

دانشگاه صنعتی شاهرود

دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک
پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی تبدیل انرژی

عنوان

شبیه سازی عددی جریان الکترواسمزی سیال غیر نیوتونی کاریو- یاسودا در
میکروکانال های مستطیلی

نگارنده

سعید قربانی

استاد راهنما

دکتر علی جباری مقدم

خرداد ۱۳۹۶

سورة

تقدیم به پدر، مادر و خواهر عزیزم

و بعد از مدتها، پس از بیمودن راه‌های فراوان که با حضور شیرین اساتید عزیزم، بار آسمانی‌ها و دغدغه‌های فراوانشان و شیفت‌های زیبای آن دوران، نگاه‌های پدر و مادرم و صبر خواهرم، با چشم‌های پر از برق شوق، که حسگی‌های این راه را به امید و روشنی تبدیل کرده و امیدوارم بتوانم در آینده‌ی نزدیک جوایف‌های این همه محبت آن‌ها باشم

...

اکنون، با احترام فراوان برای این همه تلاش این عزیزان برای موفقیت من...

این پایان نامه را به پدر، مادر و خواهر عزیزم تقدیم می‌کنم

شکر و قدردانی

بدون شک جایگاه و منزلت معلم، اجّل از آن است که در مقام قدردانی از زحمات بی‌شائبه‌ی او، با زبان قاصر و دست ناتوان، چیزی بنگاریم.

اما از آنجایی که تجلیل از معلم، سپاس از انسانی است که هدف و غایت آفرینش را تأمین می‌کند و سلامت امانت‌هایی را که به دستش سپرده‌اند، تضمین؛ برحسب وظیفه و از باب " من لم یشکر المنعم من المخلوقین لم یشکر الله عزّ و جلّ: "

از استاد با کمالات و شایسته؛ جناب آقای دکتر علی جباری مقدم که در کمال سعه صدر، با حسن خلق و فروتنی، از هیچ کمکی در این عرصه بر من دریغ ننمودند و زحمت راهنمایی این رساله را بر عهده گرفتند؛

کمال تشکر و قدردانی را دارم، باشد که این خردترین، بخشی از زحمات آنان را سپاس گوید.

سعید

قربانی

۱۳۹۶

- اینجانب سعید قربانی دانشجوی دوره کارشناسی ارشد رشته مهندسی مکانیک گرایش تبدیل انرژی دانشکده مهندسی مکانیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده پایان نامه شبیه‌سازی عددی جریان الکترواسمزی سیال غیر نیوتونی کاریو- یاسودا در میکروکانال‌های مستطیلی تحت راهنمایی دکتر علی جباری مقدم متعهد می‌شوم.
- تحقیقات در این پایان نامه توسط اینجانب انجام شده است و از صحت و اصالت برخوردار است.
 - در استفاده از نتایج پژوهش‌های محققان دیگر به مرجع مورد استفاده 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 شاهرود می‌باشد 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 پایان نامه تأثیرگذار بوده‌اند در مقالات مستخرج از پایان نامه رعایت می‌گردد.
 - در کلیه مراحل انجام این پایان نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت‌های 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، برنامه‌های رایانه‌ای، نرم افزارها و تجهیزات ساخته شده است) متعلق به دانشگاه شاهرود می‌باشد. 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 نمی‌باشد.

چکیده

یک محلول رقیق در تماس با یک سطح باردار که توزیع مجدد یونها را به همراه دارد منجر به تشکیل لایه دوبل الکتریکی (ای دی ال) می‌شود. جریان الکترواسمزی توسط اعمال یک میدان الکتریکی مؤثر در راستای جهت جریان ایجاد می‌شود. در تعدادی از کاربردهای خاص گرادیان فشار و جریان الکترواسمزی ممکن است که با هم درگیر شوند. فرض ویسکوزیته ثابت برای کلاس گسترده‌ای از سیالات غیر نیوتونی به کار نمی‌رود. تغییر در معادلات تشکیل دهنده سیالت غیر نیوتونی که شامل ویسکوزیته وابسته به نرخ برش است می‌تواند تعداد زیادی از سیالات صنعتی را توصیف کند. مدل کاریو یاسودا انعطاف‌پذیری کافی برای انواع زیادی از منحنی‌های ویسکوزیته آزمایشگاهی را دارد.

جریان سیال غیر نیوتونی، بر مبنای مدل کاریو یاسودا، در یک میکرو کانال مستطیلی که با گرادیان فشار و جریان الکترواسمزی ترکیب شده را می‌خواهیم بررسی کنیم. در این مطالعه ابتدا حوزه محاسباتی را که به شکل مکعب مستطیل است، به فرم مکعب مربع شبکه‌بندی می‌کنیم و با استفاده از روش اختلاف محدود معادله کامل پواسون- بولتزمن را گسسته سازی می‌کنیم. سپس با استفاده از روش نیوتون رافسون مقادیر پتانسیل را در تمام نقاط حوزه حل به دست می‌آوریم. بعد از محاسبه پتانسیل لایه دوبل الکتریکی (ای دی ال) حل معادله حاکم بر جریان الکترواسمزی و فشاری برای سیال غیر نیوتونی کاریو - یاسودا در میکروکانال در حالت جریان پایا و توسعه‌یافته را بررسی می‌کنیم. ابتدا معادله حاکم برای سیال کاریو - یاسودا را با در نظر گرفتن ترم نیروی حجمی الکتریکی جریان مستقیم (دی سی) را بی‌بعد می‌کنیم. سپس با استفاده از روش اختلاف محدود این معادلات را گسسته سازی کرده و با استفاده از روش نیوتون - رافسون مقادیر سرعت در تمام نقاط را به دست می‌آوریم. بعد از محاسبه سرعت معادله انرژی را برای این سیال غیر نیوتونی حل می‌کنیم. معادله انرژی را هم با استفاده از روش اختلاف محدود گسسته سازی کرده و آن را حل می‌کنیم.

مقادیر کوچک شاخص رفتار جریان (n)، درجه بزرگی غلیظ شوندگی و همچنین مقادیر کوچک‌تر سرعت را نشان می‌دهد. میدان جریان قویاً تحت تأثیر فرکانس بی‌بعد شده است. پروفیل سرعت دو شاخه‌ای تقریباً در فرکانس‌های پایین به دست می‌آید در حالی که میدان جریان ممکن است در فرکانس‌های به اندازه کافی بالا

بی حرکت و ثابت باشد. انحراف از مرکز کانال زمانی که گرادیان فشار در طول کانال اعمال شده، مشاهده شده است. رفتار غیرخطی جریان توسط عدد وایزنبرگ از طریق مدل ثابت زمانی افزایش داشته است. مقادیر بزرگ یا کوچک تنش برشی در طول یک دوره می‌تواند منجر به تغییرات سریع ویسکوزیته شود.

کلید واژه: جریان الکترواسمزی، سیالات غیر نیوتونی، روش نیوتون رافسون، شاخص رفتار جریان، عدد

وایزنبرگ

فهرست مطالب

فهرست نشانه‌ها.....	خ
فصل ۱ مقدمه.....	۳
1-1- مقدمه.....	۳
۲-۱- میدان الکتریکی در مواد دی‌الکتریک.....	۷
۳-۱- منشأ بار سطح.....	۷
۴-۱- لایه دوبل الکتریکی یا ای دی ال.....	۹
۵-۱- اسمز.....	۱۱
۶-۱- الکترواسمزی.....	۱۵
۷-۱- الکتروفوریتیک.....	۱۷
۸-۱- پتانسیل جریان.....	۱۷
۹-۱- تأثیرات الکترو- ویسکوز روی جریان فشاری مایع در میکروکانالها.....	۱۸
۱۰-۱- جریان الکتروکینتیک فشاری در میکروکانال‌هایی با صفحات موازی.....	۱۹
۱۱-۱- مقدمه‌ای بر سیالات غیر نیوتونی.....	۲۱
۱-۱۱-۱ سیالات غیر نیوتونی مستقل از زمان.....	۲۱
۲-۱۱-۱ سیالات غیر نیوتونی وابسته به زمان.....	۲۳
۳-۱۱-۱ سیالات ویسکوالاستیک.....	۲۵
۱۲-۱- موارد کاربرد حوزه الکتروکینتیک.....	۲۸
۱-۱۲-۱ حذف فلزات سنگین و الوده (مثل سرب، نیکل، منیزیم، روی، مس و غیره) از خاک.....	۲۸
۲-۱۲-۱ حذف مواد نفتی از خاک با استفاده از دو روش الکتروکینتیک و گیاه‌پالایی.....	۲۸
۳-۱۲-۱ امکان‌پذیری حذف سرب از لجن‌های حاصل از سیستم‌های تصفیه‌کننده هوا بوسیله فن‌آوری الکتروکینتیک.....	۲۹
۴-۱۲-۱ جداسازی مولکول‌ها در آزمایشگاه‌های سلول‌های زیستی.....	۲۹
۵-۱۲-۱ جداسازی سلول‌های مخمر زنده و مرده با استفاده از روش دی‌الکتروفورز.....	۳۰
۶-۱۲-۱ کاربرد الکتروفوریتیک در جداسازی دی‌ان‌ای.....	۳۳
۷-۱۲-۱ کاربرد سیالات الکترورنولوژیکی در الکتروکینتیک.....	۳۵
فصل ۲ مروری بر مطالعات پیشین.....	۳۷
۱-۲- الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی.....	۴۲
۲-۲- الکتروفوریتیک در سیالات غیر نیوتونی.....	۴۶
2-3- سیالات الکترورنولوژیکی.....	۴۸

فصل ۳ معرفی مسئله، روابط حاکم، الگوریتم حل مسئله، گسسته‌سازی عددی	۴۹
۳-۱- مقدمه	۴۹
۳-۲- معادلات حاکم در جریان پتانسیل	۵۱
۳-۲-۱- گسسته‌سازی معادلات پتانسیل	۵۳
۳-۳- معادلات حاکم در جریان الکترواسمزی	۵۴
۳-۳-۱- گسسته‌سازی معادلات جریان برای مدل کاریو- یاسودا	۶۲
۳-۴- معادلات حاکم برای معادله انرژی	۶۵
۳-۴-۱- گسسته‌سازی معادلات دما	۶۸
فصل ۴ اعتبارسنجی و استقلال حل از شبکه	۷۱
4-1- اعتبار سنجی میدان پتانسیل ای دی ال در داخل میکروکانال	۷۱
۴-۲- مشخصات هندسه	۷۱
۴-۳- مقایسه دبی جریان حجمی نسبت به قطر هیدرولیک	۷۴
۴-۴- مقایسه عدد ناسلت موضعی نسبت به طول کانال	۷۵
۴-۵- شبکه‌بندی و استقلال حل عددی از شبکه	۷۷
۴-۶- استقلال حل از شبکه	۷۷
فصل ۵ نتایج حل عددی	۸۱
۵-۱- مقدمه	۸۱
۵-۲- تأثیر اعداد بی‌بعد در نمودارهای میدان سرعت	۸۲
۵-۲-۱- تأثیر عدد وایزنبرگ روی میدان سرعت	۸۲
۵-۲-۲- تأثیر عدد شاخص جریان بر روی نمودار سرعت جریان در میکروکانال	۸۳
۵-۲-۳- تأثیر قطر الکتروکینتیک روی نمودار سرعت	۸۵
۵-۲-۴- کانتور سرعت در مقطع میکروکانال	۸۶
۵-۳- تأثیر اعداد بی‌بعد دمایی روی نمودارهای دما در داخل میکروکانال	۸۸
۵-۳-۱- تأثیر عدد برینکمن روی نمودارهای دمایی	۸۸
۵-۳-۲- کانتورهای دمایی برای نمایش تأثیر عدد برینکمن	۹۰
۵-۴- تأثیر عدد پکلت روی نمودارهای دمایی	۹۳
۵-۴-۱- تأثیر عدد پکلت روی نمودار طولی دما	۹۴
۵-۴-۲- کانتورهای دمایی برای نمایش تأثیر عدد پکلت در میکروکانال	۹۵
۵-۴-۳- کانتور دما برای نمایش تأثیر عدد پکلت روی توزیع دما در مقطع عرضی میکروکانال	۹۶
مراجع	۹۸

فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱: شماتیکی از ای دی ال (شامل لایه فشرده‌شده و لایه پخش) در جریان الکتروکینتیک [5]..... ۱۱
- شکل ۲-۱: غشای نیمه‌تراوا: غشایی که نسبت به بعضی از اجزای محلول نفوذپذیر است [87]..... ۱۲
- شکل ۳-۱: شماتیک فرآیند اسمز و تفاوت آن با پدیده نفوذ [87]..... ۱۳
- شکل ۴-۱: جاکوب وانت هوف [87]..... ۱۴
- شکل ۵-۱: شماتیکی از پدیده‌های ایزوتونیک، هایپوتونیک و هایپرتونیک گلبول‌های قرمز خون [88]..... ۱۵
- شکل ۶-۱: جریان الکترواسمزی و پروفیل سرعت در میکروکانال. با اعمال میدان الکتریکی خارجی، ای دی ال تحت تأثیر قرار گرفته و با حرکت خود باعث حرکت سیالات می‌شود [5]..... ۱۶
- شکل ۷-۱: شماتیک جریان الکتروکینتیک در میکروکانال‌ها. شار الکترواسمزی در ذرات خاک [8]..... ۱۶
- شکل ۸-۱: شماتیک نحوه تأثیر میدان الکتریکی روی ذره یونیزه شده در جریان الکتروفورسیک [5]..... ۱۷
- شکل ۹-۱: شماتیک جریان پتانسیل در خلاف جهت جریان الکتروکینتیک فشاری در میکروکانال [5]..... ۱۸
- شکل ۱۰-۱: شماتیکی از جریان پتانسیل در میکروکانالها. در جریان فشاری، یون‌های مخالف در ای دی ال وادار به حرکت در خلاف جریان فشاری می‌شوند [5]..... ۲۰
- شکل ۱۱-۱: منحنی‌های تنش برشی در برابر نرخ برش برای سیالات مستقل از زمان [7]..... ۲۳
- شکل ۱۲-۱: منحنی‌های تنش برشی در برابر نرخ برش برای سیالات غیر نیوتنی تابع از زمان [7]..... ۲۵
- شکل ۱۳-۱: طرح شماتیک جریان برشی ساده (جریان کوئت) [7]..... ۲۶
- شکل ۱۴-۱: شماتیکی از روش دی الکتروفورز برای جداسازی سلول‌های زنده از مرده. همان‌طور که مشاهده می‌کنید سلول‌های زنده در داخل مخزن توسط فرآیند دی الکتروفورز از داخل لوله به سمت مخزن دیگر جداسازی می‌شوند و سلول‌های مرده در داخل مخزن چپ باقی می‌مانند [10]..... ۳۲
- شکل ۱۵-۱: نحوه برش ژن‌ها توسط آنزیم‌های محدودکننده. ژن‌های تمام افراد توسط آنزیم‌ها برش داده می‌شوند و در داخل چاه الکتروفورز گذاشته می‌شوند [11]..... ۳۴
- شکل ۱۶-۱: نحوه قرارگیری ژن‌های برش‌خورده در چاه الکتروفورسیک. ژن‌هایی که در یک سطح قرار می‌گیرند نشان‌دهنده همسان بودن آن‌هاست [11]..... ۳۴
- شکل ۱۷-۱: (a) توزیع یکنواخت ذرات معلق کلئیدی در نبود میدان الکتریکی. (b) شکل زنجیر مانند ذرات دی‌الکتریک در راستای میدان الکتریکی اعمالی. اندازه ذرات دی‌الکتریک 700 nm است [85]..... ۳۵

- شکل ۲-۱: شماتیک جریان الکترواسمزی سیالات پاورلا در میکروکانال‌های صفحه موازی با ارتفاع $2H$. گسترش ای دی ال نازک در دو دیواره، زتا پتانسیل ζ را نشان می‌دهد؛ این تعامل بین میدان الکتریکی و ای دی ال، نیروی حجمی الکتروستاتیک را به وجود می‌آورد که این جریان الکترواسمزی نام دارد. به دلیل ای دی ال نازک در میکروکانالها، پروفیل جریان الکترواسمزی معمولاً دوشاخه‌ای است..... ۴۵
- شکل ۳-۱: شماتیکی از هندسه میکروکانال بررسی شده در مطالعه حاضر [6]..... ۵۱
- شکل ۳-۲: دیاگرام پیکین. از دیاگرام پیکین برای مشخص نمودن وضعیت ویسکوالاستیک استفاده می‌شود. این دیاگرام ابزار مناسبی جهت انتخاب یک قانون پایه برای ماده مشخص است. محور افقی عدد دبور و محور عمودی عدد وایزنبرگ را نشان می‌دهد [7]..... ۶۱
- شکل ۴-۱: هندسه میکروکانال به کار گرفته شده در مطالعه حاضر برای عبور جریان سیال غیر نیوتونی کاریو- یاسودا..... ۷۲
- شکل ۴-۲: نمودار نرخ جریان حجمی نسبت به قطر هیدرولیک برای مقایسه نتایج مطالعه حاضر با نتایج آرولاناندام و لی [5]..... ۷۴
- شکل ۴-۳: نمودار عدد ناسلت موضعی نسبت به طول کانال برای مقایسه مطالعه حاضر با نتایج یانگ (۱۹۹۸) و همکاران [86]..... ۷۶
- شکل ۴-۴: شرایط مرزی در نظر گرفته شده توسط یانگ و همکاران. بالا و چپ میکروکانال عایق و سمت راست و پایین میکروکانال شار ثابت [86]..... ۷۶
- شکل ۴-۵: نمودار استقلال از نتایج برای میدان پتانسیل ای دی ال..... ۷۹
- شکل ۴-۶: نمودار استقلال از نتایج برای میدان سرعت در داخل میکروکانال..... ۷۹
- شکل ۴-۷: نمودار استقلال از نتایج برای دمای طولی میکروکانال..... ۸۰
- شکل ۵-۱: تأثیر عدد وایزنبرگ روی میدان سرعت برای حالت $n = 0.7$ و $\kappa Dh = 600$ ۸۳
- شکل ۵-۲: تأثیر عدد شاخص جریان n روی نمودار سرعت..... ۸۴
- شکل ۵-۳: تأثیر قطر الکتروکینتیک روی میدان سرعت..... ۸۵
- شکل ۵-۴: کانتور سرعت مقطع عرضی کانال. عرض و ارتفاع بی‌بعد برابر هم و دارای مقدار بی‌بعد ۱ است..... ۸۷
- شکل ۵-۵: کانتور سرعت در محور طولی کانال. طول و ارتفاع بی‌بعد کانال برابر هم و دارای مقدار بی‌بعد ۱ است..... ۸۷
- شکل ۵-۶: تأثیر عدد برینکمن روی نمودار دما در محور طولی کانال..... ۸۹

- شکل ۵-۷: کانتور دما در طول میکروکانال با عدد $Br = 0.1$ ۹۱
- شکل ۵-۸: کانتور دما در طول میکروکانال با عدد $Br = 10$ ۹۱
- شکل ۵-۹: کانتور دما در مقطع عرضی میکروکانال با عدد $Br = 0.1$ ۹۲
- شکل ۵-۱۰: کانتور دما در مقطع عرضی میکروکانال با عدد $Br = 10$ ۹۲
- شکل ۵-۱۱: تأثیر عدد پکلت روی نمودار طولی دما ۹۴
- شکل ۵-۱۲: کانتور دما در محور طولی میکروکانال برای عدد پکلت $Pe = 0.3$ ۹۵
- شکل ۵-۱۳: کانتور دما در محور طولی میکروکانال برای عدد پکلت $Pe = 1$ ۹۵
- شکل ۵-۱۴: کانتور دما در مقطع عرضی میکروکانال برای عدد پکلت $Pe = 0.3$ ۹۶
- شکل ۵-۱۵: کانتور دما در مقطع عرضی میکروکانال برای عدد پکلت $Pe = 1$ ۹۶

فهرست جداول

- جدول ۱-۱: رابطه تجربی بین ثابت دی‌الکتریک آب و دما $\epsilon = 87.7 - 0.391T + 0.000741T^2$. برای گازها در فشار اتمسفر $1 \approx \epsilon$ است و ϵ با فشار افزایش پیدا می‌کند. برای مثال $\epsilon_{\text{air}} = 1.0006$ در فشار یک اتمسفر، و $\epsilon_{\text{air}} = 1.05$ در ۱۰۰ اتمسفر [5]. ۹
- جدول ۱-۴: پارامترهای به‌کار رفته و مقادیر آن‌ها برای مقایسه با نتایج آرولاناندام و لی [6]. ۷۲
- جدول ۲-۴: خواص سیال نیوتونی (محلول KCL) به‌کار رفته برای اعتبار سازی [6]. ۷۳
- جدول ۳-۴: شرایط مرزی برای سرعت در میکروکانال [6]. ۷۳
- جدول ۴-۴: پارامترهای بی‌بعد به‌کار رفته در اعتبار سازی نتایج سرعت و دما [86]. ۷۳
- جدول ۵-۴: شرایط مرزی به‌کار رفته در اعتبار سازی نتایج سرعت و دما [86]. ۷۴
- جدول ۶-۴: مقادیر پارامترهای بی‌بعد برای استقلال از نتایج میدان سرعت [6]. ۷۸
- جدول ۷-۴: مقادیر پارامترهای بی‌بعد برای استقلال از نتایج میدان دما [6,86]. ۷۸
- جدول ۱-۵: شرایط مرزی در میکروکانال برای نمایش تأثیر عدد وایزنبرگ بر نمودار سرعت ۸۲
- جدول ۲-۵: پارامترهای بدون بعد ثابت برای نمایش تأثیر عدد وایزنبرگ روی میدان سرعت ۸۲
- جدول ۳-۵: اعداد بدون بعد برای تأثیر عدد شاخص جریان بر روی نمودار سرعت ۸۴
- جدول ۴-۵: اعداد بی‌بعد وایزنبرگ و عدد شاخص جریان برای تأثیر قطر الکتروکینتیک روی نمودار سرعت ۸۵
- جدول ۵-۵: اعداد بدون بعد وایزنبرگ، عدد شاخص جریان و قطر الکتروکینتیک برای کانتور سرعت مقطع کانال ۸۶
- جدول ۶-۵: شرایط مرزی بی‌بعد دمایی استفاده‌شده در مطالعه حاضر ۸۸
- جدول ۷-۵: اعداد بی‌بعد در نظر گرفته شده برای تأثیر عدد برینکمن روی نمودارهای دمایی ۸۹
- جدول ۸-۵: مقادیر اعداد بی‌بعد برای نمایش کانتور دمایی ۹۰
- جدول ۹-۵: اعداد بی‌بعد در نظر گرفته شده برای تأثیر عدد پکلت روی نمودارهای دمایی ۹۳

فهرست نشانه‌ها

De	عدد دبورا	σ	تنش نرمال
c_p	ظرفیت گرمایی ویژه در فشار ثابت	N_1	اختلاف تنش نرمال اول
k	ضریب هدایت حرارتی	$\dot{\gamma}$	گرادیان تغییرشکل
Pe	عدد پکلت	u_{Hs}	سرعت هلمهولتز-اسمولوچوسکی
Br	عدد برینکمن	ε	ثابت گذردهی الکترون در خلأ
α	ضریب نفوذ گرمایی	E	قدرت میدان الکتریکی
pr	عدد پرندل	μ	ویسکوزیته دینامیکی
Ec	عدد اکرت	n	پارامتر شاخص جریان
Nu	عدد ناسلت	D_h	قطر الکتروکینتیک
T_b	دمای بالک	z	بار الکتریکی یون
		e	بار الکترون
		n_∞	تمرکز یون در مرکز میکروکانال
		k_B	ثابت بولتزمن
		κ	پارامتر دبای هوکل
		ψ	پتانسیل ای‌دی‌ال
		ζ	زتا پتانسیل
		τ	تنش برشی
		F_z	نیروی حجمی الکتریکی
		ρ_e	چگالی بار خالص سطح
		η	ویسکوزیته ظاهری
		λ	ثابت زمان استراحت
		β	پارامتر بی بعد انتقال
		w_i	عدد وایزنبرگ
		γ	ضریب فشار

فصل ۱ مقدمه

۱-۱- مقدمه

جریان سیال در کانال‌ها در دل تعداد زیادی از دستگاه‌های طبیعی و ساخته‌شده توسط بشر وجود دارد. انتقال گرما و جرم در عرض دیواره‌های کانال در دستگاه‌های بیولوژیکی از جمله در مغز، ریه‌ها، کلیه‌ها، روده‌ها، رگ‌های خونی و ... همچنین در بسیاری از سیستم‌های بشرساز از جمله در مبدل‌های حرارتی، راکتورهای هسته‌ای، واحدهای نمک‌زدایی، واحدهای تفکیک هوا، و ... صورت می‌گیرد. در کل، فرایندهای انتقال، در عرض دیواره‌های کانال اتفاق می‌افتد در حالی که عمده جریان از بین سطح مقطع عرضی کانال عبور می‌کند. مقطع عرضی کانال بدین گونه به‌عنوان یک مجرا برای انتقال پیوسته سیال از دیواره‌های کانال به کار گرفته می‌شود. یک کانال برای به انجام رساندن دو عمل به کار گرفته می‌شود [1]:

❖ انتقال سیال برای تماس نزدیک با دیواره‌های کانال

❖ انتقال سیال جدید به دیواره‌ها و خارج کردن پیوسته سیال از دیواره‌ها درحالی که فرایند انتقال در حال انجام است.

دبی فرایند انتقال به مساحت سطح وابسته است که برای یک لوله دایروی، با قطر D تغییر می‌کند درحالی که دبی جریان به سطح مقطع عرضی وابسته است که به صورت خطی با D^2 تغییر می‌کند؛ بنابراین نسبت مساحت سطح لوله به حجم آن با $1/D$ تغییر می‌کند. واضح است که با کاهش قطر، نسبت مساحت سطح به حجم افزایش پیدا می‌کند. در بدن انسان، دو تا از مؤثرترین فرایندهای انتقال حرارت و جرم در داخل ریه و کلیه با جریان کانال‌های نزدیک به فرایند موینگی^۱ با ابعاد حدود ۴ میکرومتر اتفاق می‌افتد. به طور قابل توجهی، سیستم‌های بیولوژیکی با فرایند انتقال جرم در ابعاد خیلی کوچک به کار گرفته می‌شوند درحالی که کانال‌های بزرگ‌تر برای انتقال سیال استفاده می‌شوند [2]. از دیدگاه یک مهندس یک انتقال پایا از ابعاد بزرگ‌تر از مرتبه ۲۰-۱۰ میلی‌متر به کانال‌ها با قطر کوچک‌تر وجود دارد. ابعاد در رنج کوچک ده‌ها یا صدها میکرومتر مورد توجه هستند. کاربرد اصطلاح میکرو اسکیل به عنوان یک طبقه‌بندی برای علم و انجمن مهندسی با فرایندهایی در این مقیاس پذیرفته شده است [3].

همانطوریکه سایز کانال کوچک‌تر می‌شود، تعدادی از تئوری‌های مرسوم برای سیال (بالک)، انرژی و انتقال جرم نیاز دارند تا برای معتبر سازی مرور بشوند. دو عنصر کلیدی معتبر برای انحراف از تئوری‌های مرسوم در میکرو اسکیل ها وجود دارد. برای مثال، تفاوت در مدل کردن جریان سیال در کانال‌های با قطر کوچک‌تر ممکن است باعث نتایج زیر شود [4]:

❖ تغییر در فرایندهای بنیادی مثل انحراف از فرض پیوستگی برای جریان گاز یا افزایش تأثیر تعدادی نیروی اضافی مثل نیروهای الکتروکینتیکی و غیره.

^۱ Capillary

❖ تردید در مورد قابلیت اجرا ضرایب تجربی به دست آورده شده از آزمایش‌های مختلف در مقیاس‌های بزرگ‌تر مثل ضرایب افت داخلی و خارجی برای جریان سیال در لوله‌ها و غیره.

❖ نامعین بودن اندازه‌گیری‌ها در میکرواسکیل، شامل ابعاد هندسی و پارامترهای کاربردی.

مطالعات زیادی در مورد میکرواسکیل‌ها و جریان الکتروکینتیکی انجام شده است. در مطالعه حاضر جریان الکتروکینتیکی سیالات غیر نیوتونی در میکروکانال مستطیلی مورد بررسی قرار گرفته است. در این مطالعه نحوه توزیع سرعت و دما در مقطع میکروکانال و همچنین تغییرات دبی حجمی جریان و پتانسیل ای ال در مقابل ابعاد میکروکانال با استفاده از نرم‌افزار متلب بررسی شده است.

این مهم است که جریان الکتروکینتیکی در میکروکانال‌ها زمانی که تراشه‌های آزمایشگاهی در حال طراحی و کنترل هستند را درک کنیم. تراشه‌ها^۱ آزمایشگاهی، ابزارهای مینیاتوری پزشکی یا شیمیایی هستند که روی تراشه‌های پلاستیکی یا شیشه‌ای قرار می‌گیرند. عموماً، تراشه‌های آزمایشگاهی شبکه‌ای از میکروکانال‌ها، الکترودها، سنسورها و مدارهای الکتریکی را تشکیل می‌دهند. با به‌کارگیری میدان الکتریکی بین دو سر میکروکانال‌ها، جریان سیال و دیگر اپراتورها در تراشه‌ها کنترل می‌شوند. تراشه‌های آزمایشگاهی می‌توانند توابع خاصی را به‌عنوان هم‌تایان خانگی خود مثل، عیب‌یابی بالینی، اسکن دیان ای و جداسازی الکتروفورتیک را تکثیر کنند. از مزایای این تراشه‌های آزمایشگاهی سایز کوچک آن‌ها، زمان تحلیل و واکنش کوتاه‌تر، توان عملیاتی بالاتر، قابلیت حمل آسان و خودکار بودن را می‌توان اشاره کرد [5].

توابع میکروسیالی به تراشه‌های آزمایشگاهی متنوعی شامل پمپ کردن، اختلاط، چرخش گرمایی، جداسازی و توزیع نیاز دارند. اکثر این فرآیندها، فرآیندهای الکتروکینتیکی هستند. کنترل، مدلینگ و فهم بنیادین توابع میکروسیالی برای طراحی سیستماتیک و کنترل کاربردی سیستم‌های آزمایشگاهی ضروری هستند. به دلیل اینکه تمامی تعاملات سیال به جامد (محلول آبی) حامل بار الکتریکی هستند و یک میدان ای ال در نواحی نزدیک برخورد سیال با

^۱ Chipes

جامد روی سیال وجود دارد. میدان ای دی ال دو پدیده بنیادین الکتروکینتیکی را ایجاد می‌کند، الکتروفورتیک و الکترواسمزی. به‌طور خلاصه، الکترواسمزی یعنی سیال در میکروکانال توسط تعامل بین ای دی ال در دیواره میکروکانال با میدان الکتریکی اعمال شده در راستای مماس بر دیواره کانال، حرکت می‌کند. الکتروفورتیک هم یعنی حرکت ذره باردار نسبت به مایع اطراف خود تحت میدان الکتریکی اعمال شده، است. ضرورتاً تمام فرآیندهای مایکروسیالی این تراشه‌ها با به‌کارگیری این دو پدیده به وقوع می‌پیوندند [5].

در آزمایش‌های زیست‌شناسی و شیمی آزمایشگاهی به نام عملگرهای جداسازی (مثل اندازه‌گیری اختلاط محلول‌ها و تفکیک ذرات) با استفاده از ابزارها و فن‌آوری جداسازی وجود دارد. اکثر وسایل از ابزارهای ساده‌ای شبیه لیوان، سرامیک‌ها، صفحه داغ در حال هم زدن، سانتریفیوژها و انکوباتورها^۱ و اکثر ابزارهای پیچیده برای تقویت *PCR*، الکتروفورتیک و میکروسکوپ فلئورسنت تشکیل شده‌اند. عموماً، نمونه آماده‌سازی پیشین برای اندازه‌گیری، به‌صورت دستی و با تلاش زیاد انجام می‌شدند. به دلیل سایز نسبتاً بزرگ ابزار، مقدار زیادی از نمونه‌های آزمایشی نیاز است. این نتایج زمان و کار بیشتری برای تحلیل و واکنش را می‌طلبند [5].

اکثر واسطه‌های مهم در تحلیل‌های پزشکی و رفع عیوب مایع هستند. مایعات رایجی که در تراشه‌های آزمایشگاهی استفاده می‌شوند شامل نمونه‌گیری سالم خون، توقف سلول‌های باکتریایی، محلول پروتئین یا پادتن و مواع متنوع هستند. عموماً فرآیندهای انتقال مطابق مشخصه بعد L_c سیستم به سه دسته تقسیم می‌شوند، (۱) سیستم‌های ماکرواسکیل یعنی $L_c > 200\mu\text{m}$ (۲) م‌های میکرواسکیل $100\text{nm} < L_c < 200\mu\text{m}$ و (۳) نانواسکیل $L_c < 100\text{nm}$. درحالی‌که مشخه بعد سیستم از طبقه‌بندی‌ای به طبقه‌بندی دیگر تغییر می‌کند، مشخصه فرآیندهای انتقال هم به‌طور چشمگیری تغییر می‌کند. باید در نظر داشت که میکروکانال‌ها نسبت سطح به حجم خیلی بزرگی دارند. برای مثال، میکروکانال با قطر $100\mu\text{m}$ نسبت سطح به حجم $0.0002(\text{m}^{-1})$ دارد. بنابراین می‌توان؛ ثیر مهم برخورد مایع با دیواره کانال روی فرآیندهای مایکروسیالی را انتظار داشت. به دلیل اینکه اکثر

^۱ Ancobatores

برخوردهای مایع- جامد بار الکترواستاتیک دارند و متعاقباً یک میدان الکتریکی نزدیک سطح برخورد وجود دارد، پدیده الکتروکینتیک در فرآیندهای میکروسیالی خیلی مهم هستند. برای مثال از الکترواسمزی، در پمپ مایع یا ایجاد حرکت مایع در میکروکانالها و از الکتروفوریتیک، در جداسازی مولکولها و ذرات در میکروکانالها استفاده می‌شود. بنابراین پدیده ال؛ روکینتیک در فرآیندهای انتقال میکرواسکیل، حکم فرماست [5].

