

## ارائه روشی نوین برای ساخت یک ریزمخلوطگر الکترواسمتیکی با الکترودهایی در دو سمت برای کاربردهای زیست-فناوری

نیما طالبزاده<sup>۱</sup>، کارشناس ارشد؛ مزدک راد ملکشاهی<sup>۲</sup>، استادیار؛ هادی ولادی<sup>۳</sup>، استادیار

۱- دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه تبریز - تبریز - ایران - n.talebzadeh90@ms.tabrizu.ac.ir

۲- دانشکده فنی و مهندسی - دانشگاه رازی - کرمانشاه - ایران - m.malekshahi@razi.ac.ir

۳- دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر - دانشگاه تبریز - تبریز - ایران - veladi@tabrizu.ac.ir

**چکیده:** در این تحقیق، روشی ساده، کم هزینه و نوین برای ساخت ریزالکترودهایی در دو سمت کانال سیال به منظور کاربرد برای ریزمخلوطگر الکترواسمتیکی ارائه می شود. وجود الکترودها در دو سمت ریزکانال، مشخصه های یکتا برای کاربردهایی مانند مطالعات سلول های زیستی، الکتروکینتیکس، دی الکتروفورسیس و غیره به همراه دارد. پروسه ساخت شامل لیتوگرافی نوری، لایه نشانی برای ایجاد الکترودها، انطباق دقیق و پیوند دو ویفر می باشد. در مقایسه با سایر روش ها برای ساخت الکترودهایی در دو سمت، در این روش نیازی به شرایط آزمایشگاهی بسیار سخت و پیچیده، پروسه سنگین و تجهیزات گران قیمت نیست. آنالیز عددی بر روی توزیع میدان الکتریکی برای دو حالت آرایش الکترودها در دو وجه و تنها یک وجه از ریزکانال انجام گرفته است تا برتری آرایش الکترودها در دو سمت را نشان دهد. در این مقاله، تراشه ساخته شده و نتایج عملی، ارائه شده و در نهایت تأثیر عدم انطباق کامل به دلیل وجود لایه ای از SU-8 نشان داده شده است. تکنیک پیشنهادی جایگزین مناسبی در مقابل الکترودهای یک سمتی می باشد. سادگی پروسه، روشی آسان برای ساخت سریع ریزالکترودهایی در دو سمت از ریزکانال به منظور اختلاط سیالات فراهم می آورد.

**واژه های کلیدی:** ریزسیالات، آرایش الکترودها در دو جهت، ریزمخلوطگر الکترواسمتیکی، کارایی اختلاط، عدم انطباق.

## A Novel Method to Construct a Double-side-electrode Electroosmotic Mixer for Biotechnological Applications

Nima Talebzadeh, MSc<sup>1</sup>; Mazdak Rad Malekshahi, Assistant Professor<sup>2</sup>; Hadi Veladi, Assistant Professor<sup>3</sup>

1-Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran, Email: n.talebzadeh90@ms.tabrizu.ac.ir

2- Faculty of Engineering, University of Razi, Kermanshah, Iran, Email: m.malekshahi@razi.ac.ir

3- Faculty of Electrical and Computer Engineering, University of Tabriz, Tabriz, Iran, Email: veladi@tabrizu.ac.ir

**Abstract:** We report a simple, low-cost and novel method for constructing double-side microelectrodes in microfluidic electroosmotic mixer. Double-side electrodes have unique properties in some applications such as study of biological cells, electrokinetics, dielectrophoresis and so on. The fabrication process involves photolithography, sputtering techniques to fabricate the electrodes, precise alignment and plasma bonding. Compared to other fabrication methods for double-side electrodes, the presented one does not require rigorous experimental conditions, cumbersome processes and expensive equipment. Numerical analysis on electric field distribution for single-side and double side electrode configurations is presented to verify the unique field distribution of double-side electrodes. Fabricated device with experimental results are illustrated. Eventually, the effect of misalignment due to a layer of SU-8 is depicted. The proposed technique offers alternatives to construct double-side electrodes from single-side electrodes. The simplicity of the fabrication process provides easy ways to fabricate electrodes fast in double-side of microchannel for mixing purposes.

**Keywords:** Microfluidics, Double-side electrode, Electroosmotic micromixer, Mixing efficiency, Misalignment.

تاریخ ارسال مقاله: ۱۳۹۲/۱۲/۲۸

تاریخ اصلاح مقاله: ۱۳۹۳/۰۱/۱۸ و ۱۳۹۳/۰۲/۱۲

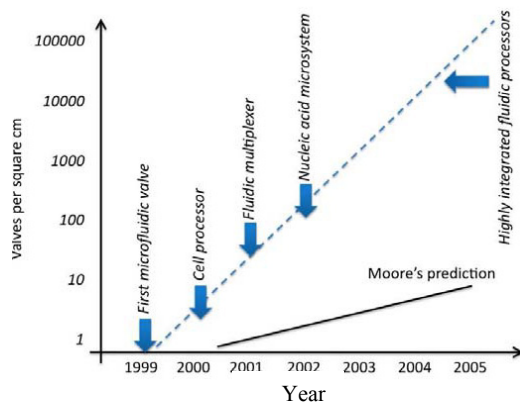
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۰۶/۲۰

نام نویسنده مسئول: نیما طالبزاده

نشانی نویسنده مسئول: ایران - تبریز - بلوار ۲۹ بهمن - دانشگاه تبریز - دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر.

## ۱- مقدمه

نانوتکنولوژی، زیست‌شناسی و شیمیایی می‌باشد چرا که در اکثر این آزمایش‌ها نیاز به مخلوط کردن نمونه مورد آزمایش با شناساگر (معرف) یک نیاز مبرم و حتمی می‌باشد. در حقیقت اختلاط سیال‌ها، مرحله آماده‌سازی نمونه‌ها برای کارها و پردازش‌های متعاقب روی آن‌ها بوده و به همین خاطر از اجزاء بسیار مهم در تراشه‌های ریزسیالات به حساب می‌آید. شایان ذکر است اگر به ریزمخلوط‌گرها به‌عنوان یک المان مولد گرادیان و همچنین برچسبزن (نشانه‌گذار) نیز نگاه کنیم، کاربرد بسیار گسترده‌تری در زیست‌شناسی و IMCS خواهد داشت [۴-۶].



شکل ۱: قانون مور و مقایسه آن با نرخ افزایش چگالی دریچه‌ها در یک تراشه ریزسیالات [۳]

در سیالات وقتی وارد دنیای میکرو می‌شویم، اثر نیروهای چسبندگی بین مولکولی بیشتر شده و سیال خاصیت لایه‌ای<sup>۲</sup> پیدا می‌کند، به همین دلیل پدیده اصلی انتقال و اختلاط مایع، انتشار مولکولی<sup>۴</sup>، فرارفت<sup>۵</sup> و پراکندگی تیلور<sup>۶</sup> می‌باشد [۷]. با توجه به روش و نحوه اختلاط، ریزمخلوط‌گرها به دو گروه فعال<sup>۷</sup> و غیر فعال<sup>۸</sup> دسته‌بندی می‌شوند. در نوع غیر فعال هیچ‌گونه جزء متحرک یا اعمال نیرو از خارج به سیستم وجود ندارد و عمل اختلاط فقط مبتنی بر سرعت سیال، نوع، هندسه و پیکربندی ساختار (برای افزایش سطح تماس دو سیال و افزایش فاکتور دیفیوژن) می‌باشد. در نوع فعال، تزریق و اعمال انرژی (مکانیکی، الکتریکی، مغناطیسی و ...) از بیرون برای افزایش کارایی اختلاط مورد استفاده قرار می‌گیرد که ممکن است ساختارمان دارای قسمت‌های متحرک نیز باشد.

در حالت کلی ریزمخلوط‌گرهای غیر فعال دارای کارایی و سرعت پاسخ‌دهی نسبتاً پایین بوده و در نتیجه نیازمند تراشه‌ای با ابعاد بزرگ هستند. با معرفی ریزمخلوط‌گرهای فعال، راندمان و سرعت پاسخ‌دهی افزایش یافته و ابعاد تراشه مورد استفاده می‌تواند کوچک‌تر شود. ولی از دیدگاهی دیگر پیچیدگی ساخت نسبتاً بالا و توان مصرفی و طراحی بهینه برای پارامترهای متفاوت، چالش‌هایی را برای ریزمخلوط‌گر فعال به همراه می‌آورد. از ریزمخلوط‌گرهای نوع فعال می‌توان به ریزمخلوط‌گر مبتنی بر فشار هیدرولیکی یا بادی، نیروی مغناطیسی،

امروزه با پیشرفت سریع علم و تمایل رو به فزون برای رشد در زمینه‌های پزشکی، زیست‌فناوری، نانوتکنولوژی، تحقیقات دارویی و حتی نظارت و کنترل بر محیط زیست، دنیای امروزی به‌طور قابل توجهی وابسته به تحلیل‌ها، آنالیزها و سنتزهای شیمیایی شده است. به‌ویژه با موفقیت در پروژه ژنوم انسان، ادوات، سیستم‌ها و تراشه‌های مبتنی بر ریزسیالات و ریزتراشه‌های آزمایشگاهی<sup>۱</sup>، جایگاه خاصی در مطالعات، تحقیقات، صنعت و تجارت پیدا کرده‌اند. همچنین در سال ۲۰۰۴ بر اساس مطالعه‌ای که در دانشگاه MIT صورت گرفته بود، تکنولوژی و علم ریزسیالات به‌عنوان یکی از ۱۰ علمی معرفی شد که در آینده جهان را متحول خواهد کرد [۱].

