

**ORIGINAL ARTICLE**

# Numerical Investigation of the Mixing Index of Enhanced Electroosmotic Micro-Mixer Using Focused Electrodes in Non-Symmetric Lateral Geometry

**Parisa Mahmoudi\***

Assistant Professor, Department of  
Electrical Engineering, Payame  
Noor University, Tehran, Iran.

**Correspondence**

Parisa Mahmoudi

Email: parisamahmoudi@pnu.ac.ir

**How to cite**

Mahmoudi, P. (2026). Numerical Investigation of the Mixing Index for an Enhanced Electroosmotic Micro-Mixer Using Focused Electrodes in a Non-Symmetric Lateral Geometry, Optoelectronic, 8(2), 39-54.

**ABSTRACT**

Effective mixing of samples is a critical requirement in many biochemical processes. However, achieving fast and homogeneous mixing in microfluidic channels presents significant challenges due to the low Reynolds number characteristic of microscale fluid flows. This study introduces an active micromixer with a non-symmetric lateral geometry that facilitates the application of electroosmotic flow, particularly near the inlet and, most notably, at the outlet of the mixing chamber. In this proposed configuration, input fluids more rapidly and precisely subjected to efficient mixing, under very low applied voltages. As a result, a higher quality of fluid mixture achieved throughout the mixing chamber, driven by vortices generated through electroosmotic stimulation as well as the sharp edges within the chamber. Additionally, the mixing quality further modified by the electric field at the outlet of the mixing chamber. This performance reduces the effective mixing time, minimizes the required voltage amplitude, improves the mixing index, and ensures consistent and stable operation over time. According to the finite element simulation results, at an applied voltage of 0.1 volts, the mixing time is less than 2 seconds, and the mixing index is 0.98. Consequently, this design is highly safe and efficient for lab-on-a-chip microfluidic applications, where the integrity of the samples within the mixers must remain unchanged.

**KEYWORDS**

Micromixer, Electroosmotic, Electrode, Concentration, Mixing Index.

فصلنامه علمی

## اپتوالکترونیک

«مقاله پژوهشی»

# بررسی عددی شاخص اختلاط میکرومیکسر الکترواسموتیک بهبودیافته با استفاده از الکترودهای متمرکز در ساختار هندسی نامتقارن جانبی

پریسا محمودی\*

استادیار، گروه مهندسی برق، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران.

### چکیده

در بسیاری از فرآیندهای بیوشیمیایی، اختلاط موثر نمونه‌ها در زمان کم مورد نیاز است. لیکن، اختلاط سریع و همگن سیال‌های مختلف در کانال‌های میکروفلوئیدیک، به دلیل عدد رینولدز پایین مرتبط با جریان سیال دشوار است. در این مقاله یک میکرومیکسر فعال با هندسه نامتقارن جانبی ارائه شده است، که به واسطه شکل آن امکان اعمال جریان الکترواسموتیک نزدیک به ورودی و به ویژه در خروجی محفظه اختلاط میکسر فراهم می‌شود. در این پیکربندی، سیال‌های ورودی به ازای دامنه ولتاژهای بسیار کوچک، سریع‌تر و متمرکزتر تحت تاثیر اختلاط موثر قرار می‌گیرند. به این ترتیب کیفیت بالاتری از مخلوط آنها در طول محفظه اختلاط، تحت تاثیر گرداب‌های ناشی از تحریک الکترواسموتیک و همچنین لبه‌های تیز داخل محفظه، جاری می‌شود. کیفیت اختلاط حاصل بار دیگر به واسطه میدان الکتریکی دهانه خروجی محفظه، دستخوش تغییر می‌گردد. این عملکرد سبب کاهش زمان اختلاط موثر، کاهش دامنه ولتاژ اعمالی، بهبود شاخص اختلاط و ثبات و پایداری عملکرد میکسر در طول زمان می‌شود. طبق نتایج شبیه‌سازی المان محدود، به ازای ولتاژ تحریک ۰/۱ ولت، زمان اختلاط کمتر از ۲ ثانیه و شاخص اختلاط ۰/۹۸ است. در نتیجه، این طراحی برای کاربردهای آزمایشگاه بر تراشه میکروفلوئیدیک، که ماهیت نمونه‌ها در میکسرهای باید بدون تغییر بماند، بسیار ایمن و کارآمد است.

### واژه‌های کلیدی

میکرومیکسر، الکترواسموتیک، الکتروود، غلظت، شاخص اختلاط.

نویسنده مسئول:

پریسا محمودی

رایانامه: parisamahmoudi@pnu.ac.ir

استناد به این مقاله:

پریسا محمودی (۱۴۰۴). بررسی عددی شاخص اختلاط میکرومیکسر الکترواسموتیک بهبودیافته با استفاده از الکترودهای متمرکز در ساختار هندسی نامتقارن جانبی. فصلنامه علمی اپتوالکترونیک، ۸(۲)، ۳۹-۵۴.

## مقدمه

دستگاه‌های میکروفلوئیدیک به دلیل اندازه کوچک، عملکرد خودکار، تشخیص سریع‌تر، مصرف کمتر معرف‌ها<sup>۱</sup>، حساسیت بالاتر و قابلیت استفاده در محل، توجه ویژه‌ای را در زمینه‌های تشخیص زیست‌پزشکی، کنترل ایمنی مواد غذایی و حفاظت از محیط زیست به خود جلب کرده‌اند. آنها می‌توانند فرآیندهایی مانند تزریق<sup>۲</sup>، اختلاط<sup>۳</sup>، واکنش<sup>۴</sup>، جداسازی<sup>۵</sup> و تشخیص<sup>۶</sup> را روی یک تراشه بسیار کوچک ادغام کنند [۱-۴]. میکرومیکسرها که تاثیر زیادی بر کارایی و حساسیت تراشه‌های میکروفلوئیدیک دارند، یکی از مهم‌ترین اجزای آنها به شمار می‌روند. برخلاف دستگاه‌های سیال در مقیاس ماکرو که اختلاط مایعات در آنها عمدتاً بر اثر همرفتی<sup>۷</sup> صورت می‌گیرد، نرخ جریان سیال‌ها در میکروفلوئیدیک معمولاً بسیار کم است و رفتار سیال‌ها در میکروکانال‌ها اساساً جریان آرام<sup>۸</sup> با عدد رینولدز کوچک‌تر از یک است. به این معنا که سیال‌ها در لایه‌های موازی و بدون اختلال بین لایه‌ها، جریان دارند. در این حالت اختلاط عمدتاً به واسطه انتشار<sup>۹</sup> (حرکت از غلظت بالا به غلظت پایین) اتفاق می‌افتد و در نتیجه بازده بسیار کمی دارد [۵-۸]. از این رو، توسعه میکسرهای کارآمد با هدف افزایش سرعت و یکنواختی اختلاط و در نتیجه بهبود سیستم‌های میکروفلوئیدیک، نیازی حیاتی است. میکرومیکسرهای اغلب به دو دسته غیرفعال و فعال تقسیم می‌شوند. میکرومیکسرهای غیرفعال، به جز انرژی استفاده‌شده برای هدایت جریان‌های ورودی، به انرژی خارجی نیاز ندارند و اغلب از هندسه‌های پیچیده کانال‌ها برای کاهش زمان اختلاط، بهبود انتشار و افزایش بازده اختلاط استفاده می‌کنند. به طوری که، استفاده از موانع و گلوگاه‌ها در کانال‌های اختلاط، آشفتگی‌های<sup>۱۰</sup> اضافی در جریان سیال‌ها ایجاد می‌کند و بازده اختلاط را بهبود می‌بخشد. همچنین مسیر اختلاط<sup>۱۱</sup> طولانی‌تر در این نوع از میکسر، بازده اختلاط را برای سیال‌ها با عدد رینولدز پایین افزایش می‌دهد. لیکن به دلیل حجیم شدن اندازه میکسر، ادغام آن در تراشه‌های میکروفلوئیدیک دشوار می‌گردد. همچنین این نوع از میکسر معمولاً به فرآیندهای ساخت پیچیده‌تری نیاز دارند [۵ و ۹]. میکرومیکسرهای فعال از منابع انرژی خارجی، مانند میدان‌های الکتریکی [۱۰-۱۷]، مغناطیسی

[۱۸-۲۰]، صوتی [۲۱-۲۲] و فشار [۲۳-۲۵] برای مختل کردن جریان سیال‌ها و در نهایت افزایش بازده اختلاط بهره می‌برند. لیکن، این نیروها ممکن است ماهیت نمونه‌های سیال را تحت تاثیر قرار دهند. به عنوان مثال، استفاده از امواج اولتراسونیک می‌تواند با ایجاد گرمای غیرقابل چشم‌پوشی سبب واکنش‌های نامطلوب و سریع نمونه‌های مخلوط‌شده شود. ساختار هندسی میکسرهای فعال، در مقایسه با انواع غیرفعال آن، اغلب نسبتاً ساده‌تر است. لیکن، نیاز به منابع انرژی خارجی، ادغام آنها را دشوارتر می‌سازد [۱۰]. یک نوع میکرومیکسر فعال مبتنی بر میدان الکتریکی، از طریق اعمال میدان الکتریکی متناوب بر لایه‌ای به نام لایه الکتریکی دوتایی<sup>۱۲</sup> (EDL) که روی دیواره‌های کانال‌های میکسر شکل می‌گیرد، عمل می‌کند. این لایه زمانی تشکیل می‌شود که سیالی حاوی ذرات باردار، مانند محلول الکترولیت، در داخل میکروکانال‌ها جریان داشته باشد. گروه‌های شیمیایی خاص موجود در سطح دیواره، یون‌های موجود در محلول الکترولیت را جذب و یا دفع می‌کنند. به این ترتیب EDL به صورت لایه‌ای از یون‌های با بار مخالف، درست نزدیک به سطح جامد تشکیل می‌شود. لایه اول آن مستقیماً به سطح جامد می‌چسبد و لایه دوم با تاثیر بر سیال مجاور، ابری از یون‌ها ایجاد می‌کند که بار سطحی را متعادل می‌سازد. هنگامی که میدان الکتریکی خارجی بر این ساختار اعمال می‌شود، ذرات باردار موجود در لایه EDL (یون‌های نزدیک به دیواره‌ها) تحت تاثیر قرار می‌گیرند و موجب بروز آشفتگی‌ها و گردابه‌ها<sup>۱۳</sup> در داخل میکروکانال می‌شوند. این آشفتگی‌ها به حرکت نامنظم سیال‌ها و در نتیجه بهبود کیفیت اختلاط آنها کمک می‌کنند. این پدیده که جریان الکترواسموتیک<sup>۱۴</sup> (EOF) نامیده می‌شود، یون‌ها و در نهایت خود سیال را تحت تاثیر میدان الکتریکی جابه جا می‌کند [۲۶-۲۹].

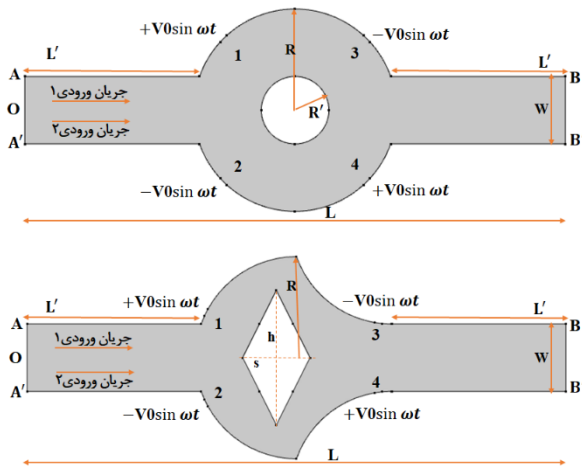
در این پژوهش یک میکرومیکسر الکترواسموتیک ولتاژ پایین، سریع و کارآمد با استفاده از الکترودهای متمرکز در یک ساختار هندسی نامتقارن جانبی ارائه می‌شود، که با نرم‌افزار مالتی فیزیک شبیه‌سازی و برای تایید عملکرد آن، با یک میکرومیکسر الکترواسموتیک مرجع مقایسه شده است. ابتدا ساختار هندسی و مدل ریاضی این میکسرهای معرفی و سپس معادلات حاکم بر رفتار میکسر الکترواسموتیک بیان می‌شوند. جزئیات مربوط به نحوه اعمال شرایط مرزی مختلف بر ساختارهای مطالعه‌شده، در قسمت شرایط مرزی بررسی می‌شوند. بخش نتایج و بحث به بررسی نتایج شبیه‌سازی المان محدود برای هر دو میکسر می‌پردازد. در نهایت بازده عملکرد آنها، با استفاده از محاسبه

- 1 Reagents
- 2 Injection
- 3 Mixing
- 4 Reaction
- 5 Separation
- 6 Detection
- 7 Convection
- 8 Laminar
- 9 Diffusion
- 10 Turbulences
- 11 Mixing Path

12 Electric Double Layer (EDL)

13 Vortices

14 Electroosmotic Flow (EOF)



**شکل ۱.** بالا) هندسه میکرومیکسر مرجع با چهار الکتروود متقارن روی دیواره‌های محفظه اختلاط، پایین) هندسه طرح پیشنهادی. AA' درجه‌ ورودی، BB' درجه خروجی و O نقطه وسط مرکز AA' است.

