

## شبیه‌سازی عددی یک میکروپمپ بر مبنای محرک پیزوالکتریک

علی نبی‌فر خفری، مرتضی بیاره\*

گروه مهندسی مکانیک، دانشکده فنی و مهندسی، دانشگاه شهرکرد، ایران

\*m.bayareh@sku.ac.ir

### چکیده

مقاله حاضر به بررسی یک میکروپمپ سه‌بعدی بر مبنای محرک پیزوالکتریک می‌پردازد. برای شبیه‌سازی عملکرد میکروپمپ از نرم‌افزار کامسول نسخه ۵/۶ استفاده شده است. در ابتدا میکروپمپی به عنوان مینا تعریف می‌شود که در فرکانس ۶۰ هرتز و ولتاژ ۱۵۰۰ ولت کار می‌کند که قادر به پمپاژ بیشینه دبی ۰/۰۳۸ میلی‌لیتر بر ثانیه است. سپس به بررسی تأثیر فرکانس، ولتاژ، مکان محوری ورودی و خروجی میکروپمپ، ابعاد محرک پیزوالکتریک و غشاء و تغییر شکل محرک از استوانه‌ای به مستطیلی شکل بر دبی خروجی سیال موردنظر و حجم سیال پمپ شده پرداخته می‌شود. نتایج نشان می‌دهند که تغییر فرکانس، ولتاژ، ابعاد محرک پیزوالکتریک و غشاء، تأثیر مستقیم بر دبی خروجی و حجم سیال پمپ شده دارد؛ به طوری که با افزایش هر یک از این پارامترها، دبی خروجی سیال و حجم سیال پمپ شده افزایش پیدا می‌کند. دبی خروجی میکروپمپ در فرکانس ۱۰۰ و ۲۰ هرتز به ترتیب برابر ۰/۰۶۵ و ۰/۰۱۱ میلی‌لیتر بر ثانیه به دست می‌آید. با افزایش ولتاژ از ۱۵۰۰ به ۱۸۷۵ ولت، دبی خروجی میکروپمپ به مقدار ۰/۰۴۷ میلی‌لیتر بر ثانیه افزایش می‌یابد. نتایج بیانگر آن است که محرک پیزوالکتریک مستطیل شکل دارای بازدهی کمتری نسبت به محرک استوانه‌ای شکل است.

**کلمات کلیدی:** میکروفلوئیدیک، میکروپمپ، محرک پیزوالکتریک، فرکانس، ولتاژ، دبی خروجی.

### Numerical simulation of a micropump based on piezoelectric actuator

Ali Nabifar Khafri, Morteza Bayareh\*

Department of Mechanical Engineering, Shahrekord University, Shahrekord, Iran

\*m.bayareh@sku.ac.ir

### Abstract

This paper considers a three-dimensional micropump based on a piezoelectric actuator. COMSOL software version 6.5 is used to simulate the performance of the micropump. At first, a reference micropump is defined, which works at a frequency of 60 Hz and a voltage of 1500 V that is capable of pumping a maximum flow rate of 0.038 ml/s. The influence of frequency, voltage, the axial position of input and output of micropump, dimensions of piezoelectric actuator and membrane, and shape of the actuator on the fluid output flow rate and pumped fluid volume is investigated. The results demonstrate that the frequency, voltage, dimensions of the piezoelectric actuator and the membrane has a direct effect on the output flow rate and the pumped fluid volume so that the output flow rate of the fluid and the volume of the pumped fluid increase with the increase of these parameters. For example, the output flow rate of the micropump at 100 and 20 Hz frequency is 0.065 and 0.011 ml/s, respectively. By increasing the voltage from 1500 to 1875 V, the micropump output flow rate increases to 0.047 ml/s. The results show that the rectangular piezoelectric actuator has a lower efficiency than the circular one.

**Keywords:** microfluidic, micropump, piezoelectric actuator, frequency, voltage, output flow.

## ۱- مقدمه

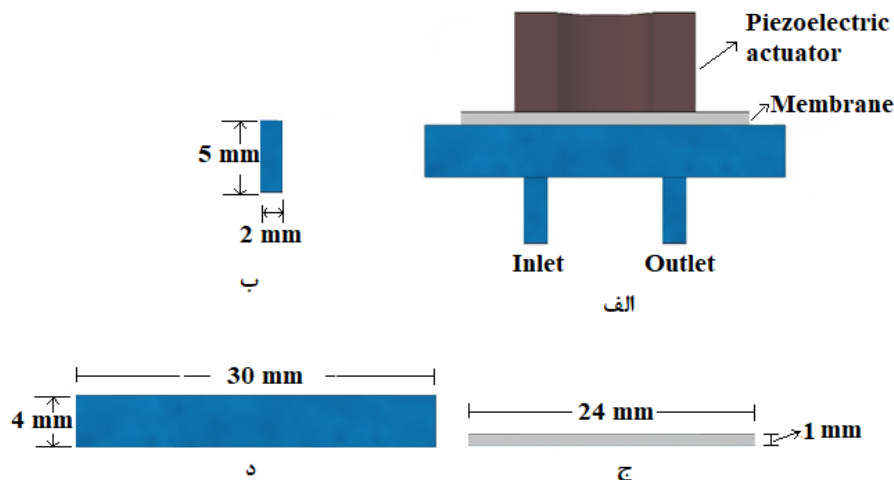
در سال‌های اخیر با پیشرفت فن‌آوری، امکان ساخت تجهیزات صنعتی با دقت بالاتر به وجود آمده است. در مورد میکروپمپ‌ها نیز این مسأله صدق می‌کند. نیاز به سیستمی که سیالات را در مقیاس کم انتقال دهد، پژوهشگران را بر آن داشت که دستگاهی را طراحی کنند که سیال را با فشار و دبی مناسب پمپاژ کند. میکروپمپ‌ها نوعی از سیستم‌های پمپ با حجم کم هستند، که می‌توانند حجم کمی از سیالات را پمپاژ، ترکیب و یا کنترل کنند [۱]. میکروپمپ‌ها به طور کلی با استفاده از تکنیک‌های میکروسیستم‌های الکترومکانیکی روی لایه‌های زیست سازگار مانند سیلیکون، شیشه یا پلیمر به عنوان مثال پلی متیل متاکریل یا پلی دی متیل سیلوکسان ساخته می‌شوند. میکروپمپ‌ها را می‌توان به دو دسته کلی میکروپمپ‌های مکانیکی یا غیرمکانیکی دسته‌بندی کرد [۲]. میکروپمپ‌های مکانیکی دارای قطعات مکانیکی متحرک مانند دیافراگم‌های پمپاژ و دریچه‌های کنترلی هستند. در مقابل، میکروپمپ‌های غیرمکانیکی هیچ قطعه مکانیکی متحرکی ندارند و به جای آن از طریق اثرات هیدروبنامیکی، الکترواسموزی و موینگی سیال را حرکت می‌دهند [۳]. برای بیشتر کاربردهای پیزوالکتریک، یک بستر از ماده پیزوالکتریک را با ضخامتی متفاوت روی صفحه بدون حرکت که معمولاً از جنس فولاد ضد زنگ، برنج و یا پلیمر است، قرار می‌گیرد. بالاترین کرنش آزاد یک دیسک پیزوالکتریک توسط ولتاژ اعمال شده و محدوده پلاریزاسیون محرک پیزوالکتریک محاسبه می‌شود [۴]. حداکثر جابجایی دیسک پیزوالکتریک توسط کرنش حداکثر پیزوالکتریک، ابعاد و سفتی محرک و چگونگی مقیدکردن محرک پیزوالکتریک، مشخص می‌شود.

