

شبیه‌سازی عددی جداسازی ذرات در جریان سیال در میکروکانال مرکب متشکل از ناحیه مارپیچ و آکوستیکی

فاضل شعبانی، محسن ثقفیان*، داود سعیدی و فرشید مومن‌نسب
دانشکده مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی اصفهان، اصفهان

(دریافت مقاله: ۱۳۹۸/۰۲/۰۸ - دریافت نسخه نهایی: ۱۳۹۸/۰۹/۱۰)

چکیده - جداسازی ذرات، کاربردهای زیادی هم در پزشکی و بیولوژی و هم در صنعت دارد. در این پژوهش جداسازی ذرات پلی‌استایرن با قطر ۱۰، ۲۰ و ۳۰ میکرومتر در جریان سیال در یک میکروکانال بررسی می‌شود. میکروکانال از یک ناحیه مارپیچ و یک ناحیه مستقیم ولی تحت اثر امواج آکوستیکی یا صوتی تشکیل شده است. در ناحیه مارپیچ، ذرات تحت اثرات هیدرودینامیکی جداسازی اولیه می‌شوند؛ سپس ذرات وارد ناحیه مستقیم میکروکانال می‌شوند و جداسازی نهایی ذرات تحت تأثیر نیروی ناشی از امواج صوتی صورت می‌گیرد. اثر فرکانس امواج صوتی و تعداد حلقه‌های ناحیه مارپیچ بر جداسازی بررسی می‌شود. نتایج نشان می‌دهد که برای ابعاد و پارامترهای جریان تعیین شده، در فرکانس ۱ مگاهرتز موج صوتی و تعداد حلقه‌های ۲ برای ناحیه مارپیچ میکروکانال، ذرات در انتهای مسیر، در موقعیت مناسبی برای جداسازی نسبت به یکدیگر قرار دارند. علاوه بر آن، نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهد که جداسازی ذرات با این سیستم ترکیبی نسبت به روش‌های ساده عملکرد بهتری دارد و نرخ جداسازی می‌تواند ۱۰۰ درصد نیز باشد.

واژه‌های کلیدی: موج آکوستیکی، میکروکانال مارپیچ، جداسازی ذرات، میکروفلوئیدیک.

Numerical Simulation of Particle Separation in the Fluid Flow in a Microchannel Including Spiral and Acoustic Regions

F. Shabani, M. Saghafian*, D. Saeidi and F. Momennasab

Department of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology, Isfahan, Iran.

Abstract: Particulate separation has many applications in medicine, biology and industry. In this research, the separation of polystyrene particles with a diameter of 10, 20 and 30 μm in the fluid flow of a microchannel is investigated. The microchannel consists of a spiral region and a straight region under the influence of acoustic waves. In the spiral region, the particles under hydrodynamic effects undergo the initial separation; then the particles enter the straight region of the microchannel, and the

*: مسئول مکاتبات، پست الکترونیکی: saghafian@cc.iut.ac.ir

final separation of the particles is done by the force generated and exerted through the acoustic waves. The effects of acoustic frequency and the number of spiral region loops on separation are investigated. The results show that for measured dimensions and parameters, at 1 MHz acoustic wave, when the number of loops is 2 for the spiral region, the particles at the end of the path are in a suitable position for separation. In addition, the results show that the separation of particles with this hybrid system is better than that done by the simple methods, and the separation rate can be as high as 100%.

Keywords: Acoustic wave, Spiral microchannel, Particle separation, Microfluidics.

فهرست علائم

\bar{a}_p	شتاب (ms^{-2})	m	جرم (kg)
\bar{C}_L	ضریب لیفت	p	فشار (Pa)
D_e	عدد دین	p	ذره
D_h	قطر هیدرولیک میکروکانال (m)	t	زمان (s)
d_p	قطر ذره (m)	\bar{V}	بردار سرعت (ms^{-1})
F	فرکانس میدان صوتی (s^{-1})	∇_p	حجم ذره (m^{-3})
f	سیال	β	ضریب تراکم‌پذیری (Pa^{-1})
$\bar{F}_{p, net}$	بردار نیروی وارد بر ذره (N)	μ	لزجت دینامیکی (Pa.s)
G	نرخ برش در جریان سیال	ρ	چگالی سیال (kgm^{-3})
\bar{I}	ماتریس همانی	τ	نیروی درگ (N)
L	طول ناحیه مستقیم میکروکانال (mm)	ϕ	ضریب همسنجی

۱- مقدمه

در میان این روش‌ها جداسازهای صوتی به دلیل قابلیت‌های آنها از جمله هزینه کم، عدم تماس^۲، بازده بالا و زیست سازگاری بالا^۳، به‌طور گسترده برای شستشو^۴، جداسازی و مرتب‌سازی ذرات و سلول‌ها استفاده می‌شوند [۱ و ۱۲-۱۰]. یکی از روش‌های مورد استفاده در جداسازی با موج صوتی، استفاده از امواج آکوستیک سطحی^۵ (SAW) است [۱۳]. در این روش، ذرات در جریان آرام می‌توانند بر مبنای حجم، چگالی و تراکم‌پذیری متفاوت از یکدیگر جداسازی شوند [۱۴]. در روش جداسازی با موج صوتی، موج صوتی در راستای عمود بر جریان از طریق مبدل‌های بین‌انگشتی^۶ (IDTs) یا پیزوالکتریک‌ها به درون جریان سیال منتقل می‌شود. این موج صوتی با توجه به میزان چگالی، تراکم‌پذیری و شعاع ذرات نیروی متفاوتی به ذرات موجود در سیال وارد می‌کند [۱۳]. ترکیب ابزارهای سیالاتی با ابزارهای صوتی این امکان را به وجود آورده است تا ابزارهای سیالاتی ذرات و سلول‌ها را روی

در سال‌های اخیر ابزارهایی در سطح میکرون که با سیال کار می‌کنند، بر اساس قابلیت‌های این ابزارها از جمله بازده بالا [۱]، قابلیت تحلیل نمونه‌های کوچک از ذرات [۲] و کاربردهای آن در درمان‌های بالینی [۳] به‌طور چشمگیری برای جداسازی ذرات و سلول‌ها در خون استفاده شده است. بر این اساس دانش مربوط به آنها، به‌صورت یکی از زیربخش‌های دانش میکروفلوئیدیک^۱ درآمده است. علاوه بر آن جداسازی ذرات از سیالات کاربردهای صنعتی و زیست‌محیطی نیز دارد. به‌طور مثال جداسازی باکتری در آب [۴] یا جداسازی ذرات چربی در شیر [۵] از جمله کاربردهای صنعتی جداسازی ذرات در سیالات است. جداسازهای مغناطیسی [۶]، جداسازهای الکتریکی [۷]، جداسازهای صوتی [۸] و جداسازهای اینرسی [۹] از جمله روش‌های جداسازی دقیق و متداولی هستند که برای جداسازی ذرات و سلول‌ها استفاده می‌شوند.

در میکروکانال‌های مستقیم نیز وجود داشت، و نیروی لیفت و درگ ناشی از هندسه مارپیچ وابسته است تا ذرات را بر اساس خواص مکانیکی آنها جداسازی کند [۲۹-۲۴].

نیویدیتا و همکاران [۳۰] اثر جریان ثانویه دین بر جابه‌جایی ذرات پلی‌استایرن^{۱۳} با قطر ۱۰ میکرومتر را در یک میکروکانال مارپیچ با سطح مقطع مستطیلی بررسی کردند. آنها مشاهده کردند که در اعداد دین پایین، ذرات در نزدیکی دیواره داخلی میکروکانال مارپیچ متمرکز می‌شوند و با افزایش عدد دین ذرات به سمت دیوار بیرونی میکروکانال مارپیچ حرکت می‌کنند.

اسکوئیس و همکاران [۳۱] جابه‌جایی ذرات پلی‌استایرن با قطرهای ۱۰ و ۴۵ میکرومتر را در میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی بررسی کردند. اسکوئیس و همکاران ضریب هم‌سنجی^{۱۴} $\emptyset(\beta, \rho)$ را برای ذرات پلی‌استایرن به صورت رابطه (۱) محاسبه کردند.

$$\emptyset(\beta, \rho) = \frac{\rho_p - \rho_f}{\rho_f + \rho_p} - \frac{\beta_p}{\beta_f} \quad (1)$$

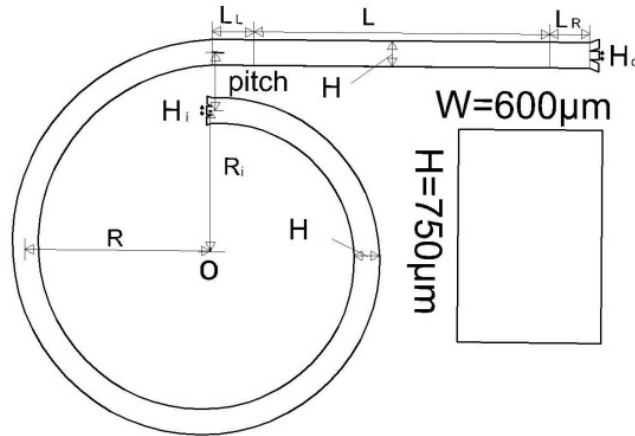
که β_p و β_f به ترتیب ضریب تراکم‌پذیری ذره و سیال و ρ_p و ρ_f نیز به ترتیب چگالی ذره و سیال هستند. اسکوئیس و همکاران نشان دادند که ضریب هم‌سنجی برای ذرات پلی‌استایرن مثبت است و گره‌های فشاری موج صوتی در پژوهش آنها روی دیوارهای میکروکانال قرار دارد. آنها بیان کردند که اگر $\emptyset(\beta, \rho) > 0$ ذرات به سمت گره فشاری موج صوتی و اگر $\emptyset(\beta, \rho) \leq 0$ ذرات به سمت قله فشاری موج صوتی حرکت می‌کنند. اسکوئیس و همکاران نشان دادند که ذرات پلی‌استایرن، چون ضریب هم‌سنجی مثبت دارند، به سمت گره‌های فشاری موج صوتی حرکت می‌کنند و ذرات با قطر بزرگ‌تر از خط مرکزی میکروکانال دورتر و ذرات با قطر کوچک‌تر به خط مرکزی نزدیک‌تر هستند.

در این پژوهش عددی ترکیب دو روش جداسازی در میکروکانال مارپیچ و جداسازی در میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی بررسی می‌شود. جداسازی در ناحیه مارپیچ میکروکانال به عنوان پیش جداساز، جداسازی اولیه را انجام می‌دهد و سپس ذرات به منظور جداسازی نهایی وارد ناحیه میکروکانال مستقیم

یک تراشه^۷ جداسازی کنند که به طور گسترده در پژوهش‌های زیست‌شناسی^۸ و بیوشیمی^۹ سلول‌ها کاربرد دارد [۱۵].

به‌تازگی جداسازهای جدیدی بر مبنای موج صوتی گسترش یافته و آن استفاده از یک پیش جداساز^{۱۰} است [۱۶]. پیش جداساز به برخی از روش‌های جداسازی ذرات گفته می‌شود که به کاهش هزینه‌ها، کاهش تجهیزات لازم و افزایش نرخ و دقت جداسازی ذرات در روش‌های دیگر کمک می‌کند. در مرحله پیش جداسازی، جداسازی اولیه روی ذرات انجام می‌شود. پس از مرحله پیش جداسازی، جریان سیال حاوی ذرات وارد مرحله اصلی جداسازی می‌شود و جداسازی نهایی ذرات از یکدیگر در این مرحله انجام می‌گیرد. توجه شود که پیش جداساز، خود یک روش جداسازی است؛ با این تفاوت که در پیش جداساز هدف نهایی دستیابی به جداسازی نهایی نیست، بلکه هدف اصلی راحت کردن مسیر به منظور دستیابی به جداسازی نهایی است [۱۷].

در سال‌های اخیر در میان روش‌های جداسازی، جداسازهای اینرسی به طور گسترده به عنوان یک روش پیش جداساز مناسب برای جداسازی ذرات و سلول‌ها روی میکروتراشه‌ها^{۱۱} استفاده شده است. جداسازهای اینرسی بازده بالایی داشته و هزینه و تجهیزات کمتری نیاز دارند [۲۱-۱۸]. نکته کلیدی در جداسازهای اینرسی، استفاده از نیروهای هیدرودینامیکی برای جداسازی ذرات است. این نیروها به خواص و هندسه متفاوت ذرات وابسته است و باعث جداسازی پیوسته سلول‌ها و ذرات می‌شود [۱۸، ۲۲ و ۲۳]. اگر یک انحنا به هندسه میکروکانال اضافه شود، جداسازهای اینرسی بسیار پیچیده می‌شوند. انحنا و یا هندسه مارپیچ باعث جریان ثانویه‌ای به نام جریان دین^{۱۲} شده که برای جداسازی ذرات و سلول‌های معلق درون میکروکانال استفاده می‌شود. جریان ثانویه دین باعث ایجاد دو گردابه با جهت چرخش مخالف یکدیگر درون میکروکانال‌های مارپیچ می‌شود. این گردابه‌ها که گردابه‌های دین نام دارند، دارای اندازه یکسان هستند و هر دو تأثیر یکسان روی ذرات و سلول‌ها دارند. جداسازی ذرات و سلول‌ها در میکروکانال‌های مارپیچ به برآیند نیروهای هیدرودینامیکی، که



شکل ۱- نمایی از هندسه و ابعاد سطح مقطع میکروکانال مسئله، شامل ناحیه مارپیچ پیش جداساز و ناحیه مستقیم اکوستیکی

صوتی با سعی و خطا هنگام شبیه‌سازی به دست آمده است.

