





دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

گروه تبدیل انرژی

پایان نامه کارشناسی ارشد

بررسی عددی توزیع انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک در میکروکانال خمیده

نگارنده:

مجتبی نیک‌خو

اساتید راهنما:

دکتر پوریا اکبرزاده

دکتر علی جباری مقدم

بهمن ۱۳۹۷

شماره: ۳۵۸/۲۹۷/۳
تاریخ: ۹۷/۱۲/۴

باسمه تعالی



مدیریت تحصیلات تکمیلی

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 آقای مجتبی نیکخو با شماره دانشجویی ۹۴۱۸۶۱۴ رشته مهندسی مکانیک گرایش تبدیل انرژی تحت عنوان بررسی عددی توزیع انتقال حرارت جریان الکترواسموتیک در میکروکانال خمیده که در تاریخ ۱۳۹۷/۱۱/۱۰ با حضور هیأت محترم داوران در دانشگاه صنعتی شاهرود برگزار گردید به شرح ذیل اعلام می گردد:

قبول (با درجه: خوب.....) مردود
نوع تحقیق: نظری عملی

عضو هیأت داوران	نام و نام خانوادگی	مرتبه علمی	امضاء
۱- استاد راهنمای اول	دکتر پوریا اکبرزاده	دانشیار	
۲- استاد راهنمای دوم	دکتر علی جباری مقدم	دانشیار	
۳- استاد مشاور			
۴- نماینده تحصیلات تکمیلی	دکتر محمد محسن شاه مردان	دانشیار	
۵- استاد ممتحن اول	دکتر محسن نظری	دانشیار	
۶- استاد ممتحن دوم	دکتر علی سررشته داری	استادیار	

نام و نام خانوادگی رئیس دانشکده: دکتر محمد محسن شاه مردان

تاریخ و امضاء و مهر دانشکده:

تصريح: در صورتی که کسی مردود شود حداکثر یکبار دیگر (در مدت مجاز تحصیلی) می تواند از پایان نامه خود دفاع نماید (دفاع مجدد نباید زودتر از ۲ ماه برگزار شود).

هر چند نوشته‌ای قابل تقدیم نیست ولی اگر جایی اندک برای تقدیم کردن باشد، تقدیم به کارکران سراسر کیتی.

در میان اخبار کم اند

آنان که دیدن "رامی" دانند

آنان که بدست نیستند

نه کاسبان رأی سارقان سیاسی

نه عروس های رنگ شده می خزار دالاد

ببند ز نامم

بامردان لاف و مغرور

باشی استخوان و گوشت و پوست چسبیده

کودشما کجاست که بدبختین مدام در خاکید؟

شکر و قدردانی:

بالاترین شکر از خداوندی که همیشه همراه من بوده است.

و در ادامه از تمامی افرادی که در میان یافتن این پایان نامه نقشی داشته‌اند نهایت شکر و قدردانی را دارم به ویژه از پدر مادرم که سعی بر یاری من داشته‌اند. همچنین از اساتید راهنمای محترم، جناب آقایان دکتر پوریا کبرزاده و دکتر علی جباری مقدم و در پایان از همه دوستانی که در این مدت این جانب را یاری نموده‌اند شکر می‌نمایم.

تعهدنامه

این جانب **مجتبی نیکخو** دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته **مهندسی مکانیک** گرایش **تبدیل انرژی** دانشکده **مهندسی مکانیک** دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه **بررسی عددی توزیع انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک در میکرو کانال خمیده تحت راهنمایی آقایان دکتر پوریا اکبرزاده و دکتر علی جباری** مقدم متعهد می شوم.

- تحقیقات در این پایان نامه توسط این جانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
- در استفاده از نتایج پژوهش های محققان دیگر به مرجع مورداستفاده استناد شده است.
- مطالب مندرج در 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 بانام "دانشگاه صنعتی شاهرود" و یا "Shahrood University of Technology" به چاپ خواهد رسید.
- حقوق معنوی تمام افرادی که در به دست آمدن نتایج اصلی پایان نامه تأثیرگذار 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 آن ها) 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 است) 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 پایان نامه بدون ذکر مرجع مجاز نمی باشد.

چکیده

جریان سیال در داخل کانال‌ها در محوریت بسیاری از سیستم‌ها چه در طبیعت و چه در سیستم‌های ساخت بشر قرار دارد. انتقال حرارت و جرم در سراسر دیوارهای کانال در سیستم‌هایی با مقیاس میکرو مورد بررسی قرار می‌گیرد که از این سیستم‌ها می‌توان به سیستم‌های زیستی مانند مغز، شش‌ها، کلیه‌ها، روده‌ها، رگ‌های خونی و... و همچنین سیستم‌های ساخت بشر، مانند مبدل‌های حرارتی، راکتورهای هسته‌ای، واحدهای آب‌شیرین‌کن و... اشاره کرد. در سال‌های اخیر پیشرفت قابل‌توجهی در زمینه‌ی کوچک‌سازی دستگاه‌ها صورت گرفته است. امروزه امکان کوچک‌سازی انواع سیستم‌ها از قبیل مکانیکی، سیالاتی، الکترومکانیکی و حرارتی وجود دارد که این فناوری باعث رشد سریع و کاهش قابل‌توجه هزینه‌ها شده است. با کوچک‌سازی سیستم‌ها، پدیده‌های فیزیکی جدیدی مانند پدیده‌های الکتروکینتیک ظاهر شده‌اند. یکی از این پدیده‌ها، جریان الکتروسموتیک می‌باشد که پدیده الکتروسموتیک برخلاف مکانیک سیالات کلاسیک که عامل جریان سیال گرادیان فشار می‌باشد؛ سیال را توسط اختلاف پتانسیل الکتریکی به حرکت درمی‌آورد. انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک نیز اخیراً مورد توجه محققان قرار گرفته است. در این تحقیق توزیع انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک مورد بررسی قرار گرفته است. از آنجایی که بررسی توزیع میدان سرعت جریان الکتروسموتیک از اهمیت بسزایی برخوردار است ابتدا حل تحلیلی برای توزیع سرعت جریان الکتروسموتیک سیال نیوتنی در میکروکانال دوبعدی منحنی‌شکل ارائه شده است. در قسمتی دیگر از این تحقیق توزیع انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک در میکروکانال سه‌بعدی منحنی‌شکل به صورت عددی مطالعه شده است. با بررسی توزیع انتقال حرارت، تأثیر پارامترهای گوناگون اعم از گرمایش ژول، پتانسیل زتای بار سطح، میدان الکتریکی دو سر میکروکانال و پارامترهای ابعادی مورد بحث قرار گرفته است.

کلید واژگان: پدیده‌های الکتروکینتیک، جریان الکتروسموتیک، انتقال حرارت

۱	فصل اول: مقدمه.....
۱-۱	مقدمه.....
۲-۱	مفاهیم اساسی در میکروفلوئیدیک.....
۳-۱	فناوری آزمایشگاه روی تراشه.....
۴-۱	کاربردهای عملی میکروفلوئیدیک.....
۵-۱	مروری بر میکروپمپها.....
۵-۱-۱	پمپ کرموار خارجی.....
۵-۱-۲	جریان با فشار خارجی.....
۵-۱-۳	میکروپمپهای مکانیکی مجتمع.....
۵-۱-۴	پمپهای الکتروسموز.....
۶-۱	کشف پدیده الکتروکنتیک.....
۷-۱	پدیدههای الکتروکینتیک.....
۷-۱-۱	الکتروسموز.....
۷-۱-۲	پتانسیل جریان.....
۷-۱-۳	الکتروفورس.....
۷-۱-۴	پتانسیل ته‌نشینی.....
۷-۱-۵	لایه الکتریکی دوگانه.....
۸-۱	پیشینه جریان الکتروسموتیک.....
۲۳	تعریف مسئله.....
۹-۱	نوآوری.....
۱۰-۱	ساختار و فصل‌بندی پایان‌نامه.....
۲۷	فصل دوم: حل تحلیلی توزیع میدان سرعت جریان الکتروسموتیک.....
۱-۲	مقدمه.....

۲۸.....	۲-۲- سیستم مختصات طبیعی برای جریان‌های دوبعدی.....
۲۹.....	۲-۳- تخمین دمای-هوکل برای لایه دمای.....
۳۲.....	۲-۴- حل تحلیلی معادله پواسون-بولتزمن.....
۳۵.....	۲-۵- حل تحلیلی معادله ممنتوم.....
۴۱.....	۳- فصل سوم: معادلات حاکم و شرایط مرزی هندسه سه‌بعدی.....
۴۲.....	۳-۱- مقدمه.....
۴۳.....	۳-۲- توزیع پتانسیل الکتریکی.....
۴۴.....	۳-۳- توزیع سرعت سیال.....
۴۵.....	۳-۴- توزیع انتقال حرارت.....
۴۶.....	۳-۵- بی‌بعدسازی روابط.....
۴۷.....	۴- نتایج.....
۴۸.....	۴-۱- مقدمه.....
۴۸.....	۴-۲- هندسه تعریف‌شده.....
۴۹.....	۴-۳- اعتبارسنجی.....
۵۴.....	۴-۴- مطالعه استقلال نتایج از شبکه‌بندی ناحیه حل.....
۵۶.....	۴-۵- مطالعه پارامترهای هندسی.....
۵۹.....	۴-۶- تأثیر شرط مرزی شار ثابت برای شعاع انحنای متفاوت.....
۶۰.....	۴-۷- تأثیر پتانسیل زتای سطح.....
۶۲.....	۴-۸- گرمایش ژول.....
۶۵.....	۵- نتیجه‌گیری و پیشنهاد.....
۶۶.....	۵-۱- نتیجه‌گیری.....
۶۷.....	۵-۲- پیشنهادات.....
۶۹.....	۶- مراجع.....

فهرست جدول‌ها

جدول ۴-۱ ثوابت مورد استفاده در شبیه‌سازی عددی..... ۴۹

- شکل ۱-۱: مفهوم آزمایشگاه روی تراشه [۱] ۲
- شکل ۲-۱ مقایسه حجم چرخ‌دنده با مورچه [۱] ۳
- شکل ۳-۱: ابزار تشخیص و فرمان کیسه هوا [۱] ۴
- شکل ۴-۱ نحوه عملکرد چاپگر جوهرافشان [۱] ۵
- شکل ۵-۱ دو نمونه از سیستم‌های آزمایشگاه روی تراشه [۱] ۷
- شکل ۶-۱: قسمت‌های مختلف آزمایشگاه روی تراشه [۱] ۸
- شکل ۷-۱ چیپ پزشکی [۱] ۱۰
- شکل ۸-۱ میکروپمپ‌های مکانیکی مجتمع [۱] ۱۲
- شکل ۹-۱ جریان الکتروسموتیک [۳] ۱۵
- شکل ۱۰-۱ ایجاد پتانسیل سیلان با جریان یافتن سیال درون میکروکانال [۱] ۱۶
- شکل ۱۱-۱ نیروی الکتروفورس وارد بر ذره حاصل از میدان الکتریکی [۱] ۱۷
- شکل ۱۲-۱ پتانسیل ته‌نشینی [۱] ۱۷
- شکل ۱۳-۱ طرح ساده‌ای از لایه الکتریکی دوگانه [۴] ۱۹
- شکل ۱-۲ مختصات طبیعی برای جریان‌های دوبعدی [۴۶] ۲۸
- شکل ۲-۲ توزیع پتانسیل الکتریکی در نزدیکی سطح دیوار [۳] ۳۱
- شکل ۳-۲ هندسه دوبعدی ۳۲
- شکل ۴-۲ نمودار توزیع پتانسیل الکتریکی برای مقادیر $\chi = 100$ و $\chi = 600$ و $\zeta = 0.5$ ۳۴
- شکل ۵-۲ نمودار توزیع پتانسیل الکتریکی برای مقادیر $\chi = 100$ و $\chi = 600$ و $\zeta = -0.5$ ۳۵
- شکل ۶-۲ نمودار توزیع سرعت برای مقادیر $\chi = 100$ و $\chi = 600$ و $\zeta = 0.5$ ۳۸
- شکل ۷-۲ نمودار توزیع سرعت برای مقادیر $\chi = 100$ و $\chi = 600$ و $\zeta = -0.5$ ۳۸
- شکل ۸-۲ توزیع سرعت برای شعاع انحنای متفاوت ۳۹
- شکل ۹-۲ توزیع سرعت برای کانال منحنی شکل ($\mathcal{K} = 0.01$) و کانال صاف [۴۰] ۴۰
- شکل ۱-۳ هندسه سه‌بعدی مدل‌سازی ۴۳
- شکل ۱-۴ هندسه سه‌بعدی تعریف‌شده ۴۸
- شکل ۲-۴ مقایسه توزیع پتانسیل الکتریکی برای حل تحلیلی و حل عددی ۵۰
- شکل ۳-۴ مقایسه پروفیل سرعت بی‌بعد برای حل تحلیلی و حل عددی ۵۰
- شکل ۴-۴ شبیه‌سازی توزیع دما برای پژوهش لی ۵۱
- شکل ۵-۴ توزیع دمای پژوهش لی و میکروکانال منحنی با شعاع انحنای زیاد ($ar = 0.0125$) ۵۲

- شکل ۴-۶ توزیع دما برای میکروکانال دوبعدی صاف و میکروکانال سه‌بعدی صاف ($ab = 0.0125$)..... ۵۳
- شکل ۴-۷ مقایسه توزیع انتقال حرارت میکروکانال دوبعدی خمیده با میکروکانال سه‌بعدی خمیده ($ab = 0.0125$)..... ۵۳
- شکل ۴-۸ مطالعه مش بندی بیشترین مقدار سرعت برای تعداد المان‌های متفاوت..... ۵۴
- شکل ۴-۹ مطالعه مش بندی بیشترین مقدار دما برای تعداد المان‌های متفاوت..... ۵۵
- شکل ۴-۱۰ مش بندی هندسه سه‌بعدی برای تعداد المان 2700000 ۵۵
- شکل ۴-۱۱ توزیع سرعت برای نسبت‌های متفاوت (ab)..... ۵۶
- شکل ۴-۱۲ مطالعه نسبت ابعادی توزیع دما در $X = 0.002$ ۵۷
- شکل ۴-۱۳ مطالعه نسبت ابعادی توزیع دما در $X = 0.02$ ۵۷
- شکل ۴-۱۴ مطالعه نسبت ابعادی توزیع دما در $X = 0.2$ ۵۸
- شکل ۴-۱۵ مقادیر ناسلت برای نسبت‌های متفاوت (ar)..... ۵۹
- شکل ۴-۱۶ تأثیر پتانسیل زتا بر توزیع دما..... ۶۰
- شکل ۴-۱۷ تأثیر پتانسیل زتای منفی بر روی دیواره خارجی بر توزیع دما..... ۶۱
- شکل ۴-۱۸ اثر میدان الکتریکی بر توزیع دما برای مقاطع مختلف کانال..... ۶۲
- شکل ۴-۱۹ اثر گرمایش ژول (شرط مرزی دماتاب)..... ۶۳
- شکل ۴-۲۰ اثر گرمایش ژول (شرط مرزی شار ثابت)..... ۶۴

فہرست علامت

Re	عدد رینولڈز
\bar{U} (m/s)	سرعت جریان سیال
\bar{U}_{slip} (m/s)	سرعت لغزشی روی سطح جسم جامد
\bar{U}_{eo} (m/s)	سرعت جریان الکترواسموتیک
μ (kg/(m.s))	لزجت
\bar{E}_{ext} (V/mm)	میدان الکتریکی خارجی
ζ_w (mV)	زتا پتانسیل روی دیوارہ کانال
ϕ_e (V/mm)	پتانسیل الکتریکی
T(K)	دما
g (m/s ²)	شتاب جاذبہ
ρ_e (C/m ³)	چگالی بار الکتریکی
t(s)	زمان
ϵ	ثابت دی الکتریکی محلول الکترولیت
ϵ_0 (C/V.m)	ثابت دی الکتریک خلأ
P(N/m ³)	فشار

$L(\mu\text{m})$	طول کانال
$a(\mu\text{m})$	عرض کانال
$b(\mu\text{m})$	ارتفاع کانال
$\lambda_D(\text{m}^{-1})$	ضخامت لایه الکتریکی دوگانه
$n_0(\text{mol}/\text{m}^3)$	غلظت یون‌ها در محلول الکترولیت
e	بار پایه الکترون‌ها است ($1.602 \times 10^{-9} \text{ C}$)
Z	والانس یون محلول الکترولیت
$K_B(\text{J}/\text{mol}\cdot\text{K})$	ثابت بولتزمن
$r(\text{m})$	شعاع کانال

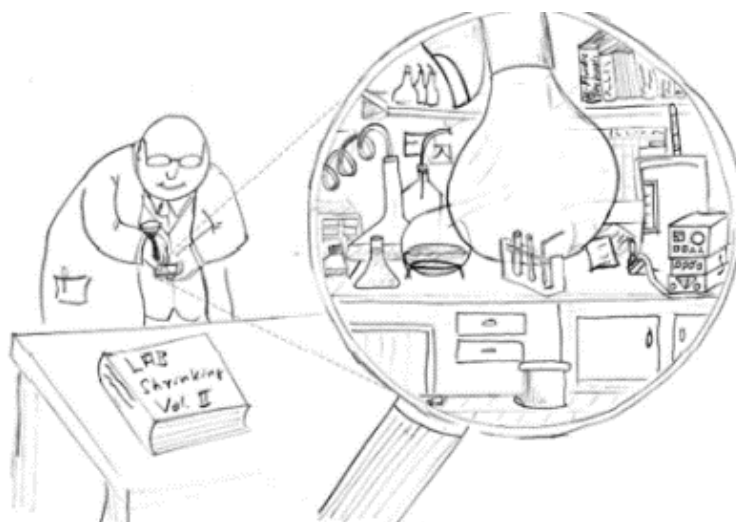
• زیرنویس‌ها

ext خارجی

۱- فصل اول: مقدمه

۱-۱- مقدمه

فناوری ریزساختارها باعث رشد چشم‌گیر در میکروالکترونیک^۱ و فناوری کامپیوتری شده که امکان به وجود آوردن اینترنت و ارتباط را به روشی مدرن فراهم کرده است. در سال‌های اخیر پیشرفت قابل توجهی در زمینه‌ی کوچک‌سازی دستگاه‌ها صورت گرفته است. امروزه امکان کوچک‌سازی انواع سیستم‌ها از قبیل مکانیکی، سیالاتی، الکترومکانیکی و حرارتی وجود دارد که این فناوری باعث رشد سریع و کاهش قابل توجه هزینه‌ها شده است. در دهه ۱۹۸۰ میلادی این موفقیت منجر به ایجاد و توسعه سریع سیستم‌های الکترومکانیکی در ابعاد میکرو^۲ (MEMS) شد. در دهه‌ی بعد این حوزه گسترش قابل توجهی پیدا کرد تا MEMS‌هایی با کاربردهایی در زمینه‌های شیمی، زیست، پزشکی و بیوشیمی ساخته شدند. در این سیستم‌ها سیالات در شرایط غیرقابل انتظار عمل می‌کنند. این مسئله به ایجاد نظامی جدید - میکروفلوئیدیک^۳ - منجر شد. میکروفلوئیدیک را می‌توان به صورت مطالعه بر روی جریان‌هایی تعریف کرد که در سیستم‌هایی با ابعاد میکرون که به صورت مصنوعی ساخته شده (آزمایشگاه بر روی تراشه^۴) جریان دارند (شکل ۱-۱).



شکل ۱-۱: مفهوم آزمایشگاه روی تراشه [۱]

¹ MicroElectronic

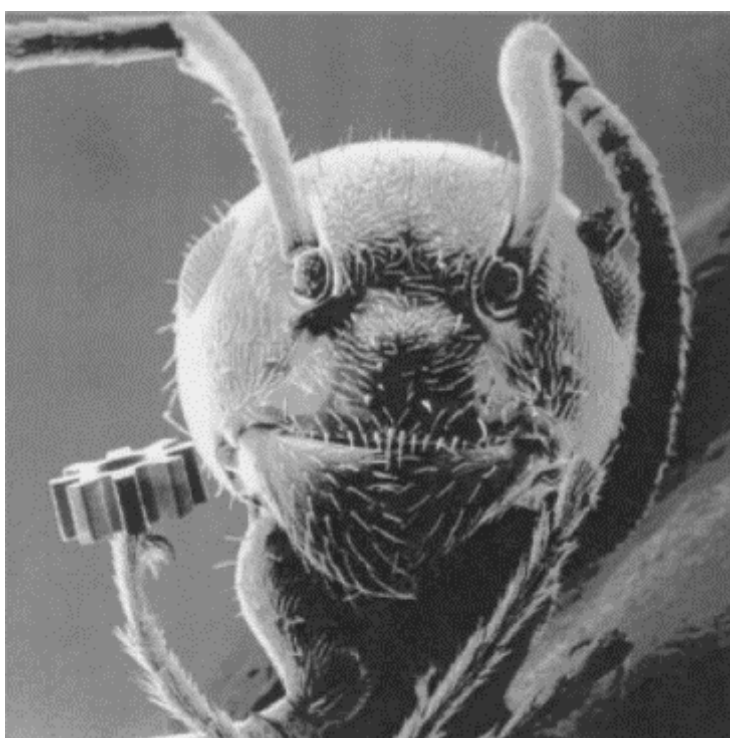
² Micro Electro Mechanical System

³ Micro Fluidic

⁴ Lab-on-a-Chip

۱-۱-۱- سیستم‌های میکروالکترومکانیکی

کوچک‌سازی سیستم‌های میکروالکترومکانیکی در دهه ۱۹۹۰ به ظهور میکروفلوئیدیک منجر شد و امروزه نیز همچنان MEMS بخش مهمی از این ساختار را تشکیل می‌دهد. این سیستم‌ها در اندازه‌هایی بین ۱ تا ۳۰۰ میکرومتر است. نمونه‌ای معروف از این سیستم در شکل ۱-۲ نشان داده شده است که این ابزار چرخ‌دنده ریزی است که اندازه آن در حد صد میکرومتر است. در تصویر این ابزار روی دست یک مورچه واقعی قرار گرفته است.

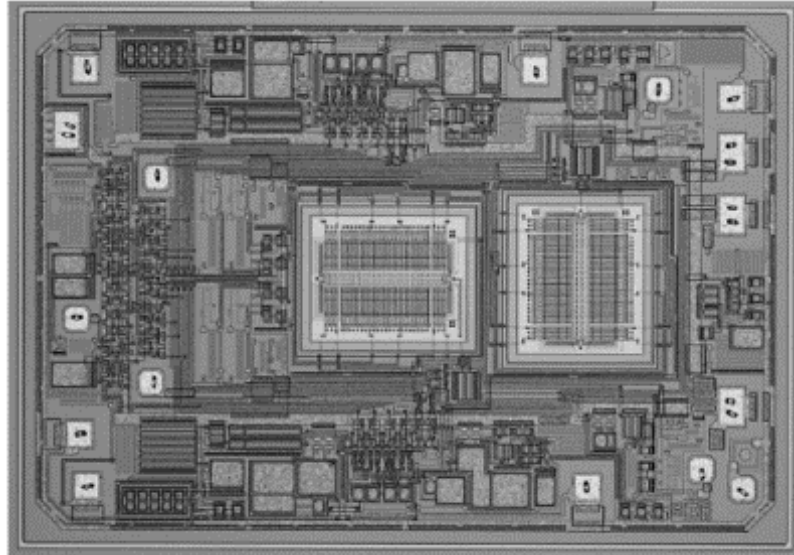


شکل ۱-۲ مقایسه حجم چرخ‌دنده با مورچه [۱]

با توجه به اختراع میکروسکوپ در قرن شانزدهم ساختار دنیای میکرومتری با جزئیات بیشتری موردبررسی قرار گرفت. کشفیات علمی فراوانی در این زمینه صورت گرفته بود که حرکت براونی و کروموزوم‌ها نمونه‌ای از آن می‌باشد. انتظار می‌رود فناوری MEMS نیز به بسیاری از دستاوردهای جدید منجر شود.

