

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

نیما طالبزاده^۱، کارشناس ارشد؛ مزدک راد ملکشاهی^۲، استادیار؛ هادی ولادی^۳، 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، کم‌هزینه و نوین برای ساخت ریزالکترودهایی در دو سمت کانال سیال به‌منظور کاربرد برای ریزمخلوطگر الکترواسمتیکی ارائه می‌شود. وجود الکترودها در دو سمت ریزکانال، مشخصه‌های یکتا برای کاربردهایی مانند مطالعات سلول‌های زیستی، الکتروکینتیکس، دی‌الکتروفورسیس و غیره به همراه دارد. پروسه ساخت شامل لیتوگرافی نوری، لایه نشانی برای ایجاد الکترودها، انطباق دقیق و پیوند دو ویفر می‌باشد. در مقایسه با سایر روش‌ها برای ساخت الکترودهایی در دو سمت، در این روش نیازی به شرایط آزمایشگاهی بسیار سخت و پیچیده، پروسه سنگین و تجهیزات گران‌قیمت 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 به‌دلیل وجود لایه‌ای از SU-8 نشان داده شده است. تکنیک پیشنهادی جایگزین مناسبی در مقابل الکترودهای یک سمتی می‌باشد. سادگی پروسه، روشی آسان برای ساخت سریع ریزالکترودهایی در دو سمت از ریزکانال به‌منظور اختلاط سیالات فراهم می‌آورد.

واژه‌های 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, MSc¹; Mazdak Rad Malekshahi, Assistant Professor²; Hadi Veladi, Assistant Professor³

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

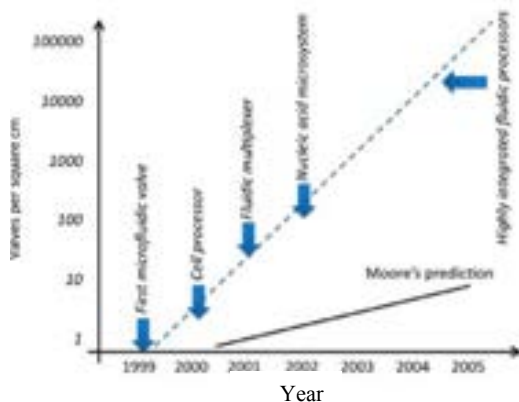
تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۳/۰۶/۲۰

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 گردایان 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 در بچه‌ها در یک تراشه ریزسیالات [۳]

در سیالات وقتی وارد دنیای میکرو می‌شویم، اثر نیروهای چسبندگی بین مولکولی بیشتر شده و سیال خاصیت لایه‌ای^۲ پیدا می‌کند، به همین دلیل پدیده اصلی انتقال و اختلاط مایع، انتشار مولکولی^۴، فرارفت^۵ و پراکندگی تیلور^۶ می‌باشد [۷]. با توجه به روش و نحوه اختلاط، ریزمخلوط‌گرها به دو گروه فعال^۷ و غیر فعال^۸ 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^۱، 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^۲ 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^۱) اشاره کرد [۱۹-۸].

الکتروکینتیکس، علم مطالعه روی حرکت سیالات (الکترواسمیتیک^۱) یا ریزذرات داخل سیالات (الکتروفورسیس^۱) 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^{۱۲} 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 اندازه‌گرفته 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 ۰/۸۶ ثانیه گزارش شده و نوع چینش و هندسه الکترودها به‌گونه‌ای است که با اعمال ولتاژ ac دائماً نیرویی در

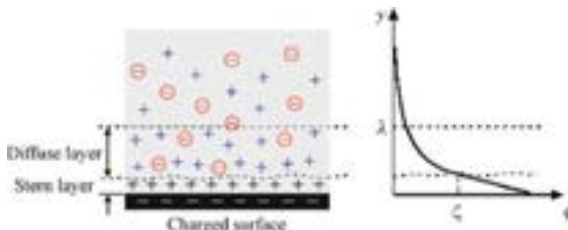
$$\nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \quad (3)$$

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

در این رابطه $\nu = \mu/\rho$ می‌باشد که ویسکوزیته حرکتی^{۱۸} اطلاق می‌شود. برای سهولت درک رفتار و روابط حاکم در ریزسیالات برای مهندسی الکترونیک، مرجع [۲۹] جدولی از دوگان نمادهای هم‌ارز الکترونیک و سیالات تهیه کرده است. وقتی با ریزسیالات سروکار داریم، قانون پایستگی جرم (حجم) هم‌ارز با قانون پایستگی بار در علم الکترونیک می‌شود. قانون اهم نیز به‌صورت دوگان در سیالات برقرار است.