**جدول ۱.** ابعاد ساختار هندسی میکسرهای شکل ۱

|    |                   |             |
|----|-------------------|-------------|
| L  | طول میکسر         | ۸۰ میکرومتر |
| w  | عرض کانال         | ۱۰ میکرومتر |
| L' | طول کانال         | ۲۵ میکرومتر |
| R  | شعاع دایره خارجی  | ۱۵ میکرومتر |
| R' | شعاع دایره داخلی  | ۵ میکرومتر  |
| s  | قطر کوچک چهارضلعی | ۱۰ میکرومتر |
| h  | قطر بزرگ چهارضلعی | ۲۰ میکرومتر |

### معادلات حاکم

معادلات نویر-استوکس برای سیال تراکم‌ناپذیر<sup>۴</sup> استفاده می‌شوند تا جریان آن در کانال‌ها را با در نظر گرفتن نیروهای مختلف توصیف کنند [۳۸-۳۳]. این معادلات به شرح زیر هستند:

### معادله پیوستگی

$$\nabla \cdot v = 0 \quad (1)$$

$$\nabla \cdot v = 0 \rightarrow \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} = 0 \quad (2)$$

که در آن  $v$  سرعت سیال و ترم‌های  $\frac{\partial v}{\partial x}$  و  $\frac{\partial v}{\partial y}$  و  $\frac{\partial v}{\partial z}$  به ترتیب نرخ تغییر مولفه سرعت در امتداد محورهای  $x$ ،  $y$  و  $z$  هستند. دیورژانس صفر سرعت نشان می‌دهد که میزان ماده‌ای که از هر نقطه در سیال خارج می‌شود، برابر با مقداری است که وارد آن نقطه می‌شود. این ویژگی به معنای پایداری توزیع ماده<sup>۵</sup>، چگالی ثابت سیال در طول زمان و تراکم‌ناپذیری آن است. این معادله اصل بقای جرم<sup>۶</sup> را تضمین می‌کند؛ زیرا ذرات سیال در طول حرکت نه فشرده می‌شوند و نه منبسط و جرم سیال ثابت باقی می‌ماند. به همین دلیل، چگالی و نرخ فلوی حجمی<sup>۷</sup> تغییر

شاخص اختلاط به کمک نرم‌افزار متلب، با یکدیگر مقایسه می‌شوند. نتایج، بهبود کیفیت اختلاط در میکسر پیشنهادی را تایید می‌نمایند.

### مدل ریاضی

در این مطالعه، یک میکرومیکسر نامتقارن الکترواسموتیک برای کاربردهای آزمایشگاه بر تراشه میکروفلوئیدیک طراحی و شبیه‌سازی شده است. نتایج شبیه‌سازی، به منظور تایید کارایی طرح پیشنهادی، با نتایج مربوط به یک شکل مرجع مقایسه شده‌اند. شکل ۱ هندسه دو بعدی طرح‌ها را نشان می‌دهد. برای مدل‌سازی میکرومیکسر، نسبت عمق به عرض کانال (نسبت ابعاد) به اندازه‌ای بزرگ فرض شده که اثرات سه بعدی بالا و پایین هندسه قابل صرفه‌نظر باشند. در این حالت، هندسه به صورت یک مقطع عرضی دوبعدی در نظر گرفته می‌شود [۳۲-۳۰].

شکل مرجع از دو مرز دایروی تشکیل می‌شود، درحالی که میکسر بهبود یافته دارای ساختار نامتقارن جانبی است. در این ساختارها دو سیال در ورودی با غلظت‌های متفاوت وارد کانالی به عرض ۱۰ میکرومتر و سپس وارد محفظه اختلاط می‌شوند، که خود مجهز به چهار الکتروود است. این الکتروودها در شکل مرجع روی دیواره خارجی و در وسط قطاع‌های ۹۰ درجه‌ای آن قرار گرفته‌اند. لیکن موقعیت آنها در شکل پیشنهادی، با استفاده از تحلیل پارامتری نرم‌افزار المان محدود و با هدف دستیابی به بالاترین کیفیت اختلاط در خروجی، بهینه‌سازی شده و تغییر داده شده است. همچنین، طرح پیشنهادی با شکل‌های هندسی مختلف برای داخل محفظه اختلاط (دایره، بیضی و چهارضلعی در مرکز)، بررسی و شبیه‌سازی شده است. بهترین نتیجه از نظر توزیع یکنواخت غلظت در خروجی میکرومیکسر متعلق به طرح چهارضلعی است، که در ادامه به آن اشاره می‌شود. جدول ۱ ابعاد نهایی هندسه میکسر را نشان می‌دهد. در هر دو میکسر، پتانسیل الکتریکی متناوب از طریق الکتروودها به ساختار اعمال می‌شود. جریان تراکم‌ناپذیر<sup>۲</sup> الکترواسموتیک برای سیال، با ترکیبی از معادلات نویر-استوکس<sup>۳</sup> برای توصیف حرکت سیال، معادله لاپلاس برای تعیین پتانسیل الکتریکی در کانال و معادله نفوذ-همرفتی برای بررسی تغییرات غلظت ذرات محلول در سیال توصیف می‌شود. در ادامه به بررسی هریک از این معادلات می‌پردازیم.

4 Incompressible Fluid  
5 Steady Mass Distribution  
6 Mass Conservation  
7 Volume Flow Rate

1 Aspect Ratio  
2 Incompressible Flow  
3 Navier-Stokes

$$\vec{v} = (v_x, v_y, v_z) \quad (5)$$

$$\vec{\nabla} = (\partial/\partial x, \partial/\partial y, \partial/\partial z) \quad (6)$$

$$v \cdot \nabla = v_x \frac{\partial}{\partial x} + v_y \frac{\partial}{\partial y} + v_z \frac{\partial}{\partial z} \quad (7)$$

$$(v \cdot \nabla)v = (v \cdot \nabla)(v_x, v_y, v_z) \quad (8)$$

$$= \begin{bmatrix} v_x \frac{\partial v_x}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_x}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_x}{\partial z} \\ v_x \frac{\partial v_y}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_y}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_y}{\partial z} \\ v_x \frac{\partial v_z}{\partial x} + v_y \frac{\partial v_z}{\partial y} + v_z \frac{\partial v_z}{\partial z} \end{bmatrix}$$

هر مؤلفه در بردار خروجی نشان می‌دهد که سرعت در هر جهت ( $v_x$  یا  $v_y$  یا  $v_z$ ) چگونه متناظر با حرکت در امتداد هر سه بعد فضایی ( $x$  و  $y$  و  $z$ ) تغییر می‌کند.

نیروی گرادیان فشار  $-\nabla P$  تغییرات فشار سیال را توصیف می‌نماید، که به‌عنوان نیروی محرک برای حرکت سیال عمل می‌کند. این نیرو باعث می‌شود که سیال از ناحیه‌ای با فشار بالا به ناحیه‌ای با فشار پایین حرکت کند. علامت منفی نشان‌دهنده آن است که سیال در جهتی حرکت می‌کند که مخالف گرادیان فشار باشد  $\nabla \cdot [\mu(\nabla v + (\nabla v)^T)]$ . ترم ویسکوزیته<sup>۸</sup> نامیده می‌شود، که در آن  $\mu$  ویسکوزیته دینامیکی سیال و معیاری از مقاومت آن در برابر جریان یا تغییر شکل است. همچنین،  $\nabla^2 v$  اعمال اپراتور لاپلاسین بر بردار سرعت سیال و معیاری از نرخ توزیع سرعت از یک نقطه است. نیروهای ویسکوز نیروهای اصطکاک داخلی و نیروهای تلف‌کننده هستند، که به واسطه ویسکوزیته سیال ایجاد می‌شوند و انرژی جنبشی را به گرما تبدیل می‌کنند. این نیروها با حرکت و جاری شدن سیال مخالفت می‌کنند و با هدف کاهش اختلاف سرعت در نقاط مختلف در داخل سیال عمل می‌نمایند. به طوری که، ویسکوزیته سبب یکنواختی جریان سیال در طول زمان می‌شود و جلوی تغییرات ناگهانی سرعت سیال را می‌گیرد.  $\nabla^2 v$  بیان‌کننده چگونگی تغییر سرعت تحت تاثیر نیروهای داخلی ویسکوز است. به عبارت دیگر، این جمله چگونگی توزیع سرعت سیال را به واسطه چسبندگی آن، اندازه می‌گیرد. عبارت  $\mu(\nabla v + (\nabla v)^T)$  شامل هر دوی گرادیان‌های سرعت و ترانهاده آن است و اطمینان می‌دهد که همه اجزای استرس‌های ویسکوز (استرس‌های نرمال<sup>۹</sup> و جانبی<sup>۱۱</sup>) برای مدل‌سازی دقیق رفتار سیال در نظر گرفته می‌شوند. به عبارت دیگر همه جهت‌های تغییر شکل به واسطه ویسکوزیته، لحاظ می‌شوند. این بیان،

نمی‌کنند.

## معادله مومنتوم<sup>۱</sup>

این معادله بخش اصلی معادلات نویر-استوکس است و قانون دوم نیوتن را در مورد کیفیت حرکت سیال بیان می‌کند:

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

بیان دیگر معادله بالا به فرم تانسور استرس<sup>۲</sup> به شکل زیر است:

$$\rho \left( \frac{\partial v}{\partial t} + (v \cdot \nabla)v \right) = -\nabla P + \nabla \cdot [\mu(\nabla v + (\nabla v)^T)] + \rho g \quad (4)$$

در این معادلات،  $\rho$  چگالی سیال ( $kg/m^3$ )،  $v$  میدان سرعت ( $m/s$ )،  $t$  زمان ( $s$ )،  $P$  میدان فشار ( $Pa$ )،  $\mu$  ویسکوزیته دینامیکی میدان ( $kg/m \cdot s$ ) و  $g$  نیروی گرانشی اعمال‌شده بر سیال در واحد جرم ( $m/s^2$ ) هستند. نرخ تغییر مومنتوم<sup>۳</sup>  $\rho \frac{\partial v}{\partial t}$  حاصل ضرب چگالی در مشتق جزئی سرعت نسبت به زمان است. همان‌طور که پیش‌تر گفته شد، در سیال‌های تراکم‌ناپذیر، چگالی ثابت می‌ماند. این عبارت که به عنوان شتاب سیال در یک نقطه و یا شتاب محلی<sup>۴</sup> سیال شناخته می‌شود، نشان می‌دهد که سرعت سیال در طول زمان و در یک نقطه خاص چگونه تغییر می‌کند. در معادله ذکر شده، این عبارت بیانگر جنبه دینامیکی جریان سیال است. مقدار این ترم در حالتی که تغییرات سرعت در هر نقطه و طی زمان زیاد باشد، قابل توجه و برای سیال پایدار با سرعت ثابت، صفر است. عبارت  $\rho(v \cdot \nabla)v$  به عنوان ترم همرفتی<sup>۵</sup> شناخته می‌شود.  $(v \cdot \nabla)v$  مشتق همرفتی<sup>۶</sup> است که از اعمال حاصل ضرب نقطه‌ای سرعت و اپراتور گرادیان بر سرعت سیال به دست می‌آید. این عبارت نشان‌دهنده تغییر سرعت ذرات سیال تحت تاثیر تغییرات مکانی (مانند موانع موجود در مسیر سیال) و حرکت سیال است. در واقع این عبارت بیانگر تاثیر حرکت سیال بر خود است. به این معنا که حرکت فعلی سیال چگونه حرکت بعدی آن را با توجه به تغییرات مکانی سرعت تحت تاثیر قرار می‌دهد. از این رو، این عبارت شتاب همرفتی<sup>۷</sup> سیال نیز نامیده می‌شود. شتاب کلی سیال حاصل جمع شتاب محلی (مبتنی بر زمان) و شتاب همرفتی (مبتنی بر موقعیت) آن است.

