



طراحی، ساخت و مطالعه آزمایشگاهی میکروکانال مارپیچی جداساز ذرات در سیستم‌های میکروسایالات گریز از مرکز

دل آرام زهره‌وندی^۱، اسماعیل پیش بین^۱، مهدی نویدبخش^{۱*}، منوچهر اقبال^۲

۱- دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه علم و صنعت ایران، تهران، ایران

۲- گروه مهندسی پزشکی، سازمان پژوهش‌های علمی و صنعتی ایران، تهران، ایران

تاریخچه داوری:

دریافت: ۱۳۹۸/۰۴/۱۶

بازنگری: ۱۳۹۸/۰۶/۲۰

پذیرش: ۱۳۹۸/۰۸/۱۴

ارائه آنلاین: ۱۳۹۸/۰۸/۱۷

کلمات کلیدی:

آزمایشگاه روی تراشه

میکروسایالات

میکروسایالات دورانی

میکروکانال مارپیچی

جداسازی

خلاصه: امروزه تمایل بسیاری به استفاده از میکروسیستم‌های تحلیلی در زمینه‌ی تشخیص‌های مولکولی و میکروسایالاتی وجود دارد چراکه مزایایی مانند فضای کم، کاهش میزان مصرف نمونه و کاهش زمان تحلیل دارند. میکروسایالات دورانی یک زیر شاخه از حوزه‌ی میکروسایالات است که با بهره‌گیری از نیروهای گریز از مرکز باعث حرکت سیال در شبکه‌های محصور شده در سیستم‌های دیسک شکل دوار می‌گردد. المان جداسازی یکی از پرکاربردترین المان‌های به‌کار رفته در این سیستم‌ها می‌باشد که به‌منظور جداسازی ذرات موجود در نمونه به‌کار می‌رود. در این پژوهش روش هندسی جدیدی برای جداسازی ذرات معلق در یک نمونه سیال به روش منفعل ارائه شده است. هندسه مارپیچ شکل به‌کار رفته در این مدل باعث می‌شود نیروی گریز از مرکز محلی ناشی از انحنا کانال علاوه بر نیروهای گریز از مرکز و کوریولیس ناشی از دوران دیسک به فرایند جداسازی کمک کند. در ابتدا روند جداسازی ذرات در کانال مطالعه می‌شود و سپس تاثیر پارامترهای طول کانال و سرعت دوران بر بازدهی المان بررسی می‌گردد. نتایج حاصل از آزمایش‌ها بازدهی جداسازی بالای ۹۰ درصد را نشان دادند که حاکی از پتانسیل بالای این المان در فرایند جداسازی می‌باشد. همچنین افزایش سرعت دورانی و طول کانال مارپیچ باعث بهتر شدن فرایند جداسازی و افزایش بازدهی می‌گردد.

۱-مقدمه

پژوهش‌های حال حاضر در زمینه‌ی تشخیص‌های مولکولی و میکروسایالاتی، تمایل در راستای توسعه ابزارهای تشخیصی یک‌پارچه کوچک یا میکروسیستم‌های تحلیلی کلی را نشان می‌دهد. انگیزه اصلی ساخت چنین ابزارهایی ریشه در مزایای متعدد این سیستم‌ها مانند نیاز به فضای کم، کاهش میزان مصرف نمونه و معرف، کاهش زمان تحلیل، یک‌بارمصرف بودن و اتوماسیون دارد [۱]. فناوری آزمایشگاه-روی-تراشه^۱ که پایه‌های اصلی آن در میکروساخت و میکروسایالات ریشه دارد، به‌طور گسترده در حوزه‌های متفاوتی چون بیولوژی، شیمی، پژوهش‌های پزشکی و مهندسی شیمی و مواد به‌کار رفته است. در زمینه کاربردهای پزشکی، این فناوری امکان انجام اتوماتیک، سریع و کم‌هزینه و در محل آزمون‌های تشخیصی بیوشیمیایی را که به اصطلاح آزمون‌های مرکز-مراقبت^۲ نام دارند،

فراهم می‌کنند. آزمایشگاه-روی-دیسک^۳ یکی از شاخه‌های اصلی این فناوری محسوب می‌شود و مزایای منحصر به فردی در تجزیه و تحلیل خون نشان داده است. دیسک میکروسایالاتی برای پیش راندن سیال از نیروی گریز از مرکز بهره می‌گیرد. کانال‌ها و محفظه‌های سیال در یک بستر پلاستیکی دیسک شکل تعبیه می‌شوند و برای اینکه بتوان عملکرد دیسک را مطالعه کرد، دیسک بر روی یک موتور گردان قرار می‌گیرد. از جمله المان‌های مهم در این سیستم، دریچه [۲]، اندازه‌گیری، مخلوط‌سازی [۳]، جداسازی [۴] و شناسایی [۱] است. سیستم‌های میکروسایالات گریز از مرکز طیف وسیعی از نمونه‌ها را مانند خون، سلول، بزاق و دیگر سیالات بیولوژیک را در بر می‌گیرند و با روشی کم‌هزینه به تشخیص‌های پزشکی کمک می‌کنند. همچنین دستگاه‌های پیشرفته مبتنی بر این فناوری راه خود را برای ورود به بازار هموار کرده‌اند. این سیستم‌ها در مقایسه با سیستم‌های صنعتی مبتنی بر فشار، دارای مزیت چند وظیفگی^۴ می‌باشند و قابل انجام تست برای چند بیمار به‌صورت هم‌زمان و یا یک تست برای یک

1 Lab-On-a-Chip (LOC)

2 Point-of-care

* نویسنده عهده‌دار مکاتبات: mnavid@iust.ac.ir



چگالی بین ذرات و سیال اطراف است. جداسازی در دیسک گریز از مرکز زمانی اتفاق می‌افتد که نیروی گریز از مرکز، ذرات چگال‌تر را به خارج از دیسک هدایت می‌کند و ذرات سبک‌تر در لایه بالایی باقی می‌مانند. مرسوم‌ترین کاربرد رسوب‌گذاری، جداسازی ذرات جامد و سلول‌های خونی است. اسکمیری^۸ و همکاران [۹] از روش رسوب‌گذاری برای فرآیند جداسازی پلاسما از خون و انتقال آن به ۱۲ بخش جداگانه استفاده کردند. آماسیا^۹ و مادو^{۱۰} [۱۰] یک شبکه میکروسایالاتی را بر اساس رسوب‌گذاری طراحی کردند و قادر به استخراج پلاسما از خون با خلوص بالا (بیش از ۹۹ درصد) در مدت ۲/۵ دقیقه شدند. زهره‌وندی و همکاران [۱۱] پس از رسوب‌گذاری کامل نمونه خون، پلاسمای جداسازی شده را با استفاده از روش ممان اینرسی به مخزن دیگری منتقل کردند که قادر به انجام آزمایش برای سایر فرآیندها باشد.

در روش‌های فعال، مجموعه‌ای از تجهیزات خارجی (مانند ذرات مغناطیسی با پوشش پادتن یا میدان مغناطیسی) برای کمک به فرایند جداسازی استفاده می‌شود. در این روش‌ها معمولاً از خواص شیمیایی و الکتریکی ذرات برای فرآیند جداسازی استفاده می‌شود. به عنوان مثال، ایمونومگنتیک^{۱۱} و ایمونواسی^{۱۲} دو روش اصلی جداسازی شیمیایی هستند. در این روش‌ها، ذرات موجود در مخلوط معلق نشانه‌گذاری می‌شوند و سپس به مسیرهای دلخواه هدایت می‌شوند. چن^{۱۳} و همکاران [۱۲] از ذرات مغناطیسی پوشش داده شده با پادتن برای به‌دام انداختن پاتوژن‌ها از نمونه خون استفاده کردند و در مرحله بعد با استفاده از آهنربا آن‌ها را به مخزن جداگانه‌ای منتقل کردند. استفاده از میدان‌های الکتریکی و مغناطیسی بر روی دیسک یکی دیگر از روش فعال جداسازی ذرات است. مارتینز^{۱۴} و همکاران [۱۳] از الکترودهای کربن متمرکز برای جداسازی سلول‌های مخمر استفاده کردند. بوچر^{۱۵} و همکاران [۱۴]، با نصب دو باتری در تراشه، سلول‌ها و ذرات را به مسیرهای جداگانه در مسیری Y شکل هدایت کردند. در مطالعه دیگری شاملو و همکاران [۱۵] با به‌کارگیری آهنربا در شبکه

بیمار به دفعات مختلف را دارا می‌باشند. همچنین برای سیستم‌های مبتنی بر فشار امکان کوچک‌سازی ابعاد^۱ به علت نیاز به اتصالات خارجی یکی از چالش‌ها می‌باشد [۱]. جداسازی مواد مختلف از یکدیگر یکی از موارد ضروری در انجام تست‌های بیو-شیمیایی و بیولوژیکی در سیستم‌های میکروسایالی است. مواد موردنظر می‌توانند شامل مولکول‌های کوچک مانند متابولیت‌ها، موکول‌های بزرگ مانند پروتئین‌ها و اسیدهای نوکلئیک و یا موارد بزرگ‌تری مانند سلول‌ها و مواد جامدی باشند که می‌بایست از محیط اطراف خود جدا شوند. به طور کلی، روش‌های مورد استفاده در فرایند جداسازی به دو دسته منفعل^۲ و فعال^۳ تقسیم می‌شوند [۵] که معمولاً با استفاده از اختلاف موجود در خصوصیات شیمیایی، فیزیکی و یا الکتریکی مواد عملیات جداسازی صورت داده می‌شود.

