

جداسازی میکرو و نانو ذرات با استفاده از روش القای بار الکتروسینتیک در یک کانال مستطیلی

فریده سلیمیان ریزی دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران، farideh_salimian@yahoo.com
 شهرام طالبی* دانشیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه یزد، یزد، ایران، talebi_s@yazd.ac.ir
 مهدی محمدی دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه کلگری، کلگری، کانادا، mehdi.mohammadiashan@ucalgary.ca

چکیده

اگزوزومها عامل اصلی سرطان هستند و جدا کردن آنها از خون می‌تواند در تشخیص بیماری مؤثر باشد. ابعاد اگزوزومها بسیار کوچک است بنابراین جدا کردن آنها کار بسیار حساسی است. در گذشته بیشتر از سانتریفیوژهای دور بالا برای این کار استفاده می‌شد اما عیب این روش آن بود که سرعت بالای این سانتریفیوژها باعث از بین رفتن و تغییر شکل اگزوزوم می‌شدند، همچنین تجهیزات استفاده شده بسیار گران قیمت بودند. یکی از محبوب ترین روش‌ها که اخیراً برای جدایش ذرات ریز مقیاس استفاده می‌شود و به نسبت روش ارزان تر و ساده تری محسوب می‌شود، القای بار الکترو سینتیک است. مقاله حاضر به بررسی جداسازی ذرات با استفاده از جریان مستقیم و روش القای بار الکترو سینتیک پرداخته است و بازه ذرات جدا شده بین $1\ \mu\text{m}$ تا $100\ \text{nm}$ است. زمانی که کانال تحت تاثیر میدان الکتریکی قرار می‌گیرد، گردابه‌هایی در اطراف آن تشکیل می‌شود که از این گردابه‌ها برای به دام انداختن ذرات و جدا کردن آنها از سیال استفاده شده است. نتایج نشان داده‌اند که ذرات با بازه $100\ \%$ از سیال جدا شده‌اند، همچنین در این مطالعه مدلی برای جدا سازی هم زمان ذرات $5\ \mu\text{m}$ و $100\ \text{nm}$ از یکدیگر با بازه $100\ \%$ ارائه شده است. مدل ارائه شده در این مطالعه یک کانال مستطیلی است که در داخل آن یک مانع مستطیلی تعبیه شده و در نرم افزار المان محدود Comsol شبیه سازی شده است.

واژه‌های کلیدی: ذرات زیستی؛ القای بار الکترو سینتیک؛ به دام انداختن ذرات؛ جریان مستقیم؛ الکترواسموسیس؛ میکرو و نانو ذرات.

Separation of micro and nano particles using Induced Charge Electro Kinetic (ICEK) method in a rectangular channel

F. Salimian Rizi Department of Mechanical Engineering, Yazd university, Yazd, Iran
 Sh. Talebi Department of Mechanical Engineering, Yazd university, Yazd, Iran
 M. Mohammadi Department of Mechanical Engineering, University of Calgary, Calgary, Canada

Abstract

Exosomes are the main cause of cancer so separating them from blood can be effective in the diagnosis and management of diseases. The dimensions of the exosomes are very small, so separating them is very challenging. Ultracentrifugation is generally used to manipulate exosomes. The very high spin of centrifuges eliminates the exosomes and also it is expensive and requirement of specialized equipment. One of the most popular recent methods is using induce charge electrokinetic phenomena. The present study investigated the separation of biological particles (exosome) based on Induce Charge Electrokinetic (ICEK) methods using direct current (dc). The particle size range is between $1\ \mu\text{m}$ to $10\ \text{nm}$. Problem geometry is a rectangular channel with a metal rectangular obstacle inside it. The results have shown that the strength of these vortices is large enough to trap the particles. In this study, a model for simultaneous separation of $5\ \mu\text{m}$ and $100\ \text{nm}$ particles from each other with $100\ \%$ efficiency is presented. The model presented in this study is a rectangular channel which has a rectangular barrier and simulated in the COMSOL limited element software.

Keywords: Bio-particle; Induced Charge Electrophoresis (ICEK); trapping; Dc current; Electroososis; Micro and nano particles

آزاد می‌شوند، توصیف کرده‌اند. اگزوزوم در اکثر مایعات بدن مانند: مایع سینوویال [۴]، بزاق [۵]، ادرار [۶]، مایع منی [۷]، شیر مادر [۸] و از همه مهمتر خون [۹] وجود دارد. اخیراً اگزوزومها به دلیل نقش مهمی که در ارتباطات بین سلولی دارند، مورد توجه بسیاری از محققین قرار گرفته‌اند. همانطور که گفته شد اگزوزومها دلیل اصلی انتقال سرطان هستند، بنابراین با جداسازی آنها می‌توان درمانی برای سرطان یافت. از آنجایی که قطر اگزوزوم در مقیاس نانو است، به دام انداختن و جداسازی آنها کار نسبتاً دشواری است.

۱- مقدمه

جدایش نانوذرات از سیال موضوع جدیدی است که در سال‌های اخیر مورد توجه محققان بسیاری قرار گرفته است [۱-۳]. جدایش و فیلتر کردن ذرات زیستی مانند: DNA، پروتئین‌ها و یا اگزوزوم برای تحقیقات پزشکی مهم هستند. اگزوزومها وزیکول‌های غشایی کوچک با منشاء درون سلولی هستند که توسط اکثر سلولهای ترشح می‌شوند. اگزوزومها در دهه‌های اخیر پس از کشف این که سلولهای حاوی آنتی ژن می‌توانند پاسخهای ایمنی را در داخل بدن تحریک کنند، مورد توجه قرار گرفتند. در ابتدا، محققان اگزوزومها را به عنوان ریزگردهایی که دارای فعالیت‌های نوکلئوتید هستند و از رده سلول‌های نئوپلاستیک

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: talebi_s@yazd.ac.ir

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۱۲/۲۷

تاریخ پذیرش: ۱۴۰۲/۰۲/۰۱

محققان از الکتروسینتیک برای دستکاری ذرات که ابعادی بین ۱۰nm تا ۱۰۰µm دارند [۱۰]، استفاده کرده‌اند. این روشها معمولاً شامل الکترواسموسیس^۱، الکتروفیوژن^۲، الکترووتینگ^۳، الکتروفورسیس^۴، دی الکترو فورسیس^۵ و القای بار الکتروسینتیک^۶ است. هر کدام از این روشها کاستی‌هایی دارند که کاربرد آنها را محدود کرده است. در این بین روش ICEK تنها به دو الکتروود و یک نوار هدایت کننده نیاز دارد و همین امر باعث راحتی کار با آن شده است. القای بار الکترو سینتیک، مجموعه‌ای از اثرات الکتروکینتیک غیر خطی است که یک قانون واحد را بیان می‌کند: وقتی که یک سطح قطبیده که در تماس با الکتروولیت است در معرض میدان الکتریکی قرار بگیرد، در لایه نازکی نزدیک به سطح بارهایی القا می‌شوند [۱۱-۱۴]. پدیده که باعث حرکت سیال در سطح جامد الکتروولیت می‌شود، القای بار الکترو اسموس نامیده می‌شود [۱۵-۱۷]. دستکاری ذرات در ابعاد میکرو و نانو به دلیل کاربردهای متنوعی چون: دستکاری سلول [۱۸-۲۰]، شناسایی باکتری و ویروس [۲۰، ۲۱] و جمع کردن ذرات کلویدی [۲۳، ۲۴] استفاده می‌شود.