۳- معادلات حاکم بر جریان سیال و میدان موج صوتی

در جداسازهای میکروفلوئیدیکی، معمولاً سیال مورد استفاده آب است. بنابراین سیال معمولاً تراکم‌ناپذیر و نیوتنی در نظر گرفته می‌شود. برای جریان آرام، سیال تراکم‌ناپذیر و نیوتنی و بدون وجود نیروی حجمی معادله ناویر استوکس در حالت دائم به صورت رابطه (۲) است [۳۳]:

$$\rho_f \vec{\nabla}_f \cdot \nabla \vec{V}_f = \vec{\nabla} \left\{ -P_f + \mu (\nabla \cdot \vec{V}_f + (\nabla \cdot \vec{V}_f)^T) \right\} \quad (2)$$

معادله پیوستگی نیز چنین بیان می‌شود [۳۳]:

$$\nabla \cdot \vec{V}_f = 0 \quad (3)$$

که در این رابطه بردار سرعت سیال است که در مختصات کارتزین به صورت $(u\hat{i}, v\hat{j}, w\hat{k})$ بیان می‌شود. ρ_f ، μ و P_f به ترتیب فشار سیال، چگالی سیال و ویسکوزیته سیال هستند. برای حل معادلات پیوستگی و ناویر استوکس روی دیواره میکروکانال از شرایط مرزی زیر استفاده می‌شود [۳۳]:

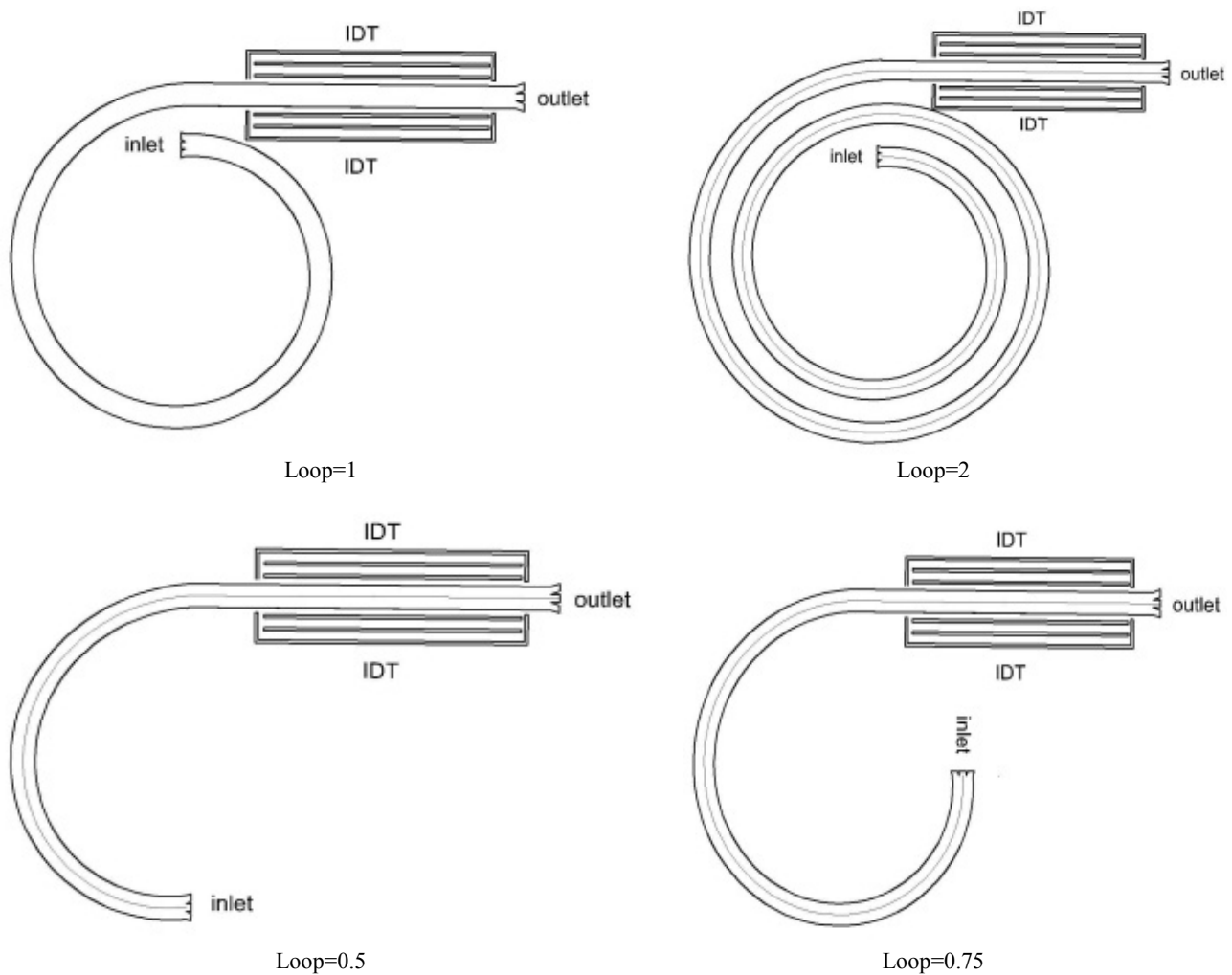
$$u, v, w = 0$$

که u ، v و w به ترتیب مؤلفه‌های سرعت در راستای محور x ، y و z است. مسائل مربوط به انتشار موج صوتی درون سیالات توسط میدان فشار اسکالر P و میدان سرعت برداری \vec{V} و با در نظر گرفتن اختلالات جزئی مرتبه اول به صورت رابطه (۴) بیان می‌شود [۳۴]:

تحت تأثیر موج صوتی می‌شوند. پژوهش حاضر به منظور بررسی تأثیر فرکانس موج صوتی در میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی روی جابه‌جایی و جداسازی ذرات در میکروکانال ترکیبی انجام می‌گیرد.

۲- هندسه و شرح مسئله

جداساز ترکیبی این پژوهش یک میکروکانال با سطح مقطع مستطیلی است که از دو قسمت تشکیل شده است: ۱- مرحله پیش جداساز که یک میکروکانال مارپیچ است. ۲- ناحیه میکروکانال مستقیم تحت تأثیر موج صوتی به‌عنوان جداساز اصلی، پس از خروج ذرات از مرحله پیش جداسازی مارپیچ، جداسازی نهایی را انجام می‌دهد. نمایی از کار حاضر در شکل (۱) نشان داده شده است. ناحیه مارپیچ میکروکانال با تعداد حلقه‌های ۱۵، ۵/۵، ۵/۷۵، ۱ و ۲ در شکل (۲) نشان داده شده است. شعاع انحنای ناحیه مارپیچ میکروکانال در ورودی میکروکانال و فاصله بین حلقه‌های ناحیه مارپیچ میکروکانال $\text{pitch} = 1/7 \text{ mm}$ است. این ابعاد مطابق پژوهش کیم و همکاران [۳۲] برای جداسازی ذرات با قطر بزرگ انتخاب شده است. طول ناحیه مستقیم میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی $L = 9 \text{ mm}$ و طول کل میکروکانال مستقیم بیشترین جابه‌جایی ذرات در میکروکانال تحت تأثیر موج



شکل ۲- نمایی از میکروکانال ترکیبی با تعداد حلقه‌های ۰/۵، ۰/۷۵، ۱ و ۲ در ناحیه پیش جداساز

است. n نیز مؤلفه عمود بر دیواره میکروکانال است و بیان می‌کند که راستای انتشار موج در جهت عمود بر سطح دیواره میکروکانال است. $\omega = 2\pi f$ نیز فرکانس زاویه‌ای موج صوتی است. برای اختلالات جزئی مرتبه اول فشار (P') و میدان سرعت (\vec{V}') ناشی از موج صوتی، معادلات پیوستگی و اندازه حرکت به صورت زیر است [۳۴]:

$$\rho_f (\vec{\nabla} \cdot \vec{V}') = 0$$

$$i\omega\rho_f \vec{V}' = \nabla \cdot \left\{ -P'\vec{I} + \mu(\vec{\nabla}\vec{V}' + (\vec{\nabla}\vec{V}')^T) - \left(\frac{2}{3}\mu - \mu_B\right)(\vec{\nabla} \cdot \vec{V}')\vec{I} \right\} \quad \dots \quad (5)$$

که، \vec{I} ماتریس همانی، μ ویسکوزیته دینامیکی سیال، μ_B

$$\vec{V} = \vec{V}_0 + \vec{V}'e^{i\omega t}$$

$$P = P_0 + P'e^{i\omega t} \quad (4)$$

که P_0 و \vec{V}_0 به ترتیب فشار و میدان سرعت سیال در حالت تعادلی و در غیاب موج صوتی هستند که $\vec{V}_0 = 0$ فرض می‌شود. P' و \vec{V}' نیز اختلالات جزئی مرتبه اول فشار و میدان سرعت سیال ناشی از اعمال موج صوتی هستند. موج صوتی با اعمال سرعت اختلالی مرتبه اول روی مرزهای متحرک میکروکانال مدل می‌شود که عبارت است از [۳۴]:

$$n \cdot \vec{V}' = V'_{bc} e^{-i\omega t}$$

که V'_{bc} اختلالات جزئی مرتبه اول سرعت در میدان صوتی روی دیواره میکروکانال یا سرعت نوسان دیواره میکروکانال

$$\bar{F}_S = \frac{1}{2} \times \frac{V_r d_p^2 k^{\frac{1}{2}}}{\nu^{\frac{1}{2}}} (-\hat{I}) \quad (8)$$

که k اندازه گرادیان سرعت سیال در راستای عمود بر جریان سیال و V_r اندازه سرعت نسبی ذره نسبت به سیال است که از رابطه زیر به دست می‌آید:

$$V_r = V_{prt} - V_f \quad (9)$$

V_{prt} و V_f به ترتیب اندازه سرعت ذره و اندازه سرعت سیال و \hat{I} بردار یکه در راستای گرادیان سرعت است. علامت منفی به این معنا است که جهت این نیرو در خلاف جهت گرادیان سرعت است.

۴-۱-۳- نیروی مگنوس

به یک ذره در حال حرکت درون سیال نیرویی متناسب با سرعت زاویه ذره در جهت عمود بر جهت حرکت وارد می‌شود که این نیرو از رابطه زیر به دست می‌آید [۳۶]:

$$\bar{F}_m = 0.125 \times \pi d_p^3 \rho_f (\bar{\omega} \times \bar{V}_r) \quad (10)$$

که $\bar{V}_r = \bar{V}_{prt} - \bar{V}_f$ میدان سرعت نسبی ذره و $\bar{\omega}$ سرعت زاویه‌ای ذره است و با حل جریان اطراف یک ذره که درون سیال در اعداد رینولدز پایین حرکت می‌کند، از رابطه زیر به دست می‌آید [۳۶]:

$$\bar{\omega} = \bar{\omega}_s - 0.5 \bar{V} \times \bar{V}_f \quad (11)$$

ρ_f چگالی سیال، $\bar{\omega}_s$ سرعت زاویه‌ای اولیه برای ذره‌ای که در سیال ساکن خود با این سرعت زاویه‌ای دوران می‌کند.

۴-۱-۴- نیروی درگ

وقتی ذره تحت تأثیر نیروهای وارد بر آن درون جریان سیال حرکت می‌کند، نیروی درگی در خلاف جهت حرکت آن به ذره وارد می‌شود. این نیروی درگ برای ذرات در عدد رینولدز پایین از رابطه درگ استوکس به دست می‌آید و حرکت ذره را

در شرایط خاص که عدد رینولدز ذره $\text{Re}_p = \frac{V_r d_p \rho_f}{\mu} \leq 1$

شرح می‌دهد. نیروی درگ از رابطه زیر به دست می‌آید [۳۷]:

$$\bar{F}_D = 3\pi\mu \bar{V}_r d_p \quad (12)$$

ویسکوزیته ثانویه یا ویسکوزیته بالک سیال و T در بالای پرانتز نشان‌دهنده ترانزیت عبارت درون پرانتز هستند.

