

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

پایان نامه دوره کارشناسی ارشد مهندسی هوافضا – آیرودینامیک

## مدل سازی و تحلیل فیزیکی میکروپمپ در یک ریزکانال با استفاده از گرادیان میدان الکتریکی و میکروالکترودهای نامتقارن

طناز طاوری

استاد راهنما:

دکتر پوریا اکبرزاده

اساتید مشاور:

دکتر محسن نظری

دکتر ناصرالدین سپهری

دکتر مصطفی نظری

بهمن ۱۳۹۹

شماره: ۱۵۵/۲۹۹/د  
تاریخ: ۱۴۰۲/۱۰/۱۴

باسمه تعالی



### فرم شماره (۳) صورتجلسه نهایی دفاع از پایان نامه دوره کارشناسی ارشد

با نام و یاد خداوند متعال، ارزیابی جلسه دفاع از پایان نامه کارشناسی ارشد خانم **طناز طاوری** با شماره دانشجویی ۹۶۳۴۶۹۴ رشته **هوافضا** گرایش **آیرودینامیک** تحت عنوان **مدلسازی و تحلیل فیزیکی میکروپمپ در یک ریزکانال با استفاده از گرا دیان میدان الکتریکی و میکرو الکتروندهای نامتقارن** که در تاریخ ۱۳۹۹/۱۱/۳۰ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

الف) درجه عالی: نمره ۱۹-۲۰ ☒ (ب) درجه خلی خوب: نمره ۱۸-۱۸/۹۹ ☐  
 ج) درجه خوب: نمره ۱۶-۱۷/۹۹ ☐ (د) درجه متوسط: نمره ۱۴-۱۵/۹۹ ☐  
 ه) کمتر از ۱۴ غیر قابل قبول و نیاز به دفاع مجدد دارد ☐  
 نوع تحقیق: ☒ نظری ☒ عملی

| عضو هیأت داوران           | نام و نام خانوادگی   | مرتبه علمی | امضاء               |
|---------------------------|----------------------|------------|---------------------|
| ۱- استاد راهنمای اول      | دکتر پوریا اکبرزاده  | دانشیار    |                     |
| ۲- استاد مشاور            | دکتر محسن نظری       | دانشیار    |                     |
| ۳- استاد مشاور            | دکتر ناصرالدین سپهری | استادیار   |                     |
| ۴- استاد مشاور            | دکتر مصطفی نظری      | استادیار   |                     |
| ۵- استاد مشاور            | دکتر امیر حسن نیا    | استادیار   |                     |
| ۶- نماینده تحصیلات تکمیلی | دکتر مسلم صبوری      | استادیار   |                     |
| ۷- استاد ممتحن اول        | دکتر علی جباری مقدم  | دانشیار    | Ali Jabari Moghadam |
| ۸- استاد ممتحن دوم        | دکتر رامین ذاکری     | استادیار   | ذاکری               |

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک: دکتر مهدی گردویی

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:



تقدیم به ارزشمندترین هدایای زندگی‌ام

پدر و مادرم

آن دو فرشته‌ای که از خواسته‌هایشان گذشتند تا من به جایگاهی که اکنون در آن

ایستاده‌ام، برسم.

## تشکر و قدردانی

بسی شایسته است از اساتید فرهیخته جناب آقای دکتر محسن نظری، دکترپوریا اکبرزاده و دکتر ناصرالدین سپهری صمیمانه تقدیر نمایم که جز به حمایت‌ها و هدایت‌های ارزنده ایشان، این کار به سامان نمی‌رسید. از اساتید دکتر ذاکری و دکتر جباری مقدم که زحمت داوری این پایان‌نامه را متقبل شدند، سپاسگذارم. از زحمات خانواده‌ام به ویژه آقای دکتر صابر معماردوست و عزیزانی که در انجام این تحقیق مرا به نوعی یاری کردند کمال تشکر و قدردانی دارم و برای همه ایشان موفقیت و سربلندی آرزومندم.

طناز طاوری

بهمن ۱۳۹۹

#### تعهدنامه

اینجانب طناز طاوری دانشجوی دوره کارشناسی ارشد مهندسی هوافضا دانشکده مکانیک و مکترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه «مدل سازی و تحلیل فیزیکی میکروپمپ در یک ریزکانال با استفاده از گرادیان میدان الکتریکی و میکروالکترودهای نامتقارن» تحت راهنمایی آقای دکتر پوریا اکبرزاده متعهد می شوم:

- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های محققین دیگر به مرجع مورد استفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در این پایان نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود است و مقالات مستخرج با نام «دانشگاه صنعتی شاهرود» و یا «Shahrood University of Technology» به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی رساله تأثیر گذار بوده اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت های آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که به حوزه اطلاعات شخصی افراد دسترسی یافته یا استفاده شده است اصل رازداری، ضوابط و اصول اخلاق انسانی رعایت شده است.

تاریخ

امضای دانشجو

#### مالکیت نتایج و حق نشر

- کلیه حقوق معنوی این اثر و محصولات آن (مقالات مستخرج، کتاب، برنامه های رایانه ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده) متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود است. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.
- استفاده از اطلاعات و نتایج موجود در این پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

## چکیده

یکی از مطالعات اخیر در علم مکانیک سیالات، تحلیل میکروسیالات در میکروپمپ‌ها است. تاکنون روش‌های گوناگونی برای افزایش بهره‌وری میکروپمپ‌های الکترواسمزی مانند استفاده از الکترودهای پله‌ای توسعه پیدا کرده است. اغلب، مطالعه دقیقی بر روی مدل‌سازی و بهینه‌سازی هندسی الکترودهای پله‌ای انجام نشده است و لذا همواره جستجوی روش‌هایی که بتواند بر چنین مشکلاتی فائق آید، در حوزه میکروپمپ‌ها پرجاذبه است. در مطالعه حاضر به منظور ساخت میکروپمپ الکترواسمزی، هندسه‌ای شامل الکترودهای پله‌ای طراحی شد. برای تحلیل چنین جریان‌هایی لازم است پارامترهای هندسی الکترودها را بهینه نمود. به منظور بهینه‌سازی، پارامترهای مختلف از جمله عرض و ارتفاع پله‌ها بر روی هر الکترودها و محل قرارگیری آنها، اندازه هر الکترودها، تقارن یا عدم تقارن و فاصله جفت الکترودها و همچنین مشخصات الکتریکی (شامل ولتاژ و فرکانس) بررسی و جریان سیال درون یک کانال دارای الکترودهای پله‌ای تحلیل شده است. معادلات حاکم بر جریان و همچنین معادلات میدان الکتریکی به روش اجزای محدود کوپل و در نرم‌افزار کامسول حل شده‌اند. این امر جهت بررسی تاثیر پارامترهای هندسی الکترودها بر سرعت لغزشی الکترواسمزی و در نهایت تاثیر آن بر جریان سیال صورت گرفته است. برای معتبرسازی حل عددی، تراشه بهینه با استفاده از روش فتولیتوگرافی شامل مراحل چون لایه نشانی الکترودها پلاتین بر روی شیشه لام، ایجاد پله‌ها بر روی الکترودها با استفاده از پلیمر (SU8) و ساخت میکروکانال از جنس PDMS در محیط آزمایشگاه ساخته شده است. سیال مورد استفاده جهت پمپاژ در این کار، محلول الکترولیت KCl با هدایت الکتریکی  $0.15 \text{ S/m}$  انتخاب شد. از جمله نتایج کار آزمایشگاهی می‌توان به محاسبه سرعت، دبی و فشار پمپ در فرکانس و ولتاژهای مختلف اشاره کرد که با نتایج مدل‌سازی عددی اختلاف نسبی  $2/82$  درصد دارد. در نهایت با توجه به بهینه‌سازی انجام شده، پارامترهای مهم محل قرارگیری پله بر روی الکترودها ( $50 \mu\text{m}$ )، عرض پله ( $30 \mu\text{m}$ ) و ارتفاع آن ( $5 \mu\text{m}$ ) بدست آمد که با توجه به ابعاد، فرکانس  $1 \text{ kHz}$  و ولتاژ  $2/5 \text{ V}$ ، مقدار سرعت، دبی و فشار به ترتیب برابر با  $1/77 \text{ mm/s}$ ،  $14/9 \mu\text{L/min}$  و  $74/6 \text{ Pa}$  است. نتایج حاصل از این طراحی، پمپاژ بالایی در پمپ‌های الکترواسمزی را فراهم می‌کند.

**کلید واژه‌ها:** میکروسیالات، میکروپمپ الکترواسمزی، بهینه‌سازی الکترودها، ریزساخت، تراشه

## مقالات مستخرج از پایان نامه

**1- A systematic overview of electrode configuration in electric-driven micropumps**

**2- Experimental and numerical investigation of step location of electrodes in the three-dimensional ACEO micropumps**

## فهرست مطالب

| عنوان                                                          | صفحه      |
|----------------------------------------------------------------|-----------|
| فهرست مطالب .....                                              | ح         |
| فهرست علائم و نشانه‌ها .....                                   | د         |
| فهرست نشانه‌های اختصاری .....                                  | ه         |
| فهرست جدول‌ها .....                                            | ز         |
| فهرست شکل‌ها .....                                             | ح         |
| <b>فصل ۱- مقدمه.....</b>                                       | <b>۱</b>  |
| ۱-۱- مقدمه .....                                               | ۲         |
| ۱-۲- مروری بر میکروپمپ‌ها .....                                | ۳         |
| ۱-۳- مروری بر تکنولوژی‌های میکروساخت در حوزه میکروسیالات ..... | ۵         |
| ۱-۴- اهداف تحقیق .....                                         | ۶         |
| <b>فصل ۲- مروری بر پیشینه تحقیق.....</b>                       | <b>۷</b>  |
| ۲-۱- مقدمه .....                                               | ۸         |
| ۲-۲- نظریه تشکیل EDL .....                                     | ۸         |
| ۲-۳- پدیده الکترواسمزی .....                                   | ۱۱        |
| ۲-۳-۱- الکترواسمزی DC .....                                    | ۱۵        |
| ۲-۳-۲- الکترواسمزی AC .....                                    | ۱۵        |
| ۲-۴- مروری بر کارهای انجام شده .....                           | ۱۷        |
| ۲-۵- نوآوری و لیست نقاط ضعف کارهای گذشته .....                 | ۳۱        |
| <b>فصل ۳- روش حل عددی.....</b>                                 | <b>۳۳</b> |

|                                                            |           |
|------------------------------------------------------------|-----------|
| ۳-۱- مقدمه .....                                           | ۳۴        |
| ۳-۲- الکترو هیدرودینامیک .....                             | ۳۴        |
| ۳-۳- معادلات حاکم .....                                    | ۳۵        |
| ۳-۳-۱- دینامیک سیال .....                                  | ۳۵        |
| ۳-۳-۲- الکترو اسمزی AC .....                               | ۳۵        |
| ۳-۴- فرضیات مدل خطی .....                                  | ۳۶        |
| ۳-۵- ساده سازی معادلات حاکم و شرایط مرزی .....             | ۳۸        |
| ۳-۶- بهینه سازی .....                                      | ۴۱        |
| ۳-۶-۱- حل کننده های غیر مبتنی بر گرادیان .....             | ۴۲        |
| ۳-۶-۲- بهینه سازی هندسه الکترو .....                       | ۴۲        |
| <b>فصل ۴- نتایج عددی .....</b>                             | <b>۴۵</b> |
| ۴-۱- مقدمه .....                                           | ۴۶        |
| ۴-۲- مقادیر ثابت و متغیرهای استفاده شده در شبیه سازی ..... | ۴۶        |
| ۴-۳- بررسی شبکه و اثبات همگرایی حل .....                   | ۴۷        |
| ۴-۴- اعتبارسنجی سرعت لغزشی روی یک جفت الکترو .....         | ۴۹        |
| ۴-۵- نتایج حاصل از بهینه سازی .....                        | ۵۱        |
| ۴-۵-۱- بهینه سازی هندسه الکترو ها بصورت نامتقارن .....     | ۵۱        |
| ۴-۵-۲- بهینه سازی محل قرارگیری پله ها و ارتفاع آنها .....  | ۵۳        |
| ۴-۵-۳- تحلیل خطوط جریان .....                              | ۵۸        |
| ۴-۵-۴- تحلیل سرعت لغزشی روی سطح الکترو .....               | ۶۱        |
| <b>فصل ۵- تجهیزات آزمایشگاهی و نحوه ساخت تراشه .....</b>   | <b>۶۵</b> |
| ۵-۱- مقدمه .....                                           | ۶۶        |
| ۵-۲- مراحل ساخت میکروتراشه .....                           | ۶۶        |

|                                                       |           |
|-------------------------------------------------------|-----------|
| ۵-۲-۱- الگو کردن طرح الکتروود پلاتین بر روی شیشه..... | ۶۷        |
| ۵-۲-۲- مراحل ساخت پله‌های SU8 بر روی الکتروود.....    | ۶۹        |
| ۵-۲-۳- ساخت قالب برای میکروکانال.....                 | ۷۰        |
| ۵-۲-۴- مراحل قالب‌گیری.....                           | ۷۱        |
| ۵-۳- شرح مراحل آزمایش.....                            | ۷۵        |
| <b>فصل ۶- نتایج آزمایشگاهی.....</b>                   | <b>۸۱</b> |
| ۶-۱- مقدمه.....                                       | ۸۲        |
| ۶-۲- اندازه‌گیری سرعت.....                            | ۸۲        |
| ۶-۳- اندازه‌گیری فشار.....                            | ۸۵        |
| ۶-۴- مقایسه نتایج عددی و آزمایشگاهی.....              | ۸۶        |
| <b>فصل ۷- جمع‌بندی و پیشنهادات.....</b>               | <b>۸۹</b> |
| ۷-۱- جمع‌بندی.....                                    | ۹۰        |
| ۷-۲- پیشنهادات.....                                   | ۹۰        |
| <b>پیوست (الف).....</b>                               | <b>۹۲</b> |

## فهرست علائم و نشانه‌ها

|                                                                        |            |                                                            |                 |
|------------------------------------------------------------------------|------------|------------------------------------------------------------|-----------------|
| ظرفیت لایه انتشار، ( $F m^{-2}$ )                                      | $C_D$      | نیروی الکتریکی، ( $N$ )                                    | $F_e$           |
| ظرفیت لایه سخت، ( $F m^{-2}$ )                                         | $C_S$      | غلظت یون $i$ ام، ( $C$ )                                   | $z_i$           |
| میدان الکتریکی، ( $V m^{-1}$ )                                         | $E$        | تعداد یون $i$ ام،                                          | $n_i$           |
| چگالی بار، ( $C m^{-2}$ )                                              | $q$        | جمله نیرو حجمی، ( $N$ )                                    | $f$             |
| غلظت محلول، ( $mol$ )                                                  | $C$        |                                                            |                 |
| ثابت بولتزمن، ( $m^2 kg s^{-2} K^{-1}$ )                               | $K$        | علائم یونانی                                               |                 |
| بار الکترون، ( $C$ )                                                   | $e$        |                                                            |                 |
| دما، ( $K$ )                                                           | $T$        | ضخامت مشخصه لایه دوگانه، ( $m$ )                           | $\lambda_{EDL}$ |
| پتانسیل مرجع، ( $V$ )                                                  | $V_R$      | ضخامت مشخصه لایه انتشار، ( $m$ )                           | $\lambda_D$     |
| ولتاژ آستانه، ( $V$ )                                                  | $V_T$      | ضخامت مشخصه لایه سخت، ( $m$ )                              | $\lambda_S$     |
| ولتاژ اعمال شده، ( $V$ )                                               | $V_{peak}$ | پتانسیل الکتریکی، ( $V$ )                                  | $\varphi$       |
| شتاب ثقل زمین، ( $m s^{-2}$ )                                          | $g$        | پتانسیل الکتریکی سطح باردار، ( $V$ )                       | $\varphi_0$     |
| ارتفاع کانال، ( $\mu m$ )                                              | $H$        | پتانسیل لایه انتشار (پتانسیل سخت)، ( $V$ )                 | $\varphi_d$     |
| طول کانال، ( $\mu m$ )                                                 | $L$        | هدایت الکتریکی محلول الکترولیت، ( $S m^{-1}$ )             | $\sigma$        |
| اندازه الکتروود اول در یک جفت، ( $\mu m$ )                             | $L_1$      | لزجت، ( $N s m^{-2}$ )                                     | $\mu$           |
| اندازه الکتروود دوم در یک جفت، ( $\mu m$ )                             | $L_2$      | چگالی سیال، ( $kg m^{-3}$ )                                | $\rho$          |
| فاصله بین الکتروود در یک جفت، ( $\mu m$ )                              | $G_1$      | ثابت گذردهی الکتریکی سیال، ( $F m^{-1}$ )                  | $\epsilon$      |
| فاصله بین هر جفت الکتروود، ( $\mu m$ )                                 | $G_2$      | مقیاس زمانی RC، ( $s$ )                                    | $\tau_c$        |
| عرض پله روی الکتروود پایه اول، ( $\mu m$ )                             | $W_1$      | پتانسیل زتا، ( $V$ )                                       | $\zeta$         |
| عرض پله روی الکتروود پایه دوم، ( $\mu m$ )                             | $W_2$      | نسبت ضخامت لایه سخت به انتشار، (بی بعد)                    | $\delta$        |
| ارتفاع پله روی الکتروود پایه اول، ( $\mu m$ )                          | $h_1$      | ضریب تصحیح، (بی بعد)                                       | $\Lambda$       |
| ارتفاع پله روی الکتروود پایه دوم، ( $\mu m$ )                          | $h_2$      | فرکانس بی بعد،                                             | $\Omega$        |
| فاصله شروع پله از لبه ابتدایی الکتروود پایه اول در یک جفت، ( $\mu m$ ) | $S_1$      | فرکانس زاویه‌ای، ( $rad s^{-1}$ )                          | $\omega$        |
| فاصله شروع پله از لبه ابتدایی الکتروود پایه دوم در یک جفت، ( $\mu m$ ) | $S_2$      | فرکانس زاویه‌ای RC، ( $rad s^{-1}$ )                       | $\omega_c$      |
| سرعت سیال، ( $m s^{-1}$ )                                              | $u$        | ظرفیت شیمیایی،                                             | $z$             |
| سرعت لغزشی الکتروواسموزی، ( $m s^{-1}$ )                               | $u_{EO}$   | مقدار ولتاژ از صفحه برشی تا مرز خارجی لایه انتشار، ( $V$ ) | $\psi$          |
| سرعت لغزشی                                                             |            |                                                            |                 |
| الکتروواسموزی، ( $m s^{-1}$ )                                          | $u_{ACEO}$ |                                                            |                 |
| زمان، ( $s$ )                                                          | $t$        |                                                            |                 |

## فهرست نشانه‌های اختصاری

| عنوان                                   | علامت اختصاری |
|-----------------------------------------|---------------|
| Micro-Total-Analysis-Systems            | $\mu$ TAS     |
| Lab-on-a-chip                           | LOC           |
| Lab-on-a-foil                           | LOF           |
| Micro-electro-mechanical-system         | MEMS          |
| Electric-double-layer                   | EDL           |
| Electrohydrodynamic                     | EHD           |
| Magnetohydrodynamic                     | MHD           |
| Electro-osmosis                         | EO            |
| Traveling wave electro-osmosis          | TWEO          |
| Alternating Current                     | AC            |
| Direct Current                          | DC            |
| Particle image velocimetry              | PIV           |
| Particle tracking velocimetry           | PTV           |
| Poly methyl methacrylate                | PMMA          |
| Poly dimethyl siloxane                  | PDMS          |
| Finite Element Method                   | FEM           |
| Poisson Boltzmann                       | PB            |
| Complementary metal-oxide-semiconductor | CMOS          |
| Resistor-capacitor                      | RC            |
| Carbon-MEMS                             | C-MEMS        |
| Response Surface Methodology            | RSM           |

**HAR**

High aspect ratio

**PDE**

Partial-Difference-Equation

**OBC**

Open boundary condition

## فهرست جدول‌ها

| عنوان                                                                     | صفحه |
|---------------------------------------------------------------------------|------|
| جدول (۴-۱). مقادیر ثابت و متغیرهای استفاده شده در برنامه عددی .....       | ۴۶   |
| جدول (۴-۲). اندازه مشخصات هندسی بررسی استقلال حل از شبکه .....            | ۴۸   |
| جدول (۴-۳). اندازه مشخصات هندسی جفت الکترودهای نامتقارن .....             | ۵۲   |
| جدول (۴-۴). پارامترهای ثابت مورد استفاده در بهینه‌سازی تمامی طرح‌ها ..... | ۵۳   |
| جدول (۵-۱). مشخصات محلول KCl مورد استفاده در این پژوهش .....              | ۷۵   |
| جدول (۶-۱). مقادیر مشخصات الکتریکی مورد استفاده در این پژوهش .....        | ۸۳   |

## فهرست شکل‌ها

| عنوان                                                                                                             | صفحه |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------|
| شکل (۱-۱). طبقه بندی جامع میکروپمپ‌ها [۷].....                                                                    | ۴    |
| شکل (۲-۱). شماتیک شکل گیری EDL را در بالای یک سطح سیلیس [۱۷].....                                                 | ۹    |
| شکل (۲-۲). شماتیک مدل EDL نظریه گوی و چاپمن [۱۷].....                                                             | ۱۰   |
| شکل (۲-۳). شماتیک مدل EDL نظریه GCS [۱۷].....                                                                     | ۱۱   |
| شکل (۲-۴). نمودار رابطه سرعت-پتانسیل الکتریکی-فاصله [۱۷].....                                                     | ۱۲   |
| شکل (۲-۵). نمودار پروفیل سرعت لغزشی در پمپ DECO [۲۵].....                                                         | ۱۵   |
| شکل (۲-۶). حرکت سیال ACEO و بارهای القا شده در سطوح الکترودها [۲۵].....                                           | ۱۶   |
| شکل (۲-۷). سطح مقطع کانال‌های میکروپمپ DC [۳۱].....                                                               | ۱۸   |
| شکل (۲-۸). الف) شماتیک الکترودهای همسطح در ACEO و نتایج حاصل از آن در هدایت الکتریکی مختلف سیال ب) $mSm$ ۲/۱..... | ۱۹   |
| شکل (ج) $mSm$ ۵/۶ تا $mSm$ ۸۴ [۳۲].....                                                                           | ۱۹   |
| شکل (۲-۹). شماتیک آرایه الکتروود متقارن [۳۳].....                                                                 | ۲۰   |
| شکل (۲-۱۰). شماتیک آرایه الکتروود نامتقارن [۳۵].....                                                              | ۲۰   |
| شکل (۲-۱۱). شماتیک آرایه الکتروود نامتقارن برای جریان سیال خالص در جهت دلخواه [۳۸].....                           | ۲۱   |
| شکل (۲-۱۲). گروه بندی الکترودها در پمپ ACEO [۴۰].....                                                             | ۲۱   |
| شکل (۲-۱۳). شماتیک پمپ TWEO الکترودهای واقع در دو طرف سطح کانال [۴۳].....                                         | ۲۲   |
| شکل (۲-۱۴). شماتیک پمپ الکتروواسمزی با غشای یکسوساز [۴۵].....                                                     | ۲۳   |
| شکل (۲-۱۵). شماتیک آرایه الکتروود مربع قطبی و باریک [۴۶].....                                                     | ۲۴   |
| شکل (۲-۱۶). طرح میکروپمپ حلقه سه بعدی ACEO در میکروکانال استوانه‌ای [۴۸].....                                     | ۲۴   |
| شکل (۲-۱۷). آرایه الکتروود متعامد [۵۲].....                                                                       | ۲۶   |
| شکل (۲-۱۸). آرایه الکتروود متقارن و پمپاژ یک جهته با اعمال سیگنال AC و DC [۵۳].....                               | ۲۶   |
| شکل (۲-۱۹). الف) آرایه الکتروود سه بعدی ACEO ب) نتایج حاصل از آن [۳۳].....                                        | ۲۷   |

- شکل (۲۰-۲). الکتروود سه بعدی با ستون‌های نامتقارن (HAR) [۵۷] ..... ۲۸
- شکل (۲۱-۲). شماتیک فرایند الکتروودها با سه لایه پلیسیلیکون در چهار طرح [۵۸] ..... ۲۹
- شکل (۲۲-۲). شماتیک افزایش سطح الکتروودها [۳۵] ..... ۳۰
- شکل (۲۳-۲). ساختار دندانهای میکروالکتروودهای یک پمپ ACEO [۶۰] ..... ۳۰
- شکل (۳-۱). معادلات حاکم و شرایط مرزی بر سیال روی یک جفت الکتروود مسطح ..... ۴۰
- شکل (۳-۲). معادل معادلات حاکم و شرایط مرزی حوزه الکتریکی بر نیمی از جفت الکتروود و مدار معادل ..... ۴۰
- شکل (۳-۳). شماتیک بهینه‌سازی هندسه الکتروودها در میکروکانال ..... ۴۳
- شکل (۳-۴). سازوکار فیزیکی برای تولید میدان الکتریکی الکتروود پله‌ای [۵۵] ..... ۴۴
- شکل (۴-۱). بررسی استقلال حل از شبکه ..... ۴۸
- شکل (۴-۲). مقدار سرعت لغزشی ( $u$ ) روی یک جفت الکتروود در فرکانس بیشینه خاص [۳۸] ..... ۵۰
- شکل (۴-۳). خطوط جریان سرعت سیال الف) راموس [۳۸] ب) کار حاضر ..... ۵۰
- شکل (۴-۴). خطوط جریان حاصل از طرح الکتروودهای پله‌ای نامتقارن ..... ۵۳
- شکل (۴-۵). مقایسه سرعت پمپ بر حسب فرکانس در ارتفاع مختلف پله در  $W1 = W2 = 40\mu m$  و  $S1 = S2 = 10\mu m$  ..... ۵۴
- شکل (۴-۶). مقایسه سرعت پمپ بر حسب فرکانس در ارتفاع مختلف پله در  $W1 = W2 = 50\mu m$  و  $S1 = S2 = 30\mu m$  ..... ۵۵
- شکل (۴-۷). مقایسه سرعت پمپ بر حسب فرکانس در ارتفاع مختلف پله در  $W1 = W2 = 30\mu m$  و  $S1 = S2 = 50\mu m$  ..... ۵۶
- شکل (۴-۸). مقایسه دبی جریان پمپ بر حسب فرکانس در سه طرح مختلف ..... ۵۷
- شکل (۴-۹). مقایسه فشار پمپ بر حسب فرکانس در سه طرح مختلف ..... ۵۸
- شکل (۴-۱۰). خطوط جریان اطراف الکتروودهای پله‌ای در عرض و ارتفاع مختلف الف) خطوط جریان و گردابه‌های ایجاد شده در  $S = 10\mu m$  و عرض و ارتفاع  $W = 40\mu m$  و  $h = 35\mu m$  ب) خطوط جریان و گردابه‌های ایجاد شده در  $S = 30\mu m$  و عرض و ارتفاع  $W = 50\mu m$  و  $h = 25\mu m$  ..... ۵۹
- شکل (۴-۱۱). مقایسه خطوط جریان اطراف الکتروودهای پله‌ای  $h1 = h2 = 1\mu m$  در دو فرکانس مختلف الف) شماتیک باردار شدن لایه دوگانه در فرکانس  $50kHz$  [۵۶] ب) خطوط جریان و گردابه‌ها در کار حاضر در فرکانس  $50kHz$  ج) شماتیک باردار شدن لایه دوگانه در فرکانس  $1kHz$  [۵۶] د) خطوط جریان و گردابه‌ها در کار حاضر در فرکانس  $1kHz$  ..... ۵۹

- شکل (۱۲-۴). خطوط جریان اطراف الکترودهای پله‌ای  $h_1 = h_2 = 5\mu m$  در فرکانس  $1kHz$  (الف) شماتیک باردار شدن لایه دوگانه [۵۶] ب) خطوط جریان و گردابه‌ها در کار حاضر ..... ۶۰
- شکل (۱۳-۴). (الف) میدان سرعت جریان ب) سرعت لغزشی اطراف الکترودهای پله‌ای در  $h_1 = h_2 = 5\mu m$  ..... ۶۲
- شکل (۱-۵). ابعاد میکروکانال و جفت الکترودها ..... ۶۶
- شکل (۲-۵). الگوی طرح مورد نظر در نرم‌افزار سالی‌دورک ..... ۶۷
- شکل (۳-۵). دستگاه لیتوگرافی توسط فوتورزیست مثبت یا منفی بر روی زیرلایه‌های شیشه، سیلیکون ..... ۶۸
- شکل (۴-۵). دستگاه لایه‌نشانی کندوپاش ..... ۶۹
- شکل (۵-۵). مراحل ساخت الکترودها (الف) الگو کردن الکترودها پلاتین بر روی شیشه ب) ساخت پله SU8 بر روی الکترودها ..... ۷۰
- شکل (۶-۵). لایه‌نشانی چرخشی برای ایجاد ضخامت فوتورزیست ..... ۷۱
- شکل (۷-۵). دستگاه هات‌پلیت ..... ۷۲
- شکل (۸-۵). محفظه پلاسما باندینگ ..... ۷۳
- شکل (۹-۵). شماتیک مراحل ساخت قالب میکروکانال ..... ۷۳
- شکل (۱۰-۵). میکروپمپ ساخته شده در این پژوهش ..... ۷۴
- شکل (۱۱-۵). شماتیک بستر آزمایشگاهی مورد مطالعه پژوهش حاضر ..... ۷۵
- شکل (۱۲-۵). تجهیزات آزمایشگاهی در آزمایشگاه آشکارسازی و ردیابی ..... ۷۶
- شکل (۱۳-۵). تصویر جفت الکترودهای کف میکروکانال در زیر میکروسکوپ ..... ۷۷
- شکل (۱۴-۵). شماتیک اندازه‌گیری فشار سیال در میکروکانال ..... ۷۸
- شکل (۱۵-۵). شماتیک اندازه‌گیری سرعت سیال در میکروکانال ..... ۷۸
- شکل (۱۶-۵). بستر آزمایشگاهی جهت تحلیل جریان سیال (الف) سرعت ب) فشار ..... ۷۹
- شکل (۱-۶). مشاهده حرکت سیال در لوله‌های موئین جهت اندازه‌گیری سرعت سیال ..... ۸۲
- شکل (۲-۶). حرکت سیال در چند فریم مجزا با گام زمانی  $\Delta t = 0.025s$  ..... ۸۳
- شکل (۳-۶). اندازه‌گیری سرعت سیال در دو ولتاژ مختلف ..... ۸۴
- شکل (۴-۶). مشاهده حرکت سیال در لوله‌های موئین جهت اندازه‌گیری فشار سیال ..... ۸۵
- شکل (۵-۶). اندازه‌گیری فشار سیال در دو ولتاژ مختلف ..... ۸۶

شکل (۶-۶). مقایسه سرعت جریان در حل عددی و آزمایشگاهی در ولتاژ ۵ ولت ..... ۸۷

شکل (۶-۷). مقایسه فشار جریان در حل عددی و آزمایشگاهی ..... ۸۷



میکروسیالات<sup>۱</sup> یک زمینه مطالعاتی است که در حجم کنترلی از سیالات با مقیاس میکرون و زیر میکرون<sup>۲</sup> در میکروکانال‌ها محدود گردیده است. اصطلاح «میکروسیالات» به مطالعه حرکت کلوئیدها، میکرو و نانو ذرات تعمیم داده شده است، زیرا حرکت سیال و ذرات ارتباط تنگاتنگی داشته و با یکدیگر در تعامل اند[۱].

از آنجایی که تکنولوژی ریزساخت<sup>۳</sup> در حال پیشرفت است، دستگاه‌های میکروسیالاتی کاملاً یکپارچه‌ای وجود دارد که برای کاربردهای مختلف تهیه می‌شوند. این دستگاه‌های کوچک‌سازی شده، معمولاً دستگاه تجزیه و تحلیل میکرون ( $\mu\text{TAS}$ <sup>۴</sup>) یا معادل آن آزمایشگاه روی تراشه ( $\text{LOC}$ <sup>۵</sup>) نامیده می‌شوند[۲]. در حال حاضر،  $\text{LOC}$  در حال تبدیل شدن به یک زیرمجموعه‌ای از  $\mu\text{TAS}$  است که به طور خاص به دستگاه‌های روی مواد پایه صلب و سخت (سیلیکون و شیشه) اشاره دارد. در دهه گذشته، فناوری ریزساخت باعث شد که از پلیمرها به عنوان مواد پایه برای ساخت دستگاه‌های میکروسیال به روشی نسبتاً ساده مانند قالب تزریق<sup>۶</sup>، لیتوگرافی نرم<sup>۷</sup> و غیره استفاده شود. استفاده از مواد پلیمری به عنوان مواد پایه، سازگاری با محیط، قابلیت حمل و انعطاف‌پذیری دستگاه‌های میکروسیالی را بهبود می‌بخشد. پیاده‌سازی دستگاه‌های میکروسیالی ممکن است در طول زمان به دستگاه‌هایی با نام آزمایشگاه روی فویل ( $\text{LOF}$ <sup>۸</sup>) نیز تعمیم داده شوند[۳]. از این منظر،  $\mu\text{TAS}$  ممکن است معنای وسیع تری نسبت به  $\text{LOC}$  داشته باشد.

میکروسیالات، به عنوان بخش قابل توجهی از فناوری دستگاه میکروالکترومکانیکی ( $\text{MEMS}$ <sup>۹</sup>)، به سرعت در حال پیشرفت است که در حال حاضر صنعت جهان بر روی آن متمرکز شده است. کارایی قابل توجه میکروسیالات با توجه به ویژگی‌های آنها برخی از صنایع مانند واحدهای خنک‌کننده برای مدارهای الکترونیکی[۴]، نازل چاپگرهای جوهر افشان[۵] و به‌کارگیری در واکنش سلول‌های بیولوژیکی[۶] می‌توانند

---

<sup>1</sup> Microfluidics

<sup>2</sup> Micron/submicron

<sup>3</sup> Microfabrications

<sup>4</sup> Micro-total-analysis-systems

<sup>5</sup> Lab-on-a-chip

<sup>6</sup> Injection molding

<sup>7</sup> Soft lithography

<sup>8</sup> Lab-on-a-foil

<sup>9</sup> Micro-electro-mechanical-system

بهره‌مند شوند. همچنین کاهش مقدار نمونه و معرف‌ها برای تجزیه و تحلیل بیوشیمیایی و کوتاه شدن زمان تجزیه و تحلیل از طریق مسیر کوچک شده سیال، دقت و کارایی فرآیند تجزیه و تحلیل ارتقا می‌یابد.

## ۲-۱- مروری بر میکروپمپ‌ها

میکروپمپ‌ها یکی از انواع اصلی دستگاه‌های میکروسیال است که انتقال سیال با روش‌های گوناگونی (مکانیکی، الکتریکی و شیمیایی) را در میکروکانال‌ها امکان‌پذیر کرده‌اند. در سازوکارهایی که عامل حرکت اختلاف فشار است به دلیل تنش‌های لزجی بزرگ، معمولاً مورد استفاده قرار نمی‌گیرند. تعدادی طبقه‌بندی به منظور دسته‌بندی میکروپمپ‌ها وجود دارد که نمودار آن مطابق شکل (۱-۱) نشان داده شده است.