در حال حاضر از آن‌ها در زمینه مشاهدات و اندازه‌گیری‌هایی استفاده می‌شود که با روش‌های رایج مشکل

است. نمونه‌هایی از آن اثبات ذره‌ای بودن ماهیت فوتون^۱ و تعیین خواص جریان لغزشی در گازها است. نمونه‌ای قابل توجه کاربرد آن در سیستم فعال‌سازی کیسه هواست.



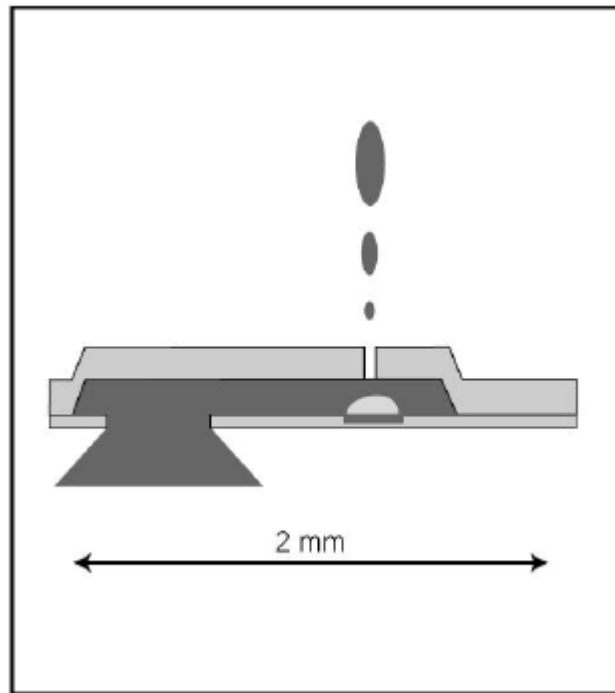
شکل ۱-۳ ابزار تشخیص و فرمان کیسه هوا [۱]

این وسیله که برای اولین بار در دهه ۱۹۸۰ ظاهر شد شامل سیستم یکپارچه‌ای است که روی قطعه‌ای سیلیکونی به طول چند میلی‌متر قرار می‌گیرد. در عین حال دارای ابزار الکترومکانیکی و الکتریکی است که قادر به تشخیص برخورد فیزیکی است. بخش تشخیص‌دهنده در حدود چند صد میکرومتر است که این بخش از دو شانه تشکیل شده است که یکی ثابت و دیگری متحرک است. ظرفیت خازن حاصل از این دو با برخورد تغییر می‌کند. موفقیت صنعتی MEMS تنها به دلیل بهبود پاسخ و حساسیت حس‌گرها نیست بلکه به دلیل توانایی ادغام عملکردهای تشخیص تحلیل اطلاعات و پردازش سیگنال در یک تراشه منفرد است. همانند مدارهای مجتمع^۲ (IC) این ابزارها می‌توانند در میلیون‌ها نسخه تولید شوند. هزینه که از عوامل مهم در زمینه ساخت خودرو است در مقایسه با دستگاه‌های سنتی بسیار قابل توجه است به

^۱ Photon

^۲Integrated Circuit

همین دلیل امروزه همه خودروهای مدرن در سیستم کیسه هوا از MEMS استفاده می‌کنند و سالانه میلیون‌ها نمونه از آن تولید می‌شود. موفقیت صنعتی مهم بعدی که در دهه ۱۹۹۰ ظاهر شد استفاده از این MEMS در هد چاپگرهای جوهری بود. هد چاپگر شامل قسمتی در ابعاد میکرو است که از سیلیکون ساخته شده است و به‌عنوان مخزن عمل می‌کنند. هد دستگاه دارای عنصر گرم‌شونده‌ای است که برای به حرکت درآوردن سیال از آن استفاده می‌شود و سیال با توجه به شکل‌گیری حباب ناشی از بخش کرک شونده خارج می‌شود. قطره‌های جوهر حاصل معمولاً قطری در حد ۵۰ میکرون دارند و به کاغذ می‌چسبند.



شکل ۴-۱ نحوه عملکرد چاپگر جوهرافشان [۱]

۲-۱-۱- مفاهیم اساسی در میکروفلوئیدیک

میکروفلوئیدیک با تئوری سیالات و سوسپانسیون‌ها^۱ در سیستم‌های زیر میلی‌متری که تحت تأثیر نیروی خارجی قرار دارند. سروکار فناوری و علوم میکروفلوئیدیک به‌طور اخص در طول ۲۰ سال اخیر مورد توجه قرار گرفته که منجر به توسعه و رشد سریع آزمایشگاه روی تراشه شده است. هدف اصلی در

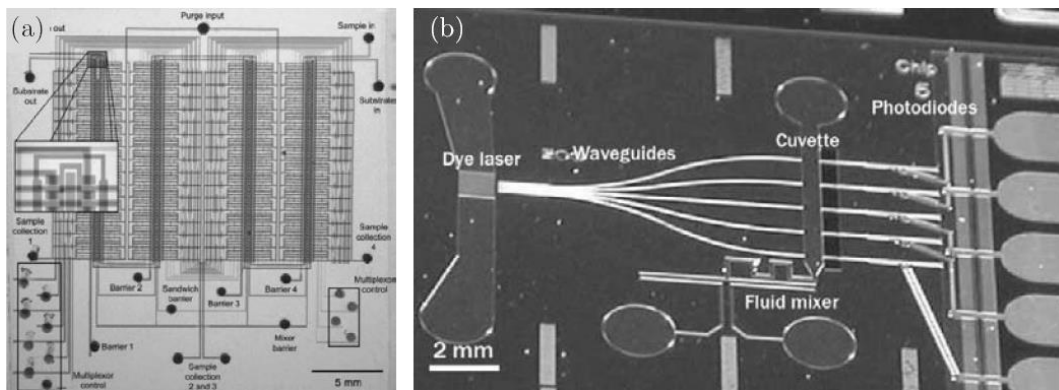
^۱ Suspension

این حوزه استفاده از این فناوری به‌گونه‌ای که در آن همه آزمایشگاه شیمی یا زیست‌شناسی روی تراشه‌ای از پلیمر یا سیلیکون قرار گیرد. تکنیک‌های قابل‌توجهی که در طول پنجاه سال گذشته در حوزه صنعت میکروالکترونیک بر اساس سیلیکون توسعه‌یافته است اکنون در ساخت آزمایشگاه روی تراشه مورد استفاده قرار می‌گیرد. در سال‌های اخیر آزمایشگاه روی تراشه روی پلیمرها توسعه‌یافته‌اند که چرخه تولید آن‌ها ارزان‌تر و سریع‌تر است با پیشرفت در فناوری میکروفلوئیدیک نیاز به بینش تئوری در این زمینه افزایش می‌یابد.

۱-۲- فناوری آزمایشگاه روی تراشه

آزمایشگاه روی تراشه، آزمایشگاه شیمی یا زیست کوچکی است که به کمک شبکه‌ای از میکروکانال‌ها، الکترودها، حس‌گرها و مدارهای الکتریکی روی صفحه نازکی از شیشه یا پلاستیک ساخته می‌شوند. عرض و ارتفاع این میکروکانال‌ها بین ۱ تا ۳۰۰ میکرون است. اعمال میدان الکتریکی از طریق الکترودها در امتداد میکروکانال جریان سیال را روی تراشه کنترل می‌کند. آزمایشگاه روی تراشه می‌تواند کارکردهای هم‌تاهای خود را که در اندازه یک اتاق هستند مانند تشخیص ویروس‌ها و باکتری‌ها و یا جدا کردن DNA داشته باشند. در صورتی که مقیاس آزمایشگاه‌های استاندارد با ضریب ۱۰۰۰ کاهش یابد و از مقیاس چند دهم متر به مقیاس میکرومتر برسد مزایای فراوانی وجود دارد یکی از مزایای روشن آن کاهش مقدار نمونه‌های موردنیاز است. کاهش ابعاد با مقیاس 10^3 مقدار حجم را با مقیاس 10^9 کاهش می‌دهد؛ بنابراین حجم کار از یک لیتر در آزمایشگاه‌های رایج به یک نانو لیتر در آزمایشگاه روی تراشه کاهش می‌یابد. این مقدار کم تحلیل سریع و شناخت مؤثر را حتی اگر مقدار کمی نمونه وجود داشته باشد فراهم می‌کند، به‌علاوه حجم کوچک آن امکان توسعه سیستم‌های فشرده و قابل‌حمل را فراهم می‌کند که امکان استفاده و تحلیل را به‌طور قابل‌توجهی تسهیل می‌کند. انتظار می‌رود با تولید انبوه آزمایشگاه روی تراشه قیمت آن بسیار کمتر شود. آزمایشگاه روی تراشه را می‌توان شکل عمومیت یافته مدارهای مجتمع الکترونیکی و MEMS ها دانست. چرا باید کوچک کردن سیستم تنها به قطعات مکانیکی و الکتریکی محدود شود؟ در واقع آزمایشگاه روی تراشه را می‌توان کوچک‌شده آزمایشگاهی در

نظر گرفت که روی یک تراشه قرار داده شده است. در شکل زیر دو نمونه از این تراشه‌ها نشان داده شده است. انتظار می‌رود این سیستم‌ها تأثیر شگرفی بر بیوتکنولوژی^۱، دارورسانی^۲ و نظارت بر محیط زیست و تحقیقات پایه داشته باشند.



شکل ۱-۵ دو نمونه از سیستم‌های آزمایشگاه روی تراشه [۱]

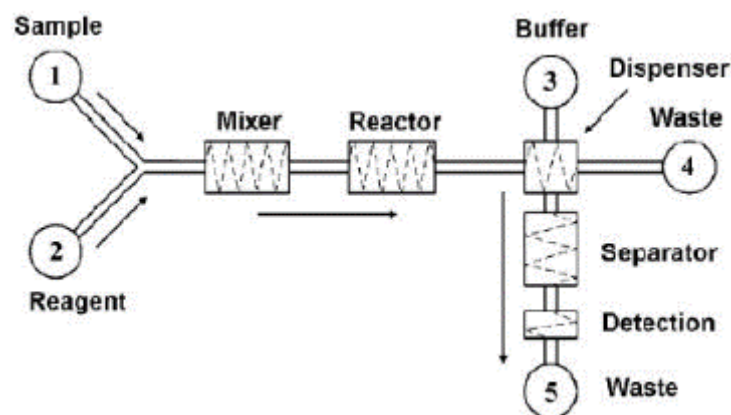
در آزمایشگاه‌های شیمی معمولاً با یک سری عملکردهای جداگانه مانند اندازه‌گیری نمونه، آمیختن محلول‌ها، کشت دادن و فناوری‌های دیگر کار می‌شود. به‌طور کلی آماده‌سازی نمونه‌ها قبل از اندازه‌گیری به صورت دستی انجام می‌شود. به دلیل اندازه نسبتاً بزرگ دستگاه‌ها نمونه و شناساگر نسبتاً زیادی مورد نیاز است که این مسئله باعث افزایش هزینه و طولانی شدن زمان تحلیل واکنش می‌گردد. انجام آزمایش‌های با نمونه‌های مختلف به آزمایش‌های جداگانه، زمان‌بر و هزینه‌بر نیاز دارد پس این روند جدا و دستی می‌تواند باعث افزایش خطا شود.

آزمایشگاه روی تراشه معمولاً شامل چندین جزء میکروفلوئیدیک مانند پمپ، مخلوط‌کن، راکتور است؛ بنابراین چندین مرحله از یک آزمایش می‌تواند به صورت خودکار روی یک تراشه کوچک انجام شود. برای مثال نمونه‌ای از رشته DNA نامعلوم با محلولی از رشته DNA معلوم که با جوهر فلورسنت مشخص شده است از منبع شناساگر پمپ شده و با اعمال جریان در الکترودهای مربوطه جریان یافته و

^۱ Biotechnology

^۲ Drug Delivery

در همزن ترکیب می‌شود. محلول حاصل در راکتور دچار واکنش می‌شود که در ادامه محصول به سمت توزیع‌کننده جریان می‌یابد. در آنجا با استفاده از میدان الکتریکی دیگر مولکول‌های DNA وارد محلول تثبیت‌کننده شده و بر اساس نسبت بار الکتریکی به وزن جدا می‌گردند. در نهایت DNA جدا شده وارد میکرو کانال تشخیص می‌شوند و اشعه لیزر به آن‌ها تابانده می‌شود. ماده فلورسان^۱ باعث درخشش DNA شده و هر چه ذره بزرگ‌تر باشد نور حاصل بیشتر خواهد بود. به دلیل اندازه میکروکانال‌ها مقدار مواد و شناساگرهای موردنیاز در حدود نانو لیتر است؛ بنابراین مقدار مواد موردنیاز در این روش به مراتب از مواد موردنیاز در آزمایشگاه‌های مرسوم کمتر است. از طرفی با استفاده از فناوری ریزساختارها می‌توان روی یک تراشه کانال‌های موازی فراوانی ایجاد کرد و در آن چندین عملیات مختلف انجام داد.



شکل ۱-۶ قسمت‌های مختلف آزمایشگاه روی تراشه [۱]

توسعه فناوری و کاهش هزینه در حفظ سلامت از محرک‌های اصلی این فناوری است. نمونه‌های فراوانی از آزمایشگاه روی تراشه وجود دارد.

^۱ Fluorescens

مهم‌ترین ماده مورد استفاده در آزمایش‌های زیست پزشکی مایعات رایج نمونه‌های خونی، محلول - های سلولی پروتئینی یا آنتی‌بادی^۱ و انواع تثبیت‌کننده‌ها هستند؛ بنابراین کلید کارکرد آزمایشگاه روی تراشه فرایندهای انتقال جرم و انتقال حرارت به صورت کنترل‌شده‌ای در میکروکانال‌ها است. مطالعه فرایندهای انتقال در میکروکانال‌ها را معمولاً میکروفلوئیدیک می‌نامند. به‌طور کلی در آزمایشگاه روی یک تراشه این فرایندهای میکروفلوئیدیک صورت می‌گیرد. پمپ اندازه‌گیری ترکیب توزیع نمونه تا تزریق و جداسازی مولکول‌ها و مواد و غیره عملکرد دقیق هر یک از این فرایندها در عملکرد و کارایی آزمایشگاه روی تراشه نقش مهمی دارد.

به‌طور کلی فرایندهای انتقال را می‌توان بر اساس ابعاد سیستم به سه دسته تقسیم کرد: ۱- سیستم‌های ماکرو ۲- سیستم‌های میکرو ۳- سیستم‌های نانو. خواص فرایندهای انتقال در هر یک از این گروه‌ها منحصر به فرد بوده و از گروهی به گروه دیگر دچار تغییرات اساسی می‌شود.

میکروکانال‌ها دارای نسبت سطح به حجم بالایی هستند. برای مثال در میکروکانالی به قطر ۱۰۰ میکرون نسبت به سطح به حجم (2×10^4) است؛ بنابراین می‌توان انتظار داشت که دیواره کانال نقش مهمی داشته باشد. از آنجاکه اغلب سطوح مشترک مایع و جامد باردار بوده و در نتیجه میدان الکتریکی به وجود می‌آید پدیده‌های الکتروکینتیک^۲ بسیار مهم است. در واقع اکثر فرایندهای میکروفلوئیدیک در آزمایشگاه روی تراشه الکتروکینتیک بسیار مهم است. در واقع اکثر فرایندهای میکروفلوئیدیک در آزمایشگاه روی تراشه الکتروکینتیک هستند. برای مثال از الکتروسموز^۳ برای حرکت یا پمپ کردن سیال در کانال و از الکتروفورس^۴ برای جداسازی مولکول و ذرات استفاده می‌شود. به دلیل پیچیدگی پدیده‌های الکتروکینتیک پارامترهای کنترلی فرایندهای میکروفلوئیدیک از سیستمی به سیستم دیگر

¹Antibody

²Electrokinetic Phenomena

³Electrosmose

⁴Electrophoresis

متغیر است. تئوری‌های مرسوم در سیستم‌های ماکروسکوپی^۱ از سیستمی به سیستم دیگر متغیر است. تئوری‌های مرسوم در سیستم‌های ماکروسکوپیک عموماً در میکروفلوئیدیک قابل استفاده نیست؛ بنابراین درک درست پدیده‌های انتقال میکروفلوئیدیک برای طراحی و کنترل آزمایشگاه روی تراشه ضروری است.

۱-۳- کاربردهای عملی میکروفلوئیدیک

یکی از مهم‌ترین ساختارها در زمینه میکروفلوئیدیک میکرو پمپ‌ها هستند. در حال حاضر میلیون‌ها تراشه شیمیایی و زیستی ساخته می‌شود. این تراشه‌ها امکان انجام تعداد فراوانی آزمایش به صورت موازی را فراهم می‌کنند. امروزه این مسئله در یافتن روش‌های درمانی اهمیت زیادی دارد. سیستم‌های میکروفلوئیدیک معمولاً بخش متحرک ندارند که این مسئله باعث شده که این فناوری تا حد امکان به ساده‌سازی منجر شود. به این ترتیب آزمایش‌ها سریع‌تر و دقیق‌تر انجام می‌شود. برای این اساس ابزارهای مختلفی روی یک تراشه قرار گرفته و آزمایشگاه روی تراشه را تشکیل می‌دهند.



شکل ۱-۷ چپ پزشکی [۱]

در عین حال فناوری به مرحله تجاری‌سازی رسیده است. برای مثال سیستمی که در شکل نشان داده شده است می‌تواند قطره خون را از بیمار دریافت کرده و با استفاده از خاصیت موئینگی از فیلتر عبور داده و در میکروکانال‌های اختصاصی آن را تحلیل کرده و تعیین کند آیا بیمار دچار حمله قلبی

^۱ Macroscopic

می‌شود. البته تمام این مراحل در این ابزار صورت نمی‌گیرد بلکه برای تحلیل داده‌ها از کامپیوتر استفاده می‌شود. کوچک شدن ابعاد باعث کم شدن قابل توجه زمان موردنیاز شده است. برای مثال در مورد اخیر تشخیص چندین ساعت طول می‌کشد درحالی‌که با استفاده از این روش کل فرآیند تنها ۱۰ دقیقه به طول می‌انجامد.

۱-۴-۱- مروری بر میکروپمپ‌ها

انواع مختلفی از پمپ‌ها وجود دارد که همگی به دو دسته رفت و برگشتی و جریان پیوسته طبقه‌بندی می‌شوند در پمپ‌های رفت و برگشتی فشار به واسطه تراکم و انبساط یک حجم از سیال واسطه ناشی از حرکت سطوح ایجاد می‌شود پمپ‌های پیزوالکتریک^۱، الکترومغناطیس^۲، ترموپنوماتیک^۳ و الکترواستاتیک^۴ نمونه‌هایی از پمپ‌های رفت و برگشتی هستند این پمپ‌ها فشار بالایی ایجاد می‌کنند ولی جریان نوسانی و غیریکنواخت ایجاد نموده و پیچیده هستند در نقطه مقابل پمپ‌های دینامیک هستند که فشار به واسطه حرکت سیال و ایجاد ممنوم به دست می‌آید نمونه‌هایی آن پمپ الکتروسوموز مگنتو هیدرودینامیک و فراصوت می‌باشند این پمپ‌ها جریان ثابت و غیر نوسانی ایجاد کرده و نیاز به قطعات کمتری داشته و نسبت به پمپ‌های رفت و برگشتی در ابعاد کوچک‌تری قابل ساختن هستند در ادامه انواع پمپ‌های ماکرو به همراه نمونه‌ای از پمپ میکرو تشریح می‌شود.

۱-۴-۱-۱- پمپ کرم‌وار خارجی

این نوع پمپ‌ها مکانیزمی شبیه دوش دارند در این پمپ شلنگ‌ها به صورت تناوبی فشرده شده و به واسطه آن مایع داخل شلنگ به حرکت درمی‌آید این روش منجر به ایجاد جریان ضربانی می‌شود این نوع پمپ‌ها فشار زیادی را در حدود ۵-۱ بار و جریانی بسیار فراتر از حدی که برای کاربردهای میکرو

¹ Piezoelectric

² Electromagnetism

³ Thermopneumatics

⁴ Electrostatic

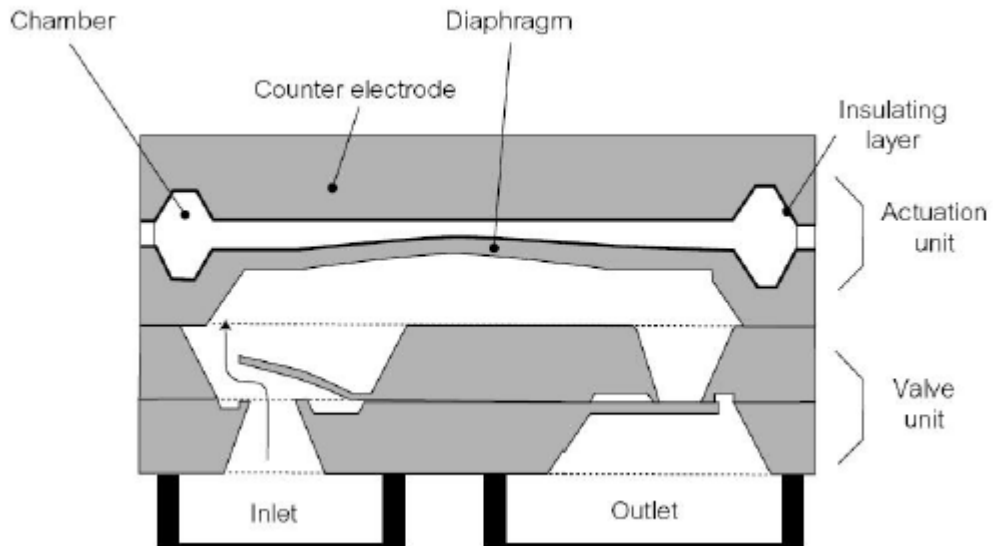
مورد بیشتر از حد نیاز است ایجاد می کنند این نوع پمپها در اکثر آزمایشگاه میکرو فلوئیدیک مرسوم است.

۱-۴-۲- جریان با فشار خارجی

این جریان نظیر آنچه در محفظه گاز اتفاق می افتد مناسب و ارزان می باشد ولی تنظیم دقیق نرخ جریان ثابت مشکل می باشد.

۱-۴-۳- میکروپمپهای مکانیکی مجتمع

در این نوع پمپها از یک غشاء که توسط روشهای مختلف نظیر پیزوالکتریک، الکترومغناطیس، پنوماتیک و غیره حرکت داده می شود استفاده می شود مزیت این پمپها این است که می توانند اکثر مایعات را با دبی ۱-۳۰۰ میکرولیتر بر دقیقه پمپ نمایند. این روش نیز جریانی نوسانی ایجاد می کند میکروپمپهای مکانیکی به دلیل شکست مکانیکی عمر کاری محدودی دارند.



شکل ۱-۸ میکروپمپهای مکانیکی مجتمع [۱]

۱-۴-۴- پمپهای الکتروسموز

پمپ الکترواسموتیک هیچ قطعه متحرکی ندارد با قراردادن دو الکترود در دو انتهای کانال و ایجاد میدان الکتریکی سیال جریان می یابد در این حالت پروفیل سرعت حاصل بسیار تخت است.

۱-۴-۴-۱- معایب و مشکلات پمپ‌های الکتروسموز

یکی از معایب این نوع جریان محدود بودن آن به سیال‌های قطبی است با توجه به این که از این نوع پمپ در ابزار قابل حمل استفاده می‌شود توان مصرفی اهمیت دارد این نوع جریان به میدانی قوی (بیش از ۱۰۰ ولت بر سانتی‌متر) نیاز دارد همچنین قرار گرفتن الکتروود در کنار محلول می‌تواند باعث انجام واکنش و یا ایجاد حباب شود که هر دو جریان را مختل می‌کند با توجه به ولتاژ بالای مورد استفاده طول عمر کوتاه الکتروودها نیز مشکل دیگری است یکی از ایده‌های خوب در این زمینه استفاده از تثبیت‌کننده‌ای با ضریب هدایت پایین است که جریان الکتریکی را کاهش دهد اما انجام این کار همیشه مقدور نیست.

