

مدلسازی عددی جداسازی ذرات پلی استایرن در میکروکانال حلزونی مبتنی بر دی الکتروفورسیس

سجاد بتیار^{*} ۱

۱- دانشگاه صنعتی نوشیروانی بابل، بابل، sbetyar76@gmail.com

خلاصه

در این مقاله، جداسازی مداوم ذرات پلی استایرن ۵ و ۱۰ میکرونی در یک ساختار میکروکانال دو-حلزونی با تعداد دورهای مختلف به صورت عددی مورد بررسی قرار گرفت. هدف از مطالعه افزایش توان عملیاتی و کاهش ولتاژ اعمالی با استفاده از تکنیک دی الکتروفورسیس بود. میکروکانال حلزونی شامل یک ورودی و دو خروجی است و با اعمال اختلاف پتانسیل الکتریکی مناسب، ذرات بر اساس اندازه از یکدیگر جدا می شوند. در کلنال حلزونی اول، حداقل ولتاژ مورد نیاز برای متمرکزسازی ذرات در سرعتها و تعداد دورهای مختلف تعیین شد، و در کانال حلزونی دوم، بازه زاویه ای بهینه برای جداسازی صحیح ذرات مشخص گردید. شبیه سازی عددی با استفاده از محیط متن باز OpenFOAM انجام شد و ابتدا با مقایسه با نتایج یک مقاله مرجع، اعتبارسنجی شد. اثر پارامترهای هندسی و عملیاتی شامل تعداد دور کانال، سرعت متوسط و ولتاژ اعمالی بر کیفیت متمرکزسازی و جداسازی ذرات بررسی شد. نتایج نشان داد که با افزایش تعداد دور کانال، ولتاژ مورد نیاز برای متمرکزسازی کاهش می یابد، در حالی که با افزایش دبی ورودی کانال (سرعت متوسط)، این ولتاژ افزایش پیدا می کند. مناسب ترین شرایط برای جداسازی ذرات در سرعت ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه و تعداد دور ۵ حاصل شد.

کلمات کلیدی: دی الکتروفورسیس، میکروفلوئیدیک، جداسازی میکروذرات، شبیه سازی عددی.

۱. مقدمه

میکروفلوئیدیک فناوری مهم و در حال توسعه ای در بیوفیزیک و بیوشیمی است که ابزارهای قدرتمندی برای جداسازی دقیق ذرات میکروسکوپی و سلول ها ارائه می دهد و این امر در تشخیص پزشکی، توسعه دارو و بیوتکنولوژی اهمیت زیادی دارد. به دلیل توانایی مؤثر در جداسازی ذرات و سلول ها، این فناوری در سال های اخیر توجه زیادی را به خود جلب کرده است. دستگاه های جداسازی میکروفلوئیدیک امکان انجام آزمایش های سریع و دقیق را با کاهش هزینه تجهیزات و نیاز به حجم نمونه کم فراهم می کنند، که این ویژگی به ویژه زمانی مفید است که نمونه ها محدود یا نادر باشند. روش های مختلفی مانند آکوستیک، اپتیکی، مغناطیسی، مکانیکی و الکتریکی برای کنترل و دستکاری ذرات در مخلوط های ناهمگن مورد استفاده قرار گرفته اند. (۱،۲،۳)

دی الکتروفورسیس (DEP) یک روش عملی و غیرتهاجمی برای دستکاری ذرات میکروسکوپی بر اساس اندازه و خواص الکتریکی آن ها در میدان غیر یکنواخت است. این اثر از تعامل بین ذرات دی الکتریک و میدان الکتریکی غیر یکنواخت ناشی می شود. بسته به قطبش پذیری ذرات و محیط میزبان، دو نوع پاسخ مشاهده می شود: اگر قطبش پذیری ذرات بیشتر از محیط باشد، ذرات تحت دی الکتروفورسیس مثبت جذب نواحی با بیشینه میدان الکتریکی می شوند و در غیر این صورت، تحت دی الکتروفورسیس منفی از مناطق با میدان قوی دفع می شوند. (۴،۵)

