



بررسی میزان افزایش عملکرد دو ریزپمپ الکترواسموتیک با اتصال سری به روش حجم محدود

حجت شبگرد^۱، سیدعلی میربزرگی^{۲*}، حمید نیازمند^۳

^۱ دانشجوی دکتری مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند

^۲ استاد مهندسی مکانیک، دانشگاه بیرجند

^۳ استاد مهندسی مکانیک، دانشگاه فردوسی مشهد

تاریخ دریافت: ۱۴۰۱/۰۲/۰۲؛ تاریخ بازنگری: ۱۴۰۱/۰۴/۲۸؛ تاریخ پذیرش: ۱۴۰۱/۰۹/۰۸

چکیده

در ریزپمپ‌های الکترواسموتیک، جریان سیال با اعمال یک میدان الکتریکی خارجی که عموماً توسط دو الکترود مستغرق در الکترولیت، اعمال می‌گردد، شکل می‌گیرد. استقرار این الکترودها بر سر راه جریان سیال، می‌تواند اثرات نامطلوبی بر عملکرد ریزپمپ داشته باشد. در مقاله حاضر، ریزپمپی پیشنهاد شده است که در آن، الکترودها، به دیواره ریزپمپ متصل شده تا در مسیر جریان سیال ایجاد ممانعت نکرده و سری سازی ریزپمپ‌ها را تسهیل نماید. در این ریزپمپ، میدان الکتریکی خارجی با قدرت بالا، با اعمال پتانسیل الکتریکی کمتر ایجاد می‌شود تا مشکل حبابزایی نیز مرتفع گردد. کارایی این ریزپمپ با شبیه‌سازی عددی در یک هندسه دوبعدی بین دو صفحه موازی با شرایط جریان آرام، تراکم ناپذیر و دائم بررسی شده است. معادلات حاکم بر جریان سیال، میدان‌های الکتریکی داخلی و خارجی و توزیع غلظت یون‌ها به روش حجم محدود حل شده‌است. نتایج نشان داد، در ریزپمپ پیشنهادی متشکل از m ریزپمپ سری شده، چنانچه طول کل ثابت بماند، فشار و دبی بیشینه نسبت به ریزپمپ کلاسیک نظیرش با مضرری از m افزایش می‌یابد؛ اما چنانچه سری سازی با افزایش طول کل همراه باشد، فشار تقریباً با مضررب m افزایش یافته، ولی دبی ثابت می‌ماند.

کلمات کلیدی: ریزپمپ الکترواسموتیک؛ حجم محدود؛ ارنست پلانک؛ هد فشاری؛ شبیه‌سازی عددی

Performance improvement of two electroosmotic micropumps in series connection using finite volume method

H. Shabgard¹, S. A. Mirbozorgi^{2,*}, H. Niazmand³

¹ Ph.D. Candidate, Mech. Eng., Birjand Univ., Birjand, Iran

² Prof., Mech. Eng., Birjand Univ., Birjand, Iran

³ Prof., Mech. Eng., Ferdowsi Univ., Mashhad, Iran

Abstract

In electroosmotic micropumps, fluid flow is formed by applying an external electric field which is usually applied by two electrodes immersed in the electrolyte. Placement of these electrodes on the fluid flow path have adverse effects on the performance of the micropump. In this paper, a micropump is proposed in which the electrodes are attached to the micropumps wall so as not to obstruct the fluid flow and facilitate the seriesization of micropumps. Also a high external electric field is created by applying less electric potential to remove the bubbling problem. The efficiency of this micropump has been investigated by numerical simulation in a two-dimensional geometry with steady state, laminar and incompressible conditions. The governing equations of the fluid flow, internal and external electric fields and ion concentration distribution are solved by the finite volume method. The results showed that in the proposed micropump consisting of m series micropump, if the total length remains constant, the maximum pressure and flow rate will increase by a factor of m compared to its similar classic micropump. But if seriesization is accompanied by an increase in total length, the pressure increases by approximately a multiple of m , while the flow rate remains constant.

Keywords: Electroosmotic micropump; Finite Volume Method; Nernst-Planck Equations; Pressure head; Numerical Simulation

۱- مقدمه

سامانه‌های میکروالکترومکانیکی^۱ که به عنوان یکی از مهمترین جهش‌های فناوری در دو دهه گذشته مطرح شده‌اند، اولین بار در دهه ۱۹۸۰ میلادی و پس از دستاوردهای عظیم ایجاد شده در زمینه تولید مدارهای مجتمع توسعه پیدا کرد و امروزه در طیف گسترده‌ای از زمینه‌های مهندسی و علوم، کاربرد دارند [۱]. آن دسته از سامانه‌های میکروالکترومکانیکی که با سیال سروکار دارند، در رده وسایل مرتبط با دانش ریزسیالی دسته بندی می‌شوند. ریزسیالی، دانشی است که در آن نحوه به کارگیری و پایش مقادیر اندک جریان سیال درون مجراهای کوچک مقیاس مورد مطالعه قرار می‌گیرد [۲]. این سامانه‌ها ابعادی در محدوده ۱۰۰ نانومتر تا ۱۰۰ میکرومتر دارند [۳]. جریان‌های ریزسیالی در دسته جریان‌های کاملاً لایه‌ای به شمار آمده و اثر تنش‌های سطحی در آنها - بر خلاف جریان‌های بزرگ مقیاس - حایز اهمیت بیشتری است [۴]. از جمله این جریان‌ها می‌توان به جریان الکترواسموتیک اشاره کرد که در آنها سیال الکتروولیت، تحت اثر یک میدان الکتریکی خارجی، درون یک ریزمجرا با دیواره دارای بار الکتریکی (زپتانسیل)، به حرکت در می‌آید.

جریان‌های الکترواسموتیک پس از پیدایش، به موضوعی جذاب برای محققان تبدیل شده است. با پیشرفت‌های به دست آمده در حوزه جریان‌های الکترواسموتیک، امکان بهره‌گیری از دستگاه‌های مهندسی دقیق در مقیاس بسیار کوچک فراهم آمده و امروزه این دانش در بخش وسیعی از مسایل پزشکی، مهندسی، علوم پایه و غیره کاربردهای فراوان دارد. فرآیندهای تشخیصی در نمونه‌های زیستی، تحویل دارو^۲ [۵-۷]، خنک‌کاری تراشه‌های الکترونیکی [۸-۱۰]، تزریق سیال در ریزمجراها [۱۱-۱۳] بخشی از این کاربردها هستند. ریزپمپ‌های الکترواسموتیک^۳ نیز دسته دیگری از محصولات ریزسیالی هستند که ویژگی مهم آنها، کنترل آسان جریان سیال، توسط تغییرات میدان الکتریکی است [۱۴] و [۱۵]. این ریزپمپ‌ها، در مقیاسه با انواع پمپ‌های هیدرولیکی و نیوماتیکی، فرآیند ساخت آسان‌تری دارند که به کارگیری

آنها را در تراشه‌های آزمایشگاهی و در کنار سایر بخش‌های تراشه ساده‌تر می‌کند. ایجاد جریان یکنواخت و بدون نوسان [۱۶] و همچنین قابلیت تغییر سریع مقدار و جهت جریان سیال [۱۷]، از مزایای مهم این ریزپمپ‌ها است. علاوه بر آن به دلیل ابعاد کوچکشان، می‌توان آنها را در سامانه‌های آزمایشگاه روی یک تراشه^۴ نیز به کار گرفت. ساز و کار عملکرد این ریزپمپ‌ها بر مبنای شکل‌گیری جریان الکترواسموتیک است. از ابتدای معرفی ریزپمپ‌های الکترواسموتیک تاکنون، مطالعات زیادی روی عملکرد و رفتار جریان سیال در آنها صورت گرفته است [۱۸-۲۱]. بر اساس نوع اجزای به کار رفته در ساخت ریزپمپ‌های الکترواسموتیک، می‌توان آنها را در دو دسته ریزپمپ‌های با جریان بدون مانع مستقیم^۵ و نیز ریزپمپ‌های با محیط متخلخل^۶ جای داد [۲۲]. ریزپمپ‌های مجرا باز^۷ نمونه‌ای از ریزپمپ‌های جریان بدون مانع و ریزپمپ‌های، ستون بسته^۸، یکپارچه متخلخل^۹ و غشای متخلخل^{۱۰} نمونه‌هایی از دسته دوم هستند. هرچند ریزپمپ‌های متخلخل، فشار بیشتری نسبت به ریزپمپ‌های مجرا باز تولید می‌کنند، اما باید توجه داشت که ساخت این ریزپمپ‌ها و ایجاد محیط متخلخل درون مجراهای ریزمقیاس کار آسانی نبوده و هزینه‌های زیادی به دنبال دارد [۲۳] و [۲۴]. از طرفی افزایش عملکرد فشاری ریزپمپ‌های الکترواسموتیک مجرا باز، وابسته به افزایش قدرت میدان الکتریکی اعمال شده به آن است. این در حالی است که افزایش قدرت میدان الکتریکی می‌تواند با افزایش مقدار پتانسیل الکتریکی و یا کاهش طول مجرا حاصل شود. در صورت افزایش بیش از حد مقدار پتانسیل الکتریکی، احتمال وقوع پدیده الکتروولیز و شکل‌گیری حباب درون سیال الکتروولیت نیز افزایش می‌یابد. این موضوع به شدت بر عملکرد آنها اثر گذار است؛ اما با کاهش طول ریزمجرا می‌توان بدون افزایش پتانسیل الکتریکی قدرت میدان الکتریکی را زیاد نمود.