میکروپمپ‌های پیزوالکتریک به دلیل توانایی آن‌ها در کنترل دقیق اندازه‌گیری حجم بسیار کمی از سیالات یا گازها، اغلب در کاربردهای پزشکی استفاده می‌شوند. نخستین استفاده از محرک پیزوالکتریک با دریچه‌های فعال توسط اسپنسر و همکاران [۵] انجام شد. این میکروپمپ پیزوالکتریک به دبی جریان ۱۹ میکرولیتر بر ولت در فشار ۱ میلی‌متر جیوه بر ولت رسید. پس از اسپنسر و همکاران، ون لینتر و همکاران [۶] دریچه‌های چک غیرفعال را بررسی کردند. نتیجه این کار بهبود عملکرد میکروپمپ و رسیدن به دبی جریان ۰/۰۰۸ میلی‌لیتر در دقیقه در ولتاژ ۱۰۰ ولت و فرکانس ۱ هرتز بود. استم [۷] با استفاده از نازل/دیفیوزر در میکروپمپ، جریان ۱۶ میلی‌لیتر بر دقیقه با فشار برگشتی ۱۹/۶ کیلوپاسکال در فرکانس ۱۰۰ هرتز را به دست آورد. کوچ و همکاران [۸] میکروپمپ پیزوالکتریکی را گزارش کردند که در آن از یک غشاء سیلیکونی و یک دیسک پیزوالکتریک استفاده شده بود. شیرهای چک ورودی و خروجی از نوع غیرفعال بودند. دبی جریان این میکروپمپ، ۱۲۰ میکرولیتر بر دقیقه نتیجه شد در حالی که ولتاژ ۱۶۰ ولت، فرکانس ۲۰۰ هرتز و ضخامت دیسک پیزوالکتریک مورد استفاده ۱۰۰ میکرومتر در نظر گرفته شده بود. ساگر و همکاران [۹] میکروپمپ پیزوالکتریکی را ساختند که در آن از شیرهای غیرفعال استفاده شده بود. برای این کار از سیال روغن سیلیکون استفاده کردند و برای ولتاژهای ۰ تا ۱۶۰۰ ولت و فرکانس‌های ۱۰۰۰ تا ۱۲۰۰۰ هرتز آزمایش‌هایی انجام گرفت که دبی جریان ۲/۵ میلی‌لیتر بر دقیقه در ولتاژ ۱۲۰۰ ولت و فرکانس ۴۵۰۰ هرتز به دست آمد. کن و همکاران [۱۰] یک میکروپمپ پیزوالکتریک برای دارورسانی ارائه کردند که در آن از شیرهای یک‌طرفه طره‌ای مختلف استفاده شد و حداکثر دبی جریان ۳/۵ میلی‌لیتر بر دقیقه را در فرکانس ۳۰۰۰ هرتز پمپ می‌کرد. لین و همکاران [۱۱] یک میکروپمپ پیزوالکتریک بر پایه دیافراگم ارائه نمودند که جهت خنک‌سازی قطعات الکترونیکی صورت به کار گرفته شد. برای این میکروپمپ، دبی جریان ۷۲ میلی‌لیتر بر دقیقه در بازه‌ی فرکانس ۱۸۰-۷۰ هرتز به دست آمد. رواتی و همکاران [۱۲] یک میکروپمپ پیزوالکتریک بر پایه کامپوزیت را طراحی کردند. شبیه‌سازی‌هایی با تغییر عمق و قطر محفظه در فرکانس ۲۰ هرتز صورت گرفت که حداکثر دبی جریان ۲۵۰ میکرولیتر بر دقیقه را نشان می‌داد. دبی این میکروپمپ با افزایش ولتاژ، افزایش پیدا می‌کرد زیرا دامنه‌ی جابجایی دیافراگم با افزایش ولتاژ افزایش می‌یافت. راکش و همکاران [۱۳] تأثیر فرکانس کاری و قطر سوزن را بر عملکرد میکروپمپ بررسی کردند. در حالتی که قطر میکروسوزن ۲۰۰ میکرومتر بود، مشاهده شد که با تغییر فرکانس از ۱۰۰ هرتز تا ۷۶۱۵ هرتز،

فشار درون محفظه میکروپمپ و در نتیجه سرعت افزایش پیدا می‌کند. برای موارد مختلف قطر سوزن از ۱۰۰ تا ۴۰۰ میکرومتر، با ولتاژ ثابت ۲۰ ولت و فرکانس ۷۶۱۵ هرتز مشاهده شد که با کاهش قطر میکروسوزن، فشار و سرعت داخل میکروپمپ افزایش می‌یابد. اسدی و همکاران [۱۴] عوامل الکترومکانیکی موثر بر محرک پیزوالکتریک را برای یک میکروپمپ بدون شیر بررسی کردند. دو محرک پیزوالکتریک با ضخامت‌های ۵۰ و ۱۰۰ میکرومتر مورد بررسی قرار گرفتند و حداکثر جابجایی دیافراگم ۱/۳۹۶۲ میکرومتر در ولتاژ ۴۰ ولت و فرکانس ۵ هرتز بود. لیو و همکاران [۱۵] بر اساس ساختار سری میکروپمپ‌های چند محفظه-ای، یک میکروپمپ پیزوالکتریک با عملکرد خروجی بالا را مورد بررسی قرار دادند و دریافتند دبی میکروپمپ چهار محفظه‌ای ۱/۶۹ برابر میکروپمپ دو محفظه‌ای و حدود ۳ برابر میکروپمپ تک محفظه‌ای است. یانگ و همکاران [۱۶] سیستمی را پیشنهاد کردند که از یک میکروپمپ پیزوالکتریک، کنترل الکتریکی و سایر ماژول‌های مکانیکی تشکیل شده بود. میکروپمپ پیزوالکتریک دارای ساختار سری دو محفظه‌ای بود و از یک پلیمر زیست سازگار ساخته شده بود و برای رساندن انسولین مورد استفاده قرار می‌گرفت. سیستم پیشنهادی شکل ساده، نرخ شکست کم و سازگاری با شرایط کاری ولتاژ معمول داشت. نتایج نشان دادند که با ولتاژ ۳۶ ولت و فرکانس ۲۰۰ هرتز، جریان خروجی و فشار سیستم به ترتیب ۹/۶ میلی لیتر در دقیقه و ۱۷/۳ کیلو پاسکال است. هالدکار و همکاران [۱۷] طراحی جدیدی برای محرک پیزوالکتریک پیشنهاد دادند و با طراحی محرک دایره ای معمولی و تحلیل جریان سیال مقایسه نمودند. آن‌ها از روش اجزای محدود برای این منظور استفاده نموده و نشان دادند که محرک جدید موجب بهبود عملکرد میکروپمپ می‌شود.

در کار حاضر، یک میکروپمپ با محرک پیزوالکتریک شبیه‌سازی می‌شود و تأثیر فرکانس، ولتاژ، مکان محوری ورودی و خروجی میکروپمپ و ابعاد محرک پیزوالکتریک و غشاء مورد بررسی قرار می‌گیرد. همچنین، استفاده از محرک با سطح مقطع مستطیلی به جای محرک استوانه‌ای پیشنهاد می‌شود و اثر آن بر دبی خروجی سیال موردنظر و حجم سیال پمپ شده مورد بررسی قرار می‌گیرد. استفاده از محرک با سطح مقطع مستطیلی برای طراحی میکروپمپ‌های چند محفظه‌ای اهمیت زیادی دارد چرا که قابلیت قرارگیری محفظه‌ها در کنار یکدیگر را افزایش می‌دهد. همچنین، ساخت مقاطع مستطیلی در ابعاد کوچک از لحاظ فن‌آوری ساخت ساده‌تر است. هدف از شبیه‌سازی حاضر، دستیابی به یک میکروپمپ پیزوالکتریک با دبی خروجی و حجم سیال پمپ‌شده بالا است که می‌تواند در کاربردهای دارورسانی مورد استفاده قرار گیرد.

هندسه مدل، همان‌طور که در شکل (۱) نشان داده شده است، شامل یک محرک پیزوالکتریک حلقوی در بالای میدان سیال است که به یک غشاء انعطاف‌پذیر متصل است. به دلیل تقارن فیزیکی، فقط نیمی از هندسه مد نظر قرار می‌گیرد. سیال به دلیل اعمال ولتاژ خارج و محرک منبسط می‌شود. محیط غشاء با حرکت محرک ثابت می‌شود و نیرویی به سیال پایینی آن وارد می‌کند که سیال را از سمت چپ (ورودی) به داخل می‌کشد و از کانال سمت راست (خروجی) بیرون می‌راند. شکل (۱) ابعاد ورودی محفظه، خروجی محفظه، محفظه میکروپمپ، غشاء و محرک پیزوالکتریک را نیز نشان می‌دهد.



شکل (۱) طرح‌واره مسأله: (الف) نمای کلی میکروپمپ طراحی شده و قسمت‌های مختلف آن، (ب) ابعاد ورودی و خروجی محفظه، (ج) ابعاد غشاء و (د) ابعاد محفظه.