۱-۵- کشف پدیده الکتروکنتیک

در قرن هجدهم، روش‌های محدودی برای ایجاد جریان الکتریکی و پتانسیل الکتریکی ارائه شده بود. در این سال‌ها، از تجهیزات ابتدایی مانند ژنراتورهای الکتریسیته ساکن برای ایجاد الکتریسیته استفاده می‌شد. در سال ۱۷۹۸، الکساندر ولتا یک منبع پایدار و قابل اطمینان برای تولید الکتریسیته اختراع نمود، این وسیله پیل ولتا نام گرفت. پیل ولتا شامل ورق‌های روی و نقره بود که توسط صفحات خیس شده در آب‌نمک به یکدیگر متصل شده بودند. این وسیله یک منبع قابل اعتماد برای تولید پتانسیل الکتریکی ثابت محسوب می‌شد و به‌عنوان مهم‌ترین وسیله در بسیاری از آزمایش‌های الکتریکی مورد استفاده قرار می‌گرفت [۲].

۱-۶- پدیده‌های الکتروکینتیک

الکتروکینتیک اصطلاحی کلی است که به حرکت نسبی بین دو فاز باردار اشاره دارد. پدیده الکتروکینتیک در تعامل با دو لایه‌ی الکتریکی صورت می‌گیرد. در اینجا با اعمال میدان خارجی دو لایه‌ی الکتریکی تمایل به حرکت پیدا کرده و در نتیجه سیال را نیز با خود به همراه برد. به همین شکل اگر این دو لایه‌ای به شکلی حرکت داده شود، میدان الکتریکی ایجاد می‌کند. در میان همه

پدیده‌های که می‌تواند در نتیجه حرکت نسبی ذرات باردار و الکترولیت روی دهد. چهار پدیده بیشتر مورد توجه است که عبارت‌اند از: ۱- الکتروسموز ۲- پتانسیل جریان^۱ ۳- الکتروفورس ۴- پتانسیل ته‌نشینی^۲ که در ادامه این چهار پدیده به اختصار تشریح می‌شوند.

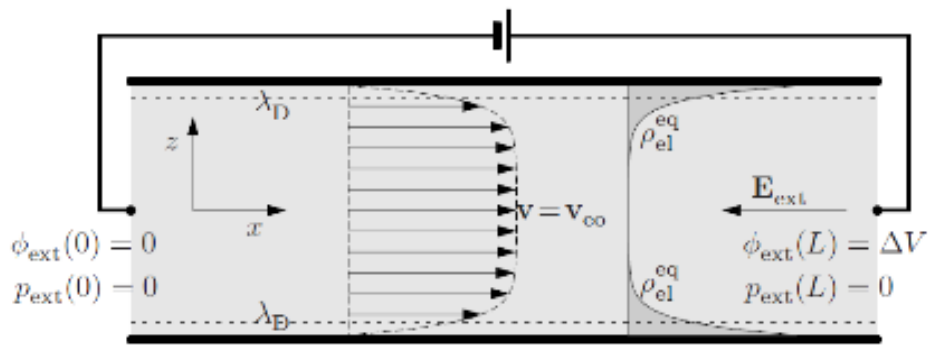
۱-۶-۱- الکتروسموز

الکتروسموز نمایانگر حرکت محلول الکترولیت نسبت به سطح باردار است. فشار حاصل از این جریان را فشار الکتروسموز گویند. جریان الکتروسموز در لوله موئین در شکل نشان داده شده است. زمانی که سطح مجرا بار منفی پیدا می‌کند، میدان الکتریکی اعمال شده به یون‌های مثبت تجمع یافته روی دیواره نیرویی به سمت کاتد وارد می‌کند. یون‌های مثبت تجمع یافته روی دیواره نیرویی به سمت کاتد وارد می‌کند. یون‌های مثبت محلول الکترولیت را به همراه خود کشیده و باعث به وجود آمدن جریانی به سمت کاتد می‌شود برای مشاهده اثر این پدیده اختلاف فشاری بین دو سر مجرا اعمال نشده و مقدار آن صفر خواهد بود. الکتروسموز می‌تواند برای زه کشی محیط متخلخل و سنجش بار سطحی لوله موئین با محیط متخلخل مورد استفاده قرار گیرد.

الکتروسموسیز یک اثر نامتعادل است که مایعی با قابلیت یونیزه شدن را در مجاورت سطح باردار شده توسط بکار بردن گرادیان پتانسیل خارجی را حرکت می‌دهد. قاعده کلی جریان الکتروسموتیک EOF همان‌طور که در شکل زیر نشان داده شده است به این صورت است که دو عدد الکتروود فلزی در انتهای دوسر میکروکانال قرار داده می‌شوند در جایکه توزیع بار در دیواره‌ها منجر به تشکیل لایه دبای می‌شود. وقتی که اختلاف پتانسیل DC بین دو سر الکترودها بکار می‌رود میدان الکتریکی به صورت زیر نتیجه می‌شود.

¹ Streaming potential

² Sedimentation potential



شکل ۹-۱ جریان الکتروسموتیک [۳]

اگر هیچ فرایند الکترومکانیکی در الکترودها رخ ندهد حرکت بعد از مدت زمان کوتاهی توقف خواهد کرد اما اگر فرایند الکترومکانیکی مانند الکترولیز^۱ در الکترودها رخ دهد جریان‌های الکتریکی می‌توانند در سیستم جاری شوند از این رو حرکت سیال توسط درگ لزجت به وجود می‌آید. در معادله زیر میدان سرعت الکتروسموتیک در مایعات نشان داده شده است که چگالی بار داده شده لایه دبای؛ معادله ناویر استوکس را متعادل می‌کند و برای تحلیل جریان الکتروسموتیک مورد استفاده قرار می‌گیرد.

$$\rho \left(\frac{DU}{Dt} + (U \cdot \nabla)U \right) = -\nabla P_{ext} + \mu \nabla^2 U - \rho_{el}^{eq} \nabla \phi_{ext} \quad (1-1)$$

در این روابط μ و ρ و ρ_{el}^{eq} به ترتیب لزجت و چگالی سیال و چگالی بار الکتریکی می‌باشند، همچنین U سرعت سیال و ∇P گرادیان فشار است. که با؛ که این فرض توجه کرد که پتانسیل خارجی، هیچ تغییری در چگالی بار ایجاد نمی‌کند و یک جریان الکتروسموتیک ایده‌آل با چه شرط زیر برقرار می‌شود.

۱- پتانسیل زتا^۲ در طول کانال ثابت است.

۲- میدان الکتریکی همگن است.

¹ Electrolyse

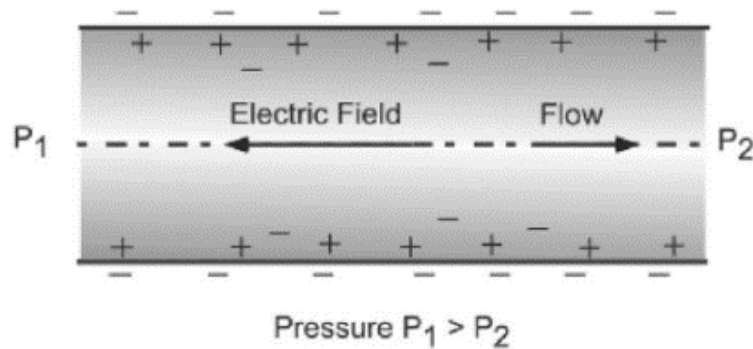
² Zeta Potential

۳- جریان حالت دائم است.

۴- ضخامت لایه دبای^۱ به مراتب کوچکتر از ضخامت صفحات میکروکانال است.

۱-۶-۲- پتانسیل جریان

هنگامی که محلول الکترولیت با اعمال گرادیان فشار بر روی سطح ساکن بارداری حرکت داده شود میدان الکتریکی ایجاد می‌شود. این جریان معمولاً در میکروکانال‌هایی که دو مخزن را به هم متصل می‌کند روی می‌دهد. هنگامی که غلظت الکترولیت در دو مخزن یکسان باشد و جریان خالصی در سیستم وجود نداشته باشند، میدان الکتریکی پایای توسعه‌یافته را پتانسیل سیلانی می‌نامند. برای مثال هنگامی که محلول الکترولیت مطابق شکل درون لوله‌ای که دارای سطحی منفی است پمپ می‌شود این جریان به وجود می‌آید.

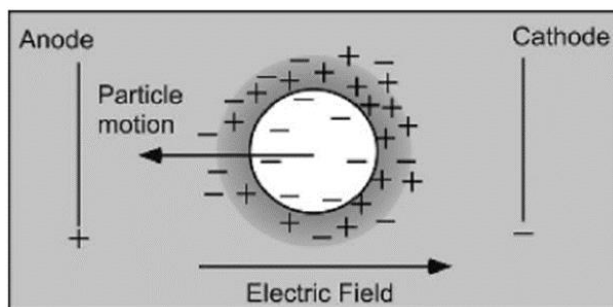


شکل ۱-۱-۱۰ ایجاد پتانسیل سیلان با جریان یافتن سیال درون میکروکانال [۱]

۱-۶-۳- الکتروفورس

حرکت ذرات باردار مانند ذرات کلوئیدی نسبت به مایع ساکن را که ناشی از اعمال میدان الکتریکی است الکتروفورس می‌نامند. به دلیل حضور قطب‌های مثبت و منفی میدان الکتریکی ایجاد می‌شود. تحت تأثیر این میدان الکتریکی ذره‌ای که باردار شده حرکت می‌کند. از این پدیده برای اندازه‌گیری پتانسیل سطحی ذره باردار استفاده می‌شود.

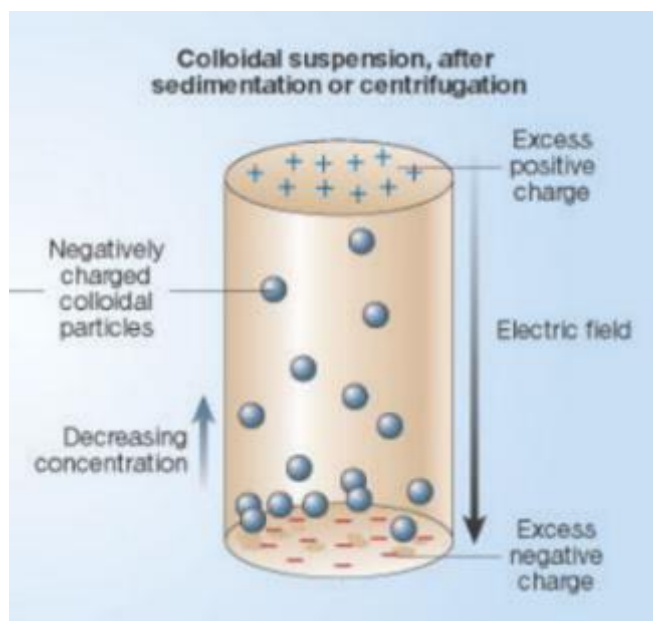
^۱ Debye Layer Length



شکل ۱-۱۱ نیروی الکتروفورس وارد بر ذره حاصل از میدان الکتریکی [۱]

۱-۶-۴- پتانسیل ته‌نشینی

هنگامی که ذرات باردار نسبت به مایع حرکت می‌کنند میدان الکتریکی ایجاد می‌شود. حرکت ذرات ممکن است تحت تأثیر میدان الکتریکی یا نیروی گریز از مرکز باشد. این پدیده را گاهی پتانسیل مهاجرت می‌نامند که کمتر مورد مطالعه قرار گرفته است.



شکل ۱-۱۲ پتانسیل ته‌نشینی [۱]

۱-۶-۵- لایه الکتریکی دوگانه^۱

بیشتر اجسام جامد (مانند پلاستیک و شیشه)، پس از آنکه در تماس با محلول الکترولیت^۲ قرار می-گیرند بار الکترواستاتیک و یا پتانسیل الکتریکی سطحی به دست می-آورند. به طور کلی محلول الکترولیت از نظر بار الکتریکی خنثی است (چراکه تعداد یون های مثبت و منفی آن با یکدیگر برابرند). با وجود خنثی بودن محلول الکترولیت، بارهای الکترواستاتیک روی سطح جسم جامد، یون های با بار مخالف خود را از درون محلول الکترولیت جذب می-کنند. به دلیل این جاذبه الکترواستاتیک، تمرکز یون های با بار مخالف سطح جامد، در نزدیکی این سطح بیشتر خواهد بود. در این شرایط یون های هم نام با سطح جامد کماکان در نزدیکی این سطح حضور دارند اما تمرکز آن ها در نزدیکی سطح کمتر از ناحیه دور از سطح است، چراکه نیروی دافعه الکترواستاتیک این بارها را از سطح جامد دور می-کند. به این ترتیب ناحیه ای با بار خالص مخالف سطح جامد در نزدیکی آن ایجاد می-شود. این ناحیه از بارهای مخالف می-بایست بار سطحی جسم جامد را خنثی کند. بارهای سطحی جسم جامد و لایه ای از بارهای مخالف که پیرامون جسم جامد تشکیل می-شوند به نام لایه الکتریکی دوگانه شناخته می-شود.

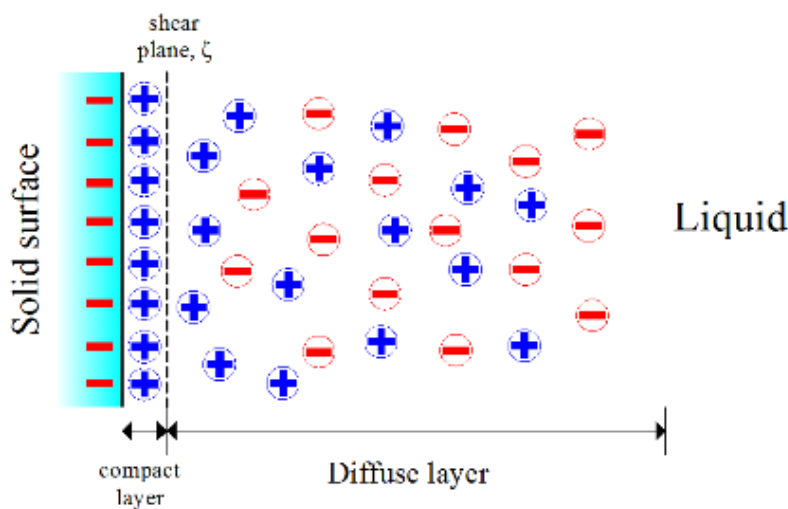
همان طور که در شکل ۱-۱۳ نشان داده شده است، بلافاصله پس از بارهای سطحی جسم جامد، لایه ای از یون های مخالف جذب سطح جامد شده اند، این یون های مخالف به دلیل جاذبه الکترواستاتیک قادر به حرکت نمی-باشند و به این لایه از یون های مخالف لایه متراکم^۳ گفته می-شود که ضخامت آن حدود چند انگستریم بیشتر نیست. توزیع پتانسیل الکتریکی در لایه متراکم به طور کلی بر اساس محدودیت های هندسی مانند اندازه مولکول ها و یون ها و همچنین میزان تقابل یون ها با یکدیگر و تقابل یون ها با دیواره جسم جامد محاسبه می-شوند. با فاصله گرفتن از لایه متراکم به تدریج چگالی بار نیز کاهش می-یابد و در نهایت در فاصله دور از لایه متراکم چگالی بار صفر می-شود. در ناحیه دور از لایه

¹ Double electric layer

² Electrolyte

³ Compact layer

متراکم دیگر نیروی جاذبه الکترواستاتیک روی یون‌ها تأثیر نمی‌گذارد و به همین دلیل در این ناحیه یون‌ها متحرک می‌باشند. ناحیه یون‌های متحرک بانام لایه دیفیوز^۱ شناخته می‌شود. ضخامت لایه دیفیوز وابسته به توزیع یون‌های محلول و خواص الکتریکی سیال است و به‌طورمعمول از چندین نانومتر برای محلول‌هایی با چگالی یون زیاد شروع می‌شود و به یک یا دو میکرون برای آب خالص که چگالی یون کمی دارد می‌رسد. مرز میان لایه فشرده و لایه دیفیوز با نام صفحه برش^۲ شناخته می‌شود. با در نظر گرفتن جاذبه الکترواستاتیک بین یون‌های مخالف و بارهای سطحی جسم جامد می‌توان فرض نمود که سرعت سیال در لایه برش صفر است و از این فرض به‌عنوان یک شرط مرزی برای محاسبه توزیع سرعت استفاده نمود. پتانسیل الکتریکی در لایه برش با نام زتا پتانسیل شناخته می‌شود و مقدار آن در بسیاری از مدل‌های الکتروکنتیک به‌صورت تقریبی همان پتانسیل سطح جامد در نظر گرفته می‌شود.



شکل ۱-۱۳ طرح ساده‌ای از لایه الکتریکی دوگانه [۴]

۷-۱- پیشینه جریان الکتروسموتیک

در میان آزمایش‌های تجربی که با استفاده از الکتریسیته در دهه ۸۰ میلادی صورت گرفت، فردیناند فردریچ رئوس [۵] در مسکو دو آزمایش ساده را با استفاده از یک لوله U شکل و دو الکتروود که هریک

^۱ Diffuse layer

^۲ Shear plane

از آن‌ها در یکی از شاخه‌های لوله U شکل انجام داد. در آزمایش اول، او مقداری رس را داخل لوله U شکل ریخت و مشاهده کرد که با اعمال ولتاژ به الکترودها، سطح آب در یکی از شاخه‌های لوله بالا می‌آید. با اطلاعات پیشرفته امروزی، ما می‌دانیم که او پدیده الکتروسموسیز را مشاهده کرده است. در آزمایش دوم، او ذرات شن را علاوه بر ذرات رس به لوله آزمایش خود اضافه کرد و مشاهده کرد که ذرات رس به سمت لایه شن حرکت می‌کنند، امروزه می‌دانیم که مهاجرت ذرات رس در این آزمایش به واسطه پدیده الکتروفورسیز اتفاق می‌افتد. این آزمایش ساده به‌عنوان سرآغازی برای پیدایش پدیده الکتروکنتیک شناخته می‌شود.

مطالعات متنوعی بر روی جریان الکتروسموتیک در میکروکانال‌ها، تحت شرایط فیزیکی و هندسی متفاوت انجام شده است که در میان آن‌ها اژدری [۶] اثر بارهای سطح ناهمگن بر جریان الکتروسموتیک را بررسی کرد. باتاچاریا و نایاک [۷] اثرات هندسه و ناهمگونی پتانسیل سطح جریان الکتروسموتیک در میکروکانال را مطالعه کردند. آرولاناندام و لی [۸] حرکت مایع در میکروکانال مستطیلی توسط پمپاژ الکتروسموتیکی را مطالعه کردند. اثرات انتقال الکتروکنتیک و هیدرودینامیک تحت کاربرد میدان الکتریکی DC^۱ به همراه گرادیان فشار توسط باتاچاریا و برا [۹] برای مقادیر متفاوت ضخامت EDL^۲ مورد آزمایش قرار گرفت. کانگ و همکاران [۱۰] جریان الکتروسموتیک در کانال استوانه‌ای را برای شکل موج سینوسی حل کردند. چو و همکاران [۱۱] یک حل عددی با تناوب زمانی جریان الکتروسموتیک در میکروکانال با سطح موجی شکل را ارائه کردند که جریان AC^۳ جایگزینی برای جریان DC در این تحقیق بود. مطالعات تحلیلی و آزمایشگاهی بسیاری بر اساس القای جریان توسط میدان‌های الکتریکی AC غیریکنواخت در الکترولیت گزارش شده‌اند [۱۲] و [۱۳]. حالت مشابهی از آن مطالعات کارهای براون و همکاران [۱۴] و استادر و همکاران [۱۵] بود. تانگ و همکاران [۱۶] توزیع

¹ Direct Current

² Electrical Double Layer

³ Alternative Current

سرعت و پتانسیل در میکرو کانال حلقوی را با مدل متقارن محوری شبکه بولتزمن حل کردند. همچنین جباری‌مقدم [۱۷] حل تحلیلی توسط فرمولاسیون تابع گرین را برای جریان الکتروسموتیک AC در کانال مدور و حلقوی را ارائه دادند. جباری‌مقدم و اکبرزاده [۱۸] به صورت عددی جریان الکتروسموتیک متناوب زمانی سیال غیر نیوتنی در میکرو کانال را نیز مطالعه کردند. بررسی تئوری‌گونه حرکت الکتروسموتیک سیالات غیر نیوتنی توسط ژائو و یانگ [۱۹] گزارش شد. جریان الکتروسموتیک سیالات پاورلو^۱ در میکروکانال توسط ژائو و یانگ [۲۰] مورد مطالعه قرار گرفت و برخی عبارات تحلیلی برای نمونه‌های خاص به دست آمد. بابایی و همکاران [۲۱] اثرات گرادیان فشار بر جریان الکتروسموتیک سیالات پاورلو در میکرو کانال را بررسی کردند. بهارتی و همکاران [۲۲] از یک روش تفاضل محدود برای حل معادلات پویسون-بولتزمن و ممنوم در حالت دائم، توسعه یافته، به همراه گرادیان فشار در میکروکانال استوانه‌ای استفاده کردند. تانگ و همکاران [۲۳] یک مطالعه عددی جریان الکتروسموتیک در میکروکانال را با در نظر گرفتن رفتار غیر نیوتنی سیال را گزارش کردند. هیرواکی یوشیدا [۲۴] و همکاران تحلیل جریان الکتروسموتیک در میکرو کانال با سطوح موجدار برای سیال نیوتنی با جریان DC را به صورت عددی و تحلیلی انجام دادند. ال مارتینز و همکاران [۲۵] جریان الکتروسموتیک سیال غیر نیوتنی در میکرو کانال با سطوح موجدار سینوسی را با توزیع بار یکنواخت و جریان DC را به صورت تحلیلی مورد مطالعه قرار دادند. مدهوراوادا و همکاران [۲۶] جریان الکتروسموتیک سیال غیر نیوتنی پاورلو در میکروکانال با سطح مقطع بیضوی و جریان DC را توسط نرم افزار کامسول شبیه سازی کردند. اسکندون و همکاران [۲۷] جریان الکتروسموتیک ناپایای سیال غیر نیوتنی ماکسول در میکروکانال با توزیع نامتقارن زتا پتانسیل و جریان DC را مطالعه کردند. لونگ چانگ و همکاران [۲۸] جریان الکتروسموتیک سیال نیوتنی در میکروتیوب با زبری سینوسی را به صورت عددی مورد بررسی قرار دادند. چنگ کی و چیوانگ [۲۹] چرخش جریان الکتروسموتیک مواد ویسکوپلاستیک بین دو صفحه موازی

¹ Power Low

را با توزیع بار یکنواخت و غیریکنواخت را با بررسی اثر کوریولیس مورد مطالعه قرار دادند. بیجی ژانگ و کینگ یانگ ژائو [۳۰] جریان الکتروسموتیک به همراه گرادیان فشار سیال غیر نیوتنی پاورلو در میکروکانال T شکل با جریان DC را به صورت عددی حل کردند. مسعود خان [۳۱] جریان الکتروسموتیک سیال غیر نیوتنی در میکروکانال استوانه‌ای با جریان AC به صورت ناپایا را با استفاده از تبدیل فوریه متناهی بررسی کرد. چنگ کی و چیوانگ [۳۲] جریان الکتروسموتیک سیال غیر نیوتنی پاورلو بین دو صفحه موجدار موازی با توزیع پتانسیل زتای غیریکنواخت با جریان DC را به صورت عددی حل کردند. وین جت لو و همکاران [۳۳] جریان الکتروسموتیک تحت میدان الکتریکی DC را در میکروکانال منحنی شکل را مطالعه کردند. چیوانگ و چنگ کی [۳۴] جریان الکتروسموتیک سیال غیر نیوتنی پاورلو در میکروکانال موجدار با توزیع پتانسیل زتای غیریکنواخت را به صورت تحلیلی بررسی کردند. لی و همکاران [۳۵] انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک به همراه گرادیان فشار را در کانال صاف دوبعدی بررسی کردند. ژی یونگ ژی و یونگ جون جیان [۳۶] جریان الکتروسموتیک چرخشی سیال غیر نیوتنی با پتانسیل زتای بالا (بدون فرض دبی-هوکل) را تحلیلی حل کردند. یی هوآنگ و همکاران [۳۷] جریان الکتروسموتیک با وجود دو سیال نیوتنی و غیر نیوتنی (پاورلو) را به صورت تحلیلی حل کردند. نایاک [۳۸] جریان الکتروسموتیک با پتانسیل سطح ناهمگن را عددی بررسی نمود. باتاچاریا و سوبراتابرا [۳۹] ترکیبی از جریان الکتروسموتیک و گرادیان فشار را با در نظر گرفتن مانعی در میکرو کانال دوبعدی را مورد تحلیل قرار دادند. پراشنا دوتا و همکاران [۴۰] و [۴۱] ابتدا جریان الکتروسموتیک در میکروکانال و سپس اثر گرمایش ژول^۱ بر جریان الکتروسموتیک را به صورت تحلیلی مورد مطالعه قرار دادند. ژوآن دوآن و همکاران [۴۲] میدان فشار القایی جریان الکتروسموتیک سیال غیر نیوتنی در میکرودیفیوزر با زوایای متفاوت را به صورت عددی حل کردند. سامان ابراهیمی و همکاران [۴۳] مطالعه عددی انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک به همراه گرادیان فشار را میکروکانال T شکل را انجام دادند.

