

مدلسازی و بررسی تجربی عملکرد هندسه‌های مختلف میکروکانال‌های عریض و باریک در به‌دام‌اندازی ذرات

هانیه حیدری^۱، سید علی حسینی^{۲*}، سیدعباس سادات سکاکی^۳ و علی رجب‌پور^۳

اطلاعات مقاله	چکیده
دریافت مقاله: ۱۴۰۰/۰۶/۲۰	
پذیرش مقاله: ۱۴۰۰/۰۸/۰۵	
واژگان کلیدی:	
میکروسیالات،	در این مقاله به روشی ابداعی (شبه سه‌بعدی) به‌این موفقیت رسیدیم که تأثیر همزمان نیروهای اینرسی و مگنوس را به‌منظور متمرکزسازی و به‌دام‌اندازی ذرات در کانال‌های مستقیم و عریض و باریک، شبیه‌سازی نماییم. همچنین هندسه‌های متفاوتی نسبت به‌کارهای پیشین برای استفاده در این نوع از ادوات بررسی شده‌است که پیش از این شبیه‌سازی صورت نگرفته بود. شبیه‌سازی‌ها در محیط نرم افزار کامسول که مبتنی بر روش‌های المان محدود می‌باشد، صورت گرفته‌است و آزمایش‌ها با استفاده از میکروکانال-های ساخته‌شده با روش لیتوگرافی و ماده‌ی PDMS و عکس‌برداری توسط میکروسکوپ نوری انجام شده‌است. استفاده از روش شبیه‌سازی شبه سه‌بعدی موجب شد زمان شبیه‌سازی‌ها ۸۸٪ کاهش یابد. نتایج نشان می‌دهد با افزایش قطر ذرات و عدد رینولدز جریان در میکروکانال‌ها، ذرات سریع‌تر به تعادل می‌رسند و با تغییر نسبت ابعادی کانال، موقعیت تعادلی ذرات تغییر می‌کنند و الگوهای تعادلی مختلفی مشاهده می‌شود. در کانال‌های عریض و باریک نیز افزایش قطر ذرات موجب افزایش بازدهی به‌دام‌اندازی کانال می‌شود. نتایج آزمایشگاهی نیز صحت نتایج شبیه‌سازی را مورد تأیید قرار می‌دهد و ذرات ۱۹ میکرونی در بخش عریض کانال بدام افتاده درحالی‌که ذرات ۱۰ میکرونی از آن خارج می‌شوند. اما افزایش دبی تنها تا رسیدن به بهینه‌ی آن یعنی ۰/۳۵ ml/min موجب افزایش بازده می‌شود و پس از آن افزایش دبی تأثیر مثبتی بر بازده ندارد. همچنین با تغییر هندسه‌ی بخش عریض از مستطیل به دایره، بازدهی به‌دام‌اندازی افزایش و به ۰/۸۶ رسید.
میکروسیالات، جداسازی اینرسی، مگنوس، بیماری سرطان، جریان ثانویه، سلول سرطانی، لیفت هیدرودینامیکی، گردابه.	

۱- مقدمه

در بیش از ۵۰٪ از کشورهای دنیا می‌باشد [۱]. در این بیماری، سلول‌های سرطانی به طور مداوم تکثیر شده و اندام‌های فرد مبتلا را یکی پس از دیگری درگیر می‌کند. اگر تومور خوش خیم باشد، معمولاً در یک ناحیه ایجاد شده و به دیگر اندام آسیب نمی‌رساند، اما اگر بدخیم باشد طی فرآیند دگرنشینی در بدن پخش می‌شود. در فرآیند مذکور، سلول‌های سرطانی از بافت اولیه جدا شده و همراه با جریان خون جاری می‌شوند تا در بستری مناسب ایجاد تومور ثانویه

همواره در علم پزشکی و سایر علوم، متمرکزسازی و جداسازی سلول‌ها و سایر ذرات از یکدیگر از اهمیت بالایی برخوردار است. توانایی کنترل دقیق حرکت ذرات زیستی در مقیاس میکروسیالات در تحقیقات و مراقبت‌های پزشکی ضروری است. یکی از کاربردهای مهم متمرکزسازی و جداسازی ذرات، تشخیص بیماری سرطان می‌باشد. این بیماری در صدر جدول عوامل مرگ و میر افراد زیر ۷۰ سال

* پست الکترونیک نویسنده مسئول: sahosseini@eng.ikiu.ac.ir

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره)

۲. استادیار، گروه مهندسی برق - کنترل، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره)

۳. دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه بین‌المللی امام خمینی (ره)

کسب کنیم [۲۲].

در ادامه به‌مرور تاریخچه‌ی این روش می‌پردازیم. سگر و سیلبرگ [۲۳] در سال ۱۹۶۱ دریافتند که ذرات در یک میکروکانال مستقیم با سطح مقطع دایره‌ای، تحت تأثیر نیروهای اینرسی به‌فاصله‌ی ۰٫۶ شعاع کانال می‌روند و یک حلقه‌ی متحدالمرکز را تشکیل می‌دهند. در سال ۲۰۰۴ ماتاس و همکاران [۲۴] نتایج سگر را تأیید کردند و همان موقعیت تعادلی را در آزمایش‌ها و شبیه‌سازی‌های خود مشاهده کردند. دی کارلو و همکاران [۲۵] در سال ۲۰۰۷ یک کانال مستقیم مربعی را مورد آزمایش قرار دادند و تمرکز ذرات را روی مراکز اضلاع گزارش کردند. ژو و همکاران [۲۶] در سال ۲۰۱۳ مفهومی جدید از تعادل ذرات را در میکروکانال‌های مستقیم مستطیلی ارائه دادند. نتایج آن‌ها نشان داد ذرات طی دو مرحله به‌تعادل می‌رسند. در مرحله‌ی اول ذرات تشکیل یک قاب مستطیلی می‌دهند و سپس با توجه به‌عدد رینولدز کانال بر روی موقعیت‌های تعادلی که مرکز اضلاع کوچک یا مرکز اضلاع بزرگ‌تر هست، قرار می‌گیرند. پس از انجام آزمایشات متعدد و عدم تطابق نتایج آزمایشگاهی و شبیه‌سازی دریافتند که نیروی مگنوس از اهمیت بالایی برخوردار است و باید آن را در نظر گرفت. در سال ۲۰۱۵ لیو [۲۷] آزمایشاتی بر روی کانال‌هایی با نسبت منظر ۱ تا ۴ انجام داد و موقعیت تعادلی ذرات را به‌شدت وابسته به‌عدد رینولدز دانست. در انتها یک رینولدز بحرانی معرفی شد و بسته به‌بزرگ‌تر یا کوچک‌تر بودن عدد رینولدز جریان از حالت بحرانی، ذرات در ۲، ۴ یا ۸ موقعیت تعادلی قرار می‌گیرند. در سال ۲۰۱۷ لشگری و همکاران [۲۸] ذرات کروی و مخروطی را در میکروکانال‌های مستقیم مورد بررسی قرار دادند و تأثیر پارامترهایی از جمله شکل ذرات، قطر ذرات و عدد رینولدز را بر روی تمرکز ذرات گزارش کردند.

جریان ثانویه و گردابه‌ها معمولاً در کانال‌های مستقیم با مقاطع عریض و باریک به‌وجود می‌آیند. وجود این گردابه‌ها باعث به‌دام افتادن بیشتر ذرات و تثبیت موقعیت تعادلی آن‌ها می‌شود و تغییری در جریان اصلی به‌وجود نمی‌آورند. جریان‌های ثانویه در مقیاس ماکرو نیز مورد بررسی قرار گرفته‌اند و تأثیر پارامترهای مختلف بر شکل‌گیری آن‌ها