مقاله حاضر به منظور حل این مشکلات، روشی را ارائه نموده است که در آن امکان ساخت ریزپمپ‌های پرفشار با

⁶ Porous media based EOF pumps

⁷ Open channel

⁸ Packed column

⁹ Porous monolith

¹⁰ Porous membrane

¹ Microelectromechanical

² Drug delivery

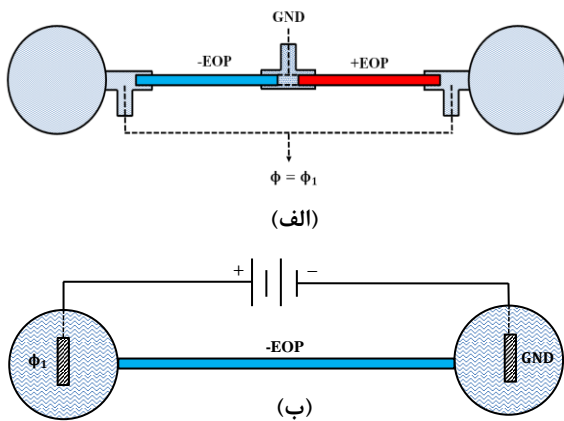
³ Electroosmotic pump (EOP)

⁴ Lab On Chip (LOC)

⁵ Direct EOF pumps.

اعمال شده است؛ بنابراین در ریزمجرای سمت چپ، که با علامت (-EOP) نشان داده شده است، قدرت میدان الکتریکی $\vec{E} = -\vec{\nabla}(\varphi)$ در راستای +x مثبت است در حالی که در ریزمجرای سمت راست که با علامت (+EOP) مشخص شده است، این قدرت منفی است. در این صورت با توجه به مختلف علامت بودن زاپتانسیل روی دیواره‌ها، سیال در هر دو ریزمجرا به سمت راست جریان می‌یابد [۲۶].

این در حالی است که در ریزپمپ الکترواسموتیک معمولی اولاً سرتاسر دیواره ریزمجرا دارای زاپتانسیل یکسان و مثلاً منفی بوده و ثانیاً پتانسیل خارجی مثبت به صفحه مستغرق سمت چپ و پتانسیل صفر به صفحه مستغرق سمت راست ریزمجرا متصل گردیده است. در این مقاله، ریزپمپ معمولی به پمپی اطلاق می‌شود که مانند اغلب ریزپمپ‌های الکترواسموتیک، میدان پتانسیل خارجی تنها به دو سر ورودی و خروجی آن و توسط دو الکترود صفحه ای مستغرق اعمال می‌گردد که بر جهت اصلی جریان سیال عمود هستند.



شکل ۱- مقایسه دو ریزپمپ الکترواسموتیک: (الف) ریزپمپ پیشنهادی متشکل از دو ریزپمپ +EOP و -EOP (ب) ریزپمپ معمولی

حفظ ساختار ساده ریزپمپ‌های مجرا باز میسر می‌گردد. ایده اصلی در روش پیشنهادی، کاهش طول ریزمجرای الکترواسموتیک و تغییر شیوه اعمال میدان الکتریکی به منظور افزایش قدرت میدان الکتریکی و در عین حال پیشگیری از مشکلاتی نظیر الکترولیز، گرمایش موضعی و ... است. به این ترتیب قابلیت جدیدی برای ساخت ریزپمپ‌های فشار بالا که در عین سادگی ساختار، هزینه‌های ساخت پایینی نیز دارند، در اختیار سازندگان تجهیزات ریزسیالی قرار می‌گیرد.

اساس و مبنای این روش به این صورت است که به جای اعمال میدان الکتریکی E به دو سر ریزپمپی با طول L، میدان مذکور به m ریزپمپ (جزء پمپ) اعمال می‌گردد که هر کدام طولی معادل L/m داشته و به صورت سری به یکدیگر متصل هستند. به علاوه لازم است، زاپتانسیل دیواره‌های هر کدام از این جزء پمپ‌ها به طور یک در میان مختلف علامت باشند.

شایان ذکر است، روش پیشنهادی تنها به ریزپمپ‌های مجرا باز اختصاص نداشته و امکان بهره‌گیری از آن برای بهبود عملکرد ریزپمپ‌های متخلخل نیز وجود دارد [۲۵]. ادامه به تشریح دقیق تر این روش پرداخته خواهد شد.

۲- فیزیک مسئله، معادلات حاکم و شرایط مرزی

ریزپمپ الکترواسموتیک پیشنهادی مطابق شکل ۱-الف معرفی و با ریزپمپ معمولی نظیرش در شکل ۱-ب مقایسه شده است، در حالی که برای مقایسه منطقی رفتار دو ریزپمپ، طول هر دو آنها برابر لحاظ گردیده است. مهمترین تفاوت این دو ریزپمپ به نحوه اعمال میدان الکتریکی و چگونگی توزیع زاپتانسیل روی دیواره آنها باز می‌گردد. مشاهده می‌شود، ریزپمپ پیشنهادی از سری شدن دو ریزمجرا با زاپتانسیل‌های هم مقدار ولی مختلف علامت تشکیل یافته است. به این معنا که دیواره ریزمجرای سمت چپ با پلیمری دارای زاپتانسیل منفی و دیواره ریزمجرای سمت راست با پلیمری دارای زاپتانسیل مثبت پوشانده شده است. هر یک از ریزمجراهای سمت چپ و راست می‌توانند به کمک اتصالات T شکل به یکدیگر متصل شوند. در شکل ۱-الف مشاهده می‌شود که پتانسیل مثبت به دو سر ریزپمپ و پتانسیل صفر یا همان زمین به نقطه میانی طول ریزمجرا

الکتریکی درون لایه دوگانه الکتریکی شکل می‌گیرد. میدان الکتریکی خارجی با ϕ نشان داده می‌شود و معادله حاکم بر آن، معادله لاپلاس است.

$$\frac{\partial^2 \phi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \phi}{\partial y^2} = 0 \quad (1)$$

میدان پتانسیل الکتریکی داخلی (ψ) نیز که از برهم کنش یون‌های مثبت و منفی درون لایه دوگانه الکتریکی به وجود می‌آید توسط معادله پواسون بیان می‌گردد.

$$\frac{\partial^2 \psi}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 \psi}{\partial y^2} = -\frac{\rho_e}{\epsilon_0 \epsilon_r} \quad (2)$$

در معادله بالا، ϵ_r ثابت دی الکتریک و ϵ_0 ضریب گذردهی در خلا و ρ_e نمایانگر چگالی بار خالص الکتریکی است. بر هم کنش این میدان‌ها با یکدیگر منجر به ایجاد یک نیروی پیش‌بران حجمی موسوم به نیروی لورنتس، لورنتس^۱ (\vec{F}) می‌شود که در حقیقت عامل حرکت سیال در جریان‌های الکترواسموتیک به شمار می‌رود. نیروی لورنتس، میدان الکتریکی (\vec{E}) و چگالی جریان الکتریکی از معادلات زیر به دست می‌آیند.

$$\vec{F}_L = \rho_e \vec{E} \quad (3)$$

$$\vec{E} = -\vec{\nabla}(\phi + \psi) \quad (4)$$

$$\rho_e = ze(n^+ - n^-) \quad (5)$$

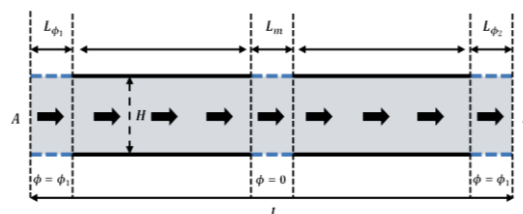
در روابط بالا، z عدد والانس بار، e عدد بار الکتریکی و n^+ و n^- به ترتیب غلظت یون‌های مثبت و منفی محلول هستند. برای محاسبه مقدار چگالی بار، نیازمند دانستن توزیع غلظت یون‌های مثبت و منفی درون دامنه محاسباتی هستیم. این مهم با معلوم بودن مقادیر ϕ و ψ ، از رابطه معادله ارنست-پلانک^۲، حاصل می‌گردد.

$$\vec{\nabla} \cdot \nabla n^+ = D_i^+ \nabla^2 n^+ + D_i^+ \left(\frac{ze}{k_B T} \right) \nabla \cdot (n^+ \nabla(\phi + \psi)) \quad (6)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \nabla n^- = D_i^- \nabla^2 n^- - D_i^- \left(\frac{ze}{k_B T} \right) \nabla \cdot (n^- \nabla(\phi + \psi)) \quad (7)$$

در این معادلات، D_i^+ و D_i^- ضرایب پخش یون‌های مثبت و منفی، T دمای مطلق بر حسب کلوین و k_B ثابت بولتزمن^۳ است. شکل باز شده معادلات فوق به صورت زیر است.

