

بررسی پارامترهای موثر در به دام اندازی ذرات به کمک جریان‌های ثانویه در میکروکانال‌های با مقطع مستطیلی متغیر

محمد مهدی قدیری^۱، سید علی حسینی^۲، سید عباس سادات سکاکی^{۳*} و علی رجب پور^۳

اطلاعات مقاله	چکیده
دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۰۴/۰۸ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۱۱/۱۱	
واژگان کلیدی: میکروفلوئیدیک، متمرکزسازی اینرسیایی، میکروکانال، جریان ثانویه، سرطان، آزمایشگاه روی تراشه.	در سالیان اخیر، میکروفلوئیدیک اینرسیایی (استفاده از نیروهای اینرسی در میکروکانال‌ها) توجهات بسیاری را در حوزه‌ی جداسازی ذرات به خود جلب کرده است. مزیت این روش نسبت به سایر شیوه‌های جداسازی و غنی‌سازی، قابلیت استفاده در دبی‌های بالا و ارزان بودن آن می‌باشد. در پژوهش حاضر با هدف غنی‌سازی سیال از ذرات با قطر بیش از ۱۵ میکرون، میکروکانال مستطیلی با مقاطع عریض و باریک در نظر گرفته شد که در آن، بخش‌های عریض (مخزن‌ها) وظیفه‌ی به دام اندازی ذرات با قطر بزرگ را بر عهده دارند. به کمک روش المان محدود و با حل معادلات ناویر-استوکس، خطوط جریان و شکل گردابه‌ها محاسبه گردید. مشاهده شد که به ازای دبی‌های ورودی در محدوده‌ی ۰/۲۵ تا ۰/۵ میلی‌لیتر بر دقیقه (مطابق با محدوده دبی‌های به کار گرفته شده در پژوهش‌های تجربی)، بیشترین درصد به دام اندازی ذرات با قطرهای بیش از ۱۰ میکرون در نزدیکی دبی ۰/۳۵ میلی‌لیتر بر دقیقه رخ می‌دهد. همچنین اثر پارامترهایی همچون ارتفاع کانال، تعداد مخازن و طول اولیه‌ی مقطع باریک نیز بر درصد به دام اندازی سنجیده شد. در نهایت، در راستای نزدیک شدن به کاربردهای عملی، اثر تغییر لزجت ناشی از جایگزینی سیال خون به جای آب نیز مورد بررسی قرار گرفت که منجر به شکل‌گیری گردابه‌ها در دبی‌های بالاتر شد. به طور کلی، گردابه‌های ایجاد شده در بخش عریض که شدت و ضعف آن‌ها وابسته به پارامترهای ذکر شده می‌باشد، نقش غالب را در جداسازی ذرات ایفا نموده، در حالی که نیروهای لیفت اینرسیایی بیشتر در نقش هدایت‌کننده‌ی ابتدایی برای این جداسازی به شمار می‌روند.

۱- مقدمه

در دو دهه‌ی گذشته، پیشرفت‌های انجام شده در حوزه‌ی میکروفلوئیدیک^۱ و توسعه‌ی سیستم‌های میکروفلوئیدیک، زمینه‌های پژوهشی گسترده‌ای در رابطه با کنترل دقیق مسیر حرکت ذرات را پیش روی محققان قرار داده است [۱].

استفاده از این فناوری در کاربردهای زیستی و شیمیایی، مزایای قابل توجهی را نسبت به نمونه‌های مشابه آن‌ها در مقیاس ماکرو فراهم می‌کند. از جمله این مزایا می‌توان به حجم نمونه اندک، سرعت پردازش بالا، حساسیت بالا و هزینه پایین این فناوری اشاره نمود [۲، ۳].

* ایمیل نویسنده مسئول: sakak@eng.ikiu.ac.ir

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

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

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

¹ Microfluidics

اختلاف فشار بین ناحیه‌ی مرکزی و نواحی نزدیک به دیواره، رخ می‌دهد [۱۴]. در هندسه‌های دارای سطح مقطع متغیر، جریان گردابی اختلالی در جریان اصلی ایجاد نمی‌کند، در حالی که جریان دین کل میدان جریان را تحت تأثیر قرار خواهد داد. جریان‌های ثانویه یا گردابی در مقیاس ماکرو نیز مورد توجه قرار گرفته و اثر هندسه کانال و اعداد رینولدز متفاوت بر شکل‌گیری آن‌ها بررسی شده است [۲۵ و ۲۶].

با توسعه‌ی روش‌های میکروفلوئیدیک اینرسیایی، استفاده از رویکردهای متمرکزسازی و جریان‌های ثانویه، به طور جداگانه یا ترکیبی، در جهت جداسازی ذرات مورد توجه قرار گرفت. ساختار کانال‌ها در این‌گونه کاربردها به چند دسته‌ی کلی تقسیم می‌گردد: الف) کانال‌های مستقیم (ب) کانال‌های مارپیچ (ج) کانال‌های مستقیم با آرایه‌های عریض و باریک، در پژوهشی با بهره‌گیری از ایده‌ی کانال‌های مستقیم، هدف جداسازی باکتری‌های بیماری‌زا از خون پیگیری شد. تراشه به کار گرفته شده شامل ۴۰ میکروکانال مستقیم بود که با آرایش شعاعی در کنار هم قرار گرفته و با کارایی ۸۰ درصدی عمل می‌نمود [۲۷]. جداسازی دو مرحله‌ای ذرات در کانال‌های مستقیم، مبتنی بر تغییر نسبت ابعادی مقطع کانال، نیز در مطالعه‌ی دیگر مورد توجه قرار گرفت [۲۸]. ذرات با موقعیت تصادفی وارد کانال شده و در نهایت با قرارگیری در چهار موقعیت تعادلی بر اساس قطر ذرات و با دستیابی به کارایی جداسازی ۹۹ درصد، از خروجی خارج شدند. در پژوهشی دیگر، کانال‌های مارپیچ در جهت جداسازی ذرات با قطرهای متفاوت به کار گرفته شدند [۲۹]. در این‌گونه کانال‌ها، به دلیل انحنای کانال، یک گرادیان فشار در راستای شعاعی ایجاد می‌شود که عامل به وجود آمدن جریان‌های ثانویه گردابی می‌باشد. در پژوهش مورد بحث، از این پدیده به منظور جداسازی سلول‌های سرطانی از خون استفاده شده که دستیابی به نرخ بازیابی بیش از ۸۵ درصد حاصل کار این پژوهش بوده است.

بهره‌گیری از ایده‌ی کانال‌های مستقیم با آرایه‌های عریض و باریک، منجر به معرفی مجموعه‌ی دیگری از میکروکانال‌ها شد که قابلیت بالایی در جداسازی ذرات بر مبنای اندازه دارند. با تعبیه مقاطع عریض در یک سمت

سیستم‌های میکروفلوئیدیکی بر اساس نیروی کنترل‌کننده‌ی حرکت ذرات، به دو دسته‌ی فعال و منفعل تقسیم می‌شوند. در سیستم‌های فعال، کنترل مسیر ذرات به کمک یک میدان نیرویی خارجی صورت می‌پذیرد که از جمله‌ی آن‌ها می‌توان به دی‌الکتروفورسیس^۱ [۶-۴]، آکوستوفورسیس^۲ [۷-۹] و مگنتوفورسیس^۳ [۱۰-۱۲] اشاره نمود. در مقابل این روش‌ها، فناوری‌های منفعل وجود دارند که بر پایه‌ی نیروهای هیدرودینامیکی یا هندسه‌ی میکروکانال طراحی می‌شوند. از جمله روش‌های منفعل می‌توان روش‌های اینرسیایی [۱۶-۱۳]، جابجایی جانبی قطعی [۱۷ و ۱۸] و به طور کلی روش‌های مبتنی بر نیروهای هیدرودینامیکی [۱۹] را ذکر کرد. در روش‌های فعال، برای عملکرد بهتر، باید عدد رینولدز جریان به اندازه‌ی کافی پایین باشد تا نیروی حاصل از میدان خارجی به طور مؤثر عمل کند. این در حالی است که چنین قیدی در روش‌های منفعل وجود ندارد و بنابراین سیستم‌های منفعل قابلیت استفاده در کاربردهای دارای توان عملیاتی بالا را دارند. در برخی موارد با بهره‌گیری از شیوه‌های منفعل، حرکت ذرات در میکروکانال‌هایی که عدد رینولدز جریان در آن‌ها به میزان ۱۵۰۰ نیز می‌رسد، مطالعه شده است [۲۰]. دیگر مزیت روش‌های منفعل، سادگی کلی سیستم به دلیل عدم نیاز به میدان نیروی خارجی می‌باشد.