کنند [۲]. به این سلول‌های سرطانی جاری در خون، سلول‌های سرطانی گردشی در خون یا به‌اختصار CTC گفته می‌شود [۳]. بنابراین متمرکزسازی سلول‌های خونی و جداسازی سلول‌های سرطانی و سپس شمارش آن‌ها گامی مهم در تشخیص و اطلاع از روند درمان بیماری سرطان می‌باشد. در گذشته با این فرض که سلول‌های سرطانی اندازه‌ی بزرگ‌تری نسبت به‌سلول‌های سالم خونی دارند، سعی در جداسازی آن‌ها بر روی غشاهای متخلخل داشتند، اما محلول نهایی آن‌ها خلوص بالایی نداشت. زیرا برخی از گلبول‌های سفید خونی و سلول‌های سرطانی، همپوشانی اندازه داشتند [۴]. بروز این مشکلات باعث شد که فناوری‌های مرتبط با میکروسیالات مورد استفاده قرار بگیرند [۵]. سیستم‌های میکروفلوئیدیک بر اساس مکانیزم جداسازی و نیروهای اعمالی به ذرات، به‌دو دسته‌ی فعال و منفعل تقسیم می‌شوند. سیستم‌های فعال، سیستم‌هایی هستند که برای به‌حرکت درآوردن و متمرکز کردن ذرات به‌نیروی خارجی نیاز دارند. از جمله روش‌های فعال می‌توان به‌روش دی‌الکتروفورسیس^۱ [۹-۶]، مگنتوفورسیس^۲ [۱۱ و ۱۰]، آکوستوفورسیس^۳ [۱۳ و ۱۲] و انبرک نوری^۴ [۱۴] اشاره کرد. اما در مقابل روش‌های منفعل به‌شدت وابسته به‌هندسه‌ی میکروکانال و نیروهای هیدرودینامیکی ذاتی سیال هستند مانند روش کسر جریان فشرده^۵ [۱۵]، روش جابجایی عرضی^۶ [۱۸-۱۶] و روش‌های میکروسیالات اینرسیایی^۷ [۲۱-۱۹]. روش‌های فعال معمولاً امکان کنترل دقیق‌تر ذرات در زمان واقعی را فراهم می‌کنند. در کل در روش‌های فعال، سرعت حرکت سیال باید کم باشد تا نیروی خارجی فرصت غلبه بر نیروی پسی هیدرودینامیکی را داشته باشد. در مقابل سیستم‌های منفعل این محدودیت را ندارند و همواره در دسترس هستند و کار با آن‌ها بسیار ساده‌تر می‌باشد. از بین روش‌های موجود، تمرکز اینرسی ذرات، به‌علت سرعت بالا، ارزان بودن و عدم وجود نیروی خارجی از ابتدا مورد توجه بوده‌است. در این روش، متمرکزسازی با تفاوت در اندازه‌ی ذرات، صورت می‌پذیرد. برای متمرکزسازی ذرات در میکروکانال‌ها با روش اینرسی و به‌کمک نیروهای اینرسی باید اطلاعات دقیقی از مقیاس نیروها و موقعیت تعادلی ذرات در کانال‌ها

⁵ Pinched Flow Fractionation (PFF)

⁶ Deterministic Lateral Displacement (DLD)

⁷ Inertial Microfluidics

¹ Dielectrophoresis

² Magnetophoresis

³ Acoustophoresis

⁴ Optical Tweezer

امکان اعمال تغییرات در نیروها، قطر و مشخصات ذرات به راحتی امکان پذیر می باشد.

در تحقیق پیش رو، علاوه بر نیروهای اینرسی، نیروی مگنوس نیز در تمامی شبیه سازی ها اضافه شده است تا ذرات به موقعیت تعادلی درست برسند و پایدار شوند. در این مقاله در کنار بررسی تأثیر هندسه ی کانال بر شکل گیری جریان ثانویه که در پژوهش های قبلی صورت گرفته است [۳۱]، مسیر حرکت ذرات نیز شبیه سازی شده و بازده کانال با هندسه های متفاوت به عنوان خروجی گرفته شده است تا بتوان با مقایسه این عدد بهینه ترین شکل کانال را برای جداسازی ذرات یافت. در ادامه در رابطه با اهمیت این نیرو و نقش آن در تعیین محل قرارگیری ذرات، به تفصیل صحبت شده است.

علاوه بر موارد ذکر شده، در این مقاله با شبیه سازی و انجام آزمایش بر روی کانال های عریض و باریک متفاوت (بخش عریض با هندسه ی مستطیل، دایره و مثلث)، سعی در یافتن هندسه ی بهینه با بیشترین بازده به دام اندازی ذرات شده است.

۲- روابط حاکم بر مسئله

به منظور بررسی حرکت سیال در میکروکانال ها و استخراج پارامترهای مربوط به جریان سیال، از معادلات ناویر-استوکس بهره گرفته شده است. این معادله به صورت زیر قابل محاسبه می باشد:

$$\rho(U \cdot \nabla)U = -\nabla p + \mu \nabla^2 U \quad (1)$$

که در رابطه ی بالا، ρ چگالی سیال، U سرعت سیال، p فشار سیال و μ لزجت دینامیکی سیال می باشد. تعیین رژیم جریان از طریق پارامتری به نام عدد رینولدز جریان صورت می گیرد. نحوه ی محاسبه ی این پارامتر به صورت زیر است:

$$Re = \frac{\rho u x}{\mu} \quad (2)$$

که در رابطه ی ذکر شده، x طول مشخصه می باشد. برای تعیین مسیر حرکت ذرات در جریان سیال در کانال ها لازم است نیروهایی که به ذرات وارد می شوند، محاسبه کرد. در ادامه به معرفی این نیروها پرداخته شده است.

۲-۱- دینامیک پایه حرکت ذرات در میکروکانال ها

هنگامی که ذرات در میکروکانال ها شروع به حرکت می کنند، نیروهایی از طرف سیال و برعکس اعمال می شود. در ادامه به بررسی هر یک از این نیروها پرداخته شده است.

مورد توجه بوده است [۳۰، ۲۹]. در سال ۲۰۱۳ ژانگ و همکاران [۳۱] کانال های مستقیم با مقاطع عریض و باریک مختلف را مورد آزمایش قرار دادند. آن ها سعی در به دام اندازی ذرات بزرگ تر در قسمت عریض کانال داشتند و تأثیر شکل بخش عریض کانال و عدد رینولدز را بر محل قرارگیری و بازده به دام اندازی ذرات بررسی کردند. سولیر و همکاران [۳۲] در سال ۲۰۱۴، کانال های مستقیم با مقاطع عریض و باریک مستطیلی را در دبی های مختلف و ابعاد متفاوت برای چند ذره با قطر مختلف را مورد آزمایش قرار دادند و تأثیر این پارامترها را بر روی بازده به دام اندازی ذرات، بررسی کردند. نتایج آن ها نشان می داد در یک دبی ورودی مشخص، گردابه ی تشکیل شده، کل بخش عریض را دربر گرفته و بازده بالاترین مقدار خود را دارد و در دبی های کمتر یا بیشتر، بازده به دام اندازی کاهش می یابد. در سال ۲۰۱۸، کیم و همکاران [۳۳] در یک مقاله ی مروری دینامیک پایه ی حاکم بر کانال های مستقیم، منحنی و عریض و باریک را مورد بررسی قرار دادند. قدیری و همکاران پارامترهای مؤثر در به دام اندازی ذرات به کمک جریان های ثانویه در میکروکانال های مستطیلی را بررسی و یک دبی ورودی بهینه برای به دام اندازی ذرات معرفی کردند [۳۴]. چهار کانال عریض و باریک با نسبت ابعادی متفاوت در سال ۲۰۱۹ توسط لیو و همکاران ارائه شد که نتایج آن ها جداسازی سلول های قرمز خونی، سرطانی و پلاسما را با خلوص بالا به همراه داشت [۳۵]. در مطالعه ای دیگر با هدف جداسازی ساده و مؤثر ریزجلبک ها از فناوری های میکروسیالاتی و کانال های عریض و باریک مستطیلی استفاده شده است و نتایج آن ها جداسازی اینرسی موفق ریزجلبک ها را نشان می دهد [۳۶]. در این تحقیق، سعی بر این است به کمک یک شبیه سازی عددی شبه سه بعدی، برای مدل سازی نیروهای اینرسی و سایر نیروها در کانال های مستقیم، زمان شبیه سازی ها را به شدت کاهش دهیم. به دلیل زمانبر بودن شبیه سازی های سه بعدی برای کانال های طولانی و بزرگ تر، قسمت کوتاهی از کانال را به صورت سه بعدی شبیه سازی کرده و سپس فایل سرعت را به عنوان ورودی به شبیه سازی دوبعدی می آوریم و نیروهایی که شبیه سازی آن ها در سه بعد به شدت وقت گیر است را در دوبعد و فقط روی سطح مقطع کانال بررسی می کنیم. در این شبیه سازی شبه سه بعدی علاوه بر صرفه جویی در زمان (زمان اجرای فرآیند ۱۲٪ حالت سه بعدی کامل شده است)،

۲-۲-نیروی پسا^۱

نیروی پسا وقتی ایجاد می‌شود که جسمی در سیال شروع به حرکت کند یا سیال از روی جسمی عبور کند. این نیرو به علت وجود اختلاف سرعت بین ذرات و سیال به وجود می‌آید و با حرکت جسم در سیال مخالفت می‌کند (شکل ۱الف). این نیرو برای ذرات با قطر بیشتر، محسوس‌تر و بزرگ‌تر می‌باشد. مقدار این نیرو از رابطه‌ی زیر قابل محاسبه می‌باشد [۲۲]:

$$F_{drag} = 3\pi\mu dU(1 + 0.15Re^{0.687}) \quad (۳)$$

که در آن d قطر ذرات و Re عدد رینولدز جریان می‌باشد. در میکروسایالات اینرسیایی، نیروی پسا از دو جزء تشکیل می‌شود: در امتداد (۱) جهت جریان اصلی، به دلیل اختلاف سرعت محوری بین سیال و ذرات معلق، (۲) سطح مقطع، به دلیل جریان ثانویه ناشی از انحنای کانال یا عریض و باریک شدگی مقطع [۲۲].