اثر الکتروسینتیک در سال ۱۸۰۹ توسط ریوز به صورت اتفاقی کشف شده است [۲۵]. در سال ۱۸۷۹ تئوری لایه دوگانه الکتریکی^۷ توسط هلمهولتز مشاهده شده است. او همچنین بیان کرده است که بین میدان الکتریکی و پارامترهای جریان با اثر الکتروسینتیک رابطه وجود دارد. اسمولوچوفسکی در مورد ضخامت EDL تحقیق کرده است و به این نتیجه رسیده است که ضخامت این لایه در مقایسه با ابعاد کانال بسیار کوچکتر است. او همچنین رابطه سرعت لغزشی الکترواسموس روی دیوار را به دست آورده است [۲۶]. از آنجایی که نیروهای محرک در داخل EDL تولید می‌شوند، این لایه نقش اساسی در ایجاد پدیده ICEK بازی می‌کند. فاکتورهای زیادی مانند میدان الکتریکی، هندسه کانال و جنس کانال (پتانسیل زتا) بر پدیده ICEK اثر گذار است. پدیده ICEK بر پایه گردابه‌های ایجاد شده استوار است که از این گردابه‌های ایجاد شده می‌توان استفاده‌های زیادی کرد، مانند: استفاده در میکرومیکسرها [۲۷-۲۹] کنترل میکرو جریان‌ها [۳۰، ۳۱] و میکرو پمپها [۳۲]. اخیراً پدیده ICEK از مقیاس میکرو گذشته و در مقیاس نانو وارد شده است، مانند: انتقال ذرات [۳۳، ۳۴]، تمرکز ذرات [۳۵]، به دام انداختن ذرات [۳۶، ۳۷] و جمع کردن ذرات [۳۸]. بنزنت و مارتین از جمله اولین کسانی هستند که در این زمینه پژوهشهایی انجام داده‌اند [۱۱]. و رن و همکاران [۳۶] از اولین کسانی هستند که از این روش برای جدا سازی ذرات استفاده کرده‌اند. آنها برای این کار از هر دو جریان ac و dc استفاده کرده‌اند. در تحقیقی دیگر [۳۹] به جای آن که جریان

ac را تنها در راستای جریان وارد کنند، از یک جریان ac عمود بر جریان قبلی نیز برای جدا سازی ذرات ۴µm از سیال استفاده کرده‌اند. تحقیق دیگر رن و همکاران [۳۵] پیرامون دو نوار هدایت کننده ناهمسان در یک کانال متقارن که به دو شاخه تقسیم می‌شد، بوده است. آنها نسبت‌های مختلف برای این دو نوار را بر میزان به دام انداختن ذرات بررسی کرده‌اند. رن و همکاران [۴۰] در تحقیق دیگری اثر میدان الکتریکی بر به دام انداختن ذرات سیلیکون با قطر ۴µm را بررسی کرده‌اند. مدل آنها یک کانال با چند شاخه خروجی و دو میدان الکتریکی مختلف بوده است که با تغییر ولتاژها، ذرات به سمت خروجی-های مختلف هدایت شده‌اند. بازه این شبیه‌سازی ۷۰٪ گزارش شده است، یعنی ۷۰٪ ذرات از خروجی مورد نظر و ۳۰٪ از خروجی‌های دیگر خارج شده‌اند. در تحقیق دیگر آنها که در سال ۲۰۱۶ [۴۱] انجام شده است، تاثیر افزایش تعداد نوار هدایت کننده بر درصد به دام انداختن ذرات بررسی شده است. ژاو و یانگ [۴۲] توانسته‌اند ذرات ۰.۵µm تا ۱.۹µm با کسر جرمی ۰.۴ درصد را از محلول الکتروولیت KCl جدا کنند. آنها با استفاده از یک کانال مستطیل ساده و یک نوار هدایت کننده در وسط آن موفق به این کار شده‌اند. در بیشتر تحقیقات انجام شده با روش القای بار الکتروسینتیک، ذرات استفاده شده پلی استایرن بوده‌اند و تنها در موارد انگشت شماری از ذرات زیستی استفاده شده است. وو و همکاران [۳۷] با ذرات پلی استایرن و سلولهای مخمر به قطر ۵µm کار کرده‌اند. تاو و همکاران [۴۱] سلولهای مخمر به قطر ۴µm-۵µm را انتخاب کرده‌اند. ذرات انتخابی چن و همکاران [۴۳] ترکیبی از ذرات سلولهای مخمر و ذرات سیلیکا به قطر ۴µm بوده است. کانگ و دنگی [۴۴] تحقیقات خود را با ذرات پلی استایرن و سلولهای بنیادین عصبی به قطر ۳µm ادامه داده‌اند. عارفین و پورتر [۴۵] به تحقیق روی باکتری هرپس سیمپلکس نوع ۱ و ویروس (HSV-1) و اشرشیا کولی (اکولی) با قطر ۰.۵µm پرداخته‌اند. وانگ و همکاران [۴۶] نیز روی باکتری اشرشیا کولی (XLI-آبی)، DNA دو رشته‌ای و دی‌ان‌ای تک رشته‌ای تحقیق انجام داده‌اند.

همانطور که گفته شد هدف این مقاله جداسازی آگزوزوم است، در حالی که در هیچ یک از کارهای گذشته ذرات روی ابعاد آگزوزوم کار نشده است و همه در ابعاد میکرو بوده‌اند. نوآوری این مقاله هنده جدید آن و مهمتر از آن جدا کردن ذرات با اندازه نانومتر هستند. همچنین میدان الکتریکی به گونه‌ای انتخاب شده است که به ذرات زیستی آسیبی نرسانند و احتمال زنده ماندن آنها را افزایش دهد. مهمترین نوآوری این مطالعه، ارائه مدلی است که با استفاده از آن ذرات با سایز میکرو متر و نانو متر از یکدیگر جدا شده‌اند.

۲- نظریه و شبیه سازی

در روش الکتروسینتیک با اعمال میدان الکتریکی، یون‌های موجود در محلول الکتروولیت جذب سطح جامد شده و لایه دوگانه تشکیل می‌شود [۴۷]. بعد از تشکیل لایه دوگانه همچنان میدان

¹ Electroosmosis (ICEO)

² electrofusion

³ electrowetting

⁴ electrophoresis

⁵ dielectrophoresis

⁶ Induced charge electrokinetic (ICEK)

⁷ Electric double layer(EDL)

