

سلام



دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک

رساله دکتری مهندسی تبدیل انرژی

بررسی عددی و آزمایشگاهی جریان الکتروکینتیک درون میکروکانال با غشای متخلخل در تجمع ذرات باردار به وسیله پدیده قطبیت غلظت یونی

نگارنده: مجید قلی‌نژاد

اساتید راهنما:

دکتر علی جباری مقدم

دکتر سید علی موسوی شائق

اسفند ۱۴۰۰



مدیریت تحصیلات تکمیلی

باسمه تعالی

شماره: ۱۹ / ۲۴۰۱ / ۱۳

تاریخ: ۲۸ / ۲ / ۱۴۰۱

ویرایش:

پیوست شماره ۲

دانشکده: مهندسی مکانیک و مکاترونیک

گروه: مهندسی مکانیک

رساله دکتری آقای مجید قلی نژاد

تحت عنوان: بررسی عددی و آزمایشگاهی جریان الکتروکینتیک درون میکروکانال با غشای متخلخل در تجمع ذرات باردار به وسیله پدیده قطبیت غلظت یونی در تاریخ ۱۴۰۰/۱۲/۰۷ توسط کمیته تخصصی زیر جهت اخذ مدرک رساله دکتری ارزیابی گردید و با درجه عالی..... مورد پذیرش قرار گرفت.

امضاء	اساتید مشاور	امضاء	اساتید راهنما
	نام و نام خانوادگی:		نام و نام خانوادگی: دکتر علی جباری مقدم
	نام و نام خانوادگی:		نام و نام خانوادگی: دکتر سید علی موسوی شائق

امضاء	نماینده تحصیلات تکمیلی	امضاء	اساتید داور
	نام و نام خانوادگی: دکتر پوریا اکبرزاده		نام و نام خانوادگی: دکتر علی موسوی
			نام و نام خانوادگی: دکتر محسن نظری
			نام و نام خانوادگی: دکتر علی سررشته داری



تقدیم به:

استوارترین تکیه گاهم، دستان پرمهر پدرم و

روح پاک مادرم، که دریای بیکران عشق و محبت او را همچنان در بند بندِ

وجودم احساس می کنم.

تقدیر از:

اساتید راهنمای گرانقدر

جناب آقای دکتر علی جباری مقدم و

جناب آقای دکتر سید علی موسوی شائق

که در تمامی مراحل انجام رساله از حمایت ها و راهنمایی های مدبرانه و دلسوزانه شان استفاده

نمودم، کمال سپاسگزاری را دارم و از خدای مهربان توفیقات روز افزون

توأم با صحت و سعادت برایشان آرزومندم.

تعمدنامه

اینجانب مجید قلی نژاد دانشجوی دوره دکتری تخصصی رشته مهندسی مکانیک گرایش تبدیل انرژی دانشکده مهندسی مکانیک و مکاترونیک دانشگاه صنعتی شاهرود نویسنده رساله بررسی عددی و آزمایشگاهی جریان الکتروکینتیک درون میکروکانال با غشای متخلخل در تجمع ذرات باردار به وسیله پدیده قطبیت غلظت یونی تحت راهنمایی آقایان دکتر علی جباری مقدم و دکتر سید علی موسوی شائق متعهد می شوم:

- تحقیقات در این رساله 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 پایان‌نامه تاکنون توسط خود یا فرد دیگری برای دریافت هیچ نوع مدرک یا امتیازی در هیچ جا ارائه نشده است.
- کلیه حقوق معنوی این اثر متعلق به دانشگاه صنعتی شاهرود 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 پایان‌نامه تأثیرگذار بوده‌اند در مقالات مستخرج از پایان‌نامه رعایت می‌گردد.
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه، در مواردی که از موجود زنده (یا بافت‌های آنها) استفاده شده است ضوابط و اصول اخلاقی رعایت شده است.
- در کلیه مراحل انجام این پایان‌نامه، 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 صنعتی شاهرود می‌باشد. این مطلب باید به نحو مقتضی در تولیدات علمی مربوطه ذکر شود.

چکیده

استفاده از سیستم‌هایی در محدوده میکرو و نانو در سال‌های اخیر برای تجمع دادن ذره باردار و یون، با استفاده از عبور دادن جریان از مجرای میکرو-نانو و یا غشای نانومتخلخل رو به افزایش است. علت این امر ایجاد خاصیت یون‌انتخابی در کانال است تا تنها اجازه عبور به یون دلخواه را از درون نانوکانال یا غشای متخلخل دهند. در این حالت توزیع غلظت یونی بر هم خورده و باعث به وجود آمدن دو ناحیه غنی و تخلیه در میکروکانال می‌گردد که این تغییرات اساس کار پدیده قطبیت غلظت یونی جهت تجمع ذرات باردار و یون را ایجاد می‌نماید.

در این پژوهش به مطالعه عددی و آزمایشگاهی تجمع ذرات باردار به وسیله پدیده قطبیت غلظت یونی پرداخته شده است. در ابتدا و برای به دست آوردن پارامترهای موثر برای طراحی تجمع ذرات باردار و یون، از بهینه‌سازی با روش سطح پاسخ استفاده شده است. نتایج بهینه‌سازی نشان داد که اثر غلظت محلول و اثر همزمان ولتاژ و طول میکروکانال بر یکدیگر مهمترین عوامل بر تجمع ذرات باردار می‌باشند. همچنین نتایج بهینه‌سازی، میدان الکتریکی در محدوده $20-30 \text{ V/cm}$ را برای یافتن بیشترین تجمع ذرات در غلظت معین 1 mM پیشنهاد داد. پس از آن با توجه به میدان الکتریکی پیشنهادی، طراحی میکروکانال صورت گرفت. نتایج آزمایشگاهی نشان داد که اعمال میدان‌های الکتریکی مختلف بر سیستم منجر به ایجاد الگوهای مختلفی برای تجمع ذرات باردار می‌شود. با توجه به اعمال میدان‌های مختلف، تجمع ذرات به صورت پخش شده در طول میکروکانال، منحرف شده، متمرکز و بدون تجمع دسته‌بندی شد. تمامی الگوهای ذکر شده با شبیه‌سازی عددی توسط نرم‌افزار تجاری کامسول نیز تایید شدند. در انتها با بررسی آزمایشگاهی و عددی اثر غلظت محلول بر ضریب تغلیظ مشخص شد که برخلاف میدان الکتریکی، غلظت محلول تنها بر میزان ضریب تغلیظ تاثیرگذار بوده و بر الگوی ذرات باردار تجمع یافته بی تاثیر است.

یافته‌های تحقیق حاضر می‌تواند در حوزه پزشکی برای تجمع ذرات باردار پروتئین و DNA برای تشخیص زودهنگام بیماری و برای کنترل جریان در سیستم‌های میکرو-نانوفلوئیدیک استفاده گردد.

واژگان کلیدی:

قطبیت غلظت یونی، تجمع ذرات، روش سطح پاسخ، شبیه‌سازی عددی، مطالعه آزمایشگاهی

لیست مقالات مستخرج از رساله

الف: مقالات چاپ شده در مجلات معتبر بین المللی

عنوان مقاله	نام مجله و سال انتشار
Multifactorial analysis of ion concentration polarization for microfluidic preconcentrating applications using response surface method	Physics of Fluids, 2020 https://aip.scitation.org/doi/10.1063/5.0010698
Design and application of ion concentration polarization for preconcentrating charged analytes	Physics of Fluids, 2021 https://aip.scitation.org/doi/10.1063/5.0038914
Analysis of preconcentration patterns in microfluidic ion concentration polarization devices	Physics of Fluids, 2022 https://aip.scitation.org/doi/10.1063/5.0078925

ب: مقالات چاپ شده در کنفرانس های معتبر بین المللی

عنوان مقاله	نام کنفرانس، سال انتشار و محل برگزاری
شبیه سازی عددی استفاده از پدیده قطبیت غلظت یونی جهت تجمع مولکول باردار درون میکروکانال https://civilica.com/doc/907140/	بیست و هفتمین کنفرانس سالانه بین المللی انجمن مهندسان مکانیک ایران، اردیبهشت ۱۳۹۸، دانشگاه تربیت مدرس تهران
بررسی عددی اثر پارامترهای موثر بر تجمع مولکول های باردار درون میکروکانال به وسیله قطبیت غلظت یونی https://civilica.com/doc/981032/	هجدهمین کنفرانس دینامیک شاره ها، شهریور ۱۳۹۸، دانشگاه فردوسی مشهد

فهرست مطالب

۱- فصل اول : مقدمه	۱
۱-۱- مقدمه	۲
۱-۲- جریان الکترواستاتیک	۳
۱-۳- جریان الکتروفروریک	۶
۱-۴- الکتروکینتیک در مقیاس نانو	۷
۱-۵- غشای یون انتخابی	۹
۱-۶- قطبیت غلظت یونی	۹
۱-۷- رفتار جریان-ولتاژ در غشای یون انتخابی ایده آل	۱۲
۱-۸- کاربردها	۱۳
۱-۹- ساختار رساله	۱۶
۲- فصل دوم : مروری بر کارهای گذشته	۱۷
۲-۱- مقدمه	۱۸
۲-۲- مروری بر روش های ساخت و طراحی های پدیده قطبیت غلظت یونی	۱۹
۲-۳- مطالعات آزمایشگاهی	۲۳
۲-۴- مطالعات عددی	۴۱
۲-۵- نوآوری و تفاوت تحقیق حاضر با مطالعات پیشین	۵۰
۳- فصل سوم : مدلسازی عددی	۵۳
۳-۱- مقدمه	۵۴
۳-۲- معادلات حاکم	۵۵
۳-۲-۱- معادله نرنست پلانک	۵۵
۳-۲-۲- معادله ناویراستوکس:	۵۵
۳-۲-۳- معادله پواسون	۵۶
۳-۳- هندسه مسئله و فرضیات	۵۷
۳-۴- شرایط مرزی	۵۹
۳-۴-۱- شرط مرزی ورودی	۵۹
۳-۴-۲- شرط مرزی خروجی	۶۰

۶۰	۳-۴-۳- شرط مرزی دیواره های مخازن
۶۰	۳-۴-۴- شرط مرزی دیواره میکروکانال
۶۱	۳-۴-۵- شرط مرزی در سطوح غشاء
۶۳	۳-۵- طراحی آزمایش ها و روش سطح پاسخ
۶۴	۳-۵-۱- مزایای استفاده از روش سطح پاسخ
۶۴	۳-۵-۲- بهکارگیری روش سطح پاسخ (RSM) در طراحی و تحلیل آزمایشها
۶۶	۳-۶- ماتریس طراحی آزمایشها با استفاده از روش سطح پاسخ
۶۸	۳-۷- آنالیز واریانس (ANOVA)
۷۳	۴- فصل چهارم: مطالعه آزمایشگاهی
۷۴	۴-۱- مقدمه
۷۵	۴-۲- جنس میکروکانال
۷۶	۴-۳- روش ساخت میکروکانال
۷۹	۴-۴- نحوه باند کردن لایه
۸۲	۴-۵- مواد مصرفی و تجهیزات
۸۴	۴-۶- نحوه انجام آزمایش
۸۵	۵- فصل پنجم: نتایج
۸۶	۵-۱- مقدمه
۸۷	۵-۲- مش بندی هندسه
۸۸	۵-۳- اعتبارسنجی
۹۱	۵-۴- بررسی اثر ولتاژ غشاء عرضی
۹۲	۵-۵- نتایج حاصل از بهینه سازی
۹۲	۵-۵-۱- اثر غلظت
۹۴	۵-۵-۲- اثر متقابل ولتاژ و طول میکروکانال
۹۶	۵-۶- بهینه سازی نتایج برای غلظت معین
۹۸	۵-۷- نتایج حاصل از بررسی آزمایشگاهی اثر طول میکروکانال
۹۹	۵-۸- نتایج حاصل از بررسی آزمایشگاهی اثر عرض میکروکانال
۹۹	۵-۹- نتایج حاصل از بررسی عددی و آزمایشگاهی اثر میدان الکتریکی
۹۹	۵-۹-۱- میدان الکتریکی ($E < 8 \text{ V/cm}$)
۱۰۱	۵-۹-۲- میدان الکتریکی ($8 < E < 15 \text{ v/cm}$)

- ۱۰۲.....۳-۹-۵ میدان الکتریکی ($15 < E < 25 \text{ v/cm}$)
- ۱۰۴.....۴-۹-۵ میدان الکتریکی ($25 < E < 35 \text{ v/cm}$)
- ۱۰۵.....۵-۹-۵ میدان الکتریکی ($E > 35 \text{ V/cm}$)
- ۱۰۶.....۱۰-۵ کمی سازی نتایج آزمایشگاهی بر حسب میدان های الکتریکی مختلف
- ۱۰۷.....۱۱-۵ اعتبارسنجی نتایج حاضر با مطالعات پیشین
- ۱۰۹.....۱۲-۵ نتایج حاصل از بررسی عددی و آزمایشگاهی اثر غلظت محلول
- ۱۱۲.....۱۳-۵ کمی سازی نتایج آزمایشگاهی بر حسب غلظت های مختلف
- ۱۱۳.....۱۴-۵ جمع بندی
- ۱۱۴.....۱۵-۵ پیشنهاد برای پژوهش های آتی
- ۱۱۶.....پیوست
- ۱۱۶.....بررسی عدم قطعیت نتایج آزمایشگاهی
- ۱۲۱.....مراجع

فهرست اشکال

شکل ۱-۱: باردار شدن دیواره میکروکانال [۱].....	۴
شکل ۲-۱: تشکیل لایه دوگانه و پتانسیل الکتریکی در مجاورت دیواره [۱].....	۵
شکل ۳-۱: ایجاد جریان الکترواسموتیک با اعمال میدان الکتریکی خارجی [۲].....	۶
شکل ۴-۱: نیروهای وارد بر ذره باردار منفی با اعمال میدان الکتریکی خارجی.....	۷
شکل ۵-۱: مقایسه لایه دوگانه در کانال الف: بدون هم پوشانی ب: با هم پوشانی [۳].....	۸
شکل ۶-۱: نمونه‌های از یک میکروکانال-نانوکانال-میکروکانال [۳].....	۱۰
شکل ۷-۱: نمایی از نواحی تخلیه و غنی در ICP تحت ولتاژ اعمالی [۷].....	۱۱
شکل ۸-۱: تغییرات جریان بر حسب ولتاژ در یک سیستم با غشای یون انتخابی [۸].....	۱۲
شکل ۹-۱: میکروکانال پیشنهادی گنگ و همکاران با بستر کاغذی همراه با غشای متخلخل [۷].....	۱۴
شکل ۱۰-۱: تجمع و جداسازی DNA توسط جانگ و همکاران [۷].....	۱۴
شکل ۱۱-۱: نمایی از دستگاه آب شیرین کن پیشنهادی بر پایه ICP توسط مک دونالد و همکاران [۱۴].....	۱۵
شکل ۱-۲: سیستم ICP سنتی با میکرو-نانوکانال الف: یک مسیر ب: دو مسیر [۳۸].....	۲۱
شکل ۲-۲: سیستم ICP با غشای نفیونی [۳۹].....	۲۲
شکل ۳-۲: میکروکانال تک کاناله از جنس PDMS با غشای نفیونی [۱۱].....	۲۳
شکل ۴-۲: هندسه و ابعاد میکروکانال مورد استفاده یانگ و همکاران [۲۱].....	۲۴
شکل ۵-۲: تغییرات جریان بر حسب ولتاژ [۲۱].....	۲۵
شکل ۶-۲: ابعاد میکروکانال صاف و میکروکانال همگرا [۲۱].....	۲۶
شکل ۷-۲: تغییرات شدت فلئورسنت و تجمع نمونه بر حسب زمان [۲۱].....	۲۷
شکل ۸-۲: نمایی از هندسه مورد بررسی یوآن و همکاران به صورت شماتیک [۴۱].....	۲۸
شکل ۹-۲: بررسی تجمع ذرات در تحقیق یوآن و همکاران الف) مطالعه آزمایشگاهی ب) مطالعه عددی [۴۱].....	۲۹
شکل ۱۰-۲: بررسی تاثیر اختلاف ولتاژ بر تجمع ذرات برای الف) ۱۰ ب) ۳۰ ج) ۶۰ ولت [۴۱].....	۳۰
شکل ۱۱-۲: گسترش ناحیه تخلیه در طول زمان [۴۰].....	۳۱
شکل ۱۲-۲: مدل فیزیکی سیستم ICP جهت تجمع ذرات توسط کیم و همکاران [۴۳].....	۳۲
شکل ۱۳-۲: تجمع ذرات در اطراف غشای نفیونی بر حسب زمان الف: آزمایشگاهی ب: عددی [۴۳, ۴۲].....	۳۳
شکل ۱۴-۲: هندسه و ابعاد میکروکانال مورد بررسی توسط چانگ و یانگ [۴۴].....	۳۴

- شکل ۲-۱۵: شماتیکی از سیستم ICP همراه با غشای تبدیل یونی جاو و همکاران [۴۵]..... ۳۵
- شکل ۲-۱۶: نمایش شدت فلوئورسنت برحسب زمان برای الف: سدیم فلوئورسین ب: رد امین [۴۵]..... ۳۶
- شکل ۲-۱۷: تغییرات شدت فلوئورسنت بر حسب زمان را برای ولتاژهای مختلف الف: غشای کاتیونی ب: غشای آنیونی [۴۵]..... ۳۸
- شکل ۲-۱۸: الف) دستگاه تجمع ذرات به صورت موازی با استفاده از ۱۶ میکروکانال با طول ثابت ب) تجمع ذرات در میکروکانال ها [۱۱]..... ۳۹
- شکل ۲-۱۹: الف) دستگاه تجمع ذرات به صورت موازی با استفاده از ۱۶ میکروکانال با طول متغیر ب) تجمع ذرات در میکروکانال ها [۱۱]..... ۴۰
- شکل ۲-۲۰: الف: کانال ساده ICP با غشای نانومتخلخل ب: ابعاد میکروکانال از دو نما ج: شرایط مرزی مسئله [۴۸]..... ۴۲
- شکل ۲-۲۱: توزیع غلظت در امتداد محور x در توانایی حرکت الکتروفوریتیک مختلف [۴۸]..... ۴۳
- شکل ۲-۲۲: الف: نمایی از ICP دوکاناله برای حل عددی به همراه غشای نانومتخلخل در تقاطع کانالهای آندی و کاتدی ب: شرایط مرزی برای معادله ناویراستوکس [۴۹]..... ۴۴
- شکل ۲-۲۳: بررسی تجمع غلظت بر حسب پتانسیل الکتریکی مختلف در ۳۰ دقیقه [۴۹]..... ۴۵
- شکل ۲-۲۴: طرح شماتیک مسئله اویانگ و همکاران [۵۰]..... ۴۶
- شکل ۲-۲۵: بررسی آزمایشگاهی تاثیر ولتاژ بر تجمع ذرات الف: ولتاژ $V/5$ ب: $V/5$ [۵۰]..... ۴۷
- شکل ۳-۱: نمایی از سیستم تجمع ذرات به وسیله پدیده قطبیت غلظت یونی..... ۵۷
- شکل ۳-۲: مدل فیزیکی سیستم تجمع ذرات به همراه شرایط مرزی..... ۵۹
- شکل ۴-۱: دو لایه استفاده شده پلیمر PMMA در تحقیق حاضر..... ۷۷
- شکل ۴-۲: نمایی از دستگاه میکرومیلینگ مورد استفاده در تحقیق حاضر..... ۷۸
- شکل ۴-۳: شماتیکی از فرآیند مرحله به مرحله ساخت، عملیات حرارتی و باند کردن..... ۸۰
- شکل ۴-۴: نمایی از الف) کوره مورد استفاده شده برای فرآیند عملیات حرارتی و باند ب) پمپ خلا متصل به کوره..... ۸۱
- شکل ۴-۵: چند نمونه نهایی از بسترهای آماده شده جهت مطالعه پدیده قطبیت غلظت یونی در تحقیق حاضر..... ۸۲
- شکل ۴-۶: نمایی از الف) منبع تغذیه با جریان مستقیم ب) میکروسکوپ..... ۸۳
- شکل ۵-۱: دامنه محاسباتی مسئله به همراه مشبندی..... ۸۷
- شکل ۵-۲: بررسی استقلال حل از نتایج بر حسب تعداد شبکه های مختلف و بیشینه ضریب تغلیظ..... ۸۸
- شکل ۵-۳: مقایسه توزیع میدان الکتریکی مطالعه حاضر با مطالعه لی و همکاران [۵۴]..... ۸۹

شکل ۴-۵: مقایسه توزیع غلظت یون های محلول و ذره باردار در تحقیق حاضر و تحقیق اوپانگ و همکاران	۹۰
[۵۰].....	
شکل ۵-۵: بررسی اثر ولتاژ مقطع عرضی بر ضریب تغلیظ	۹۱
شکل ۶-۵: نتایج مربوط به اثر غلظت و طول میکروکانال بر ضریب تغلیظ برای الف) ولتاژ پایین ب) ولتاژ بالا	۹۳
.....	
شکل ۷-۵: نتایج مربوط به اثر ولتاژ و طول میکروکانال بر ضریب تغلیظ برای الف) غلظت پایین ب) غلظت بالا	۹۵
.....	
شکل ۸-۵: بررسی تاثیر میدان الکتریکی در محدوده $E < 8 \text{ v/cm}$ بر تجمع ذرات الف) مطالعه آزمایشگاهی ب) مطالعه عددی	۱۰۰
.....	
شکل ۹-۵: بررسی تاثیر میدان الکتریکی در محدوده $8 < E < 15 \text{ v/cm}$ بر تجمع ذرات الف) مطالعه آزمایشگاهی ب) مطالعه عددی	۱۰۲
.....	
شکل ۱۰-۵: بررسی تاثیر میدان الکتریکی در محدوده $15 < E < 25 \text{ v/cm}$ بر تجمع ذرات الف) مطالعه آزمایشگاهی ب) مطالعه عددی	۱۰۴
.....	
شکل ۱۱-۵: بررسی تاثیر میدان الکتریکی در محدوده $25 < E < 35 \text{ v/cm}$ بر تجمع ذرات الف) مطالعه آزمایشگاهی ب) مطالعه عددی	۱۰۵
.....	
شکل ۱۲-۵: بررسی شدت فلوئورسنت بر حسب طول مشاهدات آزمایشگاهی برای میدان های مختلف .. ۱۰۷	
شکل ۱۳-۵: بررسی آزمایشگاهی (ستون سمت راست) و عددی (ستون سمت چپ) تاثیر غلظت بر ضریب تغلیظ برای الف) ۰/۱ ب) ۰/۱ و ج) ۱ میلیمولار	۱۱۰
.....	
شکل ۱۴-۵: بررسی عددی تاثیر غلظت محلول از ۰/۱ تا ۱mM بر تجمع ذرات بر حسب طول میکروکانال	۱۱۱
.....	
شکل ۱۵-۵: بررسی شدت فلوئورسنت بر حسب طول مشاهدات آزمایشگاهی برای غلظت های مختلف .. ۱۱۲	
شکل ۱۶-۵: بررسی رفتار الگوی تجمع ذرات و ضریب تغلیظ بر حسب میدان الکتریکی و غلظت محلول متفاوت	۱۱۴

فهرست جداول

جدول ۱-۲: جمع بندی مطالعات پیشین در حوزه ICP.....	۴۸
جدول ۱-۳: مقادیر عددی پارامترهای استفاده شده در مطالعه عددی [۴۸, ۴۹, ۵۴, ۵۷].....	۶۲
جدول ۲-۳: مشخصات فاکتورهای تاثیرگذار جهت استفاده در RSM.....	۶۵
جدول ۳-۳: مقادیر پیشنهاد شده جهت ارزیابی پارامترهای مورد بررسی و نتایج حاصل از نرم افزار.....	۶۷
جدول ۴-۳: آنالیز واریانس مدل درجه دوم سطح پاسخ برای ضریب تغلیظ.....	۶۹
جدول ۵-۳: بررسی دقت مدل انتخاب شده.....	۷۱
جدول ۱-۴: مشخصات مواد مورد استفاده در تحقیق حاضر جهت تهیه محلول و ذرات باردار.....	۸۲
جدول ۱-۵: بررسی استقلال حل از نتایج بر حسب تعداد شبکه های مختلف و بیشینه ضریب تغلیظ.....	۸۸
جدول ۲-۵: مقادیر پیشنهادی طول و ولتاژ در غلظت ثابت ۱ mM در جهت بیشترین ضریب تغلیظ و میدان الکتریکی محاسبه شده.....	۹۷
جدول ۳-۵: نتایج حاصل از مشاهده رفتار الگوی تجمع ذرات بر حسب میدان الکتریکی در مطالعات پیشین.....	۱۰۸

فهرست علائم فارسی

نام	نماد	واحد
غلظت مولی	C	$mol\ m^{-3}$
ضریب پخش	D	$m^2\ s^{-1}$
بار الکترون	e	$1.602 \times 10^{-19}\ C$
میدان الکتریکی	E	$V\ cm^{-1}$
ضریب تغلیظ	EF	1
عدد فارادی	F	$96485\ Cmol^{-1}$
ارتفاع میکروکانال	2h	m
طول میکروکانال	L_m	m
طول غشا نانو	L_n	m
فشار	P	Pa
دما	T	K
بردار سرعت	U	$m\ s^{-1}$
ولتاژ مقطع عرضی	V_{cm}	V
ولتاژ حرارتی	V_T	V
عدد والانس	z	1

فہرست علائم یونانی

نام	نماد	واحد
گذردہی الکتریکی	ε	$F \cdot m^{-1}$
لزجت	μ	$Pa \cdot s$
چگالی	ρ	$kg \cdot m^{-3}$
چگالی بار خالص	ρ_e	$C \cdot m^{-3}$
چگالی بار سطحی	σ	$C \cdot m^{-2}$
پتانسیل الکتریکی	$\emptyset$	V

فصل اول : مقدمه

فصل اول : مقدمه

۱-۱- مقدمه

علم میکروفلوئیدیک شامل دستگاه‌هایی در ساختار میکرو می‌باشد که ابعاد آن در حدود ده تا چند صد میکرومتر هستند و اجازه عبور دقیق حجم محدودی از سیال را به داخل آن می‌دهند. جریان داخل این دستگاه‌ها اغلب به صورت آرام هستند و بر خلاف جریان آشفته عمل اختلاط معمولاً به وسیله پخش مولکولی رخ می‌دهد. عمل اختلاط بر اساس پخش در سیستم‌های رایج سنتی می‌تواند چندین روز به طول انجامد اما در ساختار میکروفلوئیدیک با توجه به ابعاد کوچک میکروکانال‌ها، قادر به انجام اختلاط در چند ثانیه یا دقیقه است. از مزایای دیگر سیستم‌های میکروفلوئیدیک می‌توان به کاهش حجم نمونه و اتلاف کمتر اشاره نمود. با جمع‌آوری اجزای مختلف چند سیستم، توانایی انجام تمامی فرآیندهای تحلیلی از نمونه‌گیری تا شناسایی (نظیر انتقال نمونه، فیلتر کردن، رقیق کردن، واکنش‌های شیمیایی، جداسازی و...) در مقیاس میکرو بر روی یک تراشه وجود دارد. این فرآیند مفهوم سیستم تحلیل نهایی در مقیاس میکرو را آشکار می‌سازد. در سال‌های اخیر با اعمال میدان‌های مغناطیسی و الکتریکی سعی در عبور جریان سیال درون میکروکانال‌ها دارند که این موضوع باعث به وجود آمدن پدیده‌های مختلف شده و مورد توجه محققین قرار گرفته است.

در سال‌های اخیر استفاده از این سیستم‌ها در تجمع یا جداسازی ذرات باردار و یون مورد نظر برای کاربردهای پزشکی و صنعتی رو به افزایش است. روش‌های مختلفی برای رسیدن به این مقصود مورد استفاده قرار گرفته است. در این گزارش به بررسی مفهوم و فیزیک قطبیت غلظت یونی^۱ جهت تجمع ذرات پرداخته شده است. در ابتدا برای بیان این مفهوم، به موضوعات جانبی درگیر با این پدیده نظیر جریان

¹ Ion Concentration Polarization (ICP)

الکترواسمتیک^۱، الکتروفورتیک^۲ و الکتروکینتیک^۳ در مقیاس نانو پرداخته و در انتها به بیان مفهوم پدیده قطبیت غلظت یونی و کاربردهای آن پرداخته شده است.

۱-۲- جریان الکترواسمتیک

اسمز^۴ در زبان یونانی به معنای هل دادن و ایجاد حرکت است. از همین رو الکترواسموتیک (الکترواسمز) در لغت به معنای ایجاد حرکت توسط میدان الکتریکی می‌باشد.

در حال حاضر یکی از روش‌های نسبتاً جدید برای ایجاد حرکت سیال در میکروکانال‌ها، استفاده از پدیده الکترواسموتیک می‌باشد. در این روش، سیال به واسطه حرکت یون‌های محلول در خودش به حرکت در می‌آید.

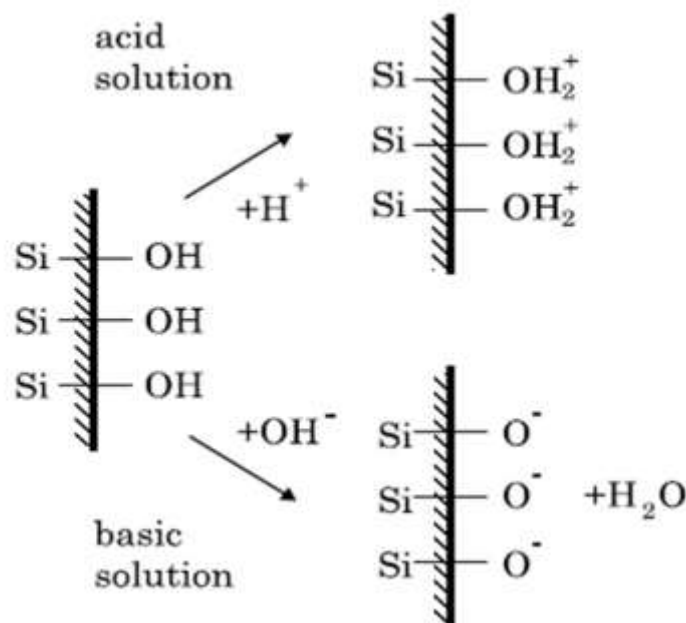
بسته به اسیدی یا بازی بودن مایع، سطح مشترک جامد-مایع می‌تواند دارای بارهای الکترواستاتیکی مثبت یا منفی باشد. همانگونه که در شکل ۱-۱ مشاهده می‌شود در صورت اسیدی بودن الکترولیت، بارهای مثبت و در صورت بازی بودن، بارهای منفی در کنار دیواره شیشه‌ای تشکیل می‌گردد.

¹ Electroosmotic flow (EOF)

² Electrophoretic (Eph)

³ Electrokinetic

⁴ Osmos



شکل ۱-۱: باردار شدن دیواره میکروکانال [۱]

به دلیل باردار بودن سطح جامد، بارهای غیر همنام با بارهای دیواره، به سمت آن کشیده می‌شوند و یک لایه بسیار نازک در مجاورت دیواره در بخش مایع ایجاد می‌شود. این لایه نازک خود از دو زیر لایه تشکیل می‌شود. زیر لایه ثابت^۱ که در آن به دلیل نیروی جاذبه شدید بین بارهای مخالف، یون‌ها توانایی حرکت ندارند؛ و زیر لایه دیگر که زیر لایه متحرک^۲ نام دارد و به دلیل کم شدن اثر نیروی جاذبه بین بارها، یون‌ها توانایی حرکت و جابجا شدن دارند. به مجموعه این دو لایه، لایه دوگانه الکتریکی^۳ می‌گویند.

حضور لایه دوگانه الکتریکی در مجاورت دیواره‌های یک میکروکانال باعث ایجاد پتانسیل الکتریکی در این ناحیه می‌شود. طبق قرارداد صفحه فرضی ای که بین این دو لایه قرار دارد را صفحه برش^۴ نامیده و به پتانسیل الکتریکی بر روی این سطح، زتاپتانسیل^۵ (ζ) گفته می‌شود. شکل ۲-۱ تشکیل لایه دوگانه الکتریکی و زتاپتانسیل را نمایش می‌دهد.

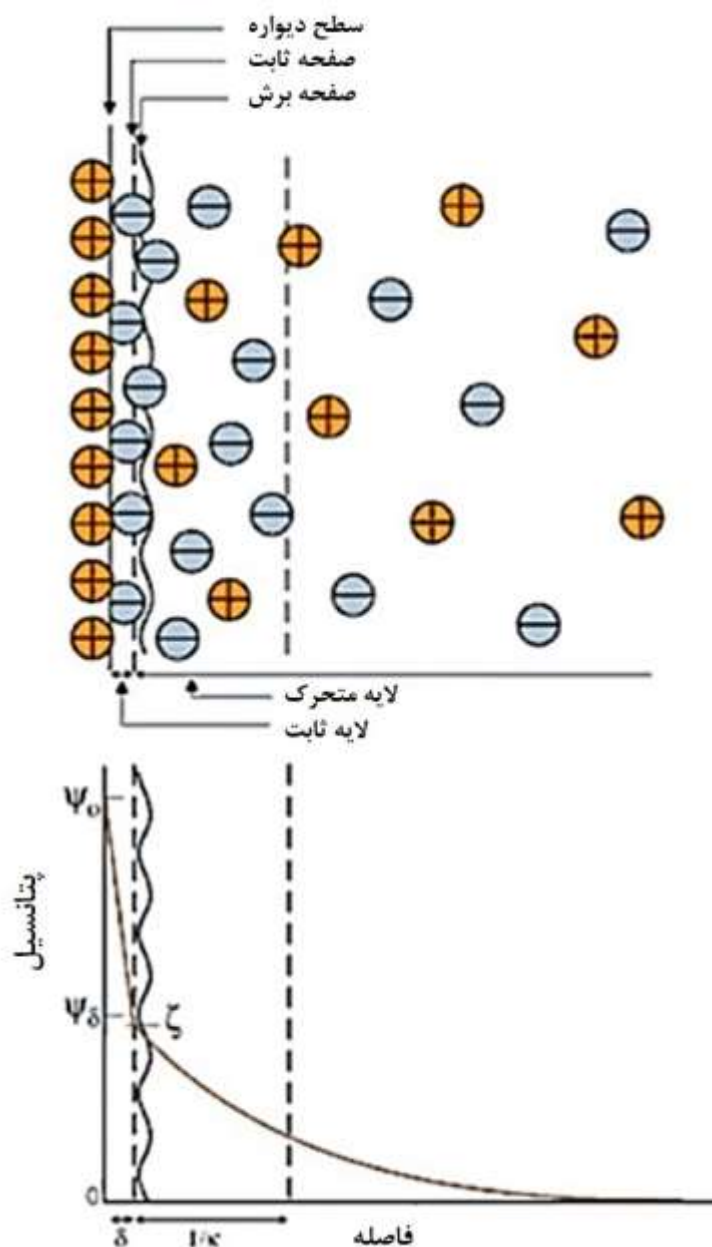
^۱Stern Layer

^۲Diffuse Layer

^۳ Electric Double Layer (EDL)

^۴Shear Plane

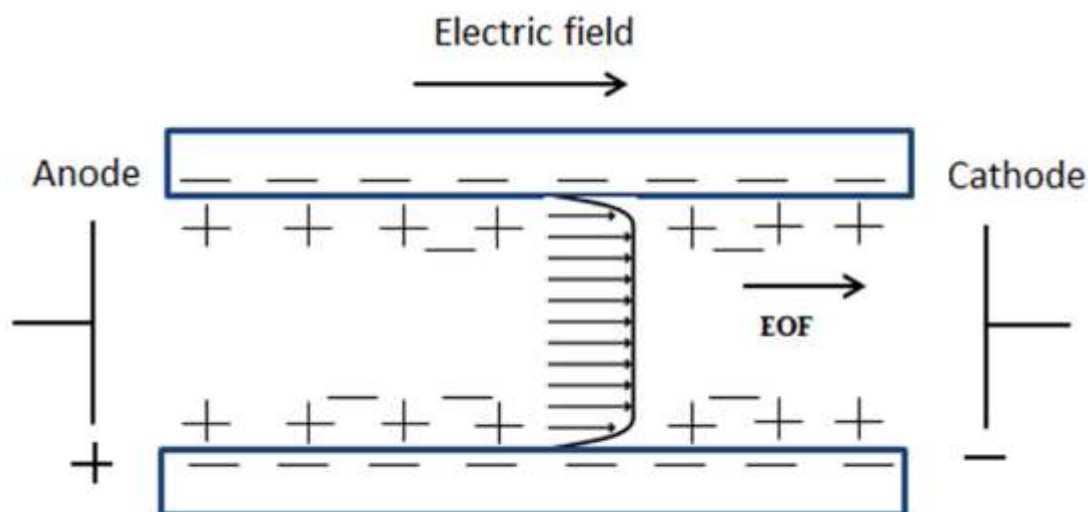
^۵Zeta Potential



شکل ۲-۱: تشکیل لایه دوگانه و پتانسیل الکتریکی در مجاورت دیواره [۱]

اگر یون‌های موجود در لایه متحرک به واسطه نیروی حاصل از اعمال یک میدان الکتریکی خارجی به موازات دیواره‌های میکروکانال شروع به حرکت کنند، نیروی کششی لزجی سیال باعث می‌شود تا بقیه مولکول‌های سیال نیز همراه این یون‌ها به حرکت درآیند. به چنین جریانی، جریان الکترواسموتیک گفته می‌شود و در صورتی که لایه دوگانه الکتریکی نسبت به عرض کانال کوچک باشد، پروفیل سرعت آن تقریباً

تخت^۱ خواهد بود (شکل ۳-۱). به عبارت دیگر بخش اعظم (میانی) پروفیل سرعت در ناحیه خارج از لایه دوگانه الکتریکی، تخت است و به تبع آن اصطکاک بین لایه‌های آن صفر می‌باشد.



شکل ۳-۱: ایجاد جریان الکترواسموتیک با اعمال میدان الکتریکی خارجی [۲]

در انتها می‌توان پارامترهای موثر بر جریان الکترواسموتیک را به میزان ولتاژ و میدان الکتریکی اعمالی، سطح مقطع میکروکانال، مقدار زتاپتانسیل سطح و میزان pH سیال مرتبط دانست.

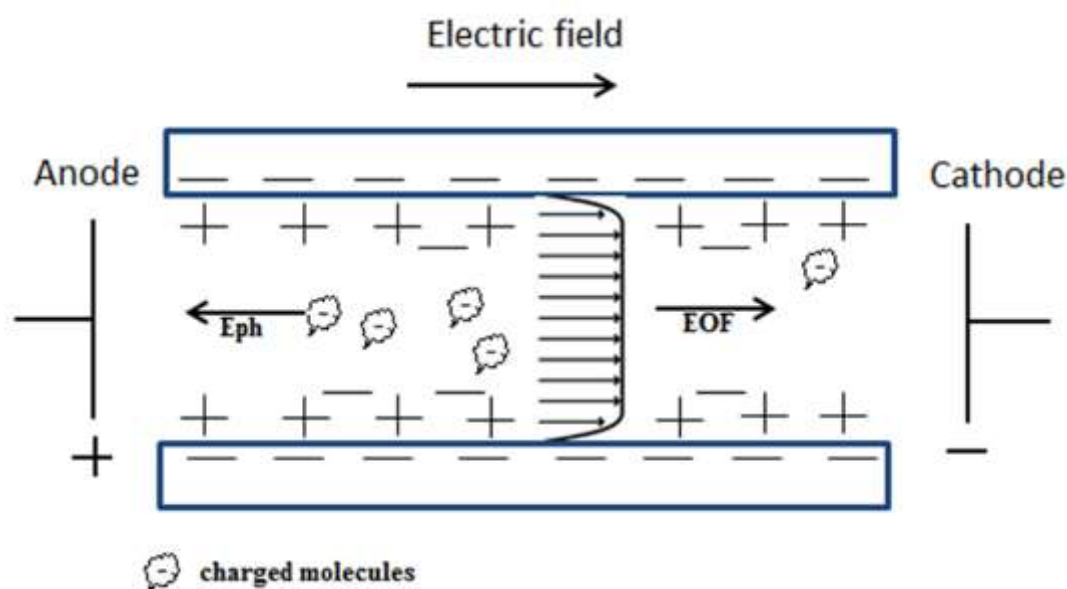
۳-۱- جریان الکتروفورتیک

در قسمت قبل مشخص شد که اعمال میدان الکتریکی به محلول الکترولیت درون میکروکانال باعث به حرکت درآوردن توده سیال می‌شود. اگر در این حالت درون محلول ذرات باردار نیز وجود داشته باشد، باعث به وجود آمدن نیروی دیگری به نام الکتروفورتیک می‌شود. جریان *الکتروفورتیک*، حرکت ذرات پراکنده نسبت به سیال، تحت تاثیر میدان الکتریکی است. ذرات با توجه به اندازه، شکل و نوع بار دارای سرعت حرکت مختلف هستند و می‌توانند به وسیله این روش تحت یک میدان الکتریکی یکنواخت، به وسیله قابلیت حرکتشان جداسازی شوند. روش‌های مختلف جداسازی و آنالیز مخلوط نمونه در حوزه میکروفلوئیدیک اهمیت ویژه‌ای دارد. الکتروفورسیس یکی از اولین روش‌های موفق بر روی آزمایش بر روی تراشه بوده است

¹ Plug

که به علت تنوع در ساخت و راندمان قابل دسترس بالا، در فن‌آوری‌های میکروفلوئیدیک استفاده می‌گردد. شمارش و مرتب کردن سلول‌ها فرآیند مهمی در مطالعات بیولوژیکی هستند. به طور مثال جداسازی یک سلول از نمونه، مانند جداسازی سلول‌های خونی از پلاسما از مطالعات اساسی در این زمینه است.

شکل ۴-۱ نیروی وارد بر ذره باردار تحت تاثیر میدان الکتریکی را نمایش می‌دهد. همانگونه که مشخص است در این حالت که ذره دارای بار منفی می‌باشد، جریان الکتروفوریتیک نیرویی در جهت مخالف با جهت حرکت توده سیال ناشی از جریان الکترواسمتیک به وجود می‌آورد که از سرعت کلی سیال می‌کاهد. با توجه به مطالعه حاضر که هدف بررسی تجمع ذرات است این نیرو نیز از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.