الکترواستاتیک یکی از پدیده‌های بسیار مهم و همچنین بسیار مؤثر در ایجاد نیرو و فشار به سیالات به‌ویژه در ابعاد ریز می‌باشد. مرجع این نیرو، متکی بر لایه‌ای از بارها است که معمولاً در حد چندین نانومتر است. به‌همین دلیل ابعاد و کانال‌های کوچک و ریزسیالات برای استفاده از چنین نیرویی بسیار مناسب‌تر، 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 نیم‌واکنش 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 می‌شود. به این سطح، دولایه الکتریکی اطلاق می‌شود. شکل ۲ توزیع پتانسیل و بار را در دولایه الکتریکی نمایش می‌دهد. دقیقاً در کنار این سطح تماس، لایه‌ای مقاوم و بی‌حرکت و ثابت از یون‌ها که چسبیده‌اند به سطح کانال شکل می‌گیرد که با نام لایه فشرده یا لایه استرن^{۱۹} شناخته می‌شود. این لایه فقط از یون‌های با بار مثبت (منفی) تشکیل یافته است. در این لایه یون‌ها به‌دلیل نیروی رایش متقابل بسیار زیاد با بارهای غیر هم‌نامشان، در دیواره کانال کاملاً ثابت و بی‌حرکت هستند. در پس این لایه پایدار، لایه‌ای قابل تحرک از یون‌ها وجود دارد که لایه گوی-چاپمن^{۲۰} یا لایه دیفیوز نامیده می‌شود. در واقع مجموع لایه استرن و لایه دیفیوز تشکیل دولایه الکتریکی را می‌دهند. در بیرون از دولایه الکتریکی، سیال از نظر الکتریکی خنثی می‌باشد. دو لایه استرن و دیفیوز به‌وسیله یک خط برشی از هم جدا می‌شوند که پتانسیل مربوط به این خط برشی، پتانسیل زیتا^{۲۱} (ζ) اطلاق می‌شود [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 مجتمع‌پذیری بسیار زیاد در ELISA^{۱۳} و تکنولوژی EWOD^{۱۴} گزارش شده است [۲۶ و ۲۷].

در این مقاله روشی تازه، کم‌هزینه، ساده و سازگار با سلول‌های زیستی برای ساخت یک ریزمخلوط‌گر الکترواستاتیکی با الکترودهایی در دو سمت کانال ارائه می‌شود. برای تبیین اهمیت این نوع ریزمخلوط‌گر، ابتدا مقایسه‌ای بین ریزمخلوط‌گر مبتنی بر پدیده الکترواستاتیک با الکترودهایی در دو سمت کانال (کف و سقف) و یک سمت کانال (کف) با استفاده از نرم‌افزار مالی فیزیک COMSOL انجام گرفته و سپس تکنیک جدیدی مبتنی بر Soft-lithography برای ساخت ریزمخلوط‌گر الکترواستاتیکی با الکترودهایی در دو وجه آن ارائه می‌شود که مقرون‌به‌صرفه بودن، سادگی ساخت، سرعت پاسخ‌دهی، کارایی بالای ریزمخلوط‌گر و ابعاد کوچک تراشه، از مزیت‌ها و نتایج مهم پروسه پیشنهادی می‌باشد.

ساختار مقاله به این صورت است که در فصل ۲ تئوری و روابط حاکم بر این نوع ریزمخلوط‌گرها، در بخش ۳ ساختار و پیکربندی ریزمخلوط‌گر پیشنهادی، در بخش ۴ پروسه پیشنهادی برای ساخت ریزمخلوط‌گر با الکترودهایی در دو سمت و تأثیر عدم هم‌ترازی^{۱۵} آرایش الکترودهی در مرحله ساخت و در نهایت در بخش ۵ نتیجه‌گیری، ارائه و تبیین خواهد شد.