مطالعات متعددی در زمینه دستکاری ذرات با استفاده از دی‌الکتروفورسیس منتشر شده است. به عنوان مثال، ژو و همکاران (۶) از دو میکروکانال حلزونی استفاده کردند که ذرات ابتدا متمرکز و سپس با دی‌الکتروفورسیس جدا می‌شوند. ونگ و همکاران (۷) تراشه‌ای طراحی کردند که از ترکیب نیروهای اینرسی و دی‌الکتروفورسیس برای جداسازی میکروگلبک‌ها استفاده می‌کند و بازده جداسازی ۸۵-۹۰٪ به دست آورد. چرچ و همکاران (۸) دستکاری ذرات در میکروکانال مارپیچی را بررسی کردند و متمرکزسازی همزمان ذرات با دی‌الکتروفورسیس مثبت و منفی را نشان دادند. پوری و همکاران (۹) دستگاه جداسازی پیوسته با هندسه حلزونی و S شکل طراحی کردند و بازده ۸۶٪ برای مخلوط سلولی و ۹۳-۹۸٪ برای ذرات مخمر زنده/مرده گزارش کردند. درخشان و همکاران (۱۰) جداسازی گلبول‌های قرمز و سلول‌های سرطانی را در کانال‌های C شکل و S شکل بر اساس خواص الکتریکی بررسی کردند. به گزارش اوزیلماز و همکاران (۱۱)، یکی از رایج‌ترین پیکربندی‌ها در تحقیقات دی‌الکتروفورسیس، جداسازی ذرات در میکروکانال‌هایی با الکترودهای نصب شده بر دیواره‌های کانال است. پاخیرا و همکاران (۱۲) تراشه‌ای با یک ورودی و هندسه حلقه‌ای ارائه دادند که امکان جداسازی همزمان سلول‌های توموری PC3 و پلاسما از سلول‌های خونی را فراهم می‌کند و با شبیه‌سازی سه‌بعدی در کامسول بازده ۱۰۰٪ برای سلول‌ها و ۵۴.۸۷٪ برای پلاسما به دست آمد. مطالعات اخیر نیز جداسازی مبتنی بر کانال حلزونی را توسعه داده‌اند. عمرانی و همکاران (۱۳) میکروکانال حلزونی با توان عملیاتی بالا برای جداسازی سلول‌های توموری ارائه کردند. اودین و همکاران (۱۴) الکترودهایی در کانال حلزونی جاسازی کردند تا جداسازی ترکیبی اینرسی-دی‌الکتروفورسیس سلول‌های توموری و گلبول‌های سفید را انجام دهند و بازدهی مستقل از اندازه را با ولتاژ پایین ۷.۵ ولت به دست آوردند. خدایاری و همکاران (۱۵) در سال ۲۰۲۵ کانال حلزونی مربعی برای بهره‌گیری از ورتکس برای جداسازی بهتر سلول‌های توموری ارائه کردند. با این حال، این مطالعات یا روی انواع مختلف سلول‌ها تمرکز دارند یا هندسه حلزونی غیر دایره‌ای استفاده کرده‌اند و تأثیر تعداد دور حلزونی، سرعت ورودی و ولتاژ مورد نیاز برای جداسازی به طور سیستماتیک بررسی نشده است. روش‌های جداسازی غیرفعال سنتی در کانال‌های حلزونی عمدتاً مبتنی بر نیروهای اینرسی یا هیدرودینامیکی هستند که اغلب فاقد قابلیت تنظیم و انتخاب‌پذیری برای جداسازی سلول‌هایی با خواص فیزیکی مشابه هستند. دی‌الکتروفورسیس امکان دستکاری انتخابی و بدون برچسب سلول‌ها بر اساس خواص دی‌الکتریک آن‌ها را فراهم می‌کند. با ترکیب دی‌الکتروفورسیس با کانال‌های حلزونی، هدف افزایش بازده جداسازی و کنترل تنظیم‌پذیر روی جمعیت هدف است که در مواردی که نیروهای غیرفعال کافی نیستند، بسیار مفید است. در این مطالعه، یک میکروکانال حلزونی با حلقه‌های دایره‌ای معرفی شده است تا توان عملیاتی افزایش یافته و ولتاژ مورد نیاز برای جداسازی مداوم ذرات پلی استایرنی کاهش یابد. این هندسه کانال برای جداسازی پیش از این بررسی نشده است. حل‌گر در اوپن فوم پیاده‌سازی و با نتایج درخشان و همکاران (۱۰) اعتبارسنجی شد. تأثیر پارامترهای هندسی و عملیاتی شامل تعداد حلقه‌ها، سرعت ورودی و ولتاژ اعمالی بر بازده جداسازی بررسی شد. این کانال مستقیماً در دستگاه صنعتی استفاده نشده، اما پتانسیل بالایی برای پیاده‌سازی عملی در سیستم‌های بیومدیکال میکروفلوئیدیک دارد. این طراحی قابلیت مقیاس‌پذیری و مدولار بودن دارد و گزینه مناسبی برای سیستم‌های lab-on-a-chip و ابزارهای تشخیص نقطه‌ای (point-of-care) در آینده محسوب می‌شود.

۲. مواد و روش ها

۱.۲. معادلات حاکم

نیروی دی‌الکتروفورسیس وارد شده بر یک ذره کروی در یک محلول دی‌الکتریک که در یک میدان الکتریکی غیریکنواخت قرار دارد به صورت زیر محاسبه می‌شود [۹]:

$$\vec{F}_{DEP} = 2\pi\epsilon_m a^3 \text{Re}[f_{CM}] \nabla |\vec{E}_{rms}|^2 \quad (۱)$$

در رابطه بالا ϵ_m گذردهی الکتریکی سیال، a شعاع ذره، $\vec{E}_{rms}$ میدان الکتریکی موثر و $\text{Re}[f_{CM}]$ بخش حقیقی ضریب کلازیوس-مسوتی است که علامت نیروی دی‌الکتروفورسیس را مشخص می‌کند. بخش حقیقی فاکتور کلازیوس-مسوتی $\text{Re}[f_{CM}]$ برای یک ذره پلی‌استایرن کروی و همگن، از رابطه زیر قابل محاسبه خواهد بود:

$$\text{Re}[f_{CM}] = \frac{(\epsilon_p - \epsilon_m)(\epsilon_p + 2\epsilon_m) + \frac{1}{\omega^2}(\sigma_p - \sigma_m)(\sigma_p + 2\sigma_m)}{(\epsilon_p + 2\epsilon_m)^2 + \frac{1}{\omega^2}(\sigma_p + 2\sigma_m)^2} \quad (۲)$$

معادلات جریان سیال توسط معادلات پیوستگی و ناویراستوکس با مدل اوپلری حل شده و به صورت زیر بیان می‌شود [۹]:

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (۳)$$

$$\rho \frac{D\vec{u}}{Dt} = -\nabla p + \eta \nabla^2 \vec{u} \quad (۴)$$

حرکت ذرات توسط قانون دوم نیوتون با مدل لاگرانژی و به صورت زیر استخراج می‌شود [۹]:

$$\sum \vec{F} = m_p \frac{d\vec{u}_p}{dt} = \vec{F}_{Drag} + \vec{F}_{DEP} \quad (۵)$$

