

بررسی اختلاط در ریزمخلوط‌گرهای الکترواسموتیک-فشار محرک برای سیال غیرنیوتونی حاوی نانوذرات دارویی خنثی

علیرضا قادری

جعفر جماعتی*

احسان ابراهیم‌نیا بجستان

دانشجوی کارشناسی ارشد، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران

استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه رازی، کرمانشاه، ایران

استادیار، گروه مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی قوچان، قوچان، ایران

چکیده

در این مقاله شبیه سازی دوبعدی اختلاط نانوذرات دارو در سیال غیرنیوتونی درون ریزمجرای T شکل انجام شده و تأثیر استفاده از پدیده الکترواسموتیک به عنوان روشی برای بهبود اختلاط و همچنین تأثیر پارامترهای مختلف از جمله کسر حجمی نانوذرات، گرادیان فشار و خواص رئولوژیکی سیال بر رفتار اختلاط مورد بررسی قرار گرفته است. روش عددی بر مبنای روش المان محدود بوده که با استفاده از نرم‌افزار COMSOL Multiphysics پیاده سازی شده است. تمامی خواص فیزیکی در سیال به صورت تابعی از غلظت محلی ذرات در نظر گرفته شده است. انتظار می‌رود که افزایش کسر حجمی نانوذرات در شاخه ورودی نانودارو باعث افزایش غلظت متوسط در خروجی کانال شود اما نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که در این حالت میزان غلظت در خروجی کاهش می‌یابد. همچنین مشخص شد که استفاده از پدیده الکترواسموتیک به منظور ایجاد بهبود در اختلاط نهایی صورت گرفته بسیار مؤثر واقع می‌گردد. به علاوه مشخص شد که اعمال اختلاف فشار بیشتر میان مرزهای ورودی و خروجی کانال موجب کاهش بازده اختلاط نانوذرات می‌گردد در حالی که تغییر شاخص رفتار سیال غیرنیوتونی در حالتی که محرک جریان گرادیان فشار باشد، تأثیر بسیار اندکی بر تغییر راندمان اختلاط درون کانال دارد.

واژه‌های کلیدی: اختلاط، الکترواسموتیک-فشار محرک، نانوذرات دارو، سیال غیرنیوتونی.

Investigation of Electroosmotic/Pressure-driven Micromixing of Non-Newtonian Fluid Carrying Neutral Nanodrug Particles

A. Qaderi

J. Jamaati

E. Ebrahimnia-Bajestan

Department of Mechanical Engineering, Razi University, Kermanshah, Iran

Department of Mechanical Engineering, Razi University, Kermanshah, Iran

Department of Mechanical Engineering, Quchan University of Technology, Quchan, Iran

Abstract

In this article, a 2D simulation of mixing of nano drug particles has been performed for non-Newtonian fluid in a T-shaped microchannel. The effects of the applied electric field on the mixing behavior as a method for mixing enhancement as well as the effects of various parameters such as nanoparticle volume fraction, pressure gradient and rheological properties of the fluid have been investigated. The numerical method is based on the finite element method which has been performed using COMSOL Multiphysics software. All the physical properties of the fluid have been considered as a function of the local concentration of nanoparticles. It is expected that increasing the particle volume fraction in the inlet branch carrying nano drug, lead to the increase in the mean concentration in the outlet but the results show that mixing quality decreases for this case. The results also demonstrated the significant effects of electroosmotic phenomenon on the augmentation of mixing quality. Besides, it is found that applying higher pressure gradient results in a decrease of mixing quality, whereas changing the rheological index of the fluid has not any significant effect on the mixing quality for a pressure-driven flow.

Keywords: Mixing, Electroosmotic/Pressure-driven, Nanodrug particles, Non-Newtonian fluid.

۱- مقدمه

می‌شود. مهم‌ترین مسأله در زمینه ریزمخلوط‌گرها، افزایش راندمان اختلاط است [۳] به گونه‌ای که در سریع‌ترین زمان و کوتاه‌ترین مسیر، اختلاط سیالات مورد نظر با یکدیگر صورت پذیرد. بهبود اختلاط می‌تواند توسط پدیده الکترواسموتیک صورت پذیرد. هنگامی که یک الکترولیت با دیواره‌های جامد کانال تماس پیدا می‌کند، در مجاورت دیواره یک لایه نازک که دارای چگالی بار خالص غیرصفر می‌باشد، شکل می‌گیرد که به لایه دوتایی الکتریکی (EDL) موسوم است [۴]. اعمال یک میدان الکتریکی خارجی مماس بر سطح افقی کانال باعث می‌شود یون‌های اضافی موجود در لایه پخشی نیروی کولمب را تجربه کرده و حرکت به سوی الکترودهایی که میدان خارجی توسط آن‌ها اعمال شده است را آغاز کنند که در نهایت موجب ایجاد جریان

اخیرا سیستم‌های با مقیاس میکرو و نانو در انواع بخش‌های صنعتی و آزمایشگاهی و حتی تجاری کاربرد وسیع و گسترده‌ای پیدا کرده است. یکی از مهم‌ترین بخش‌های مطرح در این زمینه، کاربردهای پزشکی و حوزه درمان و دارورسانی می‌باشد. امروزه امکان ساخت تجهیزاتی همچون دستگاه‌های قابل حمل تست قند خون، کاربردهای تشخیص ویروس هپاتیت نوع C [۱]، دستگاه‌های یکپارچه‌سازی شده تکثیر DNA [۲] مرهون پیشرفت تکنولوژی و دانش در زمینه سیستم‌های میکروالکترومکانیکی می‌باشد. یک پدیده اساسی و مهم در اکثر این تجهیزات، پدیده اختلاط است که توسط یک ریزمخلوط‌گر تامین

* نویسنده مکاتبه کننده، آدرس پست الکترونیکی: j.jamaati@razi.ac.ir

تاریخ دریافت: ۹۶/۰۱/۳۰

تاریخ پذیرش: ۹۷/۰۲/۲۴

الکترواسموتیک در کانال می گردد [۵].

تا کنون مطالعات و تحقیقات فراوانی پیرامون موضوع بهبود کیفیت اختلاط در ریزمخلوط گرهای و به طور خاص ریزمخلوط گرهای الکترواسموتیک صورت گرفته است. یانگ و همکاران [۶] با مطالعه اختلاط درون ساختارهایی با کانال های ساخته شده از شیارهای متصل^۱ نشان دادند که استفاده از ساختارها در دستیابی به اختلاط مطلوب اثر جدی دارد و علاوه بهبود اختلاط، بدون نیاز به منبع خارجی و به صورت غیرفعال انجام می شود که خود یک مزیت است. همچنین بیدیس و همکاران [۷] نشان دادند که استفاده از ناهمگنی در زتاپتانسیل دیواره های میکروکانال می تواند به میزان قابل توجهی بر بازده اختلاط اثرگذار باشد. با پیشرفت فناوری در زمینه ی ساخت میکروکانال ها، امروزه می توان زتاپتانسیل هایی با اندازه و علامت های مختلف روی سطوح کانال ایجاد کرد. ابراهیمی و همکاران [۸] اختلاط را در میکروکانال های T شکل و برای جریان های ترکیبی الکترواسموتیک-فشار محرک و در حضور ناهمگنی روی دیواره ها بررسی کردند. لحاظ کردن گرادیان فشار از این لحاظ مهم است که در کاربردهای عملی، وجود نشتی ها و میدان فشار خارجی معمولاً اجتناب ناپذیر هستند و لذا بررسی آنها در مطالعات عددی می تواند به انطباق بیشتر نتایج به دست آمده بر نتایج واقعی مسائل کمک کند. چو و همکاران [۹] اختلاط را در ریزمخلوط گر الکترواسموتیک حاوی سیال غیرنیوتونی و در حضور موانع الگودار در دو حالت موانع موجی و مستطیلی بررسی کردند. نتایج آن ها نشان داد که استفاده از موانع مستطیلی راندمان اختلاط بهتری را نسبت به استفاده از موانع موجی موجب می شود.