۱-۲- میدان الکتریکی در مواد دی‌الکتریک

در این قسمت در مورد میدان الکتریکی نزدیک مایع- جامد و مایع- سیال بحث می‌کنیم از این رو ما در اکثر کاربردها با محیط دی‌الکتریک سروکار داریم؛ بنابراین تعدادی از ویژگی‌های مواد دی‌الکتریک را یادآور می‌شویم. مواد دی‌الکتریک شامل پلاستیک، مایعات ارگانیک، آب (شامل محلول الکترولیت آبی) و گازهاست. عموماً تعداد زیادی از مولکولهای مواد دی‌الکتریک به خاطر ساختار نامتقارن مولکولها قطبیده هستند. یک مثال ساده HCL است. برای مواد دی‌الکتریک شامل اتمها و مولکولهای متقارن هم‌زمانی که یک میدان الکتریکی اعمال شده است می‌تواند به خاطر جابجایی نسبی الکترونهای اوربیتال، قطبیده شده باشند. برای مثال He. بنابراین در حضور یک میدان الکتریکی، مولکولهای تمام مواد دی‌الکتریک یک دوقطبی دارند که شامل دو بار مخالف و موافق است که با فاصله‌ای جدا شده‌اند [5].

۱-۳- منشأ بار سطح

اکثر مواد زمانی بار الکتریکی به دست می‌آورند که در تماس با یک محلول آبی باشند. منشأ بار سطح شامل:

- ❖ وابستگی‌های یونهای مختلف علامه به دو فاز که ممکن است شامل موقعیت‌های زیر باشد: (a) توزیع آنیون و کاتیون‌ها بین دو فاز مخلوط نشدنی مثل آب و روغن. (b) جذب سطحی خوب نوع معینی از یون‌ها از یک محلول الکترولیت روی سطح جامد. برای مثال، یونهای سطحی که به خاطر بار سطحی مثبت، به سطح جذب شده‌اند، بار سطحی کاتیونیک دارند و اگر بار سطحی آنیونیک باشد، جذب سطحی بار منفی دارد. (c) محلول متفاوتی از

یک نوع یون که بیشتر از یک شبکه کریستالی است. برای مثال، وقتی کریستال نقره یدید (AgI) در آب قرار داده می‌شود، تجزیه تا زمانی اتفاق می‌افتد که تولی تمرکز یونیک برابر با قابلیت حل شونده‌گی شود $[Ag^+][I^-] = 10^{-16}$. اگر مقدار برابری از یون‌های Ag^+ و I^- تجزیه شدند یعنی $[Ag^+] = [I^-] = 10^{-8}$ سطح بدون بار است. اگرچه یون‌های نقره زودتر تجزیه می‌شوند و سطح باردار منفی را زودتر ترک می‌کنند.

❖ یونیزاسیون گروه‌های سطحی. اگر یک سطحی با گروه اسیدی دارید (مثلاً $COOH$ روی سطح) گروه اسیدی تفکیک می‌شود (مثلاً COO^- روی سطح و H^+ در محلول آبی) در نتیجه سطح، بار منفی به خود می‌گیرد. اگر یک سطح شامل گروه‌های پایه‌ای باشد (مثلاً OH روی سطح) تجزیه گروه‌های پایه‌ای (مثلاً آزاد کردن OH^- در محلول آبی، و ترک کردن بار مثبت روی سطح) یک بار سطحی مثبت تولید خواهد کرد. در هر دو مورد، اندازه بار سطح به مقاومت گروه‌های سطحی اسیدی یا پایه‌ای و PH محلول بستگی دارد. کاهش PH ، بار سطح را بری سطحی شامل گروه اسیدی کاهش خواهد داد. افزایش PH ، بار سطح را برای سطحی شامل گروه پایه‌ای کاهش می‌دهد. بار سطح می‌تواند به صفر هم کاهش پیدا بکند. اکثر فلزات اکسید شده می‌توانند بار سطحی مثبت یا منفی وابسته به PH محلول داشته باشند [5].

❖ سطح کریستالی باردار. وقتی یک کریستال می‌شکند، سطوح متفاوت می‌توانند مشخصات مختلفی شامل بارهای سطحی متفاوتی داشته باشند.

Examples of dielectric constants

Liquid or Solid		Dielectric constant
Water	H ₂ O	$\epsilon = 80.1$ at $T = 20^\circ\text{C}$
Water	H ₂ O	$\epsilon = 78.5$ at $T = 25^\circ\text{C}$
Ethylene glycol	C ₂ H ₄ (OH) ₂	$\epsilon = 40.7$ at $T = 25^\circ\text{C}$
Methanol	CH ₃ OH	$\epsilon = 32.6$ at $T = 25^\circ\text{C}$
Dodecane	C ₁₂ H ₂₆	$\epsilon = 2.0$ at $T = 25^\circ\text{C}$
Sodium chloride	NaCl	$\epsilon = 6.0$ at $T = 25^\circ\text{C}$
Quartz	SiO ₂	$\epsilon = 4.5$ at $T = 25^\circ\text{C}$

جدول ۱-۱: رابطه تجربی بین ثابت دی‌الکتریک آب و دما $\epsilon = 87.7 - 0.391T + 0.000741T^2$. برای گازها در فشار اتمسفر $\epsilon \approx 1$ است و ϵ با فشار افزایش پیدا می‌کند. برای مثال $\epsilon_{\text{air}} = 1.0006$ در فشار یک اتمسفر، و $\epsilon_{\text{air}} = 1.05$ در ۱۰۰ اتمسفر [5].

۱-۴- لایه دوگانه الکتریکی^۱ یا ای دی ال

در زمان تماس با یک محلول آبی، اکثر سطوح جامد حامل بارهای الکتریکی یا پتانسیل سطح الکتریکی هستند. عموماً، محلول از لحاظ الکتریکی خنثی است (تعداد بارهای مثبت و منفی برابر است). اگرچه، بارهای الکتریکی روی سطح جامد یون‌های مخالف در مایع را جذب می‌کنند (یک محلول الکترولیت یا یک مایع با ناخالصی). به دلیل جذب الکتروستاتیک، تمرکز یون‌های مخالف نزدیک سطح جامد بیشتر از مایعی است که دور از سطح جامد است. تمرکز یون‌های هم نام در نزدیک سطح که کمتر از مایع دور از سطح است، ناشی از دافعه الکتریکی است؛ بنابراین بار خالص (به جز یون‌های مخالف) در نزدیکی سطح وجود دارد. این بار خالص باید در تعادل با بار سطح جامد باشد. به سطح باردار شده و لایه‌ای از مایع که شامل بارهای متعادل است، ای دی ال گفته می‌شود. همان‌طور که در شکل ۱-۱ مشاهده می‌شود، بلافاصله بعد از باردار شدن سطح جامد، لایه‌ای از یون‌ها وجود دارد که قویاً به سطح جامد جذب شده‌اند و ثابت هستند. به این لایه، لایه فشرده‌شده^۲ گویند که تقریباً چندین آنگستروم ضخامت دارد. توزیع

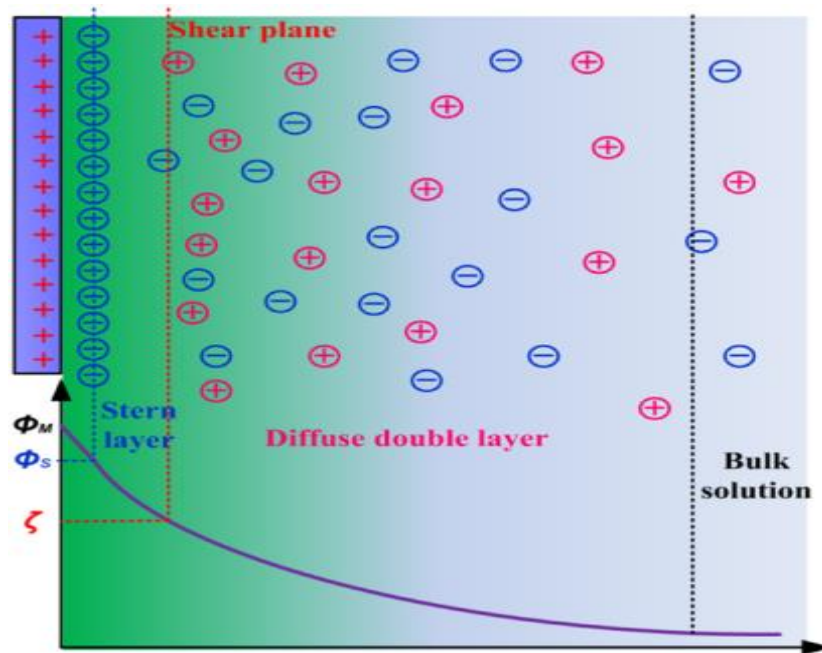
^۱ Electric double layer

^۲ Compact layer

بار و پتانسیل در لایه فشرده شده عمدتاً توسط محدودیت‌های هندسی یون و سایز مولکول و محدوده کوتاه فعل و انفعالات بین یون‌ها، دیواره و دوقطبی‌های مجاور هم تعیین می‌شود. از لایه فشرده شده به سمت مایع با بار الکتریکی خنثی، چگالی بار خالص رفته‌رفته به صفر کاهش پیدا می‌کند. یون‌ها در این ناحیه کمتر تحت تأثیر فعل و انفعالات الکتروستاتیکی قرار دارند و متحرک هستند. به این ناحیه، لایه پخش یا نفوذ^۱ ای دی ال می‌گویند. همان‌طور که در قسمت‌های بعدی بحث خواهیم کرد، معادله‌ای که به معادله پواسون-بولتزمن معروف است برای تشریح یون‌ها و توزیع پتانسیل در لایه پخش به کار می‌رود. ضخامت لایه پخش به تمرکز یونی و مشخصات الکتریکی مایع بستگی دارد، معمولاً از چندین نانومتر برای محلول‌هایی با تمرکز یونی بالا گرفته تا یک یا دو میکرون برای آب یا مایعات ارگانیک خالص در تغییر است (با تمرکز یونی بینهایت کوچک). مرز بین لایه فشرده شده و لایه پخش معمولاً صفحه برشی^۲ خوانده می‌شود. در مکانیک سیالات معمولاً سرعت مایع در صفحه برشی صفر در نظر گرفته می‌شود، و به‌عنوان شرط مرزی استفاده می‌شود. از بحث لایه فشرده شده در بالا، براحتی می‌توانیم متوجه شویم که چرا سرعت در صفحه برشی صفر است. عموماً، اندازه‌گیری مستقیم پتانسیل الکتریکی در نقطه برخورد مایع-جامد مشکل است. بنابراین، پتانسیل الکتریکی در صفحه برشی می‌تواند بصورت آزمایشگاهی اندازه‌گیری شود که به این پتانسیل، زتا پتانسیل یا ζ پتانسیل گفته می‌شود و در اکثر مدل‌های الکتروکینتیک بعنوان تقریبی از پتانسیل سطح در نظر گرفته می‌شود [5].

^۱ Diffuse layer

^۲ Shear plane



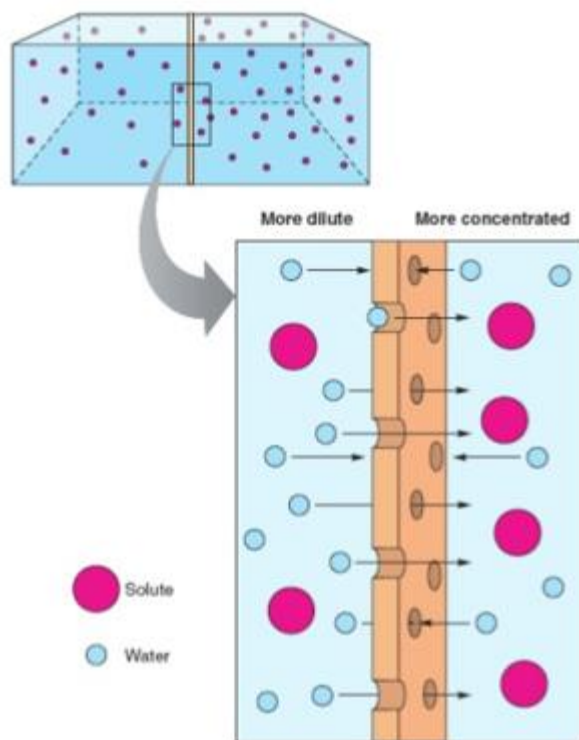
شکل ۱-۱: شماتیکی از ای ال دی ال (شامل لایه فشرده شده و لایه پخش) در جریان الکتروکینتیک [5]

۱-۵-اسمز^۱

اسمز، حرکت و جنبش خود به خودی ملکول‌های حلال در میان بخشی از غشای نفوذپذیر به درون منطقه‌ای از غلظت بیشتر مواد حل شونده در جهتی که تمایل به تعادل مواد حل شونده در هر دو طرف وجود دارد. یا بطور مختصر، اسمز حرکت اجزاء از محلولی با غلظت بیشتر به طرف محلولی با غلظت کمتر است. احتمالاً برای توصیف یک فرایند فیزیکی استفاده می‌شود که هرگونه حلالی در داخل جریان غشای نیمه نفوذپذیر حرکت می‌کند (نسبت به حلال نفوذپذیر می‌باشد، اما نسبت به مواد حل شونده نفوذپذیر نمی‌باشد) دو تا حلال را با غلظت‌های متفاوت از هم جدا می‌کند. اسمز می‌تواند برای انجام کار صورت گیرد [87].

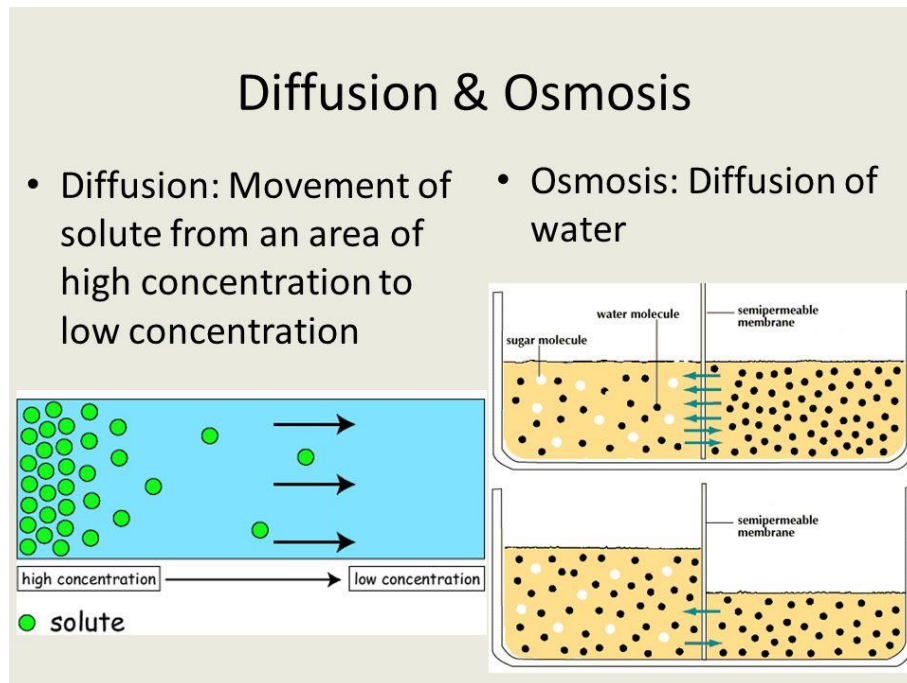
❖ غشای نیمه تراوا^۱: غشایی که نسبت به بعضی از اجزای محلول نفوذپذیر و نسبت به سایرین غیر نفوذپذیر است.

مثل غشاهای سلولی [87].



شکل ۱-۲: غشای نیمه تراوا: غشایی که نسبت به بعضی از اجزای محلول نفوذپذیر است [87].

^۱ Semipermeable Membrane



شکل ۱-۳: شماتیک فرآیند اسمز و تفاوت آن با پدیده نفوذ [87]

اگر این حرکت را برای حلال در نظر بگیریم می‌شود، حرکت حلال از محلولی با غلظت حل شونده‌ی کم‌تر به سمت محلولی حاوی غلظت حل شونده‌ی بیشتر.

❖ **محلول ایزوتونیک^۱**: محلولی با فشار اسمزی یکسان در دو طرف یک غشای نیمه‌تراوا.

❖ **محلول هیپوتونیک^۲**: محلولی با فشار اسمزی‌ای کم‌تر از محلول هایپرتونیک که دارای فشار اسمزی بالایی است.

حلال از بازوی سمت راست که دارای محلول رقیق است (غلظت حلال بیشتر است) بطرف محلول غلیظ (محلول شامل آب و شکر) واقع در بازوی سمت چپ، از طریق غشای نیمه‌تراوا در حال حرکت است؛ بنابراین رفته رفته مقدار آب در بازوی سمت چپ افزایش می‌یابد و محلول رقیق‌تر می‌گردد و سطح مایع در لوله بالاتر می‌رود. در اینجا

^۱ Isotonic

^۲ Hypotonic

اختلاف فشار بصورت اختلاف ارتفاع در دو سمت بازو ایجاد می‌شود که بصورت فشار π در شکل ظاهر شده است. این فشار را فشار اسمزی می‌نامند [88].

فشار اسمزی بصورت زیر توسط جاکوب وانت هوف^۱ فرمول‌بندی شده است:



$$\pi V = nRT \quad (1 - 1)$$

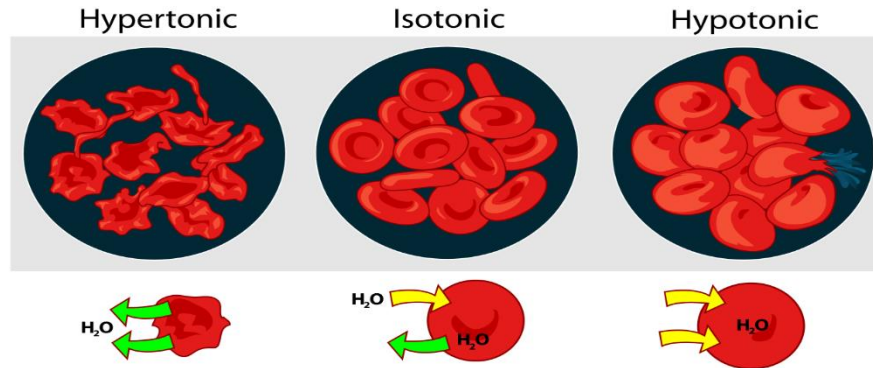
$$\pi = MRT \quad (1 - 2)$$

شکل ۱-۴: جاکوب وانت هوف [87]

π نشان‌دهنده‌ی فشار اسمزی، R ثابت گاز ایده‌ال، M مولاریته‌ی محلول برحسب مول در لیتر و T دما را برحسب کلوین نشان می‌دهد [87].

پدیده‌ی اسمز در گلبول‌های قرمز بدن نیز وجود دارد. به این صورت که اگر گلبول‌های قرمز خون را در محلول آب خالص قرار دهیم، مولکول‌های آب از جداره‌ی نیمه‌تراوای گلبول قرمز عبور کرده و به درون گلبول قرمز راه می‌یابند. غلظت حلال آب که در اطراف سلول خونی بیشتر بوده به درون سلول خونی راه یافته‌اند، در نتیجه مقدار آب درون گلبول رفته رفته افزایش یافته و منجر به پاره شدن جداره‌ی سلول خونی می‌شود.

^۱ Jacobus Henricus van't Hoff



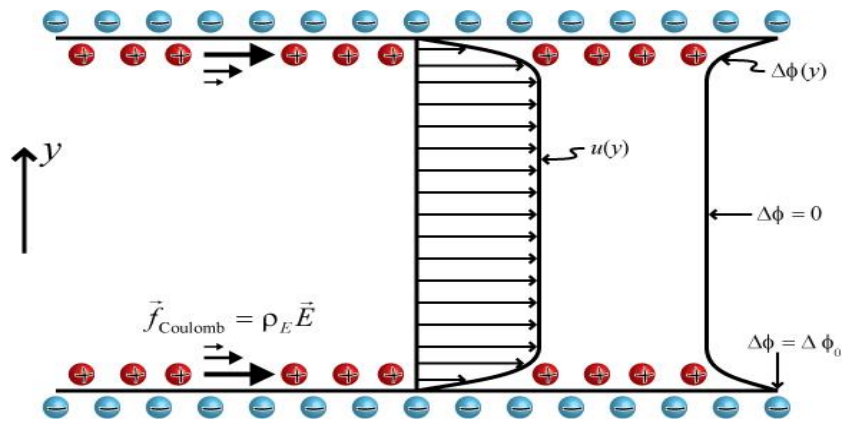
شکل ۱-۵: شماتیکی از پدیده‌های ایزوتونیک، هایپوتونیک و هایپرتونیک گلبول‌های قرمز خون [88]

اما اگر همین گلبول در محیط آب و نمک قرار گیرد، چون دارای حلال بیشتری است آب از گلبول به محیط اطراف نفوذ می‌کند و در نتیجه منجر به چروکیده شدن گلبول می‌شود؛ بنابراین در تزریقات وریدی^۱ بایستی از محلول‌هایی (ایزوتونیک) استفاده شود که دارای فشار اسمزی یکسان با فشار اسمزی خون باشند [88].

۱-۶- الکترواسمزی

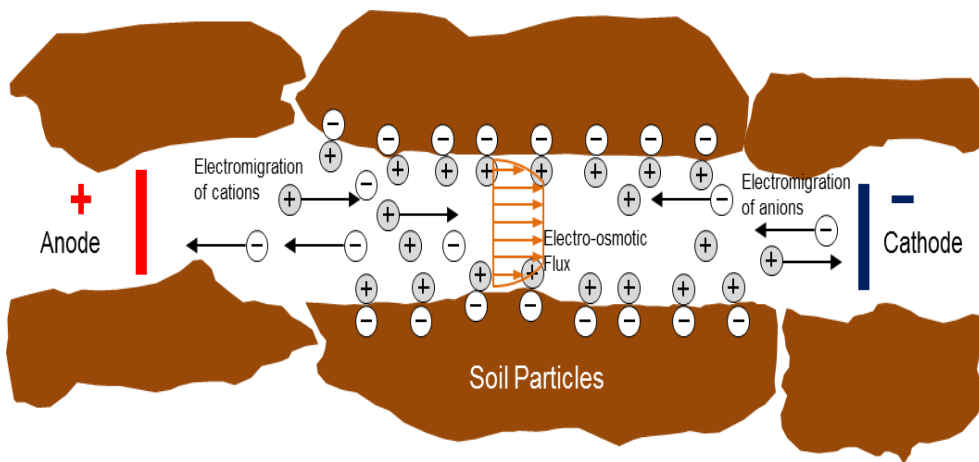
یک سطح جامد در تماس با یک محلول آبی را در نظر بگیرید. مطابق شکل ۶-۱ و ۷-۱، وقتی یک میدان الکتریکی اعمال می‌شود، بجز یون‌های مخالف در لایه پخش ای دی ال، محلول تحت نیروی الکتریکی اعمال شده حرکت خواهد کرد. به این حرکت، الکترواسمزی گفته می‌شود. در حالی که یون‌ها حرکت می‌کنند، مولکول‌های اطراف خود را هم به حرکت وا می‌دارند که ناشی از تأثیرات ویسکوزی است، در نتیجه مایع هم حرکت می‌کند. به این حرکت مایع، جریان الکترواسمزی گفته می‌شود. برای مثال، با به‌کارگیری یک میدان الکتریکی در طول کانال می‌توانیم بصورت الکترواسمزی مایعات را در میکروکانال‌ها پمپ کنیم [5].

^۱ Venous



شکل ۶-۱: جریان الکترواسمزی و پروفیل سرعت در میکروکانال. با اعمال میدان الکتریکی خارجی، ای دی ال تحت

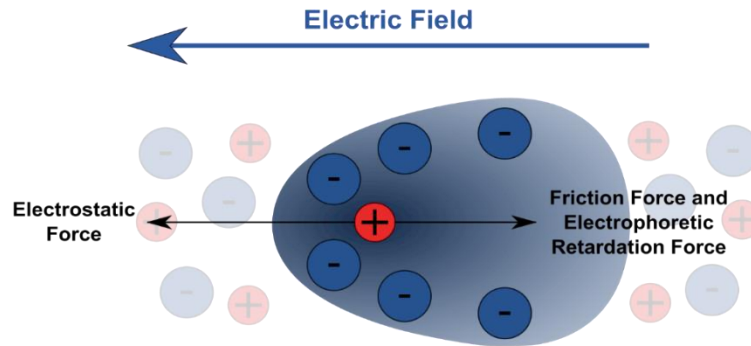
تأثیر قرار گرفته و با حرکت خود باعث حرکت سیالات می شود [5].



شکل ۷-۱: شماتیک جریان الکتروکینتیکی در میکروکانال‌ها. شار الکترواسمزی در ذرات خاک [8]

۱-۷- الکتروفورتیک

ذره‌ای در فاز مایع در میکروکانال را در نظر بگیرید. وقتی یک میدان الکتریکی به مایع اعمال می‌شود، به دلیل اینکه روی سطح ذره بار الکترواستاتیکی دارد، ذره تحت میدان الکتریکی اعمالی وادار به حرکت می‌شود (نسبت به مایع در حال حرکت یا ساکن). به این حرکت ذره الکتروفورتیک گفته می‌شود [5].

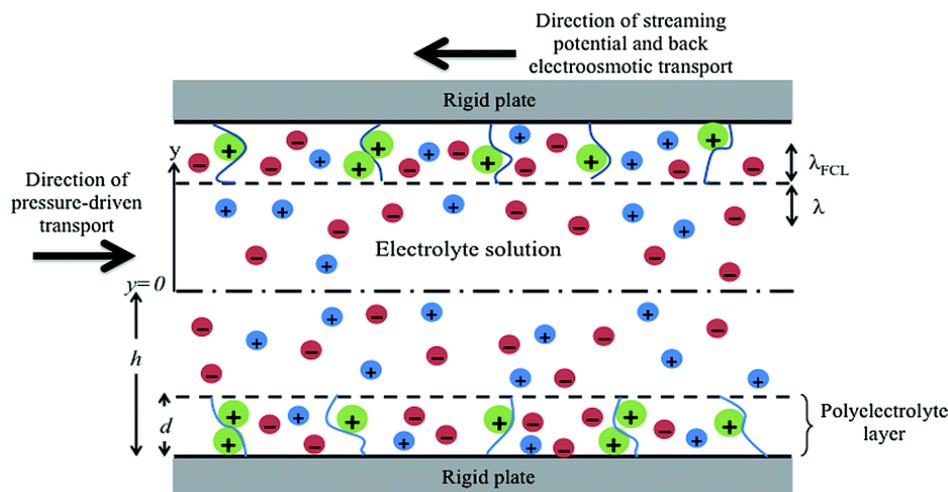


شکل ۱-۸: شماتیک نحوه تأثیر میدان الکتریکی روی ذره یونیزه شده در جریان الکتروفورتیک [5]

۱-۸- پتانسیل جریان

در حضور یک میدان الکتریکی، زمانی که مایع وادار به جاری شدن در یک مجرا یا یک میکروکانال تحت اختلاف فشار هیدرواستاتیکی می‌شود، یون‌های مخالف در لایه پخش (قسمت متحرک) از ای دی ال به سمت انتهای پایین دست جریان منتقل می‌شوند، در نتیجه، جریان الکتریکی در راستای جریان فشاری قرار می‌گیرد. به این جریان، جریان پتانسیل گفته می‌شود. متناظر با این جریان پتانسیل، پتانسیل الکتروکینتیکی ای وجود دارد که پتانسیل جریان گفته می‌شود. این پتانسیل جریان ناشی از اختلاف پتانسیلی است که در یک مجرا یا میکروکانال ایجاد شده است. این پتانسیل جریان یون‌های مخالف در لایه پخش ای دی ال را وادار به راندن و حرکت در راستای خلاف جهت جریان پتانسیل می‌کند. عملکرد این پتانسیل جریان یک جریان الکتریکی را تولید خواهد کرد که جریان

انتقال^۱ یا جریان هدایتی^۲ خوانده می‌شود. در حالت پایا، جریان فعلی با جریان انتقال در تعادل خواهد بود، و از این رو جریان خالص در میکروکانال یا مجرا صفر است [5].



شکل ۹-۱: شماتیک جریان پتانسیل در خلاف جهت جریان الکتروکینتیک فشاری در میکروکانال [5]

۹-۱- تأثیرات الکترو-ویسکوز روی جریان فشاری مایع در میکروکانال‌ها

پیشرفت‌های سریع در میکروالکترونیک در کامپیوترها، وسایل و لوازم، سیستم‌های ارتباطاتی و تعداد زیادی از ابزارهای دیگر انقلابی ایجاد کرده است، فن‌آوری میکروسیالی هم تعداد زیادی از جنبه‌های علوم کاربردی و مهندسی، مانند مبدل‌های حرارتی، پمپ‌ها، جاذب‌های گازی مثل کمک فنرها، عصاره‌های حلال، پردازنده‌های سوختی، ابزارهای آنالیز بایو شیمیایی و تراشه‌های بایو پزشکی را متحول خواهد کرد. این ابزارهای میکرو سیستمی کم وزن، فشرده و بازده عملکرد بالایی دارند و کاربردهای مهمی در سیستم‌های انتقال، سازه‌ها، کاربردهای نظامی، ترمیمات محیط زیستی، کاوش‌های فضایی، مدیریت محیط زیست، بایو پزشکی و دیگر فرآیندهای صنعت شیمیایی دارند. فهم بنیادین جریان مایعات در میکروکانال‌ها برای طراحی و کنترل فرآیند انواع میکروسیال‌ها و تراشه‌های

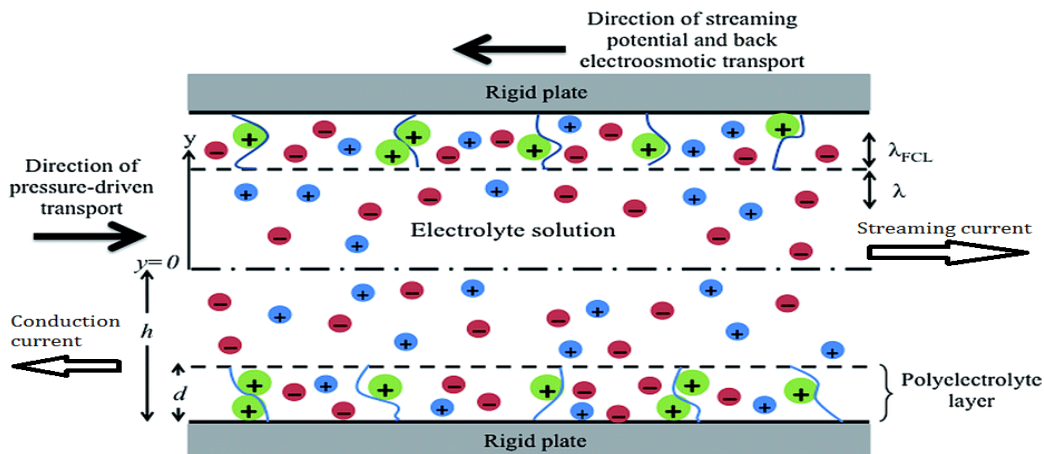
^۱ Transfer Current

^۲ Conduction Current

آزمایشگاهی که در تحلیل‌های شیمیایی و امکانات عیب‌شناسی پزشکی (مثلاً تمام سیستم‌های مینیاتوری تحلیل شیمیایی) استفاده می‌شوند، ضروری است. اگرچه، تعداد زیادی از پدیده‌های جریان مایع در میکروکانال‌ها، مثل مقاومت غیرمنتظره بالای جریان، نمی‌تواند توسط تئوری‌های مرسوم مکانیک سیالات شرح داده شوند. تمام این‌ها ناشی از تأثیرات مهم پدیده الکتروکینتیک سطحی مانند تأثیرات الکترو ویسکوز در میکرواسکیل‌ها است. اگرچه پدیده الکتروکینتیک سطحی مثل الکترواسمزی، الکتروفورتیک و تأثیرات الکترو ویسکوز برای سال‌های زیادی در علوم سطحی و کلوئیدی (درشت مولکولی) شناخته‌شده هستند، تأثیرات این پدیده روی پدیده انتقال (مانند جریان مایع و اختلاط در مجراهای سالم) عموماً کمتر قابل فهم‌اند. تا اندازه‌ای به خاطر این است که در علوم کلوئیدی، پدیده الکتروکینتیک معمولاً برای سیستم‌های بسته مطالعه می‌شود، در حالی که در مطالعه پدیده میکرو انتقال، سیستم‌ها، سیستم‌هایی باز هستند و شرایط مرزی پیچیده‌ای را دارند. در انواع فرآیندهای میکروسیالی، مقدار موردنظری از یک مایع در میکروکانال‌ها باید از محلی به محل دیگر جریان پیدا کند. ساختار خاص ابزارهای میکروسیالی به تغییرات شکل مقطع میکروکانال‌ها بستگی دارد. دو نوع از موارد، میکروکانال‌های شکاف دار (از دو صفحه موازی تشکیل شده‌اند) و میکروکانال‌های دوزنقه‌ای (ممکن است که به‌عنوان مستطیلی تقریب زده شوند) هستند که با فرآیندهای میکروساختاری ساخته شده‌اند [5].