## ۲- معادلات حاکم

در یک میکروپمپ واقعی، از محرک پیزوالکتریک با لایه‌های مجزا و اتصالات الکتریکی استفاده می‌شود. در این جا، از لایه‌های فلزی نازک صرف‌نظر کرده و محرک به عنوان یک بلوک یکپارچه از پیزوالکتریک مدل می‌شود. در نتیجه، اختلاف پتانسیل بالای ۱۵۰۰ ولت به کل پیزوالکتریک اعمال می‌شود که مربوط به قدرت میدان الکتریکی ۰/۲ ولت بر میکرومتر است. ولتاژ مورد نیاز در یک دستگاه واقعی به ضخامت هر لایه در محرک بستگی دارد. برای محاسبه ولتاژ از رابطه (۱) استفاده می‌شود:

$$E = nTV \quad (1)$$

که  $E$ ،  $n$ ،  $T$  و  $V$  به ترتیب ضخامت لایه پیزوالکتریک، تعداد لایه‌ها در محرک، قدرت میدان الکتریکی و ولتاژ اعمال شده هستند. ورودی سمت چپ میکروپمپ و خروجی سمت راست، با استفاده از شیرهای چک برای اطمینان از یکطرفه بودن جریان کار می‌کنند. در این مدل، شیر با یک شرط مرزی ساده بر اساس تلفات لوله‌کشی  $K$ -factor نشان داده می‌شود. زمانی که جریان بر خلاف شیر باشد تلفات زیاد است و هنگامی که جریان در جهت عملیات است، تلفات کم می‌شود. فشار برگشتی حاصل از شیر با معادله زیر نشان داده می‌شود:

$$P = A\rho u_{av}^2 \quad (2)$$

که  $u_{av}$  سرعت متوسط سیال در مرز،  $\rho$  چگالی سیال و  $A$  ثابت بی‌بعدی است که بسته به علامت تغییر می‌کند. فشار برگشتی به عنوان یک تنش معمولی در انتهای یک طول کوتاه لوله اعمال می‌شود که تضمین می‌کند که جریان سیال در دامنه واقعی است. علی‌رغم این شرایط مرزی تقریبی، آن‌ها را می‌توان برای نشان دادن یک شیر یا دیود ساده سیال به کار برد. ثابت‌های استفاده شده برای مرز خروجی با توجه به موارد استفاده شده در ورودی معکوس می‌شوند و جهت‌گیری متفاوت یک شیر مشابه را نشان می‌دهند.

بار الکتریکی روی سطح محرک پیزوالکتریک با اعمال تنش مکانیکی افزایش می‌یابد و بار الکتریکی نتیجه شده با فشار اعمالی متناسب دارد. بار الکتریکی تولیدی در واحد سطح با  $P$  نشان داده شده و  $\sigma$  به عنوان تنش مکانیکی شناخته می‌شود. ضریب کوپلینگ پیزوالکتریک ( $d$ ) ارتباط بین این پارامترها را طبق رابطه (۳) نشان می‌دهد.

$$P = d \sigma \quad (3)$$

علاوه بر این نشان داده شده است که با اعمال میدان الکتریکی با شدت  $E$  کرنشی ایجاد می‌شود که با میدان الکتریکی متناسب است (اثر معکوس پیزوالکتریک). رابطه‌ی بین این دو متغیر به صورت معادله (۴) بیان می‌شود:

$$\epsilon = d E \quad (4)$$

در این معادله،  $d$  همان ضریب کوپلینگ پیزوالکتریک است. اغلب به جای  $P$  از متغیر  $D$  استفاده می‌شود که این متغیر بیانگر جابجایی الکتریکی است. این پارامتر مطابق معادله‌ی (۵) تعریف می‌شود که در آن  $\epsilon_0$  گذردهی خلا و  $\epsilon_r$  گذردهی نسبی ماده است.

$$D = \epsilon_0 E + p = \epsilon_0 \epsilon_r E \quad (5)$$

برای بیشتر موارد  $\epsilon_r \gg 1$  است، بنابراین می‌توان فرض نمود:

$$p = E \epsilon_r \epsilon_0 \quad (6)$$

همچنین، ضریب  $g$  تنش مکانیکی اعمالی را به میدان الکتریکی تولیدی مربوط می‌کند:

$$E = g \sigma \quad (7)$$

ضرایب  $d$  و  $g$  برای عملکرد مواد پیزوالکتریک که به عنوان محرک و حسگر می‌توانند عمل کنند، بسیار مهم هستند. هنگامی که میدان الکتریکی اعمالی مشخص شود، ماده‌ای با مقدار  $d$  بالا مناسب‌ترین مورد برای عملکرد تحریک است. همچنین مقدار  $g$  بالا برای حداکثر کردن عملکرد حسگرهایی که تحت تنش  $\sigma$  هستند، مناسب است.

محرک پیزوالکتریک بر اساس اصل کوپلینگ الکترومکانیک کار می‌کند که در آن میدان الکتریکی اعمال شده به محرک منجر به کرنش می‌شود. معادله حاکم برای انحراف غشاء ( $W$ ) به صورت زیر است:

$$\frac{\tilde{E} h^3}{12(1-\nu^2)} \nabla^4 W + h \rho_m \frac{\partial^2 W}{\partial t^2} = f - p \quad (8)$$

که  $\tilde{E}$ ،  $h$ ،  $\nu$  و  $\rho_m$  نسبت پواسون، ضخامت، مدول یانگ موثر و چگالی پواسون هستند.  $f$  نیرویی است که به دلیل کرنش روی غشاء وارد می‌شود.  $p$  فشار مکانیکی روی غشاء است که ناشی از سرعت جریان در داخل محفظه پمپ است. این معادله نشان‌دهنده جفت شدن میدان سیال با میدان جامد است.

جریان سیال درون میکروپمپ تراکم‌ناپذیر در نظر گرفته شده است و توسط معادلات پیوستگی و ناویر-استوکس توصیف می‌شود:

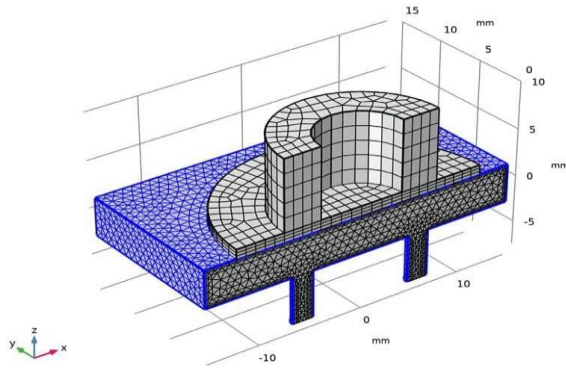
$$\nabla \cdot u = 0 \quad (9)$$

$$\rho \left( \frac{\partial u}{\partial t} + u \cdot \nabla \cdot u \right) = -\nabla P + \mu \nabla^2 u \quad (10)$$

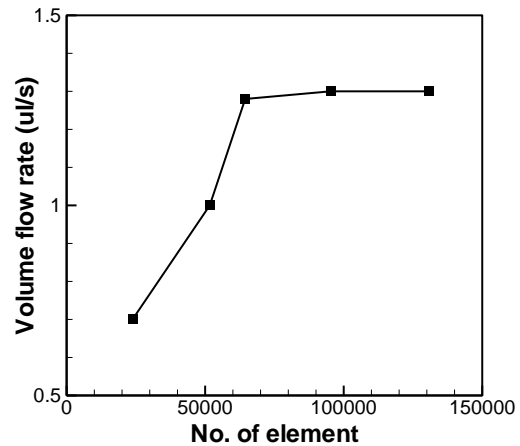
که  $\rho$  چگالی سیال،  $u$  سرعت،  $\mu$  ویسکوزیته و  $P$  فشار است [۲۰-۱۸]. از معادلات (۳) تا (۸) می‌توان دید که جریان سیال توسط ارتعاش محرک و غشاء هدایت می‌گردد. در عین حال، ارتعاش غشاء توسط جریان سیال مقاومت می‌کند. بنابراین، شبیه‌سازی عددی دربرگیرنده اثر کوپلینگ جریان الکتریکی به جامد و جامد به سیال است.

### ۳- استقلال حل از شبکه محاسباتی

برای استقلال حل از شبکه محاسباتی در نظر گرفته شده، پنج شبکه با تعداد المان‌های متفاوت بررسی شده و برای هر مورد دبی جریان از طریق میکروپمپ نمایش داده شده است (شکل ۲-الف). جهت المان‌بندی هندسه مورد بررسی، میدان‌های جامد و سیال جداگانه در نظر گرفته شده‌اند تا میدان جامد و میدان سیال به طور جداگانه شبکه‌بندی شوند. برای میدان جامد از مش چهار وجهی و برای میدان سیال از مش سه وجهی با اندازه‌های مختلف استفاده شده است. شکل (۲-الف) بیانگر آن است که با افزایش تعداد المان‌ها از ۶۴۴۴۱، دبی جریان تغییر نمی‌کند. بنابراین، می‌توان این شبکه‌بندی را برای شبیه‌سازی‌ها و انجام محاسبات مورد استفاده قرار داد. شبکه مورد نظر در شکل (۲-ب) نشان داده شده است.