۲-۳-نیروی برای دیوار^۲

وجود دیوارها در اطراف جریان، سرعت حرکت ذرات را کند می‌کند در نتیجه ذرات نزدیک دیوارها سرعت بسیار کمی دارند و این امر باعث به وجود آمدن یک ناحیه‌ی پرفشار بین دیوار و ذرات می‌شود. طبق اصل برنولی ذرات در این ناحیه فشار زیادی را تحمل می‌کنند و به سمت ناحیه‌ی کم فشار (خط مرکزی کانال) شروع به حرکت می‌کنند. نیرویی که باعث حرکت ذرات از ناحیه‌ی پرفشار به سمت ناحیه‌ی کم فشار می‌شود، نیروی برای دیوار نام دارد (شکل ۱ب). مقدار این نیرو از رابطه‌ی زیر قابل محاسبه است [۳۷]:

$$F_{LW} = C_{LW}\rho U_{max}^2 \frac{d^6}{D_h^4} \quad (۴)$$

که در آن C_{LW} ضریب نیروی برای دیوار، U_{max} سرعت بیشینه‌ی سیال و $D_h = \frac{2WH}{W+H}$ قطر هیدرولیکی کانال می‌باشد.

۲-۴-نیروی برای گرادیان برشی^۳

این نیرو به علت وجود انحنای در پروفیل سرعت سیال به وجود می‌آید. وقتی پروفیل سرعت دارای انحنای باشد، گرادیان برش به وجود می‌آید. به همین علت یک نیروی برای القا می‌شود که ذرات را به سمت دیوارها، جایی که گرادیان برش

بیشترین مقدار خود را دارد، هدایت می‌کند. همواره جهت این نیرو به سمت دیوارها و در خلاف جهت نیروی برای دیوار می‌باشد (شکل ۱ج). برای محاسبه‌ی مقدار این نیرو از رابطه‌ی زیر می‌توان استفاده کرد [۳۲]:

$$F_{LS} = C_{LS}\rho U_{max}^2 \frac{d^3}{D_h} \quad (۵)$$

که در رابطه‌ی بالا C_{LS} ضریب نیروی برای برشی می‌باشد.

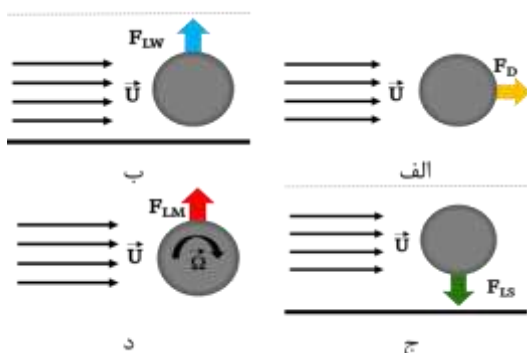
۲-۵-نیروی مگنوس (اثر کات)^۴

وقتی ذره‌ای در سیالی در حال چرخش باشد، این نیرو آن‌ها را از مسیر مستقیم خود به صورت منحنی‌وار منحرف می‌کند. نام این نیرو به افتخار دانشمند آلمانی، هاینریش گوستاو مگنوس، شخصی که نخست این اثر را مورد بررسی قرار داد، گذاشته شده است. وقتی ذرات در جریان چرخش دارند، بسته به جهت چرخش، سرعت در قسمت بالایی یا پایینی ذره با سرعت سیال هم جهت شده و یک ناحیه‌ی پر سرعت و کم فشار شکل می‌گیرد و در نتیجه ذره به همان جهت حرکت می‌کند (شکل ۱د).

با وجود اینکه این نیرو مقیاس کمتری از نیروهای برای اینرسی دارد اما چشم پوشی از آن موجب ایجاد خطا می‌گردد. در واقع این نیرو موازی با دیوارها عمل می‌کند و در جایی که نرخ برش بیشترین مقدار خود را دارد (نزدیک دیوارها) از اهمیت زیادی برخوردار است. مقدار این نیرو از طریق رابطه‌ی زیر قابل محاسبه است [۲۲]:

$$F_{LM} = \frac{1}{8}\pi d^3 \rho (\vec{U} \times \vec{\Omega}) \quad (۶)$$

که در رابطه‌ی بالا Ω بردار چرخش ذره می‌باشد.



شکل ۱- نیروهای اعمال شده به ذرات از طرف سیال. الف- نیروی پسا. ب- نیروی برای دیوار. ج- نیروی برای گرادیان برشی. د- نیروی برای مگنوس (اثر کات).

³ Shear-gradient Lift Force

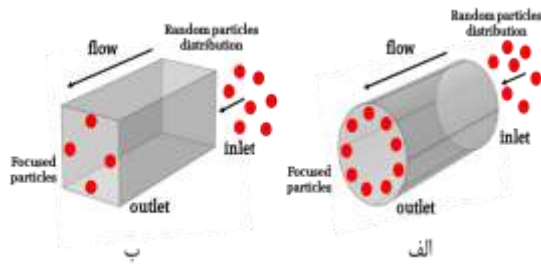
⁴ Magnus Lift Force

¹ Drag Force

² Wall-induced Lift Force

۳- کانال‌های مستقیم

در کانال‌های مستقیم با سطح مقطع دایره‌ای، ذرات بر روی یک حلقه‌ی متحدالمرکز به فاصله‌ی تقریبی ۰٫۶ شعاع، قرار می‌گیرند (شکل ۳ الف). اما در کانال‌هایی با سطح مقطع مستطیلی، تحلیل موقعیت‌های تعادلی به‌سادگی امکان پذیر نیست. در کانال‌های مربعی، معمولاً ذرات به چهار مرکز اضلاع می‌روند و در آن‌جا به تعادل می‌رسند (شکل ۳ ب). در کانال‌های مستطیلی بسته به نسبت عرض به ارتفاع کانال $AR = \frac{W}{H}$ ، بین دو تا هشت موقعیت تعادلی دیده می‌شود که این موقعیت‌ها معمولاً بر روی مراکز اضلاع بزرگ‌تر یا مراکز اضلاع کوچک‌تر هستند. در حالت کلی، یک کانال مستقیم دارای مزیت سادگی و سهولت کار است و تحلیل حرکت اینرسی ذرات در آن بسیار ساده و واضح می‌باشد.



شکل ۳- به تعادل رسیدن ذرات پس از عبور از یک میکروکانال با سطح مقطع الف- دایره‌ای، ب- مربعی

۴- کانال‌های مستقیم با مقاطع عریض و باریک^۱

در این نوع از کانال‌ها، علاوه بر به تعادل رسیدن ذرات و مرتب‌سازی آن‌ها، جداسازی دو ذره متفاوت (تفاوت ابعادی) امکان پذیر می‌باشد. در ابتدای کانال تمامی نیروها و همچنین ذرات، مشابه کانال‌های مستقیم هستند، اما در ابتدای بخش عریض کانال یک جریان ثانویه (گردابه) ایجاد می‌شود. به دلیل اینکه نیروهای اینرسی تأثیر بیشتری بر روی ذرات بزرگ‌تر دارند، در بخش عریض این نیروها ذرات با قطر بیشتر را از خط جریان مستقیم خارج کرده و به داخل مخزن هدایت می‌کند در حالی که ذرات کوچک‌تر با کمترین انحراف به مسیر خودشان ادامه می‌دهند. در نتیجه ذرات بزرگ‌تر در کانال به دام می‌افتند و ذرات کوچک‌تر خارج می‌شوند. سپس فرآیند جداسازی کامل می‌شود (شکل ۴).

۲-۶- نیروی برای اینرسی خالص

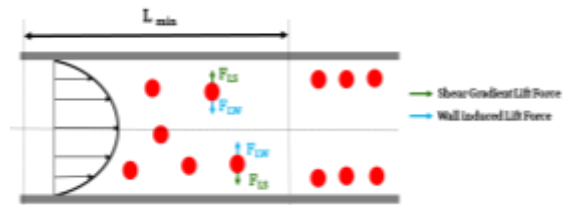
به یک کره‌ی شناور در یک جریان محدود شده با دیوار، علاوه بر نیروی پسا در امتداد جریان، سه نیروی جانبی اعمال می‌شود: نیروی برای دیوار، نیروی برای گرادیان برشی و نیروی مگنوس. در بین نیروهای ذکر شده، نیروی مگنوس مقیاس کوچک‌تری دارد اما در به تعادل رساندن نهایی ذرات نقش مهمی دارد.