در روش‌های منفعل، فرایند جداسازی بدون اضافه کردن پیچیدگی به سیستم و تنها با توجه به ویژگی‌های فیزیکی ذرات و طراحی هندسی شبکه میکروسایالی انجام می‌شود. روش‌های فیلتراسیون و رسوب‌گذاری که بر پایه خواص فیزیکی ذرات هستند، در دسته روش‌های منفعل در دیسک‌های گریز از مرکز قرار می‌گیرند. در روش فیلتراسیون، با ایجاد موانع در جهت حرکت مخلوط معلق، ذرات با اندازه مشخص بدام افتاده و سیال به مسیر خود ادامه می‌دهد. زوگالا^۴ و همکاران [۶] با کاهش تدریجی عمق میکروکانال به صورت مرحله‌ای از ۱۵۰۰ میکرومتر تا ۸۶ میکرومتر توانستند بیش از ۹۴ درصد ذرات موجود در آب رودخانه را جدا کنند. گروه‌های دیگری تلاش کردند موانع و ساختارهایی را به‌گونه‌ای در مسیر حرکت ذرات طراحی کنند که بتوانند مثل تله عمل کنند و ذرات را در داخل خود به‌دام ببندازند، به‌عنوان مثال برگر^۵ و همکاران [۷] از ساختارهای V شکل برای به تله انداختن ذرات استفاده کردند و بازدهی ۹۹/۷ درصد را گزارش کردند. تمپلتون^۶ و سالین^۷ [۸] از یک فیلتر غشایی با اندازه منافذ ۰/۷ تا ۱۱ میکرومتر برای فیلتر کردن باکتری‌ها و ذرات خاک از آب استفاده کردند. با این مطالعه آن‌ها توانستند به میزان فیلتراسیون ۱۰۰ درصد ذرات مورد نظر دست پیدا کنند. اما مبنای روش رسوب‌گذاری، تفاوت

8 Schembri
9 Amasia
10 Madou
11 immunomagnetic
12 immunoassay
13 Chen
14 Martinez
15 Boettcher

1 Miniaturizing
2 Passive
3 Active
4 Czugala
5 Burger
6 ¹⁰Templeton
7 Salin

معلق در یک نمونه سیال استفاده می‌گردد. فرایند جداسازی در مدل به‌کار گرفته شده به روش منفعل صورت می‌پذیرد. طراحی و ساخت این مدل بسیار ساده بوده و تنها شامل یک مخزن ورودی، یک میکروکانال مارپیچ و دو کانال خروجی متصل به دو مخزن جداگانه می‌باشد. در واقع این مدل با به‌کارگیری کانال مارپیچ علاوه بر نیروی گریز از مرکز ناشی از انحنای کانال مارپیچ، نیروهای سانتریفیوژ و کوریولیس ناشی از دوران دیسک را نیز به‌کار خواهد گرفت تا فرایند جداسازی با راندمان قابل قبول و در زمان کم صورت پذیرد. ایده مطرح شده روشی کاملاً هیدرودینامیکی است که بدون نیاز به استفاده از نیروی خارجی و اضافه کردن پیچیدگی به سیستم، فرآیند جداسازی را در حداقل زمان با سرعت پایین و بدون آسیب به ذرات انجام می‌دهد. علاوه بر آن حجم اشغالی توسط این المان کم بوده و قابلیت انطباق با سیستم‌های مختلف را دارا می‌باشد. طراح با توجه به نیاز و ظرفیت سیستم و تغییر پارامترهای ساده‌ای مثل طول کانال، سرعت دوران و میزان انحنای کانال با کمترین هزینه ساخت، می‌تواند از این مدل بهره‌مند گردد که از برتری این روش نسبت به روش‌های مطالعات پیشین محسوب می‌شود. همچنین نتایج بدست آمده از تکرار کافی آزمایش‌ها نشان‌دهنده قابلیت اطمینان بالای این المان می‌باشد. مزایای این روش باعث می‌شود که بتوان از آن در شبکه‌های میکروسیالاتی بخصوص شبکه‌های تشخیص بیماری مانند جداسازی

جداسازی و ایجاد میدان مغناطیسی به همراه نیروی گریز از مرکز توانستند ذرات نوتروفیل را با بازده ۱۰۰ درصد جدا کنند.

تمام روش‌های ذکر شده، علی‌رغم مزایا، دارای معایبی هستند که موجب ایجاد محدودیت به‌منظور به‌کارگیری آن‌ها در برخی از سیستم‌های میکروسیالی خواهند شد. برای نمونه روش‌های منفعل برای نمونه‌هایی با غلظت پایین ذرات مفید هستند که برای مثال باید از نمونه خون رقیق شده (هماتوکریت ۶ درصد) استفاده کرد تا بتوان بازدهی بالا داشت. از طرف دیگر، روش‌های فعال علاوه بر هزینه‌بر بودن، پیچیدگی سیستم و فرایند ساخت (مثل ایجاد موانع در کانال) و نیاز به تجهیزات خارجی، ممکن است برای برخی از ذرات زیستی عملکرد مخرب داشته باشند. بنابراین در طراحی سیستم‌های میکروسیالی، انتخاب المان‌های مناسب باید با توجه به محدودیت‌ها و ملاحظات طراحی و هدفی که آن آزمایش دنبال می‌کند صورت گیرد و تنها نیاز مجموعه در انتخاب المان تعیین‌کننده خواهد بود. از این رو به‌طور قطعی نمی‌توان گفت یک روش نسبت به روش‌های دیگر دارای برتری کامل است و برای هر سیستمی پاسخگو خواهد بود و همواره نیاز به خلق روش‌های نوین برای بهبود کیفیت جداسازی احساس می‌شود.

در این پژوهش برای نخستین بار از المان مارپیچ شکل در سیستم‌های دیسک شکل دوار به‌منظور انجام فرایند جداسازی ذرات