حجم بالای تحلیل، آنالیز و پردازش موازی در یک تراشه مبتنی بر ریزسیالات باعث افزایش کارایی، سرعت پاسخ‌دهی، بازده و نمایش اطلاعات متعدد در محدوده وسیع‌تری گردیده است، چرا که کامپیوترهای امروزی معمولاً تا ۲۰ پردازشگر موازی دارند در حالی که تراشه‌های مبتنی بر ریزسیالات تا چندین ۱۰۰ عدد ظرفیت پردازش موازی را دارا هستند. این حجم عظیم پردازش موازی در این تراشه‌ها، در کاربردهای پزشکی به‌ویژه تشخیصات مبتنی بر DNA، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.

شایان ذکر است به‌تازگی با ورود مواد تازه‌ای به حیطه الکترونیک و تکنولوژی ریزساخت به‌ویژه پلیمرها و پلاستیک‌ها، پیشرفت شگرفی در تکنولوژی ریزسیالات به‌وجود آمده است. به‌طوری که مفاهیم و تعاریف جدیدی همچون 'Lab-on-foil' وارد این زمینه شده و مطالعات فراوانی را به سمت خود جذب کرده است. در این تکنولوژی ماده اصلی به‌کار برده شده در تراشه‌ها، پلیمرها و انواع مواد پلاستیکی می‌باشد که قابلیت انعطاف و خمش فراوانی دارند [۲].

برای درک عمیق‌تر پیشرفت‌های شکل گرفته در زمینه تکنولوژی ریزسیالات و مقایسه آن با تکنولوژی مدارهای مجتمع الکترونیکی، در یکی از تحقیقات انجام گرفته در مجله Nature، قانون مور<sup>۲</sup> که نرخ مجتمع سازی ترانزیستور برای مدارهای نیمه‌هادی را بیان می‌کند، در قیاس با نرخ مجتمع سازی ریزدریچه‌ها در تکنولوژی ریزسیالات تا اواخر سال ۲۰۰۴ قرار گرفته است که در شکل ۱ نشان داده می‌شود [۳].

با توجه به شکل ۱ قانون مور با نرخ ۴ برابر برای چگالی دریچه‌های موجود در یک تراشه ریزسیالات صدق می‌کند. المان دریچه یا سوپاپ در تراشه‌های ریزسیالات به‌صورت دوگان المان ترانزیستور در مدارهای نیمه‌هادی عمل می‌کند. بدین صورت که یک دریچه به‌صورت یک سوئیچ است که باعث هدایت یا قطع جریان سیال در ریزکانال‌ها می‌شود و کاری مشابه ترانزیستور در مدارهای دیجیتالی انجام می‌دهد.

عمل مخلوط کردن نمونه‌ها و مایعات با همدیگر، یک مرحله کاملاً اساسی و حیاتی در همه زمینه‌های علوم آزمایشگاهی، زیست‌فناوری،

جهت ساعت‌گرد و پاد ساعت‌گرد به سیال داخل ریزکانال وارد شده و باعث اختلاط آن می‌شود. در این مطالعه، ولتاژ قله‌به‌قله ۲۰ ولت و فرکانس ۲ کیلوهرتز به الکترودها اعمال شده است.

در تحقیق دیگری که الکترودها فقط در یک وجه (کف کانال) قرار گرفته‌اند، فرکانس ac اعمالی به الکترودها در بازه ۱۰ الی ۱۰۰ کیلوهرتز و ولتاژ قله‌به‌قله در بازه ۱۵ الی ۲۰ ولت بوده است [۲۲]. آرایش الکترودها به این گونه می‌باشد که به اندازه یک سوم پهنای کف کانال الکترودها با پلاریته مثبت (منفی) و به اندازه دو سوم پهنای کف کانال، الکترودها با پلاریته معکوس اعمال شده که با یک فاصله ۲۰ میکرومتری در مقابل هم قرار دارند. (پهنای کانال در این تحقیق ۲۰۰ میکرومتر در نظر گرفته شده است) ساخت این ریزمخلوط‌گر با تکنولوژی Soft-Lithography روی بستری از PDMS انجام گرفته و نحوه نشان دادن الکترودها به روش Lift-Off بوده است.

در یک پژوهش تجربی که آرایش آرایه الکترودی فقط در کف کانال قرار گرفته است، هدف اصلی بررسی تأثیر تعداد جفت الکترودها در بازدهی اختلاط بوده که نتایج نیز حاکی از تأثیر قابل ملاحظه تعداد جفت الکترودها بر کارایی ریزمخلوط‌گر می‌باشد [۲۳]. در بررسی نتایج به‌عنوان مثال شاخص اختلاط زمانی که ۳ جفت الکترودها داریم ۹۵/۱٪ در فرکانس اعمالی ۱۰ کیلوهرتز و ۷۶/۱٪ در فرکانس ۱ مگاهرتز بوده است.

در نهایت برای تبیین اهمیت ریزمخلوط‌گرهای الکترواسمیتیک مرجع [۲۴] جدولی جامع تدوین کرده است که در این جدول چندین شرکت معتبر بین‌المللی در زمینه ساخت ریزتراشه‌های بیولوژیکی نام برده شده و نمونه مورد استفاده برای آزمایش بیولوژیکی، نحوه اعمال سیال یا نمونه به داخل تراشه، نحوه کنترل و اختلاط سیال را ارائه داده است. برای مرحله اختلاط، ریزمخلوط‌گر مبتنی بر پدیده الکتروکینتیکس محبوب‌ترین و پرکاربردترین ریزمخلوط‌گر بین ریزمخلوط‌گرهای فعال بوده و تمامی جایگاه‌ها را به خود اختصاص داده است.

توانایی ساخت و جاگذاری الکترودها در دو سمت از کانال یک Lab-on-chip حوزه‌های بسیار نوین و مختلفی را در تکنولوژی ریزسیالات به‌همراه آورده است و مزیت‌هایی دارد که در آرایش الکترودی در یک سمت قابل دسترسی نیست. گرادیان زیاد میدان الکتریکی تولیدی در این نوع آرایش الکترودی، باعث قوی‌تر شدن نیروی حاصل از پدیده الکترواسمیتیک یا الکتروکینتیک شده که سرعت پاسخ‌دهی، کارایی و مجتمع‌پذیری بالا را به‌همراه خواهد داشت. از ویژگی‌ها و کاربردهای مهم آرایش الکترودی در بیش از یک وجه ریزکانال، امکان برآورد بهتر و شناسایی دقیق‌تر حجم سیال، وجود ریزذرات و سلول‌های زیستی و مشخصات آن‌ها با استفاده از اندازه‌گیری امپدانس محلی و یا ظرفیت خازنی می‌باشد [۲۵]. به‌عنوان مثال، با تحقیقات و مطالعات انجام‌گرفته در زمینه ساخت الکترودهایی

امواج صوتی و فراصوتی، امواج اپتیکی و نیروی مبتنی بر میدان الکتریکی (الکتروکینتیکس<sup>۱</sup>) اشاره کرد [۱۹-۸].

الکتروکینتیکس، علم مطالعه روی حرکت سیالات (الکترواسمیتیک<sup>۱</sup>) یا ریزذرات داخل سیالات (الکتروفورسیس<sup>۱</sup>) تحت میدان الکتریکی می‌باشد. در پدیده الکترواسمیتیک وقتی سیال درون یک کانال در حال حرکت است، در اثر حرکت و سایش سیال با دیواره کانال، پدیده دولایه الکتریکی<sup>۱۲</sup> به‌وجود می‌آید که باعث بازچینش و تجمع یون‌های غیر همنام در نزدیکی سطح تماس سیال با دیواره کانال می‌شود و چگالی بار غیر صفر را در سطح تماس دو فاز ماده به‌وجود می‌آورد که با اعمال میدان الکتریکی، در اثر این پدیده سیال به حرکت در می‌آید [۱۹]. کارایی و بازدهی بالا، پیچیدگی کمتر، چه در مرحله ساخت و چه در مرحله استفاده، عدم وجود قسمت متحرک، از ویژگی‌های بسیار برجسته برای ریزمخلوط‌گرهای مبتنی بر پدیده الکترواسمیتیک می‌باشند. این نوع ریزمخلوط‌گرها خود می‌توانند به دو گروه تقسیم شوند: آرایش آرایه الکترودی فقط در یک وجه از ریزکانال و کنار هم؛ و یا در دو وجه از ریزکانال و به‌صورت روبرو.

به‌دلیل سهولت ساخت برای ریزمخلوط‌گرهایی که آرایش الکترودی آن‌ها فقط در یک وجه ریز کانال می‌باشد، تحقیق و مطالعه برای این نوع ریزمخلوط‌گرها بسیار گسترده‌تر است. در حالی که برای حالت دوم آرایش الکترودی، اکثر مطالعات انجام‌گرفته فقط متکی به شبیه‌سازی‌ها و تحلیل‌های کامپیوتری بوده و روشی برای ساخت ریزمخلوط‌گر الکترواسمیتیک با الکترودهایی در دو سمت پیشنهاد داده نشده است. هدف اصلی در این مقاله ارائه یک روش نوین برای ساخت یک ریزمخلوط‌گر مبتنی بر پدیده الکترواسمیتیک با جاگذاری الکترودهایی در دو سمت کانال اختلاط (کف و سقف) می‌باشد که هزینه کم، روش ساخت آسان، انطباق‌پذیری با تکنولوژی IC و مهم‌تر از همه، کارایی، بازدهی و سرعت پاسخ‌دهی بسیار بالا به‌دلیل نحوه توزیع میدان الکتریکی در داخل کانال، از مزیت‌های عمده ریزمخلوط‌گر پیشنهادی خواهد بود.