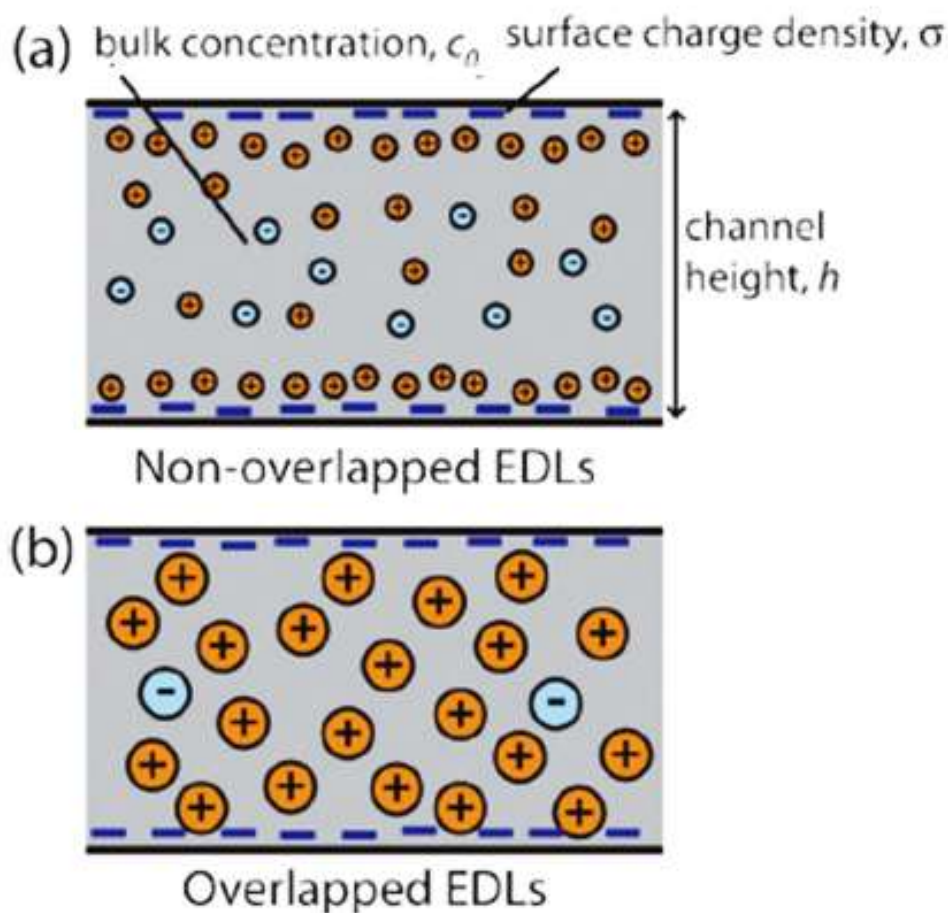


شکل ۴-۱: نیروهای وارد بر ذره باردار منفی با اعمال میدان الکتریکی خارجی

۴-۱- الکتروکینتیک در مقیاس نانو

هنگامی که اندازه کانال در مقیاس نانو باشد، نسبت سطح به حجم بسیار بزرگ می‌شود و این حالت باعث ایجاد یک نیروی محرک در سطح باردار داخل کانال می‌شود. در مقیاس نانو، ابعاد کانال با ضخامت لایه دوگانه قابل مقایسه است؛ به همین دلیل اگر عرض کانال به اندازه کافی کوچک باشد، لایه‌های دوگانه

تشکیل شده بر روی دو دیواره دچار هم‌پوشانی^۱ می‌شوند. این امر باعث جذب بار یون‌های ناهمنام خالص و از بین رفتن یون‌های همنام درون کانال نانو می‌شود. شکل ۵-۱ به مقایسه حالتی که لایه دوگانه دو دیواره با یکدیگر هم‌پوشانی نداشته و حالتی که هم‌پوشانی داشته، پرداخته است. به علت اینکه عرض لایه دوگانه به غلظت یون‌ها بستگی دارد؛ لذا محلول الکترولیت با غلظت پایین‌تر، لایه دوگانه ضخیم‌تری را تولید می‌کند. این امر موجب هم‌پوشانی لایه‌های دوگانه در این مقیاس می‌شود.



شکل ۵-۱: مقایسه لایه دوگانه در کانال الف: بدون هم‌پوشانی ب: با هم‌پوشانی [۳]

¹ overlap

به علت ایجاد هم‌پوشانی لایه دوگانه در مقیاس نانو ماهیت استفاده از دستگاه‌های نانوفلوئیدیک با میکروفلوئیدیک تفاوت محسوسی دارد. وجود بارهای مخالف در نانوکanal منجر به رفتار یون‌انتخابی^۱ کانال می‌شود. نانوکanal با هم‌پوشانی لایه دوگانه تنها اجازه نفوذ بارهای مخالف را می‌دهد.

۱-۵- غشای یون انتخابی

همانگونه که در قسمت الکتروکینتیک در مقیاس نانو توضیح داده شد استفاده از نانوکanal باعث هم‌پوشانی لایه دوگانه الکتریکی در سطوح کانال می‌شود که این امر موجب یون‌انتخابی شدن کانال می‌شود. در اکثر مطالعات قبلی که از ماهیت ذاتی نانوکanal به عنوان غشای یون‌انتخابی استفاده شده، سطح نانوکanalها دارای بار منفی هستند؛ به عبارت دیگر از یون‌های مثبت به عنوان یون‌های مخالف یاد می‌شود.

در سال‌های اخیر به علت مشکلاتی در ساخت کانال در مقیاس نانو، سعی در جایگزینی آن با غشاهای نانومتخلخل شده است. نفیون از مهم‌ترین و پرکاربردترین این غشاها است. نفیون ماده‌ای است که از گروه‌های سولفونیک^۲ تشکیل شده است. همچنین نفیون سوراخ‌هایی در ابعاد نانو بر روی سطح غشای خود دارند که با اعمال میدان الکتریکی منجر به گزینش یون انتخابی می‌گردد. گروه‌های سولفونیک در نفیون باعث به وجود آمدن بار سطحی منفی در منافذ نفیون می‌شود؛ این خاصیت باعث شده تا تنها یون‌های مثبت به سطح آن جذب شده و قابلیت عبور از نفیون را داشته باشند. به همین علت نفیون دارای خاصیت غشای یون‌انتخابی است که با اعمال میدان الکتریکی، سبب تغییر توزیع یون‌ها در اطراف نفیون تشکیل می‌گردد. پدیده‌های ذکر شده اساس فرآیند پدیده قطبیت غلظت یونی^۳ می‌باشد، که در بخش بعد بدان پرداخته خواهد شد.

۱-۶- قطبیت غلظت یونی

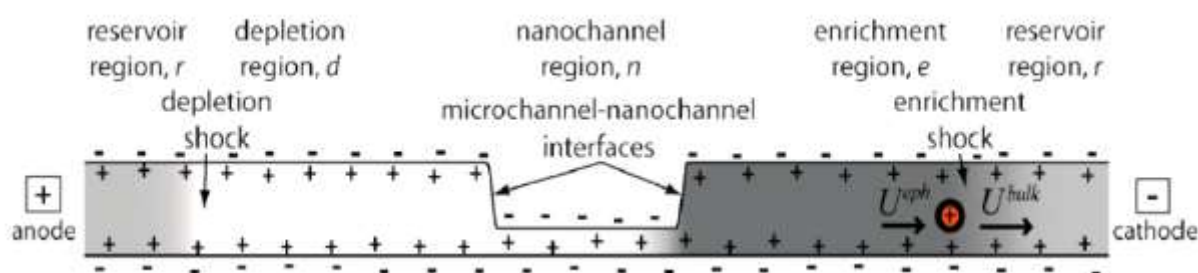
در بخش‌های قبل توضیحاتی در خصوص نیروهای الکتروکینتیک و همچنین غشای یون‌انتخابی داده شد. در این حالت به تشریح پدیده قطبیت غلظت یون که اساس کار پژوهش حاضر است، پرداخته می‌شود.

¹ Ion-selective

² sulfonic groups

³ Ion concentration polarization (ICP)

قطبیت غلظت یون به توزیع مجدد یون‌ها به نواحی غلظت پایین و غلظت بالا در طول نانوکanal اطلاق می‌شود. این عمل با توجه به ماهیت نانوکanal رخ می‌دهد. در بیشتر مطالعات آزمایشگاهی (کیم و همکاران [۴]، یوسفین و همکاران [۵] و لی و همکاران [۶]) همانگونه که در بخش‌های قبلی توضیح داده شد؛ در شکاف نانو و به علت منفی بودن بار دیواره، تنها اجازه حرکت به یون‌های مثبت داده می‌شود (مطابق شکل ۶-۱). همچنین می‌توان قطبیت غلظت یون را با یک غشای متخلخل در مسیر میکروکانال ایجاد نمود.



شکل ۶-۱: نمونه‌ای از یک میکروکانال-نانوکanal-میکروکانال [۳]

برای درک بهتر عملکرد قطبیت غلظت یونی، ابتدا مثالی از نحوه کار این دستگاه و نیروهای وارده بر محلول درون یک میکروکانال دارای غشای متخلخل بررسی خواهد شد.

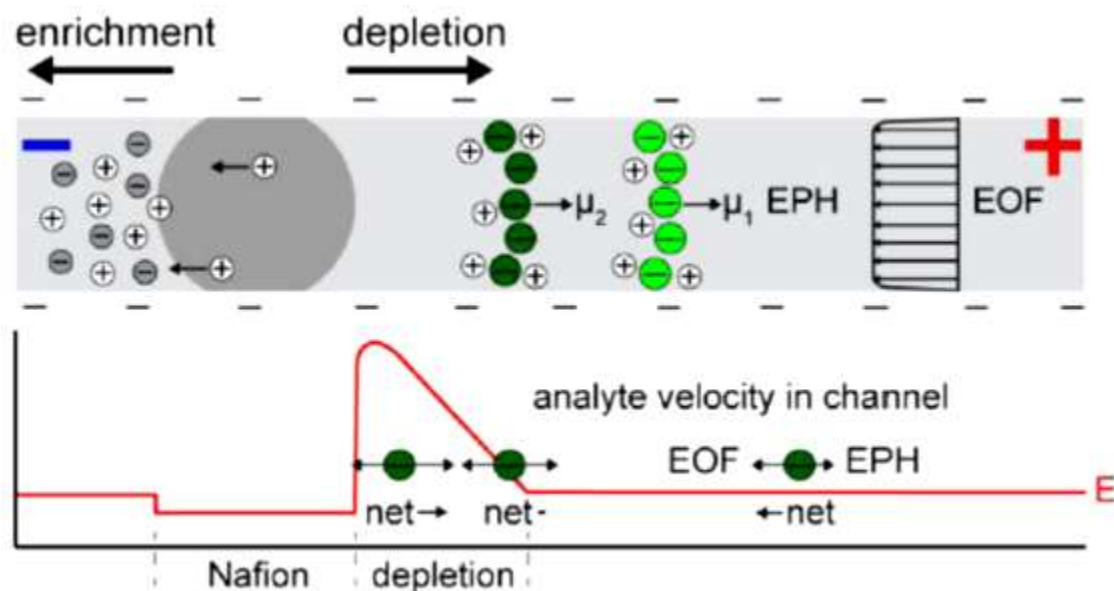
شکل ۷-۱ نمونه‌ای از میکروکانال با غشای نفیونی را نمایش می‌دهد. پس از افزودن محلول دلخواه به داخل کانال، میدان الکتریکی به سیستم اعمال می‌گردد. با توجه به غشای نفیونی، تنها یون‌های مثبت می‌توانند به سمت کاتد (الکتروود با بار منفی) حرکت نمایند؛ که این امر باعث تشکیل ناحیه غنی^۱ یون در مقطع کاتدی نفیون شود. به علت خاصیت خنثی بودن الکتریکی^۲ محلول، خروج یون‌های مثبت سبب تخلیه یون‌های منفی شده و در نتیجه ناحیه تخلیه^۳ ایجاد می‌گردد. در شکل ۷-۱ دو ناحیه غنی و تخلیه تشکیل شده، نشان داده شده است. ناحیه تخلیه با گذشت زمان شروع به گسترش یافته و یون‌های منفی را به سمت

^۱ enrichment

^۲ electroneutrality

^۳ depletion

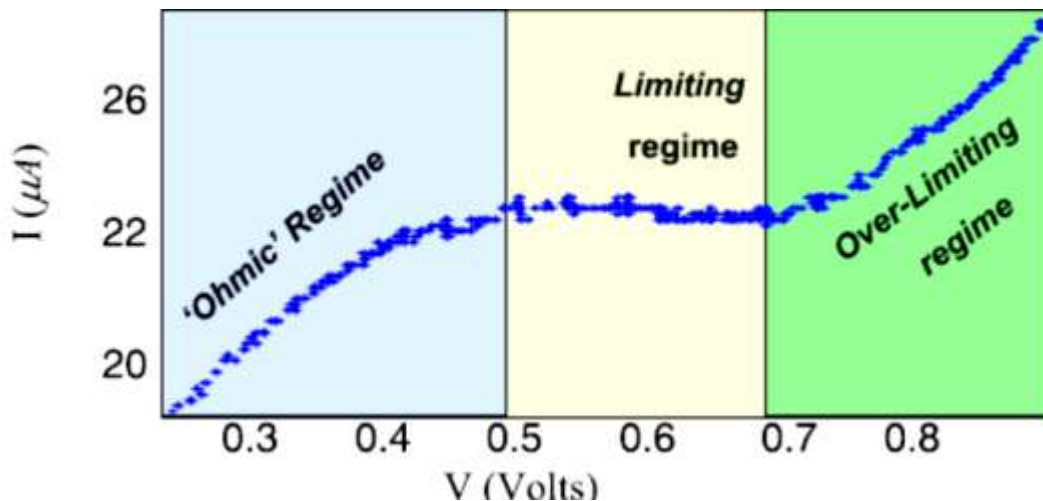
آند (الکتروود با بار مثبت) دفع می‌کند. نیروهای الکتروکینتیک مختلفی بر یون‌های منفی در کانال وارد می‌شود که به علت میدان الکتریکی اعمالی و پدیده قطبیت غلظت یونی است. قطبیت غلظت یونی (ICP) باعث تشکیل ناحیه تخلیه یون می‌گردد؛ الکتروفورتیک ذرات با بارهای منفی (به طور مثال ذرات فلوئورسنت ردیاب) را به سمت آند می‌راند و اعمال میدان الکتریکی سبب ایجاد جریان الکترواسمتیک شده و باعث می‌شود تا توده سیال را به سمت کاتد حرکت دهد. حرکت خالص یون‌های منفی در کانال به وسیله برآیند حرکت الکتروفورتیک به سمت آند و جریان الکترواسمتیک به سمت کاتد می‌باشد. همچنین با توجه به غشای نفیونی و تشکیل ناحیه تخلیه، نیرویی باعث دفع شدن یون‌های منفی می‌گردد. با گذشت زمان و رسیدن تعادل این سه نیرو در جهات مخالف، باعث تجمع ذرات با بار منفی در مرز ناحیه تخلیه می‌شود. برای رسیدن به تعادل نیروها جهت تجمع ذرات، پارامترهای مختلفی نظیر ابعاد کانال، اعمال ولتاژ، غلظت محلول، غشای نانومتخلخل و... بستگی دارد، که تلاش محققان برای یافتن مقادیر بهینه این پارامترها می‌باشند. ذرات تجمع یافته دارای کاربردهای مختلفی هستند که در ادامه بدان اشاره خواهد شد.



شکل ۷-۱: نمایی از نواحی تخلیه و غنی در ICP تحت ولتاژ اعمالی [۷]

۷-۱- رفتار جریان-ولتاژ در غشای یون انتخابی ایده آل

شکل ۸-۱ رفتار ولتاژ-جریان را در یک سیستم با غشای یون انتخابی نمایش می‌دهد. در ابتدای برقراری جریان در سیستم‌های با غشای یون انتخابی، تنه‌ایون‌های مثبت می‌توانند از غشا عبور داشته باشند. در این حالت وقتی ولتاژ کوچکی به سیستم اعمال شود؛ جریان به صورت خطی با ولتاژ تغییر می‌نماید. این ناحیه به ناحیه اهمی^۱ معروف است. سپس ناحیه تخلیه تشکیل شده که به عنوان یک مقاومت در برابر جریان عمل نموده و به همین جهت باعث محدود شدن جریان در ولتاژهای بالاتر می‌شود. به این ناحیه، رژیم جریان محدودشونده^۲ می‌گویند. به صورت تئوری رفتار جریان در مدار به گونه‌ای باید باشد که در ولتاژهای بالاتر، جریان به سرعت افت کند؛ اما به صورت عملی و در آزمایش‌های انجام گرفته مشخص شد که افزایش بیشتر ولتاژ، منجر به افزایش جریان پس از ناحیه محدودکننده می‌شود. به این ناحیه رژیم جریان بالاتر از حد^۳ می‌گویند. تحقیقات ارائه شده توسط محققین علت افزایش جریان در این ناحیه را به گردابه‌های ایجاد شده در ناحیه تخلیه مرتبط دانستند.



شکل ۸-۱: تغییرات جریان بر حسب ولتاژ در یک سیستم با غشای یون انتخابی [۸]

^۱ ohmic

^۲ limiting current

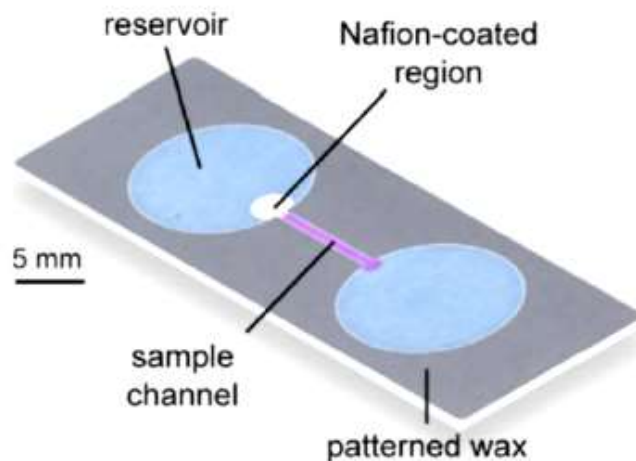
^۳ over-limiting current

۱-۸- کاربردها

سیستم‌هایی که از قطبیت غلظت یونی بهره می‌برند در بسیاری از زمینه‌ها نظیر پزشکی [۹-۱۱]، فیلتراسیون [۱۲]، آب‌شیرین‌کن‌ها [۱۳-۱۵]، دیودهای نانوفلوئیدیک [۱۶، ۱۷] و اختلاط [۱۸، ۱۹] کاربرد دارند.

مهم‌ترین کاربرد این سیستم‌ها که این پژوهش نیز بیشتر بر آن تمرکز دارد، در حوزه پزشکی است. شناسایی و تحلیل مولکول‌های باردار نظیر DNA و پروتئین نقش بسیار مهمی را در تشخیص بیماری‌ها ایفا می‌کنند؛ به طوری که اگر این شناسایی در مراحل اولیه بیماری صورت گیرد منجر به روش‌های درمانی آسان‌تری جهت کنترل و پیشروی بیماری می‌شود. مشکل اصلی شناسایی در مراحل اولیه در این است که پروتئین یا DNA مورد هدف در مراحل اولیه بیماری در محلول نمونه به صورت رقیق وجود دارند؛ به همین جهت جمع‌آوری تعداد کافی از مولکول‌ها با تجمع آن در محدوده مشخص برای مقاصد تحلیلی دارای اهمیت است. بسیاری از محققان نشان دادند که تعداد زیادی از مولکول‌های باردار می‌توانند با روش قطبیت غلظت یونی جمع‌آوری شوند [۲۰-۲۳]. برای آشنایی بیشتر با نحوه کاربرد قطبیت غلظت یونی در این سیستم‌ها توضیح مختصری از چگونگی عملکرد این پدیده در کاربردهای گوناگون اشاره خواهد شد.

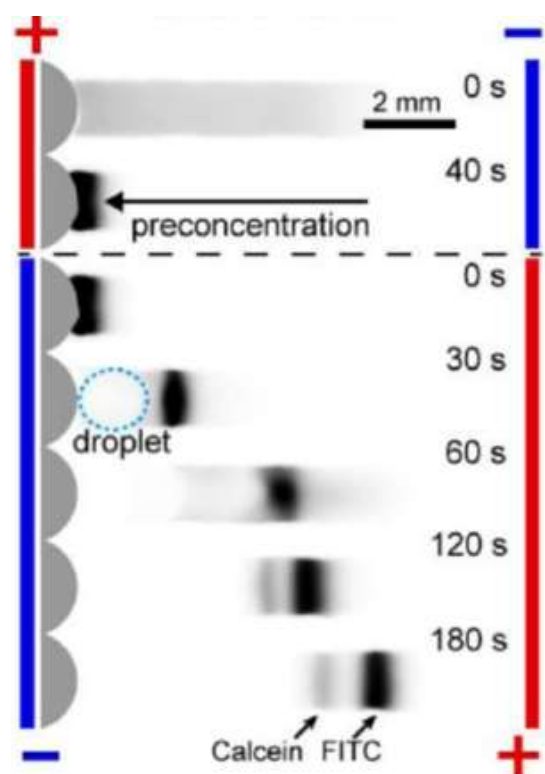
در مطالعه اخیر که در حوزه پزشکی صورت گرفته است گنگ و همکاران [۷] از روش قطبیت غلظت یونی برای تحلیل DNA انسان بهره بردند. در این پژوهش آن‌ها DNA ویروس هپاتیت ب را در سرم انسان تجمع داده و سپس جداسازی نمودند. شکل زیر بستر آزمایشگاهی تحقیق آنان را نمایش می‌دهد. در این شکل موقعیت قرارگیری مخازن، میکروکانال حاوی محلول نمونه و ناحیه قرارگیری نفیون به عنوان ماده متخلخل آورده شده است. آن‌ها در تحقیق خود از بستر کاغذی استفاده نمودند.



شکل ۱-۹: میکروکانال پیشنهادی گنگ و همکاران با بستر کاغذی همراه با غشای متخلخل [۷]

شکل ۱-۱۰ نتیجه تحقیق آنان را در تجمع و جداسازی ذرات را می‌دهد. ذرات تجمع یافته در حدود

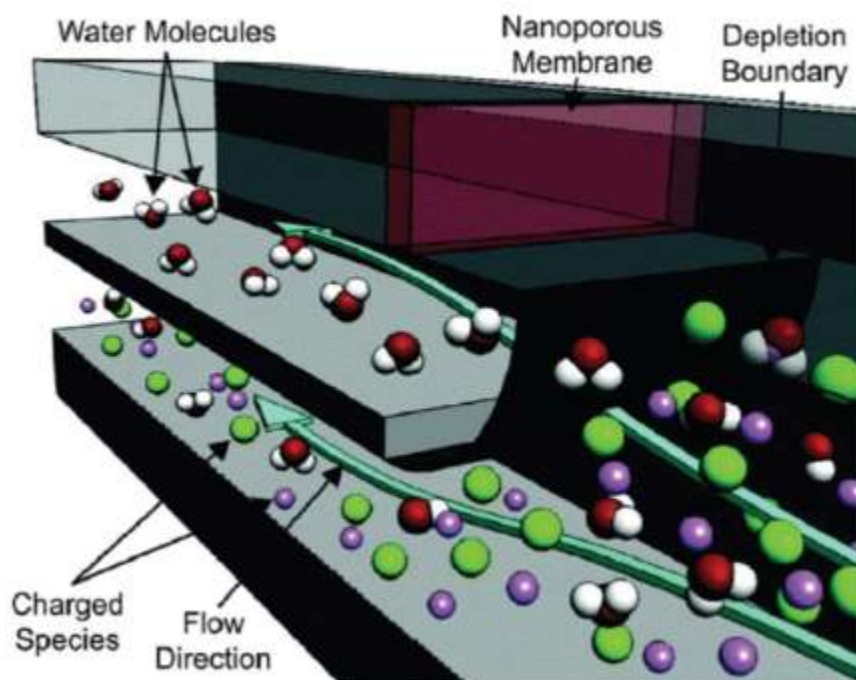
۴۰ ثانیه ابتدایی تجمع یافته و سپس با تعویض قطب‌های الکترود به عمل جداسازی نیز دست یافتند.



شکل ۱-۱۰: تجمع و جداسازی DNA توسط جانگ و همکاران [۷]

نمونه‌های دیگری نیز در زمینه پزشکی که در تجمع و جداسازی نمونه‌های بیولوژیکی فعالیت داشته- اند را می‌توان در مراجع دیگر مطالعه نمود [۲۴, ۲۵].

از دیگر کاربردهای ICP که به تازگی مورد مطالعه قرار گرفته است؛ می‌توان به آب‌شیرین‌کن اشاره نمود. کیم و همکاران [۲۶] از اولین نفراتی بودند که متوجه شدند دفع گونه‌های باردار در ناحیه تخلیه می- تواند در آب‌شیرین‌کن به کار گرفته شود. آن‌ها به جای تمرکز دادن گونه‌های باردار در مرز ناحیه تخلیه، این گونه‌ها را به صورت پیوسته به سمت کانال جانبی دیگری منتقل نمودند تا از بین بروند. برای این کار از غشای نفیونی بر روی بستر پلیمری PDMS استفاده نمودند. مشکل اصلی این روش در مقدار آب شیرین قابل شرب خروجی است. کیم و همکاران [۲۷] در مطالعه دیگری که به صورت آزمایشگاهی و عددی انجام دادند، از روش چند مرحله‌ای استفاده نمودند. مک دونالد و همکاران [۱۴] با به کارگیری میکروکانال‌هایی با سطح مقطع بزرگتر سعی در بهبود این کار نمودند. شکل ۱-۱۱ نمونه ای از سیستم پیشنهادی آن‌ها را نمایش می‌دهد. با این حال مقدار آب قابل مصرف خروجی پایین بوده و در حد مصارف خانگی است.



شکل ۱-۱۱: نمایی از دستگاه آب شیرین کن پیشنهادی بر پایه ICP توسط مک دونالد و همکاران [۱۴]

۹-۱- ساختار رساله

می‌توان مطالب ارائه شده در این رساله را به شرح زیر طبقه‌بندی نمود:

در فصل اول به مقدمه‌ای بر تعاریف اولیه و مورد نیاز برای معرفی پدیده قطبیت جریان یونی پرداخته شده است.

در فصل دوم به مروری کلی بر مطالعات پیشین در حوزه نحوه ساخت، نوع کانال و غشای یون انتخابی در حوزه ICP پرداخته شده است. در انتها به مطالعه نتایج حاصل از مطالعات آزمایشگاهی و عددی پیشین پرداخته شده است.

فصل سوم به بررسی معادلات حاکم بر مسئله پرداخته شده است. معادلات نرنست پلانک، ناویراستوکس و پواسون به همراه شرایط مرزی آورده شده است. سپس مقدمه‌ای بر بهینه‌سازی به روش سطح پاسخ^۱ پرداخته شده است. طراحی ماتریس آزمایش‌ها توسط این روش و بررسی دقت آن با روش تجزیه و تحلیل پراکنش از موارد مورد بررسی در فصل سوم می‌باشد.

در فصل چهارم به بررسی مطالعه آزمایشگاهی پرداخته شده است. مواردی نظیر، جنس میکروکانال، روش ساخت، عملیات حرارتی و آب‌بندی، مواد مصرفی و تجهیزات و ابزارهای مورد نیاز برای انجام آزمایش آورده شده است.

در فصل پنجم به بررسی نتایج و جمع‌بندی اختصاص داده شده است. استقلال حل از شبکه و اعتبارسنجی برای شبیه‌سازی عددی، نتایج حاصل از بهینه‌سازی با روش سطح پاسخ، و نتایج آزمایشگاهی از موارد مطرح شده در این فصل است. در انتها به جمع‌بندی نتایج پرداخته و پیشنهادهای برای پژوهش‌های آتی در راستای تکمیل پژوهش اخیر ارائه شده است.

¹ Response surface method (RSM)

فصل دوم : مروری بر کارهای گذشته

فصل دوم : مروری بر کارهای گذشته

۲-۱- مقدمه

در این فصل مروری بر مطالعات گذشته مبتنی بر روش ساخت، نوع کانال و غشای نانومتخلخل در سیستم ICP پرداخته شده است. در ابتدا به روند پیشرفت طراحی در پدیده قطبیت غلظت یونی پرداخته شده و سپس مطالعات آزمایشگاهی صورت گرفته در این حوزه آورده شده است. در این قسمت سعی شده است تا مطالعات جدیدتر جهت مرور کارهای پیشین ذکر گردد. در بخش بعد مطالعات عددی مد نظر قرار گرفته است. هدف از این فصل یافتن پارامترهای تاثیرگذار بر تجمع ذرات باردار به وسیله پدیده قطبیت غلظت یونی است تا بتوان بر پایه آن به بهینه‌سازی نتایج پرداخت.

۲-۲- مروری بر روش های ساخت و طراحی های پدیده قطبیت غلظت یونی

همانگونه که در مقدمه شرح داده شد، پدیده ICP در نزدیکی سطح مشترک میکروکانال و غشای یون انتخابی تشکیل شده و باعث ایجاد گرادیان غلظت می شود. این گرادیان غلظت باعث به وجود آمدن نواحی غنی و تخلیه می شود که اساس کار این سیستم ها می باشد.

روش های مختلفی برای ساخت کانال در ابعاد میکرو و نانو وجود دارد [۲۸]. بسترهای پلیمری (به خصوص از جنس PDMS) برای ساخت سیستم های سنتی ICP استفاده می شدند؛ ایراد اصلی اینگونه بسترها در آن است که برای ساخت و آب بندی این دستگاه ها نیازمند روش های پیچیده مانند لیتوگرافی نرم^۱ یا اچینگ^۲ است.

در سال های اخیر استفاده از سیستم ها با بستر میکروفلوئیدیک کاغذی^۳ به دلیل راحتی در ساخت و هزینه پایین تر در مقایسه با سیستم های سنتی، رو به افزایش است. در ساخت بستر کاغذی به طور معمول از مواد با جنس سلولزی^۴ یا پلیمر سلولزی استفاده می شود؛ مزیت استفاده از این نوع مواد در تطابق خوب آن ها در کاربردهای شیمیایی، بیوشیمی و پزشکی دارد [۲۹]. از مزایای سیستم های ICP با بستر کاغذی آن است که پس از تجمع نمونه دلخواه در ناحیه مورد نظر می توان به راحتی آن را برش داده و برای تحلیل های بیشتر جدا شود [۳۰].

انواع متعددی از غشاهای یون انتخابی در سیستم های مختلف توسط محققین به کار گرفته شده است. به عنوان نمونه می توان به نانوکانال ها [۳۱]، نانومواد شیشه ای [۳۲]، مواد نانومتخلخل پلیمری [۲۰] و

¹ soft lithography

² etching

³ paper-based microfluidics

⁴ cellulose

نوارهای نفیون^۱ [۳۳] اشاره نمود. در سال‌های اخیر از نفیون به عنوان متداول‌ترین غشای یون انتخابی در مطالعات پیشین یاد شده است [۶].

در حوزه پزشکی روش‌های مختلفی برای تجمع نمونه برای شناسایی و تحلیل، جهت بهبود بیماری در دستگاه‌های میکروفلوئیدیک مورد استفاده قرار گرفته است. تمرکز ایزوالکتریک^۲ [۳۴]، جمع‌آوری سریع نمونه تقویت شده^۳ [۳۵، ۳۶] و استخراج بر اساس وابستگی^۴ [۳۷] از روش‌های قدیمی بر مبنای تجمع نمونه هستند. اخیراً روش‌های الکتروکینتیک در دستگاه‌های ICP به دلیل مزایای منحصر به فرد خود، به طور گسترده‌ای رو به افزایش است. استفاده از روش‌های الکتروکینتیک قادر است که بدون تغییر در محلول و یا اختلاف در غلظت آن‌ها، عمل تجمع ذرات را انجام دهد. در این روش کنترل جریان نیز به راحتی توسط کاربر انجام می‌گردد؛ بدین صورت که با تغییر ولتاژ، می‌توان جریان را تحت تاثیر قرار داد. همچنین نتایج مطالعات پیشین نشان می‌دهد که استفاده از کاغذ سلولزی در دستگاه‌های ICP که به وسیله الکتروکینتیک کار می‌کنند؛ باعث به عقب انداختن گردابه‌های ناخواسته در جریان سیال در قسمت آندی میکروکانال می‌شود [۳۸].

استفاده از پدیده قطبیت غلظت یونی به شکل سنتی و در ابتدای فعالیت خود، به صورت کانال‌های میکرو-نانو مورد استفاده قرار می‌گرفت. شکل ۱-۲ نمونه‌ای از این سیستم را نمایش می‌دهد که در آن قسمت نانوکانال وظیفه جدا نمودن یون انتخابی را برعهده دارد. در این دستگاه از ۴ الکتروود استفاده شده که دو الکتروود متصل به زمین و دو الکتروود دیگر وظیفه اعمال پتانسیل را دارند. در شکل ۱-۲ الف از یک مقطع نانو و در شکل ۱-۲ ب از نانوکانال دوکاناله^۵ استفاده شده تا عبور یون‌های مثبت با سرعت بیشتری

¹ nafion strips

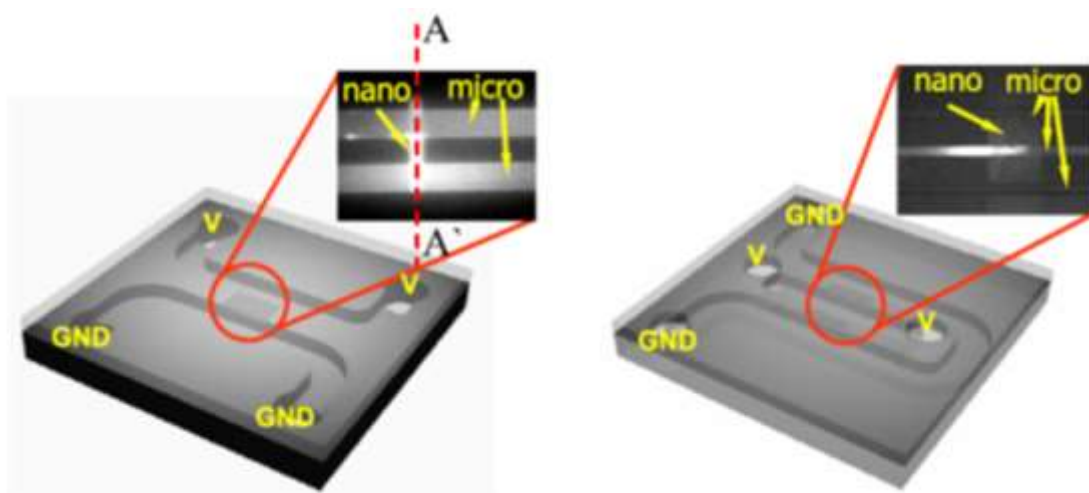
² isoelectric focusing

³ fast amplified sample stacking

⁴ affinity extraction

⁵ dual-channel

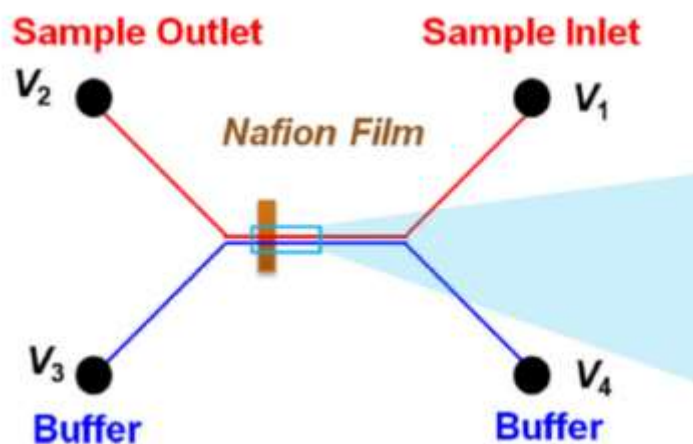
رخ دهد. با این حال استفاده از این حالت دو ایراد دارد یکی مشکلات ساخت در محدوده نانو و دیگری طراحی به نسبت پیچیده و استفاده از ۴ الکترود.



شکل ۱-۲: سیستم ICP سنتی با میکرو-نانوکانال الف: یک مسیر ب: دو مسیر [۳۸]

برای اجتناب از ایجاد نانوکانال و همچنین بهره بردن از خاصیت یون انتخابی بودن در سیستم ICP، از غشای نانومتخلخل استفاده شد. همانطور که در شکل ۲-۲ مشاهده می شود در این حالت از غشای نفیونی برای غشای عبور دهنده یون های مثبت استفاده شده است. اما همانند طراحی قبل، در این حالت نیز غشای نانومتخلخل (در طراحی قبلی نانوکانال) باید به کانال بافری اضافی متصل باشد. این امر باعث افزودن پیچیدگی در ساخت تراشه می گردد. به این سیستم طراحی، ICP دوکاناله^۱ نامیده می شود.

¹ dual-channel ICP (DC-ICP)

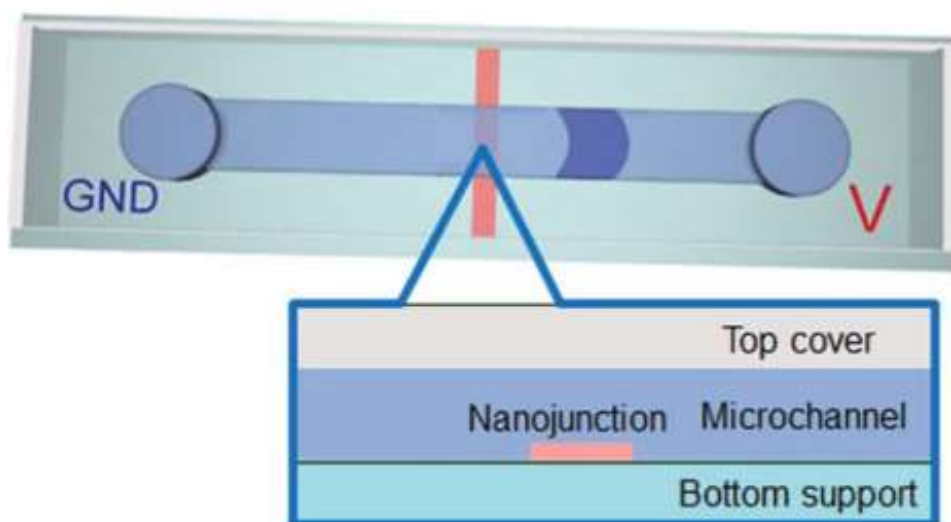


شکل ۲-۲: سیستم ICP با غشای نفیونی [۳۹]

در ادامه برای کاهش دادن الکترودها و طراحی ساده‌تر، با قرار دادن نفیون در زیر میکروکانال، از ورود محلول بافری از کانال ثانویه جلوگیری و تعداد الکترودها نیز به دو عدد کاهش یافت. در شکل ۳-۲ نمایی از این سیستم پیشنهادی را نمایش می‌دهد. در این مطالعه از میکروکانال با جنس PDMS استفاده شده است، این در حالیست که از این طراحی جدیدتر بر روی میکروکانال با بستر کاغذی نیز استفاده شده است [۴۰]. علاوه بر این استفاده از ICP تک‌کاناله^۱ احتمال نشتی در سیستم را کاهش داده و با کاهش تعداد الکترودها، مقاومت الکتریکی را پایین آورده تا از گرمایش ژول^۲ نیز جلوگیری نماید.

^۱ single-channel ICP (SC-ICP)

^۲ Joule heating

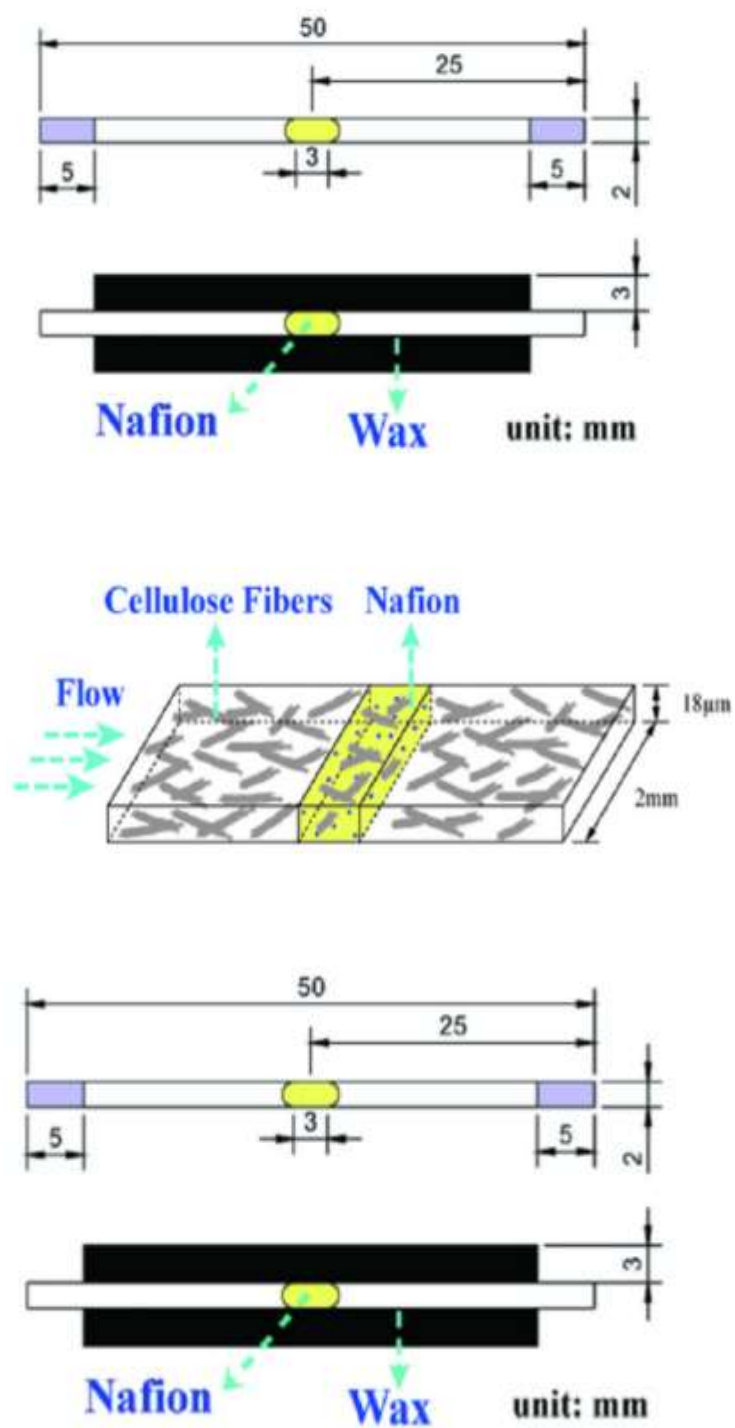


شکل ۳-۲: میکروکانال تک کاناله از جنس PDMS با غشای نفیونی [۱۱]

همانگونه که مشخص شد؛ با گذشت زمان سعی در روش ساخت ساده‌تر، کاهش دادن تجهیزات جانبی و انجام عملیات بر روی یک میکروکانال ساده جهت ساخت دستگاه‌های ICP شده است. در قسمت-های بعد به معرفی نتایج برخی از پژوهش‌ها در این زمینه ارائه خواهد شد.