۲-۱- مدل ریاضی

برای حل مسأله سه معادله باید حل شوند که در ادامه معادلات مربوط به هر یک آورده شده است: ۱- معادلات حل جریان سیال، ۲- معادله پواسون برای به دست آوردن تابع پتانسیل زتا، ۳- معادله حرکت ذرات. در این مطالعه جریان دوبعدی، پایا، تراکم ناپذیر و لایه‌ای فرض شده است. غلظت یون‌های محلول بافر در حد چند میلی مول است در نتیجه ضخامت EDL بسیار کوچک است و در مقایسه با ابعاد کانال قابل صرفنظر کردن است. ضخامت EDL برابر با طول دبی^۱ است و از معادله (۱) محاسبه شده است [۴۷] و

$$\lambda_D = \sqrt{\frac{\epsilon_0 \epsilon_r k_B T}{2n_0 (ze)^2}} \quad (1)$$

بولتزمن، ثابت دی الکتریک خلا، ثابت دی الکتریک محلول ۰.۴ حجمی $(78Fm^{-1})$ KCl [۱۸]، غلظت یون‌های داخل سیال $(10^{-6}M)$ ، ظرفیت والانس (۱) و بار الکترون هستند. با جایگذاری اعداد در رابطه ۱، ضخامت EDL از مقیاس $1^{-10} \mu m$ به دست آمده است. با توجه به عرض کانال $(110\mu m)$ ، این ضخامت ناچیز است. معادله حاکم بر جریان معادله مومنوم و معادله پیوستگی جرم هستند که در معادلات (۲) و (۳) نشان داده شده‌اند. برای حل معادله مومنوم دو روش وجود دارد، روش اول در نظر گرفتن جمله ناشی از میدان الکتریکی در معادله و فرض عدم لغزش بر روی دیوارها است که روش صحیح تر اما زمان-بری است. امادر روش دوم از آنجایی که ضخامت EDL ناچیز است می توان از جمله ناشی از میدان الکتریکی صرفنظر کرد و به جای آن روی دیوارها سرعت هلمهزلز-اسمولوچفسکی را که در معادله (۵) آورده شده، در نظر گرفت [۴۸، ۲۸]. روش دوم در بسیاری از پژوهش های اخیر استفاده شده است و فرض درستی است [۴۹]. شرایط مرزی برای حل معادله مومنوم در معادلات (۴) و (۵) آورده شده است. لازم به ذکر است که \vec{U} بردار سرعت، \vec{P} فشار، ρ چگالی سیال، τ تانسور تنش، ρ_f چگالی بار الکتریکی و \vec{E}_x قدرت میدان الکتریکی در جهت جریان است.

$$\lambda_D = \sqrt{\frac{\epsilon_0 \epsilon_r k_B T}{2n_0 (ze)^2}} \quad (1)$$

$$\nabla \cdot \vec{U} = 0 \quad (2)$$

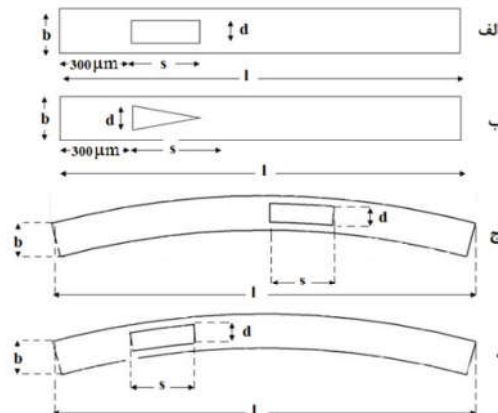
$$\rho \left(\frac{\partial \vec{U}}{\partial t} + \vec{U} \cdot \nabla \vec{U} \right) = -\nabla \vec{P} + \mu \nabla^2 \vec{U} \quad (3)$$

$$P = P_0 \quad (4)$$

$$U_s = -\frac{\epsilon \epsilon_0 \zeta}{\mu} \vec{E} \quad (5)$$

برای حل معادله جریان الکتریکی معادله لاپلاس حل شده است $(\nabla \phi_e^2 = 0)$ و شرایط مرزی برای حل آن در معادلات (۶-۹) آورده شده‌اند. شرایط مرزی بیانگر این هستند که دیوارهای کانال عایق الکتریکی است، الکترودها در ابتدا و انتهای کانال قرار گرفته‌اند و الکترودهای ورودی وصل منبع هستند و ولتاژ ϕ_0 از آن عبور می‌کند و الکترودهای خروجی متصل به زمین هستند. دیوارهای مانع عایق الکتریکی نیستند و پتانسیل زتای ثابتی ندارند که از معادله (۹) حساب شده که برابر با اختلاف پتانسیل موضعی منهای مقدار متوسط آن است [۲۸]. که در آن S مساحت سطحی از رسانا است که تحت تاثیر میدان

الکتریکی باعث حرکت ذرات می‌شود به گونه‌ای که بارهای همنام از یکدیگر گریزانند و همین امر باعث ایجاد گردابه در اطراف جسم می‌شود. یکی از محبوب ترین روش‌ها برای ایجاد جریان داخل کانال در این مقیاس، استفاده از جریان الکترو اسموس است که سرعتی برابر با فرمول هلمهزلز-اسمولوچفسکی در سطح جامد-مایع را سبب می‌شود. دلیل محبوبیت این روش مواردی مانند: نداشتن قسمت متحرک مکانیکی و کنترل جریان تنها با تغییرات ولتاژ که باعث سادگی کار می‌شود، هستند. برای شبیه سازی این تحقیق از نرم افزار المان محدود (Comsol Multiphysics 5.4) و به صورت دوبعدی استفاده شده است. اولین گام برای مدل سازی مسأله، انتخاب شکل هندسی کانال و مانع داخل آن بوده است که به این منظور کانال‌های مختلف با موانع مختلف بررسی شده‌اند. اولین هندسه‌ای که مورد بررسی قرار گرفته است، کانال مستطیلی با مانع مستطیلی از جنس رسانا بوده است. شکل ۱ الف نمای از هندسه حل شده را نشان داده است. شبیه‌سازی مدل نشان داده که میدان الکتریکی $150V/cm$ برای به‌دام انداختن ذرات $5\mu m$ با این هندسه نیاز بوده است. در گام بعدی کانال مستطیلی با مانع مثلث شکل مورد بررسی قرار گرفته است که در شکل ۱ ب آورده شده است. میدان الکتریکی برای به‌دام انداختن ذرات در این حالت $155V/cm$ به‌دست آمده است. در حالت بعدی، کانال و مانع قوس دار شده مورد بررسی قرار گرفته است، همچنین مکان مانع جا به جا شده است و بهترین مکان برای قرار گرفتن مانع در این حالت بررسی شده است که هندسه آنها در شکل‌های ۱ ج و ۱ د نشان داده‌اند. میدان الکتریکی برای به‌دام انداختن ذرات در حالت اول $205V/cm$ و در حالت دوم $235V/cm$ به دست آمده است. نتایج نشان داده‌اند که کانال مستقیم بهتر از کانال منحنی است زیرا به میدان الکتریکی ضعیف‌تری برای به‌دام انداختن ذرات نیاز شده است. همچنین نتایج نشان داده‌اند که مانع مستطیلی بهتر از مانع مثلثی عمل کرده است. پس کانال مستطیلی با مانع مستطیلی برای ادامه کار انتخاب شده است. ابعاد روی شکل ۱ به صورت پارامتری بیان شده‌اند که اندازه آن‌ها به صورت $l=1800\mu m$ ، $d=60\mu m$ ، $s=200\mu m$ و $b=110\mu m$ است. دیواره های کانال پتانسیل زتای ثابت دارند اما جنس مانع، رسانا است و بنابر این زتای متغییری دارد.



شکل ۱- طرحواره هندسه کانال (الف) مستطیلی با مانع مستطیلی (شکل ب) کانال مستطیلی با مانع مثلث شکل. ج و د) کانال مستطیلی قوس دار با مانع مستطیلی قوسی.