در میان روش‌های منفعل، روش‌های موسوم به میکروفلوئیدیک اینرسیایی^۴ در سالین اخیر توجهات زیادی را به خود جلب کرده است. مبنای این روش‌ها، پدیده‌های متمرکزسازی اینرسیایی و جریان‌های ثانویه هستند. متمرکزسازی اینرسیایی برای نخستین بار در حین آزمایش بر روی یک لوله با ابعادی در مقیاس ماکرو، مشاهده شد [۲۱]. در مقیاس میکرو، پژوهش در این زمینه با ارائه‌ی نتایج تجربی حاصل از آزمایش بر روی یک کانال با هندسه‌ای مبتکرانه، آغاز شد [۱۳]. اثر پارامترهای مختلف از جمله هندسه‌ی کانال، چگالی و شکل ذرات و همچنین عدد رینولدز بر متمرکزسازی و تعداد موقعیت‌های تعادلی بررسی شد. پدیده‌ی تعیین‌کننده‌ی دیگر، جریان‌های ثانویه هستند که در هندسه‌های دارای انحنای یا دارای سطح مقطع متغیر ظاهر می‌شوند [۲۲-۲۴]. چنین جریان‌هایی در هندسه‌های دارای انحنای (جریان دین) به دلیل وجود

³ Magnetophoresis

⁴ Inertial Microfluidics

¹ Dielectrophoresis

² Acoustophoresis

استفاده از روش المان محدود برای حل معادلات نایر-استوکس، خطوط جریان محاسبه شده و سپس مسیر حرکت ذرات بر اساس قانون دوم نیوتون و با توجه به نیروهای وارده محاسبه می‌گردد. مشاهده می‌شود که گردابه‌های ایجاد شده در به دام اندازی ذرات با قطر بزرگتر نقش کلیدی را ایفا می‌کنند. بنابراین از این هندسه می‌توان در به دام انداختن سلول‌های سرطانی موجود در خون (که عموماً دارای قطری بزرگتر از قطر سلول‌های خونی می‌باشند) استفاده نمود.

۲- روابط حاکم

در این پژوهش، از معادلات نایر-استوکس به منظور بررسی جریان سیال و تعیین پروفیل‌های سرعت و فشار استفاده می‌شود:

$$\rho(\mathbf{V} \cdot \nabla)\mathbf{V} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{V} \quad (1)$$

که در رابطه‌ی (۱)، ρ چگالی، \mathbf{V} سرعت، p فشار و μ ویسکوزیته‌ی دینامیکی می‌باشد.

همچنین، تعیین رژیم جریان به کمک عدد رینولدز (Re) صورت می‌پذیرد:

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

که در رابطه‌ی (۲)، L بیانگر طول مشخصه و u نشانگر سرعت سیال می‌باشد. در اینجا، قطر هیدرولیک کانال به عنوان طول مشخصه در نظر گرفته می‌شود. همچنین شرط $Re < 2300$ به منظور اطمینان از برقراری جریان آرام در کانال باید مورد توجه قرار گیرد [۳۶].

عدد بدون بعد دیگری که در این تحلیل باید مورد توجه قرار گیرد، عدد رینولدز ذره (Rep) بوده و به صورت زیر تعریف می‌شود:

$$Rep = Re \frac{d_p^2}{D_h^2} \quad (3)$$

که در رابطه‌ی (۳)، d_p و D_h به ترتیب نشانگر قطر ذره و قطر هیدرولیک کانال هستند. این عدد بدون بعد مشخص‌کننده‌ی چگونگی حرکت ذره نسبت به خطوط جریان است. هنگامی که $Rep \ll 1$ باشد، ذرات متأثر از نیروهای درگ لزجی، خطوط جریان را دنبال خواهند نمود؛ اما با افزایش این عدد و رسیدن به مقادیر بزرگتر از ۱، نیروی‌های لیفت اینرسیایی بر نیروی درگ لزجی غلبه کرده و ذره قادر به حرکت عرضی در بین خطوط جریان خواهد بود [۱۳].

کانال مستقیم و با بهره‌گیری از یک جریان پوششی، جداسازی ذرات پلی‌استایرن با قطرهای ۴ و ۱۰ میکرون [۳۰]، پلاسمای خون از گلبول‌های قرمز [۳۱] و سلول‌های سرطانی از خون [۳۲] در قالب سه پژوهش مختلف انجام شد. در این پژوهش‌ها، ذرات یا سلول‌های بزرگتر (مانند سلول‌های سرطانی) تحت اثر غالب نیروهای لیفت اینرسیایی به سمت دیواره‌های بخش عریض حرکت کرده و جداسازی را محقق می‌کنند. اما در پژوهشی، با تعبیه بخش‌های عریض در هر دو سمت کانال مستقیم، ذرات با قطرهای ۷ و ۱۵ میکرون، با قرارگیری در موقعیت‌های تعادلی جانبی و مرکزی از یکدیگر جدا شدند [۳۲]. این جداسازی به دلیل ایجاد جریان‌های ثانویه‌ی ناشی از وجود مقاطع عریض و باریک، حاصل می‌گردد. پژوهشی دیگر با به کارگیری هندسه‌ای مشابه، هدف جداسازی سلول‌های سرطانی از نمونه‌ی خونی را دنبال نمود [۳۳].

یکی از ابزارهای مهم برای بررسی رفتار سیال و ذرات، پیش از انجام آزمایش تجربی، استفاده از روش‌های حل عددی می‌باشد. در پژوهشی، به منظور بررسی جریان سیال و نحوه حرکت ذرات در مجاری تنفسی از چنین رویکردی استفاده شده است [۳۴]. همچنین در پژوهشی دیگر نیز شبیه‌سازی عددی برای مدل‌سازی جریان آشفته به کار رفته است [۳۵] (البته بررسی جریان آشفته موضوع بحث این مقاله نمی‌باشد).

در پژوهش حاضر، جداسازی ذرات بر مبنای قطر آن‌ها در هندسه‌ای متشکل از آرایه‌ی کانال‌های عریض و باریک، مورد توجه قرار گرفته است. به دام اندازی ذرات مبتنی بر گردابه‌های افقی ایجاد شده در بخش‌های عریض می‌باشد. در پژوهش‌های پیشین، هندسه‌ی مشابهی به کار گرفته شده ولی در پژوهش حاضر، نقش گردابه‌ها مشخصاً به دام اندازی ذرات بوده و تحلیلی جدید در رابطه با نحوه تأثیرگذاری آن‌ها با توجه به محل مرکز گردابه صورت گرفته است. همچنین تعیین مسیر حرکت ذرات نیز به کمک مدل‌سازی عددی سه‌بعدی انجام شده، در حالی که در پژوهش‌های پیشین مشابه، این رویکرد صرفاً برای تحلیل جریان سیال مورد استفاده قرار گرفته است. در این پژوهش، بخش‌های عریض به صورت فعالانه وظیفه‌ی جداسازی و به دام اندازی ذرات را بر عهده دارند که این امر به کمک گردابه‌های ایجاد شده در این مقاطع صورت می‌پذیرد. با

سرعت می‌باشد. در یک جریان برشی ساده با نرخ برش (گرادیان سرعت) ثابت و گرادیان برش برابر با صفر، ذرات تحت تأثیر یک نیروی لیفت جانبی به نام نیروی لیفت سفمن قرار می‌گیرند. این نیرو به کمک رابطه‌ی زیر قابل محاسبه است [۳۸]:

$$F_{LS} = \frac{1}{4} K \mu (u_f - u_p) d_p^2 \gamma^{0.5} \nu^{-0.5} \quad (7)$$

که در آن K یک ثابت عددی و تقریباً برابر با $81/2$ می‌باشد و γ و ν نیز به ترتیب بیانگر نرخ برشی و لزجت سینماتیکی هستند. نیروی لیفت سفمن همواره در جهتی خواهد بود که اندازه‌ی سرعت نسبی در آن قسمت، بیشینه باشد.

۲-۳- نیروی لیفت دیواره^۲

اثر دیگر دیواره بر حرکت ذرات، ایجاد تغییر در میدان جریان در اطراف ذره می‌باشد. نیروی لیفت دیواره، یک نیروی جانبی است که به ذراتی که در نزدیکی دیواره قرار می‌گیرند، وارد می‌شود. فعل و انفعالات بین ذره و میدان جریان در این ناحیه منجر به: (الف) کاهش سرعت ذرات نسبت به سیال و (ب) افزایش فشار در ناحیه‌ی محصور بین ذره و دیواره می‌گردد. اثر دوم باعث ایجاد نیرویی می‌شود که ذره را از دیواره دور می‌کند و به صورت زیر تعریف می‌شود [۳۹]:

$$F_{WI} = C_W \rho U_m^2 \frac{d_p^6}{D_h^4} \quad (8)$$

در این رابطه، U_m بیشینه سرعت جریان در کانال می‌باشد. همچنین C_W ضریبی است که به عدد رینولدز و موقعیت عرضی ذره در کانال وابسته است. جهت این نیرو همواره به سمت مرکز کانال بوده و با افزایش فاصله از دیواره، مقدار آن کاهش می‌یابد.