به طور کلی میکروپمپ‌ها را می‌توان به دو دسته اصلی تقسیم کرد:

- میکروپمپ‌های مکانیکی<sup>۱</sup>

- میکروپمپ‌های دینامیکی<sup>۲</sup>

میکروپمپ‌های مکانیکی با اجزای متحرک، از طریق حرکت مرزها به سیال نیرو وارد می‌کنند. در حالی که پمپ‌های دینامیکی بدون حرکت اجزا به طور مداوم به سیال در حال کار انرژی می‌افزایند. به گونه‌ای که هم حرکت سیال هم فشار آن را مستقیماً افزایش می‌دهد [۷]. نمونه‌ای از میکروپمپ‌های مکانیکی که در گذشته به شدت مورد تحقیق قرار گرفته اند، پمپ‌های پیزوالکتریک<sup>۳</sup> با دریچه‌های غشایی<sup>۴</sup> یا روش پرستالتیک<sup>۵</sup> و بدون دریچه هستند [۸]. اگرچه، قطعات متحرک ساخت را پیچیده کرده و احتمال خرابی ناشی از انسداد حباب و ذرات در جریان را افزایش می‌دهد؛ بنابراین، یک طرح بدون دریچه یا قطعات متحرک ارائه شده است.

---

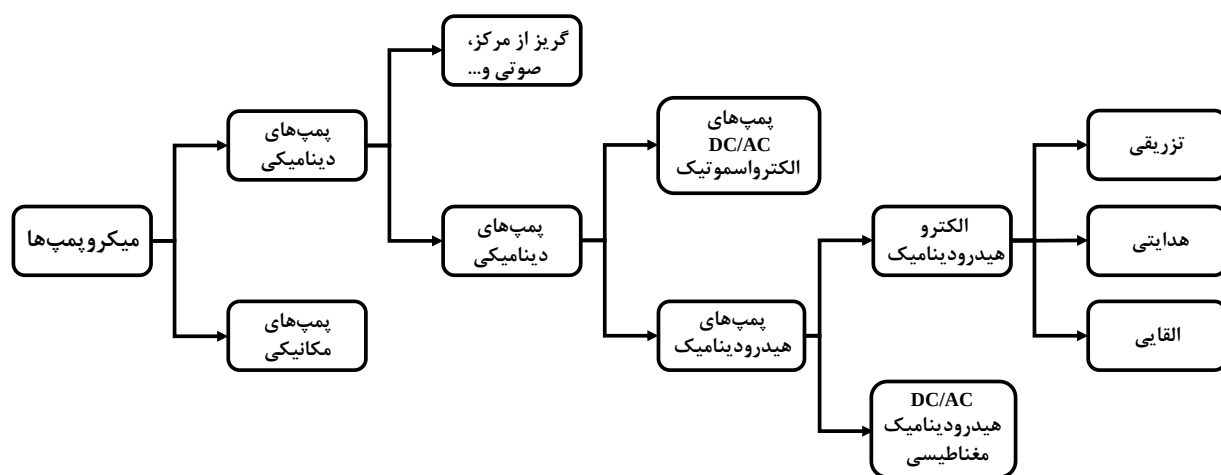
<sup>1</sup> Displacement micropumps

<sup>2</sup> Dynamic micropumps

<sup>3</sup> Piezoelectric

<sup>4</sup> Membrane valves

<sup>5</sup> Peristaltic



شکل (۱-۱). طبقه بندی جامع میکروپمپ‌ها [۷]

پمپ دینامیکی می‌تواند حرکت سیال را در یک توده سیال<sup>۱</sup> یا در لایه دوگانه الکتریکی (EDL<sup>۲</sup>) در پایین کانال آغاز کند. پمپ الکترو هیدرودینامیک (EHD<sup>۳</sup>) و هیدرودینامیک مغناطیسی (MHD<sup>۴</sup>) حرکت را در توده سیال شروع می‌کنند. در پمپ MHD، نیروی لورنتس<sup>۵</sup> از طریق یک میدان مغناطیسی به یون‌های موجود در توده سیال اعمال می‌شود در حالی که در پمپ EHD (تزریقی<sup>۶</sup>، هدایتی<sup>۷</sup> و القایی<sup>۸</sup>) نیروی الکتریکی بر روی یون‌ها در توده سیال دی‌الکتریک یا سیال‌هایی با رسانایی الکتریکی پایین اعمال خواهد شد. علاوه بر این، پمپ‌های MHD گزارش شده، توانایی تولید فشار مناسب را ندارند و همچنین به دلیل مشکلات گرمایش ژول<sup>۹</sup> مانع استفاده از آنها می‌شود. در حالی که میکروپمپ‌های EHD معمولاً به ولتاژ بالا یا گرادیان دمایی نیاز دارند [۹]. از میان این سازوکارها روش الکتریکی به دلیل سهولت در تفهیم و سازگاری با وسایل الکتریکی مورد توجه قرار می‌گیرند. از طرف دیگر، پمپ الکترواسمزی (EO<sup>۱۰</sup>) از طریق حرکت یون‌ها در EDL در امتداد سطح مشترک الکترولیت و سطح جامد (دیواره های کانال یا الکترودها) حرکت مایع را فراهم می‌کند. یون‌های

<sup>1</sup> Bulk fluid

<sup>2</sup> Electric double layer

<sup>3</sup> Electrohydrodynamic

<sup>4</sup> Magnetohydrodynamic

<sup>5</sup> Lorentz force

<sup>6</sup> Injection

<sup>7</sup> Conduction

<sup>8</sup> Induction

<sup>9</sup> Joule heating

<sup>10</sup> Electro-osmotic

متحرک در EDL توسط یک میدان الکتریکی هدایت می‌شوند تا یک سرعت لغزشی<sup>۱</sup> ایجاد کنند و توده سیال را بیشتر حرکت دهد.

پمپ الکترواسمزی به دو دسته‌ی ACEO و DCEO تقسیم می‌شوند که به ترتیب با استفاده از جریان متناوب<sup>۲</sup> و مستقیم<sup>۳</sup> کار می‌کنند. پمپ ACEO در مقایسه با پمپ DCEO که در یک میدان الکتریکی DC کار می‌کند، دارای یک ولتاژ پایین و همچنین الکترولیز کمتری است که این پژوهش نیز بر روی پمپ ACEO متمرکز که توضیح مبسوطی از آن در فصل دوم ارائه شده است.

### ۳-۱- مروری بر تکنولوژی‌های میکروساخت در حوزه میکروسیالات

سیلیکون و شیشه مواد اولیه دستگاه‌های میکروسیالی در اوایل تاریخچه میکروسیالات بودند که فرآیند میکروساخت از فرآیند میکروالکترونیک گرفته و سازگار شده است [۱۰]. مواد از جنس شیشه یا کوارتز شفافیت زیادی را ارائه می‌دهد که برای اندازه‌گیری مشخصات سیال با استفاده از سرعت سنج تصویر ذرات (PIV<sup>۴</sup>) یا سرعت سنج ردیابی ذرات (PTV<sup>۵</sup>) مهم است. علاوه بر این، سطح سیلیس<sup>۶</sup> نیز به طور طبیعی EDL را در یک الکترولیت (که هسته اصلی پمپ‌های EO است) ایجاد می‌کند.

روش‌ها برای ساختار هندسی این نوع بستر با توجه به نیاز ساخت و مشخصات طراحی بسیار متفاوت هستند. حکاکی خشک<sup>۷</sup> و مرطوب<sup>۸</sup> از روش‌های لیتوگرافیکی متداول برای ایجاد میکروکانال‌ها در بسترهای سیلیکون و شیشه است و هر دو روش می‌توانند بستر سیلیکون را به‌صورت ناهمسانگرد و ایزوتروپی حک کنند. بسته به عمق میکروکانال‌ها، حکاکی می‌تواند به‌صورت میکروماشین‌کاری سطح<sup>۹</sup> یا میکروماشین‌کاری توده‌ای<sup>۱۰</sup> باشد. با این وجود هر دو محدودیت دارند [۱۱]. با پیشرفت در تکنیک‌های میکروساخت، میتوان از

---

<sup>1</sup> Slip velocity

<sup>2</sup> Alternating Current(AC)

<sup>3</sup> Direct Current(DC)

<sup>4</sup> Particle image velocimetry

<sup>5</sup> Particle tracking velocimetry

<sup>6</sup> Silica

<sup>7</sup> Dry etching

<sup>8</sup> Wet etching

<sup>9</sup> Surface-micromachining

<sup>10</sup> Bulk-micromachining

مواد پایه دیگر مانند پلیمر و کاغذ جهت نمونه‌سازی سریع و ارزان میکروسیالات استفاده کرد [۱۲]. مواد پلیمری به طور گسترده‌ای مورد استفاده قرار گرفته‌اند، که نه تنها به نمونه اولیه آزمایشگاه محدود نمی‌شود بلکه می‌تواند تولید انبوه را نیز تحقق بخشد. به طوری که، ساخت دستگاه‌های میکروسیالی به طور قابل توجهی تسهیل می‌شود.

PDMS<sup>۱</sup> ماده‌ای بسیار رایج و محبوب برای ساخت دستگاه‌های میکروسیالی است که از ویژگی‌های آن می‌توان به فرایند ساده، شفافیت خوب و وضوح بالای انتقال الگوها از قالب اشاره کرد که گزارشات زیادی در رابطه با دستگاه‌های تطبیق‌پذیر PDMS ساخته شده توسط لیتوگرافی نرم (مانند میکروکانال‌ها، اتصالات میکروسیالی و...) گزارش شده است [۱۳].

#### ۴-۱- اهداف تحقیق

حوزه این کار عمدتاً در مورد طراحی، تجزیه و تحلیل عددی و ساخت پمپ ACEO است. شبیه‌سازی این پمپ با توجه به روش اجزای محدود (FEM<sup>۲</sup>) در نرم‌افزار کامسول، به منظور ارزیابی تاثیر متغیرهای هندسی و تغییرات مشخصات الکتریکی (مانند اعمال ولتاژ و فرکانس به الکترودها) بر عملکرد پمپ شرح داده می‌شود. در فصل دوم، پیشینه این پژوهش به ویژه پدیده‌های ACEO، مروری بر کارهای انجام شده و ضرورت انجام کار ارائه شده است. در فصل سوم، اصول مدل‌سازی FEM برای ACEO و معادلات حاکم بر سیال و میدان الکتریکی معرفی می‌شود. در فصل چهارم، بهینه‌سازی متغیرهای هندسی از جمله تاثیر ایجاد پله روی الکترودها و محل قرارگیری آن روی الکترودهای پایه، اندازه جفت الکترودها و فاصله آنها از یکدیگر و غیره بر بهبود سرعت و فشار پمپ، به طور مبسوط تجزیه و تحلیل، مقایسه و نتیجه‌گیری شده است. در فصل پنجم، فرآیند ساخت کار تجربی و مراحل آزمایش با استفاده از تجهیزات آزمایشگاهی شرح داده می‌شود و در فصل ششم، نتایج حاصل از تست‌های آزمایشگاهی به منظور اعتبارسنجی با کار عددی ارائه شده است. در پایان، در فصل هفتم، نتایج حاصل از مدل‌سازی عددی و آزمایشگاهی و همچنین برخی پیشنهادها کاربردی به منظور ادامه پژوهش ارائه می‌شود.

---

<sup>۱</sup> Poly(dimethylsiloxane)

<sup>۲</sup> Finite element method

**مروری بر پیشینه تحقیق**

---

## ۱-۲- مقدمه

هنگامی که یک میدان الکتریکی به سیال در یک میکروکانال وارد می‌شود، بسته به نوع سیالات، سطح مشترک سطح-مایع<sup>۱</sup> و ماهیت میدان الکتریکی ممکن است تعدادی از پدیده‌ها رخ دهد که به طور کلی به عنوان الکتروجنبشی<sup>۲</sup> شناخته می‌شوند. اگرچه اولین پدیده الکتروجنبشی بیش از دو قرن پیش مشاهده شده است، بسیاری از آنها در اواخر دهه ۱۹۸۰ با ظهور تکنیک‌های کوچک‌سازی مورد نیاز برای این نوع میکرو دستگاه‌ها مورد توجه قرار گرفته‌اند [۱۴]. عمده‌ترین پدیده‌های الکتروجنبشی شامل الکترواسموزی، الکتروفورسیس<sup>۳</sup>، دی‌الکتروفورسیس<sup>۴</sup>، اثر حرارتی مرتبط با گرمایش ژول و غیره در میکرو دستگاه‌ها مشاهده شده است. در این فصل، به بررسی سازوکار تشکیل EDL، نظریه مبتنی بر الکتروجنبشی AC و DC مورد بحث قرار می‌گیرند و در انتها مروری بر کارهای ارزشمند پیشین انجام شده است.

## ۲-۲- نظریه تشکیل EDL

هنگامی که یک جسم جامد در یک الکترولیت (مایع قطبی) غوطه‌ور می‌شود، EDL به دلیل توزیع مجدد بار در الکترولیت به دلیل اختلاف پتانسیل الکتروشیمیایی فازهای جامد و مایع، به طور خودجوش در سطح مشترک سیال و جامد تشکیل می‌شوند [۱۵].

کل فرآیند از سه جنبه تشکیل شده است: در ابتدا هنگامی که سطح جامد در تماس با مایع قرار می‌گیرد، از طریق دیپروتوناسیون<sup>۵</sup> یا جذب ذرات (یون‌ها یا مولکول‌ها) سطح آن باردار می‌شود. سپس مولکول‌های سیال قطبی تمایل به قطبی شدن دارند [۱] و یک گرادیان پتانسیل بین سطح مشترک جامد-مایع و توده سیال ایجاد می‌کنند. سرانجام، یون‌های موجود در الکترولیت، تحت گرادیان پتانسیل، تمایل به حرکت دارند. این سیستم دو فاز می‌تواند پدیده اصلی الکتروجنبشی EO در یک میدان الکتریکی خارجی تعمیم دهد. در واقع، EO حرکت سیال (نتیجه حرکت یون‌های متحرک در EDL بالای دیواره ثابت کانال) در یک میدان الکتریکی خارجی DC است.

---

<sup>1</sup> liquid-surface interface

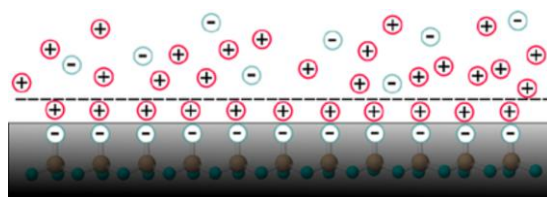
<sup>2</sup> Electrokinetic

<sup>3</sup> Electrophoresis

<sup>4</sup> Dielectrophoresis

<sup>5</sup> Deprotonating

شکل (۲-۱) توسعه EDL را روی یک جسم سیلیس در یک الکترولیت را نشان می‌دهد. گروه‌های هیدروکسیل<sup>۱</sup> در سطح سیلیس، پروتون‌ها را جدا می‌کنند و منجر به یک سطح با بار منفی می‌شوند [۱۶]، که یون‌های مخالف را جذب و یک EDL در سطح مشترک ایجاد می‌کند. به عنوان مثال، PDMS همچنین می‌تواند یک EDL ایجاد کند، اما ممکن است برای افزایش توانایی یونیزاسیون سطح، به اصلاح سطح مناسب نیاز داشته باشند تا جریان EO قوی در یک میدان DC خارجی ایجاد شود.



شکل (۲-۱). شماتیک شکل‌گیری EDL را در بالای یک سطح سیلیس [۱۷]

همانطور که در شکل (۲-۱) نشان داده شد، از آنجا که حرکت نسبی سیال و ذرات معلق به دلیل برهم‌کنش بارهای موجود در EDL و میدان الکتریکی خارجی است، پی بردن به توزیع بار در EDL و میدان الکتریکی در سیستم از اهمیت زیادی برخوردار است.

هلمهولتز<sup>۲</sup> اولین کسی بود که مدلی از EDL را در دهه ۱۸۵۰ معرفی کرد. وی یک EDL را متشکل از یک لایه بارهای سطحی فاز جامد و یک لایه ثابت از یون‌های مخالف در فاز مایع توصیف کرد. در مدل وی، EDL محدودیت افت پتانسیل خطی توسط مرزهای EDL دارد [۱۸]. گوی<sup>۳</sup> و چاپمن<sup>۴</sup> [۱۹]، مفهوم لایه دوگانه "انتشار"<sup>۵</sup> را ارائه دادند که در آن به جای بارهای محدود شده در سطح فاز جامد، بارها می‌توانند آزادانه در فاز مایع لایه انتشار حرکت کنند. یون‌های مخالف به دلیل گرادیان پتانسیل الکتریکی بین سطح باردار و توده سیال، به سمت سطح مشترک جامد-مایع حرکت می‌کنند و یک لایه انتشار تشکیل می‌دهند. همچنین به حل تحلیلی معادله غیرخطی پواسون-بولتزمن (PB<sup>۶</sup>) برای الکترولیت‌های دوتایی<sup>۷</sup> متقارن با ظرفیت

<sup>1</sup> Hydroxyl

<sup>2</sup> Helmholtz

<sup>3</sup> Gouy

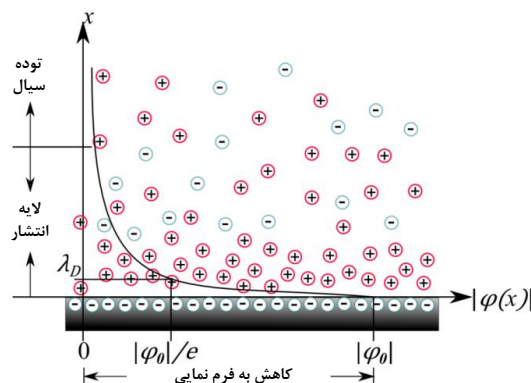
<sup>4</sup> Chapman

<sup>5</sup> Diffuse double layer

<sup>6</sup> Poisson Boltzmann

<sup>7</sup> Binary electrolytes

شیمیایی<sup>۱</sup>  $z = 1$ ، پرداختند. در این نظریه مطابق شکل (۲-۲)، پتانسیل الکتریکی ( $\phi$ ) به طور نمایی از سطح باردار جامد کاهش می یابد که با رابطه خطی در مدل هلمولتز متفاوت است.  $\lambda_D^2$  (ضخامت مشخصه لایه انتشار) فاصله از سطح مشترک (محور x) است که در آن پتانسیل الکتریکی به  $1/e$  (تعداد یون ها) خود کاهش می یابد.



شکل (۲-۲). شماتیک مدل EDL نظریه گوی و چاپمن [۱۷]

در صورت ولتاژ کوچک (کمتر از ۲۵mV)، معادله PB غیرخطی را می توان به صورت خطی در نظر گرفت و با استفاده از تقریب هاگل<sup>۳</sup> به صورت تحلیلی حل کرد. اما معادله PB، برای الکترولیت های با غلظت یونی بالا از کار می افتد؛ بنابراین، استرن<sup>۴</sup> نظریه دیگری از EDL ها را شامل یک لایه سخت (فشرده)<sup>۵</sup> از یون های بی حرکت بین لایه انتشار و سطح فاز جامد پیشنهاد کرد [۲۰].

مطابق شکل (۲-۳) پتانسیل مرزی جدا کننده لایه سخت و لایه انتشار با  $\phi_d$  نشان داده می شود که در بعضی منابع به عنوان پتانسیل لایه انتشار و برخی پتانسیل لایه سخت در نظر گرفته شده است. این پتانسیل الکتریکی از پتانسیل الکتریکی سطح باردار ( $\phi_0$ ) کمتر است که از افت پتانسیل اضافی روی لایه سخت نتیجه می شود؛ بنابراین، پتانسیل لایه انتشار فقط کسری از کل پتانسیل EDL است. پتانسیل زتا<sup>۶</sup> ( $\zeta$ ) مطابق شکل،

<sup>1</sup> Valency

<sup>2</sup> Debye length

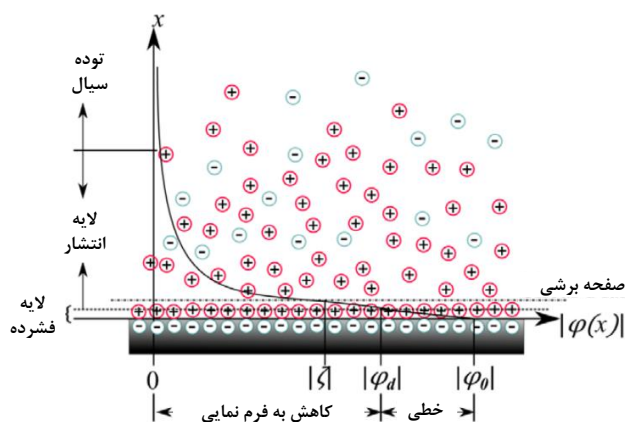
<sup>3</sup> Debye-Hückel

<sup>4</sup> Stern

<sup>5</sup> Stern/Compact layer

<sup>6</sup> Zeta potential

به عنوان پتانسیل صفحه برشی<sup>۱</sup> تعریف می‌شود که بالاتر از آن، بارهای EDL شروع به حرکت می‌کنند و سرعت آنها افزایش می‌یابد.



شکل (۲-۳). شماتیک مدل EDL نظریه GCS [۱۷]

مدل GCS<sup>۲</sup>، تاکنون به‌طور گسترده‌ای برای توصیف EDL و تجزیه و تحلیل ACEO استفاده شده است، اگرچه هنوز به ولتاژ کوچک EDL و محلول رقیق محدود می‌شود [۲۱]. اخیراً کیلیک<sup>۳</sup> و همکاران نظریه EDL را بهبود بخشیدند، به‌طوری‌که یک لایه متراکم از یون‌های مخالف را در لایه داخلی انتشار قرار می‌دهد [۲۲]. این نظریه جدید و کوپل با دینامیک سیالات، به همان شیوه مدل‌سازی ACEO معمول مورد استفاده قرار گرفت. همچنین می‌توان رفتار EDL و حرکت سیال را با ولتاژ AC بزرگ اعمال شده در سیستم‌های ACEO توصیف کرد.

### ۲-۳- پدیده الکترواسمزی

با داشتن یک میدان الکتریکی DC مماس با سطح مشترک فاز مایع و جامد، یون‌های موجود در لایه انتشار تمایل به جهت‌گیری دارند؛ بنابراین، توده سیال توسط حرکت یون‌های موجود در لایه انتشار هدایت می‌شوند. در مرز لایه انتشار، سرعت یون‌ها به حداکثر می‌رسد که اصطلاحاً سرعت EO نامیده می‌شود. این سرعت به

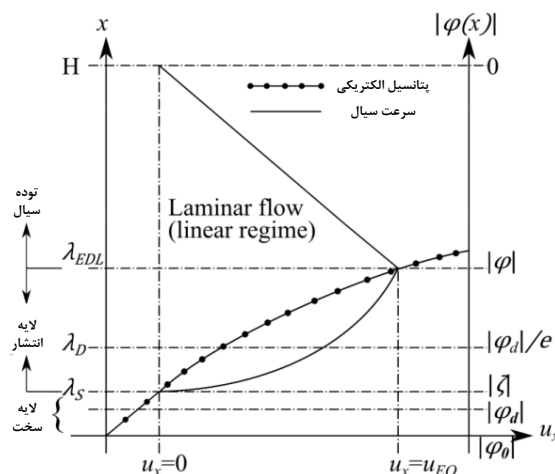
<sup>1</sup> Shear plane

<sup>2</sup> Gouy-Chapman-Stern

<sup>3</sup> Kilic

پتانسیل EDL وابسته است و بدین ترتیب حوزه الکتریکی و حوزه سیال می‌توانند باهم کوپل شوند که با معادله اسملوچوفسکی<sup>۱</sup> شناخته شده است که در فصل سوم به تفصیل مورد بررسی قرار خواهد گرفت.

شکل (۴-۲) مکان‌های مهم پتانسیل و رابطه بین سرعت، فاصله از کانال و پتانسیل الکتریکی را نشان می‌دهد. فرض بر این است که  $H$  ارتفاع کانال است و حرکت EO فقط در قسمت پایین کانال صورت می‌گیرد؛ بنابراین، سرعت جریان در نزدیکی دیواره بالای کانال به صفر می‌رسد.



شکل (۴-۲). نمودار رابطه سرعت-پتانسیل الکتریکی-فاصله [۱۷]

این نمودار جامع برخی از حقایق مهم را پوشش می‌دهد:

در ابتدا پتانسیل زتا به عنوان پتانسیل الکتریکی مرزی تعریف می‌شود. در بالای آن توسط یک میدان الکتریکی خارجی DC یک جریان EO وجود دارد و سرعت یونها در لایه انتشار تا رسیدن به حداکثر خود در مرز بالایی EDL افزایش می‌یابد. خارج از این مرز، منطقه توده سیال است که سرعت جریان به صورت خطی در یک جریان آرام کاهش می‌یابد.  $\phi_d$  پتانسیل لایه انتشار (پتانسیل سخت)، مرزی است که لایه سخت (ضخامت  $\lambda_s$ ) و لایه انتشار در حوزه الکتریکی توسط آن جدا شده‌اند. در این مرز، افت پتانسیل الکتریکی به‌طور خطی است در حالی که در خارج از آن به‌صورت نمایی افت می‌کند. در نمودار به وضوح نشان داده شده است که مرز لایه انتشار و لایه سخت در حوزه سیال و حوزه الکتریکی در مکان‌های مختلف قرار دارد و پتانسیل مربوطه برابر نیستند، یعنی  $\phi_d \neq \zeta$ . با این حال، برای ساده‌سازی مسئله و کاهش پیچیدگی تجزیه

<sup>1</sup> Smoluchowski

و تحلیل فرض می‌شود که این دو مرز یکسان است ( $\zeta \approx \varphi_d$ ) [۲۳]، زیرا فاصله بین دو مرز فقط به اندازه یک مولکول است و مهم‌تر، اختلاف پتانسیل در محلول‌های رقیق بسیار ناچیز است [۲۴]. در حالی که، در محلول با قدرت یونی بالا، تمایز دو لایه با افت سریع پتانسیل همراه است و دیگر تقریب دقیقی نیست.

در مدل GCS، طول  $\lambda_D$  لایه انتشار باید در صفحه‌ی پتانسیل طبق رابطه (۲-۱) قرار داشته باشد:

$$\varphi(\lambda_D + \lambda_S) = \varphi_d / e \quad (2-1)$$

به شرطی که الکترولیت رقیق باشد، پتانسیل مرز خارجی لایه انتشار به صورت زیر است:

$$\varphi(\lambda_D + \lambda_S) = \zeta / e \quad (2-2)$$

بنابراین، می‌توان نتیجه‌گیری‌های ساده‌ای را برای محلول رقیق ادعا کرد:

- پتانسیل  $\zeta$  صفحه برشی، مرزی است که لایه انتشار با افت پتانسیل به صورت نمایی در حوزه الکتریکی آغاز می‌شود.
- ضخامت لایه انتشار  $\lambda_D$ ، می‌تواند به عنوان ضخامت لایه انتشار موثر در نظر گرفته شود و پتانسیل این صفحه تقریباً برابر با  $\zeta / e$  است.
- مقدار ولتاژ از صفحه برشی تا مرز خارجی لایه انتشار در شکل (۲-۳) برابر با رابطه (۲-۳) است:

$$\psi = \varphi - \zeta \quad (2-3)$$

در نتیجه به صورت زیر می‌توان در نظر گرفت:

$$\psi = \varphi - \zeta \approx \varphi - \varphi_d \quad (2-4)$$

همچنین ولتاژ لایه انتشار می‌تواند با ولتاژ سراسر لایه به صورت رابطه (۲-۵) برابر باشد:

$$\psi \approx \Delta\varphi_d = \varphi - \varphi_d \quad (2-5)$$

این فرضیات می‌توانند تجزیه و تحلیل را به ویژه برای موارد ACEO بسیار تسهیل کند، زیرا ولتاژ لایه انتشار می‌تواند به ولتاژ کل EDL طبق رابطه (۲-۶) مربوط باشد که با پتانسیل مرجع  $V_R$  مرتبط شده است:

$$\Delta\varphi_d = \Lambda\Delta\varphi_{DL} = \Lambda(\varphi - V_R) \quad (2-6)$$

نسبت پتانسیل لایه انتشار و پتانسیل کل EDL با یک ضریب تصحیح  $\Lambda$  طبق رابطه (۷-۲) نشان داده می‌شود، که همچنین مربوط به ظرفیت لایه سخت ( $C_S$ ) و انتشار ( $C_D$ ) است:

$$\Lambda = \frac{\Delta\varphi_d}{\Delta\varphi_{DL}} = \frac{C_S}{C_S + C_D} \approx \frac{1}{1 + \delta} \quad (۷-۲)$$

که  $\delta$  به صورت نسبت  $\delta = \lambda_S/\lambda_D$  تعریف می‌شود.

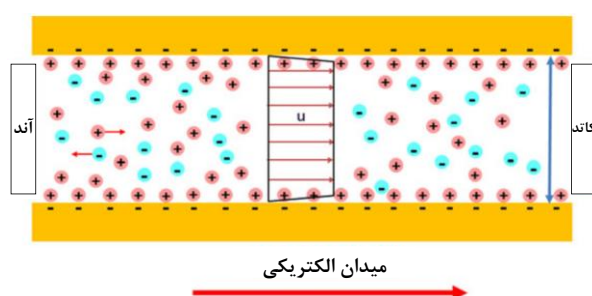
به منظور نشان دادن تغییر پتانسیل الکتریکی و سرعت EO در EDL و توده سیال، شکل (۴-۲) فقط یک سرعت توصیفی را در یک سیستم EO نشان می‌دهد، که در آن سرعت لغزشی EO فقط در امتداد یک طرف دیواره کانال شروع می‌شود و فشار برگشتی را از بین می‌برد. این موضوع در سیستم‌های ACEO فعلی، الکترودها را فقط در قسمت بستر میکروکانال (نه بالای کانال) می‌توان ساخت. در حالی که، در DCEO هر دو طرف دیواره کانال ممکن است یک EDL تولید کرده و سرعت لغزشی را مطابق شکل (۵-۲) آغاز کنند [۱۵]. همان‌طور که به طور خلاصه در فصل ۱ معرفی شد، دو نوع میکروپمپ الکتروجنشی وجود دارد که هر دو با استفاده از EDL، حرکت سیال را ایجاد می‌کنند (پمپ DCEO با استفاده از ولتاژ DC و پمپ ACEO با استفاده از ولتاژ AC). با این حال، نوع ولتاژ الکتریکی تفاوت ذاتی این دو نیست بلکه تفاوت اصلی، اختلاف سازوکارهای توسعه EDL است. پمپ‌های DCEO از EDL‌های خود به خود توسعه یافته در امتداد دیواره‌های کانال استفاده می‌کنند، در حالی که پمپ‌های ACEO با استفاده از مولفه نرمال<sup>۱</sup> میدان الکتریکی تولید شده توسط الکترودهای گسسته، EDL را ایجاد می‌کنند. به عبارت دیگر، پمپ‌های DCEO دارای الکترودهایی در امتداد مرز کانال برای تولید EDL نیستند و EDL خود به خود در امتداد دیواره‌های کانال مداوم هستند که معمولاً توسط دو الکتروود خارجی با ولتاژ DC به مسیر عبور سیال اعمال می‌شوند. در حالی که، EDL و همچنین الکترودها در سیستم‌های ACEO باید گسسته باشند. این الکترودهای مجزا که در کف کانال قرار دارند مولفه مماسی<sup>۲</sup> میدان الکتریکی AC را ایجاد می‌کنند و در نهایت باعث هدایت یون‌ها می‌شوند.

<sup>1</sup> Normal component

<sup>2</sup> Tangential component

### ۱-۳-۲- الکترواسمزی DC

شکل (۵-۲) اصل کار DCEO را در یک کانال مستقیم نشان می‌دهد. در این مثال خاص، فرض بر این است که سطح میکروکانال بارهای منفی به دست می‌آورد و EDL با یون‌های غالب مثبت، در مجاورت سطح کانال تشکیل می‌شوند. استفاده از یک میدان الکتریکی منجر به حرکت کاتیون‌ها و آنیون‌ها به ترتیب به سمت کاتد و آند می‌شود. با حرکت یون‌ها در یک میدان الکتریکی اعمال شده، سیال را در امتداد خود می‌کشد. از آنجا که در شکل، EDL غنی از کاتیون است، یک حرکت خالص سیال از آند به سمت کاتد وجود خواهد داشت.



شکل (۵-۲). نمودار پروفیل سرعت لغزشی در پمپ DECO [۲۵]

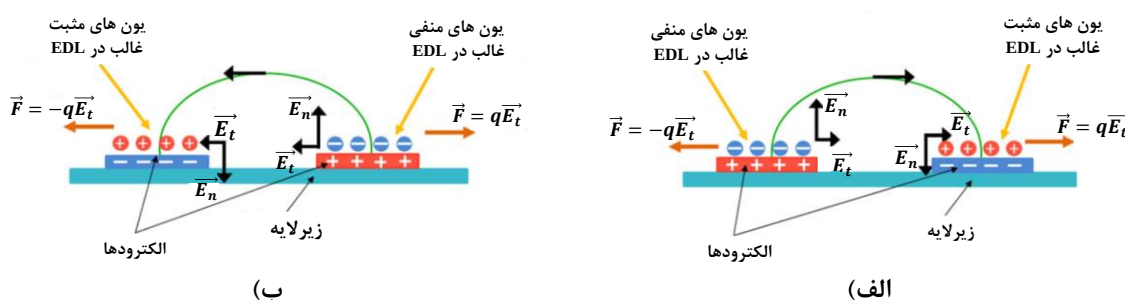
بزرگترین عیب پمپ‌های DCEO، نیاز به ولتاژ بالا (معمولاً بیش از ۱۰ ولت) است [۲۶]. بنابراین، می‌تواند به راحتی باعث کنترل شود. یک جایگزین پمپ الکترومغناطیسی با ولتاژ پایین، پمپ ACEO است که می‌تواند از کنترل جلوگیری کند و در عین حال با ولتاژ پایین سرعت جریان بالایی فراهم کند [۲۷].

### ۲-۳-۲- الکترواسمزی AC

در یک سیستم ACEO، ولتاژ AC اعمال شده به آرایه‌های الکتروود گسسته به طور همزمان دو نقش را ایفا می‌کند: مولفه نرمال میدان الکتریکی باعث تشکیل EDL می‌شود، همچنین مولفه مماسی یک جریان EO ایجاد می‌کند. ACEO می‌تواند توده سیال را از طریق برهم‌کنش EDL و میدان الکتریکی خارجی هدایت کند. به طوری که یک میدان الکتریکی به صورت دوره‌ای<sup>۱</sup> بین یک جفت الکتروود مطابق شکل (۶-۲) اعمال می‌شود.