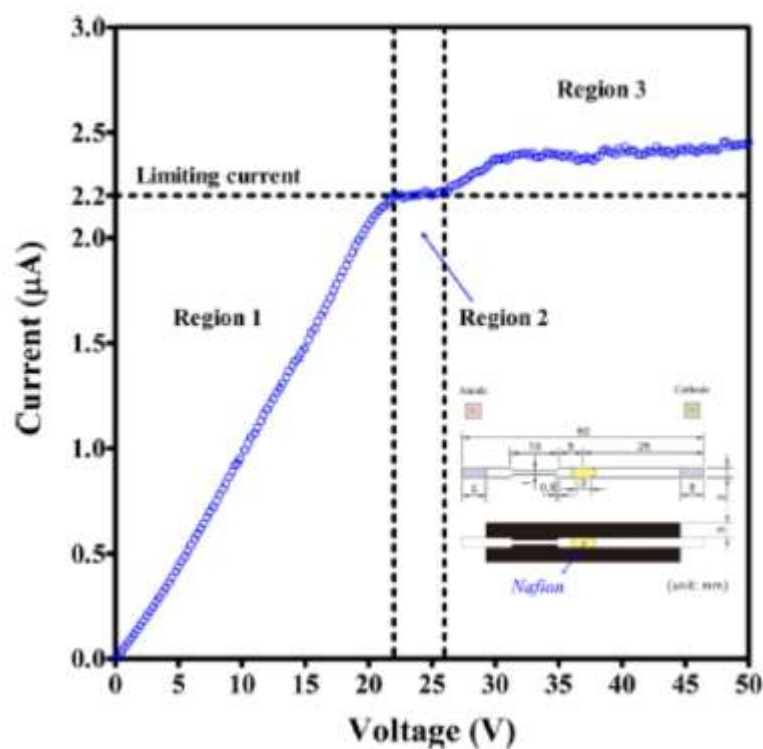
۳-۲- مطالعات آزمایشگاهی

یانگ و همکاران [۲۱] تجمع محلول نمونه رقیق را با استفاده از قطبیت غلظت یونی بر بستر کاغذی بررسی نمودند. شکل ۴-۲ هندسه و ابعاد میکروکانال مورد بررسی آن‌ها را نمایش می‌دهد. نفیون به عنوان ماده متخلخل، وظیفه عبور یون انتخابی در میکروکانال را برعهده دارد. آن‌ها از بستر کاغذی برای انجام آزمایشات خود استفاده نمودند.



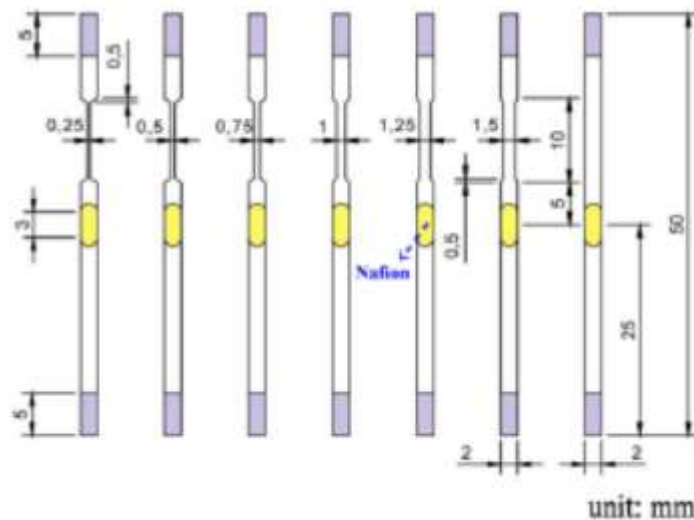
شکل ۲-۴: هندسه و ابعاد میکروکانال مورد استفاده یانگ و همکاران [۲۱]

آن‌ها در ابتدا به بررسی رفتار جریان بر حسب ولتاژ پرداختند. در شکل ۵-۲ همانطور که مشخص است، در ناحیه I، جریان و ولتاژ به صورت خطی افزایش می‌یابد. در ناحیه II که به ناحیه جریان محدود معروف است؛ با افزایش ولتاژ، جریان تقریباً ثابت می‌ماند. این امر به دلیل ایجاد شدن ناحیه تخلیه در اطراف نفیون است. ناحیه III یا ناحیه جریان بیش از حد، جریان با افزایش ولتاژ با شیب ملایمی افزایش می‌یابد. نکته قابل تامل آن است که تغییرات این ناحیه در میکروکانال از جنس پلیمری مانند PDMS، به صورت غیرخطی است. این امر می‌تواند به دلیل ایجاد شدن گردابه در ناحیه تخلیه در اطراف نفیون به علت جابجایی الکتریکی باشد. این ناحیه نشان می‌دهد که استفاده از میکروفلوئیدیک کاغذی برای پایداری سیستم و کاهش گردابه‌های ناخواسته در جریان مناسب‌تر است.



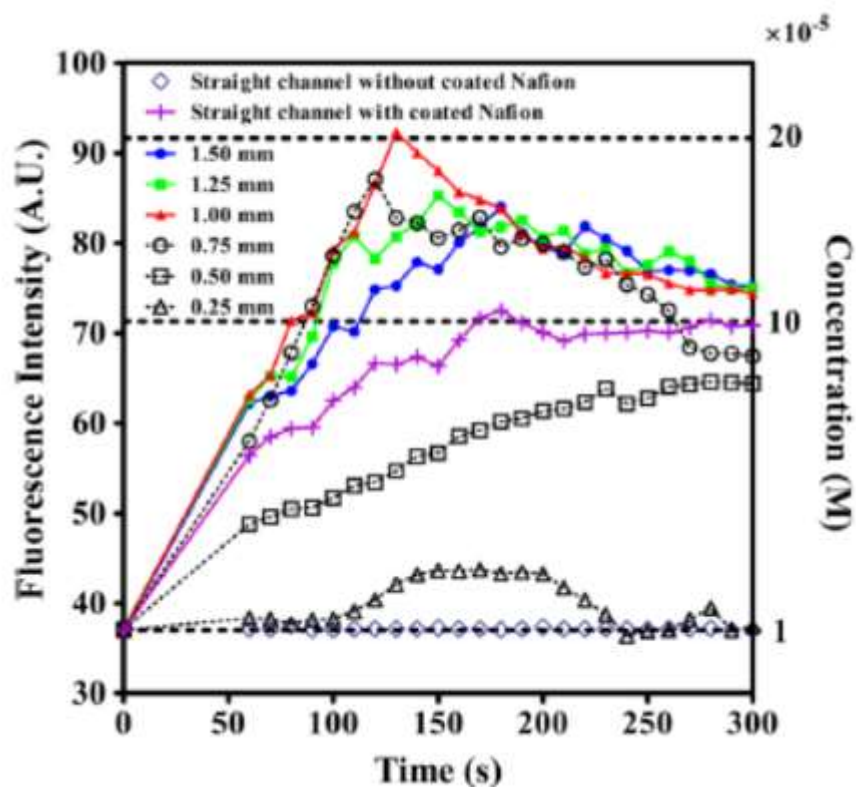
شکل ۵-۲: تغییرات جریان بر حسب ولتاژ [۲۱]

آن‌ها در ادامه به بررسی کانال صاف و میکروکانال همگرا با اندازه‌های مختلف پرداختند. آن‌ها ۵ عرض مختلف بین ۰/۲۵ تا ۱/۵ میلی‌متر را بررسی نمودند. شکل ۶-۲ این ۶ میکروکانال مورد بررسی را نمایش می‌دهد. در تمامی هندسه‌ها نفیون در وسط میکروکانال تعبیه شده است.



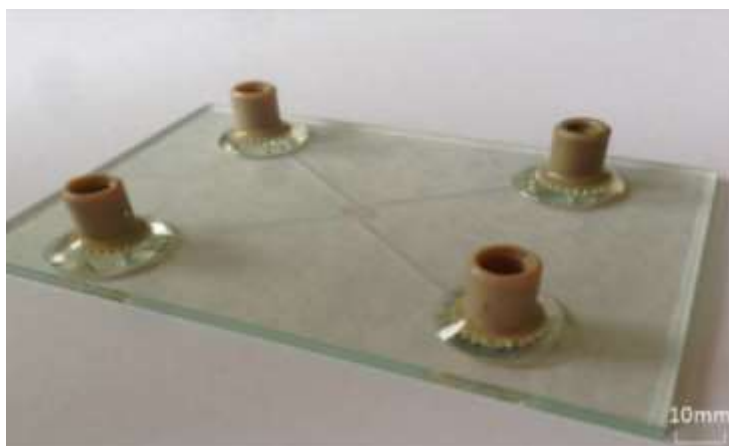
شکل ۶-۲: ابعاد میکروکانال صاف و میکروکانال همگرا [۲۱]

سپس تغییرات شدت فلوئورسنت و تجمع نمونه را در طول زمان برای کانال صاف با کانال‌های همگرا مقایسه نمودند. غلظت اولیه محلول رقیق $10^{-5} M$ و اختلاف ولتاژ اعمالی به دو سر میکروکانال برابر $50 V$ در نظر گرفته شده است. با توجه به شکل ۶-۲ می‌توان دریافت که بالاترین غلظت محلول با میکروکانال همگرا با عرض ۱ میلی‌متر به دست آمده است. آن‌ها بیان داشتند که کاهش دادن عرض کانال به دلیل همگرا شدن و نازل‌ماندن شدن کانال، به افزایش غلظت محلول در میکروکانال کمک می‌نماید؛ اما در عین حال کاهش عرض کانال باعث کاهش اثر نفیون در میکروکانال شده و به همین دلیل کاهش بیش از حد عرض کانال نیز نمی‌تواند مناسب باشد.



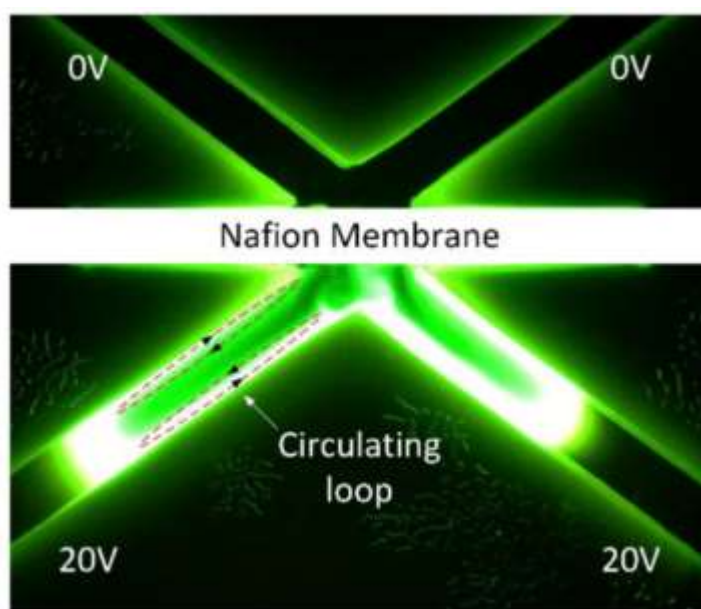
شکل ۲-۷: تغییرات شدت فلوئورسنت و تجمع نمونه بر حسب زمان [۲۱]

یوان و همکاران [۴۱] به بررسی تجمع ذرات بیومولکولی به وسیله ICP پرداختند. شکل ۲-۸ شماتیکی از ابعاد هندسه مورد بررسی به همراه نمای زیر میکروسکوپ فلوئورسنت را نمایش می‌دهد. آن‌ها از میکروکانال با بستر پلیمری PDMS استفاده نموده و مخازنی را در انتهای هر کانال برای قرارگیری الکترودها تعبیه کردند. همچنین در وسط تقاطع کانال‌ها از نفیون به عنوان ماده نانومتخلخل استفاده نمودند.

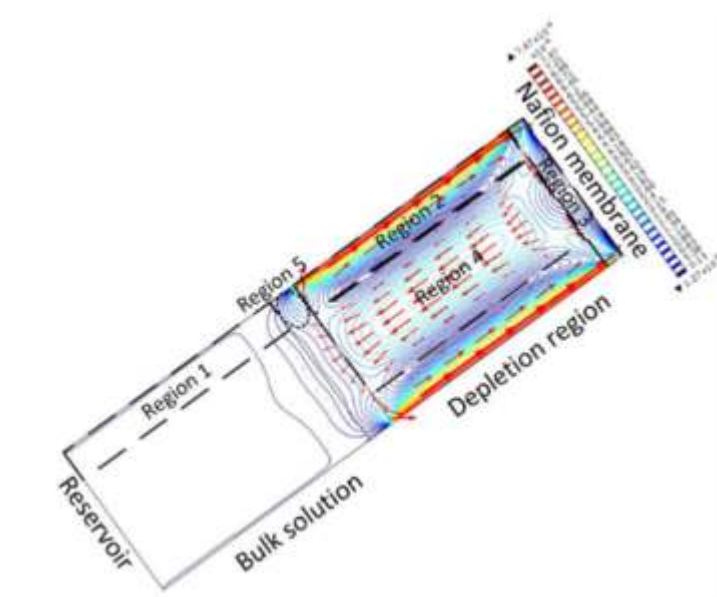


شکل ۸-۲: نمایی از هندسه مورد بررسی یوآن و همکاران به صورت شماتیک [۴۱]

آن‌ها به بررسی تجمع ذرات فلوئورسین درون کانال X شکل پراختند. شکل ۹-۲ الف بررسی آزمایشگاهی این تجمع را نشان می‌دهد. با توجه به این شکل می‌توان دریافت که با اعمال اختلاف ولتاژ ۲۰ ولت به سیستم، تجمع ذرات فلوئورسین به جداره دیواره‌های میکروکانال تمایل پیدا کرده است. شکل ۹-۲ ب نیز این پدیده را به صورت شبیه‌سازی عددی با نرم افزار کامسول نمایش می‌دهد. آن‌ها دافعه الکترواستاتیکی ذرات در هنگام مواجهه با غشای متخلخل نفیونی را باعث تجمع ذرات در دیواره‌های میکروکانال دانستند.



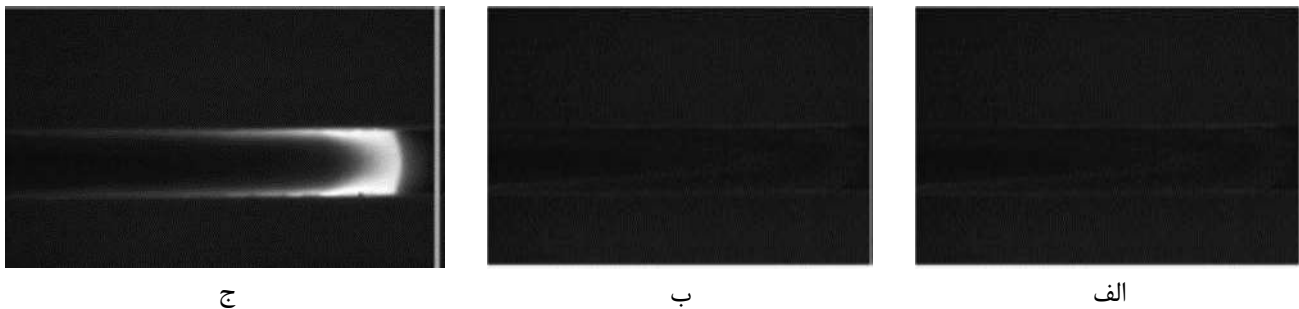
الف



ب

شکل ۲-۹: بررسی تجمع ذرات در تحقیق یوان و همکاران الف) مطالعه آزمایشگاهی ب) مطالعه عددی [۴۱]

همچنین آن‌ها در ادامه به بررسی تاثیر اختلاف ولتاژ بر تجمع ذرات پرداختند. نتایج آن‌ها نشان داد که با افزایش ولتاژ از صفر تا ۶۰ ولت، باعث بهبود تجمع ذرات شده است. در ولتاژ کمتر از ۱۰ ولت تقریباً تجمع ذراتی مشاهده نمودند. پس از اعمال اختلاف ولتاژ ۳۰ ولت، تجمع ذرات به صورت منحنی شکل و در اطراف جداره‌های میکروکانال مشاهده شد. با افزایش ولتاژ و در نتیجه افزایش جریان الکترواسمیتیک، تجمع ذرات به صورت واضح درون کانال مشاهده کردند. همچنین آن‌ها اعمال ولتاژهای بالاتر از ۱۰۰ ولت را به دلیل وجود گرمایش ژول و همچنین از بین رفتن تجمع ذرات، توصیه نکردند.

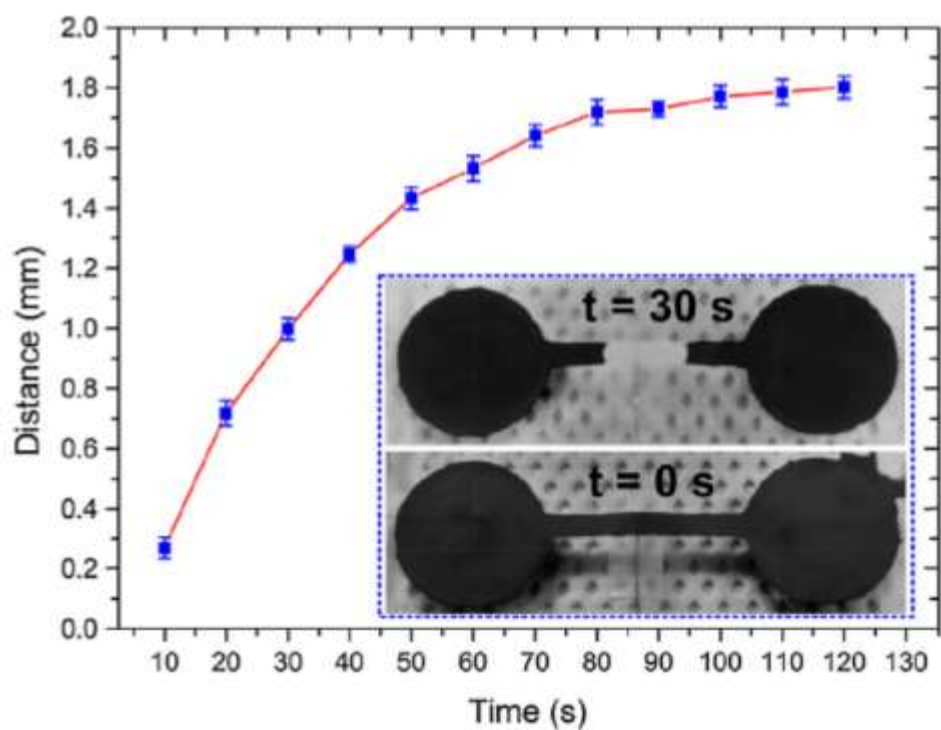


شکل ۲-۱۰: بررسی تاثیر اختلاف ولتاژ بر تجمع ذرات برای الف) ۱۰ ب) ۳۰ ج) ۶۰ ولت [۴۱]

در سال ۲۰۱۶ فان و همکاران [۴۰] به صورت آزمایشگاهی مطالعه‌ای بر روی غلظت محلول نمونه در دستگاه میکروفلوئیدیک کاغذی^۱ به وسیله ICP انجام دادند. در آزمایش آن‌ها پس از وارد نمودن محلول (فلورسنت رنگی قابل ردیابی) از یک سمت مخزن و با توجه به نیروی موئینگی محلول وارد کانال شده و طرف دیگر مخزن نیز تر می‌شود. پس از اعمال میدان الکتریکی یکسان به دو سمت مخزن، آن‌ها ناحیه تخلیه ICP را مشاهده کردند. این ناحیه با گذشت زمان به سمت دو مخزن رشد پیدا می‌کند. در این ناحیه که در وسط کانال رخ داده، هیچ محلول رنگی فلورسنت (بار منفی) وجود ندارد و با گذشت زمان به

¹ microfluidic paper-based

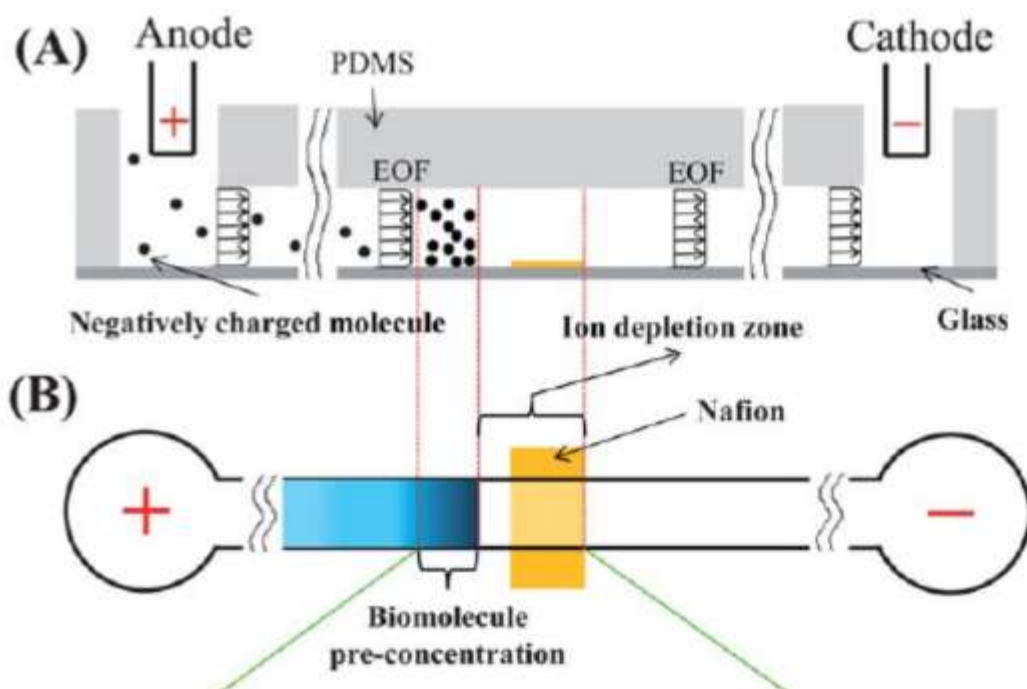
سمت بیرون گسترش یافته و مقدار محلول فلوئورسنت در مابقی کانال افزایش می‌یابد. شکل ۱۱-۲ گسترش ناحیه تخلیه را بر حسب زمان نمایش می‌دهد.



شکل ۱۱-۲: گسترش ناحیه تخلیه در طول زمان [۴۰]

آن‌ها در ادامه به بررسی تجمع ذرات فلوئورسنت پرداختند.

کیم و همکاران [۴۲, ۴۳] پدیده قطبیت غلظت یونی را در یک میکروکانال یک مسیره به صورت عددی و آزمایشگاهی مورد بررسی قرار دادند. آن‌ها از کانال با بستر کاغذی و غشای نفیونی استفاده نموده و از محلول بافری فسفات به همراه فلوئورسنت جهت نمایش ذرات باردار استفاده نمودند.

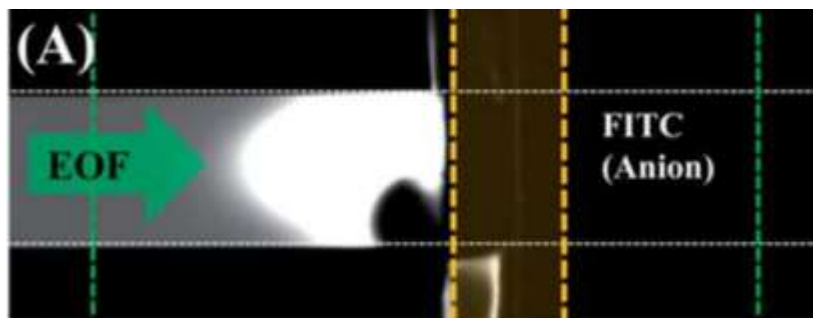


شکل ۲-۱۲: مدل فیزیکی سیستم ICP جهت تجمع ذرات توسط کیم و همکاران [۴۳]

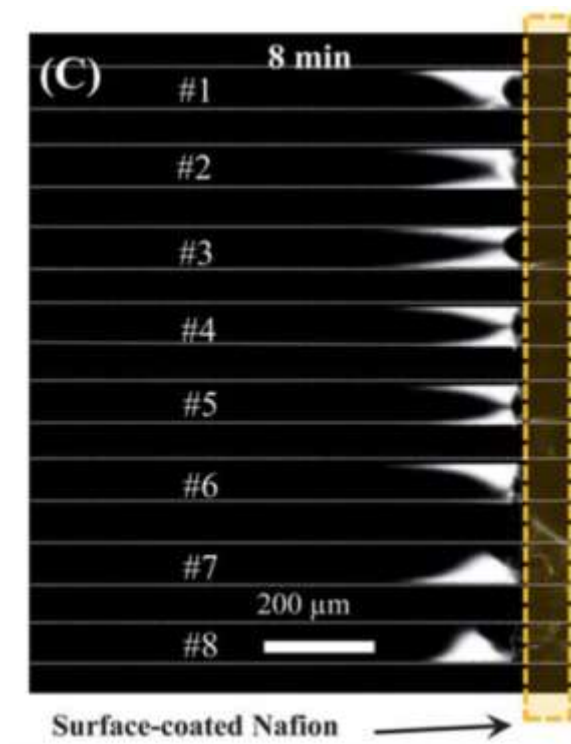
شکل ۲-۱۳ الف تجمع ذرات باردار منفی FITC را نمایش می‌دهد. برای ایجاد اختلاف پتانسیل و در نتیجه ایجاد جریان الکترواستاتیک داخل کانال از سیم‌های پلاتینی با قطر ۰/۲۵ میلی‌متر در هر مخزن استفاده نمودند. آن‌ها با ذکر این نکته که برای میدان الکتریکی کمتر از ۵ V/cm و بیشتر از ۵۰ V/cm، تجمع ذراتی مشاهده نکردند؛ نتایج را با اعمال میدان الکتریکی ۲۵ V/cm ارائه دادند. جهت جریان الکترواستاتیک از چپ به راست و غشای نانومتخلخل نفیونی نیز با خط چین در شکل ۲-۱۳ الف نمایش داده شده است. با توجه به این شکل مشاهده می‌شود که ذرات در لایه بیرونی غشای متخلخل تجمع پیدا نموده‌اند.

آن‌ها در ادامه ۸ کانال را به صورت موازی مطابق شکل ۲-۱۳ ب مورد بررسی قرار دادند. این نکته قابل ذکر است که فقط دو الکتروود در هر آزمایش استفاده شده و تجمع ذرات در حالت رسیدن به حالت

پایدار گزارش شده است. با توجه به این شکل، میکروکانال‌های موازی دارای تغییرات جزئی در تجمع ذرات می‌باشند. به طور نمونه در کانال‌های ۱ تا ۶ تجمع بیشتر در دیواره‌های کانال مشاهده شده است و در کانال ۷ و ۸ تجمع به صورت متمرکز صورت پذیرفته است. آن‌ها در گزارش خود بیان داشتند که به نظر می‌رسد این تغییرات ناشی از عدم یکنواختی فیلم نافیون در تمامی سطح کانال‌ها است.



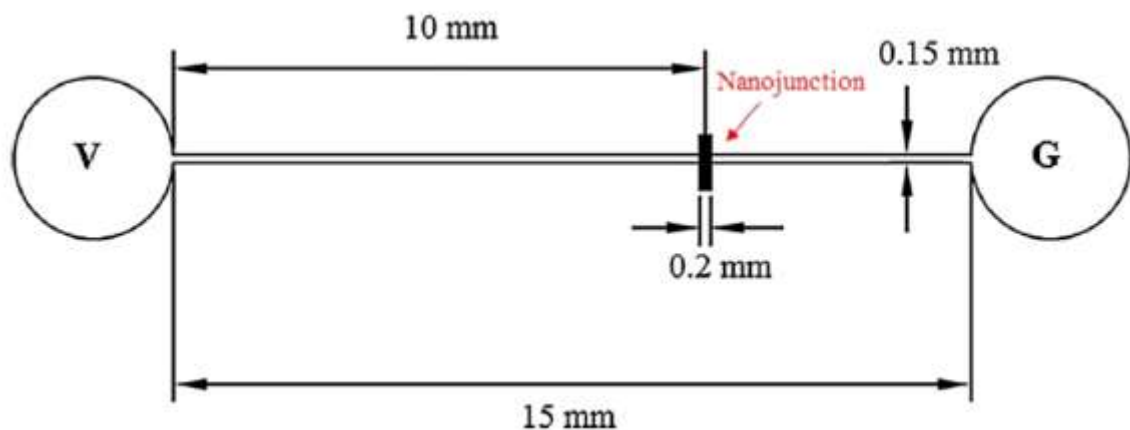
الف



ب

شکل ۲-۱۳: تجمع ذرات در اطراف غشای نفیونی بر حسب زمان الف: آزمایشگاهی ب: عددی [۴۳, ۴۲]

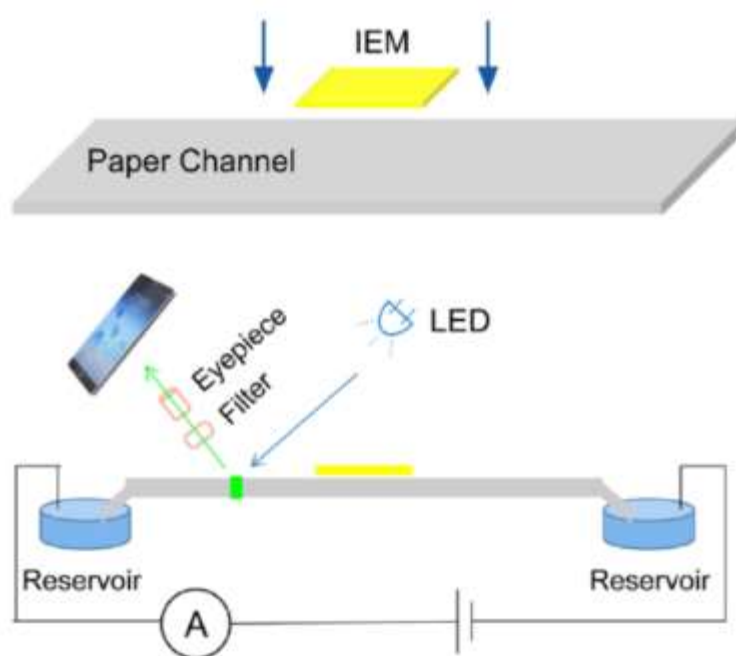
چانگ و یانگ [۴۴] در مطالعه خود به بررسی اثر استفاده از غشای اکسید گرافین/نفیون در بهبود تجمع ذرات پرداختند. آن‌ها تحقیق خود را بر بستر پلیمری PDMS و با روش لیتوگرافی انجام دادند و برای غشای مورد نظر خود از دو نوع نفیون خالص و ترکیب اکسید گرافین با نفیون انجام دادند. شکل ۱۴-۲ مدل مورد استفاده آنان به همراه ابعاد میکروکانال و نحوه قرارگیری غشا را نمایش می‌دهد.



شکل ۱۴-۲: هندسه و ابعاد میکروکانال مورد بررسی توسط چانگ و یانگ [۴۴]

در شکل ۱۹-۲ بهبود شدت فلوئورسنت در تراشه با غشای اکسید گرافین/نفیون (با ۵/۰ درصد وزنی غلظت اکسید گرافین و نسبت حجمی ۳:۱) در مقابل غشای نفیونی خالص نمایش می‌دهد. نتیجه آنان نشان داد که افزودن اکسید گرافین باعث افزایش ضریب تجمع شده است. با توجه به غلظت اولیه محلول (M^{-5}) مشاهده می‌شود که استفاده از نفیون خالص تا ۴۰ برابر و استفاده از اکسید گرافین/نفیون تا ۶۰ برابر غلظت اولیه ذرات را تجمع می‌دهند. آن‌ها علت این امر را به دلیل وجود گروه‌های کربوکسیل در ساختار اکسید گرافین مرتبط دانستند که باعث جذب تعداد بیشتری از یون‌های مثبت به داخل غشای متخلخل می‌شود.

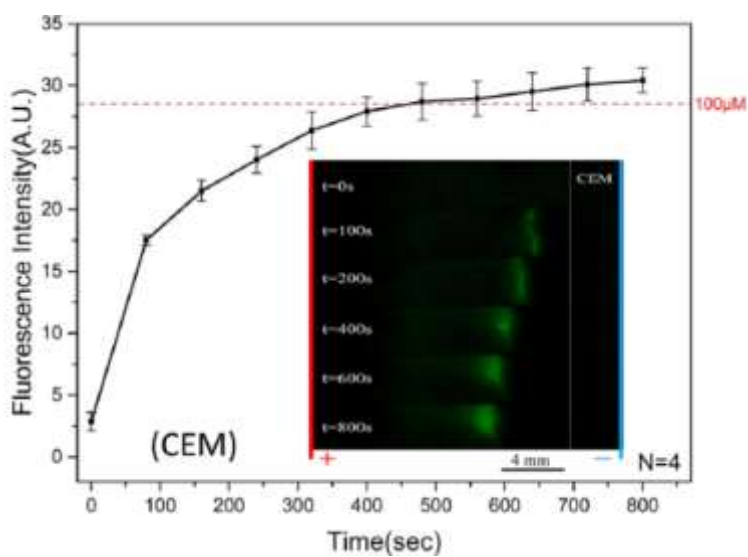
در سال ۲۰۱۸ جائو و همکاران [۴۵] تجمع الکتروکینتیک بر روی دستگاه با بستر کاغذی به وسیله ICP پرداختند. نمایی از نحوه قرارگیری غشای تبدیل یونی بر روی کانال کاغذی در شکل ۲-۱۵ نمایش داده شده است. آن‌ها برای عکسبرداری فلوئورسنت از روشنایی LED و دوربین تلفن هوشمند استفاده نمودند.



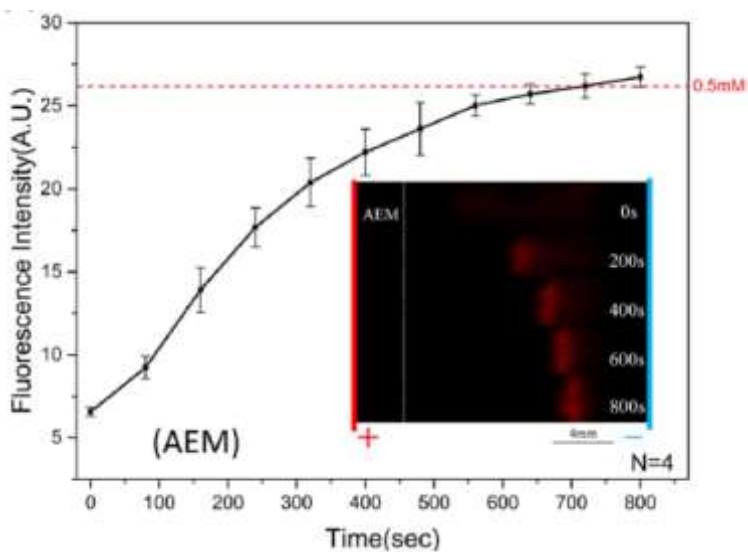
شکل ۲-۱۵: شماتیکی از سیستم ICP همراه با غشای تبدیل یونی جائو و همکاران [۴۵]

آن‌ها در تحقیق خود از غشای تبدیل یونی استفاده نمودند؛ بدین صورت که از دو غشای تبدیل یون‌های مثبت (CEM) و غشای تبدیل یون‌های منفی (AEM) استفاده نمودند. این امر سبب می‌شود که ذرات باردار مثبت و منفی قادر به جمع‌آوری هستند. آن‌ها از ردیاب فلوئورسنت باردار منفی سدیم فلوئورسین برای CEM و از ردیاب فلوئورسنت باردار مثبت ردآمین برای AEM استفاده نمودند. شکل ۲-۱۶ شدت فلوئورسنت بر حسب زمان‌های مختلف برای سدیم فلوئورسین و ردآمین به ترتیب با غشای CEM و

AEM نمایش داده است. در شکل ۱۶-۲ الف شدت فلوئورسنت به تدریج با گذشت زمان افزوده شده و پس از حدود ۷۰۰ ثانیه تقریباً یکنواخت می‌شود.



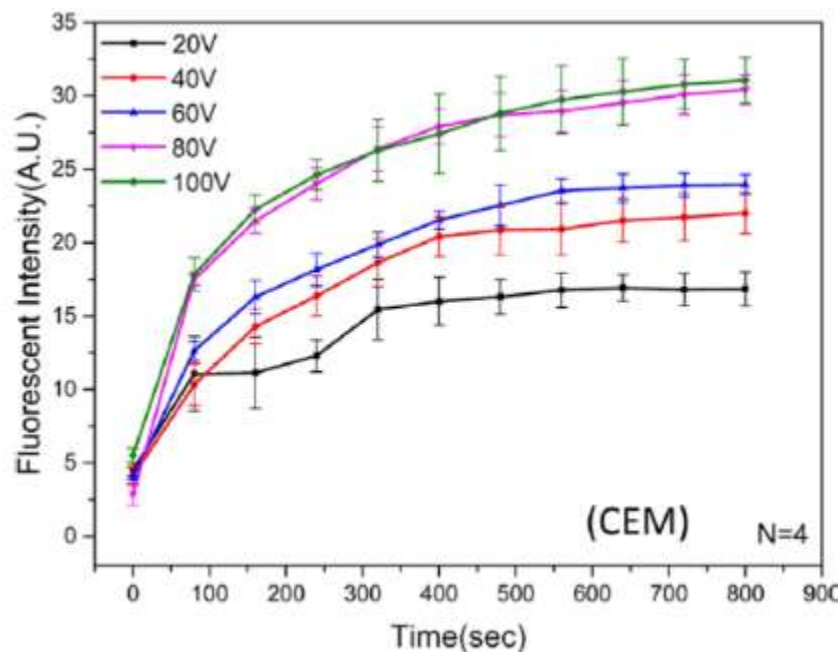
الف



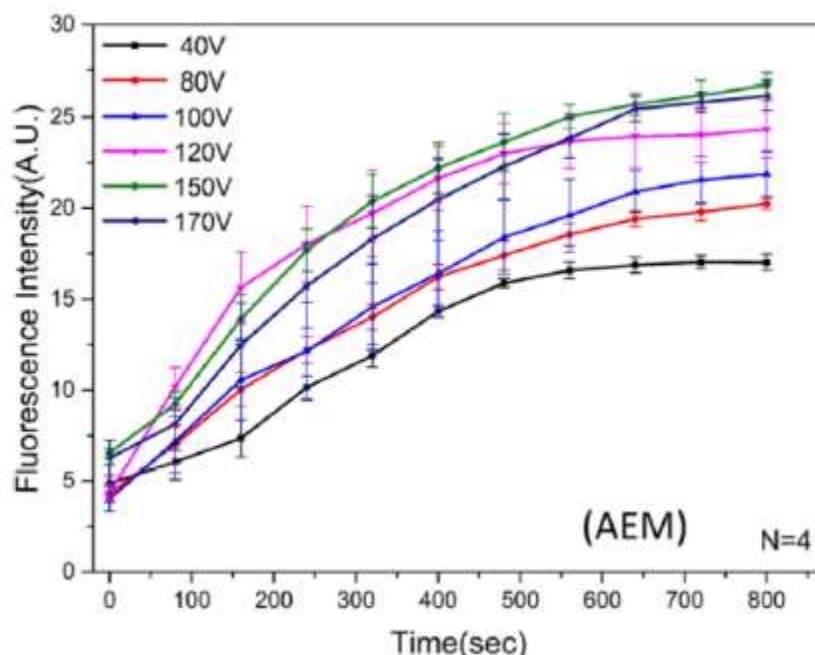
ب

شکل ۱۶-۲: نمایش شدت فلوئورسنت برحسب زمان برای الف: سدیم فلوئورسین ب: رد امین [۴۵]

در ادامه آن‌ها به بررسی اثر ولتاژ اعمالی بر تجمع ذرات باردار منفی و مثبت پرداختند. شکل ۱۷-۲ نحوه تغییرات شدت فلوئورسنت بر حسب زمان را برای ولتاژهای مختلف نمایش می‌دهد. با توجه به شکل ۱۷-۲ الف و ب می‌توان دریافت که با افزایش ولتاژ در هردو حالت سدیم فلوئورسین و رد امین تجمع ذرات افزایش یافته است. همچنین با افزایش ولتاژ شدت فلوئورسنت در مقادیر بالاتر تثبیت شده است که این امر با سایر مطالعات پیشین [۴۶، ۴۷] همخوانی دارد. همچنین بهترین اثر برای تجمع در غشای CEM و AEM به ترتیب برابر ۸۰ و ۱۵۰ ولت می‌باشد. آن‌ها در این حالت توانستند مقدار غلظت برای فلوئورسنت را تا ۱۰ برابر و برای رد امین را تا ۵۰ برابر افزایش دهند.