۴- معادلات حاکم بر حرکت ذرات

حرکت ذرات در جریان سیال ناشی از نیروی برآیندی ($\bar{F}_{p.net}$) است که بر ذرات در جریان سیال وارد می‌شود. این نیرو مجموع تمام نیروهایی است که در اثر عوامل مختلف (مانند نیروی ناشی از موج صوتی و نیروهای هیدرودینامیکی) به ذرات وارد می‌شود. با برآیندگیری از این نیروها معادله حرکت ذرات به صورت زیر به دست می‌آید [۲۲]:

$$\bar{F}_{p.net} = m_p \bar{a}_p \quad (6)$$

در این روابط \bar{a}_p شتاب ذره، m_p جرم ذره و $\bar{F}_{p.net}$ بردار نیروی برآیند وارد بر ذره است. نیروهای وارد بر ذرات به صورت زیر هستند.

۴-۱-۱- نیروهای وارد به ذرات

در یک میکروکانال مستقیم موقعیت تعادلی ذرات ناشی از نیروهای زیر است:

۴-۱-۱-۱- نیروی لیفت دیوار

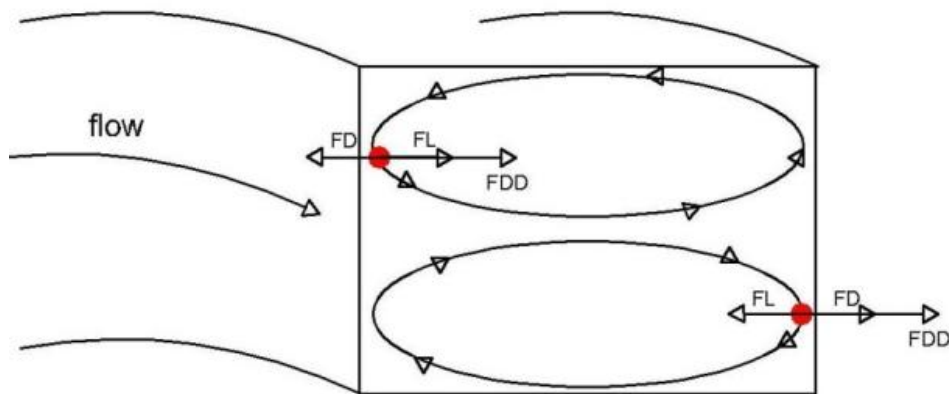
این نیرو از طرف دیوار میکروکانال به ذرات وارد می‌شود و ذرات را از دیوار میکروکانال دور می‌کند. نیروی لیفت دیوار (\bar{F}_L) از رابطه زیر محاسبه می‌شود [۳۴]:

$$\bar{F}_L = \frac{2}{305} \times \frac{d_p^2}{\nu} \frac{d\bar{V}}{dy} \Big|_{y=0} \quad (7)$$

که \bar{V} سرعت سیال، d_p قطر ذره، $\frac{d\bar{V}}{dy} \Big|_{y=0}$ نرخ برش روی دیواره و ν لزجت سینماتیکی است.

۴-۱-۲- نیروی سافمن

این نیرو ناشی از جریان برشی درون سیال است و از رابطه (۸) محاسبه می‌شود [۳۵]:



شکل ۳- نمایی از گردابه‌های دین در ناحیه مارپیچ میکروکانال

موج صوتی در دو طرف سطح مقطع ناحیه میکروکانال مستقیم تحت تأثیر موج صوتی، با انتشار موج صوتی در میکروکانال باعث می‌شوند که به ذرات درون جریان سیال، نیروی صوتی وارد شود. دو موج ساطع شده از دو IDT با برهم‌نهی باعث ایجاد گره‌ها و قله‌های فشاری موج صوتی درون میکروکانال می‌شوند. با توجه به قطر، چگالی و تراکم‌پذیری ذرات، این ذرات به سمت گره‌ها یا قله‌های فشاری حرکت کنند [۳۹].

گورکو [۴۰] یک روش نوین به منظور محاسبه نیروی صوتی وارد بر ذرات به دست آورد. نیروی ناشی از موج صوتی به روش گورکو به صورت رابطه (۱۴) است:

$$\vec{F}^{\text{rad}} = -\nabla_p \left\{ \frac{\beta_f - \beta_p}{\beta_f} \langle p' \nabla p' \rangle - \frac{\rho_p (\rho_p - \rho_f)}{\rho_f + \rho_p} \langle \vec{V}' \cdot \nabla \vec{V}' \rangle \right\} \quad (14)$$

در این رابطه ∇_p حجم ذره، β_p و β_f به ترتیب ضریب تراکم‌پذیری ذره و سیال، ρ_p و ρ_f نیز به ترتیب چگالی ذره و سیال هستند. علامت $\langle \rangle$ به معنی میانگین زمانی عبارت داخل آن است که چنین تعریف می‌شود [۴۱]:

$$\langle A(t) \rangle = \frac{1}{\tau} \int_0^\tau A(t) dt \quad (15)$$

\vec{V}' و p' نیز اختلالات جزئی فشار و سرعت مرتبه اول ناشی از موج صوتی هستند که با حل معادلات (۵) به دست می‌آیند.

۴-۱-۵- نیروی درگ دین

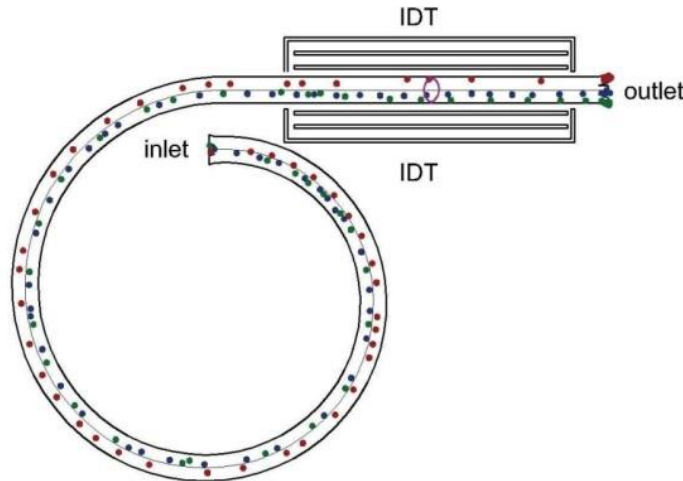
هندسه منحنی الخط در ناحیه مارپیچ میکروکانال، شتابی در راستای شعاعی ایجاد می‌کند. این شتاب شعاعی باعث ایجاد گردابه‌هایی همانند شکل (۳) به عنوان گردابه‌های دین درون جریان سیال می‌شود. قدرت این گردابه‌ها توسط عدد بدون بعدی که عدد دین $De = Re \sqrt{\frac{D_h}{R}}$ نام دارد، مشخص می‌شود [۳۸]، که شعاع انحنای موضعی ناحیه مارپیچ میکروکانال، $Re = \frac{V_f D_h \rho_f}{\mu}$ عدد رینولدز جریان و D_h قطر هیدرولیکی کانال است. به ذرات معلق درون ناحیه مارپیچ میکروکانال، ناشی از شتاب گریز از مرکز، نیروی درگ دین \vec{F}_{DD} وارد می‌شود که عبارت است از [۲۹]:

$$\vec{F}_{DD} = 5/4 \times 10^{-4} \pi \mu De^{1/63} d_p \hat{e}_r \quad (13)$$

که \hat{e}_r بردار یکه در راستای شعاع انحنای ناحیه مارپیچ میکروکانال است و بیان می‌کند که جهت نیروی درگ دین در راستای شعاع انحنای ناحیه مارپیچ میکروکانال است. ذره بر اساس این نیرو و نیروهای شرح داده شده در بخش (۴-۱) در گردابه‌های دین می‌چرخد و در نهایت بر اساس تعادل نیروهای وارد بر آن در مقطع ناحیه مارپیچ میکروکانال به موقعیت تعادلی خود دست می‌یابد.

۴-۱-۶- نیروی آکوستیکی یا صوتی

همان‌طور که در شکل (۴) مشاهده می‌شود، دو IDT یا مولد



شکل ۴- نمایشی از جداسازی ذرات توسط میکروکانال ترکیبی، ذرات در قسمت ورودی به صورت تصادفی وارد شده و در طول کانال در ناحیه پیش جداساز و ناحیه جداساز اکوستیکی ذرات قرمز رنگ به سمت بالا هدایت شده و ذرات آبی رنگ در پایین میکروکانال قرار می‌گیرند.

۲-۴- معادله حرکت ذرات

با برهم‌نهی نیروی‌های وارد بر ذرات معادله نهایی حرکت ذرات به دست می‌آید. این معادله برای ناحیه ماریپیچ میکروکانال و ناحیه میکروکانال مستقیم تحت تأثیر موج صوتی به ترتیب عبارت است از [۴۲]:

ناحیه ماریپیچ میکروکانال:

$$\vec{F}_L + \vec{F}_S + \vec{F}_m + \vec{F}_D + \vec{F}_{DD} = m_p \vec{a}_p \quad (16)$$

ناحیه میکروکانال مستقیم تحت تأثیر موج صوتی:

$$\vec{F}_L + \vec{F}_S + \vec{F}_m + \vec{F}_D + \vec{F}^{rad} = m_p \vec{a}_p \quad (17)$$

با استفاده از این معادلات جابه‌جایی ذرات و موقعیت تعادلی آنها در میکروکانال به دست می‌آید.

۳-۴- روش حل عددی

نتایج شبیه‌سازی میدان موج صوتی و جریان سیال درون میکروکانال در نرم‌افزار کامسول به روش المان محدود به دست آمده است.

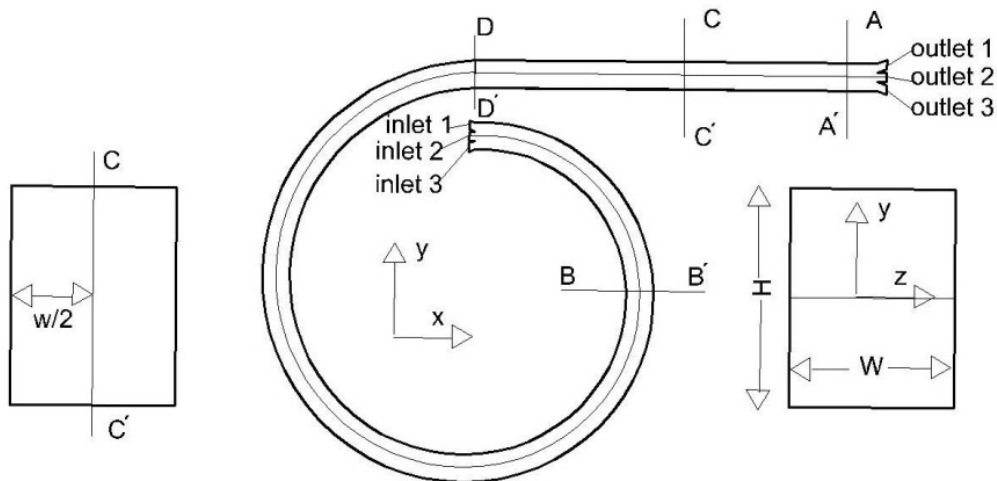
شبکه مورد استفاده از نوع سازمان‌یافته با المان‌های یکنواخت است. در شکل (۵) مقاطع مختلف میکروکانال مورد بررسی در مقاله نشان داده شده است. به منظور بررسی استقلال حل از اندازه شبکه، ۶ اندازه مختلف شبکه در نظر گرفته شد که

با نام Case1-6 شناخته می‌شود و مشخصات آنها در جدول (۱) آورده شده است. شکل (۶-الف) تغییرات سرعت محوری در راستای محور y ، v و شکل (۶-ب) سرعت در راستای محور x ، u ، را برای مقطع BB' در شکل (۵)، برای شش حالت شبکه را نشان می‌دهد. همچنین در شکل (۷) تغییرات اختلالات فشاری ناشی از موج صوتی برای مقطع CC' (نشان داده شده در شکل ۵) برحسب ارتفاع میکروکانال در شش شبکه مختلف ترسیم شده است.

از نمودارهای شکل (۶) و شکل (۷) مشاهده می‌شود که تغییرات سرعت محوری و فشار صوتی در شبکه‌های با تعداد گره بیشتر از 15×12 در هر مقطع ناچیز است، بنابراین با توجه به عدم تغییر محسوس خواص المان‌ها، شبکه با ابعاد 15×12 انتخاب می‌شود. بخشی از شبکه‌بندی مسئله در شکل (۸) نشان داده شده است. تعداد المان‌های به کار رفته در هندسه با توجه به بررسی مسئله در تعداد حلقه‌های متفاوت، متغیر است. در نمودار درختی شکل (۹) مراحل شبیه‌سازی مسئله در نرم‌افزار کامسول نشان داده شده است.