¹ Debye length

$$\vec{F}_D = \frac{1}{\tau_p} m_p (\vec{u} - \vec{u}_p) \quad (11)$$

$$Re_p = \frac{\rho |\vec{u} - \vec{u}_p| d_p}{\mu} \quad (12)$$

$$\tau_p = \frac{4\rho_p d_p^2}{3\mu C_D Re_p} \quad (13)$$

$$C_D = \frac{24}{Re_p} (1 + 0.15 Re_p^{0.687}) \quad (14)$$

$$F_{DEP} = 2\pi\tau_p^3 \epsilon_0 \epsilon_r \frac{\epsilon_{rp} - \epsilon_r}{\epsilon_{rp} + 2\epsilon_r} |\nabla|E|^2 \quad (15)$$

که در آن ϵ_0 ضریب گذردهی خلأ، ϵ ضریب گذردهی دی الکتریک الکترولیتو ϵ_{rp} ضریب گذردهی ذره در نظر گرفته شده‌اند. فرض بر آن شده است که جریان ذره‌ای رقیق است، یعنی ذرات خیلی کم (از لحاظ تعداد) و خیلی کوچک هستند به طوری که هرگز با هم برخورد نداشته و اثری بر جریان ندارند [۵۲]. معادلات حاکم و شرط مرزی روی دیواره‌ها به صورتی که در جدول ۲ آمده، در نظر گرفته شده است. سیال استفاده شده محلول KCl با دمای 300K بوده است. ثابت دی الکتریک ذرات و محلول به ترتیب ۳ و 78.5 [۴۲] و رسانایی ذره و محلول به ترتیب 0.168S/m و 1.2 S/m بوده‌اند [۴۲]. پتانسیل زتای دیواره‌ها نیز -50mV در نظر گرفته شده است.

جدول ۲- خلاصه شرایط مرزی معادلات حاکم.

معادله حاکم	معادله مومنوم	معادله جریان الکتریکی	معادله حرکت ذرات
دیواره	سرعت الکترواسموسیس با زتای ثابت	عایق	منعکس شدن ذره توسط دیواره.
ورودی	فشار صفر	پتانسیل الکتریکی ثابت	-
خروجی	فشار صفر	پتانسیل الکتریکی صفر	ناپدید شدن ذره وقتی به مرز رسید.
مانع	سرعت الکترواسموسیس با زتای ثابت (رابطه ۵)	عایق	منعکس شدن ذره توسط دیواره.

به دلیل وجود میدان الکتریکی پدیده گرمایش ژول نیز بررسی شده است که به این منظور معادله (۱۶) برای آن حل شده است. که σ , T_{out} , h , C_p به ترتیب دمای هوای خارج (300K)، ضریب انتقال گرمای همرفتی، رسانایی گرمایی سیال و گرمای ویژه هستند.

$$\rho C_p \vec{u} \cdot \nabla \vec{T} = \nabla \cdot (k \nabla \vec{T}) + (\sigma \vec{E}) \cdot \vec{E} \quad (16)$$

$$n \cdot (k \nabla \vec{T}) = h(T_{out} - T) \quad (1-16)$$

روی دیواره‌های کانال

$$T=300\text{K} \quad (2-16)$$

در ورودی

$$n \cdot (k \nabla \vec{T}) = 0 \quad (3-16)$$

بر دیواره‌های مانع

۲-۲- اعتبار سنجی

برای اعتبارسنجی کار حاضر از مقاله وو و همکاران استفاده شده است [۲۸]. وو از کانالی با دو مانع رسانایی مثلثی شکل برای اختلاط دو

الکتریکی قرار گرفته است و A سطح کامل رسانا است. بقیه دیواره‌ها پتانسیل الکتریکی ثابت و برابر با 0.5V - [۵۰] در نظر گرفته شده‌اند.

$$\vec{n} \cdot \nabla \vec{\phi}_e = 0 \quad (6)$$

بر روی دیواره‌های کانال و مانع

$$\phi_e = \phi_0 \quad (7)$$

در ورودی ها

$$\phi_e = 0 \quad (8)$$

در خروجی ها

$$\zeta = -V + \int_s \frac{v dA}{A} \quad (9)$$

روی دیواره‌های مانع

آنالیز ابعادی نشان داده است که مقیاس زمان انتقال ذرات خیلی بزرگتر از مقیاس زمان حرکت سیال و میدان الکتریکی است [۵۱]. بنابراین این تنها حرکت ذرات وابسته به زمان حل شده‌اند و حرکت سیال و میدان الکتریکی به حالت پایا حل شده‌اند. مقیاس زمان انتقال ذرات از معادله ۱۰ [۵۱] محاسبه شده است که با جایگذاری در آن، اندازه مقیاس زمان انتقال ذرات از درجه 10^{-2} s به دست آمده است.

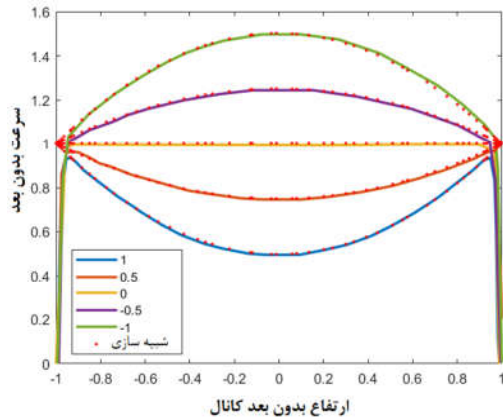
$$\tau_c = \frac{D_h^2}{D_m(T_0)} \quad (10)$$

که در آن D_h عرض کانال و D_m ضریب انتقال جرم در دمای سیال و برابر با $10^{-10}\text{ m}^2/\text{s}$ است [۵۱]. معیار دیگری که برای جریان ذره‌ای از آن استفاده شده است، عدد استوکس است. این عدد بدون بعد به صورت نسبت زمان مشخصه پاسخگویی ذره به مقیاس زمانی مشخصه است و به صورت $st = \frac{\rho p d_p^2 U_{ref}}{18\mu L_{ref}}$ تعریف می‌شود [۵۲]. هرچه عدد

استوکس کوچکتر باشد، زمان پاسخگویی ذره به تغییرات سرعتی جریان کمتر است و این به معنی همراهی بیشتر ذره با خط سیر جریان است. در معادله عدد استوکس $\rho p \cdot d_p \cdot U_{ref} \cdot L_{ref}$ به ترتیب عرض کانال، سرعت میانگین سیال در کانال، قطر ذره و چگالی ذره هستند. در جدول ۱ اندازه عدد استوکس برای قطرهای مختلف ذره آورده شده است. نیروهایی که به ذره وارد می‌شوند به دو دسته نیروهای حجمی و سطحی تقسیم می‌شوند. نیروهای حجمی شامل نیروی شناوری و نیروهای الکتریکی هستند و نیروهای سطحی شامل نیروی پسا، نیروی ناشی از گرادیان فشار، نیروی سافمن و نیروی نفوذ بروانی هستند که در ابعاد میکرو، نیروی پسا مهمترین نیروی وارد بر ذره است. بنابراین تنها دو نیروی مهم پسا و نیروی دی الکترواسموسیس در نظر گرفته شده است. نیروی پسا وارد بر ذره از معادلات ۱۴-۱۱ محاسبه شده است [۵۳]. که در آن C_D ضریب پسا، \vec{u} سرعت سیال، \vec{u}_p سرعت ذره، d_p قطر ذره و ρ چگالی سیال است. گام زمانی برای شبیه‌سازی حرکت ذرات 0.1s در نظر گرفته شده است (مسأله برای گام‌های زمانی بزرگتر خطا داده و برای گام زمانی کوچکتر به همین نتیجه رسیده است). نیروی دی الکتروافورسیس برای حالت میدان پایا (در روش القای بار الکتروستاتیک) از معادله (۱۵) محاسبه شده است [۳۶].

جدول ۱- عدد استوکس برای ذرات با قطر مختلف.