۱-۱۰- جریان الکتروکینتیک فشاری در میکروکانال‌هایی با صفحات موازی

زمانی که مایع در میکروکانال تحت اعمال فشار هیدروستاتیکی حرکت می‌کند، یون‌های مخالف در لایه پخش (قسمت متحرک) ای دی ال به سمت پایین دست جریان حرکت می‌کند در نتیجه یک جریان الکتریکی در راستای جریان فشاری به وجود می‌آید.



شکل ۱-۱: شماتیکی از جریان پتانسیل در میکروکانال‌ها. در جریان فشاری، یون‌های مخالف در ای دی ال وادار به حرکت در خلاف جریان فشاری می‌شوند [5].

به این جریان، جریان جاری شونده^۱ گفته می‌شود (شکل ۱-۱۰). مطابق این جریان، یک پتانسیل الکتروکینتیک که پتانسیل جریان گفته می‌شود، وجود دارد. این پتانسیل جریان، اختلاف پتانسیلی است که در یک میکروکانال ایجاد شده است [5]. عملکرد این پتانسیل جریان باعث می‌شود که یون‌های مخالف در لایه پخش ای دی ال، وادار به حرکت در راستای خلاف جریان فشاری شوند. با این وجود، پتانسیل جریان، جریان الکتریکی ای که به جریان انتقالی یا هدایتی معروف است را همان‌طور که در شکل بالا نشان داده شده است، تولید خواهد کرد. مشاهده می‌شود که زمانی که یون‌ها در مایع حرکت می‌کنند، مولکول‌های مایع را با خود می‌کشند؛ بنابراین یک جریان انتقالی در جریان مایع در راستای خلاف جریان فشاری تولید خواهد شد. در نتیجه در راستای افت فشار، کاهش در نرخ جریان خواهیم داشت. تحت همان شرایط، اگر نرخ جریان کاهش داده شده را با نرخ جریانی که توسط تئوری‌های مرسوم مکانیک سیالات بدون در نظر گرفتن ای دی ال پیش‌گویی شده است را مقایسه کنیم، به نظر می‌رسد که ویسکوزیته مایع بزرگ‌تر شده است. این اتفاقات را معمولاً از تأثیرات الکترو ویسکوز می‌دانند [6].

^۱ Streaming Current

۱-۱۱- مقدمه‌ای بر سیالات غیر نیوتونی

در این قسمت مروری اجمالی بر مکانیک سیالات غیر نیوتونی و سیالات ویسکوالاستیک صورت می‌گیرد. در اینجا ضمن طبقه‌بندی سیالات غیر نیوتونی، در مورد برخی رفتارهای خاص این سیالات بعضاً متضاد نسبت به سیالات نیوتونی مشاهده می‌شود. در ادامه مقدمه‌ای کوتاه بر رفتار ویسکوالاستیک در مواد پلیمری بررسی می‌شود.

سیال نیوتونی، ماده‌ای است که در آن تنش برشی بدون وجود تنش تسلیم (صفر بودن تنش برشی در نرخ برش صفر) تنها تابعی خطی از نرخ برش است. بر این اساس سیال غیر نیوتونی را می‌توان به‌سادگی بصورت سیالی که فاقد رفتار نیوتونی است، تعریف نمود. به‌طور کلی سیالات غیر نیوتونی به خانواده‌های متعددی دسته‌بندی می‌شوند. این خانواده‌ها عبارت‌اند از :

❖ سیالات غیر نیوتونی مستقل از زمان

❖ سیالات غیر نیوتونی وابسته به زمان

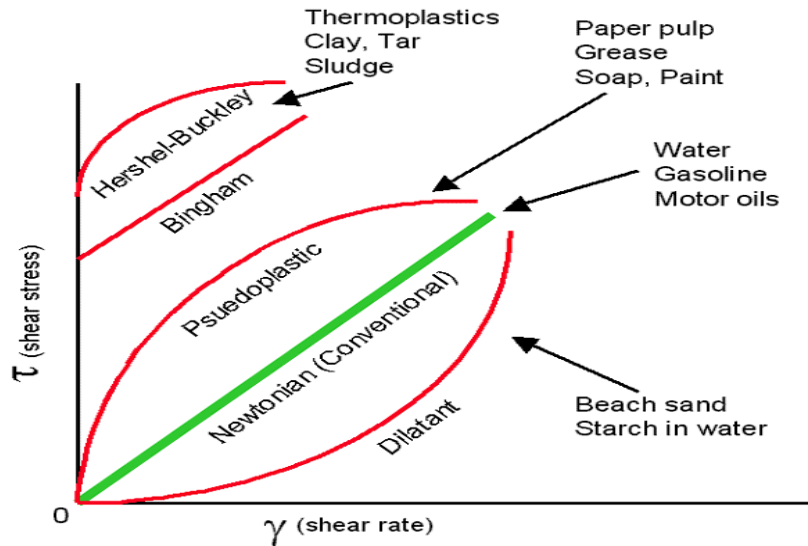
❖ سیالات ویسکوالاستیک

در ادامه هر یک از این خانواده‌ها معرفی شده و در مورد خواص این سیالات بحث می‌شود [7].

۱-۱۱-۱ سیالات غیر نیوتونی مستقل از زمان

سیالات غیر نیوتونی مستقل از زمان سیالاتی هستند که در آن‌ها تنش برشی تنها تابعی غیرخطی از نرخ برش است. به‌عبارت دیگر در این سیالات ویسکوزیته تابعی از نرخ برش می‌باشد. مطابق شکل زیر خود این سیالات به دو دسته کلی سیالاتی دارا و فاقد تنش تسلیم تقسیم می‌شوند. در موادی که دارای تنش تسلیم هستند شرط جریان ماده، رسیدن تنش به حد مشخصی برای شروع سیلان آن است. برای مثال خمیردندان مثال بسیار مناسبی برای این مواد است به نحویکه تا زمانی که میزان فشردگی پوسته آن به حد مشخصی نرسد، خمیردندان از آن خارج نمی‌شود. علت این رفتار فیزیکی معمولاً به ساختمان سه‌بعدی ماده نسبت داده می‌شود. ساختمان این مواد قادر است که تنش برشی کمتر از حد تسلیم را بدون ایجاد جریان تحمل نماید ولی پس از آن، ساختمان

داخلی شکسته شده و ماده اجازه حرکت برشی را پیدا می‌کند. تصور می‌شود که ساختمان داخلی ماده پس از کاهش تنش به مقدار کمتر از تسلیم دوباره ترمیم می‌شود. معروف‌ترین این دسته از مواد، پلاستیک بینگهام است. در واقع پلاستیک بینگهام یک سیال نیوتنی دارای تنش تسلیم است (ویسکوزیته آن ثابت است). نمونه‌هایی از سیالات دارای تنش تسلیم عبارت‌اند از: برخی پلاستیک‌های مذاب، گل حفاری چاه نفت، مخلوط آب و شن، دوغ آب‌های گچ و ماسه، شکلات مایع، کرم‌های طبی، خمیردندان، بتن تازه، مارگارین و گریس‌ها سیالاتی که فاقد تنش تسلیم هستند، به دو دسته سیالات شبه پلاستیک و سیالات دایلاتنت تقسیم می‌شوند. این سیالات بصورت سیالات نیوتنی تعمیم‌یافته نیز نامیده می‌شوند. تاکنون مدل‌های متعددی به‌عنوان قانون پایه برای این مواد ارائه شده است، اما پرکاربردترین و ساده‌ترین مدل حاکم بر آن‌ها مدل پاورلا است که در آن تنش برشی تابعی از توان n ام نرخ برش است. یکی از اشکالات این مدل، پیش‌بینی ویسکوزیته صفر در نرخ برش بی‌نهایت برای سیالات شبه پلاستیک است. از جمله مدل‌هایی که این مشکل مدل پاورلا را برطرف می‌نمایند می‌توان به مدل کراس، مدل کاریو-یاسودا و راینر-فیلیپوف اشاره نمود. شایان ذکر است که با ازدیاد ثابت‌های این مدل‌ها رفتار وابستگی تنش به نرخ برش بهتر مدل می‌شود. در سیالات شبه پلاستیک، ویسکوزیته در نرخ‌های برش کوچک و بسیار زیاد تقریباً خطی است. شیب منحنی تنش در برابر نرخ کرنش در شدت‌های برش زیاد، به ویسکوزیته در برش بینهایت (η_{∞}) و در شدت‌های برش کم به ویسکوزیته در برش صفر (η_0) موسوم است. در این مواد، در برش بینهایت نرخ افزایش تنش در برابر شدت برش، مقداری منفی است (ویسکوزیته تابعی نزولی از شدت برش است). به عبارت دیگر چنانچه از مدل پاورلا به‌عنوان قانون پایه برای مواد شبه پلاستیک استفاده شود، در این صورت n مقداری کوچک‌تر از یک خواهد بود [7].



شکل ۱-۱۱: منحنی‌های تنش برشی در برابر نرخ برش برای سیالات مستقل از زمان [7]

سیالات شبه پلاستیک عموماً در بین مواد زیر یافت می‌شوند: بسیاری از مواد با وزن مولکولی بالا، بسیاری از سوسپانسیون‌های^۱ دارای غلظت متوسط، محلول‌های لاستیک طبیعی و مصنوعی، چسب‌ها، سوسپانسیون‌های آهار، استات سلولز، محلول‌های مورد استفاده برای ساخت رایون، مایونز، بعضی مرکب‌های چاپ و رنگ‌ها. در سیالات دایلاتنت با افزایش شدت برش، ویسکوزیته سیال افزایش می‌یابد و چنانچه مقداری بزرگ‌تر از یک خواهد n از مدل پاورلا به‌عنوان قانون پایه برای آن‌ها استفاده شود، در این صورت بود. در بین مواد زیر رفتار سیال دایلاتنت مشاهده شده است: برخی سوسپانسیون‌های آبی اکسید تیتانیوم، برخی محلول‌های پودر ذرت - شکر، برخی محلول‌های بوراکس - صمغ عربی، نشاسته، سیلیکات پتاسیوم، شن مرطوب ساحل و بعضی رنگ‌ها [7].

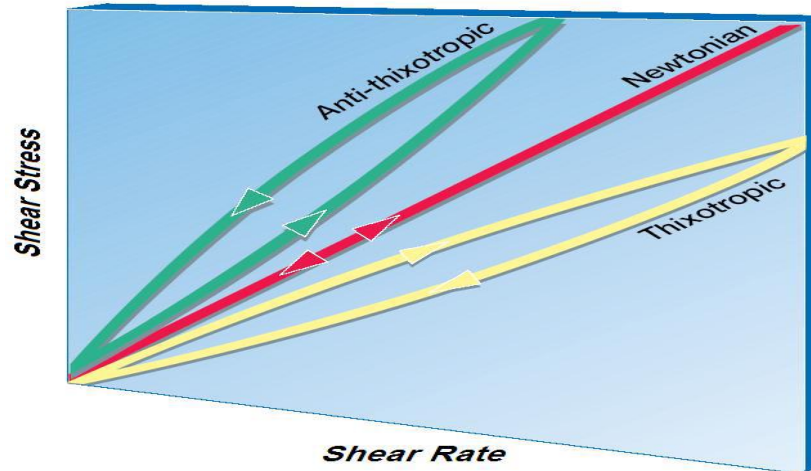
۱-۱۱-۲ سیالات غیر نیوتونی وابسته به زمان

در بعضی از سیالات غیر نیوتنی، علاوه بر اینکه ویسکوزیته تابعی از شدت برش است، تابعی از زمان نیز می‌باشد. به‌عبارت‌دیگر در این سیالات، در حین یک نرخ برش ثابت، ساختمان مولکولی ماده بطور مداوم در حال تغییر است و لذا مقدار ویسکوزیته و تنش برشی نیز تابعی از زمان خواهد بود. بطور کلی این مواد به دو دسته سیالات

^۱ Suspensions

تیکسوتروپیک^۱ و سیالات رئوپکتیک (آنتی تیکسوتروپیک) تقسیم می‌شوند. در سیالات تیکسوتروپیک ، چنانچه ماده در معرض یک شدت برش ثابت و دمای معین قرار داده شود، تنش برشی یک کاهش برگشت پذیر نسبت به زمان پیدا می‌کند. البته در نهایت ویسکوزیته به سمت یک مقدار حدی میل خواهد کرد . از دیدگاه مولکولی چنانچه یک سیال تیکسوتروپیک تحت یک برش ثابت قرار گیرد، به تدریج ساختمان مولکول‌های آن شروع به شکستن می‌کند و لذا با افزایش زمان ویسکوزیته سیال کاهش می‌یابد . مولکول‌های شکسته شده در صورت برخورد در جهت مناسب امکان بازگشت به ساختار اولیه خود را دارند و از آنجا که با گذشت زمان بر تعداد مولکول‌های شکسته شده افزوده می‌شود، بنابراین امکان برخورد مولکول‌ها و فعال تر شدن مکانیزم ترمیم افزایش می‌یابد . به همین دلیل پس از گذشت مدت‌زمان مشخصی تعادلی بین فرآیندهای شکست و ترمیم بوجود می‌آید و ویسکوزیته به سمت مقدار ثابتی میل می‌کند . به‌عنوان نمونه برخی پلیمرهای درشت مولکول و محلول‌های مواد غذایی دارای این رفتار هستند . سیالات رئوپکتیک مواد بسیار نادری هستند که رفتار آن‌ها کاملاً برعکس مواد تیکسوتروپیک است . از دیدگاه مولکولی، این مواد ساختار مولکولی اولیه‌ای ندارند ولی با ایجاد برش و برخورد مولکول‌ها به یکدیگر شانس تشکیل یک ساختار را پیدا می‌کنند ؛ بنابراین تحت برش ثابت و در شرایط ایزوترمال، یک افزایش برگشت پذیر در تنش برشی و ویسکوزیته آن‌ها مشاهده می‌شود . در بعضی سیالات نظیر سوسپانسیون‌های رسی بنتونیت، سوسپانسیون‌های وانادیوم پنتا اکسید، خمیر گچ و سوسپانسیون‌های رقیق اولئات آمونیوم رفتار رئوپکتیک مشاهده شده است. در شکل زیر منحنی تنش در برابر نرخ برش برای مواد رئوپکتیک و تیکسوتروپیک نشان داده شده است [7].

^۱ Thixotropic

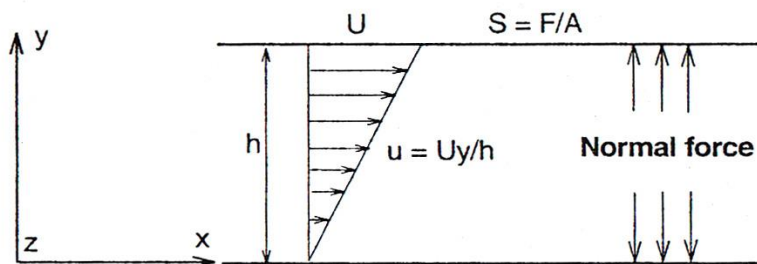


شکل ۱-۱۲: منحنی‌های تنش برشی در برابر نرخ برش برای سیالات غیر نیوتنی تابع از زمان [7].

۱-۱۱-۳ سیالات ویسکوالاستیک^۱

سیالات ویسکوالاستیک موادی هستند که به‌طور توأمان خواص ویسکوز و الاستیک را دارا می‌باشند. از آنجا که در سیالات تنش تابعی از نرخ برش و در جامدات تابعی از خود برش است، لذا این مواد دارای خواص هم‌زمان جامد و سیال هستند. آزمایش معروفی که به بررسی رفتار جریان مواد ویسکوالاستیک می‌پردازد، آزمایش جریان کوئت جریان برشی ساده است. مطابق شکل، چنانچه یک سیال ویسکوالاستیک بین دو صفحه تخت حرکت نماید، یک جریان برشی ساده ایجاد U موازی قرار گیرد و صفحه بالایی با سرعت ثابت می‌شود. اگر عمل برش دهی قطع و حرکت صفحه بالایی بطور ناگهانی متوقف شود، برخلاف سیالات نیوتنی که در آن‌ها تنش بطور آنی صفر می‌شود، در مواد ویسکوالاستیک کاهش تنش برشی دارای بازه زمانی یا به‌عبارت‌دیگر دارای زمان آسودگی از تنش است [7].

^۱ Viscoelastic



شکل ۱-۱۳: طرح شماتیک جریان برشی ساده (جریان کوئت) [7].

همچنین برای سیال ویسکوالاستیک، چنانچه در حین حرکت صفحه بالایی، تنش برشی بطور آنی قطع شود (نیروی روی صفحه قطع و صفحه به حال خود رها گردد)، صفحه بالایی تا حدی به عقب بر می‌گردد، در حالیکه در سایر سیالات توقف صفحه بالایی نیز آنی است. در واقع بازگشت صفحه بالایی ناشی از خاصیت الاستیک ماده است، اما این بازگشت نسبت به مواد الاستیک (با خواص الاستیک یکسان) کندتر است که این موضوع ناشی از وجود مکانیزم ویسکوز در این مواد است. بر این اساس ادعا می‌شود که این مواد دارای یک حافظه جهت‌دار از تغییر شکل‌های خود بوده و از حالت قبلی خود آگاه هستند. یکی از مهم‌ترین تفاوت‌های سیالات ویسکوالاستیک با سایر سیالات، وجود اختلاف تنش‌های نرمال اول و دوم در این مواد است. به‌عنوان نمونه در جریان کوئت یک سیال معمولی تنش‌های نرمال همواره ثابت و برابر فشار استاتیکی است اما در جریان کوئت یک سیال ویسکوالاستیک اختلافی بین تنش‌های نرمال مشاهده می‌شود. به‌طور کلی جریان برشی این مواد، آرایش و موقعیت مولکول‌ها را تحت تأثیر قرار می‌دهد و کشیدگی و هم‌راستا شدن مولکول‌های طولی پلیمری در راستای خطوط جریان را در پی دارد که این امر سبب بروز خواص غیرایزوتروپیک^۱ در سیال می‌شود. لذا جهت حفظ این انحراف، میدان تنش نیز تحت تأثیر قرار گرفته و اختلاف تنش‌های نرمال پدید می‌آیند. چنانچه سیال تنها در یک جهت جریان داشته باشد و تغییرات سرعت تنها در یک جهت عمود بر جهت حرکت بوجود بیاید (مانند جریان

^۱ Anisotropic

کوئت)، در این صورت طبق تعریف، جهت 1 معرف جهت جریان اصلی، جهت 2 معرف جهت تغییرات سرعت و جهت 3 نیز معرف جهت راست گرد عمود بر جهات 1 و 2 است. در یک سیال ویسکوالاستیک اختلاف تنش‌های نرمال اول و دوم به شکل زیر تعریف می‌شود [7]:

$$N_1 = \sigma_{11} - \sigma_{22} \quad (1 - 3)$$

$$N_2 = \sigma_{22} - \sigma_{33} \quad (1 - 4)$$

در حالت جریان پایدار، ویسکوزیته برای یک سیال ویسکوالاستیک به شکل زیر قابل تعریف است:

$$\eta = \frac{\sigma_{12}}{\dot{\gamma}} \quad (1 - 5)$$

علاوه بر ویسکوزیته، ثابت‌های اختلاف تنش‌های نرمال اول و دوم نیز از جمله خواص رئولوژیکی سیال ویسکوالاستیک محسوب می‌شوند. شایان ذکر است که تقریباً در تمامی مواد پلیمری رفتار ویسکوزیته و ثابت‌های اختلاف تنش‌های نرمال بصورت نازک شونده (شبه پلاستیک) است. مقادیر N_1 و N_2 برحسب نرخ برش برای محلول نشان داده 68% پ. پلییزو بوتیلن در ستان و در دمای $24\text{ }^\circ\text{C}$ نشان داده شده است. تقریباً در همه موارد N_1 از N_2 بزرگ‌تر است. همچنین N_1 مقداری مثبت و N_2 اغلب دارای مقدار منفی است. در بیشتر کاربردهای عملی، معمولاً مقدار N_2 اندازه‌گیری نمی‌شود و از نظر بزرگی، مقدار آن 10% مقدار N_1 در نظر گرفته می‌شود. به‌مانند ویسکوزیته، می‌توان توابعی را بر روی توزیع ثابت‌های اختلاف تنش‌های نرمال برازش نمود. برای این منظور می‌توان از توابعی نظیر مدل پاورلا، کراس، کاریو- یاسودا، اولدروید و ... استفاده کرد. وجود اختلاف تنش‌های نرمال سبب بروز رفتارهای متفاوت و بعضاً متضاد سیالات ویسکوالاستیک نسبت به سایر سیالات می‌شود [7].

۱۲-۱- موارد کاربرد حوزه الکتروکینتیک

۱-۱۲-۱ حذف فلزات سنگین و الوده (مثل سرب، نیکل، منیزیم، روی، مس و غیره) از خاک

روش الکتروکینتیک روشی نوین برای حذف فلزات سنگین از خاک‌های الوده می‌باشد. اعمال جریان الکتریکی باعث حرکت ذرات باردار شده که این حرکت خود، به علت مهاجرت یون‌ها و کلوئیدهای موجود در آب و کاهش واکنش‌های روی سطح الکترودها می‌باشد. هدف اصلی پاک‌سازی خاک و عقب راندن ذرات الوده به داخل الکتروده می‌باشد. بیشترین راندمان و کمترین غلظت زمانی رخ می‌دهد که منگنز و کروم مورد پالایش قرار گیرند و از ولتاژ ۲۹ ولت استفاده شود. از میدان‌های الکتریکی افقی و عمودی بصورت هم‌زمان هم به منظور افزایش اصلاح الکتروکینتیکی خاک به کار گرفته می‌شوند [8].

۱-۱۲-۲ حذف مواد نفتی از خاک با استفاده از دو روش الکتروکینتیک و گیاه‌پالایی

تتراکلرواتیلن (TCE) به‌طور وسیع به‌عنوان حلال از جمله الاینده‌های خطرناک خاک محسوب می‌گردد. گیاه‌پالایی به‌عنوان یکی از فن‌آوری‌های نسبتاً نوین در پالایش خاک‌های الوده است که در آن از ریشه گیاهان مقاوم و مناسب با مشارکت میکروارگانیسم‌ها و آنزیم‌ها سبب حذف یا کاهش غلظت الاینده‌های معدنی، رادیواکتیو و الی به‌ویژه ترکیبات نفتی از محیط زیست استفاده می‌شود. یکی از معایب کاربرد این روش، محدودیت دسترسی ریشه گیاهان به الاینده‌ها در سطح وسیع می‌باشد. از فرآیند هیبریدی گیاه‌پالایی و الکتروکینتیک غیرهمگن با تعوض قطبیت ۳ ساعته و با کمک شوینده غیر یونی، در پاک‌سازی خاک الوده به تتراکلرواتیلن (TCE) در مقیاس آزمایشگاهی استفاده می‌شود. خاک الوده را همراه با شوینده غیر یونی و کود معدنی در داخل پایلوت‌های آزمایشگاهی قرار می‌دهند و بذره‌های گیاه یونجه در سطح فوقانی خاک کشت داده می‌شود. سپس اختلاف پتانسیل ثابت ۱ ولت در هر سانتیمتر با تعویض پلاریته ۳ ساعته در دو سر الکتروده اعمال گردید. با توجه به نتایج حاصله از آزمایش‌ها و مقایسه آن با نمونه‌های شاهد، بیشترین درصد حذف الاینده نفتی در خاک الوده تحت فرآیند هیبریدی گیاه‌پالایی و الکتروکینتیک همراه با شوینده غیر یونی با سطح الودگی ۱۰۰۰۰ و ۳۰۰۰۰ میلی‌گرم در هر کیلوگرم خاک خشک

به ترتیب حدود ۹۴ و ۸۱ درصد بدست آمده و نشان می‌دهد روش ترکیبی گیاه‌پالایی و الکتروکینتیک با استفاده از شوینده غیر یونی، به‌عنوان روشی هیبریدی برای پاک‌سازی خاک‌های الوده با غلظت الودگی کم تا متوسط با راندمان بالاتری قابل اجرا می‌باشد [8].

۱-۱۲-۳ امکان‌پذیری حذف سرب از لجن‌های حاصل از سیستم‌های تصفیه‌کننده هوا بوسیله فن‌آوری الکتروکینتیک

دفع مواد حاصل از فعالیت وسایل تصفیه‌کننده هوا نظیر اسکرابرها^۱ و فیلترها همواره یک معضل زیست‌محیطی است. کاربرد الکتروکینتیک به‌عنوان روشی جدید در تصفیه خاک‌های الوده به فلزات سنگین در تحقیقات متعدد به اثبات رسیده است اما تاکنون این روش برای تصفیه نهایی لجن‌های حاصل از فعالیت اسکرابرها و سیکلون‌ها و فیلترهای کیسه‌ای در صنایع الاینده به فلزات سنگین بکار نرفته است. در فرایند الکتروکینتیک دو رشته الکتروود (آند و کاتد) درون نمونه قرار می‌گیرد که با عبور جریان مستقیم با شدت کم یک میدان الکتریکی ایجاد می‌شود که در آن آب، یون‌ها، مواد الی قطبی شده و ذرات باردار توسط دو مکانیسم اصلی انتقال یون‌ها و ذرات باردار و همچنین انتقال آب میان حفره‌ای به سمت الکتروود با بار مخالف حرکت می‌کنند. مطالعات متعددی در زمینه فرایند الکتروکینتیک بررسی شده است و بر اساس شواهد و نتایج ارائه شده و همچنین شباهت‌های موجود فیزیکوشیمیایی شیمیایی بین لجن‌های سیستم‌های تصفیه‌کننده ذرات معلق با محیط‌های مورد مطالعه و همچنین انعطاف‌پذیری فرایند الکتروکینتیک برای عمل در شرایط مختلف PH، دما و حضور مواد شیمیایی تغییردهنده حالیت فلزات سنگین، نشان می‌دهد که این فرایند می‌تواند برای تصفیه نهایی لجن‌های مذکور بکار رود که مراحل عملی آن بر روی نمونه‌های واقعی با ساخت یک دستگاه راکتور آزمایشگاهی برای حذف سرب در حال اتمام است [8].

۱-۱۲-۴ جداسازی مولکول‌ها در آزمایشگاه‌های سلول‌های زیستی

امروزه الکتروفورز شاید اصلی‌ترین تکنیک برای جداسازی مولکول‌ها در آزمایشگاه‌های سلول‌های زیستی است. الکتروفورز برای جداسازی اغلب پروتئین‌های روتین و اسید نوکلئیک استفاده می‌شود. همچنین از الکتروفورز برای جداسازی پروتئین‌هایی که در اثرانگشت هستند استفاده می‌شود. زمانی که پروتئین‌ها با وزن مولکولی بالاتر نیازمند

^۱ Scrubbers

تمرکز پایین تر ژل آکریلامید هستند پروتئین‌ها با وزن مولکولی در محدوده ده هزار یا یک میلیون با ۷۱/۲٪ ژل‌های آکریلامید جداسازی می‌شوند. درصد ژل مورد استفاده بستگی به وزن مولکولی پروتئین مورد جداسازی دارد. بسته به PH بافر، در الکتروفورز پروتئین‌ها در یک‌بار پایه جداسازی می‌شوند و بار پروتئین می‌تواند مثبت یا منفی باشد [9].

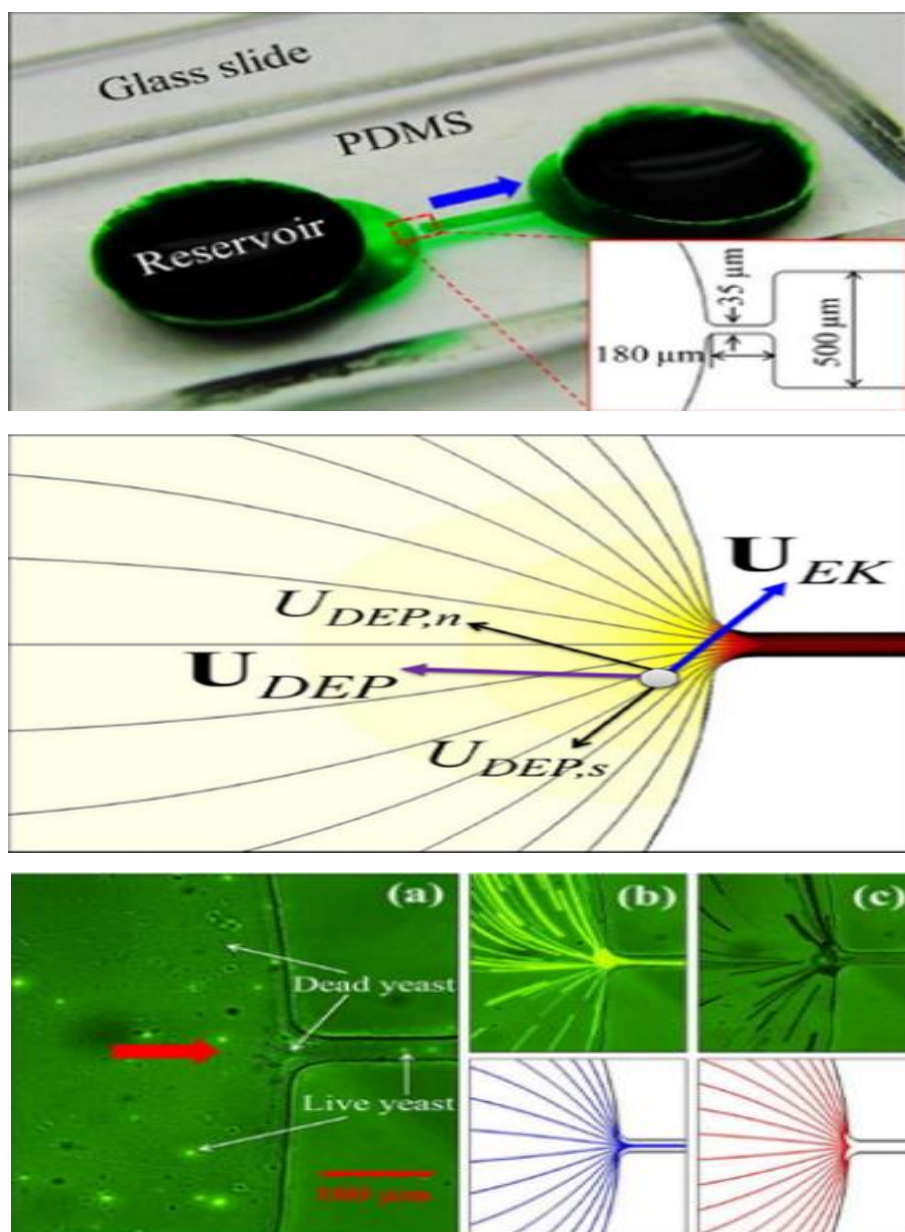
۵-۱۲-۱ جداسازی سلول‌های مخمر زنده و مرده با استفاده از روش دی الکتروفورز

جداسازی سلول‌های زنده و مرده‌ی مخمر یکی از روش‌های تشخیصی برای بیماری‌ها در مراحل اولیه و آزمایش مؤثر غربال‌گری دارویی و ... می‌باشد. این کار نشان‌دهنده‌ی یک روش میکروسیالی جدید برای جداسازی دی الکتروفورز سلول‌های مخمر زنده از سلول‌های مرده می‌باشد. این کار با الکتروفورز سلول‌هایی انجام می‌شود که در واقع الکتروفورز سلولی بوسیله‌ی میدان‌گرادیان میدان الکتریکی ذاتی در اتصال میکروکانال با بخش ذخیره‌سازی، انجام می‌شود و بدین‌وسیله، سلول‌های مخمر مرده، بصورت انتخابی، به دام می‌افتند. این کار موجب جداسازی سلول‌های زنده و ورود آن‌ها به داخل منبع می‌شود؛ بنابراین، این روش، روش دی الکتروفورز مبتنی بر مخزن^۱ نامیده می‌شود. این روش نسبت به سایر روش‌های دی الکتروفورز، مزیت دارد مثلاً اشغال نشدن فضای کانال و حذف هر بخش مکانیکی یا الکتریکی در داخل میکروکانال‌ها. یک دستگاه دی الکتروفورز مبتنی بر مخزن می‌تواند به سهولت با سایر اجزای ترکیب شود و برای کاربردهای تشخیصی و درمانی بیولوژیکی، مورد استفاده قرار گیرد. مقدمه جدایش سلولی، یک مرحله‌ی ضروری در تحقیقات بیولوژیکی می‌باشد و کاربردهای مهمی در بسیاری از نواحی مانند ارزیابی محیطی، تولید غذا و صنعت داروسازی دارد. وسایل میکروسیال به‌طور روزافزون برای جداسازی سلول‌ها مورد استفاده قرار می‌گیرند. علت این استفاده، هزینه، دقت، اثربخشی و سایر مزیت‌های این روش نسبت به سایر روش‌های میکروسکوپی، می‌باشد. میدان‌های نیروی مختلفی برای جدایش سلول‌ها در میکروسیال‌ها، مشارکت دارند. این نیروها، عبارت‌اند از نیروی گرانش، نیروی هیدرودینامیک، نیروی الکتریکی، نیروی صوتی، نور، نیروی مغناطیس، نیروی اینرسی و ... این جدایش می‌تواند با و بدون استفاده از برجسب بیوشیمیایی خاص هر سلول، انجام شود.