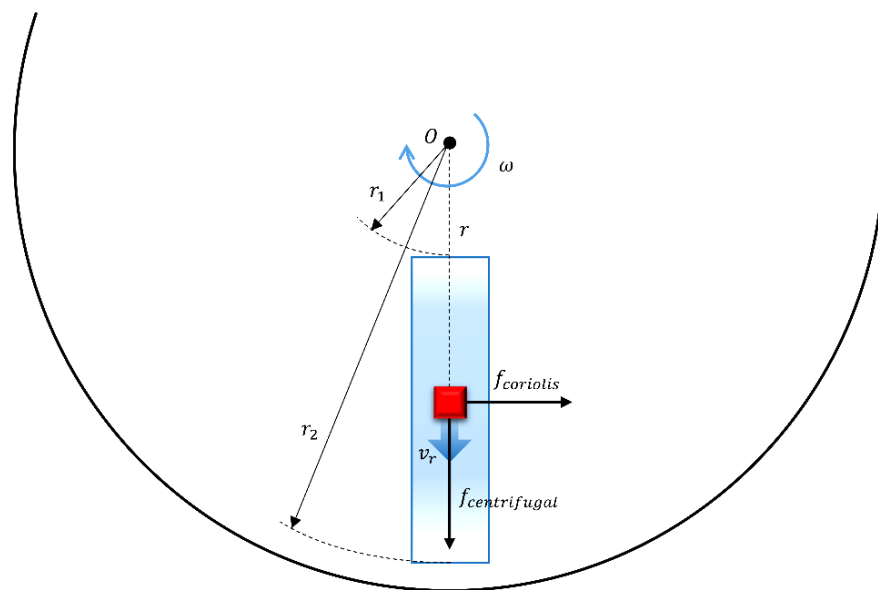


Fig. 1. Schematic of the forces applied to the sample in a radial element

شکل ۱: شماتیک نیروهای وارده بر نمونه در یک المان شعاعی

به وجود می‌آید که می‌تواند به نیروهای گریز از مرکز (f_ω) و کوریولیس (f_c) ناشی از چرخش دیسک کمک کند. این نیروی گریز از مرکز ناشی از انحنای کانال در هر لحظه همراستای شعاع انحنای کانال در آن نقطه و یا به تعبیری دیگر عمود بر سرعت المان در میکروکانال و همراستا با نیروی کوریولیس ناشی از چرخش دیسک می‌باشد. بنابراین حجم عبوری از میکروکانال تحت تاثیر این سه نیروی متفاوت قرار می‌گیرد و با توجه به برآیند نیروهای اعمالی نشان داده شده در شکل ۲، به سمت دیواره بیرونی میکروکانال حرکت می‌کند. اگر حجم عبوری شامل فازهای مختلفی باشد هر فاز که دارای چگالی بیشتری باشد سهم بیشتری از برآیند نیروها دریافت می‌کند و در نتیجه به سمت دیواره بیرونی هدایت می‌شود. بدین ترتیب فازهای مختلف سیال از یکدیگر جدا می‌شوند. معادلات نیروهای حاکم بر کانال‌های منحنی شکل در دیسک عبارتند از:

در این معادلات r فاصله مرکز چرخش تا نقطه مورد نظر، ρ چگالی سیال، ω سرعت زاویه‌ای چرخش، u سرعت سیال و R شعاع انحنای

$$f_\omega = -\rho\omega \times (\omega \times r) \quad (1)$$

$$f_c = -2\rho\omega \times u \quad (2)$$

$$f_R = \rho u^2 / R \quad (3)$$

میکروکانال است. همانطور که از معادلات مشخص است هندسه کانال در تعیین مقدار نیروهای اعمال شده بر المان و در نتیجه بازدهی جداسازی موثر است. با کم شدن شعاع انحنا مقدار نیروی گریز از مرکز ناشی از انحنای کانال افزایش می‌یابد و می‌توان نتیجه گرفت که بر روی دیسک ایده‌آل‌ترین حالت برای داشتن کمترین میزان انحنا (بیشترین مقدار نیروی گریز از مرکز ناشی از انحنا) میکروکانالی شبیه به دایره است. در عمل استفاده از المان دایره‌ای شکل به دلیل عدم وجود اختلاف فشار و حرکت سیال در کانال غیرممکن است پس بهترین گزینه به کارگیری کانالی به شکل مارپیچ خواهد بود. طراحی مارپیچی شکل میکروکانال، علاوه بر افزایش اثر انحنای کانال، فضای کمتری را در روی دیسک درگیر می‌سازد و با توجه به سادگی روش و عدم نیاز آن به تجهیزات خارجی می‌تواند گزینه بسیار خوبی برای

سلول‌های سرطانی معلق در گردش خون و یا جداسازی پلاسما از خون بهره برد.

۲- روش طراحی و آزمایش

۲-۱- مکانیزم جداسازی

با چرخش دیسک میکروسیالاتی در شتاب ثابت، دو نیروی حجمی گریز از مرکز و کوریولیس به وجود خواهد آمد. نیروی گریز از مرکز نیرویی شعاعی است که جهت آن به سمت خارج دیسک می‌باشد و باعث حرکت المان حجمی مورد نظر به سمت محیط پیرامون دیسک می‌گردد، در حالی که نیروی کوریولیس عمود بر بردار سرعت المان حجمی در سیستم دوار است. بنابراین اگر مطابق شکل ۱ المانی در راستای شعاعی داشته باشیم با چرخش دیسک، نیروی گریز از مرکز، المان مورد نظر را به سمت پیرامون دیسک حرکت می‌دهد و نیروی کوریولیس که عمود بر بردار سرعت حرکت است باعث انحراف از مسیر شعاعی خواهد شد. میزان این انحراف در هر نقطه از دیسک بستگی به مقدار نیرویی دارد که از طرف حجم مورد نظر در کانال دریافت می‌شود. این مکانیزم مبنای بسیاری از روش‌های جداسازی بوده است. بنابراین اگر مخلوط معلق حاوی ذراتی با قطرها و یا چگالی متفاوت باشد با ایجاد انشعاب‌هایی در انتهای کانال می‌توان آن‌ها را از یکدیگر تفکیک نمود. هر ذره در مخلوط معلق بسته به چگالی و قطر خود بزرگی نیروی متفاوتی را احساس می‌کند (با توجه به فرمول نیروی کوریولیس در رابطه (۲))، بنابراین در هر نقطه میزان انحراف هر ذره متفاوت از ذرات دیگر خواهد بود که می‌توان با ایجاد انشعاب‌هایی در خروجی، هر ذره را به مخزنی خاص هدایت کرد. در این روش تنها نیروی کوریولیس در فرایند جداسازی نقش خواهد داشت به همین دلیل میزان بازدهی بالا نخواهد بود.

حال اگر کانال را از حالت شعاعی خارج کنیم و به شکل منحنی در نظر بگیریم علاوه بر نیروی کوریولیس می‌توان از نیروی گریز از مرکز نیز بطور هم‌زمان در فرآیند جداسازی بهره برد، بدین صورت که در هر نقطه از کانال این نیرو قابل تجزیه شدن در دو راستای نیروی کوریولیس و سرعت خواهد بود (مطابق شکل ۲). بعلاوه با انحنا دادن به کانال نیروی گریز از مرکز دیگری (f_R) به دلیل انحنای کانال

میکروکانال با انحنای مارپیچ به منظور فرآیند جداسازی و یک انشعاب در انتهای میکروکانال برای انتقال مخلوط معلق جداسازی شده به سمت مخزن جمع‌آوری جداگانه است. حجم مخزن ورودی ۱۰۰ میکرولیتر است. برای جلوگیری از رسوب‌گذاری ذرات در مخزن ورودی، لازم است طراحی قسمت خروجی مخزن ورودی در جهت شعاعی صورت پذیرد و همچنین برای اتصال به کانال کمی نازک‌تر شود. در کانال مارپیچی، سه نیروی گریز از مرکز، کریولیس و گریز از مرکز ناشی از انحنای کانال بر حجم نمونه در میکروکانال تاثیر می‌گذارند. با توجه به جهت برآیند این نیروها، ذرات نمونه به سمت دیوار بیرونی کانال حرکت می‌کنند و با رسیدن به نقطه انشعاب، وارد مخزن جمع‌آوری ذرات می‌شوند. تابع مسیر میکروکانال مارپیچ در مختصات قطبی $r = -\delta\theta$ در نظر گرفته شده است و مقطع کانال مستطیلی با عرض ۲۰۰ میکرومتر و عمق ۶۰ میکرومتر است و به منظور بررسی تاثیر طول کانال بر بازده جداسازی، کانال مارپیچ به منحنی‌های کوتاه‌تری تقسیم شده است. در نهایت، سه هندسه با طول کانال‌های مختلف طراحی و آزمایش شده‌اند. طول کانال‌ها برای مدل ۱، ۲ و ۳ به ترتیب یک چهارم (۶۲ میلی‌متر)، نیم (۱۲۱ میلی‌متر) و سه چهارم (۱۷۴ میلی‌متر) انحنای یک مارپیچ کامل می‌باشد. موقعیت مخزن ورودی متصل شده به این کانال‌ها نسبت به مرکز دوران یکسان است.

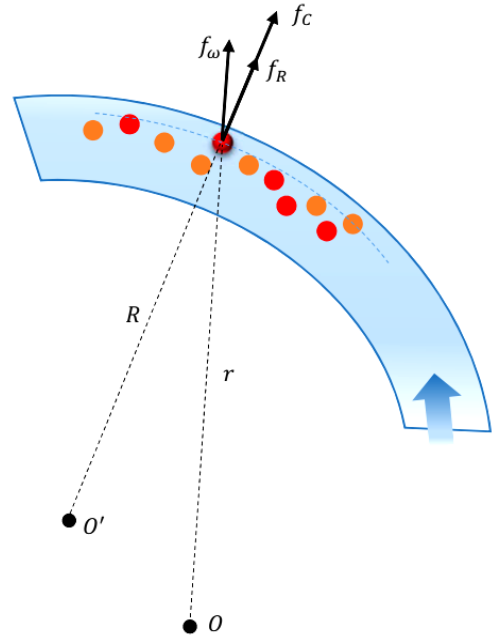


Fig. 2. Schematic of the forces applied to the fluid containing particles in the curved element

شکل ۲. شماتیک نیروهای وارده بر سیال حاوی ذرات در المان منحنی شکل استفاده در دیسک‌های میکروسیالاتی باشد.