۲-۴- نیروی لیفت برشی^۴

نیروی دیگری که به ذره وارد می‌شود، ناشی از پروفیل سهموی سرعت جریان است. سرعت نسبی ذره نسبت به سرعت جریان در بخش‌های مرکزی کانال کوچکتر از سرعت آن در بخش‌های نزدیک به دیواره می‌باشد. بنابراین، نیروی لیفت برشی حاصله از این اختلاف سرعت، ذره را به سمت دیواره حرکت می‌دهد. رابطه‌ی زیر برای تعیین مقدار این نیرو در کانال به کار می‌رود [۳۹]:

برای تعیین مسیر حرکت ذرات در کانال، می‌بایست نیروهای وارد بر آن‌ها در این مقیاس محاسبه شوند. این نیروها به دو دسته‌ی کلی نیروهای درگ و نیروهای لیفت تقسیم می‌شوند. نیروهای درگ از نظر جهت نیرو و عامل ایجادکننده قابل تقسیم هستند. نیروهای درگ ناشی از اختلاف سرعت محوری بین سیال و ذره که در جهت جریان بوده و نیروهای درگ ناشی از جریان‌های ثانویه که در جهت مماس بر خطوط جریان گردابه بر ذرات وارد می‌شوند. در اینجا، این دو مولفه در قالب یک نیرو در نظر گرفته شده و رابطه‌ی آن بر اساس قانون استوکس ارائه می‌گردد:

$$F_D = \frac{1}{\tau_p} m_p (u_f - u_p) \quad (4)$$

$$\tau_p = \frac{\rho_p d_p^2}{18\mu} \quad (5)$$

در روابط بالا، m_p جرم ذره، u_f سرعت سیال، u_p سرعت ذره و ρ_p چگالی ذره می‌باشد. همچنین کمیت τ_p به عنوان زمان پاسخ سرعت ذره نامیده شده و بیانگر مقدار زمان مورد نیاز برای پاسخ ذره به تغییر در سرعت جریان است.

گروه دیگری از نیروها که به ذرات موجود در سیال وارد می‌شوند، نیروهای لیفت هستند که عبارتند از: نیروی لیفت مگنوس، نیروی لیفت سفمن، نیروی لیفت دیواره، نیروی لیفت برشی

۲-۱- نیروی لیفت مگنوس^۱

در صورتی که ذره در سیال دارای چرخش باشد، به دلیل اینکه قسمت‌های بالایی و پایینی ذره سرعت‌های متفاوتی را تجربه می‌کنند، در دو سمت ذره اختلاف فشار به وجود خواهد آمد. در این شرایط، نیرویی تحت عنوان نیروی لیفت مگنوس که با عبارت زیر تعیین می‌شود، به ذره وارد می‌گردد [۳۷]:

$$\vec{F}_{LM} = \frac{1}{8} \pi d_p^3 \rho (\vec{u}_f - \vec{u}_p) \times \vec{\Omega} \quad (6)$$

در این رابطه، Ω سرعت زاویه‌ای ذره می‌باشد. همچنین با توجه به رابطه‌ی بالا، نیروی مذکور در جهت عمود بر صفحه‌ی حاصل از بردار سرعت نسبی ذره و بردار چرخش ذره، وارد می‌گردد.

۲-۲- نیروی لیفت سفمن^۲

یکی از اثرات وجود دیواره بر حرکت سیال، ایجاد گرادیان

³ Wall-induced Lift Force

⁴ Shear-gradient Lift Force

¹ Magnus Lift Force

² Saffman Lift Force

جنبشی ذرات، آن‌ها را به صورت آینه‌ای باز می‌گردانند. در خروجی نیز شرط فشار برابر با فشار محیط اعمال شده است. ذرات موجود در سیال به صورت کره‌هایی با قطرهای مشخص فرض می‌شوند که چگالی آن‌ها برابر با چگالی سیال می‌باشد. خواص سیال (آب) و ذره در جدول ۱ بیان شده‌اند.

جدول ۱- خواص سیال و ذرات

چگالی سیال	۱۰۰۰ kg/m ³
لزجت دینامیکی سیال	۸/۹ × ۱۰ ^{-۴} Pa.s
چگالی ذرات	۱۰۰۰ kg/m ³

تحلیل معادلات دیفرانسیل با مشتقات جزئی در مسئله‌ی حاضر، با استفاده از مدل‌سازی عددی و مبتنی بر روش المان محدود انجام می‌گیرد. مدل‌سازی مورد اشاره به کمک نرم‌افزار کامسول مولتی‌فیزیکس صورت می‌گیرد. ابتدا مقادیر سرعت و فشار به کمک معادلات ناویر-استوکس و بدون در نظر گرفتن ذرات، محاسبه شده و در بخش دوم، موقعیت و سرعت ذرات به کمک قانون دوم نیوتون تعیین می‌گردد.

در نرم‌افزار کامسول، تحلیل معادلات ناویر-استوکس بر اساس حل پایا صورت می‌گیرد. روش مورد استفاده در حل معادلات دیفرانسیل غیرخطی ناویر-استوکس، روش نیوتون (روش نیوتون میراشده) می‌باشد. سپس با در اختیار داشتن مقادیر سرعت و فشار حاصل از تحلیل پایا، نیروهای درگ و لیفت وارد بر ذره محاسبه شده و در نهایت، مسیر حرکت ذرات نیز با استفاده از حلگر وابسته به زمان و بر اساس قانون دوم نیوتون تعیین می‌گردد. روش مورد استفاده در تحلیل معادله دیفرانسیل قانون دوم نیوتون، روش Generalized- α بوده که یک روش ضمنی با دقت مرتبه دوم می‌باشد.

۴- نتایج و بحث

همان‌طور که در شکل (۱) و جدول ۲ نشان داده شده است، عرض مقطع باریک (W_C) ۴۰ میکرون و عرض مقاطع گسترده (W_E) ۴۸۰ میکرون در نظر گرفته شد. طول مقاطع عریض (L_E) و فواصل میان آن‌ها (L_C) نیز به ترتیب ۷۲۰ و ۱۰۰۰ میکرون و ارتفاع کانال (H) برابر با ۸۰ میکرون می‌باشد. از هر نوع ذره، ۳۰ عدد به درون کانال تزریق می‌شود. در ابتدای کانال، طول ۱۰۰۰ میکرونی برای متمرکز شدن ذرات در موقعیت تعادلی، تعبیه می‌شود.

$$F_{SG} = C_{SG} \rho U_m^2 \frac{d_p^3}{D_h} \quad (9)$$

در رابطه‌ی بالا، ضریب C_{SG} ، مشابه C_W ، وابسته به عدد رینولدز و موقعیت ذره می‌باشد.

۲-۵- برآیند نیروهای لیفت

در بین چهار نیروی لیفت معرفی شده، نیروهای لیفت مگنوس و سفمن در قیاس با دو نیروی دیگر، معمولاً بسیار کوچک و قابل صرف‌نظر هستند [۱۵]. با در نظر گرفتن نیروهای لیفت دیواره و برشی به عنوان عوامل موثر در حرکت جانبی ذرات، معادله‌ی زیر به عنوان برآیند این دو نیرو پیشنهاد شد [۴۰]:

$$F_L = \rho U_m^2 \frac{d_p^4}{D_h^2} [36(1-2s)^2 G_1(s) - 36(1-2s) G_2(s)] \quad (10)$$

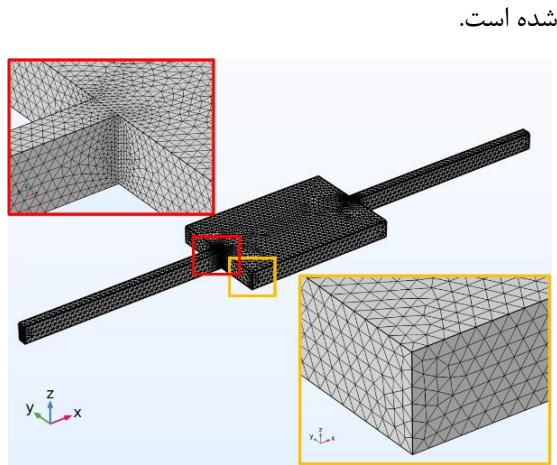
در این رابطه، G_1 و G_2 به عنوان توابعی از مکان بدون بعد s تعریف می‌شوند که مقادیر آن‌ها در مرجع [۴۱] ارائه شده است. همچنین در قسمت‌هایی از کانال که نیروی لیفت برآیند صفر خواهد شد، ذرات در موقعیت تعادلی قرار می‌گیرند. چنین ویژگی در رابطه‌ی بالا، با پژوهش‌های تجربی پیشین [۲۱] نیز مطابقت دارد.