استقرار الکترودها در چنین وضعیت و مکانی که محل عبور جریان سیال است، بی‌اشکال نیست؛ چرا که خود صفحات الکترودها می‌توانند مانعی بر سر راه عبور جریان به شمار آمده و شکل جریان سیال را دستخوش تغییرات نمایند. اگر جزییات ریزپمپ پیشنهادی مورد نظر را مطابق شکل ۲ نمایش دهیم، مشاهده می‌شود که الکترودها در ست در امتداد دیواره‌ها (L_m در قسمتی از دیواره با طول L_ϕ) به ریزمجرا متصل شده‌اند. به این ترتیب در مرز ورودی A و مرز خروجی B ، سیال بدون برخورد با هیچ مانعی مستقیماً وارد ریزمجرا به طول L شده و از آن خارج می‌گردد. در این حالت، تماس الکترودها با سیال الکترولیت کماکان در نواحی L_ϕ و L_m برقرار باقی می‌ماند؛ همچنین قسمتی از دیواره ریزمجرا که با L_m نشان داده شده است، برای اتصال به زمین استفاده می‌گردد.



شکل ۲- جزییات هندسه جریان و شرایط مرزی میدان الکتریکی خارجی در ریزپمپ پیشنهادی، شامل دو ریزمجرای الکترواسموتیک سری شده تخت

۲-۱- معادلات حاکم

جریان‌های الکترواسموتیک به واسطه توزیع غیریکنواخت غلظت یونی در لایه دوگانه الکتریکی و اعمال میدان الکتریکی خارجی به وجود می‌آیند. به صورت کلی، معادلات حاکم بر جریان الکترواسموتیک همان معادلات حاکم بر جریان سیال است که اثر نیروی الکترواسموتیک نیز به صورت یک نیروی حجمی به آن افزوده شده است. در ادامه به معرفی بخش‌های مختلف این معادلات پرداخته می‌شود.

در جریان‌های الکترواسموتیک دو میدان الکتریکی متفاوت وجود دارد. اولین آنها، میدانی است که در اثر اعمال اختلاف پتانسیل الکتریکی به دو سر ریزمجرا به وجود می‌آید و دیگری میدانی است که در اثر توزیع بارهای خالص

³ Boltzmann Constant

¹ Lorentz

² Nernst-Planck

$$\frac{\partial(\rho uv)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v v)}{\partial y} = -\frac{\partial p}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 v}{\partial y^2} \right) - \rho_e \left(\frac{\partial \phi}{\partial y} + \frac{\partial \psi}{\partial y} \right) \quad (۱۵)$$

در روابط بالا، p معرف فشار و \vec{V} بردار سرعت سیال است که در شرایط دو بعدی با دو مولفه u و v نشان داده می شود. شایان ذکر است، در معادله اندازه حرکت، به علت وجود مقادیر بسیار کوچک سیال و ناچیز بودن نیروی گرانش، از اثرات آن صرف نظر شده و مقدار عدد والانس^۲ در یون های مثبت و منفی برابر با یکدیگر فرض شده است.

۲-۲- شرایط مرزی

با توجه به ماهیت بیضوی مساله، برای حل عددی معادلات در فضای دو بعدی، نیاز به تجویز شرایط مرزی برای متغیرهای فشار، سرعت، میدان الکتریکی داخلی و خارجی و همچنین غلظت یون های مثبت و منفی در هر چهار مرز هندسه وجود دارد. از همین رو، در جداول زیر، این شرایط به تفکیک روی مرز های ورود و خروج جریان و همچنین دیواره های بالا و پایین ریزمچرا معین گردیده است.

مرز ورودی:

$$p = 0; \frac{\partial u}{\partial x} = 0; v = 0; \phi_1 = \phi_{in};$$

$$\frac{\partial \psi}{\partial x} = 0; n^{\pm} = n_0$$

مرز خروجی:

$$p = 0; \frac{\partial u}{\partial x} = 0; \frac{\partial v}{\partial x} = 0; \phi_2 = 0;$$

$$\frac{\partial \psi}{\partial x} = 0; \frac{\partial n^{\pm}}{\partial x} = 0$$

دیواره های بالا و پایین:

$$\frac{\partial p}{\partial y} = 0; u = 0; v = 0; \frac{\partial \phi}{\partial y} = 0;$$

$$\psi = \psi(x); n^{\pm} = n_0 \exp \left[\mp \left(\frac{ze}{k_B T} \right) \psi(x) \right]$$

$$\frac{\partial(\rho un^+)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho vn^+)}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial x} \left(D^+ \frac{\partial n^+}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(D^+ \frac{\partial n^+}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial x} \left[D^+ n^+ \left(\frac{ze}{k_B T} \right) \left(\frac{\partial \phi}{\partial x} + \frac{\partial \psi}{\partial x} \right) \right] + \frac{\partial}{\partial y} \left[D^+ n^+ \left(\frac{ze}{k_B T} \right) \left(\frac{\partial \phi}{\partial y} + \frac{\partial \psi}{\partial y} \right) \right] \quad (۸)$$

$$\frac{\partial(\rho un^-)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho vn^-)}{\partial y} = \frac{\partial}{\partial x} \left(D^- \frac{\partial n^-}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left(D^- \frac{\partial n^-}{\partial y} \right) - \frac{\partial}{\partial x} \left[D^- n^- \left(\frac{ze}{k_B T} \right) \left(\frac{\partial \phi}{\partial x} + \frac{\partial \psi}{\partial x} \right) \right] - \frac{\partial}{\partial y} \left[D^- n^- \left(\frac{ze}{k_B T} \right) \left(\frac{\partial \phi}{\partial y} + \frac{\partial \psi}{\partial y} \right) \right] \quad (۹)$$

البته در جریان های توسعه یافته هیدرودینامیکی و یونی، نیازی به حل کردن معادلات ارنست-پلانک نیست و می توان چگالی بار خالص الکتریکی را از رابطه بولتزمن به دست آورد.

$$n^+ = n_0 e^{-\left(\frac{ze}{k_B T} \right) \psi} \quad (۱۰)$$

$$n^- = n_0 e^{+\left(\frac{ze}{k_B T} \right) \psi} \quad (۱۱)$$

$$\rho_e = -2 z e n_0 \sinh \left[\left(\frac{ze}{k_B T} \right) \psi \right] \quad (۱۲)$$

همانگونه که اشاره شد، نیروی لورنتس که ماحصل برهم کنش میدان الکتریکی خارجی و بار خالص الکتریکی است، به صورت یک نیروی حجمی به سیال وارد شده و آن را به حرکت در می آورد. از همین رو برای مدل سازی میدان جریان می توان این نیرو را به معادلات ناویر-استوکس^۱ اضافه نمود. شایان ذکر است، در جریان های ریز سیالی در ابعاد میکرو، فرض بر آن است که پیوستگی محیط همچنان برقرار بوده و می توان از معادلات ناویر-استوکس برای مدل سازی آنها استفاده نمود. در جریان آرام، پایه، تراکم نا پذیر و با خواص ثابت ترموفیزیکی، معادلات پیوستگی و اندازه حرکت به شکل زیر است.

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} = 0 \quad (۱۳)$$

$$\frac{\partial(\rho uu)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho vu)}{\partial y} = -\frac{\partial p}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) - \rho_e \left(\frac{\partial \phi}{\partial x} + \frac{\partial \psi}{\partial x} \right) \quad (۱۴)$$

^۱ Navier-Stocks

^۲ Valance Number

۳- روش حل عددی و صحت سنجی نتایج

برای حل کردن معادلات حاکم معرفی شده در قسمت قبل، از یک روش عددی مبتنی بر حجم محدود^۱ استفاده شده است. در این روش، ارتباط میان میدان‌های سرعت و فشار با استفاده از الگوریتم سیمپل^۲ برقرار می‌گردد؛ همچنین برای پیشگیری از بروز اثرات شطرنجی^۳ در میدان‌های سرعت و فشار، از روش شبکه هم مکان استفاده گردیده است، در حالیکه مقادیر سرعت روی وجوه سلول‌ها به وسیله میان یابی رای-چو^۴ محاسبه شده است. عبارت‌های پخشی^۵ و جابجایی^۶ معادلات با روش ترکیبی^۷ گسسته سازی گردیده است. مجموعه معادلات گسسته شده به این شکل، یک دستگاه معادلات جبری را تشکیل می‌دهند که می‌توان آنها را با روش ضمنی جایگزینی جهات^۸ و به کمک الگوریتم ماتریس سه قطری^۹ حل کرد.