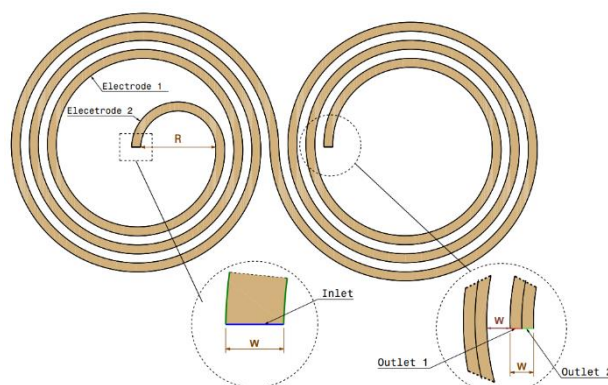
با توجه به اینکه جریان سیال در میکروکانال خزشی است و مقدار عدد رینولدز ذرات بسیار کمتر از ۱ می‌باشد، می‌توان مقدار نیروی درگ هیدرودینامیکی وارد بر یک ذره کروی شکل را به صورت زیر محاسبه کرد [۹]:

$$\vec{F}_{Drag} = 6\pi\eta r(\vec{u} - \vec{u}_p) \quad (۶)$$

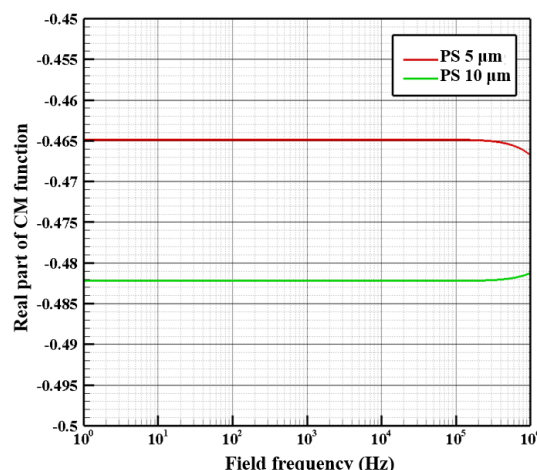
که در آن $\vec{u}$ و $\vec{u}_p$ به ترتیب سرعت سیال و سرعت ذرات و η ویسکوزیته دینامیکی سیال می‌باشد.

۱.۲. هندسه میکروکانال

در این مقاله، کانال ارائه شده برای جداسازی ذرات از دو بخش حلزونی تشکیل شده است. شکل ۱ شماتیکی از هندسه متمرکزسازی و جداسازی ذرات پلی استایرن در دو کانال حلزونی را نشان می دهد. کانال حلزونی اول این میکروکانال مربوط به متمرکزسازی ذرات پلی استایرن ۵ و ۱۰ میکرونی است و جریان حاوی ذرات از این میکروکانال وارد می شود. در ادامه، جداسازی ذرات پلی استایرنی در حلزونی دوم کانال انجام می گیرد. عرض میکروکانال $W=100\text{ }\mu\text{m}$ و شعاع داخلی میکروکانال $R=1000\text{ }\mu\text{m}$ در نظر گرفته شده است. فاصله بین دو دیواره کانال ۱۰۰ میکرون در نظر گرفته شده است. الکترودها در دیواره های جانبی میکروکانال ها قرار دارند. خروجی های کانال با عرض های برابر ۵۰ میکرون در نظر گرفته شده اند. طراحی هندسه میکروکانال در نرم افزار کتیا و شبکه بندی آن در نرم افزار گمبیت انجام شده است. میکروکانال ها با تعداد ۱ تا ۵ دور مورد بررسی قرار گرفتند که شکل ۱ شماتیکی از یکی از این کانال ها را نشان می دهد. جداسازی ذرات پلی استایرن ۵ و ۱۰ میکرونی در یک شبیه سازی دو بعدی انجام شد. مطابق شکل ۲ با فرکانس اعمال شده به الکترودها $f=35\text{KHz}$ و رسانایی الکتریکی سیال میزبان ذرات $\sigma_m = 0.01\text{S/m}$ هر دو ذرات پلی استایرن ۵ و ۱۰ میکرونی نیروی دی الکترفورسیس منفی را تجربه می کنند.



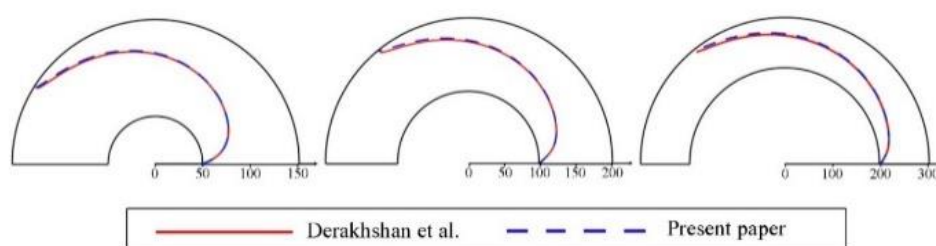
شکل ۱: شماتیک هندسه میکروکانال متمرکزسازی و جداسازی ذرات پلی استایرن ۵ و ۱۰ میکرونی.



شکل ۲: فاکتور کلازیوس-مسونی برای ذرات پلی استایرن ۵ و ۱۰ میکرونی.