۵- اعتبارسنجی

اعتبارسنجی حل انجام شده در این پژوهش به دو بخش



شکل ۵- مقطع‌های استفاده شده در پژوهش، مقطع AA' مقطع محاسبه موقعیت ذرات، مقطع CC' مقطع محاسبه اختلالات فشاری و نیروی صوتی و مقطع BB' مقطع ترسیم گردابه‌های دین و مقطع تغییرات سرعت

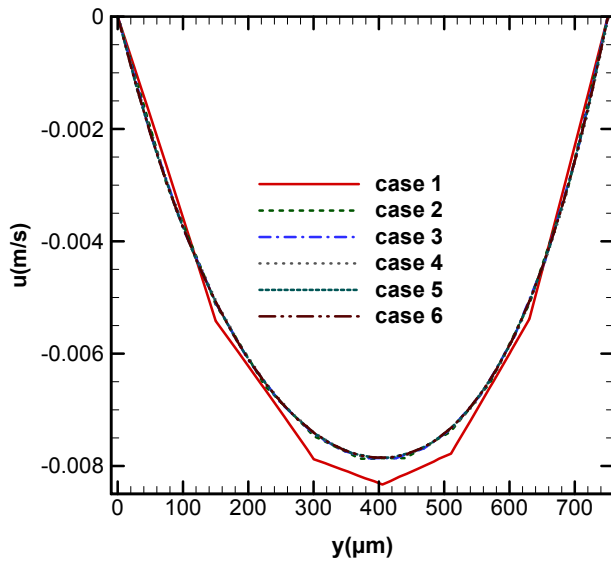
جدول ۱- مشخصات شبکه‌ها در تعداد حلقه ۵/۰ ناحیه ماریچ میکروکانال

v_{max} (m/s)	u_{max} (m/s)	P'_{max} (kPa)	تعداد گره‌ها در سطح مقطع	شبکه
۰/۱۷۷	-۰/۰۰۸۳۳	۳۲۲/۸	۵×۴	Case ۱
۰/۱۶۸	-۰/۰۰۷۸۷	۷۲۴/۵	۱۰×۸	Case ۲
۰/۱۶۷۲	-۰/۰۰۷۸۶۴	۷۲۴/۴۹	۱۵×۱۲	Case ۳
۰/۱۶۶۶	-۰/۰۰۷۸۶۴	۷۲۴/۳۳	۲۰×۱۶	Case ۴
۰/۱۶۶۶	-۰/۰۰۷۸۵۴	۷۲۴/۳۲۹	۲۵×۲۰	Case ۵
۰/۱۶۶۶	-۰/۰۰۷۸۵۱	۷۲۴	۳۰×۲۴	Case ۶

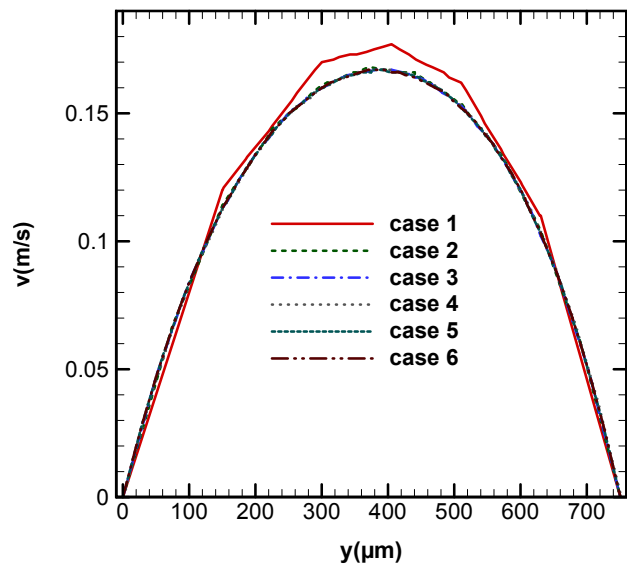
یک نمودار رسم شده است. این نمودارها نشان می‌دهند که نتایج به دست آمده از مسیر حرکت ذرات به روش اختلالات جزئی مرتبه اول با نتایج کار سلیمان و همکاران [۴۳] مطابقت خوبی دارد.

به منظور اعتبارسنجی جابه‌جایی ذرات در ناحیه ماریچ میکروکانال از داده‌ها و نتایج کار تجربی نیویدیتا و همکاران [۴۴] استفاده می‌شود. آنها جداسازی ذرات پلی‌استایرن با قطرهای ۱۰، ۱۵ و ۲۰ میکرومتر را بررسی کردند. در شکل (۱۱- الف و ب) به ترتیب برای کار نیویدیتا و همکاران [۴۴] و کار حاضر، موقعیت ذرات در سمت دیواره داخلی نشان داده شده است. این نمودارها برای ذرات با قطرهای متفاوت در

اعتبارسنجی حرکت ذرات در ناحیه تحت میدان اکوستیکی و ناحیه پیش جداساز ماریچ تقسیم می‌شود. به منظور اعتبارسنجی بخش صوتی نتایج به دست آمده از ناحیه تحت تأثیر امواج صوتی از داده‌ها و نتایج کار عددی سلیمان و همکاران [۴۳] استفاده می‌شود. آنها جداسازی ذرات پلی‌استایرن با قطرهای ۱/۲، ۵ و ۷/۵ میکرومتر را بررسی کردند. دیواره بالا و پایین میکروکانال با فرکانس ۱۳ مگاهرتز و $P' = ۵۵/۲$ kPa، نوسان می‌کنند. برای سایر اطلاعات مسئله می‌توان به پژوهش سلیمان و همکاران [۴۳] مراجعه کرد. در شکل (۱۰- الف، ب و ج) مسیر حرکت ذرات با قطرهای متفاوت به ترتیب برای روش اختلالات جزئی مرتبه اول و نتایج کار سلیمان و همکاران در



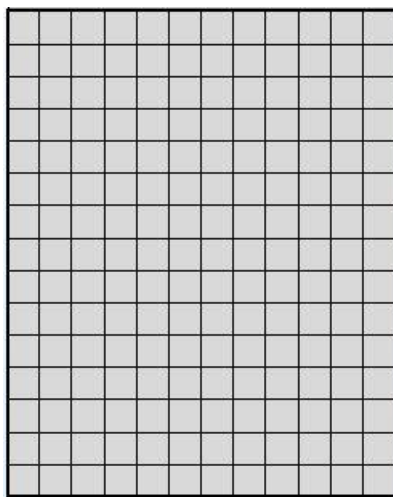
ب) سرعت در راستای محور x



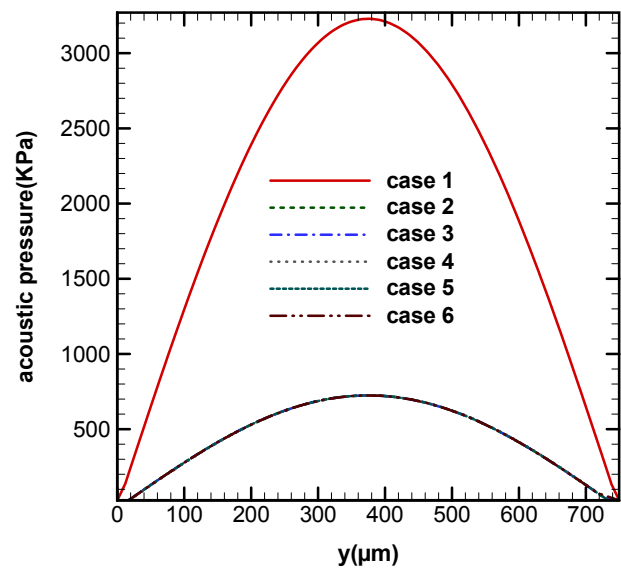
الف) تغییرات سرعت محوری در راستای محور y

شکل ۶- تغییرات سرعت محوری در راستای محور y و سرعت در راستای محور x

برحسب ارتفاع میکروکانال در مقطع BB' شکل (۵)



شکل ۸- شبکه مورد استفاده در مقطع میکروکانال



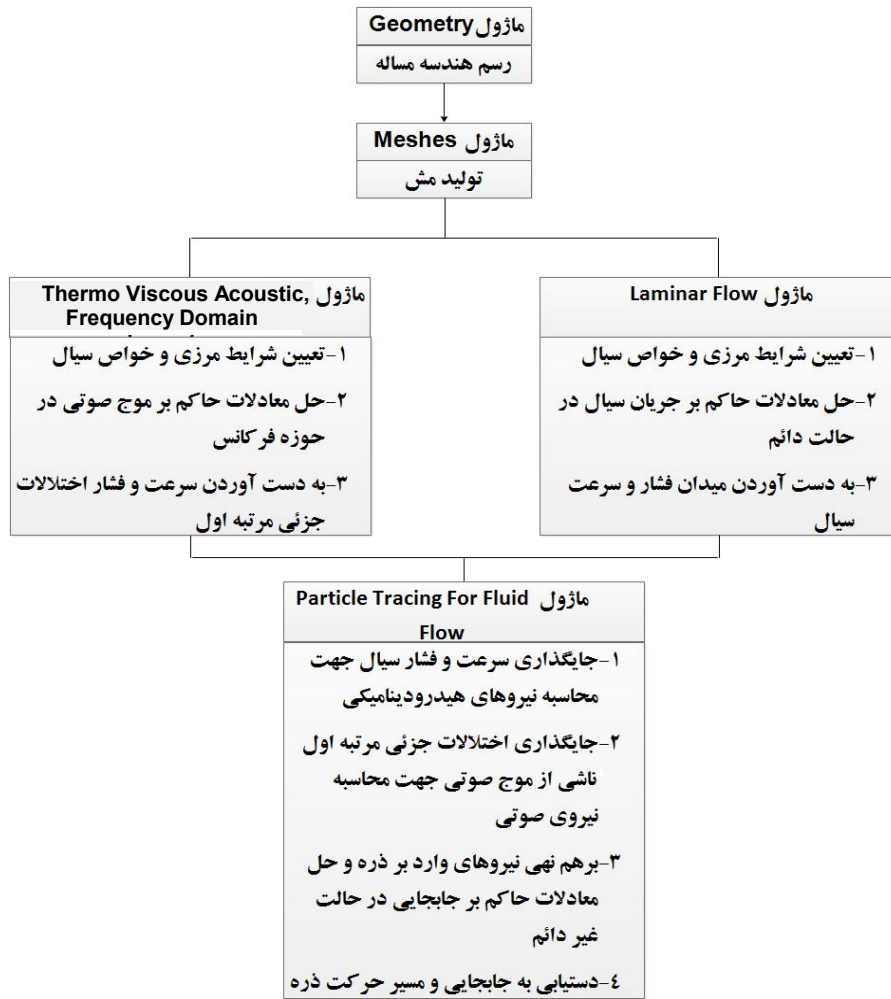
شکل ۷- تغییرات اختلالات فشاری موج صوتی برحسب ارتفاع

میکروکانال در مقطع CC' شکل (۵)

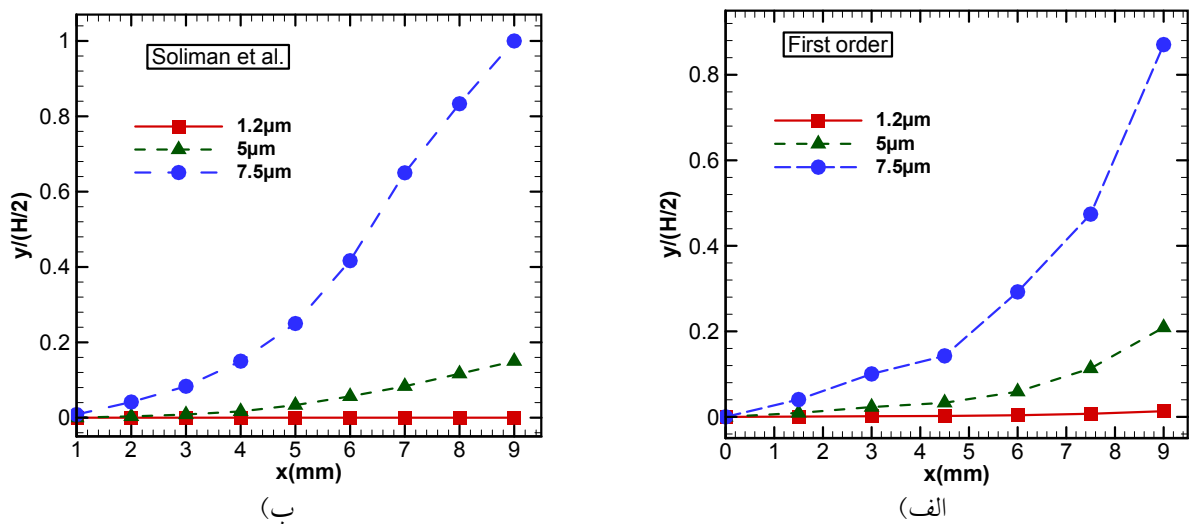
۶- نتایج

ارتفاع میکروکانال مورد بررسی $H = 750 \mu\text{m}$ است. ارتفاع مناسب میکروکانال بر مبنای فرکانس موج صوتی با فرکانس $f = 1 \text{ MHz}$ ، از رابطه‌ای که بروس و همکاران [۴۵] پیشنهاد

خروج از ناحیه ماریچ میکروکانال با تعداد حلقه ۴، برحسب اعداد دین مختلف است. همانطور که ملاحظه می‌شود، مطابقت مناسبی بین نتایج کار حاضر و پژوهش نیویدیتا و همکاران [۴۴] وجود دارد.