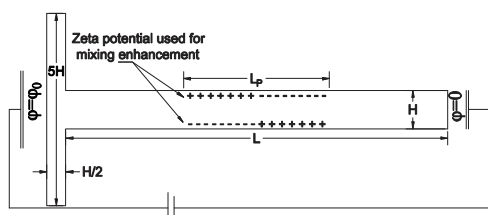
از جمله زمینه های نوین مطرح در علم پزشکی، مبحث نانوداروها می باشد که کاربرد گسترده ای در زمینه ی دارورسانی پیدا کرده است [۱۰] و در این کاربردها دستیابی به توزیع غلظت یکنواخت نانوذرات دارو ضروری بوده و ایجاب می کند که طراحی و استفاده از یک ریزمخلوط گر با بازده بالا مد نظر قرار گیرد [۱۱]. در زمینه ی جریان و اختلاط نانوداروها مطالعات متعددی صورت گرفته است. ژائو و همکاران [۱۲] به صورت تحلیلی جریان و انتقال گرمای نانوسیالات را در میکروکانال های در معرض میدان الکتریکی و مغناطیسی بررسی کردند. نتایج آن ها نشان دهنده ی این موضوع بود که با افزایش غلظت نانوذرات در سیال، بزرگی سرعت سیال کاهش می یابد. لیو و همکاران [۱۳] با استفاده از مدل سازی عددی روند دارورسانی را با استفاده از مدل های مختلف از جمله مدل همرفتی-پخشی^۲ مورد مطالعه قرار دادند. نتایج آن ها مؤید کارایی استفاده از میدان غلظت (به صورت روشی مبتنی بر دیدگاه پیوسته) در پیش بینی رفتار جریان حاوی نانوذرات بود. لی و کلینسترر [۱۱] اختلاط نانوذرات دارو را با استفاده از مدل همرفتی-پخشی در یک میکروکانال مجهز به پره های تعبیه شده روی دیواره ها و همچنین در حالت ریزمخلوط گر تزریقی مورد بررسی و مطالعه قرار دادند. نتایج آن ها نشان داد که استفاده از ریزمخلوط گر تزریقی نتایج بهتری از جهت راندمان اختلاط و ابعاد نهایی تجهیزات ساخته شده ایجاد می کند. علی رغم مطالعات وسیع صورت گرفته در زمینه

ریزمخلوط گرهای، حجم تحقیقات صورت گرفته در زمینه ی ریزمخلوط-گرهای حاوی نانوسیالات اندک بوده و نیاز به انجام تحقیقات بیشتر در این زمینه و به خصوص در زمینه ی ریزمخلوط گرهای الکترواسموتیک-فشار محرک به خوبی احساس می شود. به همین دلیل هدف مقاله حاضر، بررسی اختلاط در ریزمخلوط گرهای الکترواسموتیک-فشار محرک برای سیال غیرنیوتونی محتوی نانوذرات خنثی دارو تعیین شده است. اختلاط نانوذراتی که از نظر الکتریکی خنثی هستند از این جهت مورد توجه است که مستقیماً توسط میدان الکتریکی قابلیت هدایت و تحرک ندارند. از این رو جهت تحریک نانوذرات خنثی با استفاده از میدان الکتریکی باید روش های جایگزین مناسب معرفی و مورد توجه قرار گیرند [۱۴]. تمامی خواص مربوط به نانوسیال به صورت تابعی از غلظت نانوذرات موجود در الکترولیت لحاظ می گردد به طوری که با توجه به غلظت متغیر نانوذرات در نقاط مختلف، خواص نانوسیال در هر نقطه می تواند مقدار متفاوتی به خود بگیرد. این مطالعه با استفاده از معادله همرفتی-پخشی و به کارگیری نسخه ی غیرخطی معادله پواسون-بولتزمن صورت می گیرد. ضمناً رفتار غیر نیوتونی جریان توسط مدل قانون توانی لحاظ می شود.

۲- مدل سازی ریاضی

۲-۱- هندسه و پیکربندی میکروکانال

هندسه مورد مطالعه یک ریزمجرای T شکل بوده که هر یک از شاخه های ورودی آن دارای عرض $H/2$ و طول $2H$ و شاخه خروجی دارای ارتفاع H و طول L می باشد. پیکربندی کلی کانال و توزیع زتاپتانسیل غیرهمگن آن در شکل ۱ به نمایش درآمده است. پارامتر L_p بیانگر طول ناحیه دارای زتاپتانسیل می باشد.



شکل ۱- پیکربندی کلی کانال

جنس نانوذرات و سیال پایه به ترتیب سیلیکا و آب در نظر گرفته می شود. معادلات کلی حاکم بر مساله به صورت یک مجموعه معادله کوپل شده بر اساس روابطی که در ادامه معرفی خواهند شد تعیین می گردد.

۲-۲- معادلات حاکم

معادله پیوستگی و مومنوم:

معادلات حاکم بر پیوستگی و مومنوم جریان سیال غیرنیوتونی بر مبنای معادله مومنوم کوشی [۱۵] و با فرض جریان پایا و تراکم ناپذیر به صورت روابط (۱) و (۲) ارائه می شود:

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{V} = 0 \quad (1)$$

$$\rho_{eff}(\vec{V} \cdot \vec{\nabla} \vec{V}) = -\vec{\nabla} p + \vec{\nabla} \cdot [\tau] - \rho_e \vec{\nabla} \Phi \quad (2)$$

در معادلات (۱) و (۲) عبارات ρ_e , $\vec{V}$, p , ρ_{eff} و Φ به ترتیب بیانگر چگالی مؤثر نانوسیال، بردار سرعت، فشار، چگالی بار خالص

^۱ Connected Groove

^۲ Convection-Diffusion

مؤثر در نانوسیال بوده و توسط رابطه (۱۲) قابل تعیین است [۲۲]:

$$\epsilon_{eff} = \epsilon_f + 3\alpha\epsilon_f \left[\frac{\epsilon_s - \epsilon_f}{\epsilon_s + 2\epsilon_f - \alpha(\epsilon_s - \epsilon_f)} \right] \quad (12)$$

معادله بولتزمن:

طبق معادله بولتزمن، پتانسیل الکتریکی داخلی و توزیع یون‌های موجود در نانوسیال توسط رابطه (۱۳) به هم مروط می‌شوند:

$$n_i = n_0 \exp\left(\frac{-z_i e \psi}{k_B T}\right) \quad (13)$$

در رابطه (۱۳) عبارات n_0 ، k_B و T به ترتیب بیانگر غلظت کپه‌ای شمارشی یون بر حسب $1/m^3$ ، ثابت بولتزمن و دمای مطلق بر حسب کلون می‌باشند. با ترکیب معادلات (۱۱) و (۱۳) و با فرض الکترولیت متقارن و دوگونه‌ای حاوی یون‌های تک‌والانس، معادله (۱۴) موسوم به معادله پواسون-بولتزمن غیر خطی برای نانوسیال به دست می‌آید:

$$\epsilon_0 \epsilon_{eff} \nabla^2 \psi - 2|z|en_0 \sinh\left(\frac{z|e\psi|}{k_B T}\right) = 0 \quad (14)$$

معادله حاکم بر پتانسیل الکتریکی خارجی:

معادله حاکم بر پتانسیل الکتریکی خارجی اعمال شده بر کانال به منظور ایجاد جریان الکترواسموتیک، با استفاده از پایداری جریان الکتریکی در نهایت به صورت معادله (۱۵) ظاهر می‌گردد [۲۳]:

$$\vec{\nabla} \cdot (\sigma_{eff} \nabla \phi) = 0 \quad (15)$$

در معادله (۱۵) عبارت σ_{eff} بیانگر رسانایی الکتریکی مؤثر نانوسیال بوده و توسط رابطه ارائه شده توسط ماکسول به صورت معادله (۱۶) قابل تعیین است:

$$\sigma_{eff} = \sigma_f \left(1 + \frac{3\left(\frac{\sigma_s}{\sigma_f} - 1\right)\alpha}{\left(\frac{\sigma_s}{\sigma_f} + 2\right) - \left(\frac{\sigma_s}{\sigma_f} - 1\right)\alpha} \right) \quad (16)$$

در رابطه (۱۶) عبارات α ، σ_s و σ_f به ترتیب بیانگر کسر حجمی نانوذرات در محلول، رسانایی الکتریکی نانوذرات و رسانایی الکتریکی محلول در غیاب نانوذرات می‌باشند. مقدار σ_f می‌تواند توسط رابطه (۱۷) محاسبه شود [۲۳]:

$$\sigma_f = \sum_i \frac{D_i z_i^2 e^2 n_{i,0}}{k_B T} \quad (17)$$

در رابطه (۱۷) عبارات D_i و $n_{i,0}$ به ترتیب بیانگر ضریب پخش مولکولی گونه i در محلول الکترولیت و غلظت کپه‌ای شمارشی گونه i می‌باشند.