۲.۲. اعتبارسنجی و استقلال از شبکه

در مقاله حاضر شبیه‌سازی‌های عددی در محیط اپن‌فوم انجام شدند. برای این منظور، ابتدا یک حلگر توسعه داده شد. برای اعتبارسنجی حلگر مورد نظر، نتایج عددی مقاله حاضر با مقاله [۷] مقایسه شد. در مقاله [۷] ذرات پلی‌استایرن ۵ میکرونی وارد میکروکانال دایروی می‌شوند. عرض این کانال نیم‌دایره‌ای ۱۰۰ میکرومتر بوده و اختلاف پتانسیل ۱۲ ولت به الکترودهای روی دیواره‌های جانبی کانال اعمال می‌شوند. همچنین جریان سیال حاوی ذرات با سرعت ۲۰۰ میکرومتر بر ثانیه وارد کانال می‌شود. ذرات پلی‌استایرن از یک نقطه مشخص وارد کانال شده و تحت تاثیر نیروی دی‌الکتروفورسیس منفی در راستای شعاعی، به سمت بیرون کانال منحرف می‌شوند. شکل ۳ مقایسه مسیر حرکت ذرات شبیه‌سازی حاضر با مقاله [۷] را برای کانال با شعاع‌های داخلی مختلف (۵۰، ۱۰۰ و ۲۰۰ میکرومتر) نشان می‌دهد. با توجه به شکل، مشخص است که نتایج شبیه‌سازی حاضر مطابقت بالایی با مقاله [۷] دارد.



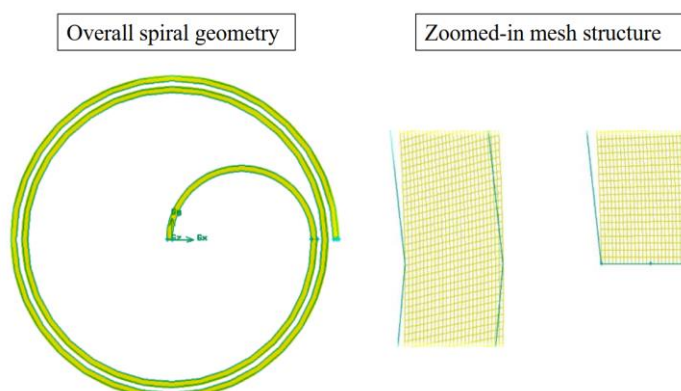
شکل ۳: مقایسه مسیر حرکت ذرات پلی‌استایرن ۵ میکرونی مقاله حاضر با مقاله [۷]. ولتاژ اعمالی ۱۲ ولت و سرعت متوسط ۲۰۰ میکرومتر بر ثانیه.

۳.۲. شرایط مرزی و فرضیات

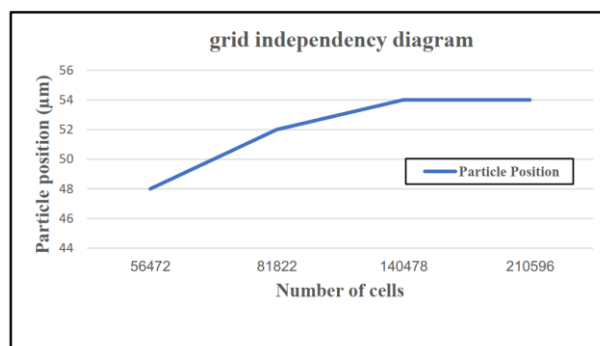
ذرات با سرعت یکنواخت U_0 از ورودی وارد میکروکانال می‌شوند. به دلیل پایین بودن عدد رینولدز، جریان در کانال به صورت جریان خزشی در نظر گرفته شده است. دیواره‌های کانال تحت شرط مرزی بدون لغزش قرار دارند. در خروجی، فشار نسبی برابر با صفر تعریف شده و برای سایر مرزهای کانال، شرط گرادیان صفر فشار اعمال شده است. علاوه بر این، یک پتانسیل الکتریکی مؤثر ϕ_{rms} بر روی الکترودها اعمال می‌شود و بر روی سایر مرزها شرایط عایق الکتریکی لحاظ شده است.

۳.۲. تنظیمات محاسباتی

تمامی شبیه‌سازی‌ها با استفاده از نرم‌افزار اوپن فوم نسخه ۸ بر روی یک سیستم محاسباتی با کارایی بالا مبتنی بر لینوکس در دانشگاه انجام شد. منابع محاسباتی مورد استفاده شامل ۵ هسته پردازشی و حدود ۱۶ گیگابایت حافظه بودند. در مجموع ۱۰۰ شبیه‌سازی در قالب ۳۰ سناریوی مختلف انجام شد و هر سناریو به صورت تکراری اجرا گردید تا حداقل ولتاژ لازم برای جداسازی مؤثر تعیین شود. زمان کل پردازش برای تمامی شبیه‌سازی‌ها حدود ۱۶ ساعت بود. بسته به سرعت ورودی و تعداد دوره‌های کانال، هر شبیه‌سازی منفرد بین ۵ تا ۱۵ دقیقه زمان محاسباتی نیاز داشت. این جزئیات جهت تضمین شفافیت و قابلیت بازتولید نتایج ارائه شده‌اند. شکل ۴ مش مربوط به یکی از هندسه‌های میکروکانال حلزونی با دو دور را نشان می‌دهد که شامل ۱۴۰۴۷۸ سلول بوده و در نرم‌افزار گمبیت تولید شده است. در مجموع، پنج تعداد دور مختلف کانال مورد بررسی قرار گرفت و شکل مذکور مش مربوط به حالت دو دور را نمایش می‌دهد. بر اساس شکل ۵، یک مطالعه‌ی استقلال از مش بر روی هندسه کانال با دو دور انجام شد. این بررسی با رصد فاصله‌ی ذرات از دیواره‌ی داخلی در خروجی انجام گردید. اندازه‌های مش شامل ۵۶۴۷۲، ۸۱۸۲۲، ۱۴۰۴۷۸، و ۲۱۰۵۹۶ سلول مورد آزمایش قرار گرفت که به ترتیب مقادیر فاصله ۴۸، ۵۲، ۵۴ و ۵۴ میکرومتر را به دست داد. از آنجا که دو مش آخر نتایج یکسانی تولید کردند، مش با ۱۴۰۴۷۸ سلول به عنوان گزینه‌ی نهایی برای شبیه‌سازی‌ها انتخاب شد، زیرا توازن مناسبی بین دقت و هزینه‌ی محاسباتی فراهم می‌کرد.



