است:

$$\frac{\partial u^*}{\partial t^*} = \left( \frac{1}{Re} \right) \left( \frac{\partial^2 u^*}{\partial y^{*2}} + \frac{\partial^2 u^*}{\partial z^{*2}} \right) - \frac{Ha^2 L_p^* u^*}{L^* Re} + \frac{Ha \Delta V^* L_p^*}{L^* Re W^*} - \frac{\Delta P^*}{L^*} \quad (35)$$

با روشی مشابه متد ارائه شده در مرجع [۱۴]، معادله (۳۵) حل گردید که تابع جواب بدست آمده در رابطه (۳۶) ارائه

تأمین فشار و هم از جهت تأمین دبی ارائه می‌دهد. عملکرد میکروپمپ دارای شیر یکطرفه شیپوره‌ای، بصورت خط کوچکی کاملاً نزدیک به نقطه صفر فشار- دبی نشان داده شده است که بسیار ضعیف و به هیچ وجه قابل قیاس با دیگر پمپ‌ها نیست.



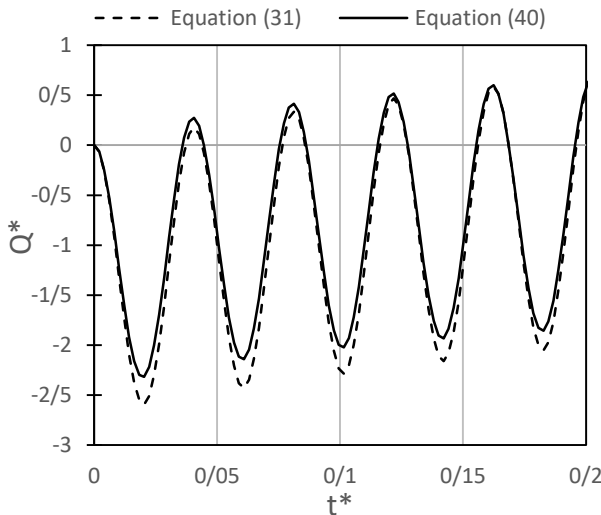
شکل ۱۲ منحنی‌های هد-دبی میکروپمپ‌های بهینه‌شده مجهز به شیرهای یکطرفه مختلف

نسبت حداکثر فشار و دبی میکروپمپ‌های مجهز به شیرهای یکطرفه مختلف به فشار و دبی میکروپمپ فرضی مجهز به دریچه ایده‌آل در جدول (۵) ارائه شده است.

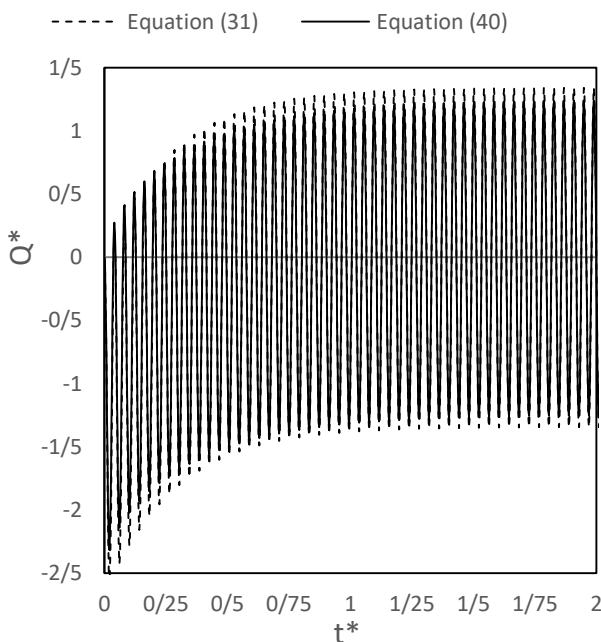
جدول ۵- بررسی عملکرد میکروپمپ‌های پیشنهادی نسبت به عملکرد میکروپمپ با دریچه فرضی ایده‌آل

شرح سیستم	عملکرد نسبت به پمپ با دریچه ایده‌آل
میکروپمپ متشکل از نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی و شیر یکطرفه توپی	بیشینه دبی: ۵۹٪ بیشینه فشار (هد): ۵۴٪
میکروپمپ متشکل از نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی و شیر یکطرفه شیپوره‌ای	بیشینه دبی: ۲٪ بیشینه فشار (هد): ۰/۵٪
میکروپمپ متشکل از نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی و شیر یکطرفه دیافراگمی با عملگر فعال	بیشینه دبی: ۷۲٪ بیشینه فشار (هد): ۳۵٪

شده است. بیان جزئیات این حل خارج از چارچوب موضوع پژوهش است.