1 Momentum Equation

2 Stress Tensor

3 Rate of Change of Momentum

4 Local Acceleration

5 Convective Term

6 Convective Derivative

7 Convective Acceleration

8 Pressure Gradient Force

9 Viscous Term

10 Normal Stress

11 Shear Stress

در این مدل سازی برای بررسی حرکت یون ها تحت تاثیر میدان الکتریکی، از گرادیان غلظت یونی صرفه نظر شده است؛ زیرا سیستم در حالت پایدار قرار دارد. این فرض اعمال قانون اهم و تعادل چگالی جریان را آسان تر می کند. قانون اهم که رابطه بین میدان الکتریکی  $E$ ، چگالی جریان  $J$  و هدایت الکتریکی  $\sigma$  را بیان می کند، عبارت است از:

$$J = \sigma E \quad (11)$$

جریان کل ورودی به هر قسمت از کانال طبق تعادل چگالی جریان، برابر با جریان خروجی از آن قسمت است. این قانون نیز به حالت پایدار سیال مربوط می شود:

$$\nabla \cdot J = \nabla \cdot (\sigma E) = \nabla \cdot (-\sigma \nabla V) = 0 \quad (12)$$

از آنجایی که جریان سیال تنها از دریچه ورودی به خروجی اتفاق می افتد، هیچ تبادل سیالی از دیوارها انجام نمی شود. به عبارت دیگر دیوارها از نظر همرفتی عایق<sup>۷</sup> محسوب می شوند. به این ترتیب برای دیوارها داریم:

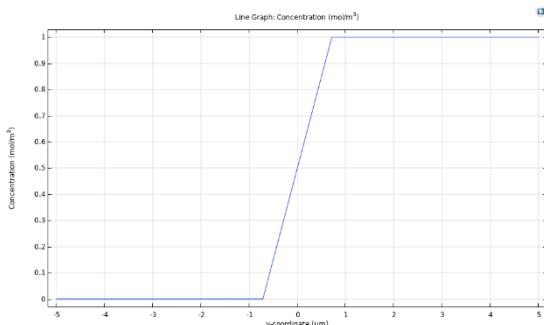
$$-n \cdot J = 0 \quad (13)$$

پتانسیل الکتریکی AC به موقعیت چهار الکتروود ساختار اعمال می شود. همه مرزهای دیگر (دیوارها به جز الکترودها، ورودی و خروجی) از نظر الکتریکی عایق هستند. بنابراین مولفه عمودی میدان الکتریکی طبق معادله زیر برای آنها صفر است:

$$-\sigma \nabla V \cdot n = 0 \quad (14)$$

برای پیاده سازی غلظت<sup>۸</sup>  $c_0$  برای نیمه بالایی پورت ورودی و غلظت صفر برای نیمه پایینی آن، از تابع پله به صورت  $c_0 \times \text{step}(y)$  استفاده شده است. منظور از  $y$  عرض نقاط در امتداد دریچه خروجی میکسر است.

شکل ۲ توزیع غلظت در ورودی را نشان می دهد. ناحیه گذر غلظت ورودی بر اساس مشخصات تابع پله قابل تنظیم است. غلظت صفر به معنای عدم وجود سیال نیست، بلکه به معنای عدم وجود یون های خاص در آن است. تبادل سیال از طریق دیوارها اتفاق نمی افتد. به عبارت دیگر، مخلوط در امتداد کانال حرکت می کند و تنها از دریچه خروجی خارج می شود.



شکل ۲. تابع پله برای اعمال توزیع غلظت در دریچه ورودی.

دیدنی جامع از چگونگی تاثیر گرفتن جریان سیال از استرس های داخلی آن به واسطه ویسکوزیته است. نیروی حجمی<sup>۱</sup>  $\rho g$  در معادلات نویر-استوکس همان نیروی گرانش است که بر واحد حجم سیال اعمال می شود. این نیرو موجب حرکت سیال و توزیع فشار در آن می گردد و بر تعادل نیروها در سیال تاثیر می گذارد. این ترم، برای مدل سازی توزیع فشار ناشی از گرانش در سیال به کار می رود.

## شرایط مرزی

در این تحلیل ها فرض شده است که سیال های ورودی به موقعیت پایدار<sup>۲</sup> رسیده و توربولانس های ورودی<sup>۳</sup> پشت سر گذاشته شده اند. یعنی سرعت سیال در ورودی کانال، ثابت<sup>۴</sup> دارد. سرعت سیال برای هر دو ورودی یکسان ( $v_0$ ) است.

از آنجایی که سیال مخلوط شده آزادانه از خروجی<sup>۵</sup> سمت راست میکسرها خارج می شود، تمام مولفه های استرس عمود بر دیواره کانال در خروجی (مولفه های فشار و ویسکوز) صفر در نظر گرفته می شوند:

$$n \cdot (-PI + \mu(\nabla v + (\nabla v)^T)) = 0 \quad (8)$$

$I$  تنسور همانی و  $n$  بردار عمود سطح هستند.

از آنجایی که ضخامت EDL مجاور دیواره کانال باردار در مقایسه با عرض کانال بسیار کم است، برای مدل سازی آن از معادله هلم هولتز-اسمولوچوسکی<sup>۶</sup> استفاده می شود [۲۷-۲۸]. این معادله سرعت سیال ایجاد شده به واسطه جریان الکترواسموتیک را به مولفه مماسی میدان الکتریکی اعمال شده ربط می دهد. برای دیوارهای باردار  $AB$  و  $A'B'$  خواهیم داشت:

$$v_{eo} = \frac{\epsilon_w \zeta_0}{\mu} E_t = \frac{\epsilon_w \zeta_0}{\mu} \nabla_t V \quad (9)$$

$$E = -\nabla V \quad (10)$$

که در آن  $v_{eo}$  سرعت به واسطه جریان الکترواسموتیک،  $\epsilon_w = \epsilon_0 \epsilon_r$  گذردهی الکتریکی سیال  $(F/m)$ ،  $E_t$  مولفه مماسی میدان الکتریکی اعمال شده و  $\zeta_0$  پتانسیل زتا در دیوارهای کانال است.  $\mu$  ویسکوزیته دینامیکی سیال و  $V$  پتانسیل اعمال شده است.  $\nabla_t$  گرادیان پتانسیل مماسی است، که نرخ تغییرات پتانسیل الکتریکی را در بعد مکان نشان می دهد. این رابطه به تمامی مرزها به جز دریچه های ورودی و خروجی میکسر اعمال می شود.

1 Body Force Term

2 Steady-State

3 Inlet

4 Fully- Developed Laminar Flow

5 Outlet

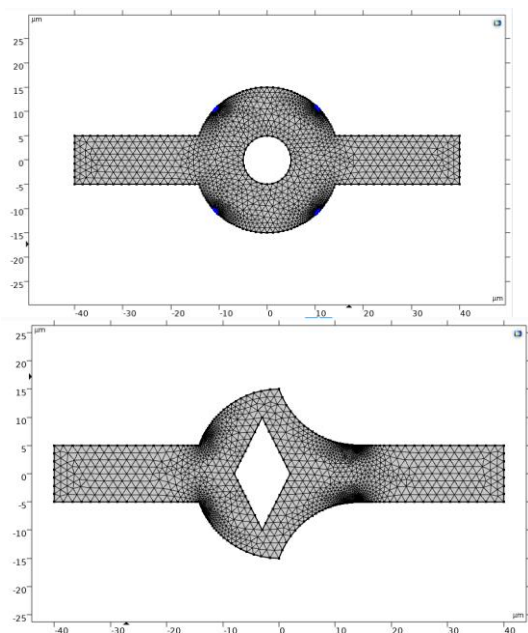
6 Helmholtz-Smoluchowski

7 Convectionally-Insulated

8 Concentration

## نتایج و بحث

شبیه‌سازی با نرم‌افزار المان محدود کامسول نسخه ۶/۲ انجام و نتایج آن ثبت شده است. مش‌بندی برای کل ساختار با استفاده از المان‌های مثلثی اتوماتیک و برای موقعیت الکترودها با المان‌های مثلثی با ماکزیمم اندازه المان ۰/۲ میکرومتر و نرخ رشد المان ۱/۱ میکرومتر انجام شده است (شکل ۳).



شکل ۳. نمایش مش‌بندی ساختار هندسی میکرومیکسرها، بالا) میکرومیکسر مرجع، پایین) میکرومیکسر پیشنهادی.

ولتاژ سینوسی اعمال شده بر الکترودها را می‌توان به صورت حاصل ضرب مقدار DC و ترم زمانی آن نشان داد. از این رو در این شبیه‌سازی برای کاهش زمان حل مسئله و حجم محاسبات نرم‌افزاری، ابتدا آنالیز ایستا<sup>۳</sup> برای حل کردن توزیع پتانسیل الکتریکی و سپس آنالیز گذرا<sup>۴</sup> برای تعیین جریان سیال تحت تاثیر آن انجام شده است. به این ترتیب، خروجی تحلیل ایستا به عنوان ورودی (حالت اولیه) برای تحلیل گذرا است. برای تمام شبیه‌سازی‌ها، دامنه ولتاژ اعمالی ۰/۱ ولت، فرکانس کار ۸ هرتز (دوره تناوب ۰/۱۲۵ ثانیه) و زمان تحلیل برای بررسی رفتار پایدار میکسر، ۵ ثانیه (۴۰ برابر مدت زمان یک تناوب کامل، به اندازه کافی طولانی) تعیین شده است. شکل ۴ کانتورهای توزیع پتانسیل الکتریکی را برای هر دو میکسر در لحظه اعمال ولتاژ ماکزیمم نشان می‌دهد.

معادله نفوذ-همرفتی<sup>۱</sup> برای تحلیل غلظت مواد حل شده در سیال در داخل میکسر به این صورت استفاده می‌شود:

$$\frac{\partial c}{\partial t} + \nabla \cdot (vc) - D\nabla^2 c = R - v \cdot \nabla c \quad (15)$$

که در آن  $c$  غلظت ماده،  $D$  ضریب نفوذ و  $R$  ترم واکنش است. از آنجایی که غلظت در این طراحی دستخوش هیچ واکنشی نمی‌شود،  $R$  برای آن صفر است. مقادیر پارامترهای مورد استفاده برای شبیه‌سازی در جدول ۲ جمع‌بندی شده‌اند.