<sup>1</sup> Time-periodic

بار این الکترودها با جریان AC نه تنها مولفه مماسی میدان الکتریکی، بلکه بارهای سطح الکترودها را برای ایجاد EDL فراهم می‌کند. در طول نیمه اول سیگنال الکتریکی AC در شکل (۶-۲-الف)، علامت قطب-های الکترودها چپ و راست به ترتیب مثبت و منفی هستند؛ بنابراین، میدان الکتریکی در نیمه چرخه اول، از الکترودها چپ به سمت راست است. علاوه بر این، الکترودها سمت چپ با قطب مثبت یک EDL موازی با الکترودها ایجاد می‌کند که در آن یون منفی غالب است، در حالی که الکترودها سمت راست با قطب منفی، یک EDL با یون‌های مثبت غالب تولید می‌کند. از این رو، آنیون‌های بالای الکترودها چپ، خلاف جهت میدان الکتریکی و کاتیون‌ها در بالای الکترودها راست، در جهت میدان الکتریکی حرکت می‌کنند. در طول نیمه دوم سیگنال AC در شکل (۶-۲-ب)، الکترودها سمت چپ دارای قطب منفی و الکترودها سمت راست دارای قطب مثبت می‌شود. این تغییر قطبیت، جهت میدان الکتریکی و همچنین نوع یون‌های غالب را بر روی هر دو الکترودها عوض می‌کند و باعث حرکت یون در جهت چپ بر روی الکترودها چپ و به سمت راست بر روی الکترودها راست می‌شود؛ به عبارت دیگر، در هر دو نیم چرخه، جهت حرکت یون ثابت باقی می‌ماند. این حرکت یونی به دلیل درگ ویسکوز<sup>۱</sup>، باعث حرکت سیال اطراف می‌گردد.



شکل (۶-۲). حرکت سیال ACEO و بارهای القا شده در سطوح الکترودها [۲۵]

همان‌طور که قبلاً اشاره شد، ACEO به ولتاژ بسیار کمتری نسبت به DCEO نیاز دارد که یکی از مزیت‌های اصلی این روش است. همچنین اثر میدان الکتریکی AC را می‌توان با شکل موج ولتاژ و فرکانس پیک تا پیک<sup>۲</sup> پتانسیل الکتریکی اعمال شده کنترل کرد.

<sup>1</sup> Viscous drag

<sup>2</sup> Peak to peak

#### ۴-۲- مروری بر کارهای انجام شده

از حدود ۲۰۰ سال قبل تا امروزه، پدیده الکترواسمزی مورد بررسی و علاقه محققین بوده است. در سال ۱۸۰۸ برای اولین بار نیروی کلمب<sup>۱</sup> ذرات خاک رس در آب توسط ریوس<sup>۲</sup> مشاهده شد که توانست این پدیده را یک سال بعد کشف کند. سپس در سال ۱۸۷۹ توسط هلمهوتز<sup>۳</sup> سرعت لغزشی الکترواسموزی بین سطح و سیال (سرعت ناپیوسته) به دلیل میدان الکتریکی در یک جریان استوکس<sup>۴</sup> نیمه آرام مورد بررسی قرار گرفت [۲۸]. او لایه دوگانه الکتریکی را به عنوان یک خازن با افت ولتاژ زتا از سطح به توده سیال مدل سازی کرد و رابطه سرعت لغزشی موثر در لایه دوگانه سیال الکترولیت را معرفی نمود. همچنین هانتز<sup>۵</sup> در سال ۱۹۸۱، مفهوم تشکیل لایه دوگانه الکتریکی در سطح مشترک مایع و جامد ناشی از اختلاف پتانسیل الکتروشیمیایی فازهای مایع و جامد ارائه نمود. سپس تحریک الکتریکی جریان سیال و حرکت ذرات (نیروی الکتروجنبشی) در سیال الکترولیت طبق علم کلویید مطالعه شد [۲۹]. با کوشش محققان، میکروسیالات در زمینه برهمکنش هیدرودینامیکی در ذرات باردار و واکنش های الکترو هیدرودینامیکی AC بر روی آرایه الکترودها توسعه یافت. مطالعه عددی و تجربی پیشرفت عملکرد میکروپمپ ها را با بررسی اثر پارامترهای مختلف شامل میدان الکتریکی AC یا DC، هندسه الکتروود متقارن یا نامتقارن، الکترودهای سه بعدی و غیره افزایش داده است.

در سال ۲۰۰۹ مروتوساتورن<sup>۶</sup> و همکاران [۳۰]، به صورت عددی و آزمایشگاهی، کنترل جریان ولتاژ پایین را برای پمپ های الکترواسموزی DC به روش کنترل گیت با مدل پتانسیل زتا بررسی کردند. الکتروود گیت به طور مستقیم با سیالات تماس می گیرد و بازده بالایی در تنظیم پتانسیل زتا در فصل مشترک کانال-سیال و در نتیجه تنظیم جریان موثر را فراهم می کند. آنها با ولتاژهای اعمالی پایین متغیر (۲ و -۲ ولت) بدون واکنش های الکتروشیمیایی، سرعت سیال را بدست آوردند. سرعت بهینه جریان سیال از آند به سمت کاتد در

---

<sup>1</sup> Coulomb force

<sup>2</sup> Reuss

<sup>3</sup> Helmholtz

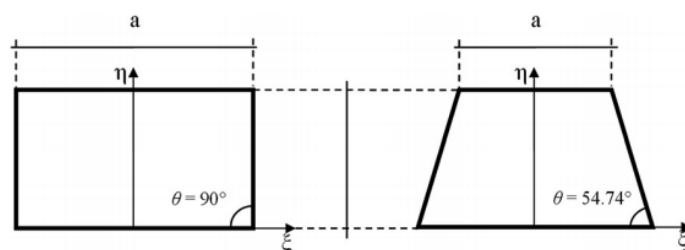
<sup>4</sup> Stokes

<sup>5</sup> Hunter

<sup>6</sup> Mruetusatorn

ولتاژ اعمالی منفی اتفاق افتاد و به مقدار  $430 \mu m/s$  رسیده بود. یک جریان برگشتی از کاتد به سمت آنود در ولتاژ اعمالی مثبت ( $1/3$  ولت) شروع شد که با افزایش ولتاژ، سرعت سیال نیز افزایش یافت.

گری<sup>۱</sup> و همکاران [۳۱]، تحلیل عددی به صورت بی بعد بر روی میکروپمپ‌های الکترواسموزی DC به منظور تاثیر هندسه کانال و مشخصات الکتریکی سیال بررسی کردند. که این تحلیل به منظور بدست آوردن نرخ جریان حجمی و فشار بر روی میکرو و نانو کانال مستطیلی و دوزنقه‌ای سیلیکونی مطابق شکل (۲-۷) به کار رفته است. نسبت ابعاد کانال به شدت بر مقدار حداکثر بودن سرعت جریان حجمی تولید شده تاثیرگذار بود، در حالی که قطر الکتروجنبشی بیشترین تاثیر را بر روی فشار حداکثر داشت. به طوری که کاهش ابعاد، هم سرعت جریان و هم فشار پمپ را افزایش داد. در حالی که با افزایش قطر الکتروجنبشی سرعت جریان افزایش و فشار کاهش یافت. لازم به ذکر است تمامی نتایج آنها، بصورت بی بعد گزارش شده است.



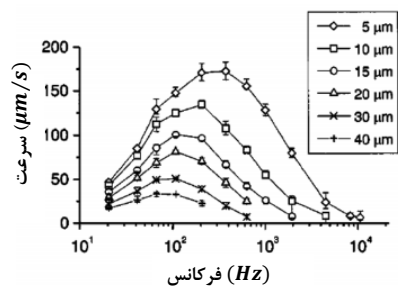
شکل (۲-۷). سطح مقطع کانال‌های میکروپمپ DC [۳۱]

در پمپ‌های ACEO، یک میدان الکتریکی از طریق میکروالکترودهایی واقع روی سطح کانال اعمال می‌شود. به طور کلی، از الکترودهای مسطح برای این نوع پمپاژ استفاده می‌شود، همانطور که در شکل (۲-۸) نشان داده شده است. در سال ۲۰۰۰ گرین<sup>۲</sup> و همکاران [۳۲]، اثر مقدار و فرکانس پتانسیل الکتریکی اعمال شده در پمپاژ محلول KCl با هدایت<sup>۳</sup> مختلف بر روی یک جفت الکتروود متقارن مورد بررسی قرار دادند. سرعت جریان از طریق ردیابی ذرات فلورسنت در زیر میکروسکوپ اندازه‌گیری شد.

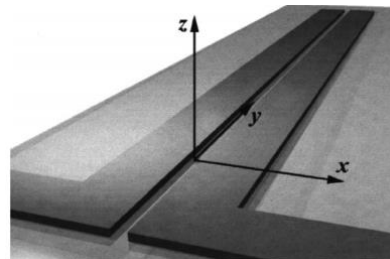
<sup>1</sup> Geri

<sup>2</sup> Green

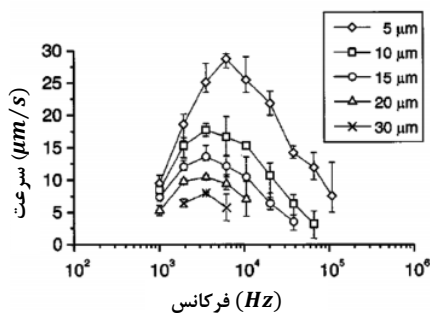
<sup>3</sup> Conductivity



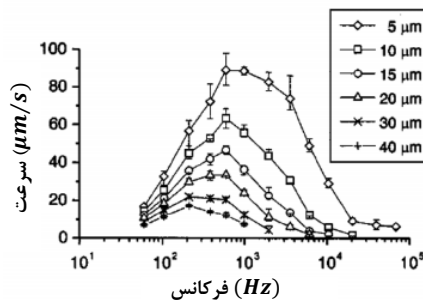
(ب)



(الف)



(د)



(ج)

شکل (۸-۲). الف) شماتیک الکترودهای همسطح در ACEO و نتایج حاصل از آن در هدایت الکتریکی مختلف سیال

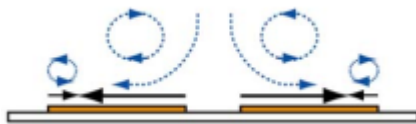
(ب)  $2/1 \text{ mS/m}$  (ج)  $8/6 \text{ mS/m}$  (د)  $84/32 \text{ mS/m}$

نتایج تجربی آنها نشان می‌دهد که سرعت ACEO با فرکانس افزایش می‌یابد و قبل از کاهش با فرکانس، به یک مقدار اوج میرسد. ACEO در یک فرکانس معروف به فرکانس آرامش<sup>۱</sup> به مقدار ناچیزی می‌رسد، بنابراین برای جریان ACEO، محدوده فرکانس اعمال شده باید کوچکتر از فرکانس آرامش باشد تا EDL بتواند در بالای سطح الکتروود تشکیل شود. علاوه بر این، آنها مشاهده کردند که با افزایش هدایت الکتریکی سیال، سرعت جریان کاهش می‌یابد.

اگرچه از الکترودهای متقارن برای ایجاد جریان الکترواسموتیک متداول استفاده می‌شود، پمپاژ ACEO با الکترودهای متقارن نمی‌تواند جریان را در جهت دلخواه ایجاد کند. در واقع، این نوع پیکربندی الکتروود متقارن مطابق شکل (۹-۲)، یک حرکت چرخشی را در مجاورت الکتروود به صورت گردابه<sup>۲</sup> ایجاد می‌کند.

<sup>1</sup> Charge relaxation frequency

<sup>2</sup> Vortices



شکل (۹-۲). شماتیک آرایه الکترومقارن [۳۳]

در سال ۲۰۰۰ اژدري<sup>۱</sup> برای اولین بار به صورت تئوری پیش‌بینی کرد که می‌توان از عدم تقارن آرایه الکترودها، برای هدایت سیال در یک جهت خاص به منظور پمپاژ سیال استفاده کرد [۳۴]. میدان الکتریکی نزدیک فاصله بین الکترودهای مجاور، بر روی بارهای معلق نزدیک سطح الکترودها عمل می‌کند. مطابق شکل (۱۰-۲) این نیرو گردابه‌هایی در بالای الکترودها ایجاد می‌کند و اندازه این گردابه‌ها به عرض الکترودها وابسته است. گردابه بزرگتر بر روی الکترودهای عریض ایجاد می‌شود. هنگامی که الکترودهای باریک و عریض در کنار یکدیگر قرار می‌گیرند، الکترودهای عریض، بر جهت جریان کلی تسلط پیدا می‌کند، توده سیال را در همان جهت گردابه خود هدایت می‌کند و باعث ایجاد جریان کلی سیال از الکترودهای باریک به سمت عریض می‌شود.



شکل (۱۰-۲). شماتیک آرایه الکترو نامتقارن [۳۵]

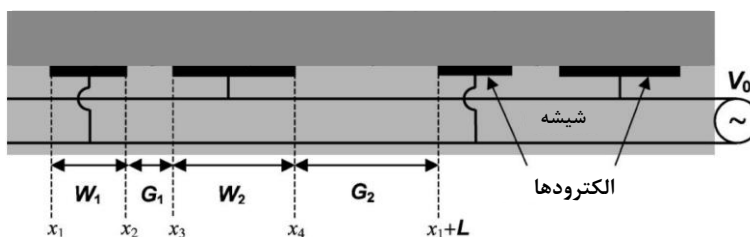
پس از آن، مفلو<sup>۲</sup> و همکاران [۳۶]، براون<sup>۳</sup> و همکاران [۳۷]، راموس<sup>۴</sup> [۳۸] و دیگر محققان در سال ۲۰۰۳ به صورت تجربی پمپاژ سیالات را با استفاده از میکروالکترودهای نامتقارن در میکروکانال نشان دادند. شکل (۱۱-۲) آرایش الکترودها را برای یک پمپاژ ACEO با آرایه الکترودهای نامتقارن نشان می‌دهد. آرایه الکترودهای نامتقارن شامل الکترودهای پهن ( $W_1$ )، الکترودهای باریک ( $W_2$ ) و فاصله باریک ( $G_1$ ) و فاصله پهن ( $G_2$ ) بین آنها است. به منظور عدم تقارن، عرض الکترودهای باریک نباید با عرض الکترودهای پهن برابر باشد همچنین فاصله‌ها باید متفاوت باشند.

<sup>1</sup> Ajdari

<sup>2</sup> Mpholo

<sup>3</sup> Brown

<sup>4</sup> Ramos



شکل (۱۱-۲). شماتیک آرایه الکتروود نامتقارن برای جریان سیال خالص در جهت دلخواه [۳۸]

علاوه بر این، راموس و همکاران ACEO نامتقارن را به صورت تئوری نیز بررسی کردند و دریافتند که جریان سیال همیشه در یک جهت است، اما کار تجربی آنها با شرایط یکسان، گویای این نتیجه نبود. به عنوان مثال، در خارج از منطقه گردابه‌ها، در پتانسیل الکتریکی پایین اعمال شده، جهت جریان از سمت راست به چپ مشاهده شد اما جهت جریان در پتانسیل الکتریکی بالا، معکوس می‌شود. پدیده‌های ACEO با افت ولتاژ خطی در سراسر EDL را نمی‌توان برای توجیه برگشت جریان در پتانسیل الکتریکی بالا اعمال شده استفاده کرد و ممکن است سازوکار دیگر محرک میدان الکتریکی مسئول باشد. در سال ۲۰۰۸ استوری<sup>۱</sup> و همکاران، اثرات استریک<sup>۲</sup>، ازدحام یون‌ها را به دلیل ولتاژ القایی بالا در EDL، به عنوان دلیل اصلی برگشت جریان حتی در حالت غلظت پایین محلول نمک مشخص کرد. با این وجود، میانگین سرعت جریان به دست آمده در هر دو حالت میدان الکتریکی زیاد و کم، برای هرگونه پمپاژ در یک جهت ترجیحی ناچیز است [۳۹].

لوکایدس<sup>۳</sup> و همکاران [۴۰] در سال ۲۰۰۷ میکروپمپ ACEO جدیدی را با گروه‌بندی الکترودها مطابق شکل (۱۲-۲) به منظور ولتاژ اعمال شده نامتقارن برای تولید جریان خالص در میکروکانال با استفاده از ولتاژ پایین ارائه دادند. آنها نشان دادند که با تغییر ولتاژ درجه عدم تقارن تغییر می‌کند بنابراین، یک جریان دو طرفه حاصل می‌شود.



شکل (۱۲-۲). گروه بندی الکترودها در پمپ ACEO [۴۰]

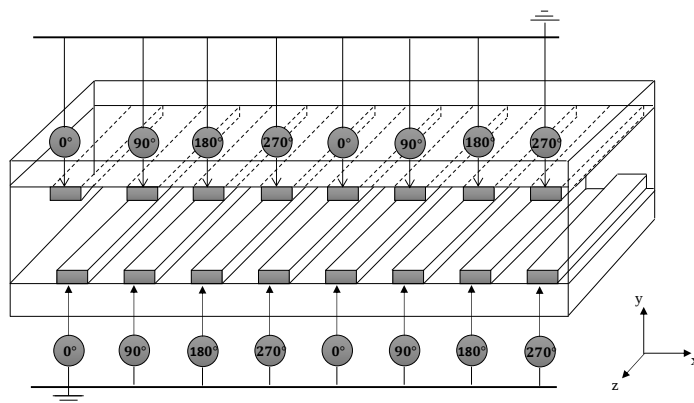
<sup>1</sup> Storey

<sup>2</sup> Steric

<sup>3</sup> Loucaides

از میکروپمپ‌های الکترواسمزی با آرایه الکترودهایی با عرض برابر (مقارن) می‌توان در معرض فازهای مختلف سیگنال-ولتاژ AC (TWEO<sup>۱</sup>) برای القای حرکت یک طرفه پایا استفاده کرد [۴۱]. گارسیا<sup>۲</sup> و همکاران در سال ۲۰۰۶ ادعا کردند که این پمپ نسبت به ACEO کارآمدتر است زیرا قابل دستیابی به یک جریان میکروسیال با سرعت بالاتر است همچنین از ولتاژ اعمال شده کمتری استفاده می‌کند [۴۲]. بسیاری از مطالعات مورد بحث، جریان TWEO در یک میکروکانال با آرایه‌های الکترودهای واقع در یک طرف سطح کانال بررسی کرده است.

در سال ۲۰۱۱ یه<sup>۳</sup> و همکاران، یک میکروکانال حاوی آرایه الکترودهای در دو سطح میکروکانال مطابق شکل (۲-۱۳) در نظر گرفتند که وابستگی توزیع سرعت جریان به پیکربندی ساختار الکترودها، تأخیر فاز بین سیگنال-های AC اعمال شده و فرکانس زاویه‌ای مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج در مورد پارامترهای بهینه طراحی و آرایه‌های میکروالکترودهای واقع در دو طرف کانال، بهبود در عملکرد پمپ را فراهم کرده است [۴۳].



شکل (۲-۱۳). شماتیک پمپ TWEO الکترودهای واقع در دو طرف سطح کانال [۴۳]

از مزایای فناوری مکمل‌های اکسید فلز نیمه هادی (CMOS<sup>۴</sup>) سازگار با تکنولوژی بی‌شماری مانند یک میکروپمپ برای تشخیص بیومولکولی حسگرهای زیستی، هزینه کم و تولید انبوه می‌توان اشاره کرد. از آنجایی که پمپ‌های الکترواسمزی DC به ولتاژ بالا (ده‌ها ولت) نیاز دارند، در سال ۲۰۱۹ یین<sup>۵</sup> و همکاران، برای

<sup>1</sup> Traveling wave electro-osmosis

<sup>2</sup> Garcia

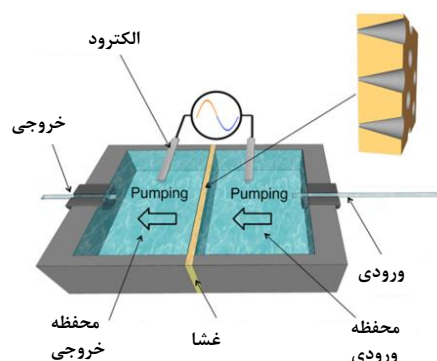
<sup>3</sup> Yeh

<sup>4</sup> Complementary metal-oxide-semiconductor

<sup>5</sup> Yen

تحقق بخشیدن به یک عملگر میکروسیال روی تراشه، یک میکروپمپ TWEO مبتنی بر CMOS با یک مدار ولتاژ پایین (۱/۵ ولت) یکپارچه ساخته شده را توسعه دادند که این مدار محرک یکپارچه از یک نوسانگر مقاومت-خازنی ( $RC^1$ )، یک مولد موج مربعی با تغییر فاز ۹۰ درجه و تقویت کننده تشکیل شده است. مقدار سرعت جریان برای پمپاژ سرم انسانی رقیق شده توانست به  $51 \mu m/s$  برسد [۴۴].

در سال ۲۰۱۶ توسط وو<sup>۲</sup> و همکاران [۴۵]، یک میکروپمپ الکترواسموزی بر اساس یکسوکننده جریان غشایی مطابق شکل (۱۵-۲) توصیف کرده‌اند. یکسوکننده جریان، به غشایی با منافذ نامتقارن نیاز دارد و از منافذ مخروطی در غشای پلیمری استفاده شده است. آنها نشان دادند که با استفاده از شکل موج ولتاژ سینوسی متقارن در سراسر غشا، می‌توان جریان سیال را از طریق غشا به دست آورد. در یک فرکانس ۲۰ Hz و ولتاژ ۵V، حداکثر دبی جریان  $5 \mu L/min$  و یک فشار ۲۰۰ kPa محاسبه شد.



شکل (۱۴-۲). شماتیک پمپ الکترواسموزی با غشای یکسوساز [۴۵]

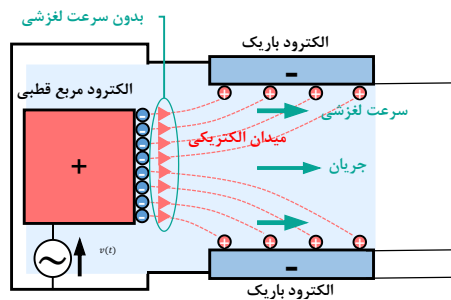
در سال ۲۰۱۷ یوشیدا<sup>۳</sup> و همکاران [۴۶]، میکروپمپ جدید ACEO را با استفاده از یک آرایه الکتروود مربع قطبی و باریک<sup>۴</sup> مطابق شکل (۱۵-۲) ارائه دادند. آنها نشان دادند که روش پیشنهادی می‌تواند جریان کلی را از طریق سرعت لغزشی  $1/6 mm/s$  اساساً بر روی الکترودهای باریک ایجاد کنند.

<sup>1</sup> Resistor-capacitor

<sup>2</sup> Wu

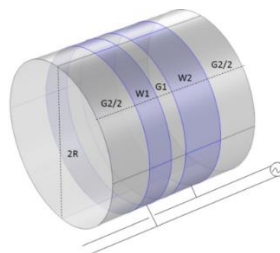
<sup>3</sup> Yoshida

<sup>4</sup> Square pole – slit



شکل (۲-۱۵). شماتیک آرایه الکتروود مربع قطبی و باریک [۴۶]

طراحی میکروپمپ‌های ACEO با الکترودهایی که کانال را کاملاً احاطه کرده‌اند توسط ریبتو<sup>۱</sup> و همکاران انجام شد که سرعت تا ۳۶۰ درصد (در مقایسه با میکروپمپ‌های دارای الکتروود در یک طرف کانال) افزایش یافت. با این وجود، برای توضیح سازوکار و عملکرد میکروپمپ‌های ACEO با الکترودهای سراسر کانال، کمبود نگرش وجود دارد [۴۷]. طبق تحقیقات، تئوری و آزمایش‌های میکروپمپ‌های ACEO عمدتاً بر روی الکترودهای روی سطح کانال مستطیل شکل متمرکز بوده است. گائو<sup>۲</sup> و همکاران در سال ۲۰۱۸، با استفاده از مدل استاندارد پمپ‌های ACEO مسطح، به صورت تئوری میکروپمپ ACEO حلقه‌ای با آرایه‌هایی از جفت های الکتروود حلقه‌ای نامتقارن در میکروکانال استوانه‌ای سه بعدی مطابق شکل (۲-۱۶) ارائه داده‌اند که توانست سرعت جریان را بهبود بخشد [۴۸]. لازم به ذکر است  $W$  و  $G$  به ترتیب نشان دهنده‌ی عرض الکترودهای نامتقارن و فاصله بین الکترودها است.



شکل (۲-۱۶). طرح میکروپمپ حلقه سه بعدی ACEO در میکروکانال استوانه‌ای [۴۸]

اگرچه پمپ ACEO معمولاً به عنوان سازوکار پمپاژ یک طرفه استفاده می‌شود، پینون<sup>۳</sup> و همکاران [۴۹]، در سال ۲۰۱۹ از هندسه میکروکانال محصورکننده<sup>۴</sup> سیال با آرایه الکترودهای نامتقارن، به منظور وارونه کردن

<sup>1</sup> Ribetto

<sup>2</sup> Gao

<sup>3</sup> Pinon

<sup>4</sup> Microchannel enclosing

جهت جریان خالص<sup>۱</sup> (یعنی جریان خالص از الکتروود عریض به سمت باریک) استفاده شده است که از طریق جلوگیری از چرخش گردابه‌ها در جهت جریان رو به جلو، جریان را وادار به جهت وارونه کند. در نتیجه، یک میکروپمپ دو جهته تولید می‌شود که در آن کنترل جهت سیال با تنظیم سیگنال AC اعمالی انجام شده است. به منظور تولید پمپ دو جهت ACEO، یک پایداری گسترده الکتروشیمیایی مواد الکتروود، برای تضمین عملکرد مطلوب بدون تخریب الکتروود و شکل‌گیری حباب ضروری است.<sup>۲</sup> C-MEMS نشان داده شده است که یک تکنولوژی قدرتمند برای ساخت الکتروودهای کربن شیشه‌ای (CG<sup>۳</sup>) مقرون به صرفه است. سرعت سیال برای دامنه ۲ تا ۲۰ ولت و در محدوده فرکانس ۱ کیلوهرتز تا ۲۰۰ مگاهرتز، حداکثر سرعت سیال روبه جلو و وارونه به ترتیب  $28/59 \mu m/s$  و  $338 \mu m/s$  اندازه‌گیری شده بود.

پمپاژ دو طرفه به طور موثری برای افزایش کارایی در جداسازی ذرات، کاهش زمان پردازش پیوندزنی DNA، بهینه‌سازی کنترل دوز در دستگاه‌های انتقال دارو و غیره قابل استفاده است. معمولاً هدف در طراحی پمپ به حداکثر رساندن میزان پمپاژ با حداقل ولتاژ اعمالی است. به این منظور، تحقیقات کمی در مورد بهینه‌سازی مبتنی بر پمپ‌های ACEO انجام شده است. اولسن<sup>۴</sup> و همکاران [۵۰] به منظور هندسه بهینه میکروپمپ ACEO با دو الکتروود نامتقارن از روش بهینه‌سازی استفاده کردند اما تعامل پارامترهای مختلف مورد بررسی قرار نگرفت.

بررسی مطالعات نشان می‌دهد که یک مطالعه پارامتری جامع و بهینه‌سازی میکروپمپ‌های ACEO به منظور نشان دادن اثر متقابل پارامترهای مختلف در طراحی میکروپمپ نادر است. در سال ۲۰۱۹ توسط فرزانه‌نیا [۵۱] و همکاران بررسی تأثیر پارامترهای مختلف هندسی بر روی میکروپمپ ACEO و تجزیه و تحلیل آماری (RSM<sup>۵</sup>) برای بهینه‌سازی عملکرد آرایه الکتروود (برای دستیابی به پمپاژ بالاتر) ارائه دادند که متشکل از سه الکتروود مسطح که از مزیت ساخت ساده و راحت برخوردار است، همچنین امکان ایجاد یک جریان دوطرفه فراهم کرده است. RSM مجموعه‌ای از تکنیک‌های ریاضی و آماری است که برای بررسی تأثیر و تعامل چندین فاکتور مستقل (به عنوان مثال، پارامترهای طراحی) در طراحی استفاده می‌شود.

---

<sup>1</sup> Reverse flow

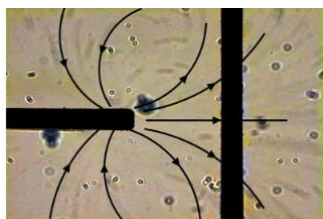
<sup>2</sup> Carbon-MEMS

<sup>3</sup> Glassy carbon

<sup>4</sup> Olesen

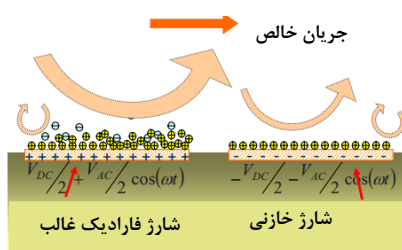
<sup>5</sup> Response Surface Methodology

همانطور که گفته شد، برای پمپاژ یک طرفه، شکستن تقارن میدان‌های الکتریکی بین جفت الکترودها ضروری است. این امر با طراحی نامتقارن الکترودها یا با اضافه کردن سیگنال DC به سیگنال AC نیز از نظر الکتریکی حاصل شده است. طرح‌های بسیاری وجود دارد که عدم تقارن باعث القای جریان خالص می‌گردد، از جمله الکترودهای مسطح نامتقارن، الکترودهای راست‌گوشه<sup>۱</sup> مطابق شکل (۲-۱۷) و سه بعدی با حداکثر سرعت سیال در حدود  $600 \mu\text{m/s}$  گزارش شده است.



شکل (۲-۱۷). آرایه الکترودهای متعامد

برای دستیابی به عدم تقارن پتانسیل الکتریکی، در سال ۲۰۰۹ لیان<sup>۲</sup> و همکاران [۵۳]، با استفاده از دو الکترودهای متقارن مطابق شکل (۲-۱۸)، عدم تقارن قطبش برای حرکت جریان جهت‌دار را گزارش کردند. از طریق سیگنال اعمالی، الکترودهای سمت چپ همیشه در یک پتانسیل مثبت قرار دارد و بیشتر در معرض شارژ فارادیک است، در حالی که الکترودهای دیگر همیشه در یک پتانسیل منفی و در معرض شارژ خازنی است. وقتی مقدار ولتاژ از آستانه عبور می‌کند، بارهای مثبت به هر دو الکترودها القا می‌شود و جریان یک جهته به منظور پمپاژ ایجاد می‌گردد. آنها سرعت جریان را در یک فرکانس ۱۰۰ کیلوهرتز، ولتاژ AC ۶/۵ ولت و ولتاژ DC ۱- ولت برابر  $2/5 \text{ mm/s}$  بود.

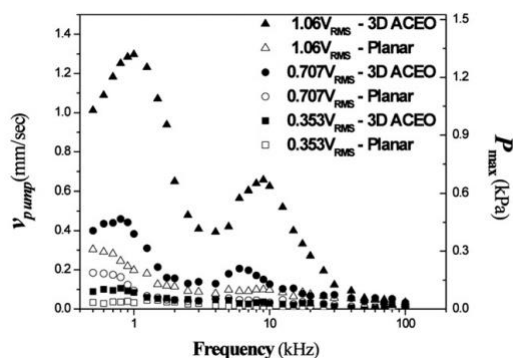


شکل (۲-۱۸). آرایه الکترودهای متقارن و پمپاژ یک جهته با اعمال سیگنال AC و DC [۵۳]

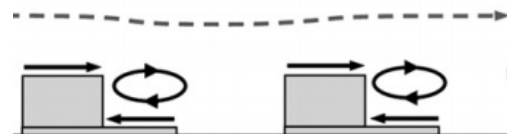
<sup>1</sup> Orthogonal

<sup>2</sup> Lian

ایسلام<sup>۱</sup> و همکاران [۵۴]، در سال ۲۰۱۲ پمپ الکترواسموزی پیشنهاد دادند که همزمان هر دو سیگنال را برای کنترل جریان سیال ترکیب می‌کند. پمپ حاصل قادر به تولید جریان دو جهته و قابل کنترل (فرکانس ۲۵۰ هرتز، ولتاژ AC ۱ ولت و ولتاژ DC ۴/۵ ولت) سرعت جریان  $300 \mu m/s$  بود. علاوه بر این، انتظار بر این است که این میکروپمپ‌ها برای کار به ولتاژ AC بسیار کمی نیاز داشته باشد. ACEO اجازه می‌دهد از یک منبع تغذیه AC برای فعال شدن الکتروود در ترکیب با فرکانس‌های تحریک بالا استفاده شود تا اثرات الکترولیز دیده شده در پمپ‌های DCEO را محدود کند. استفاده از سیگنال AC با DC، هم گردابه‌ها و هم جریان یک جهته ایجاد می‌شود. این جریان می‌تواند با تغییر قطب سیگنال اعمال شده معکوس شود. در ادامه گزیده‌ای از تحقیقات مهم پیرامون بررسی الکتروودهای سه‌بعدی آورده شده است. برای بهبود توانایی پمپاژ پمپ ACEO، بر اساس طرح تئوری معرفی شده توسط بازانت<sup>۲</sup> [۵۵] و اوربانسکی<sup>۳</sup> [۳۳] در سال ۲۰۰۶ به‌طور آزمایشگاهی نشان دادند که پمپ ACEO با آرایه‌های الکتروود سه بعدی متشکل از الکتروودهای پله‌ای نامتقارن در یک آرایه مسطح متقارن قرار دارد. پمپ غیر مسطح در مقایسه با پمپ‌های مسطح می‌تواند جریان سیال پرسرعت تولید کند و به سرعت بالاتر از  $4 mm/s$  برسد. اگرچه این طرح کاملاً پرازنده است، اما گردابه‌هایی مشاهده می‌شود که نسبت به ابعاد الکتروود پله‌ای بسیار حساس است. این جریان معکوس (گردابه) ناخواسته مطابق شکل (۱۹-۲)، ناشی از ساختار الکتروود است که در جهت جریان به‌صورت ذاتی روی بستر قرار گرفته است.



(ب)



(الف)

شکل (۱۹-۲). الف) آرایه الکتروود سه بعدی ACEO (ب) نتایج حاصل از آن [۳۳]

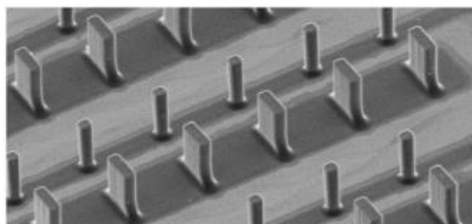
<sup>1</sup> Islam

<sup>2</sup> Bazant

<sup>3</sup> Urbanski

اوربانشکی و همکاران در سال ۲۰۰۷ [۵۶]، وابستگی سرعت جریان به ارتفاع الکتروود، بر اساس ابتکار اخیر الکتروود سه بعدی ادامه دادند و پارامترهای هندسی دیگری از جمله ارتفاع و عرض گام‌های سه بعدی بر روی الکتروودهای پایه را معرفی کردند که در این مطالعه ارتفاع فیزیکی پله‌ها به عنوان عاملی برای بهبود عملکرد پمپاژ تغییر می‌کند؛ بنابراین، بهینه‌سازی ابعاد الکتروودهای پله‌ای برای مانع شدن از جریان گردابه معکوس ضروری است.