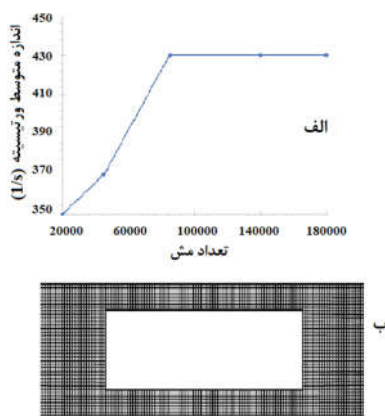
قطر ذره	عدد استوکس
$1\ \mu\text{m}$	3.2×10^{-6}
$500\ \text{nm}$	8×10^{-7}
$150\ \text{nm}$	7.2×10^{-8}
$80\ \text{nm}$	2×10^{-8}
$50\ \text{nm}$	8.25×10^{-9}
$10\ \text{nm}$	3.3×10^{-10}



شکل ۳- نتایج حاصل از شبیه سازی دوباره مقاله دوتا و همکاران و نتایج دوتا و همکاران [۵۴].

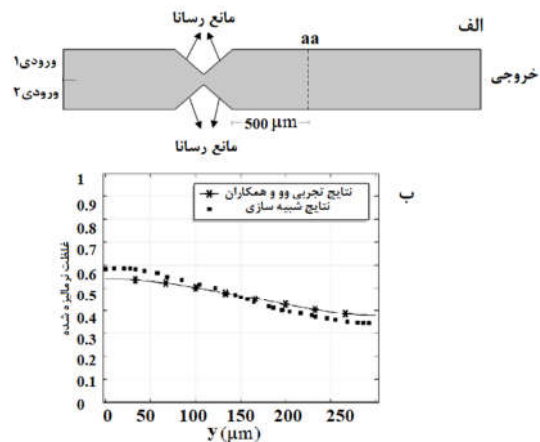
۳- نتایج

مش استفاده شده، مش مربعی بوده است و استقلال از شبکه بررسی شده است که در شکل ۴ الف نشان داده شده است. از آنجایی که در این مدل تنها قدرت گردابه‌ها باعث به دام افتادن ذرات شده‌اند، بنابر این مطالعه مش بر روی آن انجام شده است. همانطور که مشخص است، ۸۵۰۰۰ تعداد مش مناسبی است و بعد از آن نمودار خطی شده است، نمایی از مش در نزدیکی مانع در شکل ۴ ب نشان داده شده است. همانطور که پیشتر نیز اشاره شد، معادلات میدان الکتریکی و جریان به صورت پایا حل شده‌اند و سپس ذرات وارد شده‌اند و با استفاده از نتایج سرعت جریان و میدان الکتریکی وارد شده، به صورت وابسته به زمان مدل شده‌اند. ذرات با اندازه‌های مختلف وارد شده‌اند که در جدول ۳ اندازه ذرات، مشخصات کانال و اندازه میدان اعمال شده برای به دام انداختن ذرات آمده است، برای همه ذرات اندازه مانع داخل کانال، $200 \mu m \times 60 \mu m$ بوده است.



شکل ۴- الف) مطالعه مش، ب) نمای مش

سیال استفاده کرده است. شرایط مرزی و اولیه مقاله حاضر مانند کار وو و همکاران است و در ورودی و خروجی دو الکتروود نصب شده است که وظیفه برقراری میدان الکتریکی را دارند. مانع مثلی نیز از جنس رسانا است و وظیفه تولید گردابه را دارد. تنها تفاوت مقاله حاضر و مقاله وو و همکاران [۲۸] این است که آنها از این گردابه‌های تولید شده برای اختلاط سیال استفاده کرده‌اند در حالی که مقاله حاضر از قدرت آن برای به دام انداختن ذرات بهره جسته است. شکل ۲ الف نمایی از هندسه حل شده را نشان داده و شکل ۲ ب کار تجربی او را با شبیه سازی عددی انجام شده برای اعتبار سنجی، مقایسه شده است. همانطور که مشخص است این دو نمودار تطابق خوبی با هم دارند.

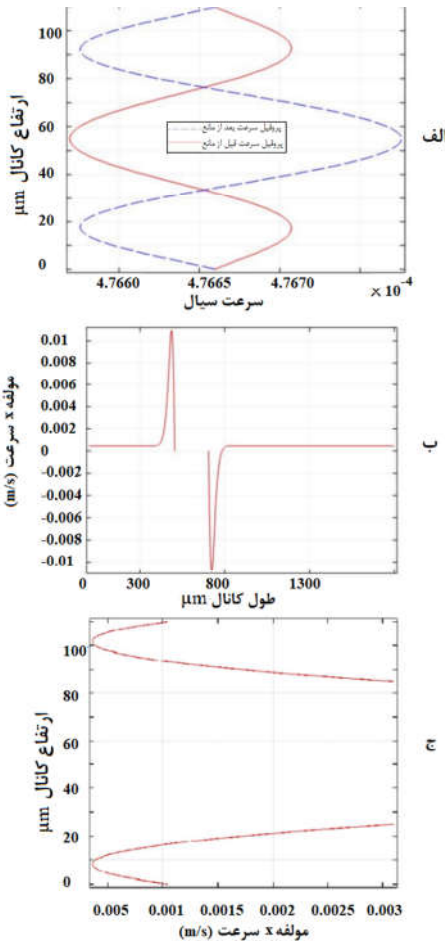


شکل ۲- الف) هندسه مدل حل شده توسط وو و همکاران. ب) نتایج عملی وو و همکاران، نتایج شبیه‌سازی شده با Comsol [۲۸].

برای اعتبار سنجی بیشتر مدل مدل دوتا و همکاران [۵۴] نیز مدل شده است. آنها یک کانالی با دیواره‌های از جنس یکسان از ابتدا تا انتهای کانال و یک میدان الکتریکی در راستای کانال با دو الکتروود در ابتدا و انتهای را در نظر گرفته‌اند و توزیع سرعت بی‌بعد نسبت به عرض بی‌بعد کانال برای افت فشارهای مختلف را به دست آورده‌اند. شکل ۳ نتایج حاصل از شبیه‌سازی دوباره مدل با نرم افزار Comsol و دوتا و همکاران [۵۴] را نشان داده است. از آنجایی که نتایج هر دو نمودار شکل ۳ تطابق خوبی با یکدیگر داشته‌اند می‌توان نتیجه گرفت که نرم افزار اعتبار سنجی شده است. لازم به ذکر است که 6350 مش مربعی برای شبیه‌سازی این مدل استفاده شده است. شایان ذکر است که نتایج حاصل از شبیه سازی مسأله با نقطه چین مشخص شده است.

جدول ۳- مشخصات میدان و کانال برای به دام انداختن ۱۰۰٪ ذرات

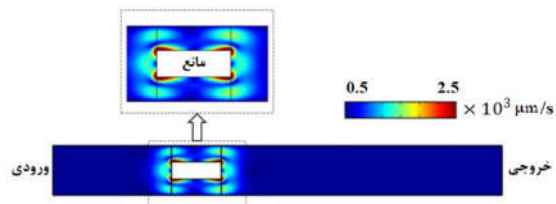
قطر ذره [nm]	V [V/cm]	٪به دام افتادن ذرات	سرعت متوسط $\times 10^{-4}$ (m/s)
۱۰۰۰	۱۵۰	۹۸	-
۱۰۰۰	۱۵۵	۱۰۰	۵,۰۷
۵۰۰	۱۵۰	۹۸	-
۵۰۰	۱۵۵	۱۰۰	۵,۰۷
۱۵۰	۱۵۰	۸۴	-
۱۵۰	۱۵۵	۱۰۰	۵,۰۷
۸۰	۱۵۰	۷۲	-
۸۰	۱۵۵	۱۰۰	۵,۰۷
۵۰	۱۵۵	۹۸	-
۵۰	۱۶۰	۱۰۰	۵,۲۳
۱۰	۱۵۵	۹۶	-
۱۰	۱۶۰	۱۰۰	۵,۲۳



شکل ۶- الف) توزیع مولفه X سرعت قبل و بعد از مانع. ب) توزیع مولفه X سرعت از خط مرکزی کانال در راستای X. ج) توزیع مولفه X سرعت در وسط مانع.