^۱ RDEP

انتخاب‌کننده‌های سلولی^۱ فلوئورسنت و انتخاب‌کننده‌های فعال‌شده با مواد مغناطیسی، دو مثالی هستند که برای برچسب‌زنی خارجی سلول‌های هدف یا غیر هدف، مورد استفاده قرار می‌گیرند. برای جدایش سلول‌های بدون برچسب، بیومارکرهای ذاتی متعددی برای این منظور مورد استفاده قرار گرفته‌اند که در آن‌ها، از خواصی همچون، اندازه، شکل، دانسیته، بار، تغییر شکل و سایر خواص، استفاده می‌شود. زنده ماندن سلولی، یکی دیگر از ویژگی‌های ذاتی است که برای جدایش سلول‌های بدون برچسب مورد استفاده قرار می‌گیرند. طبقه‌بندی سلول‌های زنده و مرده، برای تشخیص بیماری‌ها در مراحل اولیه مهم می‌باشد و همچنین بر روی میزان اثربخشی آزمون‌های مربوط به غربال‌گری دارویی و ... مورد استفاده قرار می‌گیرد. مطالعات قبلی بر روی این جداسازی در اصل، بر اساس دی‌الکتروفورز مبتنی بر مخزن انجام می‌شود که در واقع انتقال سلول‌ها، به سمت ناحیه میدان الکتریکی بزرگ و یا حرکت به سمت خارج از این میدان است. قابلیت پلاریزاسیون یک سلول، به خواص الکتریکی (رسانایی و گذردهی)، خواص مکانیکی (اندازه و شکل) و فرکانس میدان الکتریکی، وابسته است. این مسئله ما را قادر می‌سازد تا جداسازی را بدون استفاده از برچسب انجام دهیم [10].

^۱ Sorters Cells

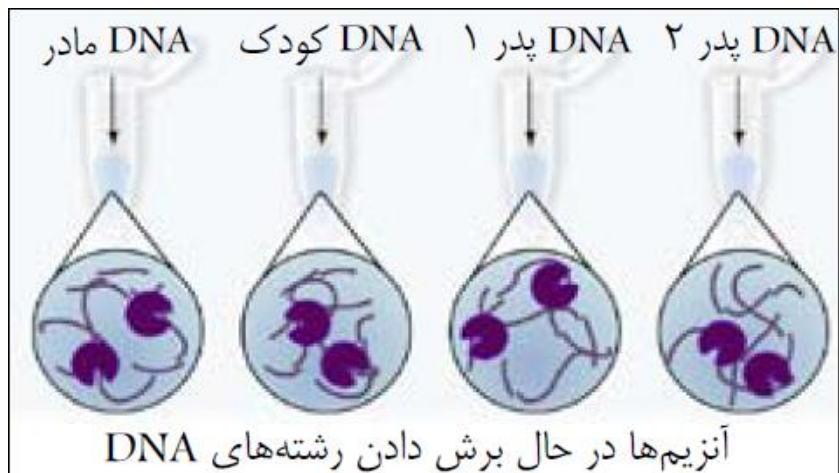


شکل ۱۴-۱: شماتیکی از روش دی الکتروفورز برای جداسازی سلول‌های زنده از مرده. همان‌طور که مشاهده می‌کنید سلول‌های زنده در داخل مخزن توسط فرآیند دی الکتروفورز از داخل لوله به سمت مخزن دیگر جداسازی می‌شوند و سلول‌های مرده در داخل مخزن چپ باقی می‌مانند [10].

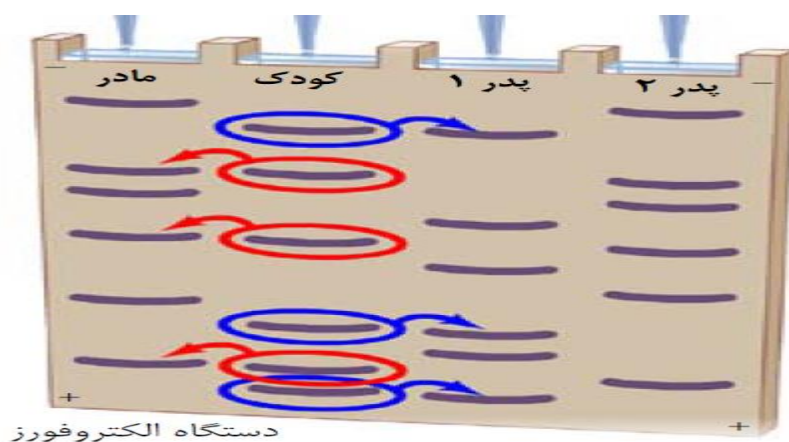
۱-۱۲-۶ کاربرد الکتروفور تیک در جداسازی دی ان ای

از این روش می‌توان در کشف حضور یا عدم حضور یک ژن خاص در سلول، بررسی وجود ژن ویروسی یا سرطانی در سلول‌های بافت بیماران، تعیین توالی نوکلئوتیدها در یک رشته دی‌ان‌ای، بررسی دیان ای موجودات چند هزارساله، انگشت‌نگاری ژنتیک و تحقیقات جنایی استفاده کرد. کشف هویت و یافتن رابطه ژنتیکی افراد و حتی جانداران فرگشت یافته نیز از دیگر موارد کاربردی تکثیر ژنی است.

برای مثال فرض کنید دو مرد ادعای پدر بودن کودکی را دارند. در این حالت دیان ای مردها، مادر و کودک گرفته شده و هر یک جداگانه تکثیر می‌شوند. سپس با افزودن آنزیم محدودکننده یکسان، رشته‌ها را در نقاط خاصی برش می‌دهند. آنگاه ظرف‌های حاوی ژن‌های برش خورده را در چاهک‌های جداگانه دستگاه الکتروفورز می‌ریزند. درون این دستگاه با نوعی ژل متخلخل پر شده است. از این رو وقتی جریان الکتریکی در دو طرف دستگاه برقرار می‌شود، قطعات باردار ژن بر اساس طول و اندازه از میان خلل‌های ژل به سمت پایین حرکت می‌کنند. در این حالت، رشته‌های کوچک‌تر سریع‌تر از رشته‌های بلندتر حرکت کرده و در جایگاه‌های پایین‌تر قرار می‌گیرند. پس از چند ساعت، ژن‌های با قطعات مساوی در جایگاه‌های مخصوص قرار می‌گیرند. حال با مقایسه ژن‌ها می‌توان دریافت که هر ژن کودک از کدام والد (پدر و مادر) دریافت شده است. همان‌طور که می‌دانید نصف کروموزوم‌های هر کودک از پدر و نصف دیگر از مادر دریافت شده‌اند. پس می‌بایست در این حالت بخشی از ژن‌های کودک با ژن‌های مادر و بخش دیگر با ژن‌های پدر در یک سطح قرار گرفته باشند. بدین ترتیب، به سادگی و در عرض چند دقیقه می‌توان پدر کودک (شماره یک) را تشخیص داد. در تحقیقات جنایی نیز با کشف تنها یک پیاز مو یا یک قطره خون مجرم یا قاتل می‌توان در عرض چند دقیقه، میلیون‌ها رشته همانند شده را تکثیر کرد. سپس با مقایسه قطعات ژن کشف‌شده و ژن متهمین در دستگاه الکتروفورز می‌توان به سادگی دریافت که این قطره خون یا مو متعلق به کدام یک از آنها است [11].



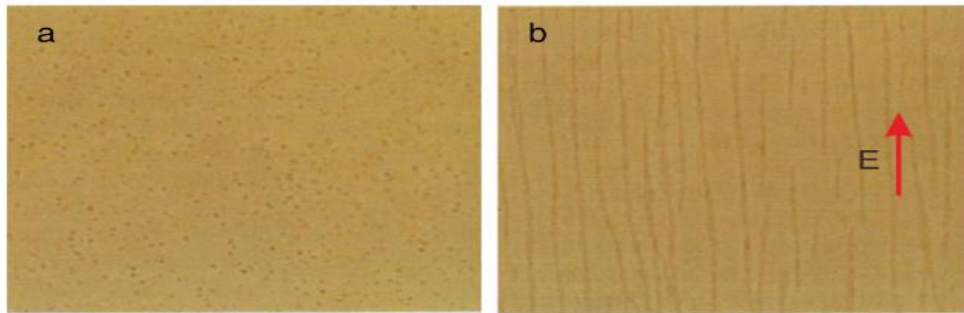
شکل ۱-۱۵: نحوه برش ژن‌ها توسط آنزیم‌های محدودکننده. ژن‌های تمام افراد توسط آنزیم‌ها برش داده می‌شوند و در داخل چاه الکتروفورز گذاشته می‌شوند [11].



شکل ۱-۱۶: نحوه قرارگیری ژن‌های برش خورده در چاه الکتروفورتیک. ژن‌هایی که در یک سطح قرار می‌گیرند نشان‌دهنده همسان بودن آنهاست [11].

۱-۱۲-۷ کاربرد سیالات الکتروئولوژیکی در الکتروکینتیک

سیالات الکتروئولوژیکی غلظت خیلی مناسبی برای تعلیق ذرات دی‌الکتریک دارند. تحت تأثیر میدان الکتریکی خارجی، افزایش ویسکوزیته ظاهری یک نوع سیال الکتروئولوژیکی می‌تواند از لحاظ اندازه به ۵ برابر خود برسد [12]، در نتیجه منجر به انتقال سیال الکتروئولوژیکی از حالت مایع به حالت ژل مانند می‌شود. سیالات الکتروئولوژیکی توانایی تغییر تقریباً آنی از حالت مایع به حالت سخت تحت اعمال میدان الکتریکی را دارند که ارتش آمریکا در حال برنامه‌ریزی برای استفاده از آنها برای ایجاد زره‌های ضدگلوله است. به‌علاوه، شرکت بزرگ موتورولا در سال ۲۰۰۶ برای به‌کارگیری سیالات رئولوژیکی، ابتکاری ایجاد کرد که یک موبایل انعطاف‌پذیر را تولید کند. چنین ابزاری زمانی که انرژی الکتریکی فعال می‌شود، صلب می‌شود اما زمانی که انرژی الکتریکی فعال نیست می‌تواند انعطاف‌پذیری خم شونده داشته باشد. به دلیل واکنش‌های ذاتی بیشمار الکتروئولوژیکی، سیالات الکتروئولوژیکی خیلی قوی طبیعتاً برای تمام اهداف ذکر شده در بالا مناسب هستند [13,14].



شکل ۱-۱۷: (a) توزیع یکنواخت ذرات معلق کلئیدی در نبود میدان الکتریکی. (b) شکل زنجیر مانند ذرات دی‌الکتریک در راستای میدان الکتریکی اعمالی. اندازه ذرات دی‌الکتریک 700 nm است [85].

محدوده کاربردهای سیالات الکترورنولوژیکی از شیرهای هیدرولیکی [15]^۱ گرفته تا کلاچها [16]^۲، ترمزها [17]^۳، جاذبهای ارتعاشی [18]^۴، کنترلرهای دستی [19] و نمایشگرهای لمسی [20] است.

^۱ Hydraulic Valves

^۲ Clutch

^۳ Brakes

^۴ Shock Absorber

فصل ۲ مروری بر مطالعات پیشین

پیشرفت‌های اخیر در زمینه ساخت فناوری‌های میکروسیالی، تحولی را در سیستم‌های سیالی مینیاتوری شامل میکرومجرها، دریچه‌ها، پمپ‌ها و دیگر سیستم‌های تزریقی متنوع ایجاد کرده است. این وسایل میکروسیالی می‌توانند در پزشکی، داروسازی و کاربردهای دفاعی به کار گرفته شوند. برای مثال در تحویل دارو، ترتیب گذاری و تحلیل دی‌ان‌آ و تشخیص عوامل شیمیایی و بیولوژیکی سنسورها در میکروتراشه‌ها. برتری عمده این فناوری‌های میکروسیالی در کم‌هزینه بودن، سبک بودن و سایز کوچک آن‌هاست.

طبقه‌بندی کانال بر مبنای قطر هیدرولیک، نامزد به‌کارگیری یک راهنمای ساده برای رساندن رنج بعد موردنظر است. کاهش سایز کانال تأثیر متفاوتی روی فرایندهای مختلف دارد. به دست آوردن معیارهای خاص مبنی بر پارامترهای فرایند ممکن است گزینه جذابی به نظر برسد اما تعداد فرایندها و پارامترهایی را در نظر می‌گیریم که روی پدیده (اگر که وجود داشته باشد) انتقال از ماکرواسکیل به میکرواسکیل حکمرانی می‌کنند. عموماً یک طبقه‌بندی ابعادی ساده در ادبیات پذیرفته شده است. این طبقه‌بندی توسط مهندال^۱ و همکاران پیشنهاد شده است. این رنج از ۱ تا ۱۰۰ میکرومتر به‌عنوان میکروکانال‌ها، ۱۰۰ میکرومتر تا 1mm به‌عنوان مسوکانال‌ها، ۱ تا ۶ میلی‌متر به‌عنوان مجرای فشرده، و بالاتر از ۶ میلی‌متر به‌عنوان مجرای قراردادی تقسیم‌بندی شده است.

کاندلیکار و گراند^۲ (۲۰۰۳) تأثیر ترقیق گازهای موجود در فشار اتمسفر را در نظر گرفته‌اند [21].

در سیستم‌های بیولوژیکی، جریان در عروق شعریه در اعداد رینولدز خیلی پایین اتفاق می‌افتد. یک روش مدل کردن متفاوت برای موارد مشابه این لازم است. همچنین تأثیر نیروهای الکتروکینیتیکی نقش مهمی را بازی می‌کنند.

^۱ Mehendal

^۲ Kankdlikar & Grande

^۳ coulombic

جریان دو فازی در کانال‌های زیر ۱۰ میکرومتر بدون بررسی باقی می‌مانند. اخیراً طرح طبقه‌بندی کانال کاندلیکار و گراندن اندکی اصلاح شده است و طرح کلی عمومی‌تری روی کانال‌های با ابعاد کوچک‌تر، پایه‌ریزی شده است [21].

درخواست‌های تکنولوژیکی سیستم‌های میکروسیالی نیاز به فهم بهتر پدیده انتقال سیالی_ گرمایی میکرواسکیل‌ها دارد که با سیستم‌های با سایز بزرگ‌تر آن‌ها متفاوت است و عمده تفاوت آن‌ها، سایز و تأثیرات نیروی سطحی است (هو و تای ۱۹۹۹). برای وسایل کوچک‌تر از یک میلی‌متر در طول، نیروهای سطحی بیشتر از نیروهای حجمی تأثیرگذارند. در نظر بگیرید که همه سیستم‌های میکرواسکیلی در محیط‌های آبی یا گازی کار می‌کنند، نیروهای سیالی روی این سیستم‌ها بعد از نیروهای سطحی به نیروهای تماس سطحی تقسیم می‌شوند (جارویس و تریمر ۱۹۹۸). منشأ نیروهای سیالی روی سطوح، اثر متقابل بین مولکول‌های مایع یا گاز با اتم‌های سطح است. این اثر متقابل روی نیروهای وان در والس با برد کوتاه و نیروهای کولومبیک^۱ یا الکترواستاتیک برد بلند پایه‌ریزی شده است (هو و تای 1 ۱۹۹۸). جریان گاز در میکرواسکیل‌ها همچنین تأثیرات ترقیق ناشی از پویش آزاد متوسط گاز که با مقیاس‌های طول مشخصه جریان قابل‌مقایسه است را نشان می‌دهد (برای جزئیات بیشتر تأثیرات ترقیق روی میکرو جریان‌های گاز به بسکوک و کارنیاداکیس، ۱۹۹۹ بسکوک، تریمر و کارنیاداکیس ۱۹۹۶ نگاه کنید).

در این مقاله ما تاثیر الکتروکینتیک را بررسی می‌کنیم، که عمدتاً رفتار یک سیال یونیزه شده نزدیک سطح باردار شده است. طبق پروبستین (۱۹۹۴)، تأثیرات الکتروسینیتیک در ابتدا توسط رئوس در سال ۱۸۰۹ شرح داده شد که بعدها توسط کارهای بنیادی هلمهولتز ۱۸۷۹ روی تئوری‌ای دی ال پیگیری شد که برای انتقال الکتروکینتیک به پارامترهای جریان و الکتریکی وابسته بود. پدیده الکتروسینیتیک می‌تواند به چهار قسمت تقسیم گردد (پروبستین ۱۹۹۴) [21].

❖ **الکترواسمزی:** حرکت سیال یونیزه شده نسبت به سطوح باردار شده ساکن توسط میدان الکتریکی اعمالی. در

این مقاله به‌طور عمده روی این قسمت تأکید شده است.

^۱ colombic

❖ **پتانسیل جریان** : میدان الکتریکی ایجاد شده توسط حرکت سیال یونیزه شده از بین سطوح شارژ شده ساکن (نقطه مقابل الکترواسمزی)

❖ **الکتروفورزی** : حرکت ذرات باردار شده نسبت به سیال ساکن توسط میدان الکتریکی اعمالی.

❖ **پتانسیل لایه گذاری** : میدان الکتریکی ایجاد شده توسط حرکت ذرات شارژ شده نسبت به سیال ساکن (مخالف الکتروفورزی).

نیروهای الکتروکینتیکی کاربردهای زیادی برای پمپاژ مایعات را دارند. این کار منجر به مفهوم ساخت میکروپمپها با اجزاء بی‌تحرک می‌شود. مثل پمپ‌هایی که هنوز به شکست مکانیکی ناشی از خستگی نرسیده‌اند. اگرچه آن‌ها اهمیت بیشتری برای کاربردهای بايومدیکال دارند، زمانی که سلول به خاطر پمپ کردن به خطر می‌افتد کوچک می‌شود، با میکروپمپ‌هایی که پیستون‌ها، پره‌ها و دریچه‌های متحرک دارند مقایسه می‌شود. از زمان کشف پدیده الکتروکینتیک، مطالعات عددی، آزمایشگاهی و تحلیلی بی‌شماری از این پدیده به عمل آمده است. در اوایل سال ۱۹۰۰، وون اسمولوچوسکی^۱ همکاری‌های بنیادی‌ای برای فهم ما از جریان‌های الکتروکینتیکی ایجاد کرد، مخصوصاً برای شرایطی که ضخامت ای دی ال^۲ خیلی کوچک‌تر از ارتفاع کانال است. بعد از قرن بیستم، بورگرین و ناکاچ (۱۹۶۴) تحلیل بنیادی‌ای از جریان در میکروکانال مخلوط فشار و الکترواسمزی برای کانال دوبعدی خیلی باریک، ارائه دادند. در تحلیل آن‌ها، ارتفاع کانال با ضخامت ای دی ال قابل‌مقایسه بود. این کار توسط تحلیل تئوری جریان‌های الکتروکینتیکی در مجراهای استوانه‌ای باریک توسط ریچ و وایت هد (۱۹۶۵) ، و بعدها توسط که و لئو (۱۹۹۵) پیگیری شد. در کار آزمایشگاهی و شبیه‌سازی عددی اخیر، مولهو و همکاران (۱۹۹۸) نتایجی برای جریان‌های الکتروکینتیک در میکروشریان‌ها با تأکید بر کاربردهای میکروسیالی ارائه کردند. در مطالعه آن‌ها تأثیرات گرمایی برحسب ژول و تغییرات مرتبط با ویسکوزیته سیال به‌عنوان تأثیرات ثانویه نشان داده شده است که با گرادیان

^۱ Von smoluchowski

^۲ EDL

فشار جریان موافق مقایسه شده است. در همان سال پائول، گارگوئیلو و راکستراو (۱۹۹۹) پالس‌های لیزری فرابنفش را برای دستیابی به الگوهای جریان در جریان‌های مخلوطی میکروکانال‌های فشار و الکتروکینتیک محوری با استفاده از فن‌آوری فلورسانس رنگی محبوس شده، به کار گرفتند. عکس‌هایی از میدان جریان با کیفیت خیلی بالایی به دست آمدند. بعدها، تحلیل‌های ترکیبی تئوریک و آزمایشگاهی جریان‌های الکترواسمزی توسط کامینگ، گریفیدس و نیلسون (۱۹۹۹) معرفی شدند. آن‌ها از فن‌آوری سرعت‌سنج تصاویر میکرو ذرات (μPIV) برای به دست آوردن توزیع سرعت در کانال‌های مستقیم و در کانال‌های متقاطع استفاده کردند. کامینگ و همکاران (۱۹۹۹) همچنین مفهوم الکترواسمزی ایده‌ال را معرفی کردند، که میدان جریان خارجی‌ای دی‌ال را به جریان پتانسیل کاهش دادند. اگرچه این شرایط برای تعدادی از شرایط مرزی خاصی از میدان خارجی معتبر است، که ضرورتی ندارد تا برای تحلیل‌هایمان در قسمت‌های زیر به کار بگیریم. اخیراً، هر و همکاران (۲۰۰۰)، نرخ انتشار و سرعت عملکرد را برای جریان‌های الکترواسمزی در مجراهای استوانه‌ای با توزیع سطح باردار غیریکنواخت، اندازه‌گیری کردند. نتایج آزمایشگاهی، بکار گرفته شده توسط فن‌آوری فلورسانس رنگی محبوس شده، وابستگی قوی نرخ انتشار و سرعت سیال به سطح شارژ را نشان می‌دهد [21].

تلاش‌های شبیه‌سازی و مدل‌های عددی متنوع در دهه‌های گذشته شهادت می‌دهد. برای مثال، یانگ و لی (۱۹۹۸) از تقریب دبای-هوکل^۱ استفاده کردند تا الگوریتم عددی را برای جریان‌های سیال الکتروکینتیک توسعه دهند. این کار توسط مطالعه انتقال حرارت جابجایی اجباری در میکروکانال‌ها پیگیری شده است، شامل تأثیرات الکتروکینتیک (یانگ، لی و ماسلیا ۱۹۹۸)، که نویسندگان شتیداً تأثیرات پتانسیل جریان را معرفی می‌کنند و یک توصیفی برای انحراف از نتایج جریان پویسوله^۲ برای جریان‌های مایع میکرواسکیل پیشنهاد شده است، ابتدا توسط فاهلر و همکاران (۱۹۹۱) گزارش شده است (همچنین ویل‌دینگ و همکاران ۱۹۹۴ را ببینید) [21].

^۱ Debye- Huckel

^۲ Poiseulle

شبیه‌سازی‌های عددی تزریق میکروسیال با استفاده از نیروهای الکترواوسماتیک از بین تقاطع دو کانال توسط پاتانکار و هو (۱۹۹۸) با استفاده از خطی سازی دبی- هوکل معرفی شده است. همچنین یک الگوریتم عددی برای انواع انتقال و دیفیوژن الکتروفوریتیک و الکترواوسماتیک، توسط ارماکوو، جاکوبسن و رامسی (۱۹۹۸) برای مجرای با هندسه پیچیده دوبعدی توسعه یافته است. در ضمن، لیکلما، روویلارد و دکونیک (۱۹۹۸) از روش دینامیک مولکول‌ها برای شبیه‌سازی پخش یون در نواحی خیلی نزدیک به سطوح شارژ شده، استفاده کرده‌اند. اثر متقابل مولکول‌ها توسط پتانسیل لنارد-جونز مدل شده است. اثر متقابل دیوار، مولکول‌های حلال و حل شونده در شش ترکیب مختلف با ضرایب جونز متفاوت مدل شده بود. نتایج لیکلما و همکاران (۱۹۹۸) حضور لایه سیال ساکن در نواحی خیلی نزدیک به سطوح را تأیید می‌کنند. این پدیده عمدتاً ناشی از اثر متقابل یون‌های سیال که بار الکتریکی آن‌ها با بار الکتریکی سطوح شارژ شده مخالف است. این لایه همچنین به‌عنوان "لایه سخت" شناخته شده است، و برای نمونه حدوداً از قطر یون ضخیم‌تر است (پروبوستین ۱۹۹۴) [21].

در راستای کاربردهای اخیر پدیده الکترواسمزی، ارماکوو، جاکوبسن و رامسی (۱۹۹۸) مکانیزم اختلاط جزء به جزء و موازی در شبکه‌های شریانی را به دست آوردند، و نشان دادند که ابزارهای اختلاط موازی اعتبار و اطمینان سیستم‌های میکروسیالی را افزایش می‌دهد. در مجموعه‌ای از آزمایش‌ها، پولسون و هایلز (۲۰۰۰) نشان دادند که جریان با به‌کارگیری نیروهای الکتروکینتیکی کنترل می‌شود. ضمناً، داهم، دیز- گاریاس و پائول (۲۰۰۰) از فن‌آوری پمپاژ الکتروکینتیکی استفاده کرده‌اند تا آرایه‌های میکرومحرک‌ها را برای کنترل لایه مرزی توربولانس توسط جت‌های میکرو نازل طراحی کنند. با در نظر گرفتن مشکلات به وجود آمده توسط آزمایش‌های انجام شده در میکرواسکیل‌ها، قابل انتظار است که قابلیت اطمینان مدل‌های عددی توسعه یابد، که درستی جریان‌های الکتروکینتیک محوری در میکروهندسه‌های پیچیده را توصیف می‌کند. این مدل‌های عددی می‌توانند فهم بیشتری از تأثیرات کوپل شده نیروهای فشاری، سطحی، اینرسی و الکتروکینتیکی روی حرکت سیال را فراهم کنند، و از این رو می‌توانند برای طراحی سیستم‌های میکروسیالی قبلی برای ساخت سخت‌افزار و تأیید آزمایشگاهی به کار گرفته شوند [21].

۱-۲- الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی

شاید پیشگام این رشته را به بلو و همکاران [22] نسبت دهند که بصورت آزمایشگاهی جریان الکترواسمزی یک محلول پلیمر (متیل سلولوز^۱) در یک مجرا را اندازه گیری کرد. پژوهش آن‌ها نشان می‌دهد که سرعت الکترواسمزی محلول پلیمر خیلی بزرگ‌تر از سرعت پیش‌بینی شده هلمهولتز- اسمولوچوسکی است. سپس پیشنهاد داده شد که خاصیت رقیق شونده القاشده توسط مولکول‌های پلیمر کوچک‌تر از سرعت مؤثر سیال داخل ای دی ال است. حدود یک دهه بعد، به این پدیده به دو صورت آزمایشگاهی و تئوریک پرداخته شد. چنگ و سائو [23] آزمایشی شبیه به آزمایش بلو و همکاران را انجام دادند [22] در آن جریان الکترواسمزی محلول پلی اتیلن گلیکل رو بررسی کردند و مشاهده کردند که درگ هم مانند ویسکوزیته مؤثر، ناشی از برش مولکول‌های پلیمریک در داخل ای دی ال کاهش پیدا کرده است. از جنبه‌های تئوریک، تلاش‌های زیادی اخیراً در جریان الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی نتیجه داشته است. مخصوصاً، تأثیرات غیر نیوتونی توسط مدل‌های ترکیبی مناسبی که ویسکوزیته دینامیکی و نرخ برش را به خوبی به هم ارتباط می‌دهد. مدل‌های ترکیبی مناسب زیادی برای تحلیل رفتار سیالات غیر نیوتونی وجود دارد مثل، مدل پاورلا، مدل کارو، مدل بینگهام، مدل اولدروید- بی، مدل مرتبه دو مولدفلو^۲ و غیره. مدل پاورلا به دلیل سادگی و توانایی مناسب و سازگار با محدوده وسیعی از سیالات غیر نیوتونی، بیشتر مورد علاقه است. پارامترهای مهم در مدل پاورلا، شاخص رفتار جریان است (n) که ویسکوزیته دینامیکی را به نرخ برش مرتبط می‌سازد. اگر n خیلی کوچک‌تر از یک شود، سیال تأثیر رقیق شونده (غلیظ شونده) را نشان می‌دهد که ویسکوزیته سیال با افزایش (کاهش) نرخ برش، کاهش پیدا می‌کند. اگر n برابر یک باشد، سیال دقیقاً رفتار نیوتونی از خود نشان می‌دهد. داز و چاکرابورتی [24] اولین تقریب محلول برای توزیع سرعت الکترواسمزی سیالات پاورلا را در میکروکانال‌هایی با دو صفحه موازی، به دست آورد. اگرچه، تحلیل آن‌ها به‌طور واضح تأثیرات جریان الکترواسمزی

^۱ methyl cellulose^۲ Mold Flow

را نشان نمی‌داد. ژائو و همکاران [25,26] بصورت تئوریک جریان الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی در میکروکانال‌های صفحه موازی را تحلیل کردند و به‌طور مفصل، تأثیرات سیالات غیر نیوتونی روی جریان الکترواسمزی را تفسیر کردند. تحلیل‌های آن‌ها نشان داد که رئولوژی سیال به‌طور قابل ملاحظه‌ای، عملکرد پروفیل سرعت الکترواسمزی و پمپ الکترواسمزی را بهبود می‌بخشد. مخصوصاً، آن‌ها یک سرعت هلمهولتز- اسمولوچوسکی برای سیالات پاورلا همانند سرعت اسمولوچوسکی سیالات نیوتونی را به دست آوردند و ضرایب تأثیر چنین سرعتی را به‌طور مفصل شرح دادند. بعدها، تحلیل‌های مشابه به میکروکانال‌های مدور توسط ژائو و یانگ [27,28] بسط داده شد. اخیراً یک پژوهش آزمایشگاهی توسط اولیورس و همکاران انجام شده است که نرخ جریان الکترواسمزی سیال غیر نیوتونی محلول پلیمر کربوکسی متیل سلولز^۱ را اندازه‌گیری کرده است و اندازه‌گیری آزمایشگاهی آن‌ها به خوبی در توافق با نتایج تئوریک پیش‌بینی شده از سرعت هلمهولتز- اسمولوچوسکی سیالات پاورلا است. پائول [29] بصورت مفهومی یک سری از ابزارهای سیالی مورد استفاده در سیالات رقیق شونده را تعبیه کرد. این ابزارها شامل، پمپ‌ها، کنترلرهای جریان، دریچه‌های دیافراگمی و سیستم‌های انتقال هستند که از نمونه‌های استفاده شده قبلی در سیالات نیوتونی بهتر بودند. برلی و اولیورز [30] جریان الکتروکینتیکی سیالات غیر نیوتونی را در میکروکانال با لایه‌های تخلیه نزدیک دیواره کانال بررسی کردند. تحلیل آن‌ها به طرز خاصی تأثیرات ترکیبی جریان الکترواسمزی و فشاری را شامل می‌شد و ساده‌سازی‌های زیادی ناشی از لایه تخلیه شده بود. برلی [31] تأثیرات ترمودینامیکی برای پمپ الکترواسمزی سیالات پاورلا را در میکروکانال‌های صفحه‌ای و دایره‌ای، مورد ارزیابی قرار داده بود. مشاهده شد که هر دو فشار خروجی و بازده پمپ برای سیالات رقیق شونده می‌تواند چندین مرتبه بزرگ‌تر از سیالات نیوتونی تحت همان شرایط آزمایشگاهی باشد. با به‌کارگیری روش لیتیس- بولتزمن، تانگ و همکاران [32] بصورت عددی، جریان الکترواسمزی سیالات پاورلا در میکروکانال‌ها را بررسی کردند. یک نیروی حجمی برای تقریب برخورد هانت ناگار- گروس- کروک ایجاد شده بود که معادله مومنوم کوشی را شبیه‌سازی می‌کرد. اگرچه این مطالعات جریان

^۱ Carboxymethyl cellulose

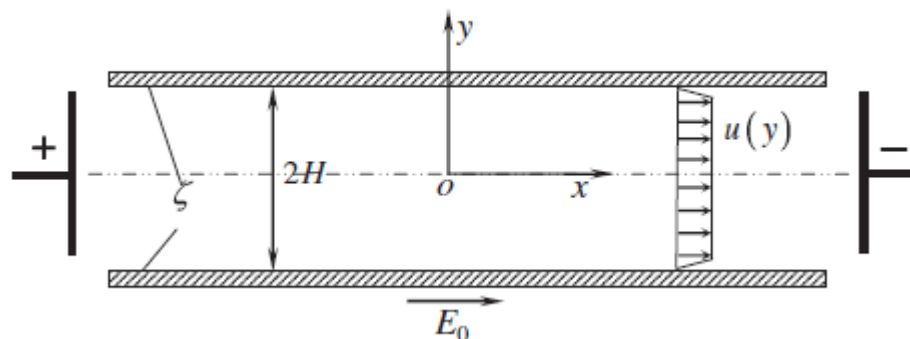
الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی که در همگی زتا پتانسیل سطح را کوچک در نظر گرفته شده بود که خیلی کوچک تر از ولتاژ گرمایی یعنی $k_b T / ze$ است. این فرض می‌تواند به آسانی زمانی که زتا پتانسیل سطح بزرگ است، نقض شود. بنابراین، پژوهش‌های جریان الکترواسمزی سیالات پاورلا حول سطوح جامد با مقدار دلخواه زتا پتانسیل سطح در مرجع [33,34] گزارش شده است.