¹ Joule Heating

هادی کرامتی و همکاران [۴۴] حل دقیقی برای انتقال ترموسیالاتی در جریان الکتروسموتیک میکروتیوب را ارائه دادند. مرینموی و همکاران [۴۵] جریان الکتروسموتیک به همراه گرادیان فشار در میکروکانال با پتانسیل زتای بالا و بدون در نظر گرفتن فرض دبی-هوکل را به صورت تحلیلی حل کردند.

تعریف مسئله

در این تحقیق به بررسی توزیع انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک در میکروکانال منحنی شکل پرداخته شده است. معادلات حاکم بر مسئله، شرایط مرزی و فرضیات لازم برای حل مسئله استخراج شده‌اند.

بررسی عددی انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک در میکروکانال سه‌بعدی منحنی شکل انجام شده است و به منظور اعتبار سنجی دقیق‌تر، با شرح مختصات طبیعی برای جریان‌های دوبعدی، حل تحلیلی برای توزیع پتانسیل الکتریکی و میدان سرعت جریان الکتروسموتیک در میکروکانال دوبعدی منحنی شکل ارائه شده است. علاوه بر اعتبارسنجی حل تحلیلی میدان سرعت با حل عددی، اعتبارسنجی برای توزیع انتقال حرارت میکروکانال صاف دوبعدی انجام شده است که برای مدل‌های سه‌بعدی بسط داده شده است. پس از مطالعه استقلال نتایج از شبکه‌بندی؛ مطالعه پارامتری، اعم از توزیع پتانسیل زتا، بررسی ابعادی، تأثیر میدان الکتریکی و تأثیر پدیده گرمایش ژول در همین راستا مورد تحقیق قرار گرفته است.

۱-۸- نوآوری

همان‌طور که در بخش پیشینه جریان الکتروسموتیک ذکر شد، مطالعات فراوانی در زمینه میدان سرعت جریان الکتروسموتیک صورت گرفته است که در این مطالعات به بررسی انواع سیالات اعم از سیالات نیوتنی و غیرنیوتنی، هندسه‌های متفاوت و جریان‌های الکتریکی متفاوت (AC یا DC) پرداخته شده است. از این رو مطالعه توزیع انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک در میکروکانال‌ها نسبت به توزیع سرعت، کمتر مورد توجه محققان قرار گرفته است؛ بنابراین نوآوری‌های موجود در

این تحقیق را می‌توان به شرح زیر بیان کرد:

- بررسی تحلیلی جریان الکتروسموتیک برای هندسه منحنی شکل دوبعدی
- بررسی توزیع انتقال حرارت و گرمایش ژول در هندسه منحنی شکل سه‌بعدی

۹-۱- ساختار و فصل‌بندی پایان‌نامه

این پایان‌نامه از چهار فصل کلی تشکیل شده است که در فصل اول آن مقدمه‌ای از جریان الکتروسموتیک و مفاهیم الکتروکینتیک و روند پیدایش و پیشرفت آن بیان گردید. سپس به بیان کاربردهای عملی میکروفلوئیدیک و بعد از آن به بررسی مفهومی لایه دوگانه الکتریکی پرداخته شده است، تعریف طول دبای^۱ (λ_D) و درنهایت، تقریب دبای-هوکل برای لایه دبای بیان می‌شود.

در فصل دوم ابتدا سیستم مختصات طبیعی برای جریان‌های دوبعدی، معادلات حاکم برای هندسه دوبعدی و فرضیات لازم برای حل تحلیلی ارائه شده است و نهایتاً معادله پواسون-بولتزمن و معادله ممنوم برای جریان الکتروسموتیک دوبعدی حل شده است؛ با رسم نمودار پتانسیل الکتریکی و میدان سرعت برای شرایط مرزی متفاوت گزارش مناسبی از جریان الکتروسموتیک در میکروکانال منحنی شکل ارائه شده است.

در فصل سوم، معادلات حاکم بر مسئله برای مدل سه‌بعدی بیان شده است همچنین هندسه مورد مطالعه نیز مشاهده می‌شود.

در فصل چهارم به بیان نتایج حاصل از به‌کارگیری روابط سیالاتی حاکم، پرداخته شده است و برای یک مسئله اولیه نتایج را جهت اعتبارسنجی بیان شده و سپس مطالعه پارامتری ابعاد هندسه، شرط مرزی پتانسیل زتا و میدان الکتریکی مورد بحث واقع شده است. در این فصل نمودار توزیع انتقال حرارت

¹ Debye Length

در سطح مقطع‌های متفاوت، عمده مطالبی است که به آن توجه شده است.

در فصل پنجم به بیان نتیجه‌گیری‌ها و پیشنهادها برای آینده پرداخته شده است.

در فصل ششم، منابع و مراجع مربوطه ذکر شده است.

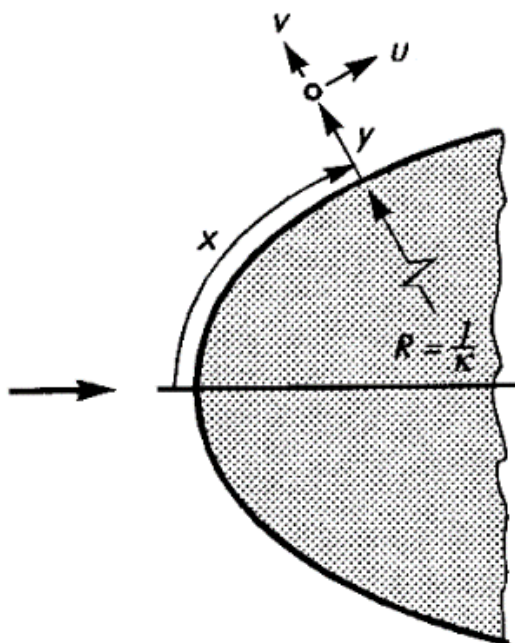
۲- فصل دوم: حل تحلیلی توزیع میدان سرعت

جریان الکتروسموٹیک

در این فصل ابتدا معادلات حاکم بر سیستم مختصات طبیعی برای جریان‌های دوبعدی معرفی می‌شوند سپس با توجه به اینکه برای حل تحلیلی نیاز به فرض ساده‌سازی تقریب دبی-هوکل می‌باشد، اثبات این تقریب بیان شده است، پس از آن معادلات حاکم بر پدیده الکتروسموتیک ارائه می‌شود و در انتها به حل تحلیلی توزیع پتانسیل جریان الکتریکی و سرعت الکتروسموتیک پرداخته شده است.

۲-۲- سیستم مختصات طبیعی برای جریان‌های دوبعدی

از آنجاکه هندسه مورد مطالعه میکروکانال منحنی شکل است برای حل تحلیلی میدان سرعت نیاز به تعریف مختصات طبیعی می‌باشد، همان‌طور که در شکل ۱-۲ نمایان است با در نظر گرفتن جهت x در طول منحنی و جهت y در جهت شعاع انحنای؛ به ترتیب $u(x, y)$ و $v(x, y)$ مؤلفه‌های سرعت در راستای x و y می‌باشد. با تعریف متغیر $\kappa(x)$ به عنوان انحنای کانتور که برابر با معکوس شعاع انحنای می‌باشد $\kappa(x) = \frac{1}{R(x)}$ ؛ معادلات پیوستگی، ممنتوم، به صورت زیر بیان می‌شود.



شکل ۱-۲ مختصات طبیعی برای جریان‌های دوبعدی [۴۶]

معادله پیوستگی

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{1}{1 - \kappa y} \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{1}{1 + \kappa y} \frac{\partial}{\partial y} [(1 + \kappa y)\rho v] = 0 \quad (1-2)$$

معادله ممنتوم در راستای x

$$\begin{aligned} & \rho \left(\frac{\partial u}{\partial t} + \frac{u}{1 + \kappa y} \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\kappa}{1 + \kappa y} uv \right) \\ & = E_x - \frac{1}{1 + \kappa y} \frac{\partial p}{\partial x} + \frac{1}{1 + \kappa y} \frac{\partial \tau_{xx}}{\partial x} \\ & + \frac{1}{(1 + \kappa y)^2} \frac{\partial}{\partial y} [(1 + \kappa y)^2 \tau_{xy}] \end{aligned} \quad (2-2)$$

تنش‌های لزج برای سیستم مختصات طبیعی به صورت زیر تعریف می‌شود.

$$\tau_{xx} = \mu \left[\frac{2}{1 + \kappa y} \left(\frac{\partial u}{\partial x} + \kappa v \right) - \frac{2}{3} \text{div} v \right] \quad (1-4-2)$$

$$\tau_{xy} = \mu \left(2 \frac{\partial v}{\partial y} - \frac{2}{3} \text{div} v \right) \quad (2-4-2)$$

$$\tau_{xy} = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} - \frac{\kappa u}{1 + \kappa y} + \frac{1}{1 + \kappa y} \frac{\partial v}{\partial x} \right) \quad (3-4-2)$$

۳-۲ تخمین دبای-هوکل برای لایه دبای

یون‌ها با بار ناهمنام قسمت سطح جامد را دربردارند. یون‌های ناهمنام جذب سطح جامد می‌شوند

درحالی‌که دیگر یون‌ها دفع می‌شوند. معادله حاکم برای شرح پیوستگی غلظت یون‌های هم نام و ناهمنام

$c_{\pm}(r)$ از عبارت ترمودینامیکی برای پتانسیل شیمیایی $\check{\mu}(r)$ می‌آید :

$$\check{\mu}(r) = \check{\mu}_0 + \kappa_B T \ln \left(\frac{c_{\pm}(r)}{c_0} \right) \pm (Ze)\phi(r) \quad (5-2)$$

که $C(r)$ و $\mu(r)$ به ترتیب پتانسیل شیمیایی و چگالی یونی می‌باشند و برای ساده‌سازی ظرفیت یونی با $\pm Z$ نمایش داده می‌شود. مدل ترمودینامیکی به ثابت بودن پتانسیل شیمیایی در سراسر سیستم اشاره دارد؛ زیرا اگر متغیر می‌بود آنگاه سیستم می‌تواند انرژی را توسط سازمان‌دهی مجدد اجزای تشکیل‌دهنده آن کسب کند. از این رو با در نظر گرفتن $\mu(r) = \text{const.}$ و $\mu(r) \equiv 0$ ؛ نتیجه زیر به دست می‌آید.

$$\kappa_B T \nabla \left\{ \ln \left(\frac{c_{\pm}(r)}{c_0} \right) \right\} = \mp (Ze) \nabla \varphi(r) \quad (6-2)$$

همان‌طور که در شکل ۲-۲ مشاهده می‌شود در فاصله بسیار دور از سطح، پتانسیل الکتریکی به صفر میل می‌کند در حالی که پتانسیل سطح مقدار ζ را می‌گیرد و به صورت زیر خواهیم داشت:

$$\varphi(\infty) = 0 \quad \varphi(\text{surf}) = \zeta \quad c_{\pm}(r) = c_0 \quad (7-2)$$

با این شرایط مرزی معادله (۶-۲) به صورت زیر درمی‌آید.

$$c_{\pm}(r) = c_0 \exp \left[\mp \frac{Ze}{\kappa_B T} \varphi(r) \right] \quad (8-2)$$

در نتیجه چگالی بار ρ_{el} به صورت زیر خواهد بود:

$$\rho_{el}(r) = Ze [c_+(r) - c_-(r)] = -2(Ze)c_0 \text{Sinh} \left[\frac{Ze}{\kappa_B T} \varphi(r) \right] \quad (9-2)$$

ρ_{el} بیان‌کننده چگالی بار در عبارات پتانسیل با استفاده از معادله پواسون منجر به معادله دیفرانسیلی می‌شود که به اصطلاح معادله پواسون-بولتزمن نامیده می‌شود. برای پتانسیل الکتریکی داریم:

$$\nabla^2 \varphi(r) = 2 \frac{(Ze)c_0}{\epsilon} \sinh \left[\frac{(Ze)}{\kappa_B T} \varphi(r) \right] \quad (10-2)$$

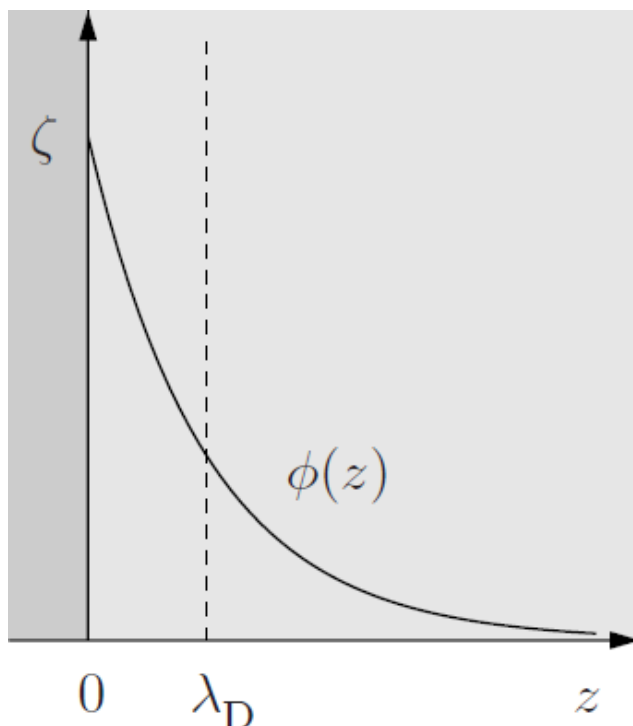
که هم به صورت عددی و هم به صورت تحلیلی قابل حل است. حل تحلیلی در شرایطی که صفحات موازی باشند در صفحه xy در $z = 0$ به دست می‌آید، پتانسیل الکتریکی در راستای محور z به صورت زیر خواهد بود که به اصطلاح حل گوی-چپمن نامیده می‌شود [۳]:

$$\varphi(z) = \frac{4\kappa_B T}{(Ze)} \tanh^{-1} \left[\tanh \left(\frac{(Ze)\zeta}{4\kappa_B T} \right) \exp \left(-\frac{z}{\lambda_D} \right) \right] \quad (11-2)$$

9

$$\lambda_D \equiv \sqrt{\frac{\epsilon \kappa_B T}{2(Ze)^2 c_0}} \quad (12-2)$$

که λ_D به اصطلاح ضخامت دباب نامیده می‌شود



شکل ۲-۲ توزیع پتانسیل الکتریکی در نزدیکی سطح دیوار [۳]

تقریب دبای-هوکل زمانی معتبر است که انرژی الکتریکی در مقایسه با انرژی حرارتی بسیار کوچک باشد (محدوده دبای-هوکل $(Ze\zeta \ll \kappa_B T)$). به بیان دیگر برای پتانسیل زتاهای کمتر از 26mV در دمای اتاق، می‌توان بسط تیلور را بکار برد که یعنی $\text{Sinh}(u) \approx u$ در نتیجه معادله ۲-۱۰ به صورت زیر درمی‌آید.

$$\nabla^2 \varphi(r) = 2 \frac{(Ze)^2 c_0}{\epsilon \kappa_B T} \varphi(r) \equiv \frac{1}{(\lambda_D)^2} \varphi(r) \quad (13-2)$$

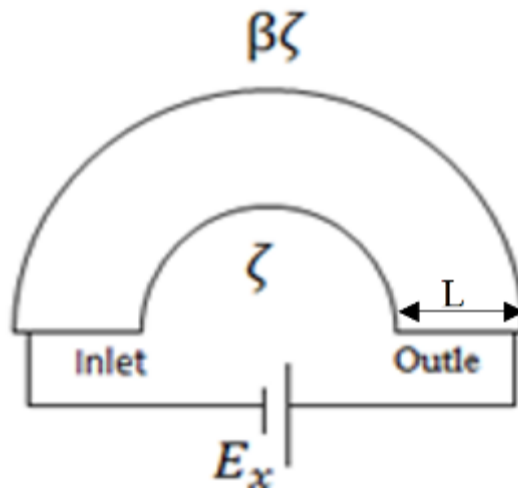
که برای دو صفحه موازی به صورت زیر خواهد بود:

$$\nabla^2 \varphi(y) = \frac{1}{(\lambda_D)^2} \varphi(y) \quad (14-2)$$

۲-۴- حل تحلیلی معادله پواسون-بولتزمن

با توجه به هندسه منحنی شکل مسئله و با اعمال شرایط مرزی بر روی دیواره داخلی و خارجی

مطابق با شکل توزیع پتانسیل حل می‌شود



شکل ۲-۳ هندسه دوبعدی

برای به دست آوردن توزیع پتانسیل الکتریکی بایستی معادله پواسون-بولتزمن حل شود، همان طور

که در قسمت ۲-۳ ذکر شد برای حل تحلیلی معادله پواسون-بولتزمن از فرض تقریب دبای-هوکل برای

ساده‌سازی استفاده می‌شود؛ از آنجایی که هندسه مورد مطالعه دوبعدی می‌باشد معادله پواسون-بولتزمن برای دو صفحه موازی و در مختصات کارتزین حل می‌شود با استفاده از این فرض معادله ۲-۹ به صورت زیر به دست می‌آید:

$$\frac{\partial^2 \varphi(y)}{\partial y^2} = 2 \frac{(Ze)^2 c_0}{\epsilon \kappa_B T} \varphi(y) \quad (15-2)$$

با تعریف اعداد بی‌بعد زیر معادله فوق بی‌بعد می‌شود:

$$Y = \frac{y}{L} \quad (16-2)$$

$$\lambda_D = \left(\frac{\epsilon \kappa_B T}{2(Ze)^2 c_0} \right)^{1/2}$$

$$K = \left(\frac{2(Ze)^2 c_0}{\epsilon \kappa_B T} \right)^{1/2}$$

$$\chi = K \cdot L$$

$$\Psi(Y) = \frac{Ze}{\kappa_B T} \varphi(y)$$

و نهایتاً تا معادله بی‌بعد شده به صورت زیر خواهد بود:

$$\frac{\partial^2 \Psi(Y)}{\partial Y^2} = \chi^2 \Psi(Y) \quad (17-2)$$

همان‌طور که ملاحظه می‌شود، معادله ۲-۱۰ یک معادله دیفرانسیل معمولی است که با حل آن تابع پتانسیل به صورت زیر خواهد بود:

$$\Psi(Y) = C_1 e^{-\chi Y} + C_2 e^{\chi Y} \quad (18-2)$$

با اعمال شرایط مرزی زیر ثابت‌های معادله فوق به دست می‌آید.

$$\Psi(0) = \zeta \quad (19-2)$$

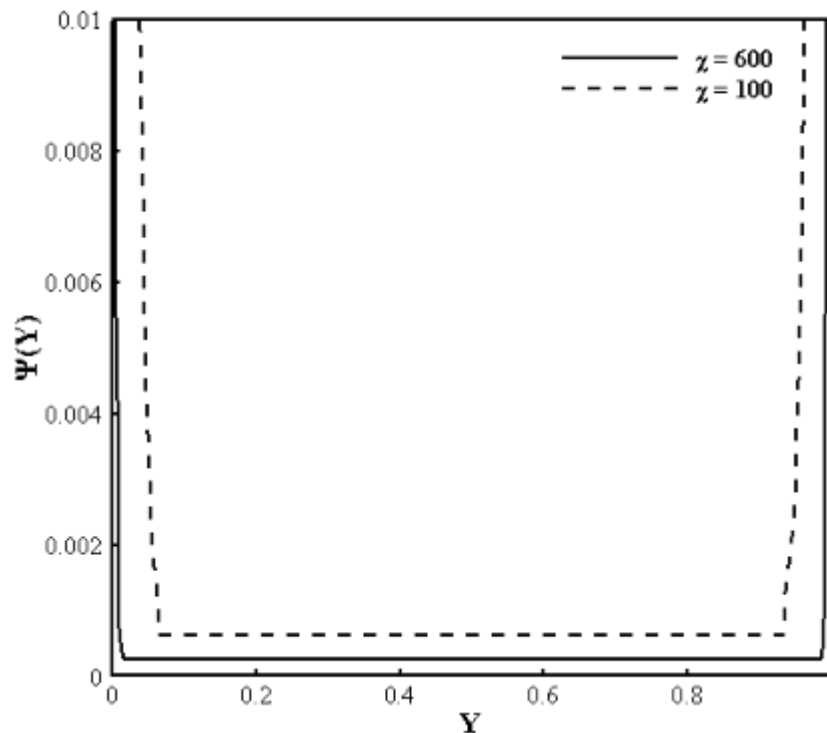
$$\Psi(1) = \beta \zeta$$

و ثابت‌های انتگرال‌گیری به صورت پارامتری زیر خواهد بود:

$$C_1 = \frac{\zeta(\beta - e^\chi)}{e^{-\chi} - e^\chi} \quad (20-2)$$

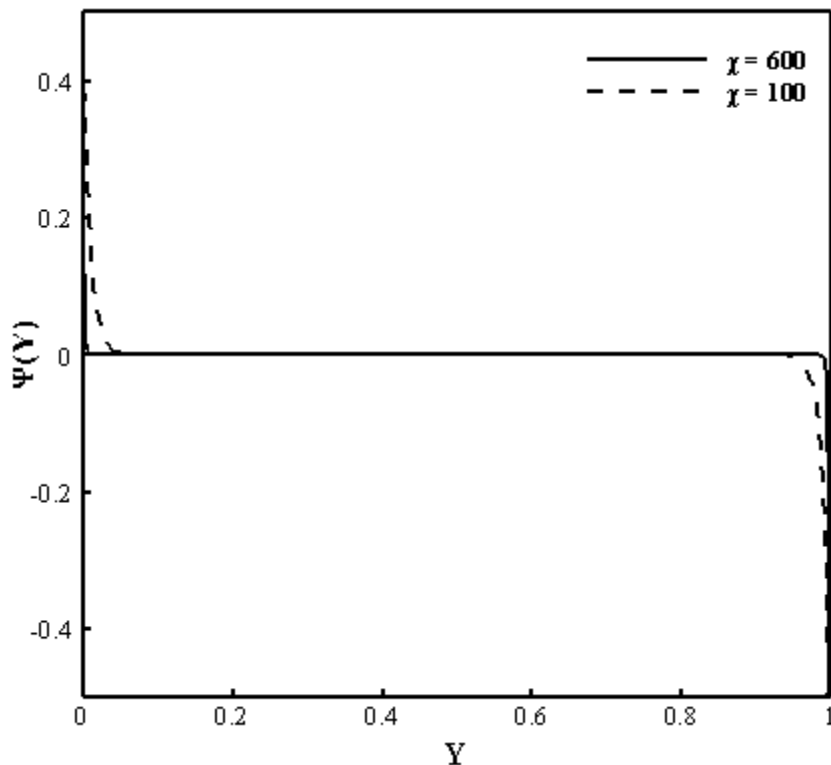
$$C_2 = -\frac{\zeta(-e^{-\chi} + \beta)}{e^{-\chi} - e^\chi} \quad (21-2)$$