حرکت ذرات در سیال بر اساس قانون دوم نیوتون تعیین می‌گردد. برآیند نیروهای بحث شده در بالا (F_L) در هر لحظه به ذره وارد شده و مکان آن را تعیین می‌کنند.

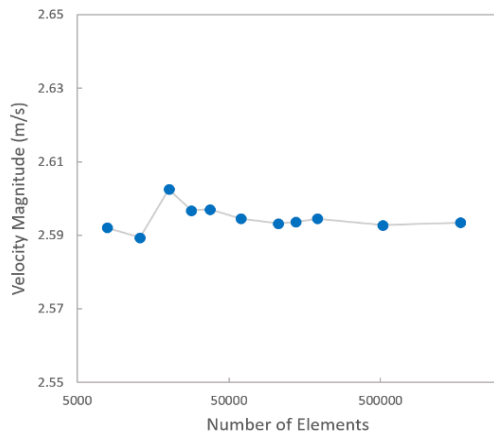
$$m_p \frac{du_p}{dt} = F_t \quad (11)$$

۳- فرضیات و روش حل

میکروکانال با مقطع مستطیلی و با تعدادی بخش عریض تحت عنوان مخزن (به منظور به دام اندازی ذرات) که در فواصل یکسان در طول آن تعبیه شده، در نظر گرفته می‌شود. سیال موجود در میکروکانال آب می‌باشد. جریان سیال، تراکم‌ناپذیر و آرام در نظر گرفته می‌شود که فرض دوم به دلیل پایین بودن مقدار عدد رینولدز، قابل توجیه می‌باشد. جنس در نظر گرفته شده برای کانال، از نوعی پلیمر به نام PDMS می‌باشد که در اکثر کاربردهای میکروفلوئیدیک از همین جنس استفاده می‌شود. برای دیواره‌های کانال شرط عدم لغزش و همچنین در مواجهه با برخورد ذرات شرط ارتجاعی برای آن‌ها در نظر گرفته می‌شود. دیواره‌ها در حالت ارتجاعی، با ثابت نگه داشتن انرژی



شکل ۲- نحوه مش‌بندی هندسه مورد بررسی؛ در محل تغییر سطح مقطع، المان‌های ریزتری در نظر گرفته شده تا دقت بررسی تغییرات سرعت و فشار بالاتر رود.

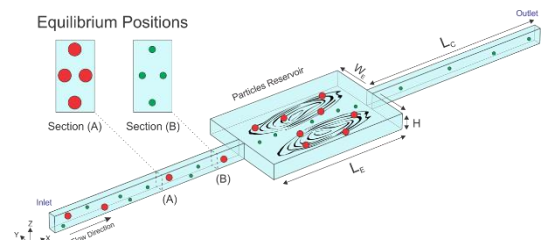


شکل ۳- استقلال از شبکه؛ به ازای تعداد المان ۱۹۰۶۱۳ درصد تغییر سرعت (کمیت مورد بررسی) به کمتر از ۰/۱ درصد رسیده و بنابراین به عنوان تعداد مناسب انتخاب شده است.

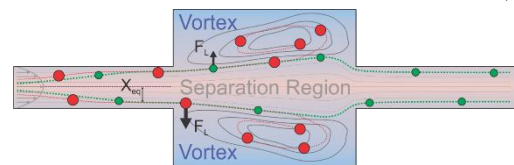
در ادامه به بررسی متمرکز شدن ذرات در موقعیت‌های تعادلی پیش‌بینی شده می‌پردازیم. موقعیت تعادلی مذکور حاصل برآیند نیروهای لیفت دیواره و برشی می‌باشد. فارغ از اندازه ی قطر ذره، با در نظر گرفتن h به عنوان نصف عرض کانال، مقدار x_{eq}/h تقریباً برابر با $0/6$ خواهد شد. البته طول مورد نیاز برای رسیدن به موقعیت تعادلی برای قطرهای مختلف، متفاوت خواهد بود. برای نمونه، موقعیت های تعادلی ذرات ۵ و ۱۰ میکرونی در شکل ۴ به تصویر کشیده شده است.

مشاهده می‌شود که ذرات ۱۰ میکرونی پس از طول تعادلی برابر با حدوداً یک سوم طول کانال، در دو موقعیت ۸ و ۳۲ میکرون متمرکز می‌شوند که مطابق با نسبت بیان شده در

(الف)



(ب)



شکل ۱- هندسه‌ی مورد بررسی؛ الف) نمای سه‌بعدی از کانال تک‌مخزنه که نشان‌دهنده‌ی محل گردابه‌ها می‌باشد؛ موقعیت تعادلی متفاوت ذرات و طول تعادلی کمتر برای ذرات بزرگتر (قرمز) نسبت به ذرات کوچکتر (سبز) نیز نشان داده شده است (ب) نمایش مسیر حرکت ذرات با قطرهای متفاوت: اندازه‌ی برآیند نیروهای لیفت دیواره و برشی روی ذرات بزرگتر بیشتر بوده و آن‌ها را به سمت گردابه هل می‌دهند، در حالی که ذرات کوچکتر نیروی کمتری را تجربه کرده و وارد بخش عریض نمی‌شوند. ($H = 1000$ ، $L_C = 1000$ ، $L_E = 720$ ، $W_E = 480$)
80؛ اعداد بر حسب میکرون هستند)

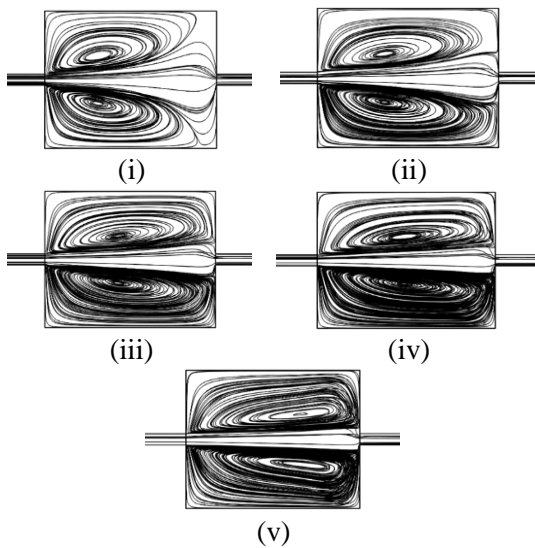
جدول ۲- ابعاد هندسی کانال

بخش باریک	عرض (W_C)	۴۰ μm
بخش عریض	طول (L_C)	۱۰۰۰ μm
	عرض (W_E)	۴۸۰ μm
ارتفاع کانال (H)	طول (L_E)	۷۲۰ μm
		۸۰ μm

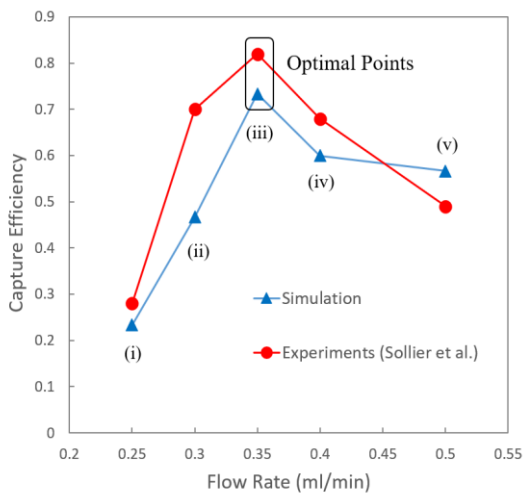
هندسه مذکور در محیط نرم‌افزار کامسول ترسیم شده و با تعداد المان‌های برابر با ۱۹۰۶۱۳ تحلیل می‌گردد (شکل ۲). این تعداد المان از طریق بررسی استقلال از شبکه و با معیار خطای کمتر از ۰/۱ درصد حاصل شده است. برای این منظور، میانگین سرعت سیال در فاصله ۵۰۰ میکرون از ورودی بخش باریک به عنوان کمیت مورد بررسی انتخاب شد. سپس به ازای هفت مقدار مختلف برای تعداد المان‌ها، کمیت مورد اشاره با استفاده از تحلیل پایای معادلات ناویر-استوکس محاسبه شد که نتایج آن در شکل ۳ نشان داده شده است. مطابق نتایج به دست آمده، به ازای تعداد المان برابر با ۱۹۰۶۱۳، درصد تغییر کمیت مورد بررسی (سرعت میانگین) به کمتر از ۰/۱ درصد رسیده و در نتیجه این تعداد به عنوان تعداد مطلوب در نظر گرفته