الف

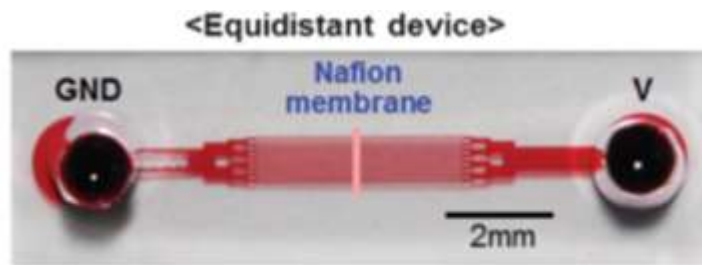


ب

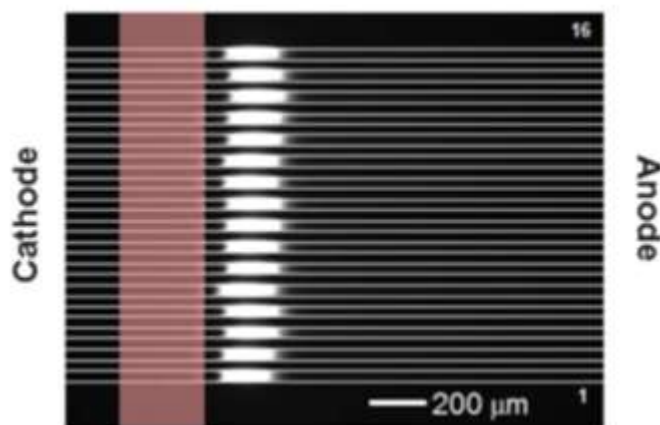
شکل ۲-۱۷: تغییرات شدت فلوئورسنت بر حسب زمان را برای ولتاژهای مختلف الف: غشای کاتیونی ب: غشای آنیونی [۴۵]

کو و همکاران [۱۱] به بررسی تجمع ذرات باردار در کانال‌های موازی پرداختند. شکل ۲-۱۸ و شکل ۲-۱۹ نمونه‌ای از دو دستگاه تجمع ذرات به صورت موازی با استفاده از ۱۶ میکروکانال مستقیم را نشان می‌دهد. شکل ۲-۱۸ الف دارای میکروکانال‌ها با طول ثابت و شکل ۲-۱۹ الف دارای میکروکانال‌هایی با طول متغیر است. نتایج برای تجمع ذرات فلوئورسنت با اعمال اختلاف ولتاژ ۴۰ ولت برای دو دستگاه با فاصله مساوی و با طول متغیر اعمال شده است. دستگاه تجمع با طول مساوی میدان الکتریکی را بین کانال‌ها به صورت برابر برقرار می‌کند و بازده تجمع یکسانی را در بین کانال‌های موازی فراهم می‌نماید (شکل ۲-۱۸ ب). در مورد حالت دستگاه با طول متغیر، فاصله در هر کانال به گونه ای طراحی شده است که بازده تجمع کمی متفاوت در هر کانال ایجاد شود (شکل ۲-۱۹ ب). آن‌ها اظهار داشتند که، میزان تجمع نمونه

عمدتاً به سرعت جریان الکتروکینتیک بستگی دارد؛ که خود نیز متناسب با قدرت میدان الکتریکی در میکروکانال است. این نتیجه نشان می‌دهد که تجمع نمونه تابعی از فاصله بین مخزن ورودی و غشاء و به عبارت دیگر طول میکروکانال است. با توجه به تعریف میدان الکتریکی که نسبت اختلاف پتانسیل به طول میکروکانال می‌باشد؛ در نتیجه بالاترین میدان الکتریکی در کوتاهترین میکروکانال و کمترین آن در طولانی‌ترین میکروکانال ایجاد می‌شود. در این حالت برای میدان‌های الکتریکی پایین تجمع ذرات مشاهده نمی‌گردد و با افزایش میدان، به مرور این تجمع ایجاد و بر شدت ضریب تجمع افزوده می‌گردد. آن‌ها چنین طرحی‌ای را در ارائه دامنه "محدوده دینامیکی" برای تجمع ذرات مناسب دانستند. آن‌ها این نتیجه‌گیری را در مقاله دیگری نیز گزارش نمودند.

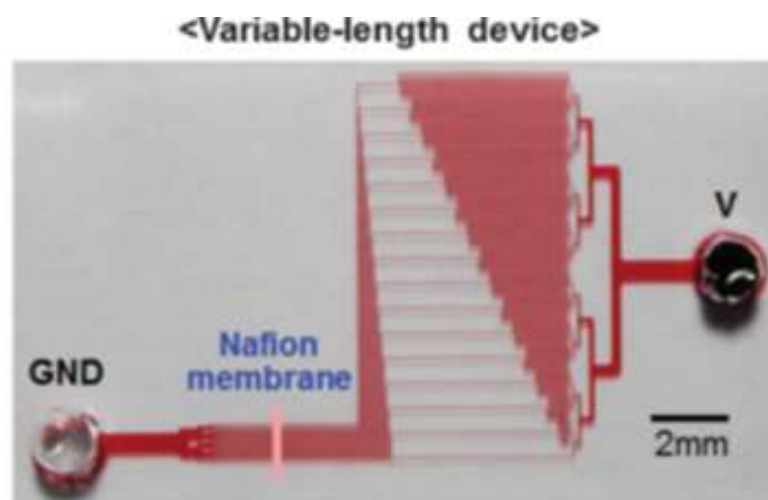


الف

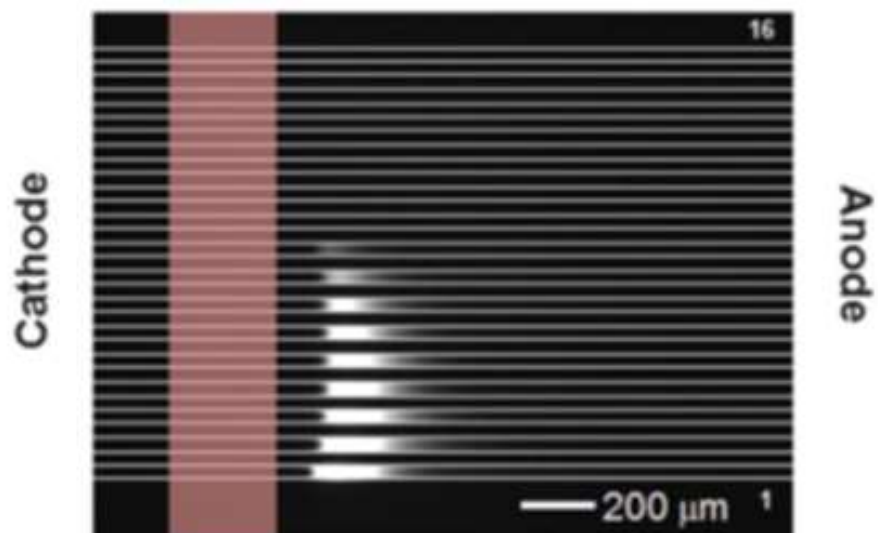


ب

شکل ۲-۱۸: الف) دستگاه تجمع ذرات به صورت موازی با استفاده از ۱۶ میکروکانال با طول ثابت ب) تجمع ذرات در میکروکانال‌ها [۱۱]



الف

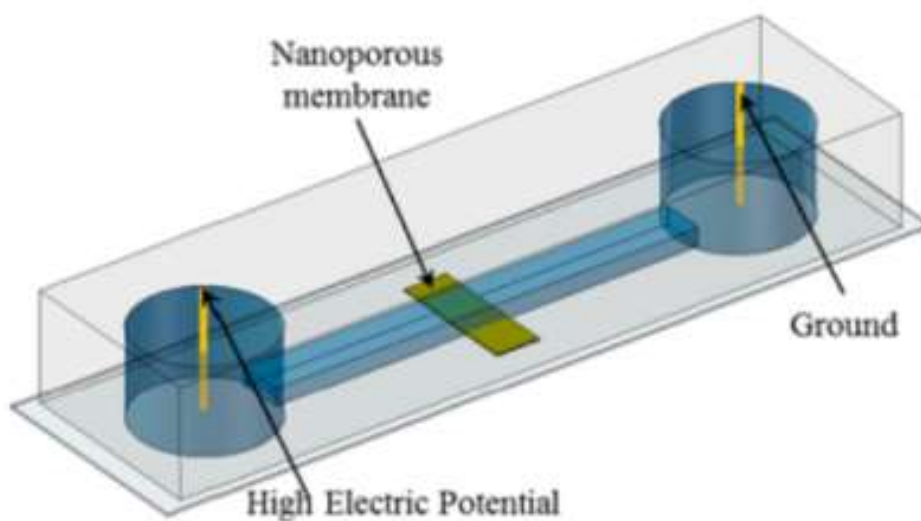


ب

شکل ۱۹-۲: الف) دستگاه تجمع ذرات به صورت موازی با استفاده از ۱۶ میکروکانال با طول متغیر ب) تجمع ذرات در میکروکانال ها [۱۱]

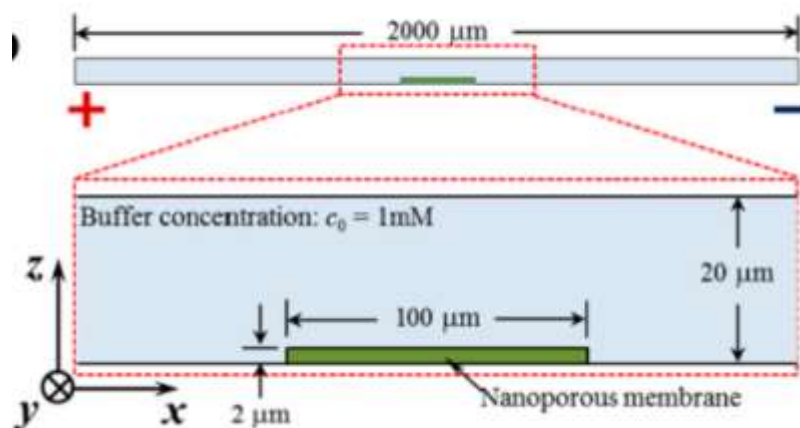
۲-۴- مطالعات عددی

جیا و کیم [۴۸] به صورت دوبعدی ICP را برای یک کانال ساده با نرم‌افزار کامسول^۱ مدل‌سازی می‌کنند. شکل ۲-۲۰ الف یک سیستم کانال ساده ICP را با غشای نانومتخلخل در مرکز آن نمایش می‌دهد. در شکل ۲-۲۰ ب، هندسه دوبعدی را برای مدل‌سازی در نرم‌افزار را به همراه ابعاد آن نمایش داده است. با توجه به شکل در $y=0$ سطح تقارن وجود دارد. در شکل ۲-۲۰ ج، شرایط مرزی مسئله آورده شده است.

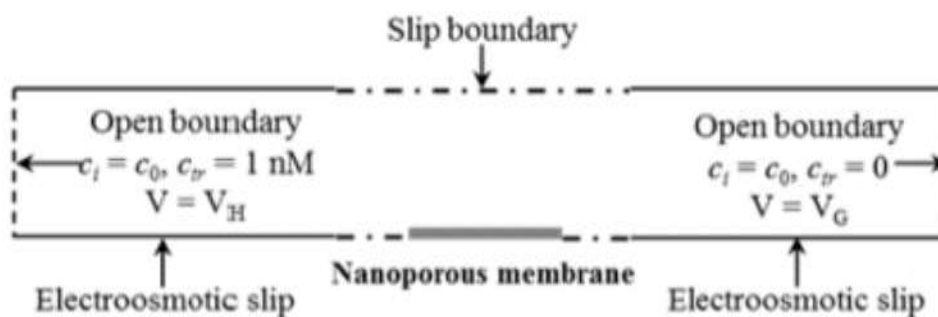


الف

¹ comsol



ب



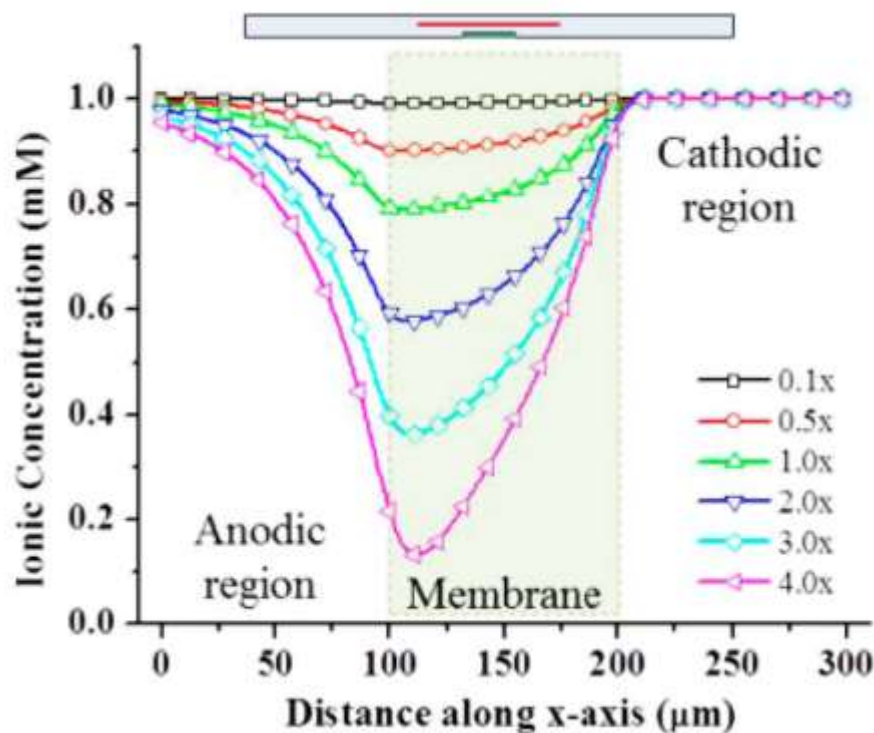
ج

شکل ۲۰-۲: الف: کانال ساده ICP با غشای نانومتخلخل ب: ابعاد میکروکانال از دو نما ج: شرایط مرزی مسئله [۴۸]

مهم‌ترین نتیجه حاصل از این شبیه‌سازی مقایسه کار با نتایج آزمایشگاهی و اثر توانایی حرکت الکتروفورتیک^۱ (EPM) در غشاء در قسمت کاتدی است. شکل ۲-۲۱ توزیع غلظت یونی از قسمت آندی به بخش کاتدی را در امتداد محور x و برای قابلیت حرکت الکتروفورتیک مختلف نمایش می‌دهد. با توجه به شکل هرچه توانایی حرکت الکتروفورتیک بیشتر شود، غلظت یون در نزدیکی غشاء کاهش یافته و یا به

^۱ EelectroPhoretic Mobility (EPM)

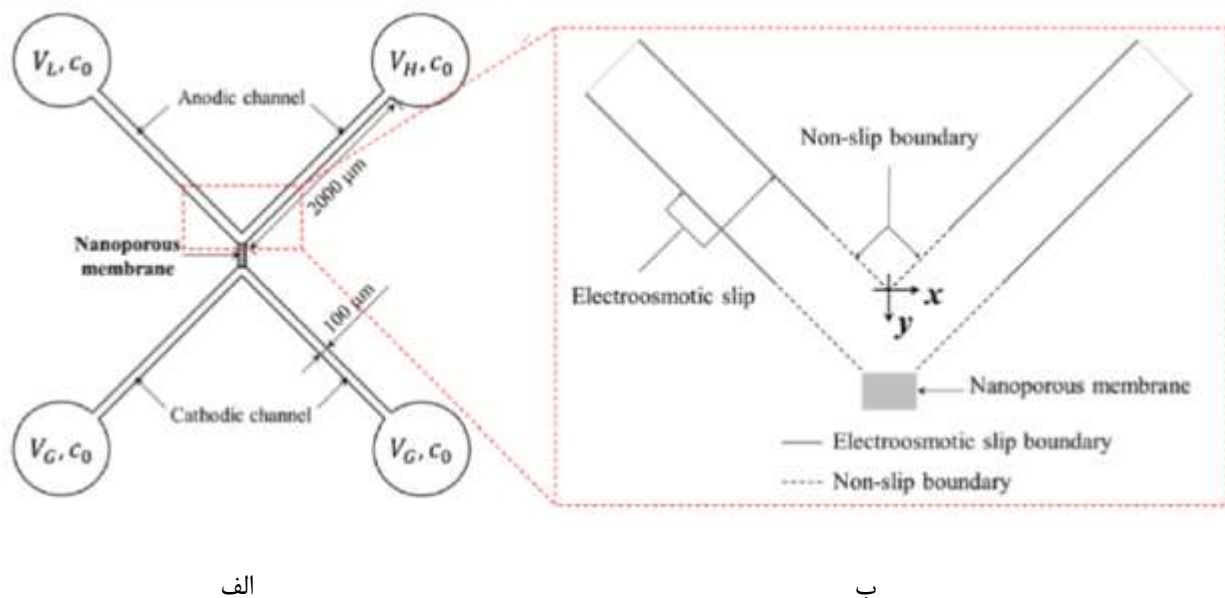
عبارت دیگر ICP قوی‌تری ایجاد شده است. غلظت یونی در بخش کاتدی برابر ۱mM است که تقریباً ناحیه غنی شدن از یون واضحی را نشان نمی‌دهد. علت این امر می‌تواند به حضور جریان الکترواسمیتیک در معادله نرنست-پلانک باشد که باعث از بین رفتن گرادیان غلظت شود.



شکل ۲-۲۱: توزیع غلظت در امتداد محور X در توانایی حرکت الکتروفوریتیک مختلف [۴۸]

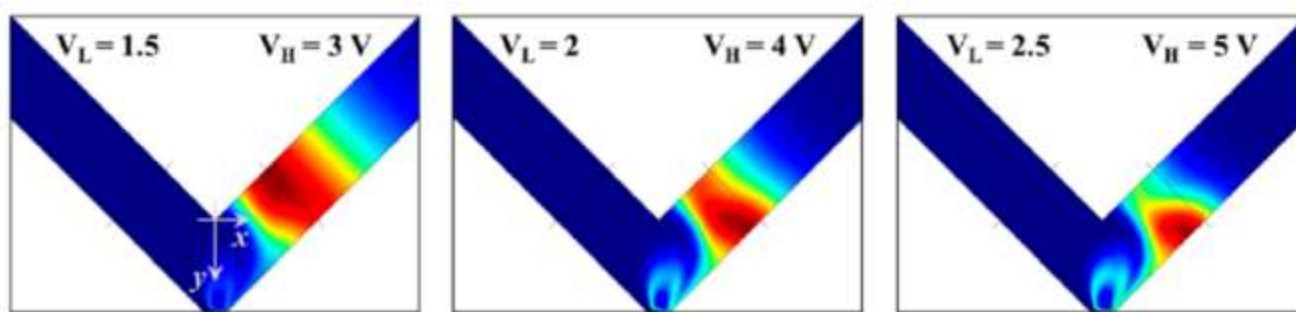
در تحقیقی دیگر جیا و کیم [۴۹] به بررسی عددی ICP در کانال دوگانه با غشای نانومتخلخل پرداختند. آن‌ها در یک مدل دو بعدی و با حل همزمان سه معادله نرنست-پلانک، ناویراستوکس و پواسون به وسیله نرم‌افزار کامسول به بررسی تجمع ذرات پرداختند. شکل ۲-۲۲ زیر میکروکانال دوگانه مورد بررسی آن‌ها را نمایش می‌دهد. در شکل ۲-۲۲ الف موقعیت قرارگیری غشای نانومتخلخل و منابع ولتاژ بالا (V_H) و پایین (V_L) در انتهای کانال‌های آندی و کاتدی اعمال شده است را نمایش می‌دهد. هر دو انتهای کانال‌های کاتدی به زمین متصل شده‌اند (V_G). در شکل ۲-۲۲ ب شرایط مرزی حاکم بر مسئله بیان شده است. برای

دیواره‌های کانال از شرط مرزی لغزشی الکترواستاتیک (خط‌های ممتد) و برای اطراف غشاء از شرط عدم لغزش (خط چین) استفاده شده است.



شکل ۲-۲۲: الف: نمایی از ICP دوکاناله برای حل عددی به همراه غشای نانومتخلخل در تقاطع کانال‌های آندی و کاتدی ب: شرایط مرزی برای معادله ناویراستوکس [۴۹]

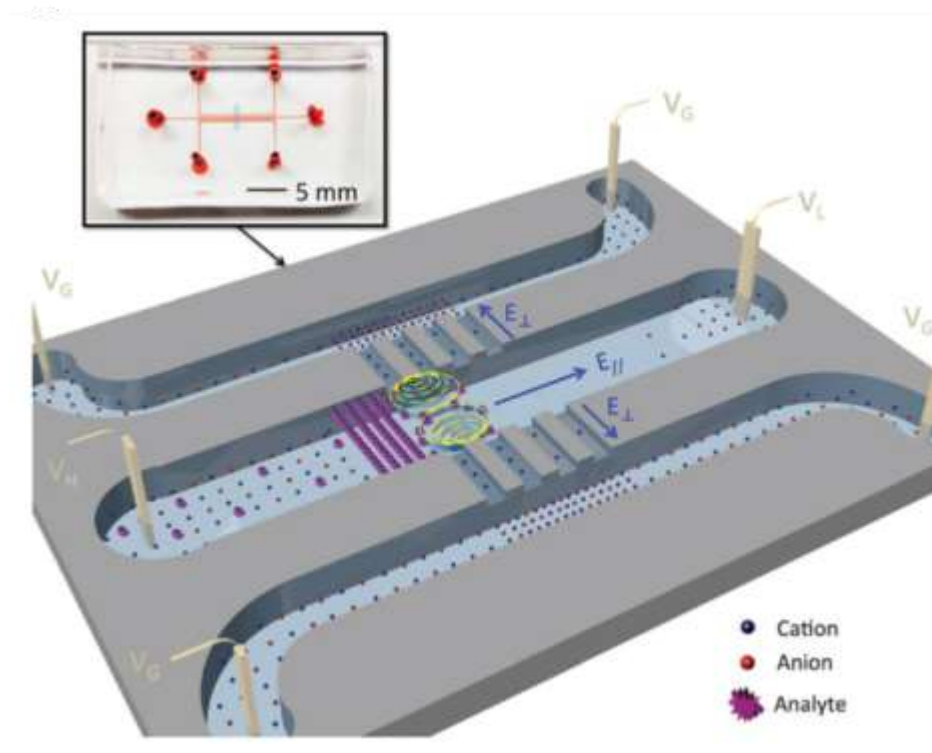
آن‌ها به بررسی اختلاف پتانسیل الکتریکی پرداختند و به همین جهت در شکل ۲-۲۳ تجمع مولکول‌های ردیاب را در مدت ۳۰ دقیقه برای پتانسیل‌های الکتریکی مختلف مورد بررسی قرار دادند. همانطور که در این شکل مشخص است، مکان قرارگیری بالاترین غلظت با یکدیگر تفاوت دارد که به علت تفاوت در تعادل نیروهای الکتروکینتیک در سیستم است.



شکل ۲-۲۳: بررسی تجمع غلظت بر حسب پتانسیل الکتریکی مختلف در ۳۰ دقیقه [۴۹]

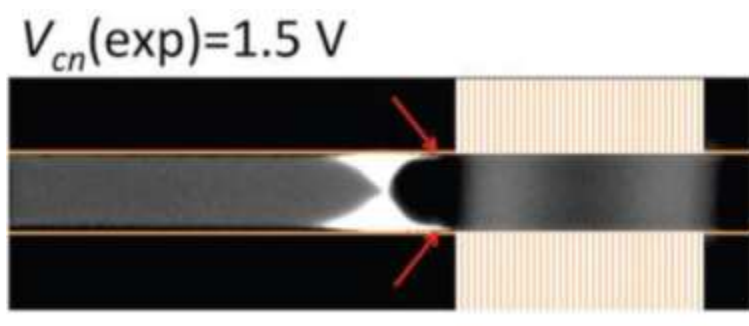
اویانگ و همکاران [۵۰] در سال ۲۰۱۸ به بررسی آزمایشگاهی و تحلیلی پدیده قطبیت غلظت یونی پرداختند. شکل ۲-۲۴ نمایی از بستر آزمایشگاهی به همراه شکل گرافیکی سیستم مورد بررسی جهت مشاهده پدیده قطبیت غلظت یونی را نمایش می‌دهد. جنس میکروکانال از ماده پلیمری PDMS و غشای نانومتخلخل از محلول نفیون تهیه شده است. آن‌ها از محلول پتاسیم کلرید با غلظت ۱mM به عنوان محلول بافری و از ماده فلوئورسنت الکسا فلور^۱ به عنوان ذرات باردار هدف با غلظت ۱μM استفاده نمودند.

¹ Alexa Fluor

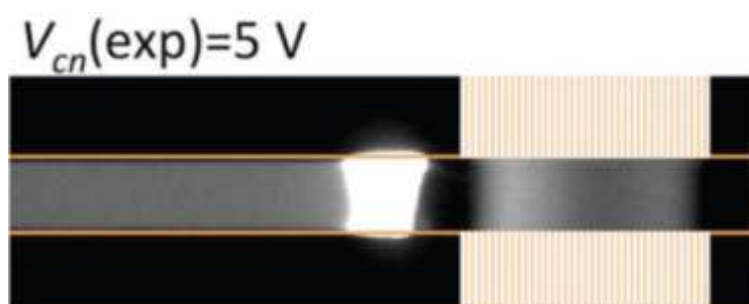


شکل ۲-۲۴: طرح شماتیک مسئله اویانگ و همکاران [۵۰]

آن‌ها در تحقیق خود به بررسی اعمال اختلاف پتانسیل متفاوت و تاثیر آن بر تجمع ذرات باردار منفی پرداختند. همانطور که در شکل ۲-۲۵ الف مشاهده می‌شود با اعمال ولتاژ پایین $V = 1/5$ ، به دلیل نیروی الکتریکی نسبتاً ضعیف، ذرات به سمت دیواره‌های کانال متمایل می‌شوند. آن‌ها علت را به دنبال عدم تعادل نیروهای جریان الکترواسمتیک و نیروی دافعه غشای متخلخل درون کانال در ارتباط دانستند. از سوی دیگر همانطور که در شکل ۲-۲۵، در ولتاژهای نسبتاً بالا ($V = 5$)، ذرات تقریباً به طور کامل در پشت غشای نانومتخلخل تجمع یافته‌اند. آن‌ها بر این باور بودند که بسته به بازده به دام انداختن ذرات، رفتارهای ذرات تغییر می‌نماید.



الف



ب

شکل ۲-۲۵: بررسی آزمایشگاهی تاثیر ولتاژ بر تجمع ذرات الف: ولتاژ ۱/۵ V ب: ۵ V [۵۰]

علاوه بر مطالعات عددی، مطالعات تحلیلی نیز بر روی نواحی تخلیه و غنی در کانال‌های میکرو/نانو پرداخته شده است. برای یافتن جزئیات بیشتر می‌توان به مراجع ذکر شده مراجعه نمود [۳، ۵۱].

در انتها برای تکمیل نمودن و جمع‌بندی تعدادی از تحقیقاتی که در حوزه ICP براساس سال، بستر کانال، روش ساخت و محلول مورد استفاده پرداخته شده، در با توجه به مطالعات تجربی و عددی پیشین، پارامترهای متعددی در بهبود عملکرد ضریب تجمع دخالت دارد. برخی از این موارد مربوط به ایجاد غشاهای نانومتخلخل با روش‌های ساخت مختلف و یا تغییر در خواص غشای متخلخل می‌شد. با توجه به محدودیت روش‌های ساخت و تهیه مواد خاص به مطالعات سایر محققین جهت بهبود ضریب تغلیظ ذرات منعطف شد.

جدول ۱-۲ آورده شده است. همچنین در قسمت موضوع تحقیق به مهم‌ترین بررسی تحقیق صورت گرفته پرداخته شده است تا اختلاف مطالعات صورت گرفته با یکدیگر تا حدود مشخصی، تفکیک شود. با توجه به مطالعات تجربی و عددی پیشین، پارامترهای متعددی در بهبود عملکرد ضریب تجمع دخالت دارد. برخی از این موارد مربوط به ایجاد غشاهای نانومتخلخل با روش‌های ساخت مختلف و یا تغییر در خواص غشای متخلخل می‌شد. با توجه به محدودیت روش‌های ساخت و تهیه مواد خاص به مطالعات سایر محققین جهت بهبود ضریب تغلیظ ذرات منعطف شد.

جدول ۱-۲: جمع بندی مطالعات پیشین در حوزه ICP

سال	نویسندگان	بستر کانال / نوع غشا	روش ساخت	محللول / ردیاب	موضوع تحقیق
۲۰۰۵	فوت و همکاران [۳۲]	PDMA با روکش شیشه / متخلخل سیلیکایی	فوتولیتوگرافی و اچینگ	پروتئین و بافر تریس / فلوئورسنت	بررسی کانال بدون پوشش و با پوشش PDMA
۲۰۱۲	چانگ و همکاران [۳۱]	شیشه / نانوکانال	فوتولیتوگرافی	آب مقطر با KCl / ذکر نشده	بررسی اثر غلظت بر جریان-ولتاژ
۲۰۱۲	کو و همکاران [۱۱]	PDMS / نفیون	لیتوگرافی	ذرات فلوئورسنت	بررسی اثر ولتاژ و طول میکروکانال
۲۰۱۳	کیم و همکاران [۴۳]	PDMS / نفیون	لیتوگرافی نرم	بافر فسفات / پروتئین فلوئورسنت سبز	اثر غلظت در میکروکانال باز تک کاناله
۲۰۱۴	جیا و کیم [۴۸]	نفیون	-	-	بررسی اثر غلظت مطالعه عددی در میکروکانال تک-کاناله
۲۰۱۴	جیا و کیم [۴۹]	نفیون	-	-	بررسی اثر ولتاژ در مطالعه

سال	نویسندگان	بستر کانال / نوع غشا	روش ساخت	محلول / ردیاب	موضوع تحقیق
					عددی در میکروکانال دو کاناله
۲۰۱۵	گونگ و همکاران [۷]	کاغذ نیتروسلولزی/ نفیون	پرینتر وکس	DNA محلول در آب مقطر/ فلوئورسین و کالسین	بررسی همزمان تجمع و جداسازی DNA
۲۰۱۵	یانگ و همکاران [۲۱]	کاغذ سلولزی/ نفیون	پرینتر وکس	بافر تریس/ فلوئورسین	مقایسه کانال صاف با کانال همگرا
۲۰۱۵	یوآن و همکاران [۴۱]	PDMS/ نفیون	لیتوگرافی	پتاسیم کلرید/ فلوئورسین	بررسی اثر طول میکروکانال
۲۰۱۶	فان و همکاران [۴۰]	کاغذ سلولزی/ نفیون	پرینتر وکس	آب مقطر/ فلوئورسین	بررسی دو منبع تغذیه با ولتاژ متفاوت
۲۰۱۷	هابلونگ و همکاران [۴۶]	PDMS/ نفیون	پرینتر سه بعدی	پتاسیم کلرید/ فلوئورسین و ردامین 6G	بررسی غشای آنیون و کاتیون انتخابی
۲۰۱۷	هان و همکاران [۵۲]	کاغذ	پرینتر وکس	سرم انسان/ رنگدانه فلوئورسنت (alexa)	بررسی نوع محلول
۲۰۱۷	سان و همکاران [۳۰]	کاغذ سلولزی/ نفیون	برش الکتریکی	ژن muc1 و ژن lamp- 2/ رنگدانه فلوئورسنت (alexa)	جایابی قطب‌های الکترو د جهت افزایش تجمع
۲۰۱۷	لیو و همکاران [۵۳]	کاغذ سارتونوس/ نفیون	روش تعبیه پارافیلیم	آب مقطر/ فلوئورسین (FITC)	روش ساخت
۲۰۱۸	جائو و همکاران [۴۵]	کاغذ/ IEM	برنده کاغذ (paper cutter)	آب مقطر/ سدیم فلوئورسین و ردامین 6G	اثر ولتاژ و غلظت بر تجمع ذرات باردار منفی و مثبت
۲۰۱۸	اویانگ و همکاران [۵۰]	PDMS/ نفیون	لیتوگرافی	محلول KCl/ الکسافلور	بررسی اثر ولتاژ

کیم و همکاران [۴۳] نقش غلظت بافر را بر روی ضریب تجمع موثر دانستند. آن‌ها دریافتند که با کاهش غلظت بافر، ضریب تجمع افزایش پیدا می‌کند. اویانگ و همکاران [۵۰] دریافتند که افزایش ولتاژ باعث بهبود تجمع ذرات و در نتیجه ضریب تغلیظ می‌شود. مطالعه تجربی دیگری نیز نشان داد که ولتاژ اعمالی بایستی در محدوده ای مناسب اعمال گردد و ولتاژ بسیار کم و بسیار بالا منجر به عدم تجمع ذرات می‌گردد. همچنین اثر پارامترهای هندسی نظیر طول و عمق کانال نیز بر روی فاکتور غنی سازی مطرح گردید.

۲-۵- نوآوری و تفاوت تحقیق حاضر با مطالعات پیشین

در بخش قبل به بررسی مرور بر مطالعات پیشین پرداخته شد و به صورت خلاصه در جدول ۱-۲ به بررسی اثر پارامترهای مختلف در پدیده قطبیت غلظت یونی اشاره گردید. با توجه به این جدول می‌توان دریافت که استفاده از ولتاژهای مختلف، غلظت‌های مختلف محلول و بررسی اثر طول میکروکانال از عوامل موثر بر ضریب تجمع گزارش شده است. در این بین در تمامی مقالات یاد شده، تنها بر روی اثر یک یا دو متغیر (به صورت مستقل) متمرکز شده‌اند، این در حالی است که فیزیک حاکم بر مسئله پدیده قطبیت غلظت یونی به صورتی است که مستلزم بررسی اثرات پارامترهای مختلف و اثرات متقابل پارامترهای مورد بررسی بر یکدیگر دارند؛ لذا در این تحقیق به بررسی اثر پارامترهای ولتاژ، غلظت محلول و اثر طول میکروکانال به صورت مستقل و بر هم با استفاده از بهینه‌سازی پرداخته شد.

همچنین با مرور مطالعات پیشین نشان داده شد که در بسیاری از مطالعات آزمایشگاهی رفتارهای مختلفی برای تجمع ذرات درون میکروکانال گزارش شده است. به طور مثال لی و همکاران [۲۵] نشان دادند که در برخی موارد ذرات در طول میکروکانال پخش می‌شوند. در مطالعات آزمایشگاهی مربوط به یوان و همکاران [۴۱]، ذرات به سمت دیواره‌های کانال هدایت شدند. این گزارش‌ها به نحوی بودند که منجر به کاهش یافتن ضریب تجمع و حتی گاهی منجر به عدم تجمع ذرات می‌شود. به طور مثال فان و همکاران به

طور تجربی دریافتند که در محدوده‌های پایین ولتاژ و مقادیر بسیار بالای آن، هیچگونه تجمع ذرات مشاهده نمودند. نکته قابل تامل در بین این گزارش‌ها آن است که هرکدام از مقالات دلایل مختلفی را برای به وجود آمدن اینگونه رفتارها بیان نمودند. همچنین بروز چنین رفتارهایی می‌تواند به کارایی این سیستم‌ها تاثیر گذاشته و یا برای کاربردهای معینی مورد استفاده قرار گیرند.

بدین منظور با کسب تجربه از مطالعات پیشین، در تحقیق حاضر در ابتدا سعی به بهینه‌سازی عوامل موثر بر ضریب تغلیظ در تحقیقات پیشین (اثر ولتاژ، غلظت محلول و طول میکروکانال) به صورت مستقل و همزمان پرداخته و سپس به بررسی آزمایشگاهی پدیده قطبیت غلظت یونی پرداخته شده است. در این رساله با تقسیم‌بندی میدان‌های الکتریکی به بازه‌های مختلف، الگوهای ذرات باردار و یون‌های تجمع یافته برای اولین بار به صورت آزمایشگاهی و عددی دسته‌بندی گردید. سپس بررسی غلظت‌های مختلف محلول پرداخته شد که مشخص شد برخلاف میدان الکتریکی، تغییرات غلظت بر الگوهای تجمع تاثیرگذار نیست.

انتخاب میدان الکتریکی مناسب بسته به کاربردهای مختلف و برای اختلاف ولتاژهای متفاوت، به انتخاب بستر مناسب جهت مطالعه آزمایشگاهی پیش از شروع فرآیند ساخت کمک‌کننده باشد. همچنین کاربردهای این تحقیق به طور مشخص بیشتر مرتبط با حوزه پزشکی بوده است. از آنجایی که ذرات باردار و یون‌های موجود در سرم انسان¹ در مراحل اولیه تشخیص بیماری، به صورت رقیق و پراکنده در محلول هستند؛ لذا تغلیظ و تجمع این ذرات باردار نظیر پروتئین و DNA می‌تواند برای تشخیص زودهنگام بیماری‌ها به خصوص سرطان حائز اهمیت باشد. نتایج حاصل از این تحقیق می‌تواند برای طراحی اولیه سیستم‌های با پدیده قطبیت غلظت یونی مورد استفاده قرار گیرد. در این تحقیق بیشتر به جنبه‌های موثر بر طراحی دقیق این سیستم‌ها پرداخته شده تا در آینده و با کسب تجربه از پژوهش حاضر، بررسی‌های کاربردی‌تر مورد آزمایش قرار گیرد.

¹ human serum

فصل سوم : مدل سازی عددی

فصل سوم : مدلسازی عددی

۳-۱- مقدمه

در این فصل به بررسی معادلات حاکم بر پدیده قطبیت غلظت یونی و روش بهینه‌سازی مورد استفاده در این تحقیق پرداخته شده است. معادلات ناویراستوکس، نرنست-پلانک و معادله پوآسون که به ترتیب برای حل معادلات حرکت سیال، انتقال یون و پتانسیل الکتریکی به کار می‌روند، آورده و تحلیل شده است. فرضیات و شرایط مرزی حاکم بر مسئله نیز به تفصیل مورد بررسی قرار خواهد گرفت. در بخش بعدی به بررسی طراحی آزمایش‌ها و روش سطح پاسخ به منظور بهینه‌سازی نتایج آورده شده است. بدین منظور در این بخش مروری بر روش سطح پاسخ، به کارگیری این روش در طراحی آزمایش‌ها و ماتریس طراحی آزمایش‌ها پرداخته می‌شود. در انتها با استفاده از روش تجزیه و تحلیل پراکنش به بررسی دقت مدل پیشنهادی و همچنین یافتن پارامترهای با اهمیت حاکم بر مسئله خواهیم پرداخت.

۳-۲- معادلات حاکم

در پدیده قطبیت غلظت یونی، متغیرهای اصلی که از معادلات حاکم به دست می‌آیند شامل غلظت یونی گونه‌ها (C_i)، سرعت سیال (U) و پتانسیل الکتریکی (ϕ) است. ایجاد شدن و گسترش پدیده ICP وابسته به اثرات متغیرهای ذکر شده بر یکدیگر دارد.

۳-۲-۱- معادله نرنست پلانک

توزیع غلظت گونه‌های مختلف یون‌ها و مولکول‌های مورد نظر برای ردیابی در محلول الکترولیت، توسط معادله نرنست-پلانک به دست می‌آید. این معادله در زیر آورده شده است :

$$\nabla \cdot J_i = 0 \quad (۱-۳)$$

$$J_i = - \left(D_i \nabla C_i + z_i \left(\frac{D_i F}{RT} \right) C_i \nabla \phi \right) + U C_i \quad (۲-۳)$$

در معادله بالا، C_i غلظت گونه‌های یونی، J_i چگالی شار^۱ گونه‌های یونی، D_i ضریب پخش متناظر با هر جزء و z_i والانس یونی در محلول الکترولیت می‌باشد. به طور مثال می‌توان انتقال یون‌های محلول بافری مثبت ($i=1$)، انتقال یون‌های محلول بافری منفی ($i=2$) و مولکول‌های ردیاب ($i=3$) را معرفی نمود.

پارامتر T نماینده دما در حالت استاندارد (۲۵ درجه سانتی‌گراد) است و F و R به ترتیب بیانگر عدد فارادی و ثابت گاز ایده‌آل هستند.

۳-۲-۲- معادله ناویراستوکس:

برای توصیف حرکت جریان سیال تراکم‌ناپذیر از دو معادله پیوستگی و ناویراستوکس استفاده می‌شود. این دو معادله در روابط زیر آورده شده است:

¹ flux density

معادله پیوستگی:

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

$$\overbrace{\rho(\mathbf{U} \cdot \nabla) \mathbf{U}}^{\approx 0} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{U} - \rho_E \nabla \phi_{ext} \quad (4-3)$$

در معادلات فوق ρ چگالی محلول، μ لزجت دینامیکی می‌باشد. ترم آخر سمت راست معادله ناویراستوکس به علت پتانسیل الکتریکی خارجی اعمالی بر سیستم اعمال شده است که در آن ρ_E نمایانگر چگالی بار خالص درون محلول می‌باشد. برای محاسبه چگالی بار خالص از رابطه زیر استفاده می‌شود:

$$\rho_E = F \sum_i z_i C_i \quad (5-3)$$

۳-۲-۳- معادله پوآسون

در انتها برای ارتباط دادن غلظت یونی محلول به پتانسیل الکتریکی از معادله پوآسون استفاده می‌گردد که در معادله ذیل بیان شده است [۴۸, ۴۹]:

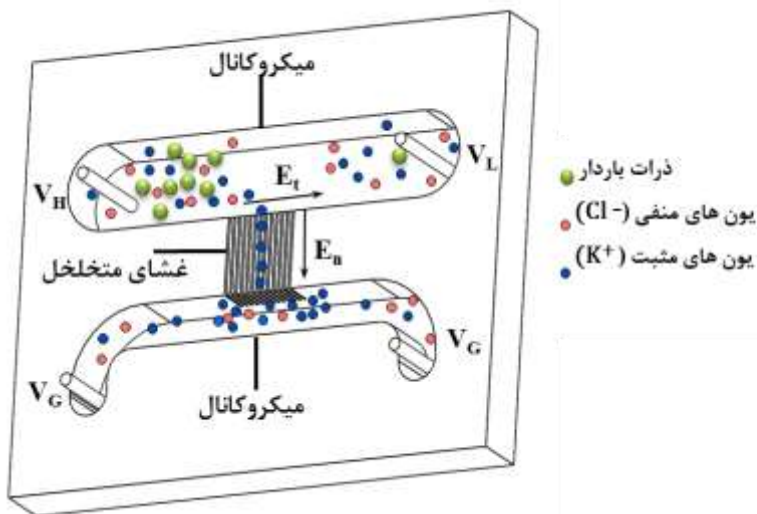
$$\nabla^2 \phi = -\frac{\rho_E}{\epsilon_0 \epsilon_r} \quad (6-3)$$

که در آن ϵ_0 قابلیت گذردهی در خلاء و ϵ_r ثابت محلی بدون بعد دی‌الکتریک سیال است.

سه معادله اصلی حاکم بر مسئله یعنی معادله نرنست-پلانک، معادله ناویراستوکس و معادله پوآسون باید به صورت کوپل با یکدیگر حل گردند. با حل این معادلات پارامترهای موثر در جریان نظیر نحوه توزیع غلظت یونی، جریان‌های یونی، میدان الکتریکی، میدان جریان و سایر موارد به دست می‌آیند.