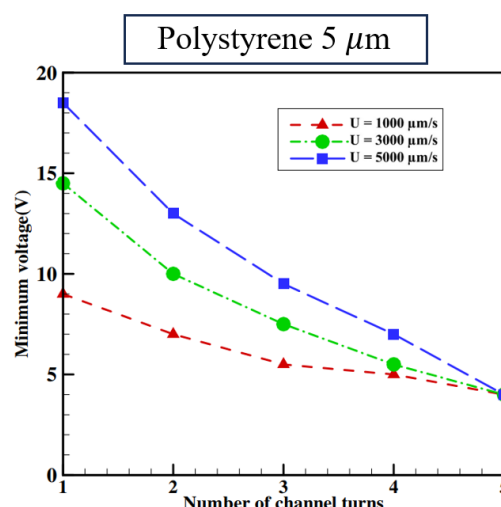
شکل ۴: شبکه ساختاریافته تولید شده در نرم‌افزار گمبیت برای یک میکروکانال مارپیچی با دو دور، شامل ۱۴۰۴۷۸ سلول.



شکل ۵: تغییرات فاصله ذره از دیواره داخلی در خروجی کانال دو دور برای شبکه‌های با تعداد سلول‌های مختلف.

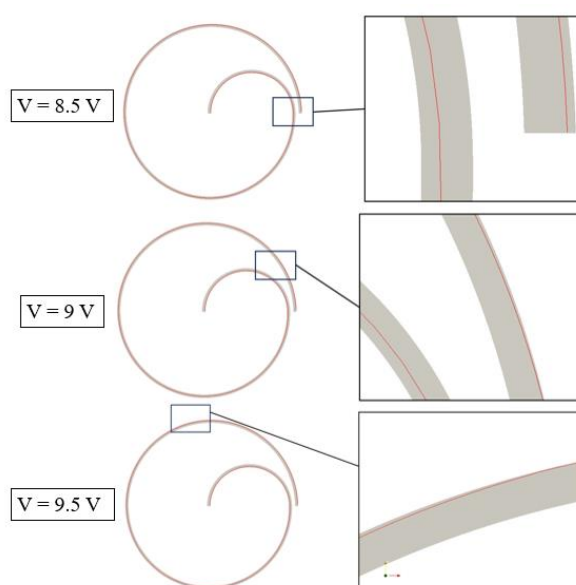
۳. نتایج و بحث

در این مطالعه، ذرات پلی‌استایرن تحت تأثیر نیروی دی‌الکتروفورسیس منفی قرار گرفته و در راستای شعاعی به سمت دیواره بیرونی کانال منحرف می‌شوند. از آنجا که نیروی وارد بر ذرات با مکعب شعاع آن‌ها نسبت مستقیم دارد، ذرات ۵ میکرونی به دلیل اندازه کوچک‌تر، نیروی گریز از مرکز کمتری نسبت به ذرات ۱۰ میکرونی تجربه می‌کنند. بنابراین، ذرات ۵ میکرونی به عنوان ذرات بحرانی برای فرآیند متمرکزسازی در نظر گرفته می‌شوند. بر این اساس، حداقل ولتاژ مورد نیاز جهت متمرکزسازی ذرات پلی‌استایرن ۵ میکرونی (تزریق‌شده از نقطه بحرانی) در سه سرعت متوسط ۱۰۰۰، ۳۰۰۰ و ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه و برای کانال‌هایی با ۱ تا ۵ دور تعیین گردید. به منظور دستیابی به این مقدار، ولتاژ اعمالی با گام‌های ۰.۵ ولت افزایش داده شد تا حداقل ولتاژ لازم برای هدایت ذرات تزریق‌شده از موقعیت بحرانی به سمت دیواره بیرونی مشخص شود. نتایج این بررسی در شکل ۶ ارائه شده است که حداقل ولتاژ متمرکزسازی برای ذرات پلی‌استایرن ۵ میکرونی را نشان می‌دهد.



شکل ۶: حداقل اختلاف پتانسیل مورد نیاز برای متمرکزسازی ذرات ۵ میکرونی در سرعت‌های ۱۰۰۰، ۳۰۰۰ و ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه در تعداد دورهای ۱ تا ۵ دور.