آرام به آشفته) دارد و بنابراین فرض جریان آرام به خوبی برقرار است. جریان‌های گردابی ایجاد شده در مقاطع عرضی، یکی از عوامل به دام اندازی ذرات هستند. این گردابه‌ها که در نتیجه‌ی افزایش ناگهانی عرض کانال و جدایش لایه‌ی مرزی در دیواره‌های بخش عریض، شکل می‌گیرند، در کنار نیروهای لیفت اینرسیایی، مسیر حرکت ذرات را کنترل می‌کنند. به دلیل این که در مقاطع عریض، ذرات از دیواره فاصله می‌گیرند، نیروی لیفت دیواره ضعیف شده و به این ترتیب، نیروی لیفت برشی، ذرات را به سمت گردابه هدایت می‌کند.

(الف)

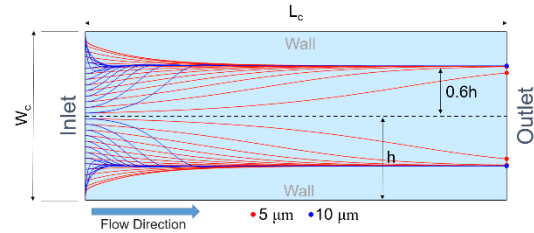


(ب)



شکل ۵- اعتبارسنجی؛ الف) خطوط جریان به ازای دبی‌های ورودی مختلف: (i) ۰/۲۵، (ii) ۰/۳، (iii) ۰/۳۵، (iv) ۰/۴، (v) ۰/۵ میلی‌لیتر بر دقیقه (ب) درصد به دام اندازی ذرات در برابر دبی ورودی برای حالت تک مخزن

بالا می‌باشد. عدم وابستگی این موقعیت تعادلی به قطر ذره با فرض کوچک بودن قطر ذره در برابر عرض کانال قابل توجه می‌باشد [۳۹]. با این مشخصات هندسی و با اعمال دبی‌های ورودی مختلف، پروفیل‌های سرعت و فشار و همین‌طور مسیر ذرات محاسبه می‌شوند.

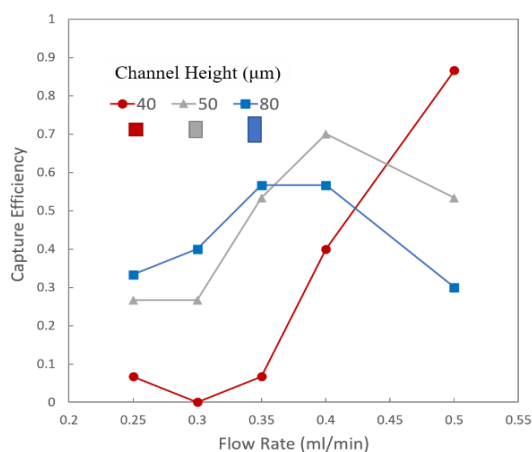


شکل ۴- متمرکز شدن ذرات ۵ و ۱۰ میکرونی (قرمز و آبی) در نقاط تعادلی در بخش اولیه‌ی کانال به طول ۱۰۰۰ و عرض ۴۰ میکرون ($h = W_c/2$ و $W_c = 40\mu\text{m}$)

در ابتدا به منظور بررسی اعتبار مدل استفاده شده، درصد به دام اندازی در حالت تک مخزن با نتایج حاصل از آزمایش تجربی [۳۳] مقایسه می‌گردد. نتایج تجربی مورد اشاره از تحلیل مسیر حرکت ذرات در محلول نمک فسفات (PBS) حاصل شده‌اند که خواص آن به خواص آب نزدیک است (ذرات موجود در خون از آن جدا شده، درون سیال PBS تزریق شده و سپس به تراشه میکروسیال تزریق می‌شوند. این کار باعث ساده شدن جنبه کاربردی تراشه‌ها نیز می‌شود، زیرا تزریق نمونه خون به تراشه با مشکلات بسیاری، از جمله انسداد میکروکانال‌ها، همراه خواهد بود). درصد به دام اندازی (Capture Efficiency) به صورت نسبت تعداد ذرات به دام افتاده در مخزن (بخش عریض) به تعداد کل ذرات تعریف می‌شود. در شکل (۵-الف)، خطوط جریان و در شکل (۵-ب)، درصد به دام اندازی حاصل از روش المان محدود و آزمایش تجربی نمایش داده می‌شود.

همان‌گونه که در شکل (۵-الف) مشخص است، با افزایش دبی ورودی، جریان گردابی در بخش عریض به مرور گسترش یافته و مرکز گردابه به سمت دیواره‌ی روبروی حرکت می‌کند. در شکل (۵-ب)، نتایج به دست آمده از روش المان محدود برای درصد به دام اندازی ذرات نشان داده شده که از تطابق خوبی با نتایج تجربی برخوردار است. با توجه به مقدار دبی اعمالی و بر اساس رابطه (۲)، مقدار عدد رینولدز در محدوده‌ی ۷۸ تا ۳۱۲ قرار خواهد گرفت که فاصله‌ی زیادی با مقدار ۲۳۰۰ (حالت گذار از جریان

مختلف، بر حسب دبی ورودی ارائه شده است. مشاهده می‌شود که با کاهش ارتفاع، درصد به دام اندازی بیشینه به ترتیب در دبی‌های ۰/۳۵، ۰/۴ و ۰/۵ میلی‌لیتر بر دقیقه رخ می‌دهد که ناشی از دیرتر تشکیل شدن گردابه‌های بهینه (گردابه‌هایی که مرکز آن‌ها در وسط بخش عریض قرار می‌گیرد) می‌باشد. از نظر مفهومی، با افزایش ارتفاع، عدد رینولدز جریان کاهش یافته که به معنای تضعیف نیروهای اینرسی در مقابل نیروهای لزجی است. علاوه بر این، کاهش ارتفاع موجب شده است تا مقدار درصد به دام اندازی در دبی بهینه‌ی هر حالت افزایش یابد که این امر در نتیجه‌ی افزایش نیروی لیفت برآیند طبق رابطه‌ی (۱۰) حاصل شده است.

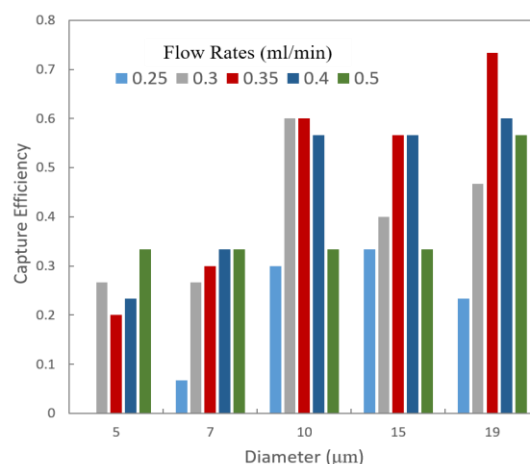


شکل ۷- اثر ارتفاع کانال بر درصد به دام اندازی ذرات به ازای دبی‌های مختلف برای ذرات با قطر ۱۵ میکرون

در شکل (۸)، اثر افزایش تعداد مخزن‌ها بر درصد به دام اندازی ترسیم شده است. همان‌گونه که مشاهده می‌شود، بیشترین درصد به دام اندازی در دبی ۰/۳۵ میلی‌لیتر بر دقیقه و در حالت چهار مخزنه به دست آمده است. علاوه بر این، در سایر دبی‌های اعمالی نیز درصد به دام اندازی بیشینه در هندسه‌ی چهار مخزنه حاصل شده است. از آنجا که برخی از ذرات هدف ممکن است در حالت تک مخزنه به دام نیافتند، نیاز است تا با افزایش تعداد مخازن، فرصت مجدد را برای حرکت عرضی ذرات با قطر بزرگتر فراهم نمود. در هر یک از مقاطع عریض متوالی، برآیند نیروی لیفت با حرکت دادن ذره به سمت گردابه موجب افزایش درصد به دام اندازی خواهد شد. البته اضافه نمودن تعداد مخازن، می‌تواند باعث به دام افتادن ذرات کوچکتر نیز بشود که این امر کاهش خلوص محلول خروجی را در پی خواهد داشت.