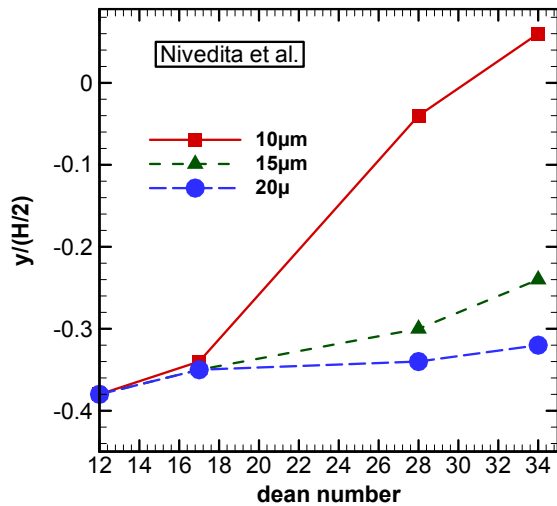


شکل ۹- نمودار درختی شبیه‌سازی مسئله در نرم‌افزار کامسول

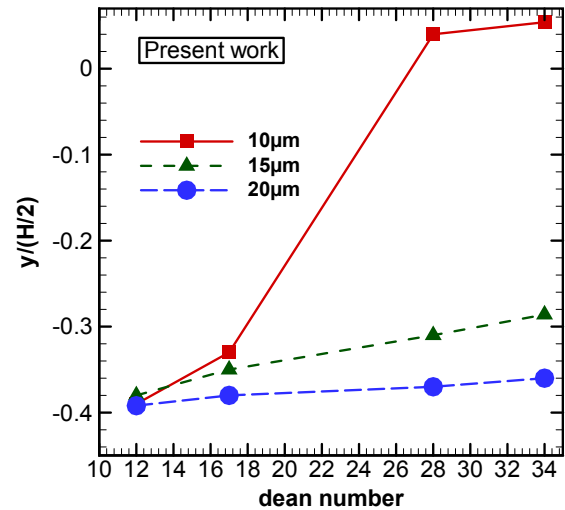


شکل ۱۰- مسیر حرکت ذرات مختلف در ناحیه صوتی میکروکانال برای:

(الف) کار حاضر به روش اختلالات جزئی مرتبه اول و (ب) کار سلیمان و همکاران [۴۳]



(ب)



(الف)

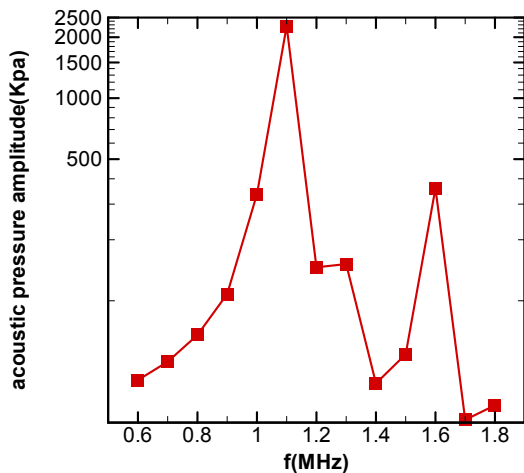
شکل ۱۱- موقعیت متوسط ذرات برای ذرات با قطرهای مختلف برحسب عدد دین برای:

(الف) کار حاضر و (ب) کار نیویدیتا و همکاران [۴۴] در خروج از حلقه چهارم میکروکانال ماریچ

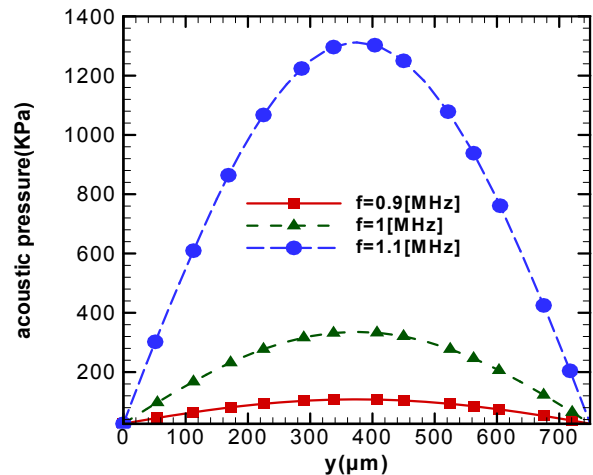
شکل (۵) و در موقعیت‌های تصادفی نسبت به محور مرکزی وارد ناحیه ماریچ میکروکانال می‌شوند. ذرات بر مبنای قطر آنها و نیروهای لیفت و درگی که در میکروکانال ماریچ به آنها وارد می‌شود، به موقعیت تعادلی اولیه در انتهای ناحیه ماریچ میکروکانال دست می‌یابند. سپس وارد ناحیه میکروکانال مستقیم تحت تأثیر موج صوتی می‌شوند و با توجه به اینکه ضریب هم‌سنجی آنها مثبت است به سمت گره‌های فشاری حرکت می‌کنند. جابه‌جایی نهایی ذرات نسبت به محور مرکزی، در میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی انجام می‌شود و موقعیت تعادلی نهایی ذرات در انتهای این ناحیه به دست می‌آید.

در شکل (۱۲) اختلالات فشاری ناشی از موج صوتی برای فرکانس‌های ۰/۹، ۱ و ۱/۱ مگاهرتز، برحسب ارتفاع میکروکانال، در مقطع CC' شکل (۵)، که در فاصله ۵/۵ mm از ابتدای شروع میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی و در $x=0$ قرار دارد، رسم شده است. شکل (۱۲) نشان می‌دهد که برای همه فرکانس‌ها محل قرارگیری قله‌ها در وسط مقطع و محل مینیمم فشار موج صوتی روی دیوار میکروکانال است. اختلالات فشاری ایجاد شده در فرکانس‌های پایین کوچک‌تر و با افزایش فرکانس به تدریج افزایش می‌یابد. در شکل (۱۳)

کرده‌اند، قابل محاسبه است. عرض میکروکانال $W=600 \mu\text{m}$ است. طول ناحیه مستقیم میکروکانال که تحت تأثیر موج صوتی قرار دارد $L=9 \text{ mm}$ و طول کل میکروکانال مستقیم $L_L + L + L_R = 10 \text{ mm}$ است. این داده‌ها به منظور دستیابی به حداکثر جابه‌جایی ذرات انتخاب شده است. طول موج صوتی $(\lambda = c/f)$ ، سرعت صوت در سیال) با در نظر گرفتن فرکانس موج صوتی و سرعت صوت در آب که 1500 متر بر ثانیه است، 1500 میکرومتر به دست می‌آید. سرعت صوتی روی مرزهای میکروکانال $V_{bc} = 0/001 \text{ m/s}$ و دبی جریان اصلی سیال 2 mL/min در نظر گرفته شده است. چگالی، ویسکوزیته و ضریب تراکم‌پذیری آب به ترتیب $\rho_w = 1000 \text{ kg/m}^3$ ، $\mu_w = 2/885 \times 10^{-3} \text{ Pa.s}$ و $\beta_{s,w} = 3/82 \times 10^{-10} \text{ Pa}^{-1}$ هستند. در این پژوهش جابه‌جایی ذرات پلی‌استایرن با چگالی و ضریب تراکم‌پذیری به ترتیب $\rho_w = 1077 \text{ kg/m}^3$ و $\beta_{s,w} = 4/239 \times 10^{-10} \text{ Pa}^{-1}$ ، $d_p = 10 \mu\text{m}$ و قطرهای $d_p = 20 \mu\text{m}$ و $d_p = 30 \mu\text{m}$ بررسی شده است. بنابراین با در نظر گرفتن خواص سیال و خواص ذرات پلی‌استایرن ضریب هم‌سنجی از رابطه (۱)، $\phi(\beta, \rho) = 2/018$ ، به دست می‌آید. ذرات با دبی $1/2 \times 10^4 \text{ particle/ml}$ (۶۰ ذره) از ورودی ۲



شکل ۱۳- تغییرات دامنه فشار صوتی برحسب فرکانس‌های مختلف در مقطع 'CC' ناحیه مستقیم میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی



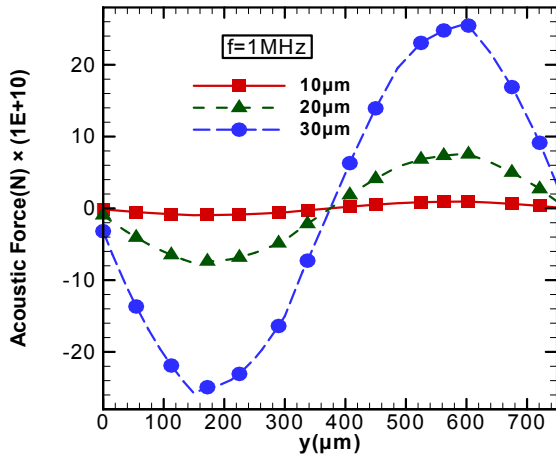
شکل ۱۲- تغییرات فشار صوتی برحسب ارتفاع میکروکانال در مقطع 'CC' ناحیه مستقیم میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی و در فرکانس‌های ۰/۹، ۱ و ۱/۱ مگاهرتز

می‌یابد. در شکل (۱۵) تغییرات ماکزیمم مقدار نیروی صوتی برای ذرات با قطر ۲۰ میکرومتر برحسب فرکانس‌های مختلف در مقطع 'CC' ناحیه مستقیم میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی رسم شده است. این نمودار نیز نشان می‌دهد که فرکانس ۱/۱ مگاهرتز فرکانس تشدید برای میکروکانال است، به همین دلیل در شکل (۱۳) ملاحظه می‌شود که در محدوده بررسی فرکانس با تغییرات کوچک فرکانس نیروی ناشی از موج صوتی تغییرات زیادی دارد، به طوری که این نیروها به طور میانگین برای فرکانس ۱ مگاهرتز تقریباً ۱۰ برابر بزرگ‌تر از مقدار این نیروها در فرکانس ۰/۹ مگاهرتز و برای همه ذرات است. به همین ترتیب برای فرکانس ۱/۱ مگاهرتز تقریباً ۱۵ برابر بزرگ‌تر از مقدار این نیروها در فرکانس ۱ مگاهرتز است. نیروهای صوتی بررسی شده در مقطع 'CC' در کل مقطع یکسان است.

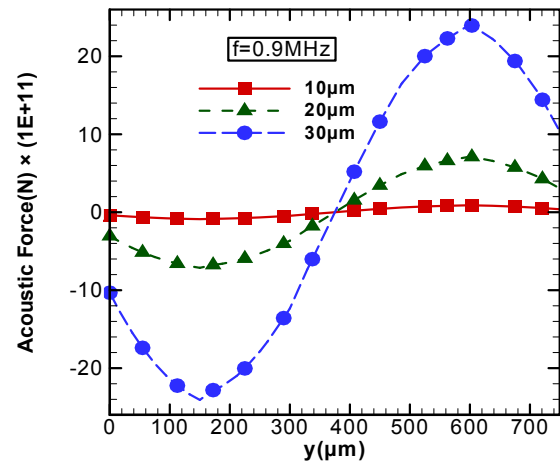
در شکل (۱۶) جریان ثانویه در میکروکانال ترکیبی در فاصله ۴-۱ میلی‌متر از ابتدای ناحیه مستقیم میکروکانال درحالی که تعداد حلقه‌های ناحیه مارپیچ ۱ و ۲ است برای عدد دین $De_i = 39/68$ رسم شده است. $De_i = Re \sqrt{D_h} / 2R_i$ عدد دین در ورودی میکروکانال مارپیچ و برحسب شعاع انحنا در ورودی میکروکانال R_i است. از شکل (۱۶) ملاحظه

تغییرات دامنه فشار صوتی برحسب فرکانس‌های مختلف در مقطع 'CC' ناحیه مستقیم میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی رسم شده است. این نمودار نشان می‌دهد که فرکانس ۱/۱ مگاهرتز فرکانس تشدید برای میکروکانال است، به همین دلیل در شکل (۱۲) ملاحظه می‌شود که در محدوده بررسی فرکانس با تغییرات کوچک فرکانس فشار ناشی از موج صوتی تغییرات زیادی دارد به طوری که اختلالات فشاری در فرکانس ۱ مگاهرتز تقریباً ۳ برابر اختلالات فشاری ایجاد شده در فرکانس ۰/۹ مگاهرتز و اختلالات فشاری فرکانس ۱/۱ مگاهرتز تقریباً ۴ برابر اختلالات فشاری فرکانس ۱ مگاهرتز است. اختلالات فشاری بررسی شده در مقطع 'CC' در کل مقطع یکسان است.