معادله همرفتی-پخشی حاکم بر غلظت نانوسیال:

غلظت نانوذرات موجود در سیال توسط معادله همرفتی-پخشی تعیین می‌شود. این معادله در حالت پایا به صورت معادله (۱۸) نوشته می‌شود:

$$\vec{\nabla} \cdot \nabla C = \nabla \cdot (D_p \nabla C) \quad (18)$$

در رابطه (۱۸) عبارات C و D_p به ترتیب بیانگر غلظت نانوذرات و ضریب پخش نانوذرات می‌باشند. ضریب پخش D_p می‌تواند توسط رابطه استوکس-اینشتین به صورت رابطه (۱۹) تعیین شود:

$$D_p = \frac{k_B T}{6\pi\mu_f d_p} \quad (19)$$

الکتریکی و پتانسیل الکتریکی می‌باشند. آخرین عبارت سمت راست معادله (۲) بیانگر نیروی حجمی الکتریکی وارد بر سیال است. مقدار چگالی مؤثر از طریق رابطه (۳) قابل تعیین است:

$$\rho_{eff} = \alpha\rho_s + (1-\alpha)\rho_f \quad (3)$$

در رابطه (۳) ρ_s بیانگر چگالی ذرات نانو و ρ_f بیانگر چگالی سیال پایه بدون حضور نانوذرات است. ضمناً عبارت α تعیین کننده کسر حجمی نانوذرات در نانوسیال است. همچنین برای تعیین چگالی بار خالص الکتریکی می‌توان از رابطه (۴) استفاده کرد:

$$\rho_e = \sum_i z_i e n_i \quad (4)$$

در رابطه (۴) عبارات c ، z_i و n_i به ترتیب بیانگر والانس گونه i در سیال، بار الکتریکی پایه و غلظت شمارشی گونه i با واحد $1/m^3$ می‌باشند. لازم به ذکر است که پتانسیل الکتریکی کلی Φ بایستی به صورت رابطه (۵) از مجموع پتانسیل‌های الکتریکی میدان الکتریکی خارجی اعمال شده به کانال (ϕ) و پتانسیل الکتریکی داخلی درون کانال (ψ) که ناشی از توزیع یون‌ها در مقطع کانال می‌باشد، محاسبه شود:

$$\Phi = \phi + \psi \quad (5)$$

رفتار غیرنیوتونی سیال توسط مدل توانی بر جریان اعمال می‌شود، بر مبنای این مدل روابط (۶) الی (۹) بیانگر رفتار رئولوژیک سیال خواهند بود [۱۶]:

$$[\tau] = 2\mu(\dot{\gamma})[\dot{\gamma}] \quad (6)$$

$$[\dot{\gamma}] = \frac{1}{2}([\vec{\nabla}\vec{V}] + [\vec{\nabla}\vec{V}]^T) \quad (7)$$

$$\dot{\gamma} = \sqrt{\frac{1}{2}[\dot{\gamma}]:[\dot{\gamma}]} \quad (8)$$

$$\mu(\dot{\gamma}) = \mu_{eff}(2\dot{\gamma})^{n-1} \quad (9)$$

در روابط (۶) الی (۹) عبارات $\mu(\dot{\gamma})$ ، $[\dot{\gamma}]$ ، $[\vec{\nabla}\vec{V}]$ و $\dot{\gamma}$ ، μ_{eff} به ترتیب بیانگر لزجت مخلوط در کانال، تانسور نرخ کرنش، تانسور گرادیان میدان سرعت، بزرگی تانسور نرخ کرنش، لزجت مؤثر نانوسیال می‌باشند. n شاخص رفتار جریان است و نحوه رفتار سیال در برابر تنش اعمالی را نشان می‌دهد [۱۷]. در کار حاضر از مدل فرازداقی-هریس [۱۸] برای تعیین لزجت مؤثر نانوسیال استفاده شده است. طبق این مدل با توجه به کسر حجمی نانوذرات و با استفاده از اعمال رگرسیون غیرخطی بر داده‌های آزمایشگاهی موجود [۱۹، ۲۰] یک رابطه مناسب با ضریب تشخیص 0.997 به دست آمده است. این رابطه که از برازش داده‌ها در محدوده کسر حجمی 0 تا 16 درصد حاصل شده است لزجت معادل نانو سیال را بر حسب سانتی پواز به صورت معادله (۱۰) معرفی می‌کند:

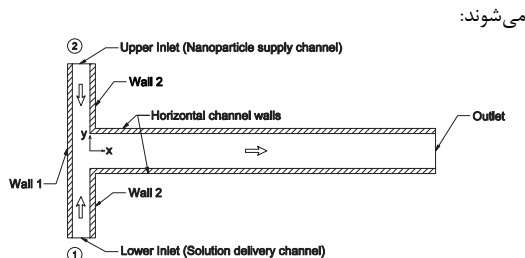
$$\mu_{eff} = \frac{1}{0.936654 - 0.064171 \times \alpha^{0.787687}} \quad (10)$$

معادله پواسون:

معادله حاکم بر پتانسیل الکتریکی میدان داخلی به وجود آمده در کانال معادله مشهور پواسون [۲۱] می‌باشد که به صورت رابطه (۱۱) نوشته می‌شود:

$$\nabla(\epsilon_0 \epsilon_{eff} \nabla \psi) + \rho_e = 0 \quad (11)$$

در رابطه (۱۱) عبارت ϵ_{eff} بیانگر ضریب گذردهی الکتریکی نسبی



شکل ۲- شرط‌های مرزی اعمال شده بر حوزه‌ی حل (روابط (۲۵))

مرزهای ورودی کانال:

$$\frac{\partial p}{\partial y} = 0, \frac{\partial \psi}{\partial y} = 0$$

$$P = P_{in} \quad (الف-۲۵)$$

$$C = \begin{cases} C_2 & \text{Upper Inlet} \\ 0 & \text{Lower Inlet} \end{cases}$$

مرز خروجی کانال:

$$\varphi = 0, \frac{\partial \psi}{\partial x} = 0, p = 0, \frac{\partial C}{\partial x} = 0 \quad (ب-۲۵)$$

دیواره‌ی شماره‌ی ۱:

$$\varphi = \varphi_0, \frac{\partial \psi}{\partial x} = 0, u = 0, v = 0, \frac{\partial C}{\partial x} = 0 \quad (ج-۲۵)$$

دیواره‌های شماره‌ی ۲:

$$\frac{\partial p}{\partial x} = 0, \frac{\partial \psi}{\partial x} = 0, u = 0, v = 0, \frac{\partial C}{\partial x} = 0 \quad (د-۲۵)$$

دیواره‌های افقی کانال:

$$\frac{\partial p}{\partial y} = 0, \begin{cases} |\psi| = \zeta_p & \frac{L-L_p}{2} < x \leq \frac{L+L_p}{2} \\ \frac{\partial \psi}{\partial y} = 0 & 0 \leq x \leq \frac{L-L_p}{2} \\ \frac{\partial \psi}{\partial y} = 0 & \frac{L+L_p}{2} \leq x \leq L \end{cases} \quad (ه-۲۵)$$

$$u = 0, v = 0, \frac{\partial C}{\partial y} = 0$$

شرط‌های مرزی مذکور در روابط (۲۵) بر اساس شرط عدم لغزش روی دیواره‌های کانال و نفوذناپذیری دیواره‌ها نسبت به عبور گونه‌ها و شار الکتریکی تعیین شده‌اند.

۳- روش عددی و اعتبار سنجی

به منظور حل عددی مسأله از روش المان محدود استفاده می‌گردد. برای حل عددی مسأله از نرم‌افزار COMSOL Multiphysics نسخه‌ی 5.2a استفاده شده است. روش عددی استفاده شده از حل-گرهای غیرخطی کوپل شده با یک حل‌گر خطی مبتنی بر روش مستقیم (غیر تکرار) جهت حل معادلات حاکم بر مسأله بهره می‌گیرد. در روش عددی به کار رفته برای حل معادلات از گسسته‌سازی مرتبه‌دوم برای میادین سرعت، غلظت و پتانسیل الکتریکی داخلی و خارجی و همچنین از گسسته‌سازی مرتبه‌سوم برای میدان فشار استفاده می‌گردد. مش مورد استفاده در حل مسأله در حالت کانال T شکل یک شبکه‌ی غیر منظم مثلثی با 21403 المان بوده، و در حالت کانال مستقیم

در رابطه (۱۹) d_p نشان‌دهنده قطر نانوذره می‌باشد. غلظت نانوذرات تعیین شده توسط رابطه (۱۸) تعیین کننده کسر حجمی نانوذرات (α) می‌باشد. به این صورت که غلظت حداکثر و حداقل، متناظر با مقادیر حداکثر و حداقل α می‌باشد.

به منظور ارائه و بررسی بهتر نتایج، اعداد و پارامترهای بدون بعد ذیل معرفی می‌شوند:

عدد پکله:

$$Pe = \frac{\bar{U}H}{D_p} \quad (۲۰)$$

در رابطه (۲۰) Pe نشان‌دهنده عدد بدون بعد بعد پکله می‌باشد که در آن عبارت $\bar{U}$ معرف سرعت متوسط در کانال می‌باشد.