روآبا<sup>۱</sup> و همکاران [۵۷] در سال ۲۰۱۱، طرح پیشنهادی مبتنی بر توسعه آرایه‌های الکتروود نامتقارن مسطح با ترکیب الکتروودهای ستونی<sup>۲</sup> بصورت نامتقارن با نسبت منظر بالا ( $HAR^3$ ) مطابق شکل (۲۰-۲) ارائه دادند که سطح حرکت بیشتری برای همان حجم، تولید می‌شود و مقاومت داخلی هیدرودینامیکی افزایش می‌یابد که منجر به افزایش دبی، فشار و در نتیجه بازده بیشتر پمپاژ می‌شود. در واقع با استفاده از جریان مصرفی و ولتاژ اعمالی، مقدار بازده قابل محاسبه است. سرعت جریان به دست آمده، پنج برابر بیشتر از طرح الکتروود مسطح در فرکانس ۱ کیلوهرتز و ولتاژ ۹/۵ ولت، برابر  $120 \mu m/s$  است. آنها در مقاله خود، جزئیات فرآیند ساخت میکروپمپ همراه با بحث در مورد مسائل ساخت را ارائه داده‌اند.



شکل (۲۰-۲). الکتروود سه بعدی با ستون‌های نامتقارن ( $HAR$ ) [۵۷]

ساخت الکتروودهای  $HAR$  ( $< 5:1$ ) در بیشتر روش‌های ساخت استاندارد یک چالش است. ساخت قالب-های  $HAR$  با وضوح کافی برای آبکاری<sup>۴</sup>، به ویژه با ابعاد کمتر از ۲۰ میکرومتر، دشوار است. قالب‌هایی با این ابعاد را می‌توان از SU-8 تهیه کرد اما به سختی می‌توان از قالب جدا کرد. همچنین کنترل میزان آبکاری برای یک آرایه متراکم از الکتروودها با مجموعه‌ای از اندازه‌های مختلف دشوار است. این نوع پردازش گران و زمان بر

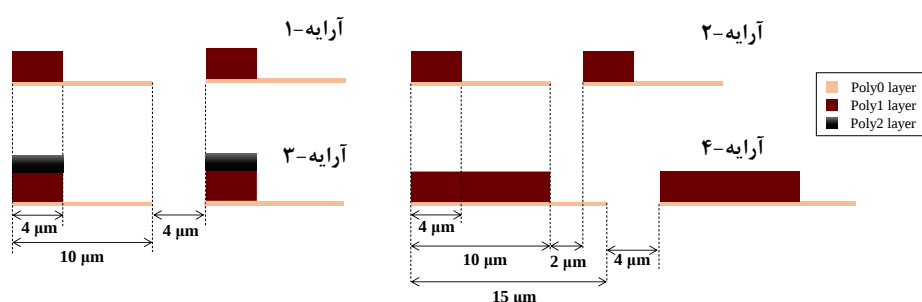
<sup>1</sup> Rouabah

<sup>2</sup> Pillar electrodes

<sup>3</sup> High aspect ratio

<sup>4</sup> Etching

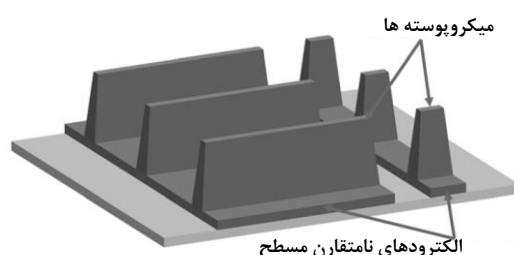
در سال ۲۰۱۱ گوا<sup>۱</sup> و همکاران [۵۸]، فرایندی با سه لایه پلی سیلیکون (PolyMUMPs) مطابق شکل (۲-۲۱) را پیشنهاد دادند که یک جایگزین ساده و مقرون به صرفه برای فرآیند پر هزینه آبکاری طلا در عین حال قابل تکرار است و همچنین ساخت آرایه‌های الکترو پله‌ای سه بعدی فراهم می‌کند. آنها اثرات آرایش الکترودی و اکسید سطحی را با مقایسه شبیه‌سازی عددی و تجربی مورد بررسی قرار دادند و مقدار بیشترین سرعت محاسبه شده در طرح بهینه، در ولتاژ ۳ ولت و فرکانس ۱۰ کیلوهرتز، برابر  $500 \mu\text{m/s}$  بود.



با این حال، الکترودهای ساخته شده از PolyMUMP، تحت یک لایه سطحی دی اکسید سیلیکون قرار می گیرند (بر روی الکترودهای طلای معمول وجود ندارد) که تاثیر آن بر خواص مکانیکی مورد مطالعه قرار گرفته است، اما تاثیر آن بر پمپاژ میکروسیال هنوز مورد بررسی است. برای پمپاژ ACEO، چنین لایه اکسیدی روی الکترودها می تواند جریان فارادیک را در فرکانس های پایین مهار کند، فرکانس اوج سرعت جریان را تغییر دهد و ولتاژ آستانه شروع سیال را افزایش دهد. به همین ترتیب، مطالعه تاثیر اکسید سطحی بر عملکرد پمپاژ ضروری است.

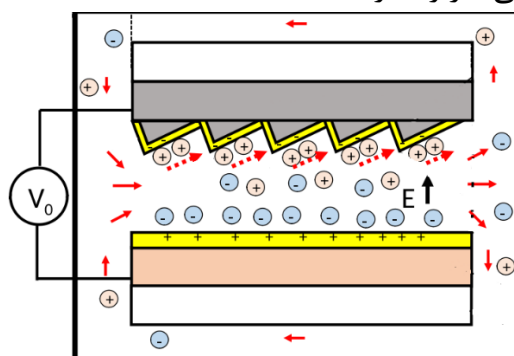
- 1 Guo
- 2 Pinon
- 3 Microposts

کربن شیشه‌ای مسطح، مطابق شکل (۲-۲۲) صورت گرفته است. در نتیجه ماکزیمم سرعت جریان به دست آمده در بیشترین ارتفاع میکروپوسته، در ولتاژ ۱۰ ولت و فرکانس ۱ کیلوهرتز، برابر  $90 \mu m/s$  است.



شکل (۲-۲۲). شماتیک افزایش سطح الکترودها [۳۵]

پمپ‌های سه بعدی دارای یک ساختار نامتقارن، جریان نامتقارن ACEO محدود به یک مکان را ایجاد می‌کند. از این رو در سال ۲۰۱۹ سوگیوکا<sup>۱</sup> و همکاران، ساختار نامتقارن الکترودهای دندانه‌ای<sup>۲</sup> مطابق شکل (۲-۲۳) می‌تواند یک جریان نامتقارن کل کانال بدون تولید هرگونه گردابه ناخواسته در حالت پایا را فراهم کند. مقدار ولتاژ AC ۳۰ ولت در ۱۰ کیلوهرتز، حداکثر سرعت جریان خالص  $1/1 mm/s$  اندازه شد. در حقیقت، گرویزمن<sup>۳</sup> و همکاران گزارش کرده‌اند که یک کانال میکروسیالی با ساختار دندانه‌ای به عنوان یکسوساز میکروسیال برای سیالات غیرنیوتنی کاربرد دارد [۵۹].



شکل (۲-۲۳). ساختار دندانه‌ای میکروالکترودهای یک پمپ ACEO [۶۰]

<sup>1</sup> Sugioka

<sup>2</sup> Ratchet structure

<sup>3</sup> Groisman

## ۵-۲- نوآوری و لیست نقاط ضعف کارهای گذشته

مرور گسترده مطالعات یاد شده نشان می‌دهد که اگرچه مفاهیم اصلی به منظور طراحی یک میکروپمپ با آرایه الکترودهای نامتقارن با ولتاژ متناوب، آرایه الکترودهای سه‌بعدی، الکترودهای متقارن با ایجاد اختلاف فاز ولتاژ AC و یا تلفیق ولتاژ AC با DC همگی روش‌های قابل قبول برای تولید جریان خالص در کانال هستند، اما تاکنون بهینه‌سازی مبسوط پارامترهای هندسی تعیین‌کننده به منظور ارائه جریان سیال پایا مورد بررسی قرار نگرفته است. در تحقیق حاضر یک میکروپمپ جدید با الکترودهای سه‌بعدی ارائه شده که به کمک مدل‌سازی عددی، عرض و ارتفاع پله‌ها و محل قرارگیری آنها بر روی الکترودها بهینه شده است که این موارد را می‌توان از جمله نوآوری‌های این پژوهش عنوان کرد. برای معتبرسازی حل عددی، تراشه بهینه با استفاده از روش فتولیتوگرافی شامل مراحل چون لایه نشانی الکترودها پلاتین بر روی شیشه لام، ایجاد پله‌ها بر روی الکترودها با استفاده از پلیمر (SU8) و ساخت میکروکانال از جنس PDMS در محیط آزمایشگاه ساخته شده است. سیال مورد استفاده جهت پمپاژ در این کار، محلول الکترولیت KCl با هدایت الکتریکی  $0.15\text{ S/m}$  انتخاب شد. هدف عمده این بهینه‌سازی، ایجاد حداکثر سرعت، دبی و فشار از طریق پمپ سه‌بعدی ACEO است. علاوه بر موارد بهینه ذکر شده، اندازه هر الکترودها، تقارن یا عدم تقارن جفت الکترودها، فاصله جفت الکترودها و همچنین مشخصات الکتریکی شامل ولتاژ و فرکانس نیز بهینه شده است. حوزه حل به همراه شرایط مرزی این شبیه‌سازی عددی در فصل سوم ارائه شده است که در نهایت منجر به ساخت این میکروپمپ گردیده است.



## روش حل عددی

---

### ۱-۳- مقدمه

در فصل ۲ یک بررسی و مطالعه در مورد زمینه تئوری پدیده الکتروکینتیک در یک میدان الکتریکی AC انجام شد. این فصل، با توصیف رویکرد کلی مدل سازی ACEO آغاز می شود، سپس معادلات حاکم بر پتانسیل الکتریکی و جریان سیال و شرایط مرزی مناسب برای هندسه مختلف الکترودها معرفی می شود. در ادامه تجزیه و تحلیل در مورد پاسخ فرکانس و تاثیر آنها بر عملکرد میکروپمپ مورد بررسی قرار می گیرد. این معادلات برای یک مدل هندسی، جهت تجزیه و تحلیل عددی با استفاده از روش المان محدود (FEM) حل می گردد. نرم افزار مورد استفاده کامسول<sup>۱</sup> است که معادلات دیفرانسیل جزئی (PDE<sup>۲</sup>) معادلات حاکم و شرایط مرزی را با استفاده از فرم کلی آنها حل می کند. در نهایت، پارامترهای هندسی الکترودها به منظور بهینه سازی آنها معرفی می گردد.

### ۲-۳- الکتروهیدرودینامیک

الکتروهیدرودینامیک تعامل بین میدان الکتریکی و جریان سیال است که این تعامل توسط یک نیروی الکتریکی می تواند باعث حرکت جریان، پمپاژ الکتریکی و مخلوط شدن شود که به صورت زیر نشان داده می شود [۶۱].

$$\vec{F}_e = q\vec{E} - \frac{1}{2}|\vec{E}|^2 \nabla \epsilon + \frac{1}{2} \nabla \left[ |\vec{E}|^2 \left( \frac{\partial \epsilon}{\partial \rho} \right)_T \rho \right] \quad (۳-۱)$$

به طوری که  $q$  چگالی بار الکتریکی،  $\epsilon$  ثابت گذردهی الکتریکی (دی الکتریک) سیال،  $E$  میدان الکتریکی و  $\rho$  و  $T$  به ترتیب چگالی و دمای سیال است.

اولین عبارت در سمت راست معادله بالا، نیروی کولن<sup>۳</sup> است که روی بارهای آزاد در یک میدان الکتریکی عمل می کند (یک ذره باردار تحت اثر نیروی کولن در راستای خطوط میدان الکتریکی حرکت کرده و مومنتوم را به ذرات سیال منتقل می کند). عبارت دوم نیروی دی الکتروفوریتیک<sup>۴</sup> که به گرادیان ثابت گذردهی الکتریکی

<sup>۱</sup> COMSOL Multiphysics 5.4

<sup>۲</sup> Partial differential equation

<sup>۳</sup> Coulomb

<sup>۴</sup> Dielectrophoretic

نیاز دارد و روی یک ذره دی‌الکتریک در یک میدان الکتریکی غیر یکنواخت اعمال می‌شود. عبارت سوم بیانگر نیروی الکترواستریکشن<sup>۱</sup> است که بر اساس تغییرات ثابت دی‌الکتریک سیال با چگالی بوجود می‌آید، بنابراین فقط در سیالات تراکم‌پذیر وجود خواهد داشت.

### ۳-۳- معادلات حاکم

حوزه الکتریکی و حوزه سیال به طور جداگانه مشخص می‌شوند، بنابراین، مدل عددی شامل دو مجموعه معادلات حاکم و شرایط مرزی مربوط به هر حوزه می‌شوند.

#### ۳-۳-۱- دینامیک سیال

به منظور مشخص کردن جریان در میکروپمپ، بررسی جریان در توده الکترولیت ضروری است. معادله حاکم بر حوزه سیال معادله پیوستگی و ناویر-استوکس<sup>۲</sup> است که به ترتیب در معادلات (۳-۲) و (۳-۳) نشان داده شده است [۵۶]. به طوری که  $P$  فشار،  $F_e$  نیروی حجمی،  $\eta$  لزجت،  $\rho$  چگالی و  $u$  سرعت سیال است.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla} \cdot (\rho \vec{V}) = 0 \quad (3-2)$$

$$\rho \left( \frac{\partial \vec{V}}{\partial t} + \vec{V} \cdot \vec{\nabla} \vec{V} \right) = -\vec{\nabla} P + \eta \nabla^2 \vec{V} + \vec{F}_e \quad (3-3)$$

#### ۳-۳-۲- الکترواستریکشن AC

طبق معادله (۳-۱)، با توجه به همگن بودن سیال، تنها عبارت اول این رابطه یعنی نیروی کولن باقی می‌ماند.

$$\vec{F}_e = q \vec{E} \quad (3-4)$$

که میدان الکتریکی  $E$  طبق رابطه زیر است.

$$\vec{E} = -\vec{\nabla} \phi \quad (3-5)$$

که  $\phi$  پتانسیل الکتریکی و  $q$  چگالی بار الکتریکی است که از رابطه زیر بدست می‌آید.

<sup>1</sup> Electrostrictive

<sup>2</sup> Navier-Stokes

$$q = \sum_i z_i e n_i \quad (3-6)$$

که  $z_i$  تعداد یون،  $e$  بار الکترون و  $n_i$  غلظت یون  $i$  ام است.

طبق معادله نرنست پلانک<sup>۱</sup>، رابطه بقا بار برابر است با:

$$\frac{\partial n_i}{\partial t} + \vec{\nabla}[-D_i \nabla n_i - \mu_i n_i \vec{\nabla} \phi + n_i u] = 0 \quad (3-7)$$

همچنین معادله پواسون بصورت زیر است.

$$\nabla^2 \phi = -\frac{q}{\varepsilon} = -\sum_i \frac{1}{\varepsilon} z_i e n_i \quad (3-8)$$

#### ۳-۴- فرضیات مدل خطی

الکترواستاتیک AC به ویژه در هندسه‌های الکتروود سه‌بعدی، پدیده‌ای پیچیده از هیدرودینامیک الکتروشیمیایی است، به همین دلیل، ساده‌سازی‌های انجام شده توسط پژوهشگران گذشته به منظور شبیه‌سازی عددی مورد بررسی قرار می‌گیرد.

برای حل همزمان معادلات در بخش قبل، تنها برای ولتاژهای کوچک ( $V_T \ll KT/e = 25mV$ ) قابل توجیه است [۳۷]، [۶۲]. در این رابطه  $V_T$  ولتاژ آستانه<sup>۲</sup>،  $K$  ثابت بولتزمن،  $T$  دما (۳۰۰ درجه کلوین) و  $e$  بزرگی بار یک الکترون است. متأسفانه آزمایش‌های ACEO همیشه ولتاژهای بسیار بیشتری را شامل می‌شود که از نظر تئوری بسیار پیچیده‌تر شده و هنوز به طور کامل توسعه نیافته است [۳۸]. با این وجود، مدل خطی توسط گونزالز<sup>۳</sup> [۳۲]، موفق شده است حداقل مشخصات کیفی بسیاری از آزمایشات را به دست آورد، بنابراین به عنوان یک تقریب اولیه منطقی مورد استفاده قرار می‌گیرد که در پژوهش‌های تحلیلی گذشته به تفصیل شرح داده شده است.

<sup>1</sup> Nernst-Planck

<sup>2</sup> Thershold voltage

<sup>3</sup> Gonzalez

گونزالز، لایه دوگانه را مانند یک خازن ایده آل (که می تواند بی نهایت بار الکتریکی ذخیره کند) فرض کرد که می توان از اثر اندازه یون ها در لایه دوگانه صرف نظر کرد. در واقع، با این فرض کل سطح الکتروود قطبی می شود و لایه دوگانه رفتار خطی از خود نشان می دهد. همچنین، لایه دوگانه در ولتاژ ( $0.2/5$  - ولت) و فرکانس های پایین، در حالت شبه تعادلی<sup>۱</sup> است؛ یعنی، سیستم جهت رسیدن به تعادل (تعادل یون ها)، مستلزم زمان کوتاه پس از هر تغییر کوچک در سیستم است. در نتیجه، خواص سیستم در تمامی بخش های آن ثابت در نظر گرفته می شود. طبق این شرایط، توده سیال مانند یک مقاومت و لایه دوگانه مانند یک خازن رفتار می کنند. در نهایت با فرض مدل خطی، جهت توزیع پتانسیل در توده سیال، چگالی بار الکتریکی برابر صفر است ( $q = 0$ )؛ به عبارت دیگر، از آنجا که ارتفاع میکروکانال حدود  $10-200 \mu m$ ، چندین مرتبه از ضخامت EDL (تقریباً  $100 nm$ ) بزرگتر است، چگالی بار الکتریکی خالص EDL در مقایسه با بار خنثی موجود در توده سیال ناچیز است؛ بنابراین، کل دامنه بار خنثی در نظر گرفته می شود و چگالی بار الکتریکی برابر صفر است. در نهایت، معادله (۸-۳) به معادله لاپلاس تبدیل می گردد.

در اینجا ما به سادگی معادلات و فرضیات اساسی را خلاصه می کنیم.

- الکتروودها در جهت عرضی به اندازه کافی گسترده اند تا مسئله به صورت دو بعدی در نظر گرفته شود.
- لایه دوگانه به اندازه کافی نازک است و می تواند به عنوان لایه مرزی حول توده الکتروولیت (حتی در حین باردار شدن) رفتار کند [۶۳].
- برای ولتاژهای کوچک، غلظت توده الکتروولیت (و رسانایی) تقریباً یکنواخت باقی می ماند و میدان الکتریکی یکنواخت فرض شده و معادله لاپلاس (قانون اهم) برقرار است.
- در ولتاژهای کوچک، لایه دوگانه روی هر الکتروود مانند یک خازن با ظرفیت ثابت در رژیم خطی عمل می کند.
- بخش های بدون الکتروود، غیر قابل قطبی شدن هستند.

<sup>1</sup> Quasi equilibrium

- سرعت جریان در ACEO چند میلیمتر بر ثانیه است (عدد رینولدز کمتر از یک)؛ بنابراین، سیال در رژیم جریان تراکم‌ناپذیر و لزج است. در نتیجه عبارت  $u \cdot \nabla u$  قابل حذف است.

### ۳-۵- ساده‌سازی معادلات حاکم و شرایط مرزی

معادله لاپلاس برای حل پتانسیل الکتریکی سیال الکترولیت به صورت زیر است [۵۶].

$$\nabla^2 \phi = 0 \quad (3-9)$$

شرایط مرزی سطوح بدون الکتروود عبارت است از:

$$n \cdot \vec{\nabla} \phi = 0 \quad (3-10)$$

همچنین شرط مرزی روی سطح الکتروودها عبارت است از:

$$n \cdot \vec{\nabla} \phi = \frac{i\omega C_{DI} \Lambda}{\sigma} (\phi - V_{peak}) \quad (3-11)$$

$$C_{DI} = \frac{\epsilon}{\lambda_D} \quad (3-12)$$

که  $\sigma$  هدایت الکتریکی محلول الکترولیت،  $V_{peak}$  ولتاژ اعمال شده و  $\omega$  فرکانس زاویه‌ای است.

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

$$u_{ACEO} = -\frac{\epsilon}{4\mu} \Lambda \frac{\partial}{\partial x} |\phi - V_{peak}|^2 \quad (3-13)$$

$$u_{\parallel} = \frac{\epsilon \Lambda}{2\eta} \left( Re[\pm V_{peak} - \phi] Re\left[\frac{\partial \phi}{\partial x}\right] + Im[\pm V_{peak} - \phi] Im\left[\frac{\partial \phi}{\partial x}\right] \right) \quad (3-14)$$

$$u_{\perp} = 0 \quad (3-15)$$

در واقع،  $u_{\parallel}$  سرعت موازی و  $u_{\perp}$  سرعت عمود بر سطح الکترودها و  $x$  در امتداد الکترودها است. همچنین عبارت  $Re^1$  و  $Im^2$  به ترتیب بخش حقیقی و موهومی سرعت را نشان می‌دهند.

جهت محاسبه سرعت و فشار سیال، با توجه به فرضیات مدل خطی ( $q = 0$ ) و کوچک بودن عدد بی‌بعد رینولدز ( $Re \leq 0.1$ ) و صرف نظر از عبارت اینرسی و نیروی حجمی برای جریان پایا و تراکم‌ناپذیر، معادله ناویر-استوکس به معادله استوکس کاهش یافته است.

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{V} = 0 \quad (3-16)$$

$$\vec{\nabla} P = \eta \nabla^2 \vec{V} \quad (3-17)$$

در دیواره‌های بالا و پایین میکروکانال شرط عدم لغزش ( $u = 0$ ) برقرار است. دیواره‌های سمت چپ و راست، از شرط مرزی مرز آزاد<sup>۳</sup> (OBC) با تنش ویسکوزیته صفر استفاده شده است تا سیال در دامنه حل جریان یابد که در رابطه نشان داده شده است.

$$[-p + k]n = -f_0 n \quad (3-18)$$

$$k = \mu(\nabla u + (\nabla u)^T) \quad (3-19)$$

همانطور که در بالا ذکر شد، مقدار تنش  $f_0 = 0$  است.

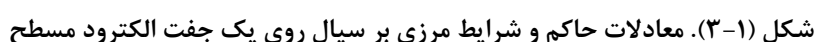
استفاده از معادلات حوزه سیال در یک مدل هندسی، بر اساس یک جفت الکترودها مسطح غوطه‌ور در سیال الکترولیت مطابق شکل (۳-۱) نشان داده شده است. به منظور تمایز معادله حاکم و شرایط مرزی، خط چین‌ها شرایط مرزی را نشان می‌دهد. توده سیال با معادله (۳-۱۶) و (۳-۱۷) نشان داده شده است.

---

<sup>1</sup> Real

<sup>2</sup> Imaginary

<sup>3</sup> Open boundary condition



The diagram illustrates the electrochemical cell setup for EIS. It shows the working electrode (WE), counter electrode (CE), and reference electrode (RE) connected to a potentiostat. The WE is also connected to a double-layer capacitor ( $C_{DL}$ ). The electrolyte contains a redox couple. The potential distribution ( $\phi$ ) and current density ( $j$ ) at the WE surface are shown. The potential distribution is governed by the Laplace equation ( $\nabla^2 \phi = 0$ ) and the boundary conditions ( $n \cdot \nabla \phi = 0$ ). The current density is given by  $j = i_0 \left( \exp\left(\frac{\alpha \phi}{V_{peak}}\right) - \exp\left(-\frac{\alpha \phi}{V_{peak}}\right) \right)$ . The diagram also shows the equivalent circuit model (ECM) of the cell, which includes a resistor ( $R$ ) and a capacitor ( $C_{DL}$ ) in series.

شکل (۲-۳). معادل معادلات حاکم و شرایط مرزی حوزه الکتریکی بر نیمی از جفت الکتروود و مدار معادل

<sup>1</sup> Resistor Capacitor

بنابراین اندازه‌گیری مقیاس زمانی RC در رژیم خطی طبق رابطه زیر مهم است که ناشی از اثر باردارشدن یا تخلیه بار ظرفیت لایه انتشار (EDL) است [۵۶].

$$\tau_c = \frac{\Lambda L}{\lambda_D} \left( \frac{\varepsilon}{\sigma} \right) \quad (3-20)$$

$L$  به عنوان طول مشخصه سیستم (معمولاً حداقل اندازه) تعریف می‌شود.

در نتیجه یک مقایسه برای افت پتانسیل سیال در خارج از EDL برای سه مورد مختلف  $\omega_c \ll \omega$ ،  $\omega_c = \omega$ ،  $\omega_c \gg \omega$  انجام شده که مقدار  $\omega_c$  (فرکانس زاویه‌ای RC) مطابق زیر در نظر گرفته شده است.

$$\omega_c = \frac{1}{\tau_c} \sim 2\pi \times 1000 \frac{\text{rad}}{\text{s}} \quad (3-21)$$

مقدار پتانسیل الکتریکی خروجی بستگی به فرکانس دارد. همچنین هرچه  $\tau_c$  کوچکتر باشد، خازن دیرتر شارژ می‌شود.

در فرکانس‌های پایین  $\omega_c \ll \omega$ ، پتانسیل الکتریکی خروجی دو سر مقاومت به آرامی تغییر می‌کند در نهایت ثابت می‌شود، در نتیجه میدان الکتریکی صفر خواهد شد.

در فرکانس‌های بالا  $\omega_c \gg \omega$ ، مقدار پتانسیل ورودی و خروجی برابر بوده و همان مقدار پتانسیل را ایجاد می‌کند و تغییراتش ثابت می‌ماند و طبق معادله (۳-۵)، مقدار میدان الکتریکی صفر خواهد شد.

در حالت  $\omega_c = \omega$ ، سیال به بیشینه سرعت خود می‌رسد زیرا پتانسیل الکتریکی می‌تواند بین EDL و توده سیال توزیع شود و در حال تغییر باشد. میدان الکتریکی می‌تواند به بیشینه مقدار خود در لبه الکتروود برسد، در نتیجه سرعت لغزشی به بیشینه مقدار خود در این فرکانس خواهد رسید [۱۷].

## ۳-۶- بهینه‌سازی

ماژول بهینه‌سازی یک رابطه کلی برای تعریف توابع هدف، مشخص کردن متغیرهای طراحی و تنظیم محدودیت‌های مربوط به آنها است. استفاده از این ماژول شامل چهار مرحله است که در ابتدا، تابع هدف تعریف می‌شود. سپس، مجموعه‌ای از متغیرهای طراحی تعیین می‌گردد (ورودی‌های مدلی که باید تغییر کنند). در مرحله بعد، مجموعه‌ای از محدودیت‌های متغیرهای طراحی تعریف می‌شود و در آخر، با تغییر متغیرهای طراحی و در عین حال رضایت از محدودیت‌های ایجاد شده، برای بهبود طراحی استفاده می‌گردد.

### ۱-۶-۳- حل‌کننده‌های غیر مبتنی بر گرادیان

مشخصه روش‌های مبتنی بر  $DFS^1$  این است که نیازی به محاسبه مشتقات تابع هدف با توجه به متغیرهای کنترل ندارند. چنین شرایطی موجب می‌شود که انتخاب روش  $DFS$  برای مسائلی با تابع هدف غیرهموار یا دارای نویز مناسب باشد. یک نمونه بارز از یک تابع هدف دارای نویز، حالتی است که متغیرهای کنترل، ابعاد هندسه را تعیین می‌کنند. تغییرات هندسه ناشی از تغییر متغیرهای کنترل، به اشکال مختلف با المان‌های محدود منجر می‌شود. با توجه به اینکه حل‌کننده‌های بدون نیاز به مشتق، به رفتارهای نقطه‌ای تابع هدف در رسیدن به بهترین جواب اعتماد نمی‌کنند، برای رسیدن به یک شاخص مناسب، موقعیت‌های مختلف در فضای تعریف‌شده برای متغیرها بررسی می‌شود. اگرچه جستجو در چنین فضای متغیری ممکن است زمان‌بر باشد، اما این روش‌ها دارای ضریب اطمینان بالایی در رسیدن به پاسخ بهینه‌اند. روش‌های مختلفی مبتنی بر  $DFS$  وجود دارد که در این پژوهش از روش بهینه‌سازی کران با تقریب درجه دو<sup>۲</sup> ( $BOBYQA$ ) استفاده شده است [۶۴].

ایده اصلی روش  $BOBYQA$  این است که به‌طور تکراری تابع هدف را با استفاده از یک مدل درجه دوم در ناحیه‌ای معتبر تقریب می‌زند که به اصطلاح منطقه اعتماد نامیده می‌شود. با توجه به اینکه در به‌روزرسانی تقریب درجه دوم،  $2N$  عملیات مورد نیاز است، تعداد درون‌یابی انجام‌شده در روش  $BOBYQA$  برابر با تعداد ثابت  $2N + 1$  بوده است (تعداد متغیرهای کنترل). این روش در میان روش‌های غیر مبتنی بر گرادیان، بهترین پاسخ بهینه را در کوتاه‌ترین زمان کسب کرده است.

### ۲-۶-۳- بهینه‌سازی هندسه الکتروود

پارامترهای هندسی زیادی جهت بهینه‌سازی وجود دارد که این امر در این پروژه به طور مبسوط مورد بررسی قرار گرفته است. بهینه‌سازی بخش‌های مختلف هندسه الکتروود مطابق شکل (۳-۳) صورت گرفته است که عبارت است از:

۱- اندازه‌ی هر یک از الکتروودها در یک جفت، به منظور بررسی حالت تقارن یا عدم تقارن ( $L_1$  و  $L_2$ ).

---

<sup>1</sup> Derivative-Free Solvers

<sup>2</sup> Bound Optimization by Quadratic Approximation

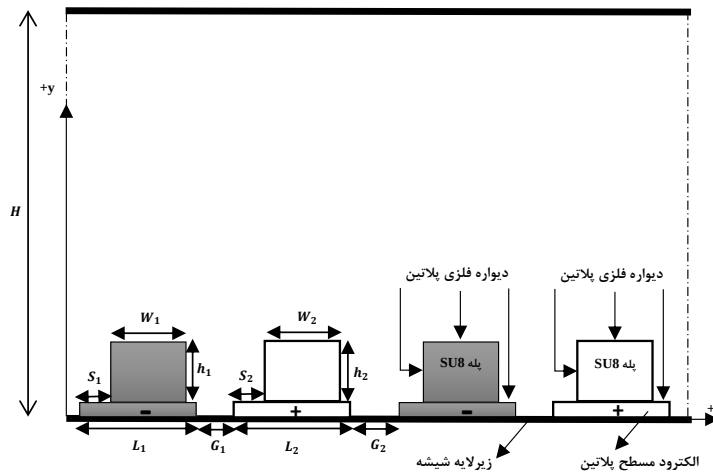
۲- فاصله بین هر یک از الکترودها در یک جفت و فاصله بین هر جفت الکترودها ( $G_1$  و  $G_2$ ).

۳- محل قرارگیری پله‌های سه‌بعدی بر روی الکترودهای پایه به عبارت دیگر فاصله شروع از لبه ابتدایی الکترودها ( $S_1$  و  $S_2$ ).

۴- عرض هر یک از پله‌ها بر روی الکترودها ( $W_1$  و  $W_2$ ).

۵- ارتفاع پله روی هر الکترودها ( $h_1$  و  $h_2$ ).

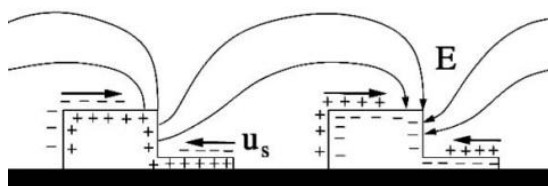
۶- ارتفاع کلی کانال ( $H$ )



شکل (۳-۳). شماتیک بهینه‌سازی هندسه الکترودها در میکروکانال

با توجه به معادلات حاکم بر میکروپمپ ACEO، مدل‌سازی عددی آن را می‌توان به دو قسمت مکانیکی و الکتریکی تقسیم کرد. به منظور اعمال معادلات و شرایط مرزی، از ماژول Laplace equation در کامسول، برای حل معادلات حوزه الکتریکی (معادلات (۳-۲۲) تا (۳-۲۳)) برای محاسبه سرعت لغزشی روی الکترودها استفاده شده است که این سرعت به عنوان شرط مرزی ورودی برای حل معادله سیالات ((۳-۲۴) و (۳-۲۵))، به ماژول Creeping flow داده شده است که می‌توان حرکت سیال را مدل‌سازی و در نتیجه، سرعت و فشار آن را محاسبه نمود. در نهایت برای بهینه‌سازی از روش BOBYQA در ماژول Optimization استفاده شده است. لازم به ذکر است که حتی اگر ارتفاع الکترودها (پله‌ها) نسبتاً کوتاه باشد، باز هم باید اضلاع آنها به عنوان سطح الکترودها در نظر گرفته شود. در واقع باید از شرط مرزی لایه دوگانه و سرعت لغزشی در همه اضلاع هر الکترودها (سه‌بعدی) در تماس با سیال، استفاده شود. اگر دیواره‌های عمودی سطوح پله‌ای الکترودها باشد، با کنترل مناسب ولتاژهای آنها در یک میدان الکتریکی AC، از طریق اتصال خازنی به توزیع بارهای منتشر شده

در شکل (۳-۴) می‌توان دست یافت. نادیده گرفتن این موضوع، منجر به اختلاف چشمگیری در نتایج خواهد شد [۵۵].



شکل (۳-۴). سازوکار فیزیکی برای تولید میدان الکتریکی الکتروود پله‌ای [۵۵]

در فصل بعد شبیه‌سازی میکروپمپ با ابعاد مختلف انجام می‌شود. پس از مقایسه نتایج با یکدیگر، بهینه‌ترین ابعاد پله و محل قرار گیری آنها روی الکتروود الکتروود جهت ساخت انتخاب می‌گردد.

## نتایج عددی

---

## ۴-۱- مقدمه

در این فصل به ارائه و تحلیل نتایج بهینه‌سازی هندسه الکتروود سه‌بعدی برای پمپ میکروسیال با استفاده از الکترواسموز AC و همچنین مشخصات الکتریکی سیال شامل ولتاژ و فرکانس مختلف پرداخته می‌شود. در ابتدا مقادیر ثابت استفاده شده در برنامه عددی ارائه و به بررسی استقلال از شبکه و اثبات همگرایی پرداخته می‌شود. سپس شبیه‌سازی دو بعدی جریان سیال درون میکروکانال با استفاده از مدل خطی از منظر صحت انتخاب معادلات حاکم و شرط مرزی مساله مورد نظر اعتبارسنجی می‌شود تا میکروپمپ بتواند رفتار تجربی را تا حد ممکن با دقت قابل قبولی پیش‌بینی کند. پس از انجام این موارد، در ادامه نتایج حاصل از بهینه‌سازی ارائه شده است.

## ۴-۲- مقادیر ثابت و متغیرهای استفاده شده در شبیه‌سازی

در شبیه‌سازی عددی در این پژوهش، از مقادیر ثابت و متغیرهای مختلفی استفاده شده است. این مقادیر در جدول (۴-۱) به همراه یکاهای آنها ارائه شده است.