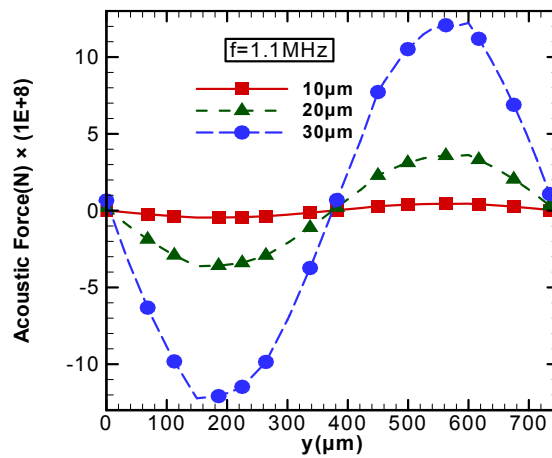
در شکل (۱۴) نیروی صوتی وارد بر ذرات مختلف برحسب ارتفاع میکروکانال در مقطع 'CC' شکل (۵) در فرکانس‌های ۰/۹، ۱ و ۱/۱ مگاهرتز رسم شده است. شکل (۱۴) نشان می‌دهد که نیروهای صوتی روی محور مرکزی صفر است. با فاصله گرفتن از محور مرکزی به تدریج نیروهای صوتی افزایش و سپس با نزدیک شدن به نقاط مینیمم فشاری موج صوتی کاهش می‌یابد. مقدار نیرو برای همه فرکانس‌ها، برای ذرات با قطر کوچک‌تر کمتر و با افزایش قطر ذرات میزان این نیروها نیز افزایش



(ب)



(ف)



(ج)

شکل ۱۴- نیروی صوتی وارد بر ذرات مختلف برحسب ارتفاع میکروکانال در مقطع 'CC' ناحیه مستقیم میکروکانال

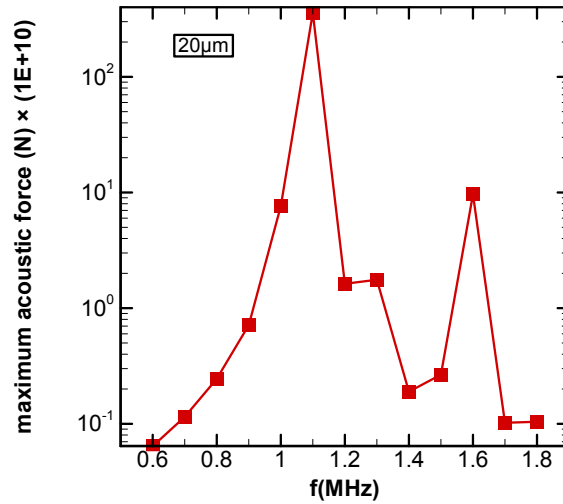
تحت تأثیر موج صوتی و در فرکانس‌های: الف) $f=0.9$ MHz، ب) $f=1$ MHz و ج) $f=1.1$ MHz

$De_i = 39/68$ ، در حلقه‌های 0.5 ، 0.75 ، 1 و 2 میکروکانال مارپیچ که در شکل (۲) نشان داده شده است و در مقطع 'DD' نشان داده شده در شکل (۲۰) را نشان می‌دهد.

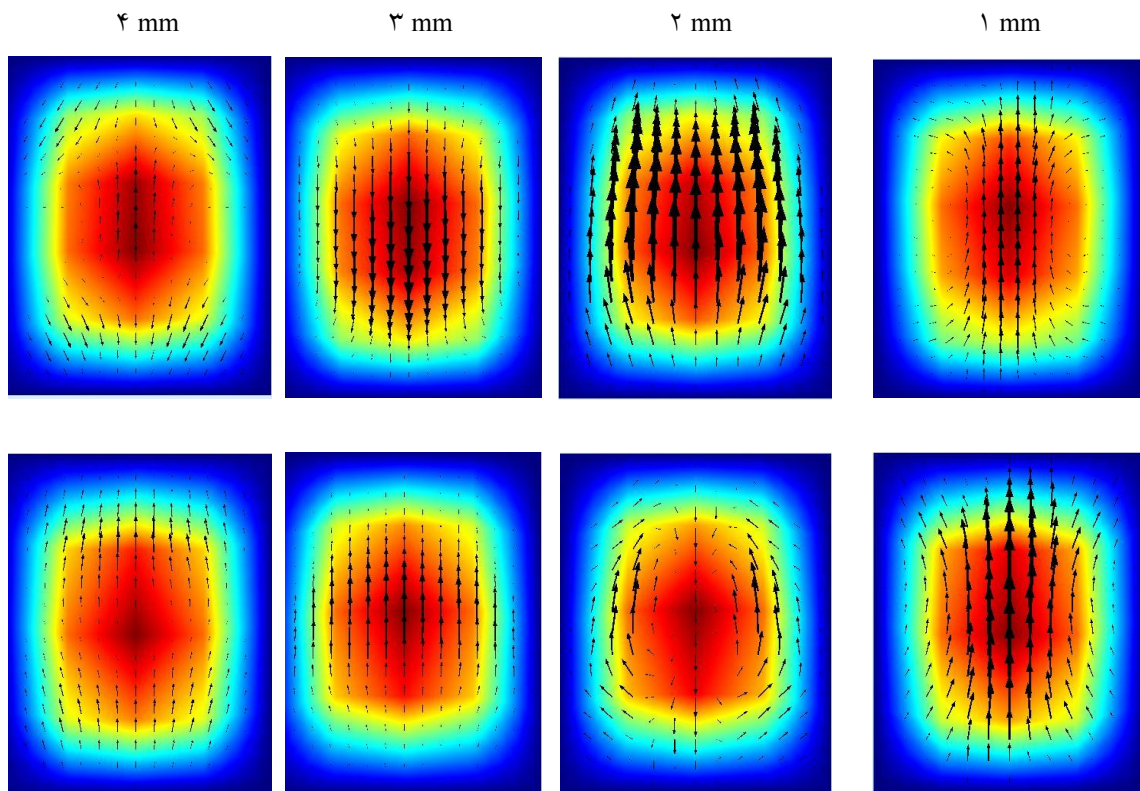
از شکل (۱۲) ملاحظه شد که نقاط مینیمم فشار ناشی از موج صوتی روی دیوارهای بالا و پایین میکروکانال قرار دارد، از شکل (۱۴) نیز ملاحظه شد که جهت نیروهای صوتی وارد بر ذرات به سمت دیوارهای بالا و پایین میکروکانال است. شکل (۱۷) نشان می‌دهد که ذرات با حرکت در طول میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی به تدریج از محور مرکزی میکروکانال دور می‌شوند و به سمت دیواره پایین میکروکانال حرکت

می‌شود که گردابه‌های دین که در ناحیه مارپیچ میکروکانال تشکیل می‌شوند، در انتهای این ناحیه از بین نمی‌روند و به ناحیه مستقیم میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی سرایت می‌کنند. بنابراین گردابه‌ها در ناحیه مستقیم میکروکانال نیز اثراتی را در کنار نیروی صوتی روی جابه‌جایی ذرات می‌گذارند.

شکل (۱۷) جابه‌جایی ذرات نسبت به محور مرکزی یا مسیر حرکت ذرات در طول میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی و بدون ناحیه مارپیچ (شکل ۱۸) را در فرکانس 1 مگاهرتز موج صوتی نشان می‌دهد. در شکل (۱۹) موقعیت متوسط ذرات را برای ناحیه مارپیچ و بدون وجود موج صوتی در عدد دین



شکل ۱۵- تغییرات ماکزیمم مقدار نیروی صوتی برای ذرات با قطر ۲۰ میکرومتر برحسب فرکانس‌های مختلف در مقطع 'CC' ناحیه مستقیم میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی

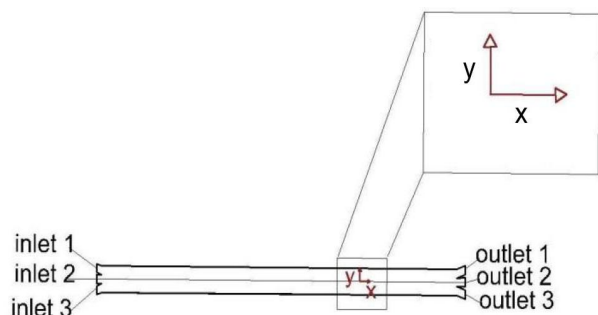


شکل ۱۶- گردهای دین در میکروکانال ترکیبی برای طول ۴-۱ میلی‌متر از ابتدای میکروکانال مستقیم،

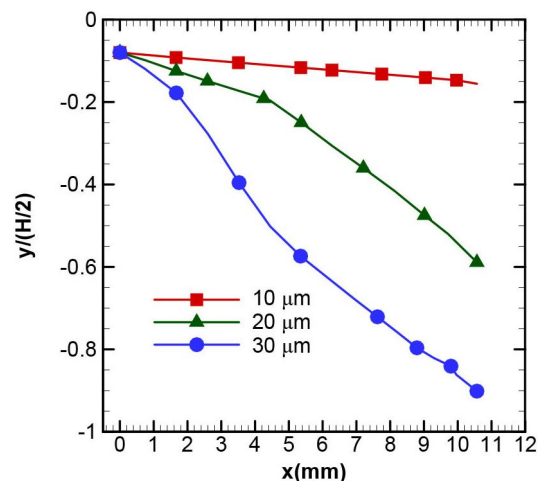
با تعداد حلقه‌های ۱ و ۲ ناحیه مارپیچ میکروکانال و در عدد دین $De_i = 39/68$

ذرات بزرگ‌تر به نقطه مینیمم فشار موج صوتی نزدیک‌تر و ذرات کوچک‌تر، دورتر هستند.

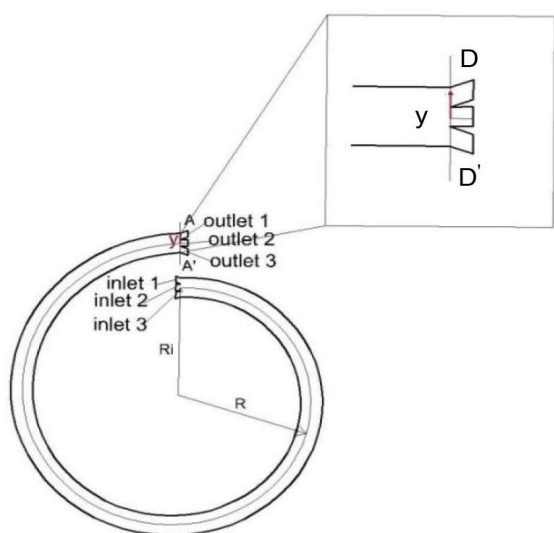
می‌کنند. شکل (۱۴) نشان می‌دهد نیروی صوتی برای ذرات بزرگ‌تر بیشتر و برای ذرات کوچک‌تر کمتر است؛ بنابراین



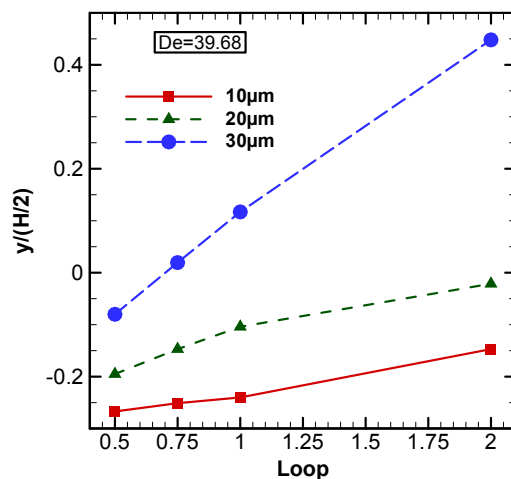
شکل ۱۸- راستای محاسبه جابه‌جایی ذرات نسبت به محور مرکزی (محور y) و جهت حرکت ذرات (محور x) برای میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی



شکل ۱۷- مسیر حرکت ذرات در میکروکانال مستقیم تحت تأثیر موج صوتی در فرکانس $f = 1 \text{ MHz}$



شکل ۲۰- مقطع محاسبه موقعیت متوسط ذرات برای میکروکانال مارپیچ

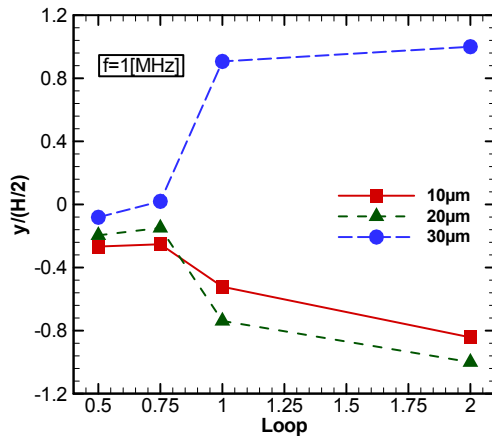


شکل ۱۹- موقعیت متوسط ذرات در خروج از میکروکانال مارپیچ در عدد دین $De_i = 39/68$

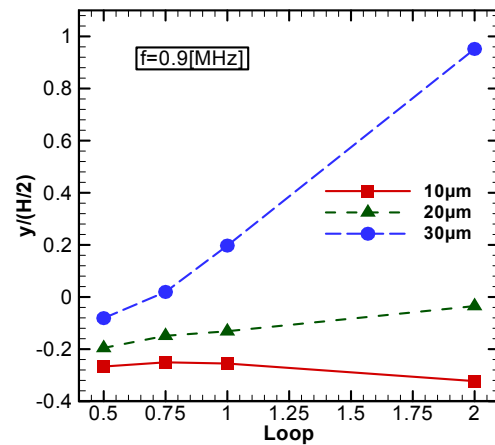
خروج از میکروکانال مارپیچ در بالای محور مرکزی و ذرات با قطرهای 10° و 20° میکرومتر در پایین محور مرکزی قرار می‌گیرند. همان‌طور که از شکل (۱۷) مشاهده شد ذرات در میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی به سمت دیواره‌های میکروکانال حرکت می‌کنند؛ بنابراین به نظر می‌رسد که با ترکیب این دو جداساز ذرات با قطر 30° میکرومتر که در تعداد

با توجه به شکل (۱۹) ذرات در میکروکانال مارپیچ به تدریج با افزایش تعداد حلقه‌های میکروکانال مارپیچ به سمت بالای محور مرکزی حرکت می‌کنند و میزان جابه‌جایی برای ذرات بزرگ‌تر بیشتر است.

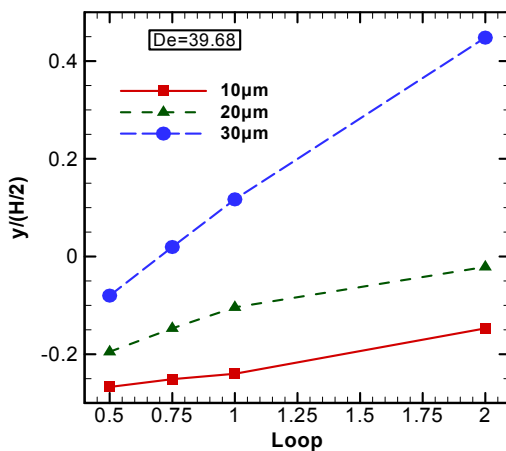
در شکل (۱۹) مشاهده می‌شود که در تعداد حلقه‌های بزرگ‌تر از ۱ میکروکانال مارپیچ ذرات با قطر 30° میکرومتر در



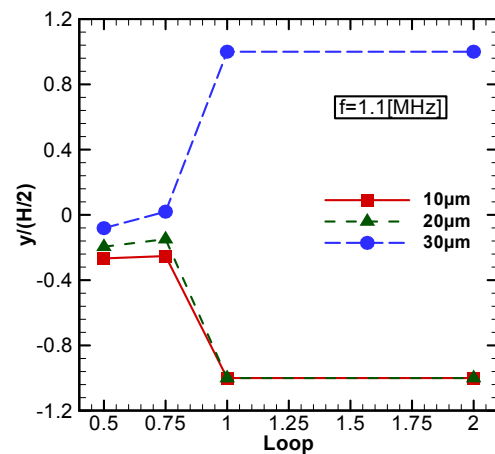
(ب)



(الف)



(د)



(ج)

شکل ۲۱- موقعیت متوسط ذرات با قطرهای مختلف برحسب تعداد حلقه‌های ناحیه مارپیچ در فرکانس‌های: الف) $f = 0.9 \text{ MHz}$.

ب) $f = 1 \text{ MHz}$ (ج) $f = 1/1 \text{ MHz}$ در خروج از میکروکانال ترکیبی و در عدد دین $De_i = 39/68$ و

د) در خروج از میکروکانال مارپیچ در عدد دین $De_i = 39/68$ برحسب تعداد حلقه‌های ناحیه مارپیچ میکروکانال

توانند توسط نیروهای صوتی جداسازی شوند.

در شکل (۲۱- الف، ب و ج) موقعیت متوسط ذرات نسبت به محور مرکزی میکروکانال ترکیبی در حلقه‌های ۰/۵، ۰/۷۵، ۱ و ۲ میکروکانال مارپیچ رسم شده است. شکل (۲۱) در مقطع AA' شکل (۵)، برای فرکانس‌های ۰/۹، ۱ و ۱/۱ مگاهرتز و در عدد دین $De_i = 39/68$ رسم شده است. به منظور مقایسه بهتر و بررسی اثر موج صوتی بر جابه‌جایی ذرات، در شکل (۲۱-د) نمودار موقعیت متوسط ذرات نسبت به محور مرکزی میکروکانال مارپیچ با تعداد حلقه‌های ۰/۵، ۰/۷۵، ۱ و ۲

حلقه‌های بزرگ‌تر ۱، در خروج از ناحیه مارپیچ میکروکانال، در بالای محور مرکزی قرار می‌گیرند (طبق شکل ۱۹) در ناحیه صوتی میکروکانال به سمت دیواره بالایی میکروکانال حرکت می‌کنند. ذره‌های با قطرهای ۱۰ و ۲۰ میکرومتر نیز که با خروج از ناحیه مارپیچ میکروکانال در پایین محور مرکزی قرار می‌گیرند (طبق شکل ۱۹) در ناحیه صوتی میکروکانال به سمت دیواره پایین میکروکانال حرکت می‌کنند. از طرفی چون در ناحیه صوتی نیز طبق شکل (۱۴) به ذرات با قطرهای ۱۰ و ۲۰ میکرومتر، نیروهای متفاوتی وارد می‌شود، این ذرات نیز می

ذرات با قطرهای ۱۰ و ۲۰ میکرومتری پس از خروج از ناحیه ماریپیچ میکروکانال، طبق شکل (۲۱-د)، در پایین محور مرکزی قرار می‌گیرند. طبق شکل (۲۱-الف، ب و ج) با افزایش تعداد حلقه‌های ناحیه ماریپیچ میکروکانال و کاهش اثر گردابه‌ها، ذرات با قطرهای ۱۰ و ۲۰ میکرومتر با ورود به ناحیه صوتی میکروکانال به سمت دیواره پایین میکروکانال جابه‌جا می‌شوند. نکته‌ای که باید در اینجا به آن توجه کرد این است که جداسازی ذرات ۱۰ و ۲۰ میکرومتر از یکدیگر در ناحیه آکوستیکی یا صوتی انجام می‌شود. با کاهش فرکانس موج صوتی از ۱ به ۰/۹ مگاهرتز و در نتیجه کاهش نیروی صوتی ناشی از آن، بر اساس شکل (۲۱-الف)، ذرات با قطرهای ۱۰ و ۲۰ میکرومتر در نزدیک محور مرکزی و با افزایش فرکانس از ۱ به ۱/۱ مگاهرتز، بر اساس شکل (۲۱-ج)، این ذرات به سمت دیواره پایینی میکروکانال جابه‌جا می‌شوند؛ بنابراین ذرات با قطرهای ۱۰ و ۲۰ میکرومتر در فرکانس ۱/۱ مگاهرتز برای جداسازی در موقعیت مناسبی نسبت به یکدیگر قرار ندارند و در نتیجه امکان جداسازی این ذرات کم می‌شود.

۷- نتیجه‌گیری

در این پژوهش ذرات پلی‌استایرن در محدوده قطرهای ۳۰-۱۰ میکرومتر و با چگالی یکسان توسط میکروکانال ترکیبی صوتی-ماریپیچ جداسازی شده‌اند. این میکروکانال در قسمت ابتدایی یک میکروکانال ماریپیچ است که ذرات با برهم‌نهی نیروهای لیفت و درگ و تعادل این نیروها جداسازی می‌شوند و در قسمت انتهایی یک میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی است که توسط امواج صوتی و نیروی حاصل از آن جداسازی می‌شوند.

۱- گردابه‌های دین در ناحیه ماریپیچ میکروکانال، در انتهای ناحیه ماریپیچ از بین نمی‌روند و در ناحیه میکروکانال مستقیم یا ناحیه‌ای که تحت تأثیر موج صوتی است نیز اثرات آنها باقی می‌ماند.

۲- با افزایش فرکانس موج صوتی از ۱ به ۱/۱ مگاهرتز، ذرات در خروج از میکروکانال ترکیبی به دیواره‌های میکروکانال

میکروکانال رسم شده است. شکل (۲۱-ت) برای ناحیه ماریپیچ بدون موج صوتی در عدد دین $De_i = 39/68$ و در مقطع DD' شکل (۵) رسم شده است.

در شکل (۱۶) ملاحظه شد که گردابه‌های دین در ناحیه مستقیم از بین نمی‌روند. با مشاهده نمودارهای شکل (۲۱) مشخص می‌شود که در تعداد حلقه‌های کم میکروکانال ماریپیچ (تعداد حلقه ۰/۵ و ۰/۷۵) با وجود اینکه ذرات در انتهای ناحیه ماریپیچ میکروکانال و ابتدای ناحیه مستقیم تحت تأثیر موج صوتی در پایین محور مرکزی قرار دارند، اما با ورود به ناحیه صوتی به سمت دیواره پایین میکروکانال حرکت نمی‌کنند. در این حالت به نظر می‌رسد که اثر گردابه‌های دین در ناحیه مستقیم میکروکانال بر نیروی صوتی غلبه می‌کند و مانع از جابه‌جایی ذرات به سمت دیواره پایین میکروکانال در ناحیه مستقیم می‌شود؛ اما در تعداد حلقه‌های ۱ و ۲ میکروکانال ماریپیچ مشاهده می‌شود اثر نیروی ناشی از موج صوتی زیاد می‌شود و اگر ذرات در خروج از ناحیه ماریپیچ میکروکانال در موقعیت مناسبی نسبت به محور مرکزی قرار گیرند و نیروی صوتی زیاد باشد، به سمت دیواره‌های میکروکانال حرکت می‌کنند.

مطابق شکل (۲۱-الف، ب و ج) با ورود ذرات با قطر ۳۰ میکرومتر به ناحیه میکروکانال مستقیم تحت تأثیر موج صوتی، در اثر نیروی صوتی به سمت دیواره بالای میکروکانال جابه‌جا می‌شوند. از شکل (۲۱-الف، ب و ج) ملاحظه می‌شود که با افزایش فرکانس موج صوتی و در نتیجه افزایش نیروی صوتی، جابه‌جایی ذرات با قطر ۳۰ میکرومتر نیز افزایش می‌یابد. شکل (۲۱-د) نشان می‌دهد که، با افزایش تعداد حلقه‌های ناحیه ماریپیچ میکروکانال (تعداد حلقه ۱ و ۲)، ذرات با قطر ۳۰ میکرومتر به سمت بالای محور مرکزی جابه‌جا می‌شوند. طبق شکل (۲۱-د) با خروج از ناحیه ماریپیچ میکروکانال، این ذرات اگر تعداد حلقه‌های میکروکانال ماریپیچ بیشتر باشد (تعداد حلقه ۱ و ۲)، در موقعیتی نسبت به محور مرکزی یا قله فشاری قرار می‌گیرند که طبق شکل (۱۴) نیروی صوتی قابل توجهی در ناحیه صوتی به آنها وارد می‌شود.

اطمینان از کاهش اثر گردابه‌های درون میکروکانال مستقیم، ۲ حلقه مناسب است.

۴- جداساز ترکیبی، تفکیک و فاصله بیشتر ذرات را در خروجی نسبت به حالت جداسازی کامل با میکروکانال مارپیچ و میکروکانال تحت تأثیر موج صوتی را نشان می‌دهد.