شکل ۱۳ دبی‌های جریان بی بعد بر حسب زمان برای یک نوسان دهنده فرضی محاسبه شده از حل معادلات (۳۱) و (۴۰) برای پنج نوسان اول



شکل ۱۴ دبی‌های جریان بی بعد بر حسب زمان برای یک نوسان دهنده فرضی محاسبه شده از حل معادلات (۳۱) و (۴۰) برای پنجاه نوسان اول

ابعاد مقطع میکروکانال این نوسان دهنده ۳ در ۱ میلی‌متر، طول میکروکانال ۳۰ میلی‌متر و سیال مورد استفاده محلول ۱ مولار نمک طعام در آب در نظر گرفته شد. اختلاف پتانسیل الکتریکی اعمال شده به الکترودها پنج ولت و اختلاف فشار دو سر نوسان دهنده صفر لحاظ گردید. با توجه به شکل‌های مذکور، سیستم از حالت اولیه سکون شروع به حرکت کرده است؛ لذا در شرایط گذرای اولیه، دامنه نوسانات نسبت به خط  $Q^* = 0$  متقارن نیست؛ اما به دلیل عدم اعمال گرادیان فشار به سیستم با گذشت زمان و رسیدن سیستم به حالت پایدار

$$u^*(y^*, z^*, t^*) = \sum_{m=1}^{\infty} \sum_{n=1}^{\infty} C_{mn}''(t^*) \Psi_{mn}(y^*, z^*) \quad (36)$$

$$\begin{cases} m = 1, 3, 5, \dots \\ n = 1, 3, 5, \dots \end{cases}$$

در رابطه (۳۶)، مقادیر  $C_{mn}''(t^*)$  و  $\Psi_{mn}(y^*, z^*)$  از روابط (۳۷) و (۳۸) قابل محاسبه هستند.

$$C_{mn}''(t^*) = \left( \frac{16}{mn\pi^2} \right) \left\{ \left[ \frac{Re\Delta P^*}{L^* \Phi_{mn}} + \frac{Ha\Delta V_m^* \gamma (Re\omega^* \cos \varphi - \Phi_{mn} \sin \varphi)}{W^* (\Phi_{mn}^2 + Re^2 \omega^{*2})} \right] \exp\left( \frac{-\Phi_{mn}}{Re} \omega^* t^* \right) - \frac{Ha\Delta V_m^* \gamma [Re\omega^* \cos(\omega^* t^* + \varphi) - \Phi_{mn} \sin(\omega^* t^* + \varphi)]}{W^* (\Phi_{mn}^2 + Re^2 \omega^{*2})} \right\} \quad (37)$$

$$\Phi_{mn} \equiv \lambda_{mn} + Ha^2 \gamma,$$

$$\lambda_{mn} \equiv \left( \frac{m\pi}{H^*} \right)^2 + \left( \frac{n\pi}{W^*} \right)^2$$

$$\gamma \equiv \frac{L_p^*}{L^*}$$

$$\Psi_{mn}(y^*, z^*) \equiv \sin\left( \frac{m\pi}{H^*} y^* \right) \sin\left( \frac{n\pi}{W^*} z^* \right) \quad (38)$$

با انتگرال‌گیری از تابع سرعت روی مقطع کانال می‌توان دبی لحظه‌ای جریان را بصورت زیر محاسبه نمود:

$$Q^*(t^*) = \int_0^{W^*} \int_0^{H^*} u^*(y^*, z^*, t^*) dy^* dz^* \quad (39)$$

از قرار دادن مقدار تابع سرعت از رابطه (۳۶) در رابطه (۳۹) و انجام انتگرال‌گیری رابطه زیر برای محاسبه دبی جریان بدست می‌آید:

$$Q^*(t^*) = \frac{4H^*W^*}{\pi^2} \sum_{m=1}^{\infty} \sum_{n=1}^{\infty} \frac{C_{mn}''(t^*)}{mn} \quad (40)$$

حال در این مرحله می‌توان جواب‌های بدست آمده از دو روش موجود برای محاسبه دبی جریان در نوسان دهنده مگنتوهیدرودینامیکی را با هم مقایسه نمود.