۳-۱- داده های ورودی

در این مقاله، سیال عامل محلولی از آب و یون‌های K^+ و Cl^- ، غلظت توده‌ای یون‌ها درون الکترولیت به ازای واحد حجم، $n_0 = 6.022 \times 10^{20}$ ion/m³ و پارامتر دیبای-هوکل $K = 3.284 \times 10^6$ m⁻¹ در نظر گرفته شده است. عرض ریزمجرای H نیز بر مبنای نسبتی از مقدار بدون بعد عرض لایه دوگانه الکتریکی k و پارامتر دیبای-هوکل محاسبه می‌گردد ($H = k/K$). پس از معلوم شدن، عرض ریزمجرای، مقدار سرعت مرجع از عدد رینولدز و مطابق رابطه $Re = \rho U_{ref} H / \mu$ به دست می‌آید. سرعت مرجع با رابطه $U_{ref} = -\epsilon_r \epsilon_0 E_{ref} k / \mu$ مستقیماً به مقدار میدان الکتریکی مرجع ارتباط می‌یابد. میدان الکتریکی مرجع خارجی حاصل تغییرات اختلاف پتانسیل اعمالی به دوسر ریزمجرای در راستای طول آن است؛ در نتیجه با معلوم بودن میدان الکتریکی خارجی، قدرت میدان الکتریکی اعمالی به دو سر ریزمجرای به صورت $E_{ref} = \frac{\Phi_1 - \Phi_2}{L}$ معلوم می‌گردد. در شبیه‌سازی‌های عددی برای ساده تر شدن کار، عموماً Φ_2 را صفر فرض کرده در نتیجه Φ_1 معین می‌گردد. شایان ذکر است، در این گزارش، k یک متغیر قابل تنظیم فرض شده که در ابتدای هر شبیه‌سازی مقدار آن معین می‌گردد.

۳-۲- صحت سنجی نتایج

برای صحت سنجی نتایج از حل تحلیلی یک جریان الکترواسموتیک ایده‌آل بین دو صفحه موازی استفاده شده است. در این حالت، جریان هم از نظر هیدرودینامیکی و هم از نظر یونی کاملاً توسعه یافته فرض شده است. توزیع غلظت یونی نیز با استفاده از توزیع بولتزمن به دست آمده است. با در نظر گرفتن این موارد، حل تحلیلی کمیت‌های مختلف جریان الکترواسموتیک به صورت زیر خواهد بود [۲۷].

$$\frac{\psi}{\zeta} = \frac{\cosh \left[k \left(\frac{y}{H} - \frac{1}{2} \right) \right]}{\cosh \left(\frac{k}{2} \right)} \quad (16)$$

$$\frac{u}{U_{ref}} = 1 - \frac{\cosh \left[k \left(\frac{y}{H} - \frac{1}{2} \right) \right]}{\cosh \left(\frac{k}{2} \right)} \quad (17)$$

$$\frac{p}{p_{max}} = \left(\frac{\cosh \left[k \left(\frac{y}{H} - \frac{1}{2} \right) \right]}{\cosh \left(\frac{k}{2} \right)} \right)^2 \quad (18)$$

$$\frac{n^\pm}{n_0} = \exp \left[\mp \left(\frac{ze}{k_B T} \right) \psi(x) \right] \quad (19)$$

در روابط بالا، سرعت مرجع و فشار بیشینه از روابط $p_{max} = z^2 e^2 \zeta^2 n_0 / (k_B T)$ و $U_{ref} = -\epsilon_0 \epsilon_r \zeta E / \mu$ می‌آیند. برای بررسی گسترده‌تر موضوع، شبیه‌سازی‌ها در محدوده $k = 15, k = 32, k = 100$ با نسبت طول به عرض $\frac{L}{H} = 5$ عدد رینولدز $Re = 0.02$ و زتاپتانسیل دیواره $\zeta = 25$ mV- انجام شده است. در شکل ۳ نتایج به دست آمده از برنامه رایانه‌ای با نتایج تحلیلی مقایسه شده است. مقایسه نتایج نشان از دقت خیلی خوب عملکرد برنامه رایانه‌ای دارد. در این شکل، مقادیر مختلف توزیع میدان الکتریکی داخلی، سرعت، فشار و توزیع غلظت یون‌ها نسبت به مقادیر مرجع سنجیده شده است. همانگونه که در شکل‌ها مشخص است، با افزایش مقدار k پروفیل‌های حالت تخت تری به خود گرفته‌اند که همین مساله در شبیه‌سازی عددی و نتایج به دست آمده در نرم افزار نیز قابل مشاهده است.

⁵ Diffusive Terms

⁶ Convective Terms

⁷ Hybrid Scheme

⁸ Line-by-Line Iterative Method

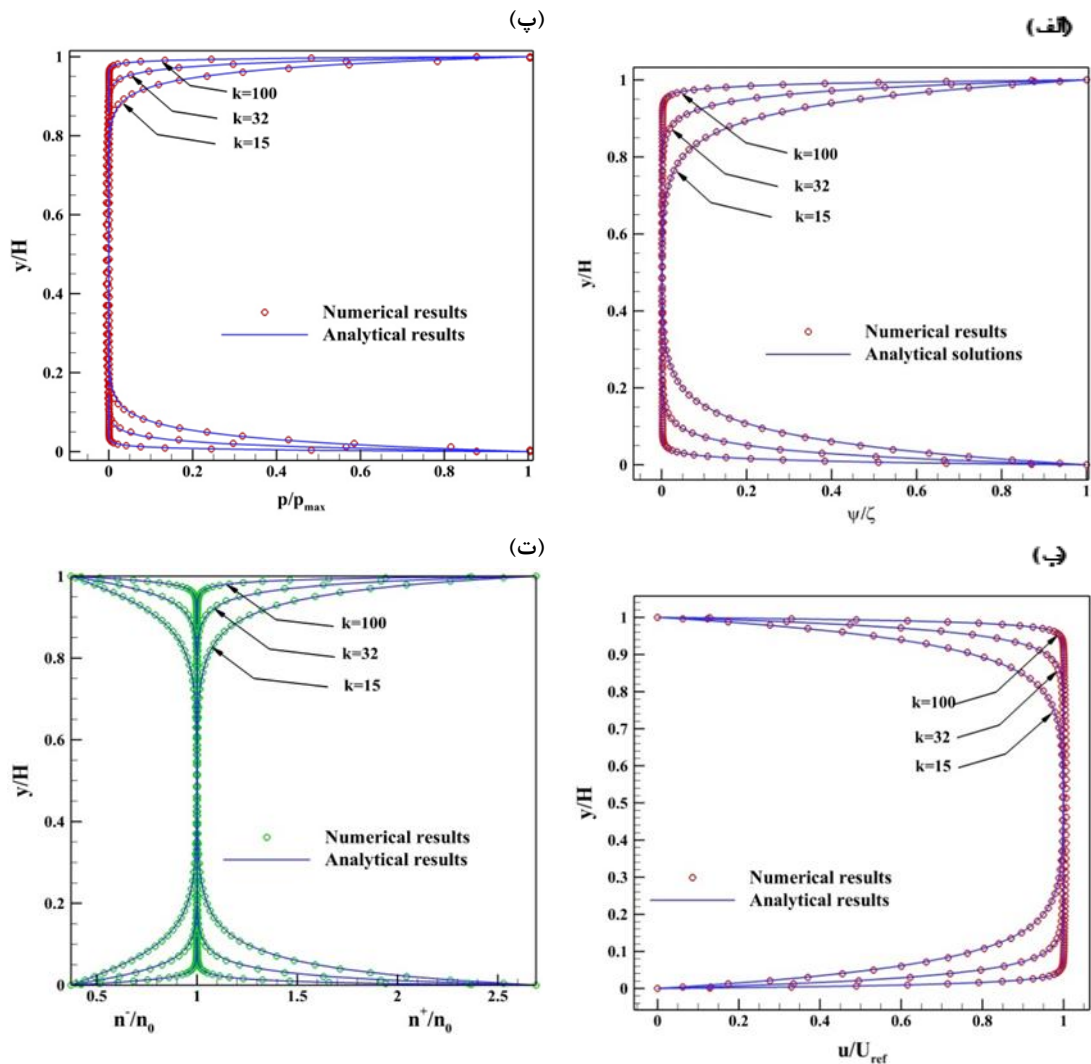
⁹ Tri-Diagonal Matrix Algorithm

¹ Finite volume

² Semi-Implicit Method for Pressure Linked Equations (SIMPLE)