جدول ۲. مقادیر پارامترهای شبیه‌سازی

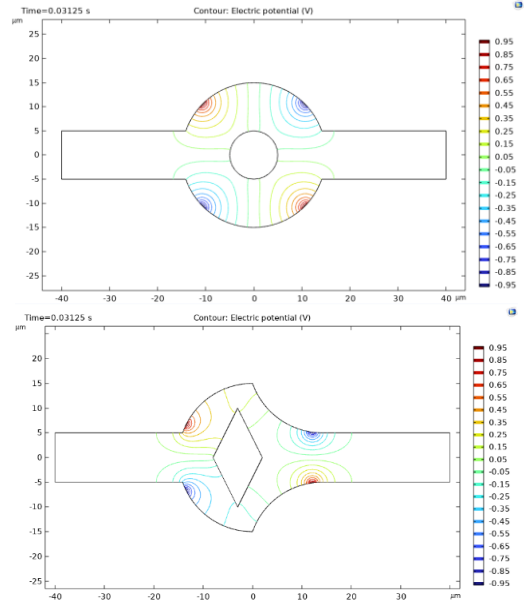
| مقدار                              | پارامتر               | مقدار     | پارامتر                  |
|------------------------------------|-----------------------|-----------|--------------------------|
| $V-(0/1)$                          | پتانسیل زتا           | $\zeta_0$ | چگالی سیال               |
| $11845 \times 10^{-5} \text{ s/m}$ | هدایت الکتریکی سیال   | $\sigma$  | $kg/m^3 \times 10^3$     |
| $1 \text{ mol/m}^3$                | غلظت اولیه سیال ورودی | $c_0$     | $kg/m.s \times 10^{-3}$  |
| $1 \times 10^{-11} \text{ m}^2/s$  | ضریب نفوذ             | $D$       | سرعت میانگین جریان ورودی |
| $V0$                               | دامنه ولتاژ اعمالی    | $V0$      | $m/s \times 10^{-4}$     |
| $f$                                | فرکانس ولتاژ اعمالی   | $f$       | نسبی سیال گذردهی         |
|                                    |                       |           | $80/2$                   |
|                                    |                       |           | $Hz$                     |

شاخص اختلاط<sup>۲</sup>  $MI$  که معیاری برای اندازه‌گیری انحراف غلظت از یک مقدار مرجع است، به منظور بررسی اثر اختلاط دو جریان سیال به صورت زیر تعریف می‌شود [۵ و ۶-۱۰]:

$$MI = 1 - \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \left( \frac{c_i - \bar{c}}{\bar{c}} \right)^2} \quad (16)$$

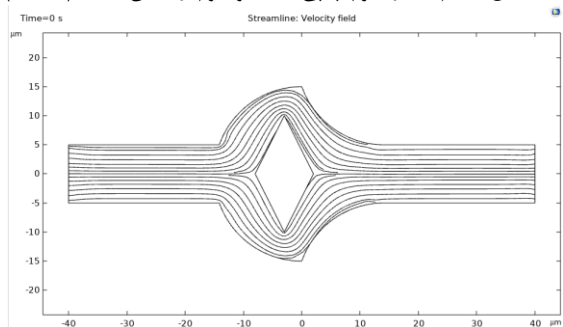
که در آن  $n$  تعداد کل نقاط نمونه‌برداری شده از خروجی میکسر در منحنی توزیع غلظت آن،  $c_i$  غلظت نمونه  $i$ ام و  $\bar{c}$  غلظت میانگین کل نمونه‌ها است. این فرمول از انحراف استاندارد توزیع غلظت نرمال‌سازی شده، نسبت به مقدار میانگین استفاده می‌کند تا میزان یکنواختی اختلاط را مشخص سازد. حداقل مقدار  $MI$  برای حالت عدم اختلاط و برابر صفر است، در حالی که مقدار حداکثر آن یک و نشان دهنده اختلاط کامل است. طبق این فرمول، هرچه مقدار شاخص اختلاط بزرگ‌تر باشد، عملکرد اختلاط میکسر بهتر است.

به شکل مرجع، الکترودها نزدیک‌تر به دهانه ورودی محفظه اختلاط هستند، جریان سیال زودتر تحت تاثیر آشفتگی‌های ایجاد شده، قرار می‌گیرد. به این ترتیب، تاثیر جریان الکترواسموتیک بر جریان سیال در ورودی، هم سریع‌تر و هم کارآمدتر می‌شود. بنابراین کیفیت بالاتری از مخلوط سیال‌ها در طول محفظه اختلاط، تحت تاثیر گرداب‌های ناشی از تحریک الکترواسموتیک و همچنین لبه‌های تیز داخل محفظه که به عنوان موانع مسیر طراحی شده‌اند، به سمت خروجی جاری می‌شود. این لبه‌های داخلی نقش مهمی در شکستن تقارن جریان ایفا می‌کنند. آنها به عنوان نقاطی برای جداسازی و اتصال مجدد جریان عمل می‌کنند و باعث ایجاد گرداب‌های اضافی و جریان‌های ثانویه می‌شوند. این الگوهای جریان، سطح تماس بین سیال‌ها را افزایش می‌دهند، فرآیند همگن‌سازی مخلوط را سریع‌تر می‌کنند و در نتیجه بازده اختلاط را بهبود می‌بخشند. به روش مشابه، قرار گرفتن الکترودهای خروجی در آرایش متمرکز و نزدیک به هم سبب تداخل گرداب‌های ایجاد شده در خروجی محفظه و در نتیجه افزایش شدت جریان الکترواسموتیک حاصل نسبت به شکل مرجع می‌گردد. با این تفاوت که همه گرداب‌های ایجاد شده در خروجی، طبق شکل ۵-ج، دو به دو با یکدیگر تداخل موثر دارند. بنابراین شدت آشفتگی‌های ایجاد شده در خروجی، حتی از شدت آشفتگی‌های ناشی از تداخل در ورودی میکسر پیشنهادی، بیشتر است. پس کیفیت اختلاط سیال‌ها تحت تاثیر این جریان، بار دیگر بهبود می‌یابد. همان طوری که مشاهده می‌شود، این الکترودها نسبت به شکل مرجع در فاصله نزدیک‌تر به خروجی میکسر قرار داده شده‌اند. این امر به نوبه خود کنترل بهتر کیفیت یکنواخت مخلوط را در خروجی میکسر امکان‌پذیر می‌سازد. بنابراین، هندسه نامتقارن میکسر پیشنهادی به دلیل فراهم کردن امکان تعبیه الکترودها در موقعیت‌های نزدیک‌تر به همدیگر و همچنین نزدیک‌تر به دهانه‌های ورودی و خروجی محفظه اختلاط، جریان الکترواسموتیک موثرتری را سبب می‌شود. به طوری که مخلوط با غلظت یکنواخت‌تری در خروجی آن حاصل می‌گردد. کانتورهای توزیع غلظت در شکل ۶ عملکرد میکسر را بیشتر توضیح می‌دهند. اولین ردیف متناظر با لحظه ۰ ثانیه برای هر دو میکسر و نمایانگر حالت پایدار آنها در غیاب ولتاژ الکتریکی است. از آنجایی که جریان سیال آرام و ضریب نفوذ بسیار کوچک است، دو سیال در خروجی هر دو میکسر به خوبی از هم جدا می‌شوند. هنگامی که میدان الکتریکی متناوب اعمال می‌شود، اختلاط به دلیل چرخش‌های متناوب در جریان به طور قابل توجهی افزایش می‌یابد. این کانتورها تایید می‌کنند که توزیع غلظت در امتداد کانال میکرومیکسر پیشنهادی نسبت به میکرومیکسر مرجع تحت تاثیر آشفتگی‌های قوی‌تر و متمرکزتری از جریان الکترواسموتیک اعمال شده، قرار می‌گیرد. از این رو غلظت یکنواخت‌تری در خروجی آن حاصل می‌شود.

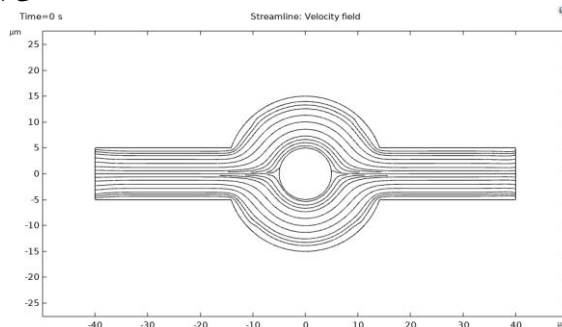


**شکل ۴.** خطوط پتانسیل الکتریکی برای میکسرهای الکترواسموتیک. (بالا) میکرومیکسر مرجع، پایین) میکرومیکسر پیشنهادی. خطوط کانتور، توزیع پتانسیل را در لحظه اعمال ولتاژ ماکزیمم ( $\pm V_0$ ) (۰/۳۱۲۵ ثانیه) نشان می‌دهند.

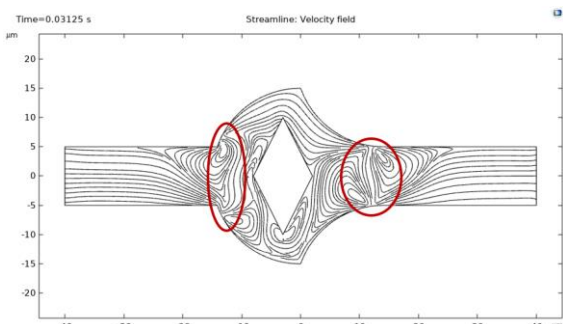
کشیده شدن و تا شدن<sup>۱</sup> (هم خوردن) مکرر و همزمان اجزای سیال، علاوه بر پدیده نفوذ جزئی در کانال، فرآیند اصلی اختلاط موثر محسوب می‌شود. جریان الکترواسموتیک حاصل از اعمال میدان متناوب، از طریق مختل کردن جریان آرام ناشی از فشار سیال، الگوی جریان سیال را در محفظه اختلاط به سمت بالا و پایین به حرکت در می‌آورد، سیال را هم می‌زند و سبب کشیدگی و تا شدگی گسترده قسمت‌های مختلف آن می‌گردد. این تغییر در طول مسیر ادامه می‌یابد و منجر به اختلاط موثر ذرات سیال در انتهای کانال می‌شود. شدیدترین آشفتگی‌ها و گرداب‌های ایجاد شده به واسطه جریان الکترواسموتیک در میکسر، در لحظات متناظر با پیک‌های مثبت و منفی میدان متناوب هستند. این درحالی است که شدت گرداب‌های ایجاد شده در بقیه لحظات کمتر است. شکل ۵ الگوهای جریان (میدان سرعت)<sup>۲</sup> ایجاد شده در میکسر را برای یک تناوب کامل از اعمال میدان الکتریکی و در لحظه‌های متناظر با  $|\sin(\omega t)| = 1$  و  $|\sin(\omega t)| = 0$ ، یعنی لحظاتی که میدان الکتریکی و سرعت الکترواسموتیک به ترتیب بیشترین و کمترین مقدار خود را دارند، نشان می‌دهد. در میکرومیکسر مرجع، جریان الکترواسموتیک به شکل دو گرداب چرخشی تقریباً مستقل از هم در نزدیکی هر یک از الکترودها، جریان سیال را می‌چرخاند (شکل ۵-ب). این درحالی است که در میکسر پیشنهادی، دو تا از گرداب‌های چرخشی ایجاد شده در ورودی میکسر، به دلیل موقعیت متمرکز و نزدیک به هم الکترودهای ورودی، با همدیگر تداخل موثر پیدا می‌کنند. در نتیجه آشفتگی‌های قدرتمندتری در جریان سیال ورودی ایجاد می‌شوند (شکل ۵-ج). همچنین به دلیل آنکه در میکسر پیشنهادی نسبت