عدد رینولدز در شاخه‌های ورودی:

$$Re_i = \frac{U_i H}{2\nu_i} \quad (۲۱)$$

در رابطه‌ی (۲۱) اندیس $i=1$ نمایشگر شاخه ورودی پایینی و $i=2$ نمایشگر شاخه ورودی بالایی (ورود نانودارو) خواهد بود. همچنین U_i سرعت متوسط را در شاخه مورد نظر نشان می‌دهد.

۳-۲- معیار مناسب جهت بررسی اختلاط

به منظور بررسی میزان اختلاط به وجود آمده در میکروکانال از شاخصی مبتنی بر انحراف معیار غلظت نانوذرات در هر مقطع از کانال استفاده می‌گردد. انحراف معیار در هر مقطع از کانال به صورت رابطه (۲۲) تعریف می‌گردد:

$$sd = \left(\frac{\int_0^H (C(y) - C_m)^2 dy}{\int_0^H dy} \right)^{1/2} \quad (۲۲)$$

در رابطه (۲۲) عبارت $C(y)$ غلظت نانوذرات را در هر مقطع از کانال بیان می‌کند در حالی که C_m غلظت متوسط نانوذرات را در آن مقطع بیان می‌کند و به صورت رابطه (۲۳) قابل محاسبه است:

$$C_m = \frac{\int_0^H C(y) dy}{H} \quad (۲۳)$$

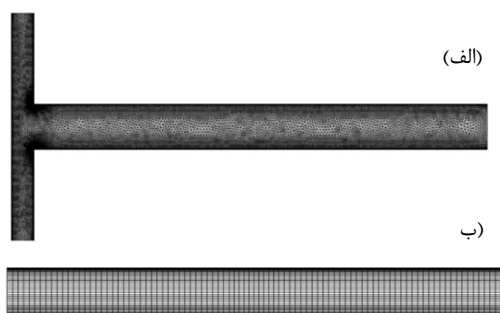
بازده اختلاط صورت گرفته بر اساس انحراف معیار با استفاده از رابطه (۲۴) قابل محاسبه است [۲۴]. به این ترتیب می‌توان گفت هر قدر توزیع غلظت در مقطع کانال یکنواخت‌تر باشد (انحراف معیار کمتر باشد)، اختلاط بهتری صورت گرفته است. توضیح آن که sd_0 معرف انحراف معیار غلظت نانوذرات در مقطع ورودی کانال و به عبارت دیگر در حالتی است که اختلاط صورت نگرفته است در حالی که sd_L معرف انحراف معیار غلظت در انتهای کانال می‌باشد. بر این اساس مقادیر حاصل از رابطه (۲۴) می‌تواند از مقدار ۰ تا ۱ متغیر باشد. به گونه‌ای که مقدار ۰ متناظر با حالتی است که هیچ‌گونه اختلاطی رخ نداده است، در حالی که مقدار ۱ متناظر با اختلاط کامل می‌باشد:

$$q_L = 1 - \frac{sd_L}{sd_0} \quad (۲۴)$$

۴-۲- شرط‌های مرزی

شرط‌های مرزی به کار رفته جهت حل معادلات حاکم بر میدان-های دخیل در مسأله به صورت روابط (۲۵) و مطابق با شکل ۲ ارائه

عرض کانال مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.



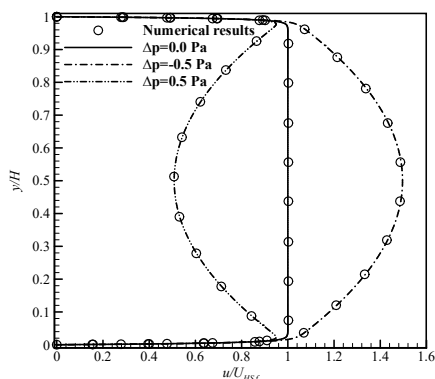
شکل ۴- کیفیت مش‌های مورد استفاده در روند حل مسأله
الف) کانال T شکل ب) کانال مستقیم

در مرحله‌ی اول از اعتبارسنجی، رابطه‌ی تحلیلی به دست آمده برای جریان در جریان ترکیبی الکترواسموتیک-فشار محرک درون کانال مستقیم حاوی سیال نیوتونی بدون حضور ذرات نانودارو در آن با نتایج عددی به دست آمده از کار حاضر مقایسه می‌گردد. رابطه‌ی تحلیلی مذکور به صورت معادله (۲۸) بیان می‌گردد [۲۵]:

$$\frac{u(y)}{U_{HS,f}} = \left(1 - \frac{\cosh(\kappa y)}{\cosh\left(\frac{\kappa H}{2}\right)} + \frac{H^2 \Delta p}{8 \epsilon_f \zeta_w V_0} \left(1 - 4 \left(\frac{y}{H} \right)^2 \right) \right) \quad (28)$$

در رابطه (۲۸) پارامتر κ معرف عکس طول دبی^۱ بوده و در حالت سیال نیوتونی با رابطه $\kappa = 2n_0 e^2 z^2 / \epsilon_f \epsilon_0 K_B T$ قابل تعیین است. همچنین عبارت $U_{HS,f}$ بیانگر سرعت مرجع هلمهولتز-اسمولوفسکی بوده و برای حالت سیال نیوتونی ($n = 1$)، توسط رابطه (۲۹) قابل بیان است:

$$U_{HS,f} = - \frac{\epsilon_f \zeta_w V_0}{L \mu_f} \quad (29)$$



شکل ۵- مقایسه نتایج عددی و داده‌های حاصل از رابطه تحلیلی
(۲۸)

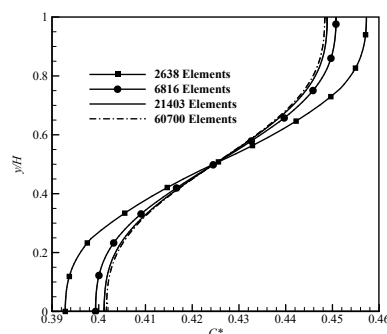
در رابطه‌ی (۲۹) عبارت μ_f معرف لزجت سیال بدون حضور نانوذرات می‌باشد. شکل ۵ نتایج حاصل از اعتبارسنجی حل عددی بر

یک شبکه منظم با 3600 المان تعیین می‌گردد. شبکه‌های انتخاب شده پس از بررسی شرایط استقلال از گره در هر دو حالت کانال T شکل و کانال مستقیم که در اعتبارسنجی نتایج حاصل به کار می‌رود، بر اساس تغییرات کمتر از یک صدم درصد در نتایج به دست آمده از مش‌های مختلف، تعیین شده‌اند. بررسی استقلال از گره برای هر دو حالت کانال T شکل و مستقیم بر اساس میزان دبی حجمی عبوری از کانال صورت گرفته است. نتایج به دست آمده در جدول ۱ گزارش شده‌اند.

جدول ۱- نتایج حاصل از بررسی استقلال از گره

تعداد المان‌ها		دبی حجمی (μl/s)	
کانال T شکل	کانال مستقیم	کانال T شکل	کانال مستقیم
۲۶۳۸	۹۲۰	۰٫۸۶۸۰۸	۵٫۰۱۸۹
۷۷۸۰	۲۰۴۰	۰٫۸۶۶۷۴	۵٫۰۲۲۱
۲۱۴۰۳	۳۶۰۰	۰٫۸۶۷۰۱	۵٫۰۲۲۷
۶۰۷۰۰	۶۷۲۰	۰٫۸۶۷۰۲	۵٫۰۲۲۹

به منظور حصول اطمینان از صحت نتایج مربوط به مرحله‌ی بررسی استقلال از گره، پروفیل غلظت در مرز خروجی کانال T شکل به ازای شبکه‌های مختلف رسم و در شکل ۳ گزارش شده است. همانطور که در شکل ۳ مشخص است، منطبق بر نتایج به دست آمده از جدول ۱، استقلال نتایج از گره در شبکه‌ای با تعداد ۲۱۴۰۳ المان تعیین می‌گردد.



شکل ۳- بررسی استقلال نتایج از شبکه بر اساس پروفیل غلظت در خروجی برای حالت کانال T شکل

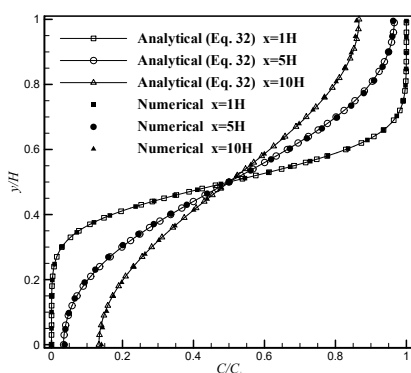
شکل ۴ مش‌های استفاده شده برای هر دو حالت را هنگامی که ارتفاع کانال، H ، برابر با $20 \mu m$ و طول کانال برابر با $L = 10H = 200 \mu m$ منظور شده است، به تصویر می‌کشد. همانطور که در شکل ۴ نیز مشخص است، مش مورد استفاده در نزدیکی دیواره‌ها و گوشه‌های تیز دارای تراکم بیشتری است. تراکم در نزدیکی دیواره‌ها به دلیل وجود EDL در این ناحیه الزامی است. میزان خطای در نظر گرفته شده برای اغنای شرط همگرایی نیز برابر با $err = 10^{-6}$ لحاظ می‌گردد.