تعادل نیروها در دو مرحله اتفاق می‌افتد. برآیند نیروی برای دیوار و نیروی برای گرادیان برشی، باعث به تعادل رسیدن اولیه‌ی ذرات می‌شوند (شکل ۲) و سپس در مرحله‌ی بعد نیروی مگنوس وارد عمل شده و ذرات را در موقعیت نهایی-شان قرار می‌دهد. برآیند دو نیروی برای دیوار و برای گرادیان برشی از رابطه‌ی زیر قابل محاسبه می‌باشد [۲۲]:

$$F_L = f_L \rho U^2 d^4 / H^2 \quad (7)$$

$$f_L = \left(\frac{3\pi\mu D_h^2}{2\rho U d^3} \right) \times \left(\frac{L_m}{L} \right) \quad (8)$$

که در روابط بالا f_L ضریب نیروی برای اینرسی، L طول تعادلی (مسافتی که ذرات تا رسیدن به موقعیت تعادلی طی می‌کنند) و L_m طول طی شده توسط ذرات می‌باشد.



شکل ۲- برآیند نیروی برای دیوار و نیروی گرادیان برشی وارد بر ذرات کروی

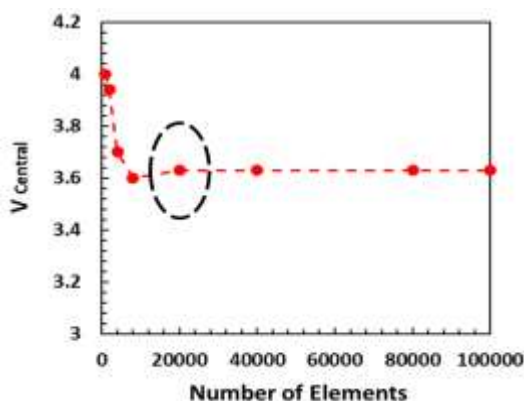
۲-۷- نیروهای وارد شده از طرف ذرات به یکدیگر و به سیال

علاوه بر نیروهای وارد شده به ذرات از طرف سیال، نیروهایی وجود دارند که ذرات به یکدیگر یا به سیال وارد می‌کنند. اما زمانی که سیال بسیار رقیق و تعداد ذرات کم باشد، به عبارتی درصد وزنی-حجمی سیال بین ۰٫۵-۱٪ باشد، می‌توان با تقریب خوبی از این نیروها صرف‌نظر کرد. بنابراین در این تحقیق نیز شرط بالا رعایت و از این نیروها چشم‌پوشی شده است [۳۲].

^۱ Expansion-Contraction Cavity Arrays

میکرومتر مربع در هر ۱۰۰۰ میکرون از کانال تعبیه شده‌اند. جریان سیال از ابتدا توسعه یافته در نظر گرفته شده است. دیواره‌های کانال دارای شرط عدم لغزش و شرط ارتجاعی می‌باشند. فشار در خروجی کانال برابر با فشار محیط می‌باشد. ذرات به صورت کره‌های توپر با چگالی سیال در نظر گرفته شده‌اند. تعداد ذرات وارد شده به تمامی کانال‌ها، ۳۰ ذره در نظر گرفته شده‌است. هندسه‌ی کانال‌ها در محیط خود نرم‌افزار رسم شده‌اند و با تعداد المان ۲۰۰۰۰، تحلیل می‌شوند. با توجه به نمودار شکل (۶) با این تعداد المان درصد تغییر سرعت مرکزی کانال به کمتر از ۱۰ درصد رسیده است، در نتیجه این تعداد المان، بهینه می‌باشد.

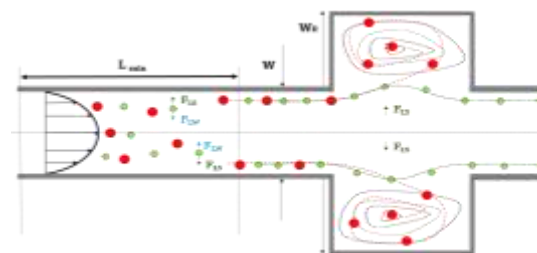
نیروی پسا و تمامی نیروهای اینرسی و مگنوس برای شبیه‌سازی‌ها در نظر گرفته شده‌است. برای محاسبه‌ی ضریب نیروی برآیند اینرسی، از نمودار شکل (۷) استفاده شده‌است [۲۲]. از نیروهای برای اینرسی و نیروی مگنوس به علت ناچیز بودنشان در جهت حرکت سیال صرف نظر شده‌است و فقط بر روی سطح مقطع کانال‌ها تعریف شده‌اند تا سبب حرکت عرضی ذرات در جهت عمود بر حرکت سیال شوند. شبیه‌سازی‌ها به منظور بررسی پارامترهایی نظیر قطر ذرات، ابعاد کانال، عدد رینولدز جریان و هندسه‌ی بخش عریض بر روی موقعیت تعادلی، مرتب‌سازی و جداسازی ذرات، انجام شده‌اند.



شکل ۶- نمودار استقلال از شبکه. نمودار سرعت مرکزی کانال بر حسب تعداد المان‌های میدان رسم شده‌است.

۵-۲-آزمایش

ابعاد تمامی کانال‌ها مشابه ابعاد کانال‌ها در بخش شبیه‌سازی می‌باشند. همه‌ی کانال‌ها یک ورودی و یک خروجی دارند. بخش‌های عریض و باریک به طول ۷۲۰ میکرون و فاصله‌ی یکسان و در هر ۱۰۰۰ میکرون قرار گرفته‌اند. به منظور بررسی تأثیر هندسه‌ی بخش عریض و باریک، از سه

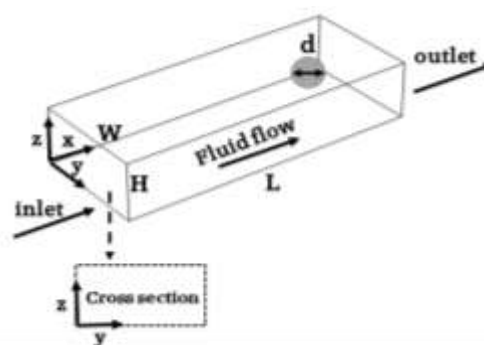


شکل ۴- شماتیک یک کانال مستقیم با مقطع عریض و باریک مستطیلی به همراه نحوه‌ی حرکت ذرات بزرگ‌تر (قرمز) و ذرات کوچک‌تر (سبز) از ابتدای کانال تا رسیدن به موقعیت تعادلی و به‌دام‌افتادن آن‌ها در بخش عریض کانال.

۵-مواد و روش‌ها

۵-۱-شبیه‌سازی

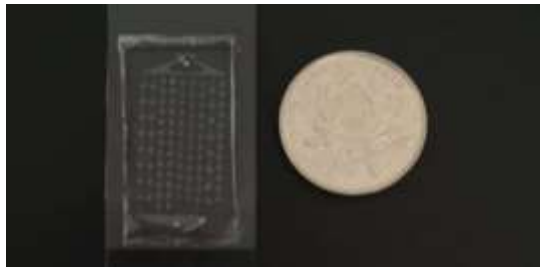
در شکل (۵)، یک ذره‌ی کروی با قطر d در یک کانال مستطیلی نمایش داده شده است. محور مختصات در گوشه‌ی کانال قرار دارد. محور x جهت حرکت جریان و صفحه‌ی $y-z$ سطح مقطع کانال می‌باشد. به منظور شبیه‌سازی حرکت اینرسی ذرات در میکروکانال‌ها از دو ماژول جریان آرام و ردیابی ذرات در نرم‌افزار کامسول مولتی فیزیکس استفاده شده‌است. هسته‌ی اصلی این نرم‌افزار مبتنی بر روش‌های المان محدود می‌باشد و معادلات دیفرانسیل سیستم‌های غیرخطی را با این روش حل می‌کند.



شکل ۵- شماتیک یک کانال مستقیم به همراه پارامترهای ابعادی

در این شبیه‌سازی سیال، آب و ماده‌ی پیوسته در نظر گرفته شده‌است که تمامی معادلات بقای جرم و ناویر-استوکس برای آن صادق است. جریان سیال تراکم ناپذیر و آرام فرض شده‌است. چگالی سیال 1000 kg/m^3 و لزجت دینامیکی آن $8.9 \times 10^{-4} \text{ Pa.s}$ می‌باشد. سطح مقطع تمامی کانال‌ها مستطیل شکل با ارتفاع ۴۰ میکرون و با نسبت عرض به ارتفاع متفاوت می‌باشند. ارتفاع تمام کانال‌های عریض و باریک ۸۰ و عرض آن‌ها ۴۰ میکرون می‌باشد. هشت مخزن به طول ۷۲۰ میکرون و مساحت ۲۰۰

روی شیشه، باید قالب را به مدت ۳۰ دقیقه روی حرارت ۲۲۰ درجه قرار داد. در مرحله‌ی بعد برای ساخت تراشه‌ی اصلی از ماده‌ی PDMS استفاده می‌شود. این ماده با نسبت ۱:۱۰ با ماده‌ی سفت کننده ترکیب می‌شود. ماده‌ی ترکیب شده به مدت ۱۵ دقیقه در دسیکاتور متصل به پمپ خلا قرار می‌گیرد تا شفاف شده و تمامی حباب‌های آن که در اثر ترکیب دو ماده و هم زدن ایجاد شده‌است، از بین برود. در مرحله‌ی بعد اطراف قالب اصلی یک حوضچه ایجاد می‌شود و ترکیب PDMS و سفت کننده روی قالب ریخته می‌شود. به مدت ۱۵ دقیقه با دمای ۱۰۰ درجه روی گرمکن قرار داده می‌شود. در مرحله‌ی بعد PDMS به آرامی باید از روی قالب جدا شده و محل ورودی و خروجی تراشه به وسیله‌ی پانچ جراحی مشخص می‌شود. در نهایت PDMS باید به شیشه لام چسبانده شود تا کانال اصلی شکل بگیرد. برای چسبیدن PDMS به شیشه لام به اکسیژن فعال نیاز داریم. به این منظور از دستگاه مشعل پلازما که اشعه‌ی فرابنفش و اکسیژن فعال تولید می‌کند، استفاده می‌شود. مشعل باید به مدت ۷ ثانیه روی هر دو قرار گرفته شود و سپس PDMS به شیشه چسبانده شود. در نهایت تراشه و کانال اصلی آماده‌ی تزریق می‌شود.