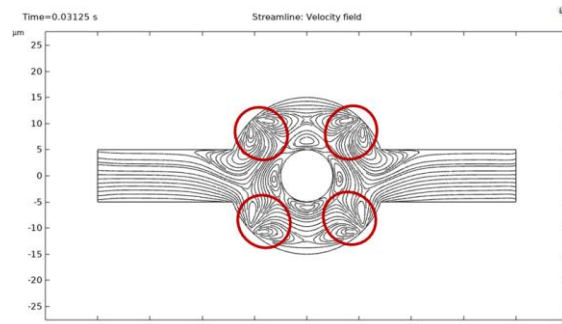
(ج) میدان سرعت در لحظه ۰ ثانیه



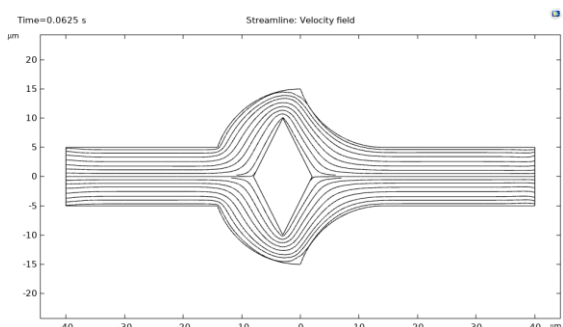
(الف) میدان سرعت در لحظه ۰ ثانیه



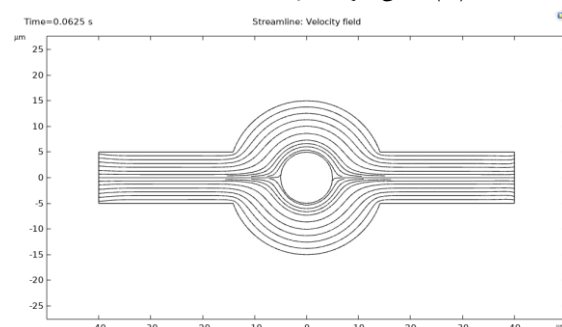
(چ) میدان سرعت در لحظه ۰/۰۳۱۲۵ ثانیه



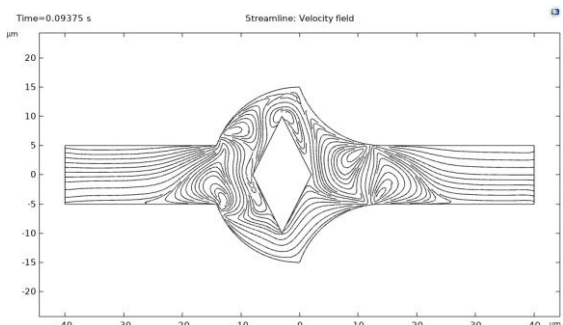
(ب) میدان سرعت در لحظه ۰/۰۳۱۲۵ ثانیه



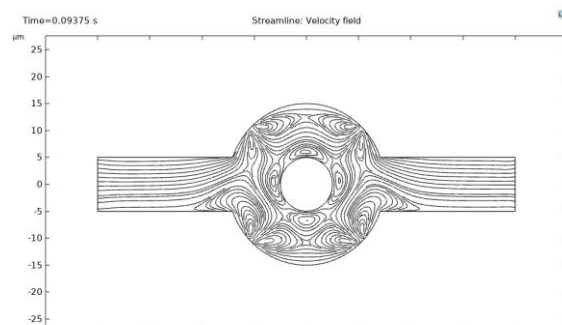
(ح) میدان سرعت در لحظه ۰/۰۶۲۵ ثانیه



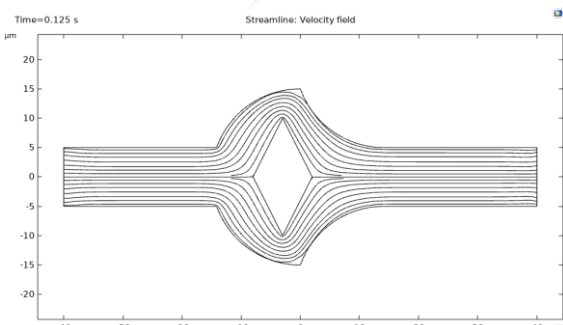
(پ) میدان سرعت در لحظه ۰/۰۶۲۵ ثانیه



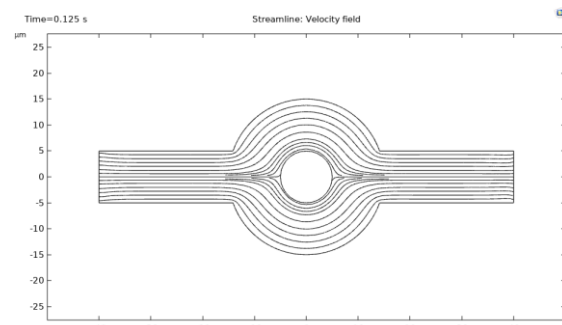
(خ) میدان سرعت در لحظه ۰/۰۹۳۷۵ ثانیه



(ت) میدان سرعت در لحظه ۰/۰۹۳۷۵ ثانیه

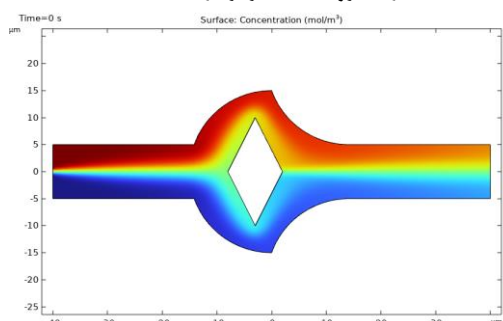


(د) میدان سرعت در لحظه ۰/۱۲۵ ثانیه

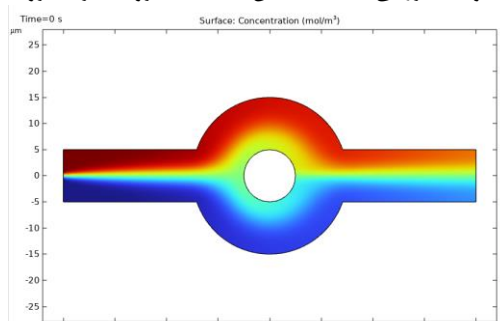


(ث) میدان سرعت در لحظه ۰/۱۲۵ ثانیه

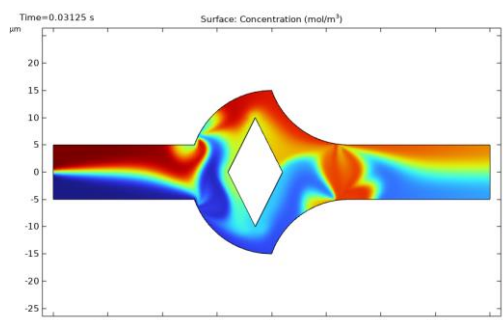
**شکل ۵.** خطوط جریان (میدان سرعت) سیال در لحظه‌های ۰، ۰/۰۳۱۲۵، ۰/۰۶۲۵، ۰/۰۹۳۷۵ و ۰/۱۲۵ ثانیه از یک تناوب کامل از اعمال میدان الکترواسموتیک برای ستون سمت چپ) میکرومیکسر مرجع (الف-ث)، ستون سمت راست) میکرومیکسر پیشنهادی (ج-د). گرداب‌های چرخشی میکسر مرجع و تداخل گرداب‌های میکسر پیشنهادی به ترتیب در شکل‌های ب و چ، در محدوده‌های قرمز رنگ نشان داده شده‌اند.



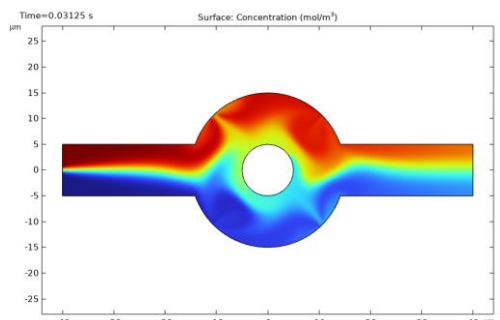
(ج) کانطور توزیع غلظت در لحظه ۰ ثانیه



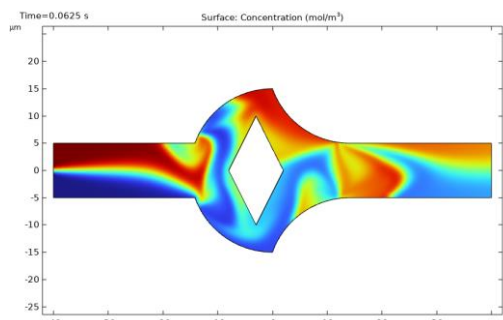
(الف) کانطور توزیع غلظت در لحظه ۰ ثانیه



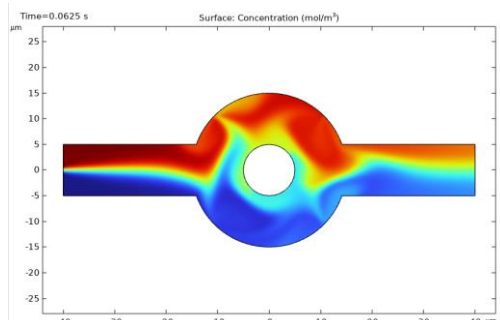
(ج) کانطور توزیع غلظت در لحظه ۰/۰۳۱۲۵ ثانیه



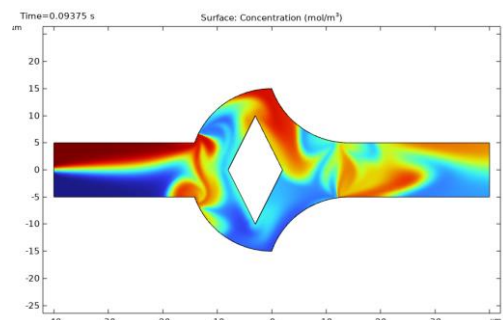
(ب) کانطور توزیع غلظت در لحظه ۰/۰۳۱۲۵ ثانیه



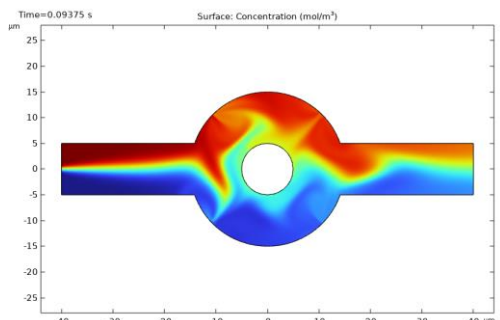
(ح) کانطور توزیع غلظت در لحظه ۰/۰۶۲۵ ثانیه



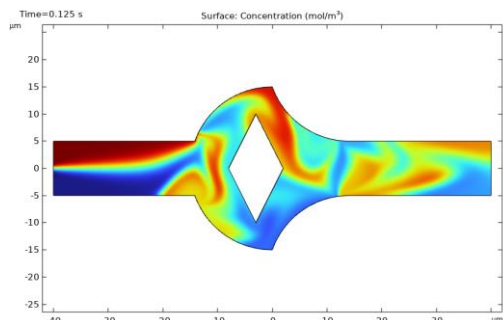
(پ) کانطور توزیع غلظت در لحظه ۰/۰۶۲۵ ثانیه



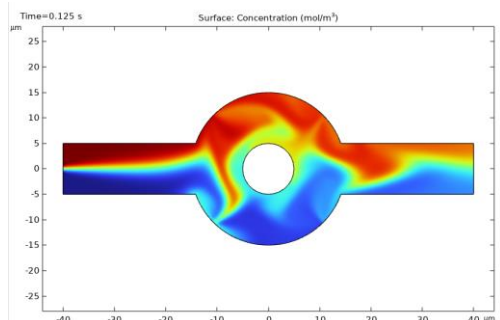
(خ) کانطور توزیع غلظت در لحظه ۰/۰۹۳۷۵ ثانیه



(ت) کانطور توزیع غلظت در لحظه ۰/۰۹۳۷۵ ثانیه



(د) کانطور توزیع غلظت در لحظه ۰/۱۲۵ ثانیه

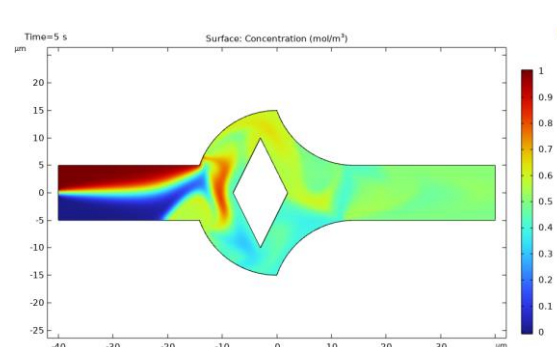
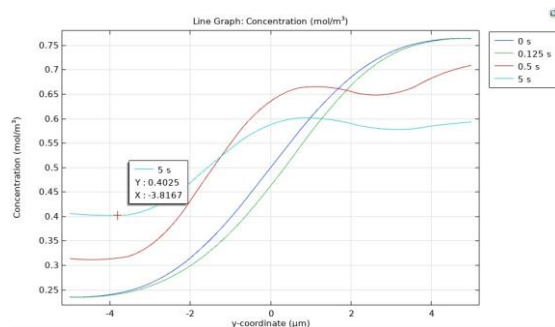
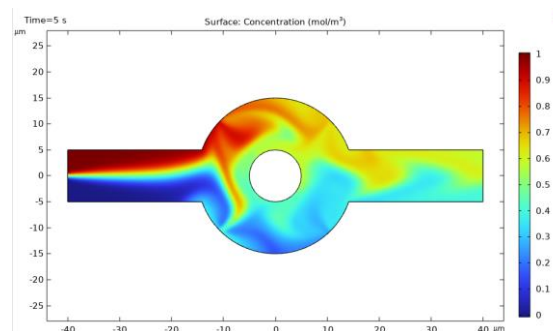
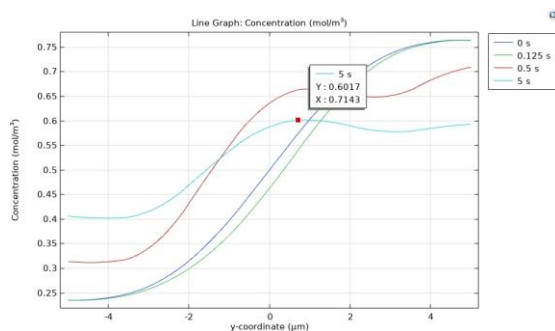