³ Checkerboard effect

⁴ Interpolation scheme of Rhie-Chow

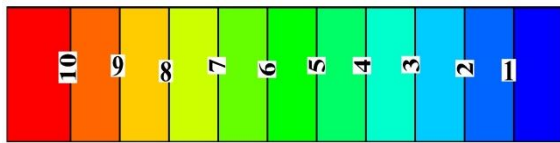


شکل ۳- توزیع کمیت‌های مختلف جریان در عرض ریزمجرای پمپ الکترواسموتیک کلاسیک. الف) میدان پتانسیل الکتریکی خارجی، ب) سرعت، پ) غلظت یونهای مثبت و منفی، ت) فشار

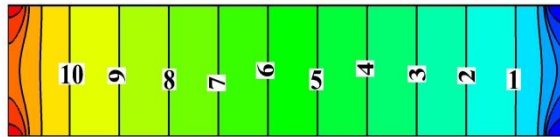
۴- نتایج و بحث روی آنها

کردن الکترودها به اتصالات سه راهی - شکل T - انجام می‌گیرد که جزئی از مسیر حرکت جریان سیال به شمار می‌رود. برای مقایسه آسان‌تر، مدل اول (شکل ۵- الف) "ریزپمپ الکترواسموتیک نوع اول (کلاسیک)" و مدل دوم (شکل ۵- ب) "ریزپمپ الکترواسموتیک نوع دوم" نامیده می‌شود. شایان ذکر است، در این شبیه‌سازی، عدد رینولدز جریان $Re = 0.02$ و عامل لایه دوگانه الکتریکی $k = 32$ در نظر گرفته شده است. مقدار زتاپتانسیل نیز در سرتاسر دیواره‌های ریزمجرا معادل ۲۵- میلی فرض می‌شود.

در این بخش ابتدا به بررسی دو شیوه متفاوت از اعمال میدان الکتریکی خارجی و اثرگذاری آن بر ویژگی‌های جریان الکترواسموتیک درون ریزمجرا پرداخته می‌شود. برای این منظور، مطابق شکل ۴ دو نوع ریزمجرا در نظر گرفته می‌شود. در شکل ۴- الف، میدان پتانسیل الکتریکی خارجی در مرز ورودی و خروجی جریان با استفاده از الکترودهای صفحه‌ای مستغرق در الکترولیت در ابتدا و انتهای ریزمجرا اعمال می‌گردد. در شکل ۴- ب، نیز اعمال میدان پتانسیل الکتریکی خارجی به ابتدا و انتهای دیواره‌های ریزمجرا، به وسیله متصل



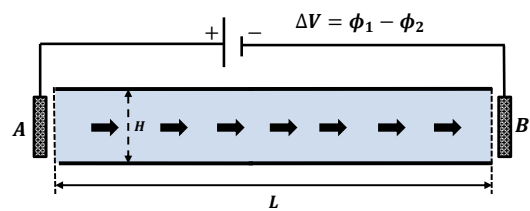
(الف)



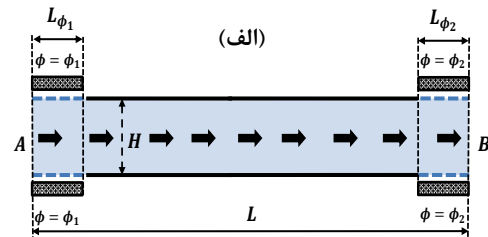
(ب)

شکل ۵- توزیع خطوط هم تراز میدان پتانسیل الکتریکی خارجی (ϕ): (الف) ریزپمپ الکترواسموتیک نوع اول (کلاسیک) (ب) ریزپمپ الکترواسموتیک نوع دوم

بررسی بردارهای سرعت جریان سیال در هر دو مدل می-تواند تصویری گویاتر از کیفیت اثرگذاری شرط مرزی بر چگونگی حرکت سیال به دست دهد. به همین منظور بردارهای سرعت جریان سیال در هر دو مدل ریزپمپ در شکل ۶ نمایش داده شده است. توجه به این شکل نشان می‌دهد که در ریزپمپ نوع اول، پروفیل سرعت از ابتدا حالت تخت به خود گرفته و تا لحظه خروج نیز همین حالت را حفظ می‌نماید. حال آنکه در ریزپمپ نوع دوم، پروفیل سرعت در ابتدای ورود به ریزمجرا، شکلی شبیه به یک سهمی دارد که جهت بردارهای آن پس از اندکی به سمت بیرون متمایل می‌گردند. این پروفیل با حرکت در راستای جریان، به شکل تخت نزدیک‌تر می‌شود؛ اما با رسیدن به حوالی مرز خروجی، جریان شکل دیگری به خود گرفته و پروفیل سرعت خلاف شرایط قبلی، حالت تخت خارج شده و پس از همگرا شدن به سمت مرکز ریزمجرا، دوباره به صورت سهمی تغییر شکل می‌دهد. در ریزپمپ نوع اول به دلیل عدم وجود گرادیان فشار در سرتاسر ریزمجرا، تخت بودن پروفیل سرعت امری طبیعی است، اما شکل پروفیل سرعت در ریزپمپ نوع دوم نشان از تغییرات فشار در راستای طول ریزپمپ خصوصا در ابتدا و انتهای آن دارد. علاوه بر آن، شکل گیری مولفه‌های عمودی سرعت در ابتدا و انتهای ریزمجرا نیز سبب کاهش انرژی جریان و به دنبال آن کاهش دبی خروجی می‌گردد.



(الف)

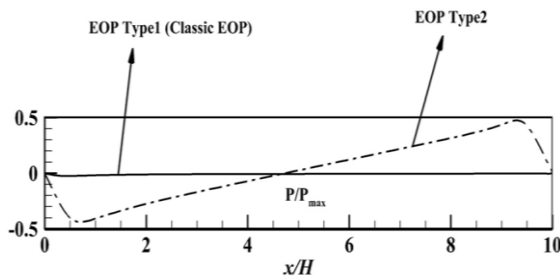


(ب)

شکل ۴- شیوه‌های مختلف اعمال میدان الکتریکی خارجی: (الف) الکترودهای صفحه‌ای مستغرق در الکترولیت، (ب) الکترودهای صفحه‌ای متصل به دیواره‌های ریزمجرا

برای دریافتن اثر این نحوه از اعمال میدان پتانسیل الکتریکی، می‌توان به توزیع خطوط هم تراز میدان پتانسیل الکتریکی در هر دو مدل توجه نمود. در شکل ۵، تفاوت شکل‌گیری و توزیع خطوط هم تراز پتانسیل الکتریکی در محل اتصال الکترودها به دیواره ریزمجرا در هر دو ریزپمپ به وضوح مشخص شده است. بر خلاف ریزپمپ نوع اول (کلاسیک) که خطوط هم تراز پتانسیل خارجی در همه جا موازی مرزهای ورودی و خروجی است، در ریزپمپ نوع دوم، این خطوط در ابتدا و انتهای ریزمجرا موازی نبوده بلکه به صورت منحنی و خمیده از دیواره‌های بالا و پایین به سمت مرکز ریزمجرا کشیده شده و سپس کم کم به خطوط عمودی موازی تغییر شکل می‌دهند.

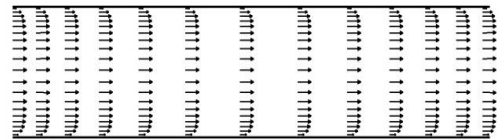
هر دو ریزپمپ نشان داده شده است. برای ریزپمپ نوع دوم، با توجه به عدم وجود نیروی حجمی لورنتس در ابتدا و انتهای ریزمجرا (محل اتصال الکترودها)، حرکت جریان مستلزم القای یک گرادیان فشاری منفی برای غلبه بر نیروهای اصطکاکی این نواحی است.



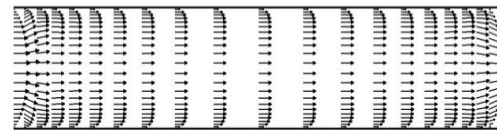
شکل ۷- تغییرات فشار جریان سیال روی خط مرکزی در راستای طول ریزمجرا برای هر دو نوع ریزپمپ

در این شکل، مسئله القای گرادیان فشار منفی در نواحی ورودی و خروجی ریزمجرا، به وضوح مشخص است. جالب است که سیال در ناحیه میانی یا ناحیه‌ای که تحت تاثیر نیروی حجمی لورنتس هم هست، با یک گرادیان فشار مثبت مواجه می‌شود. این گرادیان فشار مثبت به دلیل کاهش فشار قبل و افزایش فشار بعد از این ناحیه است.