۲-۲- طراحی مدل

شکل ۳ شبکه‌های میکروسیالاتی طراحی شده برای فرآیند جداسازی را نشان می‌دهد. این شبکه‌ها شامل یک مخزن ورودی، یک

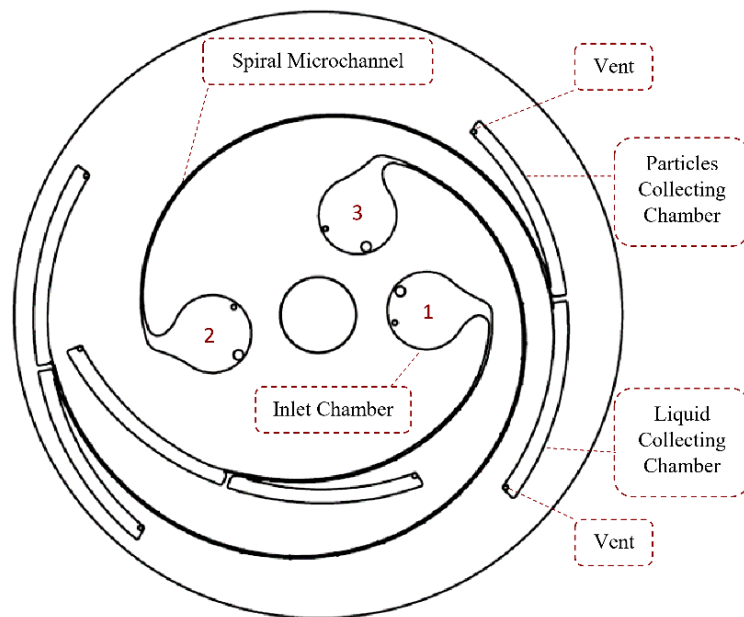


Fig. 3. Schematic of the final geometry designed for the separation element

شکل ۳: شماتیک هندسه نهایی طراحی شده برای المان جداسازی



Fig. 5. Testing machine for microfluidic discs

شکل ۵: دستگاه تست دیسک‌های میکروسیالاتی

روشی که در این مطالعه به کار گرفته می‌شود روش چندلایه می‌باشد. دیسک پس از مرحله طراحی سه بعدی در برنامه Solidworks در پنج لایه، شامل سه لایه پلاستیکی از جنس پلی‌کربنات به ضخامت ۱ میلی‌متر و دو لایه چسب دو طرفه حساس به فشار به ضخامت ۱۰۰ میکرون ساخته می‌شود. کانال‌های اتصال دهنده محفظه‌های مختلف بر روی لایه‌های فوقانی و تحتانی چسب بریده می‌شوند که ضخامت ۱۰۰ میکرون و عرض‌های مختلف برای آن‌ها انتخاب شده است. حجم اصلی محفظه‌ها بر روی لایه پلی‌کربنات میانی است و بر روی لایه پلی‌کربنات فوقانی منافذ وارد کردن و خارج کردن نمونه و محصولات قرار دارد و لایه پلی‌کربنات تحتانی نقش ایزوله کردن محفظه‌ها و کانال‌ها را برعهده دارد. مرحله مونتاژ این سطوح از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است و برای اتصال مناسب لازم است از یک فیکسچر آلومینیومی برای مونتاژ و همچنین دستگاه پرس رولی برای محکم کردن اتصال چسب‌ها با پلی‌کربنات استفاده شود. شکل ۴ نمونه دیسک ساخته شده برای المان جداسازی را نمایش می‌دهد.

۲-۴- دستگاه تست دیسک‌های میکروسیالاتی

از آنجا که نیروهای اعمالی برای حرکت سیال و انجام فرآیندها در سیستم‌های میکروسیالات گریز از مرکز همگی توسط یک موتور دوار صورت می‌پذیرد، نیاز به یک سیستم شامل موتور و اتصالات برای جایگذاری دیسک و اعمال چرخش‌ها به آن است که این سیستم درایور نامگذاری شده است. همچنین یک نرم‌افزار برای کنترل دور موتور و موقعیت آن نیاز است که برای این منظور از دستگاه قابل مشاهده در شکل ۵ استفاده شده است.

در نقطه انشعاب، میکروکانال اصلی به دو کانال تقسیم می‌شود که عرض هرکدام نصف کانال اصلی است. موقعیت اتصال این کانال‌ها به مخازن مربوطه باید در شعاع‌های یکسان باشد تا افت فشار در این ناحیه کاهش یابد و از حرکت نمونه‌ها بین دو مخزن جمع‌آوری جلوگیری شود. حجم مخازن جمع‌آوری ۶۰ میکرولیتر است.

۲-۳- ساخت دیسک

برای ساخت دیسک‌های میکروسیالاتی در سطح آزمایشگاهی روش‌های مختلفی وجود دارد که در مراکز تحقیقاتی مختلف به کار گرفته می‌شود. این روش‌ها شامل روش‌های دیسک‌های چندلایه (لایه‌های پلیمری و چسب دو طرفه حساس به فشار)، روش فرم‌دهی حرارتی میکرو و روش‌های لیتوگرافی می‌باشند. در روش اول که روشی سریع و کم هزینه می‌باشد با توجه به طراحی سه بعدی انجام شده برای دیسک، از لایه‌های مختلف پلیمرهایی مانند پلی‌کربنات یا پلیکسی گلس (که از انواع پلاستیک‌های در دسترس و ارزان قیمت می‌باشند) که بوسیله‌ی ماشین کاری میکرو و یا لیزر ساخته شده‌اند و همچنین چسب‌های حساس به فشار مخصوص که بوسیله‌ی دستگاه کاتر پلاتر برش خورده‌اند برای ساخت دیسک استفاده می‌شود. از این روش معمولاً برای زمانی که دقت‌های پایین‌تر از ۱۰۰ میکرومتر مورد نیاز نیست استفاده می‌شود. در روش‌های فرم‌دهی حرارتی میکرو و لیتوگرافی دیسک‌های با سطوح صافی بالاتر و دقت‌های مناسب‌تر تولید می‌شود اما نیاز به ابزارها و مواد مخصوص و گران قیمت و همچنین مراحل پیچیده دارند.

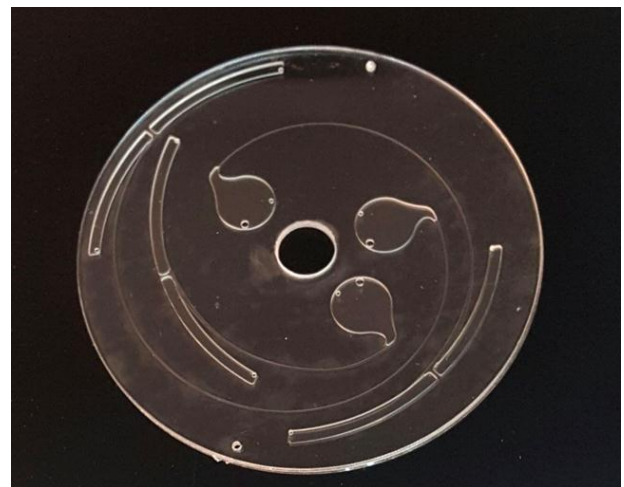


Fig. 4. Disc sample made for the separation element

شکل ۴. نمونه دیسک ساخته شده برای المان جداسازی

محلول بافر معمولاً در تحقیقات زیستی مورد استفاده قرار می‌گیرد و همچنین به علت هم‌غلظت و هم‌نوع بودن با مواد بیولوژیکی بدن و نیز غیر سمی بودن آن برای سلول کاربردهای بسیاری دارد.