(ب)

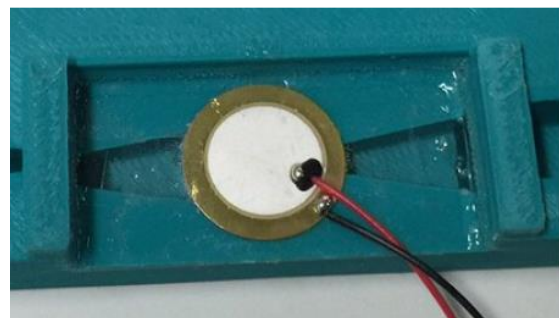
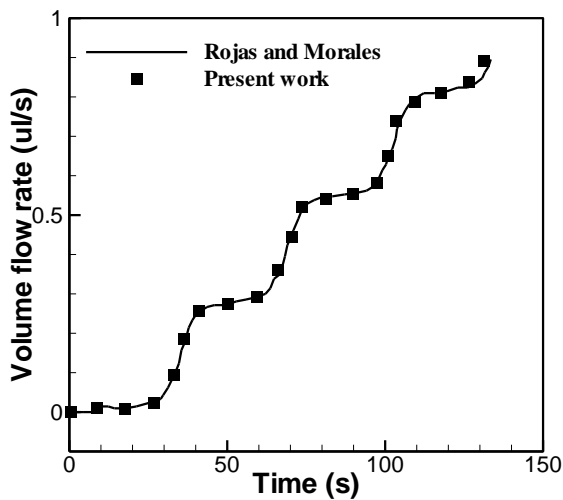


(الف)

شکل (۲) (الف) دبی جریان بر حسب زمان برای شبکه‌های مختلف و (ب) شبکه مورد استفاده برای شبیه‌سازی‌ها.

#### ۴- اعتبارسنجی

به منظور اطمینان از روش حل عددی، میکروپمپ پیزوالکتریک بدون شیر که بر اساس دیافراگم کار می‌کند و توسط روجاس و مورالس [۱۸] معرفی گردیده مورد بررسی قرار می‌گیرد (شکل ۳-الف). شبیه‌سازی‌ها با استفاده از نرم افزار کامسول انجام شده و هندسه بهینه با استفاده از حل پارامتری تعیین گردیده است. سپس، شبیه‌سازی‌ها در فرکانس ۳۰ هرتز و ولتاژ ۳۰ ولت انجام و دبی جریان نسبت به زمان محاسبه گردید. در شکل (۳-ب) مقادیر محاسبه شده توسط روجاس و مورالس [۲۱] را با مقادیر به دست آمده از کار حاضر مقایسه شده است که نمایانگر دقت مناسب شبیه‌سازی حاضر است. روجاس و مورالس [۲۱] نمونه آزمایشگاهی میکروپمپ مورد نظر را نیز فراهم کرده که در شکل (۳-الف) نشان داده شده است.



(الف)

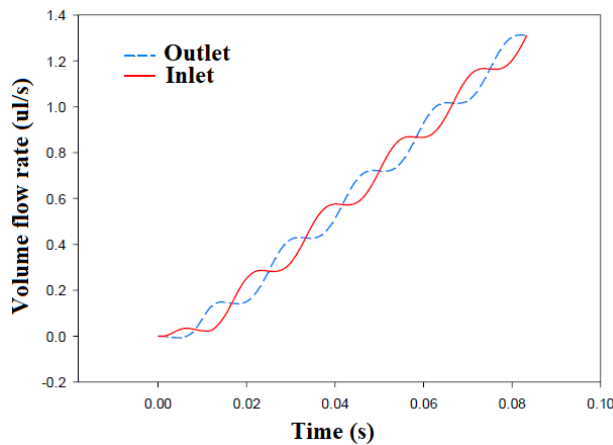
(ب)

شکل (۳) (الف) هندسه میکروپمپ و (ب) مقایسه‌ی حجم سیال خارج شده از میکروپمپ مورد بررسی با نتایج روجاس و مورالس [۲۱].

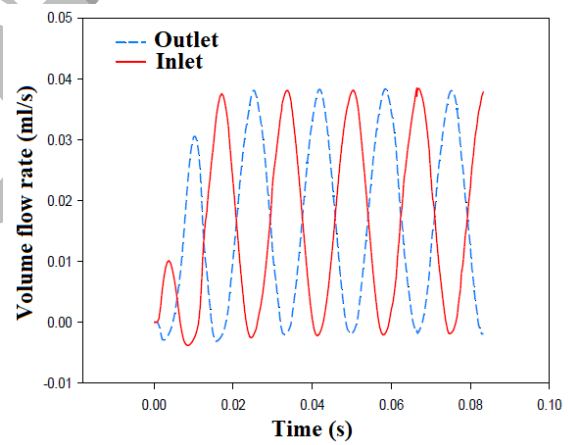
## ۵- نتایج

### ۵-۱- حالت مبنا

در این حالت، فرکانس دیسک پیزوالکتریک ۶۰ هرتز و ولتاژ کاری پیزوالکتریک برابر ۱۵۰۰ ولت است. جهت اعمال نیروی مرزی فشاری، به محفظه‌ی سیال و عمل پمپاژ سیال مورد استفاده که آب است، غشاء انعطاف‌پذیر با ضخامت ۱ میلی‌متر مورد استفاده قرار گرفته است. پس از انتخاب غشاء با ضخامت مشخص، امکان تنظیم دبی جریان با استفاده از تغییر پارامترهای فرکانس و ولتاژ طبق رابطه‌ی  $V = E T n$  وجود دارد. نتایج حاصل از این میکروپمپ در شکل‌های (۴-الف) و (۴-ب) نشان داده شده است. شایان ذکر است که فرکانس، ارتعاشات و ولتاژ، دامنه‌ی انحراف غشاء را تأمین می‌کنند. شکل (۴-الف) دبی ورودی و خروجی را نشان می‌دهد و حفظ حجم سیال درون دستگاه را تأیید می‌کند. ولتاژ کاری در ۳/۴ اول دوره‌ی فعال‌سازی افزایش می‌یابد. پس از آن، جریان دوره‌ای زمانی ثابت به سرعت برقرار می‌شود. تفاوت در جریان ورودی و خروجی با حجم سیال جابجا شده توسط غشاء به دلیل ضربه پیزوالکتریک مطابقت دارد و حفظ حجم سیال را تأیید می‌کند. شکل (۴-ب) جریان خالص سیال از طریق ورودی و خروجی را در طول زمان نشان می‌دهد که همواره در حال افزایش است. از این نمودار می‌توان حجم سیال پمپ شده توسط میکروپمپ را نشان داد.



(ب)



(الف)

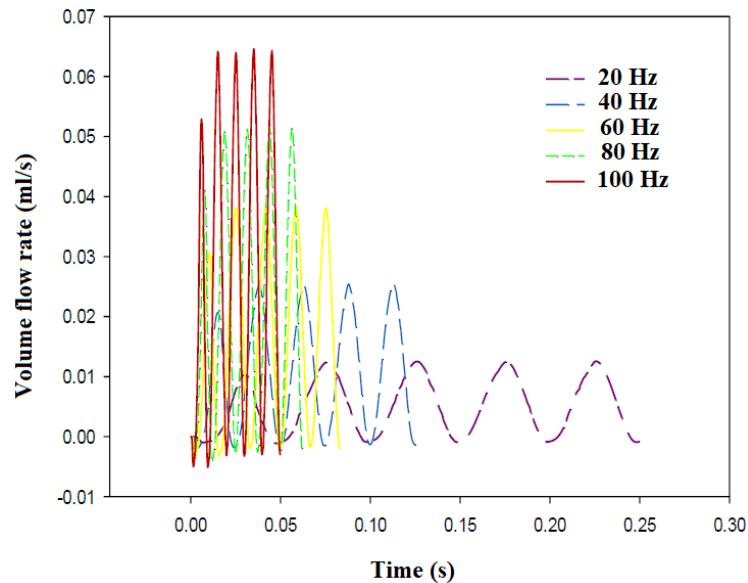
شکل (۴) (الف). تغییرات دبی بر حسب زمان در ورودی و خروجی میکروپمپ و (ب). حجم سیال پمپ شده توسط میکروپمپ.