علاوه بر موارد فوق، دانستن کیفیت عملکرد هر دو ریزپمپ در جابجا کردن سیال نیز مساله‌ای ضروری به نظر می‌رسد. به همین منظور در جدول ۱ میزان دبی خروجی هر دو ریزپمپ با یکدیگر مقایسه شده است. مطابق داده‌ها، ریزپمپ نوع دوم حدود ۵ درصد نسبت به ریزپمپ نوع اول کلاسیک، دبی کمتری دارد. دلیل این موضوع نیز کاملاً واضح است. در ریزپمپ نوع اول به سبب اعمال شرط مرزی از طریق الکترودهای مستغرق که موازی یکدیگرند، قدرت میدان الکتریکی درون ریزمجرا، اندازه بزرگتری نسبت به نظیرش در ریزپمپ نوع دوم دارد. در ریزپمپ نوع دوم شرط مرزی میدان الکتریکی از طریق الکترودهای روی دیواره اعمال شده است که هر دو موازی دیواره ریزمجرا هستند. واضح است که قدرت میدان الکتریکی در این حالت ضعیف تر از قدرت نظیرش در ریزپمپ نوع اول است و در نتیجه نیروی پیشران سیال کاهش پیدا کرده است.



(الف)



(ب)

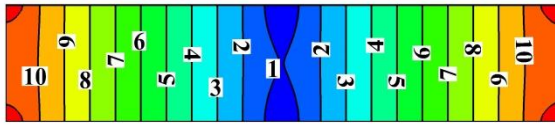
شکل ۶- بردارهای سرعت در راستای محور طولی: (الف) ریزپمپ الکترواسموتیک نوع اول (کلاسیک). (ب) ریزپمپ الکترواسموتیک نوع دوم

با توجه به نقش فشار در تغییر رفتار جریان سیال در ریزپمپ‌های پیش گفته، باید با نگاهی دقیق‌تر تغییرات فشار در هر دو ریزپمپ را بررسی کرد. همان گونه که قبلاً اشاره گردید، در ریزپمپ نوع اول (کلاسیک)، با توجه به اینکه میدان پتانسیل الکتریکی خارجی به صورت مستقیم روی دیواره ورودی اعمال می‌شود، عملاً تمامی سیال، تحت تاثیر نیروی حجمی لورنتس قرار گرفته و شروع به حرکت می‌کند. به بیان دیگر در تمامی دامنه حل، از مرز ورودی تا مرز خروجی، این نیروی لورنتس است که در موازنه با نیروهای مقاوم اصطکاکی، بر آنها غلبه کرده و سیال را به حرکت وا می‌دارد. در نتیجه هیچ گرادیان فشاری القا نمی‌شود.

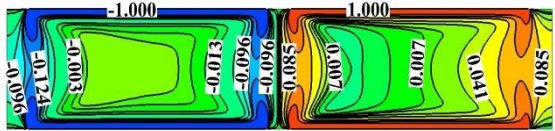
در ریزپمپ نوع دوم مساله شکل دیگری پیدا می‌کند. به این معنی که در ابتدا و انتهای ریزمجرای این پمپ، یعنی درست همان قسمتی که الکترودهای مولد میدان پتانسیل خارجی به دیواره آن متصل شده‌اند، امکان اعمال زتاپتانسیل روی دیواره وجود ندارد، به همین دلیل، با شروع حرکت و جابجا شدن سیال در طول ریزمجرا، بنا به قانون بقای جرم، بایستی سیال در ناحیه ابتدایی به داخل ریزمجرا و در ناحیه خروجی به بیرون از ریزمجرا رانده شود. حال سوال اصلی اینجاست که در غیاب نیروی حجمی لورنتس در قسمت‌های ذکر شده، چه عاملی موجب رانده شدن سیال در این نواحی می‌گردد؟ برای یافتن این سوال باید به تغییرات فشار در این نواحی توجه نمود. در شکل ۷ تغییرات فشار در خط مرکزی

جدول ۱- محاسبه دبی خروجی هر دو نوع ریزپمپ در مقطع خروجی

نوع ریزپمپ	دبی ریزپمپ (نانولیتتر بر ثانیه)
ریزپمپ نوع اول (کلاسیک)	۱۸/۲
ریزپمپ نوع دوم	۱۷/۳



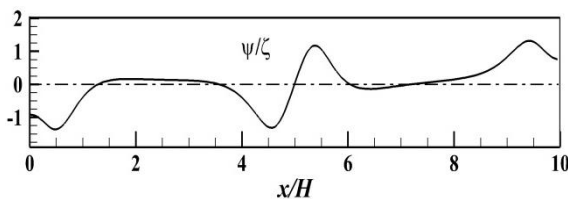
(الف)



(ب)

شکل ۸- توزیع خطوط هم‌تراز الکتریکی درون ریزمجرا، (الف) میدان پتانسیل خارجی (ب) میدان پتانسیل داخلی $\frac{\psi}{\zeta}$

برای توصیف دقیق‌تر رفتار زتاپتانسیل، تغییرات آن در شکل ۹ و در راستای طول لوله نشان داده شده است. به وضوح مشخص است که حضور الکترودها، سبب برهم خوردن توازن توزیع یونی در سراسر دامنه حل و به تبع آن تغییرات میدان داخلی در راستای ریزمجرا گردیده است. مطابق شکل دیده می‌شود که این مقدار در ابتدای ورود به ریزمجرا روندی نزولی داشته و پس از آن با شیب مثبت افزایش یافته و در میانه ریزمجرا به حدود صفر میل می‌کند. این اتفاق در میانه ریزمجرا که دوباره به الکترودها متصل می‌شود، تکرار شده و روند تغییرات ابتدا نزولی و سپس صعودی می‌گردد. در نزدیکی مرز خروجی نیز بر خلاف مرز ورودی، مقدار پتانسیل الکتریکی داخلی رو به افزایش گذاشته و سپس دوباره نزولی می‌گردد و با همین روند از ریزمجرا خارج می‌شود.



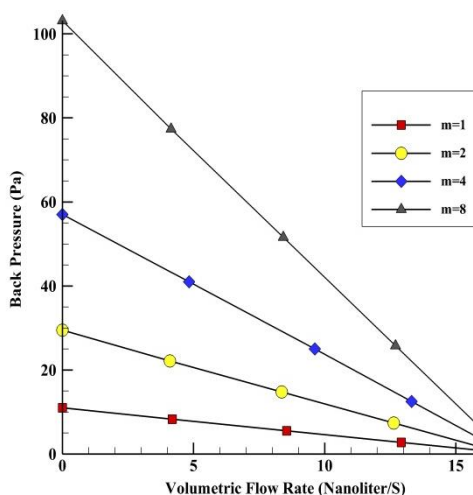
شکل ۹- تغییرات میدان پتانسیل الکتریکی داخلی $\frac{\psi}{\zeta}$ در طول خط مرکزی مجرای ریزپمپ سری شده

از دیگر نکات قابل بحث، نحوه تغییر فشار در راستای طول ریزپمپ سری شده است. با کمی توجه به نمودار شکل ۱۰- الف می‌توان دریافت که رفتار جریان سیال در مرزهای ورودی

۴-۱- بررسی ریزپمپ پیشنهادی

اکنون وقت آن است که ریزپمپ پیشنهادی در این مقاله، مطابق شکل شماتیک ۱- الف و جزئیات هندسی شکل ۲ مورد بررسی قرار بگیرد. مشاهده می‌شود که مسئله مورد نظر در حقیقت اتصال سری دو ریزپمپ یا دو ریزمجرا است که شیوه اعمال میدان الکتریکی در آنها کاملاً مشابه شیوه دوم در بحث پیش گفته است. در این قسمت تمامی پارامترهای مورد نیاز برای شبیه سازی، دقیقاً مشابه قسمت قبلی در نظر گرفته شده‌اند با این تفاوت که در مجموعه ریزپمپ سری شده، دیواره ریزمجرای سمت چپ با زتاپتانسیل -25 میلی ولت و ریزمجرای سمت راست با زتاپتانسیل $+25$ میلی ولت پوشانده شده است؛ همچنین یادآوری می‌شود که به منظور نزدیک‌تر شدن به شرایط واقعی، میدان پتانسیل خارجی در ابتدا و انتهای ریزمجرا، با اتصال الکترودها به دیواره‌های ریزمجرا اعمال شده است. اولین نکته قابل توجه در این مجموعه، توزیع میدان پتانسیل الکتریکی خارجی و داخلی است. شکل ۸ نشان می‌دهد که دقیقاً در محل اتصال الکترودها، خطوط هم‌تراز الکتریکی، دچار خمیدگی و انحنای شده‌اند. میدان پتانسیل الکتریکی در طرفین ریزمجرا، مقداری معادل ϕ_1 دارد که با میل به مرکز، مقدار آن به سمت صفر نزدیک می‌شود. این مسئله در توزیع میدان پتانسیل الکتریکی داخلی نیز دیده می‌شود. با توجه به مقدار زتاپتانسیل روی دیواره سمت چپ و راست ریزمجرا، توزیع میدان در نواحی پیرامونی نیز تحت تاثیر دیواره، در چپ و راست به ترتیب منفی و مثبت می‌گردد. البته باید در نظر داشت که در نواحی مرکزی ریزمجرا (دورتر از دیواره‌ها)، بدیهی است که این مقدار به صفر میل نماید.