۳- نتایج و بحث

پس از تکمیل طرح مورد نظر در نرم‌افزار Solidworks، دیسک میکروسیالی با روش توضیح داده شده در متن ساخته و پس از پرس چند ساعته آماده آزمایش گردید. تست‌های اولیه برای بررسی عملکرد مناسب دیسک تولید شده در سرعت‌های چرخشی بالا با استفاده از آب به‌عنوان نمونه انجام شد، زیرا زمانی که دیسک چنین سرعت دورانی را تجربه می‌کند، امکان نشت مایع بین لایه‌ها یا شکست دیسک به‌علت بزرگی مقدار نیروی اعمال شده روی دیوار مجاور به سیال وجود دارد. خوشبختانه در این دیسک هیچ نشانه‌ای از نشت یا مشکلات دیگر مشاهده نشد. سپس با روش سعی و خطا کمترین سرعت دورانی که در آن سیال شروع به حرکت می‌کند به‌دست آمد، بدین صورت که ابتدا دیسک در سرعت ۵۰ دور بر دقیقه به حرکت درآورده شد و تا زمانی که سیال شروع به حرکت نکرده و وارد کانال نشده است تصاعدی سرعت دوران افزایش داده شد. برای این دیسک کمترین سرعت دوران ۴۰۰ دور بر دقیقه در شتاب ثابت ۵۰ دور بر دقیقه‌ثانیه به‌دست آمد. بعد از بررسی‌های اولیه، در نهایت مقدار ۸۰ میکرولیتر نمونه از پیش آماده شده به مخزن ورودی تزریق شده و دیسک برای انجام آزمایش بر روی دستگاه قرار داده شد.

۳-۱- عملکرد شبکه میکروسیالی

به‌منظور بررسی عملکرد شبکه میکروسیالی در ابتدا از مدل شماره ۱ در سرعت ۴۰۰ دور بر دقیقه تست گرفته شد. برای مشاهده دقیق‌تر رفتار ذرات و چگونگی فرآیند جداسازی از سه مقطع کانال (ورودی، میانه و خروجی کانال) عکس‌برداری صورت گرفت. شکل ۶(الف) مقطع ورودی کانال را حین عبور نمونه نمایش می‌دهد. همانطور که از تصاویر مشخص است ذرات به‌صورت پراکنده در سیال وجود دارند و در رفتار آن‌ها هیچ‌گونه انحراف یا آرایش خاصی دیده نمی‌شود. در ادامه رفتار سیال در میانه کانال مورد بررسی قرار گرفت. تصویر ۶(ب) حاکی از آن است که ذرات سیلیکای موجود در نمونه به‌تدریج در حال انحراف به سمت دیواره خارجی کانال می‌باشند و

این دستگاه از دو بخش سخت‌افزاری و نرم‌افزاری تشکیل شده است. در بخش سخت‌افزاری یک سروو موتور با حداکثر دور ۷۲۰۰ دور بر دقیقه و دقت دوران بالا وظیفه کنترل حرکت دیسک در جهت‌های ساعتگرد و پادساعتگرد و در سرعت‌های مختلف را بر عهده دارد. یک میکروسکوپ با قابلیت زوم ۶۰ برابر در قسمت بالایی محل قرارگیری دیسک قرار دارد که موقعیت آن با استفاده از دو موتور خطی بر روی نواحی مختلف دیسک قابل تغییر می‌باشد. همچنین یک دوربین رنگی از نوع سی‌سی‌دی^۱ با طیف وسیع برای ضبط تصاویر میکروسکوپ با سرعت ۱۲۰ فریم بر ثانیه در سیستم وجود دارد. در قسمت تحتانی دیسک یک لامپ روبشی^۲ قرار گرفته است که با حرکت موتور کوپل شده است و با ایجاد نور در زمان‌های مشخص تصاویر ثابت از دیسک دوار را در دوره‌های مختلف در اختیار می‌گذارد که این تصاویر با کمک نرم‌افزار دستگاه تبدیل به یک فیلم می‌گردند و حرکت سیال درون دیسک به خوبی تحلیل می‌گردد. یک نرم‌افزار در محیط رابط گرافیکی کاربر^۳ برای اعمال ورودی‌های مورد نظر (برای سرعت و جهت دوران) و همچنین مشاهده تصویر قسمت مورد نظر دیسک به‌صورت زنده بر روی کامپیوتر متصل به سیستم وجود دارد.

۲-۵- تهیه نمونه

برای تهیه مخلوط معلق، میکروذرات کروی شکل سیلیکا با قطری حدودی ۵ میکرومتر^۴ با نسبت وزنی-وزنی ۱ به ۳۰۰ با محلول نمک فسفات با خاصیت بافری به اختصار پی‌بی‌اس^۵ مخلوط و سپس هموژن‌سازی شده‌اند. بدین ترتیب تعداد ۲۳۰۰۰ ذره سیلیکا در هر میکرولیتر وجود خواهد داشت.

پی‌بی‌اس یک محلول نمکی با پایه آبی است که متشکل از سدیم کلرید، سدیم فسفات و در بعضی فرمول‌ها پتاسیم کلرید و پتاسیم فسفات می‌باشد. بافرهای گروه‌های فسفات‌دار کمک به ثابت ماندن خاصیت اسیدی^۶ می‌کنند. فشار اسمزی و غلظت‌های یونی محلول پی‌بی‌اس تقریباً از همه نظر باید با شرایط بدن انسان یکسان باشد (هم اندازه و هم غلظت با مایع‌های بیولوژیکی بدن). این

- 1 CCD
- 2 Strobe light
- 3 GUI
- 4 SiO₂-R-5.0, Microparticles GmbH, GERMANY
- 5 Phosphate Buffered Saline (PBS), Sigma-Aldrich, IRELAND
- 6 PH

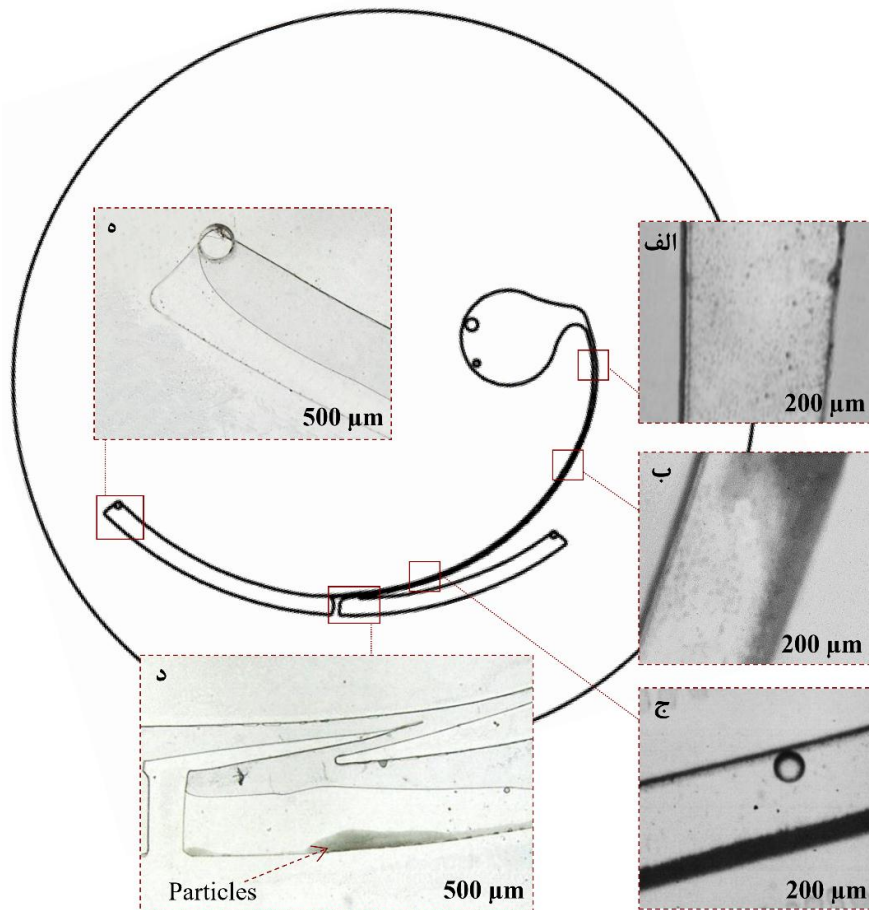


Fig. 6. Model 1 performance of a microfluidic network at 400 rpm

شکل ۶: عملکرد مدل ۱ شبکه میکروسیالی در سرعت ۴۰۰ دور بر دقیقه

نیروهای گریز از مرکز و کوریولیس بر حرکت ذرات غلبه کرده و آن‌ها را در جهت خود از مسیر منحرف کرده و به سمت دیواره بیرونی کانال سوق داده‌اند. بنابراین ذرات به دلیل چگال‌تر بودن پایین‌تر از فاز سیال قرار گرفته و به آهستگی در کنار دیواره در حال حرکت هستند. این روند تا رسیدن به نقطه انشعاب ادامه خواهد داشت تا این‌که در این نقطه جریان عبوری به دو شاخه تقسیم می‌گردد و هرکدام وارد مخزنی جداگانه می‌شوند.