### ۵-۲- اثر فرکانس بر عملکرد میکروپمپ

در شکل (۵) دبی خروجی سیال برای فرکانس‌های متفاوت برای ولتاژ ثابت ۱۵۰۰ ولت و ضخامت غشاء ۱ میلی‌متر به نمایش درآمده است. ابعاد پیزوالکتریک برای تمامی حالت‌ها یکسان است. در پنج فرکانس متفاوت، دبی خروجی سیال محاسبه می‌گردد تا اثر تغییر فرکانس در محرک پیزوالکتریک مشخص گردد. همان‌طور که در شکل (۵) نشان داده شده است، با افزایش فرکانس، دبی خروجی میکروپمپ بر حسب زمان افزایش پیدا می‌کند. همچنین حجم سیال خارج شده از میکروپمپ نیز با افزایش فرکانس روندی صعودی پیدا می‌کند. دبی خروجی میکروپمپ پیزوالکتریک برابر است با:

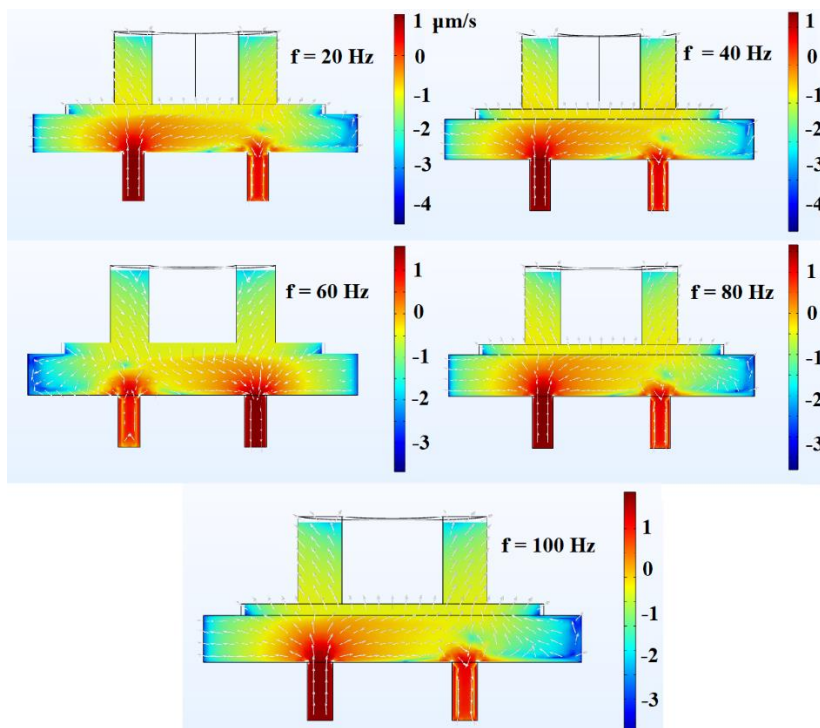
$$Q = \sqrt{n} \times C_V \times \Delta V \times f \quad (11)$$

که  $n$  تعداد محفظه های میکروپمپ پیزوالکتریک،  $C_V$  ضریب تأخیر شیر به محرک پیزو،  $\Delta V$  تغییر حجم میکروپمپ پیزوالکتریک و  $f$  فرکانس کاری میکروپمپ پیزوالکتریک است. طبق این رابطه، زمانی که تعداد محفظه های میکروپمپ و ضریب تأخیر شیر ثابت باشند، فرکانس کاری و تغییر حجم میکروپمپ بر دبی خروجی تأثیر می گذارند. روند صعودی دبی خروجی میکروپمپ مورد بررسی با افزایش فرکانس، طبق این رابطه قابل استناد است. در شکل (۶) کانتور سرعت در فرکانس های مختلف نشان داده شده است. با مشاهده کانتورهای سرعت در مقادیر مختلف فرکانس می توان گفت که با افزایش فرکانس کاری در میکروپمپ پیزوالکتریک، سرعت سیال در محفظه افزایش می یابد.



شکل (۵) نمودار بررسی اثر تغییر فرکانس بر دبی خروجی میکروپمپ.





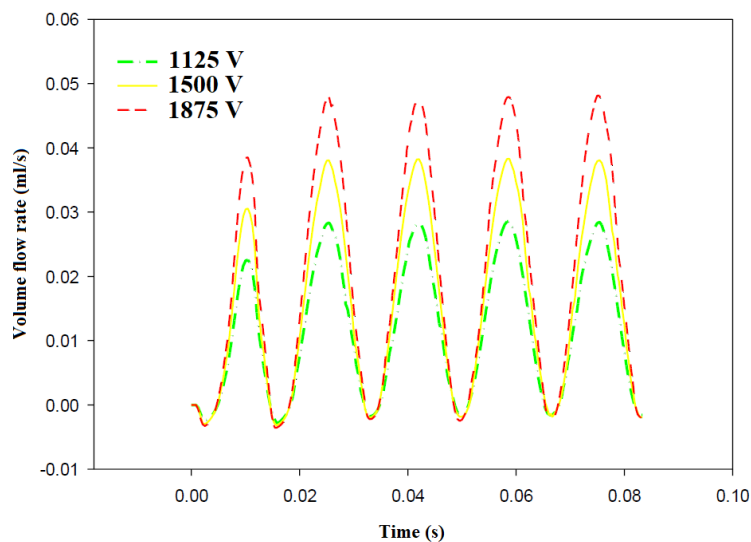
شکل (۶) کانتور سرعت در مقادیر مختلف فرکانس.

### ۵-۳- اثر تغییر ولتاژ بر عملکرد میکروپمپ

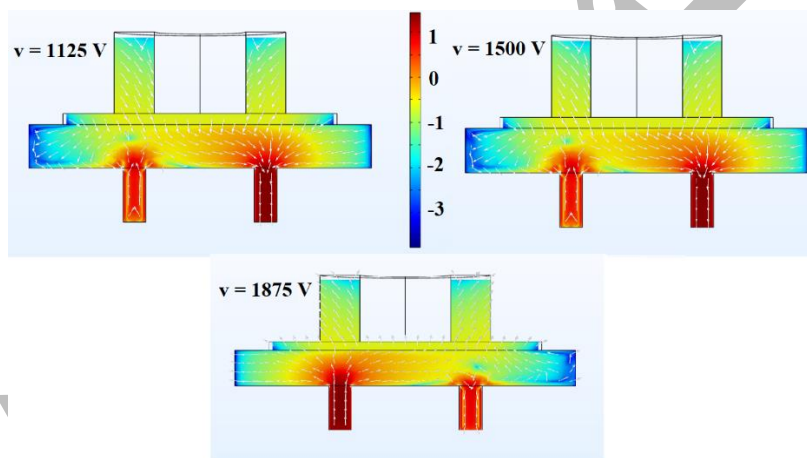
برای بررسی اثر تغییر ولتاژ، قدرت میدان الکتریکی تغییر داده می‌شود. تعداد لایه‌ها در محرک ۷۵ عدد است که ثابت در نظر گرفته شده است. ضخامت لایه‌ی پیژوالکتریک ۱ میلی‌متر است و طبق رابطه‌ی بین ولتاژ و قدرت میدان (معادله ۱)، با تغییر قدرت میدان الکتریکی، ولتاژهای مختلف حاصل می‌شود. این مقادیر در (جدول ۱) نشان داده شده‌اند. نتایج حاصل از تغییر ولتاژ در شکل (۷) قابل مشاهده است. در شکل (۸) نیز کانتور سرعت برای مقادیر مختلف ولتاژ نشان داده شده است. همان‌گونه که از شکل (۷) مشخص است، بر اساس رابطه‌ی (۴)، پیش‌بینی می‌شود با افزایش قدرت میدان الکتریکی و در نتیجه افزایش ولتاژ کاری میکروپمپ، جابجایی غشاء میکروپمپ افزایش یابد و در نتیجه دبی خروجی سیال افزایش پیدا کند. دبی این میکروپمپ با افزایش ولتاژ، افزایش پیدا کرده است؛ زیرا دامنه جابجایی دیافراگم با افزایش ولتاژ، افزایش می‌یابد. مشخص می‌شود که برای بالابردن دبی خروجی سیال و نیز حجم سیال پمپ شده، افزایش فرکانس و ولتاژ می‌تواند مفید باشد. شکل (۸) نیز بیانگر آن است که با افزایش ولتاژ، سرعت سیال درون محفظه بیشتر می‌شود.

جدول (۱). جدول تغییرات قدرت میدان الکتریکی بر حسی تغییرات ولتاژ مورد بررسی در میکروپمپ.

ولتاژ (V)	قدرت میدان الکتریکی (v/um)
۱۱۲۵	۰/۱۵
۱۵۰۰	۰/۲
۱۸۷۵	۰/۲۵



شکل (۷) اثر تغییر ولتاژ بر دبی خروجی میکروپمپ.