شکل (۱۳) و (۱۴) منحنی‌های دبی جریان بر حسب زمان را که از معادلات (۳۱) و (۴۰) محاسبه شده‌اند برای یک نوسان دهنده فرضی نشان می‌دهد.

متناوب، عملکرد بسیار بهتری نسبت به طرح سوم دارند و جهت ساخت، تست و انجام مطالعات تجربی بعدی پیشنهاد می‌گردند.

## ۷- فهرست علائم و اختصارات

### علائم انگلیسی

$A$	سطح مقطع کانال ( $m^2$ )
$a$	یک بعد از سطح مقطع مستطیلی مجرای خروجی شیر یکطرفه تویی (m)
$AC$	جریان الکتریکی متناوب
$B$	شدت میدان مغناطیسی (T)
$b$	یک بعد از سطح مقطع مستطیلی مجرای خروجی شیر یکطرفه تویی (m)
$C$	عدد بی بعد وابسته به نسبت ابعاد مقطع کانال
$D$	قطر (m)
$DC$	جریان الکتریکی مستقیم
$E$	شدت میدان الکتریکی (N/C)
$f$	فرکانس نوسانات ولتاژ تحریک (Hz)
$G$	اندازه گپ یا فاصله بین قطعه مسدود کننده و نشیمنگاه دریچه (m)
$H$	بعد سطح مقطع کانال در امتداد محور $y$ (m)
$Ha$	عدد هارتمن
$I$	شدت جریان الکتریکی (A)
$k$	ضریب افت فشار موضعی
$L$	طول (m)
$L'$	طول معادل المان برای محاسبه اثر شتاب سیال عبور کننده از المان (m)
$L''$	طول معادل المان برای محاسبه افت فشار اصطکاک (m)
$P$	فشار (Pa)
$Q$	دبی جریان سیال ( $m^3/s$ )
$Re$	عدد رینولدز
$t$	زمان (s)
$\bar{u}$	سرعت متوسط سیال در هر مقطع کانال (m/s)
$V$	پتانسیل الکتریکی (V)
$W$	بعد سطح مقطع کانال در امتداد محور $Z$ (m)
$x$	مختصات دکارتی، محور $x$
$y$	مختصات دکارتی، محور $y$
$z$	مختصات دکارتی، محور $z$

### علائم یونانی

$\delta$	نسبت ابعاد سطح مقطع کانال
$\lambda$	پارامتر مشخص کننده وضعیت یا موقعیت دریچه
$\mu$	لزجت سیال (Pa.s)
$\rho$	جرم حجمی ( $kg/m^3$ )
$\sigma$	هدایت الکتریکی سیال (S/m)
$\varphi$	زاویه فاز اولیه نوسانات ولتاژ تحریک (rad)
$\omega$	سرعت زاویه‌ای معرف فرکانس (rad/s)
$\bar{\tau}$	تنش برشی متوسط روی دیواره کانال (Pa)

### سایر علائم

$\nabla$	حجم سیال قرار گرفته بین دیسک و نشیمنگاه دیسک در شیر
$\mathcal{V}$	یکطرفه دیافراگمی ( $m^3$ )
$\mathcal{F}$	ضریب اصطکاک دارسی

### زیر نویس‌ها

$ac$	سیال عملگر یا کانال محتوی سیال عملگر دریچه در شیر
$B$	یکطرفه دیافراگمی
$B$	میدان مغناطیسی

نوسانات، دامنه نوسان جریان نسبت به خط مذکور متقارن گردیده است. با توجه به شکل مشخص است که دامنه نوسانات دبی جریان بدست آمده از حل معادله (۳۱) کمی بیشتر از حل معادله (۴۰) است. با این وجود جواب‌های بدست آمده از دو روش، بسیار به یکدیگر نزدیک هستند.

مقایسه انجام شده بین جواب‌های حل دو معادله برای تعدادی نوسان دهنده با ابعاد و شرایط فیزیکی مختلف تکرار شد و نتایج مشابه شکل‌های (۱۳) و (۱۴) ترسیم و با هم مقایسه گردید. در تمام حالات بررسی شده اختلاف بین جواب‌های دو روش حداکثر ۱۰ درصد می‌باشد. بنابراین نتایج حاصل از حل معادله استفاده شده در تحلیل بخش نوسان دهنده میکروپمپ‌های مورد بررسی با نتایج حل معادله ارائه شده در مرجع [۱۴] همخوانی دارد. این همخوانی اعتبار معادله استفاده شده در کار حاضر را افزایش می‌دهد.