تصاویر ثبت شده از نقطه انشعاب نشان‌دهنده آن است که ذرات انباشته شده در کنار دیواره با رسیدن به نقطه انشعاب به همان صورت که در کنار دیواره در حال حرکت هستند وارد مخزن جمع‌آوری ذرات می‌شوند (به شکل‌های ۶(د) و ۶(ه) مراجعه شود)، درحالی‌که سیال رویه همچنان در جهت مارپیچ کانال جریان می‌یابد و در نهایت به مخزن دوم که برای جمع‌آوری سیال در نظر گرفته شده وارد می‌شود (شکل ۶(د)) و هیچ‌گونه بی‌نظمی و آشفتگی در فازها رخ نمی‌دهد. بررسی شکل ۶(ه) نشان می‌دهد که تعداد خیلی کمی از

انباشته‌گی آن‌ها در کنار دیواره به وضوح قابل رویت است اما با این حال همچنان تعداد ذرات پراکنده در کانال زیاد می‌باشد و بین ذرات و سیال مرز مشخصی وجود ندارد. انحراف ذرات به علت چگالی بیشتر آن‌ها نسبت به سیال محیط می‌باشد؛ بنابراین سهم بیشتری را از مقدار نیروهای موجود برای جداسازی دریافت می‌کنند و طبیعتاً تحت‌تأثیر جهت برآیند نیروهای اعمالی قرار خواهند گرفت و تغییر مسیر خواهند داشت. البته به دلیل تراکم بالای ذرات در محیط (۲۳۰۰۰ ذره در هر میکرولیتر)، برخورد بین آن‌ها و تأثیر پذیری بر روی مسیر حرکت یکدیگر در جریان سیال موجود در کانال، انتظار نمی‌رفت به این زودی تمام ذرات به سمت دیواره سوق داده شوند.

شکل ۶(ج) تصاویر مربوط به مقطع انتهایی کانال را پیش از رسیدن به نقطه انشعاب نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌کنید در مقطع انتهایی کانال ذرات در کنار دیواره انباشته شده، فرآیند جداسازی فازها به خوبی صورت پذیرفته است و مرز بین ذرات و سیال به وضوح مشخص شده است. می‌توان نتیجه گرفت که در نهایت

ذرات یکدیگر چیده شده است و قابل توجه است که شرایط آزمایش برای هر سه مدل یکسان بوده و حجم ورودی مخازن ۸۰ میکرولیتر و سرعت دوران ۱۲۰۰ دور بر دقیقه می‌باشد.

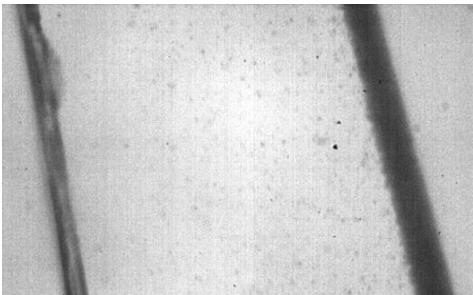
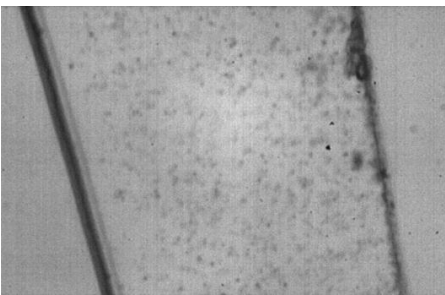
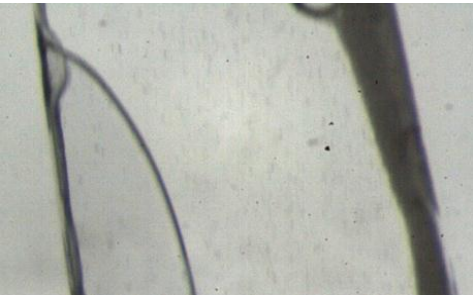
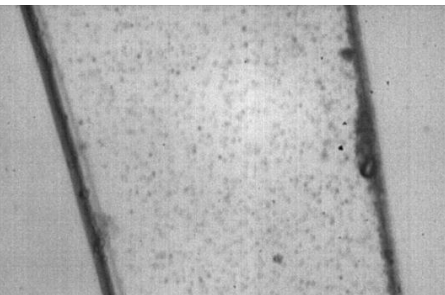
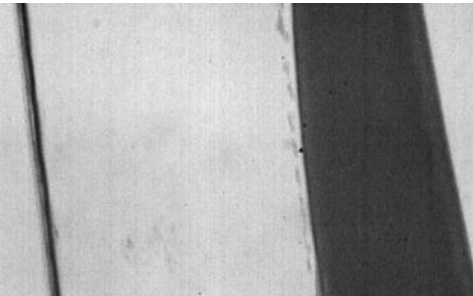
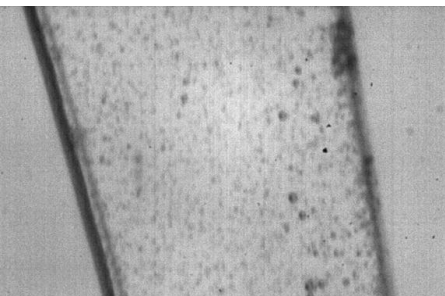
در هر سه مدل تصاویر مقطع ورودی کانال پراکندگی ذرات موجود در مخلوط معلق را نشان می‌دهد و جهت‌گیری خاصی در مسیر ذرات دیده نمی‌شود، در نتیجه می‌توان گفت طول کانال تأثیری در این مقطع نداشته است. طبق روند شرح داده شده در بخش قبلی، ذرات رفته‌رفته در اثر نیروهای وارده به سمت دیواره خارجی هدایت می‌شوند و انتظار می‌رود در مقطع خروجی کانال جداسازی صورت گرفته باشد و انباشتگی ذرات قابل تشخیص باشد که تصاویر گرفته شده از این مقاطع تأییدی بر این ادعا هستند. با مقایسه تصاویر این

ذرات سیلیکا وارد مخزن جمع‌آوری سیال شده‌اند پس انتظار می‌رود سیال بدست آمده دارای بازده و خلوص مناسبی باشد. پس از آن‌که فرایند جداسازی تکمیل گردید و ذرات اضافی از سیال جدا گشت، می‌توان از سیال خالص جمع‌آوری شده برای انجام سایر آزمایش‌ها در شبکه میکروسیالی استفاده کرد؛ بعنوان مثال می‌توان از این المان در آزمایش‌های بیولوژیکی بمنظور جداسازی پلاسمای خون بهره برد.

۳-۲- اثر طول کانال

برای بررسی اثر طول کانال، دیسک مورد آزمایش دارای سه شبکه مجزا می‌باشد که تفاوت آن‌ها در طول کانال مارپیچی است. برای مقایسه بهتر مدل‌ها در جدول ۱ دو مقطع ورودی و خروجی کانال

جدول ۱: مقایسه مقاطع ورودی و خروجی مدل‌ها در سرعت ۱۲۰۰ دور بر دقیقه
Table 1. Comparison of input and output sections of the models at 1200 rpm