با جایگذاری مقادیر $\zeta = 0.5$, $\beta = 1$, $\chi = 100 - 600$ نمودار پتانسیل به صورت شکل ۴-۲ خواهد بود:



شکل ۴-۲ نمودار توزیع پتانسیل الکتریکی برای مقادیر $\chi = 100$ و $\chi = 600$ و $\zeta = 0.5$

و با جایگذاری مقادیر $\zeta = 0.5$ ، $\beta = 1$ ، $\chi = 100 - 600$ نمودار پتانسیل به صورت زیر خواهد بود:



شکل ۲-۵ نمودار توزیع پتانسیل الکتریکی برای مقادیر $\chi = 100$ و $\chi = 600$ و $\zeta = -0.5$

۲-۵- حل تحلیلی معادله ممنتوم

برای حل سرعت در راستای x نیاز است که معادله ممنتوم در راستای x را حل کنیم و برای حل معادله ممنتوم، فرضیات زیر را در نظر گرفته می‌شود:

$$\rho = \text{Constant}$$

۱- سیال تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته می‌شود

$$\frac{\partial u}{\partial t} = 0$$

۲- حالت جریان دائم است

$$\frac{\partial u}{\partial x} = 0$$

۳- جریان توسعه‌یافته در ورودی کانال در نظر گرفته می‌شود

$$v(x, y) = 0$$

۴- با استفاده از معادله پیوستگی سرعت در راستای y صفر می‌شود

۵- جریان الکتروسموٹیک بدون گرادیان فشار حل می‌شود $\frac{\partial p}{\partial x} = 0$

با توجه به اینکه سیال تراکم‌ناپذیر و سرعت در راستای x توسعه‌یافته در نظر گرفته شده است، معادله پیوستگی به صورت زیر ساده می‌شود:

$$\frac{\partial}{\partial y} [(1 + \kappa y)\rho v] = 0 \quad (22-2)$$

$$v = \frac{C_1}{1 + \kappa y} \quad (23-2)$$

با اعمال شرایط مرزی $v(0) = 0$ و $v(1) = 0$ سرعت در راستای Y صفری شود $v = 0$

با نوشتن معادله ممنتوم در راستای x و در نظر گرفتن فرضیات فوق، معادله زیر به دست می‌آید:

$$\frac{1}{(1 + \kappa y)^2} \frac{\partial}{\partial y} [(1 + \kappa y)^2 \tau_{xy}] + \rho_e E_x = 0 \quad (24-2)$$

با توجه به اینکه سرعت در جهت y صفر است، تانسور تنش به صورت زیر ساده می‌شود:

$$\tau_{xy} = \mu \left(\frac{\partial u}{\partial y} - \frac{\kappa u}{1 + \kappa y} \right) \quad (25-2)$$

با قراردادن معادله ۲-۱۸ در ۲-۱۷ معادله ممنتوم به دست می‌آید

$$\frac{\mu}{(1 + \kappa y)^2} \frac{\partial}{\partial y} \left[(1 + \kappa y)^2 \left(\frac{\partial u}{\partial y} - \frac{\kappa u}{1 + \kappa y} \right) \right] + 2 \frac{(Ze)^2 c_0}{\epsilon \kappa_B T} \varphi(y) E_x = 0 \quad (26-2)$$

با تعریف اعداد بی‌بعد زیر و با تعریف پارامتر سرعت بی‌بعد [۴۷] معادله فوق بی‌بعد می‌شود:

$$\mathcal{K} = \kappa L \quad (27-2)$$

$$U = \frac{\mu}{\epsilon E_x} \frac{\kappa_B T}{Ze} u$$

و نهایتاً معادله بی بعد شده سرعت به شکل زیر خواهد بود :

$$\frac{1}{(1 + \mathcal{K}Y)^2} \frac{\partial}{\partial Y} \left[(1 + \mathcal{K}Y)^2 \left(\frac{\partial U}{\partial Y} - \frac{\mathcal{K}U}{1 + \mathcal{K}Y} \right) \right] + \chi^2 \Psi(y) = 0 \quad (28-2)$$

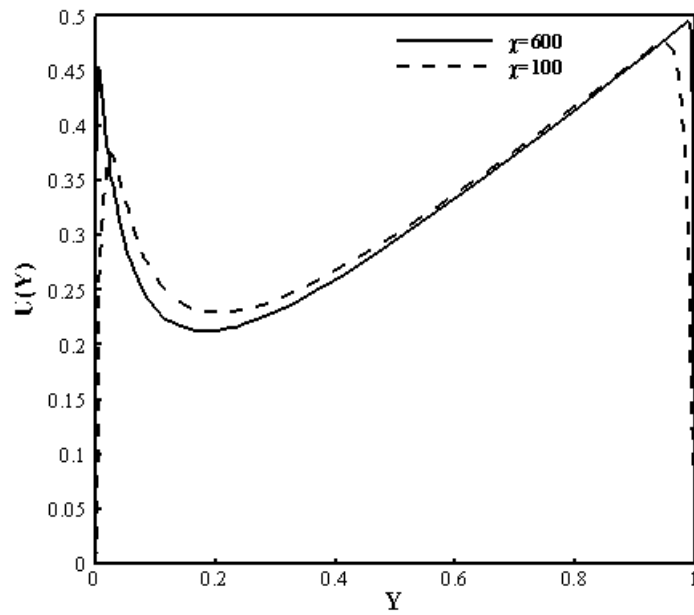
با جایگذاری تابع پتانسیل در معادله ۲۷-۲ معادله زیر به دست می آید:

$$\begin{aligned} & \frac{1}{(1 + \mathcal{K}Y)^2} \frac{\partial}{\partial Y} \left[(1 + \mathcal{K}Y)^2 \left(\frac{\partial U}{\partial Y} - \frac{\mathcal{K}U}{1 + \mathcal{K}Y} \right) \right] \\ & + \chi^2 \left(\left(\frac{\zeta(\beta - e^\chi)}{e^{-\chi} - e^\chi} \right) e^{-\chi Y} + \left(-\frac{\zeta(-e^{-\chi} + \beta)}{e^{-\chi} - e^\chi} \right) e^{\chi Y} \right) = 0 \end{aligned} \quad (29-2)$$

با حل معادله فوق سرعت جریان الکتروسموتیک به صورت زیر حاصل می شود:

$$\begin{aligned} U(Y) = & \frac{Y(2 + \mathcal{K}Y)(e^{-\chi}\chi - \mathcal{K}e^\chi + e^\chi\beta\chi + e^\chi\beta\mathcal{K}\chi - e^\chi\beta\mathcal{K})\zeta}{(1 + \mathcal{K}Y)(2e^\chi + \mathcal{K}e^\chi + 2 + \mathcal{K})\chi} \\ & + \frac{Y(2 + \mathcal{K}Y)(\mathcal{K} + \beta\mathcal{K} - \chi + \beta\chi + \beta\mathcal{K}\chi)\zeta}{(1 + \mathcal{K}Y)(2e^\chi + \mathcal{K}e^\chi + 2 + \mathcal{K})\chi} \\ & - \frac{\zeta(2e^\chi\beta\mathcal{K} - (e^\chi)^2\chi - (e^\chi)^2\mathcal{K} + \chi - \mathcal{K})}{(1 + \mathcal{K}Y)\chi((e^\chi)^2 - 1)} \\ & - \frac{\zeta(\beta e^\chi (e^{\chi Y})^2 Y \chi \mathcal{K} + e^\chi \beta (e^{\chi Y})^2 \chi}{\chi(e^\chi - 1)((e^\chi + 1)e^{\chi Y}(1 + \mathcal{K}Y)} \\ & - \frac{-e^\chi \beta \mathcal{K} (e^{\chi Y})^2 - \beta e^\chi Y \chi \mathcal{K} + (e^\chi)^2 Y \chi \mathcal{K}}{\chi(e^\chi - 1)((e^\chi + 1)e^{\chi Y}(1 + \mathcal{K}Y)} \\ & + \frac{\zeta(-(e^{\chi Y})^2 Y \chi \mathcal{K} - e^\chi \beta \chi - e^\chi \beta \mathcal{K} + (e^\chi)^2 \chi)}{\chi(e^\chi - 1)((e^\chi + 1)e^{\chi Y}(1 + \mathcal{K}Y)} \end{aligned} \quad (30-2)$$

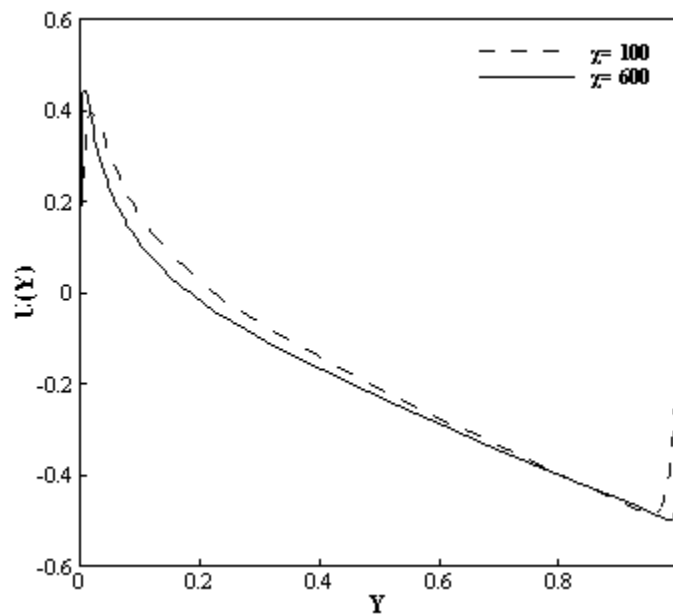
با جایگذاری مقادیر $\zeta = 0.5$ ، $\beta = 1$ ، $\chi = 100 - 600$ نمودار سرعت به صورت شکل ۲-۶ خواهد بود:



شکل ۶-۲ نمودار توزیع سرعت برای مقادیر $\chi = 100$ و $\chi = 600$ و $\zeta = 0.5$

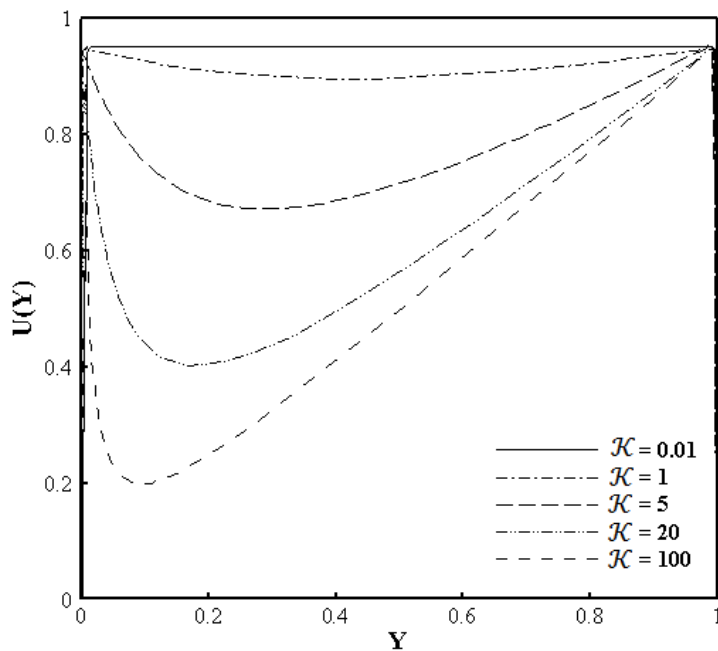
با جایگذاری مقادیر $\zeta = 0.5$ ، $\beta = 1$ ، $\chi = 100 - 600$ نمودار پتانسیل به صورت شکل ۷-۲ خواهد

بود:



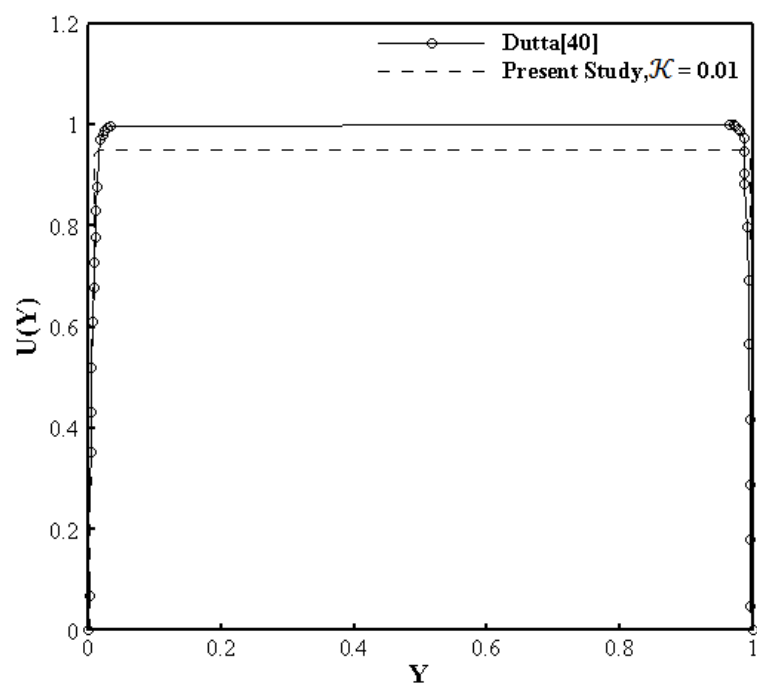
شکل ۷-۲ نمودار توزیع سرعت برای مقادیر $\chi = 100$ و $\chi = 600$ و $\zeta = -0.5$

نمودار توزیع سرعت برای شعاع انحنای متفاوت به صورت شکل ۸-۲ است.



شکل ۸-۲ توزیع سرعت برای شعاع انحنای متفاوت

نمودار فوق به ازای $\chi = 1000$ و $\zeta = 1$ و برای مقادیر متفاوت \mathcal{K} رسم شده است، همان‌طور که ملاحظه می‌شود هرچه مقدار \mathcal{K} بزرگ‌تر باشد شعاع انحنای کانال کمتر است و هرچه مقدار \mathcal{K} کوچک‌تر باشد شعاع انحنای کانال بیشتر است. از شکل ۸-۲ می‌توان نتیجه گرفت که با افزایش شعاع انحنای شکل توزیع سرعت کانال منحنی‌شکل به توزیع سرعت کانال مستقیم نزدیک می‌شود. برای اعتبار سنجی حل تحلیلی میدان سرعت نیز از همین منطق استفاده می‌شود و با افزودن به شعاع انحنای کانال نتایج کانال مستقیم حاصل می‌شود.



شکل ۹-۲ توزیع سرعت برای کانال منحنی شکل ($\mathcal{K} = 0.01$) و کانال صاف [۴۰]

در شکل ۹-۲ مشاهده می‌شود که برای شعاع انحنا زیاد توزیع سرعت کانال منحنی شکل به پژوهش دیوتا [۴۰] نزدیک است.

۳- فصل سوم: معادلات حاکم و شرایط مرزی هندسه

سه بعدی

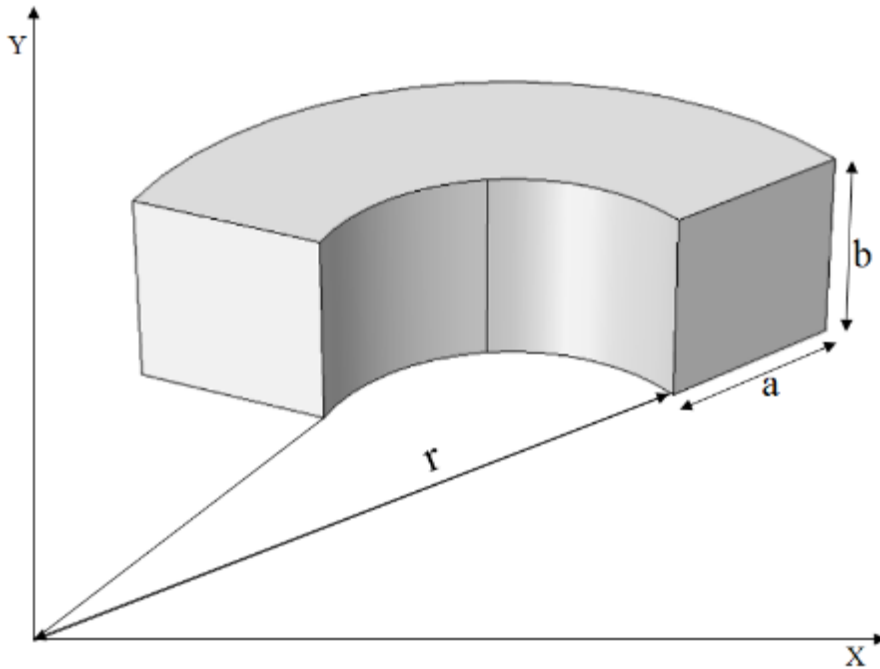
۳-۱- مقدمه

در این فصل معادلات حاکم بر توزیع انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک در میکروکانال منحنی سه‌بعدی بررسی می‌شود، جریان الکتروسموتیک سیال نیوتنی با دمای ۲۹۳ کلوین وارد میکروکانال سه‌بعدی که دو سطح بالایی و پایینی آن عایق و دو سطح دیوار خارجی و داخلی آن دارای دمای ۳۰۰ کلوین می‌باشد؛ وارد می‌شود. توزیع بار پتانسیل الکتریکی برای دیوار بالایی و پایینی میکروکانال صفر و برای دیوارهای داخلی و خارجی $0.5 \frac{mV}{\mu m^2}$ می‌باشد. برای مشخص شدن توزیع دما و سایر پارامترهای حاکم بر این فیزیک می‌بایست معادلات کوپله شده (۱) پتانسیل الکتریکی (۲) ممنتوم (۳) انرژی، حل شوند. فرضیات انجام‌شده برای شبیه‌سازی توزیع دمای جریان الکتروسموتیک میکروکانال منحنی سه‌بعدی به شرح زیر خواهد بود:

- فرض شده است که توزیع یون‌ها در خارج لایه الکتریکی دوگانه یکنواخت است و چگالی بار محلی در این ناحیه صفر است، بنابراین برای محاسبه پتانسیل الکتریکی می‌توان از معادله لاپلاس استفاده کرد.
- میدان الکتریکی DC به سیستم اعمال می‌شود.
- سیال نیوتونی و غیرقابل تراکم در داخل کانال در جریان است.
- از رابطه هلمهولتز-اسمولوچوفسکی برای محاسبه سرعت لغزشی روی دیواره کانال استفاده می‌شود.
- طول دبای (λ_D) را مقایسه با ابعاد کانال ناچیز است.

طول دبای (λ_D) بیانگر ضخامت لایه الکتریکی دوگانه است و مطابق رابطه ۲-۱۱ محاسبه می‌شود. در این رابطه K_B ثابت بولتزمن است، T دمای محلول الکترولیت و c_0 غلظت یون‌های موجود در محلول می‌باشد. می‌بایست توجه نمود که طول دبای وابسته به خواص سطح جامد نمی‌باشد بلکه وابسته به خصوصیات سیال از جمله غلظت یون‌های موجود و مقدار والانس یون‌های محلول Z می‌باشد. به‌عنوان نمونه طول دبای برای محلول KCL با غلظت $10^3 M$ و $10^{-1} M$ به ترتیب $9.6 nm$ و $304.0 nm$ است،

برای آب خالص با غلظت یون $10^{-2} M$ و $10^{-6} M$ طول دبای به ترتیب 3 nm و 304.0 nm است. شکل ۱-۳ هندسه مطالعه شده در این پایان نامه را نشان می دهد. در این هندسه جریان الکتروسموتیک سیال نیوتنی با دمایی کمتر نسبت به دیوارهای داخلی و خارجی وارد کانال سه بعدی می شود. در ادامه معادلات و شرایط مرزی مورد نیاز برای شبیه سازی توزیع انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک میکروکانال منحنی سه بعدی توضیح داده می شود.



شکل ۱-۳ هندسه سه بعدی مدل سازی

۳-۲- توزیع پتانسیل الکتریکی

با استفاده از معادله پواسون-بولتزمن (معادله ۲-۱۳) می توان توزیع پتانسیل الکتریکی را در ناحیه حل به دست آورد. در معادله ۲-۳، $\varphi(x)$ پتانسیل الکتریکی ناشی از میدان الکتریکی خارجی است، همچنین ϵ_0 و ϵ به ترتیب گذردهی خلأ و ثابت دی الکتریک می باشند. ρ_e چگالی بار آزاد محلول است. در این مطالعه فرض شده که چگالی بار خالص محلول صفر است و محلول از نظر بار الکتریکی خنثی است بنابراین $\rho_e \approx 0$ خواهد بود. معادله پواسون تبدیل به معادله لاپلاس می شود.

$$\nabla^2 \phi_e = 0 \quad (1-3)$$

بنابراین پتانسیل الکتریکی ϕ_e از طریق حل معادله لاپلاس محاسبه می‌شود. شرایط مرزی لازم برای حل پتانسیل الکتریکی در ادامه بیان شده است.

$$\vec{n} \cdot \vec{\nabla} \phi = 0 \quad \text{روی دیواره بالایی و پایینی کانال} \quad (2-3)$$

$$\phi = \phi_0 \quad \text{روی دیواره ورودی کانال}$$

$$\phi = 0 \quad \text{روی دیواره خروجی کانال}$$

در اینجا \vec{n} بردار یکه نرمال روی سطح جامد است که به سمت سیال اشاره می‌کند.

۳-۳- توزیع سرعت سیال

فرض شده است که سیال تراکم ناپذیر و نیوتونی در داخل کانال جریان دارد و برای محاسبه توزیع سرعت جریان سیال از معادلات پیوستگی و ناویراستوکس مطابق روابط زیر استفاده می‌شود.

$$\nabla \cdot U = 0 \quad (3-3)$$

$$\rho \left[\frac{\partial U}{\partial t} + U \cdot \nabla U \right] = -\nabla p + \mu \nabla^2 U + E \rho_e \quad (4-3)$$

در این روابط μ و ρ به ترتیب لزجت و چگالی سیال می‌باشند، همچنین U سرعت سیال و ∇p گرادیان فشار است. از آنجاکه عدد رینولدز در جریان‌های میکرو بسیار کوچک است ($Re \ll 1$)، بنابراین می‌توان جمله جابجایی $U \cdot \nabla U$ در سمت چپ معادله ممنتوم را حذف کرد، از طرفی چگالی بار تنها روی دیواره داخلی و خارجی کانال مقداری غیر صفر است و در سایر نقاط صفر است، بنابراین می‌توان شرط مرزی سرعت لغزشی را جایگزین ترم نیروی حجمی نمود و این ترم را از معادله ناویراستوکس حذف نمود به‌این ترتیب معادله ۴-۳ به فرم زیر درمی‌آید.

$$\rho \frac{\partial U}{\partial t} = -\nabla p + \mu \nabla^2 U \quad (5-3)$$

شرایط مرزی برای محاسبه توزیع سرعت سیال به صورت زیر است.

$$p = 0 \quad \text{در ورودی و خروجی کانال} \quad (۳-۶)$$

$$U_{slip,W} = -\frac{\varepsilon_0 \varepsilon \zeta_W}{\mu} \vec{E} \quad \text{روی دیواره داخلی و خارجی میکرو کانال}$$

$$U = 0 \quad \text{روی دیواره بالایی و پایینی}$$

برای محاسبه توزیع سرعت فرض شده که جریان سیال تنها به واسطه پدیده الکتروکنتیک ایجاد می شود و گرادیان فشار در طول کانال وجود ندارد. در این روابط میدان الکتریکی محلی بر حسب رابطه $E = -\nabla\phi_e$ محاسبه می شود. ζ_W زتا پتانسیل روی دیواره کانال می باشد.