(ث) کانطور توزیع غلظت در لحظه ۰/۱۲۵ ثانیه

**شکل ۶.** کانطورهای توزیع غلظت در لحظه‌های ۰/۱۲۵، ۰/۰۹۳۷۵، ۰/۰۶۲۵، ۰/۰۳۱۲۵، ۰ و ۰/۰۳۱۲۵ ثانیه از یک تناوب کامل از اعمال میدان الکترواسموتیک برای ستون سمت چپ (میکرومیکسر مرجع (الف-ث)، ستون سمت راست) میکرومیکسر پیشنهادی (ج-د)

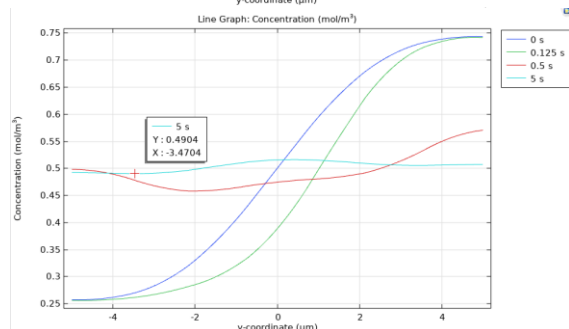
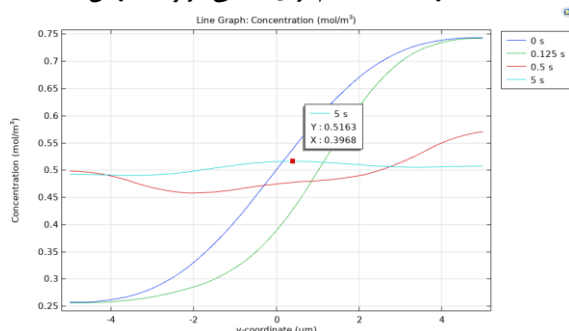
پیشنهادی از جهت توزیع غلظت یکنواخت‌تر در مدت زمان کوتاه‌تر، بهتر عمل می‌کند.

شکل ۷ نیز نحوه توزیع غلظت را برای هر دو میکسر بعد از گذشت زمان طولانی (۵ ثانیه) نشان می‌دهد. بنابراین میکسر



شکل ۷. کانتور توزیع غلظت بعد از گذشت ۵ ثانیه برای بالا) میکرومیکسر مرجع، پایین) میکرومیکسر پیشنهادی.

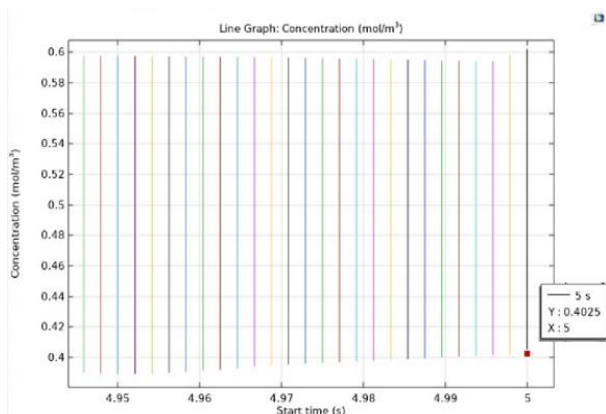
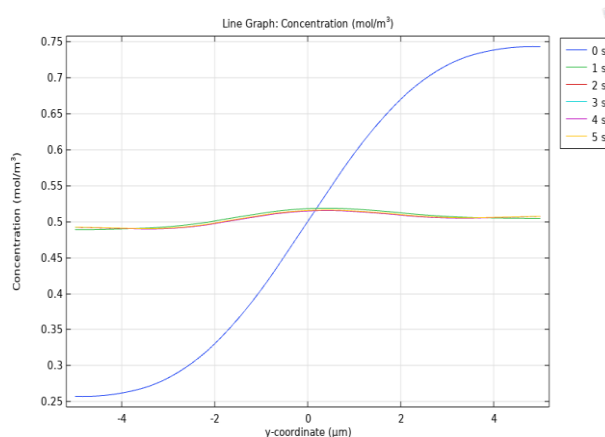
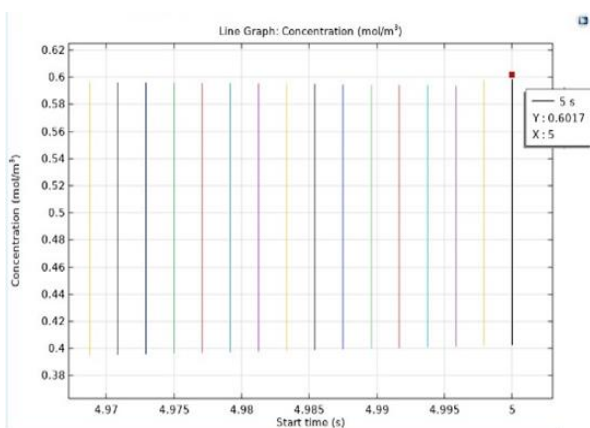
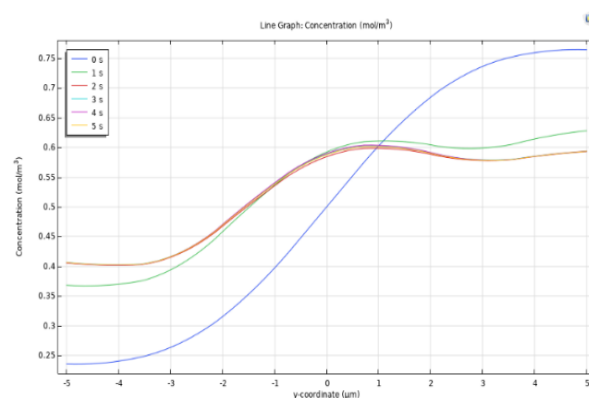
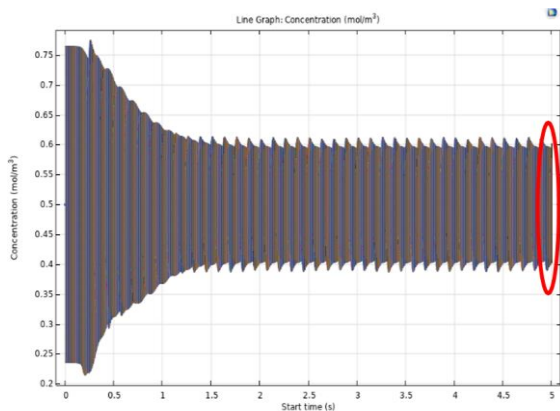
شکل ۸. گراف‌های توزیع غلظت در امتداد خروجی میکرومیکسر مرجع در لحظه شروع و بعد از سپری شدن یک، چهار و چهل تناوب کامل از اعمال میدان الکترواسموتیک، بالا) با ثبت مقدار غلظت ماکزیمم و (پایین) با ثبت مقدار غلظت مینیمم برای منحنی مربوط به زمان ۵ ثانیه.



شکل ۹. گراف‌های توزیع غلظت در امتداد خروجی میکرومیکسر پیشنهادی در لحظه شروع و بعد از سپری شدن یک، چهار و چهل تناوب کامل از اعمال میدان الکترواسموتیک، بالا) با ثبت مقدار غلظت ماکزیمم، و پایین) با ثبت مقدار غلظت مینیمم برای منحنی مربوط به زمان ۵ ثانیه.

شکل‌های ۸ و ۹ گراف‌های توزیع غلظت در امتداد خروجی هر دو میکسر را در لحظه شروع (۰ ثانیه)، بعد از سپری شدن زمان یک تناوب کامل (۰/۱۲۵ ثانیه)، چهار تناوب کامل (۰/۵ ثانیه) و چهل تناوب کامل (زمان طولانی ۵ ثانیه) ثبت کرده‌اند. همچنین نقاط متناظر با بیشترین و کمترین مقدار غلظت روی منحنی مربوط به ۵ ثانیه برای هر دو میکسر نشان داده شده‌اند. طبق این داده‌ها بازه تغییرات غلظت بعد از سپری شدن زمان طولانی، برای شکل مرجع حدود  $0.2 \text{ mol/m}^3$  و برای شکل پیشنهادی حدود  $0.3 \text{ mol/m}^3$  است. این داده‌ها خود تاییدی بر کانتورهای شکل ۷ هستند. زیرا اختلاف غلظت کوچک‌تر، نشانگر خروجی یکنواخت‌تر است.

به منظور تعیین مدت زمان مورد نیاز هر یک از میکسرهای برای دستیابی به رفتار پایدار، منحنی‌های غلظت خروجی آنها در زمان‌های ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ ثانیه تحلیل شده‌اند. همان طور که در شکل ۱۰ مشاهده می‌شود، این منحنی‌ها پس از ۲ ثانیه تقریباً بر یکدیگر منطبق می‌شوند. این نشان می‌دهد که عملکرد میکسرهای با گذشت زمان بیشتر تغییر نمی‌کند. بنابراین میکسر مرجع با گذشت زمان بهبود عملکردی ندارد. اما میکسر پیشنهادی در مدت زمان ۲ ثانیه به حالت پایدار و قابل قبول می‌رسد.

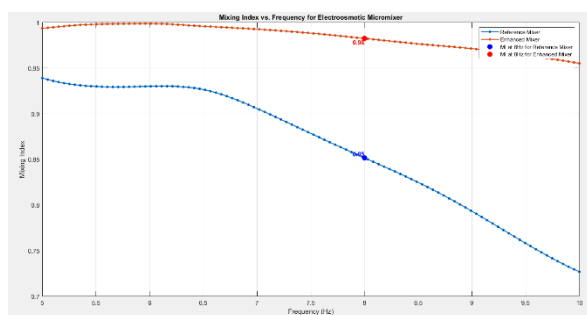


**شکل ۱۰.** گراف‌های توزیع غلظت در امتداد خروجی در لحظه شروع و بعد از سپری شدن ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ ثانیه برای بالا) میکرومیکسر مرجع، پایین) میکرومیکسر پیشنهادی

شکل‌های ۱۱ و ۱۲ که به ترتیب نمایشگر توزیع غلظت در خروجی میکسر مرجع و میکسر پیشنهادی بر حسب زمان هستند، با تایید شکل ۱۰، چگونگی نوسان توزیع غلظت در خروجی میکسرها و تفاوت رفتار آنها را نشان می‌دهند. مشاهده می‌شود که به ازای ولتاژ تحریک ۰/۱ ولت و فرکانس ۸ هرتز، دامنه نوسان غلظت (محدوده نشان داده شده با نوار قرمز رنگ در شکل‌ها) برای میکسر پیشنهادی بسیار کمتر از میکسر مرجع است. همچنین، این خروجی‌ها تایید می‌کنند که میکسر پیشنهادی در مقایسه با میکسر مرجع، سریع‌تر به ثبات عملکرد اختلاط موثر، یعنی به محدوده تغییرات کوچک‌تر غلظت می‌رسد. این نتایج حاکی از آن هستند که میکسر پیشنهادی عملکرد بهتری نسبت به میکسر مرجع دارد. بازه تغییرات غلظت در این شکل‌ها نیز داده‌های شکل‌های ۸ و ۹ را تایید می‌کنند.