همان‌گونه که مشاهده شد، بیشترین درصد به دام اندازی هنگامی حاصل می‌شود که مرکز جریان گردابی در وسط بخش عریض قرار گیرد. چنین جریان گردابی، جریان گردابی بهینه و دبی ایجادکننده‌ی آن دبی بهینه در نظر گرفته می‌شود. در صورتی که گردابه‌ی ایجاد شده را به دو قسمت پیش و پس از مرکز گردابه تقسیم کنیم، می‌توان نتیجه گرفت که بخش مؤثر در به دام اندازی ذرات، قسمت دوم گردابه (پس از مرکز گردابه) می‌باشد. این امر به این دلیل است که در قسمت اول گردابه، نیروی درگ ناشی از گردابه جهتی رو به پایین دارد، در حالی که جهت این نیرو در قسمت دوم رو به بالا و در جهت موافق با نیروی لیفت می‌باشد. بنابراین به ازای دبی‌های بالاتر از دبی بهینه که مرکز گردابه به سمت راست حرکت کرده و بخش مفید گردابه را کوچکتر می‌کند، شاهد افت درصد به دام اندازی خواهیم بود.

تأثیر متفاوت این گردابه‌ها بر ذرات با قطرهای مختلف، طبق رابطه‌ی (۱۰)، ناشی از متناسب بودن نیروی لیفت برآیند با توان چهارم قطر ذرات می‌باشد که این تفاوت، جداسازی را میسر می‌سازد. در شکل ۶، اثر قطر ذره بر درصد جداسازی نشان داده شده است. همان‌گونه که در این شکل قابل مشاهده است، ذرات با قطر بزرگتر درصد به دام اندازی بالاتری را تجربه می‌کنند. همچنین مشاهده می‌شود که دبی ورودی بهینه برای دستیابی به درصد به دام اندازی بیشینه، برای قطرهای بزرگ، مستقل از قطر ذره بوده و به ازای دبی ۰/۳۵ میلی‌لیتر بر دقیقه رخ خواهد داد.

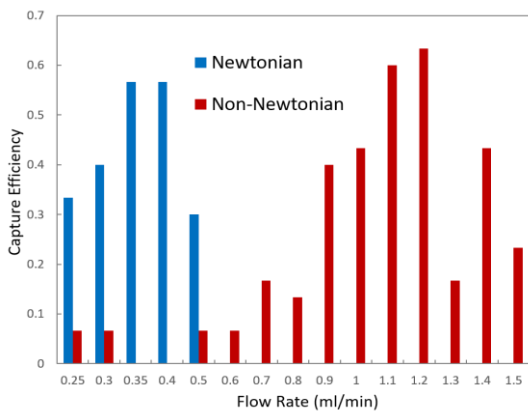


شکل ۶- درصد به دام اندازی ذرات با قطرهای متفاوت به ازای دبی‌های مختلف

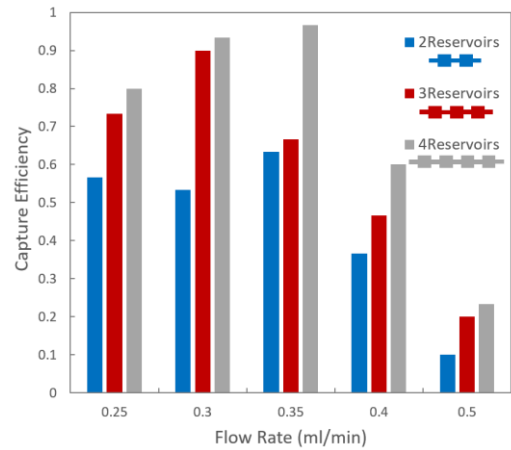
از دیگر عوامل مؤثر بر جداسازی ذرات، ارتفاع کانال می‌باشد. در شکل (۷)، میزان به دام اندازی ذرات در سه ارتفاع

هیدرولیکی کانال شده و ممکن است مزیت ابتدایی را تحت تأثیر قرار دهد. البته نکته‌ی دیگری که در رابطه با افزایش طول اولیه باید مورد توجه قرار گیرد این است که با افزایش این طول، متمرکزسازی ذرات با قطر کوچک نیز به طور کامل صورت می‌گیرد و در نتیجه این امر نیز می‌تواند منجر به کاهش خلوص در محلول خروجی حاوی ذرات بزرگتر گردد. از آنجا که یکی از کاربردهای میکروکانال‌ها در حوزه‌های زیستی و پزشکی می‌باشد، بنابراین بهینه‌سازی آن‌ها برای سیالات غیرنیوتونی مانند خون می‌تواند به کاربردی‌تر شدن نتایج کمک شایانی نماید. به طور کلی، هدف اصلی این پژوهش، جداسازی ذرات زیستی با قطرهای مختلف در خارج از بدن انسان می‌باشد (In vitro). مدل‌سازی سیال غیرنیوتونی خون صرفاً جهت بررسی تأثیر وجود سیال غیرنیوتونی بر جداسازی ذرات بوده، چرا که در برخی موارد سیال حاوی ذره که در خارج از بدن مورد بررسی قرار می‌گیرد، از نوع غیرنیوتونی می‌باشد. برای مثال ممکن است یک نمونه خون گرفته شده از بدن انسان پس از آن مورد آزمایش قرار بگیرد که در این صورت نیاز است سیال غیرنیوتونی فرض شود.

در همین راستا، با در نظر گرفتن خواص خون و جایگزین کردن آن به جای آب در شبیه‌سازی‌های قبلی، در شکل (۱۰) اثر تغییر نوع سیال از نیوتونی به غیرنیوتونی ارائه می‌گردد. برای تحلیل سیالات غیرنیوتونی، مدل‌های فراوانی وجود دارد که از مهم‌ترین آن‌ها می‌توان مدل قانون توانی را ذکر کرد [۴۱]، اما با توجه به نحوه رفتار غیرنیوتونی خون، برای محاسبه‌ی لزجت آن، مدل کارو پیشنهاد شده است [۴۲].

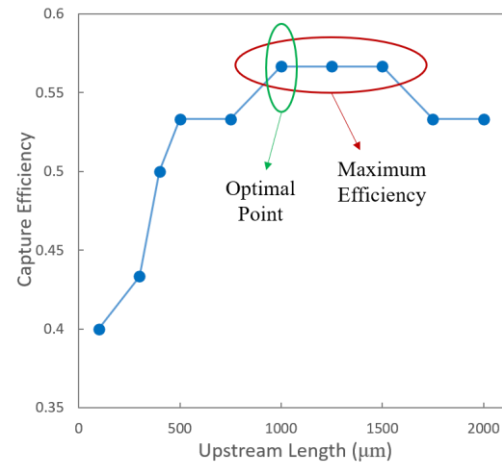


شکل ۱۰- جایگزین کردن سیال غیر نیوتونی خون به جای سیال نیوتونی آب و بررسی اثر آن بر درصد به دام اندازی برای ذرات ۱۵ میکرونی



شکل ۸- اثر افزایش تعداد مخزن‌ها بر درصد به دام اندازی ذرات در میکروکانال برای ذرات با قطر ۱۵ میکرون

یکی دیگر از پارامترهای تأثیرگذار بر کارایی میکروکانال با مقاطع عریض و باریک، طول قسمت باریک در ابتدای کانال و پیش از وارد شدن به مخزن می‌باشد. اثر افزایش این طول، بالا رفتن دقت متمرکزسازی ذرات در موقعیت‌های تعادلی بوده که منجر به بهبود درصد به دام اندازی ذرات می‌شود. در شکل (۹)، اثر افزایش طول قسمت باریک اولیه بر کارایی میکروکانال نشان داده شده است.



شکل ۹- اثر افزایش طول اولیه بر درصد به دام اندازی ذرات به ازای دبی ورودی ۰/۴ میلی‌لیتر بر دقیقه و برای ذرات با قطر ۱۵ میکرون؛ سه نقطه مشخص شده با رنگ قرمز نشانگر بیشترین کارایی بوده که در میان آن‌ها، نقطه‌ی بهینه با رنگ سبز مشخص شده است

مشاهده می‌شود که در ابتدا با افزایش طول اولیه، درصد به دام اندازی افزایش می‌یابد اما پس از آن تقریباً حول مقدار ۵۵ درصد قرار می‌گیرد. افزایش ابتدایی را می‌توان نتیجه‌ی قرارگیری ذرات در موقعیت تعادلی دانست که البته این مزیت با افزایش بیشتر طول اولیه منجر به افزایش مقاومت

سیال پیش از این نیز مورد توجه قرار گرفته و اعتبار آن تایید شده است [۴۳].