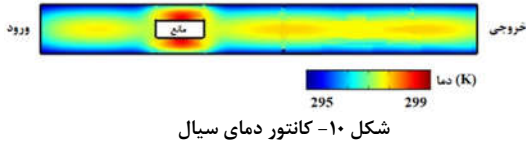
پیشتر اشاره شد که در نزدیکی مانع گردابه‌هایی به وجود می‌آیند که مانع حرکت ذرات شده است، این گردابه‌ها در شکل ۷ نشان داده شده‌اند. لازم به ذکر است که ذرات در داخل گردابه می‌چرخند و شکل ۷ موقعیت ذره‌ها در یک لحظه خاص را نشان داده است. شکل ۸ کانتور گردابه کانال را به همراه خطوط جریان نشان داده است و همانطور که مشخص است در اطراف مانع گردابه کانال بیشتر است و در نتیجه قدرت گردابه‌ها نیز قوی تر است که همین امر باعث شده است ذرات در این ناحیه در داخل گردابه‌ها به دام بیفتند. از آنجایی که میدان غیریکنواخت می‌شود، بار الکتریکی توزیع شده روی ذرات نیز غیر یکنواخت شده است و نیروی دی‌الکتروفورسیس ایجاد شده است. نیروی DEP از درجه 10^{-10} (N) و بزرگی گردابه‌ها همانطور که از شکل ۸ مشخص است از درجه 10^{-4} (1/s) به دست آمده است. پس می‌توان گفت که ذرات به دلیل گردابه‌های به وجود آمده به دام افتاده‌اند.

همانطور که پیش تر نیز اشاره شده است، میدان الکتریکی باعث حرکت سیال شده است. شکل ۵ کانتور سرعت در نزدیکی مانع را نشان داده است. سرعت سیال در تمام طول کانال غیر از در مقطعی که مانع وجود داشته است، با سرعت یکنواخت در حال عبور بوده است. در نزدیکی مانع هم به دلیل کمتر شدن سطح مقطع و هم به دلیل تغییر مقدار κ بیشتر شده است. نمودارهای شکل ۶ الف توزیع سرعت مولفه X در راستای عرض کانال در قبل و بعد از مانع را نشان داده است ($300 \mu\text{m}$ بعد از ورودی کانال یا $205 \mu\text{m}$ قبل از مانع و $905 \mu\text{m}$ بعد از ورودی کانال یا $205 \mu\text{m}$ بعد از مانع). تقریباً مشخص است سیال با سرعت ثابت و یکسان در کل کانال (غیر از مقطع نزدیک مانع) در حال حرکت است. نمودار شکل ۶ ب، توزیع سرعت مولفه X خط مرکزی کانال در راستای طول کانال را نشان داده است. نمودار شکل ۶ ج، توزیع سرعت مولفه X در مقطع وسط مانع را به تصویر کشیده است. همانطور که مشخص است، κ بر روی مانع فلزی بیشتر از مقدار متناظر آن بر روی دیوار است. همین امر باعث افزایش سرعت در این ناحیه شده است. توجه شود که همه کانتورها و نمودارها برای حالت به دام افتادن ۱۰۰٪ ذرات $1 \mu\text{m}$ رسم شده‌اند.



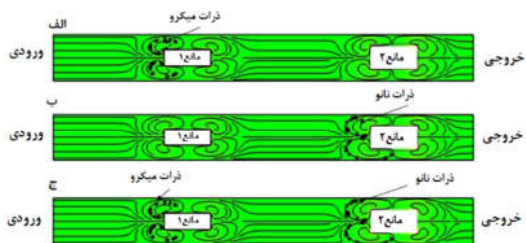
شکل ۵- کانتور سرعت سیال در داخل کانال.

بوده و بنا براین از آن صرفنظر شده است. از آنجایی که به ترتیب بیشترین دما و بیشترین میدان الکتریکی که به گلبول سفید آسیب نمی‌رساند به ترتیب ۴۴ درجه سلیسیوس [۵۵] و 600 V/cm است [۵۶]، این مدل برای جدا سازی ذرات زیستی کارآمد است.



شکل ۱۰- کانتور دمای سیال

در این مقاله با استفاده از گردابه‌های ایجاد شده در پشت مانع ذرات به دام افتاده‌اند. از این ایده برای جدایش ذرات با دو سایز مختلف از یکدیگر نیز می‌توان استفاده کرد به این صورت که به جای در نظر گرفتن یک مانع، باید دو مانع در داخل کانال در نظر گرفته شود. هدف از این بخش جدا کردن ذرات میکرومتر و نانومتر از یکدیگر بوده است. بنابر این مسأله سه بار حل شده است تا اطمینان حاصل شود که ذرات میکرو و نانو به خوبی از یکدیگر جدا شده‌اند و نتایج آن در شکل ۱۱ آورده شده است. به این منظور ذرات $5 \mu\text{m}$ (شکل ۱۱- الف)، ذرات 100 nm (شکل ۱۱- ب) و ذرات $5 \mu\text{m}$ و 100 nm به طور هم‌زمان (شکل ۱۱- ج) مدل شده‌اند. نتایج شکل ۱۱ به خوبی نشان داده است که ذرات میکرو پشت گردابه‌های ایجاد شده ناشی از مانع اول و ذرات نانومتر پشت گردابه‌های مانع دوم تجمع کرده‌اند. میدان الکتریکی مورد نیاز برای آن که بتواند ذرات را 100% از یکدیگر جدا کند 205 V/cm بوده است همچنین ارتفاع مانع اول و دوم به ترتیب $70 \mu\text{m}$ و $110 \mu\text{m}$ در نظر گرفته شده است.



شکل ۱۱- به‌دام افتادن ذرات در گردابه‌های ایجاد شده. الف) به‌دام افتادن ذرات به اندازه $5 \mu\text{m}$. ب) به‌دام افتادن ذرات به اندازه 100 nm . ج) جدا شدن ذرات اندازه میکرومتر و نانومتر از یکدیگر.