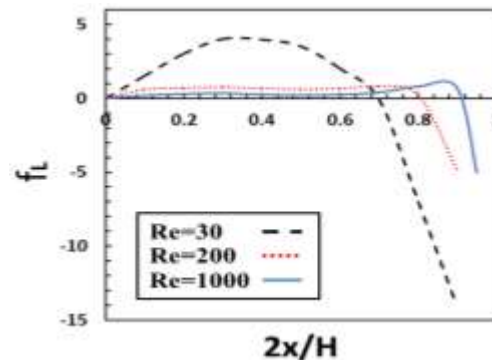


شکل ۸- نمونه‌ای از تراشه‌ی ساخته شده، شامل ۹ کانال مستقیم با مقاطع عریض و باریک مستطیلی، مثلثی و دایره‌ای با یک ورودی و یک خروجی، ساخته شده با روش لیتوگرافی نوری.



شکل ۹- تصویری از ست آپ آزمایشگاهی شامل: میکروسکوپ نوری، پمپ سرنگی و رایانه به منظور انجام تست‌های آزمایشگاهی بر روی تراشه.

هندسه‌ی مستطیلی، مثلثی و دایره‌ای در دبی‌های ورودی ۵، ۳، ۰، ۲۵، ۰، استفاده شده‌است، تا بازده حداکثری داشته باشد.



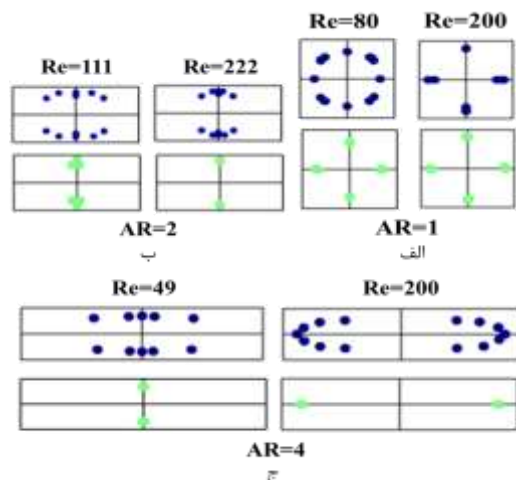
شکل ۷- نمودار ضریب نیروی برآیند اینرسی. بر حسب فاصله ذرات از دیوارها و عدد رینولدز جریان. x میزان حرکت عرضی ذرات (فاصله از دیوارها) در دو جهت عمود بر حرکت سیال و H طول کانال در همان جهت حرکت ذرات می‌باشد [۲۲].

سوسپانسیون ذرات ۱۰ و ۱۹ میکرونی در آب دیونیزه رقیق می‌شوند. برای جلوگیری از تجمع ذرات و چسبیدن آن‌ها به سطح، ماده‌ی Tween 20 اضافه شده‌است.

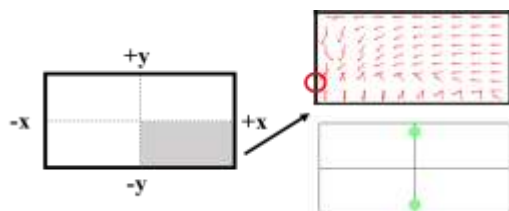
محلول تهیه شده از طریق پمپ سرنگی به کانال‌ها تزریق می‌شود. دبی ورودی از طریق تغییر در پارامترهای موجود در پمپ سرنگی تنظیم می‌شود. تصاویر با استفاده از میکروسکوپ نوری و از نمای بالای کانال گرفته شده‌است. برای ساخت افزاره‌های میکروسیالاتی از روش لیتوگرافی استفاده می‌شود. در تحقیق پیش‌رو از روش لیتوگرافی نوری برای ساخت میکروکانال‌ها استفاده شده‌است. برای ساخت کانال‌ها ابتدا طرح (ماسک) آن‌ها باید تهیه شود تا بتوان به کمک طرح قالب کانال را ساخت. برای شروع، ماده‌ی SU82050 باید توسط پوشش دهنده‌ی دورانی بر روی سطح شیشه پخش شود تا به ضخامت مورد نظر که ۴۰ میکرون می‌باشد، برسد. این ماده حساس به نور معمولی می‌باشد پس در محیطی بدون نور این عمل باید صورت بگیرد. سپس شیشه‌ی حاوی SU8، برای پخت در حدود ۲۵ دقیقه روی حرارت ۱۰۵ درجه سانتی‌گراد قرار می‌گیرد. پس از مرحله‌ی پخت، ماسک روی ماده‌ی SU8 قرار می‌گیرد و به مدت ۲۰ دقیقه در معرض نور فرابنفش طرح خود را بر روی شیشه حک می‌کند. در مرحله‌ی بعد ماسک جدا و قالب مجدداً ۲۵ دقیقه پخت می‌شود، سپس آن را با حلال شسته تا طرح اصلی کانال باقی بماند و SU8 اضافی شسته شود. در انتها برای تثبیت طرح ایجاد شده بر

۶-نتایج

بخش اول شبیه‌سازی یعنی جریان سیال و گردابه‌ها با نتایج آزمایشی انجام شده‌است و مطابقت خوبی را نشان می‌دهد.

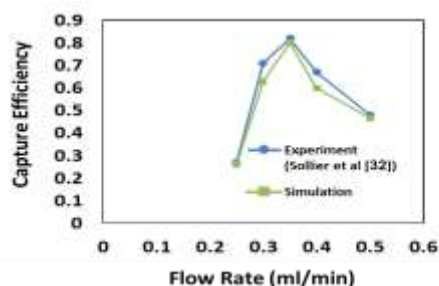


شکل ۱۰- موقعیت تعادلی ذرات در سطح مقطع کانال‌هایی با AR متفاوت. ذرات آبی رنگ قطر ۵ میکرون و ذرات سبز رنگ قطر ۱۵ میکرون دارند. الف- $AR=1$ ، ب- $AR=2$ و ج- $AR=4$



شکل ۱۱- بردار برآیند نیروهای اینرسی و مگنوس در یک چهارم کانال مستطیلی با $AR=2$ ، عدد رینولدز ۲۲۲ و قطر ذره ۱۵ میکرون. دایره‌ی توخالی قرمز رنگ، موقعیت تعادلی ذرات را نمایش می‌دهد.

اما اعتبار سنجی بخش دوم حل (بازده به‌دام‌اندازی) با تحقیقات سولیر و همکاران انجام شده‌است [۳۲]. نتیجه تطابق پژوهش حاضر و آزمایشات سولیر در شکل (۱۲) آمده‌است.



شکل ۱۲- مقایسه‌ی نتایج شبیه‌سازی تحقیق پیش‌رو با آزمایشات سولیر برای یک میکروکانال با مقطع عریض و باریک مستطیلی.

۶-۱-نتایج شبیه‌سازی کانال‌های مستقیم

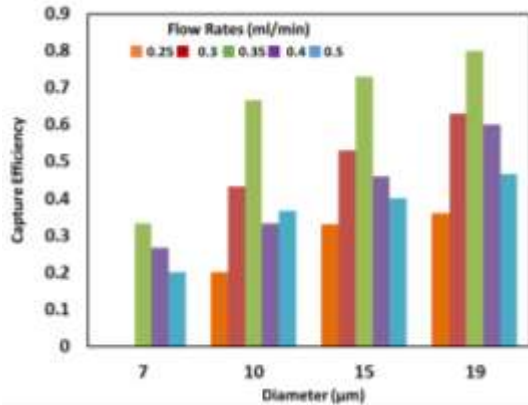
در این بخش نتایج خروجی از نرم‌افزار برای کانال‌های مستقیم آورده شده‌است. هندسه‌ی کانال‌ها با تعداد المان ۲۰۰۰۰ تحلیل می‌شوند. به‌منظور ساده‌سازی و کوتاه شدن زمان شبیه‌سازی فایل سرعت از بخش کوتاهی از کانال در سه بعد گرفته شده و نیروهای اینرسی و مگنوس با استفاده از همان فایل سرعت، فقط بر روی سطح مقطع کانال تعریف شده‌اند تا حرکت عرضی ذرات تحت تأثیر این نیروها را، به‌خوبی نمایش دهد.