جدول (۴-۱). مقادیر ثابت و متغیرهای استفاده شده در برنامه عددی

| متغیر                | نماد                   | مقدار (واحد)                           |
|----------------------|------------------------|----------------------------------------|
| لزجت                 | $\mu$                  | $0.001 [kg/m.s]$                       |
| هدایت الکتریکی سیال  | $\sigma$               | $0.0021 [S/m]$                         |
| غلظت محلول           | $C$                    | $0.0015 [mol]$                         |
| ضریب گذردهی الکتریکی | $\varepsilon$          | $87 \times 8.85 \times 10^{-12} [F/m]$ |
| ضخامت لایه دوگانه    | $\lambda_D$            | $10 [nm]$                              |
| ضریب تصحیح           | $\Lambda$              | 1                                      |
| ابعاد هندسی          | $H, L, W, S, h, \dots$ | $[\mu m]$                              |
| ولتاژ                | $V$                    | $[v]$                                  |
| فرکانس زاویه‌ای      | $\omega$               | $[rad/s]$                              |

با توجه به نظریه‌های محلول رقیق با ولتاژ کم و مطالب ذکر شده در فصل دوم، اثر پتانسیل زتا در حل عددی حذف می‌گردد؛ لذا، برای پیش‌بینی دقیق‌تر نتایج حل عددی به منظور مقایسه با نتایج آزمایشگاهی، گرین و همکاران ضریب تصحیح  $\Lambda$  را معرفی کردند. در کارهای قبل مقدار این ضریب با توجه به مقدار غلظت

محلول الکترولیت و ولتاژ اعمالی، تعیین شده است. در این پژوهش، با استفاده از نتایج آزمایشگاهی که تا به حال انجام شده یک مقدار برای این ضریب تصحیح انتخاب شد [۱۹]. همچنین مقادیر ثوابت دیگر، باتوجه به سیال مورد استفاده تعیین شده است. ضریب گذردهی الکتریکی، میزان مقاومت محیط را در برابر میدان الکتریکی نشان می‌دهد و باعث تغییر اندازه میدان الکتریکی می‌گردد. این کمیت تابع جنس محیط بوده و برای هر ماده مقدار آن ثابت است. همچنین هدایت الکتریکی، ارتباط مستقیمی به جنس و خواص ماده دارد و با توجه به غلظت سیال مورد نظر، مقدار آن تعیین شده است.

### ۳-۴- بررسی شبکه و اثبات همگرایی<sup>۱</sup> حل

در حل مسائل خطی، اثبات همگرایی کافی است؛ اما بر خلاف مسائل خطی، در حل مسائل جریان به کمک روش‌های عددی برای مسائلی که اثبات همگرایی حل به راحتی مقدور نیست (مانند مسائل غیرخطی)، تکرار حل‌ها را تا حدی که خطای حل از مرتبه‌ی دقت ماشین گردد ادامه داده و سپس استقلال حل حاصل شده را از تعداد و موقعیت گره‌ها بررسی می‌کنند. در مسأله مورد نظر در این پژوهش به دلیل اثرات غیر خطی موجود در معادلات ممنوم به اجبار باید همگرایی حل بدست آمده را به همین طریق بررسی نمود. لذا برای نشان دادن استقلال حل مسأله از تعداد و موقعیت گره‌های شبکه، باید یکی از پارامترهای مهم جریان (به عنوان مثال دبی عبوری از کانال) برای شبکه‌های مختلف را محاسبه نمود. با در نظر گرفتن جریان با عامل حرکت الکترواسمزی در یک میکروکانال به محاسبه دبی طبق رابطه  $Q = u \times A$  پرداخته می‌شود. مشخصات هندسی برای این بررسی در جدول (۲-۴) ارائه شده است.

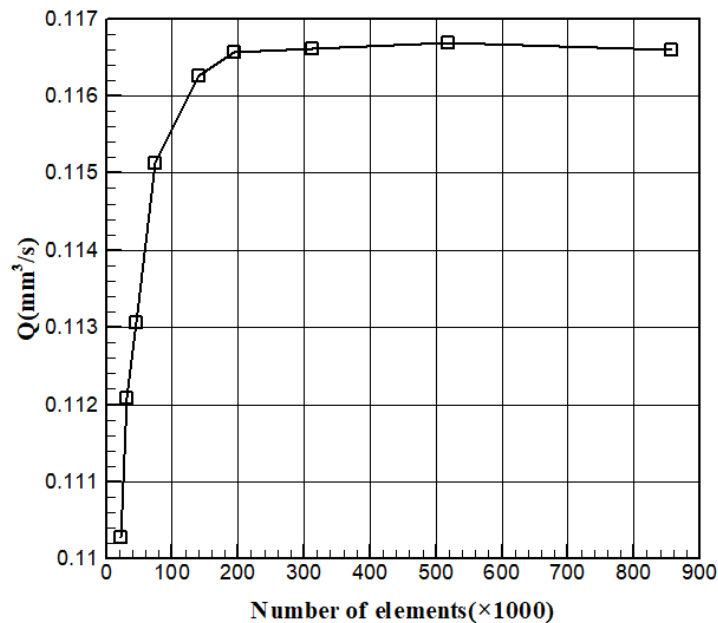
---

<sup>1</sup> Convergency

جدول (۴-۲). اندازه مشخصات هندسی بررسی استقلال حل از شبکه

| پارامتر                                      | بعد     | مقدار |
|----------------------------------------------|---------|-------|
| طول کانال ( $L$ )                            | $mm$    | ۲۶    |
| الکتروود پایه چپ ( $L_1$ )                   | $\mu m$ | ۹۰    |
| الکتروود پایه راست ( $L_2$ )                 | $\mu m$ | ۹۰    |
| فاصله بین هر الکتروود ( $G_1$ )              | $\mu m$ | ۱۵    |
| فاصله بین هر جفت الکتروود ( $G_2$ )          | $\mu m$ | ۱۵    |
| فاصله از لبه ابتدایی الکتروود چپ ( $S_1$ )   | $\mu m$ | ۴۰    |
| فاصله از لبه ابتدایی الکتروود راست ( $S_2$ ) | $\mu m$ | ۴۰    |
| عرض هر یک از پله‌ها ( $W_1$ و $W_2$ )        | $\mu m$ | ۴۰    |
| ارتفاع پله‌ها ( $h_1$ و $h_2$ )              | $\mu m$ | ۵     |
| ارتفاع کانال ( $H$ )                         | $\mu m$ | ۷۰    |

با استفاده از مشخصات هندسی ذکر شده، برنامه عددی برای یک اندازه شبکه پایه اجرا می‌شود و مقدار دبی جریان در دیواره خروجی کانال بدست می‌آید. سپس تعداد شبکه بیشتر شده و دوباره برنامه اجرا و دبی محاسبه می‌شود. مطابق شکل (۴-۲) این روند تا جایی ادامه پیدا می‌کند که مقدار دبی تقریباً همگرا شود.



شکل (۴-۱). بررسی استقلال حل از شبکه

همان‌طور که در شکل (۴-۱) مشاهده می‌شود، شبکه با تعداد ۳۰۰ هزار نمایان‌گر نتایج قابل قبولی برای محاسبه دبی جریان است. همین تعداد شبکه در برنامه‌های عددی اعمال می‌شود.

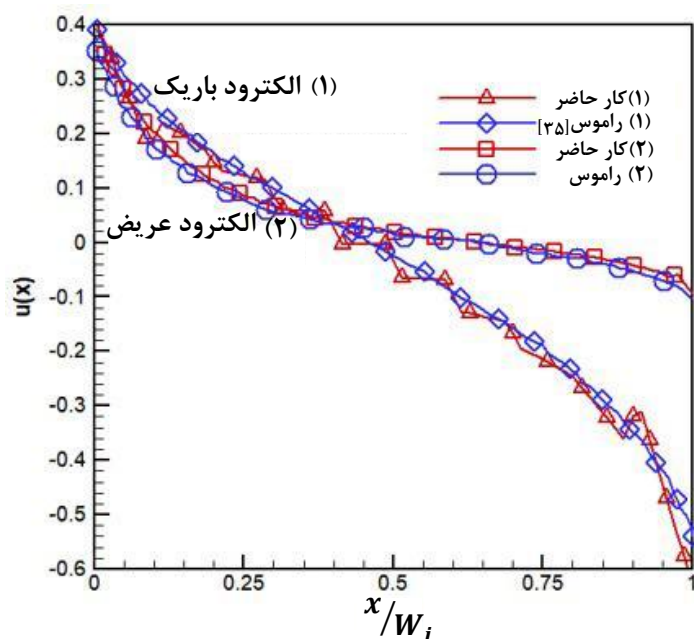
#### ۴-۴- اعتبارسنجی سرعت لغزشی روی یک جفت الکتروود

برای بررسی صحت برنامه عددی در برخورد با شرط مرزی روی الکتروودها (حل معادلات حوزه الکتریکی)، سرعت لغزشی الکترواسمزی روی الکتروودها در یک میکروکانال اجرا و نتایج آن گزارش می‌گردد. برای اعتبارسنجی نتایج استخراج شده از مطالعه راموس و همکاران [۳۸] مطابق شکل (۲-۱۱) انجام شد. زیرا نتایج آنها برای الکتروودهای نامتقارن مسطح با مشاهدات تجربی مطابقت دارد [۶۵].

به منظور سادگی، از مقادیر بی‌بعد شده جهت بی‌بعد کردن الکتروودها نسبت به اندازه الکتروود عریض ( $L =$  برای محاسبه سرعت لغزشی روی الکتروود طبق معادله (۳-۱۴) استفاده شده است. همچنین در یک فرکانس بی‌بعد بیشینه سرعت بر روی جفت الکتروود، بر اساس  $\Omega$  با مقدار  $4/12$  طبق رابطه (۴-۱) در نتایج گزارش شده است.

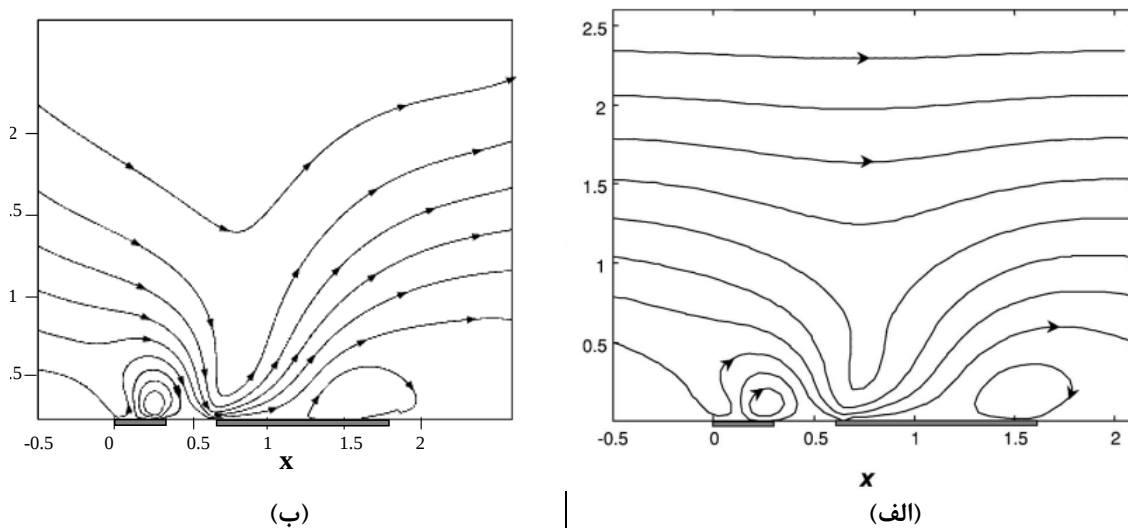
$$\Omega = \frac{\Lambda \varepsilon L}{\lambda_D \sigma} \omega \quad (4-1)$$

شکل (۴-۲) نشان می‌دهد که نتایج بدست آمده در اجرای برنامه حاضر انطباق خوبی با نتایج راموس دارد که خطای نسبی آن ۹ درصد شده است. مقدار سرعت لغزشی برحسب موقعیت روی الکتروودهای بی‌بعد شده با عرض الکتروود رسم شده است. به طوری که عبارت  $x/W_i = 0$  روی محور افقی نشان دهنده لبه سمت چپ الکتروود و عبارت  $x/W_i = 1$  لبه سمت راست الکتروود را نشان می‌دهند. همان‌طور که مشاهده می‌شود، سرعت روی الکتروود باریک متقارن‌تر است در نتیجه پمپاژ آن از الکتروود عریض کوچک‌تر می‌گردد.



شکل (۴-۲). مقدار سرعت لغزشی ( $u$ ) روی یک جفت الکتروود در فرکانس بیشینه خاص [۳۸]

همچنین برای بررسی صحت برنامه عددی در حل معادلات حاکم بر جریان سیال، شکل (۴-۳) خطوط جریان حاصل از حل معادله ناویر-استوکس با شرط ورودی سرعت لغزشی بر روی الکتروودها را نشان می‌دهد که تطابق خوبی با خروجی شبیه‌سازی راموس و همکاران [۳۸] دارد.



شکل (۴-۳). خطوط جریان سرعت سیال الف) راموس [۳۸] ب) کار حاضر

فلش‌ها نشان دهنده جهت جریان سیال است که در ارتفاع نسبتاً دور از الکتروودها، سرعت سیال ثابت شده و خطوط جریان سیال موازی با محور افقی می‌شوند. این خطوط نشان‌دهنده یک جریان یکنواخت و رو

به جلو است. در اعتبارسنجی کار حاضر نیز با بیشتر کردن تراکم خطوط جریان در قسمت گرافیک نرم افزار کامسول، این امر قابل مشاهده است که به دلیل از بین رفتن وضوح شکل، تراکم پایین تری انتخاب شد.

#### ۴-۵- نتایج حاصل از بهینه سازی

الکترودهای پله ای به منظور ایجاد یک جریان نامتقارن و همچنین حرکت گردابه ها مانند «تسمه نقاله سیال» طراحی شده است. در واقع هدف این است با کم کردن ناحیه مسطح الکتروود پایه و افزایش سطح بخشی از الکتروود، این گردابه ها باعث افزایش پمپاژ در جهت مورد نظر و کم کردن جریان برگشتی می شوند. انتخاب مناسب ارتفاع پله، سبب می شود گردابه هایی که بر روی سطوح مسطح تشکیل می شوند، در نزدیکی سطوح پله ها دوباره گردش کنند؛ بنابراین، غلتک<sup>۱</sup> هایی برای تسمه نقاله سیال<sup>۲</sup> فراهم می شود. واضح است که این گردابه ها پمپاژ را به میزان قابل توجهی افزایش می دهند. همچنین حداکثر سرعت لغزشی در لبه ها بوجود می آید و به سمت مرکز هر الکتروود هدایت می شود. این جریان های همگرا در بخشی از مسیر به هم می رسند و در توده سیال گردش می کنند. با توجه به اینکه ارتفاع کانال محدود است، خطوط جریان به سطح الکتروودها نزدیک می شوند تا روی هر الکتروود یک جفت گردابه ایجاد کنند.

همانطور که در فصل ۳ گفته شد، بیشینه سرعت پمپاژ در حل عددی طبق رابطه (۴-۱)، مقدار فرکانس بی بعد از  $\Omega = 1$  برابر با فرکانس  $1\text{ kHz}$  رخ می دهد [۵۰].

#### ۴-۵-۱- بهینه سازی هندسه الکتروودها بصورت نامتقارن

در طراحی الکتروودهای مسطح، با استفاده متفاوت بودن عرض هر الکتروود در یک جفت و همچنین فاصله متفاوت بین الکتروودها، یک جریان نامتقارن ایجاد می گردد.

مطابق شکل (۴-۳) در الکتروودهای نامتقارن مسطح، با توجه به خطوط جریان نشان داده شده، توزیع جریان نزدیک سطوح الکتروود غیریکنواخت خواهد بود. در این شکل، با وجود یکنواخت شدن خطوط جریان در بالای الکتروودها، سرعت بالایی ایجاد نمی شود. در نتیجه این طرح نسبتاً ناکارآمد است.

<sup>1</sup> Rollers

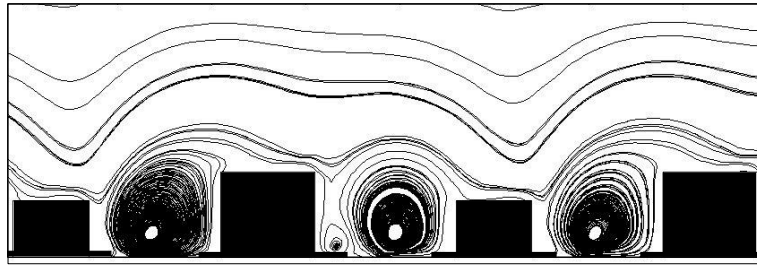
<sup>2</sup> Fluid conveyor belt

به منظور بررسی تاثیر پله روی جفت الکترودهای نامتقارن، بر روی پارامترهای هندسی الکترودها بهینه-سازی انجام شده که مقادیر آنها در جدول (۳-۴)، نشان داده شده است. در این هندسه، مقادیر الکترودهای پایه در یک جفت، فاصله پله از لبه ابتدایی الکترودها، عرض هر یک از پله‌ها و همچنین ارتفاع آنها متفاوت است. علاوه بر هندسه متفاوت پله الکترودها، مقدار فاصله بین هر الکترودها در یک جفت، با فاصله بین هر جفت الکترودها نیز متفاوت در نظر گرفته شده است.

جدول (۳-۴). اندازه مشخصات هندسی جفت الکترودهای نامتقارن

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

با توجه به نتایج حاصل از ایجاد پله بر روی جفت الکترودهای پایه نامتقارن، مطابق شکل (۴-۴)، خطوط جریان غیریکنواخت و گردابه‌های نامتقارن در نزدیکی الکترودها مشاهده می‌شود که با لبه پله الکترودها در تماس هستند. این گردابه‌ها، جریان قابل توجهی در جهت مخالف بر روی پله ایجاد می‌کنند که عملکرد پمپاژ جریان را ضعیف می‌کند [۵۵].



شکل (۴-۴). خطوط جریان حاصل از طرح الکترودهای پله‌ای نامتقارن

## ۲-۵-۴- بهینه‌سازی محل قرارگیری پله‌ها و ارتفاع آنها

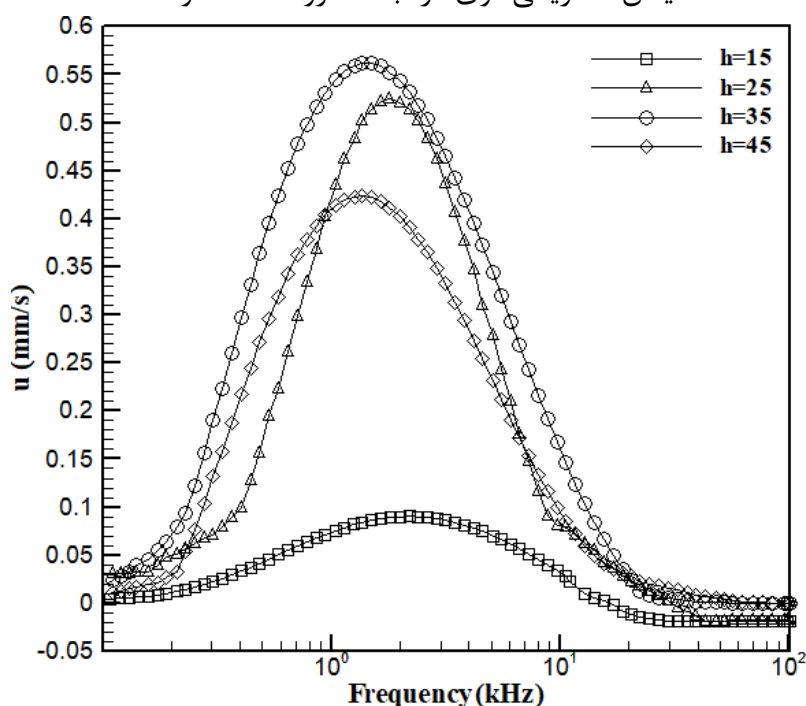
جهت بهینه‌سازی ارتفاع الکترودها در یک آرایه متقارن، پارامترهای ثابت مورد استفاده در تمامی طرح‌ها به شرح جدول (۴-۴) است. در هر مورد بهینه‌سازی، ۱۰۸ جفت الکترودها در میکروکانال وجود دارد که عرض پله و شروع آنها از لبه الکترودها ثابت در نظر گرفته شده است تا تاثیر ارتفاع‌های مختلف را نشان دهد. ارتفاع پله از  $1\mu m$  تا نصف عرض الکترودها پایه ( $45\mu m$ ) در نظر گرفته شده است. این مقادیر نیز از بین تعداد زیادی داده و با توجه به محدودیت‌های موجود در ساخت میکروپمپ، بهینه‌ترین حالت‌ها بصورت مختصر و کارآمد انتخاب شده است.

جدول (۴-۴). پارامترهای ثابت مورد استفاده در بهینه‌سازی تمامی طرح‌ها

| پارامتر                              | بعد     | مقدار |
|--------------------------------------|---------|-------|
| طول کانال ( $L$ )                    | $mm$    | ۲۶    |
| ارتفاع کانال ( $H$ )                 | $\mu m$ | ۷۰    |
| الکترودها پایه چپ ( $L_1$ )          | $\mu m$ | ۹۰    |
| الکترودها پایه راست ( $L_2$ )        | $\mu m$ | ۹۰    |
| فاصله بین هر الکترودها ( $G_1$ )     | $\mu m$ | ۱۵    |
| فاصله بین هر جفت الکترودها ( $G_2$ ) | $\mu m$ | ۱۵    |

مقایسه سرعت پمپ جهت بررسی تاثیر ارتفاع پله‌های الکترودهای پایه ( $h_1$  و  $h_2$ )، برای ولتاژ  $2/5$  ولت به عنوان تابعی از فرکانس در شکل (۴-۵) ارائه شده است، به طوریکه  $W_1 = W_2 = 40\mu m$  و  $S_1 = S_2 = 10\mu m$  ثابت فرض شده است. در فرکانس‌های پایین (کمتر از  $1kHz$ )، لایه‌های دوگانه در هر سیکل AC زمان کافی دارند تا باردار شوند یعنی تمامی بارهای مخالف موجود در سیال الکترولیت را روی الکترودها قرار

دهد و در نتیجه هیچ لغزش الکترواسموتیکی وجود ندارد. در فرکانس‌های بالا (بیشتر از  $1\text{ kHz}$ )، زمان کافی برای باردار شدن لایه دوگانه به اندازه کافی به منظور ایجاد پتانسیل قابل توجهی وجود ندارد و از این رو هیچ لغزشی وجود ندارد. فرکانس  $RC$ ، مربوط به شرایطی است که در هر سیکل، لایه دوگانه الکتروود به طور نسبی در نزدیکی لبه‌ها باردار می‌شود. همچنین میدان الکتریکی مماسی در گوشه‌های الکتروود به حداکثر می‌رسد؛ بنابراین، سرعت لغزشی در در گوشه‌ها به حداکثر می‌رسد. به همین دلیل در این طرح از ایجاد پله در ابتدای الکتروود صرف نظر شده است تا میدان الکتریکی قوی در لبه الکتروود حفظ شود.

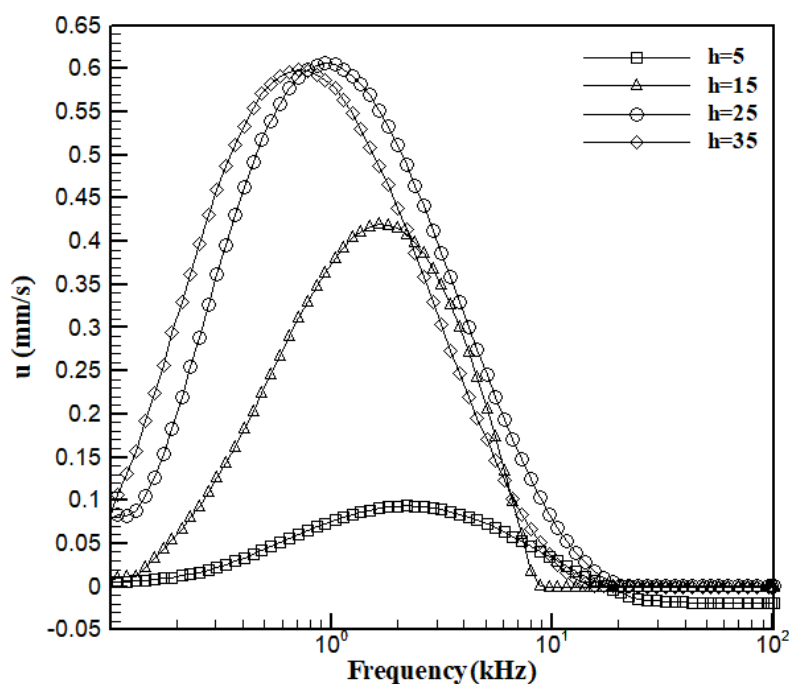


شکل (۴-۵). مقایسه سرعت پمپ بر حسب فرکانس در ارتفاع مختلف پله در

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

مدل خطی استاندارد برای جریان ACEO تا حدی جریان معکوس را برای پمپ‌های غیرمسطح نشان می‌دهد. به طور تقریبی برای فرکانس بیشتر از  $10\text{ kHz}$ ، شبیه‌سازی در فرکانس‌های بالا، جریان معکوس را برای ارتفاع پله‌های کوچک پیش‌بینی می‌کند. مطابق شکل (۴-۵)، سرعت بیشینه در ارتفاع  $35\mu\text{m}$  در فرکانس  $1/49\text{ kHz}$  با سرعت  $0.56\text{ mm/s}$  رخ داده است. بنابراین در ارتفاع‌های پایین این طرح، در محدوده  $25\mu\text{m}$  و  $15\mu\text{m}$ ، برگشت جریان در فرکانس بالا رخ داده است. با افزایش ارتفاع برابر با  $45\mu\text{m}$ ، میزان سرعت افت کرده است ولی برگشت جریان در ارتفاع پله بالا وجود ندارد.

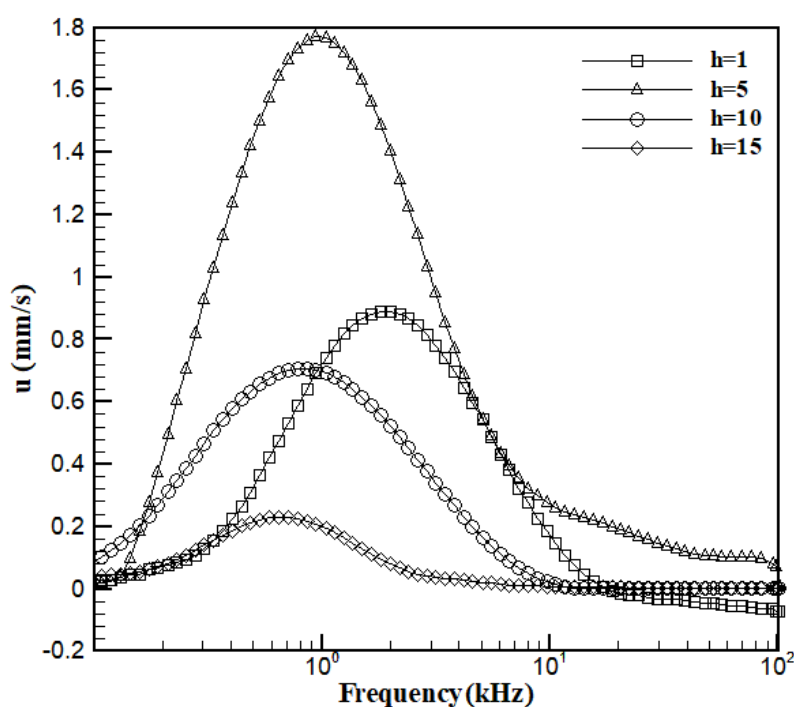
در طرح  $W_1 = W_2 = 50\mu m$  و  $S_1 = S_2 = 30\mu m$  مطابق شکل (۴-۶)، مقدار بیشینه سرعت در ارتفاع  $h_1 = h_2 = 25\mu m$  و در فرکانس  $938Hz$  (محدوده مناسب فرکانس RC) رخ داده است. در این شکل در مقایسه با طرح قبل، با افزایش فاصله از لبه الکتروود، افزایش سرعت دیده می شود؛ زیرا میدان الکتریکی مماسی در لبه ابتدایی الکتروود قوی بوده و به سمت مرکز الکتروود، این مقدار کاهش می یابد. حال با افزایش سطح الکتروود به سمت بخش مرکزی، میدان الکتریکی افت نمی کند و سیال با یک پله مواجه شده و گردابه قوی (تسمه نقاله) ایجاد می شود که باعث افزایش سرعت جریان می شود. بیشینه سرعت در این طرح  $0.61mm/s$  است که در مقایسه با سرعت بیشینه طرح قبل در شکل (۴-۵)، افزایش یافته است. همچنین برای این طرح در ارتفاع های پایین (محدوده  $5\mu m$  و  $15\mu m$ ) کماکان برگشت جریان در فرکانس بالا رخ می دهد. با افزایش پله، مطابق شکل سرعت جریان نیز در حال افزایش است. اما مقدار اوج آن در ارتفاع  $25\mu m$  اتفاق افتاده است و با افزایش ارتفاع، سرعت سیال در ارتفاع  $35\mu m$  با کاهش سرعت جریان رو به رو شده است.



شکل (۴-۶). مقایسه سرعت پمپ بر حسب فرکانس در ارتفاع مختلف پله در  $S_1 = S_2 = 30\mu m$  و  $W_1 = W_2 = 50\mu m$

شکل (۴-۷)، طرح الکتروودها در  $W_1 = W_2 = 30\mu m$  و  $S_1 = S_2 = 50\mu m$  را نشان می دهد. در این شکل، منحنی در ارتفاع  $5\mu m$  سرعت بیشینه ای برابر  $1.77mm/s$  را نشان می دهد که افزایش آن در مقایسه با دو طرح قبل چشمگیر است. این طرح به دلیل سازوکار تسمه نقاله سیال، سرعت جریان "رو به جلو" و

بدون برگشت جریان، در یک فرکانس RC برابر با  $1\text{ kHz}$  را نشان می‌دهد. مشابه قبل، میدان الکتریکی مماسی قوی در لبه الکتروود وجود دارد که رفته رفته با نزدیک شدن به سمت مرکز الکتروود از قدرت آن کاسته می‌شود، حال وقتی پله حدوداً در مرکز الکتروود (با ابعاد  $90\text{ }\mu\text{m}$ ) در این طرح ایجاد شود، قدرت جریان را همچنان در مرکز نیز حفظ می‌کند. علاوه بر این با کاهش عرض پله‌ها، میزان دبی جریان افزایش می‌یابد. این امر به دلیل افزایش قدرت میدان الکتریکی با کاهش عرض پله است. در اینجا مقدار بهینه شده عرض پله الکتروود برابر با  $30\text{ }\mu\text{m}$  است.



شکل (۴-۷). مقایسه سرعت پمپ بر حسب فرکانس در ارتفاع مختلف پله در

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

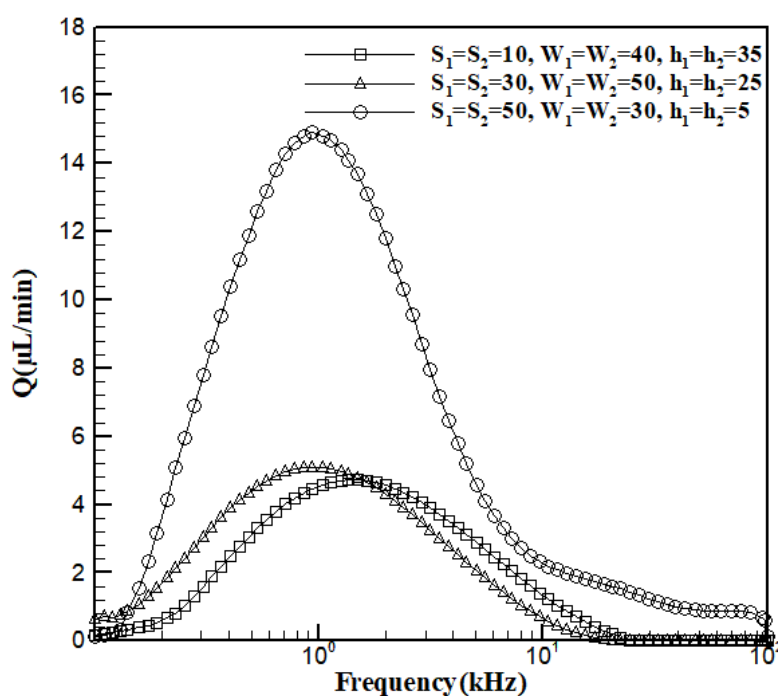
مطابق شکل (۴-۷)، چندین ویژگی مهم وجود دارد که تاثیر فرکانس بر روی سرعت را نشان می‌دهد. در ارتفاع پله در محدوده  $5\text{ }\mu\text{m} - 1\text{ }\mu\text{m}$ ، مقدار سرعت به فرکانس اعمالی حساس است. اگرچه ارتفاع پله کم است، اما در فرکانس‌های پایین، برگشت جریان وجود ندارد؛ بنابراین، برای پله‌های بسیار کوچک طبق فرضیه خطی، اگرچه سرعت جریان ناچیز است اما در فرکانس پایین برگشت جریان وجود ندارد. در حالی که در فرکانس‌های بالا، به دلیل ارتفاع کم، برگشت جریان قابل توجهی مشاهده می‌شود. در الکترودهایی با ارتفاع پله متوسط (بیشتر از  $5\text{ }\mu\text{m}$ )، نسبت به فرکانس اعمالی (بالتر از  $4\text{ kHz}$ ) حساسیت کمتری دارند و وارونگی جریان در فرکانس‌های بالا رخ نمی‌دهد. این امر نشان می‌دهد الکترودها با ارتفاع پله‌ای بزرگ، با سازوکار تسمه نقاله

سازگاری دارند و دارای سرعت مثبت هستند. مطابق شکل، کوتاه‌ترین ارتفاع پله ( $1\mu m$ ) با توجه به برگشت جریان، قادر به پمپاژ در جهت مثبت در محدوده فرکانس‌های بالا (بیشتر از  $10kHz$ ) نیست.