۵- نتیجه‌گیری

در پژوهش حاضر، اثر پارامترهای هندسی از جمله ارتفاع کانال، تعداد مقاطع عریض و طول اولیه در کنار دبی ورودی، قطر ذرات و لزجت سیال بر درصد به دام اندازی ذرات بررسی شده است. مشاهده شد که کاهش ارتفاع کانال، دبی مورد نیاز برای رسیدن به گردابه‌های بهینه را بالا می‌برد که این امر ناشی از افزایش عدد رینولدز جریان (غلبه‌ی نیروهای اینرسی بر نیروهای لزجی) می‌باشد. افزایش تعداد مخزن‌ها و همچنین طول اولیه‌ی کانال، با اینکه اثر تقویتی بر درصد به دام اندازی خواهند داشت، اما در کنار آن، موجب به دام افتادن ذرات کوچکتر نیز خواهند شد. متناسب بودن نیروی لیفت برآیند با توان چهارم قطر ذرات، به عنوان یک عامل اولیه‌ی قدرتمند در هدایت ذرات به سمت گردابه‌ها مورد استفاده قرار گرفت و با افزایش قطر ذرات، درصد به دام اندازی ذرات به وضوح افزایش یافت. دبی ورودی سیال به عنوان عامل کنترل‌کننده‌ی شدت و ضعف گردابه‌ها، نقشی مهم را در این پژوهش داراست. افزایش دبی موجب شکل‌گیری، گسترش و در نهایت جابجایی مرکز گردابه می‌گردد. ابتدا با افزایش دبی، مرکز گردابه به سمت مرکز بخش عریض حرکت نموده و با رسیدن به این نقطه، بیشترین درصد به دام اندازی را در اختیار می‌گذارد. در ادامه و در دبی‌های بالاتر، مرکز گردابه به سمت دیواره‌ی کانال حرکت نموده و با کوچک شدن بخش مفید برای به دام اندازی، درصد به دام اندازی نزول می‌کند. در مجموع، نیروهای لیفت اینرسیایی به همراه گردابه‌های ایجاد شده در بخش عریض، موجب به دام اندازی ذرات می‌شوند که در این میان نقش گردابه‌ها در به دام اندازی اینرسیایی تعیین‌کننده‌تر بوده است.

۶- علائم

C_L	ضریب نیروی لیفت برآیند
C_{SG}	ضریب نیروی لیفت برشی
C_W	ضریب نیروی لیفت دیواره
D_h	قطر هیدرولیکی کانال، μm
d_p	قطر ذره، μm
F_D	نیروی درگ، N
F_L	نیروی لیفت برآیند، N

مشاهده می‌شود که به دلیل بالاتر بودن لزجت خون نسبت به آب، دستیابی به کارایی مشابه نیازمند اعمال دبی‌های بالاتر به منظور غلبه بر اثرات لزجی می‌باشد.

در پژوهش حاضر، فرض عدم تأثیر ذرات بر جریان، به سه دلیل اتخاذ شده است. نخست اینکه فعل و انفعالات بین ذره و سیال، در حقیقت در قالب نیروهای لیفت تقریب زده شده و می‌توان گفت که تأثیر ذرات بر جریان به طور غیرمستقیم در نظر گرفته شده است. ذرات در کانال باعث بروز تغییر در خطوط جریان سیال می‌شوند. این تغییر در نزدیکی دیواره سبب به وجود آمدن نیروی لیفت دیواره و در قسمت‌های میانی کانال موجب ظاهر شدن نیروی لیفت برشی می‌شود که این نیروها مجدداً بر خود ذره تأثیر می‌گذارند. در واقع، اثر ذره بر سیال در انتها در قالب نیروهای لیفت (و همین‌طور درگ) به خود ذره وارد می‌شود.

در این پژوهش، با استفاده از معادلات استخراج شده از منابع مختلف، این نیروها تقریب زده شده‌اند. بنابراین، به خاطر در نظر گرفتن فعل و انفعالات مابین ذره و سیال در قالب نیروهای لیفت و درگ، تحلیل جداگانه معادلات ناویر-استوکس و معادلات حرکت ذره، خلل چندانی در نتایج ایجاد نمی‌کند. نکته حائز اهمیت در اینجا (که می‌تواند بر دقت جواب تأثیرگذار باشد)، دقت معادلات پیشنهادی برای نیروهای لیفت است که در قالب پژوهش‌های جداگانه‌ای مورد توجه قرار گرفته و می‌گیرد. علت دوم اینکه تأثیر اصلی ذرات بر جریان در بخش‌های باریک رخ داده و در بخش‌های عریض با توجه پایین آمدن نسبت اندازه ذره به ابعاد کانال، این تأثیر قابل نظر خواهد بود. همچنین، با توجه به اینکه بخش‌های باریک صرفاً نقش متمرکزسازی ذرات در موقعیت‌های تعادلی را داشته و عمل جداسازی در بخش‌های عریض اتفاق می‌افتد، بنابراین تأثیر ذرات بر جریان در نواحی باریک نیز چندان مهم نمی‌باشد؛ حال آنکه حتی با وجود این فرض ساده‌شونده، متمرکزسازی ذرات در بخش باریک با تقریب خوبی صورت می‌گیرد. علت سوم نیز ناظر بر افزایش شدید زمان محاسبات در صورت در نظر گرفتن تأثیر ذره بر جریان می‌باشد، در حالی که با توجه به موارد ذکر شده و همچنین نتایج قابل قبول حاصل شده در بخش اعتبارسنجی، می‌توان تا حد زیادی از اعتبار مدل به کار گرفته شده اطمینان داشت و بدون اضافه نمودن بار محاسباتی، به نتایجی قابل اتکا دست یافت. علاوه بر نکات ذکر شده، تحلیل جداگانه جریان سیال و حرکت ذرات درون

T	زمان، s	F_{LM}	نیروی مگنوس، N
U_m	سرعت متوسط سیال، m/s	F_{LS}	نیروی لیفت سفمن، N
u_f	سرعت سیال، m/s	F_{SG}	نیروی لیفت برشی، N
u_p	سرعت ذره، m/s	F_{WI}	نیروی لیفت دیواره، N
W_C	عرض بخش باریک کانال، μm	F_t	نیروی برآیند وارد بر ذره، N
W_E	عرض بخش عریض کانال، μm	H	ارتفاع کانال، μm
γ	نرخ برش، 1/s	K	ثابت عددی
μ	لزجت دینامیکی سیال، Pa.s	L	طول مشخصه، μm
ν	لزجت سینماتیکی سیال، m^2/s	L_C	طول بخش باریک کانال، μm
ρ	چگالی سیال، kg/m^3	L_E	طول بخش عریض کانال، μm
ρ_p	چگالی ذره، kg/m^3	m_p	جرم ذره، kg
τ_p	زمان پاسخ سرعت ذره، s	Re	عدد رینولدز کانال
Ω	سرعت زاویه‌ای ذره، 1/s	Re_p	عدد رینولدز ذره
		S	مکان بدون بعد

مراجع

- [1] N. Pamme, "Continuous flow separations in microfluidic devices", *Lab Chip*, Vol. 7, No. 12, 2007, pp. 1644–1659.
- [2] E. K. Sackmann, A. L. Fulton, and D. J. Beebe, "The present and future role of microfluidics in biomedical research", *Nature*, Vol. 507, 2014.
- [3] A. A. S. Bhagat, H. Bow, H. W. Hou, S. J. Tan, J. Han, and C. T. Lim, "Microfluidics for cell separation", *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 48, No. 10, Oct. 2010, pp. 999–1014.
- [4] B. Çetin and D. Li, "Dielectrophoresis in microfluidics technology", *Electrophoresis*, Vol. 32, No. 18, 2011, pp. 2410–2427.
- [5] J. G. Kralj, M. T. W. Lis, M. A. Schmidt, and K. F. Jensen, "Continuous dielectrophoretic size-based particle sorting", *Analytical Chemistry*, Vol. 78, No. 14, 2006, pp. 5019–5025.
- [6] M. Li, W. H. Li, J. Zhang, G. Alici, and W. Wen, "A review of microfabrication techniques and dielectrophoretic microdevices for particle manipulation and separation", *Journal of Physics D: Applied Physics*, Vol. 47, No. 6, 2014.
- [7] F. Petersson, A. Lena, A. Swa, and T. Laurell, "Free Flow Acoustophoresis: Microfluidic-Based Mode of Particle and Cell Separation", Vol. 79, No. 14, 2002, pp. 5117–5123.
- [8] T. Laurell, F. Petersson, and A. Nilsson, "Chip integrated strategies for acoustic separation and manipulation of cells and particles", *Chemical Society Reviews*, Vol. 36, No. 3, 2007, pp. 492–506.
- [9] Z. Wang and J. Zhe, "Recent advances in particle and droplet manipulation for lab-on-a-chip devices based on surface acoustic waves", *Lab on a Chip*, Vol. 11, No. 7, 2011, pp. 1280–1285.
- [10] S. Miltenyi, W. Müller, W. Weichel, and A. Radbruch, "High gradient magnetic cell separation with MACS", *Cytometry*, Vol. 11, No. 2, 1990, pp. 231–238.
- [11] T. P. Forbes and S. P. Forry, "Microfluidic magnetophoretic separations of immunomagnetically labeled rare mammalian cells", *Lab on a Chip*, Vol. 12, No. 8, 2012, pp. 1471–1479.
- [12] M. Hejazian, W. Li, and N. T. Nguyen, "Lab on a chip for continuous-flow magnetic cell separation", *Lab on a Chip*, Vol. 15, No. 4, 2015, pp. 959–970.
- [13] D. Di 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, No. 48, 2007, pp. 18892–18897.
- [14] D. Di Carlo, "Inertial microfluidics", *Lab on a Chip*, Vol. 9, No. 21, 2009, pp. 3038–3046.
- [15] J. M. Martel and M. Toner, "Inertial Focusing in Microfluidics", *Annual Review of Biomedical Engineering*.