در یکی از تحقیقاتی که به‌صورت تئوری و تجربی انجام گرفته، دو مسیر از الکترودها به شکل سینوسی در کنار هم در کف میکروکانال ایجاد شده که با اعمال ولتاژ متناوب به آن باعث ایجاد تلاطم در سیال می‌شود. در این مطالعه ولتاژ اعمالی تا ۲۰ ولت قله به قله افزایش یافته و برای بازه فرکانسی ۱ الی ۵ کیلوهرتز کارایی مخلوط‌گر اندازه گرفته شده است. پهنای و عمق ریزکانال به ترتیب ۱۲۰ و ۴۰ میکرومتر بوده و به روش اپتیکی (فلورسنت) بازدهی ریزمخلوط‌گر بازخوانی شده که بیشترین کارایی در ولتاژ ۲۰ ولت قله به قله و فرکانس ۱ کیلوهرتز بوده و مقدار آن برحسب درصد، ۹۲٪ به‌دست آمده است [۲۰].

به‌عنوان پژوهشی دیگر، ۴ طرح مختلف از آرایش الکترودها در یک وجه از ریزمخلوط‌گر، ارائه و ساخته شده است [۲۱]. زمان اختلاط کامل در طرح اصلی ۲ دقیقه و ۸۶/۰ ثانیه گزارش شده و نوع چینش و هندسه الکترودها به‌گونه‌ای است که با اعمال ولتاژ ac دائماً نیرویی در

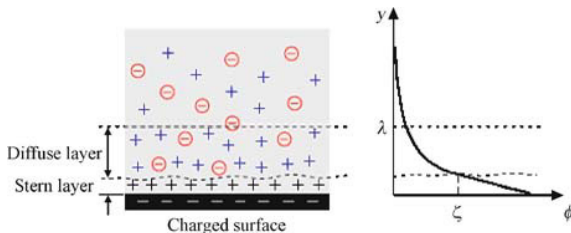
$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (3)$$

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 \mathbf{u} \quad (4)$$

در این رابطه  $\nu = \mu/\rho$  می باشد که ویسکوزیتی حرکتی<sup>۱۸</sup> اطلاق می شود. برای سهولت درک رفتار و روابط حاکم در ریزسیالات برای مهندسی الکترونیک، مرجع [۲۹] جدولی از دوگان نمادهای هم ارز الکترونیک و سیالات تهیه کرده است. وقتی با ریزسیالات سروکار داریم، قانون پایستگی جرم (حجم) هم ارز با قانون پایستگی بار در علم الکترونیک می شود. قانون اهم نیز به صورت دوگان در سیالات برقرار است.

الکترواستاتیک یکی از پدیده های بسیار مهم و همچنین بسیار مؤثر در ایجاد نیرو و فشار به سیالات به ویژه در ابعاد ریز می باشد. مرجع این نیرو، متکی بر لایه های از بارها است که معمولاً در حد چندین نانومتر است. به همین دلیل ابعاد و کانال های کوچک و ریزسیالات برای استفاده از چنین نیرویی بسیار مناسب تر، مؤثرتر و کارآمدتر هستند.

فرض کنیم یک کانال با محلول الکترولیتی پر شده باشد. در محل تماس دیواره کانال با سطح سیال- در سطح تماس این دو فاز- یک نیم واکنش شیمیایی محلی یا جاذبه کولونی اتفاق افتاده و باعث به وجود آمدن بار الکتریکی در دیواره کانال شده و در نتیجه موجب غیر صفر شدن پتانسیل الکتریکی در این ناحیه می شود. به این سطح، دولایه الکتریکی اطلاق می شود. شکل ۲ توزیع پتانسیل و بار را در دولایه الکتریکی نمایش می دهد. دقیقاً در کنار این سطح تماس، لایه ای مقاوم و بی حرکت و ثابت از یون ها که چسبیده اند به سطح کانال شکل می گیرد که با نام لایه فشرده یا لایه استرن<sup>۱۹</sup> شناخته می شود. این لایه فقط از یون های با بار مثبت (منفی) تشکیل یافته است. در این لایه یون ها به دلیل نیروی رایش متقابل بسیار زیاد با بارهای غیر هم نامشان، در دیواره کانال کاملاً ثابت و بی حرکت هستند. در پس این لایه پایدار، لایه ای قابل تحرک از یون ها وجود دارد که لایه گوی-چاپمن<sup>۲۰</sup> یا لایه دیفیوز نامیده می شود. در واقع مجموع لایه استرن و لایه دیفیوز تشکیل دولایه الکتریکی را می دهند. در بیرون از دولایه الکتریکی، سیال از نظر الکتریکی خنثی می باشد. دو لایه استرن و دیفیوز به وسیله یک خط برشی از هم جدا می شوند که پتانسیل مربوط به این خط برشی، پتانسیل زیتا<sup>۲۱</sup> (ζ) اطلاق می شود [۳۰].



شکل ۲: توزیع پتانسیل و بار در دولایه الکتریکی در محل سطح تماس سیال با دیواره کانال در اثر پدیده الکترواستاتیک [۳۰]

در بیش از یک سمت ریزکانال، کارایی و مجتمع پذیری بسیار زیاد در ELISA<sup>۲۲</sup> و تکنولوژی EWOD<sup>۲۳</sup> گزارش شده است [۲۶ و ۲۷].

در این مقاله روشی تازه، کم هزینه، ساده و سازگار با سلول های زیستی برای ساخت یک ریزمخلوط گر الکترواستاتیکی با الکترودهایی در دو سمت کانال ارائه می شود. برای تبیین اهمیت این نوع ریزمخلوط گر، ابتدا مقایسه ای بین ریزمخلوط گر مبتنی بر پدیده الکترواستاتیک با الکترودهایی در دو سمت کانال (کف و سقف) و یک سمت کانال (کف) با استفاده از نرم افزار مالتی فیزیک COMSOL انجام گرفته و سپس تکنیک جدیدی مبتنی بر Soft-lithography برای ساخت ریزمخلوط گر الکترواستاتیکی با الکترودهایی در دو وجه آن ارائه می شود که مقرون به صرفه بودن، سادگی ساخت، سرعت پاسخ دهی، کارایی بالای ریزمخلوط گر و ابعاد کوچک تراشه، از مزیت ها و نتایج مهم پروسه پیشنهادی می باشد.

ساختار مقاله به این صورت است که در فصل ۲ تئوری و روابط حاکم بر این نوع ریزمخلوط گر ها، در بخش ۳ ساختار و پیکربندی ریزمخلوط گر پیشنهادی، در بخش ۴ پروسه پیشنهادی برای ساخت ریزمخلوط گر با الکترودهایی در دو سمت و تأثیر عدم هم تراز<sup>۱۵</sup> آرایش الکترودهی در مرحله ساخت و در نهایت در بخش ۵ نتیجه گیری، ارائه و تبیین خواهد شد.

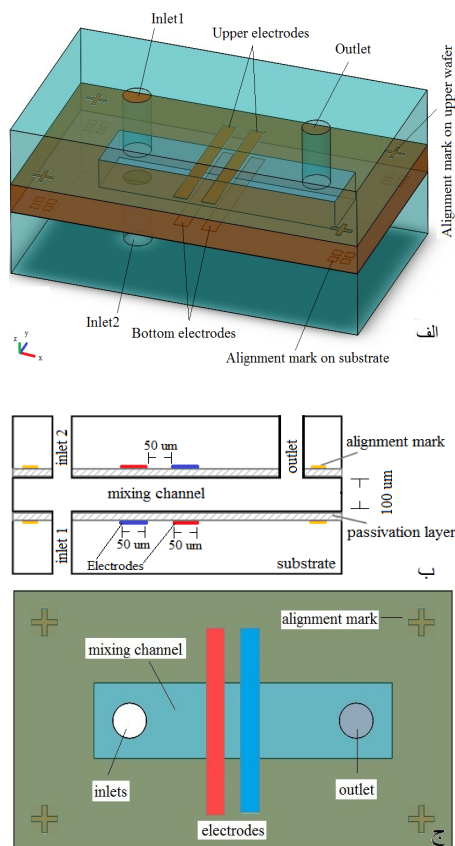
## ۲- تئوری و روابط حاکم

در این فصل ابتدا به تبیین پایه های نظری و تئوری دینامیک سیالات از دو دیدگاه میکرو و ماکرو پرداخته و سپس در مورد ماهیت پدیده الکترواستاتیک و ریزمخلوط گرهای مبتنی بر آن صحبت کرده، روابط حاکم، مفاهیم و پایه های نظری این نوع ریزمخلوط گر را بیان می کنیم. سیالات به وسیله گروهی از معادلات با مشتقات جزئی غیر خطی به نام معادلات نویر-استوکس<sup>۱۶</sup> شناخته می شوند. این معادله در فرم برداری به صورت زیر می باشد [۲۸]:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u}) = 0 \quad (1)$$

$$\rho \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \rho (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} + \nabla p - \mu \nabla^2 \mathbf{u} - (\lambda + \mu) \nabla (\nabla \cdot \mathbf{u}) = \mathbf{f} \quad (2)$$