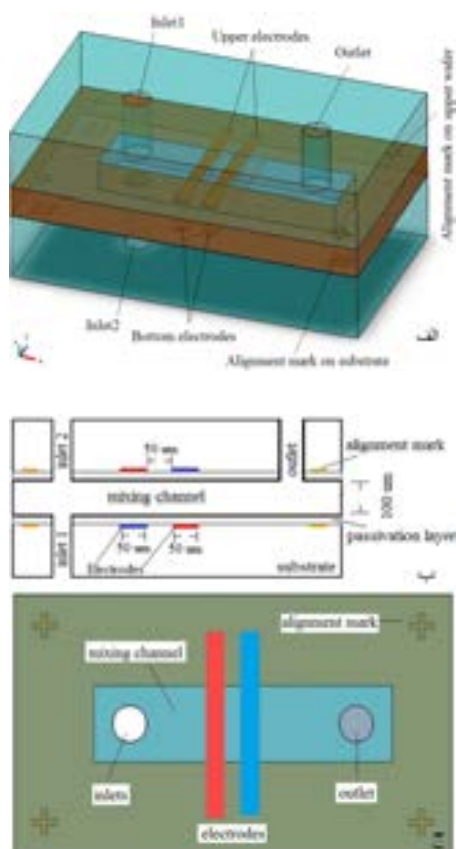
۲- تئوری و روابط حاکم

در این فصل ابتدا به تبیین پایه‌های نظری و تئوری دینامیک سیالات از دو دیدگاه میکرو و ماکرو پرداخته و سپس در مورد ماهیت پدیده الکترواستاتیک و ریزمخلوط‌گرهای مبتنی بر آن صحبت کرده، روابط حاکم، مفاهیم و پایه‌های نظری این نوع ریزمخلوط‌گر را بیان می‌کنیم. سیالات به‌وسیله گروهی از معادلات با مشتقات جزئی غیر خطی به نام معادلات نویر-استوکس^{۱۶} شناخته می‌شوند. این معادله در فرم برداری به‌صورت زیر می‌باشد [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 ρ بیانگر چگالی سیال، \mathbf{u} بردار سرعت سیال، p فشار موجود در سیال، μ گرانیوی (ویسکوزیته) سیال دینامیک، λ یک ضریب ویسکوزیته ثانی و \mathbf{f} بردار نیروی جرم سیال می‌باشد. این رابطه عموماً برای یک سیال قابل تراکم چسبناک^{۱۷} استفاده می‌شود که با حرکت به سمت ابعاد کوچک و ریزسیالات، می‌توان مایع را غیر قابل تراکم در نظر گرفت. چرا که در این ابعاد تغییرات چگالی در ریزسیالات در اثر تغییرات فشار نامحسوس و قابل صرف‌نظر می‌باشد که در این صورت معادلات حاکم، به‌صورت معادلات غیر فشرده نویر-استوکس به‌صورت زیر ساده می‌شوند:



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
ρ	1000 kg/m ³	چگالی سیال
η	10 ⁻³ Pa·s	ویسکوزیته دینامیک سیال
U_0	0.1 mm/s	سرعت میانگین ورودی سیال
ϵ_r	80.2	گذردهی الکتریکی نسبی سیال
ζ	-0.1 V	پتانسیل زیتا در مرز دیوار و سیال
σ	0.11845 S/m	هدایت محلول یونی
D	10 ⁻¹¹ m ² /s	ضریب انتشار
c_0	1 mol/m ³	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 الکترواستاتیکی پیشنهادی، مقایسه ای با حالتی که آرایش

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

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

که در این رابطه ϵ ثابت دی الکتریک و ψ 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:

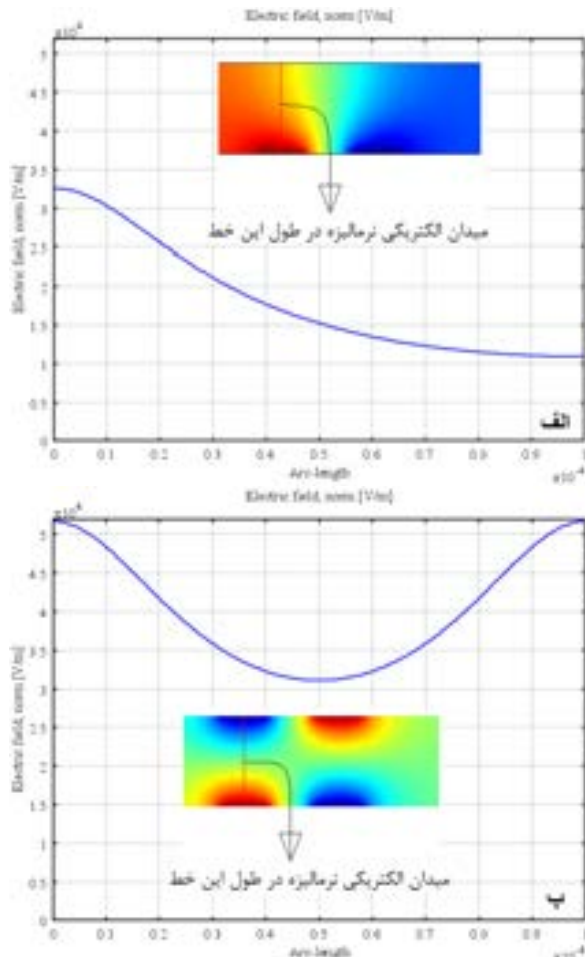
$$\nabla^2 \psi = \frac{-2z e c_0}{\epsilon} \sinh\left(\frac{ze\psi}{k_b T}\right) \quad (7)$$

شایان ذکر است زمانی که پتانسیل دیواره ها در حدود ۲۶ میلی ولت باشد، رابطه (۷) با استفاده از تقریب دبی-هوکل^{۲۳} 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 الکترود داریم و ب) در هر دو سمت جفت الکترود 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 به‌همراه 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^{۲۲}، تنها در اطراف الکترودها حاصل می‌شود و با حرکت از سطح الکترودها تا سقف کانال، نیروی DEF به‌صورت 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 DEF 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:

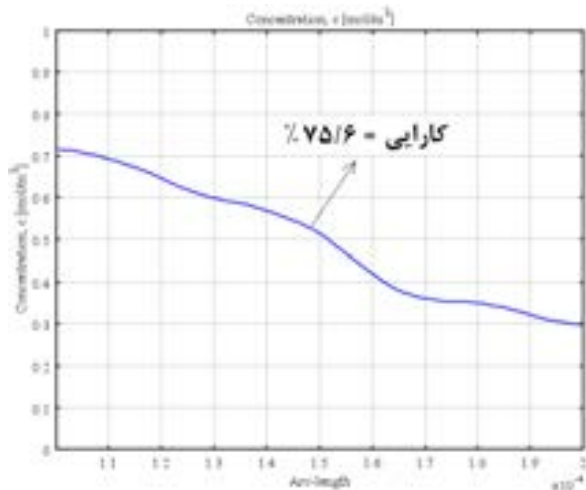
$$F_{EOF} = \rho_e E \quad (۸)$$

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

$$F_{EOF} = \frac{-2\epsilon_0 \epsilon_c z e c_0}{\epsilon} \sinh\left(\frac{ze\psi}{k_b T}\right) \nabla \psi \quad (۹)$$

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 به‌شدت ضعیف‌تر می‌شوند، در حالی که در آرایش دو وجهی الکترودها، در دو سطح الکترود 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.

تیبین 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

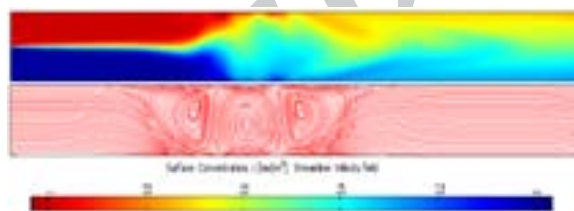
الف) ابتدا یک seed layer از جنس مس روی ویفر پائیرکس به روش sputtering یا evaporation نشانده شده است. برای این کار ابتدا کروم با ضخامت ۴۰ نانومتر به عنوان لایه واسطه برای ایجاد چسبندگی بین سطح مس و پائیرکس نشانده و سپس مس به ضخامت ۱۰۰ نانومتر می‌نشانیم. حال فتورزیست روی ویفر نشانده و با ماسک مناسب، تابش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