**شکل ۱۱.** بالا) منحنی توزیع غلظت در خروجی میکسر مرجع در طول زمان، وسط) بزرگنمایی قسمت قرمز رنگ شکل بالا به همراه نمایش نقطه متناظر با غلظت ماکزیمم، پایین) بزرگنمایی قسمت قرمز رنگ شکل بالا به همراه نمایش نقطه متناظر با غلظت مینیمم. دامنه تغییرات غلظت خروجی میکسر مرجع طبق داده‌های این نقاط  $0.2 \text{ mol/m}^3$  است، که نتایج شکل ۸ را تایید می‌کند.

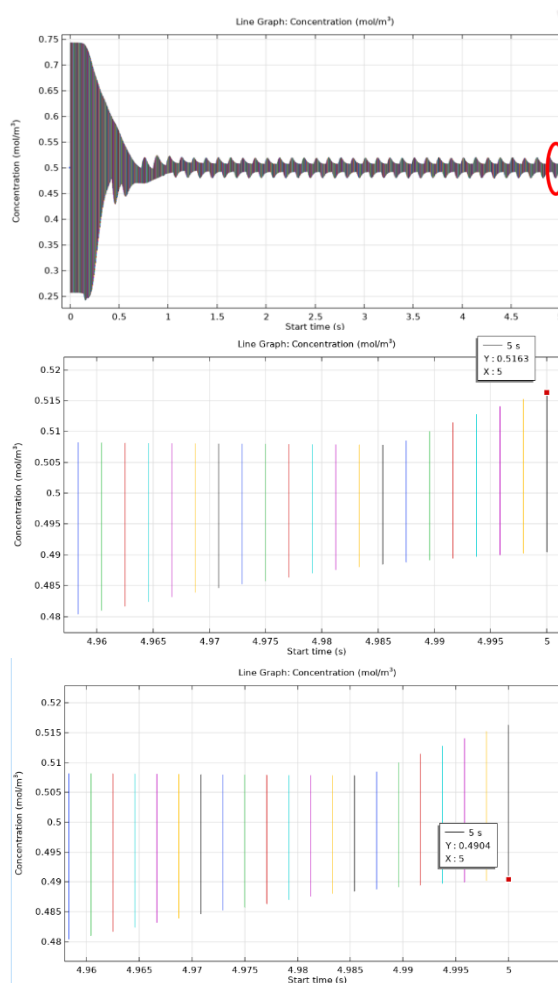
ولتاژ تحریک و در فرکانس ثابت ۸ هرتز بررسی می‌نماید. در این شکل، منحنی مربوط به میکسر پیشنهادی (رنگ قرمز) بالاتر از منحنی میکسر مرجع (رنگ آبی) قرار دارد. این امر شاخص اختلاط بزرگ‌تر برای طرح پیشنهادی را به ازای تمام ولتاژهای تا یک ولت نشان می‌دهد. نقاط مربوط به فرکانس ۸ هرتز روی منحنی‌های این شکل، مقادیر  $MI$  شکل قبل را برای میکسرهای مرجع و پیشنهادی تایید می‌کنند. طبق اطلاعات این شکل‌ها، ولتاژ ۰/۱ ولت برای عملکرد میکسر پیشنهادی کافی بوده است و برای دستیابی به غلظت‌های یکنواخت در خروجی نیازی به استفاده از ولتاژهای تحریک بزرگ‌تر نیست. این در حالی است که میکسر مرجع برای رفتار مشابه، به ولتاژ حداقل ۰/۵ ولت نیاز دارد.



شکل ۱۳. منحنی‌های ضریب اختلاط میکسرهای بر حسب فرکانس و

به ازای ولتاژ ثابت ۰/۱ ولت. رنگ قرمز برای میکسر پیشنهادی و رنگ آبی برای میکسر مرجع است. نقاط مربوط به فرکانس ۸ هرتز روی هر دو منحنی نشان داده شده‌اند. (این منحنی‌ها به ازای خروجی‌های غلظت میکسرهای بعد از گذشت زمان ۵ ثانیه ثبت شده‌اند).

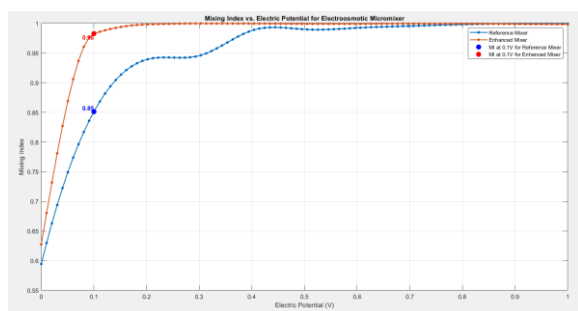
دلایل ایجاد این تفاوت در عملکرد میکرومیکسرهای، هندسه و موقعیت الکترودهای آنها است. هندسه بهبودیافته میکرومیکسر پیشنهادی، با ویژگی‌هایی مانند چهارضلعی مرکزی با لبه‌های تیز و بخش‌های نامتقارن جانبی ساختار، موجب اختلال مؤثرتر در جریان آرام سیال و ایجاد آشفتگی اضافی در آن می‌شود (طبق نتایج شبیه‌سازی، اختلاف غلظت در خروجی میکسر پیشنهادی با هندسه چهارضلعی در مرکز آن، در ولتاژ ۰/۱ V، فرکانس  $f = 6 \text{ Hz}$  و بعد از ۲ ثانیه از عملکرد آن،  $\Delta c = 0.0116 \text{ mol/m}^3$  است. در حالی که این عدد برای هندسه‌های دایروی و بیضوی به عنوان حفره مرکزی محفظه، در شرایط عملکرد یکسان به ترتیب  $\Delta c = 0.0137 \text{ mol/m}^3$  و  $\Delta c = 0.0151 \text{ mol/m}^3$  ثبت شده است). این ویژگی‌ها به بهبود کیفیت اختلاط با ولتاژ پایین‌تر کمک می‌کنند؛ زیرا طراحی جدید جریان‌های الکترواسموتیک محلی قوی‌تری ایجاد می‌کند. به طوری که،



شکل ۱۲. بالا) منحنی توزیع غلظت در خروجی میکسر پیشنهادی در طول زمان، وسط) بزرگنمایی قسمت قرمز رنگ شکل بالا به همراه نمایش نقطه متناظر با غلظت ماکزیمم، پایین) بزرگنمایی قسمت قرمز رنگ شکل بالا به همراه نمایش نقطه متناظر با غلظت مینیمم. دامنه تغییرات غلظت خروجی میکسر پیشنهادی طبق داده‌های این نقاط، حدود  $0.3 \text{ mol/m}^3$  است، که نتایج شکل ۹ را تایید می‌کند.

شکل ۱۳ منحنی شاخص اختلاط  $MI$  را برای هر دو میکسر، به ازای اعمال ولتاژ تحریک ثابت ۰/۱ ولت و تغییر فرکانس نشان می‌دهد. منحنی قرمز رنگ که به میکسر پیشنهادی مربوط می‌شود، به ازای تمامی فرکانس‌ها رفتار بهتری نسبت به میکسر مرجع (رنگ آبی) دارد، که تاییدکننده بهبود عملکرد میکسر پیشنهادی نسبت به شکل مرجع است. طبق این منحنی‌ها و فرمول ۱۶، شاخص اختلاط بعد از گذشت زمان ۵ ثانیه و در فرکانس کار ۸ هرتز، برای شکل مرجع ۸۵ درصد و برای شکل پیشنهادی ۹۸ درصد است. شاخص اختلاط بزرگ‌تر بر توزیع غلظت یکنواخت‌تر در خروجی دلالت دارد. منحنی‌ها نشان می‌دهند که میکسر پیشنهادی به ازای فرکانس ۶ هرتز بیشترین  $MI$  را دارد و میکسر مرجع حتی به ازای این فرکانس هم همچنان عملکرد ضعیف‌تری را از خود نشان می‌دهد.

شکل ۱۴ نیز شاخص اختلاط میکسرهای را به ازای تغییر



**شکل ۱۴.** منحنی‌های ضریب اختلاط میکسرها بر حسب ولتاژ و به ازای فرکانس ثابت ۸ هرتز. رنگ قرمز برای میکسر پیشنهادی و رنگ آبی برای میکسر مرجع می‌باشد. نقاط مربوط به ولتاژ ۰/۱ ولت بر روی هر دو منحنی نشان داده شده اند. (این منحنی‌ها به ازای خروجی‌های غلظت میکسرها بعد از گذشت زمان ۵ ثانیه ثبت شده اند).

### نتیجه‌گیری

در این مقاله یک میکرومیکسر الکترواسموتیک بهبود یافته از طریق تغییر ساختار موجود به یک شکل نامتقارن جانبی ارائه شد، که به واسطه هندسه آن امکان قرارگیری الکترودهای تحریک را در موقعیت بهینه‌ای فراهم نمود. بدین ترتیب گرداب‌های ایجاد شده دچار تداخل موثر شدند. این امر تأثیر آشفته‌گی‌های تولید شده به واسطه اعمال میدان خارجی را تقویت کرد و کیفیت اختلاط را بهبود بخشید. به طوری که میکسر پیشنهادی به ازای دامنه ولتاژ بسیار کوچک، در مدت زمان عملکرد بسیار کوتاهی، شاخص اختلاط نزدیک به یک را نشان داد. همچنین نتایج ثبت شده مربوط به رفتار شاخص اختلاط بر حسب ولتاژ و فرکانس نشان دادند که میکسر پیشنهادی به ازای همان مقدار ولتاژ اعمالی و با کاهش فرکانس تحریک، می‌تواند به اختلاط کامل نیز دست یابد. از طرف دیگر، به دلیل دامنه ولتاژ پایین آن، احتمال واکنش نمونه‌ها در داخل میکسر بسیار کم است. در نتیجه کیفیت سیال‌های ورودی در طول آزمایش تغییر نمی‌کند. بنابراین، میکسر پیشنهادی برای کاربردهای آزمایشگاه بر تراشه میکروفلوئیدیک، هم ایمن و هم کارآمد است. در تمام شبیه‌سازی‌های انجام شده، میکسر پیشنهادی رفتار بهتری نسبت به میکسر اولیه نشان داد. ساخت میکسر و ثبت نتایج تجربی آن جهت مقایسه با نتایج شبیه‌سازی گام مهم بعدی است.

قرارگیری بهینه الکترودها به واسطه هندسه نامتقارن در طراحی میکسر بهبود یافته، استفاده مؤثرتر از میدان الکتریکی را تضمین می‌کند. این بهینه‌سازی موجب تداخل موثر گرداب‌های ایجاد شده و در نتیجه افزایش اثرگذاری جریان الکترواسموتیک بر فرآیند اختلاط می‌شود. به این ترتیب، نیاز به ولتاژهای بالاتر از بین می‌رود. این در حالی است که طبق شکل ۱۴، میکرومیکسر مرجع به دلیل ساختار هندسه و موقعیت الکترودهای آن، به ولتاژ بالاتری برای ایجاد همان میزان آشفته‌گی و اختلاط همگن نیاز دارد.

به طور کلی، اعمال ولتاژهای بالا در تحریک الکترواسموتیک می‌تواند باعث واکنش‌هایی در نمونه‌های داخل میکسر شود. این ولتاژها می‌توانند منجر به الکترولیز آب شوند و گونه‌های واکنشی مانند حباب‌های گاز هیدروژن و اکسیژن تولید کنند، که به نوبه خود ممکن است در نمونه‌ها اختلال ایجاد نمایند. همچنین، ماهیت شیمیایی نمونه‌ها می‌تواند تأثیرپذیری آنها را در میدان‌های الکتریکی قوی تحت تأثیر قرار دهد. به طوری که برخی نمونه‌های بیولوژیکی یا مواد شیمیایی واکنشی ممکن است در این شرایط تخریب شوند، یا خواص‌شان تغییر یابد. بنابراین در حالی که EOF به طور معمول برای افزایش کارایی اختلاط استفاده می‌شود، می‌تواند نواحی محلی با میدان‌های الکتریکی قدرتمند ایجاد کند و سبب القای واکنش‌های ناخواسته گردد.