مقطع خروجی	مقطع ورودی	
		مدل ۱
		مدل ۲
		مدل ۳

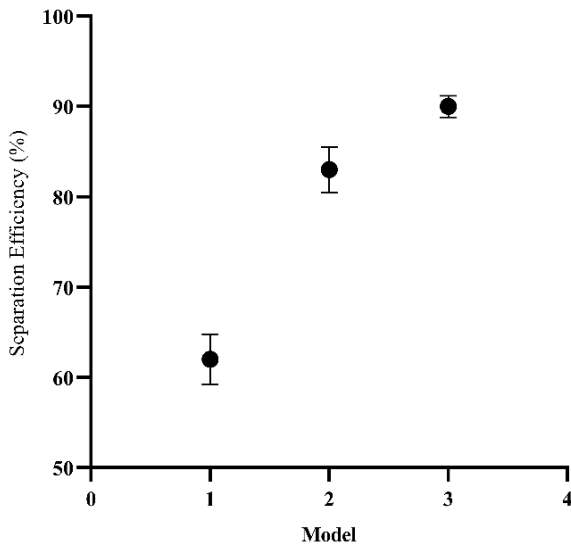


Fig. 7. Comparison of experimental results of models at 1200 rpm

شکل ۷: مقایسه نتایج تجربی مدل‌ها در سرعت ۱۲۰۰ دور بر دقیقه

در روند تمام مطالعات آزمایشگاهی با خطاهایی روبرو هستیم که بطور کلی به دو دسته تقسیم می‌شوند. دسته اول خطاهای سیستماتیک است که می‌تواند به دلیل خطای انسانی باشد و دسته دوم خطاهای تصادفی است که ناشی از عواملی مانند شرایط محیطی، اصطکاک سیال و یا خطاهای ناشی از تقریب‌هایی است که در روند اندازه‌گیری در مراحل مختلف ایجاد شده است. برای کاهش تغییرات محیطی، آزمایش در محیطی بسته و در یک بازه زمانی که تغییرات دمایی آن محیط حداقل باشد انجام گرفته و همچنین سعی شده است که شرایط محیطی یکسان و تقریباً ثابت برای همه داده‌های آزمایش برقرار باشد. از طرف دیگر برای کاهش خطای فردی در انجام تست‌ها این کار به طور تصادفی توسط دو شخص صورت پذیرفت.

در طراحی روند آزمایش باید به تعداد تکرار کافی برای اندازه‌گیری دقیق‌تر بازدهی توجه شود چرا که قابلیت اطمینان نتایج در این‌گونه از المان‌ها پارامتر بسیار مهمی است. بدین منظور هر آزمایش ۳ یا ۵ بار تکرار شده است. همچنین با تصادفی کردن تغییر پارامترها در هر آزمایش و تکرار آن‌ها و اجرای آزمایش‌ها در ده روز مختلف سعی شده این خطاها به حداقل رسیده و توزیع مناسبی داشته باشد. در نهایت نتایج بدست آمده از آزمایش‌ها بصورت میانگین و همراه با میزان انحراف از معیار برای هر آزمایش در نمودارها نمایش داده شده است.

موضوع مشخص می‌شود که در مدل‌های اول، دوم و سوم که به ترتیب طول کانال افزایش یافته ضخامت فاز ذرات نیز افزایش یافته است و تعداد بیشتری از ذرات در کنار دیواره انباشته شده‌اند یا به تعبیری جداسازی بهتر و کامل‌تری صورت پذیرفته است. طبق رابطه (۱)، نیروی گریز از مرکز با فاصله از مرکز دوران رابطه مستقیم دارد و در مدل سوم به دلیل فاصله گرفتن بیشتر انتهای کانال نسبت به مرکز دوران، نیروی گریز از مرکز افزایش داشته است. از طرف دیگر هرچه طول کانال بیشتر می‌شود مدت زمان شروع تا پایان فرایند جداسازی افزایش می‌یابد؛ بنابراین مدت زمان اعمال نیروها افزایش یافته و تعداد بیشتری از ذرات را با خود همگام کرده است.

۳-۳- بازدهی

با تفاسیر ارائه شده به منظور تعیین کیفیت فرآیند جداسازی و مقایسه بهتر مدل‌ها، بازدهی جداسازی ذرات مطابق رابطه (۴) تعریف شد. لازم به ذکر است که به دلیل کوچک بودن ذرات و قابل تشخیص نبودن آن‌ها با چشم غیر مسلح امکان اندازه‌گیری فیزیکی آن‌ها وجود ندارد. از سوی دیگر در سیستم‌های میکروسیالی امکان خروج ذرات جامد بدون آسیب به دیسک و بطور کامل و دقیق وجود ندارد و تنها می‌توان آن‌ها را در داخل دیسک به دام انداخت و از سیال خالص به دست آمده استفاده کرد. به همین دلیل برای اندازه‌گیری میزان ذرات جمع شده در مخزن از پردازش تصویر به کمک نرم‌افزار متلب استفاده شد. نتایج برای هر مدل در شکل ۷ نشان داده شده است.

$$\text{بازدهی} = \frac{\text{تعداد ذرات جمع شده در مخزن جمع آوری}}{\text{تعداد کل ذرات}} \quad (4)$$

طبق رابطه‌های (۱) و (۲)، نیروی گریز از مرکز و نیروی کوریولیس با فاصله شعاعی از مرکز دوران رابطه مستقیم دارند، بنابراین انتظار می‌رود با افزایش طول کانال، بازدهی جداسازی روند افزایشی داشته باشد. شکل ۷ نتایج حاصل از اندازه‌گیری بازدهی جداسازی ذرات را نشان می‌دهد. نتایج مطابق تئوری روند صعودی داشته و از ۶۲ درصد برای مدل اول به ۸۳ درصد برای مدل دوم و ۹۰ درصد برای مدل سوم می‌رسد. همچنین این نتایج با تصاویر مقطع خروجی کانال‌ها که در آن‌ها با افزایش طول کانال انباشتگی ذرات در کنار دیواره افزایش می‌یافت کاملاً منطبق است.

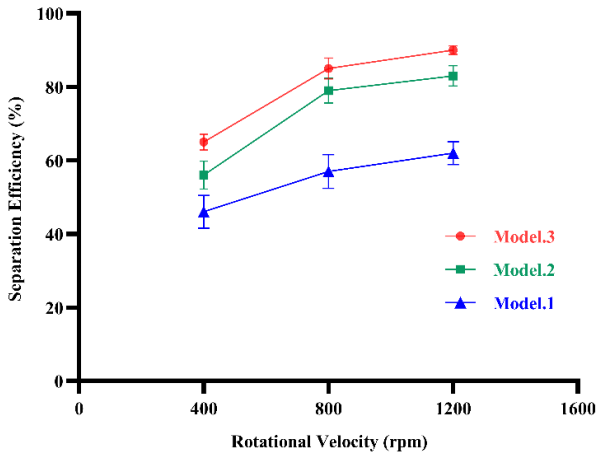


Fig. 8. Comparison of separation efficiency of models at different velocity

شکل ۸: مقایسه بازدهی جداسازی مدل‌ها در سرعت‌های مختلف

بیشتر، سرعت دورانی به بیش از ۱۲۰۰ دور بر دقیقه افزایش یافت ولی نتایج تغییرات چشمگیری در بازده جداسازی نشان نداد.

۴- نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر تکنیکی جدید در المان‌های جداسازی به کار گرفته شده که در عین سادگی دارای بازدهی بالا است و همچنین پیچیدگی شبکه‌های میکروسیالی را کاهش می‌دهد. در این المان از یک میکروکانال مارپیچ شکل برای فرایند جداسازی استفاده شده است که در آن به‌طور همزمان از سه مکانیزم جداسازی (نیروی گریز از مرکز و کوریولیس ناشی از چرخش دیسک و نیروی گریز از مرکز ناشی از مارپیچ کانال) بهره برده می‌شود. نمونه مورد نظر حین عبور از میکروکانال تحت تاثیر این نیروها قرار می‌گیرد و به تدریج فازهای آن از یکدیگر جدا می‌شوند و با رسیدن به انشعاب موجود در انتهای کانال هر فاز به‌سوی مخزنی مشخص حرکت می‌کند. در دیسک موجود سه شبکه جداسازی با طول‌های متفاوت میکروکانال در سه سرعت دورانی مختلف (۴۰۰، ۸۰۰ و ۱۲۰۰ دور بر دقیقه) مورد تست قرار گرفتند و در هر سه شبکه فرایند جداسازی ذرات از سیال با موفقیت صورت پذیرفت. به‌منظور اندازه‌گیری دقیق بازدهی جداسازی کانال‌ها از پردازش تصویر استفاده شد و مشاهده شد حداکثر بازدهی برای هر مدل در سرعت ۱۲۰۰ دور بر دقیقه رخ می‌دهد و مقدار آن برای مدل اول، دوم و سوم به ترتیب ۶۲، ۸۳ و ۹۰ درصد می‌باشد. از طرف دیگر