۳-۳- هندسه مسئله و فرضیات

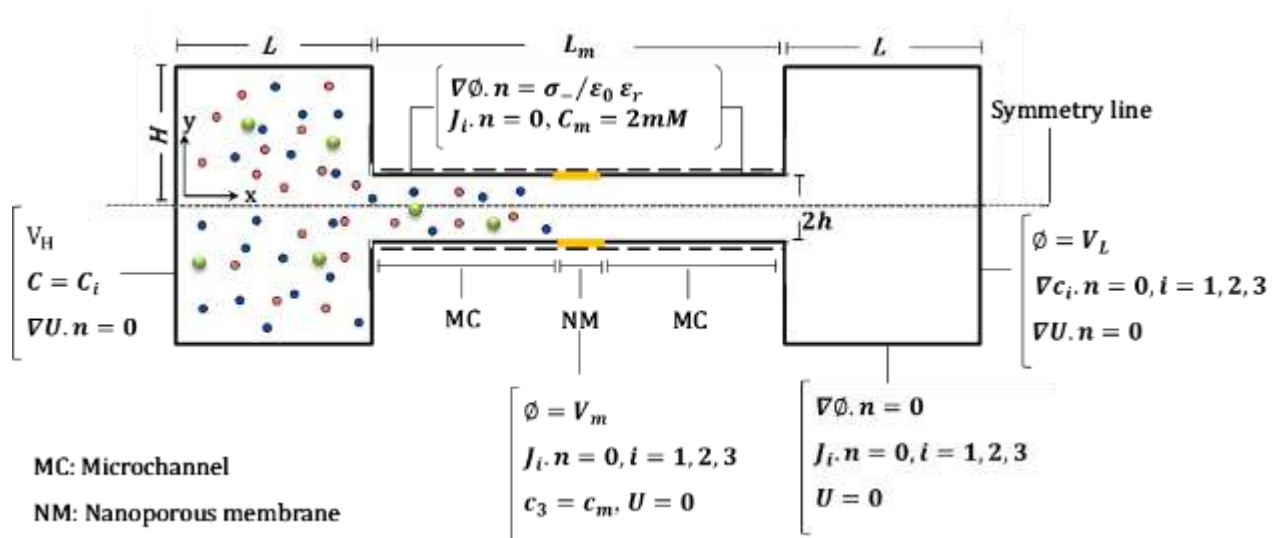
شکل ۱-۳ نمایی از یک سیستم جهت تجمع ذرات به وسیله پدیده قطبیت غلظت یونی را نمایش می‌دهد. میکروکانال پایین مربوط به تامین محلول الکترولیت پتاسیم کلراید (رنگ‌های آبی و قرمز) را داشته و در میکروکانال بالا، علاوه بر محلول از ذرات باردار فلئورسین (رنگ سبز) نیز استفاده شده است. با اعمال ولتاژ به سیستم، میدان‌های الکتریکی در جهت مماس (E_t) و عمود (E_n) بر جریان تشکیل می‌گردد. میدان الکتریکی در جهت مماس ناشی از جریان الکترواسمتیک بوده و میدان الکتریکی در جهت عمود به واسطه غشای نانومتخلخل ایجاد می‌گردد. بدین صورت که غشای نانومتخلخل تنها اجازه عبور به یون‌های مثبت محلول (K^+) را می‌دهد. با توجه به توضیحاتی که در فصل اول توضیح داشته شد، تجمع ذرات در میکروکانال بالایی و در پشت غشای نانومتخلخل صورت می‌پذیرد. با توجه به آنکه در طراحی‌های جدید، عملیات تجمع ذرات تنها در یک میکروکانال انجام می‌پذیرد و میکروکانال پایین که تنها جهت تامین محلول بدون ذرات است حذف شده است، لذا در شبیه‌سازی عددی تنها میکروکانال بالایی در نظر گرفته می‌شود. در ادامه به جزئیات شبیه‌سازی عددی و شرایط مرزی و فرضیات حاکم بر مسئله پرداخته شده است.



شکل ۱-۳: نمایی از سیستم تجمع ذرات به وسیله پدیده قطبیت غلظت یونی

شکل ۲-۳ نمای شماتیکی از مدل دوبعدی شبیه‌سازی تجمع ذرات را نمایش می‌دهد. میکروکانال اصلی دارای طول L_m و عرض آن برابر $2h$ در نظر گرفته شده و غشای یون‌انتخابی با طول L_n با رنگ نارنجی در وسط میکروکانال و در دیواره‌های بالایی و پایینی تعبیه شده است. در این تحقیق برای بررسی اثر طول میکروکانال از پارامتر بدون بعد L_m/h استفاده شده است. تغییرات طول بی‌بعد میکروکانال بین ۳۰ تا ۹۰ در نظر گرفته شده است. دیواره‌های میکروکانال دارای چگالی باردار $\sigma = -5 \text{ mC/m}^2$ است؛ اما سایر دیواره‌های مخازن بدون بار هستند. مرز سمت چپ دارای محلول پتاسیم کلراید (KCl) و ذرات باردار منفی فلوئورسین هستند. میدان الکتریکی به گونه‌ای اعمال شده که ولتاژ در مرز چپ برابر V_H بوده و در مرز سمت راست ولتاژ برابر V_L قرار گرفته ($V_L < V_H$) تا جریان الکترواستاتیک از سمت چپ به راست درون میکروکانال ایجاد گردد. محدوده تغییرات ولتاژ بدون بعد ($\nabla V/V_T$) در این پژوهش در محدوده ۵ تا ۳۰ در نظر گرفته شده است؛ که در آن V_T برابر ولتاژ حرارتی بوده که مقدار آن در جدول ۳-۱ آورده شده است. همچنین غلظت اولیه گونه K^+ معادل $C_{1,0}$ ، غلظت اولیه ذره باردار معادل $C_{3,0}$ و برابر مقدار ثابت و یکسان 10^{-7} M و غلظت اولیه گونه Cl^- معادل $C_{2,0}$ در نظر گرفته شده است. در این تحقیق برای بی‌بعد نمودن تغییرات غلظت محلول از پارامتر C_{buffer}/C_0 استفاده شده که در آن C_0 غلظت مرجع و برابر 1 mM در نظر گرفته شده است. در این پژوهش از محدوده تغییرات غلظت محلول بدون بعد بین 0.1 تا 10 بررسی شده است. غلظت یون‌های مثبت مورد نیاز برای خنثی کردن چگالی ثابت در داخل غشاء با C_m مشخص شده است [۵۴، ۵۰]. برای شبیه‌سازی اثرات میدان الکتریکی عمودی و نیروهای الکترواستاتیکی در غشای نانومتخلخل، ولتاژ در سطح غشاء به صورت مستقل معادل V_m در نظر گرفته شده که برای راحتی بیشتر، ولتاژی به نام ولتاژ غشاء عرضی^۱ به صورت $V_{cm} = (V_L + V_H)/2 - V_m$ تعریف شده که معادل اختلاف ولتاژ ناشی از میکروکانال و غشاء در آزمایش‌های آزمایشگاهی هستند [۵۴-۵۶].

¹ cross-membrane



شکل ۳-۲: مدل فیزیکی سیستم تجمع ذرات به همراه شرایط مرزی

۳-۴- شرایط مرزی

۳-۴-۱- شرط مرزی ورودی

در ورودی باید غلظت‌های محلول و مولکول ردیاب را اعمال نمود. غلظت‌های محلول الکترولیت و ذرات در مخزن ورودی یکسان در نظر گرفته شده است. همچنین مقدار پتانسیل الکتریکی که بر مخزن ورودی وارد می‌شود با V_H نمایش داده می‌شود. به دلیل حرکت جریان به وسیله نیروهای الکتروکینتیک، فشار برابر صفر در نظر گرفته شده است.

$$\phi = V_H, \quad \nabla U \cdot n = 0, \quad P = 0, \quad C_i = C_{i,0}, \quad i = 1, 2, 3 \quad (۷-۳)$$

۳-۴-۲- شرط مرزی خروجی

در خروجی شرایط مرزی آزاد^۱ برای جریان سیال در نظر گرفته شده است. همچنین مقدار پتانسیل الکتریکی که در مخازن بر کاتد وارد می شود را اعمال نمود. پتانسیل الکتریکی وارد بر مخزن برابر V_L فرض شده است. فشار نیز برابر صفر در نظر گرفته شده است.

$$\phi = V_L, \quad \nabla \mathbf{U} \cdot \mathbf{n} = 0, \quad P = 0, \quad \nabla C_i \cdot \mathbf{n} = 0, \quad i = 1, 2, 3 \quad (۸-۳)$$

۳-۴-۳- شرط مرزی دیواره های مخازن

در دیواره های مخازن شرط مرزی عدم لغزش برای سرعت و عدم وجود گرادیان برای فشار به کار گرفته شده است.

$$\mathbf{U} = 0, \quad \nabla P \cdot \mathbf{n} = 0, \quad \nabla \phi \cdot \mathbf{n} = 0 \quad (۹-۳)$$

۳-۴-۴- شرط مرزی دیواره میکروکانال

در دیواره های میکروکانال از چگالی بار سطحی ثابت استفاده شده است. از شرط عدم لغزش برای سرعت سیال در دیواره ها استفاده شده و گونه های یونی و ذرات باردار قادر به نفوذ به آن نیستند. از آنجایی که جریان سیال در پدیده قطبیت غلظت یونی تماماً از جریان الکتروکینتیک ناشی می گردد، لذا جهت اعمال الکترواسمتیک می توان از سرعت لغزشی ثابت الکترواسمتیک (سرعت هلمولتزاسمولوکوفسکی) و یا چگالی بار سطحی ثابت میکروکانال و ایجاد میدان الکتریکی به دو سر میکروکانال استفاده نمود. با توجه به خاصیت سطحی میکروکانال باردار منفی PMMA و همچنین عرض میکروکانال که مانع از همپوشانی لایه دوگانه الکتریکی می گردد (عرض میکروکانال بیشتر از ۱۰۰ میکرومتر است) و همچنین میدان الکتریکی و غلظت محلول مورد استفاده در این پژوهش بسیار پایین بوده که باعث ایجاد سرعت های بسیار پایین می گردد و مانع ایجاد جریان های ثانویه الکترواسمتیک و برگشتی در مجاورت دیواره های میکروکانال می -

¹ free

گردد، لذا در مجاورت این سطوح می‌توان از شرط عدم لغزش استفاده نمود که شرایط مرزی حاکم بر روی این سطوح در زیر آورده شده است:

$$\mathbf{U} = 0, \quad J_i \cdot \mathbf{n} = 0, \quad \nabla \phi = -\sigma / \epsilon, \quad i = 1, 2, 3 \quad (10-3)$$

۳-۴-۵- شرط مرزی در سطوح غشاء

در سطوح غشاء شارهای یون‌های منفی و ذرات باردار در غشاء برابر صفر در نظر گرفته می‌شود. غلظت یون‌های مثبت نیز برابر C_m و پتانسیل الکتریکی در سطح غشاء برابر V_{cm} است. سطح غشاء غیر قابل نفوذ و بدون لغزش در برابر سیال است که بیانگر سرعت صفر و گرادیان فشار صفر است. معادلات متناظر با این فرضیات در رابطه زیر آورده شده است.

$$J_{2,3} \cdot \mathbf{n} = 0, \quad C_1 = C_m, \quad \phi = V_{cm}, \quad \mathbf{U} = 0 \quad (11-3)$$

همانگونه که در بخش مقدمه توضیح داده شد؛ غشای نانومتخلخل قابلیت یون‌انتخابی دارد و یون‌های با بار مخالف را جذب و عبور داده و یون‌های با بار موافق را دفع می‌کند. در مطالعه لی و همکاران به دلیل عدم وجود ضخامت غشای نانومتخلخل، بر روی سطح میکروکانال و در قسمت میانی میکروکانال ولتاژ معادل بر سطح مقطع غشاء اعمال شده است؛ به همین دلیل آن‌ها در نرم‌افزار تجاری کامسول از شرط عدم عبور شار^۱ (J) برای گونه‌های یون‌های منفی موجود در محلول ($i=2$) و همچنین ذرات باردار ($i=3$) در غشاء استفاده نمودند؛ اما برای گونه مثبت ($i=1$) از این شرط استفاده نشده و غلظت گونه مثبت را برابر $C_1 = C_m = 2C_0 = 2mM$ در نظر گرفتند.

در انتها و در جدول ۳-۱ مقادیر عددی پارامترهای مورد بررسی در این تحقیق آورده شده است. ضریب پخش محلول الکتروولیت و محلول فلئورسین از مراجع ذکر شده در جدول استخراج شده است. همچنین غلظت اولیه

¹ no flux

محلول الکترولیت KCl در بازه‌های مختلف بررسی شده تا بتوان با نتایج آزمایشگاهی مقایسه کرد. در انتها غلظت محلول فلوئورسین برای تمام نتایج عددی برابر 10^{-4} میلی‌مولار انتخاب شده، که این مقدار برابر با غلظت مورد نظر در بخش آزمایشگاهی لحاظ شده است.

جدول ۱-۳: مقادیر عددی پارامترهای استفاده شده در مطالعه عددی [۴۸, ۴۹, ۵۴, ۵۷]

نام	پارامتر	مقدار	واحد
ضریب پخش K^+	D_{K^+}	$9/36 \times 10^{-9}$	m^2/s
ضریب پخش Cl^-	D_{Cl^-}	$2/03 \times 10^{-9}$	m^2/s
ضریب پخش ذره باردار فلوئورسین	D_F	$1/51 \times 10^{-10}$	m^2/s
عرض میکروکانال	$2h$	۴	μm
طول غشاء متخلخل	L_n	۲	μm
ولتاژ حرارتی	V_T	۲۵/۸	mV
بار سطحی میکروکانال	σ	-۰/۰۰۵	C/m^2
لزجت	μ	۰/۰۰۱	Pa.s
چگالی	ρ	۱۰۰۰	kg/m^3
غلظت اولیه ذره باردار	$C_{3,0}$	10^{-4}	mM
غلظت اولیه محلول KCl	$C_{1,2,i}$	متغیر بین ۰/۰۱ تا ۱	mM
غلظت مرجع	C_0	۱	mM

همچنین جهت بررسی کمی اثرات تغلیظ غلظت گونه‌های باردار منفی توسط پدیده قطبیت غلظت یونی، از پارامتر ضریب تغلیظ استفاده شده است. این پارامتر به صورت زیر تعریف می‌گردد:

$$EF = C_3 / C_{3,i} \quad (۱۲-۳)$$

همانطور که در رابطه بالا نشان داده شده است، ضریب تغلیظ به صورت نسبت غلظت گونه باردار منفی پس از پدیده قطبیت غلظت یونی (C_3) به غلظت اولیه گونه باردار منفی ($C_{3,i}$) تعریف شده است.

۳-۵- طراحی آزمایش‌ها و روش سطح پاسخ

در این پژوهش به منظور یافتن چگونگی تاثیر عوامل موثر مختلف بر ضریب تغلیظ، از روش سطح پاسخ (RSM) استفاده شده است. روش سطح پاسخ (RSM) به عنوان یک روش طراحی آزمایش‌ها، مجموعه‌ای از روش‌های ریاضی و آماری است که در مدل‌سازی و تحلیل مسایلی که چندین پارامتر بر متغیر پاسخ مؤثر می‌باشند، مورد استفاده قرار می‌گیرد [۵۸]. توسط این روش، با استفاده از داده‌های به دست آمده از آزمایش‌ها در نقاط مشخص، مدل خوبی از پیش‌بینی رفتار متغیر پاسخ در همه نقاط مورد نظر به دست می‌آید. با بررسی سطوح و کانتورهای خروجی از روش سطح پاسخ می‌توان تاثیر پارامترها را بر یکدیگر به صورت گرافیکی بررسی کرد. در مقابل این روش، روش سنتی و متداول آن است که با تغییر یک فاکتور در هر مقطع زمانی^۲ (OFAT)، تحلیل گر باید در هر بار آزمایش همه فاکتورهای موثر را ثابت نگه داشته و فقط یکی از آن‌ها را تغییر دهد که این فرآیند نیازمند صرف وقت و هزینه بسیار زیادی است.

انتخاب مجموعه‌ای از پارامترهای موثر با توجه به هدف مسئله اولین گام در استفاده از روش RSM می‌باشد. در این نوع طراحی آزمایش پس از مشخص شدن فاکتورهای موثر و سطوح بالا و پایین آن‌ها، در گام بعد

¹ Design Of Experiments

² One Factor At a Time

مطابق با روش سطح پاسخ، طرح آزمایش صورت می‌گیرد. در نهایت با تجزیه و تحلیل پراکنش^۱ (ANOVA) از داده‌های بدست آمده آزمایش‌ها، به بررسی میزان دقت مدل پرداخته خواهد شد.

۳-۵-۱- مزایای استفاده از روش سطح پاسخ

روش سطح پاسخ مجموعه‌ای از روش‌های ریاضی است که رابطه‌ای بین یک یا چند متغیر هدف (پاسخ) را با چندین متغیر مستقل (پارامترهای مورد بررسی) تعیین می‌نماید. در روش سطح پاسخ سعی می‌گردد تا با استفاده از یک طرح آزمایش مناسب، راهی برای ارزیابی اثرات پارامترها، برهمکنش‌ها^۲ و اثرات درجه دوم بر روی سطح پاسخ مورد مطالعه قرار گیرد. به عبارتی دیگر، روش سطح پاسخ به طراحی آزمایش‌ها به گونه‌ای می‌پردازد که تاثیرات چندگانه متغیرها را مدل‌سازی نماید. سپس با ارائه‌ی یک مدل رگرسیون^۳ به برقراری ارتباطی بین پاسخ و متغیرها می‌پردازد [۵۹]. صحت و دقت این مدل‌ها نیز با استفاده از آنالیز واریانس قابل ارزیابی می‌باشد. از اهداف این روش می‌توان به دستیابی به یک منحنی جواب بهینه برای دسترسی سریع‌تر و یافتن تاثیر پذیری جواب از متغیرها و نیز تهیه گزارش کلی از روند تغییرات اشاره کرد. استفاده از روش سطح پاسخ، امکان اندازه‌گیری و ارزیابی تغییرها را دارد. همچنین روش سطح پاسخ قابلیت شناسایی اثرهای تغییرهای پارامترها و اثرات متقابل را برای کاربران امکان‌پذیر می‌سازد؛ به گونه‌ای که این تغییرات می‌توانند به صورت جداول یا منحنی‌های گرافیکی (کانتور) برای کاربران قابل ارائه باشند.

۳-۵-۲- به‌کارگیری روش سطح پاسخ (RSM) در طراحی و تحلیل آزمایش‌ها

همانطور که در بخش قبل به آن اشاره شد اولین گام در استفاده از روش سطح پاسخ، تعیین فاکتورهای موثر و سطوح بالا و پایین آن‌هاست. فاکتورهای موثر در مسئله که در مدل RSM مورد استفاده قرار می‌گیرند

¹ Analysis Of Variance

² Interactions

³ Regression

عبارتند از طول میکروکانال، ولتاژ و غلظت محلول. به دلیل این که غلظت بسیاری از محلول ها و بافرهای طبیعی در محدوده بین ۰/۰۱ mM تا ۱ قرار دارند، محدوده غلظت در این تحقیق جهت استفاده در مدل RSM بین ۰/۰۱ mM تا ۱ انتخاب گردید. بازه انتخابی برای طول بی بعد میکروکانال نیز ۳۰ تا ۹۰ و برای اختلاف ولتاژ بین ۵ تا ۳۰ می باشند. سایر مشخصات فاکتورهای تاثیرگذار در مسئله نظیر مقدار میانگین و انحراف معیار استاندارد نیز در جدول ۲-۳ نشان داده شده است.

جدول ۲-۳: مشخصات فاکتورهای تاثیرگذار جهت استفاده در RSM

فاکتورها	سطح فاکتورها		میانگین	انحراف معیار استاندارد ^۱
	پایین	بالا		
طول بدون بعد میکروکانال، X_1	۳۰	۹۰	۶۰	۰/۸۰۲
ولتاژ بدون بعد، X_2	۵	۳۰	۱۵	۴/۷۰۶
غلظت بدون بعد، X_3	۰/۰۱	۱۰	۵/۰۰۵	۰/۸۰۲

متغیر پاسخ که به طور مستقیم از شبیه سازی عددی به دست می آید، ضریب تغلیظ ذرات است.

روش سطح پاسخ بر اساس آنالیز واریانس (ANOVA) استوار است که وظیفه اصلی آن بررسی معنی دار^۲ بودن مدل و فاکتورهای موثر، دقت^۳ مدل انتخاب شده و در نهایت ارائه مدل می باشد. برای بررسی معنی دار بودن مدل و فاکتورهای موثر از مقدار اف^۴ استفاده می شود که عبارتست از تقسیم میانگین مربعات^۵ مدل یا فاکتور بر میانگین مربعات باقیمانده ها (خطاها). اگر این مقدار مساوی ۱ باشد یعنی در صورت استفاده از این مدل، هیچ کدام از فاکتورها تاثیر معنی داری بر روی پاسخ نمی گذارند و در واقع مدل بی معنی می باشد. با

^۱ Std. Dev.

^۲ Significant

^۳ Accuracy

^۴ F-value

^۵ Mean Square

افزایش فاکتور اف از عدد ۱ به معنای افزایش مقدار تاثیرگذاری است. پارامتر دیگر برای بررسی معنی دار بودن، $F > \text{Probe}$ است که اگر مقدار آن بسیار کوچک (زیر 0.05) باشد، آنگاه عبارت‌های^۱ موجود در مدل، اثر معنی‌داری بر پاسخ دارند و اگر مقدار آن بیشتر از 0.1 شود نشان از عدم تاثیرگذاری آن در مدل است. در این روش، باقیمانده‌ها (خطاها)ی مدل به دو قسمت خطای خالص^۲ و عدم تناسب^۳ تقسیم می‌شود که اولی مربوط به پراکنش پاسخ در نقاط تکراری آزمایش و دومی مربوط به پراکنش اطلاعات حول مدل برازش شده^۴ می‌باشد که معنی‌دار بودن آن نشان‌دهنده این است که مدل به خوبی اطلاعات را برازش نکرده است. پارامتر R^2 نشان‌دهنده مقدار نزدیکی نتایج حاصل از مدل با نتایج آزمایش است که هرچه به ۱ نزدیکتر باشد، دقت مدل بالاتر است. عبارت R^2_{adj} نیز با توجه به تعداد عبارت‌های به‌کاررفته در مدل، تعدیل^۵ شده است. پارامتر دیگر عبارت R^2_{pred} است که میزان دقت مدل را برای نقاط جدید (نقاطی به غیر از نقاط آزمایش) مشخص می‌کند و در واقع نوعی اعتبارسنجی^۶ برای مدل است به گونه‌ای که اگر اختلاف مقدار آن با R^2_{adj} کمتر از ۰/۲ شد نشان‌دهنده درستی و اعتبار مدل انتخاب‌شده است.

۳-۶- ماتریس طراحی آزمایش‌ها با استفاده از روش سطح پاسخ

به منظور ارائه مدلی که نشان‌دهنده چگونگی تاثیر غلظت، ولتاژ و طول میکروکانال به صورت جداگانه و همزمان بر ضریب تغلیظ باشد از روش RSM استفاده شده است. ماتریس طراحی آزمایش‌ها که مطابق این روش مورد استفاده قرار گرفته و تمام ران‌های عددی بر مبنای آن صورت پذیرفته به همراه نتایج بدست‌آمده برای پاسخ در جدول ۳-۳ نمایش داده شده است. در این قسمت پارامترهای ورودی به نرم‌افزار بر اساس بازه‌های مورد بررسی پارامترها جهت بهینه‌سازی پارامتر هدف (ضریب تغلیظ) ارزیابی می‌گردد. در این قسمت روش

¹ Terms

² Pure Error

³ Lack Of Fit

⁴ Fitted Model

⁵ Adjust

⁶ Validation

سطح پاسخ با استفاده داده‌ها و بازه‌های پارامترهای ورودی ماتریس بررسی ران‌های نرم‌افزار را مشخص می‌نماید که در جدول زیر آورده شده است.

جدول ۳-۳: مقادیر پیشنهاد شده جهت ارزیابی پارامترهای مورد بررسی و نتایج حاصل از نرم افزار

شماره	طول میکروکانال L_m/h	ولتاژ $\Delta V/V_T$	غلظت محلول C_{buffer}/C_0	ضریب تغلیظ
۱	۶۰	۱۷/۵۰	۵/۰۰	۸۸۱۷/۱۲
۲	۴۲/۱۶	۱۰/۰۷	۲/۰۳	۳۱۰۴۱/۷
۳	۷۷/۸۴	۲۱/۰۰	۲/۰۳	۳۴۳۹۶/۳۳
۴	۷۷/۸۴	۲۴/۹۳	۷/۹۸	۸۸۱۷/۱۲
۵	۶۰	۱۷/۵۰	۵/۰۰	۸۸۱۷/۱۲
۶	۴۲/۱۶	۱۰/۰۷	۷/۹۸	۱۰۲۹۱/۰۳
۷	۶۰	۵/۰۰	۵/۰۰	۸۷۴۷/۲۷
۸	۷۷/۸۴	۱۰/۰۷	۷/۹۸	۴۵۹۷/۹۲
۹	۷۷/۸۴	۱۰/۰۷	۲/۰۳	۲۹۰۴۹/۷۳
۱۰	۶۰	۱۷/۵۰	۵/۰۰	۸۸۱۷/۱۲
۱۱	۴۲/۱۶	۲۱/۹۳	۷/۹۸	۱۰۷۷۴/۵۲
۱۲	۹۰	۱۷/۵۰	۵/۰۰	۶۱۲۳/۴۳
۱۳	۴۲/۱۶	۲۴/۹۳	۲/۰۳	۳۱۰۵۹/۸۷
۱۴	۶۰	۱۷/۵۰	۵/۰۰	۸۸۱۷/۱۲
۱۵	۳۰	۱۷/۵۰	۵/۰۰	۷۰۳۶/۴۸
۱۶	۶۰	۳۰/۰۰	۵/۰۰	۸۸۱۷/۰۳
۱۷	۶۰	۱۷/۵۰	۵/۰۰	۸۸۱۷/۱۲

شماره	طول میکروکانال L_m/h	ولتاژ $\Delta V/V_T$	غلظت محلول C_{buffer}/C_0	ضریب تغلیظ
۱۸	۶۰	۱۷/۵۰	۰/۰۱	۵۰۳۲۰/۲۵
۱۹	۶۰	۱۷/۵۰	۵/۰۰	۸۸۱۷/۱۲
۲۰	۶۰	۱۷/۵۰	۱۰/۰۰	۵۰۷۳/۹۸

۳-۷- آنالیز واریانس^۱ (ANOVA)

پس از طراحی آزمایش‌ها و بدست آمدن نتایج، مدل معادله و ضرایب آن توسط آنالیز واریانس داده‌ها بدست می‌آیند. با توجه به اینکه مدل ارائه شده به دلیل دارا بودن کمترین خطا از نوع چندجمله‌ای درجه دوم^۲ انتخاب شده است، شکل عمومی آن به صورت معادله ۳-۱۳ می‌باشد.

$$Y = \beta_0 + \sum_{i=1}^2 \beta_i x_i + \sum_{i=1}^2 \beta_{ii} x_i^2 + \sum_{i=1}^2 \sum_{i < j}^2 \beta_{ij} x_i x_j \quad ۳-۱۳$$

در معادله بالا β_0 ، β_i ($\beta_{1,2,3}$)، β_{ii} ($\beta_{11,22,33}$) و β_{ij} ($\beta_{12,13,23}$) به ترتیب ضرایب ثابت، خطی، درجه دوم و اثر متقابل رگرسیون می‌باشند که این ضرایب به ترتیب دارای مقادیر ۷۳۲۸۸/۰۶، ۱۴۴/۸۳، ۱۲۵۱۲/۳۵، ۱۲/۲۱، ۰/۶۵، ۱/۶۷، ۹۹/۳، ۰/۱۹، ۲۱/۲۲ و ۹۵۱/۰۹ می‌باشند. X_i و X_j نیز متغیرهای مستقل می‌باشند که در این پژوهش X_1 معادل طول میکروکانال، X_2 معادل ولتاژ و X_3 معادل غلظت محلول در نظر گرفته شده است. پارامتر Y به عنوان هدف مسئله (ضریب تغلیظ) تعریف شده است و با داشتن مقادیر طول میکروکانال، ولتاژ و غلظت محلول می‌توان مقدار تقریبی و کمی ضریب تغلیظ را به دست آورد. لازم به ذکر است که رابطه (۳-۱۳) برای محدوده‌های مشخص شده برای پارامترهای مورد بررسی صادق است.

نتایج مربوط به آنالیز واریانس (ANOVA) مدل در جدول ۳-۴ نشان داده شده است. همانطور که از این جدول مشخص است مقدار اف برای مدل برابر با ۶۹/۱۸ می‌باشد که حاکی از آن است که مدل معنی‌دار است و

¹ Analysis of variance (ANOVA)

² Quadratic

با توجه به مقدار $\text{Probe} > F$ تنها ۱ درصد شانس برای معنی دار نبودن آن وجود دارد. به بیان دیگر این امر نشان می‌دهد که فاکتورهای انتخاب شده در مسئله (طول میکروکانال، ولتاژ و غلظت محلول) بر روی متغیر پاسخ (تجمع ذرات) تاثیرگذار بوده و مدل معنی داری را ارائه می‌دهد. همچنین مقدار $\text{Probe} > F$ که میزان اهمیت فاکتورها را نمایش می‌دهد؛ در این حالت آنالیز واریانس نشان می‌دهد که علاوه بر پارامتر ورودی مستقل X_3 (اثر غلظت محلول)، اثر متقابل پارامترهای ورودی X_1X_2 (اثر متقابل ولتاژ و طول میکروکانال) موجود در مدل کمتر از ۰/۰۵ بوده که نشان از با اهمیت بودن و تاثیرگذاری این پارامترها بر پاسخ (ضریب تغلیظ) می‌باشد. "مقدار اف خطای عدم تناسب"^۱ نیز برابر صفر است که نشان از معنی دار نبودن آن در مقایسه با خطای خالص داشته و شانس کمی برای خطا دار شدن نتایج وجود دارد. با توجه به مجموع آنچه بیان شد، نتایج به دست آمده از نرم-افزار جهت بهینه‌سازی نتایج نشان می‌دهد که بررسی این بهینه‌سازی می‌تواند مدل معنی داری برای تحقیق حاضر باشد.

جدول ۳-۴: آنالیز واریانس مدل درجه دوم سطح پاسخ برای ضریب تغلیظ

عامل ^۲	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	مقدار اف	Prob > F	ملاحظات
مدل	$2/99 \times 10^9$	۹	$3/32 \times 10^8$	۶۹/۱۸	$< 0/0001$	معنی دار
X_1	۴۳۰۵۰۵۸	۱	۴۳۰۵۰۵۸	۰/۷۸	۰/۳۹۹۴	
X_2	۲۶۰۴۰۸۱	۱	۲۶۰۴۰۸۱	۰/۴۷	۰/۵۰۸۸	
X_3	$2/03 \times 10^9$	۱	$2/03 \times 10^9$	۳۶۹/۱۶	$< 0/0001$	با اهمیت
X_1X_2	۴۸۸۳۴۵۱۳	۱	۴۸۸۳۴۵۱۳	۸۸/۸۸	$< 0/0001$	با اهمیت
X_1X_3	۲۷۷۹۳/۸	۱	۲۷۷۹۳/۸	۰/۰۰۰۵	۰/۹۴۴۹	
X_2X_3	۲۲۳۵۶۷۲۶	۱	۲۲۳۵۶۷۲۶	۴/۰۶	۰/۰۷۴۶	

¹ Lack Of Fit F-value

² Source

عامل ^۲	مجموع مربعات	درجه آزادی	میانگین مربعات	مقدار اف	Prob > F	ملاحظات
X_1^2	۹۰۶۰۲۵/۶	۱	۹۰۶۰۲۵/۶	۰/۱۶	۰/۶۹۴۳	
X_2^2	۱۲۲۷۱۳۴۵	۱	۱۲۲۷۱۳۴۵	۲/۲۳	۰/۹۴۴۹	
X_3^2	$۸/۶۴ \times ۱۰^{-۹}$	۱	$۸/۶۴ \times ۱۰^{-۹}$	۱۵۶/۹۹	$< ۰/۰۰۰۱$	با اهمیت
باقیمانده خطاها	۴۹۵۰۸۳۱۹	۹	۲۲۳۵۶۷۲۶			
عدم تناسب	۴۹۵۰۸۳۱۹	۴	۹۰۶۰۲۵/۶			
خطای خالص	۰	۵	۰			
مجموع	$۳/۰۳ \times ۱۰^{-۹}$	۱۸				

برای بررسی دقت مدل انتخاب شده از

جدول ۳-۵ استفاده شده است. برای تحلیل رگرسیون از مهم‌ترین پارامترها مقدار R^2 می‌باشد که این مقدار بیانگر نزدیکی نتایج با مدل و رابطه ۳-۱۳ دارد. (۳-۱۲ مطابق این جدول مقدار R^2 برابر ۰/۹۸۳۷ است که بسیار به عدد ۱ که نتایج نرم‌افزار است بوده که نشان از دقت قابل قبول مدل حاضر است. همچنین مقادیر R^2 و R_{adj}^2 بسیار نزدیک ۱ هستند که نشان‌دهنده نزدیکی مقادیر پیش‌بینی‌شده توسط مدل و مقادیر واقعی حاصل از بررسی عددی است. از دیگر موارد مورد بررسی در این جدول مقدار R_{pred}^2 است که بیانگر پیش‌بینی مقدار ضریب تغلیظ در نقاط غیر از بررسی است. اگر اختلاف بین مقادیر $|R_{pred}^2 - R_{adj}^2| < 0.2$ باشد، آن‌گاه مدل در نقاط غیر بررسی نیز از دقت قابل قبولی برخوردار است. در تحقیق حاضر مقدار R_{pred}^2 نیز تنها ۰/۰۱۳۸ با R_{adj}^2 اختلاف دارد که نشان‌دهنده دقت مدل در پیش‌بینی مقدار ضریب تغلیظ در نقاط غیر از بررسی است. همچنین مقدار دقت کافی^۱ بیانگر این محدوده مقادیر پیش‌بینی شده در نقاط طراحی با خطای متوسط

¹ Adeq Precision

پیشبینی مقایسه می‌کند. اعداد بزرگتر از ۴ برای دقت کافی نشان‌دهنده تقریب مناسب مدل است. عدد به دست آمده ۲۸/۶۱ برای تحقیق حاضر نشان از تقریب مناسب مقادیر پیشبینی شده را دارد. با توجه به موارد ذکر شده در مجموع از این مدل می‌توان برای نشان‌دادن چگونگی ارتباط تجمع ذرات با طول میکروکانال، ولتاژ و غلظت محلول با دقت خوبی استفاده کرد.

جدول ۳-۵: بررسی دقت مدل انتخاب شده

دقت کافی	R^2_{pred}	R^2_{adj}	R^2
۲۸/۶۱	۰/۹۵۳۶	۰/۹۶۷۴	۰/۹۸۳۷

فصل چهارم : مطالعه آزمایشگاهی

فصل چهارم: مطالعه آزمایشگاهی

۴-۱- مقدمه

در این فصل به بررسی مطالعه آزمایشگاهی در تحقیق حاضر پرداخته شده است. در ابتدا به جنس بستر میکروکانال و معایب و مزایای آن اشاره شده است. سپس با توجه به انتخاب بستر میکروکانال، به روش ساخت میکروکانال مورد بررسی و ماشین کاری آن پرداخته شده است. در ادامه به فرآیند ساخت میکروکانال و ایجاد غشای متخلخل در آن آورده شده است. در این بخش و به صورت گام به گام نحوه فرآیند ساخت و مواردی نظیر شستشو میکروکانال، عملیات حرارتی، نحوه ایجاد غشای متخلخل، باند کردن لایه‌های مختلف PMMA و فرآیند خنک‌سازی اشاره شده است. در ادامه به مواد مصرفی مورد استفاده در این تحقیق جهت تهیه محلول مورد بررسی آورده شده است. سپس به تجهیزات مورد استفاده در این تحقیق اشاره شده تا برای مطالعات آتی مدنظر گرفته شود. در انتهای این بخش به مراحل مختلف آماده‌سازی برای انجام آزمایش‌ها اشاره شده است.

۴-۲- جنس میکروکانال

با توجه به حوزه فعالیت این پژوهش که هدف بررسی جریان درون میکرو-نانوکانال است، محدودیت جنس مواد وجود دارد. عواملی نظیر عدم تطابق پذیری با مواد آزمایشگاهی، داشتن شفافیت جهت مشاهده جریان و از همه موارد مهم‌تر قابلیت سازگاری با ماده نفیون جهت ایجاد میکرو-نانوکانال از محدودیت‌های انتخاب جنس میکروکانال در این پژوهش بوده است. جنس‌های رایج میکروکانال در تحقیقات در حوزه میکروفلوئیدیک استفاده از مواد پلیمری نظیر ^۱PDMS، ^۲PMMA و کاغذی ^۳ است. در انتها با توجه به دلایل ذیل در این پژوهش از جنس PMMA در ساخت میکروکانال استفاده شده است.

برخی از مزایای عمده ماده پلیمری PMMA عبارتند از [۶۰، ۶۱]:

- هزینه پایین در زمینه ساخت در مقایسه با روش‌های مشابه مانند لیتوگرافی نرم ^۴
- شفاف بودن کانال جهت بررسی جریان
- سازگاری با مواد زیستی و آزمایشگاهی
- قابلیت انعطاف ^۵ در ساخت

ورق‌های شفاف پلاستیکی PMMA، از لحاظ ظاهری همانند شیشه می‌باشند اما از نظر خواص تفاوت‌های بسیاری با آن دارند. چگالی پایین‌تر و مقاومت بالا نسبت به شیشه، حمل و نقل، نگهداری، نصب و تعویض آن را به مراتب ساده‌تر و کم هزینه‌تر ساخته است، همچنین عملیات برش و سوراخ‌کاری روی آن نیز ساده و ارزان‌تر می‌باشد [۶۲].

^۱ PolyDiMethylSiloxane

^۲ Poly(methylmethacrylate)

^۳ paper

^۴ Soft Lithography

^۵ Flexibility

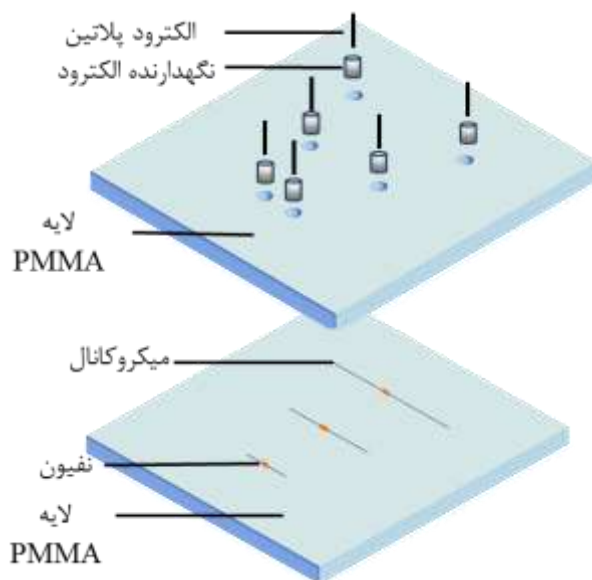
۴-۳- روش ساخت میکروکانال

بعد از مشخص شدن نوع جنس میکروکانال، نحوه ایجاد طرح در بستر کانال مورد بررسی قرار گرفته است. میکروکانال مورد بررسی در این تحقیق از دولایه مختلف تشکیل یافته که طرح‌های مختلف هر لایه توسط نرم افزار سالی‌دورک^۱ طراحی شده است که نمونه این طرح طراحی شده در شکل ۴-۱ نمایش داده شده است. سپس طرح ایجاد شده توسط دستگاه CNC میکرومیلینگ^۲ مطابق الگویی که از طریق نرم افزار مسترکم^۳ متصل به دستگاه تعریف می‌شود، ایجاد می‌گردد [۶۳]. در این حالت مطابق شکل ۴-۱ دو لایه پلکسی به ضخامت ۳ میلی‌متر جهت ایجاد میکروکانال نمایش داده شده است. همانطور که در شکل مشخص است؛ کانال جهت بررسی طول‌های مختلف در اندازه‌های متفاوتی ساخته شده است؛ بدین صورت که طول کانال‌ها به ترتیب برابر ۰/۵، ۱ و ۱/۵ سانتی‌متر می‌باشد. عرض میکروکانال برابر $150\ \mu m$ و عمق برش در این میکروکانال برابر $50\ \mu m$ در نظر گرفته شده است. علاوه بر میکروکانال، سوراخ‌هایی در انتهای میکروکانال و بر روی لایه بالایی میکروکانال با قطر $1.5\ mm$ ایجاد شده است. این امر برای آن است که الکترودهای پلاتینی در مراکز مخزن‌های میکروکانال قرار بگیرند و در طی آزمایش درون این مخازن ثابت بمانند.

¹ Solidwork

² CNC Micromilling

³ Mastercam



شکل ۴-۱: دو لایه استفاده شده پلیمر PMMA در تحقیق حاضر

استفاده از میکرومیلینگ در ریزماشین کاری^۱ مواد مختلف به خصوص مواد پلیمری مورد استفاده بسیاری از محققان بوده است و به خاطر ویژگی‌های منحصر به فردش، امروزه کاربردهای بسیاری پیدا کرده است. برخی از این ویژگی‌ها عبارتند از [۶۴]:

- امکان ساخت قطعات در مقیاس میکرو با دقت بالا، زیرا در هنگام ساخت مواد فشرده نمی‌شوند و در نتیجه هیچ گونه انحرافی به وجود نخواهد آمد بنابراین دقت کار تضمین خواهد شد.
- امکان ساخت در طراحی‌های متنوع
- صاف بودن لبه‌ها به دور از اعوجاج
- امکان ساخت تعداد زیادی از قطعات با ابعاد استاندارد
- صرفه جویی در هزینه و زمان

¹ Micromachining

به منظور ساخت میکروکانال‌های مورد استفاده در بررسی تجربی، میکرومیلینگ روی صفحات شفاف PMMA مورد استفاده قرار می‌گیرد. استفاده از دستگاه میکرومیلینگ به خاطر سرعت بالا، توانایی ایجاد طرح‌های پیچیده، دقت و کیفیت بالا و ایجاد عرض در مقیاس میکرو مورد توجه بسیاری از محققان قرار گرفته است [۶۵، ۶۶]. شکل ۲-۴ نمایی از دستگاه میکرومیلینگ مورد استفاده در این تحقیق واقع در دانشگاه علوم پزشکی مشهد را نمایش می‌دهد.