۴- نتیجه‌گیری

نتایج حاصل از این تحقیق نشان داده‌اند که با برقراری میدان الکتریکی حتی در طول کانالی که فشار ورودی و خروجی آن با هم یکسان است و سیال هیچ سرعت اولیه‌ای ندارد، می‌توان باعث حرکت سیال در داخل آن شد. همچنین نتایج نشان داده‌اند که با برقراری میدان الکتریکی در طول کانال و القای بار در نزدیکی رسانا، حرکت یون‌های همانم و نا همانم به گونه‌ای است که باعث ایجاد گردابه در اطراف آن شده است. از آنجایی که میدان الکتریکی اعمال شده ولتاژ نسبتاً کمی داشته است، انتظار می‌رود که روش القای الکتروستاتیک برای به دام انداختن ذرات زیستی نانو نیز مناسب باشد. جدایی آگزوتوم

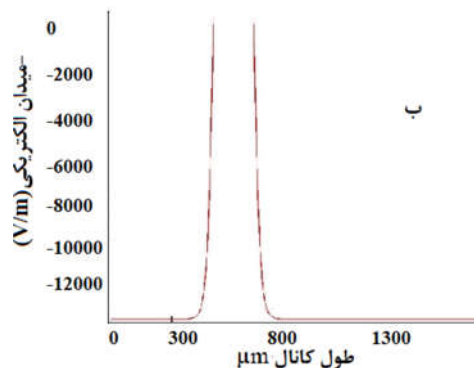
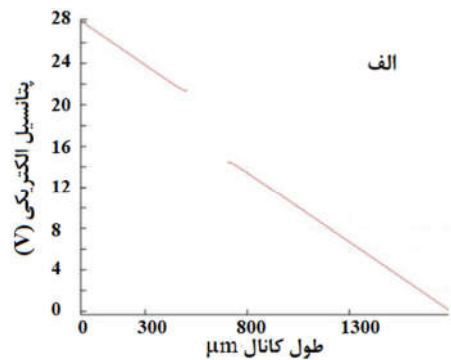


شکل ۷- به دام افتادن ذرات در گردابه‌های ایجاد شده (قطر ذرات، قطر واقعی نیست و بزرگنمایی شده است).



شکل ۸- کانتور گردابه جریان

در نمودار شکل ۹ الف توزیع پتانسیل الکتریکی (ϕ) در راستای طول کانال نشان داده و همانطور که مشخص است، توزیع آن تقریباً خطی است. در نزدیکی مانع این نمودار ثابت شده است. طبق معادله (۵)، برای محاسبه u نیاز به E_x و یا میدان الکتریکی در راستای x است. که نمودار شکل ۹ ب مقدار آن را نشان داده است. مقدار آن تا نزدیکی مانع ثابت بوده و همانطور که انتظار می‌رفت، در نزدیکی مانع صفر شده است. معادله (۹) ارتباط پتانسیل الکتریکی و میدان الکتریکی در نزدیکی رسانا را نشان داده است. برای محاسبه u نیز نیاز به محاسبه پتانسیل الکتریکی است.



شکل ۹- الف) توزیع پتانسیل الکتریکی در راستای طول کانال. ب) توزیع مشتق پتانسیل الکتریکی در راستای طول کانال.

همانطور که گفته شد، به دلیل وجود میدان الکتریکی پدیده گرمایش ژول به وجود می‌آید که نتایج آن در شکل ۱۰ آمده است. همانطور که از کانتور شکل ۱۰ مشخص است، افزایش دما بسیار ناچیز

[11] Bazant, M.Z. and T.M. Squires, Induced-charge electrokinetic phenomena: theory and microfluidic applications. *Physical Review Letters*, Vol.92 No.6, pp. 066101, 2004.

[12] Squires, T.M. and M.Z. Bazant, Induced-charge electro-osmosis. *Journal of Fluid Mechanics*, Vol.509, pp. 217-252, 2004.

[13] Squires, T.M. and M.Z. Bazant, Breaking symmetries in induced-charge electro-osmosis and electrophoresis. *Journal of Fluid Mechanics*, Vol.56 No.0, pp. 65-101, 2006.

[14] Squires, T.M. and S.R. Quake, Microfluidics: Fluid physics at the nanoliter scale. *Reviews of modern physics*, Vol.77 No.3, pp. 997, 2005.

[15] Patankar, N.A. and H.H. Hu, Numerical simulation of electroosmotic flow. *Analytical Chemistry*, Vol.70 No.9, pp. 1870-1881, 1998.

[16] Yang, R.-J., L.-M. Fu, and Y.-C. Lin, Electroosmotic flow in microchannels. *Journal of colloid and interface science*, Vol.239 No.1, pp. 98-105, 2001.

[17] Xuan, X., et al., Electroosmotic flow with Joule heating effects. *Lab on a Chip*, Vol.4 No.3, pp. 230-236, 2004.

[18] Ashkin, A., J.M. Dziedzic, and T. Yamane, Optical trapping and manipulation of single cells using infrared laser beams. *Nature*, Vol.330 No.6150, pp. 769, 1987.

[19] Pethig, R., Dielectrophoresis: using inhomogeneous AC electrical fields to separate and manipulate cells. *Critical reviews in biotechnology*, Vol.16 No.4, pp. 331-348, 1996.

[20] Nilsson, J., et al., Review of cell and particle trapping in microfluidic systems. *Analytica chimica acta*, Vol.649 No.2, pp. 141-157, 2009.

[21] Ashkin, A. and J.M. Dziedzic, Optical trapping and manipulation of viruses and bacteria. *Science*, Vol.235 No.4795, pp. 1517-1520, 1987.

[22] Müller, T., et al., High frequency electric fields for trapping of viruses. *Biotechnology techniques*, Vol.10 No.4, pp. 221-226, 1996.

[23] Hayward, R., D. Saville, and I.A. Aksay, Electrophoretic assembly of colloidal crystals with optically tunable micropatterns. *Nature*, Vol.404 No.6773, pp.56, 2000.

[24] Li, F., D.P. Josephson, and A. Stein, Colloidal assembly: the road from particles to colloidal molecules and crystals. *Angewandte Chemie International Edition*, Vol.50 No.2, pp. 360-388, 2011.

[25] Reuss, F., *Memoires de la societe imperiale de naturalistes de Moscou*. 1809.

[26] Smoluchowski, M., *Krak. 1903, Anz.*

[27] Wu, Z. and D. Li, Mixing and flow regulating by induced-charge electrokinetic flow in a microchannel with a pair of conducting triangle hurdles. *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol.5 No.1, pp. 65-76, 2008.

[28] Wu, Z. and D. Li, Micromixing using induced-charge electrokinetic flow. *Electrochimica Acta*, Vol.53 No.19, pp. 5827-5835, 2008.

[29] Hamett, C.K., et al., Model based design of a microfluidic mixer driven by induced charge electroosmosis. *Lab on a Chip*, Vol.8 No.4, pp. 565-572, 2008.

[30] Wang, C., et al., A novel microfluidic valve controlled by induced charge electro-osmotic flow. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, Vol.26 No.7, pp. 075002, 2016.

[31] Sharp, K., S. Yazdi, and S. Davison, Localized flow control in microchannels using induced-charge electroosmosis near conductive obstacles. *Microfluidics and Nanofluidics*, Vol.10 No.6, pp. 1257-1267, 2011.

[32] Paustian, J.S., et al., Induced charge electroosmosis micropumps using arrays of janus micropillars. *Lab on a Chip*, Vol.14 No.17, pp.3300-3312, 2014.

[33] Gangwal, S., et al., Induced-charge electrophoresis of metallodielectric particles. *Physical review letters*, Vol.100 No.5, pp. 058302, 2008.

[34] Daghighi, Y., et al., Experimental validation of induced-charge electrokinetic motion of electrically conducting particles. *Electrochimica Acta*, Vol.87 No.0, pp. 270-276, 2013.

[35] Ren, Y., et al., Scaled particle focusing in a microfluidic device with asymmetric electrodes utilizing induced-charge electroosmosis. *Lab on a Chip*, Vol.16 No.15, pp. 2803-2812, 2016.