بنابراین نتایج این پژوهش نشان می‌دهد که تعداد حلقه ۲ برای ناحیه مارپیچ میکروکانال و عدد دین در حدود ۳۹/۶۸ و فرکانس در حدود ۰/۹ تا ۱ مگاهرتز در هندسه شکل (۵) به‌منظور جداسازی مناسب است.

نزدیک‌ترند. در این حالت ذرات برای جداسازی و خروج از خروجی‌های متفاوت، در موقعیت مناسبی نسبت به یکدیگر قرار ندارند. با کاهش فرکانس موج صوتی از ۱ به ۰/۹ مگاهرتز نیز ذرات در خروج از میکروکانال ترکیبی به محور مرکزی میکروکانال نزدیک‌ترند. در این حالت نیز ذرات برای جداسازی و خروج از خروجی‌های متفاوت در موقعیت مناسبی قرار ندارند.

۳- تعداد حلقه‌های ناحیه میکروکانال برای جداسازی در هندسه شکل (۵)، به‌منظور جداسازی مناسب ۱ و ۲ است و جهت

واژه‌نامه

- | | | |
|-------------------------------------|-------------------|---------------------|
| 1. microfluidic | 7. chip | 13. polystyrene |
| 2. non-contact | 8. biology | 14. contrast factor |
| 3. bio-compatibility | 9. biochemical | 15. loop |
| 4. washing | 10. pre-separator | 16. Dean number |
| 5. surface acoustic waves (SAW) | 11. micro-chips | |
| 6. inter-digital transducers (IDTs) | 12. Dean | |

مراجع

- Adams, J. D., Ebbesen, C. L., Barnkob, R., Yang, A. H., Soh, H. T., and Bruus, H., "High-Throughput, Temperature-Controlled Microchannel Acoustophoresis Device Made with Rapid Prototyping", *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 22, No. 7, pp. 8, 2012.
- Sajeesh, P., and Sen, A. K., "Particle Separation and Sorting in Microfluidic Devices: A Review", *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol. 17, No. 1, pp. 1-52, 2014.
- Petersson, F., Nilsson, A., Holm, C., Jönsson, H., and Laurell, T., "Continuous Separation of Lipid Particles from Erythrocytes by Means of Laminar Flow and Acoustic Standing Wave Forces", *Lab on a Chip*, Vol. 5, No. 1, pp. 20-22, 2005.
- Jimenez, M., Miller, B., and Bridle, H. L., "Efficient Separation of Small Microparticles at High Flowrates Using Spiral Channels: Application to Waterborne Pathogens", *Chemical Engineering Science*, Vol. 157, pp. 247-254, 2017.
- Johansson, L., Singh, T., Leong, T., Mawson, R., McArthur, S., Manasseh, R., and Juliano, P., "Cavitation and Non-Cavitation Regime for Large-Scale Ultrasonic Standing Wave Particle Separation Systems—In Situ Gentle Cavitation Threshold Determination and Free Radical Related Oxidation", *Ultrasonics Sonochemistry*, Vol. 28, pp. 346-356, 2016.
- Yang, R.-J., Hou, H.-H., Wang, Y.-N., and Fu, L.-M., "Micro-Magnetofluidics in Microfluidic Systems: A Review", *Sensors and Actuators B: Chemical*, Vol. 224, pp. 1-15, 2016.
- Song, Y., Sonnenberg, A., Heaney, Y., and Heller, M. J., "Device for Dielectrophoretic Separation and Collection of Nanoparticles and DNA under High Conductance Conditions", *Electrophoresis*, Vol. 36, No. 9-10, pp. 1107-1114, 2015.
- Evander, M. and Nilsson, J., "Acoustofluidics 20: Applications in Acoustic Trapping", *Lab on a Chip*, Vol. 12, No. 22, pp. 4667-4676, 2012.
- Ebrahimi Warkiani, M., Guan, G., Luan, K., Lee, W., Bhagat, A., Chaudhuri, P., Tan, D., Lim, W., Lee, S., Chen, P., Lim, C. and Han, J., "Slanted Spiral Microfluidics for the Ultra-Fast, Label-Free Isolation of Circulating Tumor Cells", *Lab on a Chip*, Vol. 14, No. 1, pp. 128-137, 2014.
- Manneberg, O., Svennebring, J., Hertz, H. M., and Wiklund, M., "Wedge Transducer Design for Two-Dimensional Ultrasonic Manipulation in a Microfluidic Chip", *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol. 18, No. 9, p. 095025, 2008.
- Antfolk, M., Muller, P. B., Augustsson, P., Bruus, H., and Laurell, T., "Focusing of Sub-Micrometer Particles and Bacteria Enabled by Two-Dimensional Acoustophoresis", *Lab on a Chip*, Vol. 14, No. 15, pp. 2791-2799, 2014.

12. Siddique, A. H., Cho, S. H., Ahn, B., and Kim, C., "Ultrasonic Manipulation of Magnetic Particles in a Microfluidic Channel", *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Vol. 15, No. 7, pp. 1411-1416, 2014.
13. Taha, T. E.-S., El-Dosoky, M. A., and El-Sayed, A. M., "On the Analysis of the Interaction Between Surface Acoustic Wave (SAW) and Adjacent Media", *Radio Science Conference, 2007. NRSC 2007. National*, 2007, pp. 1-8: IEEE.
14. Yoon, Y., Kim, S., Lee, J., Choi, J., Kim, R., Lee, S., Sul, O. and Lee, S., "Clogging-Free Microfluidics for Continuous Size-Based Separation of Microparticles", *Scientific Reports*, Vol. 6, p. 26531, 2016.
15. Lenshof, A., Evander, M., Laurell, T., and Nilsson, J., "Acoustofluidics 5: Building Microfluidic Acoustic Resonators", *Lab on a Chip*, Vol. 12, No. 4, pp. 684-695, 2012.
16. Esmailsabzali, H., Beischlag, T. V., Cox, M. E., Parameswaran, A. M., and Park, E. J., "Detection and Isolation of Circulating Tumor Cells: Principles and Methods", *Biotechnology Advances*, Vol. 31, No. 7, pp. 1063-1084, 2013.
17. Lin, Z., Chiang, N., Chai, N., Seshasayee, D., Lee, W., Balazs, M., Nakamura, G. and Swem, L., "In Vivo Antigen-Driven Plasmablast Enrichment in Combination with Antigen-Specific Cell Sorting to Facilitate the Isolation of Rare Monoclonal Antibodies from Human B Cells", *Nature Protocols*, Vol. 9, No. 7, p. 1563, 2014.
18. Amini, H., Lee, W. and Di Carlo, D., "Inertial Microfluidic Physics", *Lab on a Chip*, Vol. 14, No. 15, pp. 2739-2761, 2014.
19. Bhagat, A. A. S., Bow, H., Hou, H. W., Tan, S. J., Han, J., and Lim, C. T., "Microfluidics for Cell Separation", *Medical and Biological Engineering and Computing*, Vol. 48, No. 10, pp. 999-1014, 2010.
20. Beebe, D. J., Mensing, G. A., and Walker, G. M., "Physics and Applications of Microfluidics in Biology", *Annual Review of Biomedical Engineering*, Vol. 4, No. 1, pp. 261-286, 2002.
21. Zhang, J., Yan, S., Yuan, D., Alici, G., Nguyen, N., Ebrahimi Warkiani, M. and Li, W., "Fundamentals and Applications of Inertial Microfluidics: A Review", *Lab on a Chip*, Vol. 16, No. 1, pp. 10-34, 2016.
22. Asmolov, E. S., "The Inertial Lift on a Spherical Particle in a Plane Poiseuille Flow at Large Channel Reynolds Number", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 381, pp. 63-87, 1999.
23. Di Carlo, D., "Inertial Microfluidics", *Lab on a Chip*, Vol. 9, No. 21, pp. 3038-3046, 2009.
24. Gossett, D. R., and Carlo, D. D., "Particle Focusing Mechanisms in Curving Confined Flows", *Analytical Chemistry*, Vol. 81, No. 20, pp. 8459-8465, 2009.
25. Guan, G., Wu, L., Bhagat, A., Li, Z., Chen, P., Chao, S., Ong, C. and Han, J., "Spiral Microchannel with Rectangular and Trapezoidal Cross-Sections for Size Based Particle Separation", *Scientific Reports*, Vol. 3, p. 1475, 2013.
26. Kuntaegowdanahalli, S. S., Bhagat, A. A. S., Kumar, G., and Papautsky, I., "Inertial Microfluidics for Continuous Particle Separation in Spiral Microchannels", *Lab on a Chip*, Vol. 9, No. 20, pp. 2973-2980, 2009.
27. Nivedita, N., Giridhar, P., Kasper, S., and Papautsky, I., "Sorting Human Prostate Epithelial (HPET) Cells in an Inertial Microfluidic Device", in *Proceedings of MicroTAS*, pp. 1230-1232, 2011.
28. Nivedita, N., and Papautsky, I., "Continuous Separation of Blood Cells in Spiral Microfluidic Devices", *Biomicrofluidics*, Vol. 7, No. 5, p. 054101, 2013.
29. Bhagat, A. A. S., Kuntaegowdanahalli, S. S., and Papautsky, I., "Continuous Particle Separation in Spiral Microchannels Using Dean Flows and Differential Migration", *Lab on a Chip*, Vol. 8, No. 11, pp. 1906-1914, 2008.
30. Nivedita, N., Ligrani, P., and Papautsky, I., "Dean Flow Dynamics in Low-Aspect Ratio Spiral Microchannels", *Scientific Reports*, Vol. 7, 2017.
31. Skotis, G., Cumming, D., Roberts, J., Riehle, M., and Bernassau, A., "Dynamic Acoustic Field Activated Cell Separation (DAFACS)", *Lab on a Chip*, Vol. 15, No. 3, pp. 802-810, 2015.
32. Kim, T. H., Yoon, H. J., Stella, P., and Nagraath, S., "Cascaded Spiral Microfluidic Device for Deterministic and High Purity Continuous Separation of Circulating Tumor Cells", *Biomicrofluidics*, Vol. 8, No. 6, p. 064117, 2014.
33. Karniadakis, G., Beskok, A. and Aluru, N., "Microflows and Nanoflows: Fundamentals and Simulation", Springer Science & Business Media, 2006.
34. Cherukat, P., and McLaughlin, J. B., "The Inertial Lift on a Rigid Sphere in a Linear Shear Flow Field Near a Flat Wall", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 263, pp. 1-18, 1994.
35. Saffman, P., "The Lift on a Small Sphere in a Slow Shear Flow", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 22, No. 2, pp. 385-400, 1965.
36. Rubinow, S., and Keller, J. B., "The Transverse Force on a Spinning Sphere Moving in a Viscous Fluid", *Journal of Fluid Mechanics*, Vol. 11, No. 3, pp. 447-459, 1961.
37. Soliman, A. M., Eldosoky, M. A., and Taha, T. E., "Modelling and Simulation of Microparticles Separation Using Standing Surface Acoustic Waves (SSAWs) Microfluidic Devices for Biomedical Applications", *International Journal of Computer Applications*, Vol. 129, pp. 30-38, 2015.
38. Dean, W., "LXXII. The Stream-Line Motion of Fluid

- in a Curved Pipe (Second paper)", *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*, Vol. 5, No. 30, pp. 673-695, 1928.
39. Mishra, P., Hill, M., and Glynne-Jones, P., "Deformation of Red Blood Cells Using Acoustic Radiation Forces", *Biomicrofluidics*, Vol. 8, No. 3, p. 034109, 2014.
40. Gor'kov, L., "On the Forces Acting on a Small Particle in an Acoustical Field in an Ideal Fluid", in *Soviet Physics, Doklady*, 1962, Vol. 6, pp. 773-775.
41. Momennasab, F., "2D simulation of isolation of circulating tumor cells by acoustic waves", MSc thesis, *Department of Mechanical Engineering, Isfahan University of Technology*, 2017 (In Persian).
42. Maxey, M. R., and Riley, J. J., "Equation of Motion for a Small Rigid Sphere in a Nonuniform Flow", *The Physics of Fluids*, Vol. 26, No. 4, pp. 883-889, 1983.
43. Soliman, A. M., Eldosoky, M. A. and Taha, T. E., "Analysis Improvement of Standing Surface Acoustic Wave Microfluidic Devices for Bio-Particles Separation", *International Journal of Computer Applications in Technology*, Vol. 55, No. 3, pp. 244-256, 2017.
44. Nivedita, N., Ligrani, P. and Papautsky, I., "Spiral Inertial Microfluidic Devices for Continuous Blood Cell Separation", *Microfluidics, BioMEMS, and Medical Microsystems X*, 2012, Vol. 8251, p. 82510R: International Society for Optics and Photonics.
45. Bruus, H., "Acoustofluidics 2: Perturbation Theory and Ultrasound Resonance Modes", *Lab on a Chip*, Vol. 12, No. 1, pp. 20-28, 2012.