شکل ۲-۴ نمایی از دستگاه میکرومیلینگ مورد استفاده در تحقیق حاضر

۴-۴- نحوه باند کردن لایه

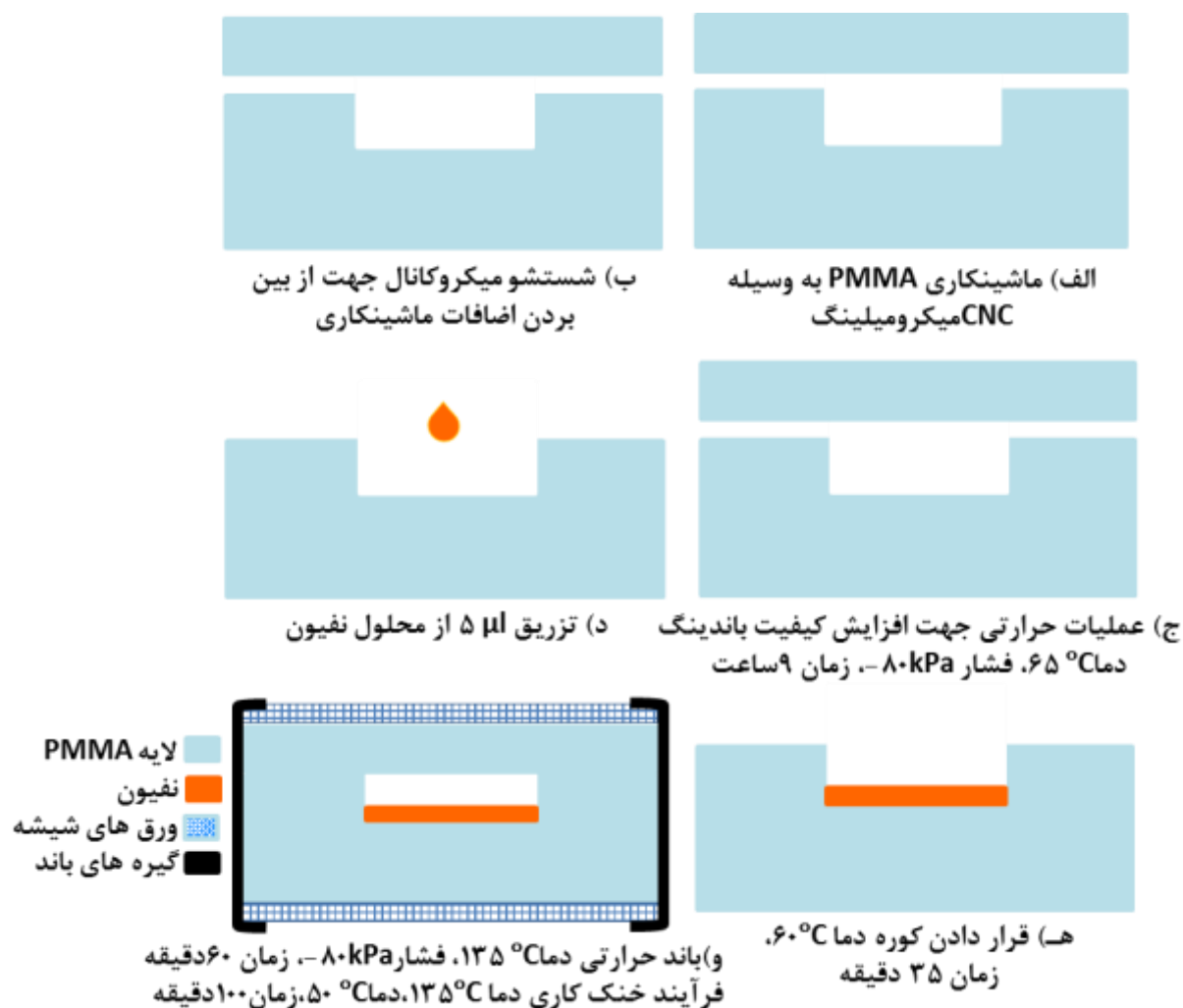
همانگونه که اشاره شد، با استفاده از دستگاه سی ان سی میکرومیلینگ، طرح دلخواه بر روی لایه PMMA ایجاد می‌گردد (شکل ۴-۳ الف). به دلیل وجود مواردی نظیر آلودگی و یا براده های ناشی از ماشین کاری، لایه مورد نظر مورد شستشو قرار می‌گیرند. پس از شستشو با آب و مایع ضد عفونی کننده، کانال ها به صورت مرتب و مکرر با آب بدون یون، مورد شستشو قرار گرفته و سپس با دستمال نانو مخصوص خشک می‌گردند (شکل ۴-۳ ب). برای اتصال دو لایه از دستگاه کوره خلاء استفاده شده است. این کوره با مدل (DH-۶۰۰ AFE200 LV) ساخت شرکت ایرانی اتر^۱ بوده و شکل ۴-۴ الف نمایی از این کوره را نمایش می‌دهد. این کوره مجهز به دستگاه پمپ خلاء با مدل VE135N ساخت کشور چین شده تا بتوان فشارهای دلخواه را بر آن ایجاد نمود. شکل ۴-۴ ب دستگاه پمپ خلا متصل به کوره را نمایش می‌دهد. پس از آن برای بهبود کیفیت باندینگ و جلوگیری از ایجاد حباب درون میکروکانال، دو لایه پلکسی درون این کوره قرار می‌گیرند. در این حالت لایه ها در دمای ۹۰°C و در فشار خلاء ۸۰- کیلو پاسکال قرار می‌گیرد. این شرایط به مدت ۹ ساعت بر لایه ها اعمال می‌گردد (شکل ۴-۳ ج). پس از آن لایه ها از کوره خارج شده تا به دمای محیط برسند. برای ایجاد غشای نانومتخلخل از ماده نفیون ۱۷۷ (۵ درصد در مخلوطی از الکل های آلیفاتیک^۲ و آب) تهیه شده از شرکت سیگما آلدريج استفاده شده است. با استفاده از دستگاه نمونه بردار^۳ مقدار ۵μL از محلول نفیون در میانه میکروکانال تزریق می‌گردد (شکل ۴-۳ د). پس از تزریق نفیون جهت باند شدن نفیون با میکروکانال، آن ها در دمای ۶۰ درجه سانتی گراد به مدت ۳۵ دقیقه داخل کوره قرار می‌گیرند [۶۷] (شکل ۴-۳ هـ) پس از خارج شدن از کوره و رسیدن به دمای اتاق، لایه بالایی پلکسی بر روی کانال قرار می‌گیرد. در این حالت دو لایه شیشه ای در بالا و پایین این دو لایه قرار گرفته و توسط گیره های کاغذی تحت فشار یکسان قرار می‌گیرند. سپس در این حالت مجدد درون کوره خلا قرار می‌گیرند. شرایط کاری در دمای ۱۳۵ درجه سانتی گراد و در فشار خلاء ۸۰-

¹ Atra

² aliphatic alcohols

³ sampler

کیلوپاسکال به مدت ۶۰ دقیقه اعمال می‌گردند. در انتها دمای لایه‌ها به صورت تدریجی به دمای محیط رسانده می‌شود (شکل ۳-۴).



شکل ۳-۴: شماتیکی از فرآیند مرحله به مرحله ساخت، عملیات حرارتی و باند کردن



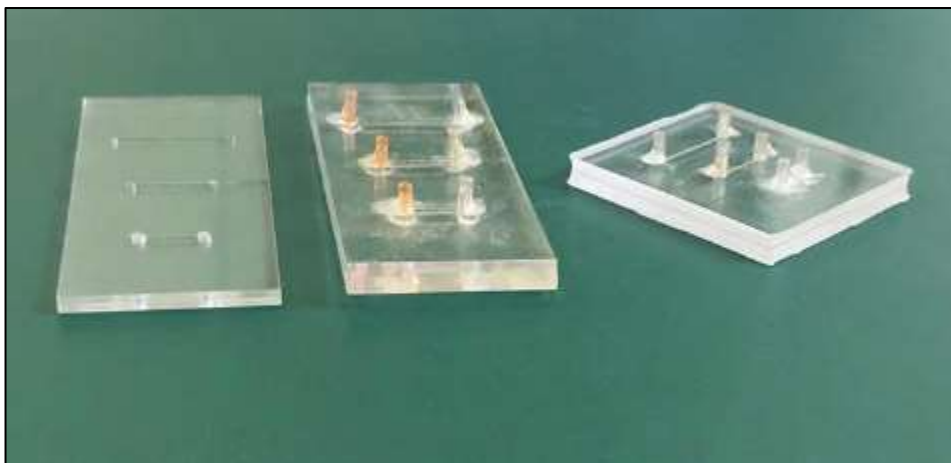
ب



الف

شکل ۴-۴: نمایی از الف) کوره مورد استفاده شده برای فرآیند عملیات حرارتی و باند ب) پمپ خلا متصل به کوره

پس از به دست آمدن نهایی طرح میکروکانال آببندی شده، تیوب‌های لاستیکی استوانه‌ای، در محل تعبیه شده در انتهای لایه بالایی میکروکانال قرار می‌گیرند. اندازه تیوب‌ها و سوراخ‌های دایره‌ای به گونه‌ای طراحی شده که در داخل هم فرو روند؛ اما جهت استحکام بیشتر از چسب‌های فوری بی‌رنگ نیز جهت اتصال تیوب‌ها به میکروکانال استفاده شده است. شکل ۴-۵ ب نمایی از چند میکروکانال نهایی ساخته شده و مورد استفاده در تحقیق حاضر را نمایش می‌دهد.



شکل ۴-۵: چند نمونه نهایی از بسترهای آماده شده جهت مطالعه پدیده قطبیت غلظت یونی در تحقیق حاضر

۴-۵- مواد مصرفی و تجهیزات

برای تهیه‌ی محلول بافری، از نمک پتاسیم کلراید استفاده شده است. نمک نامبرده در محلول آب بدون یون با نسبت‌های مختلف با استفاده از ترازوی دیجیتالی، وزن و مخلوط شده تا غلظت‌های مختلف مورد بررسی در این تحقیق به دست آیند. غلظت‌های مورد بررسی این تحقیق بین $1-10^{-4}$ mM مورد بررسی قرار گرفته است. همچنین برای نمایش جریان درون میکروکانال از ذرات باردار منفی فلوئورسین استفاده شده است. استفاده از فلوئورسین باعث نمایش جریان در زیر میکروسکوپ خواهد شد. در جدول ۴-۱ مشخصات این مواد آورده شده است.

جدول ۴-۱: مشخصات مواد مورد استفاده در تحقیق حاضر جهت تهیه محلول و ذرات باردار

ماده شیمیایی	فرمول شیمیایی	شرکت سازنده	جرم مولکولی (g/mol)	چگالی (g/cm^3)
پتاسیم کلراید	KCl	سیگما آلدریج	۷۴/۵۵	۱/۹۸
فلوئورسین	$\text{C}_2\text{H}_5\text{NaO}_5$	سیگما آلدریج	۳۷۶/۲۷	۱/۶۰۱

در بخش مربوط به ساخت کانال، به تجهیزات آزمایشگاهی نظیر کوره خلاء و پمپ خلاء جهت باند کردن کانال اشاره شد. در ادامه و برای برقراری جریان الکترواستمیک درون کانال از منبع تغذیه استفاده شده است. این منبع توان تولید ولتاژ بین ۰ تا ۱۰۰ ولت را دارا است (شکل ۴-۶ الف).

برای اندازه‌گیری دقیق مقدار غلظت محلول باید ابتدا در یک حجم معینی از آب مقطر، به صورت تدریجی از پتاسیم کلراید به آن افزوده تا غلظت موردنظر حاصل گردد. برای این کار نیاز به یک وسیله با دقت بالا برای برداشتن نمونه از فلوئورسین و اضافه کردن آن به محلول بافری است. بدین منظور از دستگاه نمونه‌بردار استفاده شده است. محدوده اندازه‌گیری این وسیله بین $1-100 \mu\text{L}$ می‌باشد. برای نمایش عرض میکروکانال نیاز به میکروسکوپی می‌باشد که بتواند عرض کانال را چندین برابر با بزرگنمایی نمایش دهد. در غیر اینصورت حرکت ذرات داخل میکروکانال مشخص نخواهد شد. این میکروسکوپ قابلیت گرفتن عکس و فیلم‌برداری را دارا بوده و همچنین مجهز به کارت حافظه داخلی بوده تا عکس و فیلم‌برداری را ذخیره نماید (شکل ۴-۶ ب).



ب



الف

شکل ۴-۶: نمایی از الف) منبع تغذیه با جریان مستقیم ب) میکروسکوپ

۴-۶- نحوه انجام آزمایش

در ابتدا و با مشخص کردن غلظت محلول مورد استفاده، با بهره‌گیری از ترازوی دیجیتالی به میزان معین پتاسیم کلراید در آب بدون یون مخلوط می‌شود. سپس با توجه به غلظت ذرات، ماده فلوئورسین را در ۲۵ میلی‌لیتر آب بدون یون رقیق می‌گردد. با استفاده از سرنگ، محلول پتاسیم کلراید به داخل میکروکانال تزریق شده تا درون میکروکانال پر شده و از سمت دیگر خارج گردد. در این مرحله می‌توان تا حدود زیادی از آب‌بندی بودن میکروکانال اطمینان حاصل نمود. سپس با استفاده از دستگاه نمونه‌بردار محلول فلوئورسین به داخل تیوب پلاستیکی واقع در قطب کاتد الکتروود تزریق می‌شود. با اعمال ولتاژ به دو سر الکتروود، جریان الکترواسمتیک در داخل میکروکانال از چپ به راست ایجاد می‌گردد. با استفاده از میکروسکوپ می‌توان عکس و فیلم‌برداری از جریان را انجام داد. لازم به ذکر است که جهت اطمینان از برقراری جریان الکترواسمتیک، با تعویض قطب‌های الکتروودها مشخص شد که جریان از راست به چپ درون میکروکانال شکل گرفته که خود حاکی از ایجاد صحیح جریان الکترواسمتیک در داخل کانال دارد. پس از انجام آزمایش، بلافاصله میکروکانال در دو مرحله، در ابتدا با محلول پتاسیم کلراید و سپس با استفاده از آب بدون یون، مورد شستشو قرار می‌گیرد. همچنین در صورت استفاده چندباره از یک میکروکانال، از میکروکانال جدید جهت آزمایش‌های ارائه شده استفاده شده است.

فصل پنجم: نتایج عددی و آزمایشگاهی

فصل پنجم : نتایج

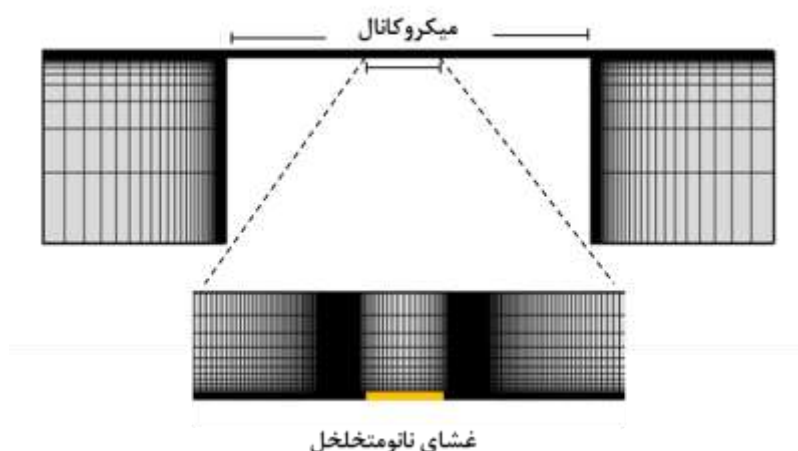
۵-۱- مقدمه

در این فصل به بررسی نتایج حاصل از تحقیق حاضر پرداخته خواهد شد. در ابتدا به بررسی شبکه‌بندی مسئله عددی پرداخته و استقلال حل از تعداد شبکه مورد لحاظ قرار گرفته است. در بخش بعد به اعتبارسنجی نتایج عددی حاضر پرداخته شده و در دو حالت برای توزیع میدان الکتریکی و توزیع غلظت با دو مقاله مختلف اعتبارسنجی صورت پذیرفته است. سپس نتایج حاصل از بهینه‌سازی با استفاده از روش سطح پاسخ ارائه می‌گردد. همانطور که در فصول قبل بیان شد اثر غلظت و اثر متقابل ولتاژ و طول میکروکانال بر یکدیگر، بر پدیده قطبیت غلظت یونی حائز اهمیت شناخته شدند که این موارد مورد تحلیل قرار گرفته‌اند. در ادامه بررسی مطالعه آزمایشگاهی اثر طول میکروکانال، عرض میکروکانال، میدان الکتریکی و غلظت محلول ارائه شده است. نتایج برای طول‌های ۰/۵، ۱ و ۱/۵ سانتیمتری، عرض‌های بیشتر از ۳۰۰ میکرومتر، میدان الکتریکی از صفر تا محدوده ۳۵ V/cm و غلظت محلول بین ۰/۰۱ تا ۱ میلی‌مولار مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج آزمایشگاهی برای میدان الکتریکی و غلظت محلول در هر مرحله با نتایج شبیه‌سازی عددی نیز مقایسه شده است. در انتهای این فصل به جمع‌بندی نتایج در این فصل پرداخته و در پایان پیشنهاداتی برای تکمیل پژوهش‌های آتی ارائه شده است.

۵-۲- مش بندی هندسه

شکل ۵-۱ نمایی از دامنه محاسباتی و شبکه بندی مسئله را نمایش می دهد. دامنه محاسباتی شامل مخازن، میکروکانال و غشای نانومتخلخل بوده که در این شکل نمایش داده شده است. همانطور که در این شکل مشاهده می گردد، در نواحی نزدیک به دیواره های دارای سطح باردار، مش بندی ریزتر صورت گرفته تا نتایج از دقت کافی برخوردار باشد. علاوه بر این همانگونه که در نمای از نزدیک مشاهده می شود، در اطراف غشای نانومتخلخل به علت وجود تغییرات شدیدتر و همچنین به منظور مشاهدات دقیق و صحیح تجمع ذرات، از مش-بندی ریزتر و به صورت مپ شده^۱ استفاده شده تا تمامی این نواحی را در برگیرد.

در ادامه و در شکل ۵-۲ و جدول ۵-۱ به بررسی استقلال حل از تعداد گره پرداخته شده است. همانگونه که مشخص است پس از تعداد گره شبکه D به بعد، تغییر چندانی در مقدار بیشینه ضریب تغلیظ مشاهده نمی گردد. لذا با توجه به کاهش هزینه محاسباتی و زمان از این شبکه برای ارائه سایر نتایج این بخش استفاده شده است.

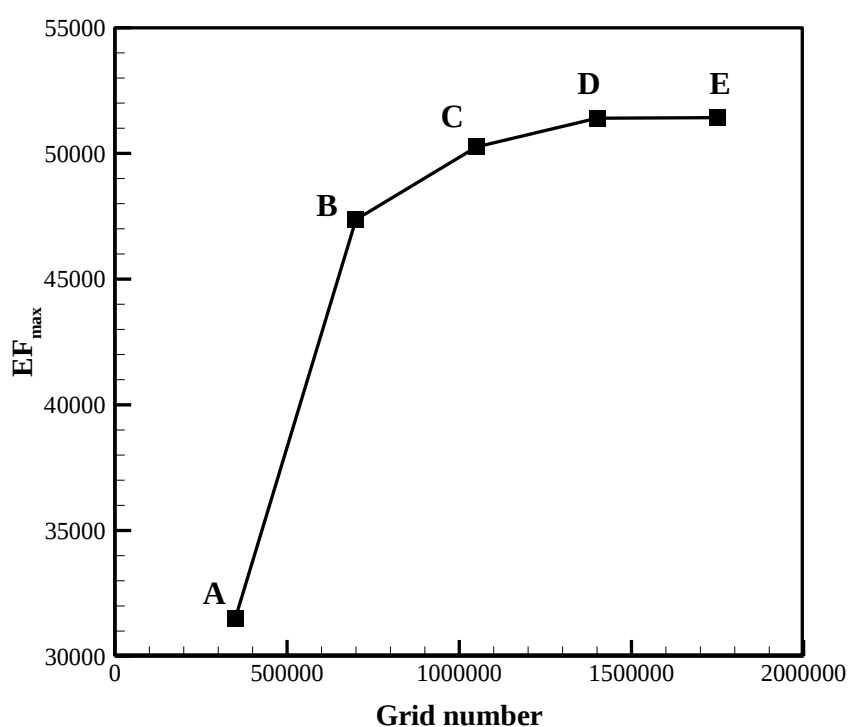


شکل ۵-۱: دامنه محاسباتی مسئله به همراه مش بندی

¹ Mapped

جدول ۱-۵: بررسی استقلال حل از نتایج بر حسب تعداد شبکه های مختلف و بیشینه ضریب تغلیظ

شبکه E	شبکه D	شبکه C	شبکه B	شبکه A	
۱۷۵۰۰۰۰	۱۴۰۰۰۰۰	۱۰۵۰۰۰۰	۷۰۰۰۰۰	۳۵۰۰۰۰	تعداد گره
۵۱۴۲۴	۵۱۴۰۰	۵۰۲۵۸	۴۷۳۶۹	۳۱۵۱۷	بیشینه ضریب تغلیظ

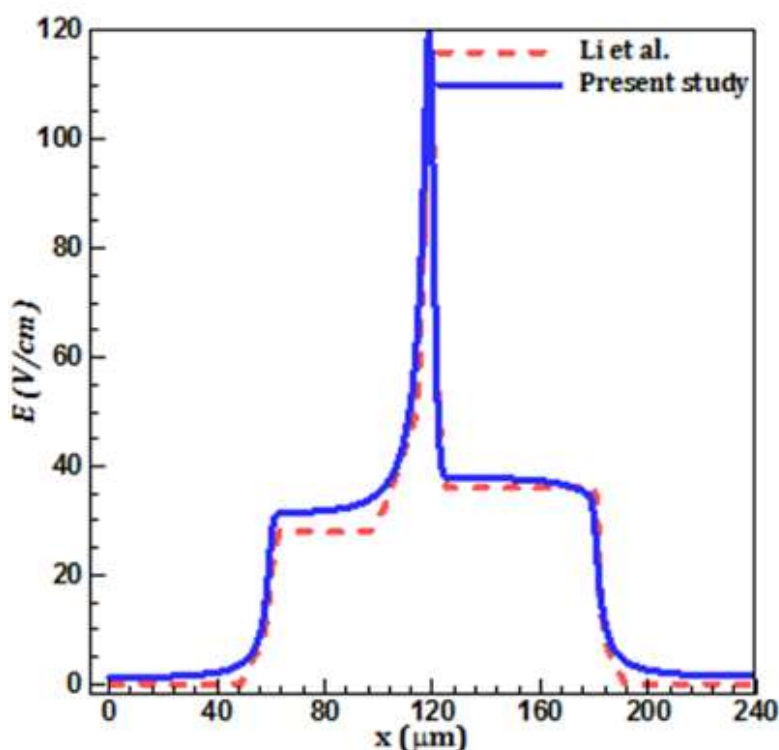


شکل ۲-۵: بررسی استقلال حل از نتایج بر حسب تعداد شبکه های مختلف و بیشینه ضریب تغلیظ

۵-۳- اعتبارسنجی

برای اعتبارسنجی شبیه سازی عددی پدیده قطبیت غلظت یونی در تحقیق حاضر با دو مقاله دیگر و برای بررسی توزیع میدان الکتریکی و توزیع غلظت محلول درون میکروکانال بررسی شده است. شکل ۳-۵ نمودار

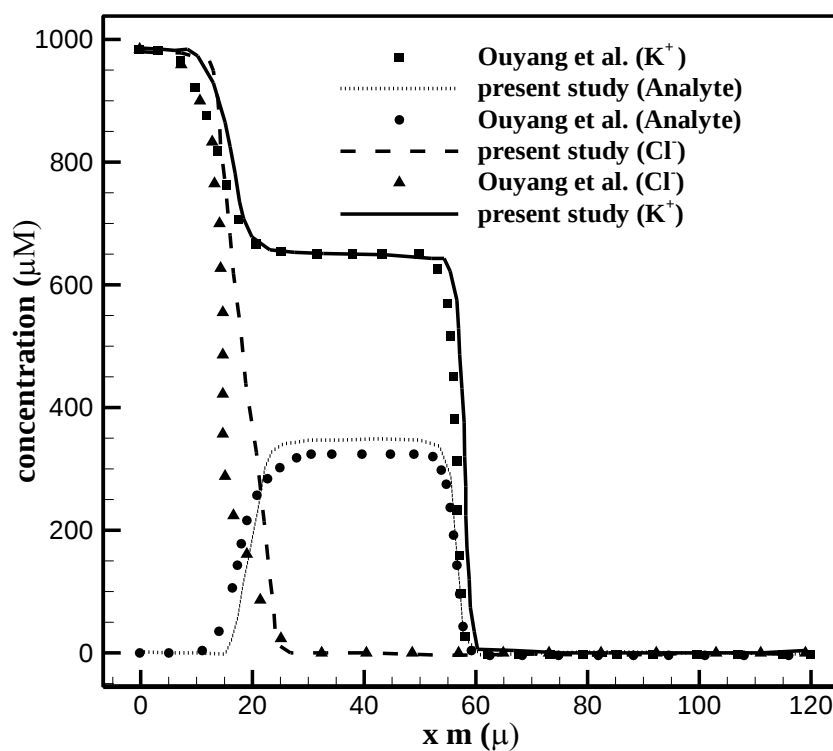
مولفه در امتداد محور افقی میدان الکتریکی (E_x) بر حسب ولتاژهای سطح مقطع غشاء مختلف را برای تحقیق حاضر و مطالعه لی و همکاران [۵۴] نمایش می‌دهد. همانگونه که مشاهده می‌شود میدان الکتریکی با رسیدن به غشای متخلخل و تجمع ذرات باعث افزایش میدان الکتریکی شده است [۴]. با توجه به تحقیق حاضر و مطالعه لی و همکاران مشخص شد بیشترین مقدار اختلاف کمتر از ۱ درصد بوده که نشان می‌دهد نتایج حاضر از دقت قابل قبولی برخوردار است.



شکل ۳-۵: مقایسه توزیع میدان الکتریکی مطالعه حاضر با مطالعه لی و همکاران [۵۴]

در قسمت بعد نتایج مربوط به توزیع غلظت یون‌های محلول پتاسیم کلراید (KCl) و ذره باردار در تحقیق اوپانگ و همکاران [۵۰] و مطالعه حاضر مقایسه شده است. همانگونه که در شکل ۴-۵ نمایش داده شده است، ذرات باردار با بار منفی (آنالیت) در نهایت با تجمع یافتن در پشت غشای متخلخل باعث افزایش یافتن غلظتشان

شده است؛ این امر در حالی است که غلظت یون‌های منفی در حال کاهش می‌باشند تا خاصیت خنثی بودن الکتریکی^۱ را حفظ نماید. وقتی غلظت یون‌های منفی (آنیون) به صفر برسد و یون‌های مثبت فقط توسط آنالیت خنثی شوند، غلظت آنالیت دیگر نمی‌تواند افزایش پیدا کند. نتایج تحقیق حاضر و شبیه‌سازی اویانگ و همکاران نشان می‌دهد که بررسی توزیع غلظت به درستی در داخل میکروکانال شبیه‌سازی شده است.

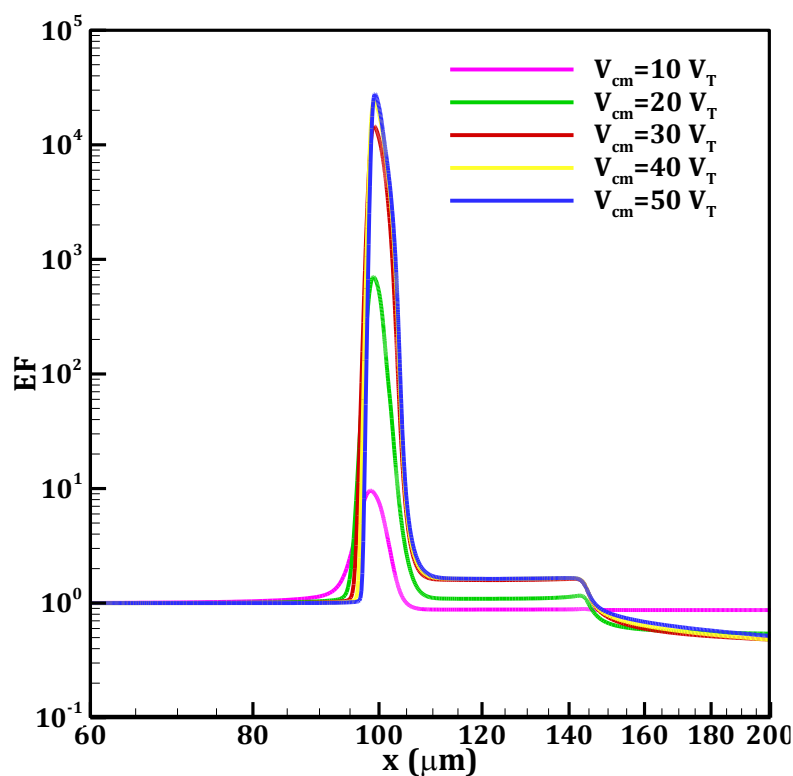


شکل ۴-۵: مقایسه توزیع غلظت یون‌های محلول و ذره باردار در تحقیق حاضر و تحقیق اویانگ و همکاران [۵۰]

¹ electroneutrality

۵-۴- بررسی اثر ولتاژ غشاء عرضی

همانگونه که در فصل سوم و در معادله ارائه شده برای ولتاژ غشاء عرضی ارائه شد، مقدار ولتاژ V_m متاثر از مقدار V_{cm} می‌باشد. شکل ۵-۵ جهت بررسی اثر ولتاژ غشاء عرضی بر ضریب تغلیظ آورده شده است. همانگونه که مشخص است با افزایش V_{cm} ، ضریب تغلیظ افزایش یافته است اما از مقدار $V_{cm} = 40V_T$ به بعد تغییری در ضریب تغلیظ به وجود نیامده است. لذا در این تحقیق به دلیل استفاده از یک غشای متخلخل مشخص و در نتیجه اثرات ناحیه تخلیه یکسان، از ولتاژ غشاء عرضی برابر $40 V_T$ برای سایر نتایج این تحقیق استفاده شده است.



شکل ۵-۵: بررسی اثر ولتاژ مقطع عرضی بر ضریب تغلیظ

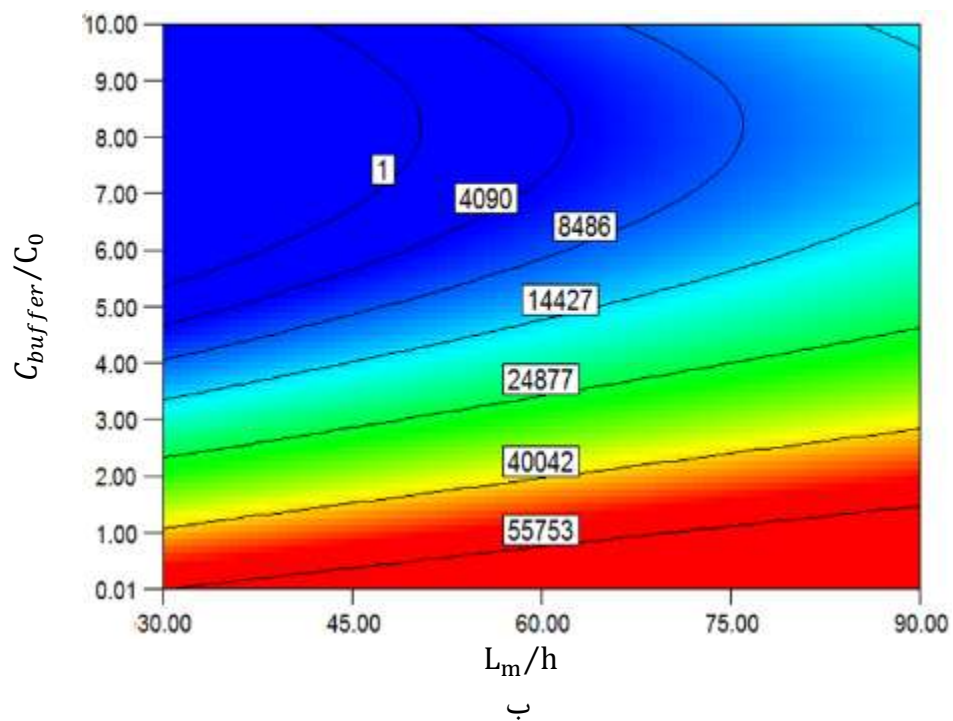
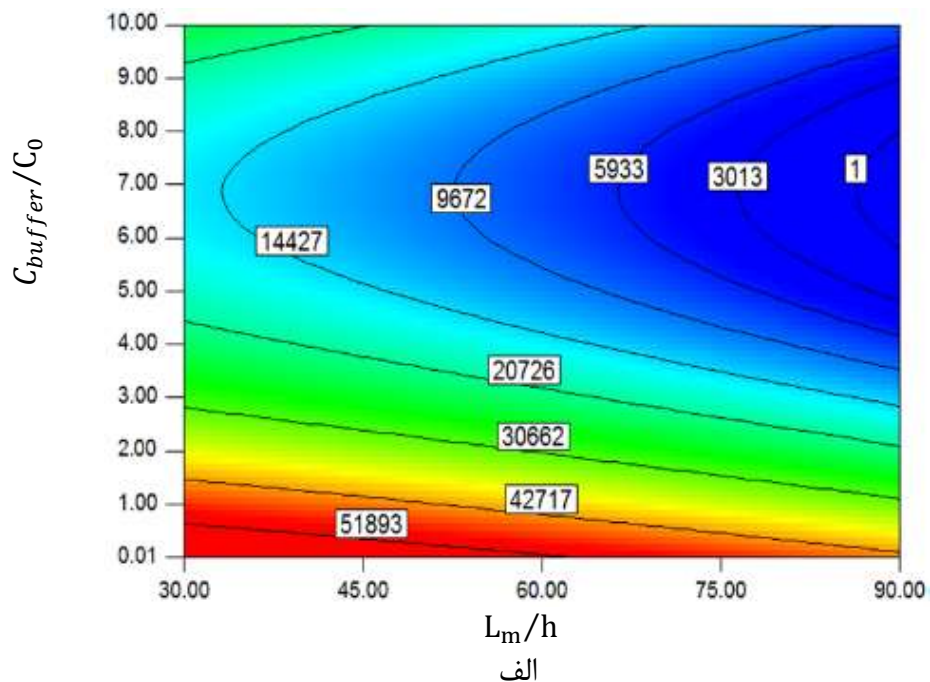
۵-۵- نتایج حاصل از بهینه سازی

در بخش نتایج ابتدا به بررسی نتایج حاصل از بهینه‌سازی با استفاده از روش سطح پاسخ خواهیم پرداخت. همانگونه که در فصل قبل اشاره شد، پس از مشخص شدن تعداد و مقادیر پارامترهای عددی توسط روش سطح پاسخ، نتایج حاصل از نرم‌افزار کامسول به نرم‌افزار طراحی متخصصین وارد می‌شود. پس از آن با روش سطح پاسخ و تحلیل آنوا مشخص گردید که اثر غلظت و اثر متقابل ولتاژ و طول میکروکانال بر یکدیگر موثرترین پارامترها بر ضریب تغلیظ می‌باشند. بدین منظور در ادامه به بررسی نتایج این دو عامل بر ضریب تغلیظ پرداخته خواهد شد.

۵-۵-۱- اثر غلظت

شکل ۵-۶ الف و ب به ترتیب تغییرات ضریب تغلیظ را بر حسب غلظت محلول و طول میکروکانال برای ولتاژهای بالا ($\nabla V/V_T = 30$) و ولتاژهای پایین ($\nabla V/V_T = 5$) نشان می‌دهند. با بررسی این دو شکل مشخص شد که در هر دو حالت ولتاژهای بالا و پایین، بیشترین ضریب تغلیظ برای غلظت‌های محلول پایین مشاهده شدند. همانگونه که در شکل ۵-۶ الف و ب مشاهده می‌شوند در برخی نواحی ضریب تغلیظ معادل ۱ محاسبه و نمایش داده شده است. به طور مثال ضریب تغلیظ برای غلظت‌های بالا در ولتاژ پایین برای طول میکروکانال بزرگ (نواحی سمت راست و بالا در شکل ۵-۶ الف) یا در ولتاژهای بالا برای طول میکروکانال کوچک (نواحی سمت چپ و بالا در شکل ۵-۶ ب) در حدود ۱ به دست آمده است. با توجه به آنکه ضریب تغلیظ بیانگر نسبت غلظت ذرات پس از پدیده قطبیت غلظت یونی به غلظت اولیه ذرات است، لذا ضریب تغلیظ برابر ۱ بدان معنی است که تجمع ذرات برای این نواحی مشاهده نشده است. دلیل عدم تجمع در این نواحی به تعادل نیروهای وارد بر ذرات باز می‌گردد. هنگامی که ولتاژ پایین به میکروکانالی با طول بالا اعمال گردد، نیروی الکترواستاتیک ایجاد شده ضعیف بوده و در برابر دافعه ذرات باردار در غشای نانومتخلخل کافی نخواهد بود. از سوی دیگر، در یک میکروکانال با طول کوچک و با اعمال ولتاژ بالا، جریان الکترواستاتیک به قدری قوی است که پدیده غالب می-

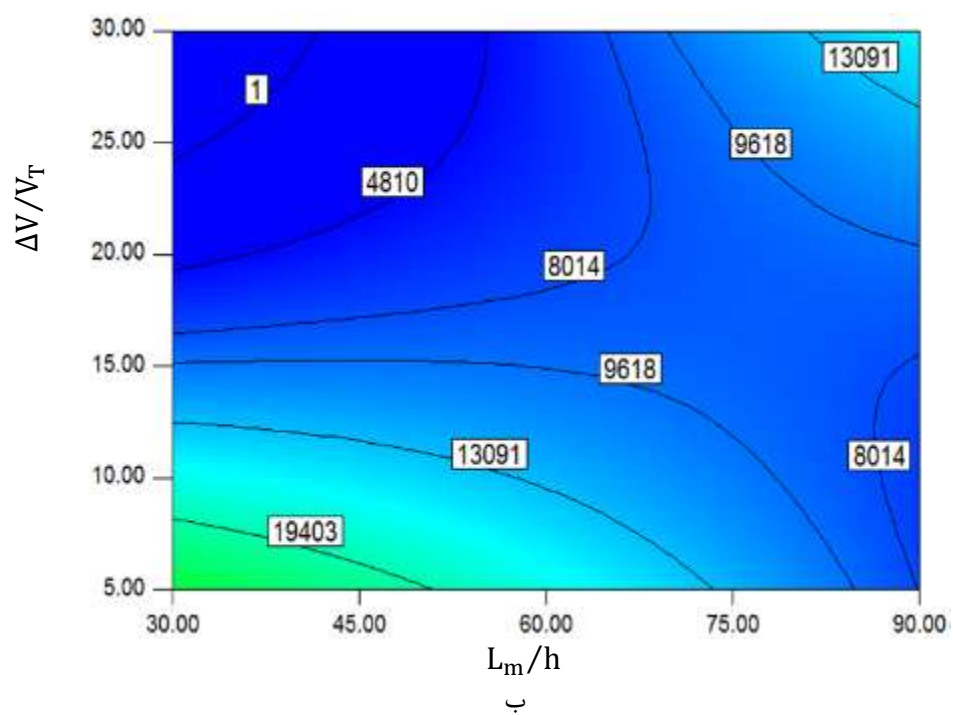
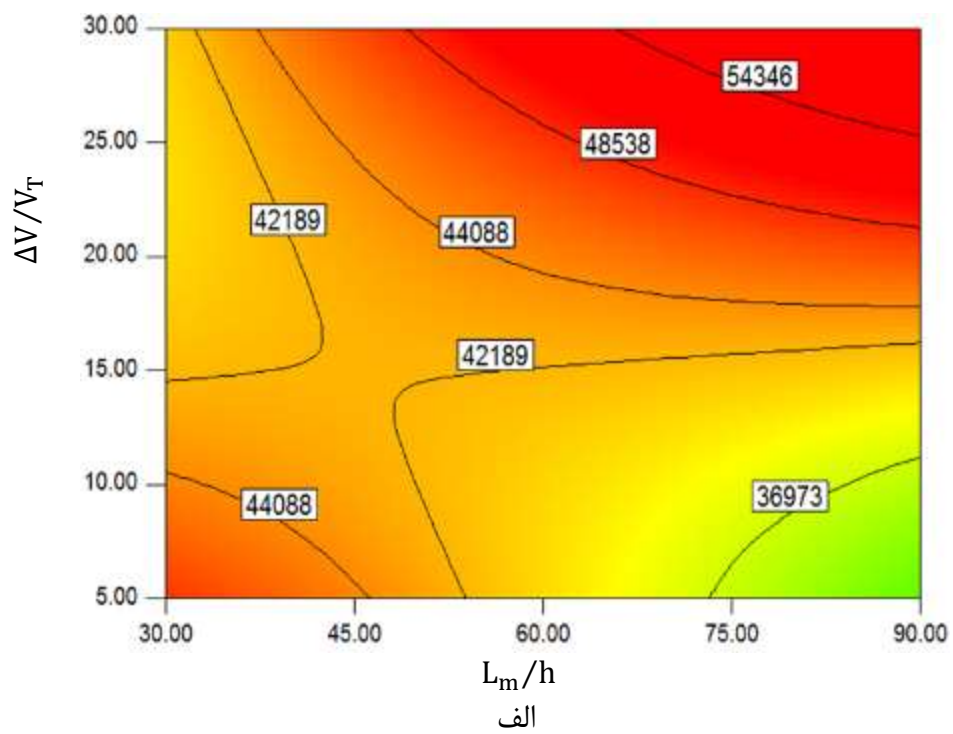
شود و تعادل نیرویی را بر هم می‌زند. در چنین مواردی، نیروهای وارد بر ذرات باردار نامتعادل بوده و عملاً نمی‌توان تجمع ذرات را مشاهده نمود.



شکل ۵-۶: نتایج مربوط به اثر غلظت و طول میکروکانال بر ضریب تغلیظ برای الف) ولتاژ پایین ب) ولتاژ بالا

۵-۲-۵- اثر متقابل ولتاژ و طول میکروکانال

در شکل ۷-۵ الف و ب به ترتیب اثرات ولتاژ و طول میکروکانال را بر ضریب تغلیظ برای غلظت‌های محلول بدون بُعد ۱ و ۱۰ نشان داده شده است. با توجه به شکل ۷-۵ الف می‌توان دریافت که بالاترین ضریب تغلیظ برای غلظت پایین، در حالتی رخ داده است که ولتاژ و طول میکروکانال دارای مقادیر بالاتری است ($L_m/h > 60$) و ($\nabla V/V_T > 20$). این در حالی است که در شکل ۷-۵ ب و برای غلظت‌های بالاتر، برای ولتاژهای پایین و طول میکروکانال کوچک نیز می‌توان به ضریب تغلیظ قابل قبولی دست یافت. با این حال در مطالعات تجربی اعمال ولتاژ بیش از حد به دلیل احتمال اثر گرمایش ژول و همچنین تغییر در ویژگی‌های محلول (به طور مثال pH) به سیستم اعمال نمی‌شود. برای غلبه بر این مشکل، با تغییر طول و ولتاژ، می‌توان مقادیر مشابهی برای ضریب تغلیظ در غلظت ثابت به دست آورد. به عنوان مثال، در $C_{buffer}/C_0 = 1$ ، برای $L_m/h \cong 55$ و $\nabla V/V_T = 5$ ، ضریب تغلیظ مشابه مورد $L_m/h = 90$ و $\nabla V/V_T \cong 15$ به دست آمده است. به این ترتیب، می‌توان با استفاده از تغییر در پارامترهای حاکم بر مسئله (ولتاژ و طول میکروکانال) برای یک ضریب تغلیظ معین، به طراحی مناسب‌تری از سیستم دست پیدا کرد.