که  $\rho$  بیانگر چگالی سیال،  $\mathbf{u}$  بردار سرعت سیال،  $p$  فشار موجود در سیال،  $\mu$  گرانیروی (ویسکوزیتی) سیال دینامیک،  $\lambda$  یک ضریب ویسکوزیتی ثانی و  $\mathbf{f}$  بردار نیروی جرم سیال می باشد. این رابطه عموماً برای یک سیال قابل تراکم چسبناک<sup>۱۷</sup> استفاده می شود که با حرکت به سمت ابعاد کوچک و ریزسیالات، می توان مایع را غیر قابل تراکم در نظر گرفت. چرا که در این ابعاد تغییرات چگالی در ریزسیالات در اثر تغییرات فشار نامحسوس و قابل صرف نظر می باشد که در این صورت معادلات حاکم، به صورت معادلات غیر فشرده نویر-استوکس به صورت زیر ساده می شوند:



شکل ۳: پیکربندی و ابعاد ریزمخلوطگر پیشنهادی به صورت الف) سه بعدی، ب) سطح مقطعی دوبعدی و ج) دید از بالا

برای یک سیال دو نوع مشخصه فیزیکی می توان در نظر گرفت: ترموفیزیکی و الکتریکی. این مشخصات و همچنین پارامترهای پیش فرض و توضیح آن ها برای سیال به کار برده شده در شبیه سازی ها و نتایج آزمایشگاهی به صورت جدول ۱ نمایش داده شده است [۳۲].

جدول ۱: مشخصات سیال و پارامترهای پیش فرض [۳۲]

پارامتر	مقدار	توضیحات
$\rho$	1000 kg/m <sup>3</sup>	چگالی سیال
$\eta$	10 <sup>-3</sup> Pa·s	ویسکوزیته دینامیک سیال
$U_0$	0.1 mm/s	سرعت میانگین ورودی سیال
$\epsilon_r$	80.2	گذردهی الکتریکی نسبی سیال
$\zeta$	-0.1 V	پتانسیل زیتا در مرز دیوار و سیال
$\sigma$	0.11845 S/m	هدایت محلول یونی
$D$	10 <sup>-11</sup> m <sup>2</sup> /s	ضریب انتشار
$c_0$	1 mol/m <sup>3</sup>	غلظت اولیه

#### ۴- نتایج

این بخش خود شامل دو فصل می باشد. ابتدا به صورت خلاصه برای تبیین اهمیت استفاده از آرایش الکتروودی در دو سمت کانال و مشهودتر شدن کارایی، بازده و سرعت پاسخ دهی زیاد برای ریزمخلوطگر الکترواستمیکی پیشنهادی، مقایسه ای با حالتی که آرایش

سرعت جریان الکترواستمیکی به وسیله حل معادله نویر-استوکس به یک نیروی بدنه معلوم به وسیله  $\rho_e E$  به دست می آید.  $\rho_e$  چگالی بار خالص و  $E$  میدان الکتریکی اعمالی می باشد. چگالی بار خالص از توزیع یون ها در دولایه الکتریکی از معادله پواسون<sup>۲۲</sup> به قرار زیر به دست می آید: (در واقع در این معادلات، مقدار  $\rho_e$  را داشته و  $\psi$  را به دست می آوریم)

$$\epsilon \nabla^2 \psi = \rho_e \quad (5)$$

که در این رابطه  $\epsilon$  ثابت دی الکتریک و  $\psi$  توزیع پتانسیل دو لایه الکتریکی می باشد. در ریزسیالات زمانی که دیواره های کانال به حد کافی از همدیگر دور هستند و بار خالص در مرکز کانال تقریباً خنثی بوده، توزیع بار خالص در بیرون از سطح برشی در دولایه الکتریکی به وسیله توزیع بولتزمن به شکل زیر توصیف می گردد:

$$\rho_e = -2z e c_0 \sinh\left(\frac{ze\psi}{k_b T}\right) \quad (6)$$

که برای شرایط متقارن الکترولیتی،  $Z$  بیانگر والانس،  $c_0$  غلظت الکترولیت بدنه،  $e$  بار یک الکترون،  $K_b$  ثابت بولتزمن و  $T$  دمای سیال می باشد. بنابراین با جاگذاری دو رابطه (۵) و (۶) در هم، معادله دیفرانسیلی حاکم برای توزیع پتانسیل به معادله (۷) تبدیل خواهد شد:

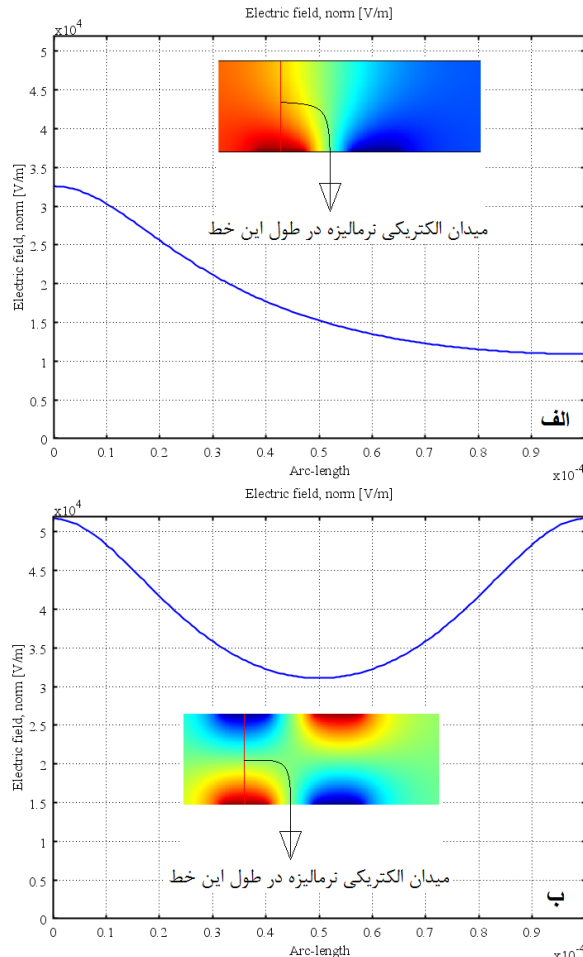
$$\nabla^2 \psi = \frac{-2z e c_0}{\epsilon} \sinh\left(\frac{ze\psi}{k_b T}\right) \quad (7)$$

شایان ذکر است زمانی که پتانسیل دیواره ها در حدود ۲۶ میلی ولت باشد، رابطه (۷) با استفاده از تقریب دبی-هوکل<sup>۲۳</sup> به یک رابطه خطی تبدیل می شود [۳۱].

#### ۳- معرفی ساختار ریزمخلوطگر پیشنهادی

در این بخش به تفضیل ریزمخلوطگر پیشنهادی با جفت الکترودهایی در دو سمت، ساختار، پیکربندی و نوع سیال به کار برده شده در این ریزمخلوطگر معرفی می شود. پیکربندی و ابعاد ریزمخلوطگر پیشنهادی به صورت سه بعدی، سطح مقطعی دوبعدی و دید از بالا به ترتیب در شکل ۳ نمایش داده شده است. پهنای ورودی هر یک از سیالات ۵۰ میکرومتر بوده که به یک کانال به ضخامت ۱۰۰ میکرومتر وارد می شوند. دو جفت الکتروود در دو وجه سقف و کف کانال به منظور اعمال میدان الکتریکی برای اختلاط سیال در نظر گرفته شده است. پهنای هر کدام از الکتروودها ۵۰ میکرومتر بوده و با فاصله ثابت ۵۰ میکرومتر در کنار هم چیده شده اند. الکتروودهای قرمز رنگ پلاریته مثبت و لتاژ و الکتروودهای آبی رنگ پلاریته منفی و لتاژ را به خود اختصاص داده اند. زیرلایه بالایی و پایینی از جنس پائیرکس بوده و ارتفاع آن ها ۳ میلی متر می باشد. علائم ترازها در یکی از زیرلایه ها به شکل "به علاوه" با پهنای شاخه های ۱۰۰ میکرومتر و طول ۱/۵ میلی متر و در زیرلایه دیگر، علامت مکمل آن با پهنای ۱/۵ میلی متر برای انطباق دو ویفر طراحی شده اند.

شکل ۴ توزیع میدان الکتریکی نرمالیزه شده در داخل یک ریزکانال از کف تا سقف آن با جفت الکترودهای جاگذاری شده فقط در کف (الف) و هر دو سمت کف و سقف (ب) را نشان می‌دهد. در این شبیه‌سازی دامنه ولتاژ اعمالی به الکترودها در هر دو حالت یکسان بوده و گستره آن از مقدار بیشینه قرمز رنگ تا مقدار کمینه آبی رنگ می‌باشد. همان‌طور که مشاهده می‌شود در حالت کلی توزیع میدان الکتریکی نرمالیزه شده در حالت ب بسیار بزرگ‌تر بوده و نیروی بیشتری در یک سطح مقطع مشخص از کانال، به سیال وارد می‌شود.