در شکل (۱۰) به‌وضوح می‌توان تأثیر قطر ذرات، عدد رینولدز جریان و AR کانال را بر موقعیت تعادلی ذرات، مشاهده کرد. با توجه به شکل (۷-الف) در یک کانال با سطح مقطع مربعی ($AR=1$) در هر رینولدز مشخص، با افزایش قطر ذرات و به‌دلیل قوی‌تر شدن نیروی برآیند اینرسی و نیروی مگنوس، ذرات سریع‌تر به‌تعادل می‌رسند. با افزایش سرعت جریان و قطر ذرات، نیروی برای دیوار قوی‌تر شده و ذرات در گوشه‌ها به‌دلیل تحمل این نیرو از دو دیوار ناپایدار می‌شوند و به‌سمت مرکز اضلاع حرکت می‌کنند. همانطور که در شکل (۱۰-ب) دیده می‌شود در کانال با سطح مقطع مستطیلی با $AR=2$ رفتار تعادلی ذرات به‌شدت وابسته به‌عدد رینولدز جریان می‌باشد. وقتی سرعت جریان پایین‌تر باشد، ذرات در نزدیکی هر چهار مرکز اضلاع پراکنده هستند اما با افزایش سرعت، ذرات به‌سمت مرکز دیوارهای بزرگ‌تر حرکت می‌کنند. در شکل (۱۰-ج) کانال مستطیلی با $AR=4$ مورد بررسی قرار گرفته‌است. همانطور که مشخص است توصیف رفتار تعادلی ذرات در این نوع از کانال‌ها به‌سادگی امکان پذیر نیست. هنگامی که سرت سیال کم باشد ذرات به‌سمت مرکز اضلاع بزرگ حرکت می‌کنند (ذرات ۱۵ میکرونی زودتر به‌موقعیت تعادلی نهایی می‌رسند) اما وقتی سرعت جریان تقریباً ۴ برابر می‌شود ذرات تغییر مسیر داده و به‌سمت مرکز اضلاع کوچک‌تر می‌روند.

در شکل (۱۱) بردار برآیند نیروهای اینرسی و مگنوس در یک کانال مستطیلی با $AR=2$ رسم شده‌است.

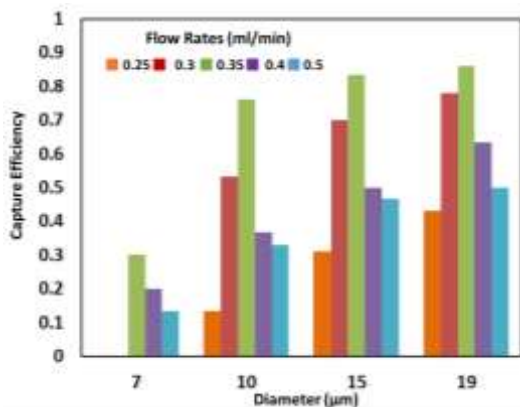
۶-۲-نتایج شبیه‌سازی کانال‌های عریض و باریک

در ادامه نتایج شبیه‌سازی کانال‌های عریض و باریک مستطیلی، دایره‌ای و مثلثی آورده شده‌است. اعتبار سنجی

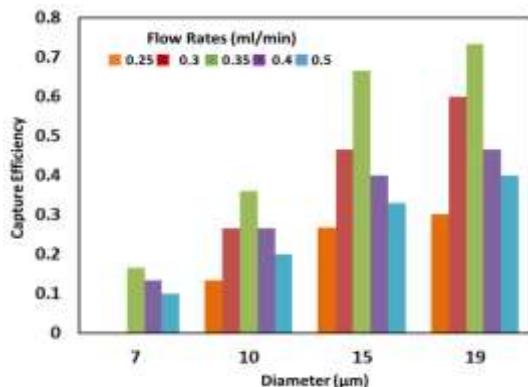


شکل ۱۴- نمودار بازده به‌دام‌اندازی برای کانال عریض و باریک مستطیلی در ۵ دبی و ۴ قطر مختلف برای ذرات.

با تحلیل و شرایط مشابه این نمودار برای کانال دایره‌ای نیز رسم شده‌است (شکل ۱۵) که به علت عدم وجود گوشه‌ی تیز در هندسه‌ی این کانال، گردابه به‌طور کامل بخش عریض را پر کرده در نتیجه بازده بیشتری به‌دست می‌آید.



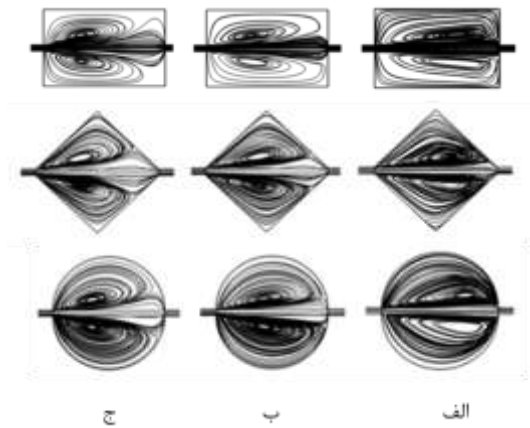
شکل ۱۵- نمودار بازده به‌دام‌اندازی برای کانال عریض و باریک دایره‌ای در ۵ دبی و ۴ قطر مختلف برای ذرات.



شکل ۱۶- نمودار بازده به‌دام‌اندازی برای کانال عریض و باریک مثلثی در ۵ دبی و ۴ قطر مختلف برای ذرات.

در کانال‌های مستطیلی به‌علت وجود بخش تیز بالایی، بخش زیادی از قسمت عریض خالی از گردابه می‌ماند. در نتیجه انتظار

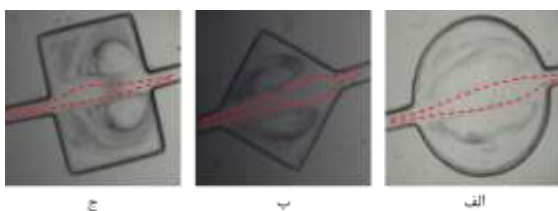
شکل (۱۳) نشان دهنده‌ی خطوط جریان در بخش عریض کانال‌ها می‌باشد. همانطور که در شکل مشخص است وقتی که سرعت جریان پایین می‌باشد (شکل ۱۳-ج) گردابه در ابتدای بخش عریض شکل می‌گیرد و به‌تدریج با افزایش سرعت (شکل ۱۳-ب) مرکز گردابه با مرکز بخش عریض یکی می‌شود و تمام آن را پر می‌کند که اصطلاحاً گفته می‌شود، گردابه توسعه یافته شده است. وقتی سرعت جریان از حدی بالاتر رود (شکل ۱۳-الف) مرکز گردابه به سمت انتهای بخش عریض حرکت می‌کند. بدیهی است هر چه گردابه بیشتر در بخش عریض گسترده شود و آن را پر کند، ذرات بیشتری در آن به دام خواهند افتاد. به دبی که در آن، گردابه بیشترین توسعه یافتگی را دارد، دبی بهینه می‌گویند (شکل ۱۳-ب).



شکل ۱۳- خطوط جریان در کانال‌های عریض و باریک هندسه‌ی متفاوت. دبی ورودی: الف- ۰.۵ ml/min، ب- ۰.۳ ml/min، ج- ۰.۲۵ ml/min.

در ادامه به بررسی تأثیر قطر ذرات و دبی ورودی سیال بر بازده به‌دام‌اندازی ذرات پرداخته شده است. با توجه به رابطه (۷) بدیهی است که هر چه قطر ذرات بیشتر باشد، نیروهای لیفت اینرسی قوی‌تر بوده، در نتیجه بیشتر به‌دام می‌افتند. تغییر دبی ورودی نیز با توجه به تحلیل انجام شده برای خطوط جریان و شکل‌گیری گردابه، می‌تواند اثر مفید یا مخرب داشته باشد. در دبی‌های پایین تر از ۰.۳ ml/min گردابه به‌طور کامل بخش عریض را پر نمی‌کند و در دبی‌های بالاتر، مرکز گردابه به سمت انتهای بخش عریض حرکت می‌کند، در نتیجه دبی بهینه که بیشترین بازده در آن اتفاق می‌افتد، دبی ۰.۳ ml/min می‌باشد. در شکل (۱۴) نمودار بازده به‌دام‌اندازی بر حسب قطر و دبی ورودی برای یک کانال تک مخزن مستطیلی رسم شده‌است.