شکل ۵-۷: نتایج مربوط به اثر ولتاژ و طول میکروکانال بر ضریب تغلیظ برای الف)
غلظت پایین ب) غلظت بالا

۵-۶- بهینه سازی نتایج برای غلظت معین

پس از بررسی پارامترهای مختلف نظیر غلظت، ولتاژ و طول میکروکانال در این بخش به بهینه سازی نتایج بر اساس غلظت معین پرداخته شده است. جدول ۵-۲ مقادیر پیشنهاد شده توسط روش سطح پاسخ و تحلیل آنوا را برای غلظت محلول ثابت ($C_{\text{buffer}}/C_0 = 1$) ارائه داده است. با بررسی دقیق این جدول می توان دریافت که طول و ولتاژ پیشنهادی از طریق بهینه سازی به گونه ای پیشنهاد شده است که میدان الکتریکی اعمال شده در محدوده ۲۰-۳۰ V/cm قرار گرفته است. همچنین نتایج حاصل از این بهینه سازی با مطالعات تجربی گزارش شده پیشین نیز مطابقت قابل قبولی دارد. به عنوان مثال، کیم و همکاران [۴۳] یک دستگاه کاربردی را برای تمرکز ذرات پروتئین با غلظت 10^{-4} mM در محلول بافری با غلظت ۱ mM به وسیله پدیده قطبیت غلظت یونی ارائه دادند. همانگونه که مشاهده می شود، در این تحقیق از مقادیر مشابهی از غلظت ذرات و غلظت محلول در بهینه سازی این پژوهش استفاده شده است. نتایج کیم و همکاران نشان داد که استفاده از میدان الکتریکی ۲۵ V/cm به عنوان میدان الکتریکی مطلوب برای جلوگیری از گرمایش ژول و به حداکثر رساندن ضریب تغلیظ می باشد؛ که یافته های تحقیق حاضر نیز با میدان الکتریکی گزارش شده توسط آنها مطابقت کاملی دارد. در پژوهشی دیگر، چانگ و یانگ [۴۴] که از اکسید گرافن-نافیون برای افزایش ضریب تغلیظ استفاده نمودند، حداکثر مقدار ضریب تغلیظ فلوئورسین را با استفاده از میدان الکتریکی ۲۰ V/cm مشاهده کردند. همچنین کیم و همکاران [۶۸]، از میدان الکتریکی ۳۳/۳۳ V/cm برای افزایش غلظت گلبول های قرمز از خون رقیق شده انسان با استفاده از غلظت محلول بین ۰/۱ تا ۳۶/۵ میلی مولار استفاده نمودند.

جدول ۵-۲: مقادیر پیشنهادی طول و ولتاژ در غلظت ثابت ۱ mM در جهت بیشترین ضریب تغلیظ و میدان الکتریکی محاسبه شده

شماره	طول پیشنهادی	ولتاژ پیشنهادی	غلظت مشخص	بیشترین ضریب تغلیظ	میدان الکتریکی محاسبه شده (V/cm)
۱	۸۱/۶۰۵	۲۶/۶۵	۱/۰۰	۵۴۶۴۲/۰۸	۲۱/۰۶
۲	۷۱/۲۱	۲۵/۴۹	۱/۰۰	۵۰۸۶۴/۱۸	۲۳/۰۹
۳	۸۱/۶۲۵	۲۱/۱۹	۱/۰۰	۴۷۶۸۵/۱۳	۱۸/۷۴
۴	۷۳/۹۸	۲۱/۱۸	۱/۰۰	۴۶۸۸۷/۰۰	۱۸/۴۷
۵	۳۱/۷۸	۱۱/۶۲	۱/۰۰	۴۳۳۹۴/۳۳	۲۳/۵۸
۶	۵۹/۹۷	۲۶/۸۰	۱/۰۰	۴۹۴۰۹/۴۲	۲۸/۸۲
۷	۴۰/۶	۱۱/۳۷	۱/۰۰	۴۲۸۸۸/۰۹	۱۸/۰۶
۸	۴۴/۸	۱۰/۱۲	۱/۰۰	۴۲۷۷۹/۲۴	۱۹/۵۸
۹	۵۸/۳۷۵	۲۵/۰۶	۱/۰۰	۴۷۵۹۸/۴۳	۲۷/۶۹
۱۰	۳۱/۸۸	۱۵/۱۸	۱/۰۰	۴۲۰۰۴/۵۳	۳۰/۷۱
۱۱	۵۴/۴۳	۲۹/۵۴	۱/۰۰	۵۰۰۵۴/۵۹	۳۱/۰۰
۱۲	۵۶/۱۹	۱۹/۵۵	۱/۰۰	۴۳۸۷۸/۷۷	۲۲/۴۴

در انتها و با توجه به مقادیر به دست آمده از جدول ۵-۲ و همچنین مطالعات سایر محققین، می‌توان دریافت که نتایج حاصل از بهینه‌سازی حاکی از آن دارد که انتخاب میدان الکتریکی بین ۲۰-۳۰ V/cm جهت ایجاد بیشترین ضریب تغلیظ در غلظت محلول ثابت (۱ mM)، مورد پیشنهاد قرار می‌گیرد.

نتایج بهینه‌سازی ذکر شده در قسمت بالا، پایه طراحی بررسی آزمایشگاهی صورت گرفته در این تحقیق قرار گرفته است. با توجه به انتخاب میدان الکتریکی بین ۲۰-۳۰ V/cm در بهینه‌سازی عددی و محدودیت

اعمال ولتاژ توسط منبع تغذیه مورد استفاده، بازه طراحی طول میکروکانال به دست آمد که در بخش بعدی نتایج بررسی آزمایشگاهی اثر این پارامتر ارائه شده است.

۵-۷- نتایج حاصل از بررسی آزمایشگاهی اثر طول میکروکانال

همانگونه در فصل قبل اشاره شد، در این رساله از ۳ طول مختلف ۰/۵، ۱ و ۱/۵ سانتیمتری برای آزمایش‌ها استفاده شد. نتایج تجربی نشان داد که برای طول ۰/۵ سانتیمتری تجمع ذراتی صورت نگرفت. علت این امر در آن است که فضای کافی برای تجمع ذرات وجود ندارد. با توجه به آن که غشای نانومتخلخل نفیون نیز در وسط میکروکانال قرار دارد، لذا فضای کافی برای مشاهده تجمع ذرات و تجزیه و تحلیل رفتار ذرات درون این میکروکانال میسر نمی‌باشد. همچنین این امر با نتایج حاصل از بهینه‌سازی برای طول‌های کوچک همخوانی دارد؛ زیرا برای طول‌های کوچک، اعمال ولتاژ بالا منجر به عدم تعادل نیروها و در نتیجه عدم تجمع ذرات می‌گردد. همچنین اعمال ولتاژهای پایین که برای طول‌های کوچک میکروکانال پیشنهاد شده است در آزمایش توانایی حرکت توده سیال را درون میکروکانال نداشته و عملاً تجمع ذراتی مشاهده نمی‌گردد. لذا پیشنهاد می‌گردد برای طراحی از طول‌های کوچکتر از ۰/۵ سانتیمتر اجتناب گردد.

در ادامه نتایج مربوط به طول‌های میکروکانال ۱ و ۱/۵ سانتیمتری در قسمت بعد و در قالب اثر میدان الکتریکی آورده شده است؛ بدین صورت که اعمال ولتاژ به دو سر میکروکانال به نحوی تنظیم شده تا میدان الکتریکی ثابت و یکسانی را برای طول‌های مختلف میکروکانال ایجاد نماید. به بیان دیگر برای ایجاد میدان الکتریکی برابر با 10 V/cm ، برای طول ۱ سانتیمتری از ولتاژ ۱۰ ولت و برای طول ۱/۵ سانتیمتری از ولتاژ ۱۵ ولت استفاده شده تا میدان الکتریکی برابر 10 V/cm ایجاد گردد. در ادامه نتایج حاصل از اعمال میدان‌های الکتریکی مختلف آورده شده است.

۵-۸- نتایج حاصل از بررسی آزمایشگاهی اثر عرض میکروکانال

عرض میکروکانال تأثیر مهمی بر ایجاد جریان الکترواسموتیک و پایداری جریان سیال دارد. هرچه قدر عرض میکروکانال باریک‌تر انتخاب شود، پایداری سیستم برای گستره وسیعتری از غلظت محلول افزایش می‌یابد. در مشاهدات تجربی تحقیق حاضر، مشخص شد که در میکروکانال با عرض‌های بیشتر از ۵۰۰ میکرومتر، جریان الکترواسموتیک در داخل میکروکانال ایجاد نمی‌گردد. علت این امر در آن است که در عرض بالاتر از ۵۰۰ میکرون، سطوح باردار میکروکانال به میزان کافی توانایی جذب یون‌های محلول الکتروولیت را نداشته و جریان الکترواسموتیک قادر به حرکت توده سیال نمی‌شود. برای رفع این معضل، عرض میکروکانال به ۳۰۰ میکرومتر کاهش داده شد. علاوه بر این، در کاربردهای پزشکی، از آنجایی که ذرات باردار در محلول نمونه رقیق هستند، آزمایش‌های تجمع ذرات عمدتاً در محدوده محلول‌های رقیق انجام می‌پذیرند. از این رو، تمرکز در این پژوهش بر روی تجمع ذرات برای غلظت‌های محلول پایین (در محدوده ۱ mM) می‌باشد. لازم به ذکر است بسته به نوع کاربرد و در صورت نیاز به استفاده از غلظت‌های محلول بسیار بالاتر، باید عرض میکروکانال باریک‌تر انتخاب شده (کمتر از ۳۰۰ μm) تا از ناپایداری الکترواسموتیک نیز جلوگیری گردد.

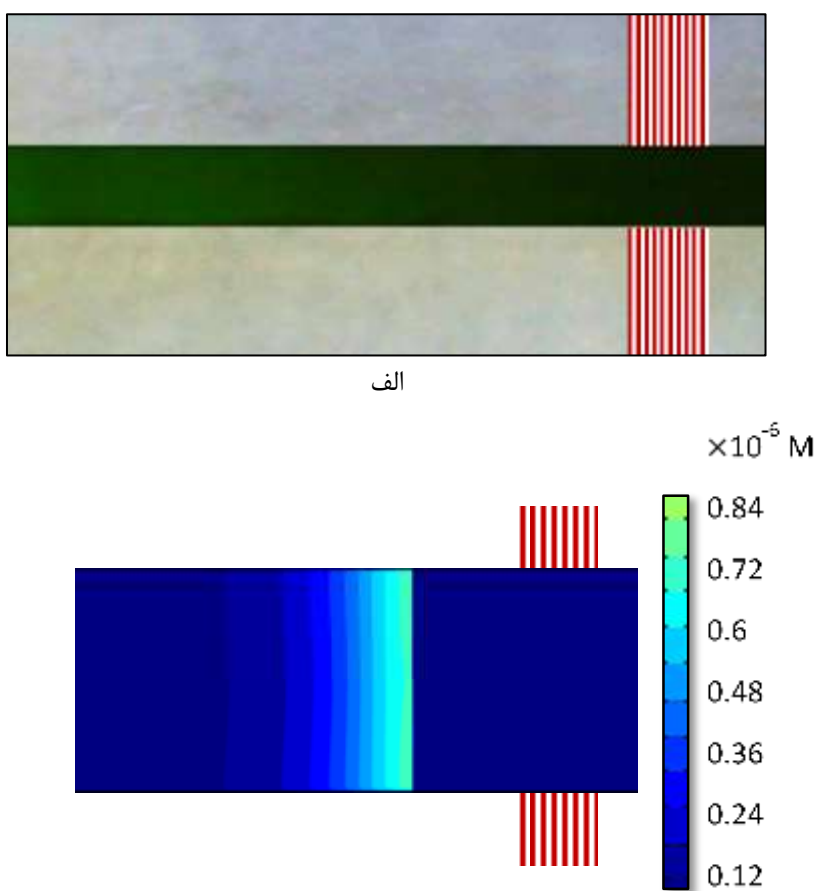
۵-۹- نتایج حاصل از بررسی عددی و آزمایشگاهی اثر میدان الکتریکی

در این قسمت به بررسی اعمال میدان‌های الکتریکی مختلف پرداخته شده است. با بررسی میدان‌های الکتریکی مختلف مشخص شد که این میدان‌ها می‌تواند تأثیر مهمی بر کیفیت تجمع ذرات درون میکروکانال داشته باشند. به همین علت، اعمال میدان الکتریکی در محدوده‌های مختلف مورد بررسی قرار داده شده است. در ادامه به تفکیک به بررسی این محدوده‌ها و پدیده‌های مشاهده شده در آن خواهیم پرداخت.

۵-۹-۱- میدان الکتریکی ($E < 8V/cm$)

شکل ۵-۸ الف نتایج آزمایشگاهی مربوط به اعمال میدان الکتریکی پایین ($E < 8V/cm$) را نمایش می‌دهد. با توجه به این شکل می‌توان دریافت که در این محدوده، تجمع ذرات صورت نپذیرفته است. علت این

امر در آن است که جریان الکترواسمتیک قادر به حرکت توده سیال به سمت غشای نانومتخلخل نبوده و در نتیجه تجمع جریانی درون میکروکانال مشاهده نشده و این ناحیه بدون تجمع^۱ نامیده شده است. همچنین شکل ۵-۸ ب نتایج حاصل از حل عددی را نمایش می‌دهد. در این حالت نیز به علت پایین بودن اختلاف پتانسیل اعمالی به دو سر میکروکانال، تجمع ذرات با میزان بسیار پایینی در میکروکانال انجام شده است. گرچه میزان تجمع ذرات در شبیه‌سازی عددی بسیار پایین به دست آمده است اما نتایج آزمایشگاهی عدم برقراری جریان درون میکروکانال برای میدان‌های الکتریکی کمتر از 8 V/cm را نشان داد.



شکل ۵-۸: بررسی تاثیر میدان الکتریکی در محدوده $E < 8 \text{ v/cm}$ بر تجمع ذرات الف) مطالعه آزمایشگاهی ب) مطالعه عددی

¹ no preconcentration

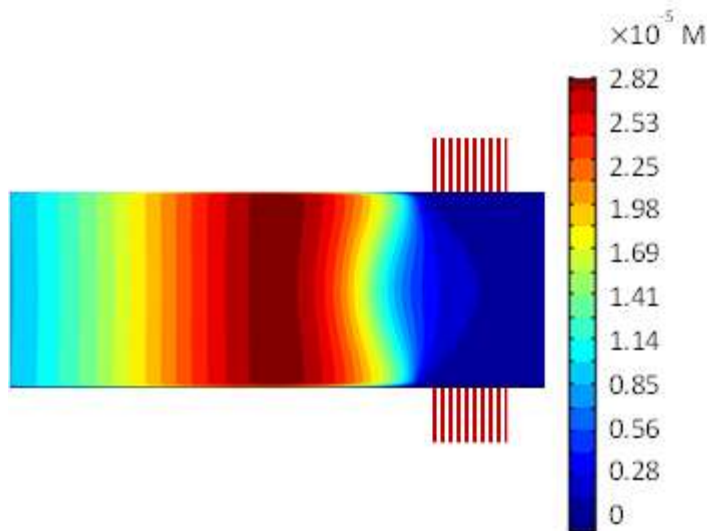
۵-۹-۲- میدان الکتریکی ($8 < E < 15 \text{ v/cm}$)

شکل ۵-۹ الف و ب، به ترتیب میدان الکتریکی اعمالی در محدوده $8 < E < 15 \text{ v/cm}$ را برای نتایج آزمایشگاهی و عددی نمایش می‌دهند. در این محدوده با افزایش دادن میدان الکتریکی و در نتیجه تقویت جریان الکترواسمتیک، جریان به سمت غشای نانومتخلخل حرکت نموده و باعث تجمع جریان در پشت آن شده است. در این حالت نیز به دلیل کافی نبودن جریان الکترواسمتیک، توده جریان در محدوده کانال پخش شده^۱ است. پخش شدن ذرات در طول میکروکانال باعث عدم متمرکز شدن ذرات در محدوده مشخص شده و در نتیجه این امر باعث کم شدن ضریب تغلیظ می‌گردد. پدیده پخش شدن جریان در طول میکروکانال برای حالت آزمایشگاهی، به صورت عددی نیز در شکل ۵-۹ ب نیز صحنه‌گذاری شده است. با توجه به این شکل ذرات باردار در محدوده وسیعی از کانال انتشار داشته و تجمع ذرات به صورت متمرکز حاصل نشده است.



الف

¹ released



ب

شکل ۵-۹: بررسی تاثیر میدان الکتریکی در محدوده $8 < E < 15 \text{ v/cm}$ بر تجمع ذرات الف) مطالعه آزمایشگاهی ب) مطالعه عددی

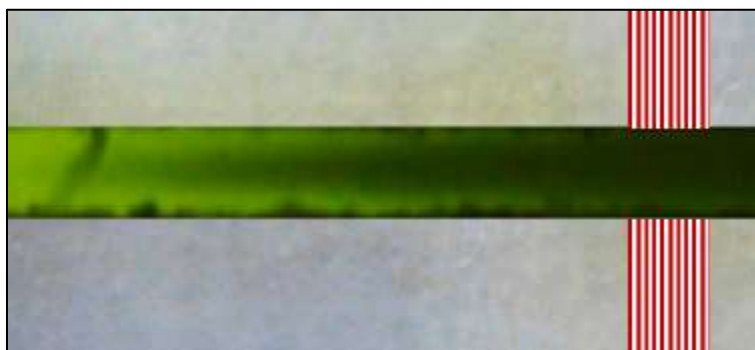
۵-۹-۳- میدان الکتریکی ($15 < E < 25 \text{ v/cm}$)

با افزایش میدان الکتریکی به محدوده $15 < E < 25 \text{ v/cm}$ ، توده سیال با سرعت بیشتری به سمت غشای نانومتخلخل حرکت می‌نماید. شکل ۵-۱۰ الف و ب به ترتیب نتایج حاصل از مطالعه آزمایشگاهی و عددی را نمایش می‌دهد. در این حالت غشای نانومتخلخل در مقابل جریان الکترواستاتیک مقاومت نموده و ذرات با بار منفی فلوئورسین را از سمت خود دفع می‌نماید. این نیروی دافعه به سمت داخل توده سیال نفوذ کرده و باعث حرکت سیال به سمت دیواره‌های میکروکانال می‌گردد. نتایج حاصل از شبیه‌سازی عددی نیز نشان از تجمع ذرات در دیواره میکروکانال به صورت منحنی شکل دارد. بر خلاف حالت قبل که تجمع به صورت پخش شده در طول میکروکانال بود؛ در این حالت جریان به سمت دیواره‌های میکروکانال منحرف شده است^۱. علت این امر

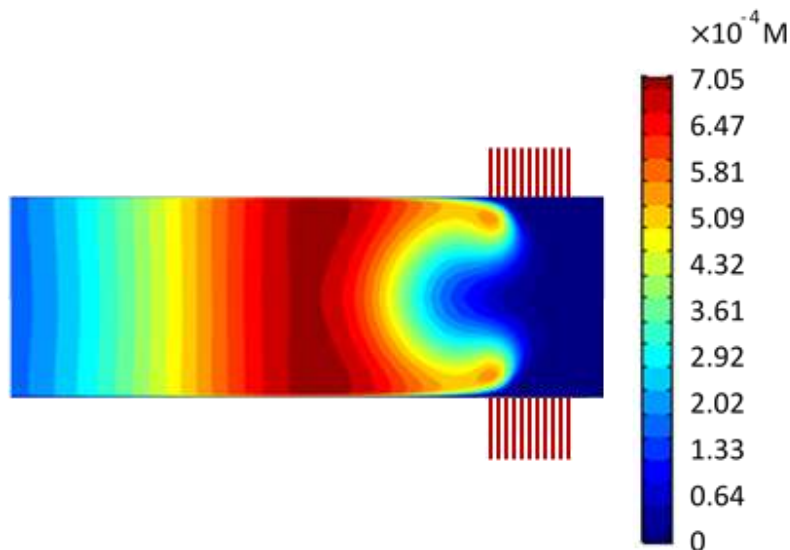
^۱ protruded

غلبه نیروی دافعه غشای نانومتخلخل بر جریان الکترواستاتیک ایجاد شده توسط اختلاف ولتاژ اعمالی به دو سر میکروکانال است.

لازم به ذکر است که در این حالت نتایج آزمایشگاهی نسبت به حالت عددی دافعه بیشتری را نمایش داده و نفوذ بیشتری به سمت مرکز داشته است. یکی از عوامل می‌تواند در صرفنظر کردن از اثرات الکترواستاتیکی در مواجهه با غشای نانومتخلخل در حل عددی باشد. در این تحقیق این اثرات با اعمال ولتاژ مقطع عرضی V_m جایگزین شده است. هرچند این پارامتر از مطالعات آزمایشگاهی پیشین استخراج شده است، اما می‌تواند بر روی دافعه ذرات توسط غشای نانومتخلخل تاثیرگذار باشد. بدین منظور استفاده از دیدگاه مولکولی در سطح غشای نانومتخلخل می‌تواند به طور دقیقتری حل عددی را با آزمایش‌های تجربی حاضر مطابقت دهد. همچنین استفاده از حل دوبعدی و صرفنظر کردن از عمق کانال (با وجود عمق کم ۵۰ میکرومتر) و اثرات دیفیوژن می‌تواند منجر به عدم هماهنگی دقیق بین حل عددی و آزمایشگاهی پژوهش حاضر شده باشند. در عین حال نتایج نشان داد که با وجود اختلافاتی در میزان و یا شدت این تغییرات، نتایج حل عددی حاضر توانایی نشان دادن *الگوهای* تجمیع ذرات با مطالعه آزمایشگاهی را داشته است.



الف



ب

شکل ۵-۱۰: بررسی تاثیر میدان الکتریکی در محدوده $15 < E < 25 \text{ v/cm}$ بر تجمع ذرات الف) مطالعه آزمایشگاهی ب) مطالعه عددی

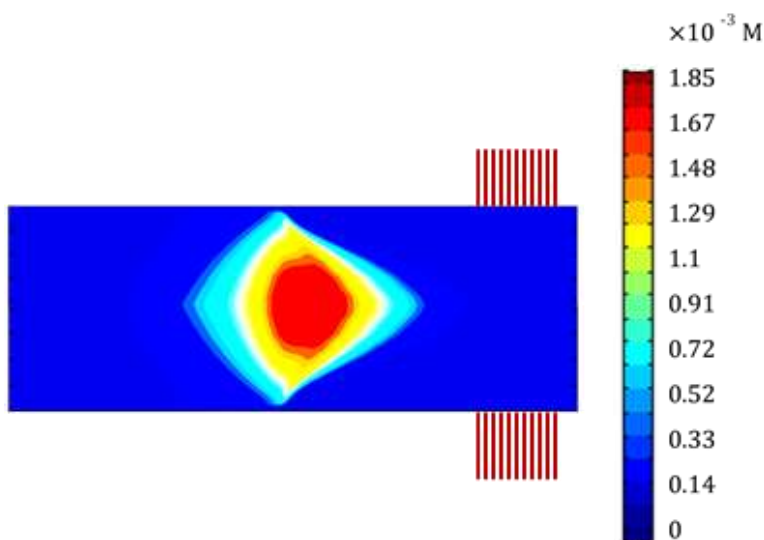
۵-۹-۴- میدان الکتریکی ($25 < E < 35 \text{ v/cm}$)

شکل ۵-۱۱ تجمع ذرات را برای میدان الکتریکی در محدوده $25 < E < 35 \text{ v/cm}$ برای مطالعه آزمایشگاهی و عددی نمایش می‌دهد. در این حالت جریان به گونه‌ای است که توازن بین نیروها برای تجمع ذرات برقرار شده است. با توجه به شکل ۵-۱۱ الف می‌توان دریافت که جریان درون محدوده مشخصی از میکروکانال محدود شده و به صورت متمرکز^۱ در پشت غشای نانومتخلخل نفیونی تجمع یافته است. در نتیجه این محدوده میدان الکتریکی بهترین حالت برای تجمع ذرات در نظر گرفته شده است. در شکل ۵-۱۱ ب تجمع ذرات به صورت عددی نمایش داده است. در این حالت علاوه بر متمرکز شدن جریان، ضریب تغلیظ نیز افزایش پیدا کرده است. لازم به ذکر است که محدوده میدان الکتریکی مناسب ارائه شده در بهینه‌سازی عددی برابر با $20-30 \text{ V/cm}$ معرفی شد که مطابقت قابل قبولی با نتایج آزمایشگاهی تحقیق حاضر ($25-35 \text{ V/cm}$) دارد.

¹ focused



الف



ب

شکل ۵-۱۱: بررسی تاثیر میدان الکتریکی در محدوده $25 < E < 35 \text{ V/cm}$ بر تجمع ذرات الف) مطالعه آزمایشگاهی ب) مطالعه عددی

۵-۹-۵- میدان الکتریکی ($E > 35 \text{ V/cm}$)

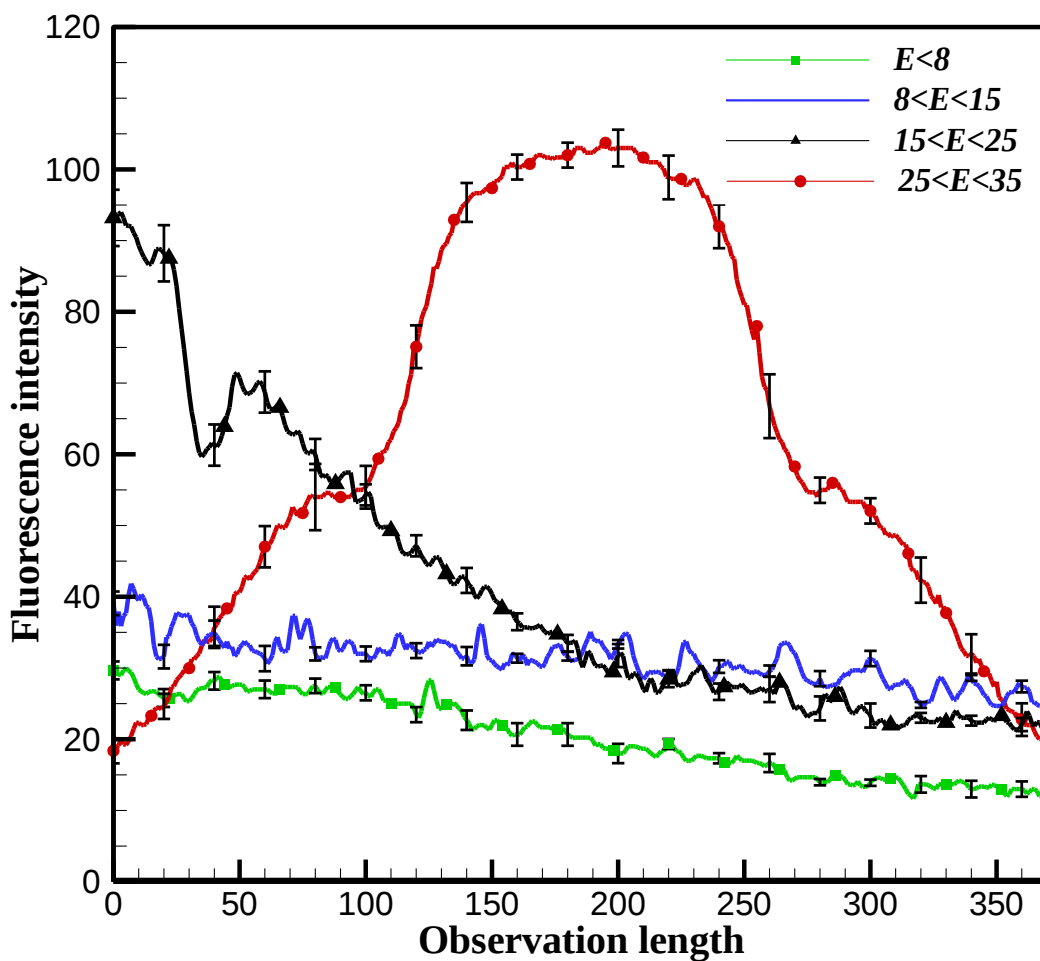
در این محدوده و برای میدان‌های الکتریکی بالاتر از 35 V/cm تجمع ذراتی مشاهده نشد. علت اصلی این مسئله به برهم خوردن تعادل نیروها برمی‌گردد؛ که منجر به از بین رفتن تجمع ذرات می‌شود. همچنین ذکر این نکته شایان توجه است که استفاده مکرر از میدان‌های الکتریکی بالا درون میکروکانال باعث تخریب و آسیب زدن به سطوح میکروکانال و ایجاد گرمایش ژول می‌گردد که در آزمایشات این تحقیق و مطالعات پیشین گزارش شده است. همچنین در تحقیقات کاربردی‌تر برای حفظ خواص سیال نظیر pH نیز استفاده از میدان‌های

بالا پیشنهاد نمی‌گردد. به همین علت در این پژوهش از به کارگیری میدان‌های الکتریکی بیشتر از 35 V/cm اجتناب شده و تمرکز بر ایجاد جریان در محدوده میدان‌های الکتریکی پایین‌تر بوده است.

۵-۱۰- کمی سازی نتایج آزمایشگاهی بر حسب میدان‌های الکتریکی مختلف

برای کمی‌سازی نتایج حاصل از تصاویر به دست آمده توسط مشاهدات آزمایشگاهی از نرم افزار ایمج-جی^۱ استفاده شده است. در این نرم‌افزار شدت نور ساطع شده تصاویر فلوئورسنت سنجیده شده و مقادیر کمی-شده آن را در نقاط معین، مشخص می‌نماید. از آنجایی که ابزاری برای کمی‌سازی تغلیظ در مطالعه آزمایشگاهی وجود نداشت، لذا با تصویربرداری در حالات مختلف می‌توان با پردازش تصاویر شدت نور فلوئورسنت ساطع شده از تصاویر آزمایش‌های تجربی تا حدودی میزان تغلیظ مناسب‌تر را مشاهده نمود. شکل ۵-۱۲ به بررسی اثر شدت فلوئورسنت بر حسب طول مشاهدات آزمایشگاهی برای میدان‌های مختلف پرداخته شده است. تمامی نمودارهای به دست آمده از شکل ۵-۱۲ برای مقطع میانی میکروکانال ترسیم شده‌اند. نحوه تکرارپذیری آزمایش‌ها، عدم قطعیت، میزان خطای نمایش داده شده در مطالعه آزمایشگاهی و نحوه محاسبه این موارد در انتهای رساله و در بخش پیوست به تفصیل توضیح داده شده است. با توجه به این شکل می‌توان دریافت که بیش‌ترین میزان شدت فلوئورسنت برای میدان بین ۲۵ تا ۳۵ ولت بر سانتی‌متر و کمترین آن مربوط به میدان‌های الکتریکی کوچکتر از $E < 8 \text{ V/cm}$ به دست آمده است. در میدان الکتریکی بهینه $25 < E < 35 \text{ V/cm}$ ، علاوه بر بیشتر بودن میزان فلوئورسنت نسبت به میدان‌های دیگر، در محدوده کمتری نیز تجمع یافته شده‌اند. برای میدان‌های $8 < E < 15 \text{ V/cm}$ تجمع ذرات در طول میکروکانال پخش شده و مانع از ایجاد شدت‌های بالا شده است. همچنین برای میدان الکتریکی بین $15 < E < 25 \text{ V/cm}$ به دلیل منحرف شدن ذرات فلوئورسنت از مرکز به دیواره‌های میکروکانال، از شدت و میزان فلوئورسنت کاسته شده است.

¹ imageJ



شکل ۵-۱۲: بررسی شدت فلوئورسنت بر حسب طول مشاهدات آزمایشگاهی برای میدان های مختلف

۵-۱۱- اعتبارسنجی نتایج حاضر با مطالعات پیشین

در ادامه و در جدول ۵-۳ به بررسی نمونه‌هایی از نتایج مربوط به تجمع ذرات و مشاهدات آزمایشگاهی مطالعات پیشین پرداخته شده است. در اکثر این مطالعات، نتایج بر حسب ولتاژ گزارش شده است؛ به همین علت در جدول ۵-۳ این اعداد با استفاده از طول میکروکانال به میدان الکتریکی تبدیل شده‌اند تا بتوان آن‌ها را با مشاهدات تحقیق حاضر مقایسه نمود. در این جدول، میزان ولتاژ، طول میکروکانال، میدان الکتریکی، غلظت

محلول و چکیده نتایج حاصل از مطالعه آزمایشگاهی آن‌ها گزارش شده است. همانگونه که از قسمت مشاهدات نتایج در جدول ۳-۵ استنباط می‌شود، در آزمایش‌های متعدد پیشین در حوزه قطبیت غلظت یونی، جریان‌هایی به صورت بدون تجمع، تجمع پخش‌شده در طول میکروکانال، تجمع در دیواره‌های میکروکانال و تجمع متمرکز مشاهده شده است. بررسی این جدول نشان از مطابقت قابل قبول مطالعات پیشین با تئوری‌های یافت شده در این پژوهش را نمایش می‌دهد. این بررسی نشان می‌دهد که در نظر گرفتن میدان الکتریکی مناسب (نه فقط در نظر گرفتن اثر ولتاژ به تنهایی) می‌تواند به شناخت الگوی جریان در پدیده قطبیت غلظت یونی کمک شایانی می‌نماید. در جدول ۳-۵ نتایج حاصل از مشاهده رفتار الگوی تجمع ذرات بر حسب میدان الکتریکی در مطالعات پیشین ارائه شده است.

جدول ۳-۵: نتایج حاصل از مشاهده رفتار الگوی تجمع ذرات بر حسب میدان الکتریکی در مطالعات پیشین

مشاهدات	غلظت محلول (mM)	میدان الکتریکی (V/cm)	طول میکروکانال (mm)	ولتاژ (V)	مرجع
عدم تجمع	-	۴۰-۱۴	۲۷-۱۰	۴۰	کو و همکاران [۱۱]
تجمع منحرف شده					
تجمع متمرکز					
برای $E < 10 \text{ v/cm}$ عدم تجمع	۵۰	۰-۵۰	-	-	کیم و همکاران [۴۳]
برای $25 < E < 45$ تجمع متمرکز					
تجمع متمرکز	-	۲۲	۲۵	۵۵	گائو و همکاران [۴۵]
تجمع پخش شده	-	-	۲۰	۲۰۰-۵۰	یه و همکاران [۶۹]
تجمع متمرکز					
تجمع متمرکز	۱	۲۵	-	-	کیم و همکاران [۴۳]
تجمع پخش شده	۲۵-۱۰۰	۱۵	۴۰	۶۰	لی و همکاران [۲۵]

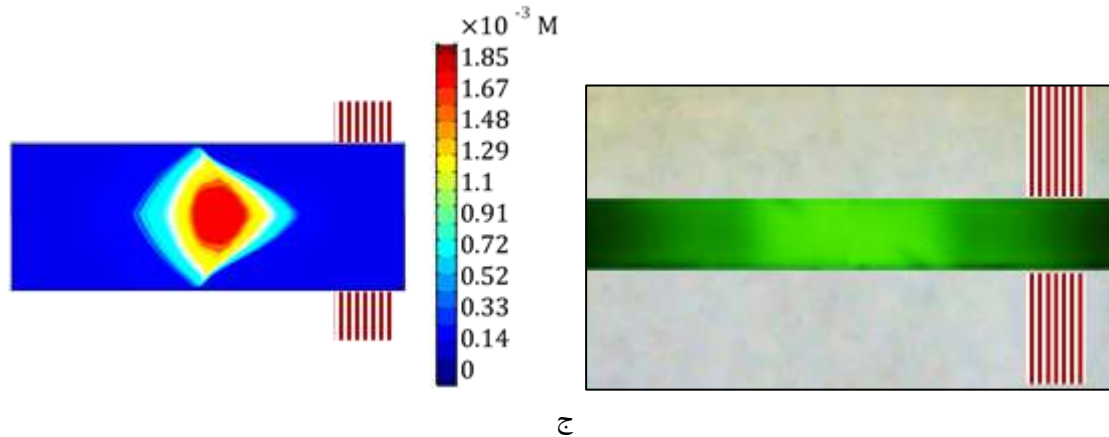
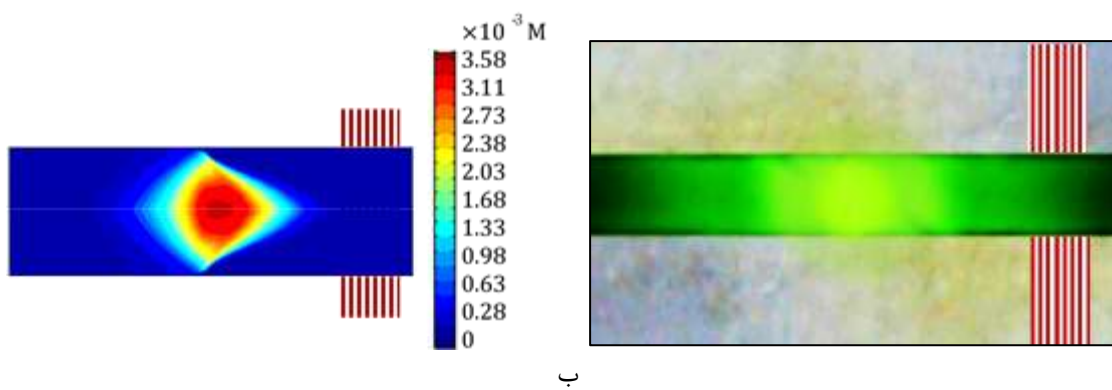
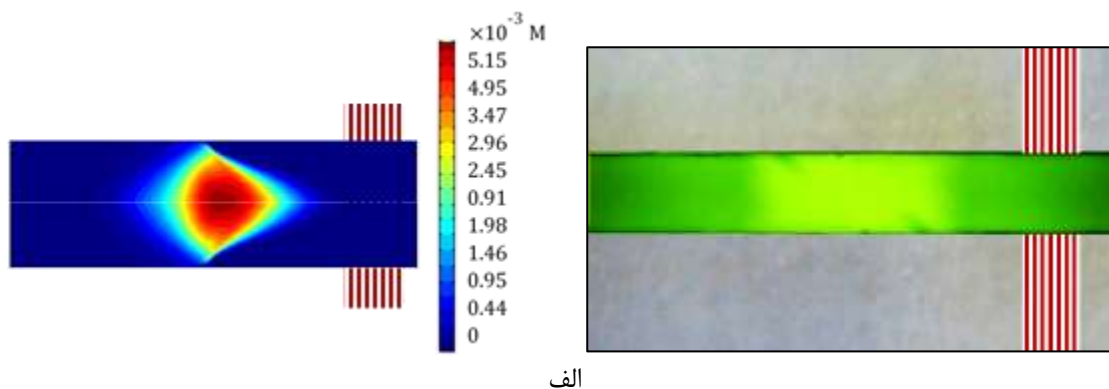
مشاهدات	غلظت محلول (mM)	میدان الکتریکی (V/cm)	طول میکروکانال (mm)	ولتاژ (V)	مرجع
تجمع متمرکز	۰/۱-۳۶/۵	۳۳/۳۳	۱۵	۵۰	کیم و همکاران [۶۸]
تجمع منحرف شده	۰-۲۰۰	۱۶	۵۰	۸۰	یوان و همکاران [۴۱]
تجمع متمرکز	-	۲۵	-	-	چانگ و یانگ [۴۴]
ولتاژ ۵ ولت تجمع منحرف شده	۱	-	-	۱۵-۵	اویانگ و همکاران [۵۰]
ولتاژ ۱۵ ولت تجمع متمرکز					

۵-۱۲- نتایج حاصل از بررسی عددی و آزمایشگاهی اثر غلظت محلول

در ادامه به بررسی تاثیر غلظت محلول بر تجمع ذرات پرداخته شده است. در شکل ۵-۱۳ الف تا ج، بررسی آزمایشگاهی (ستون سمت راست) و عددی (ستون سمت چپ) تاثیر غلظت محلول بر ضریب تغلیظ آورده شده است. همانطور که در این شکل‌ها مشخص شده است، با تغییر غلظت محلول بافری، ضریب تغلیظ برای حالت آزمایشگاهی و عددی تغییر یافته است. ذکر این نکته مهم شایان توجه است که با تغییر غلظت محلول، تغییری در الگوی رفتار تجمع ذرات دیده نشد و تنها تاثیر غلظت بر مقدار ضریب تغلیظ مشاهده گردید. به همین علت و جهت جلوگیری از تکرار شکل‌های مشابه، از آوردن محدوده‌های میدان الکتریکی مختلف در غلظت‌های متفاوت صرفنظر شده است. لذا در این بخش تمامی نتایج تنها برای میدان الکتریکی بهینه V/cm ۳۰ گزارش شده است. با توجه به شکل ۵-۱۳ می‌توان دریافت که با کاهش دادن غلظت محلول بافری در محدوده مورد بررسی در این پژوهش، ضریب تغلیظ افزایش پیدا کرده است. همچنین نتایج عددی نیز افزایش ضریب تغلیظ با کاهش غلظت محلول را نمایش می‌دهند.