اگرچه، مدل ترکیبی برای سیالات غیر نیوتونی که در پژوهش‌های بالا ذکر شد فقط یک مورد کلی تر مدل غیر نیوتونی کارو است. در مقایسه با سیالات نیوتونی، مدل ترکیبی کارو شامل پنج پارامتر اضافی است و می‌تواند محدوده گسترده‌ای از رئولوژی سیالات غیر نیوتونی را تشریح کند. در نرخ‌های برشی نزدیک صفر، مدل پاورلا ویسکوزیته بین‌هایت بزرگی را برای سیالات رقیق شونده پیش‌بینی خواهد کرد که مدل کارو این مشکل را ندارد اما به طرز ملایمی به یک ویسکوزیته ثابت میل می‌کند. مدل کارو می‌تواند رئولوژی انواع محلول‌های پلیمری مثل محلول 3% گلیسرول هیدروکسی اتیل - سلولز ناتروسول و 1% متیل سلولز [35]، و پلی اتیلن اکسید خالص [36] را به خوبی مشخص کند. این محلول‌ها به‌طور گسترده برای بهبود انتخاب و تحلیل در مجراهای الکتروفوریتیک برای جداسازی پروتئین و دی ان ا^۱ [37] استفاده می‌شود. زیمرمن و همکاران [38,39] یک شبیه‌سازی عددی المان محدود را برای جریان الکترواسموتیک سیال کارو در میکروکانال T شکل، انجام دادند. تحلیل‌ها نشان می‌دهند که میدان جریان به طرز قابل توجهی به مشخصات غیر نیوتونی سیال وابسته است بنابراین می‌تواند ما را برای طراحی رئومترهای جریان الکترواسمزی سوق دهد. ژائو و یانگ [40] یک چارچوب کلی را برای حرکت الکترواسمزی / الکتروفوریتیکی سیال غیر نیوتونی کارو^۲ ایجاد کردند. آن‌ها نتیجه گرفتند که حرکت الکترواسمزی / الکتروفوریتیکی می‌تواند به‌طور قابل ملاحظه‌ای برای سیالات رقیق شونده که دارای زتا پتانسیل‌های بزرگ هستند، توجه شود. به دلیل وابستگی غیرخطی ویسکوزیته دینامیکی با نرخ برش، معادلات حاکم جریان الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی شدیداً غیرخطی خواهند شد و تحلیل‌های تئوریک به حل‌های تقریبی یا شبیه‌سازی‌های عددی متکی خواهد بود. حل‌های دقیق به

^۱ DNA

^۲ Carreau

دلیل اینکه نه تنها می‌توانند دید فیزیکی نسبت به پدیده مطالعه شده ایجاد کنند بلکه می‌توانند برای تحلیل‌های تقریبی، عددی و آزمایشگاهی به کار گرفته شوند. یک حل دقیق برای جریان الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی توسط ژائو و یانگ [28] ایجاد شده است که الکترواسمزی سیال پاورلا را در میکروکانال‌های صفحه‌ای همان‌طوری که در شکل ۲ نشان داده شده است، در نظر گرفتند. کانال با یک محلول الکترولیت غیر نیوتونی پاورلا پر شده است که شاخص رفتار جریان آن n و شاخص غلظت جریان m است. دیواره‌های میکروکانال دارای بار غیریکنواخت با زتا پتانسیل ζ هستند. با اعمال یک میدان الکتریکی E_0 مایع به دلیل تأثیرات الکترواسمزی حرکت خواهد کرد.



شکل ۲-۱: شماتیک جریان الکترواسمزی سیالات پاورلا در میکروکانال‌های صفحه موازی با ارتفاع $2H$. گسترش ای دی ال نازک در دو دیواره، زتا پتانسیل ζ را نشان می‌دهد؛ ابراین تعامل بین میدان الکتریکی و ای دی ال، نیروی حجمی الکتروستاتیک را به وجود می‌آورد که این جریان الکترواسمزی نام دارد. به دلیل ای دی ال نازک در میکروکانال‌ها، پروفیل جریان الکترواسمزی معمولاً دوشاخه‌ای است.

اخیراً تلاشی برای ایجاد جریان ترکیبی فشاری و الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی در میکروکانال‌ها [42,43] و جریان الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی در سطوح موجدار پیچیده [44] و حتی در نانوکانال‌ها ایجاد شده است [45,46]. به علاوه، مطالعات تئوریک فوق‌الذکر جریان‌های الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی به مدل‌های ترکیبی ساده غیرالاستیک (مدل‌های متشکل از ویسکوز خالص) محدود شده است، و به‌طور گسترده برای مدل‌های کارو و پاورلا استفاده شده است. اکثر سیالات پیچیده واقعی می‌توانند هر دو رفتار الاستیک و ویسکوز را نشان دهند که می‌تواند توسط مدل‌های ویسکوالاستیک متنوع شرح داده شود [47-59]. مشخصات الکترواسمزی جریان سیالات

غیر نیوتونی با ماهیت ویسکوالاستیک بصورت تئوریک پژهش شده‌اند. تمام این پژوهش‌ها یک خاصیت رایج الگوی جریان و همچنین نرخ جریان حجمی الکترواسمزی را نشان می‌دهند که به طرز مهمی تحت تأثیر وجود خاصیت ویسکوالاستیکی سیال است. برایس و فریمن [60] بصورت آزمایشگاهی نشان دادند که ماهیت ویسکوالاستیک محلول پلیمر می‌تواند ناپایداری کششی در میکرو جریان الکترواسمزی را در نقاط تنگ میکروکانال القا کند. کاربردهای مشهود الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی، از جمله پمپ‌های (سیستم‌های انتقال) مایع در سیستم‌های تحلیلی میکروسیالی [41]، دیگر کاربردها شامل افزایش میکرومیکسینگ‌ها [61-63] و انتقال حرارت [27,64-71] است.

۲-۲- الکتروفورتیک در سیالات غیر نیوتونی

در قسمت قبل در مورد جریان الکترواسمزی در سطح باردار بحث شد، اگر سیستم مرجع را با فرض اینکه سیال در سطح باردار ساکن است، تغییر دهیم انتظار می‌رود که سطح باردار با سرعتی برابر اما مخالف راستای سرعت هلمهولتز- اسمولوچوسکی که در بالا بحث شد، حرکت کند. این سناریو به‌طور مؤثری، حرکت الکتروفورتیک ذرات همراه با ای دی ال در یک سیال غیر نیوتونی با حوزه بینهایت بزرگ را نشان می‌دهد [25,26,33,40]. ظاهراً سرعت الکترواسمزی هلمهولتز- اسمولوچوسکی بحث شده در بالا طبیعتاً می‌تواند برای تحلیل سرعت الکتروفورتیک ذرات با ای دی ال نازک در حوزه بیکران سیالات غیر نیوتونی تنها با رجوع به علائم و جایگذاری زتا پتانسیل دیواره باردار کانال با ذرات باردار، مناسب باشد.

در واقع، اولین توجه به الکتروفورتیک ذرات در سیالات غیر نیوتونی می‌تواند با رجوع به کارهای سوملیودی^۱ [72] که حدود ۳۰ سال پیش الکتروفورتیک را با به‌کارگیری یک سیال غیر نیوتونی برای تولید مشخصات برتر آن نشان داد. در سال ۱۹۸۵، ویدی‌بیدا و سربکوو [73] احتمالاً اولین مطالعات تئوریک الکتروفورتیکی ذرات کروی در یک محلول غیر نیوتونی را ایجاد کردند. آن‌ها تأثیر متضاد و جالبی را نشان دادند که حرکت خالص الکتروفورتیک ذرات

^۱ Somlyody

در سیالات غیر نیوتونی می‌تواند با یک میدان الکتریکی متناوب القا شود. در سال ۲۰۰۳، لی و همکاران [74] حرکت الکتروفورتیک ذره کروی صلب محصور به سیالات غیر نیوتونی کارو را با وجود یک حفره کروی و با فرض زتا پتانسیل کوچک و میدان الکتریکی ضعیف تحلیل کردند. آن‌ها به‌طور ویژه به مشخصات الکتروفورتیک ذره کروی در ناحیه مرکز حفره پرداختند. بعدها، تحلیل‌ها به الکتروفورتیک ذرات کروی در نواحی دلخواه داخل حفره بسط داده شد [75]. علاوه بر الکتروفورتیک ذره منفرد، سو و همکاران [76] // الکتروفورتیک انتشار ذره متمرکز در سیال کارو با فرض زتا پتانسیل کوچک را بررسی کردند و لی و همکاران [77] همان تحلیل‌ها را با پتانسیل‌های دلخواه انجام دادند. لی و همکاران [78] با بررسی تأثیر مرز روی الکتروفورتیک سیالات غیر نیوتونی، الکتروفورتیک ذره کروی در سیالات کارو که عمود به سطح مسطح غیر باردار بودند را مورد ملاحظه قرار دادند و متوجه شدند که حضور سطح مسطح، تأثیر رقیق شونده و سپس حرکت الکتروفورتیک را افزایش می‌دهد. تحلیلی مشابه توسط سو و همکاران [79] ارائه شد که بعدها منجر به پژوهش الکتروفورتیک ذره کروی در سیال کارو عمود بر دیسک باردار شد. برای شبیه‌سازی نزدیک به کاربردهای واقعی، سو و همکاران [80] الکتروفورتیک ذره کروی در سیالات کارو محدود به میکروکاپیلاری استوانه‌ای تحت شرایط زتا پتانسیل کوچک و میدان الکتریکی ضعیف را تحلیل کردند. اکثر کاربردهای الکتروفورتیک با ذره‌های زیست‌شناسی یا بایولوژیکی سروکار دارند که در اکثر آن‌ها معقولانه است که ذرات میله مانند فرض شوند، مثل پروتئین و دیان‌ای. سرانجام، یه و سو [81] مطالعات قبلی را به الکتروفورتیک ذرات کروی در سیالات غیر نیوتونی در طول محور کانال استوانه‌ای را به مورد ذرات استوانه‌ای بسط دادند (یک میله محدود). نتیجه‌گیری‌های کلی مطالعات گروه سو این است که یک سیال رقیق شونده و/ یا یک ای دی ال نازک اطراف ذره باعث افزایش حرکت الکتروفورتیک یک ذره می‌شود. این نتیجه بر روی رئولوژی سرعت الکترواسمزی و حضور ای دی ال ضخیم و همچنین مواردی که در قسمت قبل ذکر شد، استوار است. جدیداً، خایر و همکاران [82] نشان دادند که سرعت الکتروفورتیک ذره‌ای با بار یکنواخت و ای دی ال نازک در سیالات غیر نیوتونی به‌طور ضمنی به شکل و سایز ذره وابسته است. این رفتار کاملاً مخالف الکتروفورتیک سیالات نیوتونی است. علاوه بر این، مشخص شده بود که تنش‌های خارجی ای دی ال (یعنی داخل سیال غیر نیوتونی خنثی) برای وابستگی‌های پیچیده، معقولانه

هستند. به طرز جالبی، وابستگی هندسه و سائز الکتروفورتیک در سیالات غیر نیوتونی از لحاظ کیفی منطبق با الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی در مرجع [34] است.

به طور خلاصه، می توان نتیجه گرفت که سرعت الکتروفورتیک ذره در سیال غیر نیوتونی رابطه غیر خطی با زتا پتانسیل و میدان الکتریکی خارجی مشابه جریان الکترواسمزی سیالات غیر نیوتونی دارد. ویژگی مورد توجه دیگر این است که استفاده از مایعات رقیق شونده، حرکت الکتروفورتیک ذرات را افزایش می دهد و سپس منجر به حرکت سریع ذرات تحت میدان الکتریکی می شود.

۲-۳- سیالات الکترورنولوژیکی^۱

وینسلو [83,84] برای اولین بار به تأثیر الکترورنولوژیکی در اواخر سال ۱۹۴۰ پی برد و متوجه شد که دلیل آن زنجیره فیبر مانند تشکیل شده در ذرات معلق الکترورنولوژیکی است. در نبود میدان الکتریکی ذرات بصورت غیریکنواخت در مایع معلق هستند در حالی که در حضور میدان الکتریکی، ذرات ساختار زنجیره ای را در راستای میدان الکتریکی تشکیل می دهند. دلیل افزایش شگفت انگیز ویسکوزیته ظاهری، تغییر سیستم از حالت منظم به حالت نامنظم است. باید به یاد داشت که اختلاف از جانب دیگر تأثیرات غیر نیوتونی که در این قسمت مرور شد، به دلیل حضور ای ال (وجود بار آزاد) جزو تأثیرات الکترورنولوژیکی نیست، در عوض، تماماً ناشی از واکنش دی الکتریک (بار پیوسته) ذرات و محیط اطراف مایع است.

^۱ Electrorheological

فصل ۳ معرفی مسئله، روابط حاکم، الگوریتم حل مسئله، گسسته‌سازی عددی

۳-۱- مقدمه

الکترواسمزی حول جامدی با بارهای سطحی ثابت (یا معادل آن ζ پتانسیل) برای مشخصات فیزیکوشیمیایی داده شده سطح و محلول اتفاق می‌افتد بنابراین لغزش مؤثر مایع در سطح جامد تحت موقعیت ای دی ال نازک، توسط سرعت شناخته شده هلمهولتز-اسمولوچوسکی^۱ یعنی $u_s = -\frac{\epsilon\zeta E}{\mu}$ تعیین می‌شود. وقتی یک ذره باردار با ای دی ال نازک به‌آسانی در یک محلول الکتروولیت ثابت قرار می‌گیرد، حرکت لغزشی الکترواوسماتیک مولکول‌های محلول روی سطح ذره، حرکت الکتروفورتیک ذره را با سرعت هلمهولتز-اسمولوچوسکی $u_s = -\frac{\epsilon\zeta E}{\mu}$ (توجه شود که ζ ، زتاپتانسیل ذره است) القا می‌کند [85].

سرعت هلمهولتز-اسمولوچوسکی در سیالات غیر نیوتونی (پاورلا) که معمولاً به عنوان سرعت مرجع در نظر گرفته می‌شود به شکل زیر تعریف می‌شود [85]:

^۱ Helmholtz-Smoluchowski

$$u_s = n\kappa^{\frac{1-n}{n}} \left(-\frac{\varepsilon\zeta E_0}{m} \right)^{\frac{1}{n}} \quad (3-1)$$

$$m = \frac{\partial u}{\partial y} \quad , \quad \tau = m \left(\frac{\partial u}{\partial y} \right)^{\frac{n-1}{n}} \quad (3-1-1)$$

که m گرادیان سرعت یا گرادیان تغییر شکل معادله ۳-۱-۱ است. معادله ۳-۱ برای اولین بار توسط ژائو و همکاران [31] با استفاده از یک روش تقریبی به دست آورده شد. ضخامت ای دی ال دیواره کانال معمولاً توسط پارامتر دبای (κ^{-1}) اندازه گیری می شود بنابراین پارامتر بی بعد الکتروکینتیک $\kappa H = \frac{H}{\kappa^{-1}}$ ، اهمیت نسیت نصف کانال به ضخامت ای دی ال را مشخص می کند. بنابراین برای مقادیر بزرگ پارامتر الکتروکینتیک κH (ای دی ال نازک یا کانال بزرگ) سرعت هلمهولتز-اسمولوچوسکی توسط معادله داده شده ۳-۱ به دلیل ثابت سرعت بالک^۱ در جریان های ناشی از الکترواسمزی در میکروکانال ها است. در میکروسیال های الکتروکینتیکی که با سیالات غیر نیوتونی سروکار دارند، سرعت هلمهولتز-اسمولوچوسکی در معادله ۳-۱ اهمیت کاربردی و بنیادی دارد که ناشی از دو دلیل است: دلیل اول، نرخ جریان حجمی می تواند به سادگی توسط سطح مقطع عرضی کانال و سرعت هلمهولتز-اسمولوچوسکی محاسبه شود. دلیل دوم، محاسبات عددی میدان جریان الکترواسمزی میکروسیال هایی با ساختار پیچیده می تواند توسط تعریف سرعت هلمهولتز-اسمولوچوسکی به عنوان سرعت لغزشی روی دیواره جامد، فوق العاده ساده شود. جزئیات بیشتر را می توانید در مورد سرعت عمومی اسمولوچوسکی در مرجع [31,32,35] پیدا کنید. اخیراً ژائو و یانگ [34] تأثیرات جالب اما متضادی را گزارش کردند که سرعت هلمهولتز-اسمولوچوسکی سیالات غیر نیوتونی به هندسه و ابعاد کانال وابسته می شوند به این دلیل که بین هیدرودینامیک سیالات غیر نیوتونی و الکتروستاتیک ارتباط پیچیده ای برقرار است.

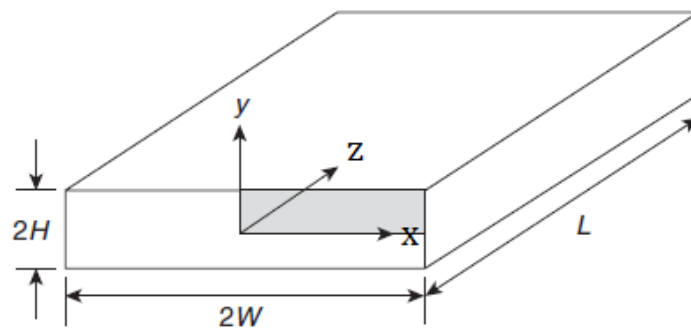
در مطالعه حاضر الکترواسمزی سیال غیر نیوتونی کاریو- یاسودا در میکروکانال مستطیلی مورد بررسی قرار گرفته است. ابتدا حوزه محاسباتی را که به شکل مکعب مستطیل است، به فرم مکعب مربع شبکه بندی

^۱ Bulk

می‌کنیم و با استفاده از روش اختلاف محدود معادله کامل پواسون - بولتزمن را گسسته سازی می‌کنیم. سپس با استفاده از روش نیوتون رافسون مقادیر پتانسیل را در تمام نقاط حوزه حل به دست می‌آوریم. بعد از محاسبه پتانسیل لایه دابل الکتریکی (ای دی ال) حل معادله حاکم بر جریان الکترواستاتی و فشاری برای سیال غیر نیوتونی کاریو - یاسودا در میکروکانال در حالت جریان پایا و توسعه یافته را بررسی می‌کنیم. ابتدا معادله حاکم برای سیال کاریو - یاسودا را با در نظر گرفتن ترم نیروی حجمی الکتریکی جریان مستقیم (دی سی) را بی‌بعد می‌کنیم. سپس با استفاده از روش اختلاف محدود این معادلات را گسسته سازی کرده و با استفاده از روش نیوتون - رافسون مقادیر سرعت در تمام نقاط را به دست می‌آوریم. بعد از محاسبه سرعت معادله انرژی را برای این سیال غیر نیوتونی حل می‌کنیم. معادله انرژی را هم با استفاده از روش اختلاف محدود گسسته سازی کرده و آن را حل می‌کنیم.

۲-۳- معادلات حاکم در جریان پتانسیل

هندسۀ میکروکانال بصورت زیر است :



شکل ۱-۳: شماتیک از هندسه میکروکانال بررسی شده در مطالعه حاضر [6]

برای هندسه‌های غیر مدور قطر هیدرولیکی تعریف می‌شود که قطر هیدرولیکی برای هندسه مورد نظر بصورت زیر تعریف می‌شود [7]:

$$D_h = \frac{4A_{cross}}{p_{wetted}} = \frac{4HW}{(H + W)} \quad (3 - 2)$$

در جریان الکتروکینتیک معادله پواسون- بولتزمن وظیفه تعیین پتانسیل میدان ای دی ال را در میکروکانال‌ها به عهده دارد. معادله پواسون- بولتزمن در جریان الکتروکینتیک با در نظر گرفتن پارامترهای بی بعد ابعاد کانال، به شکل زیر تعریف می‌شود [6]:

$$\Psi^* = \frac{ze\psi}{k_B T} \quad , \quad X = \frac{x}{D_h} \quad , \quad Y = \frac{y}{D_h} \quad , \quad \zeta^* = \frac{ze\zeta}{k_B T}$$

$$\frac{\partial^2 \Psi^*}{\partial X^2} + \frac{\partial^2 \Psi^*}{\partial Y^2} = K^2 \sinh \Psi^* \quad (3 - 3)$$

در اعداد بی بعد بالا، ζ به عنوان زتا پتانسیل سطح معرفی می‌شود. همان طور که در فصل‌های قبل ذکر شد به دلیل اینکه تعیین زتا پتانسیل دیواره کانال با روش‌های آزمایشگاهی مشکل است، معمولاً زتا پتانسیل صفحه برشی را به عنوان زتا پتانسیل سطح مطرح می‌کنند که این صفحه لایه پخش را از لایه فشرده شده جدا می‌کند. K معرف قطر الکتروکینتیک است که بصورت زیر تعریف می‌شود [5]:

$$K = \kappa D_h \quad (3 - 4)$$

معادله ۳-۴ بیانگر نسبت قطر هیدرولیکی در میکروکانال مستطیلی به ضخامت ای دی ال $\left(\frac{D_h}{1/\kappa}\right)$ است. این پارامتر نسبت مستقیم با K دارد که K به پارامتر دبای- هوکل معروف است و بصورت زیر تعریف می‌شود [5]:

$$\kappa = \left(\frac{2Z^2 e^2 n_{\infty}}{\varepsilon \varepsilon_0 k_B T} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (3-5)$$

که در رابطه ۳-۵ Z ظرفیت یونی، n_{∞} تمرکز یونی در نواحی دور از دیواره کانال، k_B ثابت بولتزمن و T دمای مطلق محیط است. پارامتر دبای- هوکل مستقل از مشخصات سطح جامد است و تنها توسط مشخصات مایع (مثل ظرفیت الکترولیت و تمرکز یونی بالک) تعیین می‌شود. $1/\kappa$ اشاره به مشخصات ضخامت ای دی ال دارد و تابعی از تمرکز الکترولیت است. به‌عنوان مثال برای محلول KCL محدوده $1/\kappa$ از 9.9 nm در 10^{-3} M تا 304 nm در 10^{-6} M در تغییر است. زمانی که تمرکز یونی 10^{-6} M است، عملاً محلول آب خالص در نظر گرفته می‌شود. ضخامت لایه پخش معمولاً ۳ تا ۵ برابر $1/\kappa$ است [5].

۳-۲-۱ گسسته سازی معادلات پتانسیل

برای گسسته سازی معادله پواسون- بولتزمن از روش اختلاف محدود استفاده شده است. برای گسسته کردن معادلات به روش زیر عمل می‌کنیم :

$$\frac{\partial^2 \Psi^*}{\partial X^2} = \frac{\Psi^*_{i+1,j} - 2\Psi^*_{i,j} + \Psi^*_{i-1,j}}{dX^2}$$

$$\frac{\partial^2 \Psi^*}{\partial Y^2} = \frac{\Psi^*_{i,j+1} - 2\Psi^*_{i,j} + \Psi^*_{i,j-1}}{dY^2}$$

با در نظر گرفتن میانگین‌گیری برای قرار گرفتن پتانسیل در ناحیه نود در شبکه محاسباتی داریم :

$$\Psi^*_{i+1,j} = \frac{\Psi^*_{i+2,j} + \Psi^*_{i,j}}{2}$$

$$\Psi^*_{i-1,j} = \frac{\Psi^*_{i,j} + \Psi^*_{i-2,j}}{2}$$

$$\Psi^*_{i,j+1} = \frac{\Psi^*_{i,j+2} + \Psi^*_{i,j}}{2}$$

$$\Psi^*_{i,j-1} = \frac{\Psi^*_{i,j} + \Psi^*_{i,j-2}}{2} \quad (3-6)$$

با قرار دادن پارامترهای ۳-۶ در معادله ۳-۳ فرم گسسته شده معادله پتانسیل به صورت زیر حاصل می‌گردد:

$$\frac{1}{2} \Psi^*_{i,j} \left(\frac{dx^2 + dy^2}{dx^2 dy^2} \right) + \left(\frac{\Psi^*_{i+2,j} + \Psi^*_{i-2,j}}{2 dx^2} + \frac{\Psi^*_{i,j+2} + \Psi^*_{i,j-2}}{2 dy^2} \right)$$

$$= K^2 \sinh(\Psi^*_{i,j}) \quad (3-7)$$

$$\text{شرایط مرزی متقارن} \left\{ \begin{array}{l} \Psi^*(w, y, z) = \Psi^*(x, H, z) = \zeta^* \\ \frac{\partial \Psi^*}{\partial x}(0, y, z) = \frac{\partial \Psi^*}{\partial y}(x, 0, z) = 0 \end{array} \right.$$

با حل عددی معادله ۳-۷، مقادیر پتانسیل در ناحیه نود به دست می‌آید که از این مقادیر در حل معادله جریان استفاده می‌شود.

۳-۳- معادلات حاکم در جریان الکترواسمزی

با در نظر گرفتن نیروی حجمی الکتریکی E در معادله مومنوم، معادله کلی جریان سیالات بصورت زیر درمی‌آید [5]:

$$\nabla \cdot \tau + F_Z - \nabla P = 0 \quad (3-8)$$

که در معادله ۳-۸ نیروی حجمی F_Z در جریان الکترواسمزی بصورت زیر تعریف می‌شود [5]:

$$F_Z = -\rho_e E \quad (3-9)$$

در رابطه ۳-۹ ρ_e معرف چگالی بار خالص است که در جریان الکتروکینتیک به شکل زیر تعریف می‌شود [5]:

$$\rho_e = -2n_0ze \sinh\left(\frac{ze\psi}{k_B T}\right) \quad (3-10)$$

در مطالعه حاضر از سیال غیر نیوتونی کاریو- یاسودا^۱ برای جریان الکترواسمزی استفاده شده است که در این سیالات رابطه بین تنش برشی و نرخ برش بصورت غیرخطی است. ویسکوزیته ظاهری سیال غیر نیوتونی کاریو-

یاسودا بصورت زیر تعریف می‌شود [7]:

$$\eta = \eta_0 \left[1 + \left(\lambda \frac{\partial u}{\partial x_i} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \quad (3-11)$$

$$\tau = \eta \frac{\partial u}{\partial x_i} = \eta_0 \left[1 + \left(\lambda \frac{\partial u}{\partial x_i} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u}{\partial x_i} \quad (3-12)$$

با قرار دادن رابطه ۳-۱۲ در معادله مومنتوم، معادله جریان الکترواسمزی سیال غیر نیوتونی کاریو- یاسودا به شکل زیر تبدیل می‌شود:

$$\frac{\partial}{\partial x} \left(\eta_0 \left[1 + \left(\lambda \frac{\partial u}{\partial x} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(\eta_0 \left[1 + \left(\lambda \frac{\partial u}{\partial y} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u}{\partial y} \right) +$$

$$+ 2n_0ze \sinh\left(\frac{ze\psi}{k_B T}\right) E - \frac{dP}{dz} = 0 \quad (3-13)$$

^۱ Carreau- yasuda

معادله ۳-۱۳ شکل کلی جریان الکترواسمزی سیال غیر نیوتونی کاریو- یاسودا را نشان می‌دهد. برای حل این معادله بصورت عددی، ابتدا باید معادله ۳-۱۳ را با استفاده از تعدادی پارامتر بی‌بعد، بی‌بعد سازی کنیم. پارامترهای بی‌بعد به کار رفته در معادله مومنتوم عبارت‌اند از [7,85,90]:

$$u_{Hs} = n \kappa^{\frac{1-n}{n}} \left(\frac{\epsilon k_B T E}{K e z} \right)^{\frac{1}{n}}, \quad w_i = \frac{2 z e n_o E \lambda}{K \eta_0}$$

$$x^* = \frac{x}{D_h}, \quad y^* = \frac{y}{D_h}, \quad u^* = \frac{u}{u_{Hs}}$$

در قسمت بالا پارامتر Wi معرفی شده است که به عدد وایزنبرگ^۱ معروف است. عدد وایزنبرگ معمولاً در جریان سیالات ویسکوالاستیک ظاهر می‌شود. این عدد بی‌بعد از نسبت نیروهای ویسکوز به نیروهای الاستیک حاصل می‌شود. برای مثال در یک برش پایای ساده، عدد وایزنبرگ بصورت نسبت زمان نرخ برش $\dot{\gamma}$ به زمان استراحت λ تعریف می‌شود [7].

$$Wi = \frac{\text{نیروهای ویسکوز}}{\text{نیروهای الاستیک}} = \frac{\mu \dot{\gamma}}{E \epsilon} = \dot{\gamma} \lambda \quad (3 - 14)$$

با جایگذاری پارامترهای بی‌بعد بالا در معادله مومنتوم، بی‌بعد شده معادله حاکم در جریان الکترواسمزی سیال غیر نیوتونی کاریو- یاسودا بصورت زیر درمی‌آید:

^۱ Weissenberg

$$\begin{aligned}
 & -\frac{\rho_e u_{Hs} D_h^2}{L \eta_0} \frac{dP^*}{dz^*} + \frac{2z e n_o E \zeta D_h^2}{L \eta_0 u_{Hs}} \sin h(\Psi^*) + \\
 & \frac{\partial}{\partial x^*} \left(\eta_0 \left[1 + \left(\frac{\lambda u_{Hs}}{D_h} \right)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right) + \\
 & \frac{\partial}{\partial y^*} \left(\eta_0 \left[1 + \left(\frac{\lambda u_{Hs}}{D_h} \right)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right) = 0 \tag{3-15}
 \end{aligned}$$

$$\text{شرایط مرزی متقارن} \left\{ \begin{array}{l} u(w, y, z) = u(x, H, z) = 0 \\ \frac{\partial u}{\partial x}(0, y, z) = \frac{\partial u}{\partial y}(x, 0, z) = 0 \end{array} \right.$$

با در نظر گرفتن روابط زیر :

$$\lambda u_{Hs} = \lambda n \kappa^{\frac{1-n}{n}} \left\{ \frac{\epsilon k_B T E}{K e z} \right\}^{\frac{1}{n}} = \lambda n \kappa^{\frac{1-n}{n}} \left\{ \frac{2z \kappa (\lambda \eta_0) e n_o \epsilon k_B T E}{2z \kappa (\lambda \eta_0) e n_o K e z} \right\}^{\frac{1}{n}}$$

$$\lambda n \kappa^{\frac{1-n}{n}} \left(\frac{\eta_0 \epsilon k_B T \kappa}{2K \lambda e^2 n_o z^2} \right)^{\frac{1}{n}} \left\{ \frac{2z e n_o E \lambda}{\kappa \eta_0} \right\}^{\frac{1}{n}} = \lambda n \kappa^{-1} \left(\frac{\eta_0}{K \lambda} \right)^{\frac{1}{n}} \{wi\}^{\frac{1}{n}}$$

$$K = \eta_0 \lambda^{n-1} \tag{3-16}$$

$$\lambda u_{Hs} = \frac{n}{\kappa} (wi)^{\frac{1}{n}} \tag{3-17}$$

و همچنین با در نظر گرفتن روابط زیر داریم:

$$M = \frac{2ze n_o E \zeta D_h^2}{L \eta_0 u_{HS}} = \frac{2n_o ze (E \lambda \kappa) \zeta D_h^2}{(E \lambda \kappa) L \eta_0 u_{HS}} = (wi) \frac{(\kappa D_h)}{E} \frac{D_h}{\frac{n}{\kappa} (wi)^{\frac{1}{n}}} =$$

$$M = (wi)^{\frac{n-1}{n}} \frac{(\kappa D_h)^2}{n E} \quad (3-18)$$

با تعریف ضریب فشار بصورت زیر:

$$\gamma = \left(\frac{u_{PD}}{u_{HS}} \right)^n, \quad u_{PD}^n = \left(\frac{n}{n+1} \right)^n \left\{ \frac{D_h^{n+1}}{K} \left(-\frac{dP}{dz} \right) \right\}$$

$$\gamma = \left(\frac{\lambda}{\lambda u_{HS}} \right)^n \left(\frac{n}{n+1} \right)^n \left\{ \frac{D_h^{n+1}}{K} \left(-\frac{dP}{dz} \right) \right\}$$

$$\gamma = \left(\frac{1}{n+1} \right)^n \left\{ \frac{(\kappa D_h)^{n+1} \lambda}{wi \eta_0 \kappa} \left(-\frac{dP}{dz} \right) \right\} \quad (3-19)$$

$$-\frac{dP}{dz} = \frac{(n+1)^n \eta_0 wi \kappa}{(\kappa D_h)^{n+1} \lambda} \gamma \quad (3-20)$$

حال با جایگذاری ضریب جمله فشار در معادله مومنتوم و با ساده سازی زیر:

$$-\frac{\rho_e u_{HS} D_h^2}{L \eta_0} \frac{dP^*}{dz^*} = \frac{\rho_e u_{HS} D_h^2}{L \eta_0} \frac{L}{\rho_e u_{HS}^2} \frac{(n+1)^n \eta_0 w_i \kappa}{(\kappa D_h)^{n+1} \lambda} \gamma =$$

$$-\frac{\rho_e u_{HS} D_h^2}{L \eta_0} \frac{dP^*}{dz^*} = \frac{(n+1)^n}{n (w_i)^{\frac{1-n}{n}}} (\kappa D_h)^{1-n} \gamma \quad (3-21)$$

و قرار دادن معادلات ۳-۱۷، ۳-۱۸ و ۳-۲۱ در معادله ۳-۱۵، ساده شده این معادله بصورت معادله ۳-۲۲ درمی آید:

$$\frac{(n+1)^n}{n (w_i)^{\frac{1-n}{n}}} (\kappa D_h)^{1-n} \gamma + (w_i)^{\frac{n-1}{n}} \frac{(\kappa D_h)^2}{n E} \sinh(\Psi^*) +$$

$$\frac{\partial}{\partial x^*} \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (w_i)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right) +$$

$$\frac{\partial}{\partial y^*} \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (w_i)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right) = 0 \quad (3-22)$$

می‌توان معادله ۲۲-۳ را بصورت عدد دبورا بازنویسی کرد. رابطه عدد دبورا^۱ با عدد وایزنبرگ بصورت زیر است

:

$$De = \frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \quad (3 - 23)$$

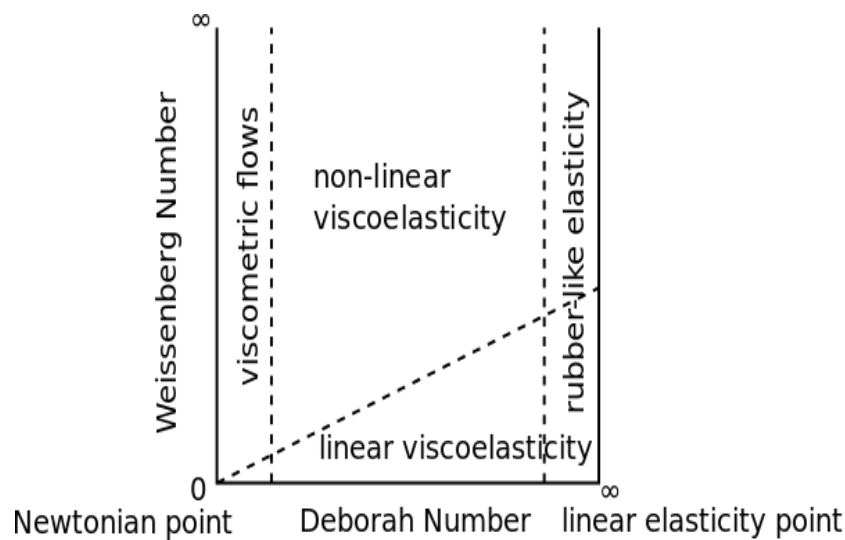
$$\frac{(n+1)^n}{n (wi)^{\frac{1-n}{n}}} (\kappa D_h)^{1-n} \gamma + (wi)^{\frac{n-1}{n}} \frac{(\kappa D_h)^2}{n E} \sinh(\Psi^*) +$$

$$\frac{\partial}{\partial x^*} \left(\left[1 + (De)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right) +$$

$$\frac{\partial}{\partial y^*} \left(\left[1 + (De)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right) = 0 \quad (3 - 24)$$

^۱ Deborah

عدد وایزنبرگ مشابه عدد دبورا است اما از لحاظ فیزیکی در آنها تفاوت‌هایی وجود دارد. عدد وایزنبرگ درجه ناهمسانگردی^۱ یا جهت تولیدشده توسط تغییر شکل را نشان می‌دهد و برای تشریح جریان‌هایی با تاریخچه کشش ثابت مناسب است مثل یک برش ساده. در مقابل، عدد دبورا برای تشریح جریان‌هایی با یک تاریخچه کشش غیرثابت استفاده می‌شود و از لحاظ فیزیکی، نرخ انرژی الاستیکی که ذخیره یا آزاد شده است را نمایش می‌دهد [7].