۳-۴- توزیع انتقال حرارت

برای شبیه سازی توزیع انتقال حرارت از روابط زیر استفاده می شود.

$$\rho C_p \frac{DT}{Dt} = \nabla \cdot \kappa \nabla T + \mu \Phi + \sigma E^2 \quad (۳-۷)$$

در رابطه فوق μ و ρ و C_p به ترتیب لزجت و چگالی و ظرفیت گرمای ویژه سیال در فشار ثابت می باشند. T دمای سیال، σ و E به ترتیب رسانش الکتریکی و میدان الکتریکی اعمال شده دوسر میکروکانال و عبارت σE^2 بیانگر گرمایش ژول می باشد. در معادله ۳-۷ ترم اتلافات حرارتی تنها در محدوده δ_{90} [۴۰] مؤثر است (جایی است (سرعت محلی از U_{HS} تا صفر متغیر است) اما گرمایش ژول ناشی از جریان الکتریکی به طور یکنواخت در سراسر حجم کانال رخ می دهد. از این رو با توجه به فرض نازک بودن لایه دمای و کوچک بودن نسبت لایه دمای به ضخامت کانال؛ نسبت اتلافات حرارتی به گرمایش ژول ناچیز در نظر گرفته می شود و از ترم اتلافات حرارتی صرف نظر می شود.

شرایط مرزی برای وقتی که دیواره های داخلی و خارجی دما ثابت و دیواره های بالایی و پایینی

هستند به صورت رابطه (۸-۳) خواهد بود:

$$\vec{n} \cdot q = 0 \quad \text{روی دیواره‌های بالایی و پایینی میکرو کانال} \quad (۸-۳)$$

$$T_w = 300 \quad \text{روی دیواره‌های داخلی و خارجی میکرو کانال}$$

$$T_i = 293 \quad \text{دمای ورودی کانال که برابر با دمای ورودی سیال است}$$

۳-۵- بی بعدسازی روابط

برای بی بعد سازی پارامترهای مورد استفاده در شبیه سازی، از همان روابط بی بعد شده‌ای که در فصل قبل به دست آمدند، استفاده می شود و علاوه بر روابط قبلی پارامتر مربوط دما به صورت رابطه (۳-۹) بی بعد می شود.

$$\theta = \frac{T - T_w}{T_i - T_w} \quad (۹-۳)$$

که در رابطه فوق T_w دیواره کانال و T_i دمای ورودی سیال است.

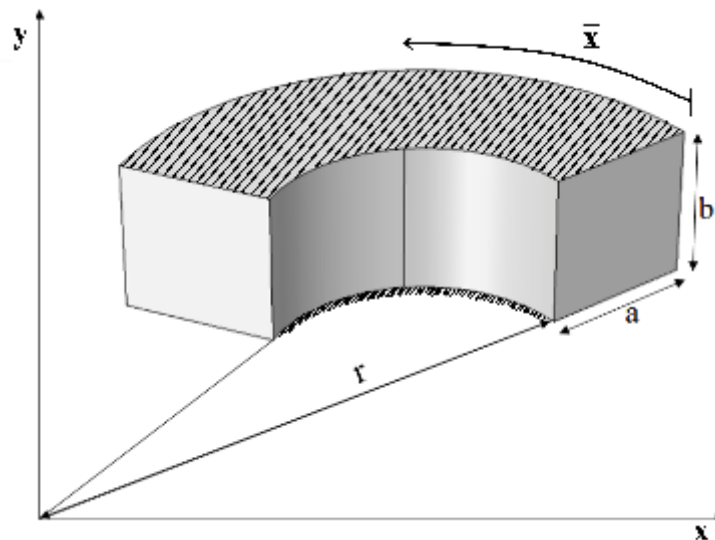
۴- نتایج

۴-۱- مقدمه

در این فصل نتایج مربوط به شبیه‌سازی و نتایج مربوط به اعتبارسنجی و استقلال از شبکه و همچنین مطالعه پارامترهای تأثیرگذار مورد بحث قرار خواهد گرفت.

۴-۲- هندسه تعریف شده

همان‌طور که در شکل ۴-۱ ملاحظه می‌شود هندسه مورد مطالعه در این پژوهش میکروکانال سه‌بعدی منحنی می‌باشد که a نشان‌دهنده عرض کانال b نشان‌دهنده ارتفاع کانال، r نمایانگر شعاع انحنای کانال و متغیر \bar{x} بیانگر طول انحنای کانال می‌باشد. در این شبیه‌سازی همان‌طور که در شکل مشاهده می‌شود دیوارهای بالایی و پایینی هندسه عایق هستند و شرایط مرزی دما ثابت و شار ثابت به دیوارهای داخلی و خارجی اعمال می‌شود.



شکل ۴-۱ هندسه سه‌بعدی تعریف شده

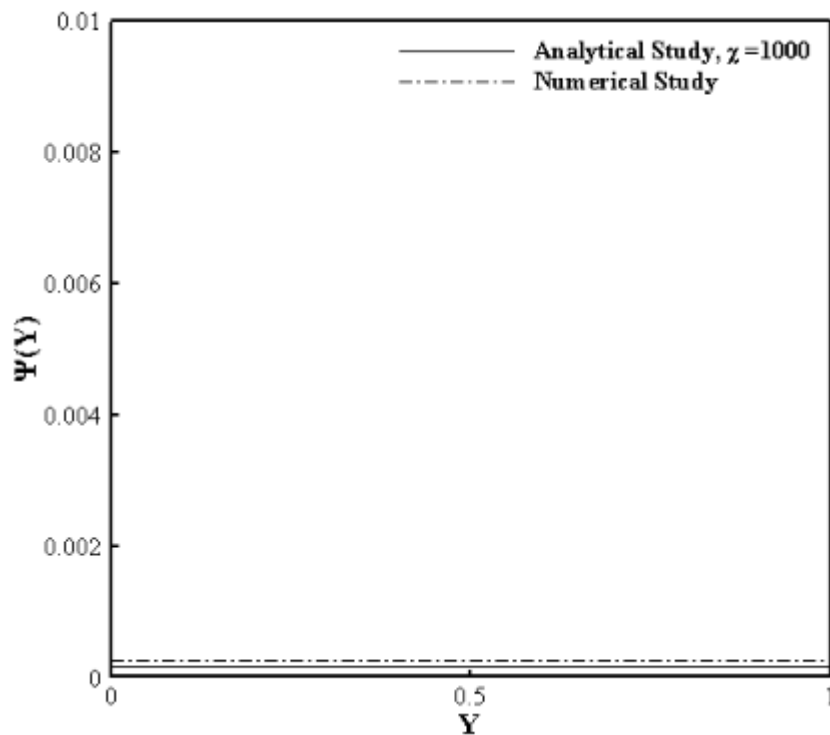
خصوصیات فیزیکی محلول الکترولیت و ثوابت بکار رفته در مدل‌سازی میکروکانال سه‌بعدی در جدول ۴-۱ بیان شده است. ناحیه محاسباتی با استفاده از مش مثلثی غیر ساختاریافته شبکه‌بندی شد. مدل ریاضی ارائه شده برای شبیه‌سازی میکروکانال سه‌بعدی، توسط نرم‌افزار تجاری کامسول 5.3a حل شده است.

80	ثابت دی الکتریک، ϵ
8.854×10^{-12}	گذردهی خلأ، ϵ_0 [C/V.m]
0.9×10^{-3}	لزجت سیال، μ [kg/m.s]
998	چگالی سیال، ρ [kg/m ³]
0.5~2	زتا پتانسیل روی دیواره کانال بر واحد سطح، ζ [$\frac{mV}{\mu m^2}$]
5	عرض کانال، a [μm]
5	ارتفاع کانال، b [μm]
100~500	پتانسیل الکتریکی دو سر کانال بر واحد طول V_{ext} [$\frac{mV}{mm}$]
120	زاویه انحنای کانال [deg]

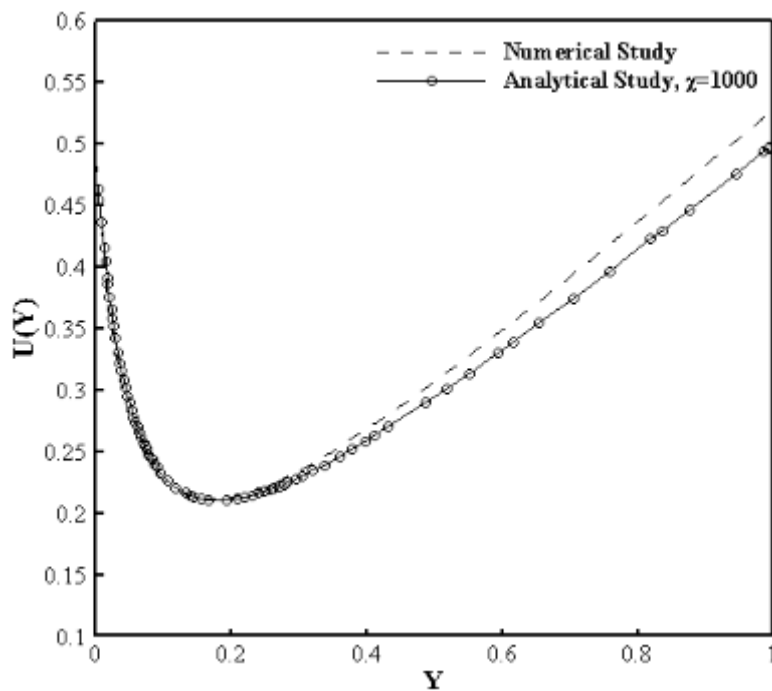
جدول ۴-۱ ثوابت مورد استفاده در شبیه سازی عددی

۴-۳- اعتبارسنجی

برای بررسی اعتبارسنجی، ابتدا از حل تحلیلی که در فصل قبل مورد بررسی تحلیلی قرار گرفت استفاده می شود به این صورت که توزیع پتانسیل الکتریکی و پروفیل سرعت به دست آمده از فصل قبل را با توزیع پتانسیل الکتریکی و پروفیل سرعت به دست آمده از شبیه سازی، مورد مقایسه قرار می گیرد. سپس شبیه سازی پژوهش لی [۳۵] که توزیع انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک به همراه گرادیان فشار در میکروکانال صاف انجام شده است. سپس با بررسی میکروکانال منحنی شکل و با افزودن به شعاع انحنای $(a/r = 0.0125)$ مقایسه ای با کانال صاف صورت گرفته است. از طرفی برای اعتبارسنجی مدل های سه بعدی با افزودن به ارتفاع میکروکانال $(a/b = 0.0125)$ کانال دوبعدی و سه بعدی تحت مقایسه قرار می گیرد.

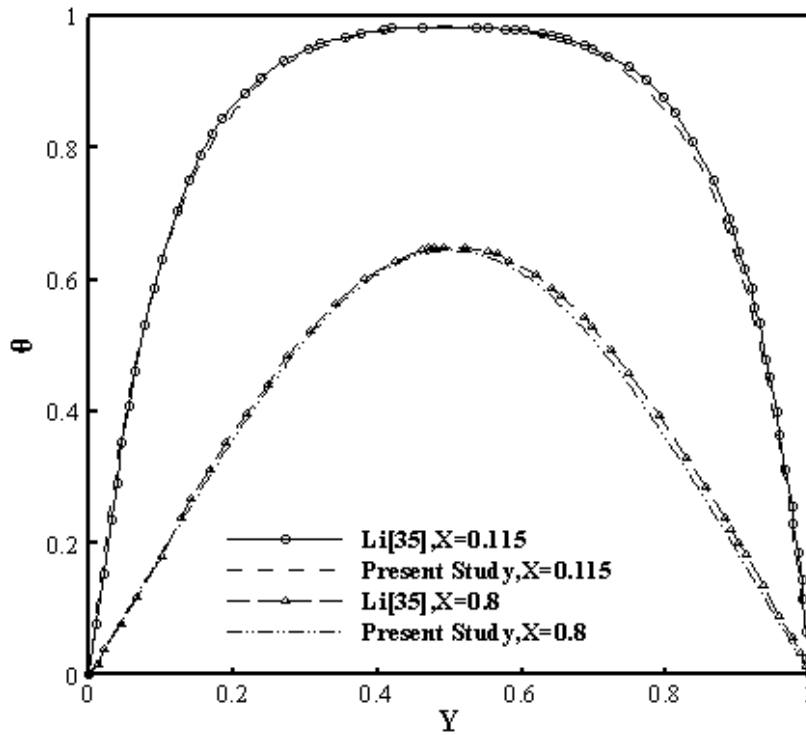


شکل ۲-۴ مقایسه توزیع پتانسیل الکتریکی برای حل تحلیلی و حل عددی



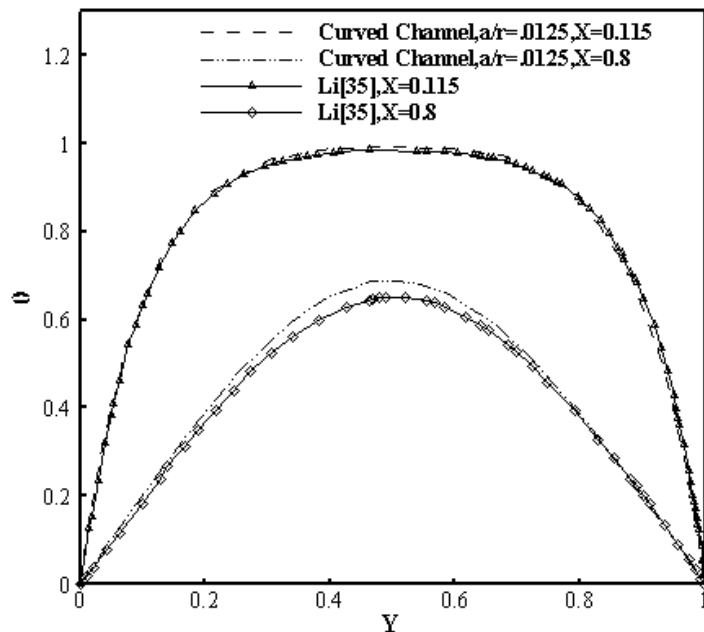
شکل ۳-۴ مقایسه پروفیل سرعت بی بعد برای حل تحلیلی و حل عددی

همان طور که در شکل ۲-۴ و ۳-۴ مشاهده می شود توزیع پتانسیل الکتریکی و پروفیل سرعت بی بعد که در فصل قبل به دست آمد با دقت قابل قبولی با نتایج به دست آمده از حل عددی تطابق دارد.



شکل ۴-۴ شبیه‌سازی توزیع دما برای پژوهش لی

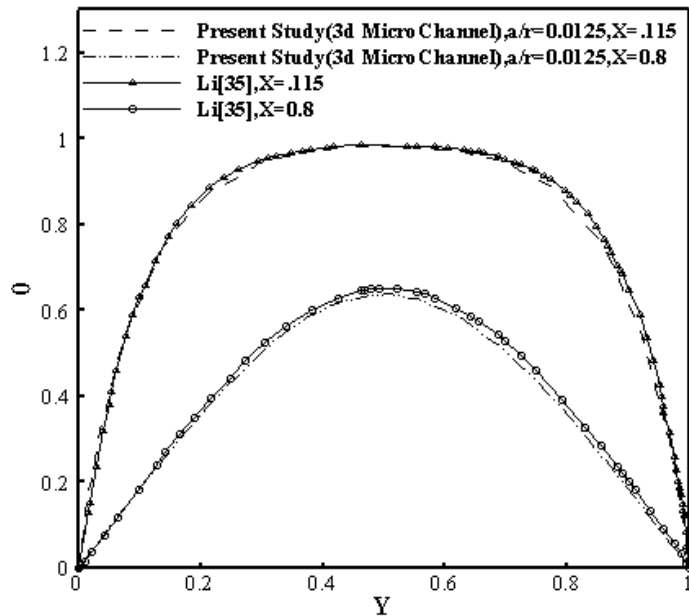
اعتبارسنجی فوق برای توزیع انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک در میکروکانال صاف می‌باشد که انتقال حرارت جریان الکتروسموتیک به همراه گرادیان فشار را مورد بررسی قرار داده است شبیه‌سازی فوق پژوهش لی [۳۵] تحت شرایط مرزی دما ثابت و با در نظر گرفتن اتلافات حرارتی ناشی از ویسکوزیته و به صورت عددی مورد بررسی قرار گرفته است.



شکل ۴-۵ توزیع دمای پژوهش لی و میکروکانال منحنی با شعاع انحنای زیاد ($a/r = 0.0125$)

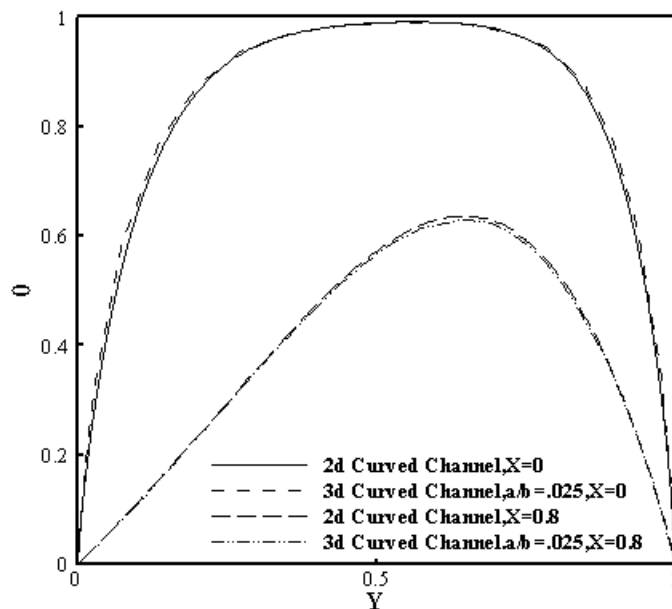
در شکل فوق با کاهش نسبت عرض میکروکانال به طول شعاع انحنا در میکروکانال منحنی شکل، نتایج حاصل بایستی به نتایج موردنظر به میکروکانال صاف نزدیک باشد. شکل فوق مقایسه توزیع دمای میکروکانال دوبعدی منحنی شکل با شعاع انحنای نسبتاً زیاد با توزیع دمای میکروکانال صاف را در دو مقطع متفاوت را نشان می دهد.

برای بررسی اعتبار سنجی میکروکانال های سه بعدی؛ با افزایش ارتفاع میکروکانال سه بعدی بایستی نتایج، به میکروکانال دوبعدی نزدیک شود.



شکل ۴-۶ توزیع دما برای میکروکانال دوبعدی صاف و میکروکانال سه بعدی صاف ($a/b = 0.0125$)

شکل فوق اعتبارسنجی میکروکانال صاف سه بعدی با میکروکانال صاف دوبعدی را نشان می دهد که با افزودن ارتفاع کانال سه بعدی با به عبارت دیگر با کاهش نسبت عرض میکروکانال به ارتفاع آن را نشان می دهد.



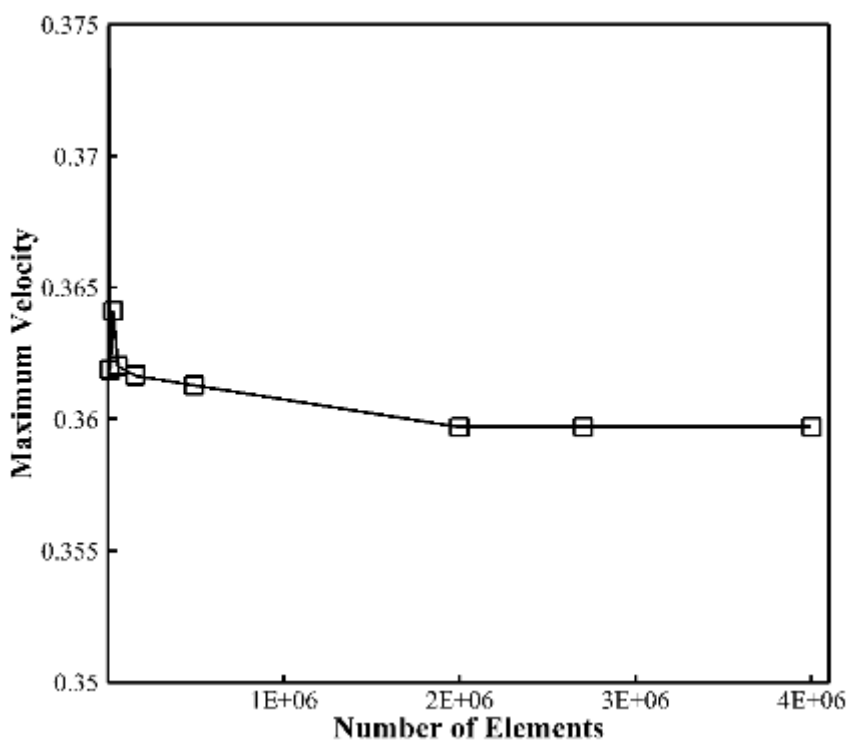
شکل ۴-۷ مقایسه توزیع انتقال حرارت میکروکانال دوبعدی خمیده با میکروکانال سه بعدی خمیده ($a/b = 0.0125$)

برای اعتبارسنجی میکروکانال منحنی شکل سه بعدی منحنی شکل با افزایش ارتفاع (کاهش نسبت عرض

به ارتفاع) میکروکانال سه بعدی بایستی نتایج میکروکانال سه بعدی به نتایج میکروکانال دوبعدی نزدیک شود.

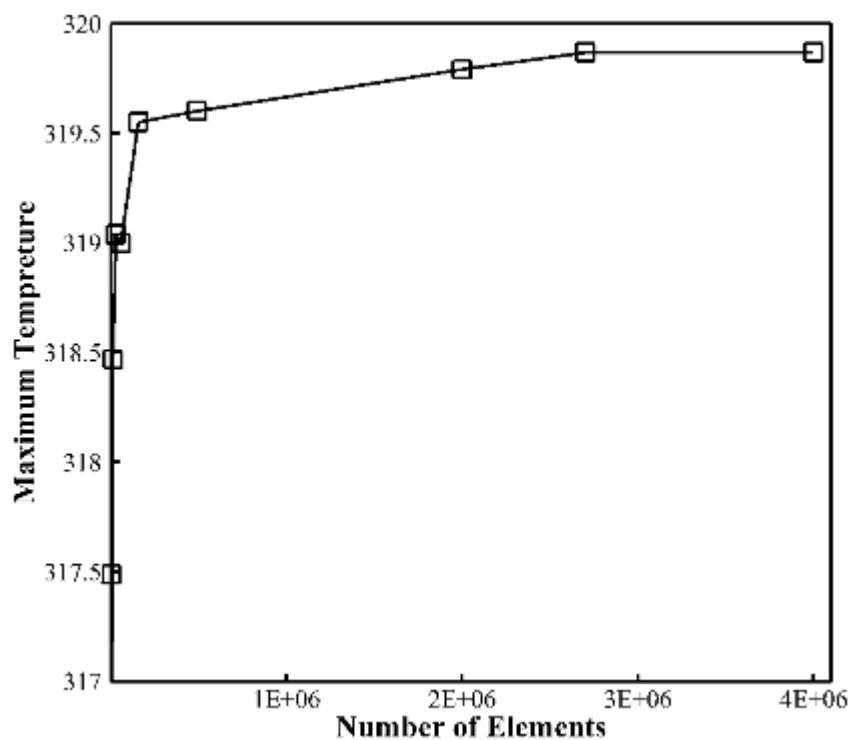
۴-۴- مطالعه استقلال نتایج از شبکه بندی ناحیه حل

در این پژوهش از مش بی سازمان برای شبکه بندی ناحیه حل استفاده شده است. مش بی سازمان این اجازه را می دهد تا اثر مرزهای دارای انحنا به خوبی در نظر گرفته شود. همان طور که در شکل ۴-۷ و ۴-۸ مشاهده می شود مطالعه مش بندی را برای مقادیر متفاوتی از المان ها بررسی شده است



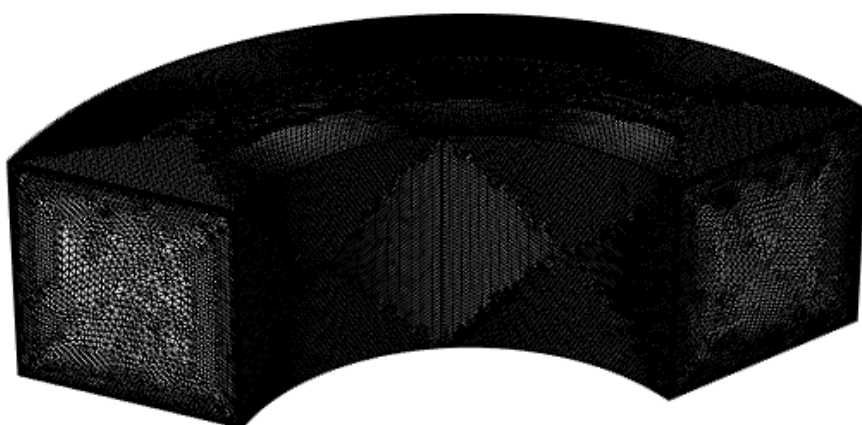
شکل ۴-۸ مطالعه مش بندی بیشترین مقدار سرعت برای تعداد المان های متفاوت

با توجه به اینکه سرعت در این تحقیق دارای اهمیت بسزایی می باشد مطالعه مش بندی را برای بیشترین مقدار سرعت در طول کانال بررسی شده است. همان طور که در شکل ۴-۷ قابل مشاهده است، شبکه بندی با تعداد المان ۲۷۰۰۰۰۰ از تقریب خوبی برخوردار می باشد.