۳-۴- اثر سرعت دوران بر بازدهی

در میکروکانال مارپیچ شکل، نیروی گریز از مرکز f_ω ، نیروی کوریولیس f_c و نیروی گریز از مرکز ناشی از انحنای کانال f_R همه با هم، در درجه‌های مختلف، به فرایند جداسازی کمک می‌کنند. با توجه به ساختار نیروها، تناسب آن‌ها با پارامترهای مختلف بصورت $f_R \propto u^2$ و $f_c \propto u\omega$ ، $f_\omega \propto \omega^2$ می‌باشد. از سوی دیگر، نیروی گریز از مرکز f_ω بطور گسترده‌ای به سرعت u که پارامتر تاثیر گذار اصلی در هر دو نیروی f_c و f_R است وابسته است و موجب بهبود فرایند جداسازی می‌شود. همانطور که در رابطه‌های (۵) و (۶) نشان داده شده است، نسبت بزرگی نیروها وابسته به پارامترهای هندسی و سرعت دوران خواهد بود.

$$\frac{f_R}{f_\omega} \cong \frac{\rho u^2 / R}{\rho r \omega^2} = \frac{u^2}{R r \omega^2} \quad (5)$$

$$\frac{f_c}{f_\omega} \cong \frac{2 \rho \omega u}{\rho r \omega^2} = \frac{2u}{r \omega} \quad (6)$$

بنابراین در صورت ثابت بودن پارامترهای هندسی (R و r)، سرعت دوران (ω)، مهم‌ترین پارامتر در فرایند جداسازی است که مستقیماً بر بزرگی نیروهای جداسازی تاثیر گذار می‌باشد. شکل ۸ اثر بزرگی سرعت دوران بر راندمان جداسازی را در مدل‌های مورد نظر نشان می‌دهد. با وجود این که حجم نمونه ورودی در مدل‌ها برابر است مشاهده می‌شود با کاهش سرعت دورانی بازدهی المان کاهش می‌یابد. در واقع با کاهش سرعت دورانی (ω)، مطابق معادلات، مقدار سرعت (u) و بزرگی نیروهای جداسازی کاهش می‌یابد؛ هر ذره مقدار کمتری نیرو دریافت خواهد کرد و به طبع آن انحراف کمتری را هم تجربه می‌کند. بنابراین با توجه به تعداد بالای ذرات در نمونه (۲۳۰۰۰ ذره در هر میکرولیتر)، نیروهای لازم برای جداسازی توانایی لازم را برای راندن همه ذرات به سمت دیواره بیرونی میکروکانال نخواهد داشت و در مقطع انتهایی کانال فازها بطور صد در صد از هم جدا نخواهند شد و با رسیدن به انشعاب مقداری از آن‌ها به مخزن جمع‌آوری سیال وارد می‌شوند. واضح است که هر چه سرعت دورانی افزایش یابد، سرعت حرکت (u) و بازدهی جداسازی افزایش خواهد یافت و علاوه بر آن مدت زمان انجام فرایند کاهش می‌یابد. همچنین به‌منظور بررسی

- Micromachines, 7(2) (2016) 26.
- [5] W. Al-Faqheri, T.H.G. Thio, M.A. Qasaimeh, A. Dietzel, M. Madou, Particle/cell separation on microfluidic platforms based on centrifugation effect: A review, *Microfluidics and Nanofluidics*, 21(6) (2017) 102.
- [6] M. Czugala, R. Gorkin III, T. Phelan, J. Gaughran, V.F. Curto, J. Ducrée, D. Diamond, F. Benito-Lopez, Optical sensing system based on wireless paired emitter detector diode device and ionogels for lab-on-a-disc water quality analysis, *Lab on a Chip*, 12(23) (2012) 5069-5078.
- [7] R. Burger, P. Reith, G. Kijanka, V. Akujobi, P. Abgrall, J. Ducrée, Array-based capture, distribution, counting and multiplexed assaying of beads on a centrifugal microfluidic platform, *Lab on a Chip*, 12(7) (2012) 1289-1295.
- [8] E.J. Templeton, E.D. Salin, A novel filtration method integrated on centrifugal microfluidic devices, *Microfluidics and nanofluidics*, 17(1) (2014) 245-251.
- [9] C. Schembri, T. Burd, A. Kopf-Sill, L. Shea, B. Braynin, Centrifugation and capillarity integrated into a multiple analyte whole blood analyser, *Journal of Analytical Methods in Chemistry*, 17(3) (1995) 99-104.
- [10] M. Amasia, M. Madou, Large-volume centrifugal microfluidic device for blood plasma separation, *Bioanalysis*, 2(10) (2010) 1701-1710.
- [11] D. Zohrehvandi, E. Pishbin, M. Navidbakhsh, M. Eghbal, A new mechanism for the plasma separation from whole blood on the lab-on-a-disk systems based on moment of inertia method, in: 2017 24th National and 2nd International Iranian Conference on Biomedical Engineering (ICBME), IEEE, 2017, pp. 330-333.
- [12] K.-C. Chen, T.-P. Lee, Y.-C. Pan, C.-L. Chiang, C.-L. Chen, Y.-H. Yang, B.-L. Chiang, H. Lee, A.M. Wo, Detection of circulating endothelial cells via a microfluidic disk, *Clinical chemistry*, 57(4) (2011) 586-592.
- [13] R. Martinez-Duarte, R.A. Gorkin III, K. Abi-Samra, M.J. Madou, The integration of 3D carbon-electrode dielectrophoresis on a CD-like centrifugal microfluidic platform, *Lab on a Chip*, 10(8) (2010) 1030-1043.
- [14] M. Boettcher, M.S. Jaeger, L. Riegger, J. Ducrée, R. Zengerle, C. Duschl, Lab-on-chip-based cell separation by combining dielectrophoresis and centrifugation, *Biophysical Reviews and Letters*, 1(04) (2006) 443-451.
- [15] A. Shamloo, A. Selahi, M. Madadelahi, Designing and modeling a centrifugal microfluidic device to separate target blood cells, *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 26(3) (2016) 035017.

با کاهش سرعت دورانی در هر مدل بازدهی جداسازی کاهش می‌یابد که علت آن کاهش مقدار نیروهای گریز از مرکز و کوریولیس است که با سرعت دورانی رابطه مستقیم دارند.

به‌طور کلی می‌توان گفت روش حاضر روشی معتبر است که می‌تواند ذرات مختلف را بر اساس نیاز و با بازدهی قابل قبول جداسازی کند و با توجه به اینکه روشی کاملاً هیدرودینامیکی است و کمترین آسیب را به نمونه می‌زند می‌تواند در کاربردهای خاص به‌خصوص کاربردهای زیستی به‌کار برده شود.

فهرست علائم

علائم انگلیسی

R	شعاع انحنای میکروکانال، m
r	شعاع تا مرکز دوران، m
u	سرعت ذره و سیال، m/s

علائم یونانی

ρ	چگالی، kg/m ³
ω	سرعت زاویه‌ای چرخش دیسک، rpm
f_R	نیروی گریز از مرکز ناشی از انحنای کانال، N
f_ω	نیروی گریز از مرکز ناشی از دوران دیسک، N
f_C	نیروی کوریولیس، N

۵- مراجع

- [1] O. Strohmeier, M. Keller, F. Schwemmer, S. Zehnle, D. Mark, F. von Stetten, R. Zengerle, N. Paust, Centrifugal microfluidic platforms: advanced unit operations and applications, *Chemical Society Reviews*, 44(17) (2015) 6187-6229.
- [2] D.J. Kinahan, S.M. Kearney, N.A. Kilcawley, P.L. Early, M.T. Glynn, J. Ducrée, Density-gradient mediated band extraction of leukocytes from whole blood using centrifugo-pneumatic siphon valving on centrifugal microfluidic discs, *PLoS one*, 11(5) (2016) e0155545.
- [3] M. Grumann, A. Geipel, L. Riegger, R. Zengerle, J. Ducrée, Batch-mode mixing on centrifugal microfluidic platforms, *Lab on a Chip*, 5(5) (2005) 560-565.
- [4] M. Tang, G. Wang, S.-K. Kong, H.-P. Ho, A review of biomedical centrifugal microfluidic platforms,

برای ارجاع به این مقاله از عبارت زیر استفاده کنید:

D. Zohrevandi, E. Pishbin, M. Navidbakhsh, M. Eghbal, TDesign, Fabrication and Experimental Study of Spiral Microchannel Particle Separator on Centrifugal Microfluidic Platforms, Amirkabir J. Mech Eng., 53(3) (2021) 1359-1372.

DOI: [10.22060/mej.2019.16683.6427](https://doi.org/10.22060/mej.2019.16683.6427)