شکل ۳-۲: دیاگرام پیپکین. از دیاگرام پیپکین برای مشخص نمودن وضعیت ویسکوالاستیک استفاده می‌شود. این دیاگرام ابزار مناسبی جهت انتخاب یک قانون پایه برای ماده مشخص است. محور افقی عدد دبورا و محور عمودی عدد وایزنبرگ را نشان می‌دهد [7].

^۱ Anisotropic

۳-۳-۱ گسسته سازی معادلات جریان برای مدل کاریو- یاسودا

بعد از تعیین معادله جریان برای مدل کاریو- یاسودا نوبت به گسسته سازی معادله ۳-۲۲ و حل عددی آن می رسد. همانند روشی که در گسسته سازی معادله پتانسیل پیش گرفتیم، در معادله جریان هم به همان طریق عمل می کنیم. برای گسسته سازی به روش اختلاف محدود، به صورت زیر عمل می کنیم :

$$\frac{\partial f}{\partial x^*} = \frac{f_{i+1,j,k+1} - f_{i-1,j,k+1}}{2 dx} \quad (3 - 25)$$

$$\frac{\partial f}{\partial y^*} = \frac{f_{i,j+1,k+1} - f_{i,j-1,k+1}}{2 dy} \quad (3 - 26)$$

$$f = \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)$$

$$f_{i+1,j,k+1} = \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)_{i+1,j,k+1}$$

$$f_{i-1,j,k+1} = \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)_{i-1,j,k+1}$$

$$f_{i,j+1,k+1} = \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right)_{i,j+1,k+1}$$

$$f_{i,j-1,k+1} = \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right)_{i,j-1,k+1} \quad (3-27)$$

$$\left(\frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)_{i+1,j,k+1} = \frac{u_{i+2,j,k+1}^* - u_{i,j,k+1}^*}{dx}$$

$$\left(\frac{\partial u^*}{\partial x^*} \right)_{i-1,j,k+1} = \frac{u_{i,j,k+1}^* - u_{i-2,j,k+1}^*}{dx} \quad (3-28)$$

و همچنین گسسته سازی گرادیان سرعت در راستای Y به صورت مشابه X خواهد بود :

$$\left(\frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right)_{i,j+1,k+1} = \frac{u_{i,j+2,k+1}^* - u_{i,j,k+1}^*}{dy}$$

$$\left(\frac{\partial u^*}{\partial y^*} \right)_{i,j-1,k+1} = \frac{u_{i,j,k+1}^* - u_{i,j-2,k+1}^*}{dy} \quad (3-29)$$

با قراردادن معادلات ۳-۲۸ و ۳-۲۹ در معادلات ۳-۲۷ و قراردادن معادلات ۳-۲۷ در معادلات ۳-۲۵ و ۳-۲۶،

گسسته سازی معادلات جریان کامل می شود. بنابراین گسسته شده معادلات جریان به صورت زیر حاصل می شود

:

$$\begin{aligned}
& \frac{(n+1)^n}{n (wi)^{\frac{1-n}{n}}} (\kappa D_h)^{1-n} \gamma + (wi)^{\frac{n-1}{n}} \frac{(\kappa D_h)^2}{n E} \sinh(\Psi^*(i, j, k)) + \\
& + \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{u_{i+2,j,k+1}^* - u_{i,j,k+1}^*}{dx} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \left(\frac{u_{i+2,j,k+1}^* - u_{i,j,k+1}^*}{dx} \right) \right) \\
& - \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{u_{i,j,k+1}^* - u_{i-2,j,k+1}^*}{dx} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \left(\frac{u_{i,j,k+1}^* - u_{i-2,j,k+1}^*}{dx} \right) \right) \\
& + \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{u_{i,j+2,k+1}^* - u_{i,j,k+1}^*}{dy} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \left(\frac{u_{i,j+2,k+1}^* - u_{i,j,k+1}^*}{dy} \right) \right) \\
& \left(\left[1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{u_{i,j,k+1}^* - u_{i,j-2,k+1}^*}{dy} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \left(\frac{u_{i,j,k+1}^* - u_{i,j-2,k+1}^*}{dy} \right) \right) \\
& = 0
\end{aligned}$$

(3 - 30)

در معادله ۳-۳۰ هدف بدست آوردن پارامتر $u_{i,j,k+1}^*$ است که در مطالعه حاضر که بصورت عددی و تکراری حل می‌شود، برای بدست آوردن این پارامتر به این صورت عمل می‌شود که در ابتدا آن را برابر مقدار مجهولی مثلا X قرار می‌دهیم سپس با قراردادن مقادیر حدسی نودهای همسایه در معادله، معادله‌ای حاصل می‌شود

که می‌توان آن را با روش نیوتون-رافسون حل کرد سپس با بدست آوردن ریشه این چند جمله‌ای، مقدار سرعت هدف به دست می‌آید. زیروند k به این دلیل استفاده شده است که اولاً جریان در راستای Z قرار دارد و ثانیاً در معادله انتقال حرارت که جریان دمایی در حال توسعه در نظر گرفته شده است، ما نیاز به ماتریس سه بعدی داریم. به دلیل استفاده از روش استگرد یا حجم کنترل جابجاشده، سرعت در روی فیس‌ها و مقادیر پتانسیل و دما روی نودها محاسبه می‌شوند.

۳-۴- معادلات حاکم برای معادله انرژی

بعد از تعیین سرعت در میکروکانال، از معادله انرژی برای تعیین دمای سرتاسر میکروکانال استفاده می‌شود. فرم کلی معادله انرژی برای جریان سیالات بصورت زیر است [6]:

$$\rho C_p \left(\frac{\partial T}{\partial t} + V \cdot \nabla T \right) = \nabla \cdot k \nabla T + \tau : \nabla V - T \left(\frac{\partial p}{\partial T} \right)_\rho \nabla \cdot V \quad (3-31)$$

در مطالعه حاضر از شرایط جریان سیال تراکم ناپذیر، پایا و توسعه یافته استفاده شده است. بنابراین ترم اول سمت چپ و ترم آخر سمت راست معادله صفر هستند و معادله به شکل زیر ساده می‌شود:

$$\rho C_p (V \cdot \nabla T) = \nabla \cdot k \nabla T + \tau : \nabla V \quad (3-32)$$

به دلیل توسعه یافته بودن سرعت، تنها تغییرات دما در راستای محور طولی میکروکانال از ترم سمت چپ معادله بالا باقی می‌ماند و معادله بالا برای جریان الکترواسمزی سیال غیر نیوتونی کاریو-یاسودا بصورت زیر می‌شود:

$$\rho C_p \left(u_z \frac{\partial T}{\partial z} \right) = k \left(\frac{\partial^2 T}{\partial z^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 T}{\partial y^2} \right) +$$

$$+ \eta_0 \left[1 + \left(\lambda \frac{\partial u_z}{\partial x} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \left(\frac{\partial u_z}{\partial x} \right)^2 + \eta_0 \left[1 + \left(\lambda \frac{\partial u_z}{\partial y} \right)^\beta \right]^{\frac{n-1}{\beta}} \left(\frac{\partial u_z}{\partial y} \right)^2 \quad (3-33)$$

با حل معادله بالا، توزیع دما در سرتاسر میکروکانال در شرایط جریان توسعه یافته از لحاظ سرعت، پایا از لحاظ سرعت و دما و لحاظ کردن تغییرات دمای طولی میکروکانال، به دست خواهد آمد. برای حل معادله بالا بصورت عددی، ابتدا معادله را با استفاده از تعریف پارامترهای بی بعد، بدون بعد خواهیم کرد و با استفاده از روش اختلاف محدود معادله را بصورت عددی و تکراری حل خواهیم کرد.

پارامترهای بدون بعد دمایی بصورت زیر تعریف می شوند :

$$T^* = \frac{T - T_i}{T_w - T_i} = \frac{\theta}{\theta_w} \quad , \quad z = \frac{z}{D_h} \quad (3-34)$$

که T_i دمای ورودی میکروکانال است. پارامترهای بدون بعد مربوط به سرعت در بخش قبلی نوشته و به کار برده شدند که با در نظر گرفتن پارامترهای بدون بعد بالا و پارامترهای بخش سرعت در قسمت قبل، معادله بی بعد شده انرژی بصورت زیر درمی آید :

$$Pe \left(u_z^* \frac{\partial T^*}{\partial z^*} \right) = \left(\frac{\partial^2 T^*}{\partial z^{*2}} + \frac{\partial^2 T^*}{\partial x^{*2}} + \frac{\partial^2 T^*}{\partial y^{*2}} \right) +$$

$$+ Br \left\{ 1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{\partial u_z^*}{\partial x^*} \right)^\beta \right\}^{\frac{n-1}{\beta}} \left(\frac{\partial u_z^*}{\partial x^*} \right)^2 +$$

$$+ Br \left\{ 1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{\partial u_z^*}{\partial y^*} \right)^\beta \right\}^{\frac{n-1}{\beta}} \left(\frac{\partial u_z^*}{\partial y^*} \right)^2 \quad (3-35)$$

همان طور که در معادله ۲۷-۳ دیده می‌شود، اعداد بی‌بعد Pe و Br ظاهر شدند که معادله انرژی در مطالعه حاضر را توصیف می‌کنند.

عدد پکلت Pe بصورت معیاری از افزایش آنتالپی سیال به انتقال گرمای هدایتی در جهت حرکت سیال است [89].

عدد پکلت Pe بصورت حاصل ضرب عدد پرنتل در رینولدز هم تعریف می‌شود [86]:

$$Pe = Pr \cdot Re = \frac{vL}{\alpha} \quad (3 - 36)$$

که α ضریب نفوذ گرمایی است.

عدد برینکمن هم می‌تواند بصورت حاصل ضرب عدد پرنتل در اکرت تعریف شود [86].

$$Br = Pr \cdot Ec = \frac{\mu v^2}{k(T_w - T_0)} = \frac{\text{تولید حرارت ویسکوز}}{\text{انتقال حرارت هدایتی}} \quad (3 - 37)$$

عدد برینکمن بصورت نسبت حرارت تولیدشده از اتلافات ویسکوز به انتقال حرارت توسط هدایت مولکولی تعریف می‌شود یعنی نسبت تولید حرارت ویسکوز به حرارت خارجی [86]. برای مقادیر بزرگ عدد برینکمن، هدایت حرارتی تولیدشده، توسط اتلافات ویسکوز کوچک‌تر می‌شود بنابراین، شیب دمایی بیشتر می‌شود. به‌عنوان مثال، در پیچ اکسترودر^۱، انرژی داده شده برای تولید ذوب پلیمر دارای دو منبع است:

- ❖ تولید حرارتی ویسکوز توسط برش بین عناصر مایع در حال حرکت در سرعت‌های مختلف
- ❖ هدایت حرارتی مستقیم از دیواره اکسترودر

حرارت تولیدشده در مورد اول توسط موتور چرخشی پیچ تولید می‌شود و در مورد دوم توسط هیترها. عدد برینکمن بصورت نسبت این دو مورد تعریف می‌شود [89].

^۱ Extruder

۳-۴-۱ گسسته سازی معادلات دما

برای گسسته سازی معادلات دما هم از روش اختلاف محدود استفاده می‌شود و روند گسسته‌سازی آن هم مشابه گسسته‌سازی معادله جریان است.

$$u_z^* \frac{\partial T^*}{\partial z^*} = u_z^* \left(\frac{T_{i,j,k+1}^* - T_{i,j,k-1}^*}{2 dz} \right) \quad (3-38)$$

به دلیل اینکه دما روی نودها تعریف می‌شود دماها را از روی فیس‌ها به روی نودها منتقل می‌کنیم:

$$T_{i,j,k+1}^* = \frac{T_{i,j,k+2}^* + T_{i,j,k}^*}{2}$$

$$T_{i,j,k-1}^* = \frac{T_{i,j,k}^* + T_{i,j,k-2}^*}{2} \quad (3-39)$$

با قرار دادن معادله ۳-۳۹ در معادله ۳-۳۸ داریم:

$$u_z^* \frac{\partial T^*}{\partial z^*} = \left(\frac{u_{i,j,k+2}^* T_{i,j,k+2}^* - u_{i,j,k-2}^* T_{i,j,k-2}^*}{4 dz} \right) \quad (3-40)$$

برای قرارگیری مقادیر سرعت روی فیس‌ها در شبکه محاسباتی، از طرح آپویند مرتبه اول استفاده می‌کنیم:

$$u_z^* \frac{\partial T^*}{\partial z^*} = \left(\frac{u_{i,j,k+1}^* T_{i,j,k+2}^* - u_{i,j,k-3}^* T_{i,j,k-2}^*}{4 dz} \right) \quad (3-40)$$

البته به دلیل توسعه یافته بودن جریان سیال، مقادیر سرعت در $u_{i,j,k+1}^*$ و $u_{i,j,k-3}^*$ با هم برابرند. به همین

ترتیب برای ترم‌های پخش در معادله دما، به صورت زیر گسسته سازی می‌شوند:

$$\frac{\partial^2 T^*}{\partial z^{*2}} = \frac{T_{i,j,k+1}^* - 2 T_{i,j,k}^* + T_{i,j,k-1}^*}{dz^2} \quad (3 - 41)$$

$$T_{i,j,k+1}^* = \frac{T_{i,j,k+2}^* + T_{i,j,k}^*}{2}$$

$$T_{i,j,k-1}^* = \frac{T_{i,j,k}^* + T_{i,j,k-2}^*}{2} \quad (3 - 42)$$

با قرار دادن معادلات ۳-۴۲ در معادله ۳-۴۱ ترم پخش دما در راستای طول میکروکانال تعیین می شود :

$$\frac{\partial^2 T^*}{\partial z^{*2}} = \frac{T_{i,j,k+2}^* - 2 T_{i,j,k}^* + T_{i,j,k-2}^*}{2 dz^2} \quad (3 - 43)$$

به همین روش برای ترم‌های پخش در راستای طول و عرض مقطع میکروکانال داریم :

$$\frac{\partial^2 T^*}{\partial x^2} = \frac{T_{i+2,j,k}^* - 2 T_{i,j,k}^* + T_{i-2,j,k}^*}{2 dx^2} \quad (3 - 44)$$

$$\frac{\partial^2 T^*}{\partial y^{*2}} = \frac{T_{i,j+2,k}^* - 2 T_{i,j,k}^* + T_{i,j-2,k}^*}{2 dy^2} \quad (3 - 45)$$

با قرار دادن معادلات ۳-۴۰ و معادلات ۳-۴۳ تا ۳-۴۵ در معادله ۳-۳۵، گسسته شده معادله انتقال حرارت

برای مدل غیر نیوتونی کاریو- یاسودا به فرم زیر حاصل می شود :

$$Pe \left(\frac{u_{i,j,k+1}^* T_{i,j,k+2}^* - u_{i,j,k-3}^* T_{i,j,k-2}^*}{4 dz} \right) = \frac{T_{i,j,k+2}^* - 2 T_{i,j,k}^* + T_{i,j,k-2}^*}{2 dz^2} +$$

$$\frac{T_{i+2,j,k}^* - 2 T_{i,j,k}^* + T_{i-2,j,k}^*}{2 dx^2} + \frac{T_{i,j+2,k}^* - 2 T_{i,j,k}^* + T_{i,j-2,k}^*}{2 dy^2} +$$

$$Br \left\{ 1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{u_{i+2,j,k-1}^* - u_{i-2,j,k-1}^*}{2 dx} \right)^\beta \right\}^{\frac{n-1}{\beta}} \left(\frac{u_{i+2,j,k-1}^* - u_{i-2,j,k-1}^*}{2 dx} \right)^2$$

$$Br \left\{ 1 + \left(\frac{n}{(\kappa D_h)} (wi)^{\frac{1}{n}} \right)^\beta \left(\frac{u_{i,j+2,k-1}^* - u_{i,j-2,k-1}^*}{2 dy} \right)^\beta \right\}^{\frac{n-1}{\beta}} \left(\frac{u_{i,j+2,k-1}^* - u_{i,j-2,k-1}^*}{2 dy} \right)^2$$

(3 - 46)

در معادله ۳-۴۶ برای گسسته سازی گرادیان‌های سرعت در قسمت ترم اتلافات ویسکوز از روش متوسط‌گیری برای سرعت و همچنین از روش آپویند مرتبه اول استفاده شده است که در قسمت گسسته‌سازی معادله مومنتوم توضیح داده شده بود به همین خاطر از ذکر این موارد در این قسمت صرف‌نظر شد.

حل معادله انتقال حرارت نسبت به معادله مومنتوم ساده‌تر است به این دلیل که دمای هدف $T_{i,j,k}^*$ به راحتی قابل تفکیک است و به راحتی می‌توان از روش گوس-سایدل آن را حل نمود.

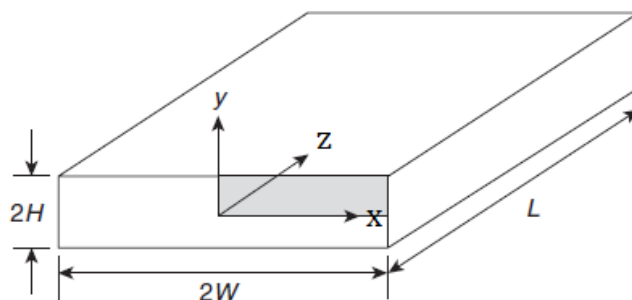
فصل ۴ اعتبارسنجی و استقلال حل از شبکه

۴-۱- اعتبار سنجی میدان پتانسیل ای دی ال در داخل میکروکانال

مطالعاتی که تاکنون برای جریان الکترواسمزی داخل میکروکانال مستطیلی انجام شده است محدود به سیالات نیوتونی بوده است به همین دلیل برای اعتبار سازی از مدل ساده شده برای جریان نیوتونی استفاده می شود. برای اعتبار سازی در مطالعه حاضر، از نتایج به دست آمده در مطالعه ارولاناندام و لی [6] (۲۰۰۰) برای سیالات نیوتونی استفاده می شود. هدف از مطالعه آنها به دست آوردن تغییرات دبی حجمی نسبت به قطر هیدرولیک و همچنین تغییرات دبی حجمی در مقایسه با تغییرات نسبت عرض به طول کانال $\left(\frac{H}{W}\right)$ است. میدان ای دی ال، میدان جریان و نرخ دبی جریان حجمی تابعی از زتا پتانسیل، مشخصات مایع، هندسه کانال و میدان الکتریکی اعمالی است.

۴-۲- مشخصات هندسه

همان طور که در ابتدای فصل قبل نشان داده شد هندسه مورد مطالعه بصورت زیر است :



شکل ۱-۴: هندسه میکروکانال به کار گرفته شده در مطالعه حاضر برای عبور جریان سیال غیر نیوتونی کاریو- یاسودا

ابعاد این میکروکانال در محدوده $(100 - 200 \mu\text{m})$ است. چون هندسه مطالعه شده در آرولاناندام و لی همانند هندسه مطالعه حاضر است و تنها تفاوت در سیال مورد مطالعه است بنابراین کافی است تا مقدار شاخص جریان را در مدل سیال کاریو- یاسودا را برابر با یک ($n = 1$) قرار داده و نتایج را با نتایج آرولاناندام و لی [6] مقایسه می کنیم. شرایط مرزی و پارامترهای بررسی شده در این مطالعه بصورت زیر است :

جدول ۱-۴: پارامترهای به کار رفته و مقادیر آنها برای مقایسه با نتایج آرولاناندام و لی [6]

پارامترها	مقادیر
κD_h	79
ζ^*	8
E	1000 V/cm
D_h	$24 \mu\text{m}$
H	$200 \mu\text{m}$
W	$300 \mu\text{m}$

جدول ۴-۲: خواص سیال نیوتونی (محلول KCL) به کار رفته برای اعتبار سازی [6]

پارامترها	مقادیر
ε	80
μ	$0.9 \times 10^{-3} \text{ kg/ms}$

سرعت در مرزها به دلیل شرط عدم لغزش صفر است. جریان بصورت پایا و توسعه یافته در نظر گرفته شده است.

جدول ۴-۳: شرایط مرزی برای سرعت در میکروکانال [6]

شرایط مرزی	مقادیر
دیوارها	$u = 0$
مرکز میکروکانال	$\frac{\partial u}{\partial y} = \frac{\partial u}{\partial x} = 0$

جدول ۴-۴: پارامترهای بی بعد به کار رفته در اعتبار سازی نتایج سرعت و دما [86]

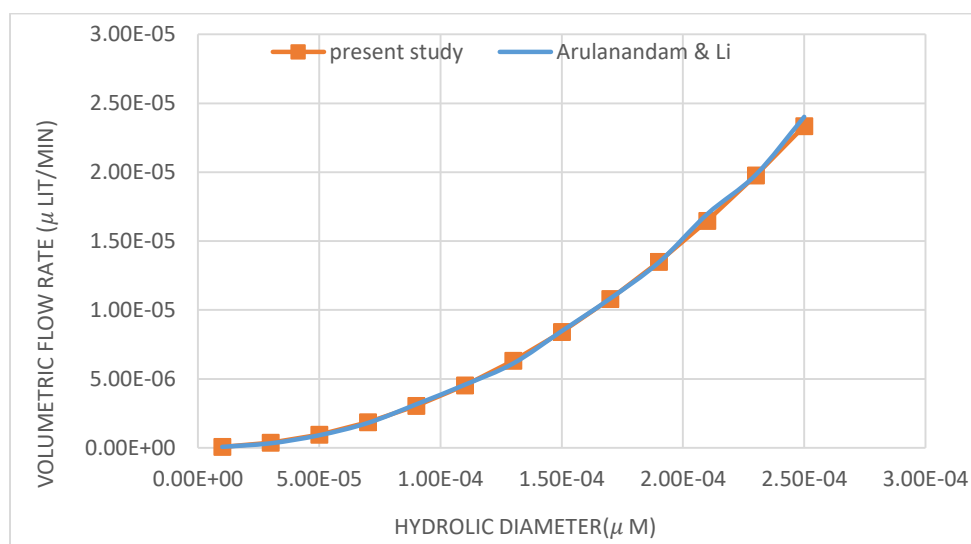
پارامترها	مقادیر
wi	4.91
Br	0.1
Pe	0.5
X	79

جدول ۴-۵: شرایط مرزی به کار رفته در اعتبار سازی نتایج سرعت و دما [86]

شرایط مرزی	مقادیر
$y = 0$	q''
$y = H$	$\frac{\partial T}{\partial y} = 0$
$x = 0$	$\frac{\partial T}{\partial x} = 0$
$x = W$	q''

۴-۳- مقایسه دبی جریان حجمی نسبت به قطر هیدرولیک

در این قسمت دبی جریان حجمی در میکروکانال را با نتایج آرولاناندام و لی [5] مقایسه می‌کنیم. در این قسمت نمودار نرخ جریان حجمی نسبت به قطر هیدرولیک به دست آمده از مطالعه حاضر را با نمودار به دست آمده با نتایج آرولاناندام و لی مقایسه می‌کنیم که همان‌طور که مشاهده می‌شود به خوبی با نتایج آرولاناندام و لی مطابقت می‌کند.



شکل ۴-۲: نمودار نرخ جریان حجمی نسبت به قطر هیدرولیک برای مقایسه نتایج مطالعه حاضر با نتایج آرولاناندام و لی [5]

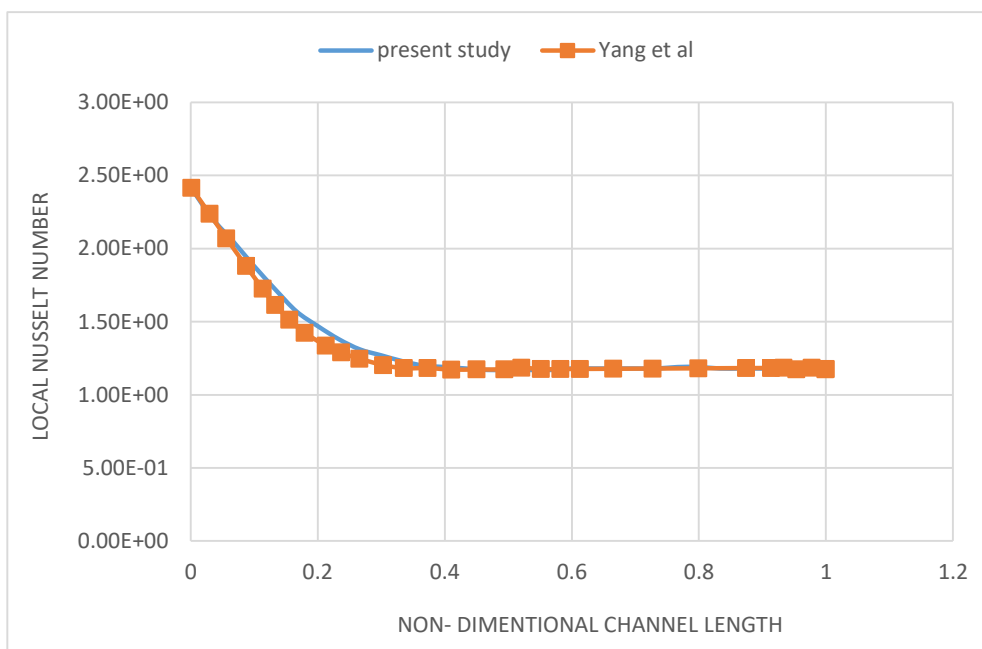
۴-۴- مقایسه عدد ناسلت موضعی نسبت به طول کانال

در این قسمت عدد ناسلت موضعی به دست آمده از مطالعه حاضر را با نتایج یانگ و همکاران [86] (۱۹۹۸) مقایسه می‌کنیم. عدد ناسلت موضعی بصورت زیر به دست می‌آید :

$$Nu_z = \frac{d + 2W}{2(H + 2W)} \frac{1}{T_s(z) - T_b(z)} \quad (4 - 1)$$

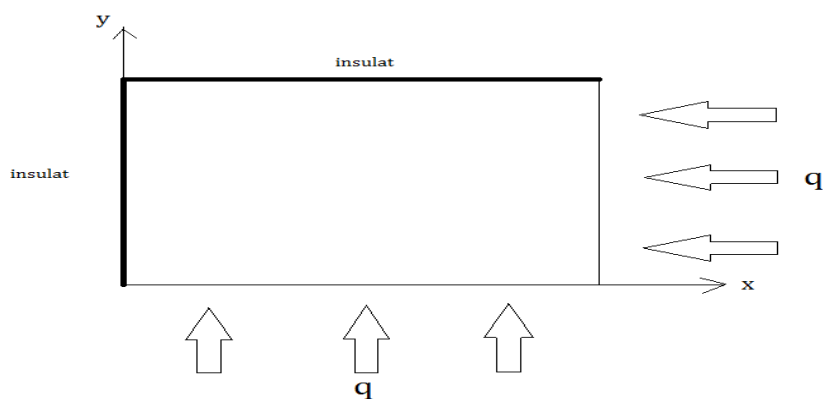
که H و W به ترتیب عرض و ارتفاع کانال و همچنین $T_s(z)$ و $T_b(z)$ به ترتیب دمای میانگین دیواره کانال و دمای بالک در طول کانال را نشان می‌دهند. با حل معادله انتقال حرارت با شرط مرزی شار ثابت در دیواره‌های میکروکانال، توزیع دما در سرتاسر میکروکانال از جمله دیواره‌های میکروکانال به دست می‌آید. با میانگین‌گیری از دمای دیواره میکروکانال، $T_s(z)$ تعیین می‌شود. d هم فاصله عرضی بین دو میکروکانال است. با تعریف این عدد و نمودار حاصل از آن، نتایج مطالعه حاضر را با نتایج به دست آمده از کار یانگ و همکاران مقایسه می‌کنیم. در رابطه بالا عبارت $T_b(z)$ که دمای بالک در طول کانال را نشان می‌دهد بصورت زیر تعریف می‌شود :

$$T_b(z) = \frac{D_h^2}{HWu_{ave}} \int_{Y=0}^{Y=\frac{H}{D_h}} \int_{x=0}^{x=\frac{W}{D_h}} Tu \, dx \, dy \quad (4 - 2)$$



شکل ۴-۳: نمودار عدد ناسلت موضعی نسبت به طول کانال برای مقایسه مطالعه حاضر با نتایج یانگ (۱۹۹۸) و همکاران [86]

نتایج یانگ و همکاران برای تعیین عدد ناسلت با شرایط مرزی عایق در سمت چپ و بالای میکروکانال و شرایط شار ثابت در بالا و راست میکروکانال در نظر گرفته شده بود. نتایج یانگ و همکاران برای سیال نیوتونی سازگار است بنابراین با اعمال تغییرات در محاسبات مطالعه حاضر، شرایط برای سیال نیوتونی به وجود آمده است. این شرایط مرزی به دلیل در نظر گرفتن $1/4$ میکروکانال و استفاده از شرط تقارن انتخاب شده‌اند به همین دلیل شرایط عایق برای سمت بالا و چپ میکروکانال در نظر گرفته شده است.



شکل ۴-۴: شرایط مرزی در نظر گرفته شده توسط یانگ و همکاران. بالا و چپ میکروکانال عایق و سمت راست و پایین میکروکانال شار ثابت [86]

۴-۵- شبکه‌بندی و استقلال حل عددی از شبکه

برای حل معادلات پتانسیل و جریان ابتدا باید هندسه موردنظر که در این مطالعه میکروکانال مستطیلی است را شبکه‌بندی کنیم تا حل عددی در این شبکه‌ها ایجاد شود. به‌منظور دسترسی به بهینه‌ترین اندازه و تعداد شبکه، استقلال از شبکه برای مدل‌های محاسباتی بررسی می‌گردد. برای شبکه‌بندی از نوع شبکه هگزاهدرال^۱ یا شبکه مکعب مستطیلی استفاده شده است. برای حل عددی جریان سیال درون میکروکانال از روش استگرد^۲ یا شبکه جابجا شده استفاده شده است تا میدان سرعت در داخل میکروکانال به دست آید.