شکل ۹-۴ مطالعه مش بندی بیشترین مقدار دما برای تعداد المان‌های متفاوت

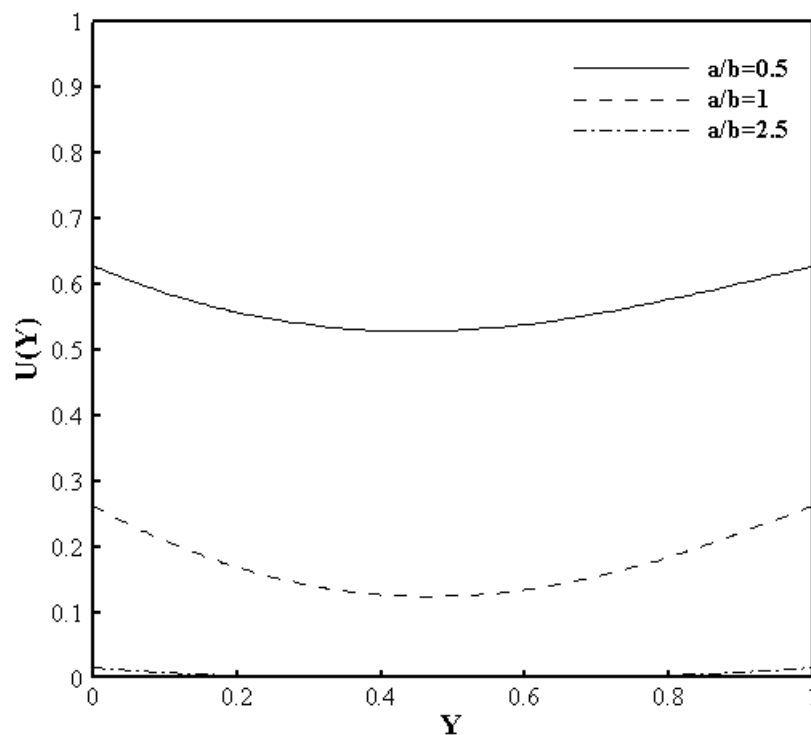
با توجه به شکل ۸-۴ مقدار ۲۷۰۰۰۰۰ المان هم برای بیشترین مقدار دما و با توجه به شکل ۴-۴
 ۷ برای بیشترین مقدار سرعت نیز معتبر می‌باشد؛ که در شکل ۴-۱۰ شبکه‌بندی برای تعداد المان
 ۲۷۰۰۰۰۰ قابل مشاهده می‌باشد.



شکل ۴-۱۰ مش بندی هندسه سه‌بعدی برای تعداد المان ۲۷۰۰۰۰۰

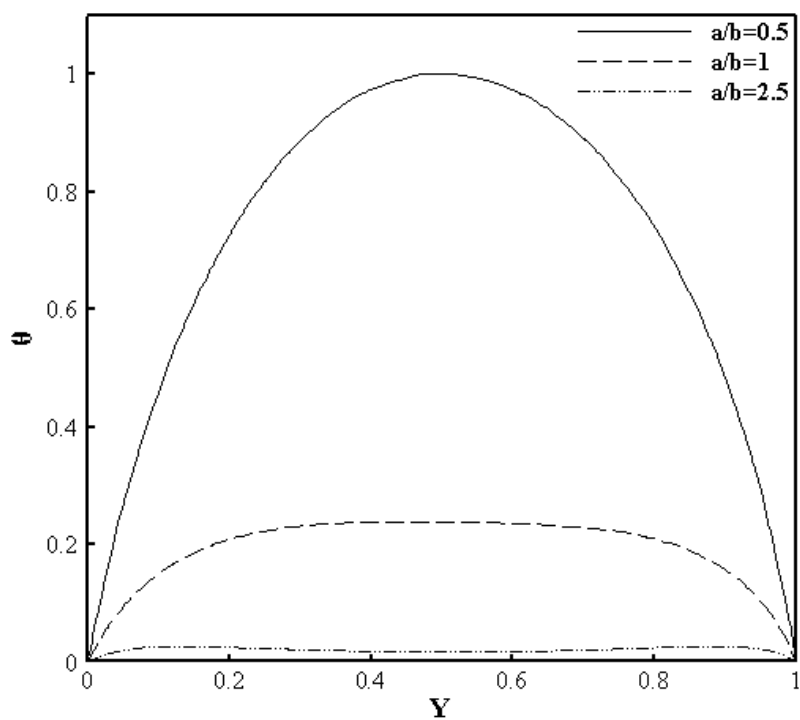
۴-۵- مطالعه پارامترهای هندسی

یکی از پارامترهایی که در این تحقیق بررسی شده است، مطالعه پارامترهای هندسی می‌باشد. با تعریف نسبت عرض کانال به ارتفاع کانال (a/b) توزیع دما در مقاطع متفاوتی از طول منحنی مورد مقایسه قرار گرفته است. برای این بررسی، با ثابت گرفتن عرض کانال a و تغییر ارتفاع کانال b شبیه-سازی انجام شده است. برای تحلیل بهتر، توزیع سرعت برای نسبت عرض کانال به ارتفاع کانال (a/b)، برای سه نسبت متفاوت، ارائه شده است.

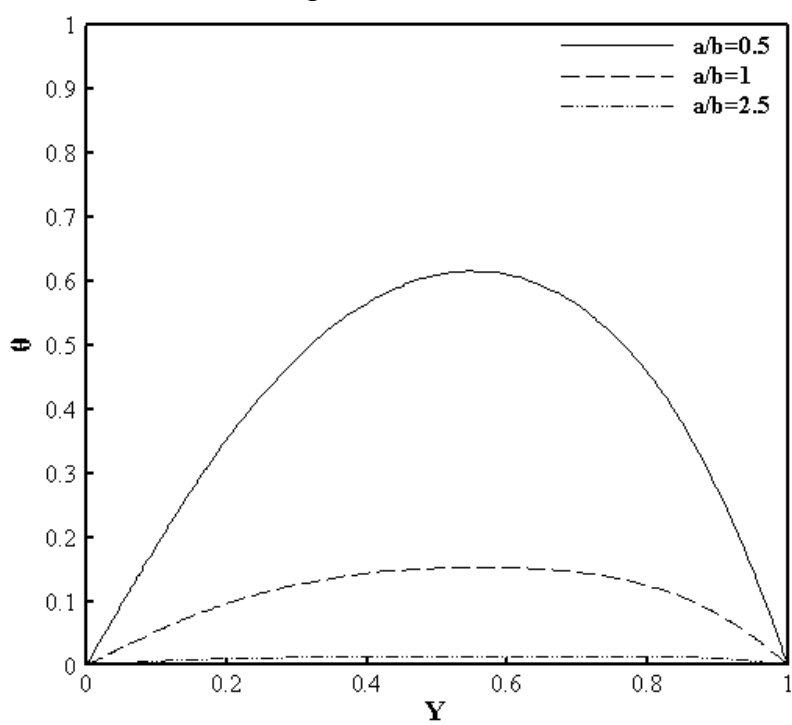


شکل ۴-۱۱ توزیع سرعت برای نسبت‌های متفاوت (a/b)

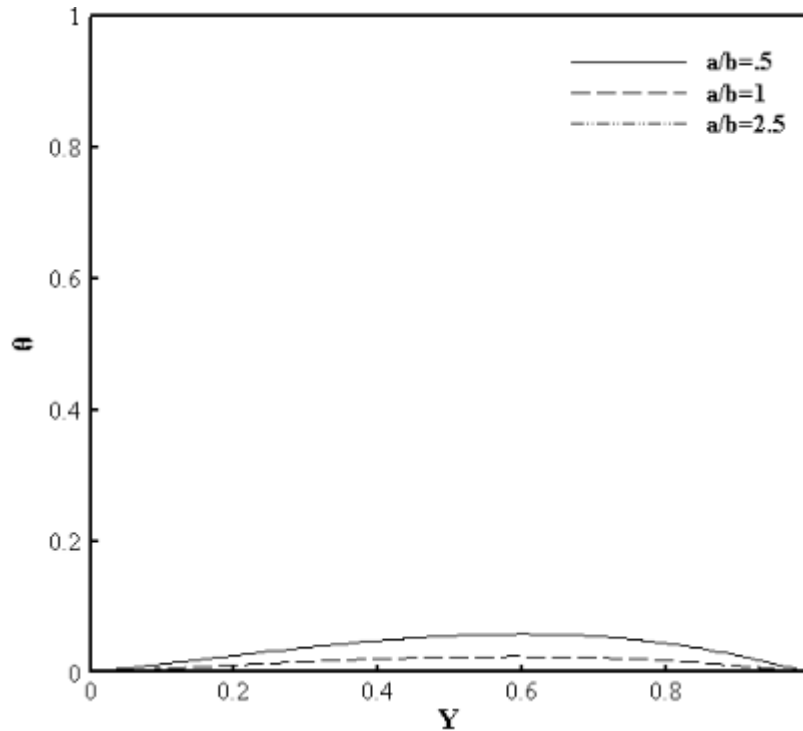
توزیع سرعت برای $\zeta = 0.5 \left[\frac{mV}{\mu m^2} \right]$ ، $V_{ext} = 100 \left[\frac{mV}{mm} \right]$ ، $(a = 5, b = 10, 5, 2)$ به ازای سه نسبت متفاوت (a/b) نشان داده شده است. همان‌طور که مشاهده می‌شود برای وقتی که ارتفاع کانال (b) بزرگ‌تر باشد، پتانسیل زتای سطح دیواره کانال، بیشتر خواهد بود و سرعت افزایش می‌یابد در نتیجه ماکزیمم سرعت نسبت به سایر ابعاد بیشتر می‌شود.



شکل ۴-۱۲ مطالعه نسبت ابعادی توزیع دما در $\bar{X} = 0.002$



شکل ۴-۱۳ مطالعه نسبت ابعادی توزیع دما در $\bar{X} = 0.02$

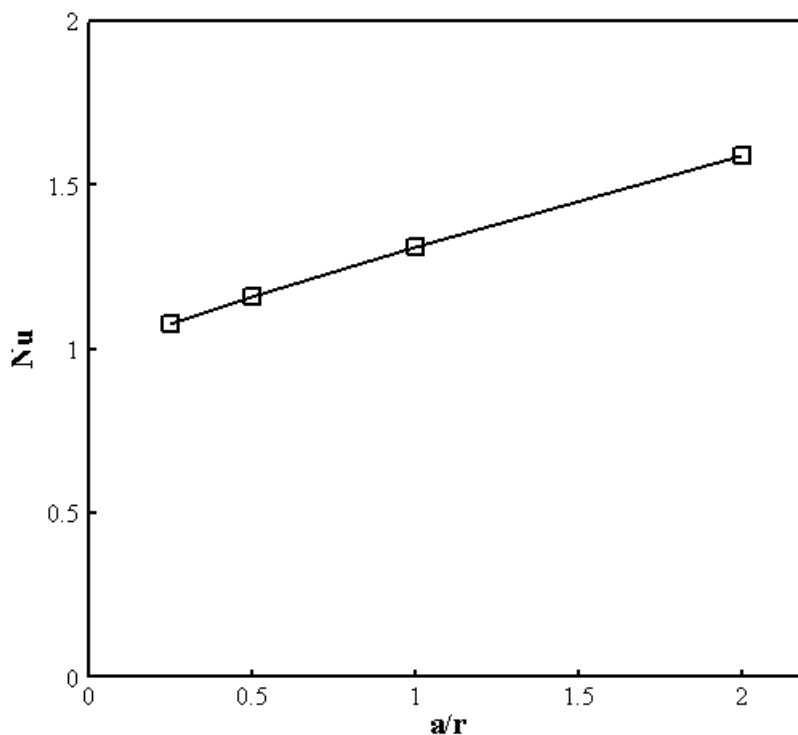


شکل ۴-۱۴ مطالعه نسبت ابعادی توزیع دما در $\bar{X} = 0.2$

همان‌طور که در شکل‌های ۴-۱۱، ۴-۱۲ و ۴-۱۳ نشان داده شده است، توزیع دما برای نسبت‌های ابعادی متفاوت در مقاطع مختلفی از کانال بررسی شده است. با توجه به شکل ۴-۹، در مطالعه ابعادی، هنگامی که ارتفاع کانال در این سه نسبت افزایش یابد، پتانسیل زتای سطح دیوار کانال بیشتر و در نتیجه آن سرعت افزایش می‌یابد؛ بدیهی است که با افزایش ارتفاع کانال، سرعت جریان الکتروسموتیک و مقدار دبی در هر سطح مقطع کانال افزایش یافته و در نتیجه سیال انرژی حرارتی بیشتری از سطوح دیواره‌ها دریافت می‌کند که این اختلاف در هر سه نمودار قابل مشاهده است. از آنجایی که بیشترین سرعت بر روی دیواره خارجی قرار دارد، سیالی که در نزدیکی دیواره خارجی قرار دارد فرصت کمتری برای انتقال انرژی دارد که این علت انحراف توزیع دما به سمت دیواره خارجی می‌باشد.

۴-۶- تأثیر شرط مرزی شار ثابت برای شعاع انحنای متفاوت

با تعریف نسبت عرض کانال به شعاع انحنای کانال (a/r) و با اعمال یک توان حرارتی ثابت به چهار کانال با شعاع انحنای متفاوت؛ اثر شعاع انحنای متفاوت بررسی می‌شود. شرایط مرزی به این صورت است که سه دیوار بالایی و پایینی و خارجی عایق حرارتی هستند و شار حرارتی متفاوتی به دیواره داخلی این کانال‌ها وارد می‌شود.

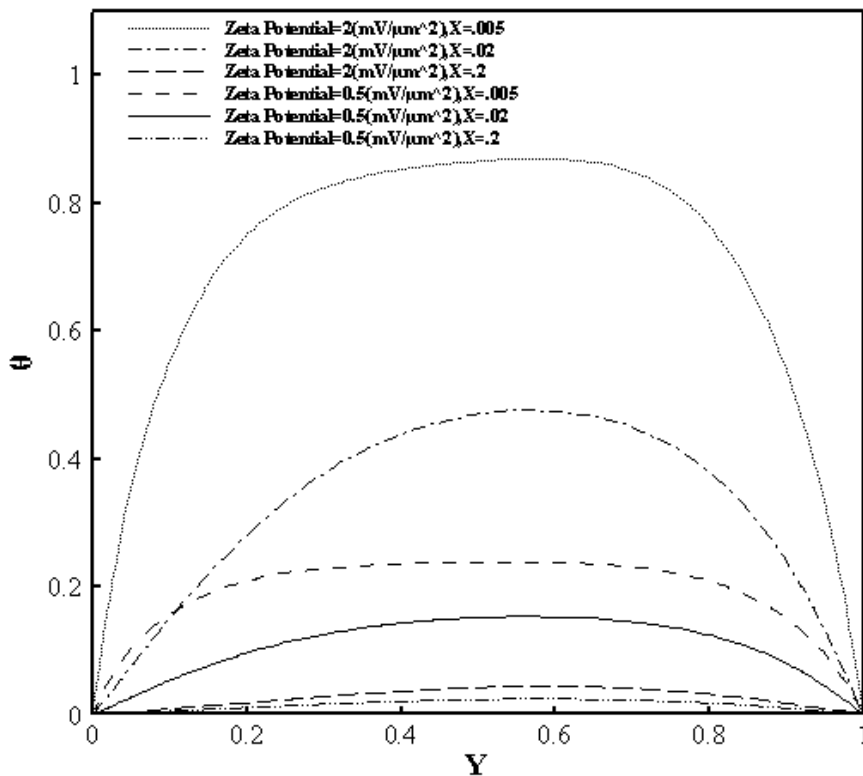


شکل ۴-۱۵ مقادیر ناسلت برای نسبت‌های متفاوت (a/r)

همان‌طور که در شکل (۴-۱۴) مشاهده می‌شود با اعمال توان حرارتی ثابت یا به عبارت دیگر با اعمال شار گرمایی متفاوت به دیوار داخلی کانال؛ این نتیجه دریافت می‌شود که با اعمال توان حرارتی ثابت به چهار کانال با شعاع انحنای متفاوت عدد ناسلت برای نسبت‌های متفاوت (a/r) به ترتیب از کانال‌های با شعاع انحنای کم تا شعاع انحنای زیاد، عدد ناسلت کاهش می‌یابد، با توجه به اینکه سرعت برای هر چهار کانال تغییر جزئی دارد و از طرفی اختلاف دمای بالک سیال و دمای سطح دیواره داخلی در انتهای هر چهار کانال به یک نسبت است؛ از این‌رو چون شار گرمایی بیشتری به کانال‌های با شعاع انحنای کمتر اعمال می‌شود می‌توان دریافت که عدد ناسلت برای کانال‌های با شعاع انحنای بیشتر کاهش می‌یابد.

۴-۷- تأثیر پتانسیل زتای سطح

برای بررسی پتانسیل زتای سطح؛ شبیه‌سازی برای پتانسیل زتاهای متفاوت مورد بررسی قرار می‌گیرد به این صورت که نمودار توزیع دمای بی‌بعد برای پتانسیل زتا بر واحد سطح به ازای $\zeta = 2 \left[\frac{mV}{\mu m^2} \right]$ و $0.5 \left[\frac{mV}{\mu m^2} \right]$ به دست می‌آید. نمودار زیر توزیع دمای بی‌بعد را برای مقاطع متفاوت نشان می‌دهد.

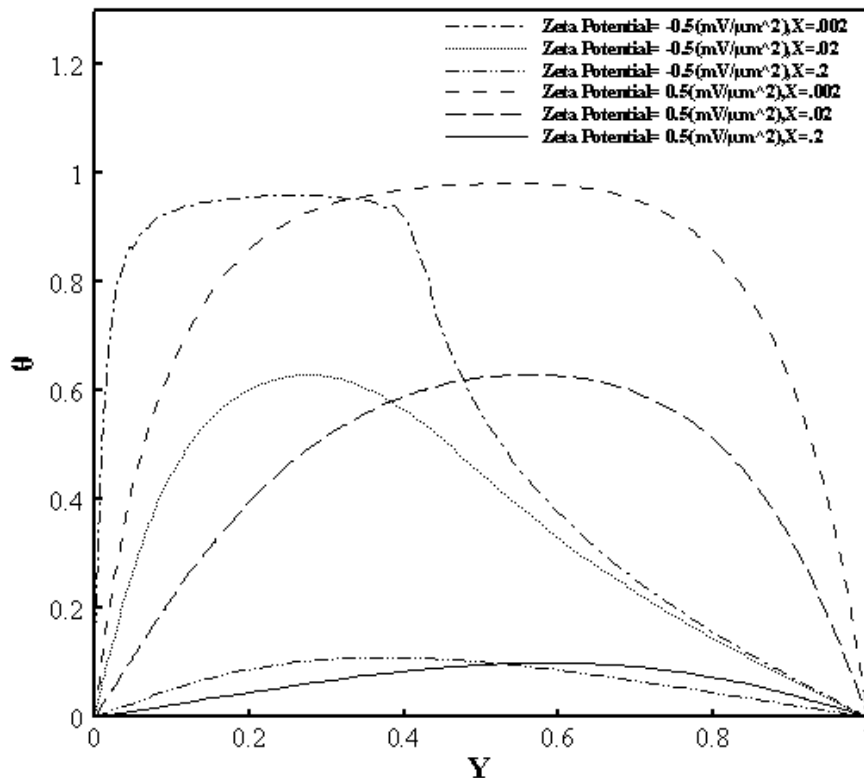


شکل ۴-۱۶ تأثیر پتانسیل زتا بر توزیع دما

با توجه به شکل ۴-۱۶ ماکزیمم توزیع دما برای پتانسیل زتای بیشتر، بزرگ‌تر است به عبارت دیگر دمای سیال به ازای پتانسیل زتای بیشتر، کمتر است و انرژی کمتری از سطح دیوار دریافت می‌کند که این اثر به خاطر افزایش سرعت بر روی دیواره داخلی و خارجی کانال می‌باشد و با افزایش پتانسیل زتا اثر مستقیمی بر روی توزیع دما اعمال نمی‌شود.

همان‌طور که ذکر شد علاوه بر اینکه با افزودن پتانسیل زتا، اثر آن بر روی توزیع دما بررسی شد؛ توزیع دما برای وقتی که پتانسیل زتا بر روی دیواره خارجی مقداری منفی به خورد بگیرد نیز مورد توجه

قرار گرفته است. نمودار زیر توزیع دما برای وقتی که پتانسیل زتا مقداری منفی داشته باشد ($\zeta = -0.5 \left[\frac{mV}{\mu m^2} \right]$) را نشان می دهد.

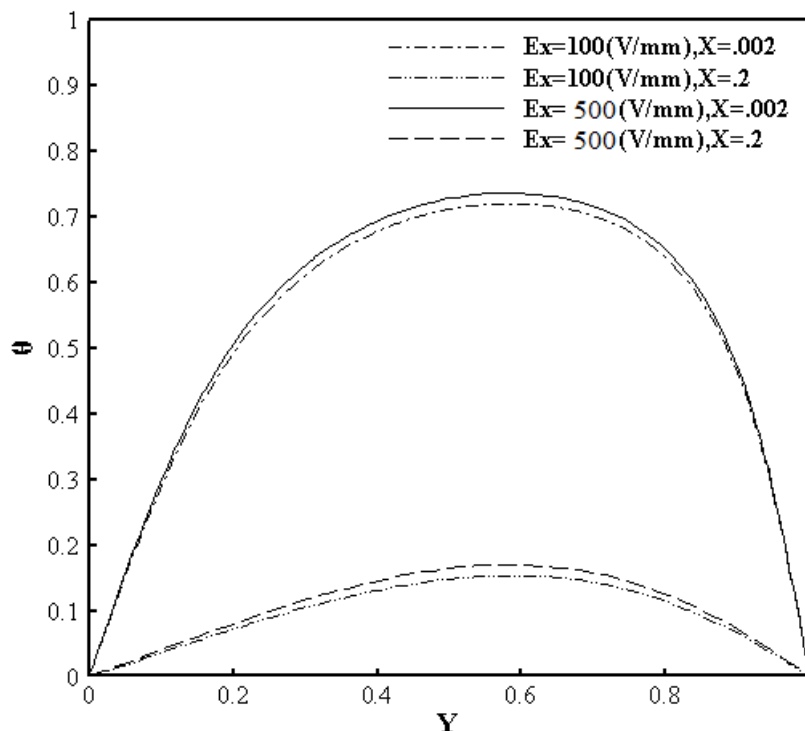


شکل ۴-۱۷ تأثیر پتانسیل زتای منفی بر روی دیواره خارجی بر توزیع دما

با قرار دادن مقدار منفی برای پتانسیل زتای سطح دیوار خارجی سرعت بر روی دیواره خارجی بسیار کمتر از دیواره داخلی است و به عبارت دیگر قسمت عمده جریان در نزدیکی دیواره داخلی رخ می دهد در نتیجه توزیع دما روایی متفاوت به خود می گیرد به این نحوه که با کمتر بودن جریان و سرعت بر روی دیواره خارجی، سیال انرژی بیشتری از سطح دیواره خارجی دریافت می کند و اختلاف دما سمت دیواره داخلی بیشتر خواهد بود.