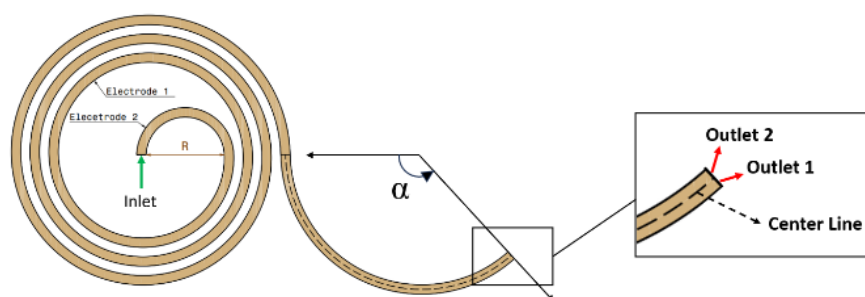
مطابق شکل ۶، در میکروکانال با یک دور، افزایش سرعت متوسط ورودی منجر به افزایش ولتاژ مورد نیاز برای متمرکزسازی ذرات می‌شود؛ به‌طور مثال ولتاژ لازم از ۹ ولت در سرعت ۱۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه به ۱۸.۵ ولت در سرعت ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه افزایش می‌یابد. این رفتار ناشی از کاهش زمان اثرگذاری نیروی دی‌الکتروفورسیس بر ذرات در سرعت‌های بالاتر است. با این حال، با افزایش تعداد دور کانال، در یک سرعت ثابت، ولتاژ مورد نیاز کاهش می‌یابد؛ به عنوان نمونه، در سرعت ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه، ولتاژ لازم از ۱۸.۵ ولت در یک دور به ۱۳ ولت در دو دور و در نهایت به ۴ ولت در پنج دور کاهش یافته است. علت این پدیده آن است که در کانال‌های با دور بیشتر، ذرات مدت زمان بیشتری در میدان الکتریکی غیریکنواخت و تحت نیروی گریز از مرکز قرار می‌گیرند. به ویژه در تعداد دور ۵، تأثیر نیروی گریز از مرکز به حدی افزایش یافته که برای همه سرعت‌های ورودی (۱۰۰۰، ۳۰۰۰ و ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه) ولتاژ متمرکزسازی به مقدار ثابت ۴ ولت می‌رسد. بر این اساس، میکروکانال با پنج دور و سرعت ورودی ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه به عنوان بهینه‌ترین حالت معرفی می‌شود، زیرا علاوه بر کاهش قابل توجه ولتاژ اعمالی (کاهش اثرات مخرب بر سلول‌های زیستی)، بیشترین توان عملیاتی یا دبی خروجی را نیز فراهم می‌آورد. شکل ۷ متمرکزسازی ذره پلی‌استایرنی ۵ میکرونی را در میکروکانال با تعداد دور ۱ نشان می‌دهد. مطابق شکل، ذره در ولتاژ ۸.۵ ولت به دیواره بیرونی نرسید و متمرکزسازی انجام نشد و در ولتاژ ۹ ولت زودتر از ولتاژ ۹.۵ ولت به دیواره بیرونی رسیده و متمرکزسازی انجام شده، پس در این حالت ولتاژ ۹ ولت حداقل ولتاژ مورد نیاز برای متمرکزسازی در نظر گرفته می‌شود.



شکل ۷: نمونه ای از متمرکزسازی ذره پلی استایرن ۵ میکرونی در کانال ۱ دور و با سرعت ورودی ۱۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه و ولتاژ اعمالی ۸.۵، ۹ و ۹.۵ ولت.

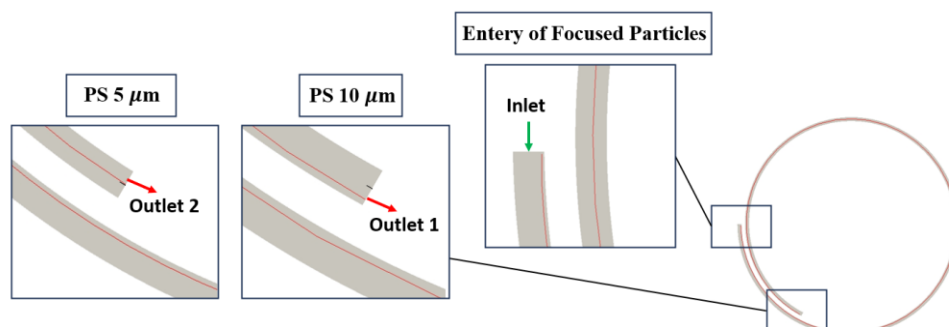
در گام بعدی، به جداسازی ذرات پلی‌استایرن پرداخته شد. شکل ۸ شماتیکی از کانال مورد استفاده را نشان می‌دهد. متمرکزسازی در کانال حلزونی اول و جداسازی در کانال حلزونی دوم انجام می‌شود. خروجی ۱ برای ذرات پلی‌استایرن ۱۰ میکرونی و خروجی ۲ برای ذرات پلی‌استایرن ۵ میکرونی با عرض‌هایی برابر با ۵۰ میکرون طراحی شده‌اند. مطابق شکل، زاویه α به عنوان زاویه جداسازی تعریف شده است و به بررسی آن پرداخته شده است و اختلاف پتانسیل ثابت است. با تغییر انحنای کانال، دیواره داخلی حلزونی اول با دیواره بیرونی حلزونی دوم هم‌راستا و دیواره بیرونی حلزونی اول با دیواره