شکل ۴: میدان الکتریکی نرمالیزه شده در داخل یک ریزکانال از کف تا سقف برای حالتی که: الف) فقط در یک سمت جفت الکترودها داریم و ب) در هر دو سمت جفت الکترودها جاگذاری شده است.

حال به بررسی کارایی و سرعت پاسخ‌دهی ریزمخلوط‌گر پیشنهادی می‌پردازیم. در این مقاله برای انجام شبیه‌سازی‌ها و تحلیل نتایج از نرم‌افزار مالتی فیزیک COMSOL استفاده شده است که قابلیت فراوانی برای کوپل انواع محیط‌ها را داراست. کارایی اختلاط در سطح مقطع خروجی ریزکانال، از رابطه زیر اندازه گرفته می‌شود که بازدهی اختلاط را به صورت درصد بیان می‌کند [۳۳]:

الکترودها تنها در یک سمت است، انجام می‌گیرد. سپس شبیه‌سازی ریزمخلوط‌گر برای دو حالت پاسخ زمانی و پاسخ حالت دائم انجام یافته، پروسه ساخت گام‌به‌گام و با جزئیات کامل به همراه تراشه ساخته شده و سیستم راه‌اندازی مورد استفاده، نمایش داده می‌شود. در نهایت نیز اثر عدم هم‌ترازی در جفت الکترودهای روبرو بررسی می‌شود.

#### ۴-۱- مقایسه دو آرایش الکترودی و ارائه پروسه ساخت

قبل از ارائه پروسه ساخت، برای بررسی، تحلیل و نمایش هرچه بیشتر مزیت ریزمخلوط‌گر پیشنهادی، مقایسه‌ای از توزیع میدان الکتریکی تولیدی در داخل ریزکانال برای این ریزمخلوط‌گر با حالتی که آرایش الکترودی فقط در یک سطح قرار دارد، انجام می‌گیرد. از آن جایی که بسیاری از ادوات ریزسیالات بر مبنای آرایش الکترودی سطحی تنها در یک وجه (غالباً کف کانال) می‌باشند، غالب نیروی DEP<sup>۲۲</sup>، تنها در اطراف الکترودها حاصل می‌شود و با حرکت از سطح الکترودها تا سقف کانال، نیروی DEP به صورت نمایی کاهش می‌یابد. به همین دلیل نیروی بسیار زیادی برای تحت تأثیر قرار دادن سیال یا ریزذرات در قسمت‌های بالایی کانال لازم است. با جاگذاری و ساخت ریزالکترودهایی در سقف و کف کانال این کاستی تا حد بسیار زیادی جبران شده و نیروی DEP بسیار زیادی در کل سطح مقطع کانال ایجاد می‌شود که برای ادوات ریزسیالات باعث پاسخ‌دهی سریع‌تر، کارایی بیشتر و مجتمع‌پذیری بالاتر می‌باشد.

همان‌طور که در بخش ۲ مقاله اشاره شد، با اعمال میدان الکتریکی به سیال، نیروی وارد بر آن  $\rho_e E$  می‌باشد، به عبارتی:

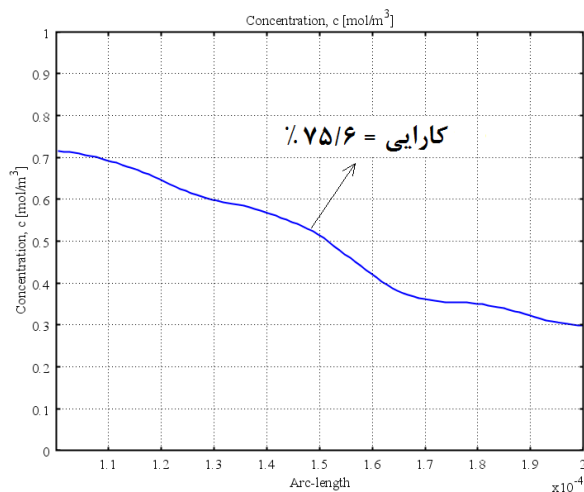
$$F_{EOF} = \rho_e E \quad (۸)$$

با استفاده از روابط (۸-۵) رابطه (۹) به دست خواهد آمد که با جزئیات کامل‌تر نیروی بدنه اعمالی الکترواستاتیکی را نشان می‌دهد [۳۳]:

$$F_{EOF} = \frac{-2z\epsilon\epsilon_0}{\epsilon} \sinh\left(\frac{ze\psi}{k_b T}\right) \nabla \psi \quad (۹)$$

همان‌طور که در رابطه (۸) مشاهده می‌شود، نیروی اعمالی به سیال رابطه مستقیم با میدان اعمالی به آن دارد. هنگامی که الکترودها فقط در یک سمت جاگذاری شده‌اند، خطوطی از میدان که نیروی اصلی و بزرگی تولید می‌کنند، در سطح مقطع کانال توزیع یکنواخت نداشته و فقط در سطح نزدیک به الکترودها تأثیر بسزایی می‌توانند روی سیال داشته باشند. چرا که این خطوط با افزایش فاصله از سطح الکترودها تا سقف کانال به شدت ضعیف‌تر می‌شوند، در حالی که در آرایش دو وجهی الکترودها، در دو سطح الکترودها که سقف و کف کانال را شامل می‌شود، میدان بیش‌ترین مقدار خود را داشته و در قسمت میانی کانال به کمینه مقدار خود می‌رسد که در این آرایش الکترودی، سیال یک نیروی بسیار بزرگ‌تری را در یک سطح مقطع مشخص تجربه می‌کند.

تبیین شده و نتایج عملی گزارش می‌شود. گام‌های این پروسه ساخت به صورت شماتیکی سه بعدی در شکل ۸ نمایش داده شده است.



شکل ۷: پروفایل غلظت در سطح مقطع خروجی برای ریزمخلوط گر پیشنهادی در حالت دائم به همراه میزان کارایی

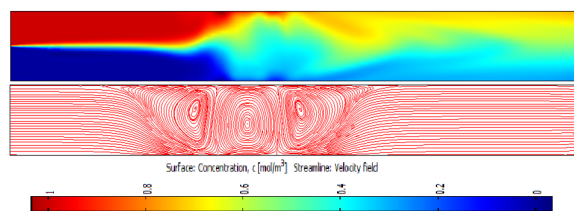
**الف)** ابتدا یک seed layer از جنس مس روی ویفر پائیرکس به روش sputtering یا evaporation نشانده شده است. برای این کار ابتدا کروم با ضخامت ۴۰ نانومتر به عنوان لایه واسطه برای ایجاد چسبندگی بین سطح مس و پائیرکس نشانده و سپس مس به ضخامت ۱۰۰ نانومتر می‌نشانیم. حال فتورزیست روی ویفر نشانده و با ماسک مناسب، تابش UV و developer مخصوص، آن را pattern کرده و سپس ویفر را داخل محلول حل کننده فلز قرار داده تا فقط قسمت‌های مطلوب از seed layer باقی بماند که همان طرح الکترودها و علائم تراز خواهد بود. حال ویفر را داخل استون قرار داده تا فتورزیست از سطح آن جدا شود. طرح

نهایی در این مرحله به صورت شکل ۸-الف خواهد بود.  
**ب)** حال یک لایه بسیار نازک PDMS روی کل ویفر قرار داده می‌شود تا به عنوان لایه محافظ برای جلوگیری از تماس مستقیم الکترودها و سیال عمل کند. همان طور که می‌دانیم فلزات موادی زیست-سازگار نیستند و در تماس با سلول‌های زیستی می‌توانند موجب تغییر ماهیت آن‌ها شود. به همین دلیل معمولاً در کاربردهای زیست-فناوری یک لایه عایق برای جلوگیری از تماس مستقیم الکترودها و ذرات بیولوژیکی قرار می‌دهند [۳۴]. بدین منظور ابتدا PDMS را روی ویفر با سرعت مطلوب spin کرده تا به ضخامت ۵ میکرومتر از PDMS برسیم. سپس ویفر را به مدت ۲۰ دقیقه داخل oven گذاشته تا cure شود. طرح نهایی در این مرحله به صورت شکل ۸-ب) خواهد بود.