همانطور که در بخش نتایج شبیه‌سازی نیز مشاهده شد، نیروهای اینرسی بر روی ذرات با قطر بزرگ‌تر مؤثرتر هستند. به‌منظور صحنه‌گذاری بر این نتایج، مسیر حرکت ذرات ۱۰ میکرونی در کانال‌های عریض و باریک رسم شده است (شکل ۱۷). ذرات ۱۰ میکرونی در ابتدای بخش عریض به‌علت قوی بودن نیروی گرادیان برشی به سمت مخزن‌ها کات برمی‌دارند اما چون قطر کمی دارند، این نیرو به‌حدی نمی‌باشد که ذرات به‌درون گردابه‌ها کشیده شوند، در نتیجه با اندکی انحراف از مسیر مستقیم، از کانال خارج می‌شوند.



شکل ۱۷- مسیر حرکت ذرات ۱۰ میکرونی در جریان با دبی ۱۰۰ ml/h و کانال‌های عریض و باریک با بخش عریض: الف- دایره‌ای، ب- مثلثی و ج- مستطیلی.

۷- نتیجه‌گیری

در مقاله‌ی حاضر از روشی جدید (شبه سه بعدی) به‌منظور کوتاه کردن زمان شبیه‌سازی‌ها استفاده شده‌است که زمان را از ۲۴ ساعت به ۳ ساعت کاهش داده‌است. علاوه بر نیروهای اینرسی، نیروی مگنوس نیز به شبیه‌سازی‌ها اضافه شده است تا موجب قرارگیری ذرات در جای درست شود. در کنار شبیه‌سازی‌ها، آزمایشاتی بر روی سه کانال عریض و باریک با مقاطع مستطیلی و دایره‌ای و مثلثی انجام شده- است تا تأثیر محل شکل‌گیری گردابه‌ها بر بازده به‌دام-اندازی مشخص شود. همانطور که پیش‌تر اشاره شد، هر چه مرکز گردابه به‌مرکز بخش عریض نزدیک‌تر باشد و بخش بیشتری از آن را پر کند بازده به‌دام‌اندازی بیشتر می‌باشد. در میان سه هندسه‌ی تست شده، کانال دایره‌ای به‌علت عدم دارا بودن گوشه‌ی تیز، بیشترین بازده به‌دام‌اندازی را دارد. پس از آن به‌ترتیب کانال مستطیلی و مثلثی قرار دارند. با توجه به نتایج شبیه‌سازی‌ها و آزمایشات، ذرات بزرگ‌تر بیشتر و سریع‌تر به‌دام می‌افتند.

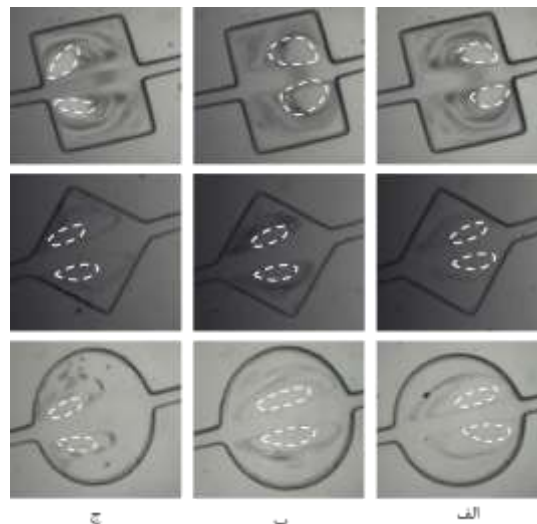
بیشترین بازده به‌دام‌اندازی در کانال دایره‌ای در دبی ۰,۳ ml/min برای قطر ذره‌ی ۱۹ میکرون اتفاق می‌افتد و مقدار آن ۰,۸۶ می‌باشد. یعنی ۸۶٪ ذرات پس از عبور از این کانال، در آن به‌دام افتاده و مابقی عبور می‌کنند.

می‌رود بازده کمتری نسبت به کانال‌های دایره‌ای و مستطیلی داشته باشد که نمودار (شکل ۱۶) گویای این موضوع می‌باشد.

۳-۶- نتایج آزمایش‌های تجربی

در این بخش به بررسی نتایج آزمایشگاهی و تجربی پرداخته شده‌است. ابعاد هر سه کانال در آزمایش، مشابه ابعاد در نظر گرفته شده در بخش شبیه‌سازی می‌باشد. در شکل (۱۶)، بررسی مسیر حرکت ذرات بزرگ‌تر (۱۹ میکرونی) و مرکز گردابه‌ی ایجاد شده در بخش عریض، برای سه دبی ورودی متفاوت، صورت گرفته‌است.

همانطور که از شکل پیداست، برای دبی‌های ورودی بالا (شکل ۱۶ الف)، مرکز گردابه به بخش انتهایی قسمت عریض نزدیک شده و ابتدای بخش عریض گردابه‌ای وجود ندارد. وقتی دبی ورودی مقدار کمی داشته‌باشد (شکل ۱۶ ج-)، مکانیزم گردابه دقیقاً برعکس عمل کرده و مرکز آن به بخش ابتدایی قسمت عریض به شدت نزدیک می‌شود. اما هنگامی که دبی ورودی (عدد رینولدز جریان) در یک مقدار بهینه باشد (شکل ۱۶ ب-)، گردابه، کل بخش عریض را احاطه می‌کند و مرکز آن تقریباً روی مرکز بخش عریض قرار می‌گیرد، که این امر موجب به‌دام‌اندازی حداکثری ذرات می‌شود. در نتیجه برای دستیابی به بهترین بازده به‌دام‌اندازی ذرات باید دبی بهینه‌ای را پیدا کرد که به‌ازای آن گردابه‌ی تشکیل شده کل بخش عریض را پر کند.



شکل ۱۶- مسیر حرکت ذرات ۱۹ میکرونی در کانال‌های عریض و باریک با هندسه‌ی متفاوت. خط چین‌های سفید رنگ، نشان دهنده‌ی موقعیت مرکز گردابه‌ی تشکیل شده می‌باشد. دبی ورودی: الف- ۰,۵ ml/min، ب- ۰,۳ ml/min، ج- ۰,۲۵ ml/min.

۸- علائم

X	طول مشخصه، μm	AR	نسبت منظر کانال
L	طول تعادلی، μm	C_{LS}	ضریب نیروی برای برشی
L_m	طول طی شده توسط ذرات، μm	C_{LW}	ضریب نیروی برای دیواره
Re	عدد رینولدز کانال	D_h	قطر هیدرولیکی کانال، μm
U	سرعت سیال، m/s	d	قطر ذره، μm
P	فشار سیال، Pa	F_{Drag}	نیروی درگ، N
U_{Max}	بیشینه سرعت سیال، m/s	F_{LW}	نیروی برای دیواره، N
W	عرض کانال، μm	F_{LM}	نیروی مگنوس، N
μ	لزجت دینامیکی سیال، Pa.s	F_{LS}	نیروی برای برشی، N
ρ	چگالی سیال، kg/m^3	F_L	نیروی برای اینرسی، N
Ω	سرعت زاویه‌ای ذره، 1/s	f_L	ضریب نیروی برای اینرسی
		H	ارتفاع کانال، μm

مراجع

- [1] C. P. Wild, "The global cancer burden: necessity is the mother of prevention", *Nature Reviews Cancer*, Vol. 19, No. 3, 2019, pp. 123-124.
- [2] K. Cui, Y. Ou, Y. Shen, S. Li, and Z. Sun, "Clinical value of circulating tumor cells for the diagnosis and prognosis of hepatocellular carcinoma (HCC): A systematic review and meta-analysis" *Medicine*, Vol. 99, No. 40, 2020.
- [3] Y. Suhail, "Systems biology of cancer metastasis", *Cell systems*, Vol. 9.2, 2019, pp. 109-127.
- [4] D. Adams, O. Makarova, P. Zhu, S. Li, P. T. Amstutz, and C. M. Tang, "Rapid and Efficient Isolation of Circulating Tumor Cells using High Porosity Precision Microfilters", *Cancer Detection and Diagnostics Technologies for Global Health*, Vol. 301, 2020, pp. 983-1650.
- [5] H. A. Santos, D. Liu, and H. Zhang, *Microfluidics for Pharmaceutical Applications*, 1st ed., William Andrew Publishing, 2019.
- [6] S. A. Hosseini, S. Azimi, and S. Mohajezadeh, "Formation of homogenous nanofibers using silicon microneedle spinnerets", *Microsystem Technologies*, Vol. 18, No. 12, 2012, pp. 2063-2070.
- [7] P. Y. Chu, C. H. Hsieh, and M. H. Wu, "The Combination of Immunomagnetic Bead-Based Cell Isolation and Optically Induced Dielectrophoresis (ODEP)-Based Microfluidic Device for the Negative Selection-Based Isolation of Circulating Tumor Cells (CTCs)", *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, Vol. 921, 2020.
- [8] A. Shamloo, A. Yazdani, and F. Saghafifar, "Investigation of a two-step device implementing magnetophoresis and dielectrophoresis for separation of circulating tumor cells from blood cells", *Engineering in life sciences*, Vol. 20, No. 7, 2020, pp. 296-304.
- [9] X. Zhang, X. Xu, Y. Ren, Y. Yan, and A. Wu, "Numerical simulation of circulating tumor cell separation in a dielectrophoresis based YY shaped microfluidic device", *Separation and Purification Technology*, Vol. 255, 2021.
- [10] J. Lee, O. Sul, and S. B. Lee, "Enrichment of circulating tumor cells from whole blood using a microfluidic device for sequential physical and magnetophoretic separations", *Micromachines*, Vol. 11, No. 5, 2020.
- [11] C. Chelakkot, J. Ryu, M. Y. Kim, J. S. Kim, D. Kim, J. Hwang, and S. H. Park, "An Immune-Magnetophoretic Device for the Selective and Precise Enrichment of Circulating Tumor Cells from Whole Blood", *Micromachines*, Vol. 11, No. 6, 2020.
- [12] M. Hosseini, M. Hasani, M. Biglarian, A. H. Amoei, D. Toghraie, A. Abouei Mehrizi, and S. Rostami, "The effect of the second excitation frequency mode under different conditions on the fluid streaming and microparticles acoustophoresis with the aim of separating biological cells", *Computer methods and programs in biomedicine*, Vol. 184, 2020.