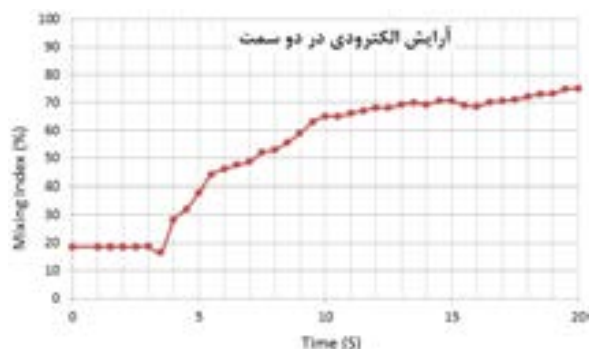
$$(10) \quad \left[1 - \frac{\int_{\text{lower surface}}^{\text{upper surface}} |c - c_{\infty}| dy}{\int_{\text{lower surface}}^{\text{upper surface}} |c_0 - c_{\infty}| dy} \right] \times 100$$

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_{∞} 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

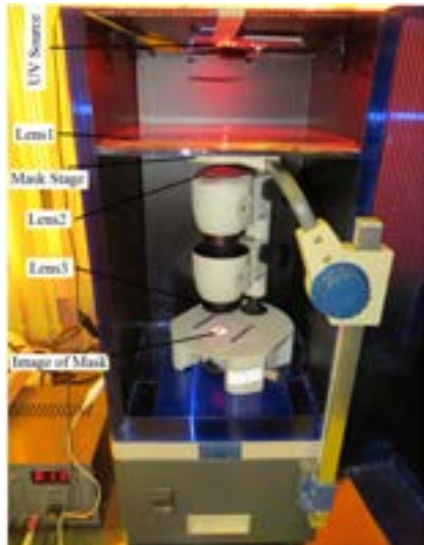
همان طور که مشاهده می‌گردد جریان‌های گردابی در اثر اعمال ولتاژ متناوب بر سیال ایجاد شده که باعث آشفتن دو سیال و در نتیجه اختلاط آن دو می‌شود. پاسخ زمانی ریزمخلوط گر پیشنهادی در بازه صفر تا بیست ثانیه در شکل ۶ نمایش داده شده است. همان طور که می‌بینیم با گذشت زمان میزان اختلاط دو سیال افزایش یافته و به 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

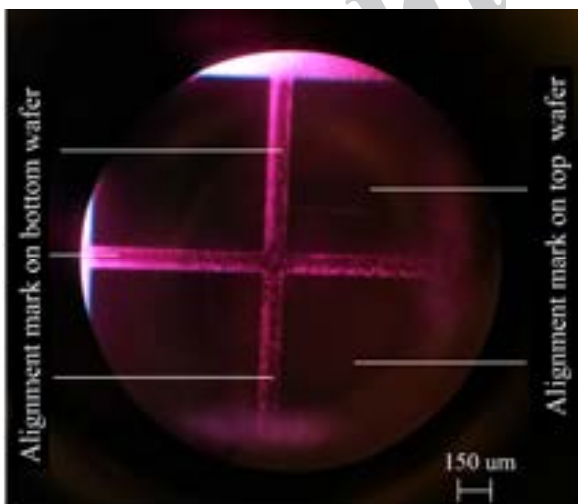
در این مقاله روش نوینی برای ساخت یک ریزمخلوط گر الکترواستمیتیکی با آرایش الکترودی در هر دو سمت ریزکانال اختلاط

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.

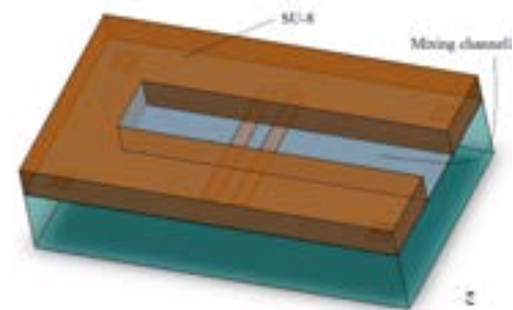
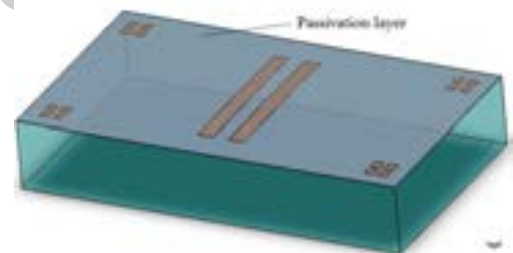
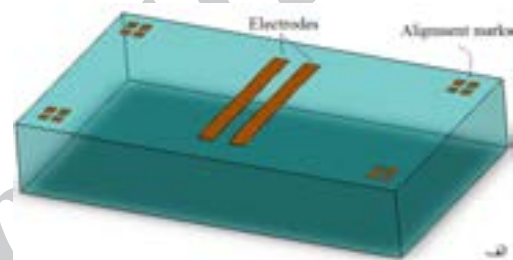