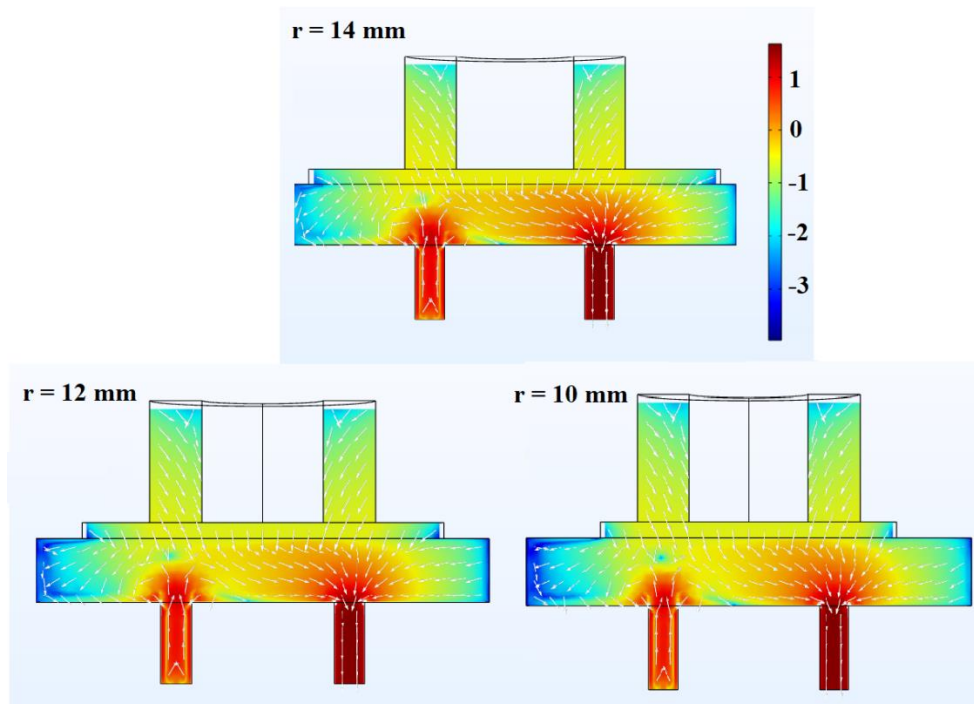


شکل (۸) کانتور سرعت در مقادیر مختلف ولتاژ.

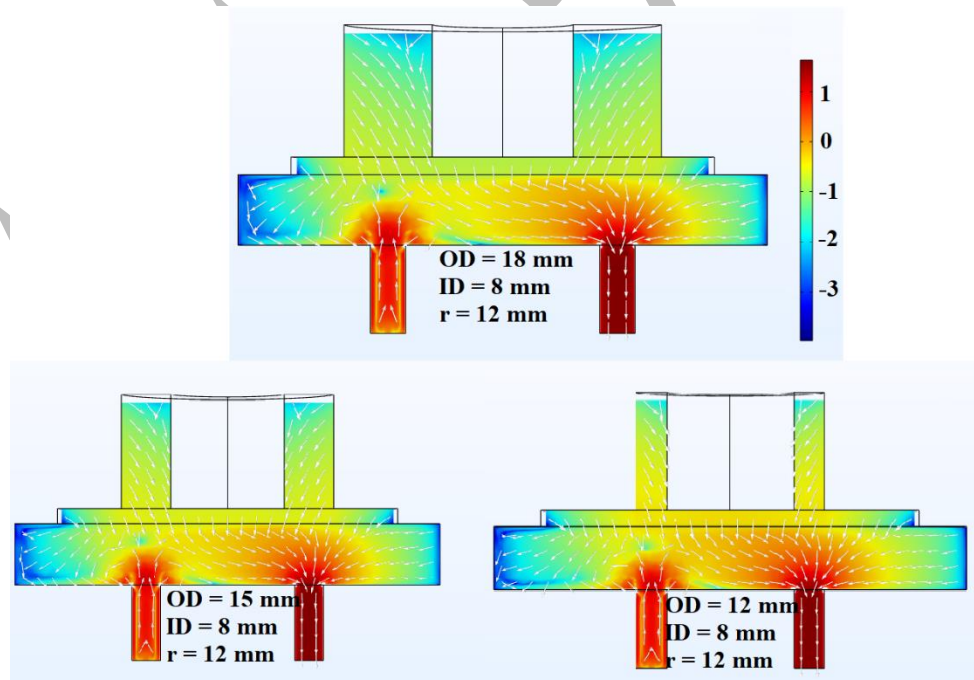
#### ۴-۵- اثر تغییر ابعاد محرک پیزوالکتریک و تغییر غشاء بر عملکرد میکروپمپ

پیزوالکتریک مورد بررسی یک پیزوالکتریک حلقوی با قطر بیرونی ۱۵ میلی‌متر و قطر داخلی ۸ میلی‌متر است. شعاع غشاء حالت مرجع ۱۲ میلی‌متر و ضخامت آن ۱ میلی‌متر است. در شکل (۹) کانتور سرعت برای سه شعاع غشاء ۱۰، ۱۲ و ۱۴ میلی‌متر نشان داده شده است. همچنین در شکل (۱۰) کانتور سرعت برای ابعاد مختلف محرک و غشاء نشان داده شده است. در شکل‌های (۱۱) و (۱۲)، با تغییر ابعاد محرک پیزوالکتریک و شعاع غشاء، عملکرد میکروپمپ مورد بررسی قرار گرفته است. ضخامت غشاء در تمامی این حالات ثابت و برابر با ۱ میلی‌متر است. طبق حالت مبنا، فرکانس و ولتاژ به ترتیب برابر با ۶۰ هرتز و ۱۵۰۰ ولت هستند. طبق شکل‌های (۹) و (۱۰) با افزایش سطح غشاء و محرک پیزوالکتریک، سرعت سیال درون محفظه بیشتر می‌شود. شکل (۱۱) نشان می‌دهد که با کاهش شعاع غشاء نسبت به حالت مبنا، دبی خروجی سیال و حجم سیال پمپ شده کاهش پیدا می‌کند؛ پس هر چقدر سطح غشاء بالای محفظه سیال بزرگ‌تر باشد، نتیجه مطلوب‌تر است. در مورد تغییر اندازه‌ی محرک پیزوالکتریک نیز، بر اساس شکل (۱۲)، با کاهش قطر دیسک پیزوالکتریک، دبی خروجی کاهش پیدا کرده است. پس با افزایش ابعاد غشاء و ابعاد محرک پیزوالکتریک، افزایش دبی خروجی و به طبع آن، افزایش حجم سیال پمپ‌شده نتیجه خواهد شد. طبق رابطه‌ی (۱) زمانی

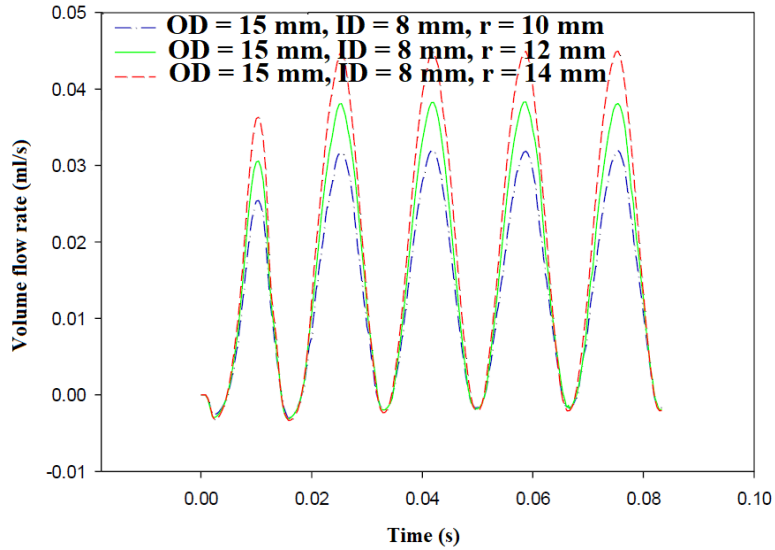
که تعداد محفظه‌های میکروپمپ، ضریب تأخیر شیر و فرکانس کاری ثابت باشند، تغییر حجم میکروپمپ پیزوالکتریک تأثیر مستقیم بر دبی خروجی سیال دارد. در این جا نیز با افزایش حجم میکروپمپ، دبی افزایش می‌یابد که با این رابطه تطابق دارد.



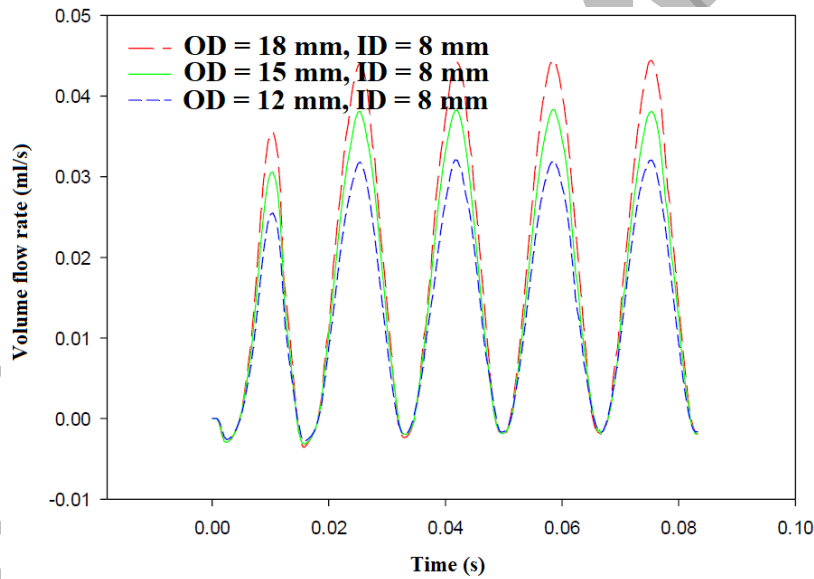
شکل (۹) کانتور سرعت در شعاع‌های غشاء متفاوت.