اعتبارسنجی حل عددی به دست آمده به چند روش انجام خواهد شد. نخست اعتبارسنجی بر مبنای مقایسه‌ی پروفیل سرعت صورت می‌گیرد و پس از آن نتایج مربوط به پروفیل سرعت در جریان سیال غیرنیوتونی اعتبارسنجی می‌گردد و در نهایت مقادیر مربوط به پروفیل غلظت در

^۱ Debye Length

$$\frac{C(x, y)}{C_i} = \frac{1}{\pi} \sum_{n=1}^{\infty} \left(\exp \left[\frac{-\pi^2 (2n-1)^2 x}{H \cdot Pe} \right] \times \sin \left[\frac{\pi (2n-1) y}{H} \right] \frac{1 - \cos \left[\frac{\pi (2n-1)}{2n-1} \right]}{2n-1} \right) \quad (32)$$

عبارت C_i در رابطه‌ی (۳۲) معرف مقدار غلظت سیال غلیظ در مرز ورودی کانال مستقیم می‌باشد. شکل ۷ نتایج به دست آمده از این مقایسه را برای $Pe=180$ در چند مقطع مختلف از کانال نشان می‌دهد. همانطور که در شکل ۷ مشخص است، نتایج به دست آمده برای میدان غلظت با دقت مناسبی بر داده‌های مستخرج از رابطه‌ی تحلیلی (۳۲) منطبق می‌باشند. به این ترتیب بر اساس شکل‌های ۵، ۶ و ۷ می‌توان از صحت و اعتبار نتایج به دست آمده از حل عددی اطمینان حاصل نمود.



شکل ۷- مقایسه‌ی نتایج عددی و تحلیلی پروفیل غلظت در چند مقطع مختلف از کانال مستقیم

۴- نتایج

حل مسأله با در نظر گرفتن پارامترهایی که در جدول ۲ ذکر شده‌اند صورت می‌گیرد. خواص ذکر شده با در نظر گرفتن نانوذرات سیلیکا (با چگالی ۲۶۵۰) لحاظ شده‌اند که در ساخت نانوداروها کاربردی می‌باشد.

جدول ۲- خواص و پارامترهای به کار رفته در حل مسأله [۲۷، ۲۳]

پارامتر	مفهوم	مقدار
σ_f	رسانندگی الکتریکی الکترولیت	$1.5 \times 10^{-4} \text{ S/m}$
σ_s	رسانندگی الکتریکی نانوذرات	$1 \times 10^{-15} \text{ S/m}$
d_p	قطر نانوذرات	$22 \times 10^{-9} \text{ m}$
ε_f	نفوذپذیری الکتریکی نسبی سیال	۷۸.۵
ε_s	نفوذپذیری الکتریکی نسبی ذرات	۳.۹
c_0	غلظت یون‌ها در محلول	0.1 mol/m^3
E_{ext}	میدان الکتریکی خارجی اعمالی	$1.46 \times 10^4 \text{ V/m}$

۴-۱- تأثیر کسر حجمی ذرات نانو بر رفتار جریان

در این قسمت تأثیری که کسر حجمی نانوذرات بر رفتار جریان خواهد داشت بررسی می‌شود. به این منظور با در نظر گرفتن مقادیر مختلف کسر حجمی برای نانوذرات، هیدرودینامیک جریان مطالعه می‌گردد.

مبنای حل تحلیلی به دست آمده از رابطه (۲۸) را در حالتی که $\zeta_w = -25 \text{ mV}$ تنظیم شده است، به تصویر می‌کشد. همان‌طور که مشاهده می‌شود تطابق مناسبی میان نتایج عددی حاصل و نتایج به دست آمده از روابط تحلیلی وجود دارد.

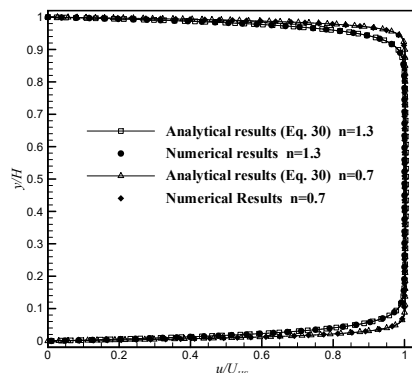
در مرحله‌ی بعد، برای اعتبار سنجی نتایج از لحاظ مقادیر مربوط به جریان سیال غیرنیوتونی، حل تحلیلی مربوط به جریان الکترواسموتیک سیال غیرنیوتونی درون کانال مستقیم مد نظر قرار گرفته و به ازای مقادیر مختلف از شاخص رفتار سیال با داده‌های عددی به دست آمده از کار حاضر مورد مقایسه قرار می‌گیرد. رابطه‌ی تحلیلی به دست آمده برای این حالت به صورت معادله‌ی (۳۰) قابل بیان است [۱۲]:

$$\frac{u(y)}{U_{HS,n}} = \frac{\int_0^y \sinh^n(ky) dy}{\int_0^H \sinh^n(ky) dy} = \frac{1}{n \cosh^n\left(\frac{kH}{2}\right)} \quad (30)$$

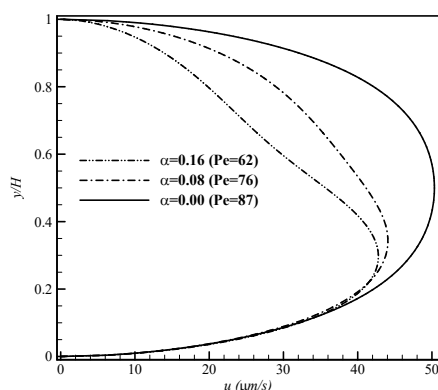
که در آن عبارت $U_{HS,n}$ بیان‌کننده‌ی سرعت مرجع برای جریان سیال غیرنیوتونی می‌باشد و به صورت رابطه‌ی (۳۱) محاسبه می‌گردد.

$$U_{HS,n} = \kappa \left(\frac{1-n}{n} \left(-\frac{\varepsilon_f \zeta_w V_0}{L \mu_f} \right) \right)^{\frac{1}{n}} \quad (31)$$

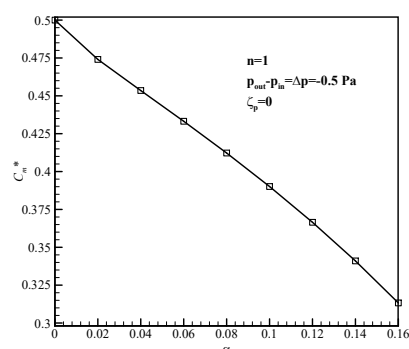
شکل ۶ نتایج به دست آمده از مقایسه‌ی داده‌های حل عددی و حل تحلیلی پروفیل سرعت در جریان الکترواسموتیک کانال مستقیم (معادله‌ی (۳۰)) را نشان می‌دهد. داده‌ها برای دو مقدار متفاوت از شاخص رفتار سیال مقایسه شده‌اند و همان‌طور که در شکل ۶ مشخص است، تطابق مناسبی میان داده‌ها مشاهده می‌شود. در مرحله‌ی آخر از اعتبارسنجی، مقادیر مربوط به میدان غلظت مورد ارزیابی قرار می‌گیرد. به این صورت که حل تحلیلی میدان غلظت برای کانال مستقیم مد نظر قرار گرفته و در مقاطع مشخص از طول کانال با داده‌های حل عددی مقایسه می‌شود. در ورودی کانالی که برای این حالت مد نظر قرار می‌گیرد سیال با دو غلظت متفاوت وارد شده و در طول کانال، اختلاط صورت می‌گیرد. لازم به ذکر است که به منظور فراهم شدن امکان اعتبارسنجی، مقایسه در حالتی انجام می‌شود که خواص سیال از میدان غلظت مستقل می‌باشند. حل تحلیلی به دست آمده برای این حالت از جریان به صورت رابطه‌ی (۳۲) ارائه می‌گردد [۲۶].