**ج)** همان طور که می‌دانیم SU-8 ماده‌ای پلیمری است که زیست-سازگار بوده و برای ساخت ریزکانال‌ها با ضخامت‌های بالا در تکنولوژی ریزسیالات بسیار پرکاربرد می‌باشد. به همین دلیل در این تحقیق از این ماده برای ساخت کانال اختلاط استفاده می‌کنیم. ابتدا روی ویفر SU-8 ریخته و با توجه به ضخامت مطلوب ارتفاع کانال اختلاط (که در

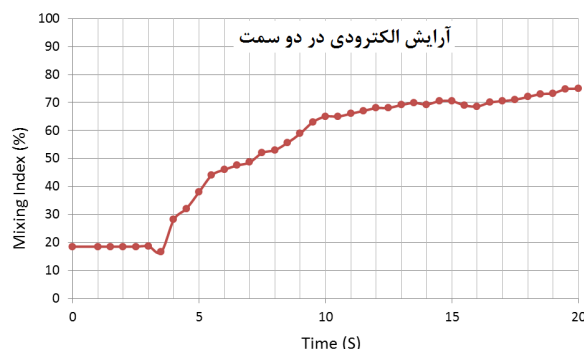
$$(10) \quad \left[ 1 - \frac{\int_{\text{lower surface}}^{\text{upper surface}} |c - c_{\infty}| dy}{\int_{\text{lower surface}}^{\text{upper surface}} |c_0 - c_{\infty}| dy} \right] \times 100$$

که  $C_0$  مقدار غلظت اولیه زمانی که هیچ اختلاطی اتفاق نیفتاده (که در این مقاله عدد صفر یا یک می‌باشد)،  $C$  مقدار غلظت نهایی بعد از اتمام شبیه‌سازی و  $C_{\infty}$  مقدار غلظت در حالت اختلاط کامل را نشان می‌دهد (که در این مقاله عدد ۰/۵ می‌باشد). سیال شماره یک با رنگ قرمز و سیال دوم با رنگ آبی مشخص شده است. ولتاژ اعمالی به الکترودها، یک سیگنال سینوسی با دامنه ۲ ولت و فرکانس ۲۰ هرتز می‌باشد. شکل ۵ شماتیک شبیه‌سازی شده از توزیع غلظت و خطوط میدان سرعت در حالت دائمی در درون کانال را نشان می‌دهد. (غلظت دو سیال با توجه به نوع رنگشان از یکدیگر تمییز داده شده‌اند)



شکل ۵: شماتیک شبیه‌سازی شده از توزیع غلظت به همراه میدان سرعت برای جریان سیال

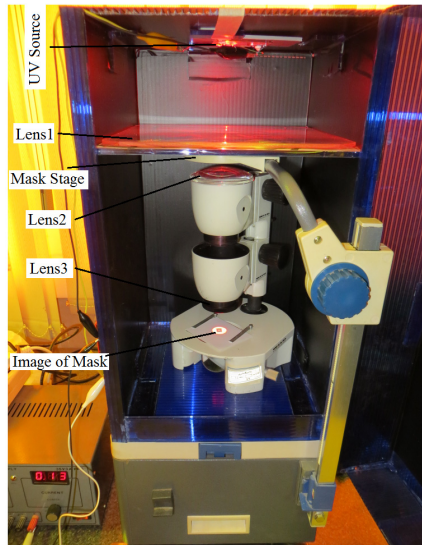
همان طور که مشاهده می‌گردد جریان‌های گردابی در اثر اعمال ولتاژ متناوب بر سیال ایجاد شده که باعث آشفتن دو سیال و در نتیجه اختلاط آن دو می‌شود. پاسخ زمانی ریزمخلوط گر پیشنهادی در بازه صفر تا بیست ثانیه در شکل ۶ نمایش داده شده است. همان‌طور که می‌بینیم با گذشت زمان میزان اختلاط دو سیال افزایش یافته و به حالت نهایی خود نزدیک می‌شود. در شکل ۷ نیز پروفایل غلظت در سطح مقطع خروجی برای حالت دائمی رسم شده است که میزان کارایی این ریزمخلوط گر را نشان می‌دهد. با استفاده از رابطه شماره (۸)، بازدهی برای این ریزمخلوط گر در حالت دائمی ۷۵/۶٪ به دست آمد.



شکل ۶: پاسخ زمانی ریزمخلوط گر پیشنهادی در بازه صفر الی بیست ثانیه

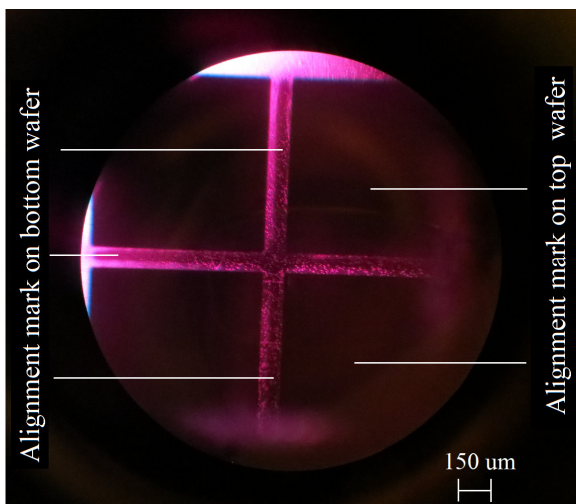
در این مقاله روش نوینی برای ساخت یک ریزمخلوط گر الکترواستاتیکی با آرایش الکترودی در هر دو سمت ریزکانال اختلاط

ماسک بر روی ویفر به اندازه دلخواه می‌باشد. سیستم راه‌اندازی شده برای استفاده از این روش در شکل ۹ با جزئیات کامل نمایش داده شده است.



شکل ۹: سیستم راه‌اندازی شده برای عمل لیتوگرافی از نوع projection photolithography

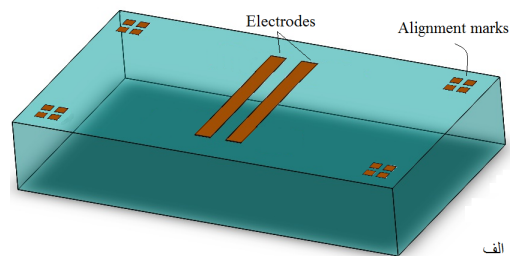
یکی از مراحل بسیار مهم و حساس در پروسه پیشنهادی، انطباق دقیق دو ویفر بالایی و پایینی می‌باشد که به وسیله علائم تراز روی هر ویفر و با استفاده از میکروسکوپ نوری با وضوح و بزرگنمایی بسیار بالا انجام می‌پذیرد. شکل ۱۰ تصویر گرفته شده از میکروسکوپ را نشان می‌دهد که علائم تراز در روی هر دو ویفر با دقت بسیار زیادی روی هم منطبق شده‌اند.



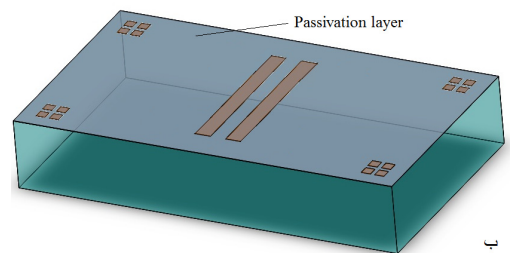
شکل ۱۰: تصویر گرفته شده از علائم تراز دو ویفر با استفاده از میکروسکوپ نوری که بر هم منطبق شده‌اند

در نهایت نیز تراشه ساخته شده به همراه سرنگ‌های تزریق سیال، تجهیزات مورد استفاده برای اعمال میدان الکتریکی، ارزیابی

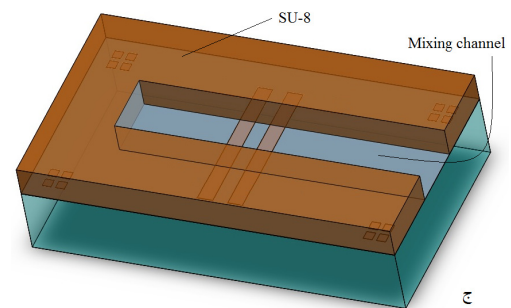
این مقاله ۱۰۰ میکرومتر در نظر گرفته شده است) با دور مناسب spin می‌کنیم و سپس با ماسک مناسب، تابش UV و developer مخصوص، طرح کانال اختلاط با ضخامت ۱۰۰ میکرومتر روی SU-8 ایجاد می‌کنیم. طرح نهایی در این مرحله به صورت شکل ۸-ج خواهد بود. اکنون یک ویفر جدید انتخاب کرده و مراحل الف و ب را برای این ویفر با علائم تراز مکمل انجام می‌دهیم. اکنون با استفاده از تکنیک‌های مختلفی از جمله استفاده از لیزر، مجاری ورودی و خروجی را روی هر دو ویفر ایجاد می‌کنیم. حال به مرحله bond کردن دو ویفر رسیده‌ایم. ابتدا برای اینکه سطح دو ویفر به خوبی به هم بچسبند، هر دو ویفر را تحت تابش پلاسمای اکسیژن قرار داده و سپس با استفاده از میکروسکوپ نوری، علائم تراز بین دو ویفر را به دقت روی هم تراز کرده و دو ویفر را به هم می‌چسبانیم. شماتیک نهایی ریزمخلوط به صورت شکل ۳-الف خواهد بود.



الف



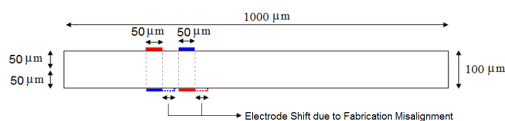
ب



ج

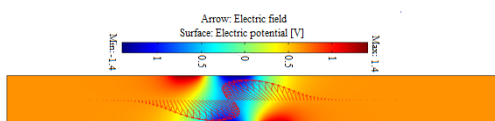
شکل ۸: مراحل ساخت ریزمخلوط گر پیشنهادی، الف) نشان دادن و pattern کردن seed layer روی یک ویفر پائیرکس، ب) اعمال لایه محافظ روی الکترودها، ج) ساخت ریزکانال اختلاط با SU-8 با ضخامت ۱۰۰ میکرومتر.