ثابت، نوبت به بررسی حالت دوم سری سازی ریزپمپها می‌رسد. این بررسی از آن جهت اهمیت دارد که در عمل، سری کردن ریزپمپها با در کنار هم قرار دادن تعدادی ریزپمپ با طول ثابت و تولید ریزپمپی با طول بزرگتر (از مجموع طول ریزپمپها) صورت می‌گیرد. به همین منظور در بخش انتهایی، عملکرد تعداد m ریزپمپ که هر کدام طول ثابت L_1 داشته و با اتصال سری به یکدیگر ریزپمپی با طول mL_1 را به وجود آورده‌اند، مورد مطالعه قرار گرفته است. برای استخراج منحنی مشخصه این ریزپمپها از روشی مشابه آنچه در بخش قبل معرفی شد استفاده شده است. شکل ۱۳ در بخش قبل فشار بر حسب دبی ریزپمپهای سری شده را به ازای مقادیر مختلف m نشان می‌دهد.

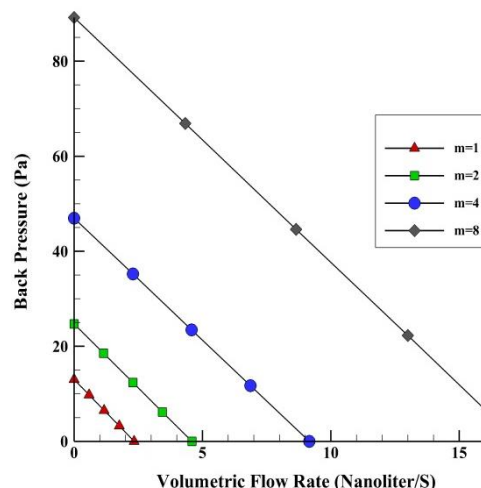


شکل ۱۳- منحنی مشخصه فشار بر حسب دبی ریزپمپهای سری شده با طول متغیر به ازای مقادیر مختلف m

در این شکل ملاحظه می‌شود که با افزایش طول ریزپمپ (افزایش m)، فشار بیشینه تولیدی ریزپمپ نیز افزایش می‌یابد، در حالی که دبی بیشینه آن همچنان ثابت باقی می‌ماند؛ همچنین دقت در نتایج به دست آمده نشان می‌دهد که مقدار افزایش فشار به ازای افزودن هر واحد پمپ در حدود ۷۸ درصد است.

نکته قابل توجه در مورد پمپ های نیرو- محرک نظیر ریزپمپ های الکترواسموتیک آن است که منحنی مشخصه آنها خط راست است و لذا می توان بین تعداد ریزپمپهای سری شده و بیشینه فشار تولیدی برای هر دو حالت ذکر شده

در شکل ۱۲، منحنی مشخصه مربوط ریزپمپهای حالت اول به ازای m های مختلف رسم شده است. همانطور که اشاره شد، تمامی این ریزپمپها طولی معادل L_0 دارند و از کنار هم قرار دادن (سری شدن) m ریزپمپ (جزءپمپ) که هر کدام از آنها طول L_0/m دارند، تشکیل یافته‌اند. هر یک از جزءپمپها اگرچه در معرض پتانسیل الکتریکی یکسانی (φ) قرار گرفته‌اند، اما به دلیل تفاوت طولی که به ازای مقادیر مختلف m می‌توانند با هم داشته باشند، قدرت میدان الکتریکی ($E = \frac{\Delta\varphi}{L_0/m}$) متفاوتی دارند. در شکل مشاهده می‌شود با افزایش m ، دبی و فشار بیشینه تولیدی ریزپمپ نیز افزایش می‌یابد. از آنجایی که طول کلی L_0 ، زاپتانسیل دیواره و خواص الکترولیت ثابت فرض شده‌اند، دلیل افزایش عملکرد ریزپمپ به افزایش قدرت میدان الکتریکی E بر می‌گردد.



شکل ۱۲- منحنی مشخصه فشار بر حسب دبی ریزپمپهای سری شده با طول ثابت L_0 به ازای مقادیر مختلف m

قدرت میدان الکتریکی نیز رابطه مستقیمی با مقدار m دارد. به عنوان مثال با دو برابر شدن m انتظار می‌رود قدرت میدان الکتریکی و حداکثر فشار تولیدی ریزپمپ نیز ۲ برابر شود در صورتی که مطابق شکل این مقدار $1/89$ برابر گردیده است. علت این امر به عدم تعامد خطوط میدان الکتریکی اعمالی (شکل ۲) با خطوط جریان سیال برمی‌گردد؛ چرا که صفحات آند و کاتد روی دیواره به طور موازی با جریان قرار گرفته‌اند. و نمی‌توانند خطوط میدان الکتریکی ایده‌آل (عمود بر جهت جریان) ایجاد نمایند.

پس از بررسی عملکرد ریزپمپهای سری شده با طول

دنبال داشته و می‌تواند علاوه بر حل معضلات اشاره شده در بخش مقدمه سبب افزایش چشمگیر عملکرد ریزپمپ‌های الکترواسموتیک گردد. این مسئله یکی از جذاب‌ترین ویژگی‌های این شکل از سری کردن ریزپمپ‌هاست و این امکان را در اختیار سازندگان ریزپمپ‌های الکترواسموتیک قرار می‌دهد تا بتوانند بدون اعمال ولتاژهای خیلی زیاد به صفحات در ابتدا و انتهای پمپ و تنها با توزیع نقاط اعمال پتانسیل الکتریکی در طول ریزمجرا، ریزپمپ‌هایی با قابلیت تولید فشار زیاد جهت استفاده در دستگاه‌های با فشار مقاوم بالا (نظیر روشهای کارماتوگرافی مایع با فشار بالا) بهره ببرند.

۵- جمع بندی و نتیجه گیری

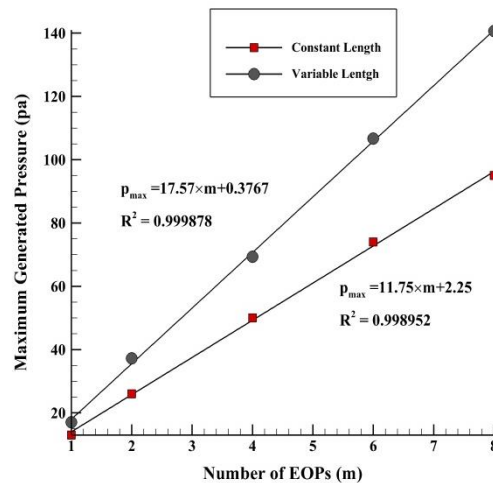
در این مقاله، پس از صحت سنجی برنامه عددی ابتدا نتایج دو شیوه از اعمال میدان پتانسیل خارجی به ریزپمپ‌های الکترواسموتیک مقایسه و بررسی شد. در شیوه اول یا کلاسیک، این میدان توسط الکترودهای صفحه‌ای مستغرق در الکترولیت به مقاطع ورودی و خروجی اعمال می‌گردد. نادیده گرفتن اثرات سیالاتی وجود این الکترودها در مسیر جریان به خصوص در ریزمجراهایی با ابعاد میکرو، می‌تواند سبب ایجاد خطاهایی در مدل سازی گردد. به منظور رفع چنین خطاهایی، در شیوه دوم، از اتصالاتی استفاده شده که در آن، الکترودها روی دیواره ریزمجرا قرار گرفته است. استقرار الکترودها روی دیواره، یک مزیت جدید دیگر را برای این ریزپمپ‌ها به ارمغان می‌آورد و آن این است که سری سازی آنها را براحتی میسر می‌سازد، در حالی که نیاز به پتانسیل‌های الکتریکی بالا و بروز پدیده حبازایی را نیز رفع می‌نماید. هرچند در این شکل جدید از اعمال میدان الکتریکی، دبی ریزپمپ حدود ۵ درصد کاهش می‌یابد.

در ادامه بر مبنای شیوه دوم، ریزپمپ پیشنهادی در مقاله حاضر معرفی و عملکرد آن با عملکرد ریزپمپ‌های کلاسیک مقایسه گردید. بررسی‌ها نشان داد که دقیقاً در محل اتصال الکترودها و به دنبال آن در طول ریزمجرا، تمامی ویژگیهای جریان نظیر میدان‌های پتانسیل الکتریکی خارجی و داخلی و خطوط جریان و ... تحت تاثیر قرار می‌گیرند.

در انتها نیز به منظور بررسی میزان کارایی ریزپمپ پیشنهادی، منحنی مشخصه آن استخراج و با نظیرش در

رابطه ای ساده معرفی نمود. بدین منظور در شکل ۱۴ نمودار تغییرات بیشینه فشار بر حسب تعداد ریزپمپ‌های سری شده (m) در هر دو حالت سری با طول ثابت و سری با طول متغیر رسم گردیده است. در این نمودار، فشار بیشینه ریزپمپ‌ها به ترتیب برای ۱، ۲، ۴، ۶ و ۸ عدد ریزپمپ سری شده محاسبه و ترسیم شده است.