از این رو، ولتاژهای تحریک کوچک برای میکرومیکسرها الکترواسموتیک مطلوب هستند [۳۹-۴۰]. به طوری که استفاده از ولتاژ ۰/۱ ولت در میکرومیکسر پیشنهادی، از خطر وقوع واکنش‌های الکتروشیمیایی ناخواسته مانند الکترولیز آب جلوگیری می‌کند. این ویژگی موجب افزایش ایمنی و قابلیت اطمینان طراحی پیشنهادی برای کاربردهای عملی می‌شود. بنابراین ثابت می‌شود که میکسر پیشنهادی زمان اختلاط موثر کوتاه‌تر، دامنه ولتاژ تحریک کوچک‌تر، شاخص اختلاط بهتر و ثبات و پایداری عملکرد بهتری نسبت به مدل مرجع دارد. این امر آن را برای استفاده ایمن در کاربردهای آزمایشگاه بر تراشه میکروفلوئیدیک، جایی که سالم ماندن کیفیت عامل‌ها در میکسر اهمیت زیادی دارد، مناسب می‌سازد.

### منابع

### References

- [1] Nguyen, N.-T., Hejzian, M., Ooi, C. H., Kashaninejad, N. (2017). Recent Advances and Future Perspectives on Microfluidic Liquid Handling. *Micromachines*, 8(6), 186. DOI: 10.3390/mi8060186.
- [2] Niculescu, A. G., Chircov, C., Bircă, A. C., Grumezescu, A. M. (2021). Fabrication and Applications of Microfluidic Devices: A Review. *Int J Mol Sci*, 22(4), 2011. DOI: 10.3390/ijms22042011.
- [3] Gharib, G., Bütün, İ., Muganlı, Z., Kozalak, G., Namlı, İ., Sarraf, S. S., et al. (2022). Biomedical

- Applications of Microfluidic Devices: A Review. *Biosensors*, 12(11), 1023. DOI: 10.3390/bios12111023.
- [4] Convery, N., Gadegaard, N. (2019). 30 Years of Microfluidics. *Micro and Nano Engineering*, 2, 76-91. DOI: 10.1016/j.mne.2019.01.003.
- [5] Bayareh, M., Nazemi, A. M., Usefian, A. (2020). Active and Passive Micromixers: A Comprehensive Review. *Chem Eng Process- Process Intensif.* 147, 107771. DOI: 10.1016/j.cep.2019.107771.
- [6] Lee, C. Y., Chang, C. L., Wang, Y. N., Fu, L. M. (2011). Microfluidic Mixing: A Review. *Int J Mol Sci.* 12(5), 3263-87. DOI: 10.3390/ijms12053263.
- [7] Gande, V. V., Podupu, P. K. R., Berry, B., Nere, N. K., Pushpavanam, S., Singh, M. R. (2024). Engineering Advancements in Microfluidic Systems for Enhanced Mixing at Low Reynolds Numbers. *Biomicrofluidics*, 18(1), 011502. DOI: 10.1063/5.0178939.
- [8] Lee, C.-Y. Fu, L.-M. (2018). Recent Advances and Applications of Micromixers. *J. Sensors and Actuators B: Chemical*, 259, 677 —702. DOI: 10.1016/j.snb.2017.12.034.
- [9] Raza, W., Hossain, S., Kim, K.-Y. (2020). A Review of Passive Micromixers with a Comparative Analysis. *Micromachines*, 11(5), 455. DOI: 10.3390/mi11050455.
- [10] Ober, T.J., Foresti, D., Lewis, J.A. (2015). Active Mixing of Complex Fluids at the Microscale. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 112(40), 12293-8. DOI: 10.1073/pnas.1509224112.
- [11] Bazaz, S. R., Mehrizi, A. A., Ghorbani, S., Vasilescu, S., Asadnia, M., Warkiani, M. E. (2018). A Hybrid Micromixer with Planar Mixing Units. *RSC Adv*, 8(58), 33103-33120. DOI: 10.1039/c8ra05763j.
- [12] Youliang, C., Yan, J., Wenyang, W. (2018). Numerical Simulation for Electro-osmotic Mixing under Three Types of Periodic Potentials in a T-shaped Micro-Mixer. *Chemical Engineering and Processing- Process Intensification*, 127, 93-102. DOI: 10.1016/j.cep.2018.03.017.
- [13] Chen, Z., Wang, Y., Zhou, S. (2022). Numerical Analysis of Mixing Performance in an Electroosmotic Micromixer with Cosine Channel Walls. *Micromachines*, 13(11), 1933. DOI: 10.3390/mi13111933.
- [14] García-Sánchez, P., Ramos, A. (2012). AC Electroosmosis: Basics and Lab-on-a-Chip Applications. Bhushan, B. (eds) *Encyclopedia of Nanotechnology*. Springer, Dordrecht. DOI:10.1007/978-90-481-9751-4\_125.
- [15] Feeoj, R. K., Eshkaftaki, S. M. A., Asfeh, I. K., Jahangiri, M. (2022). Finite-element Simulation of Electroosmotic Mixing: A Study of the Simultaneous Effects of Working Parameters for Optimization. *Int. J Chem Eng*, 9957189. DOI: 10.1155/2022/9957189.
- [16] Gayen, B., Manna, N. K., Biswas, N. (2023). Enhanced Mixing Quality of Ring-type Electroosmotic Micromixer Using Baffles. *Chemical Engineering and Processing: Process Intensification*, 189, 109381. DOI: 10.1016/j.cep.2023.109381.
- [17] Saravanakumar, S. M., Jamshidi Seresht, M., Izquierdo, R., Cicek, P.-V. (2024). A Novel DC Electroosmotic Micromixer Based on Helical Vortices. *Actuators*, 13(4), 139. DOI: 10.3390/act13040139.
- [18] Nouri, D., Hesari, A.Z., Passandideh-Fard, M. (2017). Rapid Mixing in Micromixers Using Magnetic Field. *Sensors Actuators A Phys*, 255, 79–86. DOI: 10.1016/j.sna.2017.01.005.
- [19] Hejazian, M., Nguyen, N.T. (2017). A Rapid Magnetofluidic Micromixer Using Diluted Ferrofluid. *Micromachines*, 8 (2), 37. DOI: 10.3390/mi8020037.
- [20] Petkovic, K., Metcalfe, G., Chen, H. (2017). Rapid Detection of Hendra Virus Antibodies: An Integrated Device with Nanoparticle Assay and Chaotic Micromixing. *Lab Chip*, 17 (1), 169–177. DOI: 10.1039/C6LC01263A.
- [21] Lim, E., Lee, L., Yeo, L. Y., Hung, Y. M., Tan, M. K. (2019). Acoustically-Driven Micromixing: Effect of Transducer Geometry. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 4. DOI:10.1109/TUFFC.2019.2920683.
- [22] Lu, Y., Tan, W., Mu, S., Zhu, G. (2022). A Multi-Vortex Micromixer Based on the Synergy of Acoustics and Inertia for Nanoparticle Synthesis. *Anal Chim Acta*, 1239, 340742. DOI: 10.1016/j.aca.2022.340742.
- [23] Wu, J. W., Xia, H. M., Zhang, Y. Y., Zhao, S. F., Zhu, P., Wang, Z. P. (2018). An Efficient Micromixer Combining Oscillatory Flow and Divergent Circular Chambers. *Microsyst Technol*, 25 (7), 2741–2750. DOI: 10.1007/s00542-018-4193-7.
- [24] Li, Z., Kim, S.-J. (2017). Pulsatile Micromixing Using Water-Head-Driven Microfluidic Oscillators. *Chem. Eng. J*, 313, 1364–1369. DOI: 10.1016/j.cej.2016.11.056.
- [25] Zhang, M., Zhang, W., Wu, Z., Shen, Y., Chen, Y., Lan, C., et al. (2019). Comparison of Micro-Mixing in Time Pulsed Newtonian Fluid and Viscoelastic Fluid. *Micromachines*, 10 (4), 262. DOI: 10.3390/mi10040262.
- [26] Hossan, M. R., Dutta, D., Islam, N., Dutta, P. (2018). Review: Electric Field Driven Pumping in Microfluidic Device. *Electrophoresis*, 39(5-6), 702-731. DOI: 10.1002/elps.201700375.
- [27] Farahinia, A., Jamaati, J., Niazmand, H., Zhang, W.J. (2019). Investigation of An Electro-osmotic Micromixer with Heterogeneous Zeta-potential Distribution at the Wall. *Engineering Research Express*, 1. DOI: 10.1088/2631-8695/ab3a15.
- [28] Mei, L., Cui, D., Shen, J., Dutta, D., Brown, W., Zhang, L., et al. (2021). Electroosmotic Mixing of Non-Newtonian Fluid in a Microchannel with Obstacles and Zeta Potential Heterogeneity. *Micromachines (Basel)*, 12(4), 431. DOI: 10.3390/mi12040431.
- [29] Wang, X., Xu, H., Qi, H. (2023). Induced-charge Electroosmosis Flow of Viscoelastic Fluids under Different Voltage Arrangements. *Phys Fluids*, 35, 113115. DOI: 10.1063/5.0177718.
- [30] Ammar, H., Zoghbi, B.E., Faraj, J., Khaled, M. (2025). Enhanced Micromixer Designs for Chemical Applications – Numerical Simulations and Analysis. *Chemical Engineering and Processing - Process Intensification*, 208, 110098. DOI:10.1016/j.cep.2024.110098.
- [31] Bagherabadi, K. M., Sani, M., Saidi, M. S. (2019). Enhancing Active Electro-Kinetic Micro-Mixer Efficiency by Introducing Vertical Electrodes and Modifying Chamber Aspect Ratio. *Chem Eng*

- Process- Process Intensif.* 142, 107560. DOI: 10.1016/j.cep.2019.107560.
- [32] Jalili, H., Raad, M., Fallah, D. A. (2020). Numerical Study on the Mixing Quality of an Electroosmotic Micromixer under Periodic Potential. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 234(11), 2113-2125. DOI:10.1177/0954406220904089.
- [33] Saravanakumar, S. M., Cicek, P.-V. (2023). Microfluidic Mixing: A Physics-Oriented Review. *Micromachines*, 14(10), 1827. DOI: 10.3390/mi14101827.
- [34] Habibi, A., Shojaei, S., Tehrani, P. (2019). A Comparative Numerical Design of the Static and Electrostatic Micromixers. *SN Appl Sci*, 1, 506. DOI: 10.1007/s42452-019-0491-7.
- [35] Mondal, B., Mehta, S. K., Pati, S., Patowari, P. K. (2021). Numerical Analysis of Electroosmotic Mixing in a Heterogeneous Charged Micromixer with Obstacles. *Chem Eng Process- Process Intensif.* 168, 108585 (2021). DOI: 10.1016/j.cep.2021.108585.
- [36] Rashidi, S., Bafekr, H., Valipour, M. S., Esfahani, J. A. (2018). A Review on the Application, Simulation, and Experiment of the Electrokinetic Mixers. *Chem. Eng. Process. Process Intensif*, 126, 108-122. DOI: 10.1016/j.cep.2018.02.021.
- [37] Mehta, S. K., Mondal, B., Pati, S., Patowari, P. K. (2022). Enhanced Electroosmotic Mixing of Non-Newtonian Fluids in a Heterogeneous Surface Charged Micromixer with Obstacles. *Colloids Surf. A* 648, 129215. DOI: 10.1016/j.colsurfa.2022.129215.
- [38] Kumar, A., Manna, N. K., Sarkar, S. (2023). Effect of Electrode Length and AC Frequency on Mixing in a Diamond-Shaped Split-and-Recombine Electroosmotic Micromixer. *Recent Advancements in Mechanical Engineering, Springer Nature*, 83-92. DOI:10.1007/978-981-19-3266-3\_7.
- [39] Xu, Y.-J., Nazeer, M., Hussain, F., Khan, M. I., Hameed, M. K., Shah, N. A., et al. (2021). Electroosmotic Flow of Biological Fluid in Divergent Channel: Drug Therapy in Compressed Capillaries. *Sci Rep*, 11, 23652. DOI: 10.1038/s41598-021-03087-0.
- [40] Mehta, S. K., Pati, S., Mondal, P. K. (2021). Numerical Study of the Vortex-Induced Electroosmotic Mixing of Non-Newtonian Biofluids in a Nonuniformly Charged Wavy Microchannel: Effect of finite Ion Size. *Electrophoresis*, 42(23), 2498-2510. DOI: DOI: 10.1002/elps.202000225.