ها از مباحثی است که در دهه اخیر مورد توجه قرار گرفته است و از این روش می‌توان برای به دام انداختن آن‌ها استفاده کرد. نکته دیگری که قابل توجه است، در این کار از میدان dc استفاده شده است. در بیشتر پژوهش‌های پیشین از میدان ac و یا از هر دو میدان ac و dc همزمان استفاده شده است. مهم‌ترین نوآوری این مطالعه جدا سازی ذرات با دو سایز مختلف ($5 \mu\text{m}$ و 100nm) از یکدیگر بوده است. نتایج حاصل از شبیه سازی مسأله حاکی از آن بوده است که با در نظر گرفتن دو مانع در داخل کانال، می‌توان ذرات درشت‌تر را پشت مانع اول و ذرات ریزتر را پشت مانع دوم به دام انداخت و در نتیجه ذرات را از یکدیگر جدا کرد.

۵- فهرست علائم

A	سطح کامل رسانا
D_h	عرض هیدرولیک کانال
d	ارتفاع مانع
E_x	قدرت میدان الکتریکی
n_0	مولالیته محلول
T	دما
\vec{T}	بردار میدان الکتریکی
ρ	چگالی سیال
ϵ_0	ضریب گذردهی خلأ
ζ	افت پتانسیل
τ_c	مقیاس زمان انتقال ذرات

۶- مراجع

[1] Liu, S.-J., S.-H. Hwang, and H.-H. Wei, Nonuniform Electro-osmotic Flow on Charged Strips and Its Use in Particle Trapping. *Langmuir*, Vol.24 No.1, pp. 13776-13789, 2008.

[2] Liu, S.-J., et al., Dynamic particle trapping, release, and sorting by microvortices on a substrate. *Physical Review E*, Vol.82 No.2, pp. 026308, 2010.

[3] Green, Y. and G. Yossifon, Dynamical trapping of colloids at the stagnation points of electro-osmotic vortices of the second kind. *Physical Review E*, Vol.87 No.3, pp. 033005, 2013.

[4] Skriner, K., et al., Association of citrullinated proteins with synovial exosomes. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, Vol.54 No.12, pp. 3809-3814, 2006.

[5] Gonzalez-Begne, M., et al., Proteomic analysis of human parotid gland exosomes by multidimensional protein identification technology (MudPIT). *Journal of proteome research*, Vol.8 No.3, pp. 1304-1314, 2009.

[6] Gonzales, P.A., et al., Large-scale proteomics and phosphoproteomics of urinary exosomes. *Journal of the American Society of Nephrology*, 2009. 20(2): p. 363-379.

[7] Poliakov, A., et al., Structural heterogeneity and protein composition of exosome-like vesicles (prostatomes) in human semen. *The Prostate*, Vol.69 No.2, pp. 159-167, 2009.

[8] Admyre, C., et al., Exosomes with immune modulatory features are present in human breast milk. *The Journal of immunology*, Vol.179 No.3, pp. 1969-1978, 2007.

[9] Stone, H.A. and S. Kim, Microfluidics: basic issues, applications, and challenges. *AIChE Journal*, Vol.47 No.6, pp. 1250-1254, 2001.

[10] Kua, C., et al., Review of bio-particle manipulation using dielectrophoresis. 2005.

- [36] Ren, Y., et al., Induced-charge electroosmotic trapping of particles. *Lab on a chip*, Vol.15 No.10, pp.2181-2191, 2015.
- [37] Wu, Y., et al., Large-scale single particle and cell trapping based on rotating electric field induced-charge electroosmosis. *Analytical chemistry*, Vol.88 No.23, pp. 11791-11798, 2016.
- [38] Ding, H., et al., Influence of induced-charge electrokinetic phenomena on the dielectrophoretic assembly of gold nanoparticles in a conductive-island-based microelectrode system. *Langmuir*, Vol.29 No.39, pp. 12093-12103, 2013.
- [39] Ren, Y., et al., Particle rotational trapping on a floating electrode by rotating induced-charge electroosmosis. *Biomicrofluidics*, Vol.10 No.5, pp.054103, 2016.
- [40] Liu, W., et al., On utilizing alternating current-flow field effect transistor for flexibly manipulating particles in microfluidics and nanofluidics. *Biomicrofluidics*, Vol. 10 No.3, pp.034105, 2016.
- [41] Tao, Y., et al., Enhanced particle trapping performance of induced charge electroosmosis. *Electrophoresis*, Vol.37 No.10, pp. 1326-1336, 2016.
- [42] Zhao, C. and C. Yang, Continuous-flow trapping and localized enrichment of micro-and nano-particles using induced-charge electrokinetics. *Soft matter*, Vol.14 No.6, pp. 1056-1066, 2018.
- [43] Chen, X., et al., A simplified microfluidic device for particle separation with two consecutive steps: Induced charge electroosmotic prefocusing and dielectrophoretic separation. *Analytical chemistry*, Vol.89 No.17, pp. 9583-9592, 2017.
- [44] Kang, Y. and D. Li, Electrokinetic motion of particles and cells in microchannels. *Microfluidics and nanofluidics*, Vol.6 No.4, pp. 431-460, 2009.
- [45] Arefin, M.S. and T.L. Porter, An ac electroosmosis device for the detection of bioparticles with piezoresistive microcantilever sensors. *Journal of Applied Physics*, Vol.111 No.5, pp.054919, 2012.
- [46] Wong, P.K., et al., Electrokinetic bioprocessor for concentrating cells and molecules. *Analytical chemistry*, Vol.76 No.23, pp. 6908-6914, 2004.
- [47] Hunter, R., *Zeta Potential in Colloid Science: Principles and Applications*, Academic Press, New York, 1981.
- [48] Daghighi, Y., *Induced-Charge Electrokinetic Motion of a Heterogeneous Particle and Its Corresponding Applications*. 2013.
- [49] Rizi, F.S., S. Talebi, and M. Mohammadi, Novel induced charge electrokinetic based microfluidic design for trapping of micro and nanoparticles: Numerical simulation approach. *INTERNATIONAL JOURNAL OF NUMERICAL MODELLING-ELECTRONIC NETWORKS DEVICES AND FIELDS*, 2021.
- [50] Nimesh, S., R. Chandra, and N. Gupta, *Advances in nanomedicine for the delivery of therapeutic nucleic acids*. Woodhead Publishing, 2017.
- [51] Ge, Z., C. Yang, and G. Tang, Concentration enhancement of sample solutes in a sudden expansion microchannel with Joule heating. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, Vol.53 No.13, pp. 2722-2731, 2010.
- [52] Marshall, J.S. and S. Li, *Adhesive particle flow*. Cambridge University Press, 2014.
- [53] Karadimos, A. and R. Ocone, The effect of the flow field recalculation on fibrous filter loading: a numerical simulation. *Powder technology*, Vol.137 No.3, pp. 109-119, 2003.
- [54] Dutta, P. and A. Beskok, Analytical solution of combined electroosmotic/pressure driven flows in two-dimensional straight channels: finite Debye layer effects. *Analytical chemistry*, Vol.73 No.9, pp. 1979-1986, 2001.
- [55] Zarkowsky, H.S., Heat-induced erythrocyte fragmentation in neonatal elliptocytosis. *British journal of haematology*, Vol.41 No.4, pp. 515-518, 1979.
- [56] Gao, J., X.-F. Yin, and Z.-L. Fang, Integration of single cell injection, cell lysis, separation and detection of intracellular constituents on a microfluidic chip. *Lab on a Chip*, Vol. 4 No.1, pp. 47-52, 2004.