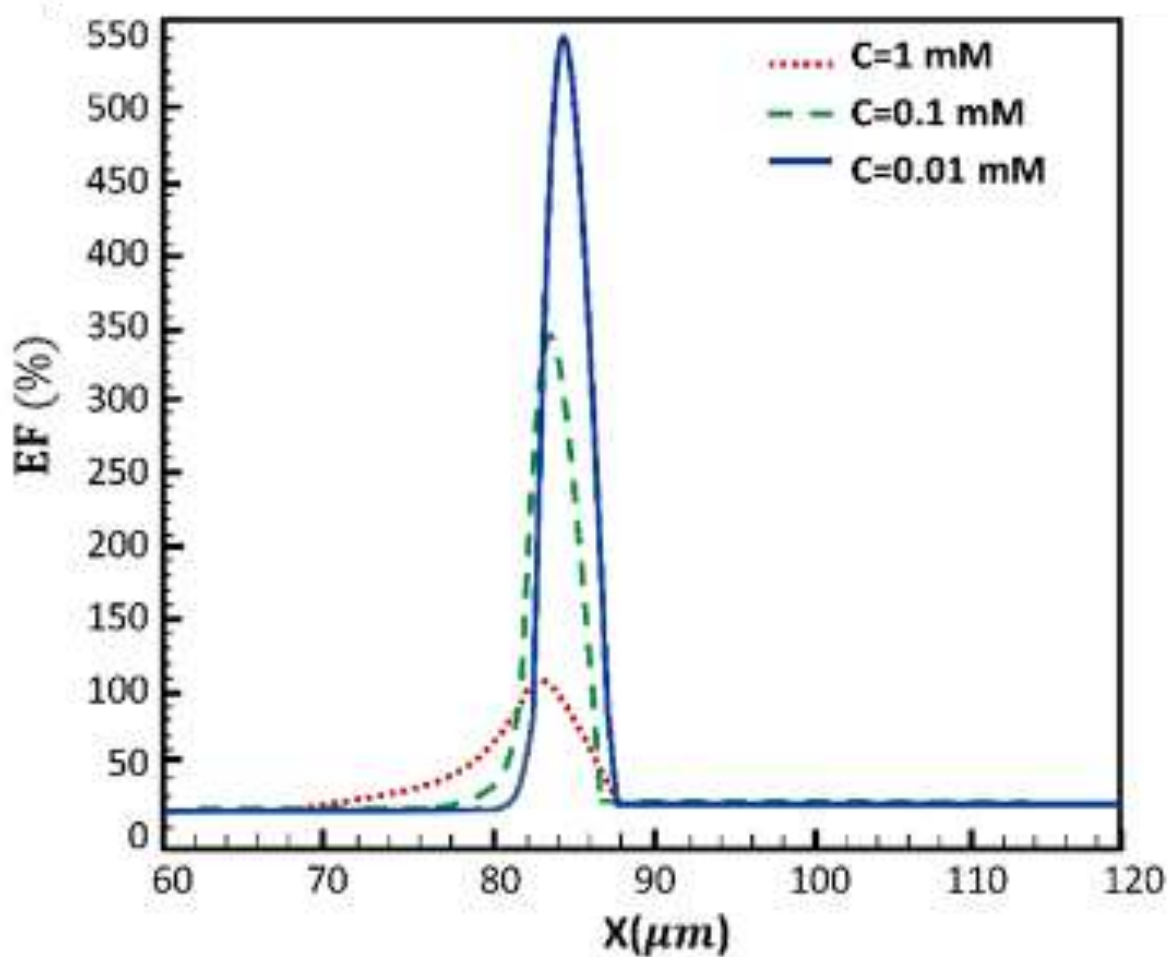
عددی

آزمایشگاهی



شکل ۵-۱۳: بررسی آزمایشگاهی (ستون سمت راست) و عددی (ستون سمت چپ) تاثیر غلظت بر ضریب تغلیظ برای
 (الف) ۰/۱ (ب) ۰/۱ و (ج) ۱ میلی مولار

در ادامه و برای درک بهتر اثر غلظت محلول بر روی ضریب تغلیظ بر حسب طول کانال به صورت نمودار زیر آورده شده است. با توجه به شکل ۵-۱۴ می‌توان دریافت که تجمع ذرات در پشت غشای نانومتخلخل جمع شده اند. با توجه به این شکل میتوان دریافت که با کاهش غلظت محلول، ضریب تغلیظ افزایش یافته است.

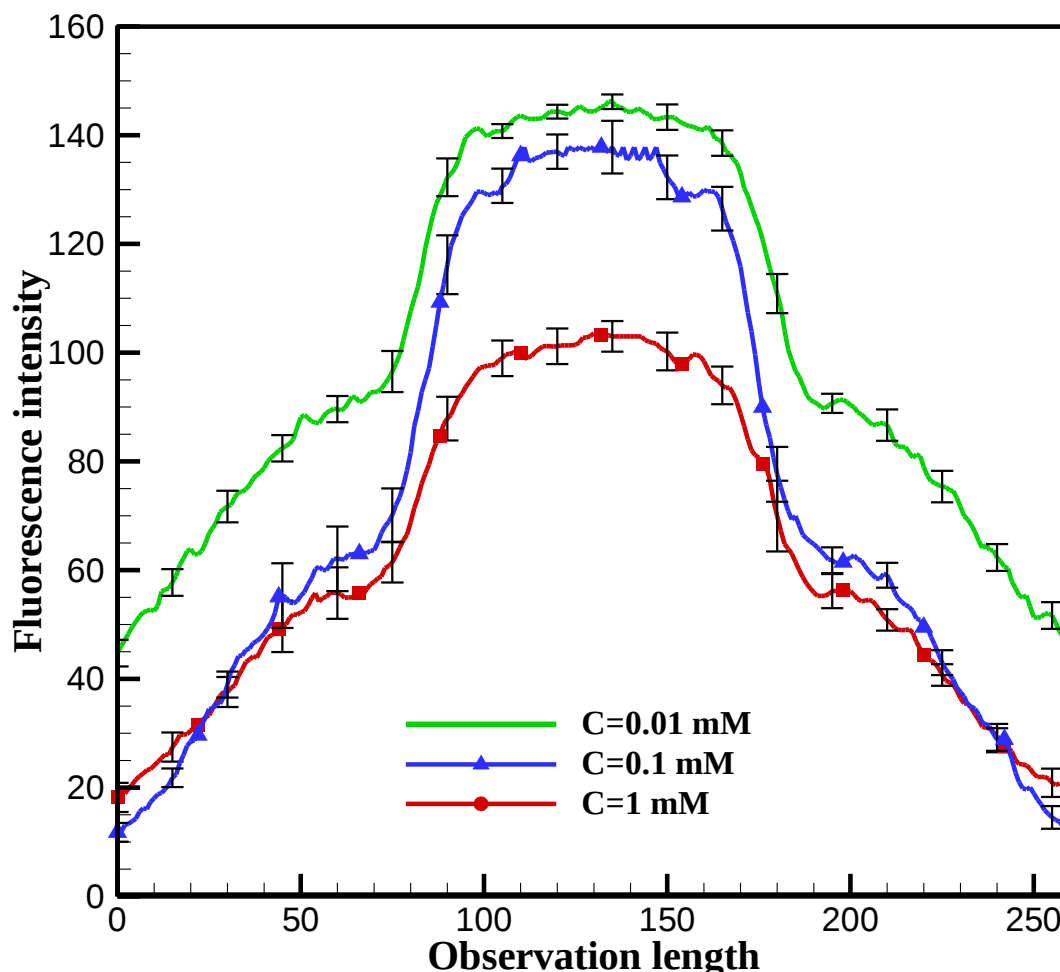


شکل ۵-۱۴: بررسی عددی تاثیر غلظت محلول از ۰/۰۱ تا ۱mM بر تجمع ذرات بر حسب طول

میکروکانال

۵-۱۳- کمی سازی نتایج آزمایشگاهی بر حسب غلظت های مختلف

شکل ۵-۱۵ بررسی کمی شدت فلوئورسنت بر حسب طول مشاهدات آزمایشگاهی برای غلظت های مختلف را نمایش می دهد. (توضیحات مربوط به محاسبات عدم قطعیت در پیوست رساله آورده شده است). همانطور که در این شکل مشخص است، با کاهش یافتن مقدار غلظت محلول الکترولیت، بر شدت میزان فلوئورسنت افزوده شده است. همچنین بیشترین میزان شدت (به عبارتی بیشترین تغلیظ) در محدوده معینی از میکروکانال ایجاد شده است که از پراکندگی ذرات در طول میکروکانال جلوگیری شده است.

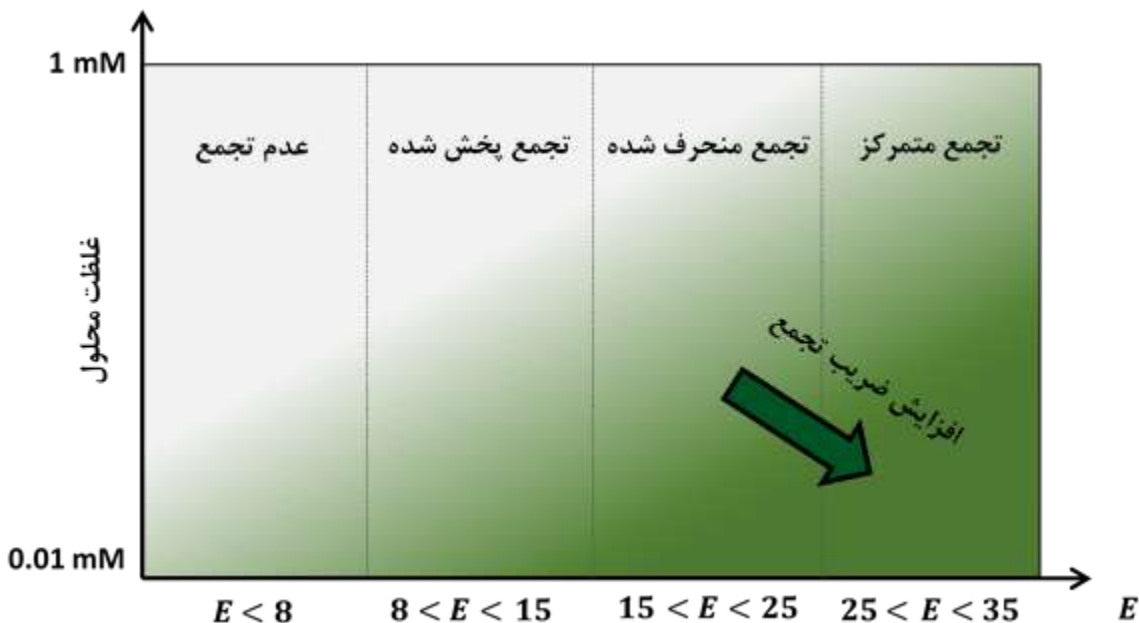


شکل ۵-۱۵: بررسی شدت فلوئورسنت بر حسب طول مشاهدات آزمایشگاهی برای غلظت های مختلف

در این رساله به بررسی عددی و آزمایشگاهی پدیده قطبیت غلظت یونی جهت تجمع ذرات باردار درون میکروکانال پرداخته شده است. در ابتدا با بررسی مطالعات پیشین در این حوزه مشخص شد که برای بهتر نشان دادن عملکرد تجمع ذرات در پدیده قطبیت غلظت یونی، از پارامتر ضریب تغلیظ که نسبت غلظت ذرات بعد از تجمع به غلظت ذرات اولیه است؛ استفاده می‌گردد. پس از آن به بررسی پارامترهای موثر در بهبود عملکرد ضریب تغلیظ پرداخته شد. مهم‌ترین پارامترهای موثر در گزارشات پیشین تجربی و عددی به غلظت محلول، ولتاژ اعمالی و ابعاد میکروکانال اشاره داشتند. به همین علت در این پژوهش به بهینه‌سازی پارامترهای ذکر شده با استفاده از روش سطح پاسخ پرداخته شد. نتایج حاصل از بهینه‌سازی نشان داد که غلظت محلول می‌تواند بر روی ضریب تغلیظ تاثیرگذار باشد. همچنین این بهینه‌سازی مشخص نمود که اثر متقابل ولتاژ و طول میکروکانال بر هم (یا به عبارت دیگر میدان الکتریکی) در تجمع ذرات قابل توجه است؛ عاملی که در تحقیقات پیشین بدان توجه نشده است. در ادامه با ثابت فرض نمودن غلظت در محدوده ۱ میلی مولار، نتایج پیشنهادی بهینه‌سازی برای یافتن ماکزیمم تجمع ذرات بررسی گردید. نتایج نشان داد که بهینه‌سازی، میدان الکتریکی بین $20 < E < 30 \text{ V/cm}$ را پیشنهاد می‌نماید. لذا با توجه به این محدوده، طراحی مدل آزمایشگاهی صورت پذیرفت. با انجام آزمایشات معین شد که تغییر در میدان الکتریکی باعث تغییر الگوی جریان می‌گردد. در میدان‌های الکتریکی پایین ($E < 8 \text{ V/cm}$) هیچ تجمع ذراتی رخ نداده است؛ با افزایش میدان الکتریکی به محدوده $8-15 \text{ V/cm}$ تجمع ذرات به صورت پخش شده در میکروکانال جریان می‌یابد. در محدوده میدان الکتریکی $15 < E < 25 \text{ V/cm}$ تجمع ذرات به سمت دیواره‌های بالا و پایین میکروکانال منحرف می‌شوند. در انتها با اعمال میدان الکتریکی $(25 < E < 35 \text{ V/cm})$ ، ذرات به صورت متمرکز درون میکروکانال تجمع می‌یابند. تمامی موارد ذکر شده با نتایج حاصل از شبیه‌سازی عددی توسط نرم افزار کامسول مقایسه شده و مطابقت قابل قبولی با نتایج تجربی از خود نشان دادند. علاوه بر این، جهت اعتبارسنجی بیشتر مشاهدات تحقیق حاضر با گزارش‌های محققین پیشین در حوزه پدیده قطبیت غلظت یونی مقایسه گردید. در ادامه با بررسی اثر غلظت محلول بر روی

ضریب تغلیظ مشخص شد که با کاهش غلظت محلول، ضریب تغلیظ افزایش پیدا می‌نماید. همچنین با شبیه‌سازی عددی و مطالعه آزمایشگاهی غلظت‌های مختلف محلول نشان داده شد که بر خلاف میدان الکتریکی، تغییر غلظت محلول تاثیری بر روی الگوی جریان نداشته و تنها بر میزان ضریب تغلیظ تاثیرگذار است.

د به صورت خلاصه و شماتیک، نحوه تاثیر میدان الکتریکی و غلظت محلول بر ضریب تغلیظ و الگوی جریان در شکل ۵-۱۶ آورده شده است. با توجه به این شکل می‌توان دریافت که بیشترین و بهترین تجمع ذرات در نواحی سبز پررنگ (قسمت سمت راست و پایین نمودار) به دست خواهد آمد. این نواحی مربوط به میدان الکتریکی $25 < E < 35 \text{ V/cm}$ و غلظت‌های پایین‌تر محلول می‌باشد. واضح است که با فاصله گرفتن از این ناحیه، از مقدار ضریب تغلیظ کاسته می‌گردد.



شکل ۵-۱۶: بررسی رفتار الگوی تجمع ذرات و ضریب تغلیظ بر حسب میدان الکتریکی و غلظت محلول متفاوت

۵-۱۵- پیشنهاد برای پژوهش‌های آتی

در ادامه و در راستای تکمیل پژوهش اخیر می‌توان موارد ذیل را پیشنهاد داد:

- در این پژوهش از ذرات باردار فلوئورسین جهت تجمع ذرات استفاده شد. در پژوهش‌های آتی می‌توان از ذرات باردار دیگری استفاده کرد. این ذرات باردار می‌توانند پروتئین و یا DNA باشند که جهت کاربردهای پزشکی و تشخیص زودهنگام بیماری‌ها مورد بررسی قرار گیرند. در کاربردهای دیگر نظیر آب‌شیرین‌کن‌ها می‌توان از جداسازی املاح آب شور استفاده نموده تا آب آشامیدنی حاصل گردد.
- در این تحقیق از محلول پتاسیم کلراید به عنوان محلول الکترولیت استفاده شد. در تحقیقات دیگر می‌تواند سیال پایه خون باشد. استفاده از خون و تجمع ذرات آن می‌تواند کمک شایانی به آزمایش‌های پزشکی نماید.
- استفاده از سیال‌های غیرنیوتنی در شبیه‌سازی عددی و مشاهده اثرات رفتار این سیال بر تجمع ذرات و الگوی جریان می‌تواند مورد توجه قرار گیرد. استفاده از مدل‌های مرسوم شبیه‌سازی سیالات غیرنیوتنی نظیر مدل توانی و یا مدل کاریو-یاسودا می‌تواند جهت شبیه‌سازی عددی پیشنهاد گردد.
- استفاده از ابزارهای گرمادهی به میکروچیپ‌ها جهت بررسی اثر گرما با شار یا دما ثابت دیواره-های میکروکانال از دیگر موارد مورد بررسی آزمایشگاهی و عددی است. به نظر می‌رسد اعمال انتقال حرارت به چیپ، بتواند بر کنترل تجمع ذرات و همچنین بر رفتار الگوی ذرات تاثیرگذار باشد.

پیوست

بررسی عدم قطعیت نتایج آزمایشگاهی

همواره در کارهای تجربی نتایج تحت تاثیر دقت اندازه‌گیری‌ها و خطاهای موجود در آزمایش می‌باشد. به همین دلیل بررسی عدم قطعیت نتایج یکی از مهمترین بخش‌ها در کارهای آزمایشگاهی می‌باشد. در این پیوست به نحوه محاسبه عدم قطعیت‌ها و روابط مربوط به آن‌ها پرداخته می‌شود.

برای بررسی عدم قطعیت مطالعه آزمایشگاهی شدت فلئورسنت که در شکل ۵-۱۲ و شکل ۵-۱۴ مشخص است، ابتدا میانگین تمامی داده‌های آزمایش از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$\bar{I} = \frac{\sum I_i}{n} \quad ۱$$

که در آن I_i ها مقادیر به دست آمده شدت فلئورسنت و n تعداد داده‌ها می‌باشد.

برای بررسی میزان انحراف داده‌ها از مقدار میانگین، انحراف از معیار استاندارد برای مجموعه داده‌ها توسط رابطه زیر نوشته می‌شود:

$$s = \sqrt{\frac{\sum (I_i - \bar{I})^2}{n-1}} \quad ۲$$

با توجه به اینکه تعداد داده‌ها در این آزمایش کمتر از ۲۰ می‌باشد، در مخرج $n-1$ قرار گرفته شده است.

سپس میزان عدم قطعیت بر اثر تکرار را از رابطه زیر می‌توان به دست آورد:

$$u = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad ۳$$

در انتها برای محاسبه عدم قطعیت توسعه یافته از رابطه ذیل استفاده شده است:

$$U = k_u u$$

۴

که در آن ضریب k_u با توجه به سطح اطمینان آزمایش ها انتخاب می گردد. معمولاً در آزمایش های مهندسی با توجه به سطح اطمینان ۹۵ درصد، ضریب k_u برابر با ۲ انتخاب می شود. در جدول زیر مقادیر عدم قطعیت شدت فلوئورسنت برای میدان های الکتریکی مختلف (شکل ۵-۱۲) آورده شده است.

جدول ۱: عدم قطعیت شدت فلوئورسنت برای میدان های الکتریکی مختلف

$E < 8$					
عدم قطعیت	میانگین	شدت فلوئورسنت			موقعیت
		آزمایش ۳	آزمایش ۲	آزمایش ۱	
1.260	25.11	26.08	23.93	25.33	30
1.233	26.92	27.94	25.81	27.00	60
1.020	25.49	26.27	24.53	25.67	90
1.058	25.37	26.04	24.33	25.75	120
1.369	21.50	22.45	20.17	21.88	150
1.597	20.40	21.86	19.11	20.23	180
1.352	17.92	19.12	16.78	17.87	210
1.438	17.71	18.97	16.48	17.67	240
1.271	14.35	15.25	13.12	14.67	270
0.897	14.47	15.14	13.62	14.66	300
1.176	13.25	14.37	12.38	13.00	330
1.080	12.04	12.99	11.12	12.00	360
$8 < E < 15$					
عدم قطعیت	میانگین	شدت فلوئورسنت			موقعیت
		آزمایش ۳	آزمایش ۲	آزمایش ۱	
1.665	37.33	38.73	35.85	37.42	30
1.788	30.19	31.48	28.47	30.61	60
0.912	33.36	34.07	32.51	33.51	90
1.041	32.51	31.58	33.38	32.58	120
1.295	29.70	30.79	28.55	29.77	150

0.622	31.15	30.57	31.24	31.64	180
0.602	29.53	30.11	29.11	29.36	210
0.894	30.47	31.34	29.87	30.19	240
0.782	28.25	27.98	29.02	27.75	270
1.077	27.43	28.32	26.46	27.52	300
0.411	28.21	28.11	27.91	28.60	330
0.823	26.23	25.61	27.01	26.08	360
15 < E < 25					
عدم قطعیت	میانگین	شدت فلوئورسنت			موقعیت
		آزمایش ۳	آزمایش ۲	آزمایش ۱	
3.955	68.13	68.61	71.29	64.49	30
2.906	67.61	67.27	65.27	70.27	60
2.196	56.89	57.45	54.77	58.45	90
1.484	45.78	45.25	44.85	47.25	120
1.764	38.64	38.30	37.30	40.30	150
1.183	31.00	31.02	29.97	32.02	180
1.617	26.55	26.50	27.98	25.18	210
1.155	27.32	27.32	28.32	26.32	240
1.774	23.03	23.68	24.14	21.28	270
1.694	21.74	22.00	20.16	23.06	300
0.689	22.46	22.60	21.81	22.98	330
0.920	21.42	21.49	20.59	22.18	360
25 < E < 35					
عدم قطعیت	میانگین	شدت فلوئورسنت			موقعیت
		آزمایش ۳	آزمایش ۲	آزمایش ۱	
1.764	29.65	29.98	27.98	30.98	30
2.906	47.00	47.33	49.33	44.33	60
3.510	53.66	54.00	50.46	56.51	90
3.003	79.18	80.05	76.26	81.24	120
2.733	98.68	99.05	96.15	100.84	150
1.753	103.11	103.00	101.65	104.68	180

2.575	101.74	101.00	104.25	99.98	210
3.073	84.11	84.50	81.28	86.56	240
2.501	55.91	54.67	58.41	54.65	270
1.784	48.27	48.62	49.61	46.58	300
2.770	30.73	31.97	27.97	32.26	330
2.295	19.26	19.97	17.02	20.80	360

در جدول زیر مقادیر عدم قطعیت شدت فلوئورسنت برای غلظت‌های مختلف محلول (شکل ۵-۱۴) آورده شده است.

جدول ۲: عدم قطعیت شدت فلوئورسنت برای غلظت‌های محلول مختلف

$C = 0.01mM$					
موقعیت	شدت فلوئورسنت			میانگین	عدم قطعیت
	آزمایش ۱	آزمایش ۲	آزمایش ۳		
20	68.57	64.28	63.90	65.58	2.996
40	78.65	82.21	80.03	80.30	2.073
60	94.49	90.50	89.82	91.60	2.915
80	115.85	110.28	115.28	113.80	3.540
100	148.22	138.09	140.72	142.34	6.070
120	147.01	141.13	144.80	144.31	3.429
140	145.98	141.77	143.00	143.58	2.500
160	139.05	132.64	136.59	136.09	3.734
180	97.64	90.92	92.28	93.61	4.103
200	86.07	91.25	87.02	88.11	3.185
220	69.42	74.55	71.67	71.88	2.969
240	54.29	48.64	51.28	51.40	3.264
$C = 0.1mM$					
موقعیت	شدت فلوئورسنت			میانگین	عدم قطعیت
	آزمایش ۱	آزمایش ۲	آزمایش ۳		

1.712	28.16	28.48	29.46	26.55	20
2.396	50.02	49.32	52.35	48.38	40
5.951	64.11	61.94	60.39	69.99	60
4.900	93.99	92.72	90.52	98.72	80
5.414	130.72	129.09	127.07	136.01	100
3.163	136.24	137.23	133.14	138.34	120
4.851	134.90	136.23	130.20	138.28	140
4.030	122.11	122.41	118.48	125.44	160
5.050	64.91	65.84	60.15	68.75	180
2.374	57.70	59.33	55.39	58.38	200
2.298	37.58	37.58	35.59	39.57	220
2.089	19.01	17.84	18.09	21.09	240
$C = 1mM$					
عدم قطعیت	میانگین	شدت فلوئورسنت			موقعیت
		آزمایش ۳	آزمایش ۲	آزمایش ۱	
2.682	31.02	30.51	33.56	29.00	20
2.765	45.95	47.64	43.21	47.00	40
4.746	55.16	54.92	59.38	51.17	60
3.716	76.48	75.88	73.61	79.96	80
4.019	98.68	98.59	95.25	102.21	100
3.275	100.25	101.44	97.01	102.29	120
2.812	102.85	101.78	101.14	105.64	140
3.478	91.79	93.56	88.31	93.49	160
6.505	56.44	57.55	50.33	61.43	180
3.141	51.58	51.61	48.84	54.28	200
1.983	36.34	36.44	34.57	38.00	220
2.611	23.29	21.97	25.90	22.00	240

- [١] A. Brask, Principles of electroosmotic pumps, Technical University of Denmark Master Thesis, 2003 .
- [٢] L. D. Thành, R. Sprik, Zeta Potential Measurement Using Electroosmosis in Porous Media, *VNU Journal of Science: Natural Sciences and Technology*, Vol. 31, No. 4, 2015 .
- [٣] T. A. Zangle, A. Mani, J. G. Santiago, Theory and experiments of concentration polarization and ion focusing at microchannel and nanochannel interfaces, *Chemical Society Reviews*, Vol. 39, No. 3, pp. 1014-1035, 2010 .
- [٤] S. J. Kim ,L. D. Li, J. Han, Amplified electrokinetic response by concentration polarization near nanofluidic channel, *Langmuir*, Vol. 25, No. 13, pp. 7759-7765, 2009 .
- [٥] G. Yossifon, P. Mushenheim, Y.-C. Chang, H.-C. Chang, Nonlinear current-voltage characteristics of nanochannels, *Physical Review E*, Vol. 79, No. 4, pp. 046305, 2009 .
- [٦] J. H. Lee, Y.-A. Song, J. Han, Multiplexed proteomic sample preconcentration device using surface-patterned ion-selective membrane, *Lab on a Chip*, Vol. 8, No. 4, pp. 596-601, 2008 .
- [٧] M. M. Gong, R. Nosrati, M. C. San Gabriel, A. Zini, D. Sinton, Direct DNA analysis with paper-based ion concentration polarization, *Journal of the American Chemical Society*, Vol. 137, No. 43, pp. 13913-13919, 2015 .
- [٨] S. M. Rubinstein, G. Manukyan, A. Staicu, I. Rubinstein, B. Zaltzman, R. G. Lammertink, F. Mugele, M. Wessling, Direct observation of a nonequilibrium electro-osmotic instability, *Physical review letters*, Vol. 101, No. 23, pp. 236101, 2008 .
- [٩] S. J. Kim, Y.-A. Song, J. Han, Nanofluidic concentration devices for biomolecules utilizing ion concentration polarization: theory, fabrication, and applications, *Chemical Society Reviews*, Vol. 39, No. 3, pp. 912-922, 2010 .
- [١٠] T. Kim, E. Meyhöfer, Nanofluidic concentration of selectively extracted biomolecule analytes by microtubules, *Analytical chemistry*, Vol. 80, No. 14, pp. 5383-5390, 2008 .
- [١١] S. H. Ko, Y.-A. Song, S. J. Kim, M. Kim, J. Han, K. H. Kang, Nanofluidic preconcentration device in a straight microchannel using ion concentration polarization, *Lab on a Chip*, Vol. 12, No. 21, pp. 4472-4482, 2012 .
- [١٢] C. C. Striemer, T. R. Gaborski, J. L. McGrath, P. M. Fauchet, Charge-and size-based separation of macromolecules using ultrathin silicon membranes, *Nature*, Vol. 445, No. 7129, pp. 749-753, 2007 .
- [١٣] S. J. Kim, S. H. Ko, K. H. Kang, J. Han, Direct seawater desalination by ion concentration polarization, *Nature Nanotechnology*, Vol. 5, pp. 297, 03/21/online, 2010 .
- [١٤] B. D. MacDonald, M. M. Gong, P. Zhang, D. Sinton, Out-of-plane ion concentration polarization for scalable water desalination, *Lab on a Chip*, Vol. 14, No. 4, pp. 681-685, 2014 .

- [15] B. Ma, J. Chi, H. Liu, Fabric-based Ion Concentration Polarization for Pump-free Water Desalination, *ACS Sustainable Chemistry & Engineering*, 2017 .
- [16] H. Daiguji, Y. Oka, K. Shirono, Nanofluidic diode and bipolar transistor, *Nano Letters*, Vol. 5, No. 11, pp. 2274-2280, 2005 .
- [17] R. Yan, W. Liang, R. Fan, P. Yang, Nanofluidic diodes based on nanotube heterojunctions, *Nano letters*, Vol. 9, No. 11, pp. 3820-3825, 2009 .
- [18] D. Kim, A. Raj, L. Zhu, R. I. Masel, M. A. Shannon, Non-equilibrium electrokinetic micro/nano fluidic mixer, *Lab on a Chip*, Vol. 8, No. 4, pp. 625-628, 2008 .
- [19] O. Jännig, N.-T. Nguyen, A polymeric high-throughput pressure-driven micromixer using a nanoporous membrane, *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 10, No. 3, pp. 513-519, March 01, 2011 .
- [20] S. M. Kim, M. A. Burns, E. F. Hasselbrink, Electrokinetic protein preconcentration using a simple glass/poly (dimethylsiloxane) microfluidic chip, *Analytical Chemistry*, Vol. 78, No. 14, pp. 4779-4785, 2006 .
- [21] R.-J. Yang, H.-H. Pu, H.-L. Wang, Ion concentration polarization on paper-based microfluidic devices and its application to preconcentrate dilute sample solutions, *Biomicrofluidics*, Vol. 9, No. 1, pp. 014122, 2015 .
- [22] C.-C. Lin, J.-L. Hsu, G.-B. Lee, Sample preconcentration in microfluidic devices, *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 10, No. 3, pp. 481-511, 2011 .
- [23] R. Y. Chiu, E. Jue, A. T. Yip, A. R. Berg, S. J. Wang, A. R. Kivnick, P. T. Nguyen, D. T. Kamei, Simultaneous concentration and detection of biomarkers on paper, *Lab on a Chip*, Vol. 14, No. 16, pp. 3021-3028, 2014 .
- [24] J. Choi, K. Huh, D. J. Moon, H. Lee, S. Y. Son, K. Kim, H. C. Kim, J.-H. Chae, G. Y. Sung, H.-Y. Kim, Selective preconcentration and online collection of charged molecules using ion concentration polarization, *RSC Advances*, Vol. 5, No. 81, pp. 66178-66184, 2015 .
- [25] S. J. Lee, H. Rhee, T.-J. Jeon, D. Kim, Preconcentration of lipid vesicles using concentration polarization in a microfluidic chip, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 229, pp. 276-280, 2016 .
- [26] S. J. Kim, S. H. Ko, K. H. Kang, J. Han, Direct seawater desalination by ion concentration polarization, *Nature nanotechnology*, Vol. 5, No. 4, pp. 297-301, 2010 .
- [27] B. Kim, R. Kwak, H. J. Kwon, V. S. Pham, M. Kim, B. Al-Anzi, G. Lim, J. Han, Purification of High Salinity Brine by Multi-Stage Ion Concentration Polarization Desalination, *Scientific Reports*, Vol. 6, pp. 31850, 08/22/online, 2016 .
- [28] C. Duan, W. Wang, Q. Xie, Fabrication of nanofluidic devices, *Biomicrofluidics*, Vol. 7, No. 2, pp. 026501, 2013 .
- [29] A. K. Yetisen, M. S. Akram, C. R. Lowe, based microfluidic point-of-care diagnostic devices, *Lab on a Chip*, Vol. 13, No. 12, pp. 2210-2251, 2013 .
- [30] S. Y. Son, H. Lee, S. J. Kim, Paper-based ion concentration polarization device for selective preconcentration of muc1 and lamp-2 genes, *Micro and Nano Systems Letters*, Vol. 5, No. 1, pp8, 2017.

- [٣١] C. C. Chang, C. P. Yeh, R. J. Yang, Ion concentration polarization near microchannel–nanochannel interfaces: Effect of pH value, *Electrophoresis*, Vol. 33, No. 5, pp. 758-764, 2012 .
- [٣٢] R. S. Foote, J. Khandurina, S. C. Jacobson, J. M. Ramsey, Preconcentration of proteins on microfluidic devices using porous silica membranes, *Analytical Chemistry*, Vol. 77, No. 1, pp. 57-63, 2005 .
- [٣٣] M. Shen, H. Yang, V. Sivagnanam, M. Gijs, Microfluidic protein preconcentrator using a microchannel-integrated Nafion strip: experiment and modeling, *Analytical chemistry*, Vol. 82, No. 24, pp. 9989-9997, 2010 .
- [٣٤] H. Cui, K. Horiuchi, P. Dutta, C. F. Ivory, Isoelectric focusing in a poly (dimethylsiloxane) microfluidic chip, *Analytical Chemistry*, Vol. 77 ,No. 5, pp. 1303-1309, 2005 .
- [٣٥] Z.-Y. Wu, B. Ma, S.-F. Xie, K. Liu, F. Fang, Simultaneous electrokinetic concentration and separation of proteins on a paper-based analytical device, *RSC Advances*, Vol. 7, No. 7, pp. 4011-4016, 2017 .
- [٣٦] J. M. Sustarich, B. D. Storey, S. Pennathur, Field-amplified sample stacking and focusing in nanofluidic channels, *Physics of Fluids*, Vol. 22, No. 11, pp. 112003, 2010 .
- [٣٧] R. D. Oleschuk, L. L. Shultz-Lockyear, Y. Ning, D. J. Harrison, Trapping of bead-based reagents within microfluidic systems: on-chip solid-phase extraction and electrochromatography, *Analytical chemistry*, Vol. 72, No. 3, pp. 585-590, 2000 .
- [٣٨] S. J. Kim, Y.-C. Wang, J. H. Lee, H. Jang, J. Han, Concentration polarization and nonlinear electrokinetic flow near a nanofluidic channel, *Physical review letters*, Vol. 99, No. 4, pp. 044501, 2007 .
- [٣٩] H. Song, Y. Wang, C. Garson, K. Pant, Nafion-film-based micro–nanofluidic device for concurrent DNA preconcentration and separation in free solution, *Microfluidics and nanofluidics*, Vol. 17, No. 4, pp. 693-699, 2014 .
- [٤٠] D.-T. Phan, S. A. M. Shaegh, C. Yang, N.-T. Nguyen, Sample concentration in a microfluidic paper-based analytical device using ion concentration polarization, *Sensors and Actuators B :Chemical*, Vol. 222, pp. 735-740, 2016 .
- [٤١] X. Yuan, L. Renaud, M.-C. Audry, P. Kleimann, Electrokinetic biomolecule preconcentration using xurography-based micro-nano-micro fluidic devices, *Analytical chemistry*, Vol. 87, No. 17, pp. 8695-8701, 2015 .
- [٤٢] M. Kim, M. Jia, T. Kim, *Ion concentration polarization in a sing and open microchannel using SI race-patterned nafion: Experimental and theoretical study*, 2012 .
- [٤٣] M. Kim, M. Jia, T. Kim, Ion concentration polarization in a single and open microchannel induced by a surface-patterned perm-selective film, *Analyst*, Vol. 138, No. 5, pp. 1370-1378, 2013 .
- [٤٤] C.-H. Chang, R.-J. Yang, Enhanced sample preconcentration in microfluidic chip using graphene oxide–Nafion membrane, *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 20, No. 12, pp. 168, 2016 .

- [٤٥] H. Gao, M.-R. Xie, J.-J. Liu, F. Fang, Z.-Y. Wu, Electrokinetic stacking on paper-based analytical device by ion concentration polarization with ion exchange membrane interface, *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol ,٢٢ .No. 5, pp. 50, 2018 .
- [٤٦] P. Hailong, T. Jianhua, B. Chao, X. Shanhong, 3D printed micro/nanofluidic preconcentrator for charged sample based on ion concentration polarization, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 27, No. 5, pp. 05508,2017 .
- [٤٧] C.-C. Chao, P.-H. Chiu, R.-J. Yang, Preconcentration of diluted biochemical samples using microchannel with integrated nanoscale Nafion membrane, *Biomedical microdevices*, Vol. 17, No. 2, pp. 25, 2015 .
- [٤٨] M. Jia, T. Kim, Multiphysics Simulation of Ion Concentration Polarization Induced by a Surface-Patterned Nanoporous Membrane in Single Channel Devices, *Analytical chemistry*, Vol. 86, No. 20, pp. 10365-10372, 2014 .
- [٤٩] M. Jia, T. Kim, Multiphysics simulation of ion concentration polarization induced by nanoporous membranes in dual channel devices, *Analytical chemistry*, Vol. 86, No. 15, pp. 7360-7367, 2014 .
- [٥٠] W. Ouyang, X. Ye, Z. Li, J. Han, Deciphering ion concentration polarization-based electrokinetic molecular concentration at the micro-nanofluidic interface: theoretical limits and scaling laws, *Nanoscale*, Vol. 10, No. 32, pp. 15187-15194, 2018 .
- [٥١] A. Mani, T. A. Zangle, J. G. Santiago, On the propagation of concentration polarization from microchannel– nanochannel interfaces Part I: analytical model and characteristic analysis, *Langmuir*, Vol. 25, No. 6, pp. 3898-3908, 2009 .
- [٥٢] S. I. Han, Y. K. Yoo, J. W. Lee, D. Lee, C. Kim, K. Lee, J. H. Lee, Microfluidic paper-based sample preconcentrator by ION concentration polarization, in *Proceeding of*, 1770-1772 .
- [٥٣] Q. Liu, C. Xu, H. Liang, Laser carved micro-crack channels in paper-based dilution devices, *Talanta*, Vol. 175, pp. 289-296, 2017/12/01/, 2017 .
- [٥٤] Z. Li, W. Liu, L. Gong, Y. Zhu, Y. Gu, J. Han, Accurate Multi-physics Numerical Analysis of Particle Preconcentration Based on Ion Concentration Polarization, *International Journal of Applied Mechanics*, Vol. 9, No. 08, pp. 1750107, 2017 .
- [٥٥] L. Gong, W. Ouyang, Z. Li, J. Han, Direct numerical simulation of continuous lithium extraction from high Mg²⁺/Li⁺ ratio brines using microfluidic channels with ion concentration polarization, *Journal of Membrane Science*, Vol. 556, pp. 34-41, 2018 .
- [٥٦] L. Gong, W. Ouyang, Z. Li, J. Han, Force fields of charged particles in micro-nanofluidic preconcentration systems, *AIP advances*, Vol. 7, No. 12, pp. 125020, 2017 .
- [٥٧] Y. Daghighi, D. Li, Numerical studies of electrokinetic control of DNA concentration in a closed-end microchannel, *Electrophoresis*, Vol. 31, No. 5, pp. 868-878, 2010.
- [٥٨] D. C. Montgomery, *Design and Analysis of Experiments*, 5th ed., New York, USA: John Wiley and Sons, 2001 .
- [٥٩] A. Witek-Krowiak, K. Chojnacka, D. Podstawczyk, A. Dawiec, K. Pokomeda, Application of response surface methodology and artificial neural network methods in modelling and optimization of biosorption process, *Bioresource Technology*, Vol. 160, pp. 150-160, 2014/05/01/, 2014 .

- [۶۰] C. Matellan, E. Armando, Cost-effective rapid prototyping and assembly of poly (methyl methacrylate) microfluidic devices, *Scientific reports*, Vol. 8, No. 1, pp. 1-13, 2018 .
- [۶۱] S. A. M. Shaegh, A. Pourmand, M. Nabavinia, H. Avci, A. Tamayol, P. Mostafalu, H. B. Ghavifekr, E. N. Aghdam, M. R. Dokmeci, A. Khademhosseini, Rapid prototyping of whole-thermoplastic microfluidics with built-in microvalves using laser ablation and thermal fusion bonding, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 255, pp. 100-109, 2018 .
- [۶۲] Y. Sun, M. Satyanarayan, N. T. Nguyen, Y. C. Kwok, Continuous flow polymerase chain reaction using a hybrid PMMA-PC microchip with improved heat tolerance, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 130, No. 2, pp. 836-841, 2008 .
- [۶۳] A. Banejad, S. A. M. Shaegh, E. Ramezani-Fard, P. Seifi, M. Passandideh-Fard, On the performance analysis of gas-actuated peristaltic micropumps, *Sensors and Actuators A: Physical*, Vol. 315, pp. 112242, 2020 .
- [۶۴] P.-C. Chen, C.-W. Pan, W.-C. Lee, K.-M. Li, An experimental study of micromilling parameters to manufacture microchannels on a PMMA substrate, *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, Vol. 71, No. 9, pp. 1623-1630, 2014 .
- [۶۵] A. Volpe, G. Trotta, U. Krishnan, A. Ancona, Prediction model of the depth of the femtosecond laser micro-milling of PMMA, *Optics & Laser Technology*, Vol. 120, pp. ۲۰۱۹, ۱۰۵۷۱۳ .
- [۶۶] E. Behroodi, H. Latifi, Z. Bagheri, E. Ermis, S. Roshani, M. S. Moghaddam, A combined 3D printing/CNC micro-milling method to fabricate a large-scale microfluidic device with the small size 3D architectures: An application for tumor spheroid production, *Scientific Reports*, Vol. 10, No. 1, pp. 1-14, 2020 .
- [۶۷] M. M. Gong, P. Zhang, B. D. MacDonald, D. Sinton, Nanoporous Membranes Enable Concentration and Transport in Fully Wet Paper-Based Assays, *Analytical Chemistry*, Vol. 86, No. 16 ,pp. 8090-8097, 2014/08/19, 2014 .
- [۶۸] J. Kim, I. Cho, H. Lee, S. J. Kim, Ion Concentration Polarization by Bifurcated Current Path, *Scientific Reports*, Vol. 7, No. 1, pp. 5091, 2017/07/11, 2017 .
- [۶۹] S.-H. Yeh, K.-H. Chou, R.-J. Yang, Sample pre-concentration with high enrichment factors at a fixed location in paper-based microfluidic devices, *Lab on a Chip*, Vol. 16, No. 5, pp. 925-931, 2016 .

Abstract

In recent years, the passage of current through micro-nano ducts or porous membranes has been used to preconcentrate particles. The reason for this is to create ion selective behavior in the channel to allow only the desired ion to pass through the nanochannel or porous membrane. In this case, the ion concentration distribution is changed, causing two enriched and depleted regions in the microchannel; these changes are the basis of the ion concentration phenomenon. Based on this, the preconcentration of charged particles has been achieved, which has many applications in industrial, chemical and medical sciences.

In this research, the numerical and experimental study of preconcentration of charged particle has been studied. Initially, in order to obtain effective parameters for the design of particle preconcentration, optimization based on the response surface method (RSM) has been applied. The optimization results revealed that the effect of electrolyte concentration and the simultaneous effect of voltage and microchannel length on each other are the most important factors on particle preconcentration. The results of optimization also suggested an electric field in the range of 20-30 V/cm to find the maximum particle preconcentration for a given concentration of 1 mM. Then, according to the proposed electric field, microchannel design is performed. Experimental results showed that the applying different electric fields on the system lead to different patterns for the preconcentration of charged particles. Due to the application of different fields, the preconcentration of particles is classified as released along the microchannel, protruded, concentrated and without preconcentration. All the mentioned patterns are also confirmed by numerical simulation using COMSOL Multiphysics[®] software. Finally, through experimental and numerical analysis of the effect of electrolyte concentration on the enrichment factor, it was found that unlike the electric field, the concentration of electrolyte only affects the enrichment factor and has no effect on the pattern of preconcentrated particles.

Findings of the present study can be used in biomedical applications for preconcentrating charged particles including protein and DNA for early detection of disease and to control the analytes in any micro-nanofluidic systems.

Keywords: Ion concentration polarization, Particle preconcentration, Response surface method, Numerical simulation, Experimental study



Shahrood University of Technology
Faculty of Mechanical and Mechatronics Engineering
Ph.D. Thesis in Energy Conversion Engineering

**Numerical and experimental study of the
electrokinetic flow within the microchannel with
porous membrane for preconcentration of charged
particles using ion concentration polarization**

By: Majid Gholinejad

Supervisors:

Dr. Ali Jabari Moghadam

Dr. Seyed Ali Mousavi Shaegh

February 2022