۴-۶- استقلال حل از شبکه

در مطالعه حاضر برای استقلال از شبکه از سه نمودار استفاده شده است. استقلال از شبکه برای میدان پتانسیل ای دی ال و استقلال از شبکه برای پروفیل سرعت یا میدان سرعت و همچنین استقلال از شبکه برای دمای طولی میکروکانال. هدف از استقلال از شبکه، نشان دادن مستقل بودن نتایج محاسبات به تعداد نود به کار رفته برای انجام محاسبات است. نمودارهای نمایش داده شده در قسمت زیر، عدم وابستگی به تعداد نودها را به خوبی نمایش می‌دهند که محاسبات به‌درستی در حال انجام شدن است و محدود به تعداد نودهای خاصی نیست.

^۱ Hexahedral

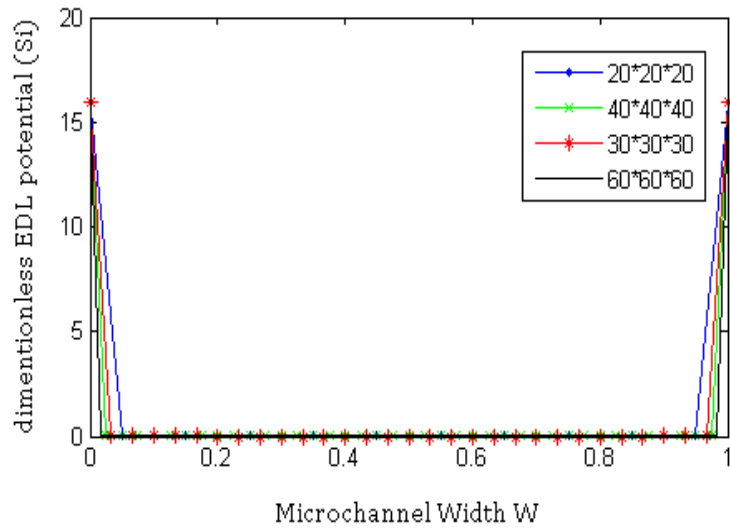
^۲ Staggerd

جدول ۴-۶: مقادیر پارامترهای بی‌بعد برای استقلال از نتایج میدان سرعت [6]

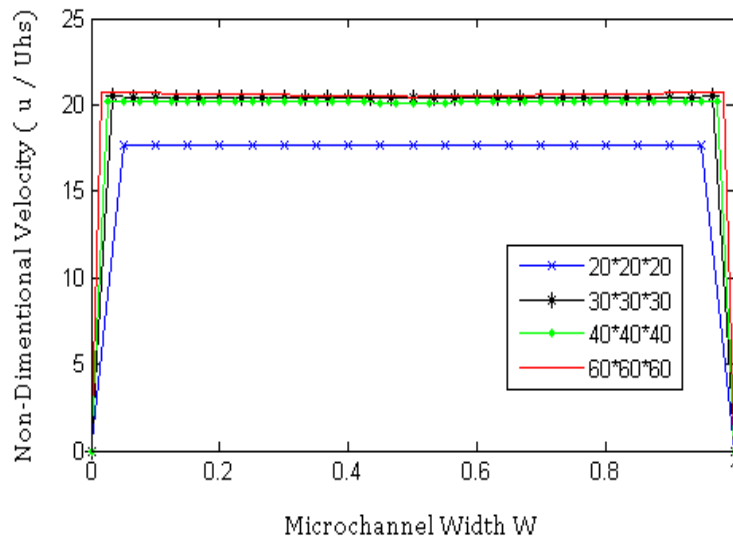
پارامترها	مقادیر
w_i	4.91
κD_h	600
n	0.7
ζ^*	8

جدول ۴-۷: مقادیر پارامترهای بی‌بعد برای استقلال از نتایج میدان دما [6,86]

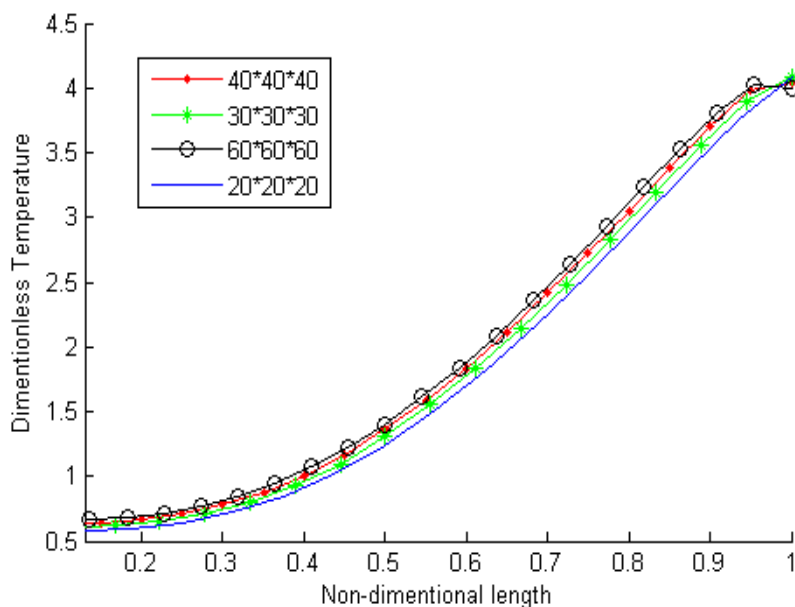
پارامترها	مقادیر
w_i	4.91
κD_h	600
n	0.7
ζ^*	8
Br	0.1
Pe	0.5



شکل ۴-۵: نمودار استقلال از نتایج برای میدان پتانسیل ای دی ال



شکل ۴-۶: نمودار استقلال از نتایج برای میدان سرعت در داخل میکروکانال



شکل ۴-۷: نمودار استقلال از نتایج برای دمای طولی میکروکانال

همان طور که در نمودارهای بالا مشاهده می‌شود با بیشتر شدن تعداد نودها دقت نتایج بالاتر رفته و ضمن اینکه نمودارها دقیق‌تر می‌شوند نتایج بصورت مساوی تغییر می‌کنند. همان طور که مشاهده می‌شود تغییرات نتایج وابسته به تعداد نودها نبوده و برای تعداد نودهای مختلف تغییرات همسانی در میدان سرعت و پتانسیل و همچنین دمای طولی میکروکانال دیده می‌شود. دلیل تیز بودن گوشه‌های میدان سرعت در شکل ۴-۷ ناشی از بزرگ بودن قطر الکتروکینتیکی است. هرچقدر قطر الکتروکینتیکی بزرگتر باشد، پروفیل سرعت به پروفیل *plug like* شبیه‌تر است.

اختلاف نتایج بین تعداد نود ۸۰ و ۶۰ تقریباً ناچیز و در حد ۳٪ است. برای تعیین خطا، اختلاف دما برای تعداد نود ۸۰ و ۶۰ را در یک موقعیت خاص به دست آورده و مقدار حاصل را بر دمای تعداد نود ۸۰ در همان موقعیت تقسیم می‌کنیم تا خطای تعداد نود ۶۰ تعیین شود.

$$Err_{60} = \frac{|T_{80} - T_{60}|}{T_{80}}$$

فصل ۵ نتایج حل عددی

۵-۱- مقدمه

در این فصل نتایج حاصل از مطالعه حاضر را بررسی می‌کنیم. در معادلات توصیف‌کننده سرعت و دما از اعداد بی‌بعدی استفاده شد که هرکدام از این اعداد بی‌بعد تأثیر خاص خود را در جریان سیال غیر نیوتونی کاریو-یاسودا دارند که هدف از این فصل هم نمایش تأثیر این اعداد بی‌بعد در جریان سیال و همچنین تأثیر آن‌ها در انتقال حرارت است. این فصل به چند بخش تقسیم می‌شود. در بخش اول تأثیر عدد بی‌بعد وایزنبرگ روی نمودار سرعت را بررسی خواهیم کرد. در قسمت دوم تأثیر عدد شاخص جریان روی میدان سرعت بررسی می‌شود. بخش سوم اثر قطر الکتروکینتیک بر میدان سرعت را نشان خواهیم داد. بخش چهارم و پنجم هم مربوط به تأثیرات اعداد بدون بعد پکلت و برینکمن در انتقال حرارت است.

۵-۲- تأثیر اعداد بی بعد در نمودارهای میدان سرعت

۵-۲-۱ تأثیر عدد وایزنبرگ روی میدان سرعت

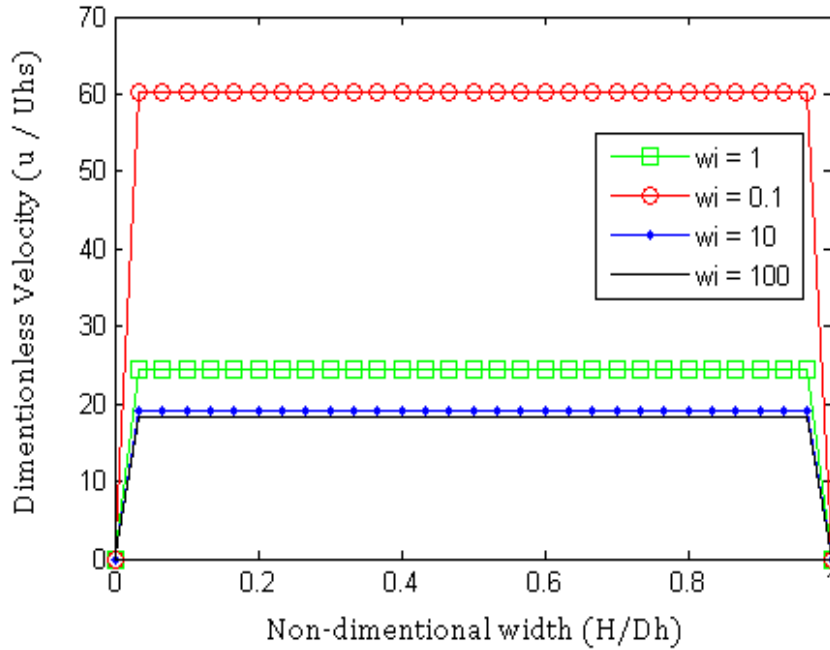
در این قسمت تأثیر عدد وایزنبرگ بر میدان سرعت در میکروکانال بررسی شده است. برای نمایش تأثیر عدد وایزنبرگ بر میدان سرعت، باید اعداد بدون بعد قطر الکتروکینتیک و عدد شاخص جریان ثابت در نظر گرفته شوند. جدول زیر مقادیر این اعداد را نمایش می دهد.

جدول ۵-۱: شرایط مرزی در میکروکانال برای نمایش تأثیر عدد وایزنبرگ بر نمودار سرعت

مقادیر	شرایط مرزی
$u = 0$	دیواره ها
$\frac{\partial u}{\partial y} = 0, \quad \frac{\partial u}{\partial x} = 0$	مرکز میکروکانال

جدول ۵-۲: پارامترهای بدون بعد ثابت برای نمایش تأثیر عدد وایزنبرگ روی میدان سرعت

مقادیر	پارامترها
0.7	n
600	$X = \kappa D_h$



شکل ۵-۱: تأثیر عدد وایزنبرگ روی میدان سرعت برای حالت $n = 0.7$ و $\kappa D_h = 600$

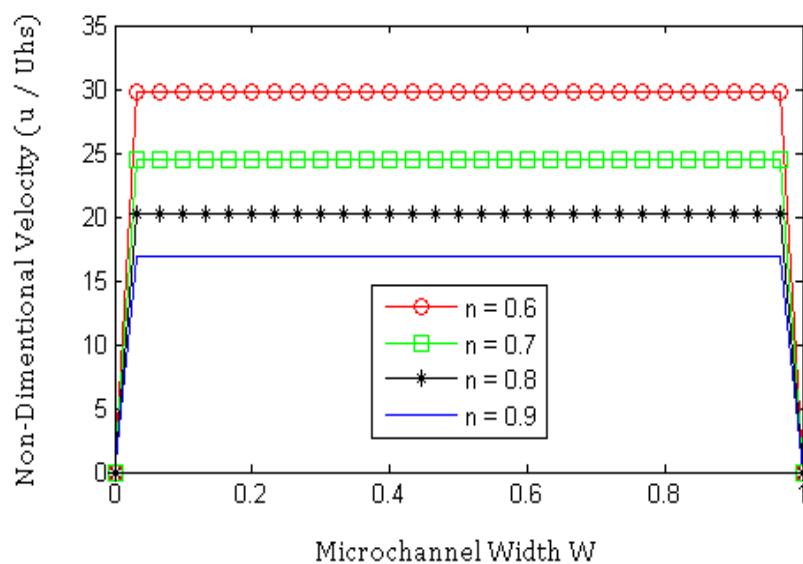
همان‌طور که در نمودار بالا مشخص است ماکزیموم سرعت در میکروکانال با کاهش عدد وایزنبرگ، افزایش می‌یابد. هرچقدر که عدد وایزنبرگ کاهش یابد، سیال رفتار نیوتونی از خود نمایش می‌دهد. می‌دانیم که هرچقدر زتا پتانسیل سطح بزرگ‌تر باشد، ماکزیموم سرعت به دلیل تأثیر قوی‌تر نیروی حجمی یعنی نیروی الکتریکی بر روی پتانسیل ای دی ال، افزایش خواهد یافت. هرچقدر عدد وایزنبرگ افزایش یابد ($w_i \rightarrow \infty$)، حرکت الکترواسمزی بیشتر به زتا پتانسیل سطح وابسته است.

۵-۲-۲ تأثیر عدد شاخص جریان بر روی نمودار سرعت جریان در میکروکانال

جدول زیر مقادیر اعداد بدون بعد را برای نمایش تأثیر عدد شاخص جریان بر روی نمودار سرعت را نمایش می‌دهد.

جدول ۳-۵: اعداد بدون بعد برای تأثیر عدد شاخص جریان بر روی نمودار سرعت

مقادیر	پارامترها
1	w_i
600	$X = \kappa D_h$

شکل ۳-۵: تأثیر عدد شاخص جریان n روی نمودار سرعت

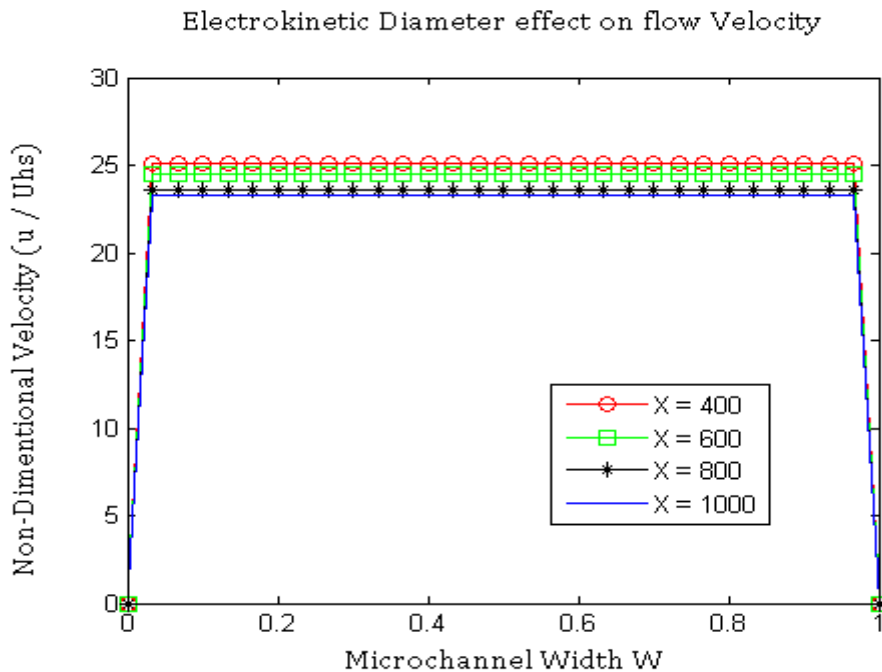
همان‌طور که از نمودار بالا مشخص است، با افزایش عدد شاخص جریان، سرعت ماکزیموم جریان کاهش می‌یابد. هرچقدر n کاهش یابد، سیال حالت رقیق‌شوندگی بیشتری از خود نمایش می‌دهد بنابراین تأثیر میدان الکتریکی روی سیال افزایش می‌یابد.

۳-۲-۵ تأثیر قطر الکتروکینتیک روی نمودار سرعت

اعداد بدون بعدی که در این مقایسه در نظر گرفته شده‌اند در جدول زیر آورده شده است.

جدول ۴-۵: اعداد بی‌بعد و ایزنبرگ و عدد شاخص جریان برای تأثیر قطر الکتروکینتیک روی نمودار سرعت

مقادیر	پارامترها
1	w_i
0.7	n



شکل ۳-۵: تأثیر قطر الکتروکینتیک روی میدان سرعت

در نمودار بالا مشاهده می‌شود که با افزایش قطر الکتروکینتیک، سرعت ماکزیموم کاهش می‌یابد. این رفتار به این دلیل اتفاق می‌افتد که با افزایش قطر الکتروکینتیک، ضخامت ای دی ال کاهش می‌یابد که باعث کاهش

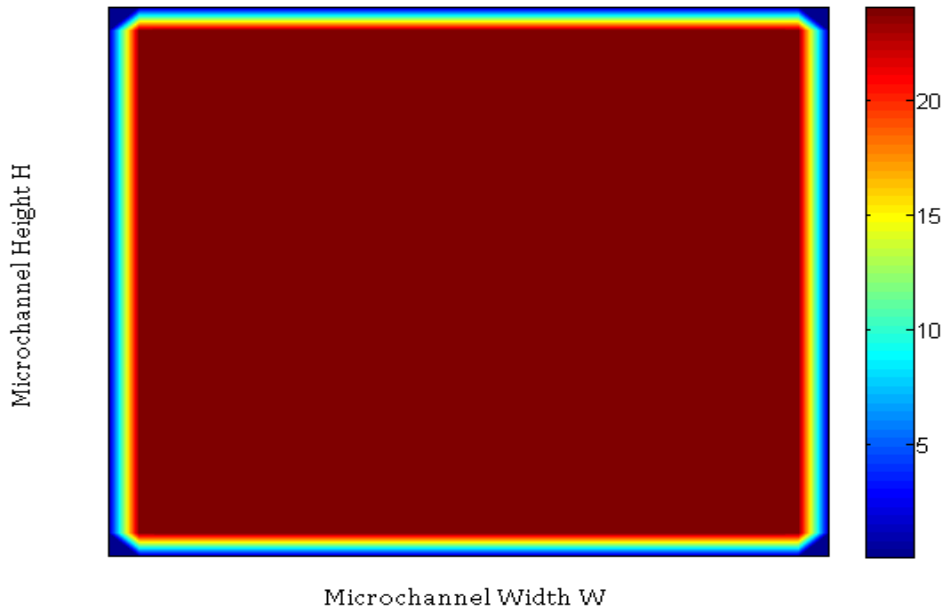
اثر نیروی الکتریکی روی ای دی ال شده و متعاقباً باعث کاهش سرعت الکتروکینتیکی می‌شود. همان‌طور که در فصل قبل گفته شد، قطر الکتروکینتیک نسبت قطر هیدرولیکی به ضخامت ای دی ال تعریف می‌شود یعنی نوعی مقایسه بین این دو پارامتر وجود دارد.

۵-۲-۴ کانتور سرعت در مقطع میکروکانال

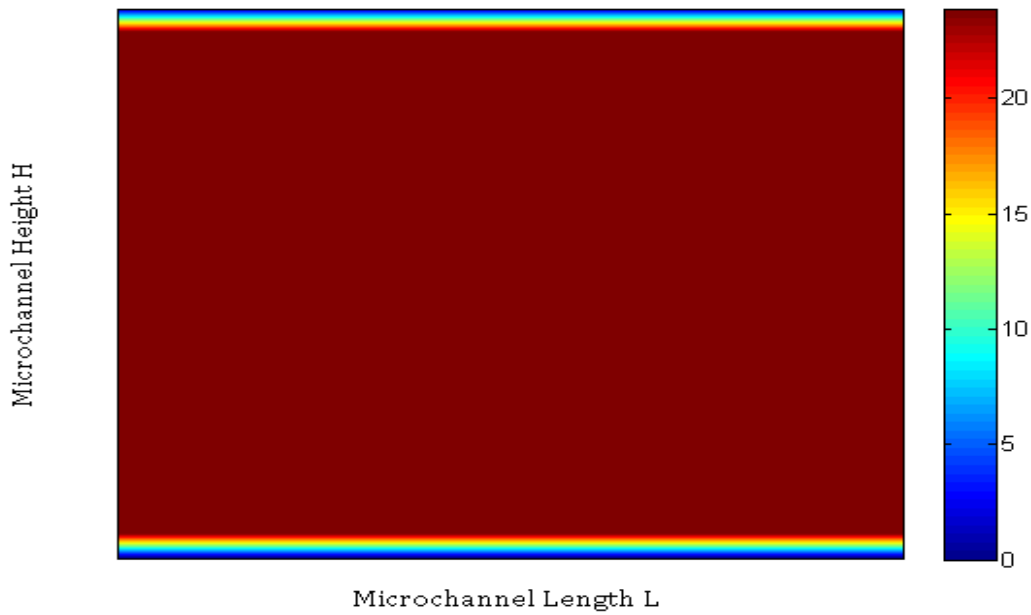
این کانتور برای اعداد بدون بعد در جدول زیر گرفته شده است.

جدول ۵-۵: اعداد بدون بعد وایزنبرگ، عدد شاخص جریان و قطر الکتروکینتیک برای کانتور سرعت مقطع کانال

پارامترها	مقادیر
wi	1
n	0.7
X	600



شکل ۴-۵: کانتور سرعت مقطع عرضی کانال. عرض و ارتفاع بی بعد برابر هم و دارای مقدار بی بعد ۱ است.



شکل ۵-۵: کانتور سرعت در محور طولی کانال. طول و ارتفاع بی بعد کانال برابر هم و دارای مقدار بی بعد ۱ است.

حال در قسمت‌های بعدی تأثیر اعداد بدون بعد پکلت و برینکمن را روی نمودارهای دمایی، نشان می‌دهیم.

۵-۳- تأثیر اعداد بی بعد دمایی روی نمودارهای دما در داخل میکروکانال

۵-۳-۱ تأثیر عدد برینکمن روی نمودارهای دمایی

در ابتدا باید شرایط مرزی دمایی در میکروکانال را مشخص کنیم. چند نوع شرایط مرزی دمایی وجود دارد که عبارتند از : (۱) شرط مرزی دما ثابت (۲) شرط مرزی شار ثابت (۳) شرط مرزی جابجایی و ... که در مطالعه حاضر از شرط مرزی دما ثابت در دیواره‌های میکروکانال استفاده شده است. دما در ورودی کانال ۲۵ و دمای دیواره‌ها ۵۰ درجه سلسیوس است.

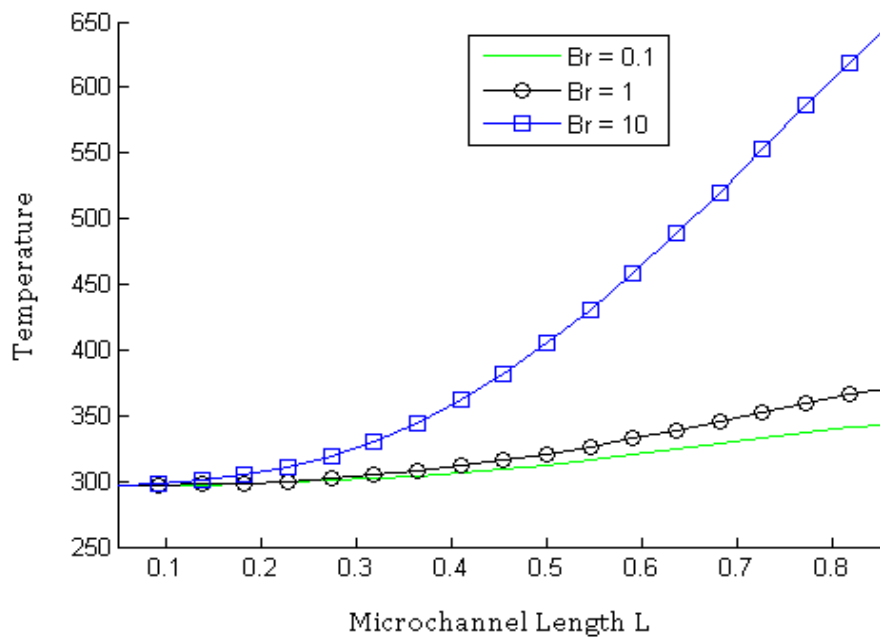
جدول زیر بصورت مختصر شرایط مرزی استفاده شده در مطالعه حاضر را نشان می‌دهد. شرایط مرزی در مطالعه حاضر برای دما کاملاً متقارن در نظر گرفته شده است.

جدول ۵-۶: شرایط مرزی بی بعد دمایی استفاده شده در مطالعه حاضر

شرایط مرزی	مقادیر بی بعد دما
$y = -H$	1
$y = H$	1
$x = -W$	1
$x = W$	1
<i>inlet</i>	0
<i>outlet</i>	<i>outflow</i>

جدول ۵-۷: اعداد بی بعد در نظر گرفته شده برای تأثیر عدد برینکمن روی نمودارهای دمایی

مقادیر	پارامترها
1	wi
600	κD_h
0.7	n
8	ζ^*
0.5	Pe



شکل ۵-۶: تأثیر عدد برینکمن روی نمودار دما در محور طولی کانال

همان‌طور که از نمودار بالا دیده می‌شود، با افزایش عدد برینکمن، دما هم در محور طولی کانال به مقدار بیشتری، افزایش می‌یابد. بنابر تعریف عدد برینکمن، هرچه قدر این عدد بزرگ‌تر باشد اتلافات حاصل از ویسکوز

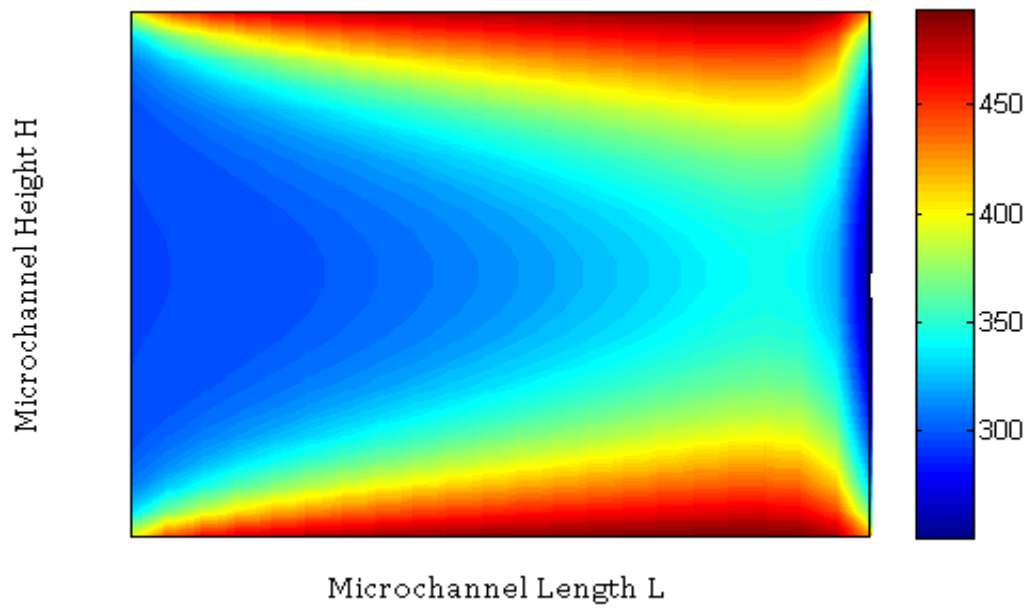
بر اتلافات هدایتی غلبه می‌کند که علاوه بر ثابت نگه‌داشتن تقریبی توزیع دما در میکروکانال، مقادیر انتقال حرارت را به دلیل اتلافات ویسکوز چند برابر می‌کند.

۵-۳-۲ کانتورهای دمایی برای نمایش تأثیر عدد برینکمن

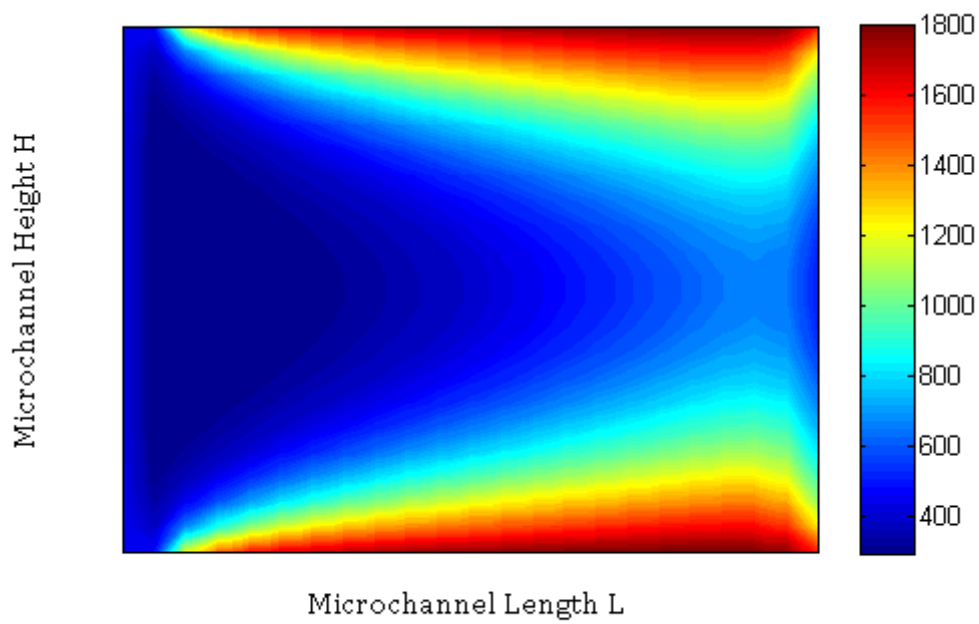
کانتورهای دمایی تحت مقادیر زیر نشان داده می‌شوند. جدول زیر مقادیر اعداد بی‌بعد را نمایش می‌دهد.

جدول ۵-۸: مقادیر اعداد بی‌بعد برای نمایش کانتور دمایی

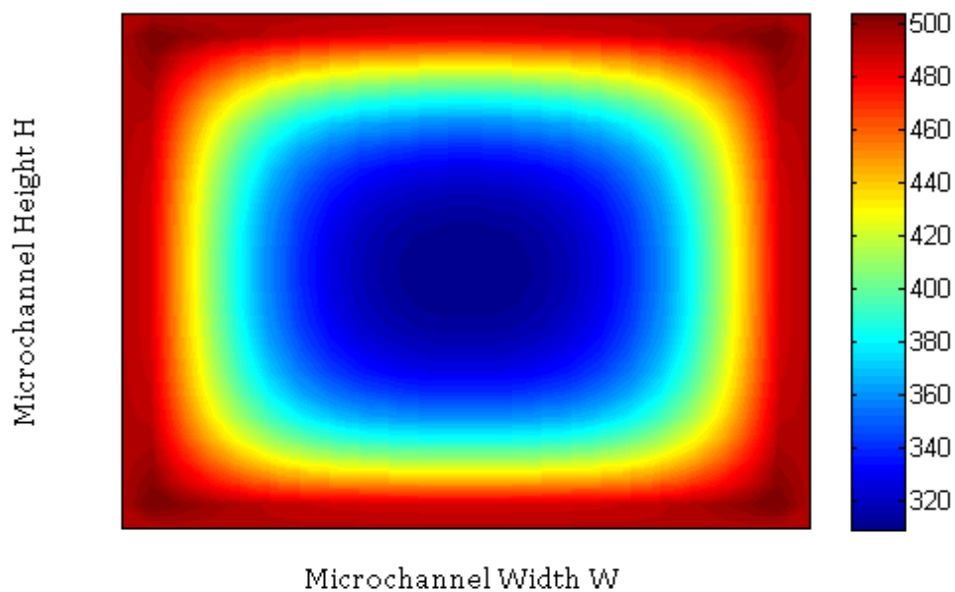
پارامترها	مقادیر
w_i	1
κD_h	600
n	0.7
ζ^*	8
Pe	0.5



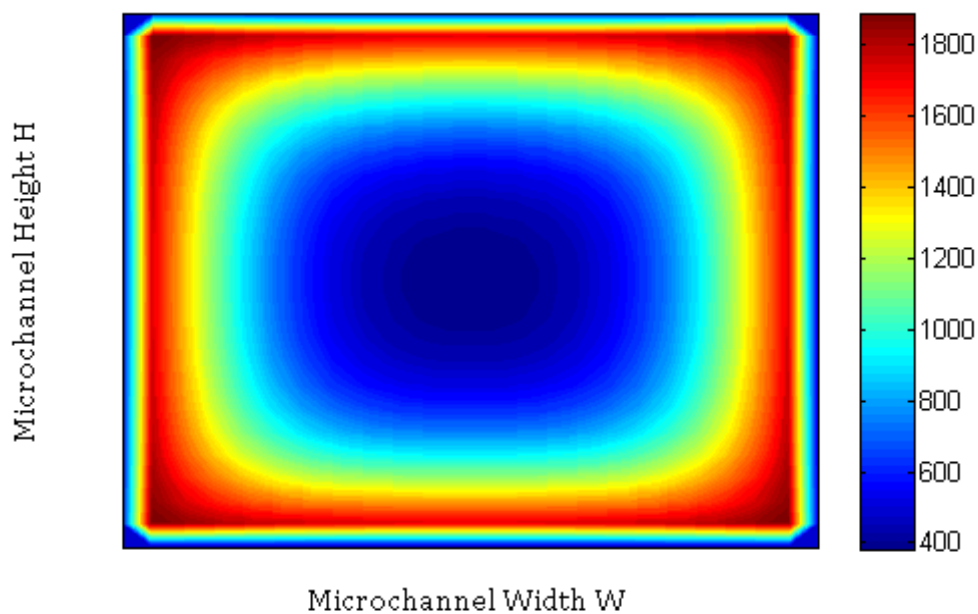
شکل ۵-۷: کانتور دما در طول میکروکانال با عدد $Br = 0.1$



شکل ۵-۸: کانتور دما در طول میکروکانال با عدد $Br = 10$



شکل ۵-۹: کانتور دما در مقطع عرضی میکروکانال با عدد $Br = 0.1$



شکل ۵-۱۰: کانتور دما در مقطع عرضی میکروکانال با عدد $Br = 10$

همان‌طور که از دو کانتور مربوط به دمای مقطع عرضی و دمای طولی میکروکانال قابل مشاهده است، نمودارها با تغییر عدد برینکمن به مقدار ناچیزی تغییر می‌کنند و بیشتر مقادیر آن‌ها با چند برابر شدن عدد برینکمن، چند برابر می‌شوند و عدد برینکمن تأثیر ناچیزی روی توزیع دما در سرتاسر میکروکانال دارد. طبق تعریف عدد برینکمن که بصورت نسبت انتقال حرارت ویسکوز به انتقال حرارت هدایتی است، با افزایش عدد برینکمن انتقال حرارت ویسکوز بر انتقال حرارت هدایتی غالب می‌شود بنابراین توزیع دما در میکروکانال تغییرات ناچیزی می‌کند.