به منظور استخراج رابطه‌ای ریاضی مابین متغیرها، از برازش منحنی استفاده گردیده است. منحنی برازش یافته در هر دو نمودار یک منحنی خطی است که با دقت بسیار بالایی تغییرات فشار بر حسب تعداد ریزپمپ‌ها را پیش‌بینی می‌کند. دقت محاسبات به وسیله پارامتر R^2 (که نشانگر مجموع مربعات رگرسیون منحنی‌هاست) سنجیده می‌شود.



شکل ۱۴- رابطه بین تعداد ریزپمپ‌های سری شده و فشار بیشینه تولیدی در هر دو حالت طول ثابت و متغیر

بrazش منحنی از میان داده‌های به دست آمده نشان می‌دهد که بیشینه فشار تولیدی ریزپمپ‌های سری شده با طول‌های ثابت و متغیر به ازای مقادیر مختلف m از معادلات زیر پیروی می‌کند.

$$p_{max_cons} = 11.75 m + 2.25 \quad (20)$$

$$p_{max_var} = 17.57 m + 0.38 \quad (21)$$

در روابط بالا، p_{max_var} و p_{max_cons} به ترتیب معرف بیشینه فشار تولیدی ریزپمپ‌های سری شده با طول‌های ثابت و متغیر هستند. به طور کلی از نتیجه محاسبات انجام شده می‌توان دریافت که شیوه ارائه شده در این مقاله برای سری کردن ریزپمپ‌های الکترواسموتیک، نتایج مثبتی به

- Drug Delivery. Chinese J. Anal. Chem 45(3): 455-463.
- [8] Pi Y, Chen J, Miao M, Jin Y and Wang W (2018) A fast and accurate temperature prediction method for microfluidic cooling with multiple distributed hotspots. *Int. J. Heat Mass Transf* 127: 1223-1232.
- [9] Lorenzini D and Joshi Y (2019) Numerical modeling and experimental validation of two-phase microfluidic cooling in silicon devices for vertical integration of microelectronics. *Int. J. Heat Mass Transf* 138: 194-207.
- [10] Laguna G, Vilarrubí M, Ibañez M, Betancourt Y and Illa J (2018) Numerical parametric study of a hotspot-targeted microfluidic cooling array for microelectronics. *Appl. Therm. Eng.* 144: 71-80.
- [11] Agustini D, Bergamini M F and Marcolino-Junior L H (2017) Characterization and optimization of low cost microfluidic thread based electroanalytical device for micro flow injection analysis. *Anal Chim Acta* 951: 108-115.
- [12] Wang Y, He Q, Dong Y and Chen H (2010) In-channel modification of biosensor electrodes integrated on a polycarbonate microfluidic chip for micro flow-injection amperometric determination of glucose. *Sens. Actuators B Chem* 145(1): 553-560.
- [13] Ozasa K, Won J, Song S and Maeda M (2016) Toxic Effect Monitoring by Analyzing Swimming Motions of Microbial Cells Confined in Microfluidic Chip with Micro-Trench Flow Injection. *Procedia Eng.* 168: 1450-1453.
- [14] Hossan M R, Dutta D, Islam N and Dutta P (2018) Review: Electric field driven pumping in microfluidic device. *Electrophoresis* 39(5-6): 702-731.
- [15] Kitagawa F, Kawai T and Otsuka K (2013) On-line Sample Preconcentration by Large-volume Sample Stacking with an Electroosmotic Flow Pump (LVSEP) in Microscale Electrophoresis. *Anal Sci* 29 (12): 1129-1139.
- [16] Wang X, Cheng C, Wang S and Liu S (2009) Electroosmotic pumps and their applications in microfluidic systems. *Microfluidics and Nanofluidics* 6(2): 145-162.
- [17] Wang X, Wang S, Gendhar B, Cheng C, Byun CK, Li G, Zhao M, Liu S (2008) Electroosmotic pumps for microflow analysis. *Trends Analyt Chem* 28(1): 64-74.
- [18] Morf W E, Guenat O T and Rooij N F de (2001). Partial electroosmotic pumping in complex capillary systems: Part 1: Principles and general theoretical approach. *Sens. Actuators B Chem* 27(3): 266-272.
- [19] Chuan-Hua C and Santiago J G (2002) A planar electroosmotic micropump. *J. Microelectromechanical Syst.* 11(6): 672-683.

ریزپمپ کلاسیک مقایسه شد. بدین منظور سری کردن ریزپمپها با در کنار هم قراردادن m ریزپمپ (جزءپمپ) در دو حالت مختلف با طول ثابت و با طول متغیر مورد مطالعه قرار گرفت. نتایج به دست آمده نشان داد که در حالت اول (ثابت نگه داشتن طول ریزپمپ سری شده) فشار و دبی بیشینه ریزپمپ به صورت همزمان افزایش می‌یابد، در صورتی که در حالت دوم، تنها فشار بیشینه افزایش یافته و دبی ریزپمپ ثابت می‌ماند.

برای یافتن رابطه دقیق‌تر بین تعداد ریزپمپ‌های سری شده و فشار بیشینه تولیدی آنها، با استفاده از برازش منحنی‌ها روابطی خطی برای هر دو حالت سری سازی استخراج گردید. نتایج نشان داد که با افزایش تعداد ریزپمپ‌های یک ریزپمپ الکترواسموتیک با طول ثابت، فشار بیشینه ریزپمپ جدید ۸۴ درصد به ازای هر واحد نسبت به ریزپمپ قبلی افزایش پیدا می‌کند. حال آنکه این نسبت برای ریزپمپ‌های سری با طول متغیر ۷۸ درصد است.

مراجع

- [1] Vasudev A, Bhansali S (2013) Microelectromechanical systems (MEMS) for in vivo applications. In: Inmann A, Hodgins D (eds) *Implantable Sensor Systems for Medical Application*.
- [2] Farré M, Kantiani L and Barceló D (2012) Microfluidic Devices: Biosensors. In: Picó Y (ed) *Chemical Analysis of Food: Techniques and Applications*.
- [3] Qin D, Xia Y, Rogers J A, Jackman R J, Zhao X M and Whitesides G M (1998) *Microfabrication, Microstructures and Microsystems, Microsystem Technology in Chemistry and Life Science*. Springer, Berlin Heidelberg.
- [4] Chhabra R, Shankar V (2018) Transport Processes in Microfluidic Applications. In: Chhabra R, Shankar V (eds) *Coulson and Richardson's Chemical Engineering*.
- [5] Ahn J, Ko J, Lee S, Yu J, Kim Y and Jeon N L (2018) Microfluidics in nanoparticle drug delivery. *Adv Drug Deliv Rev* 128: 29-53.
- [6] Sanjay S T, Zhou W, Dou M, Tavakoli H, Ma L, Xu F, Li X (2018) Recent advances of controlled drug delivery using microfluidics platforms. *Adv Drug Deliv Rev* 128: 3-28.
- [7] Fan Y Q, Gao F, Wang M, Zhuang J, Tang G and Zhang Y J (2017) Recent Development of Wearable Microfluidics Applied in Body Fluid Testing and

- [24] Chen L, Guan Y, Ma J, Luo G and Liu K (2011) Application of a high-pressure electro-osmotic pump using nanometer silica in capillary liquid chromatography. *J. Chromatogr. A*(1064):19-24.
- [25] He C (2011) Flow batteries for microfluidic networks: configuring an electroosmotic pump for nonterminal positions. *Anal Chem* 83(7): 2430-3.
- [26] Gu C, Jia Z, Zhu Z, He C, Wang W, Morgan A, Lu J, Liu S (2012) Miniaturized electroosmotic pump capable of generating pressures of more than 1200 bar. *Anal Chem* 84(21): 9609-14.
- [27] Mirbozorgi S A, Niazmand H, Renksizbulut M (2006) Electro-Osmotic Flow in Reservoir-Connected Flat Microchannels With Non-Uniform Zeta Potential. *J. Fluids Eng.* 128: 1133-1143.
- [20] Narla V K, Tripathi D and Bég O A (2020) Analysis of entropy generation in biomimetic electroosmotic nanofluid pumping through a curved channel with joule dissipation. *Therm. Sci. Eng. Prog.* 15: 100424.
- [21] Cui R H and You H Y (2010) Study on Controlling Conditions of Flux of Monolithic Electroosmotic Pump. *Chinese J. Anal. Chem* 38(6): 848-850.
- [22] Gao M and Gui L (2014) A handy liquid metal based electroosmotic flow pump. *Lab Chip* 14(11):1866-72.
- [23] Paul P H, Arnold D W, Neyer D W and K B, Smith K B (2000) Electrokinetic Pump Application in Micro-Total Analysis Systems Mechanical Actuation to HPLC. In: Berg V, Olthuis W, Bergveld P (eds) *Micro Total Analysis Systems*. Springer, Dordrecht.