شکل ۱۰: تصویر گرفته شده از علائم تراز دو ویفر با استفاده از میکروسکوپ نوری که بر هم منطبق شده‌اند

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.



شکل ۸: مراحل ساخت ریزمخلوط گر پیشنهادی، الف) نشان دادن و pattern کردن seed layer روی یک ویفر پیرکس، 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

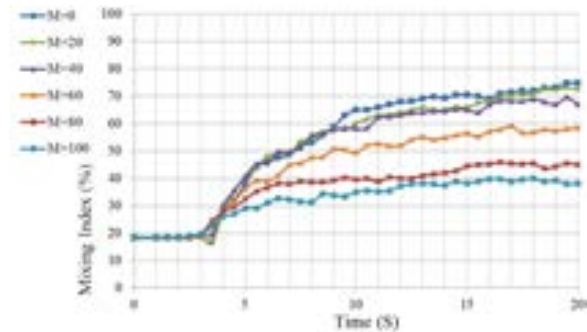
در نهایت، تحقیق انجام شده در پارامترهای مختلف با ۳ مرجع دیگر مورد مقایسه قرار گرفته که نتایج آن در جدول (۲) گزارش شده است.

جدول ۲: مقایسه پارامترهای ریزمخلوطگر پیشنهادی با ۳ مرجع دیگر

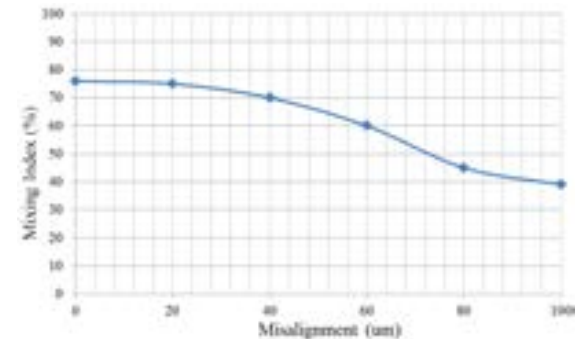
شماره مرجع	نوع آرایش الکترودی	کارایی اختلاط (%)	زمان اختلاط (ثانیه)	طول کانال اختلاط (میلی متر)	دامنه ولتاژ اعمالی
[۲۱]	یک وجه	۹۰	۲۷۰	۹	۲۰ ولت
[۲۰]	یک وجه	۹۲	۰/۲۵	۲	۲۰ ولت
[۳۳]	دو وجه	۹۵	۱۰۰	۰/۴۵	بیان نشده
این مقاله	دو وجه	۷۵/۶	۲۰	۱	۴ ولت

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," *12th 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," *16th 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 ریزالکتروود 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.

زیر نویس ها

- ¹³ Electrochemical enzyme-linked immunosorbent assay (ELISA)
- ¹⁴ Electrowetting-on-dielectric (EWOD)
- ¹⁵ Misalignment
- ¹⁶ Navier-Stokes equations
- ¹⁷ Viscous compressible fluid
- ¹⁸ Kinematic viscosity
- ¹⁹ Stern layer
- ²⁰ Gouy chapman layer
- ²¹ Zeta Potential
- ²² Poisson equation
- ²³ Debye-Hückel
- ²⁴ Dielectrophoresis

- ¹ Lab-on-chip
- ² Moore's law
- ³ Laminar
- ⁴ Molecular diffusion
- ⁵ Advection
- ⁶ Taylor dispersion
- ⁷ Active
- ⁸ Passive
- ⁹ Electrokinetics
- ¹⁰ Electroosmotic
- ¹¹ Electrophoresis
- ¹² Electric Double Layer (EDL)