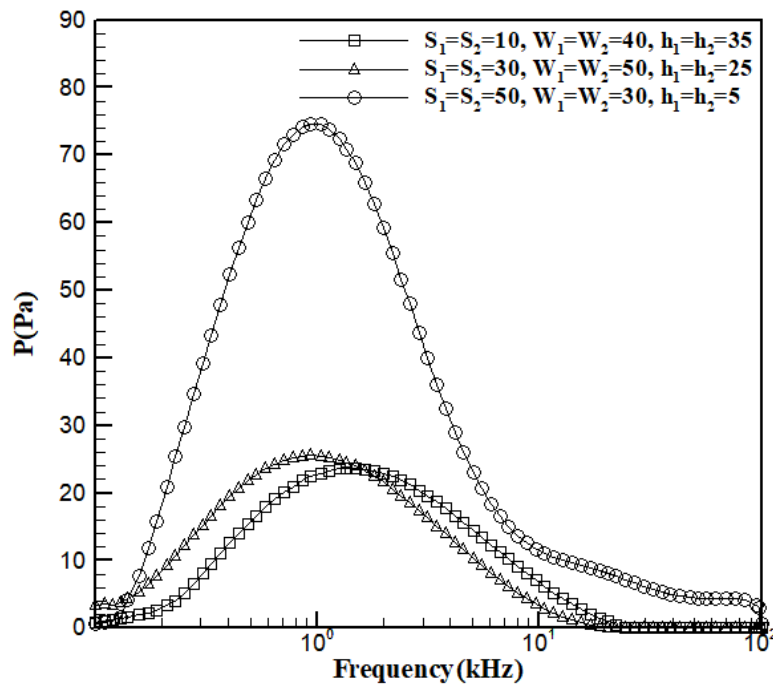
مطابق شکل (۴-۷)، در ارتفاع  $5\mu m$ ، مقدار سرعت در فرکانس  $980Hz$ ، حداکثر است. با افزایش ارتفاع پله تا  $10\mu m$ ، از حداکثر سرعت جریان نسبت به ارتفاع  $5\mu m$  کاسته شده همچنین مقدار سرعت آن در فرکانس  $860Hz$  بیشینه است. با افزایش بیشتر ارتفاع پله تا  $15\mu m$ ، مقدار سرعت آن در فرکانس  $640Hz$  بیشینه شده که با افت شدید سرعت مواجه شده است. این نتایج نشان می‌دهند که با افزایش ارتفاع پله، سرعت بیشینه در هر منحنی، در فرکانس‌های پایین‌تر حاصل می‌شود [۵۶]. همانطور که انتظار می‌رفت با کاهش شدید  $h_1$  و  $h_2$  دبی جریان کاهش می‌یابد. زیرا دو الکتروود مسطح و متقارن می‌شوند در نتیجه منجر به جریان متقارن خواهند شد.

در شکل (۴-۸) و شکل (۴-۹)، دبی جریان و فشار ناشی از سه سرعت بیشینه موجود در سه طرح بالا ارائه

شده است.



شکل (۴-۸). مقایسه دبی جریان پمپ بر حسب فرکانس در سه طرح مختلف

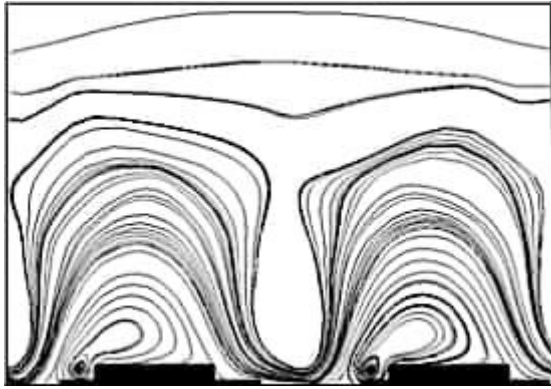


شکل (۴-۹). مقایسه فشار پمپ بر حسب فرکانس در سه طرح مختلف

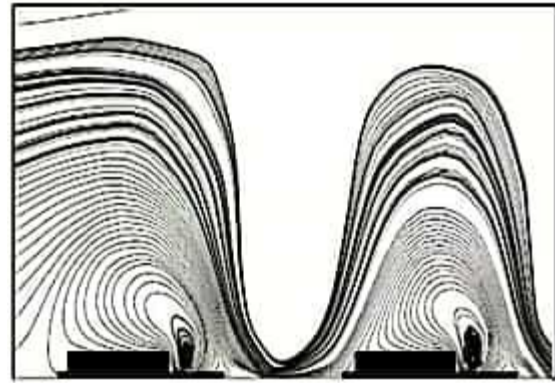
در طرح بهینه با ابعاد هندسی  $W_1 = W_2 = 30\mu m$  و  $S_1 = S_2 = 50\mu m$  با ارتفاع پله  $h_1 = h_2 = 5\mu m$ ، حداکثر سرعت، دبی و فشار به ترتیب برابر با  $1/77 mm/s$ ،  $14/9 \mu L/min$  و  $74/6 Pa$  جریان را دارد که بهبود نتایج را نشان داده و به عنوان طرح بهینه به منظور ساخت انتخاب شده است.

### ۳-۵-۴- تحلیل خطوط جریان

در شکل (۴-۱۰)، خطوط جریان حاصل از بیشینه سرعت در هر دو طرح موجود در شکل (۴-۵) و شکل (۴-۶) نشان داده شده است. شکل (۴-۱۰-الف)، مشخصات هندسی الکترودها  $W_1 = W_2 = 40\mu m$ ،  $S_1 = S_2 = 10\mu m$  و با ارتفاع  $35\mu m$  است. مطابق شکل، گردابه‌ها برگشت جریان قابل توجه را در سطح الکترودها ایجاد می‌کنند که عملکرد پمپ را ضعیف می‌کند. شکل (۴-۱۰-ب)، مشخصات هندسی الکترودها  $W_1 = W_2 = 50\mu m$  و  $S_1 = S_2 = 30\mu m$  و با ارتفاع  $25\mu m$  است. با توجه به شکل، گردابه‌ها به لبه پله الکترودها برخورد می‌کنند و مانع از حرکت جریان به طور یکنواخت می‌گردد. در نتیجه باعث کاهش سرعت جریان می‌گردد.



ب



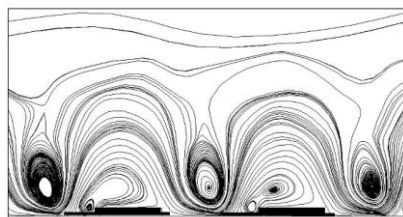
الف

شکل (۴-۱۰). خطوط جریان اطراف الکترودهای پله‌ای در عرض و ارتفاع مختلف

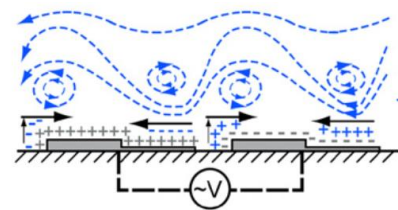
الف) خطوط جریان و گردابه‌های ایجاد شده در  $S = 10\mu m$  و عرض و ارتفاع  $h = 35\mu m$  و  $W = 40\mu m$

ب) خطوط جریان و گردابه‌های ایجاد شده در  $S = 30\mu m$  و عرض و ارتفاع  $h = 25\mu m$  و  $W = 50\mu m$

همانطور که ذکر شد، در ارتفاع پله‌های کوچک، برگشت جریان وجود دارد که در فرکانس‌های بالا رخ می‌دهد. در حالی که در فرکانس‌های پایین برگشت جریان وجود ندارد. مطابق شکل (۴-۱۱)، می‌توان تشکیل شدن بارها در سطوح الکترود پله‌ای با مشخصات هندسی  $W_1 = W_2 = 30\mu m$  و  $S_1 = S_2 = 50\mu m$  با ارتفاع کوچک  $1\mu m$  را درک کرد.



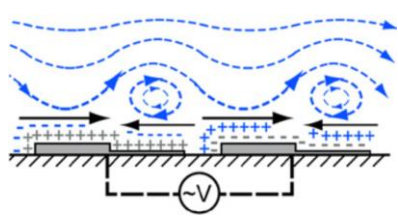
(ب)



(الف)



(د)



(ج)

شکل (۴-۱۱). مقایسه خطوط جریان اطراف الکترودهای پله‌ای  $h_1 = h_2 = 1\mu m$  در دو فرکانس مختلف الف) شماتیک

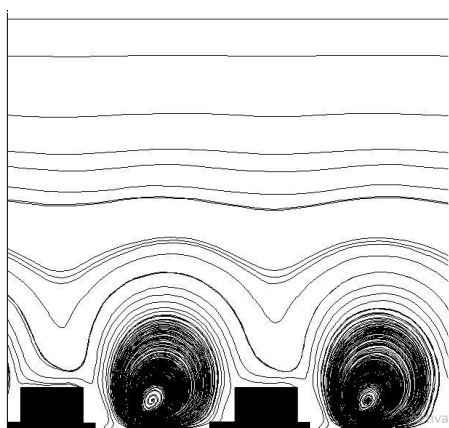
باردار شدن لایه دوگانه در فرکانس  $50kHz$  [۵۶] ب) خطوط جریان و گردابه‌ها در کار حاضر در فرکانس  $50kHz$  (ج)

شماتیک باردار شدن لایه دوگانه در فرکانس  $1kHz$  [۵۶] د) خطوط جریان و گردابه‌ها در کار حاضر در فرکانس  $1kHz$

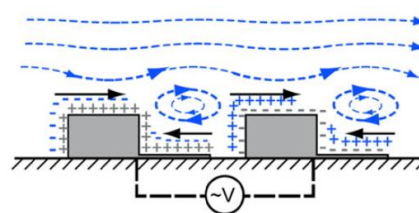
مطابق شماتیک باردار شدن سطح الکترودها در شکل (۴-۱۱-الف)، در فرکانس  $50kHz$ ، فقط بخش‌هایی از لایه دوگانه نزدیک به لبه پله می‌توانند باردار شوند. به دلیل ارتفاع کم، باردار شدن قسمت مسطح الکترود،

سریع تر از سطح پله شکل می گیرد. به همین ترتیب، پمپاژ منفی (برخلاف سازوکار گردابه ها که مانند یک تسمه نقاله عمل می کنند) توسعه یافته است. در این طرح، گردابه ها نه تنها باعث حرکت رو به جلو نشده اند، بلکه برگشت جریان نیز رخ داده است و در نتیجه در شکل (۱۱-۴-ب)، یک جریان غیریکنواخت حاصل شده است. شکل (۱۱-۴-ج)، شماتیک باردار شدن لایه دوگانه در فرکانس  $1\text{ kHz}$  را نشان می دهد. مطابق شکل در هر سیکل، زمان کافی برای باردار شدن لایه های دوگانه نزدیک به لبه های الکتروود وجود دارد و پمپاژ مثبت حتی برای ارتفاع کوچک پله نیز توسعه می یابد. در نتیجه در شکل (۱۱-۴-د)، یک جریان نسبتاً یکنواخت دیده می شود.

شکل (۱۲-۴) خطوط جریان حاصل از طرح الکتروود بهینه با مشخصات هندسی  $W_1 = W_2 = 30\mu\text{m}$ ،  $S_1 = S_2 = 50\mu\text{m}$  و ارتفاع  $5\mu\text{m}$  برای فرکانس RC نشان داده شده است. مطابق شماتیک باردار شدن الکتروودها در شکل (۱۲-۴-الف)، زمان کافی برای باردار شدن لایه های دوگانه نزدیک به لبه های پله الکتروود وجود دارد. در نتیجه در شکل (۱۲-۴-ب)، گردابه ها مانند غلتک های یک تسمه نقاله، جریان سیال را رو به جلو هل می دهند که سیال از چپ به راست پمپ می شود. گردابه ها به سمت راست و دور از سطح الکتروود برآمده حرکت می کنند. این گردابه ها به جای ایجاد جریان در جهت مخالف، جریان روبه جلو را افزایش می دهند.



(ب)



(الف)

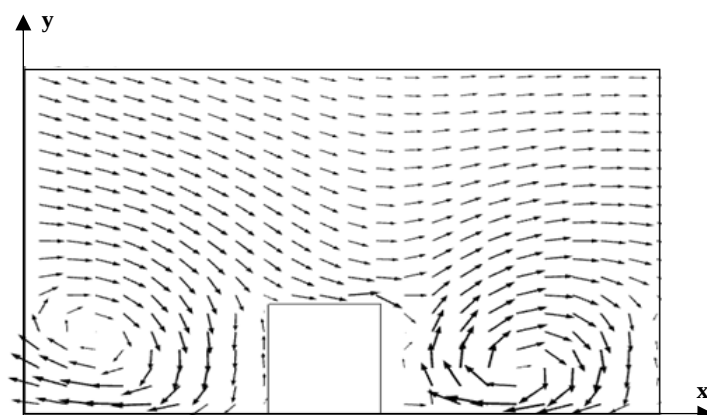
شکل (۱۲-۴). خطوط جریان اطراف الکتروودهای پله ای  $h_1 = h_2 = 5\mu\text{m}$  در فرکانس  $1\text{ kHz}$  (الف) شماتیک باردار

شدن لایه دوگانه [۵۶] (ب) خطوط جریان و گردابه ها در کار حاضر

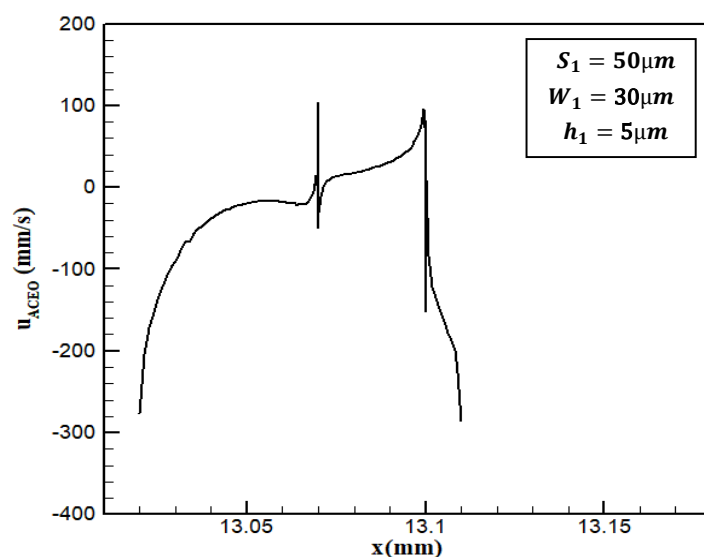
#### ۴-۵-۴- تحلیل سرعت لغزشی روی سطح الکتروود

به منظور روشن شدن رفتار الکتروودهای سه بعدی پله‌ای، سرعت لغزشی و ساختار جریان روی سطح الکتروود با مشخصات هندسی  $W_1 = W_2 = 30\mu m$ ،  $S_1 = S_2 = 50\mu m$  و ارتفاع  $5\mu m$  برای فرکانس RC مورد بررسی قرار گرفته است. شکل (۴-۱۳-الف)، میدان سرعت سیال و شکل (۴-۱۳-ب)، پروفیل سرعت لغزشی یک الکتروود واقع در وسط کانال (طول کانال  $26\text{ mm}$ ) در فرکانس  $1\text{ kHz}$  و ولتاژ  $2/5\text{ V}$  را نشان می‌دهد. پیکان‌های سیاه فقط جهت میدان سرعت را نشان می‌دهند و حرکت سیال جهت‌دار با این طراحی الکتروود ایجاد شده است. همچنین پروفیل سیال با استفاده از الکتروودها، گردابه‌هایی را ایجاد می‌کند که این گردابه‌ها مانند غلتک‌های یک تسمه نقاله عمل می‌کنند. خطوط میدان الکتریکی از پله روی الکتروودها سرچشمه می‌گیرند که این خطوط، باعث ایجاد سرعت لغزشی در سطوح بالای الکتروود می‌شوند. دیواره‌های جانبی پله به ویژه در لبه دیواره پله، به سرعت جریان کمک می‌کنند. نزدیک به فرکانس ( $1\text{ kHz}$ )، سرعت لغزشی مثبت و منفی در دو انتهای الکتروودها به حداکثر خود می‌رسند، در نتیجه حداکثر سرعت را در توده سیال تولید می‌کنند.

ابتدای الکتروود که دارای سطح مسطح و عرض  $50\text{ }\mu\text{m}$  است ( $0.2/0.7\text{ mm}$  -  $13/13$ ) سرعت لغزشی از منفی آغاز شده و با نزدیک شدن به سطح پله مقدار آن مثبت می‌شود. روی سطح پله الکتروود ( $1\text{ mm}$  -  $13$ ) دارای سرعت مثبت است که سهم قابل توجهی در پمپ کردن مثبت دارد. از طرف دیگر، سرعت لغزشی منفی در سطح پایین الکتروود ( $1/11\text{ mm}$  -  $13/13$ ) باعث پمپ منفی نخواهد شد. زیرا جریان از طریق الکتروودهای پله‌ای مسدود می‌شود. از این رو، با افزایش ولتاژ اعمال شده حداکثر تا  $2/5\text{ V}$ ، سرعت لغزشی مثبت باعث قدرت پمپ بالاتر رو به جلو می‌شود، اما سرعت لغزشی منفی تأثیر قابل توجهی بر روی پمپ رو به عقب (برعکس) ندارد. در نتیجه، دبی جریان با افزایش دامنه ولتاژ اعمال شده افزایش می‌یابد.



(الف)



(ب)

شکل (۴-۱۳). الف) میدان سرعت جریان ب) سرعت لغزشی اطراف الکترودهای پله‌ای در  $h_1 = h_2 = 5 \mu m$

بدیهی است که سرعت جریان پمپ دقیقاً متناسب با مربع دامنه AC مطابق معادله (۲-۴) است و فرکانس بهینه مستقل از دامنه AC است. این رفتارها به دلیل خطی بودن کامل سیستم است. در موارد خطی، وقتی که فرکانس بالاتر از  $20 kHz$  باشد، پمپاژ رو به عقب رخ می‌دهد و پمپاژ عقب حتی برای یک فرکانس بسیار بالا ( $100 kHz$ ) همچنان ادامه دارد. از نظر فیزیکی، سیال نمی‌تواند به چنین فرکانس بالایی پاسخ دهد و زمان کافی برای تشکیل شدن لایه دوگانه ندارد.

با توجه به نتایج، واضح است که جفت الکترودهای پایه و فاصله بین آنها، باید صورت متقارن انتخاب شوند. همچنین محل قرار گرفتن پله‌ها (شروع پله)، عرض هر کدام از پله‌ها، ارتفاع آنها بر روی همه الکترودها بصورت یکسان طراحی شود.

در این بخش بهینه‌سازی هندسه الکترودها (محل قرارگیری پله، عرض و ارتفاع آن) برای میکروپمپ پله‌ای شرح داده شد. شبیه‌سازی عددی، سرعت را با بزرگی ده برابر بیش از طرح‌های مسطح موجود نشان داده است. به نظر می‌رسد افزایش پله منجر به افزایش چشمگیری در سرعت جریان می‌شود و محدوده فرکانس نیز به هندسه وابسته است. همچنین در پله با ارتفاع بیشتر در هر سه طرح، سرعت بیشینه در فرکانس‌های پایین‌تر حاصل می‌شود. در طرح بهینه انتخابی، برای ارتفاع الکترودها بین ۵ تا ۱۰ میکرومتر، عبور جریان رو به جلو و معکوس رخ می‌دهد؛ بنابراین، طراحی میکروپمپ‌هایی با ارتفاع الکترودهای پایین، می‌تواند با تنظیم مناسب فرکانس اعمالی، برای پمپاژ سیال در دو جهت جلو و عقب استفاده شوند. این ویژگی می‌تواند برای پمپ‌های دو جهته مفید مورد استفاده قرار گیرد.

در فصل بعد، به منظور اعتبارسنجی نتایج حاصل از بهینه‌سازی مربوط به طرح کارآمد مدل عددی، طرز ساخت میکروپمپ شرح داده می‌شود.



**تجهیزات آزمایشگاهی و  
نحوه ساخت تراشه**

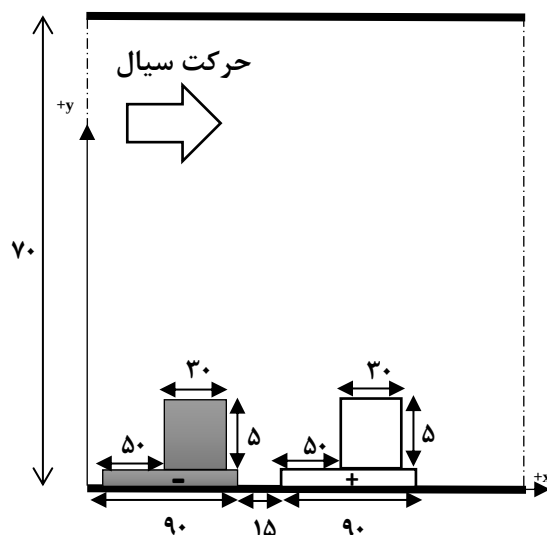
---

## ۵-۱- مقدمه

در این فصل نحوه ساخت میکروکانال و آرایه الکترودهای پله‌ای (سه‌بعدی) انتخابی از بهینه‌سازی نتایج عددی، با استفاده از فرآیند MEMS مورد بررسی قرار می‌گیرد. مراحل ساخت میکروپمپ بر پایه شیشه شامل لایه نشانی الکتروود بر روی شیشه لام و فرایند ساخت آن، روش ایجاد پله‌ها بر روی الکتروود با استفاده از یک پلیمر (SU8) و ساخت میکروکانال از جنس PDMS به طور کامل مورد بررسی قرار می‌گیرد. همچنین شیوه‌ی ساخت بستر آزمایشگاهی به منظور اندازه‌گیری دقیق سرعت و فشار با استفاده از چاپگر سه‌بعدی<sup>۱</sup> نشان داده شده است. سپس به معرفی تجهیزات آزمایشگاهی مورد استفاده برای این تراشه پرداخته می‌شود.

## ۵-۲- مراحل ساخت میکروتراشه

نمای رو به رو طرح یک جفت الکتروود شکل (۵-۱) با ابعاد دقیق بر حسب میکرومتر نشان داده شده است. ۱۰۸ جفت الکتروود در کف میکروکانال (طول ۲۶ میلی‌متر و عمق ۲ میلی‌متر) در راستای عمود بر حرکت سیال قرار گرفته است. الکترودهای سمت چپ در جفت‌های متناوب همگی به یک پتانسیل AC متصل هستند، در حالی که الکترودهای سمت راست در جفت‌های متناوب همه به یک پتانسیل AC با تاخیر فاز ۱۸۰ درجه متصل هستند.



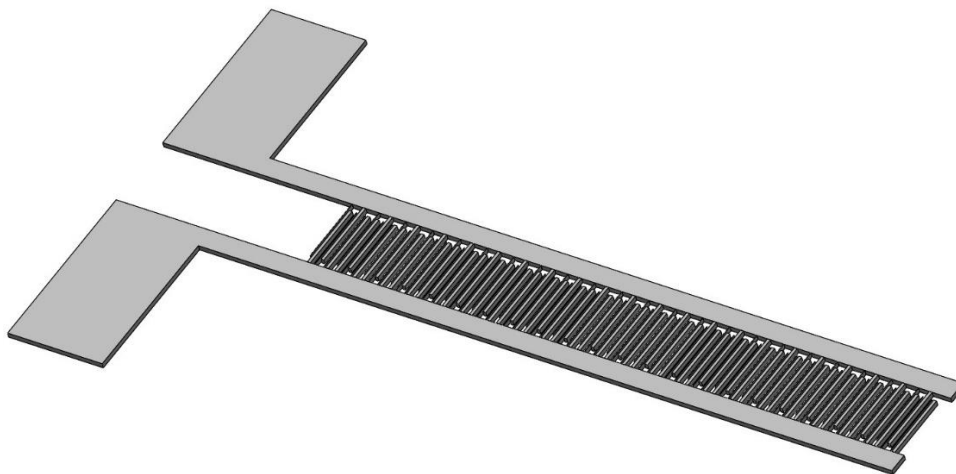
شکل (۵-۱). ابعاد میکروکانال و جفت الکترودها

<sup>1</sup> 3D printer

## ۱-۲-۵- الگو کردن طرح الکتروود پلاتین بر روی شیشه

یک طرح سه بعدی پله‌ای، کارآمدترین طرح از نظر عملکرد است که نمونه‌های اولیه آن بر پایه شیشه یا سیلیکون ساخته شده است که با استفاده از مجموعه‌ای از مراحل الگوبرداری<sup>۱</sup>، حکاکی و آبکاری ساخته می‌شوند [۶۶].

ابتدا لیتوگرافی رزیست مثبت<sup>۲</sup> SU8-1813 بر روی شیشه به وسیله دستگاه لایه‌نشانی چرخشی<sup>۳</sup> با سرعت  $3000\text{ rpm}$  به مدت ۳۰ ثانیه انجام شد، سپس بازپخت نمونه به منظور سفت شدن به مدت ۲ دقیقه در دمای ۹۵ درجه سانتیگراد صورت گرفت که این دما و مدت زمان، با توجه به نوع SU8 تعیین شده است. الگوی طرح مورد نظر مطابق که از بهینه‌سازی حل عددی به دست آمده، در نرم‌افزار سالیدورک<sup>۴</sup> طراحی شد.



شکل (۲-۵). الگوی طرح مورد نظر در نرم‌افزار سالیدورک

این طرح بر روی فیلم (ماسک) بصورت سیاه و سفید چاپ شدند، سپس با دستگاه Mask Aligner (شکل (۳-۵))، ماسک بر روی نمونه قرار گرفت و نوردهی ماوراء بنفش ( $UV^5$ ) برای ایجاد طرح مورد نظر با توان  $1/5\text{ mW/cm}^2$  (انرژی لازم برای سفت شدن SU8) به مدت ۸۰ ثانیه انجام شد. بعد از عبور UV، بخشی از طرح روی فیلم که بی‌رنگ بوده، نور از آن عبور خواهد کرد و بخشی از آن که به رنگ سیاه بود نور از آن عبور نخواهد کرد. از طریق UV، بخشی از ماسک که نور از آن عبور کرد، کاملاً سخت خواهد شد. با برداشتن ماسک

<sup>1</sup> Photo-patterning

<sup>2</sup> Positive resist

<sup>3</sup> Spin coater

<sup>4</sup> Solid work

<sup>5</sup> Ultraviolet

از روی نمونه و با استفاده از حلال<sup>۱</sup> S1813، بخشی از طرح که UV از آن عبور نکرد (بخش سیاه رنگ) از طریق حلال شسته و تصویر طرح مورد نظر ظاهر شد بدین ترتیب فرایند انتقال الگو به شیشه تکمیل گردید. بازپخت مجدد نمونه در دمای ۹۵ درجه به مدت ۱ دقیقه انجام شد و در نهایت با استفاده از آب دیونیزه شسته و با هوای خشک و تمیز خشک شد.



شکل (۳-۵). دستگاه لیتوگرافی توسط فوتورزیست مثبت یا منفی بر روی زیرلایه های شیشه، سیلیکون

برای لایه نشانی کندوپاش<sup>۲</sup> پلاتین (کندن ذرات ماده هدف و پاشیدن آن روی زیرلایه) بر روی شیشه الگو شده با رزیست، پیش وکیوم با فشار  $10^{-4} \text{ mbar} \times 1/9$  و با فشار آرگون در حین لایه نشانی  $10^{-4} \text{ mbar} \times 10$  به وسیله دستگاه شکل (۴-۵) انجام شد. با استفاده از منبع تغذیه DC با توان لایه نشانی ۶۰ وات (تیتانیوم) و ۳۸ وات (پلاتین) لایه نشانی انجام شد. زمان لایه نشانی تیتانیوم (برای ۳۰ نانومتر تیتانیوم جهت چسبندگی) ۴ دقیقه و ۷ دقیقه برای پلاتین (برای ۱۵۰ نانومتر) به طول انجامید. پس از اتمام لایه نشانی، نمونه ها با استون شسته شدند تا رزیست برداشته شود و پلاتین فقط روی نواحی الگو شده باقی بماند.

<sup>1</sup> S1813 Developer

<sup>2</sup> Sputtering



شکل (۴-۵). دستگاه لایه‌نشانی کندوپاش

## ۲-۵-۲- مراحل ساخت پله‌های SU8 بر روی الکتروود

اطمینان از تمیز بودن زیرلایه الزامی است، به همین دلیل در هر مرحله فرایند تمیز کردن زیرلایه شیشه با آب دیونیزه، استون و پروپانول و خشک کردن با باد هوای تمیز و خشک تکرار شد. در این مرحله لایه‌نشانی رزیست منفی SU8-2010، روی ویفر به وسیله دستگاه لایه‌نشانی چرخشی با سرعت  $3000\text{ rpm}$  به مدت ۳۰ ثانیه (برای ایجاد لایه به ضخامت ۱۰ میکرون) انجام شد. سپس بازپخت در دمای ۹۵ درجه به مدت ۵ دقیقه صورت گرفت. در این مرحله با دقت بسیار زیاد، لیتوگرافی با دستگاه Mask Aligner، برای ایجاد طرح مورد نظر با تطابق روی الکترودهای پلاتین ایجادشده با توان  $1/5\text{ mW/cm}^2$  به مدت ۱۲۰ ثانیه انجام شد و مجدد بازپخت در دمای ۹۵ درجه به مدت ۵ دقیقه صورت گرفت. در نهایت با استفاده از حلال SU8 به مدت ۳ دقیقه تصویر ظاهر شد و در آخر شست و شو با پروپانول و خشک کردن با هوا انجام شد.

شکل (۵-۵)، شماتیکی از مراحل ساخت الکتروود مسطح بر روی زیرلایه شیشه و سپس ساخت پله الکتروود بر روی آنها را نشان می‌دهد.



شکل (۵-۵). مراحل ساخت الکتروود (الف) الگو کردن الکتروود پلاتین بر روی شیشه (ب) ساخت پله SU8 بر روی الکتروود

### ۳-۲-۵- ساخت قالب برای میکروکانال

برای آماده سازی بستر، ابتدا ویفر سیلیکونی<sup>۱</sup> با آب دیونیزه، استون و پروپانول تمیز شدند، سپس با باد هوای خشک و تمیز، خشک شدند. لایه نشانی رزیست منفی<sup>۲</sup> روی ویفر به وسیله دستگاه لایه نشانی چرخشی مطابق شکل (۵-۶)، با سرعت  $2000\text{ rpm}$  به مدت ۳۰ ثانیه (برای ایجاد لایه به ضخامت ۷۰ میکرون) انجام شد که در دمای ۹۵ درجه به مدت ۲۵ دقیقه بازپخت می شود. سپس با دستگاه Mask Aligner، برای ایجاد طرح مورد نظر با توان  $1/5\text{ mW/cm}^2$  به مدت ۱۸۰ ثانیه لیتوگرافی انجام شد و بازپخت مجدد در دمای ۹۵

<sup>1</sup> Silicon wafer

<sup>2</sup> Negative resist

درجه به مدت ۲۰ دقیقه صورت گرفت. سرانجام با استفاده از حلال<sup>۱</sup> SU8 به مدت ۵ دقیقه و شست و شو با پروپانول و خشک کردن با هوا، تصویر طرح مورد نظر ظاهر شد.



شکل (۶-۵). لایه‌نشانی چرخشی برای ایجاد ضخامت فوتورزیست

#### ۴-۲-۵- مراحل قالب‌گیری

ابتدا یک ماده پلیمری شفاف سیلگارد-۱۸۴<sup>۲</sup> (یک نوع PDMS) با عمل‌آورنده<sup>۳</sup> به نسبت ۱۰ به ۱ وزنی به طور کامل ترکیب شد، سپس از یک ابزار آزمایشگاهی به نام دسیکاتور<sup>۴</sup> برای حباب‌زدایی و خشک کردن به مدت ۳۰ دقیقه مورد استفاده قرار گرفت. ترکیب PDMS در قالب ریخته شد و برای بازپخت روی هات‌پلیت<sup>۵</sup> در دمای ۹۰ درجه به مدت ۲۰ دقیقه مطابق شکل (۷-۵) نگه داشته شد. بعد از این مدت زمان، PDMS از ویفر جدا شد، در اندازه مورد نظر به صورت دقیق برش داده شد و با استفاده از پانچ بیوپسی<sup>۶</sup> ۱ میلی‌متری، ابتدا و انتهای آن برای ورود و خروج سیال سوراخ شد.

<sup>۱</sup> SU8 Developer

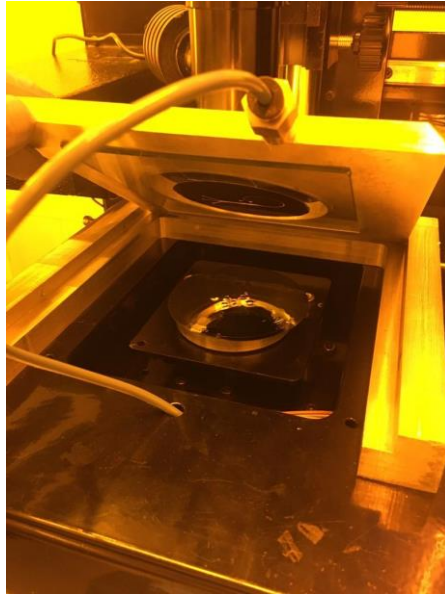
<sup>۲</sup> Sylgard

<sup>۳</sup> curing agent

<sup>۴</sup> Desiccator

<sup>۵</sup> Hot plate

<sup>۶</sup> Biopsy punch

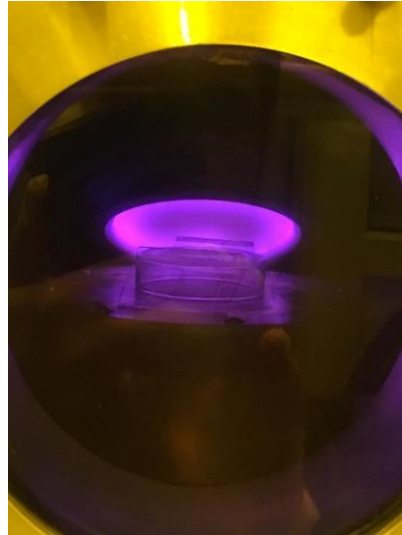


شکل (۷-۵). دستگاه هات پلیت

از زیرلایه شیشه جهت چسباندن PDMS به آن استفاده می‌شود؛ مانند مراحل قبل، زیرلایه شیشه را باید با استون و پروپانول و آب دیونیزه تمیز کرد، سپس با هوای خشک و تمیز، خشک شود. همچنین پس از تمیز کردن PDMS با چسب نواری جهت زدودن ذرات احتمالی چسبیده به آن، شیشه و PDMS در محفظه پلاسما باندینگ<sup>۱</sup> به منظور فعال‌سازی سطح برای باندینگ PDMS به زیرلایه شیشه مطابق شکل (۸-۵) گذاشته شد. سپس به مدت ۳۰ ثانیه، با پلاسمای اکسیژن در فشار  $0.8 \text{ mbar}$ ، با توان ۴۰ وات در معرض پلاسما قرار داده شد. سرانجام با خارج کردن قطعات و چسباندن PDMS و شیشه به یکدیگر، روی هات پلیت در دمای ۹۰ درجه به مدت ۵ دقیقه حرارت داده شد.