## ۶- جمع‌بندی

چنانچه در مقدمه تشریح گردید، در میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی با ولتاژ تحریک متناوب، به دلیل نیاز به میدان مغناطیسی متغیر از آهنرباهای الکتریکی استفاده می‌شود که نیاز به سیم پیچ و هسته مغناطیسی داشته و مجموعه را پیچیده می‌سازد. در ضمن میدان مغناطیسی متغیر می‌تواند عملکرد نامطلوب بر تجهیزات جانبی داشته باشد. برای رفع این مشکل، طرح‌هایی مورد بررسی قرار گرفت که با جایگزین کردن آهنربای دائمی به جای آهنربای الکتریکی، مکانیزم‌های ساده‌تری را جهت پمپ کردن محلول‌های یونی ارائه دهد.

در تمام این طرح‌ها وجود میدان مغناطیسی ثابت در کنار میدان الکتریکی متغیر باعث ایجاد حرکت نوسانی در سیال شده که به منظور پمپ شدن سیال، باید حرکت نوسانی توسط یک شیر یکطرفه به یک جهت متمایل شود.

مقایسه سیستم‌های مجهز به شیرهای یکطرفه پیشنهادی با سیستم مجهز به شیر یکطرفه فرضی با عملکرد ایده‌آل در شکل (۱۲) و جدول (۵) انجام شده است و نشان می‌دهد که میکروپمپ‌های مجهز به شیرهای یکطرفه تویی و دیافراگمی با عملگر فعال، بسیار بهتر از میکروپمپ با شیر یکطرفه شیپوره‌ای عمل می‌کنند. علاوه بر این، در میکروپمپ مجهز به دریچه دیافراگمی، با ایجاد ۱۸۰ درجه اختلاف فاز بین جریان تحریک الکتریکی اصلی و جریان الکتریکی سیستم عملگر دریچه، می‌توان سیال را در جهت معکوس نیز پمپ نمود. بنابراین از لحاظ تئوری، به نظر می‌رسد که دو طرح از سه طرح پیشنهادی برای استفاده از میدان مغناطیسی ثابت در میکروپمپ‌های مگنتوهیدرودینامیکی جریان