۵-۴- تأثیر عدد پکلت روی نمودارهای دمایی

همانند قسمت قبل در عدد برینکمن، تأثیر عدد پکلت را بر روی نمودارهای دمایی بررسی می‌کنیم. شرایط مرزی همانند شرایط در نظر گرفته شده عدد برینکمن هستند. جدول زیر مقادیر اعداد بی‌بعد برای نمایش تأثیر عدد پکلت را نمایش می‌دهد.

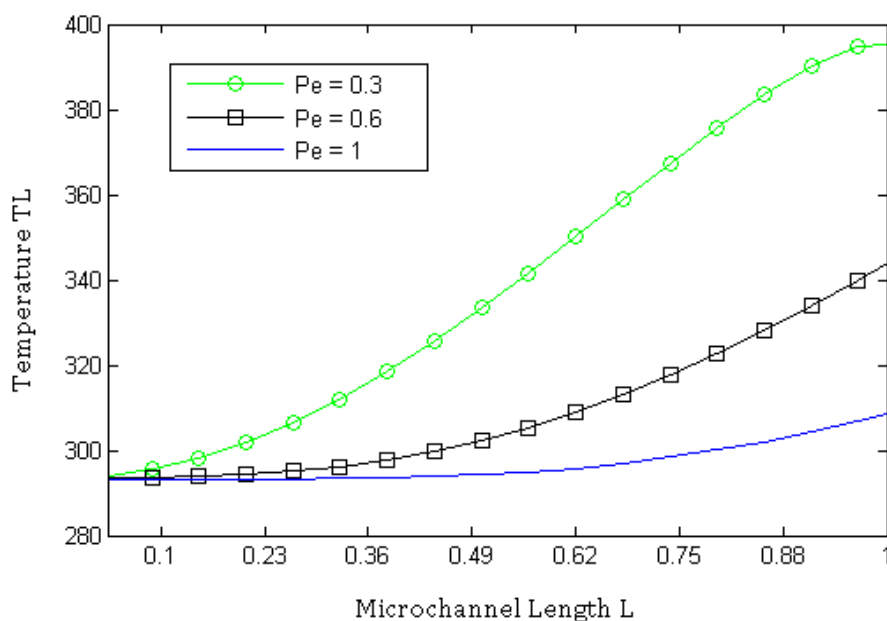
جدول ۵-۹: اعداد بی‌بعد در نظر گرفته شده برای تأثیر عدد پکلت روی نمودارهای دمایی

پارامترها	مقادیر
wi	1
κD_h	600
n	0.7
ζ^*	8
Br	1

با در نظر گرفتن شرایط بالا و اعداد بی‌بعد مؤثر در معادلات دما، حال به بررسی نمودارهای به‌دست آمده از مطالعه حاضر می‌پردازیم.

همانند قسمت قبل در مورد تأثیرات عدد برینکمن، در این قسمت هم تأثیرات عدد پکلت روی نمودارهای محور طولی میکروکانال را مورد مطالعه قرار می‌دهیم.

۵-۴-۱ تأثیر عدد پکلت روی نمودار طولی دما

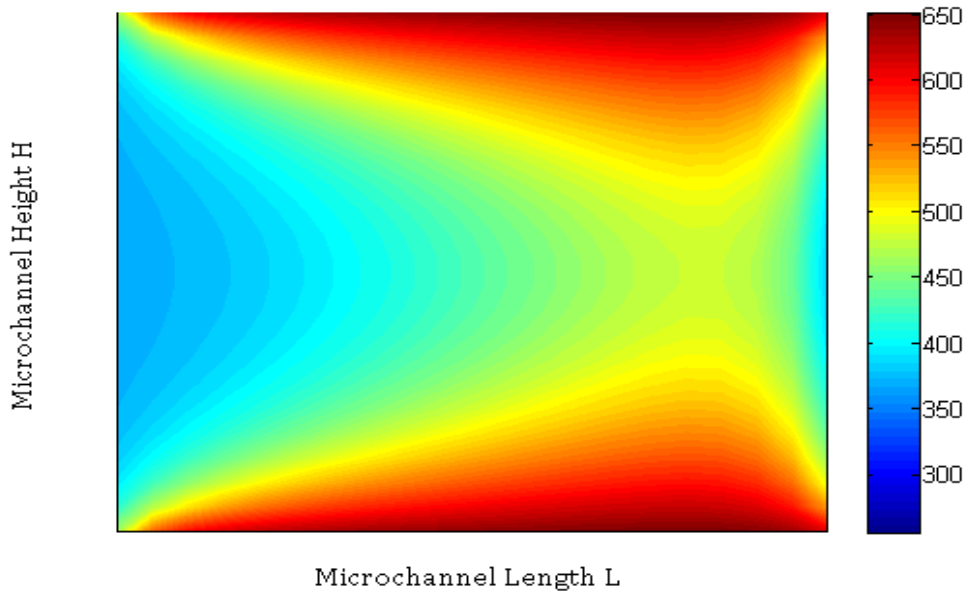


شکل ۵-۱۱: تأثیر عدد پکلت روی نمودار طولی دما

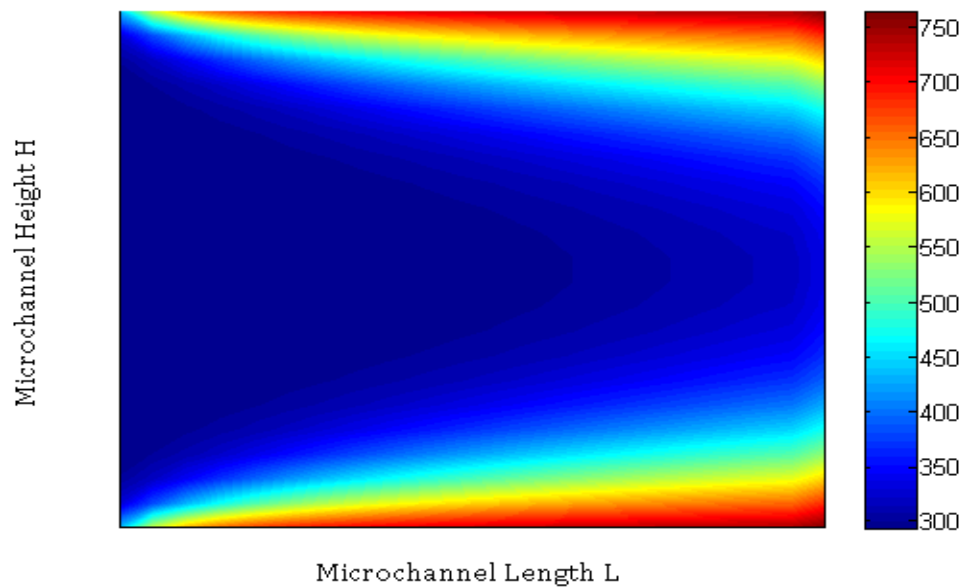
همان‌طور که در نمودار بالا مشاهده می‌شود، با افزایش عدد پکلت، دمای طولی میکروکانال با شیب کمی افزایش می‌یابد. این رفتار به این دلیل اتفاق می‌افتد که عدد پکلت همان‌طور که از تعریف آن مشخص است، وظیفه پخش و انتشار دما در میکروکانال را دارد و با افزایش آن آنتالپی سیال بر هدایت حرارتی در راستای جریان غالب می‌گردد و سبب کاهش شیب جریان در طول کانال می‌شود. دلیل کوچک بودن عدد پکلت به

معادله نرنست - پلانک برمی‌گردد. برای کاهش معادله نرنست - پلانک به معادله توزیع یون بولتزمن در کانال باید عدد پکلت مقداری کوچک و نزدیک به صفر باشد در غیر این صورت جوابها واگرا خواهند شد.

۲-۴-۵ کانترهای دمایی برای نمایش تأثیر عدد پکلت در میکروکانال

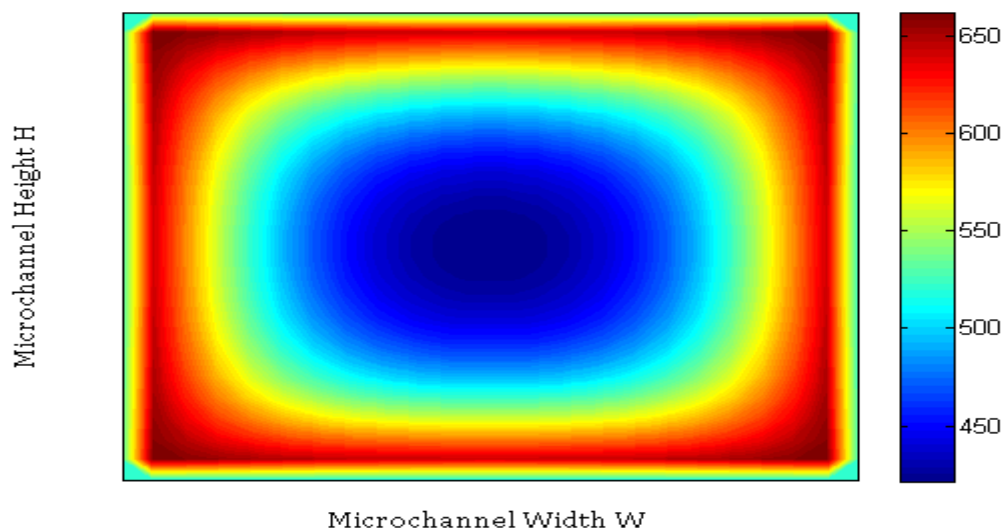


شکل ۵-۱۲: کانتر دما در محور طولی میکروکانال برای عدد پکلت $Pe = 0.3$

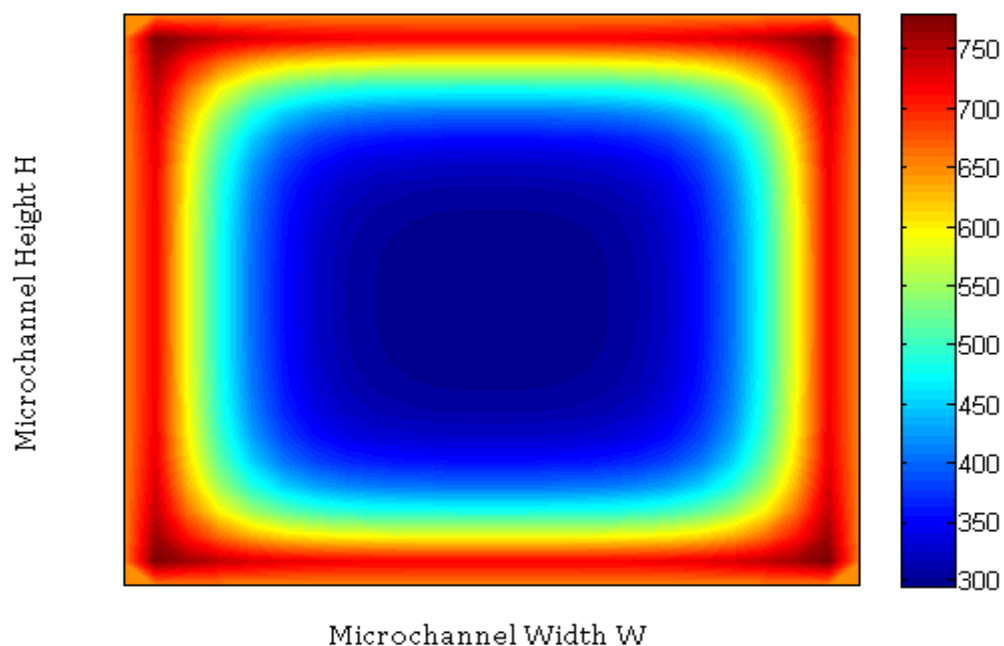


شکل ۵-۱۳: کانتر دما در محور طولی میکروکانال برای عدد پکلت $Pe = 1$

۳-۴-۵ کانتور دما برای نمایش تأثیر عدد پکلت روی توزیع دما در مقطع عرضی میکروکانال



شکل ۵-۱۴: کانتور دما در مقطع عرضی میکروکانال برای عدد پکلت $Pe = 0.3$



شکل ۵-۱۵: کانتور دما در مقطع عرضی میکروکانال برای عدد پکلت $Pe = 1$

همان‌طور که در کانتورهای بالا نشان داده شده است، عدد پکلت وظیفه پخش دما در میکروکانال را بر عهده دارد و همان‌طور که این عدد بی‌بعد افزایش می‌یابد، پخش دما در میکروکانال کاهش می‌یابد و پخش دما بیشتر در مرزها محدود می‌شود. عدد پکلت بصورت نسبت آنتالپی سیال به انتقال حرارت هدایتی در جهت حرکت سیال تعریف می‌شود بنابراین زمانی که عدد پکلت عددی کوچک و کمتر از واحد می‌باشد انتقال حرارت غالب، انتقال حرارت هدایتی در جهت حرکت سیال است به همین دلیل دما در کانال و در راستای طول آن به سرعت توزیع می‌شود اما زمانی که عدد پکلت افزایش می‌یابد به مقدار واحد نزدیک و حتی بیشتر از واحد می‌گردد، توزیع دما در طول کانال به خاطر افزایش آنتالپی به تعویق می‌افتد بنابراین شیب دمایی در طول کانال کاهش می‌یابد و کانتور دما در قسمت بالا هم همین نکته را نشان می‌دهد. بنابراین نتیجه می‌گیریم که نقش عدد بی‌بعد برینکمن بیشتر بصورت کمی است و بیشتر مقادیر انتقال حرارت را تحت تأثیر خود قرار می‌دهد اما نقش عدد پکلت عمده‌تأ بصورت کیفی است و به پخش دما در سرتاسر میکروکانال کمک می‌کند.

مراجع

- [1] Kandlikar, S. G. and Grande, W. J., 2003, Evolution of microchannel flow passages – thermohydraulic performance and fabrication technology, *Heat Transfer Eng.*, 24(1), 3–17, 2003.
- [2] Kandlikar, S. G. and Steinke, M. E., 2003, Examples of microchannel mass transfer processes in biological systems, *Proceedings of 1st International Conference on Minichannels and Microchannels*, Rochester, NY, April 24–25, Paper ICMM2003-1124. ASME, pp. 933–943.
- [3] Krishnan, M., Ugaz, V. M., and Burns, M. A., PCR in a Rayleigh–Benard convection cell, *Science*, 298, 793.
- [4] Mehendale, S. S., Jacobi, A. M., and Shah, R. K., Fluid flow and heat transfer at micro- and meso-scales with applications to heat exchanger design, *Appl. Mech. Rev.*, 53, 175–193.
- [5] Dongqing Li, *Electrokinetics in Microfluidics*, Elsevier., 8-60, 2004.
- [6] Kandlikar, S., GARIMELLA, S., *Heat transfer Fluid Flow in Minichannels And Microchannels.*, 137-145, 2006
- [7] Chabra, R. B., Richardson, J. F., *Non Newtonian Flow and Applied Rheology.*, 7-45, 2008.
- [8] Krishna, R., Cameselle, C., *Electrochemical Remediation Technologies for Polluted Soils, Sediments and Groundwater.*, 15-37, 2009.
- [9] Garcia, L., Ista, K., *Electrokinetic molecular separation in nanoscale fluidic channels.*, 3-5, 2005.
- [10] Markx, *Dielectrophoretic separation of cells: Continuous separation*, Wiley., 20-40, 1995.
- [11] Southern, M. E., *Detection of specific sequences among DNA fragments separated by gel electrophoresis*, Elsevier., 4-7, 1975.
- [12] Halsey TC. *Electrorheological fluids*. *Science* 1992;258:761–6.
- [13] Sheng P, Wen W. *Electrorheological fluids: mechanisms, dynamics, and microfluidics applications*. *Annu Rev Fluid Mech* 2011;44:143–74.
- [14] Wang L, Gong X, Wen W. *Electrorheological fluid and its applications in microfluidics*. *Top Curr Chem* 2011;304:91–115.
- [15] Simmonds AJ. *Electro-rheological valves in a hydraulic circuit*. *Control Theory Appl IEE Proc D* 1991;138:400–4.
- [16] Whittle M, Atkin RJ, Bullough WA. *Fluid dynamic limitations on the performance of an electrorheological clutch*. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 1995;57:61–81.
- [17] Choi SB, Sung KG, Cho MS, Lee YS. *The braking performance of a vehicle anti-lock brake system featuring an electro-rheological valve pressure modulator*. *Smart Mater Struct* 2007;16:1285–97.
- [18] Stanway R, Sproston JL, El-Wahed AK. *Applications of electro-rheological fluids in vibration control: a survey*. *Smart Mater Struct* 1996;5:464–82.
- [19] Vitrani MA, Nikitczuk J, Morel G, Mavroidis C, Weinberg B. *Torque control of electrorheological fluidic resistive actuators for haptic vehicular instrument controls*. *J Dyn Syst Meas Control* 2006;128:216–26.
- [20] Taylor PM, Pollet DM, Hosseini-Sianaki A, Varley CJ. *Advances in an electrorheological fluid based tactile array*. *Displays* 1998;18:135–41.

- [21] DUTTA, P., BESKOK, A., Analysis of Electroosmotically Driven Microchannel Flow , j. Fluid Mechanics., 1-3, 1999.
- [22] Bello MS, De Besi P, Rezzonico R, Righetti PG, Casiraghi E. Electroosmosis of polymer solutions in fused silica capillaries. *Electrophoresis* 1994;15:623–6.
- [23] Chang FM, Tsao HK. Drag reduction in electro-osmosis of polymer solutions. *Appl Phys Lett* 2007;90:194105.
- [24] Das S, Chakraborty S. Analytical solutions for velocity, temperature and concentration distribution in electroosmotic microchannel flows of a non-Newtonian bio-fluid. *Anal Chim Acta* 2006;559:15–24.
- [25] Zhao C, Zholkovskij E, Masliyah J, Yang C. Analysis of electroosmotic flow of powerlaw fluids in a slit microchannel. *J Colloid Interface Sci* 2008;326:503–10.
- [26] Zhao C, Yang C. An exact solution for electroosmosis of non-Newtonian fluids in microchannels. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 2011;166:1076–9.
- [27] Zhao C, Yang C. Joule heating induced heat transfer for electroosmotic flow of power-law fluids in a microcapillary. *Int J Heat Mass Transfer* 2012;55:2044–51.
- [28] Zhao C, Yang C. Electroosmotic flows of non-Newtonian power-law fluids in a cylindrical microchannel. *Electrophoresis* 2013;34:662–7.
- [29] Olivares ML, Vera-Candioti L, Berli CLA. The EOF of polymer solutions. *Electrophoresis* 2009;30:921–9.
- [30] Berli CLA, Olivares ML. Electrokinetic flow of non-Newtonian fluids in microchannels. *J Colloid Interface Sci* 2008;320:582–9.
- [31] Berli CLA. Output pressure and efficiency of electrokinetic pumping of non-Newtonian fluids. *Microfluid Nanofluid* 2010;8:197–207.
- [32] Tang GH, Li XF, He YL, Tao WQ. Electroosmotic flow of non-Newtonian fluid in microchannels. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 2009;157:133–7.
- [33] Zhao C, Yang C. Nonlinear Smoluchowski velocity for electroosmosis of power-law fluids over a surface with arbitrary zeta potentials. *Electrophoresis* 2010;31:973–9.
- [34] Vasu N, De S. Electroosmotic flow of power-law fluids at high zeta potentials. *Colloids Surf A* 2010;368:44–52.
- [35] Šiška B, Bendová H, MacHač I. Terminal velocity of non-spherical particles falling through a Carreau model liquid. *Chem Eng Process* 2005;44:1312–9.
- [36] Hyun YH, Lim ST, Choi HJ, John MS. Rheology of poly(ethylene oxide)/organoclay nanocomposites. *Macromolecules* 2001;34:8084–93.
- [37] Heller C. Principles of DNA separation with capillary electrophoresis. *Electrophoresis* 2001;22:629–43.
- [38] Zimmerman WB, Rees JM, Craven TJ. Rheometry of non-Newtonian electrokinetic flow in a microchannel T-junction. *Microfluid Nanofluid* 2006;2:481–92.
- [39] Craven TJ, Rees JM, Zimmerman WB. Pressure sensor positioning in an electrokinetic microrheometer device: simulations of shear-thinning liquid flows. *Microfluid Nanofluid* 2010;9:559–71.
- [40] Zhao C, Yang C. Electro-osmotic mobility of non-Newtonian fluids. *Biomicrofluidics* 2011;5:014110.

- [41] Mondal S, De S. Mass transport in a porous microchannel for non-Newtonian fluid with electrokinetic effects. *Electrophoresis* 2013;34:668–73.
- [42] Ganji DD, Gorji-Bandpy M, Mostofi M. Study of electroosmotic flow in a nanotube with power law fluid. *Appl Mech Mater* 2012;110–116:3633–8.
- [43] Darbandi M, Zakeri R, Schneider GE. DPD simulation of electroosmotic flow in nanochannels and the evaluation of effective parameters. Article number 2010-5058, 10th AIAA/ASME Joint Thermophysics and Heat Transfer Conference, Chicago, IL; 2010.
- [44] Cho CC, Chen CL, Chen CK. Electrokinetically-driven non-Newtonian fluid flow in rough microchannel with complex-wavy surface. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 2012;173–174:13–20.
- [45] Hadigol M, Nosrati R, Raisee M. Numerical analysis of mixed electroosmotic/pressure driven flow of power-law fluids in microchannels and micropumps. *Colloids Surf A* 2011;374:142–53.
- [46] Babaie A, Sadeghi A, Saidi MH. Combined electroosmotically and pressure driven flow of power-law fluids in a slit microchannel. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 2011;166:792–8.
- [47] Park HM, Lee WM. Effect of viscoelasticity on the flow pattern and the volumetric flow rate in electroosmotic flows through a microchannel. *Lab Chip* 2008;8:1163–70.
- [48] Park HM, Lee WM. Effect of viscoelasticity on the flow pattern and the volumetric flow rate in electroosmotic flows through a microchannel. *Lab Chip* 2008;8:1163–70.
- [49] Akgül MB, Pakdemirli M. Analytical and numerical solutions of electro-osmotically driven flow of a third grade fluid between micro-parallel plates. *Int J Non Linear Mech* 2008;43:985–92.
- [50] Park HM, Lee WM. Helmholtz–Smoluchowski velocity for viscoelastic electroosmotic flows. *J Colloid Interface Sci* 2008;317:631–6.
- [51] Zhao C, Yang C. Exact solutions for electro-osmotic flow of viscoelastic fluids in rectangular micro-channels. *Appl Math Comput* 2009;211:502–9.
- [52] Afonso AM, Alves MA, Pinho FT. Analytical solution of mixed electro-osmotic/pressure driven flows of viscoelastic fluids in microchannels. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 2009;159:50–63.
- [53] Dhinakaran S, Afonso AM, Alves MA, Pinho FT. Steady viscoelastic fluid flow between parallel plates under electro-osmotic forces: Phan–Thien–Tanner model. *J Colloid Interface Sci* 2010;344:513–20.
- [54] Afonso AM, Alves MA, Pinho FT. Electro-osmotic flow of viscoelastic fluids in microchannels under asymmetric zeta potentials. *J Eng Math* 2011;71:15–30.
- [55] Jian YJ, Liu QS, Yang LG. AC electroosmotic flow of generalized Maxwell fluids in a rectangular microchannel. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 2011;166:1304–14.
- [56] Liu Q, Jian Y, Yang L. Alternating current electroosmotic flow of the Jeffreys fluids through a slit microchannel. *Phys Fluids* 2011;23:102001.
- [57] Bandopadhyay A, Chakraborty S. Electrokinetically induced alterations in dynamic response of viscoelastic fluids in narrow confinements. *Phys Rev E* 2012;85:056302.
- [58] Bryce RM, Freeman MR. Extensional instability in electro-osmotic microflows of polymer solutions. *Phys Rev E* 2010;81:036328.
- [59] Hadigol M, Nosrati R, Nourbakhsh A, Raisee M. Numerical study of electroosmotic micromixing of non-Newtonian fluids. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 2011;166:965–71.

- [60] Cho CC, Chen CL, Chen CK. Mixing enhancement of electrokinetically-driven non-Newtonian fluids in microchannel with patterned blocks. *Chem Eng J* 2012;191:132–40.
- [61] Bryce RM, Freeman MR. Extensional instability in electro-osmotic microflows of polymer solutions. *Phys Rev E* 2010;81:036328.
- [62] Hadigol M, Nosrati R, Nourbakhsh A, Raisee M. Numerical study of electroosmotic micromixing of non-Newtonian fluids. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 2011;166:965–71.
- [63] Cho CC, Chen CL, Chen CK. Mixing enhancement of electrokinetically-driven non-Newtonian fluids in microchannel with patterned blocks. *Chem Eng J* 2012;191:132–40.
- [64] Cho CC, Chen CL, Chen CK. Mixing of non-Newtonian fluids in wavy serpentine microchannel using electrokinetically driven flow. *Electrophoresis* 2012;33:743–50.
- [65] Chen CH. Electro-osmotic heat transfer of non-newtonian fluid flow in microchannels. *J Heat Transfer* 2011;133:071705.
- [66] Sadeghi A, Saidi MH, Mozafari AA. Heat transfer due to electroosmotic flow of viscoelastic fluids in a slit microchannel. *Int J Heat Mass Transfer* 2011;54:4069–77.
- [67] Escandón JP, Bautista O, Méndez F, Bautista E. Theoretical conjugate heat transfer analysis in a parallel flat plate microchannel under electro-osmotic and pressure forces with a Phan–Thien–Tanner fluid. *Int J Therm Sci* 2011;50:1022–30.
- [68] Babaie A, Saidi MH, Sadeghi A. Heat transfer characteristics of mixed electroosmotic and pressure driven flow of power-law fluids in a slit microchannel. *Int J Therm Sci* 2012;53:71–9.
- [69] Shamshiri M, Khazaeli R, Ashrafizaadeh M, Mortazavi S. Heat transfer and entropy generation analyses associated with mixed electrokinetically induced and pressure-driven power-law microflows. *Energy* 2012;42:157–69.
- [70] Coelho PM, Alves MA, Pinho FT. Forced convection in electro-osmotic/Poiseuille micro-channel flows of viscoelastic fluids: fully developed flow with imposed wall heat flux. *Microfluid Nanofluid* 2012;12:431–49.
- [71] Shamshiri M, Khazaeli R, Ashrafizaadeh M, Mortazavi S. Electroviscous and thermal effects on non-Newtonian liquid flows through microchannels. *J Non-Newtonian Fluid Mech* 2012;173–174:1–12.
- [72] Somlyody A. Electrophoretic display using a non-Newtonian fluid as a threshold device, US patent, US4311361, 1982.
- [73] Vidybida AK, Serikov AA. Electrophoresis by alternating fields in a non-newtonian fluid. *Phys Lett A* 1985;108:170–2.
- [74] Lee E, Huang YF, Hsu JP. Electrophoresis in a non-Newtonian fluid: sphere in a spherical cavity. *J Colloid Interface Sci* 2003;258:283–8.
- [75] Hsu JP, Hung SH, Yu HY. Electrophoresis of a sphere at an arbitrary position in a spherical cavity filled with Carreau fluid. *J Colloid Interface Sci* 2004;280:256–63.
- [76] Hsu JP, Lee E, Huang YF. Electrophoresis of a concentrated dispersion of spherical particles in a non-Newtonian fluid. *Langmuir* 2004;20:2149–56.
- [77] Lee E, Tai CS, Hsu JP, Chen CJ. Electrophoresis in a Carreau fluid at arbitrary zeta potentials. *Langmuir* 2004;20:7952–9.
- [78] Lee E, Chen CT, Hsu JP. Electrophoresis of a rigid sphere in a Carreau fluid normal to a planar surface. *J Colloid Interface Sci* 2005;285:857–64.
- [79] Hsu JP, Yeh LH, Yeh SJ. Electrophoresis of a rigid sphere in a carreau fluid normal to a large charged disk. *J Phys Chem B* 2007;111:12351–61.

- [80] Hsu JP, Yeh LH, Ku MH. Electrophoresis of a spherical particle along the axis of a cylindrical pore filled with a Carreau fluid. *Colloid Polym Sci* 2006;284:886–92.
- [81] Yeh LH, Hsu JP. Electrophoresis of a finite rod along the axis of a long cylindrical microchannel filled with Carreau fluids. *Microfluid Nanofluid* 2009;7:383–92.
- [82] Khair AS, Posluszny DE, Walker LM. Coupling electrokinetics and rheology: electrophoresis in non-Newtonian fluids. *Phys Rev E* 2012;85:016320.
- [83] Winslow WM. Induced fibrillation of suspensions. *J Appl Phys* 1949;20:1137–40.
- [84] Winslow WM. Method and means for translating electrical impulses into mechanical force, US Patent, US2417850, 1947.
- [85] Zhao, C., Yang, C., *Electrokinetics of non-Newtonian fluids: A review*, Elsevier, 2013; 2-12.
- [86] Yang, C., Li, D., *Modeling forced liquid convection in rectangular microchannels with electrokinetic effects*, Heat and mass transfer, 1998. 8-10
- [87] Dickel, G., *The Phenomenon of osmosis in permeable membranes*, Elsevier, 1974. 3-5.
- [88] Walter, H., Krob, J., *Factors in the partition of red blood cells in aqueous dextran-polyethylene glycol two-phase systems*, Elsevier, 1968. 2-3.
- [89] WIKIPEDIA
- [90] Ali, J., Pooria, A., *Time-Periodic Electroosmotic Flow of Non-Newtonian Fluids in Microchannels*, 3-4

Abstract

A dilute solution in contact with a pregnant surface that leads to the redistribution of ions leads to the formation of a double electric layer (EDL). Electrostatic current is created by applying an effective electric field in the direction of flow. In a number of special applications, electrostatic pressure and current gradients may interfere. The constant viscosity assumption does not apply to a wide class of non-Newtonian fluids. The change in the non-Newtonian fluid-forming equations, which includes cut-rate viscosity, can describe a large number of industrial fluids. The Carreau Yasoda model has sufficient flexibility for a large variety of laboratory viscosity curves

The non-Newtonian fluid flow, based on the Carreau-Yasoda model, needs to be examined in a rectangular microchannel combined with the electrostatic pressure and flow gradient. In this study, first we compute the computational field in the form of a rectangular cube into a square cubic form and use a finite difference method to disjoint the Poisson-Boltzmann complete equation. Then, using the Newton Raphson method, we obtain the potential values at all points in the domain. After calculating the potential of the dual electric layer (EDL), we investigate the equation governing the electrostatic current and the pressure for the non-Newtonian Carreau-Yasoda fluid in the microchannel in the current and developed flow conditions. First, we control the governing equation for the Carreau-Yasoda fluid by considering the direct current DC voltage (DC). Then, using the finite difference method, these equations are discrete and using the Newton-Raphson method, we obtain the velocity values in all points. After calculating the velocity of the equation, we solve the energy for this non-Newtonian fluid. The energy equation is discrete and solved using a finite difference method.

The small values of the flow behavior index (n), the degree of concentration, as well as the smaller velocities, are indicated. The flow field is strongly affected by the frequency. A plug like speed profile is obtained at almost low frequencies, while the flow field may be immobile and constant at frequencies high enough. Deviation from the channel center is observed when the pressure gradient applied over the channel. The nonlinear behavior of the current was increased by the Weisenberg number through a fixed time model. Large or small amounts of shear stress over a period can lead to rapid changes in viscosity

Keywords: Electrostatic Flux, Non-Newtonian Fluids, Newtons Ruffson's Method, Flow Behavior Index, Wiesenberg Number



Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering

M.Sc. Thesis in Energy Conversion Engineering

Numerical simulation of the electroosmotic flow of the Carreau- Yasuda model in the rectangular microchannel

by
saeed ghorbani

Supervisor
Dr. Ali jabarimoghadam

Jan 2017