شکل ۶- مقایسه‌ی نتایج عددی و تحلیلی پروفیل سرعت برای دو مقدار متفاوت از شاخص رفتار سیال

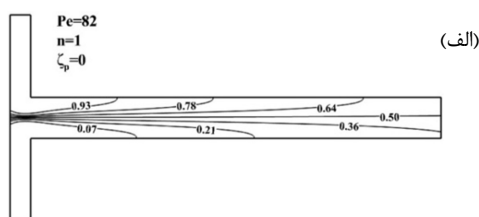


شکل ۹- پروفیل‌های سرعت در کسرهای حجمی مختلف در حالت اعمال فشار متقارن ($\zeta_p = 0$)



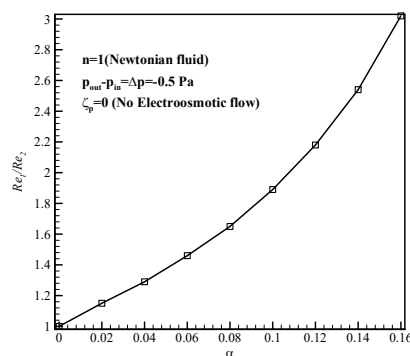
شکل ۱۰- غلظت متوسط در خروجی کانال بر حسب کسر حجمی نانودارو در ورودی

به منظور نمایش بهتر موضوع خطوط همتراز غلظت برای دو کسر حجمی متفاوت از نانودارو در ورودی، در شکل ۱۱ به نمایش درآمده است. همانطور که در شکل ۱۱ مشخص است، خط غلظت 0.5 در کسر حجمی بالاتر به سمت نیمه بالایی کانال متمایل شده است. این امر نشان‌دهنده عبور کمتر سیال حاوی نانودارو به مرز خروجی کانال می‌باشد که تأیید کننده نتیجه گیری فوق می‌باشد. این موضوع از نقطه نظر طراحی کانال و شرایط عملکرد آن در شرایطی که جریان صرفاً از طریق فشار قابل کنترل باشد حائز اهمیت می‌باشد، چرا که معمولاً اگر غلظت متوسط در انتهای کانال مقداری دور از انتظار داشته باشد، می‌تواند زمینه‌ساز مشکلات در عملکرد سیستم باشد.



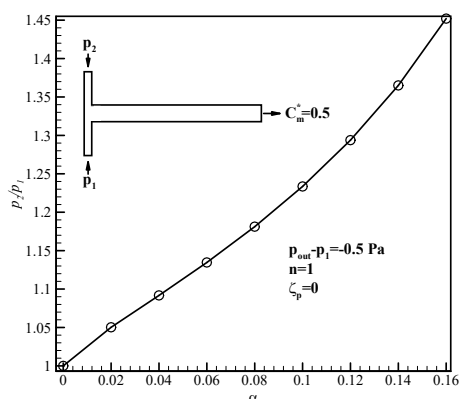
(الف)

برای مطالعه بهتر تأثیرات کسر حجمی نانوذرات بر رفتار جریان، پیکربندی مورد استفاده در این قسمت به صورت کانال بدون زتابانسيل منظور می‌گردد. از جمله تأثیراتی که تغییر کسر حجمی نانوذرات بر خواص سیال دارد، تغییر لزجت نانوسیال می‌باشد که به راحتی رفتار جریان سیال را تحت تأثیر قرار می‌دهد. افزایش کسر حجمی نانودارو در سیال موجب افزایش لزجت مؤثر سیال شده و از این رو می‌تواند منشأ تغییرات بسیار باشد. برای مشخص شدن بهتر موضوع، نسبت اعداد رینولدز در شاخه‌های ورودی کانال برای مقادیر مختلف کسر حجمی نانودارو و در اختلاف فشار اعمالی یکسان بر ورودی‌های کانال، در شکل ۸ رسم شده است. همانطور که مشاهده می‌شود با افزایش کسر حجمی نانوذرات، نسبت اعداد رینولدز افزایش می‌یابد که موجب تغییر در جریان موجود در شاخه خروجی کانال نیز می‌گردد. شکل ۹ پروفیل‌های سرعت را در چند کسر حجمی مختلف نشان می‌دهد. همانطور که مشاهده می‌شود در حضور ذرات، نیمه بالایی کانال که حاوی نانودارو می‌باشد دارای سرعت کمتری نسبت به نیمه پایینی می‌باشد. دلیل این امر افزایش لزجت سیال در شاخه‌ی بالایی (شاخه‌ی ورود نانوسیال) است که به نوبه‌ی خود باعث افزایش مقاومت سیال به جاری شدن شده و کاهش سرعت را به دنبال دارد. همین موضوع باعث می‌شود که میزان غلظت ذرات در انتهای کانال نسبت به مقدار مورد انتظار انحراف داشته باشد. یعنی، سرعت کمتر در محدوده حاوی ذرات در این حالت باعث می‌شود که غلظت متوسط نانوذرات در انتهای خروجی کانال کمتر باشد. شکل ۱۰ که غلظت بی‌بعد ($C^* = C/C_2$) در حالتی که C_2 بیانگر غلظت ذرات در شاخه ورودی نانوسیال می‌باشد) متوسط را بر حسب کسر حجمی نشان می‌دهد، بیانگر همین موضوع است که افزایش کسر حجمی ذرات، موجب کاهش غلظت متوسط ذرات در مرز خروجی می‌شود. به طوری که در کسر حجمی $\alpha=0.16$ ، غلظت متوسط ذرات در خروجی در حدود 37 درصد نسبت به غلظت متوسط مد نظر که برابر با 0.5 است،

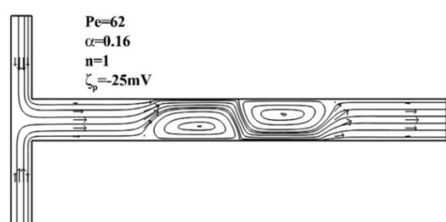


شکل ۸- نسبت اعداد رینولدز در شاخه‌های ورودی بر حسب کسر حجمی نانودارو

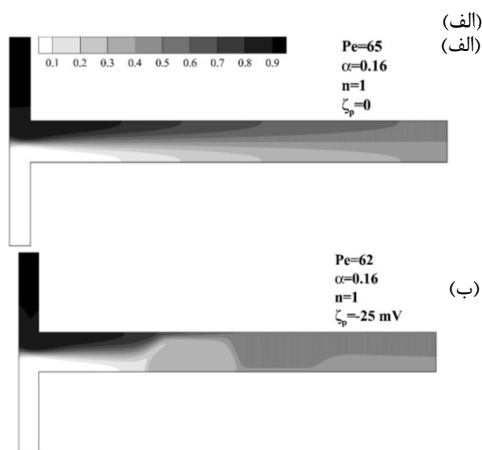
کاهش از خود نشان می‌دهد. به عبارت دیگر می‌توان گفت که با افزایش کسر حجمی نانوذرات گرچه در کل غلظت ذرات افزایش می‌یابد اما نسبت مورد نظر غلظت که در ابتدای کانال اعمال می‌گردد لزوماً در انتهای کانال نیز وجود ندارد.



شکل ۱۲- نسبت فشار لازم برای ایجاد غلظت متوسط ۰.۵ در خروجی



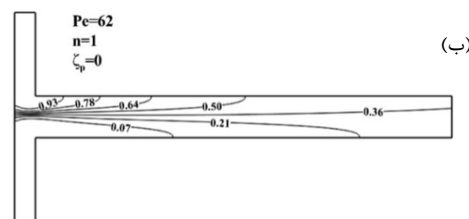
شکل ۱۳- خطوط جریان در حضور پدیده الکترواسموتیک در میانه کانال ($P_{out} - p_1 = -0.5 \text{ Pa}$)



شکل ۱۴- کانتورهای غلظت در

(الف) زتاپتانسیل ۰ میلی ولت (ب) زتاپتانسیل ۲۵- میلی ولت

تأثیری که گردابه‌ها بر جریان دارند به این صورت است که بدون ایجاد تغییر قابل توجه در دبی عبوری از کانال، موجب اختلاط بهتر نانودارو می‌شوند. شکل ۱۴ کانتورهای غلظت را در حالتی که جریان الکترواسموتیک در کانال به کار گرفته شده است با حالتی که پدیده الکترواسموتیک وجود ندارد، مقایسه می‌کند. همانطور که مشخص است وجود گردابه‌ها در قسمت میانی کانال ضمن ایجاد تغییر اندک در عدد پکله، میدان غلظت ذرات را دچار تغییرات اساسی کرده و در نهایت موجب اختلاط بهتری در انتهای کانال شده است. برای نمایش بهتر تأثیر زتاپتانسیل بر اختلاط ذرات، راندمان اختلاط در انتهای کانال با استفاده از معادله ۲۴ تعیین شده و به ازای چند مقدار مختلف از