- microengineering, vol. 14, no. 6, p. R35, 2004, [10.1088/0960-1317/14/6/R01](https://doi.org/10.1088/0960-1317/14/6/R01).
- [6] A. V. Lemoff and A. P. Lee, "An AC magnetohydrodynamic micropump," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 63, no. 3, pp. 178-185, 2000, [https://doi.org/10.1016/S0925-4005\(00\)00355-5](https://doi.org/10.1016/S0925-4005(00)00355-5).
- [7] Y.-N. Wang and L.-M. Fu, "Micropumps and biomedical applications—A review," *Microelectronic Engineering*, vol. 195, pp. 121-138, 2018, <https://doi.org/10.1016/j.mee.2018.04.008>
- [8] L. Huang, W. Wang, and M. C. Murphy, "Lumped-parameter model for a micropump based on the magnetohydrodynamic (MHD) principle," in *Design, Test, and Microfabrication of MEMS and MOEMS*, 1999, vol. 3680: SPIE, pp. 379-387, <https://doi.org/10.1117/12.341223>
- [9] J. Jang and S. S. Lee, "Theoretical and experimental study of MHD (magnetohydrodynamic) micropump," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 80, no. 1, pp. 84-89, 2000, [https://doi.org/10.1016/S0924-4247\(99\)00302-7](https://doi.org/10.1016/S0924-4247(99)00302-7).
- [10] J. Eijkel, C. Dalton, C. Hayden, J. Burt, and A. Manz, "A circular ac magnetohydrodynamic micropump for chromatographic applications," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 92, no. 1-2, pp. 215-221, 2003, [https://doi.org/10.1016/S0925-4005\(03\)00267-3](https://doi.org/10.1016/S0925-4005(03)00267-3).
- [11] H. Duwairi and M. Abdullah, "Thermal and flow analysis of a magneto-hydrodynamic micropump," *Microsystem technologies*, vol. 13, no. 1, pp. 33-39, 2007, <http://dx.doi.org/10.1007/s00542-006-0258-0>.
- [12] S. Lim and B. Choi, "A study on the MHD (magnetohydrodynamic) micropump with side-walled electrodes," *Journal of mechanical science and technology*, vol. 23, no. 3, pp. 739-749, 2009, <https://doi.org/10.1007/s12206-008-1107-0>.
- [13] S. Derakhshan and K. Yazdani, "3D analysis of magnetohydrodynamic (MHD) micropump performance using numerical method," *Journal of Mechanics*, vol. 32, no. 1, pp. 55-62, 2016, <https://doi.org/10.1017/jmech.2015.39>
- [14] S. Moghaddam, "Investigating flow in MHD micropumps," *SN Applied Sciences*, vol. 1, no. 12, pp. 1-13, 2019, <https://doi.org/10.1007/s42452-019-1644-4>.
- [15] J.-H. Seo, M. S. Patil, S. Panchal, and M.-Y. Lee, "Numerical investigations on magnetohydrodynamic pump based microchannel cooling system for heat dissipating element," *Symmetry*, vol. 12, no. 10, p. 1713, 2020, <https://doi.org/10.3390/sym12101713>.
- c* کمیت مشخصه در تعریف پارامترهای بی‌بعد
- d* کانال تخلیه پمپ، دیسک متصل به دیافراگم
- df* دیافراگم
- E* میدان الکتریکی
- h* قطر هیدرولیکی
- in* کانال داخلی پمپ
- inlet* ورودی
- la* مقطع بزرگ شیپوره
- lo* اوریفیس قرار گرفته در ناحیه زیر دیافراگم
- m* مقدار بیشینه، اندازه دامنه موج
- max* مقدار بیشینه
- n* شیپوره
- o* اوریفیس
- outlet* خروجی
- p* محدوده تحت تأثیر نیروهای الکترومغناطیسی
- r* اشاره به یک مقدار مرجع
- s* کانال یا مجرای مکش پمپ
- sm* مقطع کوچک شیپوره
- st* نشیمنگاه دیسک یا توپی در دریچه
- t* وابسته به زمان، مربوط به کل
- uo* اوریفیس قرار گرفته در ناحیه بالای دیافراگم
- v* دریچه یا شیر یکطرفه
- w* دیواره کانال
- x, y, z* مؤلفه‌های مختصات
- بالانویس‌ها
- (*n*) گام زمانی جاری
- (*n* + 1) گام زمانی بعدی
- \* پارامتر بی‌بعد

## ۸- مراجع

- [1] A.-G. Niculescu, C. Chircov, A. C. Bîrcă, and A. M. Grumezescu, "Fabrication and applications of microfluidic devices: A review," *International Journal of Molecular Sciences*, vol. 22, no. 4, p. 2011, 2021, <https://doi.org/10.3390/ijms22042011>.
- [2] S.-E. Ong, S. Zhang, H. Du, and Y. Fu, "Fundamental principles and applications of microfluidic systems," *Front. Biosci.*, vol. 13, no. 1, pp. 2757-2773, 2008, <https://doi.org/10.2741/2883>.
- [3] S. Hardt and F. Schönfeld, *Microfluidic technologies for miniaturized analysis systems*. Springer Science & Business Media, 2007, <https://doi.org/10.1007/978-0-387-68424-6>.
- [4] P. K. Das and A. T. Hasan, "Mechanical micropumps and their applications: A review," in *AIP conference proceedings*, 2017, vol. 1851, no. 1: AIP Publishing LLC, p. 020110, <https://doi.org/10.1063/1.4984739>
- [5] D. J. Laser and J. G. Santiago, "A review of micropumps," *Journal of micromechanics and*