داخلی حلزونی دوم هم‌راستا می‌شود. به همین دلیل، تغییر گرادیان مربع میدان مشاهده می‌شود و ذراتی که در راستای دیواره خارجی حلزونی اول متمرکز شده‌اند و کمینه مربع میدان را تجربه می‌کنند، با رسیدن به دیواره داخلی حلزونی دوم، بیشینه مقدار مربع میدان را تجربه کرده و تمایل به انحراف به سمت دیواره بیرونی کانال حلزونی دوم خواهند داشت. زاویه α برای ذرات پلی‌استایرن ۵ میکرونی زاویه‌ای است که اگر کانال بیشتر از آن زاویه ادامه پیدا کند، ذرات ۵ میکرونی به قدری فرصت خواهند داشت که تحت تأثیر نیروی دی‌الکتروفورسیس به سمت دیواره بیرونی منحرف شده و خط center line را رد کرده و از خروجی اشتباه شماره ۱ خارج شوند. از طرفی، زاویه α برای ذرات پلی‌استایرن ۱۰ میکرونی زاویه‌ای است که اگر کانال کمتر از این زاویه امتداد داشته باشد، ذرات ۱۰ میکرونی به اندازه کافی فرصت نخواهند داشت که تحت تأثیر نیروی دی‌الکتروفورسیس منفی به سمت دیواره بیرونی حرکت کنند و خط center line را رد نکرده و از خروجی اشتباه شماره ۲ خارج خواهند شد.



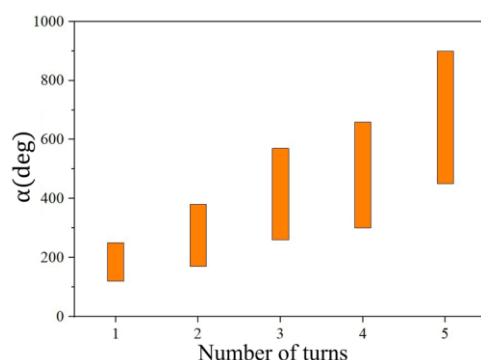
شکل ۸: شماتیک میکروکانال حلزونی.

شکل ۹ مسیر حرکت ذرات پلی‌استایرن را در کانال حلزونی با زاویه $\alpha=410^\circ$ نشان می‌دهد. در این کانال، حلزونی اول دارای ۲ دور بوده و ذرات با سرعت متوسط ورودی ۳۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه وارد میکروکانال شده‌اند. اختلاف پتانسیل اعمال شده به الکترودها طبق شکل ۴-۲۰، ۱۰ ولت در نظر گرفته شده است. مطابق شکل، ذرات پلی‌استایرن با اندازه‌های ۵ و ۱۰ میکرونی به صورت متمرکز شده و چسبیده به دیواره خارجی حلزونی اول، وارد کانال حلزونی دوم می‌شوند. نتایج مطابق شکل نشان می‌دهد که ذرات پلی‌استایرن ۵ میکرونی انحراف کمتری در کانال تجربه کرده و عرض کمتری از کانال را در راستای شعاعی طی کرده و از خروجی شماره ۲ خارج شده‌اند. در مقابل، ذرات پلی‌استایرن ۱۰ میکرونی انحراف بیشتری را طی کرده و از خروجی شماره ۱ خارج شده‌اند.

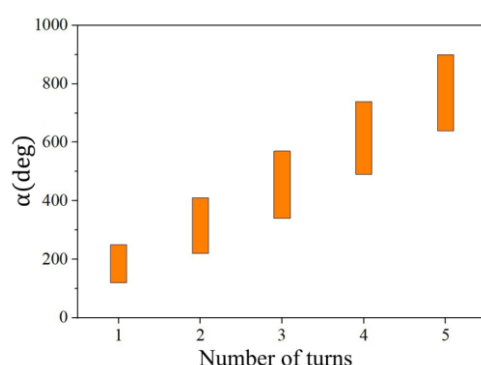


شکل ۹: مقایسه رفتار دو ذره پلی‌استایرن در کانال حلزونی دوم.

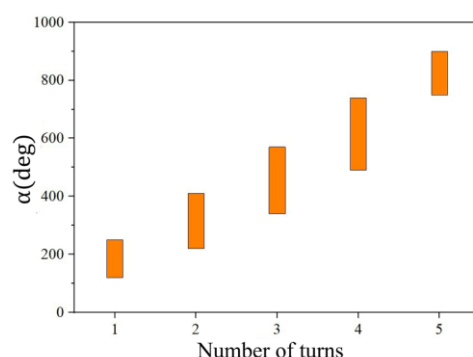
شکل ۱۰ زاویه جداسازی را برای تعداد دورهای ۱ تا ۵ دور و سرعت ورودی ۱۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه نشان می‌دهد. به همین ترتیب، شکل ۱۱ برای سرعت ورودی ۳۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه و شکل ۱۲ برای سرعت ورودی ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه را نشان می‌دهد.



شکل ۱۰: بازه زاویه‌ای مجاز برای جداسازی ذرات در کانال با تعداد دورهای ۱ تا ۵ دور و سرعت ورودی متوسط ۱۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه.



شکل ۱۱: بازه زاویه‌ای مجاز برای جداسازی در کانال با تعداد دورهای ۱ تا ۵ دور و سرعت ورودی متوسط ۳۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه.



شکل ۱۲: بازه زاویه‌ای مجاز برای جداسازی ذرات پلی‌استایرن ۵ و ۱۰ میکرونی در کانال با تعداد دورهای ۱ تا ۵ دور و سرعت ورودی متوسط ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه.