شکل ۱۵- خطوط همتراز غلظت نانوذرات در دو کسر حجمی مختلف در حالت اعمال فشار متقارن

الف) کسر حجمی $\alpha=0.02$ ب) کسر حجمی $\alpha=0.16$

همانطور که توضیح داده شد حضور نانوذرات در ورودی شماره ۲ موجب کندی حرکت سیال در نیمه‌ی بالایی کانال می‌شود، بنابراین در صورتی که به ورودی‌های کانال فشار مساوی وارد شود، غلظت ذرات در خروجی مجرا نسبت به مقدار مورد انتظار کمتر است که می‌تواند در عمل امری نامطلوب در نظر گرفته شود. به منظور خنثی کردن تغییرات ایجاد شده در غلظت متوسط می‌توان از اعمال فشار نامتقارن بر مرزهای ورودی کانال استفاده کرد. به این ترتیب که فشار اعمالی بر شاخه‌ی حاوی نانودارو بیشتر از فشار اعمالی بر شاخه‌ی ورودی دیگر باشد. در این حالت اضافه فشاری که بر شاخه‌ی بالایی وارد می‌گردد صرف غلبه بر مقاومت بیشتر نانودارو در برابر جریان می‌گردد و با تنظیم دبی دو شاخه‌ی ورودی باعث می‌شود که غلظت متوسط نهایی در مرز خروجی کانال برابر با $C_m^* = 0.5$ تعیین شود. به عبارت دیگر می‌توان گفت حضور نانوذرات در شاخه‌ی ورودی شماره ۲ باعث افت فشار بیشتری در این شاخه می‌گردد که ناگزیر باید با اعمال فشار بیشتر به ورودی این شاخه، جبران مافات نمود. مقادیر به دست آمده برای نسبت فشارها به طوری که غلظت متوسط نانودارو در مرز خروجی کانال برابر با ۰.۵ شود در شکل ۱۲ بر حسب کسر حجمی نانوذرات رسم شده است. نکته‌ای که باید مد نظر قرار گیرد آن است که نسبت فشار باید به گونه‌ای باشد که جریان برگشتی در شاخه‌ی دیگر به وجود نیاید. شکل ۱۲ بیان کننده این موضوع است که با افزایش کسر حجمی نانوذرات، نسبت فشار لازم برای برقراری غلظت متوسط بدون بعد برابر با ۰.۵ در مرز خروجی نیز، افزایش می‌یابد.

۴-۲- استفاده از جریان الکترواسموتیک در اختلاط

نانوذرات

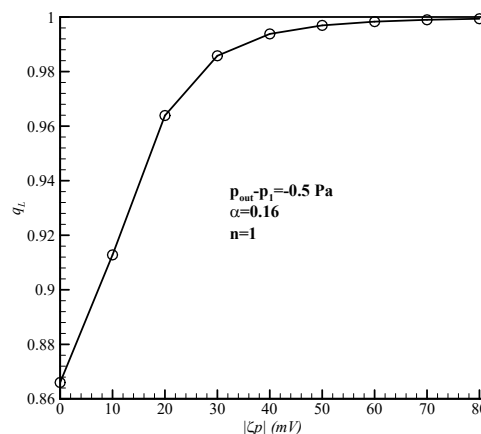
در این قسمت، جریان الکترواسموتیک به عنوان مکانیزمی برای بهبود اختلاط نانوذرات مورد بررسی قرار می‌گیرد. وجود زتاپتانسیل ناهمگن روی دیواره کانال موجب تشکیل جریان الکترواسموتیک در ناحیه‌ی مربوطه می‌گردد. شکل ۱۳ خطوط جریان و بردارهای سرعت را در این حالت نشان می‌دهد (کلیدی نتایج مربوط به قسمت الکترواسموتیک به ازای $L_p = 4H$ گزارش می‌شوند). همانطور که در شکل ۱۳ نیز مشخص است، پدیده الکترواسموتیک در قسمت میانی کانال با توجه به زتاپتانسیل ناهمگنی که در این قسمت وجود دارد موجب ایجاد گردابه‌هایی می‌گردد که می‌توانند در بهبود اختلاط ذرات مؤثر واقع شوند.

زتابتانسیل در شکل ۱۵ گزارش می‌گردد. همانطور که مشاهده می‌شود، با افزایش مقدار زتابتانسیل مقدار راندمان اختلاط در انتهای کانال با شیبی کاهش یافته افزایش می‌یابد.

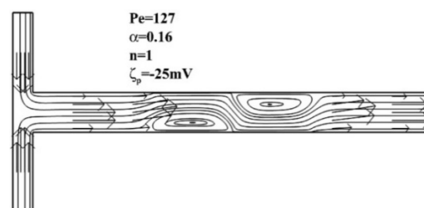
۳-۴- تأثیر اختلاف فشار اعمالی بر کانال و خواص رئولوژیک سیال

در این قسمت تأثیری که میزان اختلاف فشار اعمالی بر مرزهای کانال و همچنین خواص رئولوژیک سیال که بر رفتار جریان و کیفیت اختلاط نانو دارو دارد مورد بررسی قرار می‌گیرد. منظور از خاصیت رئولوژیک سیال شاخص رفتار سیال در مدل توانی سیال غیر نیوتونی که با n مشخص شده است می‌باشد. اعمال فشار بیشتر بر مرزهای ورودی کانال موجب ایجاد جریان قوی تری از سیال شده و عدد پکله افزایش می‌یابد و به تبع آن گردابه‌هایی که در اثر پدیده الکترواسموتیک در قسمت‌های میانی کانال ایجاد شده‌اند کوچک‌تر خواهند شد. این موضوع در شکل ۱۶ نشان داده شده است. همانطور که در شکل ۱۶ نیز مشخص است در عدد پکله ۱۲۷ ($p_{out} - p_i = -1 Pa$) اندازه گردابه‌ها کوچکتر شده است (برای مقایسه به شکل ۱۳ توجه شود).

لازم به ذکر است که تغییر در شاخص رفتار سیال باعث تغییر سرعت متوسط در کانال و عدد پکله شده و بر اندازه گردابه‌ها نیز تأثیر گذار است.



شکل ۱۵- بازده اختلاط در انتهای کانال به ازای زتابتانسیل‌های مختلف

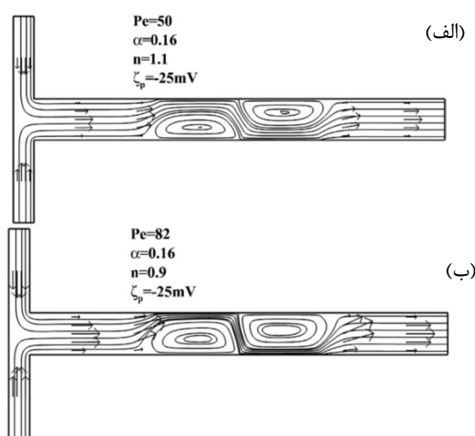


شکل ۱۶- خطوط جریان در اختلاف فشار ۱- پاسکال

شکل ۱۷ نشان دهنده تغییرات حاصل از تغییر شاخص رفتار سیال بر جریان می‌باشد. همانطور که در شکل ۱۷ مشخص است سیالی که رفتار غلیظ برشی دارد موجب کاهش عدد پکله و در عین حال کاهش

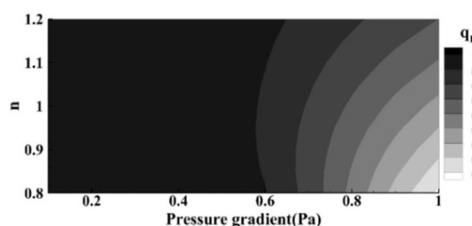
اندازه گردابه‌ها می‌گردد و در حالتی که سیال رفتار شبه‌پلاستیک دارد، عدد پکله افزایش یافته و در عین حال اندازه گردابه‌ها نیز افزایش می‌یابد. تغییر اختلاف فشار اعمال شده به کانال نیز می‌تواند بر کیفیت اختلاط بسیار اثرگذار باشد. اختلاف فشار اعمال شده از طریق تغییراتی که در هیدرودینامیک جریان ایجاد می‌کند و با توجه به این که تغییرات اختلاف فشار با عدد پکله رابطه مستقیم داشته اما با اندازه گردابه‌ها رابطه عکس دارد، در کیفیت نهایی اختلاط نانوذرات تأثیر قابل توجهی دارد.

نکته قابل توجه در رابطه با تغییرات شاخص رفتار سیال و اثر آن بر هیدرودینامیک سیال آن است که تغییرات شاخص رفتار با تغییرات عدد پکله و اندازه گردابه‌ها رابطه عکس دارد. همین موضوع باعث می‌شود که در یک فشار یکسان، تغییرات حاصل در بازده اختلاط در انتهای کانال در اثر تغییر در شاخص رفتار سیال بسیار اندک باشد، چرا که اثرات تغییر عدد پکله در اثر تغییر اندازه گردابه‌ها تا حدود زیادی خنثی شده و بازده اختلاط در انتهای کانال تغییرات زیادی را تجربه نمی‌کند.