۴-۸- گرمایش ژول

گرمایش ژول؛ گرمای ناشی از اختلاف پتانسیل الکتریکی بین دوسر هر رسانا می باشد که به عواملی چون رسانش الکتریکی سیال (σ) و مجذور میدان الکتریکی (E^2)، وابسته است. برای مطالعه گرمایش ژول ابتدا میدان الکتریکی وارد بر سیال را افزایش داده و اثر آن مطالعه می شود، سپس با تغییر رسانش الکتریکی سیال و اثر آن بر گرمایش ژول تحلیل ادامه می یابد.

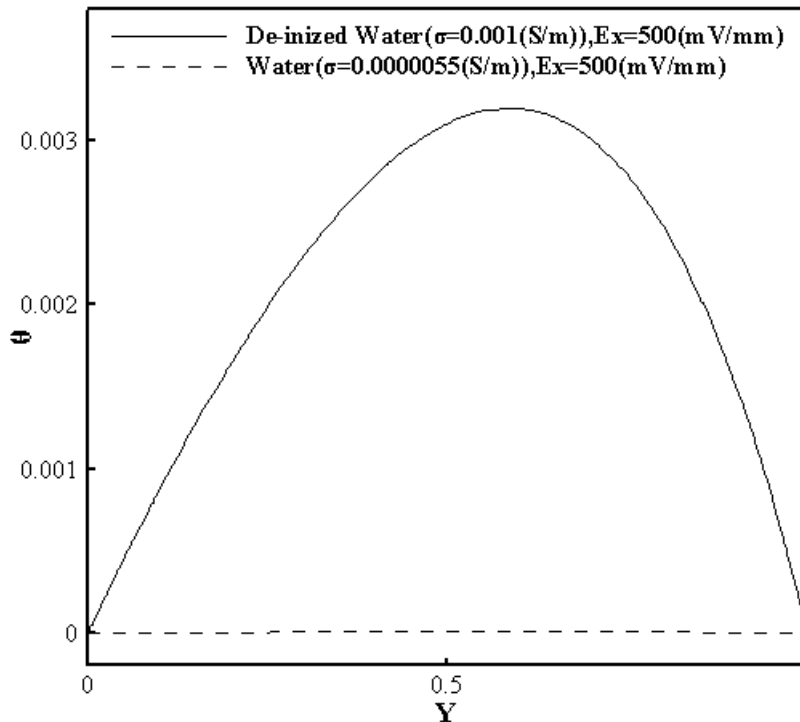


شکل ۴-۱۸ اثر میدان الکتریکی بر توزیع دما برای مقاطع مختلف کانال

همان طور که در شکل ۴-۱۸ مشاهده می شود با افزایش میدان الکتریکی اختلاف دمای سیال و سطوح دیواره افزایش می یابد می توان نتیجه گرفت که افزایش میدان الکتریکی؛ در ابتدای کانال، نه تنها باعث گرمایش جریان نمی شود بلکه اختلاف دمای سیال با سطوح دیواره را افزایش می دهد که علت این اثر به این خاطر است که با افزایش میدان الکتریکی؛ سرعت سیال نیز به مقدار قابل توجهی افزایش می یابد و در نتیجه سیال دریافت انرژی کمتری از سطوح دیواره دارد.

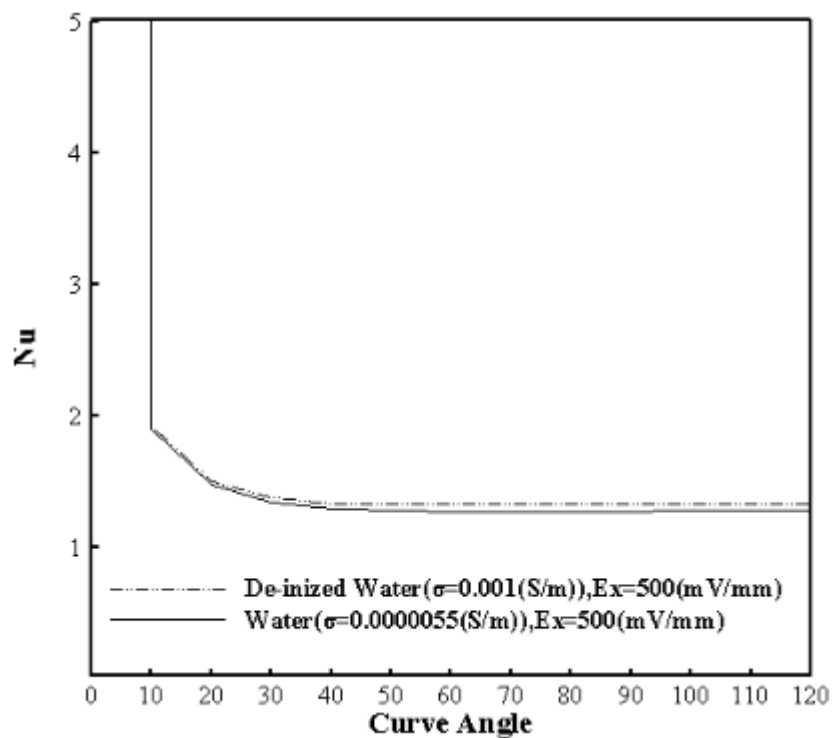
در ادامه اثر رسانش الکتریکی سیال بر گرمایش ژول مطالعه می شود؛ با مقایسه سیال آب و سیال آب

یونیزه شده، توزیع دما برای شرط مرزی دما ثابت در دیوار داخلی و خارجی کانال و شرط مرزی عایق برای دیواره بالایی و پایینی کانال بررسی می‌شود.



شکل ۴-۱۹ اثر گرمایش ژول (شرط مرزی دما ثابت)

تفاوت سیال آب معمولی با سیال آب یونیزه شده در مقدار رسانش الکتریکی آن‌ها می‌باشد. به این صورت که سیال آب یونیزه شده با رسانش یونی $\sigma = 10^{-3}$ رسانش الکتریکی بسیار قوی‌تری نسبت به سیال آب معمولی $\sigma = 5.5 \times 10^{-6}$ دارد از این رو گرمایش ژول نیز برای این نوع سیال اثر خود را نشان می‌دهد. برای بررسی اثر گرمایش ژول در توزیع انتقال حرارت کانال با شرط مرزی دما ثابت، همان‌طور که در شکل ۴-۱۸ نشان داده شده است؛ توزیع دما در انتهای کانال برای وقتی که به حالت توسعه‌یافتگی می‌رسد و به اصطلاح دمای سطح کانال با دمای ورودی سیال هم‌دما می‌شود؛ در نظر گرفته شده است. همان‌طور که ملاحظه می‌شود گرمایش ژول در مقطعی که توزیع دما به حالت توسعه‌یافتگی رسیده است اثری مضاعف از خود نشان می‌دهد و با دمای سطح کانال هم‌دما نمی‌شود. بررسی گرمایش ژول برای سیال آب یونیزه شده ($\sigma = 10^{-3}$) با شرط مرزی شار ثابت برای دیواره داخلی نیز مورد بررسی قرار گرفته است.



شکل ۴-۲۰ اثر گرمایش ژول (شرط مرزی شار ثابت)

همان‌طور که در شکل ۴-۱۹ نشان داده شده است؛ رسانش الکتریکی در گرمایش ژول، برای شرط مرزی شار ثابت نیز اثر خود را نشان می‌دهد. با بررسی سیال آب یونیزه شده می‌توان دریافت که گرمایش ژول به مقدار هرچند ناچیز اثر خاص خود را دارد زیرا که با بکار بردن این سیال اختلاف دمایی بالک سیال با دمایی سطح دیواره کمتر از حالتی است که سیال آب معمولی بکار می‌رود و با ثابت بودن شار حرارتی برای هر دو حالت عدد ناسلت محلی به مقدار هرچند ناچیز افزایش می‌یابد.

۵- نتیجه‌گیری و پیشنهاد

۵-۱- نتیجه‌گیری

در این تحقیق توزیع دمای جریان الکتروسمو تیک در میکروکانال سه‌بعدی منحنی‌شکل و توزیع سرعت جریان الکتروسمو تیک در میکروکانال دوبعدی منحنی‌شکل مورد مطالعه قرار گرفته است. در ابتدا با تعریف مختصات طبیعی برای جریان‌های دوبعدی و حل معادلات پواسون-بولتزمن و ممنوم، توزیع پتانسیل الکتریکی و توزیع سرعت به دست آمد. با بررسی اثر شعاع انحنا کانال بر سرعت جریان الکتروسمو تیک این موضوع دریافت شد که هرچه شعاع انحنا کانال کمتر باشد سرعت بر روی دیواره داخلی کمتر خواهد بود و با افزودن به شعاع انحنا کانال سرعت بر روی دیواره داخلی افزایش می‌یابد و هرچه به بیشتر به شعاع انحنا افزوده شود نتایج کانال مستقیم، حاصل می‌شود. در قسمت دیگری از این پژوهش توزیع دما در میکروکانال سه‌بعدی بررسی شد. پس از اعتبارسنجی و مطالعه شبکه‌بندی به بررسی پارامترهای گوناگون و اثرات آن‌ها بر توزیع دمای سیال پرداخته شده است. با مطالعه ابعادی و تعریف نسبت عرض کانال به ارتفاع کانال این موضوع دریافت شد که هرچه ارتفاع کانال افزایش یابد سرعت سیال به دلیل افزایش پتانسیل زتای سطح افزایش می‌یابد و چون سطح مقطع نیز بزرگ‌تر است در نتیجه دبی عبوری در کانال بیشتر و سیال انرژی بیشتری از سطح کانال دریافت می‌کند. با بررسی اثر پتانسیل زتای سطح نتیجه‌ای که حاصل شد این بود که هرچه پتانسیل زتای سطح افزایش یابد، سرعت سیال نیز افزایش یافته و اختلاف دما سیال و سطح دیواره برای حالتی که پتانسیل زتای سطح کمتر است، بیشتر است. در تحقیق اثر میدان الکتریکی نیز مورد بحث قرار گرفت و از نتایج این بررسی می‌توان به این موضوع اشاره کرد که هرچند که میدان الکتریکی اعمال شده بین دو سر میکروکانال اثر مستقیمی بر گرمایش ژول دارد ولی از طرف دیگر بر افزایش سرعت نیز تأثیرگذار بوده و با افزایش میدان الکتریکی باعث می‌شود سیال و دیواره کانال تبادل انرژی کمتری داشته باشند. با بررسی رسانش الکتریکی سیال و اثر آن بر گرمایش ژول این موضوع مطرح شد که با افزایش رسانش الکتریکی سیال، انرژی حرارتی مضاعفی ناشی از گرمایش ژول در طول کانال اعمال می‌شود که این پدیده اثر خود را برای وقتی که توزیع دما به حالت توسعه‌یافتگی می‌رسد نشان می‌دهد.

۵-۲- پیشنهادات:

- بررسی توزیع سرعت و دمای جریان الکتروسموتیک با سیالات دیگر (بالأخص سیالات غیرنیوتنی)
- بررسی توزیع سرعت و توزیع دمای جریان الکتروسموتیک در هندسه‌های متفاوت
- بررسی توزیع سرعت و توزیع دمای جریان الکتروسموتیک با میدان‌ها الکتریکی متفاوت
- طراحی میکروچیپ‌های کاربردی جهت خنک کاری

٦- مراجع

- [1] Tabeling, P., 2005, "Introduction to Microfluidics."
- [2] Wall, S., 2010, "The History of Electrokinetic Phenomena," *Curr. Opin. Colloid Interface Sci.*, **15**(3), pp. 119–124.
- [3] Bruus, H., 2008, *Theoretical Microfluidics*.
- [4] Daghighi, Y., 2013, "Induced-Charge Electrokinetic Motion of a Heterogeneous Particle and Its Corresponding Applications."
- [5] Reuss, F. F., 1809, "Sur Un Nouvel Effet de l'electricite Galvanique," *Mem. Soc. Imp. Natur. Moscou*, **2**, pp. 327–337.
- [6] Ajdari, A., 1995, "Electro-Osmosis on Inhomogeneously Charged Surfaces," *Phys. Rev. Lett.*, **75**(4), pp. 755–758.
- [7] Bhattacharyya, S., of, A. N.-J., and 2010, undefined, "Combined Effect of Surface Roughness and Heterogeneity of Wall Potential on Electroosmosis in Microfluidic/Nanofuidic Channels," ... [.asmedigitalcollection.asme.org](http://asmedigitalcollection.asme.org).
- [8] Arulanandam, S., and, D. L.-C. and S. A. P., and 2000, undefined, "Liquid Transport in Rectangular Microchannels by Electroosmotic Pumping," Elsevier.
- [9] Bhattacharyya, S., of, S. B.-J., and 2013, undefined, "Nonlinear Electroosmosis Pressure-Driven Flow in a Wide Microchannel with Patchwise Surface Heterogeneity," ... [.asmedigitalcollection.asme.org](http://asmedigitalcollection.asme.org).
- [10] Kang, Y., Yang, C., Science, X. H.-I. J. of E., and 2002, undefined, "Dynamic Aspects of Electroosmotic Flow in a Cylindrical Microcapillary," Elsevier.
- [11] Cho, C., of, C. C.-J., and 2013, undefined, "Characteristics of Transient Electroosmotic Flow in Microchannels with Complex-Wavy Surface and Periodic Time-Varying Electric Field," ... [.asmedigitalcollection.asme.org](http://asmedigitalcollection.asme.org).
- [12] Green, N. G., Ramos, A., González, A., Morgan, H., and Castellanos, A., 2000, "Fluid Flow Induced by Nonuniform Ac Electric Fields in Electrolytes on

- Microelectrodes. I. Experimental Measurements,” *Phys. Rev. E*, **61**(4), pp. 4011–4018.
- [13] González, A., Ramos, A., Green, N. G., Castellanos, A., and Morgan, H., 2000, “Fluid Flow Induced by Nonuniform Ac Electric Fields in Electrolytes on Microelectrodes. II. A Linear Double-Layer Analysis,” *Phys. Rev. E*, **61**(4), pp. 4019–4028.
- [14] Brown, A. B. D., Smith, C. G., and Rennie, A. R., 2000, “Pumping of Water with Ac Electric Fields Applied to Asymmetric Pairs of Microelectrodes,” *Phys. Rev. E*, **63**(1), p. 016305.
- [15] Studer, V., Pepin, A., Chen, Y., Engineering, A. A.-M., and 2002, undefined, “Fabrication of Microfluidic Devices for AC Electrokinetic Fluid Pumping,” Elsevier.
- [16] Tang, G. H., Li, X. F., and Tao, W. Q., 2010, “Microannular Electro-Osmotic Flow with the Axisymmetric Lattice Boltzmann Method,” *J. Appl. Phys.*, **108**(11), p. 114903.
- [17] Engineering, A. M.-J. of F., and 2013, undefined, “Exact Solution of AC Electro-Osmotic Flow in a Microannulus,”asmedigitalcollection.asme.org.
- [18] Moghadam, A., B, P. A.-I. T., and 2016, undefined, “Time-Periodic Electroosmotic Flow of Non-Newtonian Fluids in Microchannels,” *ije.sinaweb.net*.
- [19] Zhao, C., Biomicrofluidics, C. Y.-, and 2011, undefined, “Electro-Osmotic Mobility of Non-Newtonian Fluids,” *aip.scitation.org*.
- [20] Zhao, C., and Yang, C., 2013, “Electroosmotic Flows of Non-Newtonian Power-Law Fluids in a Cylindrical Microchannel,” *Electrophoresis*, **34**(5), pp. 662–667.
- [21] Babaie, A., Sadeghi, A., Fluid, M. S.-J. of N.-N., and 2011, undefined, “Combined Electroosmotically and Pressure Driven Flow of Power-Law Fluids in a Slit Microchannel,” Elsevier.
- [22] Bharti, R., Harvie, D., Flow, M. D.-J. of H. and F., and 2009, undefined,

- “Electroviscous Effects in Steady Fully Developed Flow of a Power-Law Liquid through a Cylindrical Microchannel,” Elsevier.
- [23] Tang, G., Li, X., He, Y., Fluid, W. T.-J. of N.-N., and 2009, undefined, “Electroosmotic Flow of Non-Newtonian Fluid in Microchannels,” Elsevier.
- [24] Yoshida, H., Kinjo, T., Fluids, H. W.-C. &, and 2016, undefined, “Analysis of Electro-Osmotic Flow in a Microchannel with Undulated Surfaces,” Elsevier.
- [25] Martínez, L., Bautista, O., ... J. E.-C. and S. A., and 2016, undefined, “Electroosmotic Flow of a Phan-Thien–Tanner Fluid in a Wavy-Wall Microchannel,” Elsevier.
- [26] and, B. S.-C. and surfaces A. P., and 2016, undefined, “Electroosmotic Flow of a Power Law Fluid in an Elliptic Microchannel,” Elsevier.
- [27] Escandón, J., Jiménez, E., ... C. H.-E. J. of, and 2015, undefined, “Transient Electroosmotic Flow of Maxwell Fluids in a Slit Microchannel with Asymmetric Zeta Potentials,” Elsevier.
- [28] Chang, L., Jian, Y., Buren, M., Liu, Q., Liquids, Y. S.-J. of M., and 2016, undefined, “Electroosmotic Flow through a Microtube with Sinusoidal Roughness,” Elsevier.
- [29] Qi, C., and, C. N.-C. and S. A. P., and 2017, undefined, “Rotating Electroosmotic Flow of Viscoplastic Material between Two Parallel Plates,” Elsevier.
- [30] Zhuang, Y., Engineering, Q. Z.-P., and 2015, undefined, “Numerical Study of Mixed Electroosmotic/Pressure Driven Flow of Power-Law Fluids in T-Shaped Microchannels,” Elsevier.
- [31] Khan, M., Farooq, A., Khan, W., Physics, M. H.-R. in, and 2016, undefined, “Exact Solution of an Electroosmotic Flow for Generalized Burgers Fluid in Cylindrical Domain,” Elsevier.
- [32] Qi, C., and, C. N.-C. and S. A. P., and 2015, undefined, “Electroosmotic Flow of a Power-Law Fluid through an Asymmetrical Slit Microchannel with Gradually

Varying Wall Shape and Wall Potential,” Elsevier.

- [33] science, W. L.-J. of colloid and interface, and 2004, undefined, “Transient Electroosmotic Flow Induced by DC or AC Electric Fields in a Curved Microtube,” Elsevier.
- [34] Ng, C., Mechanics, C. Q.-J. of N.-N. F., and 2014, undefined, “Electroosmotic Flow of a Power-Law Fluid in a Non-Uniform Microchannel,” Elsevier.
- [35] Mohiuddin Mala, G., Li, D., and Dale, J. D., 1997, “Heat Transfer and Fluid Flow in Microchannels,” *Int. J. Heat Mass Transf.*, **40**(13), pp. 3079–3088.
- [36] Xie, Z.-Y., and Jian, Y.-J., 2014, “Rotating Electroosmotic Flow of Power-Law Fluids at High Zeta Potentials,” *Colloids Surfaces A Physicochem. Eng. Asp.*, **461**, pp. 231–239.
- [37] Huang, Y., Li, H., Transfer, T. W.-I. J. of H. and M., and 2014, undefined, “Two Immiscible Layers of Electro-Osmotic Driven Flow with a Layer of Conducting Non-Newtonian Fluid,” Elsevier.
- [38] Transfer, A. N.-I. J. of H. and M., and 2014, undefined, “Analysis of Mixing for Electroosmotic Flow in Micro/Nano Channels with Heterogeneous Surface Potential,” Elsevier.
- [39] Bhattacharyya, S., Modelling, S. B.-A. M., and 2015, undefined, “Combined Electroosmosis-Pressure Driven Flow and Mixing in a Microchannel with Surface Heterogeneity,” Elsevier.
- [40] Dutta, P., and Beskok, A., 2001, “Analytical Solution of Combined Electroosmotic/Pressure Driven Flows in Two-Dimensional Straight Channels: Finite Debye Layer Effects,” *Anal. Chem.*, **73**(9), pp. 1979–1986.
- [41] Horiuchi, K., transfer, P. D.-I. journal of heat and mass, and 2004, undefined, “Joule Heating Effects in Electroosmotically Driven Microchannel Flows,” Elsevier.
- [42] Duan, J., Engineering, Q. Z.-P., and 2015, undefined, “Induced Pressure Fields of Power-Law Fluids Electroosmotic Flow in Micro-Diffuser at Different

Angles,” core.ac.uk.

- [43] Ebrahimi, S., Hasanzadeh-Barforoushi, A., ... A. N.-I. J. of, and 2014, undefined, “Numerical Study of Mixing and Heat Transfer in Mixed Electroosmotic/Pressure Driven Flow through T-Shaped Microchannels,” Elsevier.
- [44] Keramati, H., Sadeghi, A., ... M. S.-I. J. of, and 2016, undefined, “Analytical Solutions for Thermo-Fluidic Transport in Electroosmotic Flow through Rough Microtubes,” Elsevier.
- [45] Mondal, M., Misra, R., Sciences, S. D.-I. J. of T., and 2014, undefined, “Combined Electroosmotic and Pressure Driven Flow in a Microchannel at High Zeta Potential and Overlapping Electrical Double Layer,” Elsevier.
- [46] Schlichting, H., and Gersten, K., 2016, *Boundary-Layer Theory*.
- [47] Transfer, A. M.-J. of H., and 2016, undefined, “Exact Solution of Electroviscous Flow and Heat Transfer in a Semi-Annular Microcapillary,”asmedigitalcollection.asme.org.

Abstract

Fluid flow is at the heart of many natural and man-made systems inside channels. Heat and mass transfer is accomplished across the channel walls in biological systems, such as the brain, lungs, kidneys, intestines, blood vessels, etc., as well as many man-made systems, such as heat exchangers, nuclear reactors, desalination units, etc.

In recent years, considerable progress has been made in the field of miniaturization. It is now effectively possible to miniaturize all kinds of systems—e.g. mechanical, fluidic, electromechanical, or thermal—down to submicrometric sizes. By minimizing systems, new physical phenomena such as electrokinetic phenomena appear. One of these phenomena is the electroosmotic flow. Electroosmotic phenomena, unlike classical fluid mechanics, which causes the fluid flow of the pressure gradient, drives the fluid through the electrical potential difference. The Heat transfer of electroosmotic fluid flow has recently been considered by researchers

In this research, the distribution of heat transfer of electroosmotic flow has been investigated. Since the study of the distribution of the field of electroosmotic flow velocity is of great importance, an analytical solution is presented for the distribution of the Newtonian fluid electroosmotic flow velocity in a curved two-dimensional micro channel. In another part of this study, the distribution of electroosmotic flow heat transfer in a curved three-dimensional micro channel has been numerically studied. By investigating the heat transfer distribution, the influence of various parameters such as joule heating, surface charge zeta potential, micro-channel electric field and dimensional parameters on the heat transfer distribution have been discussed

Keywords: electrokinetic phenomena, Electroosmotic Flow, Heat Transfer



Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc. Thesis in Energy Conversion Engineering

**Numerical Investigation of heat transfer
of electroosmotic flow in a curved
microchannel**

By:

Mojtaba Nikkhoo

Supervisor(s):

Dr. Poria Akbarzade,

Dr. Ali Jabari Moghadam

January 2019