مطابق نتایج، با مقایسه بازه زاویه‌ای مجاز برای جداسازی در سرعت‌های مختلف، مشاهده شد که این بازه زاویه‌ای برای همه سرعت‌های ورودی ۱۰۰۰، ۳۰۰۰، و ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه در کانال با تعداد دور ۱ دور برابر است. با مقایسه نتایج برای سرعت‌های ورودی ۳۰۰۰ و ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه مشاهده شد که بازه زاویه‌ای مجاز برای جداسازی در هر دو سرعت تقریباً برابر است. دلیل این امر به تفاوت ولتاژ اعمالی بر روی الکترودها باز می‌گردد. در نتیجه، سرعت ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه را می‌توان به عنوان حالت بهینه معرفی کرد، زیرا علاوه بر حفظ بازه زاویه‌ای مناسب برای جداسازی، توان عملیاتی بالاتری نیز دارد که منجر به جداسازی تعداد بیشتری از ذرات در یک زمان مشخص می‌شود.

۴. نتایج گیری

شبیه‌سازی‌های انجام‌شده در این مقاله با استفاده از نرم‌افزار متن‌باز این فوم انجام شد. برای این کار ابتدا حلگر موردنظر توسعه داده شد. هندسه میکروکانال به صورت حلزونی است بطوریکه ذرات از بدو ورود به کانال تا انتهای آن در راستای شعاعی نیروی دی‌الکتروفورسیس را تجربه می‌کنند. در ادامه میزان ولتاژ مناسب برای جداسازی مطلوب ذرات با پارامترهای هندسی و عملیاتی مختلف نظیر تعداد دور کانال، سرعت ورودی جریان ذرات و ولتاژ اعمالی بررسی گردید مطابق نتایج در یک سرعت مشخص، با افزایش تعداد دور، ولتاژ مورد نیاز برای متمرکزسازی کاهش می‌یابد. همچنین در یک دور مشخص با افزایش سرعت ورودی ولتاژ مورد نیاز برای متمرکزسازی افزایش می‌یابد. مطابق نتایج در تعداد دور ۵ دور ولتاژ مورد نیاز برای متمرکزسازی در هر سه سرعت ورودی برابر هم بوده است. همچنین مطابق نتایج با افزایش سرعت ورودی جریان از ۳۰۰۰ به ۵۰۰۰ میکرومتر بر ثانیه تغییر مشهودی در زاویه جداسازی ذرات مشاهده نشد.

۵. مراجع

1. Jones TB. Electromechanics of particles. Cambridge University Press; 1995.
2. M. Bayareh, An updated review on particle separation in passive microfluidic devices, Chem. Eng. Process. - Process Intensif. 2020; 153. 10.1016/j.cep.2020.107984.
3. K. Cheng, J. Guo, Y. Fu, J. Guo, Active microparticle manipulation: Recent advances, Sens. Actuators, 2021; A 322. 10.1016/j.sna.2021.112616.
4. H. Afsaneh, R. Mohammadi, Microfluidic platforms for the manipulation of cells and particles, Talanta Open. 5. 2022. 10.1016/j.talo.2022.100092
5. Pethig R. Dielectrophoresis: Status of the theory, technology, and applications. Biomicrofluidics. 2010;4(2).
6. "Zhu J, Tzeng TRJ, Xuan X. Continuous dielectrophoretic separation of particles in a spiral microchannel. Electrophoresis. 2010;31(8):1382-1388.
7. Wang Y, Wang J, Cheng J, Zhang Y, Ding G, Wang X, et al. Serial separation of microalgae in a microfluidic chip under inertial and dielectrophoretic forces. IEEE Sensors J. 2020;20(24):14607-14616.
8. C. Church, J. Zhu, J. Nieto, G. Ketten, E. Ibarra, X. Xuan, Continuous particle separation in a serpentine microchannel via negative and positive dielectrophoretic focusing, J. Micromech. Microeng. 20; 2010. 10.1088/0960-1317/20/6/065011.

9. Puri P, Kumar V, Belgamwar SU, Ananthasubramanian M, Sharma N. Microfluidic platform for dielectrophoretic separation of bio-particles using serpentine microelectrodes. *Microsyst Technol.* 2019; 25:2813-2820.
10. Derakhshan R, Ghasemi A, Moradi R, Ramiar A. Design and numerical investigation of a circular microchannel for particle/cell separation using dielectrophoresis. *Adv Powder Technol.* 2023;34(7):104046.
11. Ozyilmaz, Eda, and Gamze Gediz Ilis.. "Design and Performance Analysis of Spiral Microchannels for Efficient Particle Separation Using Inertial Microfluidics" *Micromachines* , 2025; 16, no.3:349. 10.3390/ mi16030349.
12. Pakhira, W., Kumar, R., Ibrahimi, K.M. et al. Design and Numerical Analysis of a Single Inlet-Based Spiral Microfluidic Chip for Separation of Circulating Tumor Cells and Blood Plasma Using the Inertial Focusing Approach. *Chromatographia.* 2025; 10.1007/s10337-025-04411-w.
13. Omrani, V., Targhi, M.Z., Rahbarizadeh, F. *et al.* High-throughput isolation of cancer cells in spiral microchannel by changing the direction, magnitude and location of the maximum velocity. *Sci Rep* 13, 3213(2023). <https://doi.org/10.1038/s41598-023-30275-x>
14. Uddin MR, Sarowar MT, Chen X. Separation of CTCs from WBCs using DEP-assisted inertial manipulation: A numerical study. *Electrophoresis.* 2023 Dec;44(23):1781-1794. doi: 10.1002/elps.202300090. Epub 2023 Sep 27. PMID: 37753944.
15. Amirreza Khodayari, Sina Ebrahimi, Seyed Mohammad Hossein Rezaei Demneh, Mohammadmahdi Topaheidari, Ebrahim Ayani, Amir Shamloo; Square-based spiral microchannel for the separation of circulating tumor cells using surrogate optimization based on the inertial method. *Physics of Fluids* 1 March 2025; 37 (3): 032038.