شکل ۱۷- خطوط جریان در شاخص‌های رفتار متفاوت
(الف) $n = 1.1$ (ب) $n = 0.9$

روند تغییرات بازده اختلاط برای شاخص رفتار سیال و گرادیان فشارهای مختلف در شکل ۱۸ به تصویر کشیده شده است. همانطور که مشاهده می‌شود تغییر اختلاف فشار اعمالی روی کانال بر بازده اختلاط بسیار اثرگذار است در حالی که تغییر شاخص رفتار، تأثیرات نسبتاً اندکی بر بازده اختلاط دارد. نتیجه‌ی دیگری که از شکل ۱۸ می‌توان گرفت آن است که در گرادیان فشارهای بیشتر، حساسیت بازده اختلاط نسبت به تغییرات شاخص رفتار سیال بیشتر می‌شود. به این ترتیب



شکل ۱۸- کانتور بازده اختلاط ذرات در انتهای کانال برای اختلاف فشار و شاخص‌های رفتار سیال مختلف

می‌توان نتیجه گرفت که در دستیابی یا عدم دستیابی به میزان اختلاط مطلوب، تنظیم گرادیان فشار اعمال شده بر هر دو شاخه ورودی نسبت به خروجی از اهمیت بیشتری برخوردار است.

۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله شبیه‌سازی عددی جریان و اختلاط نانودارو با به کارگیری مدل سیال غیرنیوتونی در میکروکانال در حالی که از پدیده الکترواسموتیک برای بهبود اختلاط کمک گرفته شده است، صورت گرفت و تأثیر پارامترهای مختلف بر جریان و رفتار اختلاط ذرات مورد بررسی قرار گرفت. نتایج نشان داد که افزایش کسر حجمی نانوداروی تزریقی در صورت اعمال فشار متقارن به مرزهای ورودی کانال باعث کاهش غلظت متوسط (بی‌بعد) می‌گردد و برای دستیابی به غلظت متوسط مطلوب باید به شاخه حاوی نانودارو فشار بیشتری وارد شود. همچنین مشخص شد که استفاده از پدیده الکترواسموتیک در بهبود بخشیدن بازده اختلاط نهایی در کانال بسیار مؤثر است. نتایج به دست آمده حاکی از آن است که اختلاف فشار اعمالی میان دو شاخه ورودی کانال و خروجی آن نیز بر بازده اختلاط بسیار اثرگذار است. به این صورت که استفاده از اختلاف فشار بیشتر بازده نهایی اختلاط را دچار افت می‌کند. به علاوه نتایج نشان داد که تغییر رفتار رئولوژیکی سیال اعم از نیوتونی بودن یا غیرنیوتونی بودن آن تأثیر چندانی بر بازده اختلاط ندارد.

۶- مراجع

- [1] Wang W. and Soper S. A., *Bio-MEMS : technologies and applications*. CRC/Taylor & Francis, Boca Raton, 2007.
- [2] Lee C. Y., Lee G. B., Lin J. L., Huang F. C. and Liao C. S., Integrated microfluidic systems for cell lysis, mixing/pumping and DNA amplification. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 15, No. 6, pp. 1215-1223, 2005.
- [3] Suh Y. K. and Kang S., A Review on Mixing in Microfluidics. *Micromachines*, vol. 1, No. 3, pp. 82-111, 2010.
- [4] Bera S. and Bhattacharyya S., On mixed electroosmotic-pressure driven flow and mass transport in microchannels. *International Journal of Engineering Science*, vol. 62, pp. 165-176, 2013.
- [5] Bhattacharyya S. and Bera S., Combined electroosmosis-pressure driven flow and mixing in a microchannel with surface heterogeneity. *Applied Mathematical Modelling*, vol. 39, No. 15, pp. 4337-4350, 2015.
- [6] Yang J. T., Fang W. F. and Tung K. Y., Fluids mixing in devices with connected-groove channels. *Chemical Engineering Science*, vol. 63, No. 7, pp. 1871-1881, 2008.
- [7] Biddiss E., Erickson D. and Li D., Heterogeneous surface charge enhanced micromixing for electrokinetic flows. *Anal Chem*, vol. 76, No. 11, pp. 3208-3213, 2004.
- [8] Ebrahimi S., Hasanzadeh-Barforoushi A., Nejat A. and Kowsary F., Numerical study of mixing and heat transfer in mixed electroosmotic/pressure driven flow through T-shaped microchannels. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 75, pp. 565-580, 2014.
- [9] Cho C. C., Chen C. L. and Chen C. o. K., Mixing enhancement of electrokinetically-driven non-Newtonian fluids in microchannel with patterned blocks. *Chemical Engineering Journal*, vol. 191, pp. 132-140, 2012.
- [10] Isa M. H. M., Zhao X. and Yoshino H., Preliminary study of passive cooling strategy using a combination of PCM and copper foam to increase thermal heat storage in building facade. *Sustainability*, vol. 2, No. 8, pp. 2365-2381, 2010.
- [11] Li J. and Kleinstreuer C., Microfluidics analysis of nanoparticle mixing in a microchannel system. *Microfluidics and Nanofluidics*, vol. 6, No. 5, pp. 661-668, 2008.
- [12] Zhao G. P., Jian Y. J. and Li F. Q., Electromagnetohydrodynamic Flow and Heat Transfer of Nanofluid in a Parallel Plate Microchannel. *Journal of Mechanics*, vol. 33, No. 01, pp. 115-124, 2016.
- [13] Liu Y., Shah S. and Tan J., Computational Modeling of Nanoparticle Targeted Drug Delivery. *Reviews in Nanoscience and Nanotechnology*, vol. 1, No. 1, pp. 66-83, 2012.
- [14] Xu Z., Wang C., Sheng N., Hu G., Zhou Z. and Fang H., Manipulation of a neutral and nonpolar nanoparticle in water using a nonuniform electric field. *J Chem Phys*, vol. 144, No. 1, p. 014302, 2016.
- [15] Brasseur G. and Jacob D. J., *Modeling of atmospheric chemistry*. Cambridge University Press, Cambridge, 2017.
- [16] Deen W. M., *Analysis of transport phenomena*. Oxford University Press, New York, 1998.
- [17] Dehghan Manshadi M. K., Khojasteh D., Mohammadi M. and Kamali R., Electroosmotic micropump for lab-on-a-chip biomedical applications. *International Journal of Numerical Modelling: Electronic Networks, Devices and Fields*, vol. 29, No. 5, pp. 845-858, 2016.
- [18] Farazdaghi H. and Harris P., Plant competition and crop yield. *Nature*, vol. 217, No. 5125, p. 289, 1968.
- [19] Ferroillat S., Bontemps A., Ribeiro J.-P., Gruss J.-A. and Soriano O., Hydraulic and heat transfer study of SiO₂/water nanofluids in horizontal tubes with imposed wall temperature boundary conditions. *International Journal of Heat and Fluid Flow*, vol. 32, No. 2, pp. 424-439, 2011.
- [20] Chen Y. j., Wang P. y. and Liu Z. h., Application of water-based SiO₂ functionalized nanofluid in a loop thermosyphon. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, vol. 56, No. 1-2, pp. 59-68, 2013.
- [21] Karmel P. R., Colef G. D. and Camisa R. L., *Introduction to electromagnetic and microwave engineering*. Wiley, New York, 1998.
- [22] Chakraborty S. and Roy S., Thermally developing electroosmotic transport of nanofluids in microchannels. *Microfluidics and Nanofluidics*, vol. 4, No. 6, pp. 501-511, 2007.
- [23] Erickson D., *Electroosmotic Flow (DC)*. Li D., editor. Springer US, Boston, MA, 2008.
- [24] Shamloo A., Mirzakanloo M. and Dabirzadeh M. R., Numerical Simulation for efficient mixing of Newtonian and non-Newtonian fluids in an electro-osmotic micro-mixer. *Chemical Engineering and Processing: Process Intensification*, vol. 107, pp. 11-20, 2016.
- [25] Afonso A. M., Ferrás L. L., Nóbrega J. M., Alves M. A. and Pinho F. T., Pressure-driven electrokinetic slip flows of viscoelastic fluids in hydrophobic microchannels. *Microfluidics and Nanofluidics*, vol. 16, No. 6, pp. 1131-1142, 2013.
- [26] Wu Z., Nguyen N.-T. and Huang X., Nonlinear diffusive mixing in microchannels: theory and experiments. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, vol. 14, No. 4, p. 604, 2004.
- [27] El-Kareh B., *Thermal Oxidation and Nitridation*. Springer US, Boston, MA, 1995.