شکل (۱۰) کانتور سرعت در ابعاد مختلف محرک پیزوالکتریک.



شکل (۱۱) اثر تغییر شعاع غشاء بر دبی خروجی میکروپمپ (در این نمودار، OD، ID و r بترتیب قطر خارجی، قطر داخلی و شعاع غشاء هستند).

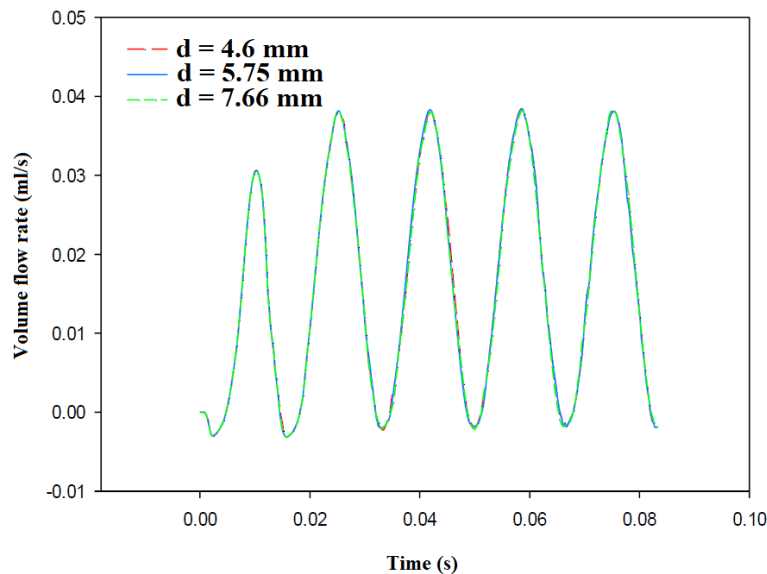


شکل (۱۲) اثر تغییر ابعاد محرک پیزوالکتریک بر دبی خروجی میکروپمپ (در این نمودار، OD و ID بترتیب قطر خارجی و قطر داخلی هستند).

#### ۵-۵- اثر تغییر مکان ورودی و خروجی سیال بر عملکرد میکروپمپ

در شکل (۱۳) اثر تغییر مکان ورودی و خروجی محفظه‌ی میکروپمپ بر دبی خروجی سیال درون محفظه نشان داده شده است. بقیه‌ی پارامترها طبق حالت مبنا است و تنها مکان محور طولی ورودی و خروجی تغییر کرده است. در یک حالت، قسمت ورودی و خروجی سیال نسبت به حالت مبنا از همدیگر فاصله می‌گیرند و در حالتی دیگر دو قسمت ورودی و خروجی به یکدیگر نزدیک می‌شوند، یعنی فاصله‌ی بین آن‌ها کمتر می‌شود. شکل (۱۳) نشان می‌دهد که با فاصله گرفتن دو قسمت ورودی و خروجی از همدیگر، چه این فاصله بیشتر و چه کمتر گردد، دبی خروجی سیال تغییر قابل ملاحظه‌ای پیدا نمی‌کند. از رابطه‌ی (۱) می‌توان

نتیجه گرفت که هنگامی که تغییری در فرکانس یا حجم میکروپمپ اعمال نشود، دبی تغییر نمی‌کند. در این‌جا چون ابعاد میکروپمپ تغییر نکرده است، تغییر قابل ملاحظه‌ای در دبی خروجی میکروپمپ، مشاهده نمی‌شود.

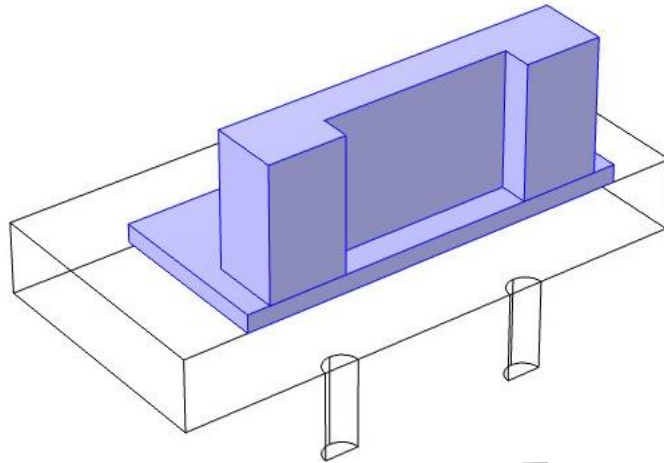


شکل (۱۳) اثر تغییر مکان ورودی و خروجی بر دبی خروجی میکروپمپ.

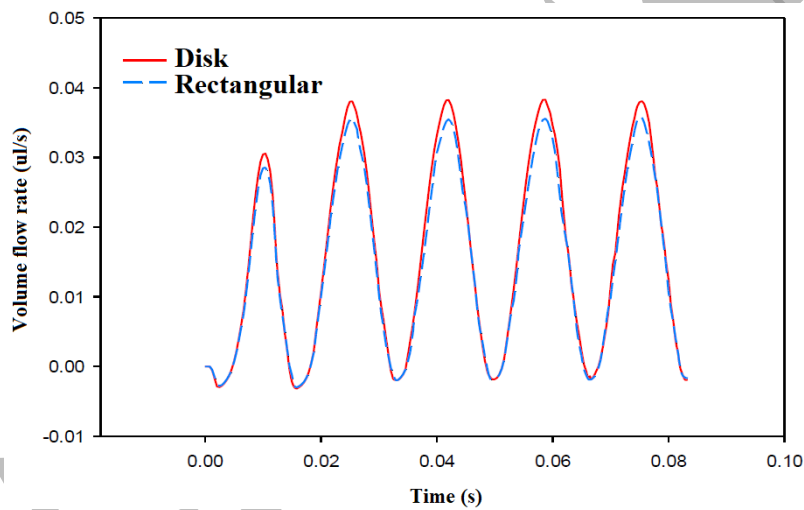
#### ۵-۶- محرک پیزوالکتریک مستطیل شکل

اکثر میکروپمپ‌های پیزوالکتریک گزارش شده به شکل دیسک مدور پیاده‌سازی شده اند. محرک پیزوالکتریک می‌تواند دارای مقطع مستطیل شکل یا مربع شکل باشد تا امکان سری کردن محفظه‌ها برای کاربردهای عملی ساده‌تر باشد. در این بخش با تغییر حالت محرک پیزوالکتریک از حالت دیسک به حالت مستطیل، به بررسی این شکل از محرک پیزوالکتریک پرداخته شده است. در شکل (۱۴)، شکل کلی این میکروپمپ و در شکل‌های (۱۵) و (۱۶)، دبی خروجی و حجم سیال پمپ شده این نوع میکروپمپ و مقایسه آن با حالت مبنا نشان داده شده است. در این بررسی، غشاء و محرک پیزوالکتریک، در دو شکل مستطیل و مدور دارای سطح مقطع یکسان هستند. در اینجا نیز برای استقلال حل از شبکه محاسباتی در نظر گرفته شده، پنج شبکه با تعداد المان‌های متفاوت بررسی شده و برای هر مورد بیشینه‌ی دبی ورودی و خروجی و جریان خالص از طریق پمپ محاسبه شده است. نتایج نشان دادند که شبکه‌ای با تعداد ۶۵۹۳۵ المان برای شبیه‌سازی محرک مستطیلی کافی است.