Vol. 16, No. 1, 2014, pp. 371–396.

[16] H. Amini, W. Lee, and D. Di Carlo, "Inertial microfluidic physics", *Lab on a Chip*, Vol. 14, No. 15, 2014, pp. 2739–2761.

[17] 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", *Microfluid and Nanofluidics*, Vol. 9, No. 6, 2010, pp. 1143–1149.

[18] L. R. Huang, E. C. Cox, R. H. Austin, and J. C. Sturm, "Continuous Particle Separation Through Deterministic Lateral Displacement", *Science* 80 goes monthly, Vol. 304, No. 5673, 2004, pp. 987–990.

[19] D. Huh, Y. Ling, J. H. Bahng, H. H. Wei, O. D. Kripfgans, J. B. Fowlkes, J. B. Grothberg, and Sh. Takayama, "A Gravity-Driven Microfluidic Particle Sorting Device with Hydrodynamic Separation Amplification", *Analytical Chemistry*, Vol. 79, No. 4, 2007, pp. 1369–1376.

[20] A. T. Ciftlik, M. Etori, and M. A. M. Gijs, "High Throughput-Per-Footprint Inertial Focusing", *Small*, Vol. 9, No. 16, 2013, pp. 2764–2773.

[21] G. Segré and A. Silberberg, "Radial particle displacements in poiseuille flow of suspensions", *Nature*, Vol. 189, No. 4760, 1961, pp. 209–210.

[22] F. T. Smith, "Pulsatile flow in curved pipes", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 71, No. 1, 1975, pp. 15–42.

[23] M. G. Lee, S. Choi, and J. K. Park, "Three-dimensional hydrodynamic focusing with a single sheath flow in a single-layer microfluidic device", *Lab on a Chip*, Vol. 9, No. 21, 2009, pp. 3155–3160.

[24] H. Amini, E. Solier, M. Masaeli, Y. Xie, B. Ganapathysubramanian, H. A. Stone, and D. D. Carlo, "Engineering fluid flow using sequenced microstructures," *National Commun.*, Vol. 4, No. May, 2013, pp. 1–8.

[۲۵] محمد محسن شاه مردان، نوروزی و امین شهبانی ظهیری، "بررسی عددی تأثیر گردابه‌ها بر روی افت فشار و تلفات جریان در داخل کانال با انبساط تدریجی صفحه‌ای"، نشریه مدل سازی در مهندسی، ۱۵ دوره، شماره ۴۸، ۱۳۹۶، صفحه ۶۰–۴۵.

[۲۶] مهدی اژدری مقدم و مهنا تاج نسایی، "مدل سازی عددی سلول‌های جریان ثانویه در کانال‌های دوزنقه‌ای با زبری یکنواخت"، نشریه مدل سازی در مهندسی، دوره ۸، شماره ۲۰، ۱۳۹۸، صفحه ۷۰–۵۷.

[27] A. J. Mach and D. Di Carlo, "Continuous scalable blood filtration device using inertial microfluidics", *Biotechnology and Bioengineering*, Vol. 107, No. 2, Jun. 2010, pp. 302–311.

[28] J. Zhou, P. V. Giridhar, 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.

[29] H. W. Hou, M. E. Warkiani, B. L. Khoo, Z. R. Li, R. A. Soo, D. S. W. Tan, W. T. Lim, J. Han, A. A. S. Bhagat, and Ch, T. Lim, "Isolation and retrieval of circulating tumor cells using centrifugal forces", *Scientific Reports*, Vol. 3, 2013, pp. 1–8.

[30] M. G. Lee, S. Choi, and J. K. Park, "Inertial separation in a contraction-expansion array microchannel" *Journal of Chromatography A*, Vol. 1218, No. 27, Jul. 2011, pp. 4138–4143.

[31] M. G. Lee et al., "Inertial blood plasma separation in a contraction-expansion array microchannel", *Appl. Phys. Lett.*, Jun. 2011, Vol. 98, No. 25.

[32] J. S. Park, S. H. Song, and H. Il Jung, "Continuous focusing of microparticles using inertial lift force and vorticity via multi-orifice microfluidic channels", *Lab on a Chip*, Vol. 9, No. 7, 2009, pp. 939–948.

[33] E. Sollier, D. E. Go, J. Che, D. R. Gossett, S. O. Byrne, W. M. Weaver, N. Kummer, M. Rettig, J. Goldman, N. Nickols, S. McCloskey, R. P. Kulkarni, and D. D. Carlo, "Size-selective collection of circulating tumor cells using Vortex technology", *Lab on a Chip*, Vol. 14, No. 1, 2014, pp. 63–77.

[۳۴] یوسف بیناباجی و بهمن وحیدی، "تحلیل عددی اثر تغییرات شتاب گرانشی بر نشست ذرات معلق در مسیرهای هوایی نای-برونشی انسان: شبیه سازی محاسباتی سه بعدی"، نشریه مدل سازی در مهندسی، شماره ۵۹، ۱۳۹۸، صفحه ۱۲۸–۱۰۹.

[۳۵] سجاد اسلامی و مهدی محسنی، "اثر مدل توربولانس بر شبیه سازی عددی جریان آشفتنه نانوسیال در یک لوله افقی"، نشریه مدل سازی در مهندسی، دوره ۱۷، شماره ۵۸، ۱۳۹۸، صفحه ۲۹۳–۲۷۹.

[36] K. V. Sharp and R. J. Adrian, "Transition from laminar to turbulent flow in liquid filled microtubes", *Experiments in Fluids*, Vol. 36, No. 5, 2004, pp. 741–747.

- [37] S. I. Rubinow and J. B. Keller, "The transverse force on a spinning sphere moving in a viscous fluid", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 11, No. 3, 1961, pp. 447–459.
- [38] P. G. Saffman, "The lift force on a small sphere in a slow shear flow", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 22, 1965, pp. 385–400.
- [39] D. Di Carlo, J. F. Edd, K. J. Humphry, H. A. Stone, and M. Toner, "Particle segregation and dynamics in confined flows," *Physical Review Letters*, 2009, Vol. 102, No. 9.
- [40] B. P. Ho and L. G. Leal, "Inertial migration of rigid spheres in two-dimensional unidirectional flows", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 65, No. 2, 1974, pp. 365–400.
- [۴۱] مازیار دهقان، مصطفی میرزایی، محمدصادق ولی پور و سیف‌الله سعدالدین، "جریان سیال غیر نیوتنی بر روی مرز با سرعت متغیر و در شرایط ناپایا؛ ارائه متغیر تشابهی و روش حل نوین"، نشریه مدل سازی در مهندسی، دوره ۱۲، شماره ۳۹، ۱۳۹۳، صفحه ۱۱۳-۱۲۲.
- [42] G. Mach, C. Sherif, U. Windberger, R. Plasenzotti, and A. Gruber, "A Non Newtonian Model for Blood Flow behind a Flow Diverting Stent", 2016, pp. 3–6.
- [43] R. Rasooli and B. Çetin, "Assessment of Lagrangian Modeling of Particle Motion in a Spiral Microchannel for Inertial Microfluidics", *Micromachines*, Vol. 9, No. 9, Aug. 2018, p. 433.