---

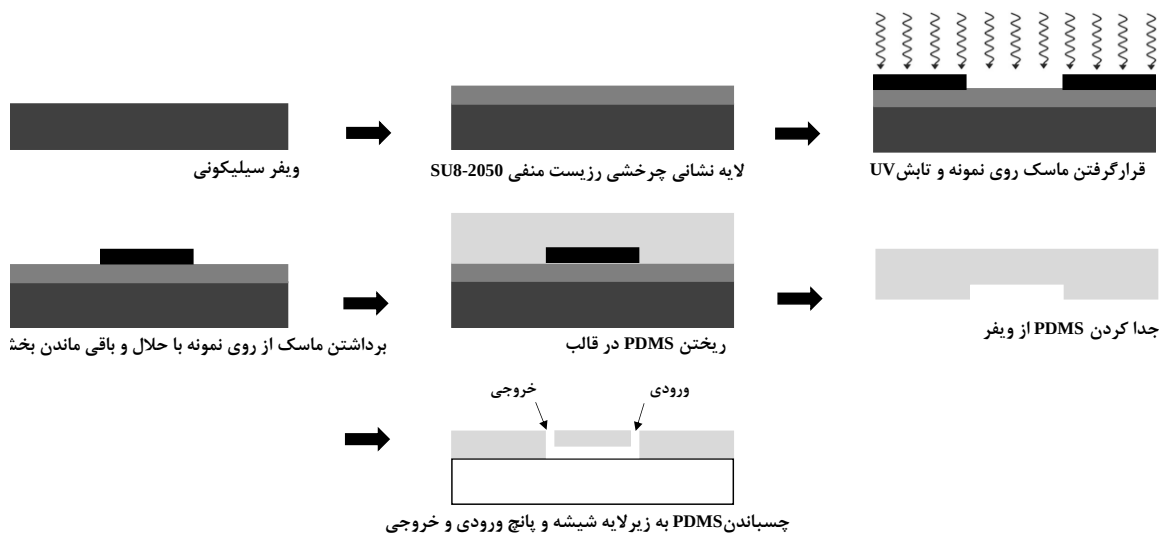
<sup>1</sup> Plasma Bonding



شکل (۸-۵). محفظه پلاسما باندینگ

شکل (۹-۵)، شماتیکی از مراحل ساخت قالب میکروکانال و در نهایت چسباندن آن بر روی زیرلایه شیشه

را نشان می‌دهد.

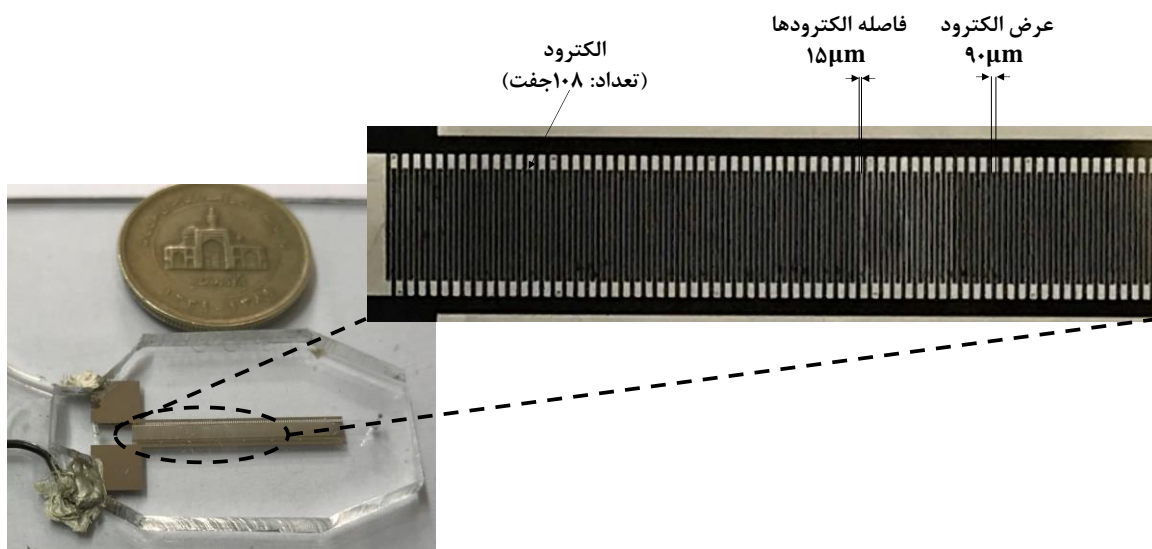
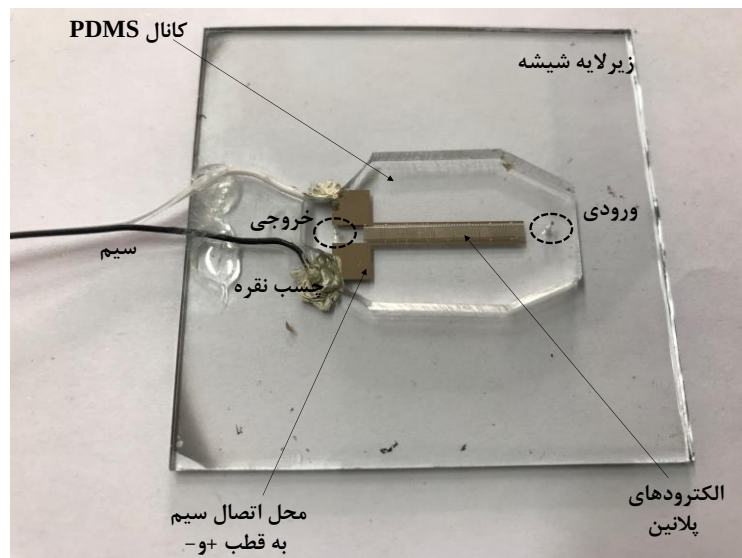


زیرلایه: PDMS: ماسک: رزیست SU8-2050: ویفر سیلیکونی:

شکل (۹-۵). شماتیک مراحل ساخت قالب میکروکانال

در نهایت جفت الکترودهای پله‌ای از جنس پلاتین ساخته شده روی زیرلایه شیشه و چسباندن آن به کانال PDMS، طبق مراحل ذکر شده، در شکل (۱۰-۵) نشان داده شده است. همانطور که در شکل دیده می‌شود، الکترودهای پله‌ای بصورت شانه‌ای روی زیرلایه شیشه الگو شده‌اند و میکروکانال با ضخامت ۷۰ میکرومتر بر روی آن قرار گرفته است. جهت اتصال الکتریکی الکترودها از طریق سیم به منبع تغذیه، نصف الکترودها به

قطب مثبت و نصف دیگر به قطب منفی متصل می‌شوند که این الکترودها بصورت یک درمیان از نظر اتصال الکتریکی از یکدیگر جدا شده‌اند. در شکل زیر، پدهای اتصال الکتریکی الکترودها را نشان می‌دهد که از این طریق برای اتصال به مولد، از یکدیگر جدا شده‌اند.



شکل (۱۰-۵). میکروپمپ ساخته شده در این پژوهش

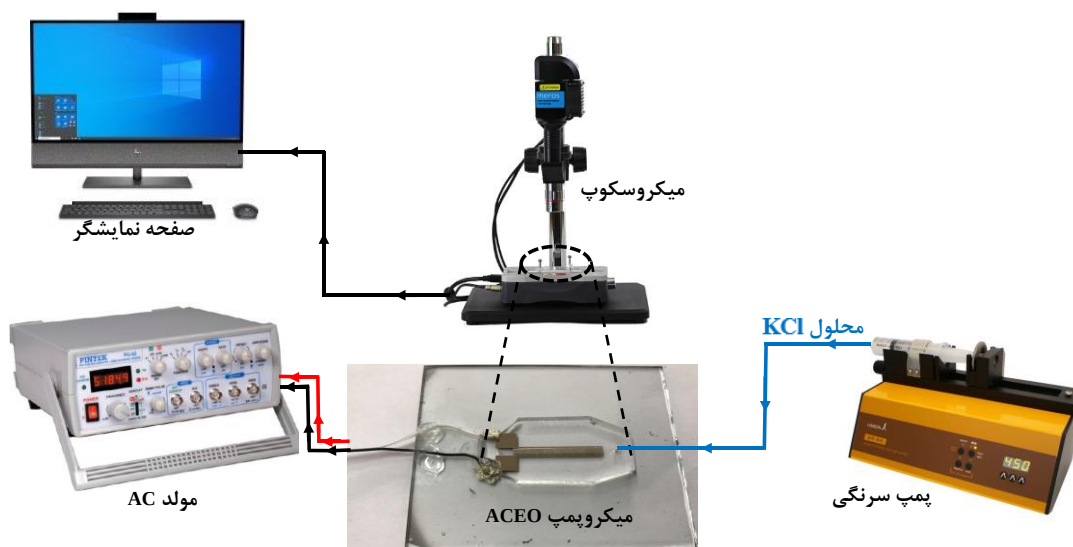
### ۵-۳- شرح مراحل آزمایش

ارزیابی عملکرد تجربی با استفاده از محلول پتاسیم کلرید (KCl) رقیق در آب دیونیزه با مشخصات ثابت در جدول (۵-۱) در دمای اتاق انجام شد. مزیت استفاده از نمک با تقسیم‌شوندگی<sup>۱</sup> دوتایی ساده، ساده‌سازی محاسبات عددی است. علاوه بر این، چنین مولکولی می‌تواند فقط به عنوان  $KCl \rightleftharpoons K^+ + Cl^-$  جدا شود و اجازه می‌دهد غلظت یون‌های مثبت و منفی در محلول به طور دقیق کنترل شود. یون‌های  $Cl^-$  ممکن است با فلز الکتروود واکنش ناخواسته‌ای نشان دهند، اما در شرایط کار این اثر از طریق پتانسیل AC خنثی می‌شود [۶۷].

جدول (۵-۱). مشخصات محلول KCl مورد استفاده در این پژوهش

| متغیر          | نماد     | مقدار (واحد)   |
|----------------|----------|----------------|
| هدایت الکتریکی | $\sigma$ | 0.0021 [S/m]   |
| لزجت           | $\mu$    | 0.001 [kg/m.s] |
| غلظت محلول     | $C$      | 0.0015[mol]    |

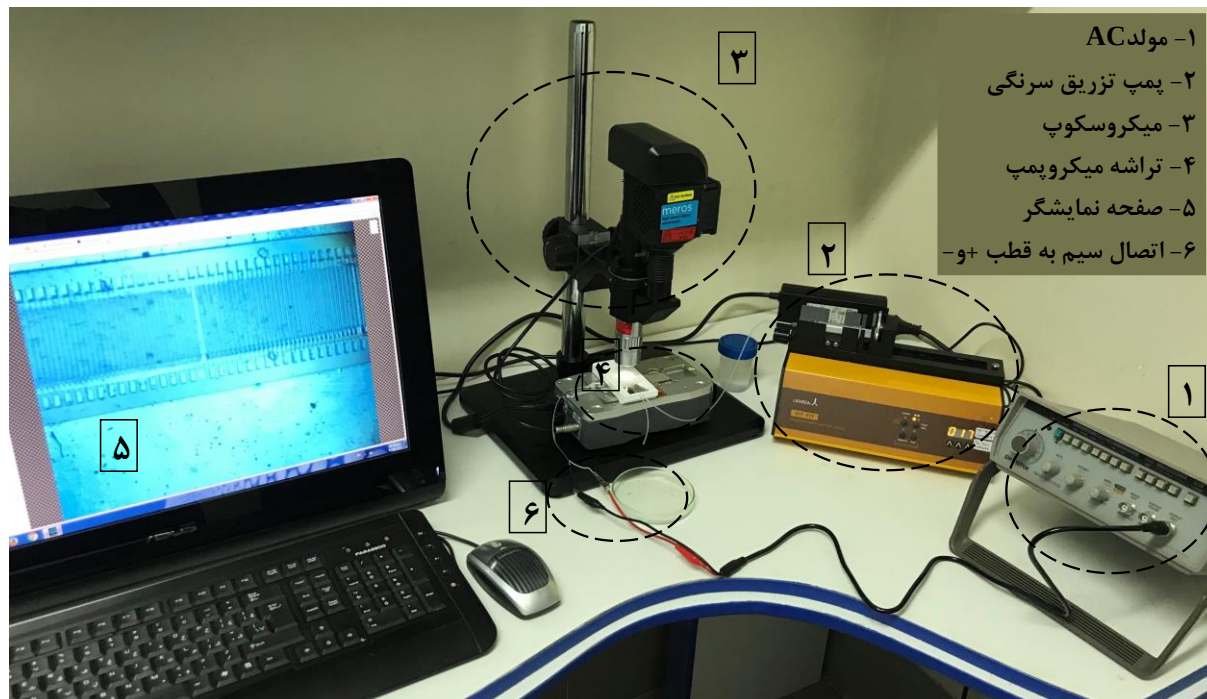
شماتیک بستر آزمایشگاهی پژوهش حاضر به منظور نمایش بهتر مراحل انجام کار مطابق شکل (۵-۱۱) است.



شکل (۵-۱۱). شماتیک بستر آزمایشگاهی مورد مطالعه پژوهش حاضر

<sup>1</sup> binary salt

تجهیزات آزمایشگاهی استفاده شده در شکل (۱۲-۵) نشان داده شده است. ولتاژ مورد نیاز به آرایه‌های الکتروود، توسط گیره سوسماری متصل به یک مولد<sup>۱</sup> مدل Gw Instek، تأمین می‌شود که سیگنال‌های سینوسی را با فرکانس از ۱ Hz تا ۱ MHz با ولتاژهای ۰ تا ۱۰ ولت تولید می‌کند.

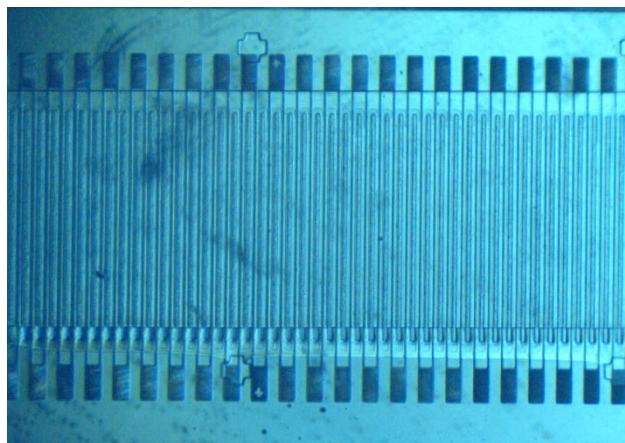


شکل (۱۲-۵). تجهیزات آزمایشگاهی در آزمایشگاه آشکارسازی و ردیابی

ابتدا محلول KCl توسط پمپ تزریق سرنگی مدل Lambda از طریق لوله‌های موئین با قطر خارجی ۱ میلیمتر به داخل میکروکانال تزریق شد. قبل از تزریق سیال به میکروکانال، اطمینان حاصل شد که هرگونه حباب هوا در سرنگ و لوله حذف شده باشد. همچنین کانال چندین بار قبل از آزمایش به منظور حذف حباب‌های احتمالی، پاکسازی شد. بعد از پرشدن کانال، مدتی زمان داده شد که سیال به حالت پایدار برسد و هیچگونه حرکتی نداشته باشد، همچنین این امر ضروری است تا اطمینان حاصل شود که حرکت سیال هنگام آزمایش با اختلاف فشار خارجی ارتباطی ندارد. همچنین برای اتصالات الکتریکی، عایق‌بندی مناسبی در نظر گرفته شد تا تراشه را از برخورد با سطوح فلزی جدا کند، زیرا ممکن است با تماس با ورودی‌های الکتریکی مولد، اندازه‌گیری‌های آزمایش را تغییر دهند. میکروسکوپ مدل Delomite بر روی سطح الکتروودها متمرکز شده بود تا حرکت سیال بالای الکتروود را اندازه‌گیری کند. با استفاده از مولد، اعمال ولتاژ و فرکانس به الکتروودها

<sup>1</sup> Function generator

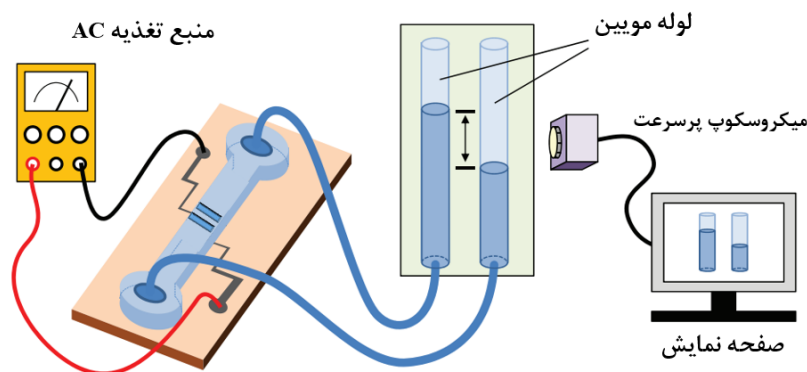
انجام شد و سیال شروع به حرکت کرد. سرانجام مشاهده شد که جریان سیال در امتداد مسیر الکتروود در جهت جلو حرکت می‌کنند. این حرکت جهت‌دار، جریان ACEO ایجاد شده توسط سرعت لغزشی سطح الکتروودها را نشان می‌دهد که به عنوان معیاری برای درستی عملکرد پمپ در نظر گرفته شده است. شکل (۱۳-۵)، تصویری است که در حین کار میکروپمپ گرفته شده است.



شکل (۱۳-۵). تصویر جفت الکتروودهای کف میکروکانال در زیر میکروسکوپ

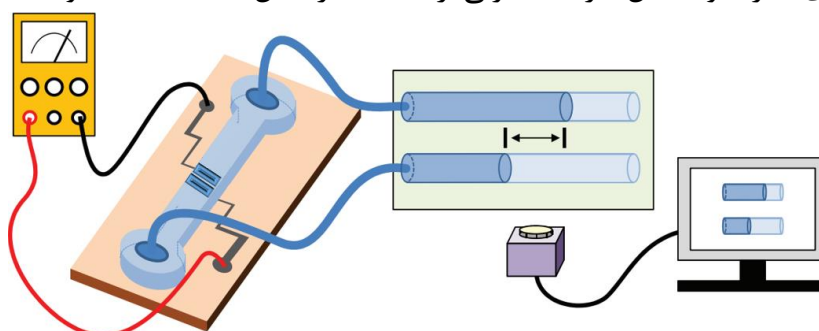
در نهایت از طریق میکروسکوپ، حرکت سطح مشترک<sup>۱</sup> سیال و هوا در لوله‌های موئین تصویربرداری و توسط نرم افزار پردازش تصویر Flow control center مشاهده شد. به منظور مشاهده حرکت سیال جهت اندازه‌گیری فشار پمپ مطابق شکل (۱۴-۵)، دو لوله موئین به طور موازی در یک صفحه عمودی تنظیم شدند [۶۸]. مادامی که ولتاژ و فرکانس اعمال می‌شود، اختلاف ارتفاع بین لوله چپ و راست نشان دهنده دبی سیال است. فشار حاصل شده ناشی از اختلاف سطح ستون سیالی است که در اثر پمپاژ در ورودی و خروجی اتفاق افتاده است. در واقع در ابتدا سطح سیال در هر دو لوله موئین یکسان است، اما به محض اعمال ولتاژ، اختلاف ارتفاعی بین دو سمت لوله اتفاق می‌افتد، این اختلاف ارتفاع سطح مشترک سیال و هوا بین دو لوله موئین در فرکانس و ولتاژهای مختلف، اندازه‌گیری و فشار تولیدی توسط میکروپمپ با استفاده از رابطه  $\Delta P = \rho g \Delta h$  محاسبه شد.

<sup>1</sup> Interface



شکل (۵-۱۴). شماتیک اندازه‌گیری فشار سیال در میکروکانال

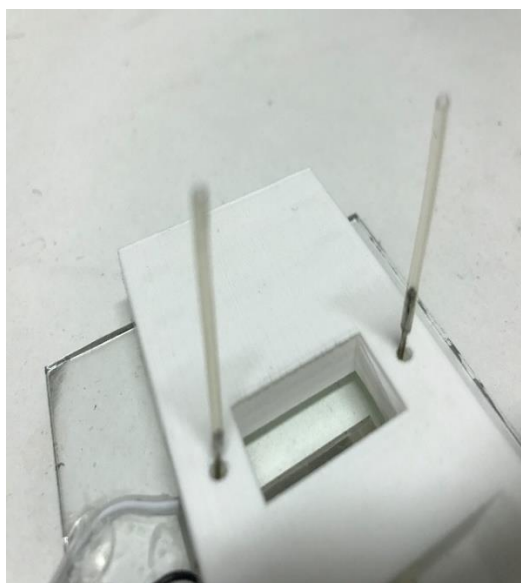
همچنین برای اندازه‌گیری میزان سرعت سیال، دو لوله موئین مطابق شکل (۵-۱۵) به طور موازی در یک صفحه افقی قرار داده شدند [۶۸]. با توجه به زمان تصویربرداری از شروع حرکت سیال (۱۵۲ فریم بر ثانیه) تا پایان آن و همچنین میزان جابه‌جایی سیال، سرعت سیال با استفاده از رابطه  $\Delta x = v \Delta t$  محاسبه شد. سپس از این مقدار برای تجزیه و تحلیل سرعت تجربی ارائه شده در فصل بعد، استفاده خواهد شد.



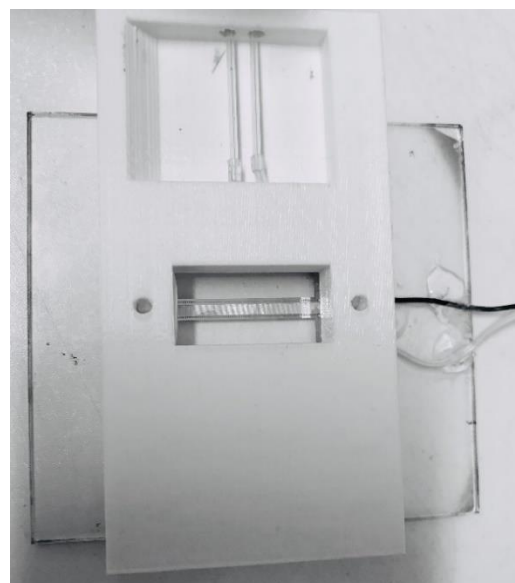
شکل (۵-۱۵). شماتیک اندازه‌گیری سرعت سیال در میکروکانال

مطابق شماتیک شکل‌های قبل جهت اندازه‌گیری سرعت و فشار سیال، بر روی تراشه میکروپمپ یک سازه به کمک چاپگر سه‌بعدی ساخته شد. در شکل (۵-۱۶-الف) به منظور ثابت نگه داشتن لوله‌ها به صورت افقی جهت اندازه‌گیری سرعت سیال، ابتدا شیلنگ‌های سیلیکونی مانند شکل (۵-۱۴)، در ورودی و خروجی تراشه نصب شدند که در زیر سازه، محل عبور شیلنگ‌ها به گونه‌ای طراحی شدند که کمترین انحنا (به منظور حرکت سیال) را داشته باشند. در این سازه، محلی برای تصویربرداری در نظر گرفته شده است که لوله‌های موئین در آن ثابت و نزدیک به هم به منظور دیده شدن دقیق جفت لوله‌ها در زیر میکروسکوپ، قرار می‌گیرند. در شکل (۵-۱۶-ب) نیز جهت ثابت و عمودی نگه‌داشتن لوله‌های شیشه‌ای یک سازه طراحی و به کمک چاپگر سه‌بعدی ساخته شده است. لازم به ذکر است برای اندازه‌گیری اختلاف ارتفاع، حتماً باید از لوله شیشه‌ای

غیر قابل انعطاف استفاده شود. همچنین جهت جلوگیری از جابه‌جایی و جدا شدن سیم‌ها از الکترودها، به زیرلایه شیشه تراشه چسبانده شد.



ب



الف

شکل (۱۶-۵). بستر آزمایشگاهی جهت تحلیل جریان سیال (الف) سرعت (ب) فشار

همچنین از آنجا که لوله موئین متصل به سرنگ در طول آزمایش ثابت بود، سطح سیال در لوله خروجی نیز تعیین شد، بنابراین کل ناحیه پمپاژ بسته شد. جریان ACEO متوقف شده و فشار برگشتی را در لوله خروجی ایجاد کرد که به نوبه خود به دلیل گرادیان فشار از طریق کانال، یک حرکت سیال معکوس ایجاد شد. در فصل بعد به ارائه نتایج آزمایشگاهی حاصل از میکروپمپ ساخته شده پرداخته می‌شود. سپس مقایسه نتایج آن با نتایج حاصل از شبیه‌سازی عددی انجام شده است.



## نتایج آزمایشگاهی

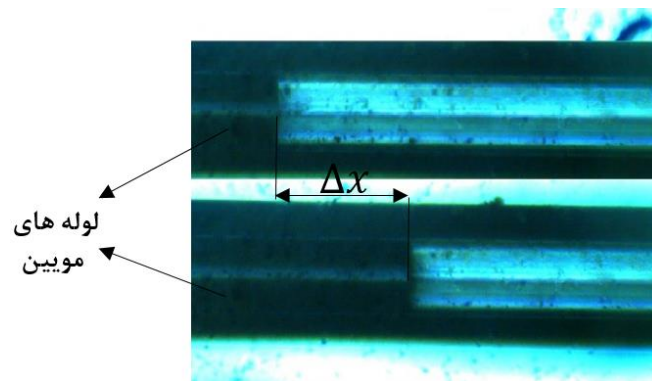
---

## ۶-۱- مقدمه

در این فصل به ارائه و تحلیل نتایج آزمایشگاهی به منظور اندازه‌گیری سرعت و فشار حاصل از میکروپمپ با آرایه الکترودهای پله‌ای (سه‌بعدی) پرداخته می‌شود. در ابتدا به بررسی مقادیر ولتاژ و فرکانس استفاده شده در آزمایش‌های مختلف و تأثیر آن بر پمپ کردن سیال پرداخته می‌شود. سپس نتایج حاصل از جریان سیال درون میکروکانال با استفاده از میکروسکوپ با دقت قابل قبولی ارائه می‌شود. در ادامه برای ارزیابی عملکرد طرح جدید، نتایج تجربی با نتایج شبیه‌سازی عددی طرح بهینه مورد تجزیه و تحلیل و مقایسه قرار می‌گیرد.

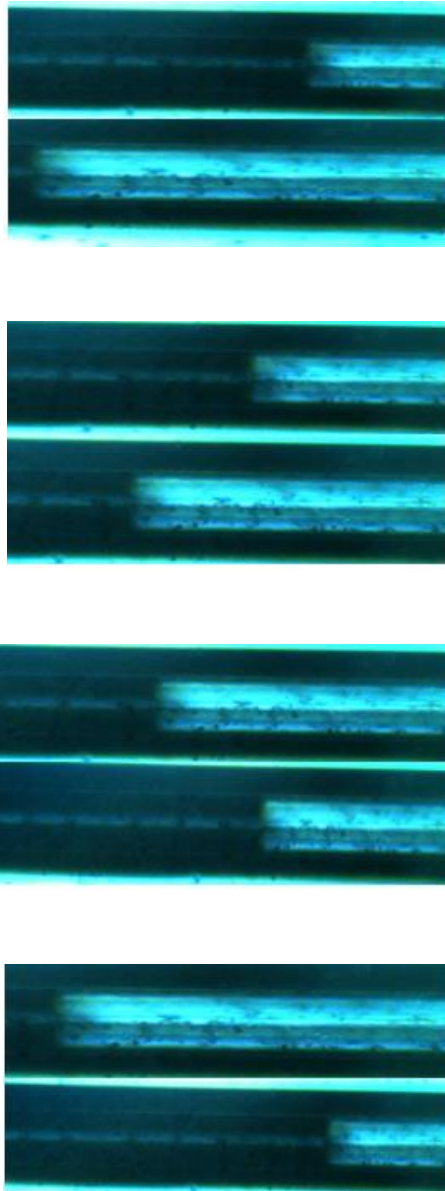
## ۶-۲- اندازه‌گیری سرعت

تصاویر گرفته شده با میکروسکوپ از بستر آزمایشگاهی برای مشاهده اختلاف مسافت طی شده سیال در دو لوله موئین ورودی و خروجی، به منظور اندازه‌گیری سرعت سیال در شکل (۶-۱) نشان داده شده است.



شکل (۶-۱). مشاهده حرکت سیال در لوله‌های موئین جهت اندازه‌گیری سرعت سیال

به منظور نشان دادن حرکت سیال، در چند فریم مجزا با گام زمانی  $\Delta t = 0.025s$  عکس برداری شده که در شکل (۶-۳) نشان داده شده است.



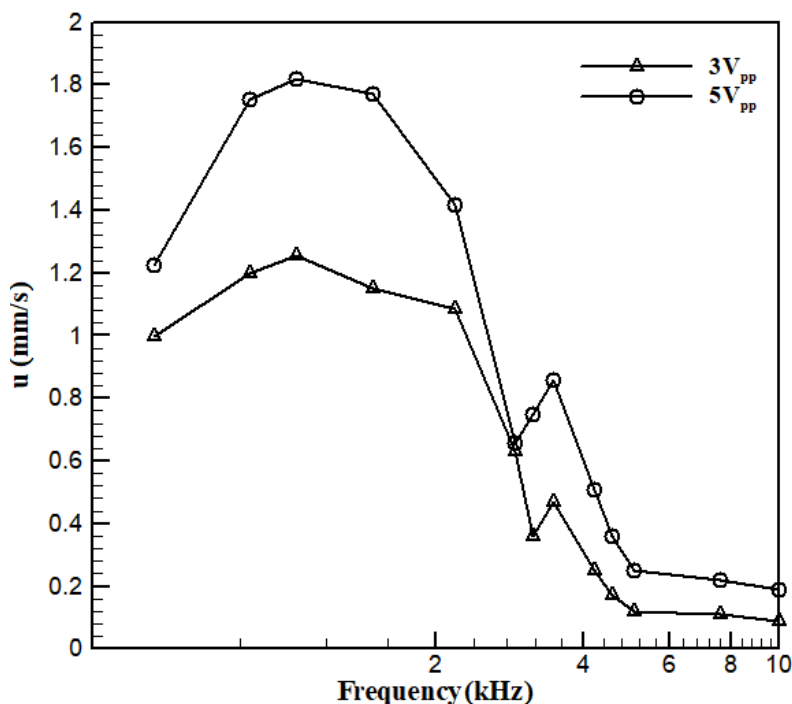
شکل (۶-۲). حرکت سیال در چند فریم مجزا با گام زمانی  $\Delta t = 0.025s$

ارزیابی عملکرد تجربی با استفاده میدان الکتریکی متناوب AC در طیف مختلف فرکانس و دو مقدار مختلف ولتاژ مطابق جدول (۶-۱) انجام شد.

جدول (۶-۱). مقادیر مشخصات الکتریکی مورد استفاده در این پژوهش

| متغیر  | نماد | مقدار (واحد)     |
|--------|------|------------------|
| ولتاژ  | $V$  | $3 - 5 [V_{pp}]$ |
| فرکانس | F    | $0.5 - 10 [kHz]$ |

به منظور جلوگیری از جریان فارادیک که ممکن است در فرکانس‌های پایین اتفاق بیفتد، فرکانس آزمایش، بالاتر از ۵۰۰ هرتز انجام شده است [۱۷]. در شکل (۳-۶)، تغییرات سرعت سیال نسبت به فرکانس با استفاده از میکروپمپ طراحی شده در دو ولتاژ اعمالی مختلف و طیف فرکانس از ۰/۵ تا ۱۰ کیلوهرتز ارائه شده است که در آن دو فرکانس اوج ظاهر می‌شود (مطابق مرجع [۶۶]). با توجه به فرضیات مدل خطی در حل عددی، مقدار بیشینه سرعت تنها در یک فرکانس اوج اتفاق می‌افتد. انتظار می‌رود که با افزایش فرکانس (بیشتر از مقدار اوج)، مقدار سرعت مطابق حل عددی کاهش یابد. در حالی که، در نتایج تجربی دو قله مشاهده می‌شود. در آزمایشات تجربی کارهای گذشته و همچنین این پژوهش این امر مشاهده شده است. بدین صورت که مقدار سرعت علاوه بر اینکه در فرکانس ۱ کیلوهرتز (همان فرکانس اوج به دست آمده از حل عددی) بیشینه شده، با افزایش بیشتر فرکانس، در یک مقدار دیگر (حدود ۴ کیلوهرتز) نیز مقدار سرعت یک قله کوتاه ایجاد کرده و در ادامه مجدد کاهش می‌یابد. مطابق شکل، در ولتاژ  $3V_{pp}$  و  $5V_{pp}$ ، سرعت بیشینه به ترتیب  $1/25 \text{ mm/s}$  و  $1/82 \text{ mm/s}$  قابل مشاهده است. لازم به ذکر است، شبیه‌سازی شکل (۷-۴) که در بخش نتایج عددی انجام شده است، قادر به پیش‌بینی فرکانس اوج در دو نقطه نیستند اما به طور تجربی در ارتفاع پله متوسط در این شکل دیده می‌شود. لازم به ذکر است تمامی آزمایش‌ها به منظور قطعیت نتایج، دو بار تکرار شده است.

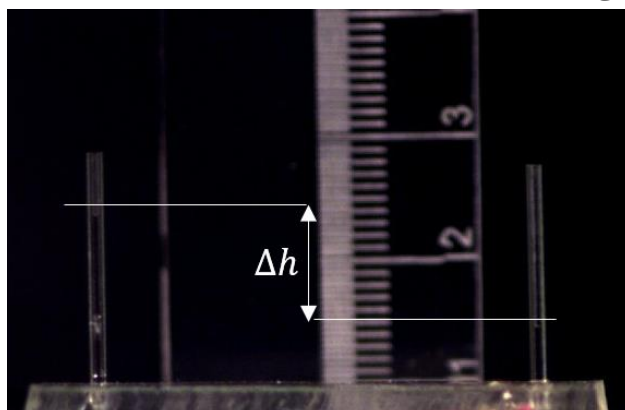


شکل (۳-۶). اندازه‌گیری سرعت سیال در دو ولتاژ مختلف

همانطور که ذکر شد، به دلیل سازوکار تسمه نقاله سیال، سرعت روبه‌جلو در ارتفاع مناسب پله اتفاق می‌افتد. مطابق شکل، در هر دو ولتاژ در بازه فرکانسی  $1\text{ kHz}$  -  $0.5$  سرعت بیشینه است ولی با افزایش دامنه ولتاژ در همان بازه فرکانسی، سرعت بیشتر خواهد شد؛ اما به دلیل خارج شدن از حالت خطی، ولتاژ بیشتر از  $5V_{pp}$  اعمال نشده است.

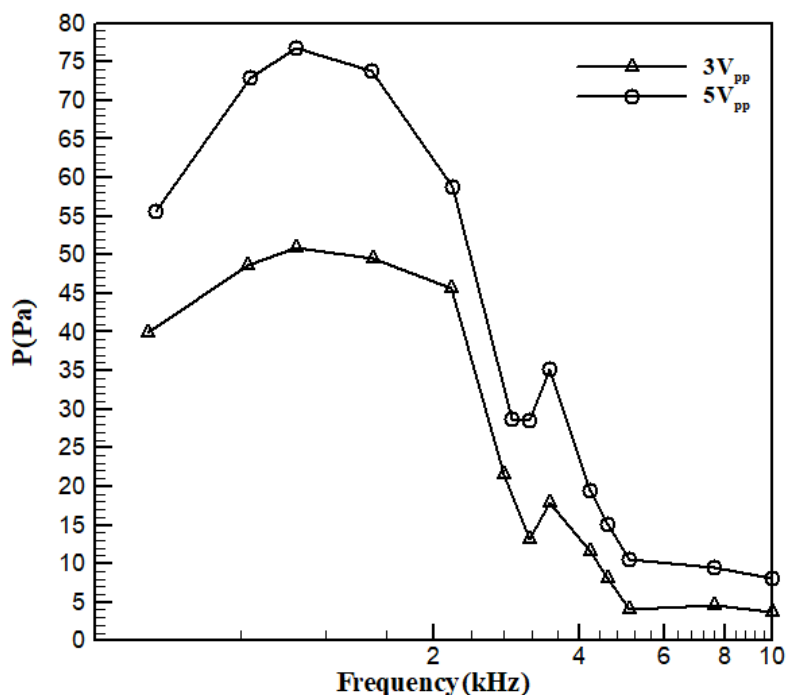
### ۳-۶- اندازه‌گیری فشار

تصویر گرفته شده با استفاده از دوربین پرسرعت از بستر آزمایشگاهی برای مشاهده اختلاف ارتفاع بین دو لوله موئین ورودی و خروجی به منظور اندازه‌گیری فشار سیال در شکل (۴-۶) نشان داده شده است.