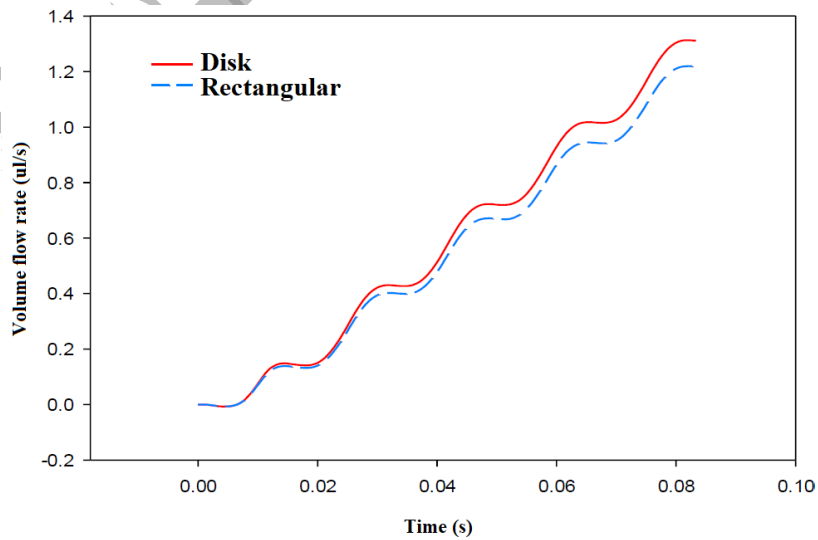
شکل‌های (۱۵) و (۱۶) نشان می‌دهند که بین دو میکروپمپ پیزوالکتریک مورد بررسی با محرک‌های به شکل حلقوی و محرک مستطیل شکل، میکروپمپ با محرک حلقوی دبی خروجی بیشتری را نشان می‌دهد. همچنین، حجم سیال پمپ شده از میکروپمپ با محرک حلقوی بیشتر است. با این حال، این افزایش چشمگیر نیست و از آنجا که قرار دادن محفظه‌های مستطیلی به صورت سری در کاربردهای عملی آسان‌تر است، می‌توان از محرک پیزوالکتریک با سطح مقطع مستطیلی برای ساخت میکروپمپ‌های چند محفظه‌ای استفاده نمود.



شکل (۱۴) طرح‌واره میکروپمپ با محرک پیزوالکتریک مستطیل شکل (قسمت جامد میکروپمپ شامل محرک پیزوالکتریک و غشاء برجسته شده است).



شکل (۱۵) دبی خروجی میکروپمپ با محرک‌های پیزوالکتریک به صورت حلقوی و مستطیل شکل.



شکل (۱۶) حجم سیال پمپ شده توسط میکروپمپ با محرک‌های حلقوی و مستطیل شکل.

## ۶- نتیجه گیری

در پژوهش حاضر، میکروپمپ با محرک پیزوالکتریک حلقوی شکل مورد بررسی قرار گرفته است. میکروپمپ مورد بررسی یک ورودی در سمت چپ و یک خروجی در سمت راست محفظه سیال آب را داراست. قسمت بالایی محفظه را غشاء دربر گرفته است و محرک پیزوالکتریک نیز، روی غشاء با قطر کمتر نسبت به غشاء قرار می‌گیرد. شبیه‌سازی‌های سه‌بعدی با استفاده از نرم افزار کامسول انجام گرفته است. شبیه‌سازی‌ها برای فرکانس‌های ۲۰ تا ۱۰۰ هرتز و ولتاژهای ۱۱۲۵ تا ۱۸۷۵ ولت صورت گرفته است تا بیشترین مقدار دبی خروجی و حجم سیال پمپ شده حاصل شود. همچنین، تأثیر تغییر ابعاد محرک پیزوالکتریک، تغییر ابعاد غشاء، تغییر مکان ورودی و خروجی محفظه سیال و در نهایت تغییر شکل محرک پیزوالکتریک از حلقوی به مستطیلی مورد بررسی قرار گرفته است. نتایج شبیه‌سازی نشان می‌دهد که میکروپمپ با محرک پیزوالکتریک حلقوی بازدهی بهتری نسبت به محرک پیزوالکتریک مستطیل شکل دارد اما از جنبه عملی، ساخت میکروپمپ چند محفظه‌ای با استفاده از محرک‌های با سطح مقطع مستطیلی پیشنهاد مناسبی است. همچنین از نتایج شبیه‌سازی، می‌توان متوجه شد که با افزایش فرکانس، افزایش ولتاژ و بزرگ شدن ابعاد محرک پیزوالکتریک و غشاء، دبی سیال در خروجی میکروپمپ و نیز حجم سیال پمپ شده افزایش پیدا می‌کند.

## مراجع

- [1] E. K. Sackmann, A. L. Fulton, and D. J. Beebe, "The present and future role of microfluidics in biomedical research," *Nature*, vol. 507, no. 1, pp. 181-189 (2014).
- [2] S. Mohith, P. N. Karanth, and S. M. Kulkarni, "Recent trends in mechanical micropumps and their applications: A review," *Mechatronics*, vol. 60, no. 1, pp.34-55 (2019).
- [3] Y. N. Wang, and L.M. Fu, "Micropumps and biomedical applications – A review," *Microelectronic Engineering*, vol. 195, no. 1, pp. 121-138 (2018).
- [4] D. J. Laser, and J. G. Santiago, "A review of micropumps," *J. Micromechanics Microengineering*, vol. 14, pp. 35-64 (2004).
- [5] W. J. Spencer, W. T. Corbett, L. R. Dominguez, and B. D. Shafer, "An electronically controlled piezoelectric insulin pump and valves," *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control*, vol. 25, pp. 153-156 (1978).
- [6] H. T. G. van Lintel, F. C. M. van De Pol, and S. Bouwstra, "A piezoelectric micropump based on micromachining of silicon," *Sensors and Actuators*, vol. 15, pp. 153-167 (1988).
- [7] E. Stemme, and G. Stemme, "A valveless diffuser/nozzle-based fluid pump," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 39, pp. 159-167 (1993).
- [8] M. Koch, N. Harris, G. R. E. Alan, M. W. Neil, and A. Brunnschweiler, "A Novel Micromachined Pump Based On Thick-Film Piezoelectric Actuation," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 70, pp. 98-103 (1998).
- [9] L. Saggere, N. W. Hagoood, D. C. Roberts, H. Li, J. L. Steyn, K. Turner, J. A. Carretero, "Design, Fabrication, and Testing of a Piezoelectrically Driven High Flow Rate micropump," *Proceedings of the 2000 12th IEEE International Symposium on Applications of Ferroelectrics (IEEE Cat. No.00CH37076)* (2000).
- [10] J. Kan, Y. Zhigang, P. Taijiang, C. Guangming, B. Wu, "Design and test of a high-performance piezoelectric micropump for drug delivery," *Sensors and Actuators*, vol. 121, pp. 156-161 (2005).

- [11] C. Y. Lin, H. K. Ma, B. R. Hou, H. Y. Wu, J. J. Gao, M. C. Kou, "Development and application of a diaphragm micro-pump with piezoelectric device," *Microsystem Technologies*, vol. 14, pp. 1001-1007 (2008).
- [12] S. Revathi, and R. Padmanabhan, "Design and Development of Piezoelectric Composite-Based Micropump," *Journal of Microelectromechanical Systems*, vol. 27, pp. 1105-1113 (2018).
- [13] K. Rakesh, S. Tanuja, and K. Vijay, "The Effect of Operating Frequency and Needle Diameter on Performance of Piezoelectric Micropump," *Advanced Materials*, pp. 567-578 (2018).
- [14] H. Asadi Dereshgi, "Performance Comparison of Novel Single and BiDiaphragm PZT-Based Valveless Micropumps," *Journal of Applied Fluid Mechanics*, vol. 13, pp. 401-412 (2020).
- [15] X. Liu, X. Li, M. Wang, S. Cao, X. Wang, and G. Liu, "A High-Performance Piezoelectric Micropump with Multi-Chamber in Series," *Applied Sciences*, vol. 12, No. 9, pp. 44-83 (2022).
- [16] H. Yang, L. Dong, M. Wang, G. Liu, X. Li and Y. Li, "A wearable insulin delivery system based on a piezoelectric micropump," *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 347, p. 113909 (2022).
- [17] P. K. Haldkar, A. Khalatkar, V. K. Gupta, T. Sheorey, "New piezoelectric actuator design for enhance the micropump flow," *Materials Today: Proceedings*, vol. 44, pp. 776-781 (2021).
- [18] M. Bayareh, and S. Mortazavi, "Equilibrium Position of a Buoyant Drop in Couette and Poiseuille Flows at Finite Reynolds Numbers," *Journal of Mechanics*, vol. 29, no. 1, pp. 53–58 (2013).
- [19] M. Bayareh, M. N. Ashani, and A. Usefian, "Active and passive micromixers: A comprehensive review," *Chemical Engineering and Processing - Process Intensification*, vol. 147, p. 107771 (2019).
- [20] M. Bayareh, and S. Mortazavi, "Binary collision of drops in simple shear flow at finite Reynolds numbers: Geometry and viscosity ratio effects," *Advances in Engineering Software*, 42(8), 604–611 (2013).
- [21] J. J. Rojas, and J. E. Morales, "Design and simulation of a piezoelectric actuated valveless micropump," In Proceedings of the COMSOL Conference, Boston, pp. 1-3 (2015).