در این تحقیق برای انجام عمل فتولیتوگرافی، از روش projection lithography استفاده شده است. مزیت این روش کوچک‌سازی طرح



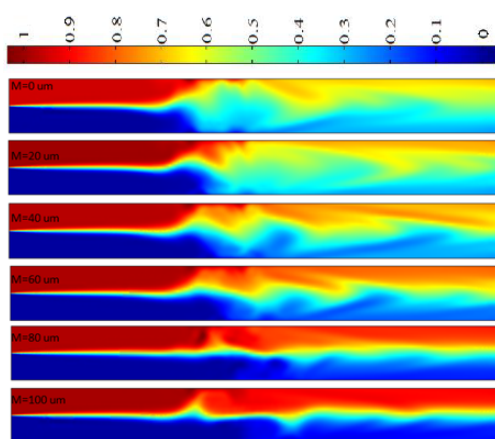
شکل ۱۲: نمای شیفت الکترودها در جهت X به خاطر عدم تطابق در مرحله ساخت

برای درک شهودی این مسئله، در شکل ۱۳ توزیع ولتاژ درون کانال به صورت رنگی و جهت گیری میدان الکتریکی در قسمت میانی کانال به وسیله بردار برای ۸۰ میکرومتر عدم انطباق نشان داده شده است. همان طور که می بینیم برای این مقدار از عدم انطباق میدان الکتریکی ایجاد شده بین دو الکتروود روبرو، دیگر به صورت عمود بر حرکت سیال و کوتاه ترین مسیر نبوده و به صورت مایل می باشد که تضعیف نیروی اعمالی به سیال را منجر خواهد شد.



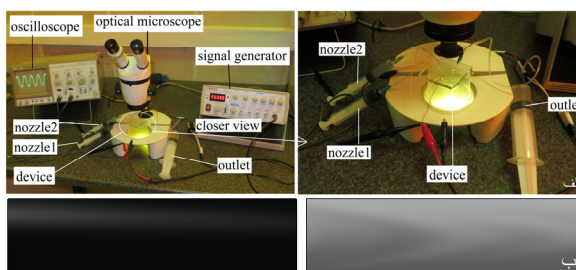
شکل ۱۳: توزیع ولتاژ درون کانال به صورت توزیع رنگ و جهت میدان الکتریکی در قسمت میانی کانال به وسیله بردار برای ۸۰ میکرومتر عدم انطباق

شماتیک شبیه سازی شده از توزیع غلظت برای این حالت برای شیفت الکترودهای مقابل هم از صفر تا صد میکرومتر با گام های افزایشی بیست میکرومتر در شکل ۱۴ نمایش داده شده است. شکل ۱۵ نیز پاسخ زمانی برای بازه زمانی صفر تا بیست ثانیه برای شش حالت شیفت الکتروودی را نشان می دهد. پاسخ حالت دائمی ریزمخلوط گر پیشنهادی برای شیفت الکترودها تا صد میکرومتر در شکل ۱۶ نشان داده شده است (استخراج این نتایج با استفاده از فرمول (۸) انجام پذیرفته است). همان طور که انتظار داشتیم با افزایش شیفت الکترودها، میدان الکتریکی بین دو الکتروود روبرو از حالت عمود بر مسیر حرکت سیال در آمده و باعث کاهش نیروی مؤثر آن بر سیال و در نتیجه کاهش میزان اختلاط می شود.



شکل ۱۴: توزیع غلظت برای شیفت الکترودهای مقابل هم از ۰ تا ۱۰۰ میکرومتر با گام های افزایشی ۲۰ میکرومتر.

ریزمخلوط گر و تصویربرداری از نتایج در شکل ۱۱-الف به همراه نمای نزدیک تر از خود تراشه نمایش داده شده است. شکل ۱۱-ب نیز تصویر دید از بالا را برای قسمت انتهایی کانال اختلاط نشان می دهد که بیانگر توزیع رنگ در این ناحیه بوده و کارایی اختلاط را نشان می دهد. در تصویر سمت چپ میدان الکتریکی بر سیال اعمال نشده و دو سیال بدون اختلاط در روی هم در حال حرکت می باشند که سیال سفید رنگ در کف کانال و زیر سیال سیاه رنگ قرار دارد که به دلیل تصویربرداری از سطح بالایی ریزمخلوط گر، در تصویر فقط رنگ سیاه (سیال شماره یک) مشاهده می شود. با اعمال میدان الکتریکی، دو سیال با یکدیگر مخلوط می شوند که نتیجه آن تصویر سمت راست خواهد بود. (در عمل، رنگ یکی از سیالات سفید و دیگری سیاه در نظر گرفته شده است).



شکل ۱۱: الف) تراشه ساخته شده به همراه تمامی تجهیزات مرتبط و نمایی نزدیک تر از تراشه، ب) خروجی ریزمخلوط گر قبل و بعد از اعمال میدان الکتریکی

#### ۲-۴- تأثیر عدم انطباق علائم تراز

همان طور که در مرحله قبل توضیح داده شد، انطباق کامل دو ویفر در مرحله نهایی با استفاده از علائم تراز، مهم ترین قسمت برای ساخت ریزمخلوط گر پیشنهادی است. بایستی متذکر شد که به خاطر وجود یک لایه ۱۰۰ میکرومتری بین علائم تراز دو ویفر بالایی و پایینی به احتمال زیاد دو ویفر با دقت بالا و به درستی روی هم قرار نگیرند که با توجه به دقت میکروسکوپ، مسئله ای گریزناپذیر می باشد و باعث یک عدم تطابق (Misalignment) خواهد شد. این عدم تطابق بین دو ویفر در مرحله bonding در دو جهت X و Y می تواند به وجود بیاید. عدم تطابق در جهت Y مشکل ساز نخواهد بود. زیرا جفت الکترودها همچنان روبروی هم و کاملاً مقابل هم قرار داشته و میدان الکتریکی بین این جفت الکترودهای روبرو، همچنان عمود بر حرکت سیال خواهد بود. ولی اگر عدم تطابق در جهت X باشد، دیگر الکترودها کاملاً مقابل هم قرار نگرفته و میدان الکتریکی بین الکترودهای مقابل هم، عمود بر جهت حرکت سیال نخواهد بود و باعث تضعیف نیروی اعمالی به سیال خواهد شد. در این قسمت میزان تضعیف و کارایی ریزمخلوط گر در اثر عدم تطابق دو ویفر، شبیه سازی شده و بحث می شود. در شکل ۱۲ جهت و نحوه ایجاد عدم تطابق در ساخت این نوع ریزمخلوط گر نشان داده شده است.

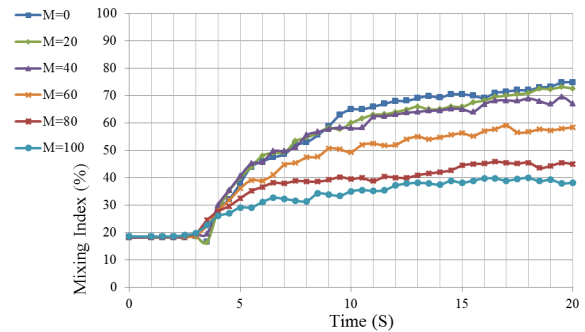
در نهایت، تحقیق انجام شده در پارامترهای مختلف با ۳ مرجع دیگر مورد مقایسه قرار گرفته که نتایج آن در جدول (۲) گزارش شده است.

جدول ۲: مقایسه پارامترهای ریزمخلوطگر پیشنهادی با ۳ مرجع دیگر

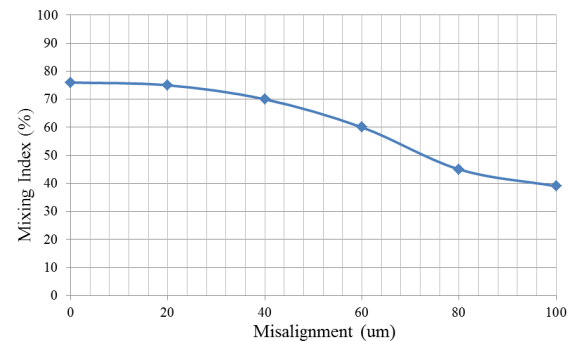
شماره مرجع	نوع آرایش الکترودی	کارایی اختلاط (%)	زمان اختلاط (ثانیه)	طول کانال اختلاط (میلی‌متر)	دامنه ولتاژ اعمالی
[۲۱]	یک وجه	۹۰	۲۷۰	۹	۲۰ ولت
[۲۰]	یک وجه	۹۲	۰/۲۵	۲	۲۰ ولت
[۳۳]	دو وجه	۹۵	۱۰۰	۰/۴۵	بیان نشده
این مقاله	دو وجه	۷۵/۶	۲۰	۱	۴ ولت