شکل (۴-۶). مشاهده حرکت سیال در لوله‌های موئین جهت اندازه‌گیری فشار سیال

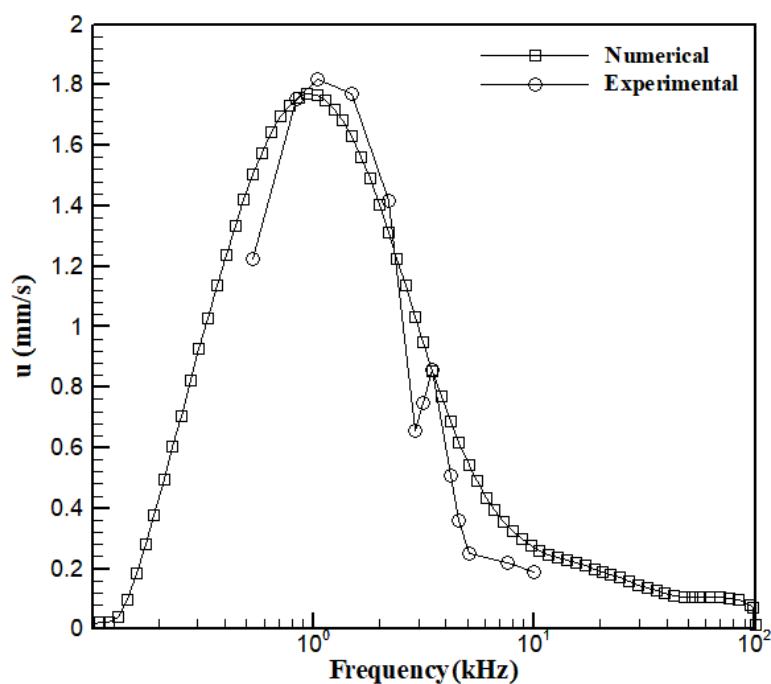
در شکل (۵-۶)، تغییرات فشار سیال نسبت به فرکانس با استفاده از اختلاف ارتفاع ناشی از سیال در لوله موئین ورودی و خروجی اندازه‌گیری شده است. در دو ولتاژ اعمالی مختلف و طیف فرکانس از  $0.5$  تا  $10$  کیلوهرتز ارائه شده است که در آن دو فرکانس اوج ظاهر می‌شود. بازه فرکانسی که فشار بیشینه است، همان بازه فرکانس سرعت است که در آن سرعت هم بیشینه است که با افزایش ولتاژ، فشار نیز بیشتر می‌شود؛ اما به دلیل خارج شدن از حالت خطی، ولتاژ بیشتر از  $5V_{pp}$  اعمال نشده است. مطابق شکل (۵-۶)، در ولتاژ  $3V_{pp}$ ،  $5V_{pp}$ ، فشار بیشینه به ترتیب  $50/8\text{ Pa}$  و  $76/8\text{ Pa}$  قابل مشاهده است. برای فشار بیشینه در ولتاژ  $5V_{pp}$ ، اختلاف ارتفاع حدوداً  $7/5\text{ mm}$  مشاهده شد.



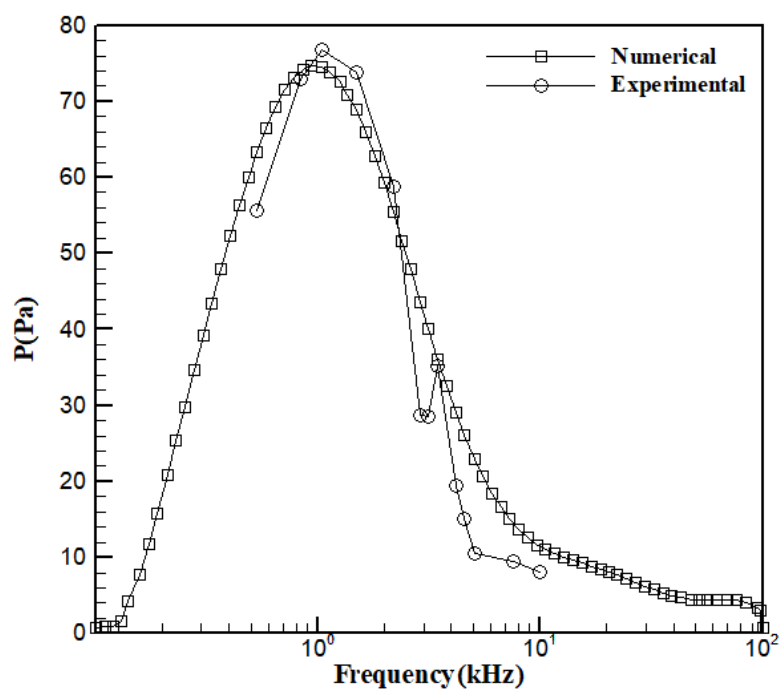
شکل (۵-۶). اندازه‌گیری فشار سیال در دو ولتاژ مختلف

#### ۴-۶- مقایسه نتایج عددی و آزمایشگاهی

با توجه به شکل (۶-۶) و شکل (۶-۷)، نتایج آزمایشگاهی با شبیه‌سازی عددی مقایسه شده است که تطابق خوبی در مقدار سرعت و فشار نسبت به فرکانس بین نتایج تئوری و نتایج آزمایشگاهی را نشان می‌دهد. نتایج تجربی و شبیه‌سازی عددی از نظر میزان سرعت بیشینه برای ولتاژ  $5V_{pp}$  دارای اختلاف نسبی  $2/82\%$  است. همچنین از نظر فشار بیشینه در همان ولتاژ اختلاف نسبی  $2/95\%$  مشاهده شده است. همچنین یک تطابق خوبی بین فرکانس سرعت و فشار بیشینه در نتایج تئوری و آزمایشگاهی نیز می‌توان در شکل (۶-۶) و شکل (۶-۷)، مشاهده کرد. همچنین سرعت و فشار بیشینه، هم در نتایج عددی و هم در نتایج آزمایشگاهی در فرکانس RC اتفاق افتاده است.



شکل (۶-۶). مقایسه سرعت جریان در حل عددی و آزمایشگاهی در ولتاژ ۲/۵ ولت



شکل (۶-۷). مقایسه فشار جریان در حل عددی و آزمایشگاهی در ولتاژ ۲/۵ ولت

در مدل مرسوم ACEO فرض بر این است که الکترودها کاملاً قطبی هستند (بدون جریان فارادیک) و پتانسیل الکتریکی در سطح الکترودها برابر با مقدار ورودی از مولد است [۱۷]. با این وجود، نتایج شبیه‌سازی و

آزمایشگاهی نشان می‌دهند که طراحی جدید آرایه‌های الکتروود می‌تواند سیال را با موفقیت با سرعت بالا حرکت دهد و عملکرد آن به پیش‌بینی ما از طریق شبیه‌سازی عددی، نزدیک است.

شایان ذکر است که جزئیات آزمایش تا حدودی با شبیه‌سازی متفاوت است. دلیل این امر، فرض دو بعدی در حل عددی است. همچنین، به دلیل مقاومت هیدرولیکی قسمت‌هایی که پمپ صورت نمی‌گیرد، فشار برگشتی در سراسر قسمت پمپاژ وجود دارد که در شبیه‌سازی، مقاومت هیدرولیکی را روی قسمت بدون پمپاژ در گرفته نمی‌شود. همچنین در فرآیند ساخت، از آبکاری برای ایجاد پله روی الکتروودهای مسطح استفاده می‌شود. به دلیل فوتولیتوگرافی، پله‌ها با ارتفاع زیاد مایل می‌شوند و کاملاً عمودی نیستند. سطح افقی الکتروودهای پلکانی نیز به دلیل ماهیت آبکاری، زبری سطح را نشان می‌دهد. این در تضاد با مدل عددی با پله الکتروود عمودی است. با این حال، تفاوت‌های جزئی در هندسه بین شبیه‌سازی‌ها و آزمایش‌ها، برای توضیح تمام اختلافات کافی نیست. مدل خطی استاندارد که در شبیه‌سازی‌ها استفاده می‌شود، به رسانایی (غلظت) وابستگی ندارد و تنها به افزایش جریان از طریق  $\Lambda$  (یا  $\delta$ ) وابسته است؛ بنابراین، حتی با انتخاب دقیق  $\Lambda$  که وابسته به غلظت سیال است، ممکن است تفاوت‌هایی در نتایج تئوری و آزمایشگاهی وجود داشته باشد. به طور کلی، با توجه به نتایج حاصل از بهینه‌سازی و تطابق آن با نتایج آزمایشگاهی، موفقیت اصلی مدل خطی این است که سازوکار تسمه نقاله در پله با ارتفاع بهینه اجرا شده است. انواع مختلفی از کاستی‌های مدل استاندارد (همانطور که در فصل ۳ ذکر شد) وجود دارد که فقط در حد ولتاژهای اعمالی کوچک ( $KT/e = 25mV$ ) قابل توجیه است.

در فصل ۷ به جمع‌بندی کلی و ارائه پیشنهادات برای کارهای آینده پرداخته می‌شود.

## جمع‌بندی و پیشنهادات

---

## ۷-۱- جمع‌بندی

پمپ‌های سه‌بعدی با ارتفاع پله‌های زیاد، از قدرت بیشتری نسبت به طرح‌های مسطح قبلی برخوردار هستند، زیرا پمپاژ سریع و قابل اطمینان را برای طیف وسیعی از شرایط هندسی و ولتاژ اعمالی، همیشه در همان جهت پیش بینی شده توسط سازوکار ساده را FCB فراهم می‌کنند.

در این تحقیق، طراحی و ساخت میکروپمپ ACEO با الکترودهای غیرمسطح (سه‌بعدی) مورد بررسی قرار گرفت. همان‌طور که در این تحقیق نتیجه‌گیری شد، برای ارزیابی تجربی عملکرد میکروپمپ، نیاز به بهینه‌سازی هندسه الکترودهای سه‌بعدی شامل محل قرارگیری پله‌های الکترودها، عرض و ارتفاع آن‌ها همچنین پارامترهای الکتریکی است. این امر از طریق شبیه‌سازی عددی توانست یک جریان جهت‌دار را نشان دهد و سرعت جریان ACEO را در مقایسه با الکترودهای مسطح افزایش دهد. همچنین مفهوم حرکت گردابه‌ها مشابه «تسمه نقاله» موجود در الکترودهای پلکانی را به خوبی بیان کند. در میکروپمپ‌های سه‌بعدی اخیر اگرچه دبی مناسبی به مراتب بیشتر از روش‌های معمول را فراهم کرده‌اند، اما با بهینه‌سازی محل پله‌های الکترودها ( $50\mu m$ )، عرض ( $30\mu m$ ) و ارتفاع آنها ( $5\mu m$ ) می‌توان با ایجاد تسمه نقاله (گردابه)، جریان رو به جلو با سرعت بالا ایجاد نمود.

در این پژوهش، سرعت، دبی و فشار جریان مورد نظر در فرکانس‌های مختلف ترسیم شده که از این پاسخ فرکانسی، برای مقایسه سرعت، دبی و فشار بین نتایج تئوری و تجربی استفاده شده است. در هندسه الکترودها بهینه شده، پمپاژ سریع رو به جلو، برای طیف وسیعی از فرکانس‌ها توسط سازوکار تسمه نقاله سیال تأیید شده است. در نهایت، نتایج تئوری و برای ولتاژ  $2/5$  ولت و در حدود فرکانس  $1$  کیلوهرتز، سرعت جریان، دبی و فشار به ترتیب برابر با  $1/77mm/s$ ،  $14/9\mu L/min$  و  $74/6Pa$  است. نتایج گزارش شده حاکی از آن است که بهینه‌سازی پارامترهای هندسی الکترودها، سبب تولید سرعت جریان بیشتر نسبت به الکترودهای غیربهینه می‌شود.

## ۷-۲- پیشنهادات

۱- بررسی افزایش تعداد پله روی هر الکترودها

- ۲- تغییر هندسه پله مستطیلی به هندسه‌های دیگر و بهینه‌سازی آن روی هر الکتروود
- ۳- بررسی میکروپمپ‌هایی با کانال طویل‌تر به منظور تولید فشار کافی برای استفاده‌های مختلف
- ۴- بررسی ارتفاع میکروکانال به منظور جلوگیری از مسدودشدن میکروپمپ توسط مولکول زیستی در کاربردهای پزشکی
- ۵- بررسی حرکت سیال غیرنیوتنی (مثل خون)
- ۶- تحلیل شبیه‌سازی عددی سه‌بعدی هندسه پله
- ۷- بررسی ضعف ساخت و چسبندگی ضعیف SU8 روی لایه الکتروود طلا با وجود هدایت الکتریکی قوی
- ۸- بررسی مفاهیم گسترده حرکت بارها از طریق مدل‌سازی اثر ویسکوالکتریک در ترکیب با مدل غیر خطی (اثر استریک)

## پیوست (الف)

### روند حل دو بخش حقیقی و موهومی معادله اسملوچوفسکی

به دلیل وجود پارامتر موهومی  $i$  در شرط مرزی روی الکترودها طبق معادله (۷-۱)، معادلات میدان الکتریکی به دو بخش حقیقی و موهومی تقسیم شده‌اند. ابتدا معادله لاپلاس، به دو بخش حقیقی و موهومی می‌شود:

$$\nabla^2 \phi = 0 \quad (\text{الف-۱})$$

$$\nabla^2 \phi_R = 0 \quad (\text{الف-۲})$$

$$\nabla^2 \phi_I = 0 \quad (\text{الف-۳})$$

پارامترهای پتانسیل و ولتاژ در معادله شرایط مرزی روی الکترودها نیز، به دو بخش حقیقی و موهومی تقسیم می‌شوند:

$$n \cdot \vec{\nabla} \phi = \frac{i\omega C_{DI} \Lambda}{\sigma} (\phi - V_{peak}) \quad (\text{الف-۴})$$

$$\sigma \frac{\partial \phi}{\partial y} = i\omega C_{DI} (\phi - V_j) \quad (\text{الف-۵})$$

$$\phi = \phi_R + i\phi_I \quad (\text{الف-۶})$$

$$V_j = V_R + iV_I \quad (\text{الف-۷})$$

با جایگذاری روابط (الف-۶) و (الف-۷) در شکل عمومی معادله شرط مرزی الکترودها به دو بخش تقسیم می‌شود:

$$\sigma \frac{\partial (\phi_R + i\phi_I)}{\partial y} = i\omega C_{DI} (\phi_R + i\phi_I - V_R - iV_I) \quad (\text{الف-۸})$$

فرض می‌شود  $V_I$  برابر با صفر است؛ زیرا ولتاژ یک مقدار ثابت بوده و دو بخش حقیقی و موهومی ندارد؛ بنابراین:

$$\sigma \frac{\partial \phi_R}{\partial y} = \omega C_{Dl}(-\phi_I + V_I) \quad \text{فرض: } V_I = 0 \quad (\text{الف-۹})$$

در نتیجه معادله شرط مرزی روی الکترودها را می‌توان به دو بخش حقیقی و موهومی تقسیم کرد:

$$\sigma \frac{\partial \phi_R}{\partial y} = \omega C_{Dl}(-\phi_I) \quad (\text{الف-۱۰})$$

$$\sigma \frac{\partial \phi_I}{\partial y} = \omega C_{Dl}(\phi_{IR} - V_R) \quad (\text{الف-۱۱})$$

مطابق فرضیات بخش حقیقی و موهومی پتانسل و ولتاژ، معادله سرعت اسملوچوفسکی به صورت زیر خواهد شد:

$$u_{ACEO} = -\frac{\varepsilon}{4\mu} \Lambda \frac{\partial}{\partial x} |\phi - V_{peak}|^2 \quad (\text{الف-۱۲})$$

و بعد از جایگذاری بخش حقیقی و موهومی:

$$u_{ACEO} = -\frac{\varepsilon}{4\mu} \Lambda \frac{\partial}{\partial x} |\phi_R + i\phi_I - V_R|^2 \quad (\text{الف-۱۳})$$

$$u_{ACEO} = -\frac{\varepsilon}{4\mu} \Lambda \frac{\partial}{\partial x} (\phi_R - V_R)^2 + \phi_I^2 \quad (\text{الف-۱۴})$$

با مشتق گیری از رابطه (الف-۱۴)، رابطه (الف-۱۵) حاصل می‌شود:

$$u_{ACEO} = -2 \times \frac{\varepsilon}{4\mu} \Lambda \frac{\partial \phi_R}{\partial x} (\phi_R - V_R) + \frac{\partial \phi_I}{\partial x} \phi_I \quad (\text{الف-۱۵})$$

در نتیجه معادله سرعت اسملوچوفسکی به صورت معادله (الف-۱۶)، در نرم افزار کامسول اعمال شده است.

$$u_{ACEO} = -2 \times \frac{\varepsilon}{4\mu} \Lambda \left( \text{real} \left( \frac{\partial \phi}{\partial x} \right) \times (\text{real}(\phi) - V) + \text{imag}(\phi) \times \text{imag} \left( \frac{\partial \phi}{\partial x} \right) \right) \quad (\text{الف-۱۶})$$

- [1] H. and N. G. G. Morgan, *AC Electrokinetics: Colloids and Nanoparticles*. , Research Studies, 2003.
- [2] P. S. Dittrich, K. Tachikawa, and A. Manz, "Micro Total Analysis Systems . Latest Advancements and Trends," *Anal. Chem.*, vol. 78, no. june, pp. 3887–3908, 2006.
- [3] von S. F. Focke M, Kosse D, Müller C, Reinecke H, Zengerle R, "Lab-on-a-Foil: microfluidics on thin and flexible films," *Lab Chip*, vol. 10, pp. 1365–86, 2010.
- [4] L. Jiang *et al.*, "Closed-Loop Electroosmotic Microchannel Cooling System for VLSI Circuits," vol. 25, no. 3, pp. 347–355, 2002.
- [5] C. D. Meinhart and H. Zhang, "The Flow Structure Inside a Microfabricated Inkjet Printhead," *MICROELECTROMECHANICAL Syst.*, vol. 9, no. 1, pp. 67–75, 2000.
- [6] P. C. H. Li and D. J. Harrison, "Transport , Manipulation , and Reaction of Biological Cells On-Chip Using Electrokinetic Effects," *Anal. Chem.*, vol. 69, no. 8, pp. 1564–1568, 1997.
- [7] J. G. Laser, D .J, Santiago, "A review of micropumps," *MICROMECHANICS AND MICROENGINEERING*, vol. 35, no. April, 2004.
- [8] C. Zhang, D. Xing, and Y. Li, "Micropumps, microvalves, and micromixers within PCR microfluidic chips: Advances and trends," *Biotechnol. Adv.*, vol. 25, no. May, pp. 483–514, 2007.
- [9] E. Hardt, S. and F. Schönfeld, *Microfluidic Technologies for Miniaturized Analysis Systems*. Springer Science+Business Media, 2007.
- [10] A. van den B. R. Edwin Oosterbroek, Edwin Oosterbroek, *Lab-on-a-Chip: Miniaturized Systems for (Bio)Chemical Analysis and Synthesis*. Amsterdam: Elsevier B.V., 2003.
- [11] U. Fatikow, Sergej, Rembold, *Microsystem Technology and Microrobotics*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1997.
- [12] A. W. Martinez, S. T. Phillips, and G. M. Whitesides, "Diagnostics for the Developing World : Microfluidic Paper-Based Analytical Devices," *Anal. Chem.*, vol. 82, no. 1, pp. 3–10, 2010.
- [13] H. Wu, T. W. Odom, D. T. Chiu, and G. M. Whitesides, "Fabrication of Complex Three-Dimensional Microchannel Systems in PDMS," *Am. Chem. Soc.*, vol. 125, no. 19, pp. 554–559, 2003.
- [14] D. J. Harrison, K. Fluri, K. Seiler, Z. Fan, C. S. Effenhauser, and A. Manz, "Micromachining a Miniaturized Capillary Electrophoresis-Based Chemical Analysis System on a Chip," *Science (80-. )*, vol. 261, pp. 895–897, 1993.
- [15] R. J. Hunter, *Zeta Potential in Colloid Science*. 1988.
- [16] M. L. HAIR, "HYDROXYL GROUPS ON SILICA SURFACE," *Non-Crystalline Solids*, vol. 19, pp. 299–309, 1975.
- [17] X. Guo, "FABRICATION AND STUDY OF AC ELECTRO-OSMOTIC," Queen's University, 2013.
- [18] R. G. Horn, "Electrical double layer interactions in a non-polar liquid measured with a modified surface force apparatus," *Progr Colloid Polym Sci*, vol. 123, pp. 147–148, 2004.
- [19] M. Z. Bazant, M. Sabri, B. D. Storey, and A. Ajdari, "Towards an understanding of induced-charge electrokinetics at large applied voltages in concentrated solutions," *Adv. Colloid Interface Sci.*, vol. 152, no. 1–2, pp. 48–88, 2009.
- [20] H. O. Stern, "ZUR THEORIE DER ELEKTROLYTISCHEN DOPPELSCHICHT," *Electrochem*, vol. 30, p. 508, 1924.
- [21] H. Yang, Æ. H. Jiang, Æ. A. Ramos, and P. Garcı, "AC electrokinetic pumping on symmetric electrode arrays," *Springer-Verlag*, vol. 7, pp. 767–772, 2009.
- [22] and A. A. Mustafa Sabri Kilic, Martin Z. Bazant, "Steric effects in the dynamics of electrolytes at large applied voltages. I. Double-layer charging," *Phys. Rev. E*, vol. 75, p. 021502, 2007.
- [23] A. Ramos, H. Morgan, N. G. Green, A. González, and A. Castellanos, "Pumping of liquids with traveling-wave electroosmosis Pumping of liquids with traveling-wave electroosmosis," vol. 97, p. 084906, 2005.
- [24] K. D. Sattler, *Nanoparticles and Quantum Dots*. Taylor & Francis, 2011.
- [25] I. N. Hossan M. R., Dutta. D and D. P, "Review : Electric field driven pumping in microfluidic

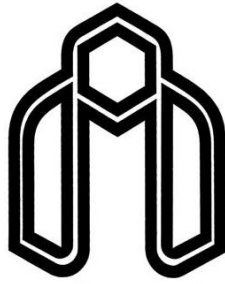
- device," *Electrophoresis*, vol. 39, no. September, pp. 702–731, 2018.
- [26] V. Mengeaud, J. Josserand, and H. H. Girault, "Mixing Processes in a Zigzag Microchannel : Finite Element Simulations and Optical Study," *Anal. Chem.*, vol. 74, no. 16, pp. 4279–4286, 2002.
  - [27] V. Studer and A. A. Pepin A, Chen Y, "An integrated AC electrokinetic pump in a microfluidic loop for fast and tunable flow control," *R. Soc. Chem.*, vol. 129, no. August, pp. 944–949, 2004.
  - [28] H. Helmholtz, "Studien über electrische Grenzschichten," *Ann. Phys. Chem.*, vol. 3, pp. 337–382, 1879.
  - [29] J. L. Anderson, "Colloid transport by interfacial forces," *Annu. Rev. Fluid Mech*, vol. 21, pp. 61–99, 1989.
  - [30] P. Mruetusatorn, M. R. Mahfouz, and J. Jayne, "Low-voltage dynamic control for DC electroosmotic devices," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 153, pp. 237–243, 2009.
  - [31] M. Geri, M. Lorenzini, and G. L. Morini, "Effects of the channel geometry and of the fluid composition on the performances of DC electro-osmotic pumps," *Int. J. Therm. Sci.*, vol. 55, pp. 114–121, 2012.
  - [32] H. Morgan and A. Castellanos, "Fluid flow induced by nonuniform ac electric fields in electrolytes on microelectrodes . I . Experimental measurements," *Phys. Rev. E*, vol. 61, no. August, pp. 4011–4018, 2000.
  - [33] J. P. Urbanski, T. Thorsen, J. A. Levitan, M. Z. Bazant, J. P. Urbanski, and T. Thorsen, "Fast ac electro-osmotic micropumps with nonplanar electrodes," *Appl. Phys. Lett*, vol. 89, p. 143508, 2006.
  - [34] A. Ajdari, "Pumping liquids using asymmetric electrode arrays," *Phys. Rev. E*, vol. 61, no. 1, pp. 45–48, 2000.
  - [35] S. O. M.-C. Matias Vazquez-Pinon, Hyundoo Hwang, Marc J. Madou, Lawrence Kulinsky, "Comparison of Two-Dimensional and Three-Dimensional Carbon Electrode Geometries Affecting Bidirectional Electroosmotic Pumping," vol. 7, no. June, p. 02451, 2019.
  - [36] A. B. D. B. M.Mpholo, C.G.Smith, "Low voltage plug flow pumping using anisotropic electrode arrays," *Sensors Actuators B*, vol. 92, no. 3, pp. 1–7, 2003.
  - [37] A. B. D. Brown, C. G. Smith, and A. R. Rennie, "Pumping of water with ac electric fields applied to asymmetric pairs of microelectrodes," *Phys. Rev. E*, vol. 63, p. 016305, 2000.
  - [38] H. Ramos, A., Gonzalez, A., Castellanos, A., Green, N. G., Morgan, "Pumping of liquids with ac voltages applied to asymmetric pairs of microelectrodes," *Phys. Rev. E*, vol. 67, p. 056302, 2003.
  - [39] B. D. Storey, L. R. Edwards, M. S. Kilic, and M. Z. Bazant, "Steric effects on ac electro-osmosis in dilute electrolytes," *Phys. Rev. E Stat., Nonlinear, Soft Matter Phys*, vol. 77, p. 036317, 2008.
  - [40] N. Loucaides, Æ. A. Ramos, and G. E. Georghiou, "Novel systems for configurable AC electroosmotic pumping," *Microfluid Nanofluid*, vol. 3, pp. 709–714, 2007.
  - [41] P. Cervenka, T. Jindra, M. P̃, and D. Šnita, "Mathematical Modeling of Traveling Wave Micropumps : Analysis of Energy Transformation," *IEEE Trans. Ind. Appl.*, vol. 49, pp. 685–690, 2013.
  - [42] and H. M. P. García-Sanchez, A. Ramos, N. G. Green, "Experiments on AC Electrokinetic Pumping of Liquids Using Arrays of Microelectrodes," *IEEE Trans. Dielectr. Electr. Insul.*, vol. 13, pp. 670–677, 2006.
  - [43] H. Yeh, R. Yang, and W. Luo, "Analysis of traveling-wave electro-osmotic pumping with double-sided electrode arrays," *Phys. Rev. E*, vol. 83, p. 056326, 2011.
  - [44] P. Yen, S. Lin, Y. Huang, Y. Huang, and Y. Tung, "A Low-Power CMOS Microfluidic Pump Based on Travelling-Wave Electroosmosis for Diluted Serum Pumping," *Sci. Rep.*, no. August, pp. 1–8, 2019.
  - [45] X. Wu, P. R. Rajasekaran, and C. R. Martin, "An Alternating Current Electroosmotic Pump Based on Conical Nanopore Membranes," *ACS Nano*, vol. 10, p. 4637–4643, 2016.
  - [46] K. Yoshida, T. Sato, S. I. Eom, J. Kim, and S. Yokota, "A Study on an AC Electroosmotic Micropump Using a Square Pole – Slit Electrode Array," *Sensors Actuators A. Phys.*, pp. 1–43, 2017.
  - [47] and N. F. D. R. L. Ribetto, A. Homsy, "Microfabricated all-around-electrode AC electroosmotic pump with simple design and increased velocity generation," *IEEE 25th Int. Conf. Micro Electro Mech. Syst.*, p. 1057, 2012.

- [48] X. Gao and Y. X. Li, "Ultra-fast AC electro-osmotic micropump with arrays of asymmetric ring electrode pairs in 3D cylindrical microchannel," *Appl. Phys.*, vol. 123, p. 164301, 2018.
- [49] V. H. P.- Matias Vazquez-Pinon, Bidhan Pramanick, Felipe G. Ortega-Gama, S. O. M.- Gonzalez, 1 Lawrence Kulinsky, Marc J. Madou, Hyundoo Hwang, and Chapa, "Hydrodynamic channeling as a controlled flow reversal mechanism for bidirectional AC electroosmotic pumping using glassy carbon microelectrode arrays," *Micromechanics and Microengineering*, pp. 1–34, 2019.
- [50] A. A. Olesen LH, Bruus H, "ac electrokinetic micropumps: The effect of geometrical confinement, Faradaic current injection, and nonlinear surface capacitance," *Phys Rev E*, vol. 73, p. 056313, 2006.
- [51] A. Farzanehnia and A. Taheri, "Optimization and parametric study of AC electroosmotic micropumping by response surface method," *SN Appl. Sci.*, no. October, 2019.
- [52] D. Lastochkin *et al.*, "Electrokinetic micropump and micromixer design based on ac faradaic polarization," *Appl. Phys.*, vol. 96, pp. 1730–1732, 2004.
- [53] M. Lian and J. Wu, "Ultrafast micropumping by biased alternating current electrokinetics Ultrafast micropumping by biased alternating current electrokinetics," vol. 8, no. 2009, p. 064101, 2009.
- [54] J. R. Nazmul Islam, "Bi-directional flow induced by an AC electroosmotic micropump with DC voltage bias," *Electrophoresis*, vol. 33, no. October, pp. 1191–1197, 2012.
- [55] M. Z. Bazant and Y. Ben, "Theoretical prediction of fast 3D AC electro-osmotic pumps," *Lab Chip*, vol. 6, no. August, pp. 1455–1461, 2006.
- [56] J. U. Paul, J. A. Levitan, D. N. Burch, and T. Thorsen, "The effect of step height on the performance of three-dimensional ac electro-osmotic microfluidic pumps," *Colloid Interface Sci.*, vol. 309, pp. 332–341, 2007.
- [57] H. A. Rouabah, B. Y. Park, R. B. Zaouk, H. Morgan, M. J. Madou, and N. G. Green, "Design and fabrication of an ac-electro-osmosis micropump with 3D high-aspect-ratio electrodes using only SU-8," *MICROMECHANICS AND MICROENGINEERING*, vol. 21, no. 1–9, 2011.
- [58] X. Guo, K. Xie, R. J. Campbell, and Y. Lai, "A study on three-dimensional electrode arrays fabricated by PolyMUMPs for AC electro-osmotic pumping," *Microelectron. Eng.*, vol. 88, pp. 3113–3118, 2011.
- [59] A. G. and S. R. Quake, "A Microfluidic Rectifier: Anisotropic Flow Resistance at Low Reynolds Numbers," *Phys. Rev.*, vol. 92, p. 094501, 2004.
- [60] H. Sugioka and S. Segawa, "Effective Symmetry Breaking of Flow in AC Electro-Osmotic Pump Using a Ratchet Structure," *Phys. Soc. Japan*, vol. 88, p. 084602, 2019.
- [61] J. S. Yagoobi, "Electrohydrodynamic pumping of dielectric liquids," *Electrostatics*, vol. 63, pp. 861–869, 2005.
- [62] J. A. Ramos, H. Morgan, N. G. Green and A. Castellanos, "AC Electric-Field-Induced Fluid Flow in Microelectrodes," *Colloid Interface Sci.*, vol. 217, pp. 420–422, 1999.
- [63] M. Z. Bazant, K. Thornton, and A. Ajdari, "Diffuse-charge dynamics in electrochemical systems," *Phys. Rev. E*, vol. 70, p. 021506, 2004.
- [64] Comsol, *Introduction to the Optimization Module*. 2018.
- [65] B. J. Kim, S. Lee, S. Rezazadeh, and H. J. Sung, "Simulation of an ac electro-osmotic pump with step microelectrodes," *Phys. Rev. E*, vol. 83, pp. 056302–7, 2011.
- [66] C. Huang, Z. Bazant, and T. Thorsen, "Ultrafast high-pressure AC electro-osmotic pumps for portable biomedical microfluidics," *R. Soc. Chem.*, vol. 10, pp. 80–85, 2010.
- [67] L. Ribetto, "Microfabricated All-Around-Electrode AC Electro-osmotic Micropump," 2012.
- [68] D. H. Yoon, H. Sato, A. Nakahara, T. Sekiguchi, S. Konishi, and S. Shoji, "Development of an electrohydrodynamic ion-drag micropump using three-dimensional carbon micromesh electrodes," vol. 24, pp. 1–6, 2014.

## Abstract

One of the recent studies in fluid mechanics science is the microfluidics transportation analysis in micropumps. So far, various methods have been developed to increase the efficiency of AC electro-osmotic pumps with raised steps on the electrodes. In order to achieve a desired flowrate, it is crucial to optimize various electrode parameters such as dimensions, position, input voltage, etc. To date, a comprehensive systematic optimization framework, capable of accurately predicting an efficient electrode geometry is not available. Therefore, developing methods which can overcome these problems in micropumps are vital. In present study, in order to fabricate ACEO micropumps, the optimization of geometrical parameters of 3D electrode, such as width and steps height of each electrode and their displacement on the base electrodes in one pair (symmetric or asymmetric electrode), the electrodes gap, and also electrical characteristics including voltage and frequency have been investigated. The governing equations of flow comprising of electric domain and fluid domain have been solved using finite element method to investigate the effect of electrode geometry on slip velocity, which affects pressure and velocity of the fluid. Finally, this chip is fabricated by deposition of Pt electrodes on glassy substrate in order to measure the pumping velocities of dilute electrolyte KCl solution. Numerical simulation predicts an improvement in pump performance with increasing step height and distinguishing its displacement, at a given voltage(2.5V) and frequency(1kHz), which qualitatively matches the trend observed in experiment. Our results indicate that an optimal design results in a pump with the width (50 $\mu$ m) and steps height (5 $\mu$ m) of each electrode and their displacement (30 $\mu$ m) is capable of generating a high velocity, flow rate and pressure around 1.77mm/s, 14.9 $\mu$ L/min and 74.6Pa, respectively.

Keywords: Microfluidic, Electrokinetic, Electroosmotic micropump,  
Microfabrication, Electrode optimization



**Shahrood University of Technology**

**Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering**

**M.Sc. Thesis in Aerospace - Aerodynamic Engineering**

**Modeling and physical analysis of micro-pump in a micro-channel  
using electrical field gradient and asymmetric micro-electrode**

**By:**

**Tannaz Tavari**

**Supervisor:**

**Dr. Pooria Akbarzadeh**

**Advisers:**

**Dr. Mohsen Nazari**

**Dr. Naser Sepehri**

**Dr. Mostafa Nazari**

**January 2021**