- micropump for drug delivery applications," *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, vol. 34, no. 5, pp. 580-594, 2023, <https://doi.org/10.1177/1045389X221113065>.
- [22] J. O'Hara and F. Fang, "Magnetohydrodynamic-based internal cooling system for a ceramic cutting tool: Concept design, numerical study, and experimental validation," *Nanomanufacturing and Metrology*, vol. 6, no. 1, p. 33, 2023, <https://doi.org/10.1007/s41871-023-00210-9>.
- [23] F. M. White, "Fluid mechanics," 1986, [http://ftp.demec.ufpr.br/disciplinas/TM240/Marchi/Bibliografia/White\\_2011\\_7ed\\_Fluid-Mechanics.pdf](http://ftp.demec.ufpr.br/disciplinas/TM240/Marchi/Bibliografia/White_2011_7ed_Fluid-Mechanics.pdf).
- [24] J. P. Hartnett and M. Kostic, "Heat transfer to Newtonian and non-Newtonian fluids in rectangular ducts," in *Advances in heat transfer*, vol. 19: Elsevier, 1989, pp. 247-356, [https://doi.org/10.1016/S0065-2717\(08\)70214-4](https://doi.org/10.1016/S0065-2717(08)70214-4).
- [25] K.-S. Yang, Y. Chen, B.-Y. Shew, and C.-C. Wang, "Investigation of the flow characteristics within a micronozzle/diffuser," *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 14, no. 1, p. 26, 2003, [10.1088/0960-1317/14/1/304](https://doi.org/10.1088/0960-1317/14/1/304).
- [26] K.-S. Yang, T.-F. Chao, I. Y. Chen, C.-C. Wang, and J.-C. Shyu, "A comparative study of nozzle/diffuser micropumps with novel valves," *Molecules*, vol. 17, no. 2, pp. 2178-2187, 2012, <https://doi.org/10.3390/molecules17022178>.
- [27] I. Idelchik, "Handbook of Hydraulic Resistance, Revised and Augmented," 2008, <https://doi.org/10.1115/1.3264907>.
- [28] "Galinstan." WIKIPEDIA, The Free Encyclopedia: [Online].<<https://en.wikipedia.org/wiki/Galinstan>>. [14 Feb 2023].
- [16] J. Gómez, C. Hernández, J. Escandón, and R. Vargas, "Viscous micropump of immiscible fluids using magnetohydrodynamic effects and a power-law conducting fluid," *Revista mexicana de física*, vol. 67, no. 6, 2021, <https://doi.org/10.31349/revmexfis.67.060601>.
- [17] J. Mazloun and A. Shamsi, "3D design and numerical simulation of a check-valve micropump for lab-on-a-chip applications," *Journal of Micro-Bio Robotics*, vol. 16, no. 2, pp. 237-248, 2020, <https://doi.org/10.1007/s12213-020-00139-y>.
- [18] S. Moghaddam, "MHD micropumping of viscoelastic fluids: an analytical solution," *Korea-Australia Rheology Journal*, vol. 33, no. 2, pp. 93-104, 2021, <https://doi.org/10.1007/s13367-021-0008-y>.
- [19] B. Zahed, A. Behzadmehr, H. Azarkish, T. Fanaei Sheikholeslami, and G. Miri-Aliabad, "Design and multi-objective optimization of a magnetohydrodynamic drug delivery infusion micropump," *Amirkabir Journal of Mechanical Engineering*, vol. 53, no. 10, p. 12, 2021, [https://scholar.google.com/scholar?hl=en&as\\_sdt=0%2C5&q=B.+Zahed%2C+A.+Behzadmehr%2C+H.+Azarkish%2C+T.+Fanaei+Sheikholeslami%2C+an d+G.+Miri-Aliabad%2C+%22Design+and+multi-objective+optimization+of+a+magnetohydrodynamic+drug+delivery+infusion+micropump%2C%22+Amirkabir+Journal+of+Mechanical+Engineering%2C+vol.+53%2C+no.+10%2C+p.+12%2C+2021.&btnG=](https://scholar.google.com/scholar?hl=en&as_sdt=0%2C5&q=B.+Zahed%2C+A.+Behzadmehr%2C+H.+Azarkish%2C+T.+Fanaei+Sheikholeslami%2C+an d+G.+Miri-Aliabad%2C+%22Design+and+multi-objective+optimization+of+a+magnetohydrodynamic+drug+delivery+infusion+micropump%2C%22+Amirkabir+Journal+of+Mechanical+Engineering%2C+vol.+53%2C+no.+10%2C+p.+12%2C+2021.&btnG=).
- [20] B. Zahed, A. Behzadmehr, G. Miri-Aliabad, T. F. Sheikholeslami, and H. Azarkish, "Design and Fabrication of a New MHD Micropump for Continuous Subcutaneous Infusion to Thalassemia Major Patients," *Zahedan Journal of Research in Medical Sciences*, vol. 24, no. 1, 2022, <https://brieflands.com/articles/zjrms-114017.pdf>.
- [21] S. Cesmeci, R. Hassan, M. Baniasadi, and A. G. Palacio, "A magnetorheological flap valve