### مراجع

- [1] 10 Emerging Technologies that Will Change Your World, MIT Technology Review, p. 32, February 2004.
- [2] M. Focke, et al., "Lab-on-a-Foil: microfluidics on thin and flexible films," *Lab on a Chip*, pp. 1365-1386, March 2010.
- [3] J.W. Hong, and S.R. Quake, "Integrated nanoliter systems," *Nature Biotechnology*, vol. 21, no. 10, pp. 1179-1183, October 2003.
- [4] S.J. Wang, W. Saadi, F. Lin, C.M.C. Nguyen, and N.L. Jeon, "Differential effects of EGF gradient profiles on MDA-MB-231 breast cancer cell chemotaxis," *Experimental Cell Research*, pp. 180-189, August 2004.
- [5] B.G. Chung, "Human neural stem cell growth and differentiation in a gradient-generating microfluidic device," *Lab on a Chip*, pp. 401-406, March 2005.
- [6] G.S. Jeong, S. Chung, C.B. Kim, and S.H. Lee, "Applications of micromixing technology," *Analyst*, pp. 460-473, January 2010.
- [7] N.T. Nguyen, "Micromixers Fundamentals, Design and Fabrication," *Elsevier, Ch. 1*, pp. 1-8, 2012.
- [8] S.Y. Yang, and G.B. Lee, "A new vortex-type micromixer," *12<sup>th</sup> International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences*, San Diego, California, USA, pp. 68-70, 2008.
- [9] H.H. Bau, J. Zhong, and M. Yi, "A minute magneto hydro dynamic (MHD) mixer," *Sensors and Actuators B*, vol. 79, no. 2-3, pp. 205-213, October 2001.
- [10] Y. Wang, J. Zhe, B.T.F. Chung, and P. Dutta, "A rapid magnetic particle driven micromixer," *Microfluid Nanofluid*, pp. 375-389, June 2007.
- [11] A.K. Agarwal, S.S. Sridharamurthy, D.J. Beebe, and H. Jiang, "Programmable autonomous micromixers and micropumps," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 14, no. 6, pp. 1409-1421, December 2005.
- [12] L.H. Lu, K. S. Ryu, and C. Liu, "A magnetic microstirrer and array for microfluidic mixing," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 11, no. 5, pp. 462-469, October 2002.
- [13] Z. Yang, et al., "Ultrasonic micromixer for microfluidic systems," *Sensors and Actuators A*, pp. 266-272, April 2001.
- [14] T. Ikegami, R. Ozawa, M.P. Stocker, J.T. Fourkas, and S. Maruo, "Active micromixer using a metallized microturbine driven by an ultra-low power laser," *16<sup>th</sup> International Conference on Miniaturized Systems for Chemistry and Life Sciences*, Okinawa, Japan, pp. 1264-1266, 2012.



شکل ۱۵: پاسخ زمانی ریزمخلوطگر برای شیفت الکترودها تا ۱۰۰ میکرومتر با گام‌های ۲۰ میکرومتری.



شکل ۱۶: شاخص اختلاط در حالت دائمی برحسب مقدار عدم انطباق برای ریزمخلوطگر پیشنهادی

همان‌طور که از شکل ۱۶ مشهود است، مقادیر کم برای عدم تطابق دو ویفر (تا ۲۰ میکرومتر)، تأثیر کمی بر کارایی ریزمخلوطگر خواهد داشت.

### ۵- نتیجه‌گیری

در این مقاله روشی نوین، ساده، مقرون‌به‌صرفه با قابلیت مجتمع‌پذیری زیاد برای یک ریزمخلوطگر مبتنی بر پدیده الکترواسمتیک با الکترودهایی در دو سمت کانال اختلاط ارائه شد. وجود ریزالکترودها در دو سمت مقابل از یک ریزکانال، مزیت و کاربردهای منحصر به فردی را برای تراشه به همراه می‌آورد. پروسه پیشنهادی شامل: تکنیک نشان دادن seed layer، لیتوگرافی نوری، نشان دادن لایه محافظ روی الکترودها و انطباق دقیق دو ویفر می‌باشد که با جزئیات کامل توضیح داده شد. شبیه‌سازی و آنالیز عددی از ریزمخلوطگر پیشنهادی برای حالت دائمی و تحلیل زمانی به همراه مقایسه‌ای از توزیع ولتاژ درون کانال برای آرایش الکترودی در دو حالت انجام گرفت. سپس تراشه ساخته شده و نتایج عملی از اختلاط سیال ارائه شد. به دلیل وجود یک لایه ضخیم، عدم انطباق کامل بین دو ویفر در پروسه ساخت اتفاق می‌افتد که با جزئیات کامل برای حالت دائمی و آنالیز زمانی شبیه‌سازی شده و مورد بحث کامل قرار گرفت. ریزمخلوطگر الکترواسمتیکی پیشنهادی می‌تواند جایگزین بسیار مناسبی برای آرایش الکترودی یک سطحی باشد. مهم‌تر آنکه، سادگی ساخت و مجتمع‌پذیری بالا برای این ریزمخلوطگر، صرفه‌جویی زمانی و اقتصادی بالایی را به همراه می‌آورد.

- [25] L. Ming, *et al.*, "Improved concentration and separation of particles in a 3D dielectrophoretic chip integrating focusing, aligning and trapping," *Microfluidics and Nanofluidics*, vol. 14 no. 3-4, pp. 527-539, 2013.
- [26] N. Sonthaya, *et al.*, "Synergistic effects of micro/nano modifications on electrodes for microfluidic electrochemical ELISA," *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 156, no. 2, pp. 637-644, 2011.
- [27] S. Morishita, M. Kubota, and Y. Mita. "Integration of EWOD pumping device in deep microfluidic channels using a three-dimensional shadowmask." *IEEE 25th International Conference on Micro Electro Mechanical Systems (MEMS)*, 2012.
- [28] J.A. Pelesko, and D.H. Bernstein, *Modeling MEMS and NEMS, A CRC Press, Ch. 2*, pp. 40-47, 2003.
- [29] D.E. Angelescu, "Highly Integrated Microfluidics Design," *Norwood, Massachusetts: Artech House, Ch. 3*, pp. 166-170, 2011.
- [30] C. Ren, *EDL Potential, Springer, Ch. E*, pp. 436-495, 2008.
- [31] S. Prakash, M. Pinti, and B. Bhushan, "Theory, fabrication and applications of microfluidic and nanofluidic biosensors," *Mathematical, Physical & Engineering Sciences*, pp. 2269-2303, April 2012.
- [32] A.Z. Kouzani, K. Khoshmanesh, S. Nahavandi, and J.R. Kanwar, "A microfluidic electroosmotic mixer and the effect of potential and frequency on its mixing efficiency," *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, San Antonio, TX, USA, pp. 4618-4622, 2009.
- [33] C.K. Chen, and C.C. Cho, "Electrokinetically driven flow mixing utilizing chaotic electric fields," *Microfluid Nanofluid*, vol. 5, pp. 785-793, April 2008.
- [34] C. Michele, *et al.*, "A soft-lithographed chaotic electrokinetic micromixer for efficient chemical reactions in lab-on-chips," *Journal of Micro-Nano Mechatronics*, vol. 5, no. 3-4, pp. 69-76, 2009.
- [15] H. Ukita, D. Liepmann H. Fujita, *et al.*, "Micromechanical Photonics," *Springer, Ch. 4*, pp. 121-166, 2006.
- [16] Y.J. Liu, *et al.*, "Optically driven mobile integrated micro-tools for a lab-on-a-chip," *Actuators*, vol. 2, pp. 19-26, April 2013.
- [17] S. Maruo, A. Takaura, and Y. Saito, "Optically driven micropump with a twin spiral microrotor," *Optical Society of America*, vol. 17, no. 21, pp. 18525-18532, October 2009.
- [18] L. Kelemen, S. Valkai, and P. Ormos, "Integrated optical motor," *Applied Optics*, vol. 45, no. 12, pp. 2777-2780, April 2006.
- [19] S. Aryal, *Analysis of electrokinetic flow in microfluidic chips*, Youngstown State University, Thesis of Master of Science in Engineering, 2012.
- [20] N. Sasaki, T. Kitamori, and H.B. Kim, "Experimental and theoretical characterization of an AC electroosmotic micromixer," *Analytical Sciences*, vol. 26, pp. 815-819, July 2010.
- [21] S.H. Huang, S.K. Wang, H.S. Khoo, and F.G. Tseng, "AC electroosmotic generated in-plane microvortices for stationary or continuous fluid mixing," *14th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems*, Lyon, France, pp. 1349-1352, 2007.
- [22] M. Campisi, D. Accoto, F. Damiani, and P. Dario, "A soft-lithographed chaotic electrokinetic micromixer for efficient chemical reactions in lab-on-chips," pp. 1-8, 2007.
- [23] B. Park, and S. Song, "Effects of multiple electrode pairs on the performance of a micromixer using dc-biased ac electro-osmosis," *Journal Of Micromechanics And Microengineering*, pp. 1-6, October 2012.
- [24] C.D. Chin, V. Linder, and S.K. Sia, *Commercialization of microfluidic point-of-care diagnostic devices*, Lab on a Chip, January 2012.

## زیرنویس‌ها

<sup>13</sup> Electrochemical enzyme-linked immunosorbent assay (ELISA)

<sup>14</sup> Electrowetting-on-dielectric (EWOD)

<sup>15</sup> Misalignment

<sup>16</sup> Navier–Stokes equations

<sup>17</sup> Viscous compressible fluid

<sup>18</sup> Kinematic viscosity

<sup>19</sup> Stern layer

<sup>20</sup> Gouy chapman layer

<sup>21</sup> Zeta Potential

<sup>22</sup> Poisson equation

<sup>23</sup> Debye–Hückel

<sup>24</sup> Dielectrophoresis

<sup>1</sup> Lab-on-chip

<sup>2</sup> Moore's law

<sup>3</sup> Laminar

<sup>4</sup> Molecular diffusion

<sup>5</sup> Advection

<sup>6</sup> Taylor dispersion

<sup>7</sup> Active

<sup>8</sup> Passive

<sup>9</sup> Electrokinetics

<sup>10</sup> Electroosmotic

<sup>11</sup> Electrophoresis

<sup>12</sup> Electric Double Layer (EDL)