- [13] D. Shahani, A. Ramiar, and A. Mahboubidoust, "Numerical Simulation of Same-sized Cells Focusing and Separation with Surface Acoustic Waves", *Journal Of Applied and Computational Sciences in Mechanics*, Vol. 32, No. 1, 2021, pp. 77-92.
- [14] H. Safarpour, S. Dehghani, R. Nosrati, N. Zebardast, M. Alibolandi, A. Mokhtarzadeh, and M. Ramezani. "Optical and electrochemical-based nano-aptasensing approaches for the detection of circulating tumor cells (CTCs)", *Biosensors and Bioelectronics*, Vol. 148, 2020, pp. 111833.
- [15] O. Noruzshamsian, A. Mohseni, and M. Mojaddam, "Design of a Micro-Separator for Circulating Tumor Cells (CTCs) from Blood Flow Using Hybrid Pinched Flow Fractionation (PFF) and Dielectrophoresis Methods", *Journal of Solid and Fluid Mechanics*, Vol. 10, No. 1, 2020, pp. 281-296.
- [16] K. Louthback, K. S. Chou, J. Newman, J. Puchalla, R. H. Austin, and J. C. Sturm, "Improved performance of deterministic lateral displacement arrays with triangular posts", *Microfluidics and nanofluidics*, Vol. 9, No. 6, 2010, pp. 1143-1149.
- [17] Z. Liu, Y. Huang, W. Liang, J. Bai, H. Feng, Z. Fang, and G. Tian, "Cascaded filter deterministic lateral displacement microchips for isolation and molecular analysis of circulating tumor cells and fusion cells", *Lab on a Chip*, Vol. 21, No. 15, 2021, pp. 2881-2891.
- [18] R. Bhattacharjee, R. Kumar, and F. Al-Turjman, "A Novel Approach for Tuning of Fluidic Resistance in Deterministic Lateral Displacement Array for Enhanced Separation of Circulating Tumor Cells", *Cognitive Computation*, 2021, pp. 1-17.
- [19] K. J. Smith, J. A. Jana, A. Kaehr, E. Purcell, T. Opdycke, C. Paoletti, L. Cooling, D. H. Thamm, D. F. Hayes, and S. Nagrath, "Inertial focusing of circulating tumor cells in whole blood at high flow rates using the microfluidic CTCKey™ device for CTC enrichment", *Lab on a Chip*, Vol. 21, No. 18, 2021, pp. 3559-3572.
- [20] Y. Gou, J. Liu, C. Sun, P. Wang, Z. You, and D. Ren, "Inertial-Assisted Immunomagnetic Bioplatfrom towards Efficient Enrichment of Circulating Tumor Cells", *Biosensors*, Vol. 11, No. 6, 2021, pp. 183.
- [21] C. Lu, J. Xu, J. Han, X. Li, N. Xue, J. Li, and W. Wu, "A novel microfluidic device integrating focus-separation speed reduction design and trap arrays for high-throughput capture of circulating tumor cells", *Lab on a Chip*, Vol. 20, No. 22, 2020, pp. 4094-4105.
- [22] J. Zhang, S. Yan, D. Yuan, G. Alici, N. T. Nguyen, M. E. Warkiani, and W. Li, "Fundamentals and applications of inertial microfluidics: a review", *Lab on a Chip*, Vol. 16.1, 2016, pp. 10-34.
- [23] G. Segre, and A. Silberberg, "Radial particle displacements in Poiseuille flow of suspensions", *Nature*, Vol.189.4760, 1961, pp. 209-210.
- [24] J. P. Matas, J. F. Morris, and É. Guazzelli. "Inertial migration of rigid spherical particles in Poiseuille flow", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 515, 2004, pp. 171-195.
- [25] D. D. Carlo, D. Irimia, R. G. Tompkins, and M. Toner, "Continuous inertial focusing, ordering, and separation of particles in microchannels", *Proceedings of the National Academy of Sciences*, Vol. 104.48, 2007, pp. 18892-18897.
- [26] J. Zhou, P. V. Gridhar, S. Kasper, and I. Papautsky, "Modulation of aspect ratio for complete separation in an inertial microfluidic channel", *Lab on a Chip*, Vol. 13, No. 10, 2013, pp. 1919-1929.
- [27] C. Liu, G. Hu, X. Jiang, and J. Sun, "Inertial focusing of spherical particles in rectangular microchannels over a wide range of Reynolds numbers", *Lab on a Chip*, Vol. 15, No. 4, 2015, pp. 1168-1177.
- [28] I. Lashgari, MN. Ardekani, I. Banerjee, A. Russom, and L. Brandt, "Inertial migration of spherical and oblate particles in straight ducts", *Journal of fluid mechanics*, Vol. 819, 2017.
- [۲۹] محمد محسن شاه مردان، محمود نوروزی و امین شهبانی ظهیری، "بررسی عددی تأثیر گردابه‌ها بر روی افت فشار و تلفات جریان در داخل کانال با انبساط تدریجی صفحه‌ای"، نشریه مهندسی در مدل‌سازی در مهندسی، ۱۳۹۶، دوره ۱۵، شماره ۴۸، صفحه ۴۵-۱۶.
- [۳۰] مهدی اژدری مقدم و مهنا تاج نسایی، "مدل‌سازی عددی سلول‌های جریان ثانویه در کانال‌های دوزنقه‌ای با زبری یکنواخت"، نشریه مدل‌سازی در مهندسی، ۱۳۸۹، دوره ۸، شماره ۲۰، صفحه ۵۷ - ۷۰.
- [31] J. Zhang, M. Li, W. H. Li, and G. Alici, "Inertial focusing in a straight channel with asymmetrical expansion-contraction cavity arrays using two secondary flows", *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 23, No. 8, 2013, pp. 085023.

- [32] E. Sollier, D. E. Go, J. Che, D. R. Gossett, S. O'Byrne, W. M. Weaver, N. Kummer, M. Rettig, J. Goldman, N. Nickols, and S. McCloskey, "Size-selective collection of circulating tumor cells using Vortex technology", *Lab on a Chip*, Vol. 14, No. 1, 2014, pp. 63-77.
- [33] G. Y. Kim, J. I. Han, and J. K. Park, "Inertial microfluidics-based cell sorting", *Bio Chip Journal*, Vol. 12, No. 4, 2018, pp. 257-267.
- [۳۴] محمد مهدی قدیری، سید علی حسینی، سید عباس سادات سکااک و علی رجب پور، "بررسی پارامترهای مؤثر در به دام‌اندازی ذرات به کمک جریان‌های ثانویه در میکروکانال‌های با مقطع مستطیلی متغیر"، *نشریه مدل‌سازی در مهندسی*، ۱۴۰۰، دوره ۱۹، شماره ۶۵.
- [35] L. Liu, L. Han, X. Shi, W. Tan, W. Cao, and G. Zhu, "Hydrodynamic separation by changing equilibrium positions in contraction–expansion array channels", *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 23, No. 4, 2019, pp. 1-12.
- [36] G.Y. Kim, J. Son, J. I. Han, and J.K. Park, "Inertial Microfluidics-Based Separation of Microalgae Using a Contraction–Expansion Array Microchannel", *Micromachines*, Vol. 12, No. 1, 2021, pp. 97.
- [37] J. M. Martel, and M. Toner, "Inertial focusing in microfluidics", *Annual review of biomedical engineering*, Vol. 16, 2014, pp. 371-396.